



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Faculdade de Odontologia

MICHELLE BIANCHI DE MORAES

**INFLUÊNCIA DAS VARIAÇÕES DE ÂNGULOS DE
PROJEÇÃO NA DETECÇÃO DE REABSORÇÕES
RADICULARES LINGUAIS E APICAIS SIMULADAS:
Comparação entre subtração radiográfica digital e radiografia
digital direta**



2010

MICHELLE BIANCHI DE MORAES

**INFLUÊNCIA DAS VARIAÇÕES DE ÂNGULOS DE PROJEÇÃO NA
DETECÇÃO DE REABSORÇÕES RADICULARES LINGUAIS E
APICAIS SIMULADAS: Comparação entre subtração radiográfica digital e
radiografia digital direta**

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

Orientadora: Profa.Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes

Co-Orientador: Dr. Jefferson Luis Oshiro Tanaka

São José dos Campos

2010

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos
Campos: FOSJC/UNESP; 2008

M791i Moraes, Michelle Bianchi de.

Influência das variações de ângulos de projeção na detecção de
reabsorções radiculares linguais e apicais simuladas: comparação
entre subtração radiográfica digital e radiografia digital direta /
Michelle Bianchi de Moraes. __ São José dos Campos: [s.n.], 2010.
81. f. : il.

Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal) – Faculdade de Odontologia
de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2010.

Orientador: Profa. Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes

Co Orientadora: Dr. Jefferson Luis Oshiro Tanaka

1. Técnica Subtração. 2. Reabsorção radicular. 3. Radiografia digital
I.Moraes, Mari Eli Leonelli de. II. Universidade Estadual Paulista.
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título

tD622

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

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, 5 de Agosto de 2010 .

Assinatura :

E-mail:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adjunto Mari Eli Leonelli de Moraes (Orientadora)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP

Dr. Rodrigo Dias Nascimento

Prof. Tit. Edmundo Médicci Filho

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista– UNESP

Dr. Milton Soares Gonçalves

Prof. Assit. Dr. Warley David Kerbauy

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
Universidade Estadual Paulista – UNESP

São José dos Campos, 05 de agosto de 2010.

DEDICATÓRIA

A **Profa. Mari Eli Leonelli de Moraes** e aos **Professores da Radiologia**
meu muito obrigado!!!

A **Conceição e Eliane** mais uma vez obrigada pela amizade e
compreensão!

Aos **colegas da Radiologia** agradeço pela convivência em todos estes
anos!!

As queridas amigas **Cybelle e Sabrina**
Fernanda , Paula e Lissa vocês foram e são o melhor presente que
ganhei nestes anos de Doutorado e moram em meu coração!!!

Aos **meus pais, meu irmão e minha avó**, mais uma vez obrigada pelo
amor, pela ajuda e por toda a minha formação e educação! Amo vocês!!!

Fernando hoje você é parte principal da minha vida, meu grande amor, e
o grande responsável por eu ter concluído mais esta etapa!!

Agradecimentos

Agradeço a **Dra. Evelise Ono** por disponibilizar gentilmente parte de sua amostra para esta pesquisa

Agradeço ao amigo e **Co-orientador Dr. Jefferson Luis Oshiro Tanaka** por todo ensinamento, paciência e dedicação em sua verdadeira “orientação”!!!

Agradeço
outro amigo **Milton Gonçalves Soares** pela colaboração e presença na banca desta tese !!!!

Admiro e agradeço o **Dr. Rodrigo Dias Nascimento** por aceitar fazer parte desta banca, e pela ajuda ao longo destes anos!

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	08
2 REVISÃO DA LITERATURA	11
2.1 Reabsorção Radicular Externa	11
2.2 Radiografias Digitais	14
2.3 Subtração Radiográfica Digital	20
3 PROPOSIÇÃO	25
4 MATERIAL E MÉTODO	26
4.1 Análise estatística	35
5 RESULTADOS	36
5.1 Teste intra e inter-examinadores	36
5.2 Reabsorções Simuladas Apicais	37
5.3 Reabsorções Simuladas Linguais	43
6 DISCUSSÃO	62
7 CONCLUSÃO	72
8 REFERÊNCIAS	73
ANEXO A	79
ANEXO B	80
ABSTRACT	81

Moraes MB. Influência das variações de ângulos de projeção na detecção de reabsorções radiculares linguais e apicais simuladas – Comparação entre subtração radiográfica digital e radiografia digital direta [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Universidade Estadual Paulista; 2010.

