

EVELISE ONO

**AVALIAÇÃO DE REABSORÇÕES RADICULARES EXTERNAS
POR MEIO DE RECONSTRUÇÃO DIGITAL DE IMAGENS E
SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL**

Tese apresentada à Faculdade Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área Radiologia Odontológica.

EVELISE ONO

**AVALIAÇÃO DE REABSORÇÕES RADICULARES EXTERNAS
POR MEIO DE RECONSTRUÇÃO DIGITAL DE IMAGENS E
SUBTRAÇÃO RADIOGRÁFICA DIGITAL**

Tese apresentada à Faculdade Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em BIOPATOLOGIA BUCAL, Área Radiologia Odontológica.

Orientador: Prof. Titular Edmundo Medici Filho

São José dos Campos

2008

Apresentação gráfica e normalização de acordo com :

Bellini AB. Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

Catálogo – Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação
Faculdade de Odontologia de São José dos campos - UNESP

Ono, Evelise

Avaliação de reabsorções radiculares externas por meio de reconstrução digital de imagens e subtração radiográfica digital / Evelise Ono; Orientador: Edmundo Medici Filho. _São José dos Campos, 2008.

116.f. : il.

Tese (Programa de Pós- Graduação em Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2008.

1.Subtração radiográfica digital - 2. Reabsorção radicular externa

Black D24

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 22 de abril de 2008.

Assinatura : _____

E-mail: evelise.ono@uol.com.br

*"Jamais considere seus estudos como uma obrigação, mas como
uma oportunidade invejável (...) para aprender a conhecer a
influência libertadora da beleza do reino do espírito, para seu
próprio prazer pessoal e para proveito da comunidade
à qual seu futuro trabalho pertencer"*

Albert Einstein

DEDICATÓRIA

Dedico ao meu esposo, Jefferson, pelo amor e companheirismo que me dedica e dedicou desde o início, e pela ajuda inestimável em várias etapas deste trabalho.

“Não somos amados por sermos bons. Somos bons porque somos amados.”

Desmond Tutu

Dedico também aos meus pais, Alaíde e Agostinho, e aos meus outros pais, Eliza e Luis, que, com todo amor e carinho, sempre me incentivaram e apoiaram de todas as maneiras. Com certeza, vocês fazem parte dessa conquista.

“Os bons filhos são a coroa dos pais; os bons pais a glória dos filhos.”

Anônimo

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Deus, por tudo que me proporcionou até aqui.

*“É um cientista bem medíocre aquele que pretende poder
passar sem fé ou sem Deus!”*

*Werner Von braun, criador dos foguetes que levaram o homem
à lua*

*Ao querido Professor Titular Edmundo Medici Filho,
pela convivência, amizade e pelas maravilhosas pizzadas
compartilhadas com sua família, por sua valiosa orientação, sensata e
sábia, e por seus ensinamentos. Meu carinho e minha admiração por
você continuam e continuarão. Obrigada!!*

"Mentes não são conquistadas pelas armas, mas por amor e magnanimidade."

Baruch Spinoza

AGRADECIMENTOS

*À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista, na pessoa de seu diretor **Professor Doutor José Roberto Rodrigues**, pela oportunidade de utilizar toda a infra-estrutura e recursos dessa faculdade.*

*À coordenadora do Programa de Pós-graduação em Biopatologia Bucal da FOSJC – UNESP, **Professora Doutora Cristiane Yumi Koga Ito**, pela competência, disposição e organização com que conduz o curso.*

*Aos **Professores da Disciplina de Radiologia Odontológica**, da FOSJC – UNESP:*

***Professor Titular Luiz Cesar de Moraes**, por sua presteza, sempre disposto a atender nossas necessidades, pelos conhecimentos transmitidos e pela amizade. Dias desses, apareçam em “Londorina”...”estararemos” esperando...*

***Professor Adjunto Julio Cezar de Melo Castilho**, pelos ensinamentos e conselhos a mim dedicados.*

***Professora Adjunta Mari Eli Leonelli de Moraes**, por todo seu carinho durante o curso, pela presença amiga em muitos momentos importantes, pela companhia compartilhada de sua família.*

*Ao **Professor Titular Horacio Faig Leite**, pelo material gentilmente cedido, que tornou possível a realização deste trabalho, e*

pelas valiosas contribuições a este trabalho, apresentadas no exame geral de qualificação.

Ao Professor Doutor Warley David Kerbauy pelas considerações feitas a este trabalho, as quais foram muito importantes para seu bom desenvolvimento.

Ao Prof. Assistente Ivan Balducci, pelos bombons, balinhas, e por toda sua atenção e paciência ao me ensinar os testes estatísticos utilizados neste estudo.

Aos Professores do Curso de Especialização em Radiologia Odontológica, da ABENO-SP, cujos ensinamentos foram essenciais para o término de mais essa jornada:

Professora Doutora Emiko Saito Arita, orientadora, amiga e grande incentivadora.

Professores José Carlos Negrelli Musegante e Marcos Ribeiro Soares, grandes mestres e amigos.

À Professora Doutora Elisa Emi Tanaka Carloto, por ter aceitado fazer parte desta banca examinadora. A honra é minha! Pela generosidade com que transmite seus conhecimentos e compartilha valiosas dicas, mesmo que, infelizmente, não tenha sido sua aluna.

“Toda a arte de ensinar é apenas a arte de acordar a curiosidade natural nas mentes jovens, com o propósito de serem satisfeitas mais tarde.”

Anatole France

*Aos amigos de longa data **Lawrenne Ide Kobatsu, Antonio Francisco e Sandra Maria Nobre David, Milton Gonçalves Soares e Janaina Gentil, Luciano Pereira e Francine Silva Rosa, Aline Rose Cantarelli Morosolli, Gustavo Nogara e Patrícia Dotto e Carolina de Oliveira Tocalino Walter Porto.** Nosso encontro em 2003 foi essencial para minha adaptação à nova cidade e à vida de pós-graduanda. Obrigada pelo carinho e amizade. Nossos momentos ficarão sempre guardados na memória e no meu coração.*

*Em especial à **Lawrenne** e ao **Milton**, que contribuíram diretamente para o desenvolvimento deste trabalho, e ao casal **David e Sandra** e sua linda família, pela ajuda, pela confiança, pelos convites (de todos os tipos) e pela presença amiga nesse e em outros momentos importantes da minha vida.*

*“Nenhum caminho é longo demais quando um amigo nos
acompanha.”*

Autor desconhecido

*Aos novos amigos e colegas do Curso de pós-graduação em Radiologia Odontológica da FOSJC – UNESP **Luiz Roberto Coutinho Manhães Jr., Luis Roque Araújo dos Santos, Wilton Mitsunari Takeshita, Cléber Frigi Bissoli, Breno Cherfên Peixoto, Simone Maria Ragone Guimarães, Roberto Hiroshi Matsui, Rafaela Rangel Rosa, Michelle Bianchi de Moraes, Patrícia Superbi Lemos Maschtakow, Carolina Bacci Costa, Caio Vinicius Bardi Matai, Daniela Imoto Takeshita,** pelo convívio agradável e pela troca de conhecimentos.*

*“A cooperação é a convicção plena de que ninguém pode
chegar à meta se não chegarem todos.”*

Virginia Burden

Às funcionárias da Disciplina de Radiologia Conceição e Eliane, e à D. Madalena, por todo carinho e dedicação com qual sempre me atenderam.

Às secretárias da Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos Erena, Rose, Lilian e Cidinha, pela atenção durante o curso.

À diretora técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação Silvana Alvarez, pelo auxílio e orientações quanto à normalização deste trabalho.

Às funcionárias da biblioteca e demais funcionários da faculdade, pelo bom atendimento de sempre.

À todas aquelas pessoas que tenham contribuído para que eu concluísse esta tese.

*“Lembrar é fácil para quem tem memória, esquecer é difícil para quem tem
coração.”*

Padre Mustafá

FOLHA DE APROVAÇÃO

Ono E. Avaliação de reabsorções radiculares externas por meio de reconstrução digital de imagens e subtração radiográfica digital [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008.

São Jose dos Campos, 22 de abril de 2008.

Banca examinadora

- 1) Prof. Dr.: Edmundo Medici Filho
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP
Julgamento: _____ Assinatura: _____

- 2) Prof. Dr.: Horacio Faig Leite
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP
Julgamento: _____ Assinatura: _____

- 3) Profa. Dra: Elisa Emi Tanaka Carloto
Faculdade de Odontologia de Londrina
Universidade Estadual de Londrina – UEL
Julgamento: _____ Assinatura: _____

- 4) Profa. Dra: Sandra Maria Nobre David
Curso de especialização em Radiologia e Imaginologia
Universidade Cruzeiro do Sul – UNICSUL
Julgamento: _____ Assinatura: _____

- 5) Prof. Dr.: Julio Cezar de Melo Castilho
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP
Julgamento: _____ Assinatura: _____

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS.....	11
RESUMO	12
1 INTRODUÇÃO	13
2. REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 Registro <i>a posteriori</i> e técnica de subtração radiográfica digital (SRD).....	16
2.2 Reabsorção radicular externa.....	34
2.3 SRD na detecção de alterações dos tecidos mineralizados	55
3 PROPOSIÇÃO	66
4 MATERIAL E MÉTODO	67
4.1 Análise estatística	74
5 RESULTADOS	75
6 DISCUSSÃO	88
7 CONCLUSÕES	105
8 REFERÊNCIAS	107
ANEXO	115
<i>ABSTRACT</i>	116

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CCD =	Charge coupled device
DP =	Desvio-padrão
DPI =	Divisão de processamento de imagens
INPE =	Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais
JCE =	Junção cimento-esmalte
kV =	Kilovolt
mL =	Mililitros
N =	Normal
ROC =	Receiver operating characteristic
ROI =	Region of interest (região de interesse)
RRAE =	Reabsorção radicular apical externa
RRE =	Reabsorção radicular externa
SRD =	Subtração radiográfica digital
TIFF =	Tagged Image File Format
µm =	Micrometro

Ono E. Avaliação de reabsorções radiculares externas por meio de reconstrução digital de imagens e subtração radiográfica digital [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008.

RESUMO

Diante dos prejuízos que a reabsorção severa da raiz pode acarretar, e considerando a técnica de subtração radiográfica digital (SDR) importante recurso para detecção precoce de alterações minerais, propõe-se neste estudo avaliar a eficiência de um programa de computador, que execute o registro das imagens e SRD, no diagnóstico da reabsorção radicular externa simulada, comparado à radiografia digital, além da concordância intra e interexaminadores nos 2 métodos de diagnóstico. Os 49 dentes de mandíbulas humanas maceradas com reabsorções de diferentes dimensões, simuladas na região apical e lingual, foram radiografados com variação de ângulos de projeção. As radiografias foram registradas *a posteriori* pelo programa Regeemy® e subtraídas pelo programa Image Tool®. A quantidade de ruído estrutural nas imagens subtraídas foi obtida pela mensuração da média e desvio-padrão dos níveis de cinza. Para avaliação do desempenho dos métodos de diagnóstico, pares de radiografias periapicais e imagens subtraídas foram apresentadas a 3 radiologistas. De acordo com os resultados, o ruído das imagens subtraídas de radiografias após variações de 10° e 20° do ângulo vertical e 10° horizontal e corrigidas *a posteriori*, foi significativamente maior que das imagens subtraídas de radiografias padrão, independente da região radiografada. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos na detecção de reabsorções apicais, independentemente do tamanho da lesão, assim como não houve diferença entre os métodos na detecção de reabsorções linguais de 1,2 mm ou mais. A SRD foi significativamente superior à radiografia digital para detecção de lesões linguais de cerca de 1 mm. Cavidades na superfície lingual de cerca de 0,5 mm não foram detectadas com precisão por nenhum dos métodos. A concordância intra e interexaminadores na interpretação das reabsorções foi substancial ou quase perfeita em ambos os métodos, sendo maior quando se utilizava a SRD.

PALAVRAS-CHAVE: Técnica de subtração; reabsorção da raiz, diagnóstico precoce; interpretação de imagem radiográfica assistida por computador, radiografia digital dentária.

1 INTRODUÇÃO

Reabsorções de dentes permanentes são processos patológicos que podem ser resultado de lesões traumáticas, infecciosas ou iatrogenias de tratamentos odontológicos, e que promovem a destruição dos tecidos mineralizados na superfície externa ou interna da raiz dentária.

Especial atenção tem sido creditada às reabsorções radiculares externas em indivíduos submetidos a tratamento ortodôntico. A reabsorção radicular de origem ortodôntica resulta da necrose do ligamento periodontal com a formação de uma zona hialina acelular³², e está associada a fatores biológicos, mecânicos ou combinação de ambos⁴⁴. Ocorrem principalmente nos terços apicais dos dentes anteriores inferiores, levando ao encurtamento das raízes⁵⁹. Reabsorções radiculares severas podem comprometer de forma decisiva a estabilidade dental e a função mastigatória³⁴.

Desde que foi associada à movimentação dentária induzida, diversos trabalhos, com diferentes metodologias, estudaram a reabsorção radicular relacionada às variáveis do tratamento ortodôntico.

As reabsorções radiculares são geralmente diagnosticadas com base nas diferenças radiográficas de imagens subseqüentes. Encurtamento da raiz e mudanças na sua forma são os pontos-chave para o diagnóstico em radiografias seriadas^{11 e 13}. No entanto, como produto da projeção e superposição de estruturas, a imagem radiográfica apresenta limitações, tornando difícil, principalmente, o diagnóstico de lesões nas faces vestibulares e linguais das raízes radiculares. Além disso, comparações visuais de radiografias seqüenciais

podem gerar, freqüentemente, discordância nas interpretações radiográficas entre examinadores e mesmo na interpretação de um único examinador realizada em tempos diferentes^{21 e 51}.

De acordo com estudos recentes, radiografias digitais são mais eficientes no diagnóstico quando comparadas às radiografias convencionais^{65 e 66}. Entretanto, ainda assim, considera-se que exames radiográficos apresentam pouca sensibilidade no diagnóstico de reabsorções radiculares periapicais³³. Cerca de 70 % do conteúdo mineral dos tecidos mineralizados deve ser removido para que lesões sejam radiograficamente visíveis², sendo que reabsorções radiculares somente podem ser observadas após aproximadamente três meses do seu início¹².

As dificuldades no acompanhamento radiográfico seqüencial e na análise quantitativa de pequenas alterações de estruturas mineralizadas levaram ao desenvolvimento de métodos mais precisos, para que as mudanças pudessem ser mensuradas por um ou vários observadores com pequeno grau de variação. Entre eles, a técnica de subtração radiográfica digital (SRD)⁴⁸, que consiste em subtrair as estruturas que não se alteraram entre dois exames radiográficos, resultando numa imagem envolta por um fundo cinza neutro. Áreas de perda de tecido mineral são convencionalmente mostradas por um cinza escuro enquanto áreas de ganho parecem como cinza claro. Com isso, o diagnóstico precoce de perda ou ganho mineral pode ser realizado antes da evidência da alteração em radiografias convencionais⁵.

A precisão da técnica de SRD em revelar alterações de densidade óptica depende de radiografias padronizadas geometricamente e contraste e densidade semelhantes. Qualquer alteração entre as radiografias a serem comparadas produzirá áreas, na imagem subtraída, com aumento ou diminuição da densidade, o que pode ser erroneamente interpretado como regiões de ganho ou perda mineral⁴. Por isso, na prática clínica, a utilização de formas de padronização geométrica e meios de correção da imagem por computador são importantes.

Programas de computador, com recursos de correção de contraste e densidade e correção geométrica, foram desenvolvidos para minimizar essas condições indesejáveis e viabilizar o uso da subtração radiográfica digital como método de diagnóstico, entre eles o Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.41-RCB (DPI-INPE, Sao Jose dos Campos, SP, Brazil). Esse programa permite que diferenças geométricas de exposição possam ser ajustadas, por meio de matriz de transformação algorítmica, e possibilita o registro de pontos de controle *a posteriori*.

Diante dos prejuízos que a reabsorção severa da raiz pode acarretar, e considerando a SRD importante recurso para detecção de ganho ou perda mineral, propõe-se neste estudo avaliar a eficiência de um programa de computador, que faça o registro das imagens e também execute a técnica de subtração, no diagnóstico da reabsorção radicular externa simulada. Com isso, espera-se, contribuir para o controle clínico da reabsorção radicular, já que a detecção precoce da reabsorção radicular possibilita identificar os dentes com alto risco e estabelecer procedimentos preventivos e terapêuticos eficazes na movimentação dentária, e também, diante dos inúmeros métodos já utilizados em pesquisas, sugerir um método mais preciso e reprodutível para avaliar a perda dentária causada pela reabsorção.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Registro *a posteriori* e técnica de subtração radiográfica digital (SRD)

Considerando a SRD um método para diminuição de ruído estrutural (sobreposição de estruturas), Gröndahl et al.²², em 1983, descreveram a técnica e propuseram algumas aplicações possíveis para avaliação de radiografias seqüenciais na Odontologia. Segundo os autores, em duas imagens obtidas entre um intervalo de tempo, uma comparação ponto-a-ponto deveria mostrar pontos correspondentes com valores de densidades ópticas idênticos, exceto onde existisse diferença entre as duas imagens. Subtraindo o valor da densidade de cada ponto na imagem obtida primeiramente (imagem de referência) do valor de cada ponto correspondente na imagem subseqüente, a imagem subtraída é formada. Os valores devem ser uniformes quando nenhuma alteração ocorreu. Nas áreas onde o valor da densidade se alterou, as diferenças aparecem. Convencionalmente, alterações associadas com aumento da radiolucência apareceriam mais escuras que o plano de fundo e, ao contrário, alterações associadas com diminuição da radiolucência, apareceriam mais claras. Por muitos processos fisiológicos e patológicos de interesse odontológico ocorrerem dentro do osso, a subtração radiográfica tem valor sempre que for de interesse o estudo longitudinal de tais alterações. Um pré-requisito para subtração radiográfica é que as projeções da imagem de dois exames diferentes sejam idênticas ou quase idênticas, entretanto, na prática, é impossível alcançar o registro perfeito

de estruturas comparáveis, assim algum ruído estrutural sempre está presente na imagem subtraída. Devido às imperfeições de padronização ao obter radiografias e no alinhamento das radiografias, as lesões aparecem junto a uma imagem tênue de estruturas no plano de fundo da imagem subtraída. Quanto maior as diferenças entre as duas imagens ou maior o desalinhamento, maior o ruído criado pelo processo de subtração. O grau de desalinhamento e de diferenças de projeção pode ser tolerado em função do tamanho da lesão e do contraste. Isto significa que quanto menor a lesão a ser detectada, maior a necessidade de reprodutibilidade da técnica radiográfica e melhor deve ser o processo de alinhamento das imagens. A grande necessidade de reprodutibilidade do posicionamento do indivíduo em exames radiográficos seqüenciais tem limitado a aplicação da subtração radiográfica. Entretanto, tentativas tem sido realizadas para aproveitar o potencial dessa técnica pelo uso de um método de padronização *a posteriori*, possível por meio da distorção geométrica de imagens subseqüentes com o auxílio do computador.

De acordo com Jeffcoat et al.³⁰, a fim de se utilizar rotineiramente radiografias não padronizadas para medidas de perda óssea alveolar, é desejável a capacidade de comparar qualquer radiografia a uma radiografia de referência pela “flexão” matemática da segunda radiografia para seu alinhamento à radiografia de referência. Assim, em 1984, os autores apresentaram um procedimento matemático que permitia que características anatômicas de radiografias não padronizadas fossem transformadas de acordo com a radiografia de referência. Essa transformação permitia medidas diretas e comparações da perda óssea alveolar entre radiografias seqüenciais. Por utilizar pontos anatômicos como referência, nenhum dispositivo de fixação ou posicionamento era necessário. Os cálculos eram facilmente realizados com um calculador ou um pequeno computador. Três pontos anatômicos foram definidos em 44 pares de radiografias (referência e subseqüente) não padronizadas. Essas coordenadas foram utilizadas para computar

uma matriz de transformação que distorcia matematicamente a radiografia subsequente para seu alinhamento à radiografia de referência. Comparações de medidas de perda óssea em pares de radiografias revelaram erro médio de 0,55 mm. Esse erro foi significativamente reduzido para 0,15 mm quando as medidas na radiografia referência foram comparadas às medidas das imagens transformadas. Esses dados indicaram que o método de transformação pode ser de grande valor na comparação de radiografias não padronizadas. A aplicação desse método em radiografias bem anguladas, porém, não padronizadas pode permitir a análise digital ou por subtração digital.

Com objetivo de fornecer a chave para a criação de sistemas para a técnica de subtração radiográfica odontológica sem o uso de estabilizadores da geometria de projeção, em 1984, Webber et al.⁶³ demonstraram o poder da transformação do tipo projetiva aplicada a pares de radiografias odontológicas severamente distorcidas, contendo processos patológicos conhecidos para serem identificados objetivamente a partir da análise das imagens subtraídas. Realizaram radiografias de um modelo dental com um gabarito de fio de metal fixado ao filme, para fornecer uma configuração a partir da qual 9 ou mais pontos de referência pudessem ser identificados facilmente. Esse filme foi digitalizado por meio de câmera de vídeo. O mesmo filme foi então encurvado arbitrariamente, fixado com fita adesiva e novamente digitalizado. O computador foi utilizado para simular uma pequena lesão radiolúcida no osso interseptal entre o primeiro e segundo molar na imagem produzida a partir do filme curvado. A subtração das duas imagens após simples rotação e translação de uma imagem em relação a outra foi fraco, já que essas transformações não foram capazes de corrigir alterações de projeção da forma. A fim de reduzir o ruído estrutural, os autores utilizaram o algoritmo descrito por eles para deformar a imagem da radiografia encurvada na imagem produzida a partir do filme não curvado. Um total de 16 pontos de referência (a maioria associada com o gabarito de metal) foi utilizado

como coordenada para o algoritmo. A melhora no registro das imagens foi evidente, e a lesão simulada foi discriminada mais facilmente do ruído estrutural causado pela falta de alinhamento das imagens (distorções do tipo reversíveis). Pelos resultados, o processamento computacional não-linear de imagens contendo artefatos devido à projeção discrepante pode melhorar o registro, essencial para a interpretação de imagens subtraídas.

Ruttimann et al.⁵⁴, em 1986, apresentaram um novo método digital para correção de diferenças de contraste do filme em radiografias a serem subtraídas. Utilizaram 12 pares de radiografias obtidas antes e após o tratamento periodontal. O registro geométrico das radiografias foi realizado utilizando dispositivo com registro oclusal e posicionador de filme. As variações de contraste foram corrigidas antes da subtração pela aplicação do novo método não-paramétrico desenvolvido. Concluíram que o método não-paramétrico produz resultados significativamente melhores em termos de desvio-padrão nas imagens subtraídas, indicando uma equiparação mais próxima dos níveis de cinza associados com diferentes áreas anatômicas nas radiografias.

Em 1989, Wenzel⁶⁴ se propôs a desenvolver um novo programa de computador para subtração radiográfica, que corrigisse matematicamente diferentes angulações e comparou o método de seleção de pontos de referência com o processo clássico manual. Foram utilizadas 22 mandíbulas secas de porcos domésticos e um fragmento de osso cortical com 7 degraus nas seguintes espessuras: 0,26; 0,30; 0,36; 0,42; 0,49; 0,55; e 0,72 mm. O fragmento era fixado na superfície lingual da mandíbula e mantido na mesma posição para uma série de radiografias. Cada série consistia de 11 radiografias com variações do ângulo vertical: 0° sem o fragmento posicionado, e, 0° a 10°, de 1° em 1°, com o fragmento ósseo em posição. Após a realização das séries de radiografias, 3 a 6 restaurações de amálgama foram colocadas nos dois molares do lado direito, e uma segunda série de radiografias foi realizada em cada mandíbula. O programa era capaz de realizar a subtração de

duas maneiras:

- a) manual (M), sobrepondo duas imagens em tempo real;
- b) baseado na sobreposição de pontos de referência (RP)

de estruturas nas duas imagens.

Este último método envolvia a seleção de pontos de referência nas duas imagens individualmente para que algoritmos para escalonamento, translação, rotação e distorção perspectiva fornecessem a melhor sobreposição possível. Os pontos de referência eram posicionados com uso do mouse, sendo os 15 a 16 pontos, em média, selecionados e distribuídos uniformemente em ápices radiculares, junções cimento-esmalte, coroas de dentes não-irrompidos e, para imagens de amálgama, nas bordas das restaurações. Após o processo de subtração pelos dois métodos, as imagens subtraídas foram exibidas para avaliação em ordem aleatória. Observou-se que o método RP foi superior ao método M para todas as angulações avaliadas; as imagens foram mais homogêneas, mostrando menor desvio-padrão no histograma de escala de cinzas. O autor concluiu que o programa estudado foi capaz de corrigir grandes variações geométricas, fornecendo ao dentista ferramentas para avaliação de alterações ósseas sutis.

Segundo Benn⁴, em seu artigo de 1990, um benefício significativo para a técnica de subtração seria deixar de usar moldes oclusais e cefalostatos para controlar rigidamente a geometria de projeção. Dispositivos ainda podem ser necessários para prevenir variações angulares de mais de 3°, o que pode ser alcançado pelos posicionadores utilizados na clínica rotineiramente. Entretanto, falso ganho ou perda óssea é aparente nas cristas marginais particularmente susceptíveis a erros de registro vertical ou oblíquo.