RESUMO

A reabsorção severa da raiz diagnosticada tardiamente pode acarretar a perda dentária, e sendo a técnica de subtração radiográfica digital (SDR) um importante recurso para detecção precoce de alterações minerais, este estudo avaliou a eficiência no diagnóstico precoce da reabsorção radicular externa simulada apical e lingual, pela técnica de subtração radiográfica digital (SRD) e radiografia digital (RD). Foram utilizados 14 dentes incisivos de mandíbulas humanas maceradas com reabsorções de diferentes dimensões, simuladas na região apical e lingual, e radiografados com variação de ângulos de projeção. As radiografias foram subtraídas pelo programa Regeemy®, e para avaliação do desempenho dos métodos de diagnóstico, pares de radiografias periapicais e imagens subtraídas foram apresentadas a 2 radiologistas. De acordo com os resultados, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos na detecção de reabsorções linguais, independentemente do tamanho da lesão, assim como não houve diferença entre os métodos na detecção de reabsorções apicais, com exceção do examinador 2 com relação a variação angular vertical e horizontal de 10^0 utilizando o maior nível de desgaste, que apresentou a radiografia digital como método superior na avaliação em relação a subtração radiográfica. E o aumento no nível de desgastes e a menor variação dos ângulos verticais e horizontais permitiram melhor avaliação nas regiões de reabsorções apicais e linguais, para detecção das reabsorções apicais e linguais. Com estes resultados podemos concluir que a subtração radiográfica digital é um exame indicado para detecção de pequenas perdas minerais em radiografias que apresentem pouca ou nenhuma variação nas angulações verticais e horizontais.

Palavras-chave: Técnica de subtração. Radiografia digital. Reabsorção da raiz.

1 INTRODUÇÃO

Reabsorção radicular externa é uma condição clínica assintomática associada a um processo fisiológico ou patológico que resultou na perda dos tecidos mineralizados da estrutura dentária. Pode ser desencadeada por um desequilíbrio funcional entre osteoblastos e osteoclastos, que em situação clínica normal mantém ou remodelam as estruturas periodontais de suporte.

Alem do fator trauma, as reabsorções podem ter origem sistêmica associada à infecções, deficiências vitamínicas, distúrbios endócrinos e radioterapia. Quando nenhum fator etiológico pode ser identificado, a reabsorção é denominada de idiopática (Carvalho, 2007).

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. As chances de tratar e manter os dentes afetados diminui quando o diagnóstico ocorre tardiamente, exames radiográficos são de grande valor para detectar o processo em fases precoces e melhorar o tratamento e prognóstico (Westphalen et al., 2004).

Embora o exame radiográfico seja um método sensível para o registro de perda mineral na estrutura dentária, a interpretação correta das características radiográficas pode ser uma tarefa difícil, pois as extensões das lesões dentárias ou ósseas podem ser subestimadas ou superestimadas nas radiografias convencionais, em comparação com os achados clínicos e histológicos (Espelid; Tveit, 1984; Syriopoulos et al., 2000).

A técnica de subtração radiográfica digital (SRD) permite a observação de alterações entre duas imagens radiográficas, tão pequenas que, sua visualização pelo olho humano ainda não é possível. Por meio da utilização desta técnica é possível a detecção de pequenas perdas minerais em osso alveolar de suporte, ou então, em dentes, ainda não identificáveis pela comparação visual de radiografias. É possível utilizar a subtração radiográfica para detectar perda de 1 a 5% dos componentes minerais dos tecidos ósseos e dentários, enquanto que em radiografias convencionais existe a necessidade de obter-se perda óssea significativa, em torno de 30 a 50%, e que atinja principalmente a cortical óssea para que seja detectada (Ettinger et al., 1994).

A qualidade da imagem subtraída depende fundamentalmente de controlar as variações na geometria de projeção radiográfica, utilizando ferramentas a priori, ou então, a posteriori. Quando se opta por ferramenta a priori, deve-se reproduzir a geometria de projeção da radiografia inicial na radiografia final, mediante o uso de dispositivos que padronizam a posição do localizador, objeto e filme. Na ferramenta a posteriori, a radiografia final passará por um processo de registro de imagem utilizando programa de computador, reconstruindo a geometria de projeção por meio de algoritmos computacionais. Uma das maiores limitações da técnica de subtração para uso em pacientes é a padronização da geometria de projeção radiográfica, ou seja, a radiografia inicial e de seguimento final deveriam ser iguais (executadas com o máximo de padronização possível). A discrepância geométrica ou de brilho, entre as duas imagens comparadas, pode ser interpretada como mudança anatômica (também chamado de ruído estrutural). Essa limitação muitas vezes implica na não utilização dessa técnica por parte do Cirurgião-dentista, devido principalmente a sua difícil exeqüibilidade.

No mecanismo de subtração a posteriori o computador sobrepõe as duas imagens radiográficas, subtraindo pixel por pixel, formando uma terceira imagem, na qual tem-se um valor de cinza neutro

(igual a 128) para os locais sem alteração e valores mais próximos ao zero (preto) ou 255 (branco), (dependendo da ordem de sobreposição das imagens) na região onde ocorreu modificação (Dotto, 2005).

Portanto o objetivo deste estudo foi avaliar as variações de ângulos verticais e horizontais na detecção de reabsorções radiculares externas linguais e apicais simuladas por comparação entre a radiografia digital direta e subtração radiográfica digital.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Reabsorção Radicular Externa

Andreasen et al. (1987) 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 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. Observaram que 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 et al. (1994) avaliaram o efeito da pausa no tratamento ortodôntico nos quais foi descoberta reabsorção radicular apical após 6 meses do início do tratamento com aparelho fixo. Quarenta pacientes com reabsorção radicular apical foram selecionados. Em 20 pacientes o tratamento continuou de acordo com o plano de tratamento inicial e 20 pacientes tiveram o tratamento interrompido por período de 2 a 3 meses. Foram realizadas radiografias periapicais de controle a cada 3 meses com auxílio de posicionador individual, nas quais o comprimento total dos dentes (ápice até o ponto médio da borda incisal) foi medido digitalmente. A quantidade de reabsorção radicular foi calculada pelas 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 pacientes incluídos no estudo apresentaram reabsorção apical após 6 meses do início do tratamento. Entretanto, uma pausa no tratamento com arcos inativos durante 2 ou 3 semanas 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.

Em 2000, McNab et al., realizaram estudo para avaliar dentes posteriores nos pacientes submetidos a tratamento ortodôntico e determinar se existe associação entre a incidência de reabsorção radicular apical externa e o tipo de aparelho utilizado, a duração do tratamento, e extrações dentárias realizadas como parte do tratamento. Radiografias panorâmicas pré e pós-tratamento, de 97 pacientes, foram comparadas e uma escala de 4 níveis utilizadas para medir a reabsorção radicular. A incidência de reabsorção foi 2.3 vezes maior para aparelhos do tipo Begg, comparados aos Edgewise, e 3.72 vezes maior quando extrações eram realizadas.

Para Hidalgo (2001), 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 dentária. Cessada a inflamação, os cementoblastos recolonizam a área lesada e a reabsorção é interrompida.

Mahl em 2003, avaliou in vitro, o desempenho diagnóstico de imagens radiográficas convencionais digitalizadas através da obtenção de medidas do comprimento radicular, da comparação de pares de imagens e da subtração digital em dentes submetidos a reabsorções radiculares externas apicais e à movimentação ortodôntica simulada. Foram utilizados

28 incisivos centrais superiores, em cujas coroas foram colocados bracket. Os resultados permitiram concluir que os recursos testados tiveram desempenhos diferentes de reabsorções radiculares externas apicais simuladas, pois os valores médios das medidas de comprimento do dente, para cada nível de reabsorção, não variaram, significativamente em função da inclinação do mesmo, permitindo a identificação e quantificação das reabsorções radiculares externas apicais, na comparação de pares de imagens exibidas lado a lado na tela do computador, os escores atribuídos também não variam significativamente para as diferentes inclinações, permitindo a identificação da reabsorção radicular externa apical; e, na avaliação qualitativa de imagens de subtração, os escores atribuídos permitiram a identificação da reabsorção radicular externa apical apenas quando os dentes foram inclinados em até 5°.