Visando a obtenção da máxima performance de um programa para SRD, Aagaard et al.¹, em 1991, avaliaram o efeito do número de níveis de cinza durante a captura por câmera de vídeo e do número de pontos de referência sobre a qualidade da imagem subtraída

em radiografias idênticas e não-idênticas. Foram selecionados 12 indivíduos dos quais foram obtidas radiografias intrabucais da região de pré-molares e molares inferiores esquerdo, uma com 0° e outra com 15° de ângulo horizontal, utilizando um dispositivo criado para padronização do procedimento. Todas as radiografias foram digitalizadas com câmera de vídeo por duas vezes:

- a) com 160-180 tons de cinza (baixa variação);
- b) com 200-220 de tons (variação quase completa).

Quatro subtrações foram realizadas entre os pares de radiografias idênticas (0°/0°) e não idênticas (0°/15°) com 5, 10, 15 e 20 pontos de referência. O procedimento foi realizado para as imagens com baixa variação de tons de cinza e repetido para as imagens com variação quase completa. No total, 192 imagens subtraídas foram obtidas. Os pontos de referência foram distribuídos homoganeamente e posicionados em regiões facilmente identificáveis como limites de restaurações, ápices radiculares e junção cimento-esmalte (JCE). O histograma da distribuição dos níveis de cinza foi utilizado para avaliação das imagens subtraídas, sendo o desvio-padrão do histograma utilizado para a análise estatística. Não houve diferença entre a qualidade de imagem obtida de radiografias digitalizadas com 160-180 e 200-220 tons de cinza. O desvio-padrão diminuiu continuamente quanto mais pontos de referência eram posicionados. Para as imagens 0°/0°, houve diferença significativa entre 5 e 10 pontos, enquanto que para imagens 0°/15° houve diferenças entre 5 e 10 pontos e 10 e 15 pontos. A precisão no posicionamento dos pontos de referência avaliada nas imagens idênticas foi satisfatória. Analisando o custo benefício do programa utilizado, concluíram que, ao trabalhar com técnica de subtração radiográfica, não se deve consumir tempo ajustando os níveis de cinza da digitalização, mas sim no posicionamento preciso de 10-15 pontos de referência.

A partir dos estudos realizados até então, Reddy e Jeffcoat⁵², em 1993, apresentaram o histórico e algumas considerações

sobre a técnica de SRD. Segundo os autores, subtração de imagens foi aplicada originalmente na Radiologia médica por Ziedses des Plantes e realizada com impressões fotográficas negativas e positivas de radiografias. Subtração angiográfica digital foi primeiramente introduzida como meio de avaliação da circulação da carótida e cerebral e facilitou a visualização de pequenas opacificações em veias que poderiam estar ocultas pela sobreposição de tecidos duros e moles nas radiografias convencionais. O sucesso inicial da técnica na avaliação das artérias carótidas levou investigadores a estender a nova tecnologia para outras regiões anatômicas. Avanços da subtração radiográfica na Odontologia ocorreram paralelamente aos da Medicina. Os primeiros estudos utilizaram a subtração fotográfica para avaliar a vascularização da mandíbula. Para os autores, existiam duas grandes limitações para subtração fotográfica de imagens: inabilidade de corrigir projeção geométrica e densidade e contraste dos filmes radiográficos. A introdução de imagens digitais fez da SRD um caminho prático para comparação de radiografias odontológicas. Para obtenção de uma imagem subtraída utilizando uma série de radiografias perfeitas hipoteticamente, programas de computador especializados são utilizados. Quando há alinhamento, o computador subtrai os valores de cinza digitalizados em cada pixel para obter a imagem subtraída. Neste ponto, uma subtração perfeita com nenhuma diferença entre as imagens irá apresentar valor zero (preto) em todos os pixels. Para facilitar a visualização, um valor de tom de cinza de 128 é adicionado para produzir um plano de fundo cinza contra o qual qualquer alteração ou lesão é mais prontamente visível. Felizmente, o processamento digital da imagem pode utilizar algoritmos para manipular a imagem e corrigir, em parte, discrepâncias geométricas e de densidade e contraste em pares de imagens. Entretanto, apesar da capacidade do computador, é sempre aconselhável a realização de radiografias de boa qualidade e com geometrias de projeção próximas.

Em 1994, Samarabandu et al.⁵⁵ descreveram o uso de um

novo algoritmo desenvolvido para alinhamento automático de imagens para técnica de subtração. Utilizaram radiografias de 32 regiões de crânios humanos macerados. Um par de radiografias de cada local foi obtido com diferença de ângulo vertical entre elas de 2°. Essa discrepância vertical de 2° entre duas radiografias foi obtida pela movimentação do crânio apoiado sobre dispositivo em direção vertical em relação ao colimador do aparelho de raios X. O filme foi mantido perpendicular ao feixe central. Dois conjuntos de imagens subtraídas foram criados, um no qual os pares foram alinhados manualmente e outro no qual os pares foram alinhados automaticamente com uso do algoritmo apresentado. A qualidade das 32 imagens de cada grupo foi comparada por 24 Cirurgiões-dentistas. De acordo com seus resultados, o alinhamento automático dos pares de radiografias produziu subtrações indistinguíveis em qualidade das subtrações alinhadas manualmente por um operador experiente. Entretanto, segundo os autores, o processo de alinhamento automático representa um passo em direção ao objetivo de automatizar completamente o procedimento.

Na tentativa de solucionar problemas dos métodos manuais, Ettinger et al.¹⁸, ainda em 1994, desenvolveram uma técnica de registro de imagens automatizada, baseada em estruturas anatômicas invariáveis, tais como cúspides dos dentes e JCE. Demonstraram a confiabilidade da utilização de seleção de pontos automatizada e algoritmos de distorção de imagem para o alinhamento automático de radiografias seqüenciais para SRD. Utilizaram radiografias de um estudo anterior, obtidas de maneira padronizada, com uso de posicionadores intrabucais e penetrômetro para equalização da densidade. As radiografias foram digitalizadas e diferenças de contraste foram corrigidas. O algoritmo para detecção e marcação dos contornos dentários e ósseos foi implementado pela computação do gradiente de densidade nas imagens para detecção dos limites das estruturas. O alinhamento de duas imagens foi realizado pela comparação dos pontos identificados e direção

do gradiente de contorno. Na ausência de alinhamento perfeito, uma das imagens era automaticamente deformada bilinearmente para criar correspondência com a outra. Embora esforços tenham sido feitos para padronização geométrica das radiografias, a configuração da sobreposição dos dentes difere entre duas radiografias, indicando a necessidade de alguma deformação para registro preciso das duas imagens. Os testes preliminares indicaram que a localização automática de pontos de referência é confiável, entretanto, são necessários outros estudos para determinar o nível de reprodutibilidade e precisão possível pela análise automatizada de imagens subtraídas.

Em 1998, Byrd et al.⁸ apresentaram um método computacional de seleção semi-automática de pontos de referência e alinhamento das imagens para SRD. Pares de radiografias são alinhados de maneira grosseira manualmente e pontos de referência de alto contraste são selecionados somente na primeira radiografia. Baseado nos pontos selecionados, um algoritmo de computador é implementado automaticamente para encontrar os pontos correspondentes na segunda radiografia, por meio dos valores dos pixels e de um gabarito criado ao redor de cada ponto. A seleção automática dos pontos de referência é utilizada para “*distorcer*” a segunda imagem de acordo com a primeira. Subseqüentemente, as duas imagens são subtraídas digitalmente. O programa permite a seleção de 3 ou 4 pontos de referência. Os autores avaliaram a precisão de diagnóstico do novo programa na detecção de lesões com perdas minerais menores que 10 mg em radiografias produzidas com variação conhecida do ângulo do filme, e também avaliaram a capacidade de detecção de lesões simuladas com relação às transformações de 3 e 4 pontos. Na parte *in vitro* do estudo, foi utilizada uma mandíbula humana macerada, na qual foram realizadas alterações conhecidas na massa do osso alveolar na região de molares. Com o fragmento ósseo em posição, foram obtidas radiografias com variação de 0°, 2°, 4°, 6° e 8° do plano do filme. Foi aplicado o novo programa para

seleção dos pontos e distorção das imagens de acordo com a imagem de referência, considerando 3 e 4 pontos de transformação. *In vivo*, o mesmo algoritmo foi aplicado em radiografias de 6 indivíduos, nos quais foi posicionado fragmento de hidroxiapatita na região de interesse. As radiografias com e sem o fragmento foram obtidas de maneira padronizada com o uso de cefalostato. As imagens subtraídas com 3 e 4 pontos de referência foram avaliadas quanto à presença ou ausência das lesões. A validação do algoritmo desenvolvido, tanto *in vitro* quanto *in vivo*, revelou que o método pode ser uma técnica efetiva no processo de alinhamento, melhorando a eficácia da subtração radiográfica digital enquanto mantêm a eficiência no diagnóstico no exame clínico. A seleção de 4 pontos foi mais efetiva que 3 pontos na correção e alinhamento das imagens digitais.

Lehmann et al.³⁶, em 1998, realizaram estudo para provar que o modelo de projeção perspectiva (projetiva) permite o registro preciso de radiografia intrabucais, indiferentemente se elas foram adquiridas com ou sem instrumentos de ajuste individual. Selecionaram 24 pares de radiografias da maxila e mandíbula humanas e de cães, aleatoriamente. As radiografias foram realizadas com o uso de posicionadores para técnica periapical e digitalizadas com câmera de CCD. Foi solicitado a 5 examinadores que marcassem pontos correspondentes em cada par de radiografias. Nenhuma instrução foi transmitida, exceto que pelo menos 4 pontos deveriam ser marcados. O número de pontos de referência variou de 4 a 19, com média de 8,97. As radiografias foram registradas segundo o modelo de projeção perspectiva e os parâmetros aproximados foram calculados. Observaram que utilizando 6 ou mais pontos em ambas as radiografias, a correlação das imagens registradas foi alta ($>0,95$), independente da experiência do observador e da posição dos pares de pontos de referência (variação interexaminadores). Concluíram que a projeção perspectiva é um método confiável para radiografias intrabucais adquiridas seqüencialmente. As

coordenadas dos pontos anatômicos são úteis para a determinação de parâmetros da projeção perspectiva. O registro é praticamente independente da posição dos pontos e conseqüentemente, independente do observador. Desse modo, o algoritmo seria também bastante útil para o registro baseado na detecção automática dos pontos de referência.

Em 2003, Mol e Dunn⁴⁷ avaliaram se a transformação do tipo projetiva, pela qual a geometria em uma radiografia é reconstruída com referência à geometria de outra radiografia com base num modelo de formação de imagem projetivo, preserva as propriedades das imagens subtraídas na presença de erros originados pela variação no ângulo vertical e horizontal do feixe central de raios X. Além disso, testaram a validade do uso de pontos anatômicos, comparada a pontos de referência metálicos, assim como a precisão do operador com relação à seleção dos pontos e análise das imagens. Vinte fragmentos de osso cortical mandibular com vários tamanhos, formas e pesos foram colocados individualmente num mesmo local na superfície lingual da porção interdental posterior de uma hemi-mandíbula seca. Imagens de referência foram adquiridas com os fragmentos em posição, e imagens seqüenciais foram obtidas sem a presença dos fragmentos. Antes da aquisição das imagens seqüenciais, o segmento de mandíbula era rotacionado 0°, 1°, 2°, 4°, e 6° ao redor de um eixo vertical, em relação ao feixe de raios X, simulando, assim, mudanças no ângulo horizontal do feixe. Depois de todas as radiografias, os fragmentos de osso foram analisados quanto ao seu conteúdo de cálcio. Todas as imagens seqüenciais foram geometricamente transformadas, por dois operadores, de acordo com a imagem de referência, por meio do programa Emago (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*), utilizando pontos anatômicos e metálicos de referência. Uma série de 100 imagens subtraídas foi criada, uma para cada fragmento ósseo utilizado (20) e cada grau de rotação (5), e foram analisadas por três examinadores. A análise de regressão linear permitiu verificar a relação entre a estimativa radiográfica de perda

mineral e a perda mineral real. Assim, o efeito do erro de projeção não foi significativo. Não houve diferenças entre as estimativas a partir de imagens obtidas com pontos anatômicos e pontos metálicos de referência, e a variabilidade dos operadores foi baixa tanto para a análise das imagens quanto para todo o procedimento de subtração. A previsão do limite para detecção de perda mineral pela técnica foi menor que 1 mg. Os autores concluíram que as imagens subtraídas, registradas pela transformação projetiva permitem estimativas de alterações ósseas, mesmo com erros de projeção irreversíveis de até 6°. Dentro desse limite, a precisão do operador é alta e pontos anatômicos, tais como junção cimento-esmalte e ápices radiculares são válidos e podem ser utilizados para estabelecer correspondência entre as imagens.

Considerando a dificuldade dos operadores na seleção de pontos de referência durante o uso de programas para SRD, Lee et al.³⁵ desenvolveram um programa (Sunny) com algumas outras funções para que a seleção dos pontos fosse mais precisa e efetiva, tais como magnificação da imagem, coloração dos pontos e possibilidade de visualizar as duas imagens durante a marcação dos pontos. Em seu artigo, introduziram informações a respeito do novo programa e avaliaram a qualidade das imagens subtraídas em comparação àquelas obtidas com o programa Emago (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*). Radiografias digitais intra-buciais das regiões anterior, molares, e pré-molares superiores e inferiores, de seis voluntários, foram realizadas. Quatro examinadores radiologistas executaram o processo de SRD pelos dois programas (Emago e Sunny). Ao total, 228 imagens subtraídas foram adquiridas, nas quais, uma região de interesse (ROI) com tamanho de 330x260 pixels, centralizada na imagem, foi selecionada. Os desvios-padrão (DP) dos valores de cinza nas ROIs foram estatisticamente avaliados. Observaram que a imagem subtraída obtida pelo programa Sunny foi superior àquela obtida pelo Emago, independentemente da região radiografada. As funções adicionadas no

programa Sunny foram muito úteis na seleção dos pontos.

Zacharaki et al.⁶⁸, em 2004, realizaram estudo com propósitos de instituir um método de registro automático para subtração radiográfica aplicada em imagens obtidas *in vivo*, e avaliar a performance desse método comparado ao método manual mais utilizado atualmente, no qual pontos anatômicos são inicialmente marcados nas duas imagens radiográficas por observadores experientes, baseados na transformação projetiva. Foram utilizados 35 pares de radiografias obtidas entre um período de cerca de 1 a 6 meses, pertencentes a 4 estudos clínicos já realizados. As radiografias de um dos estudos foram obtidas com padronização rigorosa *a priori*, enquanto que nos outros estudos o filme era mantido paralelo e o feixe de raios X perpendicular ao objeto por meio de posicionadores fabricados individualmente, fixados na superfície oclusal ou ao implante de referência com material de impressão, entretanto, as imagens desses estudos poderiam conter pequenos erros de projeção. Levando-se em consideração as diferenças de projeção entre os exames, a possibilidade de contração do material de impressão, problemas na colocação do posicionador no local exato, diferenças na relação entre o posicionador e o aparelho de raios X, os autores assumiram que as diferenças de projeção variaram de 1° a 5° com possibilidade de combinações em todos os planos. As radiografias foram digitalizadas e cada par de imagens foi automaticamente alinhada e corrigida pelas transformações do método proposto e do método manual estudado. A análise qualitativa do experimento, baseada na inspeção visual da sobreposição das imagens de referência e registrada, revelou sucesso do registro automático proposto e grande vantagem deste sobre o método manual. Na análise quantitativa, a comparação entre os dois métodos foi baseada no número de pixels entre a imagem de referência e a imagem registrada, e ficou evidente que o método de registro automático proposto, para todos os pares de radiografias, teve performance superior ao método manual. Concluíram que o método

proposto é capaz de alinhar radiografias adquiridas com ou sem padronização rigorosa *a priori*. A metodologia é baseada nas diferenças de pixels e não requer processo de segmentação antes do alinhamento. A transformação projetiva empregada fornece um modelo confiável para o registro de radiografias intra-buciais. Assim, a técnica de correção de contraste e de geometria de exposição aplicadas proporciona subtrações radiográficas para avaliação clínica da evolução de uma lesão ou a resposta a um plano terapêutico.

Em 2005, Huh et al.²⁹ analisaram os erros na imagem subtraída utilizando três técnicas de radiografia intrabucal e seis regiões expostas geralmente utilizadas na clínica para SRD *in vivo*. 30 voluntários sem lesões periodontais participaram do estudo. Neles, foram realizadas radiografias periapicais digitais das regiões anterior, de pré-molares e molares da mandíbula e maxila. As técnicas radiográficas utilizadas incluíram: técnica do paralelismo com uso de bloco de mordida fabricado individualmente fixado ao posicionador do tipo Rinn (M1); técnica do paralelismo com posicionador do tipo Rinn (M2); e técnica da bissetriz (M3). Um total de 540 radiografias iniciais foi adquirido. Uma semana depois, o mesmo operador realizou outras 540 radiografias dos mesmos voluntários de maneira similar. As imagens foram processadas com auxílio do programa Emago/Advanced v3.2[®]. O contraste entre os pares de imagens foi equalizado por meio da função *gamma correction*. Para corrigir a geometria, um operador experiente, utilizando mouse de computador, selecionou 4 pontos de referência nas JCEs e ápices radiculares dos pares de radiografias. As subtrações foram realizadas repetidamente até a obtenção da melhor qualidade da imagem subtraída. A quantidade de erro utilizando técnica M3 para SRD foi muito maior, comparada à técnica M1. Na região anterior da mandíbula, a técnica M2 não foi diferente da técnica M1. O menor grau de erro esteve presente na região anterior enquanto os maiores erros ocorreram na região de molares. Concluíram que a técnica da bissetriz deve se evitada, e a

técnica do paralelismo pode ser utilizada na região anterior para a SRD.

Tendo em vista as dificuldades ainda existentes nos programas em uso, em 2005, Dotto¹⁵ se propôs a estudar a viabilidade de realizar o registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas, mediante a marcação automática de múltiplos pontos de referência, utilizando um programa para registro de imagens de satélite (Regeemy v.0.2.41 - DPI-INPE, Sao Jose dos Campos, SP, Brazil). Para tanto, num estudo *in vitro* com mandíbulas maceradas, obteve pares de radiografias periapicais realizadas num intervalo de 4 semanas, utilizando posicionadores e sem qualquer outro recurso de registro *a priori*. As imagens finais (após quatro semanas) foram corrigidas, de acordo com a imagem de referência, por meio do programa Regeemy. Então, foi realizada subtração das imagens inicial e final no programa Image Tool (*University of Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA*), tanto com as imagens sem correção quanto com aquelas corrigidas pelo Regeemy. Ao medir a variação dos tons de cinza, observou que imagens subtraídas após o registro *a posteriori* apresentam menor ruído anatômico, ou seja, o alinhamento das imagens é melhor, evitando assim o aparecimento de falsas áreas de alteração. A partir dos resultados, o autor concluiu que é possível o registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas por meio da marcação automática de múltiplos pontos de referência utilizando programa para registro de imagens de satélite. O Regeemy torna fácil e viável o registro de imagens para execução da subtração digital radiográfica, utilizando até mesmo, pares de radiografias com erros de projeção, desmistificando a idéia de que a aplicabilidade clínica da subtração radiográfica é impossível ou limitada.

Guneri et al.²³, em 2006, testaram a eficácia de um novo programa para SRD *in vivo*, e compararam com outros programas já utilizados. O programa desenvolvido pelos autores apresenta algoritmos com função de equalização do histograma e deformação da imagem para

padronização da densidade radiográfica e contraste e alinhamento geométrico das imagens, utilizando no mínimo 4 pontos de referência. Radiografias iniciais e finais de 10 indivíduos submetidos a tratamentos odontológicos variados foram obtidas pela técnica do paralelismo. 4 diferentes programas, Emago[®] (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, Netherlands*), Photoshop 8.0 (*Adobe Inc., San Jose, CA*), PaintshopTM Pro[®] 9 (*Jasc Software, Inc., Minnesota, USA*), e o novo programa desenvolvido foram utilizados para subtrair as imagens inicial e final, procedimento este realizado por um radiologista treinado e experiente, no uso dos programas. Nenhum filtro de imagem foi empregado nas imagens originais ou nas imagens subtraídas. Cada par de radiografias e suas imagens subtraídas foram codificadas e apresentadas a 10 especialistas (3 endodontistas e 7 radiologistas), que avaliaram o poder dos programas em diferenciar mudanças radiográficas na imagem (restaurações, cárie, tratamento de canais, reparação de lesões periapicais, etc.). Avaliaram também o resultado visual das imagens (i.e., uniformidade dos níveis de cinza das imagens subtraídas), atribuindo a cada programa escore de 0 a 100. O novo algoritmo recebeu maiores escores que os outros programas (novo programa = 67,89; Emago[®] = 64,26; PaintshopTM Pro[®] 9 = 33,41 e Photoshop 8.0 = 27,24). A eficiência clínica do novo programa e do Emago[®] não diferiu significativamente ($p = 0,720$), assim como a performance do Photoshop 8.0 e PaintshopTM Pro[®] 9 foi comparável ($p = 0,295$). Assim, os autores sugeriram o novo programa e o Emago[®] para técnica de subtração na prática clínica.

De acordo com Yi et al.⁶⁷, em 2006, o registro de imagens por marcação manual dos pontos de referência depende da experiência do observador na seleção desses pontos. Além disso, parâmetros de transformação utilizados para alcançar o alinhamento entre radiografias podem ser diferentes em áreas de interesse devido à movimentação do feixe de raios X, objeto e sensor entre duas aquisições radiográficas. Para minimizar esses erros, os autores desenvolveram um método de registro

automático que evita a seleção manual dos pontos de referência, baseado na correlação cruzada de uma região de interesse (ROI). Avaliaram a precisão do novo método para subtração de radiografias intrabucais variando o tamanho do ROI utilizado, e analisaram a influência das estruturas anatômicas adjacentes sobre a precisão do registro. Obtiveram pares de radiografias digitais da região de molares pela técnica do paralelismo, com e sem bloco de mordida, de 20 indivíduos sem lesão periodontal, com intervalo de 1 semana. Uma ROI foi selecionada como janela retangular na imagem de referência. A ROI na imagem subsequente foi criada automaticamente, e transformações do tipo afim foram realizadas. Após correção geométrica foi realizada equalização do contraste e então a SRD. A influência da ROI sobre a precisão do registro foi analisada pela variação de seu tamanho. A ROI inicial foi selecionada como uma janela de 150x150 pixels. Então, foi estendida nas direções vertical e horizontal, sucessivamente. Apesar da utilização de uma ROI pequena para toda a imagem, erros de registro ou ruído estrutural não foram evidentes na imagem final. Observaram menor ruído na região das raízes que na coroa dos dentes. A área oclusal apresenta mais erros de registro, pois é influenciada grandemente pela discrepância de geometria de projeção. Concluíram que o método desenvolvido foi capaz de encontrar parâmetros para transformação com sucesso, independentemente do tamanho da ROI.

Em 2007, Güneri et al.²⁴ avaliaram a eficiência de um novo programa desenvolvido para SRD em corrigir mudanças de ângulo vertical e horizontal entre a fonte de raios X e o objeto. O primeiro molar de uma mandíbula macerada foi radiografado com ângulo da fonte de raios X de 0° vertical e 0° horizontal. Então, o ângulo vertical foi alterado para +10°, -10°, +15° e -15° para novas radiografias. O mesmo procedimento foi realizado com modificação do ângulo horizontal em 5° nas direções mesial e distal. Todas as radiografias foram processadas automaticamente e digitalizadas com 600 dpi de resolução espacial. O

novo programa e o programa Emago[®] foram utilizados para subtrair as imagens com alterações de ângulo da imagem original, e um total de 20 imagens subtraídas foram obtidas. 10 especialistas experientes avaliaram as imagens e determinaram a eficiência dos programas. O escore total do novo programa foi de 190 e do Emago[®], 117, para alterações angulares verticais, enquanto escores foram 51 e 21, respectivamente, para alterações horizontais. As diferenças entre todos os escores dos dois programas foram estatisticamente significantes ($p < 0,05$). Toda a avaliação revelou que o novo programa recebeu os maiores escores para imagens subtraídas obtidas tanto com variações angulares verticais quanto horizontais. Os autores concluíram que ambos os programas suportam alterações do ângulo vertical até 10° e horizontal até 5°, entretanto o novo programa teve performance melhor que o Emago[®].

2.2 Reabsorção radicular externa

Segundo Hidalgo²⁷, a dentina forma-se ocultamente ao sistema imunológico, apresentando, portanto, proteínas estranhas ao organismo. Uma vez removida a camada de cementoblastos e exposta a dentina, as proteínas estranhas são expostas ao sistema imunológico, que responde com a produção de anticorpos anti-dentina. A inflamação da área afetada impede a recolonização da região pelos cementoblastos adjacentes, perpetuando a reabsorção radicular. Cessada a inflamação, os cementoblastos recolonizam a área lesada e a reabsorção é interrompida.