O diagnóstico precoce da reabsorção radicular representa um desafio em que os exames radiográficos podem ser utilizados visando à 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. Quando a reabsorção é detectada em estágios mais avançados, resolver o problema e manter o dente, se torna mais problemático. Assim, a realização de radiografias periódicas é indicada para detecção precoce da reabsorção (Cohen et al.,2003).

Carvalho em 2007 pesquisou as reabsorções radiculares apicais externas e observou como um problema multifatorial intimamente ligado ao tratamento ortodôntico. Por esta razão foi pesquisada a quantidade média de reabsorção radicular, quais os dentes anteriores superiores mais envolvidos no processo, e se havia diferença entre os gêneros a partir de uma amostra de 17 pacientes adultos (10 do gênero feminino e 7 do gênero masculino), submetidos ao tratamento ortodôntico fixo, avaliados por meio de radiografia periapical milimetrada antes e

após, um período de 8 meses. Concluiu que as reabsorções radiculares aconteceram numa taxa média de 1,0 mm, com os incisivos centrais apresentando um valor maior, quando comparados aos incisivos laterais, não havendo diferenças entre os gêneros.

Em 2008, Camargo et al., relataram que o conhecimento dos diferentes tipos de reabsorções radiculares é fundamental para o diagnóstico correto e o sucesso no seu tratamento. Discutiram através de uma revisão da literatura e três casos clínicos, as características das reabsorções externa e interna destacando-se a importância do conhecimento científico da etiologia e do mecanismo de desenvolvimento das reabsorções radiculares, o que contribuiu de forma decisiva para a definição de um tratamento adequado para cada caso. Nos quadros de reabsorção, onde existe a limitação de atuação clínica via endodôntica, deve-se considerar a possibilidade de se realizarem manobras clínicas e cirúrgicas para minimizar os efeitos da reabsorção. O risco de recidiva do processo de reabsorção após o término do tratamento impõe o acompanhamento como forma imprescindível de controle e manutenção do sucesso clínico dos recursos radiográficos no diagnóstico, evolução, tratamento e acompanhamento.

2.2 Radiografias Digitais

No exame radiográfico o contraste é o produto da absorção dos fótons de raios X pelas estruturas por ele atravessadas, e a quilovoltagem é o fator de exposição que mais influencia no contraste. A imagem que aparece na tela do computador é formada por uma escala de 256 níveis de cinza, porém o olho humano reconhece no máximo 32 tons de cinza diferentes (Tamburús, 1990).

Os sistemas Sens-A-Ray e VIXA utilizam um CCD (charge coupled device) exposto diretamente a radiação enquanto outros incorporaram uma tela intensificadora a qual produz luz quando exposta a radiação (McDonnel, 1995; Wenzel; Gröndahl, 1995).

A imagem digital é constituída por pixels (menor elemento constituinte de uma imagem), sendo que, o número de tonalidades de cinza (contraste) e o tamanho dos pixels (resolução espacial) determinam a resolução da imagem digital. Cada pixel da imagem representa um valor de cinza, ou melhor, cada pequena área da imagem corresponde a um valor que indica o nível de escurecimento ou claridade da área (Ferreira, 1996; Khademi, 1996).

A matriz da imagem é uma estrutura de células dispostas em colunas e fileiras. Cada célula corresponde a uma localização específica na imagem, dependendo da intensidade com que a radiação atingir cada célula esta receberá um valor, sendo que quanto maior o valor maior o brilho da célula. A imagem digital, portanto, consiste de uma matriz de células de vários níveis de brilho na tela de um computador (Khademi, 1996; Haiter Neto et al., 2000).

Outro fator importante é a resolução espacial que é descrita em pares de linha visualmente discerníveis por mm (Lp/mm). A resolução espacial é limitada em radiografia digital pelo tamanho de matriz ou o tamanho de pixel (Khademi, 1996).

A faixa dinâmica ou número de tons de cinza normalmente utilizados é 256. Com isso, cada pixel é codificado na memória do computador como um *byte*, o qual é 8 *bits*. O preto corresponde ao 0 e o branco ao 255. Um grande número de valores de pixel é conseguido com 12, 16 ou 32 *bits* por pixel, mas, com isso, também requer mais memória para gravar a imagem (Khademi, 1996; Haiter Neto et al., 2000).