Para Fuss et al.²⁰, sem estimulação contínua, o processo de reabsorção termina espontaneamente e o reparo com tecido cementário ocorre em duas a três semanas. No entanto, a capacidade regenerativa de dentina e cimento é limitada, e grandes áreas expostas de dentina podem não ser reparadas pelos tecidos neo-formados, resultando em perda permanente do tecido dentinário, anquilose e propagação do processo de reabsorção.

De acordo com Consolaro e Martins-Ortiz¹³, a remoção dos cementoblastos da superfície radicular é um fenômeno típico dos traumatismos e da movimentação ortodôntica, por isso o tratamento ortodôntico associa-se freqüentemente à reabsorção radicular. Durante a movimentação dentária induzida, a concentração de forças no ápice implica em maior destruição dos cementoblastos pela compressão destas células e dos vasos periodontais.

Para Cohen et al.¹¹, medidas preventivas podem ser tomadas para evitar ou limitar os danos que a reabsorção radicular externa pode causar. Seu diagnóstico precoce representa um desafio. Exames radiográficos podem ser utilizados visando a implementação de medidas preventivas apropriadas em tempo hábil, entretanto, o exame

deve ser impecável. O prognóstico da reabsorção radicular inflamatória é diretamente proporcional a sua detecção precoce – quanto mais cedo for detectada e tratada, mais favorável o prognóstico. Quando a reabsorção é detectada em estágios mais avançados (por exemplo, quando a raiz está perfurada), resolver o problema e manter o dente se torna mais problemático. Assim, a realização de radiografias periódicas é indicada para detecção precoce da reabsorção.

2.2.1 Métodos para avaliação da reabsorção radicular externa (RRE) relacionada ao tratamento ortodôntico

Em 1982, Malmgren et al.⁴³ estudaram o risco de reabsorção radicular com a movimentação de incisivos traumatizados, principalmente com injúrias leves e moderadas. Compararam também a frequência e grau de reabsorção em dentes traumatizados e não traumatizados após o tratamento ortodôntico convencional. Um total de 27 indivíduos (15 do sexo masculino e 12 do feminino) com 25 incisivos traumatizados foram avaliados. Todos os dentes apresentavam espaço periodontal normal na radiografia e mobilidade normal antes do tratamento, sendo que 11 dentes exibiam sinais de reabsorção radicular. Radiografias periapicais dos incisivos antes e depois do tratamento ortodôntico foram avaliadas. Sinais de reabsorção radicular foram registrados de acordo com um escore que variava de 0 a 4, sendo 0, ausência de reabsorção; 1 contorno irregular da raiz; 2, reabsorção radicular apical menor que 2 mm em relação ao comprimento original da raiz; 3, reabsorção radicular apical entre 2 mm a 1/3 da raiz; 4, reabsorção maior que 1/3 do comprimento radicular original. Todas as avaliações foram realizadas por 2 observadores, e o grau de reabsorção de cada

dente traumatizado foi comparado ao de um dente não traumatizado da mesma maxila. Os incisivos traumatizados que já exibiam sinais de reabsorção antes do tratamento sofreram mais reabsorção durante o tratamento que outros dentes. Entretanto, comparações intra e interindividuais não mostraram que dentes traumatizados com injúrias leves ou moderadas têm tendência maior a desenvolver reabsorção radicular durante o tratamento que dentes não traumatizados. A reabsorção progressiva está relacionada com dentes que sofreram injúrias severas. Concluíram que dentes com traumas leves e moderados e ligamento periodontal intacto após um período de observação de pelo menos 4 a 5 meses podem ser movimentados com prognóstico comparável ao de dentes não traumatizados.

Linge e Linge⁴¹, em 1983, investigaram a freqüência e extensão da reabsorção radicular apical nos incisivos superiores por meio de um método por eles considerado sensível o suficiente para identificar alterações significativas clinicamente do comprimento da raiz, ou seja, de aproximadamente 1 mm ou mais. O estudo foi baseado em 719 indivíduos tratados ortodonticamente (437 do sexo feminino e 282 do masculino), com média de idade no início do tratamento de $12,8 \pm 3,2$ anos, e com período de observação de $3,6 \pm 1,3$ anos. Foram realizadas radiografias periapicais dos incisivos superiores antes do tratamento e depois de completado o período de retenção. O comprimento da coroa e da raiz foi medido com paquímetro de precisão de 0,1 mm. O fator de ampliação da segunda radiografia foi ajustado ao da primeira por meio do comprimento da coroa, considerada inalterável pelo tratamento ortodôntico. As seguintes variáveis foram também registradas e avaliadas: idade antes e depois do tratamento, sexo, sobressaliência, sobremordida, trauma, hábitos, caninos impactados, tipo de tratamento. Pelos resultados, verificaram que indivíduos que iniciaram o tratamento após 11 anos de idade apresentaram significativamente mais reabsorção que aqueles que iniciavam mais precocemente. Fatores de risco altamente significantes foram:

trauma prévio, correção de canino incluído, uso de arcos retangulares e elásticos para tratamento de Classe II. Aparelhos fixos causaram significativamente mais reabsorção que aparelhos removíveis. Sexo, relação entre incisivos e período do dente bandado não foram intimamente relacionados com a quantidade de reabsorção radicular apical.

Em 1987, Andreasen et al.² relacionaram as observações radiográficas de cavidades de reabsorção radicular externa simuladas na superfície de raízes de dentes humanos com a variação na densidade do filme (tempo de exposição) e variação na angulação horizontal do feixe de raios X. Relacionaram também a possibilidade de detecção das cavidades ao seu tamanho e localização na superfície radicular. Utilizaram 5 blocos de mandíbulas contendo os 2 pré-molares. Para a realização das cavidades de reabsorção, utilizaram brocas esféricas com diâmetros de 0,6; 1,2 e 1,8 mm, que produziam cavidades com profundidades de 0,3; 0,6 e 0,9 mm e foram denominadas de pequena, média e grande, respectivamente. As raízes foram divididas em 3 terços a partir da crista alveolar até o ápice radicular. Então, cada dente tinha 9 localizações possíveis para cavidades (3 mesiais, 3 distais e 3 vestibulares; nos terços apical, médio e cervical). Para o exame radiográfico os blocos foram embebidos em material de silicone de impressão e fixados a um dispositivo ligado ao cilindro localizador do aparelho de raios X. Para a simulação de variações horizontais, o dispositivo que apóia os blocos de mandíbula era rotacionado em relação ao feixe central de raios X. Os blocos eram orientados de maneira que o feixe central a 0° de ângulo horizontal fosse direcionado ao centro do objeto, perpendicular ao segmento de arco dentário e ao longo eixo do dente. Os objetos foram radiografados antes e depois da preparação das cavidades. Cada dente foi radiografado em 3 diferentes angulações: 0° e 20° de ângulo horizontal mesial e distal. Radiografias com 3 diferentes densidades foram produzidas para cada angulação, a partir de tempos de exposição de

0,15; 0,35 e 0,60 s, respectivamente. A avaliação das radiografias foi realizada por 3 observadores. Enquanto mais da metade das cavidades médias e grandes puderam ser visualizadas, nenhuma cavidade pequena foi visualizada, independentemente da angulação horizontal ou densidade do filme. As cavidades pequenas foram camufladas pelo trabeculado ósseo. Não houve diferença na visualização de cavidades localizadas no terço cervical, médio ou apical da raiz. Cavidades, independentemente do tamanho, nas superfícies proximais foram mais prontamente visualizadas que aquelas na superfície vestibular. Exposições de alto contraste permitiram melhor visualização das cavidades.

Levander e Malmgren³⁸ testaram a possibilidade de estimar o risco de reabsorção severa da raiz em estágio precoce do tratamento, e avaliaram a importância de forma da raiz no desenvolvimento da reabsorção. Realizaram radiografias periapicais dos incisivos superiores de 98 indivíduos, com idade de 15 anos em média, antes, após 6 a 9 meses e ao fim do tratamento. Sinais de reabsorção radicular foram registrados por meio do sistema de escores apresentado por Malmgren et al.⁴³ em 1982. A forma das raízes foi avaliada como: normal, curta, romba, com a ponta curvada ou dilacerada, e em forma de pipeta. O risco de reabsorção severa foi descrito como: mínimo, leve, moderado ou alto, se a porcentagem dessas raízes em um grupo com tais reabsorções fosse: 0%, 0 a 25%, 25 a 50% e maior que 50%, respectivamente. A reprodutibilidade das avaliações foi investigada por meio de duas leituras de 15 casos selecionados aleatoriamente. Os autores reafirmaram a importância de controle radiográfico após 6 a 9 meses de tratamento com aparelho fixo. Reabsorção severa encontrada nesse período indica alto risco de reabsorção extrema ao fim do tratamento. Reabsorções menores indicam risco moderado e contorno irregular da raiz, risco pequeno de reabsorção severa. Encontraram alto risco de reabsorção severa da raiz em dentes com raízes em forma de pipeta e risco moderado em dentes com raízes rombas.

Para avaliar o grau de reabsorção radicular induzido pela mecanoterapia apregoada no curso de especialização em Ortodontia da PROFIS (Bauru-SP), Silva Filho et al.⁵⁸ selecionaram séries de radiografias periapicais obtidas pela técnica do paralelismo, antes e depois do término do tratamento ortodôntico, de 50 indivíduos (30 do sexo feminino e 20 do masculino), com média de idade de 14 anos no início do tratamento. O tempo médio de tratamento foi de 2 anos e 3 meses. Todos os dentes, exceto segundos e terceiros molares, foram examinados por 3 ortodontistas. Com base exclusivamente na interpretação clínica do grau de reabsorção, os 3 examinadores aplicaram escores de 0 a 2:

- a) 0 = ausência de reabsorção;
- b) 1 = arredondamento do ápice;
- c) 2 = reabsorção evidente.

Constataram envolvimento radicular em um ou mais dentes em 100% da amostra avaliada. Corroboraram, portanto, a estreita relação entre mecânica ortodôntica e reabsorção radicular, reafirmando o potencial estimulador das forças ortodônticas sobre a predisposição inerente à reabsorção radicular.

Em 1994, Levander et al.⁴⁰ avaliaram o efeito da pausa no tratamento em dentes nos quais foi descoberta reabsorção radicular apical após 6 meses do início do tratamento com aparelho fixo. 40 indivíduos com reabsorção radicular apical foram selecionados. Em 20 indivíduos o tratamento continuou de acordo com o plano de tratamento inicial e 20 indivíduos tiveram o tratamento interrompido por período de 2 a 3 meses. Radiografias periapicais de controle foram realizadas a cada 3 meses com auxílio de posicionador individual. Nelas, o comprimento total dos dentes (ápice até o ponto médio da borda incisal) foi medido digitalmente. A quantidade de reabsorção radicular foi calculada pela diferenças entre os comprimentos dos dentes na radiografia inicial e radiografias subseqüentes. Todas as medidas foram realizadas por duas vezes num intervalo de 1 mês. Observaram que todos os indivíduos

incluídos no estudo apresentaram marcada reabsorção apical após 6 meses do início do tratamento. Entretanto, uma pausa no tratamento com arcos inativos durante 2 ou 3 semana pode reduzir o risco de reabsorção severa. A interrupção de forças facilita a reorganização do tecido periodontal danificado e reduz o encurtamento radicular, já que o processo não progride com a remoção da causa.

Mirabella e Artun⁴⁶, em 1995, se propuseram a identificar fatores de risco para reabsorção radicular apical em um grande grupo de indivíduos adultos submetidos a tratamento ortodôntico, com especial ênfase na forma atípica da raiz, comprimento radicular, quantidade de movimento da raiz, e tipo de tratamento. Radiografias periapicais dos dentes anteriores superiores obtidas pela técnica do paralelismo e cefalogramas, realizados antes e depois do tratamento de 343 indivíduos adultos, foram avaliados. Reabsorção radicular apical foi calculada pela subtração dos comprimentos radiculares pré e pós-tratamento. A largura da raiz foi medida do contorno mesial ao distal, 4 mm acima do ápice radicular. A forma da raiz foi classificada subjetivamente como normal, pontiaguda, desgastado, romba, curvada, e em forma de garrafa. A movimentação radicular foi calculada a partir de medidas da sobreposição dos cefalogramas pré e pós-tratamento. Dados sobre severidade da má-oclusão e variáveis do tratamento foram coletados dos prontuários. A análise dos resultados revelou que a quantidade de movimentação radicular, comprimento da raiz, raízes finas, forma anormal da raiz, e o uso de elásticos para tratamento de Classe II foram fatores de risco significantes. Nenhuma associação foi encontrada entre tipo de má-oclusão inicial, tempo de tratamento e uso de arcos retangulares e reabsorção radicular.

Considerando as dificuldades técnicas em quantificar a reabsorção, assim como, as inconsistências nos resultados de estudos anteriores, Costopoulos e Nanda¹⁴ planejaram desenvolver uma técnica altamente precisa para quantificar a reabsorção radicular apical e avaliar a

reabsorção causada pela força de intrusão de baixa magnitude nos incisivos superiores. O grupo experimental foi constituído de 17 indivíduos com sobremordida excessiva, tratados com arco de intrusão do tipo Burstone. Para grupo controle, 17 indivíduos com aparelho fixo no arco todo foram selecionados. Para medir a reabsorção radicular, foram realizadas radiografias periapicais, antes e depois da intrusão, com um gabarito especial temporariamente ligado a um dos incisivos centrais, que consistia num bloco de acrílico moldado conforme a borda incisal do dente que suportava um fio metálico posicionado em frente à sua superfície vestibular, e paralelo ao seu longo eixo, o que foi verificado por meio de uma radiografia especial periapical lateral. Comparando a comprimento real do fio com sua dimensão no filme, o fator de magnificação exato pôde ser calculado. O comprimento total do dente foi medido (do ápice até o ponto médio da borda incisal). A medida radiográfica foi convertida para a medida real por meio do fator de magnificação. Segundo os autores, com o método desenvolvido, alterações do comprimento do dente podem ser medidas com erro médio de somente 0,1 mm por dente, comprovando ser precisa, confiável e simples de ser utilizada. Pelos resultados desse estudo, verificaram que intrusão com baixa magnitude de força pode ser efetiva na redução da sobremordida, causando quantidade desprezível de reabsorção radicular apical.

Para Lupi et al.⁴², o tratamento ortodôntico, em adolescentes, geralmente conta com o crescimento maxilo-mandibular e desenvolvimento dos alvéolos, enquanto nos adultos, a correção é obtida pela movimentação dos dentes no alvéolo. Por esses motivos, os autores julgaram que seria útil uma estimativa geral da freqüência e extensão da reabsorção radicular e da perda óssea alveolar nestes indivíduos submetidos a tratamento ortodôntico. Estudaram uma amostra de 88 indivíduos adultos (maiores de 18 anos), setenta do sexo feminino e 18 do masculino. Para avaliar a reabsorção radicular, radiografias periapicais pré e pós-tratamento, da região de incisivos superiores e inferiores foram

utilizadas. O avaliador examinou mudanças no comprimento das raízes e o contorno apical, e classificou em:

- a) 0 = Sem reabsorção radicular apical.
- b) 1 = Ápice radicular ligeiramente romba.
- c) 2 = Reabsorção moderada, até um terço da raiz.
- d) 3 = Reabsorção severa, além de um terço da raiz.

Observaram que o número de incisivos com reabsorção radicular, incluindo aqueles classificados como “1”, aumentou de 15 % (antes do tratamento) para 73 % (depois do tratamento). O número de incisivos com reabsorção moderada e severa foi de 2 % (antes do tratamento) para 24,5 % (depois do tratamento). Assim, um aumento marcante na prevalência de reabsorção radicular ocorreu durante o tratamento. A prevalência de efeitos iatrogênicos nos incisivos pode ser bem maior em adultos do que em adolescentes.

Perona e Wenzel⁵⁰, em 1996, avaliaram possível reabsorção radicular apical devido movimentação ortodôntica com força padronizada, pela medição do comprimento do dente e da raiz, avaliação qualitativa de reabsorção radicular e cálculo da densidade do ápice radicular. Foram obtidas radiografias padronizadas de caninos superiores tracionados ortodonticamente e caninos inferiores de controle, do mesmo indivíduo antes e depois do tracionamento. Para cada canino foi utilizado um bloco de mordida fixado ao posicionador de filme. Medidas do comprimento dentário e radicular foram realizadas pela localização de 3 pontos anatômicos: (1) incisal; (2) apical; (3) cervical, ponto médio da linha que liga a JCE distal e mesial. A razão comprimento radicular/comprimento dentário foi calculada para eliminar a influência de variações relacionadas a possíveis erros de projeção. A avaliação qualitativa foi realizada por 10 ortodontistas que examinavam os pares de radiografia e, por comparação, classificavam quanto à presença ou ausência de alteração. Todas as radiografias foram digitalizadas e subtraídas por meio de programa especialmente desenvolvido para SRD.

5 pontos de referência foram utilizados como coordenadas para sobreposição das duas imagens. Cada subtração foi realizada duas vezes, e em cada imagem subtraída, uma janela que abrangia o terço apical da raiz e parte do ligamento periodontal foi definida. Para avaliar a densidade do ápice radicular, o programa de computador calculou a média e desvio-padrão do histograma, definindo a distribuição dos níveis de cinza na janela selecionada. Concluíram que avaliações quantitativas e técnica de SRD falharam na demonstração de reabsorção radicular, e avaliações qualitativas revelaram a lesão em apenas um dente. Pelos resultados, observaram que o sistema de forças ortodônticas utilizado gerou um tipo de distribuição de estresse que ocasionou nenhuma ou somente reabsorções radiculares superficiais, sem nenhuma relevância clínica.

Levander et al.³⁷, em 1998, se propuseram a avaliar radiografias digitais na detecção de cavidades de reabsorção radicular simuladas em um modelo experimental, e reabsorções radiculares *in vivo*. Foram realizadas 44 radiografias convencionais e 44 radiografias digitais de pré-molares de mandíbulas maceradas. Em cada dente, foram realizadas cavidades pequenas (0,6 mm de diâmetro e 0,3 mm de profundidade), médias (1,2 mm de diâmetro e 0,6 mm de profundidade) e grandes (1,8 mm de diâmetro e 0,9 mm de profundidade). Novas radiografias foram obtidas com três ângulos de incidências: ângulo horizontal 0° em relação ao dente e ao filme; 20° de ângulo horizontal no sentido mesial; e 20° de ângulo horizontal no sentido distal. As radiografias foram avaliadas por três observadores experientes, instruídos a relatar a presença e localização das cavidades nas raízes dos pré-molares. No estudo *in vivo*, 92 incisivos superiores de 45 indivíduos tratados ortodonticamente foram avaliados. Os dentes foram separados em dois grupos de acordo com o aspecto radiográfico: grupo I (risco regular), constituído de 56 dentes com forma radicular normal; e grupo II (risco elevado), constituído de 36 dentes com raízes em forma romba ou

forma de pipeta. Radiografias digitais foram realizadas 3 e 6 meses após o início do tratamento, e nelas, a distância da borda cervical da base do braquete até o ápice radicular foi medida. As medidas foram repetidas após intervalo de um mês e a quantidade de reabsorção avaliada. Observaram que a sensibilidade de radiografias digitais no diagnóstico de reabsorção radicular apical durante o tratamento ortodôntico é comparável ao das radiografias convencionais, entretanto, o método oferece benefícios no processamento da imagem e redução na dosagem de radiação. Para monitorar a reabsorção radicular apical associada a tratamento ortodôntico, o procedimento padrão é um exame radiográfico aos 6 meses de tratamento. Nos dentes com risco aumentado, um acompanhamento a cada 3 meses é recomendado.

Em 2000, McNab et al.⁴⁴ realizaram estudo para avaliar dentes posteriores nos indivíduos submetidos a tratamento ortodôntico e determinar se existe associação entre a incidência de reabsorção radicular apical externa e a técnica ortodôntica utilizada, a duração do tratamento, e extrações dentárias realizadas como parte do tratamento. Radiografias panorâmicas pré e pós-tratamento, de 97 indivíduos, foram comparadas e uma escala de 4 níveis foi utilizada para medir a reabsorção. A incidência de reabsorção esteve positivamente associada com a posição do dente, tipo de aparelho, e extrações. A incidência de reabsorção foi 2,3 vezes maior para aparelhos da técnica de Begg, comparados aos Edgewise, e 3,72 vezes maior quando extrações eram realizadas.

Laux et al.³³, em 2000, investigaram a confiabilidade de radiografias de rotina na detecção de reabsorção radicular inflamatória apical pela correlação do diagnóstico radiográfico com achados histológicos. Primeiramente, um endodontista avaliou 104 radiografias sem ter conhecimento do diagnóstico histológico, quanto à ausência ou presença de reabsorção no terço apical da raiz e dividiu em 3 categorias:

- a) 0: sem evidência de reabsorção;
- b) +: reabsorção moderada (presença de irregularidades no contorno radicular);
- c) ++: reabsorção severa (presença de irregularidades radiolúcidas distintas ou encurtamento radicular).

Então, procedeu-se à análise histológica de cortes obtidos de cada dente. Dois tipos de reabsorção foram identificados: (i) defeitos de reabsorção que foram reparados com cimento celular, e (ii) lacunas de reabsorção que não foram reparadas. Este último pôde ser identificado radiograficamente. Assim, somente as reabsorções não reparadas foram avaliadas histologicamente, e agrupadas em 3 categorias:

- a) 0: ausência de reabsorção radicular não reparada;
- b) +: reabsorção superficial limitada ao cimento;
- c) ++: reabsorção severa do cimento e dentina.

Enquanto 19% dos dentes foram diagnosticados radiograficamente como tendo reabsorção radicular apical, 81% dos dentes examinados mostraram reabsorção no exame histológico. Concluíram que radiografias têm limitações consideráveis para o diagnóstico preciso da maioria dos defeitos de reabsorção radicular apical inflamatória.

Combinadas, grande perda de inserção e encurtamento da raiz podem levar a um alto nível de mobilidade dental. Desse modo, Levander e Malmgren³⁹ avaliaram a mobilidade dental em relação ao comprimento da raiz e osso alveolar de suporte. Examinaram 73 incisivos superiores de 20 indivíduos após 5 a 15 anos da fase ativa do tratamento ortodôntico. O comprimento total da raiz e o comprimento da raiz intra-alveolar nas porções mesial e distal foram medidas em radiografias periapicais digitais obtidas de maneira padronizada, utilizando um posicionador que fixava o sensor. Uma linha perpendicular foi desenhada passando pela intersecção do longo eixo da raiz em todos os dentes. A menor distância da linha à JCE (comprimento total da raiz) e à crista alveolar (comprimento da raiz intra-alveolar) foi medida na porção mesial

e distal, e a média da distância foi utilizada para os cálculos. A mobilidade dental foi avaliada clinicamente de acordo com o índice de Miller (0-4) e o método Periotest. Encontraram correlação significativa ($p < 0,05$) entre mobilidade dental e comprimento total da raiz e comprimento da raiz intra-alveolar. Concluíram que existe risco de mobilidade dental nos incisivos superiores que sofreram reabsorção radicular severa durante o tratamento ortodôntico, nos caso de comprimento radicular total remanescente menor que 9 mm. O risco é menor se o comprimento da raiz for maior de 9 mm. Indicaram acompanhamento dos dentes com reabsorção radicular severa induzida ortodonticamente.

Haiter et al.²⁵ compararam radiografias digitais e seus recursos equalizar e brilho/contraste com radiografias convencionais na detecção e quantificação de reabsorções radiculares produzidas experimentalmente em dentes de um crânio macerado. Os sistemas digitais avaliados foram Digora (*Soredex Finndent, Orion Corporation Ltd, Helsinki, Finland*) e DenOptix (*Gendex Dental Systems, Milan, Italy*). Incisivos centrais, laterais, caninos, pré-molares e molares foram retirados de seus alvéolos para obtenção de suas medidas reais, recolocados e radiografados pelos três sistemas. Posteriormente os dentes foram removidos, desgastados, mensurados e recolocados, para a obtenção de novas radiografias, por duas vezes. As mensurações foram realizadas por 6 radiologistas, com auxílio de régua nas radiografias convencionais e réguas inerentes a cada sistema nas radiografias digitais. As médias das mensurações feitas nos dois sistemas digitais não apresentaram diferença estatisticamente significativa com o tamanho real dos dentes pesquisados, assim como as médias das mensurações no filme, nas duas primeiras fases do experimento. Porém, na fase 3, a média das diferenças das mensurações feitas no filme tradicional apresentou diferença estatisticamente significativa. Concluíram que os sistemas digitais possuem alta precisão na mensuração do comprimento do dente com reabsorção radicular apical, mostrando-se superior ao filme convencional.

Em 2001, Sameshima e Asgarifar⁵⁶ verificaram se a forma das raízes pode ser avaliada e a reabsorção radicular medida com precisão em radiografias panorâmicas assim como nas radiografias periapicais. Avaliaram radiografias panorâmicas e conjuntos completos de radiografias periapicais pré e pós-tratamento ortodôntico, de 42 indivíduos, observando o comprimento e a forma radicular. Observaram que a forma da raiz é mais difícil de ser apropriadamente avaliada em radiografias panorâmicas. Nelas, quantidade de reabsorção pode ser superestimada em 20% ou mais. Incisivos inferiores são especialmente vulneráveis a essa distorção. Radiografias panorâmicas servem a uma variedade de propostas no processo de diagnóstico radiográfico inicial na Ortodontia, entretanto, clínicos devem ter cautela e requisitar radiografias periapicais para avaliar raízes mais precisamente. Recomendaram a realização de radiografias periapicais para indivíduos com risco maior de reabsorção radicular e perda óssea.

No mesmo ano, Sameshima e Sinclair⁵⁷ verificaram a possibilidade de identificar fatores que permitissem ao clínico prever a incidência, localização e severidade da reabsorção radicular antes do início do tratamento ortodôntico. Dados clínicos e radiografias periapicais de primeiros a primeiros molares superiores e inferiores, pré e pós-tratamento, de 868 indivíduos tratados com aparelhagem completa fixa da técnica Edgewise, foram utilizados. Os dentes foram classificados em 6 categorias, de acordo com sua forma da raiz (normal, romba, pipeta, pontuda, dilacerada, e incompleta). As radiografias foram digitalizadas e o comprimento das raízes dos dentes foi medido do ápice até o ponto médio da junção cimento-esmalte direita e esquerda. A partir desse ponto foi obtido o comprimento da coroa, até a borda incisal ou ponta de cúspide. O comprimento total dos dentes, do ápice até a borda incisal ou ponta da cúspide também foi medido. Dois métodos foram utilizados para calcular a quantidade de reabsorção ocorrida. No primeiro utilizavam a altura da coroa como um coeficiente para calcular a diferença causada

pela diferença de angulações e magnificação. Então, os comprimentos totais dos dentes antes e após o tratamento são subtraídos. No segundo, simplesmente subtraíam o comprimento total do dente pré-tratamento do pós-tratamento. Com primeiro método menos reabsorção foi observada e maior foi a variação de interpretação entre os examinadores. Dificuldades em encontrar com precisão os pontos de referência definidos pela junção cimento-esmalte provavelmente contribuíram para tal resultado. Logo, optou-se pelo segundo método. Consideraram as variações inerentes à técnica radiográfica (como diferença de ângulos, processamento, tipo de aparelho, e erro do operador) problema conhecido, mas mínimo no total da variação do erro. De acordo com os resultados, a reabsorção ocorre principalmente nos dentes anteriores superiores, com média de 1,4 mm. As maiores reabsorções foram observadas nos incisivos laterais superiores e dentes com raízes em forma de pipeta, pontudas ou dilaceradas. Adultos apresentaram mais reabsorção que crianças somente nos dentes anteriores inferiores. Asiáticos tiveram menos reabsorção que brancos ou hispânicos. Encontraram associação direta e significativa entre sobressaliência e a reabsorção radicular, e não encontraram diferenças entre os indivíduos do sexo masculino e do feminino.

Capelozza et al.⁹, em 2002, verificaram na prática clínica a acuidade de um método para a avaliação da reabsorção radicular. Foram selecionadas radiografias periapicais de incisivos centrais e laterais superiores e inferiores obtidas pela técnica do paralelismo, antes do início do tratamento, após 6 a 9 meses e ao final do tratamento, de 43 indivíduos (24 do sexo feminino e 19 do masculino), com média de idade de 15 anos. O critério de seleção baseou-se no cumprimento do protocolo de obtenção de radiografias e na presença de ápices radiculares completos no primeiro exame. Dois examinadores efetuaram as medições de cada incisivo nos três tempos das radiografias. A reabsorção radicular foi definida como a diferença do comprimento dentário medido em cada

fase do tratamento. Foi estabelecido um índice de 1 a 4 para definir o grau de reabsorção:

- a) nível 1: ausência de reabsorção ou reabsorção mínima (0 a <1 mm);
- b) nível 2: reabsorção moderada (1 a 2 mm);
- c) nível 3: reabsorção severa (>2 a <4 mm);
- d) nível 4: reabsorção extrema (a partir de 4 mm).

Concluíram que a reabsorção radicular no tratamento ortodôntico não pode ser evitada. Atitudes para uma conduta preventiva devem tornar-se rotina no planejamento e na execução do tratamento, incluindo obrigatoriamente controles radiográficos. Constatou-se ser imprescindível medir o comprimento dentário utilizando paquímetro e com auxílio de lupa, uma vez que reabsorções mínimas e moderadas podem passar despercebidas ao exame visual das radiografias e atitudes preventivas podem deixar de ser aplicadas, permitindo a evolução da reabsorção para níveis comprometedores. O método radiográfico para diagnóstico da reabsorção mostrou-se eficiente, porém não infalível. Provavelmente, a maior fonte de erro esteja na aplicação do método e não no método radiográfico propriamente dito, o que clinicamente não minimiza os efeitos negativos que uma distorção radiográfica poderia trazer ao indivíduo. De acordo com seus resultados, os autores afirmaram que a reabsorção radicular não foi precocemente detectada. Como pareceu ser difícil eliminar o erro do método, o profissional deve estar atento para fazer comparações entre a razão do comprimento coroa/raiz para poder detectar alongamentos na segunda radiografia que possam camuflar uma reabsorção radicular.

Em razão dos vários fatores que podem afetar a imagem na técnica radiográfica periapical, em 2004, Brezniak et al.⁶ examinaram a precisão do uso de um gabarito externo em diferentes localizações e de diferentes comprimentos para medir diferenças no comprimento de dentes devido a variações angulares entre o dente e o filme. Avaliaram também a

possibilidade de fixar o gabarito externo à coroa do dente para verificar o paralelismo entre o gabarito e o longo eixo do dente, superando a necessidade de radiografia cefalométrica. Um gabarito individualizado com um fio de metal paralelo ao longo eixo do dente (verificado pela radiografia cefalométrica) foi construído. Dois diferentes comprimentos de fios foram fixados ao dente de seis diferentes maneiras. O dente foi radiografado com quatro diferentes angulações entre o filme e o dente. Os comprimentos do dente e do fio foram medidos no modelo e na radiografia digitalizada. A regra de três foi utilizada como uma fórmula compensatória para o cálculo dos comprimentos. Pelos resultados, verificaram que os fios fixados intimamente à coroa do dente, tanto por palatino quanto por vestibular, não servem para medir o comprimento total do dente. Neste estudo não se encontrou uma maneira de fugir do uso de radiografias cefalométricas para verificar o paralelismo entre o fio e o longo eixo do dente.

Sabendo que vários fatores podem interferir na precisão de medidas de reabsorção radicular externa, Brezniak et al.⁷ mediram os efeitos de mudanças angulares entre o dente e o filme em radiografias de um modelo de dente, e compararam três métodos para medir o comprimento radicular em diferentes filmes, procurando pontos de referência mais precisos para calcular o comprimento dentário. Cinco esferas de amálgama foram colocadas em modelo de acrílico do incisivo central superior nos pontos: mais apical, mais incisal, JCE mesial, JCE distal e JCE mais apical na face vestibular. O modelo de dente foi colocado num gabarito especial e radiografado com quatro diferentes angulações filme-dente. Os comprimentos da coroa e da raiz foram medidos tanto no próprio modelo quanto na imagem digitalizada. Observaram que mudanças de ângulo entre o dente e o filme influenciam no comprimento radiográfico do dente. O ponto médio entre a JCE mesial e JCE distal foi o melhor ponto de referência para medidas do comprimento dentário. Isso se aplica quando os cálculos foram realizados

com a fórmula da regra de três. Nela, considera-se que durante o tratamento ortodôntico o comprimento da coroa não se altera (a menos que seja fraturado). Então, a razão entre o comprimento inicial da coroa (C1) e final (C2) determina o fator de ampliação. Se nenhuma mudança ocorreu no comprimento da raiz durante o tratamento, a razão entre o comprimento inicial da raiz (R1) e o final (R2) deve ser igual à razão C1/C2. Caso a raiz esteja encurtada, a quantidade de reabsorção é $R1 - R2 (C1/C2)$.

Em dois estudos semelhantes, publicados no mesmo ano, Westphalen et al.^{65 e 66} compararam a eficiência da radiografia convencional e digital no diagnóstico de reabsorção radicular externa, em função do examinador e do tamanho da cavidade. Seis mandíbulas humanas dentadas foram recobertas com pedaços de músculo bovino para simular tecidos moles. Nove dentes de cada grupo foram investigados. Inicialmente, radiografias periapicais de cada dente foram realizadas em três incidências (orto, mesio e distorradial), pelos métodos convencional e digital. Então, os dentes foram extraídos de seus alvéolos e cavidades com profundidades de 0,7 e 1,0 mm foram preparadas nas superfícies vestibular, mesial e distal, nas porções cervical, média e apical das raízes. Cada dente foi recolocado em seu respectivo alvéolo e novas radiografias foram obtidas. Três examinadores, um endodontista (1), um radiologista (2) e um clínico geral (3), avaliaram as imagens. Os dados foram comparados pelo teste-Z e observou-se maior número de cavidades detectadas pelo método digital, comparado ao método convencional, independentemente da profundidade da cavidade. Em ordem decrescente, os examinadores 2, 3, e 1 exibiram diferentes potenciais para detecção das cavidades com o método convencional. Os examinadores 1 e 3 exibiram potencial superior ao examinador 2 para detecção de cavidades de diferentes tamanhos com o método digital.

Segundo Follin e Lindvall¹⁹, reabsorções radiculares na face lingual das raízes podem ser difíceis de serem identificadas em

radiografias periapicais, assim realizaram um estudo com objetivo de descrever as possibilidades para detecção de reabsorções radiculares linguais, e determinar a quantidade de redução necessária para que essas reabsorções possam ser detectadas radiograficamente. O incisivo central superior direito foi extraído de um crânio seco e, de maneira padronizada, a raiz foi repetidamente desgastada por esmeril em sua face lingual, num ângulo de 16° medido do ápice radicular, em relação ao longo eixo do dente. Após os desgastes graduais de 0,5 mm o dente era recolocado no crânio e radiografado. As radiografias foram organizadas de maneira aleatória, e 3 grupos de examinadores (5 radiologistas, 5 ortodontistas e 5 periodontistas) avaliaram as imagens quanto a possíveis “reabsorções radiculares”. Os julgamentos foram realizados com auxílio de magnificação das imagens e uma escala de cinco pontos: 1= reabsorção radicular definitivamente ausente; 2= reabsorção radicular provavelmente ausente; 3= indefinido; 4= possível reabsorção radicular; 5= reabsorção radicular definitivamente presente. As radiografias foram reexaminadas para avaliação da reprodutibilidade dos julgamentos. Observaram que as avaliações dos ortodontistas e periodontistas não foram muito reprodutíveis e freqüentemente registravam falso-positivos. Os radiologistas foram mais precisos em suas observações e detectaram reabsorções somente quando a redução envolveu o ápice da raiz num nível de 3 mm de desgaste. As reabsorções no terço médio da raiz não foram detectadas com facilidade até que desgastes ao nível de 5 mm, correspondendo a 3,5 mm na parte média da raiz, fossem realizadas. Assim, a radiografia periapical parece ser instrumento bastante fraco para detecção de reabsorções radiculares linguais.

Acreditando que os fatores de risco à reabsorção radicular externa se relacionem à predisposição individual e que indivíduos predispostos podem apresentar reabsorção já nos estágios iniciais do tratamento ortodôntico, Ärtun et al.³ estudaram a prevalência e a relação das reabsorções radiculares externas observadas dentro de um período

de 12 meses e testaram a hipótese que existe associação entre a quantidade de reabsorção durante um primeiro e segundo períodos de observação. Avaliaram radiografias periapicais padronizadas dos incisivos superiores, realizadas antes do tratamento (T1), cerca de 6 meses e 12 meses após a instalação de braquetes (T2 e T3), de 247 indivíduos com idades entre 10,1 e 57,1 anos em T1. As radiografias foram digitalizadas, e, por meio de um programa Emago (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*), diferenças de projeção entre as imagens foram corrigidas, podendo assim, desconsiderar-se o fator distorção radiográfica. A qualidade das reconstruções foi checada pela subtração das imagens reconstruída e de referência. Todas as imagens foram mensuradas em ordem aleatória com o auxílio do próprio programa, da ponta do ápice radicular até o ponto médio da borda incisal. Cerca de 5% dos indivíduos apresentou em média 2 mm ou mais de reabsorção dos incisivos superiores, e quase 8% tiveram um ou mais incisivo com reabsorção de 3 mm ou mais, 12 meses após o início do tratamento ortodôntico fixo. Concluíram que a reabsorção radicular pode ser detectada em estágios iniciais do tratamento ortodôntico. Sua baixa correlação com fatores de risco, como morfologia dentária e parâmetros de tratamento, combinada à forte associação com a quantidade de reabsorção durante o primeiro e segundo período de tratamento sugere a predisposição individual como principal fator etiológico, sendo que indivíduos com risco de reabsorção severa podem ser identificados precocemente.

Em 2005, Smale et al.⁵⁹ realizaram estudo para determinar a prevalência de reabsorção radicular apical durante estágios iniciais da fase ativa do tratamento ortodôntico e testar a hipótese de que a capacidade de se predizer qual indivíduo tem risco de reabsorção inicial severa é baixa. Foram avaliados 290 indivíduos com idades entre 10,1 e 57,1 anos no início do tratamento. Três radiografias periapicais dos incisivos superiores foram realizadas antes do tratamento (T1) e

aproximadamente seis meses após a instalação do aparelho (T2): uma com o feixe de raios X central incidindo entre os dois incisivos centrais e duas com o feixe incidindo no centro de cada incisivo lateral. As radiografias foram digitalizadas e diferenças de projeção geométrica, densidade e contraste entre as imagens de T1 e T2 foram corrigidas por meio do programa Emago/Advanced (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*). A qualidade da reconstrução foi verificada pela subtração das imagens reconstruídas e de referência, sendo considerada bem-sucedida quando mínimo de estruturas pudesse ser discernido. As radiografias iniciais foram avaliadas em ordem aleatória, e as raízes classificadas subjetivamente em normal, romba, desgastada, pontiaguda, dilacerada ou em forma de garrafa. Então, cada par de radiografias (T1 e T2) foi avaliado simultaneamente. Sinais de reabsorção radicular foram classificados com base numa escala de 0 a 5. O comprimento do dente foi obtido pela distância entre o ápice radicular e o ponto médio na borda incisal ou um ponto na junção cimento-esmalte ou no braquete, caso a borda incisal não aparecesse na radiografia. As avaliações e as medidas foram repetidas num intervalo de pelo menos uma semana. De acordo com os autores, reabsorções radiculares podem ser detectadas mesmo em estágios precoces do tratamento ortodôntico. Cerca de 4,1% dos indivíduos tiveram, em média, reabsorção de pelo menos 1,5 mm dos quatro incisivos superiores, e cerca de 15,5% tiveram um incisivo superior ou mais com reabsorção de pelo menos 2,0 mm, de 3 a 9 meses após o início da terapia com aparelho fixo. Embora os dentes com raízes longas, estreitas, curvadas sejam fatores de risco para reabsorção durante estágios iniciais do tratamento, sua relação é menor que 25%.

2.3 SRD na detecção de alterações dos tecidos mineralizados

Em 1990, Tyndall et al.⁶² aplicaram a SRD para detecção de alterações tênues na região periapical, *in vitro*, e compararam à radiografia digital quanto à sensibilidade na detecção de alterações no osso cortical e medular. Uma mandíbula macerada com uma “janela” de cortical óssea removível (expondo osso medular e ápices radiculares) foi utilizada com objeto de imagem. Lesões foram simuladas em 2 locais utilizando brocas odontológicas esféricas 1, 2, 4, 6 e 8, com diâmetros 0,64, 0,67, 1,28, 1,41 e 1,93 mm, respectivamente. 2 lesões foram realizadas na região inter-radicular e periapical do osso cortical com cada broca. A seguir, a janela de osso cortical foi removida e outras 2 lesões foram realizadas no osso medular, na região inter-radicular e periapical com cada broca. A janela foi reposicionada. Radiografias foram obtidas antes e depois de cada alteração óssea criada progressivamente. As radiografias foram digitalizadas, corrigidas quanto à diferença de contraste e submetidas à SRD em programa no qual a superposição era realizada manualmente. Todas as imagens (convencional e subtraída) foram codificadas e avaliadas por 3 radiologistas. Os autores observaram que a SRD possibilitou escores mais sensíveis (habilidade em detectar resultados verdadeiro-positivos) que a radiografia convencional, tanto para lesões no osso medular quanto para o osso cortical. O fato de que alterações no osso medular foram detectadas por meio da SRD é importante resultado e assegura melhora nos métodos diagnósticos disponíveis para a detecção e avaliação de alterações sutis na região periapical.

Kravitz et al.³¹, em 1992, investigaram a subtração radiográfica digital quanto a sua capacidade em detectar e quantificar defeitos de reabsorção radicular externa produzidos experimentalmente. Utilizando a técnica periapical do paralelismo e filmes do tipo E-Speed,

foram obtidas séries de radiografias de dentes de um crânio humano com lesões simuladas por brocas esféricas de tamanho $\frac{1}{2}$, 1, 2, 4, 6, e 8 nas superfícies distal e vestibular das raízes. As radiografias foram digitalizadas e subtraídas. Quatro observadores avaliaram as imagens (convencional e subtraída) e classificaram-nas, baseados numa escala de um a cinco, em: 1= lesão definitivamente presente; 2= provavelmente presente; 3= incerto; 4= lesão provavelmente ausente; 5= definitivamente ausente, com propósito dos dados serem analisados pela curva *Receiver operating characteristic* (ROC). As imagens foram reavaliadas três dias depois para determinar concordância intra e interexaminadores. Para investigar o potencial de avaliação quantitativa da subtração radiográfica digital, imagens foram obtidas após desmineralização seqüencial de porções dos dentes com ácido clorídrico. A concentração de cálcio da solução ácida foi analisada por espectrofotometria de absorção e foi realizada quantificação tri-dimensional do histograma para cada imagem subtraída. Observaram que a subtração possibilita a quantificação de defeitos de reabsorção produzidos experimentalmente. Nas performances para detecção de reabsorção radicular externa nas superfícies proximais, a subtração radiográfica foi significativamente superior à radiografia convencional, entretanto, não houve diferença significativa entre as duas técnicas para a detecção de reabsorções na superfície vestibular das raízes. Embora a subtração radiográfica tenha sido significativamente superior na detecção de defeitos criados com brocas 4, 6 e 8, não se observou diferença significativa com os grupos de brocas $\frac{1}{2}$, 1 e 2.

Em 1994, Southard e Southard⁶⁰ aplicaram a SRD para detectar e quantificar, *in vitro*, alterações ósseas resultantes de desmineralização em osso alveolar de cães e determinar a quantidade mínima de perda de cálcio que pode ser detectada radiograficamente sob condições ótimas. Amostra de osso alveolar obtida de secções posteriores da maxila de 5 cães foi submetida a osteoporose simulada pela descalcificação progressiva em 30 ml de 0,1 N de hipoclorito de

sódio em intervalos de tempo de 3 a 10 minutos. A amostra foi radiografada inicialmente e após cada ciclo de descalcificação sob condições idênticas e dois valores de kVp (30 e 50 kVp). Variações na geometria de projeção foram rigidamente minimizadas. A porcentagem de descalcificação em cada intervalo foi calculada com base no total de cálcio liberado em cada amostra. As radiografias foram digitalizadas, corrigidas quanto ao contraste e subtraídas. De acordo com os resultados, sob condições ótimas, menos de 7,5% de descalcificação do alvéolo de maxilas de cães pôde ser detectada por meio de SRD de radiografias dentais expostas com 30 kVp. Menos que 19% pôde ser detectada com exposições mais próximas da prática clínica (50 kVp). Assim, dadas as condições do estudo, é tecnicamente possível detectar níveis de descalcificação menores que os níveis normalmente aceito de 30% a 60% com o uso de radiografia convencional de osso alveolar de cães.

No mesmo ano, Southard e Southard⁶¹ avaliaram alterações em osso alveolar anterior de maxilas humanas submetidas a osteoporose simulada progressivamente, e determinaram a quantidade mínima de descalcificação que pode ser detectada por meio de SRD. Amostra de osso alveolar obtida de secções anteriores de 5 maxilas humanas maceradas foi submetida a osteoporose simulada pela descalcificação em 30 ml de 0,1 N de hipoclorito de sódio em intervalos de tempo de 3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 40, 50, 70, e 90 minutos. A amostra foi radiografada, juntamente com um penetrômetro de 6 degraus (0,5 a 7,5 mm), antes e após cada ciclo de descalcificação com 70 kVp, 2 mA e 2 s. Variações na geometria de projeção foram rigidamente minimizadas. A porcentagem de descalcificação em cada intervalo foi calculada com base no total de cálcio liberado em cada amostra. Todas as radiografias foram identicamente digitalizadas. A média dos níveis de cinza de todos os degraus do penetrômetro foi calculada em cada radiografia, e foi utilizada para correção de diferenças de densidade entre a radiografia de referência e as subseqüentes. O padrão médio de cada estágio

subseqüente de descalcificação foi subtraído do padrão de referência pixel por pixel, e a alteração média dos níveis de cinza foi calculada. Observaram que, sob condições ótimas, descalcificações não maiores que 5,3% puderam ser detectadas por meio de SRD.

Em 1997, Nicopoulou-Karayianni et al.⁴⁸ apresentaram aplicações clínicas da subtração radiográfica digital como uma sensível ferramenta de diagnóstico na avaliação peri-implantar. De acordo com os autores, estudos sobre as características de diagnóstico das radiografias periapicais convencionais demonstraram que alta especificidade e baixa sensibilidade podem ser esperadas na detecção de lesões periodontais. Com seus exemplos clínicos demonstraram que a detecção de alterações tênues da densidade óssea na região peri-implantar é facilitada quando imagens subtraídas digitalmente a partir de radiografias padronizadas são avaliadas, comparadas à interpretação de radiografias convencionais. Também, imagens subtraídas são avaliadas com maior concordância intra e interexaminadores. Em conclusão, a técnica de SRD aumenta a possibilidade de diagnóstico mais preciso e mais precoce de alterações peri-implantares significantes clinicamente, o que é particularmente valioso no diagnóstico de pequenas alterações em estudos longitudinais.

Christgau et al.¹⁰, em 1998, verificaram a precisão da SRD na detecção de minúsculas alterações da massa de cálcio no osso cortical e medular adjacentes a raízes dentárias, sob condições padronizadas. Em cada um dos quatro segmentos de mandíbulas secas de porco utilizados neste estudo, foi realizado um defeito ósseo na região interproximal e outro na vestibular adjacentes à raiz de um pré-molar. Uma série de fragmentos de osso cortical e medular foi fixada aos segmentos de mandíbula recobrimo os defeitos de cada região. Depois de dissolver cada fragmento de osso em ácido hipoclorídrico, a concentração de cálcio era determinada fotometricamente. Radiografias padronizadas foram avaliadas quantitativamente quanto às alterações de densidade óssea. O processo de subtração foi realizado por meio do

programa Widens (*Torben Jørgensen, Lystrup, Denmark*). Janelas foram definidas uma única vez sobre cada imagem de referência e então automaticamente transferidas para a imagem subtraída. Uma delas (ER) incluía toda região do defeito (vestibular e interproximal), definido por pinos de metal, e outra (CR), do mesmo tamanho da janela ER se localizava em uma área que não havia sido afetada por alterações ósseas. Nas imagens subtraídas, o computador calculou a média dos níveis de cinza na janela ER e CR, e a diferença entre as médias de níveis de cinza foi utilizada como parâmetro para a avaliação quantitativa de alterações da densidade radiográfica. Observaram que nem o tipo do osso ou a localização do defeito exerceram influência significativa sobre a densidade radiográfica. Uma alteração de 0,1-0,15 mg de massa de cálcio/pixel de imagem de massa de cálcio foi necessária para ser detectada na SRD. Concluíram que o método de SRD para avaliação quantitativa apresenta alta precisão na detecção de alterações na massa de cálcio do osso alveolar sob condições bem padronizadas *in vitro*.

Em 1998, Parsell et al.⁴⁹ verificaram a eficácia no diagnóstico de defeitos no osso medular de 3 métodos radiográficos. A geometria de exposição foi padronizada com auxílio de material de impressão. Defeitos no osso medular de mandíbulas de 6 cadáveres foram criados nos ápices radiculares de dentes extraídos pela perfuração vertical com broca esférica 8. O diâmetro do defeito foi aproximadamente 1,5 mm e a profundidade, monitorada por meio de sonda periodontal, foi aumentada gradualmente em 0, 1, 2, 4, e 6 mm. Para cada profundidade do defeito, 7 imagens foram obtidas: (1) filme convencional, (2) filme digitalizado, (3) filme digitalizado manipulado, (4) radiografia digital direta, (5) radiografia digital direta manipulada, (6) SRD, (7) SRD manipulada. A manipulação ocorreu pela ampliação do contraste até seu limite, para alcançar a escala de cinzas completa. Assim, o pixel mais escuro é levado ao preto e o pixel mais claro, ao branco. A subtração das imagens foi realizada pelo programa UTHSCSA Image Tool (*University of Texas*

Health Science Center at San Antonio; <ftp://maxrad6.uthscsa.edu>). 20 profissionais (3 periodontistas, 2 endodontistas, 2 radiologistas, e 13 clínicos gerais) procuraram identificar todos os defeitos das imagens apresentadas, e receberam um escore para identificação de defeitos reais (verdadeiro positivo) e outro escore para identificação errada de estruturas ósseas sadias (falso positivo). Os resultados foram agrupados para o tipo de imagem e profundidade do defeito. Observaram que o poder de detecção de lesões no osso medular em radiografias foi, tradicionalmente, considerado pobre. Os novos métodos radiográficos (radiografias digitais e digitalizadas com ou sem manipulação) foram aproximadamente equivalentes aos filmes convencionais para detecção desses defeitos. A SRD com ou sem manipulação da imagem subtraída aumentaram a probabilidade de diagnóstico correto de defeitos no osso medular.