A radiografia digital foi lançada no mercado em 1987 pela *Trophy Radiologie*, uma empresa francesa que se chamava Radiovisiography dental. Ao invés do filme radiográfico, este sistema

possuía um detector para captar imagens intrabucais, cujo projeto e desenvolvimento teve início em 1983 no Departamento de Radiologia Oral da Universidade de Umea. Em 1986, foi iniciada a construção de um protótipo do aparelho pela *Reagam System AB*, estando completo em 1988. Baseando-se neste protótipo, a *Reagam* lançou, em 1991, o aparelho Sens-A-Ray (Vale et al., 1998).

Frequentemente, as áreas radiográficas mais claras revelam estruturas ósseas ou regiões onde um agente de contraste está presente, porque a densidade mais alta e o maior número atômico do osso ou dente causam maior absorção dos raios X (Hendee, 1999).

Existem dois meios diferentes de se obter uma imagem digital: sistema digital indireto, ou de captura indireta, no qual uma radiografia é capturada por um scanner ou câmera de vídeo conectados ao computador; e sistema de captura direta da imagem, ou mais comumente conhecido como radiografia digital direta, sendo que, nesse caso, o filme radiográfico é substituído por um sensor ou receptor de imagem. Dois tipos de receptores estão disponíveis atualmente no mercado Odontológico e apesar de funcionarem de maneira diferente, em ambos os sistemas o próprio receptor que capta a imagem está diretamente conectado ou veiculado de algum modo a um computador, onde a imagem será processada e exibida em um monitor. Quando os fótons de luz incidem nos pixels do CCD, uma carga elétrica é criada e armazenada pelos pixels. A energia armazenada por cada pixel é proporcional à quantidade de fótons que nele incidiram. (Bueno et al., 1999).

As cargas armazenadas pelos pixels são então removidas eletronicamente de maneira seqüencial, criando um sinal elétrico de saída do CCD cuja voltagem é proporcional à carga possuída por cada pixel. O sinal elétrico (forma analógica) é então enviado a um conversor, que transforma este sinal (analógico) em digital. O sinal digital, por sua vez, é enviado ao computador por meio de um cabo acoplado ao receptor de imagem. Dentro do computador, o sinal digital é transformado em sinal

analógico novamente, tornando possível a exibição da imagem no monitor. Todo este processo, desde a exposição radiográfica até a exibição da imagem no monitor costuma levar frações de segundo. A empresa Gendex apresentou seu primeiro sistema CCD (Visualix-1/VIXA-1) em 1992, o qual incorporava um sensor CCD duro. O CCD é a parte ativa do receptor de imagem que vai à boca do paciente. Um CCD é um chip de silicone puro que possui um arranjo ordenado de semicondutores sensíveis à luz ou aos próprios raios-X. Esse arranjo ordenado corresponde a uma matriz com número variável de pixels, dependendo da marca comercial (Bueno et al., 1999).

Pessoas de visão normal podem distinguir a olho nu, estruturas de até 0,1mm de tamanho ou então, até um limite de 10 lp/mm. Então o tamanho do pixel não pode ultrapassar 100 X 100µm considerando uma relação de 1:1. Quanto maior o número de pixels, maior a resolução e com isso maior quantidade de informações, porém essas imagens ocupam mais espaço no computador. Pode-se utilizar a compressão de dados por meio de dois processos diferentes: compressão com perda de dados; compressão sem perda de dados. Na compressão sem perda de dados, esses são recalculados de modo a ocupar menos espaço na memória, porém sem perder qualidade, ficando a taxa de compressão em torno de 50%. Já na compressão com perda de dados ocorrem perdas na qualidade da imagem e aumento no ruído da mesma. Para visualizar a radiografia digital o ideal é utilizar um monitor de 17", resolução mínima de 1024 X 768 pixels, frequência mínima de imagem de 100Hz. No caso de necessidade de impressão da imagem deve-se utilizar impressora laser com definição mínima de 600dpi ou ainda superior 1200dpi em papel normal (Pasler; Visser, 2001).