A partir do fato de que até então não havia estudo no qual reabsorção radicular apical *in vivo* tivesse sido avaliada utilizando reconstrução matemática e subtração radiográfica digital, Reukers et al.⁵³ se propuseram a avaliar a confiabilidade de medidas da reabsorção radicular apical *in vitro*, após a reconstrução matemática da imagem, e, a prevalência e grau de reabsorção radicular apical *in vivo* após tratamento ortodôntico. Na etapa do estudo *in vitro*, 10 incisivos centrais superiores foram utilizados. O comprimento de cada dente foi medido com auxílio de paquímetro digital e seu longo eixo foi colocado paralelo ao longo eixo do sensor para serem radiografados. Reabsorção radicular apical foi simulada com broca e os comprimentos dos dentes foram obtidos novamente. Outras cinco radiografias de cada dente foram realizadas: na mesma posição daquela obtida antes da reabsorção; com o dente rotado em relação ao seu longo eixo em 10°; com o longo eixo do dente angulado em 15° em relação ao longo eixo do sensor; com o longo eixo do dente inclinado 15° em relação ao plano horizontal, com a borda incisal tocando o sensor; e com inclinação de 25° em relação ao plano horizontal.

Com auxílio do programa Emago/Advanced 2.0 (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*) a segunda imagem foi reconstruída e subtraída da imagem inicial. Na imagem subtraída, se a coroa e raiz (quase) não pudessem ser distinguidas, a reconstrução era considerada bem sucedida. Após o sucesso da reconstrução o comprimento do dente era medido do centro geométrico da borda incisal até o ponto médio do ápice radicular, utilizando as ferramentas de mensuração do próprio programa. A porcentagem de perda do comprimento dentário foi calculada a partir da fórmula: $((L1-L2)/L1)*100$, onde L1 = comprimento do dente antes do tratamento; L2 = comprimento do dente após reabsorção. A mesma fórmula foi utilizada para calcular a reabsorção medida por paquímetro, utilizada como padrão-ouro. O estudo *in vivo* foi baseado em radiografias periapicais de incisivos superiores obtidas antes do tratamento ortodôntico e após remoção do aparelho fixo de 61 indivíduos. As radiografias foram obtidas pela técnica da bisettriz e com uso de posicionadores e digitalizadas para que o comprimento de todos os dentes fosse medido. Os autores concluíram que a aplicação de reconstrução digital em radiografias de incisivos superiores movimentados ortodonticamente pode favorecer a performance do diagnóstico, detectando a prevalência e o grau relativo de reabsorção radicular apical. O método é confiável e os resultados foram comparáveis a outros estudos. A quantidade média relativa de reabsorção de todos os dentes foi de 7,8%, resultado compatível com a literatura.

Em 2000, Eberhard et al.¹⁶ monitoraram a progressão de desmineralizações dentais nas faces interproximais por meio de subtração radiográfica, e testaram o potencial da técnica de subtração na detecção de pequenas alterações na remineralização induzida por materiais ricos em flúor. Radiografias padronizadas antes da desmineralização e após 7, 14, 21, 28, 35 e 42 dias foram obtidas. Estas foram digitalizadas e calibradas quanto aos níveis de cinza. Pontos de referência foram escolhidos para o alinhamento das imagens. A subtração a partir das

imagens mais bem alinhadas produziria outra imagem com uma escala de cinzas uniforme de 128. A distribuição e a média das escalas de cinza das imagens subtraídas foram consideradas variáveis resultantes. Concluíram que com a técnica de subtração pôde-se detectar alterações de desmineralização mais precocemente do que com radiografias convencionais.

Em 2001, Holmes et al.²⁸ se propuseram a comparar a precisão de diagnóstico de radiografias convencionais e imagens subtraídas na detecção de lesões de reabsorção dentária interna, simuladas em cadáver. Com uso seqüencial de brocas, que tinham o tamanho aumentado progressivamente, foram realizadas cavidades na parede vestibular dos terços apical ou coronal da câmara pulpar de incisivos superiores de dois cadáveres. 120 pares de radiografias foram preparadas para avaliação de 5 examinadores. A imagem de referência (obtida sem lesão) era sempre colocada do lado esquerdo. A segunda radiografia poderia não apresentar nenhuma lesão ou uma lesão que variava de 0,6 a 1,6 mm. 60 pares eram combinações de radiografias sem lesão/sem lesão enquanto os outros sessenta pares tinham combinação de radiografias sem lesão/com lesão, e foram apresentados aleatoriamente. Os pares de radiografias foram convertidos em 120 imagens subtraídas por meio do programa Emago (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*) e avaliadas na mesma seqüência que os pares de radiografias. Observaram que na radiografia convencional, o menor tamanho de lesão detectado coronalmente foi o realizado com brocas médias (1,0 a 1,2 mm), mas somente as lesões grandes (1,4 a 1,6 mm) puderam ser detectadas na região apical. De qualquer maneira, a precisão de diagnóstico na imagem subtraída foi superior a da radiografia convencional, mas somente significativamente para as lesões coronárias. Concluíram que a subtração radiográfica pode ser ferramenta útil para detecção e monitoramento da progressão de reabsorções dentárias internas.

Em 2001, Heo et al.²⁶ avaliaram a capacidade de se diagnosticar e quantificar, em imagens subtraídas digitalmente, reabsorções radiculares apicais simuladas, e compararam a precisão de diagnóstico com radiografias convencionais. Realizaram radiografias convencionais e digitais de 10 incisivos centrais superiores incluídos em blocos de gesso. Cada bloco foi radiografado com seis angulações diferentes do feixe central de raios-X: ângulo horizontal 0° com 0°, 10°, e 20° de ângulo vertical, e 10° de angulação horizontal com 0°, 10°, e 20° de ângulo vertical. As imagens obtidas com ângulo vertical e horizontal 0° foram utilizadas como imagens padrão. Após as imagens iniciais, os dentes foram removidos de seus blocos e aproximadamente 0,5 mm de reabsorção radicular apical foi simulada com a utilização de uma broca odontológica. A quantidade exata da perda foi medida por meio de paquímetro digital. Os dentes foram recolocados nos blocos e outra série de radiografias foi realizada, como descrito anteriormente. Para a técnica de subtração foi utilizado o programa Emago/Advanced v3.2 (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*). Medidas do comprimento dos dentes nas imagens foram realizadas por 2 radiologistas. O comprimento nas imagens e o comprimento real foram comparados, assim como a quantidade estimada de reabsorção radicular apical simulada foi comparada à quantidade de perda dentária real. A precisão de diagnóstico de 4 radiologistas, na detecção das lesões foi avaliada nas radiografias convencionais e nas imagens subtraídas, por meio da análise da curva ROC. Os autores não encontraram diferenças significantes entre as medidas reais e aquelas obtidas nas imagens registradas *a posteriori*, dos dentes sadios. A quantidade de reabsorção calculada também não diferiu estatisticamente da quantidade real ($p > 0,05$). A precisão do diagnóstico nas radiografias convencionais, para detecção das lesões foi baixa (área ROC=0,6446), comparada às imagens subtraídas. Concluíram que a análise quantitativa de pequenas reabsorções radiculares apicais pode ser realizada por meio de SRD.

Mikrogeorgis et al.⁴⁵, no ano 2006, avaliaram a utilidade de um novo método computadorizado baseado no processamento e análise de radiografias digitais para o estudo e comparação da eficiência de técnicas de instrumentação do canal radicular. Dividiram 40 dentes, aleatoriamente, em 2 grupos, de acordo com a técnica endodôntica empregada. Radiografias de cada dente foram obtidas antes e depois da instrumentação, no sentido vestibulo-lingual e mesio-distal. A padronização da posição dos dentes em relação ao sensor e cilindro do aparelho de raios X foi realizada utilizando material de impressão. Os pares de radiografias foram subtraídos digitalmente por meio de um novo programa de registro, equalização e subtração (*Eikona Subtraction Radiography, Alpha-Tec Ltd., Thessaloniki, Greece*). Para corrigir a distorção geométrica (rotação, translação e escalonamento), vários pontos de referência definidos pelo operador foram selecionados pelo clique do mouse em pontos correspondentes nas duas imagens. De acordo com os resultados, o programa de registro, equalização do contraste e SRD desenvolvido e utilizado neste estudo, proporcionou a visualização das superfícies dentinárias perdidas durante a instrumentação do canal radicular, e permitiu a estudo comparativo da morfologia do canal radicular antes e depois de sua preparação.

Eraso et al.¹⁷, em 2007, testaram a precisão da SRD com a utilização de braquetes ortodônticos e templates com esferas de chumbo como referência comparada às imagens de dentes sem braquetes, e a capacidade do programa utilizado em detectar lesões de reabsorção radicular apical externa (RRAE) simuladas pela mensuração de alterações de densidade na imagem. Obtiveram radiografias periapicais digitais de 36 incisivos inferiores embebidos em uma forma com resina acrílica, que serviu para firmar os dentes e simular o osso ao redor do ápice. Cada dente foi radiografado com 80°, 90° e 100°, simulando 10° de rotação vestibular (80°) e lingual (100°) da raiz. Primeiramente, 3 radiografias foram obtidas por grupo: sem braquete (i),

com braquete (ii) e braquete com template (iii), à 80°, 90° e 100°, resultando em total de 9 imagens por dente. 2 radiologistas realizaram a reconstrução e subtração das imagens por meio do programa Emago/Advanced (*Oral Diagnostic System, Amsterdam, The Netherlands*). Cada imagem foi reconstruída a partir dos seguintes pontos de referência. Para o grupo 1: JCE esquerda, JCE direita, ápice e ponto médio da borda incisal; para o grupo 2: bordo superior esquerdo do braquete, superior direito, centro inferior do bordo do braquete e ápice radicular; e para o grupo 3: centro da esfera superior esquerda, direita, centro inferior do bordo do braquete e ápice radicular. Nas imagens subtraídas, foi definida uma ROI no terço apical da raiz na qual foi medido desvio-padrão e a média do histograma. Após a obtenção das radiografias iniciais, os dentes foram desmineralizados seqüencialmente. 18 dentes com janela vestibular e 18 com janelas proximais foram colocados individualmente em tubos contendo 5 mL de 6 N HCl por 10 min 6 vezes. Observaram que aos 80° ou 100°, o grupo 2 teve a maior média de desvio-padrão nas imagens subtraídas, enquanto o grupo 3 apresentou o menor valor de desvio-padrão. Valores de densidade em função do total de cálcio removido indicaram uma relação linear entre unidades de densidade da imagem subtraída e a perda de cálcio. Concluíram que o uso de templates foi significativamente mais preciso nas reconstruções para subtração radiográfica que o uso de braquetes somente. Esse modelo permitiu a detecção da RRAE antes esta apresentasse diminuição do comprimento radicular perceptível. Assim, o método pode ser útil para detecção precoce de lesões de reabsorção durante a rotina do tratamento ortodôntico.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta neste estudo foi:

- a) avaliar, por meio da mensuração da quantidade de ruído nas imagens subtraídas, o registro *a posteriori* de imagens radiográficas periapicais após variações do ângulo vertical e horizontal, realizadas pelo programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, São Jose dos Campos, SP, Brasil), para técnica de subtração digital;
- b) comparar a radiografia digital e a técnica de subtração radiográfica digital como métodos na detecção de reabsorções radiculares apicais;
- c) comparar a radiografia digital e a técnica de subtração radiográfica digital como métodos na detecção de reabsorções radiculares linguais;
- d) verificar a concordância na interpretação radiográfica das reabsorções radiculares externas, intra e interexaminadores.

4 MATERIAL E MÉTODO

Neste estudo, foram utilizados 49 dentes presentes em 8 mandíbulas humanas maceradas, pertencentes à disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, distribuídos de acordo com o Quadro 1.

Quadro 1 – Distribuição dos grupos de dentes utilizados.

Dentes	Incisivo central	Incisivo lateral	Canino	1º pré-molar	2º pré-molar
Grupo 1	3	4	8	5	4
Grupo 2	2	5	7	6	5

Para cada mandíbula foram confeccionadas duas bases de resina acrílica (uma para cada lado do corpo da mandíbula) a fim de padronizar o plano oclusal paralelo ao plano horizontal. O conjunto foi posicionado sobre uma plataforma plana de resina acrílica associada a uma régua medidora de ângulos (transferidor) para realização das incidências radiográficas.

Os dentes foram retirados de seus respectivos alvéolos para que seu comprimento real fosse obtido com auxílio de paquímetro digital (*Mitutoyo Dial Calipers, Tokyo, Japan*). Foram recolocados em seus alvéolos e radiografados utilizando-se aparelho de raios X Gendex 765DC (*Gendex Dental Systems, Milão, Itália*), com 65 kV e 7 mA, em conjunto com o sistema radiográfico digital Gendex Visualix (*Dentsply Italia, Milão, Itália*) e tempo de exposição de 0,064 seg., tempo este selecionado em teste piloto no qual se procurou definir o menor tempo capaz de produzir

uma imagem ideal. O sensor do sistema radiográfico foi fixado a um dispositivo, especialmente criado para o estudo, ligado ao cilindro localizador do aparelho de raios X, de maneira que o ângulo horizontal e vertical do feixe central de raios X fosse sempre 0° em relação ao plano do sensor. A distância fonte/sensor foi de 40 cm (técnica do paralelismo). As mandíbulas foram orientadas e fixadas de maneira que o feixe central, a 0° de ângulo horizontal, fosse direcionado ao centro do objeto, perpendicular ao segmento de arco dentário, e perpendicular ao longo eixo do dente. Para simular tecido mole foi utilizada uma placa de resina acrílica incolor termopolimerizável com 1,8 cm de espessura⁴⁷ (Figura 1).

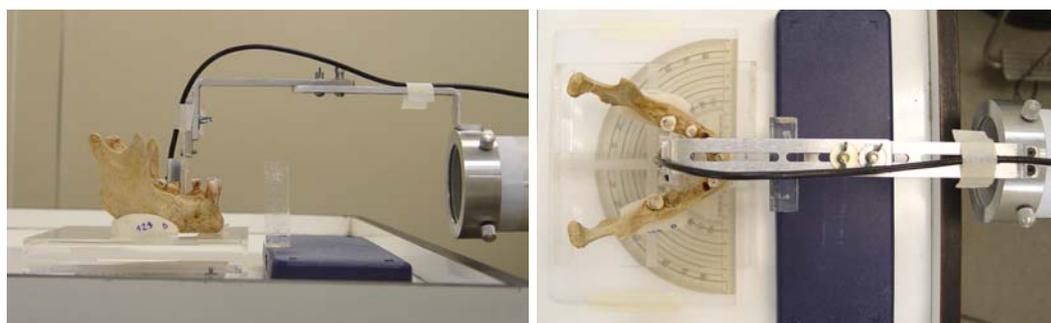


FIGURA 1 – Posicionamento da mandíbula sobre a plataforma em relação ao feixe de raios X e sensor radiográfico para obtenção de radiografia de referência (ângulo vertical e horizontal 0°).

Em etapas seguintes, os dentes foram novamente retirados de seus alvéolos, desgastados nas porções apical ou lingual das raízes com auxílio de micro-motor e broca de aço esférica, mensurados novamente e reposicionados em seus alvéolos para obtenção de novas radiografias. Os desgastes na porção apical das raízes de 24 dentes (grupo 1) foram realizados de 0,5 em 05 mm, aproximadamente, até a perda de cerca de 2 mm do comprimento dentário (medidos com paquímetro digital). Na superfície lingual do terço apical das raízes de outros 25 dentes (grupo 2), “cavidades de reabsorção”, cujo tamanho aumentava gradualmente, foram realizadas com brocas esféricas $\frac{1}{4}$, 2, 3, e 4, com diâmetros de 0,5, 1, 1,2, e 1,4 mm, que produziam cavidades

com profundidades de 0,4, 0,9, 1,1, 1,3 mm, respectivamente. Durante as simulações de reabsorção, as brocas incidiam perpendicularmente à superfície desejada com auxílio de uma estação de trabalho para micro-retífica com suporte vertical modelo 220 (*Dremel, Robert Bosch Tool Corporation, The Netherlands*) (Figura 2).



FIGURA 2 – Equipamento utilizado para simulação das lesões de reabsorção radicular externa.

Baseado no trabalho de Heo et al.²⁶, a cada desgaste os dentes foram radiografados com 6 diferentes angulações do feixe de raios X, sendo: 0° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical, e 10° de ângulo horizontal com 0°, 10° e 20° de ângulo vertical. Para a simulação das variações horizontais, a plataforma que apóia as mandíbulas era rotacionada em relação ao feixe central de raios X, utilizando a régua medidora de ângulos citada anteriormente (Figura 3). As variações verticais foram simuladas com auxílio de blocos de resina acrílica com 26 e 52 mm de altura, posicionadas sob a borda posterior da plataforma, proporcionando inclinação do conjunto plataforma/mandíbula em ângulos de 10° e 20°, respectivamente (Figura 3).

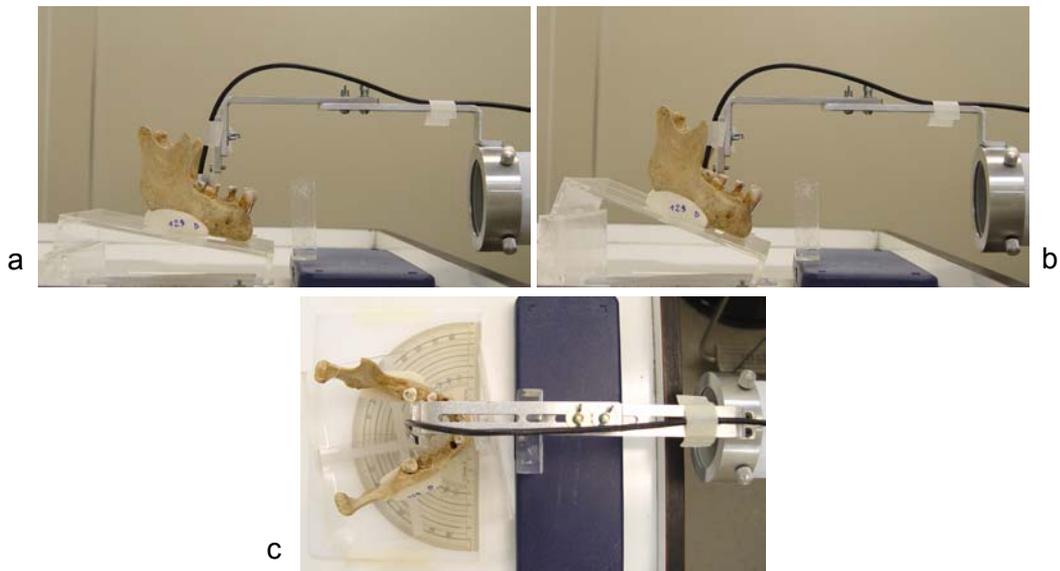


FIGURA 3 – Rotação do conjunto plataforma / mandíbula em relação ao conjunto feixe de raios X / sensor em 10° vertical (a); 20° vertical (b); e 10° horizontal (c).

As imagens foram arquivadas em formato TIFF (*Tagged Image File Format*), e aquelas obtidas com angulação vertical e horizontal 0° e sem desgaste foram utilizadas como imagens de referência. Então, foram inseridas no programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, Sao Jose dos Campos, SP, Brazil, <http://regima.dpi.inpe.br/download.html>), que permite registro *a posteriori*, ou correção dos erros de projeção geométricos e de diferenças de contraste entre duas radiografias. Como imagem 1 foi selecionada sempre a imagem de referência e como imagem 2, aquelas com reabsorção radicular (após seu primeiro desgaste), em todas as suas 6 diferentes angulações. O registro dos pontos controle foi realizado de forma automática, os quais serviram como coordenadas a partir das quais o programa alinha o par de imagens e reconstrói a segunda imagem de acordo com a projeção da imagem de referência.

Após o registro *a posteriori* das imagens, foram executadas as subtrações das imagens (referência e cada uma das 6 versões registradas) no programa UTHSCSA Image Tool (*University of*

Texas Health Science Center at San Antonio; <ftp://maxrad6.uthscsa.edu>). Dessa forma foram obtidas imagens subtraídas com execução prévia do registro de imagens *a posteriori*. Todas as imagens (reconstruídas e subtraídas) foram arquivadas também em formato TIFF.

A qualidade do registro foi avaliada de maneira objetiva, por meio dos valores da média e desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem subtraída. Utilizando o programa Adobe Photoshop 7.0 (Adobe Systems Incorporated, San Jose, Califórnia), em cada imagem subtraída foi selecionada uma região de interesse (ROI) que englobava o dente em questão e eliminava a periferia das imagens subtraídas que apresentava áreas pretas e brancas devido à movimentação paralela da segunda imagem. Essas áreas poderiam afetar significativamente o desvio-padrão dos níveis de cinza. Toda ROI das imagens subtraídas de cada dente tinha dimensões e posições fixas, obtidas com o uso de guias e coordenadas do eixo x e y (Figura 4), funções estas fornecidas pelo próprio Adobe Photoshop®.

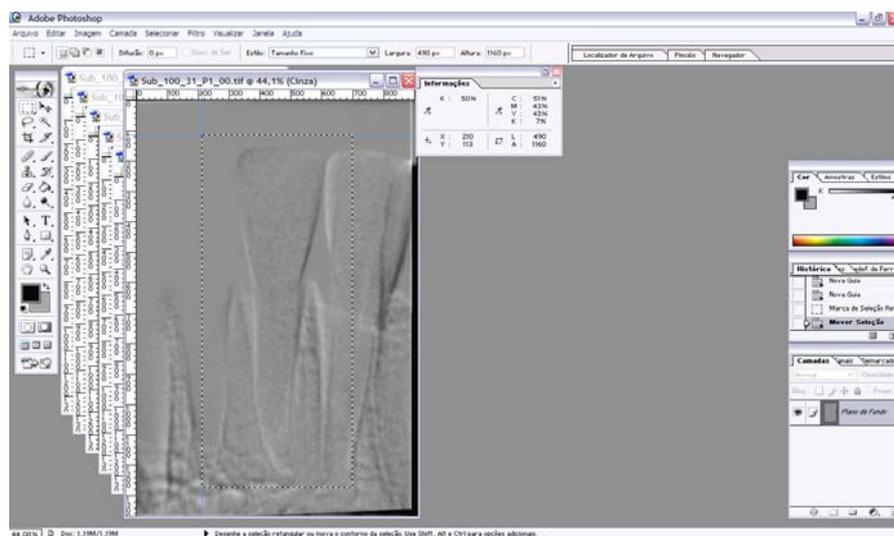


FIGURA 4 – Representação da ROI selecionada com tamanho fixo de 490 X 1160 pixels (neste caso), e posicionada sob coordenadas x=210 e y=113.

Os valores de tons de cinza das ROI foram calculados. O desvio-padrão dos tons de cinza mostra a qualidade da imagem subtraída, e conseqüentemente da imagem reconstruída. Quanto menor o desvio-padrão, menor o ruído anatômico presente na imagem subtraída e melhor a reconstrução digital da imagem. Assim, os valores de média e desvio-padrão de cada imagem subtraída a partir de radiografia com diferenças de ângulo vertical e horizontal registradas *a posteriori* pelo programa Regeemy foram comparados aos valores de cada imagem subtraída a partir de radiografias inicial e final com ângulo vertical e horizontal 0°.

Para verificar a sensibilidade das radiografias digitais e da SRD na detecção de reabsorção radicular externa apical e lingual, 3 radiologistas avaliaram todos os pares de radiografias digitais (inicial e final, em todos os níveis de desgaste e após estas terem sido registradas) e todas as imagens subtraídas a partir de radiografias com ângulo vertical e horizontal 0° e em todos os níveis de desgaste. Os pares de radiografias e suas imagens subtraídas foram codificadas e transportadas para apresentação de slides (*Microsoft® Power-Point® 2000; Microsoft Corp., Istanbul, Turkey*). Ao final, um total de 250 pares de radiografias e 250 imagens subtraídas foram preparadas e apresentadas aos observadores randomicamente, sob as mesmas condições. No caso das radiografias digitais, a imagem de referência (obtida sem lesão) era sempre colocada do lado esquerdo e a segunda radiografia poderia não apresentar nenhuma lesão ou uma lesão. Na imagem subtraída, a presença ou ausência de alteração foi constatada também a partir da observação visual, já que regiões idênticas são representadas por nível de cinza neutro, ou aproximadamente 128 tons de cinza, e locais onde há perda mineral detectável apresentam-se, convencionalmente, com tonalidade mais escura. Os examinadores classificaram a condição da raiz utilizando escala de 5 pontos, sendo:

- a) 1 = lesão definitivamente presente;
- b) 2 = provavelmente presente;
- c) 3 = incerto;
- d) 4 = provavelmente ausente;
- e) 5 = definitivamente ausente.

Cada examinador realizou suas avaliações por 2 vezes, num intervalo de 1 mês. Os dados obtidos de cada avaliador foram analisados para verificar a concordância intra e interexaminadores.

4.1 Análise estatística

A fim de comparar o ruído das imagens subtraídas (desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens) a partir de radiografias registradas de cada ângulo utilizado, foram utilizados o teste ANOVA fator único e teste de Tukey. Pela aplicação do teste ANOVA pôde-se determinar se várias amostras padronizadas diferem ou não entre si e pelo teste de Tukey, qual dessas amostras é diferente.

Para verificar o nível de concordância ou reprodutibilidade dos métodos na detecção de reabsorção radicular externa intra e interobservadores, foi utilizado o índice de concordância de Kappa (teste não-paramétrico).

A curva ROC (*Receiver Operator Characteristic*) foi utilizada para verificar entre os 3 examinadores, quanto aos 2 métodos de diagnóstico utilizados, qual apresenta maior precisão no diagnóstico quando comparados ao padrão-ouro (medida real).

5 RESULTADOS

As médias e desvios-padrão obtidos do histograma de cada versão de imagem (Tabelas 1 e 2) foram comparados por meio do teste estatístico ANOVA fator único. Por meio desse procedimento, testou-se a hipótese H_0 de que as médias dos valores de cada uma das 6 versões de imagem eram iguais entre si. Devido à existência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias, foi utilizado o teste de Tukey com a finalidade de se encontrar qual (is) as médias difeririam estatisticamente. Adotou-se o nível de significância de 5%.

Tabela 1 – Média e desvio-padrão das médias dos níveis de cinza nas imagens subtraídas a partir de cada versão das radiografias.

Ângulos vertical_horizontal	0_0	0_10	10_0	10_10	20_0	20_10
Média	127,40	127,41	128,32	127,62	131,42*	129,67
Desvio-padrão	1,87	7,35	4,18	7,87	5,99	7,83

* $p < 0,05$ – Diferença estatisticamente significante.

Tabela 2 – Média e desvio-padrão dos desvios-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas a partir de cada versão das radiografias.

Ângulos vertical_horizontal	0_0	0_10	10_0	10_10	20_0	20_10
Média	5,39*	18,68*	12,62*	22,08*	20,29*	26,10*
Desvio-padrão	2,24	3,49	2,77	4,63	3,44	4,45

* $p < 0,05$ - Diferença estatisticamente significante.

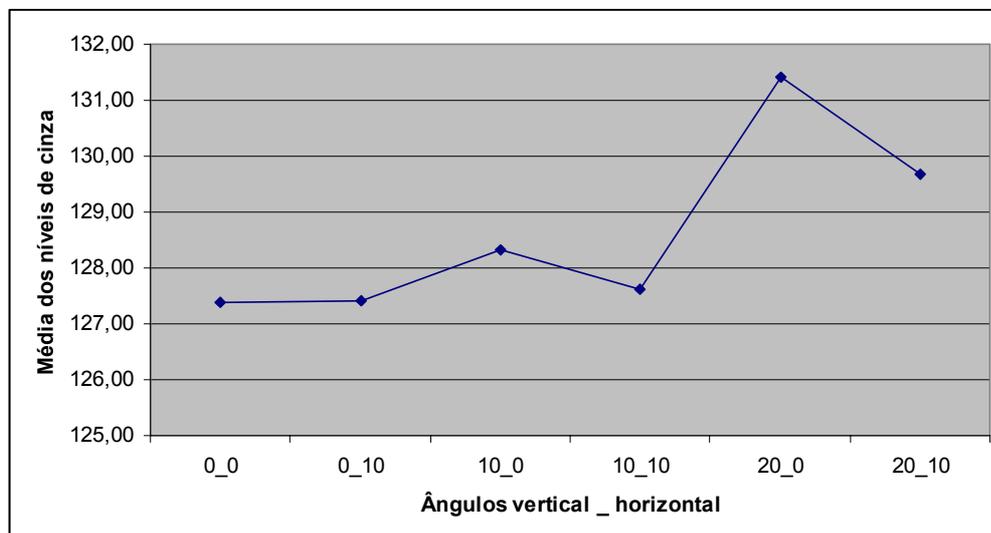


FIGURA 5 – Representação gráfica dos valores médios da média dos níveis de cinza nas imagens subtraídas a partir de radiografias com variação de ângulos vertical e horizontal.

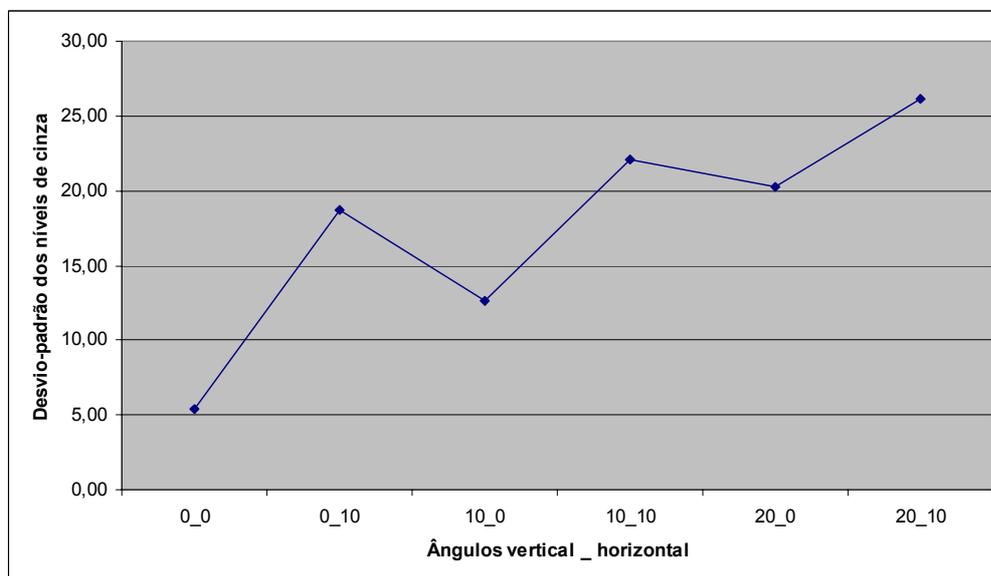


FIGURA 6 – Representação gráfica dos valores médios do desvio-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas a partir de radiografias com variação de ângulos vertical e horizontal.

Os valores dos desvios-padrão foram ainda discriminados de acordo com os grupos de dentes utilizados, e são apresentados nas Tabelas 3, 4, e 5. Em cada uma das versões de imagem, foi realizada a comparação entre os grupos dos dentes, e os *p-valores* obtidos pelo teste ANOVA fator único dispostos na Tabela 6.

Tabela 3 – Média e desvio-padrão dos desvios-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas da região de incisivos inferiores.

Ângulos vertical_horizontal	0_0	0_10	10_0	10_10	20_0	20_10
Média	5,82	17,95	12,26	24,50	19,18	26,67
Desvio-padrão	1,80	3,99	3,60	4,69	3,67	5,53

Tabela 4 – Média e desvio-padrão dos desvios-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas da região de caninos inferiores.

Ângulos vertical_horizontal	0_0	0_10	10_0	10_10	20_0	20_10
Média	6,18	18,28	12,68	20,96	19,78	26,06
Desvio-padrão	2,76	3,54	2,74	4,53	2,92	4,54

Tabela 5 – Média e desvio-padrão dos desvios-padrão dos níveis de cinza nas imagens subtraídas da região de pré-molares inferiores.

Ângulos vertical_horizontal	0_0	0_10	10_0	10_10	20_0	20_10
Média	4,51	19,49	12,82	21,23	21,45	25,72
Desvio-padrão	1,83	3,08	2,19	4,23	3,45	3,68

Tabela 6 – *p-valor* da comparação entre as regiões de incisivos, caninos e pré-molares inferiores considerando os desvios-padrão dos níveis de cinza.

Ângulos vertical_horizontal	0_0	0_10	10_0	10_10	20_0	20_10
<i>p-valor</i>	0,06	0,40	0,85	0,06	0,13	0,83

Após a verificação da capacidade do programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB de corrigir erros geométricos de projeção, pela constatação do nível de ruído estrutural, procedeu-se à análise dos dados subjetivos do estudo.

O índice de concordância de Kappa representa a proporção de acordos observados em relação ao máximo acordo possível além do acaso. Neste estudo, o índice de Kappa forneceu o nível de concordância intra e interexaminadores. Foi testado se a concordância entre os examinadores é nula ($K = 0$) ou não ($K > 0$). O valor de Kappa (K) determina a intensidade da concordância e quanto mais próximo de 1, maior a concordância. Pode ser interpretado conforme os Quadros 2 e 3.

Quadro 2 – Faixa de variação de Kappa (K)

Valor	Interpretação
+1	Os observadores são perfeitamente confiáveis. Eles classificam tudo exatamente da mesma forma.
0	Não há relacionamento algum entre as classificações dos observadores além do acordo que se esperaria ao acaso.
-1	Os observadores classificam exatamente no sentido oposto um do outro.

Quadro 3 – Escala do índice Kappa de Landis & Koch*

Intervalo	Grau de acordo
< 0,00	Sem acordo
0,00 – 0,20	Insignificante
0,21 – 0,40	Mediano
0,41 – 0,60	Moderado
0,61 – 0,80	Substancial
0,81 – 1,00	Quase perfeito

* Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977; 33: 159-174.

As Tabelas 7 e 8 mostram que todos os examinadores apresentaram nível de concordância substancial ou quase perfeita intraexaminadores para avaliação de reabsorções apicais e linguais. Deve-se ressaltar a excelente concordância intraexaminadores proporcionada pela técnica de subtração radiográfica digital.

Tabela 7 – Índice Kappa (K) de concordância intraexaminadores para avaliação de reabsorções apicais.

Examinadores	Métodos de diagnóstico	
	R.D.	SRD
A ₁ X A ₂	0,716	0,904
B ₁ X B ₂	0,697	0,919
C ₁ X C ₂	0,779	0,926

Tabela 8 – Índice Kappa (K) de concordância intraexaminadores para avaliação de reabsorções linguais.

Examinadores	Métodos de diagnóstico	
	R.D.	SRD
A ₁ X A ₂	0,662	0,886
B ₁ X B ₂	0,810	0,962
C ₁ X C ₂	0,830	0,902

Os índices de concordância interexaminadores são apresentados nas Tabelas 9 e 10. Nota-se nível de concordância menor (moderado a substancial) quando o examinador A é comparado aos demais examinadores, utilizando a radiografia digital como método de diagnóstico. Tal diferença, entretanto, é eliminada com a técnica de subtração radiográfica digital, e observa-se novamente nível de concordância quase perfeito para avaliação de reabsorções tanto apicais quanto linguais.

Tabela 9 – Índice Kappa (K) de concordância interexaminadores para avaliação de reabsorções apicais.

Examinadores	Métodos de diagnóstico	
	R.D.	SRD
A X B	0,590	0,945
A X C	0,653	0,884
B X C	0,714	0,893

Tabela 10 – Índice Kappa (K) de concordância interexaminadores para avaliação de reabsorções linguais.

Examinadores	Métodos de diagnóstico	
	R.D.	SRD
A X B	0,616	0,924
A X C	0,672	0,844
B X C	0,811	0,838

A fim de verificar qual dos métodos de diagnóstico apresenta maior precisão na detecção das lesões, comparados ao padrão-ouro (desgastes reais), foi utilizado a curva ROC. Esse método gráfico relaciona os valores de sensibilidade e especificidade das técnicas avaliadas.

Os resultados da avaliação radiográfica podem ser divididos em 4 categorias: verdadeiro positivo (VP), quando cavidades estavam presentes e puderam ser detectadas; verdadeiro negativo (VN), quando nenhuma cavidade estava presente e nenhuma foi registrada; falso negativo (FN), quando a cavidade estava presente, mas não foi registrada; e falso positivo (FP), quando nenhuma cavidade estava presente, mas foi registrada. Assim, sensibilidade constitui a porcentagem de diagnóstico correto do número total de diagnóstico correto somado ao número total de cavidades que estavam presentes, mas não foram

registradas, ou seja, é a expressão da capacidade do observador em detectar mesmo as cavidades menores. A precisão (especificidade) da avaliação radiográfica designa a percentagem de observações verdadeiras em relação ao número total de observações possíveis. Sensibilidade e especificidade são representadas pelas razões²:

$$S = \frac{VP}{VP + FN} \qquad E = \frac{VP + VN}{VP + VN + FP + FN}$$

No gráfico, o valor da área abaixo da curva ROC igual a 1,0 é representado por uma linha que atinge o canto esquerdo superior do diagrama (100% de sensibilidade e especificidade) e indica detecção perfeita das lesões (teste ideal). O valor da área na ordem de 0,5 é representado por uma linha diagonal transversalmente ao gráfico, e indica teste sem poder de discriminação. A Figura 7 demonstra as duas situações, respectivamente.

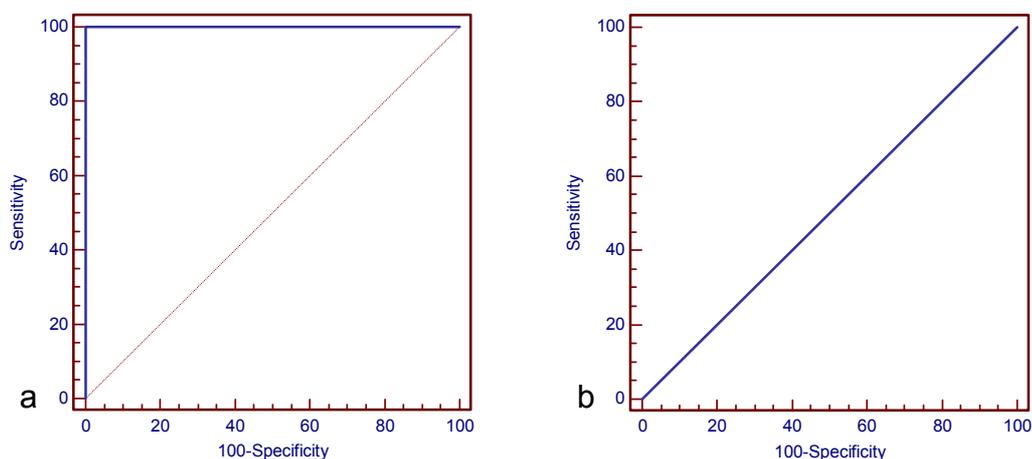


FIGURA 7 – Representação gráfica curva ROC – (a) teste ideal e (b) teste sem poder de discriminação.

Neste estudo, foram calculados os valores das áreas sob as curvas ROC para cada examinador na avaliação de reabsorções apicais e linguais com cada método. Os resultados são apresentados na

Tabela 11. A partir desses valores foram realizadas comparações entre os métodos para cada examinador na avaliação dos tipos de reabsorção. As diferenças entre as curvas são mostradas na Tabela 12 e representadas graficamente na Figura 8.

Tabela 11 – Áreas sob a curva ROC de cada examinador para avaliação de reabsorções apicais e linguais com cada método.

Examinadores	Apical		Lingual	
	R.D.	SRD	R.D.	SRD
A	0,917	0,974	0,811	0,870
B	0,885	0,969	0,805	0,870
C	0,955	0,974	0,848	0,905

Tabela 12 – Comparação entre áreas sob as curvas ROC dos métodos avaliados por cada examinador para reabsorções apicais e linguais.

Examinadores	Apical		Lingual	
	≠ entre áreas	<i>p</i> -valor	≠ entre áreas	<i>p</i> -valor
$A_{R.D.} \times A_{SRD}$	0,047	0,286	0,059	0,341
$B_{R.D.} \times B_{SRD}$	0,083	0,085	0,065	0,288
$C_{R.D.} \times C_{SRD}$	0,019	0,604	0,057	0,317

p<0,05 - Diferença estatisticamente significativa.

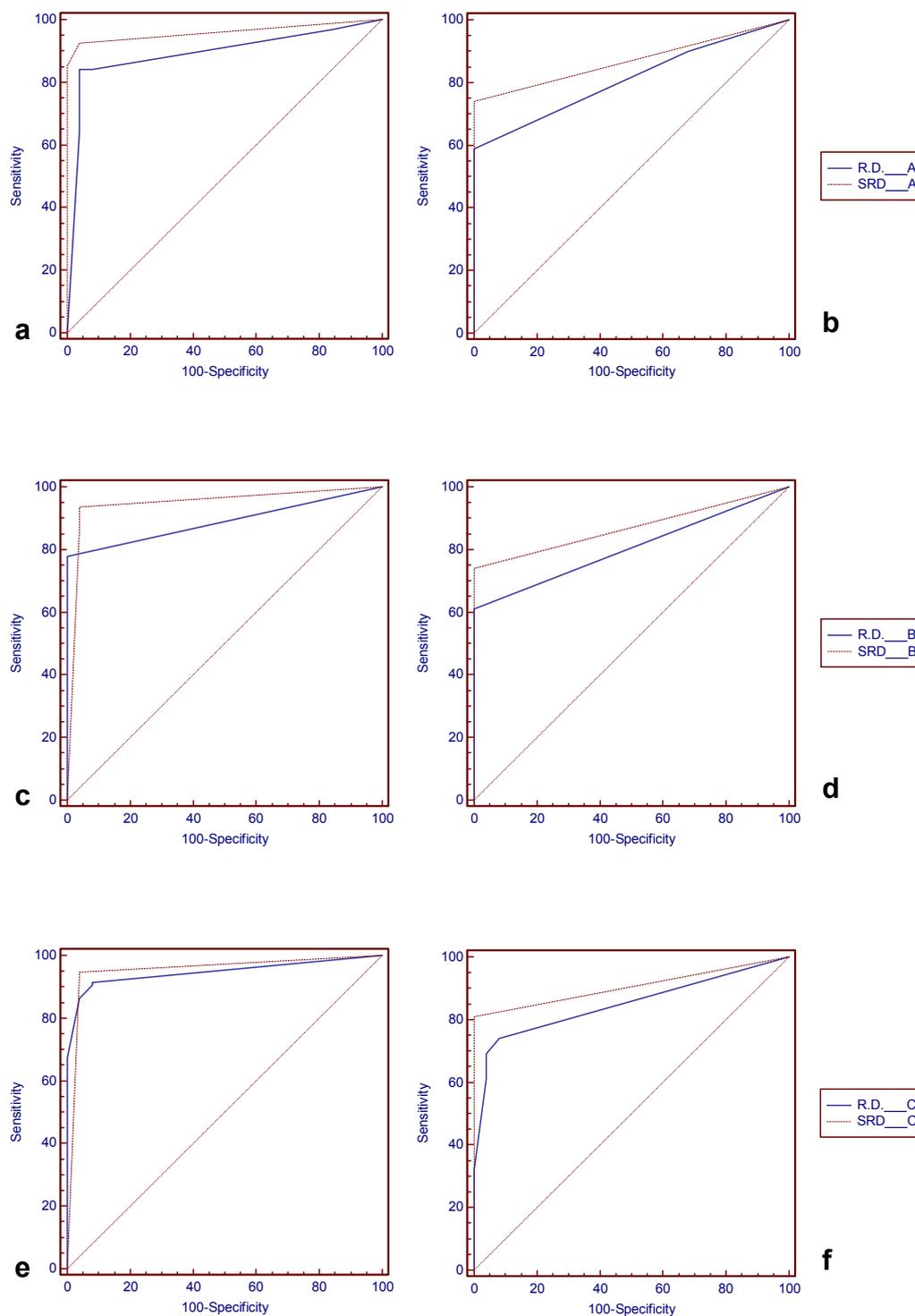


FIGURA 8 – Representação gráfica das curvas ROC dos examinadores A, B, e C utilizando os métodos radiografia digital (R.D.) e subtração radiográfica digital (SRD) para avaliação de reabsorções apicais (a, c, e) e linguais (b, d, f).

De acordo com a Tabela 12, não houve diferença estatisticamente significantes entre as áreas sob a curva ROC dos métodos utilizados para avaliação das reabsorções para nenhum dos examinadores. Entretanto, observa-se, na Tabela 11, aumento do valor da área sob a curva com a técnica de SRD, em relação à radiografia digital. Em geral, esse aumento também pôde ser observado quando as lesões de tamanho diferentes foram analisadas separadamente (Tabelas 13 e 14).

Tabela 13 – Áreas sob a curva ROC da avaliação de reabsorções apicais com cada método em relação à quantidade de desgaste.

Lesão	Examinadores					
	R.D.			SRD		
	A	B	C	A	B	C
Sem lesão / $\approx 0,5$ mm	0,723*	0,625*	0,844*	0,875**	0,917	0,917
Sem lesão / ≈ 1 mm	1,000	0,917	0,977	0,979	0,958	0,979
Sem lesão / $\approx 1,5$ mm	0,962	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
Sem lesão / ≈ 2 mm	0,982	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

* $p < 0,05$ na comparação com outras lesões

** $p < 0,05$ na comparação com lesões 1,5 e 2 mm

Tabela 14 – Áreas sob a curva ROC da avaliação de reabsorções linguais com cada método em relação à quantidade de desgaste.

Lesão	Examinadores					
	R.D.			SRD		
	A	B	C	A	B	C
Sem lesão / Broca $\frac{1}{4}$	0,554*	0,520*	0,559*	0,500*	0,520*	0,660*
Sem lesão / Broca 2	0,804**	0,820***	0,913	0,980	0,980	1,000
Sem lesão / Broca 3	0,926	0,920	0,946	1,000	1,000	0,980
Sem lesão / Broca 4	0,959	0,960	0,972	1,000	0,980	0,980

* $p < 0,05$ na comparação com outras lesões

** $p < 0,05$ na comparação com lesões 3 e 4

*** $p < 0,05$ na comparação com lesão 4

As áreas sob as curvas ROC de cada examinador em cada tamanho de lesão, apresentados nas Tabelas 13 e 14, foram comparados quanto ao método de avaliação, e os valores p da comparação estão dispostos nas Tabelas 15 e 16. Na Tabela 15, observa-se precisão significativamente maior da SRD na avaliação de reabsorção apical de cerca de 0,5 mm para o examinador B. Para reabsorção lingual, observa-se, na Tabela 16, diferenças entre os métodos para avaliação de lesões realizadas com broca número 2 para todos os examinadores, sendo a SRD significativamente mais precisa que a radiografia digital.

Tabela 15 – p -valor da comparação entre as áreas sob as curvas ROC dos métodos avaliados por cada examinador para as diferentes quantidades de reabsorção apical.

Lesão	A _{R.D.} X A _{SRD}	B _{R.D.} X B _{SRD}	C _{R.D.} X C _{SRD}
0,5 mm	0,064	0,001	0,294
1 mm	0,329	0,383	0,953
1,5 mm	0,187	1,000	1,000
2 mm	0,361	1,000	1,000

$p < 0,05$ - Diferença estatisticamente significativa

Tabela 16 – p -valor da comparação entre as áreas sob as curvas ROC dos métodos avaliados por cada examinador para as diferentes quantidades de reabsorção lingual.

Lesão	A _{R.D.} X A _{SRD}	B _{R.D.} X B _{SRD}	C _{R.D.} X C _{SRD}
Broca ¼	0,645	1,000	0,304
Broca 2	0,005	0,007	0,042
Broca 3	0,060	0,051	0,383
Broca 4	0,163	0,566	0,799

$p < 0,05$ - Diferença estatisticamente significativa

Ainda de acordo com as Tabelas 13 e 14, houve aumento da sensibilidade e especificidade dos métodos de diagnóstico com o aumento do tamanho dos desgastes, com diferenças estatisticamente significantes das primeiras lesões (0,5 mm apical e broca ¼ lingual) em relação às subseqüentes utilizando radiografia digital. Este fato ocorreu também na avaliação de reabsorções linguais utilizando SRD. As avaliações de reabsorção apical de 0,5 mm e lingual de broca 2, realizadas pelo examinador A com a técnica SRD e R.D., respectivamente, diferiram estatisticamente das avaliações das reabsorções 3 e 4 (1,5 e 2 mm apical).

Com relação à avaliação das reabsorções linguais, ambos os métodos de diagnóstico apresentaram valores das áreas sob a curva ROC muito baixos para as lesões realizadas com broca ¼, exceto o examinador C. Valores na ordem de 0,5, como citado anteriormente, indicam que o teste não obteve poder de discriminação e que a decisão quanto à presença ou ausência de lesão foi suposta ao acaso.

Os valores das Tabelas 13 e 14 são representados graficamente na Figura 9.

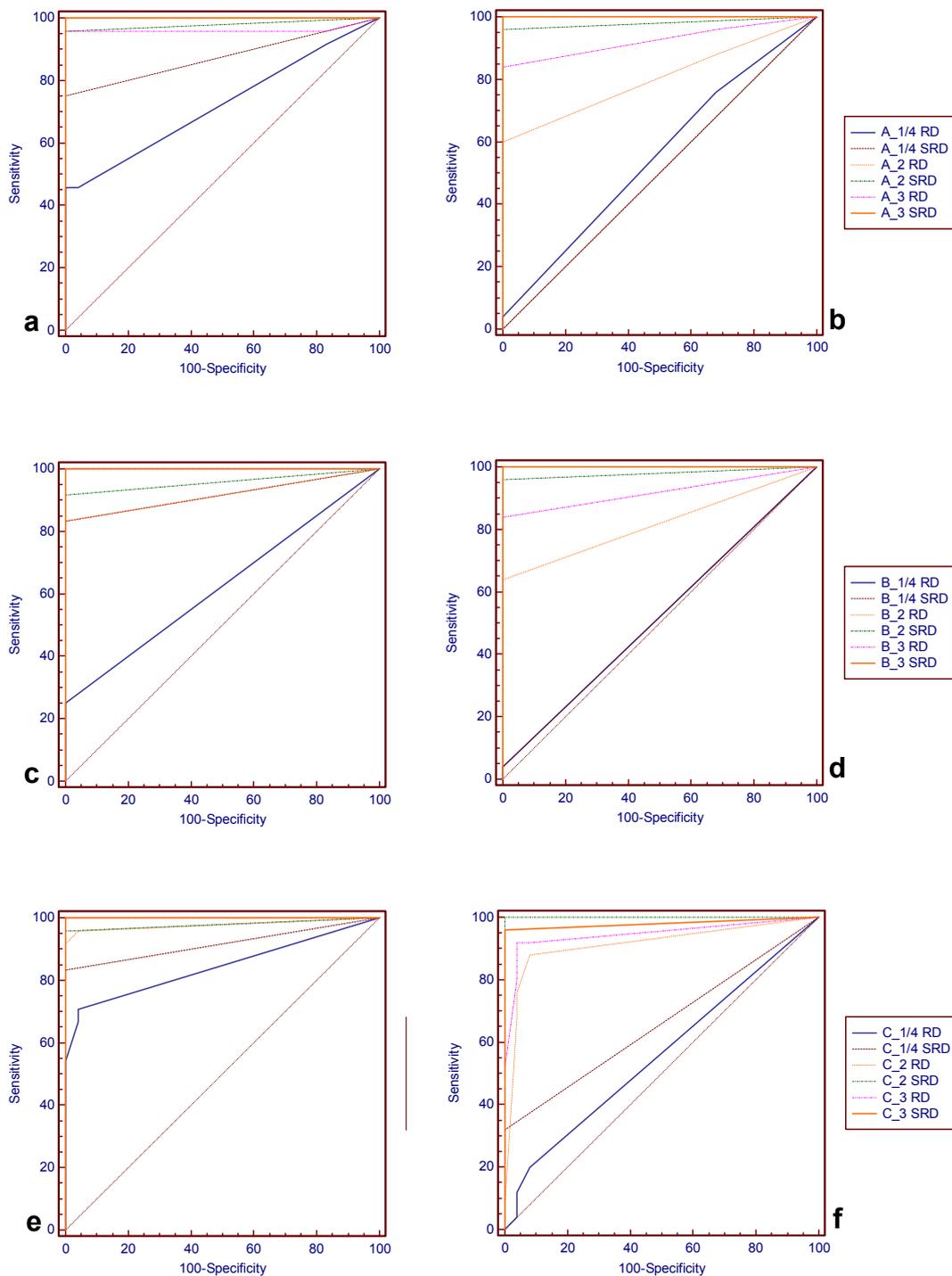


FIGURA 9 – Representação gráfica das curvas ROC dos examinadores A, B, e C utilizando os métodos radiografia digital (R.D.) e subtração radiográfica digital (SRD) para avaliação de reabsorções apicais (a, c, e) e linguais (b, d, f) em seus diferentes tamanhos.

6 DISCUSSÃO

As reabsorções radiculares de origem inflamatória, especialmente aquelas pós-tratamento ortodôntico, podem envolver somente o tecido cementário superficial, que posteriormente é regenerado e remodelado; atingir a camada superficial de dentina, reparadas com deposição de tecido cementário; ou destruir grande extensão de cimento e dentina na porção apical resultando em encurtamento evidente da raiz dentária^{6 e 7}.

Várias observações histológicas e radiográficas têm confirmado que o tratamento ortodôntico se faz acompanhar de um encurtamento radicular, em quase todos os dentes, diferindo apenas quanto ao grau de reabsorção^{34, 40, 41, 50, 57 e 59}. Dentre as várias causas da reabsorção radicular externa associada ao tratamento ortodôntico, os fatores mais citados são a susceptibilidade individual⁴¹, a predisposição hereditária, os traumatismos^{43 e 41} e os fatores relacionados ao tratamento ortodôntico^{44 e 57}.

Embora a maioria dos dentes reabsorvidos apresente até 1 mm de encurtamento e não comprometam a função dentária, cerca de 8% dos indivíduos apresentam reabsorções radiculares maiores que 3 mm, após 12 meses de tratamento^{3, 40 e 59}, e pode chegar a tal extensão que põe em risco a longevidade da oclusão⁵⁸. Ainda que o processo de reabsorção cesse uma vez que os aparelhos sejam removidos, dentes severamente reabsorvidos podem ser perdidos prematuramente em indivíduos que também têm susceptibilidade à reabsorção periodontal marginal. Além disso, raízes anormalmente encurtadas podem não ser adequadas como futuros pilares de próteses fixas^{3, 34 e 59}. A capacidade

em identificar indivíduos com risco à reabsorção radicular apical severa antes ou precocemente no tratamento pode, então, ter grande significância clínica, já que dentes com risco de reabsorção severa^{17 e 37} e indivíduos predispostos podem apresentar reabsorção radicular no início do tratamento ortodôntico^{3, 40 e 59}.

Devido sua evolução geralmente assintomática, técnicas de imagem são a única maneira de diagnosticar e medir a severidade das reabsorções clinicamente¹⁷. A radiografia periapical é a técnica mais comumente utilizada, entretanto, vários fatores podem afetar a imagem, isto é, erros de magnificação, variações angulares entre o dente e o filme, dificuldades em identificar consistentemente os mesmos pontos em duas radiografias (por exemplo, JCE), processamentos diferentes, e operadores diferentes^{6 e 17}, assim como variáveis relacionadas ao indivíduo como, localização do defeito e posição anatômica dos dentes nos maxilares, têm papel importante no processo de diagnóstico dessas lesões². Além disso, as reabsorções radiculares se desenvolvem lentamente e se torna difícil sua análise quantitativa em radiografias subseqüentes²². Estudos que calculam a quantidade de reabsorção radicular externa freqüentemente ignoram esses erros inerentes⁶.

Na literatura verificamos o uso de vários métodos para avaliar a quantidade de perda radicular. A maioria deles tenta quantificar precisamente a reabsorção^{3, 6, 7, 9, 14, 39, 40, 41, 46, 57 e 59}, enquanto outros são descritivos^{33, 38, 42, 43, 44 e 58}. A severidade da reabsorção é classificada comumente pela quantidade de perda dentária.

Um dos mais utilizados é o método quantitativo descrito por Linge e Linge⁴¹. Considera-se o método razoavelmente preciso, mas com algumas limitações, como a localização da JCE, que é bastante dependente da interpretação individual. Além disso, a altura da JCE pode se alterar e se mover ao redor do dente, dependendo a variação no feixe de raios X, assim, em relação ao dente, a JCE pode ser projetada diferentemente¹⁴. Variação na projeção do ângulo pode dificultar também

a interpretação da região apical⁵³.

A influência do examinador também deve ser considerada na interpretação radiográfica⁵⁰. Autores relatam a existência de falta de concordância na interpretação radiográfica entre examinadores e até mesmo discrepâncias nas análises de um mesmo avaliador realizadas em tempos diferentes^{10, 21 e 51}. Essa variabilidade tem sido atribuída a resultados tendenciosos, a partir do conhecimento prévio dos dados clínicos, por variação na densidade do filme e interpretação radiográfica equivocada, resultando em aumento da proporção de diagnósticos falso-negativos e falso-positivos, e influenciando o ensino, treinamento e experiência do observador⁵³. Outro fator de dificuldade na interpretação radiográfica se refere à quantidade de perda mineral necessária para ocorrer alteração na imagem radiográfica. Foi demonstrado que grande quantidade de osso medular da maxila e mandíbula humana pode ser removido sem gerar alterações detectáveis na radiografia convencional, assim, lesões ósseas poderiam ser somente visualizadas radiograficamente quando envolvessem o osso cortical^{10 e 31}. Sabe-se também que uma grande quantidade de perda mineral (30-60%) é necessária para que um defeito seja visível em radiografias^{10, 17 e 52}.

No caso das reabsorções radiculares, a presença de tecido ósseo neo-formado pode apagar o contorno anterior do alvéolo dificultando a visualização. Sabendo que reabsorções radiculares induzidas ortodonticamente, verificadas histologicamente após 7 semanas de tratamento, não são visíveis radiograficamente, Levander et al.³⁷ afirmaram que, em radiografias convencionais, o diagnóstico é incerto durante os primeiros meses de tratamento. Após 5 a 6 meses um diagnóstico radiográfico confiável pode ser realizado. Reabsorções na face lingual das raízes podem ser ainda mais difíceis de serem identificadas em radiografias periapicais, pois a sobreposição de outras estruturas pode ocultá-las^{2, 17, 19, 50, 53 e 58}, assim como reabsorções nas superfícies mesiais e distais da raiz dificilmente são detectadas, a menos

que estejam bastante extensas^{65, 66}. Andreasen et al.² observaram discrepância marcante entre a situação radiográfica e a condição histológica de alguns casos de reabsorção radicular externa, e alertaram que o tratamento interceptivo iniciado no tempo do diagnóstico radiográfico do processo de reabsorção poderia, em alguns casos, levar a complicações como perfuração radicular.

O método de avaliação empregado, a seleção da amostra^{6, 7 e 57} e dos examinadores⁵¹ resultam em considerável variação de resultados e não permitem muitas conclusões definitivas quanto à incidência e grau das reabsorções radiculares externas^{6, 7, 17, 41, 51 e 57}. Relatos da prevalência de reabsorção radicular após tratamento ortodôntico são muito precários, pois pelas técnicas radiográficas usualmente utilizadas não observamos reabsorções em todas as superfícies do dente, mas sim, principalmente, na sua parte apical^{6 e 7}.

Técnicas digitais, tais como radiografia digital e SRD, têm sido utilizadas na tentativa de resolver esses problemas e prover mais informações a respeito de perdas de estrutura dentária. A SRD, em especial, tem se mostrado de grande valor para detecção de pequenas alterações ósseas e dentárias. Além de render informações importantes no diagnóstico precoce da reabsorção radicular externa, possibilitando a intervenção rápida e melhorando o prognóstico, proporciona a opção de avaliações quantitativas de pequenas alterações de densidade óssea.

A técnica de subtração reduz o ruído estrutural pela eliminação de aspectos idênticos da imagem em radiografias seqüenciais. O ruído estrutural produz a principal limitação da capacidade de detecção visual do operador ao interpretar radiografias convencionais, pois é resultado da sobreposição de estruturas anatômicas inalteradas representadas por padrão radiográfico complexo que pode ocultar o processo patológico^{31, 62 e 68}.

O fato de que alterações minerais são, então, reveladas diante de um fundo cinza neutro proporciona alta sensibilidade da técnica

de subtração no diagnóstico e avaliação de processos patológicos^{10, 52 e 62}. A precisão de diagnóstico é freqüentemente descrita em termos de sensibilidade e especificidade. Sensibilidade, ou habilidade de detectar uma lesão quando ela realmente está presente, tem se apresentado maior que 90% utilizando SRD. Especificidade, ou habilidade de descartar a presença da lesão quando ela realmente está ausente, tem sido relatada como maior que 95 % com a SRD. Foi determinado que a técnica de subtração é mais de 90% mais precisa na detecção de perdas minerais tão pequenas quanto 5%^{52 e 67}.

A técnica de subtração, entretanto, requer radiografias padronizadas quanto ao brilho, contraste, e projeção geométrica^{8, 26 e 35}. Falta de correspondência entre duas imagens devido a razões como não-uniformidade no processamento do filme; discrepância da geometria de projeção do feixe central de raios X em relação às estruturas de interesse; desalinhamento das imagens na geração das imagens subtraídas ou diferença do melhor alinhamento de imagens com discrepância geométrica promove o aparecimento de ruído estrutural nas imagens subtraídas que podem ser interpretadas erroneamente como alterações anatômicas⁵⁵. A reprodutibilidade da projeção geométrica é o ponto crítico para a aplicação e sucesso da SRD, já que diferenças na densidade e contraste podem ser corrigidas por meio de algoritmos de correção-gama^{47, 54 e 55}. A rotação do objeto ao redor dos eixos x e y, em relação ao feixe de raios X, isto é, a variação no ângulo vertical e horizontal do feixe, produz erros que são o maior obstáculo para o alinhamento de duas imagens e, conseqüentemente, para a aplicação clínica da SRD^{26, 47, 53 e 68}.

Tradicionalmente, estabilizadores mecânicos têm sido usados para prevenir qualquer movimento e controlar a geometria de projeção antes da aquisição da imagem^{35, 53, 55 e 47}, entretanto, seu uso consome tempo, trabalho e dinheiro³⁰, e apesar das melhores técnicas disponíveis para a obtenção de radiografias padronizadas para técnica de

subtração, ainda podem existir pares de radiografias com significativa discrepância geométrica^{55 e 63}. Mesmo o uso do mesmo procedimento de alinhamento manual repetidamente pelo mesmo operador pode produzir diferentes alinhamentos em repetidas tentativas⁵⁵.

No início da década de 80, algoritmos de reconstrução geométrica que utilizavam pontos de referência para correção das diferenças foram introduzidos^{30, 47, 63 e 64}. A reconstrução se baseia em relações constantes entre pontos correspondentes (em geral 4 pontos) de pares de imagens obtidas com ângulo de projeção diferentes⁴⁷. O processo foi proposto para permitir maior flexibilidade nos procedimentos radiográficos clínicos e eliminar as desvantagens inerentes à estabilização mecânica. Baseado nesses algoritmos de estudos anteriores, um programa de computador denominado Emago[®] foi desenvolvido em 1992²⁶, pelo qual os usuários poderiam selecionar facilmente, de forma manual, 4 pares de pontos de referência nas imagens digitais que seriam utilizados para ajuste a um modelo de transformação projetiva. Desde então, vários autores utilizaram esse programa em seus trabalhos^{17, 23, 24, 26, 28, 29, 35, 47 e 53}. Destaca-se o trabalho de Heo et al.²⁶, que gerou indagações e serviu como base para a realização deste trabalho.

Teoricamente, a precisão da imagem subtraída pode ser adquirida quando os pontos de referência são selecionados apropriadamente. Erros na seleção dos pontos de referência podem causar resultados de SRD falsos. A precisão na seleção dos pontos depende da experiência do operador e habilidade na manipulação do mouse do computador^{35 e 36}. Pontos anatômicos, entretanto, nem sempre são fáceis de serem identificados em radiografias e sua interpretação pode ser variável^{8, 47 e 68}. Além disso, aspectos radiográficos de estruturas anatômicas podem estar ocultos quando erros de projeção são introduzidos^{29 e 47}. Tudo isso limita a capacidade do operador em estabelecer correspondência entre pares de imagens. Assim, o papel do operador no método de SRD se torna substancial⁴⁷.

Embora a presença de várias dicas visuais, o registro controlado manualmente falha em objetividade, e diferenças consideráveis podem ser observadas com pequenos deslocamentos das imagens radiográficas. Além disso, métodos manuais demandam tempo e paciência^{8 e 18}. O tempo de execução do método manual incluindo a seleção de até 16 pontos por um Cirurgião-dentista experiente é mais de 4 minutos⁶⁸. Entretanto, na prática, se torna extremamente difícil encontrar mais que 15 pontos de referência adequadamente¹. Eberhard et al.¹⁶ e Reukers et al.⁵³ encontraram dificuldade em selecionar pontos de referência confiáveis que tivessem distância suficiente entre si em seus estudos, devido às diferentes projeções desses pontos.

Para superar a desvantagem dos métodos manuais na seleção de pontos de referência, técnicas de registro automático têm sido introduzidas na literatura. O registro automático é baseado em uma nova linguagem de técnicas de processamento digital de imagem, considerada pixel-baseada, isto é, opera sobre os níveis de cinza da imagem sem requerer processo de segmentação da imagem antes do registro. Pares homólogos de pontos são selecionados interativamente sobre as duas imagens, e são alinhados pela aplicação de transformação projetiva, que descreve perfeitamente a imagem radiográfica odontológica⁶⁸. A extração automática dos pontos de referência fornece uma base confiável para deformação de uma radiografia em relação à radiografia de referência. Desse modo, a interação humana é limitada a especificar pontos correspondentes e verificar os resultados¹⁸. Com a redução do nível de interação, resultados na detecção de alterações são mais objetivos e reprodutíveis^{18 e 55}.

Além disso, a automação na seleção dos pontos permite o uso de múltiplas fontes de informação ou múltiplos pontos de referência e levam a resultados mais confiáveis¹⁸. O aumento do número de pontos utilizados para corrigir distorções promove melhora no alinhamento das imagens⁸, enquanto compensa a variabilidade inter-operadores,

umentando a independência do observador^{36 e 68}. Desse modo, o tempo de execução para o método automático varia, em média, de 15 a 50 segundos⁶⁸.

Diante dos programas mais utilizados até então, em 2005 surgiu o programa Regeemy[®] para uso odontológico, que permitia a correção geométrica de imagens por meio de transformações projetivas e marcação automática de múltiplos pontos controle. Além disso, permitia também livre download (<http://regima.dpi.inpe.br/download.html>), possibilitando que qualquer pesquisador ou profissional pudesse utilizá-lo sem custos adicionais. Nessa ocasião, Dotto¹⁵, em associação com a Coordenação Geral de Observação da Terra do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), verificou a viabilidade do registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas, utilizando esse programa para registro de imagens de satélite. Utilizando pares de radiografias obtidas com uso somente de posicionador para técnica periapical, destacou que a aplicação clínica da SRD deixava de ser impossível ou limitada. De acordo com Huh et al.²⁹, acredita-se que imagens seriadas podem ser adquiridas na prática sem grande disparidade angular se um operador experiente realizar as radiografias sem bloco de mordida individual, e citaram Rudolph et al.* que mostraram que erro de projeção pode ser reduzido para menos de 5° utilizando posicionadores tipo Rinn sem nenhum material de registro. Huh et al.²⁹, entretanto, observaram discrepâncias de projeção geométrica no nível do osso alveolar nas imagens subtraídas.

Relações constantes entre pares de imagens foram observadas em discrepâncias angulares entre 2° e 3°^{29 e 52}, de até 5°^{16 e 64}, e de 32°⁴⁷. Subentende-se que existe potencial para reconstrução de imagem adequada com o nível de reprodutibilidade da projeção de

* Rudolph DJ, White SC. Film-holding instruments for intraoral subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1988 Jun; 65(6): 767-72.

imagem alcançada em condições clínicas. A questão é quanto erro irreversível é permitido.

Heo et al.²⁶ demonstraram que o programa Emago[®] foi capaz de reconstruir imagens com variações de projeção de até 10° horizontais e 20° verticais, afirmando que o efeito das variações dos ângulos verticais e horizontais foi insignificante para o programa de computador utilizado. Tendo os autores estudado o principal programa para registro *a posteriori* e SRD da atualidade, e utilizado o método para avaliação de reabsorção radicular apical simulada, seu trabalho serviu, em parte, como base para este estudo, como dito anteriormente. Assim, radiografias com as mesmas variações de ângulos de projeção foram obtidas após cada desgaste da superfície radicular. Os dentes, entretanto, foram posicionados em seus respectivos alvéolos, e não em blocos de gesso. Foram utilizados 3 grupos de dentes e não somente o incisivo central superior. A qualidade do registro foi avaliada por meio de valores dos níveis de cinza da imagem subtraída e não por meio de medidas da perda dentária ou de maneira arbitrária e subjetiva, na qual se considera o ponto-chave para o sucesso da técnica a perfeita sobreposição das estruturas dentárias, especialmente da borda incisal. Sabendo que a técnica de subtração radiográfica resulta em uma imagem ideal com tom de cinza médio, ou seja, com valor de 128, optou-se por obter as médias dos tons de cinza, além do desvio-padrão.

Ao observar os valores das médias dos níveis de cinza, dispostos na Tabela 1, nota-se que não houve diferença estatisticamente significativa das imagens obtidas após variação de ângulos com a imagem padrão (0–0), exceto pela imagem com variação de ângulo vertical e horizontal 20° e 0°, respectivamente. Poderia se dizer que o programa Reggemy conseguiu corrigir todos os erros geométricos realizados nesta pesquisa, com exceção daquela. Acredita-se, entretanto, que a média do histograma da imagem subtraída não reflete a proximidade da imagem corrigida em relação à imagem original¹⁷. Realmente, ao se obter a média

do histograma, regiões claras (com valores acima de 128) podem compensar regiões escuras (com valores abaixo de 128) e vice-versa. Desse modo, mesmo imagens subtraídas com presença de grande ruído estrutural podem ter média de tons de cinza em torno de 128.

Assim, o desvio-padrão do histograma é considerado a melhor medida da capacidade de um programa em registrar *a posteriori* imagens com erros de projeção. Os valores do desvio-padrão apresentados na Tabela 2 permitem conclusão bastante diferente da anterior. Observa-se diferença estatisticamente significativa entre as variações de imagem, com valores altos para todas as imagens com ângulos vertical e/ou horizontal diferentes de 0. Por outro lado, a imagem padrão teve valor médio de 5,39, dentro do limite considerado como ruído básico. De acordo com Perona e Wenzel⁵⁰ em estudos clínicos de regeneração periodontal, espera-se que imagens subtraídas de regiões controle apresentem desvio-padrão de aproximadamente 8, que define o ruído básico na subtração radiográfica.

Pelos resultados observamos a dificuldade do programa utilizado em corrigir grandes erros de projeção. Claramente, existem limitações mesmo às técnicas de transformação, como afirmaram também outros autores^{30, 47, 63 e 68}. Erros grosseiros na angulação podem não ser corrigíveis, pois pode haver sobreposições de estruturas nas radiografias muito diferentes da radiografia original. Falta de precisão a tal metodologia pode resultar em velamento da crista óssea ou incapacidade em identificar os pontos de referência, seja de forma manual ou automática, introduzindo erros na técnica^{30 e 68}. Ainda, quando uma mudança na posição do ponto focal em relação aos dentes resulta em sobreposição de estruturas adjacentes, a manipulação da imagem não pode eliminar a parte sobreposta na ausência de mais informações sobre a forma das estruturas na terceira dimensão. Isso resulta do fato que um número infinito de formas de objetos pode produzir a mesma projeção radiográfica bidimensional. Conseqüentemente, alterações na posição da

fonte devem ser eliminadas antes da exposição, a fim de evitar disparidade de projeção⁶³.

Além disso, argumenta-se que a quantidade de ruído resultante de erros de projeção irreversíveis não se deve somente à quantidade de rotação em todos os eixos, mas também depende da espessura do objeto, e de sua composição interior. Objetos com uma dimensão maior na direção do feixe de raios X resultariam em aumento do ruído na imagem subtraída para qualquer diferença de angulação maior que zero. Objetos com características de atenuação dos raios X mais heterogêneos também têm maior potencial de induzir ruído à imagem subtraída⁴⁷. Por isso, embora Heo et al.²⁶ não tenham medido o ruído da imagem por meio do desvio-padrão, supõe-se que a capacidade do programa por eles utilizado em corrigir erros de projeção tão grandes, como foi relatado, deveu-se à ausência de estruturas adjacentes aos dentes avaliados (osso e dentes vizinhos) e ao grupo de dente estudado, o que facilitou a seleção manual dos pontos de referência e também o alinhamento das imagens com nível reduzido de ruído estrutural nas imagens subtraídas. Dentes com superfície oclusal podem influenciar a precisão da SRD, pois apresentam variações irreversíveis maiores pela diferença de angulação vertical. Além disso, cristas alveolares apresentam alto gradiente de níveis de cinza e também produzem erros maiores nas imagens subtraídas^{29 e 67}.

Ao utilizar dentes em seus respectivos alvéolos em seus estudos *in vitro* e *in vivo*, outros autores encontraram maior dificuldade no alinhamento das imagens, e observaram que o ruído aumentava de acordo com a região radiografada. Perona e Wenzel⁵⁰ observaram valores de desvio-padrão maiores para os caninos superiores que para os inferiores, e acima do ruído básico. Para Lee et al.³⁵, a região de pré-molares apresentou, relativamente, os piores resultados, comparados aos das outras regiões em 2 programas. De acordo com Huh et al.²⁹, a quantidade aumentou gradativamente da região anterior para a região de

molares e da mandíbula para a maxila.

No presente estudo, entretanto, tal diferença não ocorreu. Ao comparar os 3 grupos de dentes (incisivos, caninos e pré-molares) em cada variação de ângulo, não foram observadas diferenças significativas. Acredita-se que tal desacordo com os autores citados anteriormente seja devido principalmente à forma de marcação dos pontos de referência. Devido à dificuldade em posicionar o objeto e o sensor de maneira padronizada ser maior em algumas regiões que em outras, e a espessura vestibulo-lingual ser diferente entre as regiões, promovendo diferenças também de ângulo vertical de projeção, as localizações de pontos de referências como JCE podem ser facilmente alteradas ou não estarem claramente definidos. Com isso, a seleção manual dos pontos de referência, método utilizado pelos autores anteriores, é prejudicada, assim como o resultado da SRD. A marcação automática (método utilizado neste estudo), entretanto, opera sobre as diferenças dos níveis de cinza, como dito anteriormente, e possibilita a obtenção de múltiplos pontos distintos em áreas mais incomuns ou áreas em que o operador não conseguiria distinguir nas duas imagens. Isso porque o computador pessoal trabalha com 256 tons de cinza enquanto o olho humano visualiza no máximo 32.

Visto que a quantidade de ruído com as variações angulares de projeção foi grande e estatisticamente diferente daquela obtida de radiografias com ângulo vertical e horizontal 0, as avaliações das reabsorções radiculares foram realizadas somente com imagens padrão. Desse modo excluía-se as variáveis projeções diferentes e presença de ruído estrutural do estudo comparativo entre os métodos de detecção de reabsorção radicular apical e lingual, já que o ruído aumentado poderia mascarar qualquer possível defeito.

Os pares de radiografias digitais e as imagens subtraídas foram apresentadas a radiologistas somente. Isso porque é possível que treinamento de especialidades de diferentes áreas e experiências clínicas

possam causar tendência dos observadores na interpretação radiográfica. Informações com relação a tal variabilidade podem indicar anormalidades dentárias comumente não detectadas ou diagnosticadas erroneamente. A variabilidade inter-observadores na interpretação radiográfica pode afetar o plano de tratamento, resultando potencialmente em sobre ou subtratamento. Em estudos, foi verificado que o radiologista relata mais resultados positivos que os outros especialistas, diferindo desses por reportarem presença de cárie, reabsorção radicular e anomalias dentárias⁵¹, e se mostraram examinadores mais confiáveis devido à prática em observar pequenas diferenças nas radiografias, independente da situação clínica¹⁹.

Embora autores tenham relatado falta de concordância na interpretação de radiografias convencionais intra e inter-examinadores^{10, 21, 51 e 59}, foram constatados neste estudo altos índices de concordância Kappa (Tabelas 7, 8, 9 e 10), tanto para avaliação em radiografias digitais quanto em imagens subtraídas. Deve-se notar, entretanto, a grande melhora dos índices para SRD (concordância quase perfeita) em relação à radiografia digital (concordância substancial). Interessante notar também que, com a utilização das radiografias digitais, índices maiores foram observados na avaliação das reabsorções linguais, consideradas de difícil interpretação em relação às apicais. A verificação dos diagnósticos corretos, contudo, foi realizada por meio da curva ROC.

A análise da curva ROC foi utilizada para avaliar o desempenho de diagnóstico para cada método de avaliação. A partir desse teste, tem-se encontrado, em geral, superioridade significativa da técnica de SRD em relação a radiografias convencionais^{10 e 31}. Para Follin e Lindvall¹⁹, radiografias convencionais intra-buciais são suficientes apenas para diagnosticar encurtamentos apicais da raiz e perda substancial no sentido vestibulo-lingual, sendo a perda de estrutura dentária nesse sentido observada quando a porção apical da raiz for envolvida. Nesse caso, a raiz pode ter sofrido um dano muito maior.

Neste estudo, a análise das curvas ROC sugere realmente superioridade da SRD em relação à radiografia digital, tanto para reabsorções apicais quanto para linguais, no entanto, sem diferenças significativas (Tabela 12). Assim, pode-se dizer que os 2 métodos estudados apresentaram alto grau de precisão no diagnóstico de reabsorções radiculares para todos os examinadores. Kravitz et al.³¹ também não encontraram diferença significativa entre as duas técnicas, entretanto, somente para a detecção de reabsorções na superfície vestibular das raízes. No caso desses autores, todavia, a área sob a curva ROC foi pequena, ou seja, as duas técnicas apresentaram performances semelhantes, mas não foram precisas no diagnóstico.

Considerando a posição da lesão na superfície lingual em relação à posição do canal radicular (ambos radiolúcidos e sobrepostos) com redução do contraste entre o processo patológico e a anatomia do canal normal³¹ e o efeito do trabeculado ósseo na detecção radiográfica das cavidades^{2 e 49}, esperava-se, neste estudo, tal imprecisão das radiografias digitais na detecção das reabsorções linguais. Contudo, ainda que as áreas sob as curvas ROC (Tabela 11) indicassem que a detecção das reabsorções linguais tenha sido realmente menos precisa que das reabsorções apicais, o que ocorreu tanto para as radiografias digitais quanto para imagens subtraídas, os valores foram considerados altos.

A habilidade em detectar reabsorção radicular radiograficamente parece estar relacionada não só com a localização do defeito, mas também com seu tamanho. Pelos resultados de alguns estudos, pôde ser demonstrado, conclusivamente, que cavidades pequenas se mantêm não detectáveis em radiografias convencionais, quando comparadas às maiores³³. Desse modo, avaliadores podem falhar completamente ao observar lesões em estágios precoces²². Por outro lado, nesse e em outros estudos verificou-se, na imagem subtraída, perdas minerais pequenas são claramente visíveis, sendo a SRD significativamente superior à radiografia convencional^{22, 26, 31 e 62}. De

acordo com Heo et al.²⁶, reabsorções apicais tão baixas quanto 0,5 mm puderam ser medidas por meio da SRD.

Neste estudo, assim como no estudo de Heo et al.²⁶, foi verificado que reabsorções apicais de cerca de 0,5 mm foram detectadas pela SRD. Contudo, tais reabsorções puderam ser detectadas também nas radiografias digitais, sem diferenças significativas em relação à SRD, exceto pelo examinador B, que, nas imagens subtraídas, diagnosticou essas reabsorções com precisão significativamente superior. Essa precisão da SRD foi observada nos examinadores B e C, independentemente do tamanho da lesão. Já com a radiografia digital, embora os examinadores A e C tenham detectado reabsorções de 0,5 mm de maneira semelhante à SRD, as lesões a partir de 1 mm foram diagnosticadas com precisão significativamente maior.

Na avaliação das reabsorções linguais, as perdas de cerca de 0,5 mm, por sua vez, não foram detectadas com sensibilidade e especificidade com nenhuma das técnicas. Apenas lesões a partir de 1 mm de profundidade e diâmetro puderam ser identificadas pelos examinadores, porém, com superioridade significativa da SRD para esse tamanho de cavidade. As lesões realizadas com brocas 3 e 4 tinham extensão suficiente para que qualquer sistema pudesse detectá-las com 100% ou quase de sensibilidade.

Esses resultados vão, em parte, de encontro aos resultados de Kravitz et al.³¹, que não encontraram diferença significativa entre as duas técnicas para a detecção de todas as reabsorções na superfície vestibular das raízes. Ao avaliar essas reabsorções de acordo com o tamanho, realmente não houve diferença significativa entre os métodos para detecção de cavidades criadas com brocas ½, 1, 2, entretanto, cavidades realizadas com brocas 4, 6 e 8 foram diagnosticadas com performance muito superior pela SRD. A maior dificuldade em observar lesões de broca 2 pela SRD e brocas maiores pela radiografia digital, em relação ao presente estudo, pode ser devido

aos examinadores ou especialidade dos examinadores que avaliaram as imagens (endodontistas e clínico geral no estudo de Kravitz et al.³¹). O melhor desempenho da SRD neste estudo pode ainda ser devido a diferenças no algoritmo de distorção da imagem entre os programas utilizados.

De acordo com Huh et al.²⁹, erros na imagem subtraída podem ocorrer também como resultado do algoritmo de deformação do programa utilizado, ainda que um operador experiente realize o procedimento de subtração. Presumivelmente, cada programa tem seu próprio algoritmo para mapear as radiografias original e subseqüente, e para corrigir o contraste. Esses caminhos matemáticos únicos resultam em diferentes picos de ruído, e levam a imagens resultantes que podem ser diferentes entre si, tornando diferente também sua interpretação²³.

De maneira geral, pode-se dizer que ambos os métodos avaliados apresentaram boa precisão no diagnóstico de reabsorções apicais tão pequenas quanto 0,5 mm e reabsorções linguais a partir de 1 mm de perda de estrutura dentária, com superioridade, por vezes não significativa, da SRD em relação à radiografia digital.

Deve-se lembrar, entretanto, que as lesões de reabsorção simuladas neste estudo diferem daquelas produzidas naturalmente. Biologicamente, tendem a apresentar limites mais difusos, o que poderia tornar mais difícil sua detecção, tanto nas radiografias convencionais quanto nas imagens subtraídas. Todavia, acredita-se que a efetividade poderia diminuir ainda mais nas radiografias digitais, devido ao maior ruído estrutural inerente a essas imagens. Ao contrário, a SRD tem a capacidade de reduzir tal problema, desde que erros grosseiros de projeção estejam ausentes e que seja utilizado um bom programa para o registro de imagens.

Embora tenha sido o método utilizado neste estudo, acredita-se que o desvio-padrão pode não refletir completamente a melhora visual substancial freqüentemente alcançada pelo registro a

posteriori do programa utilizado. Assim, estudos sobre a influência do ruído propiciado por essas e outras variações de ângulos sobre a interpretação das lesões devem ser realizados, como também comparações deste com outros programas para registro *a posteriori* e SRD.

Com isso, espera-se contribuir para o controle clínico da reabsorção radicular assim como de outros processos patológicos, já que a detecção precoce possibilita estabelecer procedimentos preventivos e terapêuticos mais eficazes.

7 CONCLUSÕES

A análise dos resultados nos permite concluir que:

- a) o ruído presente nas imagens subtraídas de radiografias periapicais após variações de 10° e 20° do ângulo vertical e 10° do horizontal, corrigidas pelo programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, São Jose dos Campos, SP, Brasil), foi significativamente maior que nas imagens subtraídas de radiografias padrão, independentemente da região radiografada;
- b) não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de diagnóstico na detecção de reabsorções apicais, independentemente do tamanho da lesão, exceto pelo examinador B, que obteve performance significativamente superior utilizando a SRD na detecção de lesões apicais de cerca de 0,5 mm;
- c) não houve diferença estatisticamente significativa entre os métodos de diagnóstico na detecção de reabsorções radiculares linguais de cerca de 1,2 mm ou mais, sendo a SRD significativamente superior à radiografia digital para detecção de lesões de cerca de 1 mm. Cavidades na superfície lingual de cerca de 0,5 mm não foram detectadas com precisão por nenhum dos métodos;

- d) houve concordância substancial ou quase perfeita intra e interexaminadores na interpretação radiográfica das reabsorções radiculares em ambos os métodos, sendo maior quando se utilizava a SRD.

8 REFERÊNCIAS*

1. Aagaard E, Donslund C, Wenzel A, Sewerin I. Performance for obtaining maximal gain from a program for digital subtraction radiography. *Scand J Dent Res*. 1991 Apr.; 99(2): 166-72.
2. Andreasen FM, Sewerin I, Mandel U, Andreasen JO. Radiographic assessment of simulated root resorption cavities. *Endod Dent Traumatol*. 1987 Feb.; 3(1): 21-7.
3. Artun J, Smale I, Behbehani F, Doppel D, Van't Hof M, Kuijpers-Jagtman AM. Apical root resorption six and 12 months after initiation of fixed orthodontic appliance therapy. *Angle Orthod*. 2005 Nov.; 75(6): 919-26.
4. Benn DK. Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest changes due to misalignment errors during image capture. *Dentomaxillofac Radiol*. 1990 Aug.; 19(3): 97-104.
5. Bittar Cortez JA. Aplicação do recurso de subtração radiográfica digital na avaliação da região perimplantar [dissertação]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas; 2005.

* Baseado em:

International Comité of Medical Journal Editors. Bibliographic Services Division. Uniform Requirements for manuscript submitted to biomedical journals: simple referents [homepage na Internet]. Bethesda: US National Library; c2003 [disponibilidade em 2006 fev; citado em 20 mar.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

6. Brezniak N, Goren S, Zoizner R, Dinbar A, Arad A, Wasserstein A, et al. The use of an individual jig in measuring tooth length changes. *Angle Orthod.* 2004 Dec.; 74(6): 780-5.
7. Brezniak N, Goren S, Zoizner R, Dinbar A, Arad A, Wasserstein A, et al. A comparison of three methods to accurately measure root length. *Angle Orthod.* 2004 Dec.; 74(6): 786-91.
8. Byrd V, Mayfield-Donahoo T, Reddy MS, Jeffcoat MK. Semiautomated image registration for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 Apr.; 85(4): 473-8.
9. Capelozza Filho L, Benicá NCM, Silva Filho OG, Cavassan AO. Reabsorção radicular na clínica ortodôntica: aplicação de um método radiográfico para diagnóstico precoce. *Ortodontia.* 2002 abr./jun.; 35(2): 14-26.
10. Christgau M, Hiller KA, Schmalz G, Kolbeck C, Wenzel A. 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.* 1998 Apr.; 85(4): 462-72.
11. Cohen S, Blanco L, Berman LH. Early radiographic diagnosis of inflammatory root resorption. *Gen Dent.* 2003 May/June; 51(3): 235-40.
12. Consolaro A. Reabsorções dentárias nas especialidades clínicas. Maringá: Dental Press; 2002. 448 p.
13. Consolaro A, Martins-Ortiz MF. Hereditariedade e suscetibilidade à reabsorção radicular em Ortodontia não se fundamentam: erros metodológico e interpretativos repetidamente publicados podem gerar falsas verdades. Análise crítica do trabalho de Al-Qawasmi et al. sobre a predisposição genética à reabsorção radicular de natureza ortodôntica. *R Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 2004 mar./abr.; 9(2): 146-57.
14. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996 May; 109(5): 543-8.

15. Dotto GN. Registro de radiografias periapicais para a técnica de subtração [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
16. Eberhard J, Hartman B, Lenhard M, Mayer T, Kocher T, Eickholz P. Digital subtraction radiography for monitoring dental demineralization: an in vitro study. *Caries Res.* 2000 May/June; 34(3): 219-24.
17. Eraso FE, Parks ET, Roberts WE, Hohlt WF, Ofner S. Density value means in the evaluation of external apical root resorption: an in vitro study for early detection in orthodontic case simulations. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007 Mar.; 36(3): 130-7.
18. Ettinger GJ, Gordon GG, Goodson JM, Socransky SS, Williams R. Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. *J Clin Periodontol.* 1994 Sept.; 21(8): 540-3.
19. Follin ME, Lindvall AM. Detection of lingual root resorptions in the intraoral radiographs. An experimental study. *Swed Dent J.* 2005; 29(1): 35-42.
20. Fuss Z, Tsesis I, Lin S. Root resorptions diagnosis, classification and treatment choices based on stimulation factors. *Dent Traumatol.* 2003 Aug.; 19(4): 175-82.
21. Gelfand M, Sunderman EJ, Goldman MR. Reliability of radiographical interpretations. *J Endod.* 1983 Feb.; 9(2): 71-5.
22. Grondahl HG, Grondahl K, Webber RL. A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1983 Jan.; 55(1): 96-102.
23. Güneri P, Gögüs S, Tuğsel Z, Ozturk A, Gungor C, Boyacioğlu H. Clinical efficacy of a new software developed for dental digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006 Nov.; 35(6): 417-21.

24. Güneri P, Gögüs S, Tugsel Z, Boyacioglu H. Efficacy of a new software in eliminating the angulation errors in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2007 Dec.; 36(8): 484-9.
25. Haiter C, Manzi FR, Haiter Neto F, Almeida SM. Avaliação de simulações de reabsorções radiculares por meio de imagens digitais e convencionais. *Ortodontia*. 2001 maio/ago.; 34(2): 37-43.
26. Heo MS, Lee SS, Lee KH, Choi HM, Choi SC, Park TW. Quantitative analysis of apical root resorption by means of digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2001 Mar; 91(3): 369-73.
27. Hidalgo MM. Estudo sobre o potencial imunogênico da dentina. Contribuição para a etiopatogenia da reabsorção dentária [tese]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2001.
28. Holmes JP, Gulabivala K, van der Stelt PF. Detection of simulated internal tooth resorption using conventional radiography and subtraction imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2001 Sept.; 30(5): 249-54.
29. Huh KH, Lee SS, Jeon IS, Yi WJ, Heo MS, Choi SC. Quantitative analysis of errors in alveolar crest level caused by discrepant projection geometry in digital subtraction radiography: an in vivo study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005 Dec.; 100(6): 750-5.
30. Jeffcoat MK, Jeffcoat RL, Williams RC. A new method for the comparison of bone loss measurements on non-standardized radiographs. *J Periodontal Res*. 1984 July; 19(4): 434-40.
31. Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. *J Endod*. 1992 June; 18(6): 275-84.
32. Kurol J, Owman-Moll P. Hyalinization and root resorption during early orthodontic tooth movement in adolescents. *Angle Orthod*. 1998 Apr.; 68(2): 161-5.

33. Laux M, Abbott PV, Pajarola G, Nair PNR. Apical inflammatory root resorption: a correlative radiographic and histological assessment. *Int Endod J*. 2000 Nov.; 33(6): 483-93.
34. Lee KS, Straja SR, Tuncay, OC. Perceived long-term prognosis of teeth with orthodontically resorbed roots *Orthod Craniofac Res*. 2003 Aug.; 6(3): 177-91
35. Lee SS, Huh YJ, Kim KY, Heo MS, Choi SC, Koak JY, et al. Development and evaluation of digital subtraction radiography computer program. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004 Oct.; 98(4): 471-5.
36. Lehmann TM, Gröndahl K, Gröndahl HG, Schmitt W, Spitzer K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of in vivo radiographs. *Dentomaxillofac Radiol*. 1998 May; 27(3): 140-50.
37. Levander E, Bajka R, Malmgren O. Early radiographic diagnosis of apical root resorption during orthodontic treatment: a study of maxillary incisors. *Eur J Orthod*. 1998 Feb.; 20(1): 57-63.
38. Levander E, Malmgren O. Evaluation of the risk of root resorption during orthodontic treatment: a study of upper incisors. *Eur J Orthod*. 1988 Feb.; 10(1): 30-8.
39. Levander E, Malmgren O. Long-term follow-up of maxillary incisors with severe apical root resorption. *Eur J Orthod*. 2000 Feb.; 22(1): 85-92.
40. Levander E, Malmgren O, Eliasson S. Evaluation of root resorption in relation to two orthodontic treatment regimes. A clinical experimental study. *Eur J Orthod*. 1994 June; 16(3): 223-8.
41. Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. *Eur J Orthod*. 1983 Aug.; 5(3): 173-83.
42. Lupi JE, Handelman CS, Sadowsky C. Prevalence and severity of apical root resorption and alveolar bone loss in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996 Jan.; 109(1): 28-37.

43. Malmgren O, Goldson L, Hill C, Orwin A, Petrini L, Lundberg M. Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth. *Am J Orthod.* 1982 Dec.; 82(6): 487-91.
44. McNab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL. External apical root resorption following orthodontic treatment. *Angle Orthod.* 2000 June; 70(3): 227-32.
45. Mikrogeorgis G, Molyvdas I, Lyroudia K, Nikolaidis N, Pitas I. A new methodology for the comparative study of the root canal instrumentation techniques based on digital radiographic image processing and analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 June; 101(6): e125-31.
46. Mirabella AD, Artun J. Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995 July; 108(1): 48-55.
47. Mol A, Dunn SM. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003 Sept.; 96(3): 373-82.
48. Nicopoulou-Karayianni K, Bragger U, Lang NP. Subtraction radiography in oral implantology. *Int J Periodontics Restor Dent.* 1997 June; 17(3): 220-31.
49. Parsell DE, Gatewood RS, Watts JD, Streckfus CF. Sensitivity of various radiographic methods for detection of oral cancellous bone lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1998 Oct.; 86(4): 498-502.
50. Perona G, Wenzel A. Radiographic evaluation of the effect of orthodontic retraction on the root of the maxillary canine. *Dentomaxillofac Radiol.* 1996 Sept.; 25(4): 179-85.
51. Petrikowski CG, elBadrawy HE, Boehlau EE, Grace MG. Interobserver variability in radiographic interpretation of pediatric dental diseases: a pilot study. *J Can Dent Assoc.* 1996 Sept.; 62(9): 723-6, 728-30.

52. Reddy MS, Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Dent Clin North Am.* 1993 Oct.; 37(4): 553-65.
53. Reukers E, Sanderink G, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof M. Assessment of apical root resorption using digital reconstruction. *Dentomaxillofac Radiol.* 1998 Jan.; 27(1): 25-9.
54. Ruttimann UE, Webber RL, Schmidt E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Periodontal Res.* 1986 Sept.; 21(5): 486-95.
55. Samarabandu J, Allen KM, Hausmann E, Acharya R. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994 Jan.; 77(1): 75-9.
56. Sameshima GT, Asgarifar KO. Assessment of root resorption and root shape: periapical vs panoramic films. *Angle Orthod.* 2001 June; 71(3): 185-9.
57. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001 May; 119(5): 505-10.
58. Silva Filho OG, Berreta EC, Cavassan AO, Capelozza Filho L. Estimativa da reabsorção radicular em 50 casos ortodônticos bem finalizados. *Ortodontia.* 1993 jan./abr.; 26(1): 24-36.
59. Smale I, Artun J, Behbehani F, Doppel D, van't Hof M, Kuijpers-Jagtman AM. Apical root resorption 6 months after initiation of fixed orthodontic appliance therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005 July; 128(1): 57-67.
60. Southard KA, Southard TE. Detection of simulated osteoporosis in dog alveolar bone with the use of digital subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994 Apr.; 77(4): 412-8.
61. Southard KA, Southard TE. Detection of simulated osteoporosis in human anterior maxillary alveolar bone with digital subtraction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1994 Nov.; 78(5): 655-61.

62. Tyndall DA, Kapa SF, Bagnell CP. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region. *J Endod.* 1990 Apr.; 16(4): 173-8.
63. Webber RL, Ruttimann UE, Groenhuis RA. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. *J Dent Res.* 1984 Aug.; 63(8): 1032-6.
64. Wenzel A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 1989 Nov.; 18(4): 145-50.
65. Westphalen VP, Moraes IG, Westphalen FH, Martins WD, Souza PH. Conventional and digital radiographic methods in the detection of simulated external root resorptions: a comparative study. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004 July; 33(4): 233-5.
66. Westphalen VPD, Moraes IG, Westphalen FH. Efficacy of conventional and digital radiographic imaging methods for diagnosis of simulated external root resorption. *J Appl Oral Sci* 2004 Apr./June; 12(2): 108-12.
67. Yi WJ, Heo MS, Lee SS, Choi SC, Huh KH. ROI-based image registration for digital subtraction radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006 Apr.; 101(4): 523-9.
68. Zacharaki EI, Matsopoulos GK, Asvestas PA, Nikita KS, Grondahl K, Grondahl HG. A digital subtraction radiography scheme based on automatic multiresolution registration. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004 Nov.; 33(6): 379-90.

Anexo A – Documento comprobatório de aprovação da pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

 **UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028
Fax (12) 3947-9010 / suely@fosjo.unesp.br

 **CERTIFICADO**
Comitê de Ética em Pesquisa-Local

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **079/2006-PH/CEP**, sobre **“Avaliação de reabsorções radiculares externas por meio de reconstrução digital de imagens e subtração radiográfica digital”**, sob a responsabilidade de **EVELISE ONO**, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa, envolvendo seres humanos, conforme Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovado por este Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 12 de dezembro de 2006.



Profa. Dra. Suely Carvalho Mutti Naressi
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa-Local

Ono E. Assessment of external root resorptions using digital reconstruction and digital subtraction radiography [doctorate thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2008.

ABSTRACT

Because of the harm that severe root resorption may cause and considering the digital subtraction technique (DSR) as an important tool for early detection of mineral alterations, the aims on the present study are to assess the efficiency of a computer software for image registration and DSR on the diagnosis of simulated root resorption, to compare their results with those obtained with digital radiographs, and to assess the intra- and inter-examiner agreement using the two methods of diagnosis. Forty nine teeth with simulated lingual and apical root resorptions of varied extension were x-rayed with different projection angles. The radiographs were registered a posteriori with Regeemy[®] software and subtracted with Image Tool[®] software. The amount of structural noise of the subtracted images was evaluated by measuring the mean and standard-deviation of their gray levels. The performance of each method of diagnosis was assessed by submitting pairs of periapical radiographs and the subtracted images to the evaluation of three oral radiologists. According to the results, the structural noise of subtracted images from radiographs with variations of 10° and 20° of vertical angle and 10° of horizontal angle was significantly higher than the obtained from the radiographs without angular variation, independently from the anatomic region of the image. There was no statistically significant difference between the methods on the detection of apical root resorptions independently from the size of the lesion as well as no statistically significant difference was found between the methods on the detection of lingual resorptions of 1.2mm or more. DSR was significantly superior to the digital radiographs on the detection of lingual lesions of around 1mm. Lingual lesions of around 0.5mm were not precisely detected by any of the methods. The inter- and intra-examiner agreements were substantial or almost perfect with both the methods, but the ones with DSR presented better results.

KEYWORDS: *Subtraction technique; root resorption, early diagnosis; diagnostic imaging; diagnosis, computer-assisted.*