Quanto menor for a dose necessária para se obter uma imagem útil, mais sensível será o sistema de imagem, por isso pode-se dizer que os sensores para radiografia digital são mais sensíveis que o filme radiográfico. Primeiramente o sinal de intensidade é digitalizado com

uma profundidade de memória de 10 a 12 *bit* (entre 1024 e 4096 tonalidades de cinza), depois esse sinal é encaixado na paleta de 256 tonalidades disponíveis de um computador de 8*bit*. Para dispor no monitor do computador a imagem de uma forma ampliada ou reduzida é necessário dispor a mesma sobre uma nova matriz. Se a imagem for reduzida, os pixels vizinhos são englobados em um único ponto, já a ampliação da imagem ocorre pela ampliação do número de pixels, ou seja, um pixel da imagem é reproduzido no monitor representado por vários pixels. Nesse caso os pixels após grande *zoom* tornam-se visíveis na imagem, a menos que utilize *zoom* interpolado, no qual são gerados pixels adicionais na imagem por interpolação e mesmo nos maiores aumentos a estrutura dos pixels não se torna visível. O histograma é uma representação gráfica da distribuição dos tons de cinza em uma imagem. Para tal é necessário contar as vezes que um determinado tom de cinza aparece na imagem. O sensor para radiografia digital direta utiliza semicondutores cristalinos do tipo CCD ou então *Active Pixel Sensor* (APS-CMOS) os quais possuem fotodiodos miniaturas em sua superfície, ordenados em várias linhas. Esses diodos dividem a superfície da imagem em pontos, sendo que a decomposição da imagem ocorre já no detector. O sinal de intensidade análogo do diodo é amplificado e transformado em digital, permitindo ao computador construir a imagem na tela (Pasler; Visser, 2001).

Quanto mais alta a resolução de imagem, mais memória eletrônica é necessária para armazená-la. As imagens digitais podem ser armazenadas em vários formatos, sendo que o formato é indicado pela extensão de três letras que seguem o ponto depois de um nome de arquivo. Formatos de imagem comuns incluem joint photographic expert group (*.jpg ou *.jpeg); tagged image file format (*.tif ou *.tiff); e *Windows bitmaps* (*.bmp). De preferência, as imagens devem ser armazenadas utilizando um desses formatos comuns, porém, alguns programas dos sistemas de radiografia digital, armazenam imagens em formatos

próprios, que não são exibidos em computadores se o mesmo programa não estiver instalado. Normalmente, a imagem pode ser convertida num formato padrão, porém, isso envolve outra etapa e mais tempo do operador. Atualmente, as companhias fabricantes desses sistemas tanto em Odontologia como em Medicina tem dado preferência para o armazenamento e transferência da imagem radiográfica digital utilizando os formatos mais comuns: *.jpeg, *.tiff, *.bmp, e *.gif (Emmott, 2002).

As imagens radiográficas digitais têm mais dados que nossos olhos podem ver. Os programas utilizados para a interpretação das mesmas e as ferramentas para manipulação permitem aos dentistas visualizar mais detalhes úteis para o diagnóstico com maior precisão que com imagens de filme. Pelo processo de digitalização converte-se algo analógico em dígitos de computador. Significa converter algo na linguagem eletrônica do computador para que este possa entender (Emmott, 2002).

Embora representações digitais sejam simulações de eventos analógicos, eles são extremamente úteis porque são fáceis de armazenar, transmitir e manipular eletronicamente. Este é o princípio de uma imagem digital, a própria imagem existe em uma forma analógica, como ondas de luz visíveis no ar. Estas ondas claras são capturadas e traduzidas para uma forma digital, quer dizer, em números que representam a imagem semelhante nos pontos em uma fotografia de jornal. Quando se observa, a imagem o computador, lê-se os dados digitais e essa imagem é enviada para o monitor que exhibe a imagem digital como uma série de pixels, ou pontos coloridos, sendo que, o que se vê é a imagem digital e o cérebro converte essa informação para uma imagem analógica contínua. Quanto mais pontos forem utilizados para representar a imagem maior será a resolução da mesma. Uma máquina fotográfica de 1.0-megapixel usa 1 milhão de pontos por imagem, enquanto uma máquina de 2.0-megapixel usa duas vezes mais pontos para uma mesma imagem. Em Odontologia,

1.0- megapixel já é suficiente para a maioria das situações que precisem ser registradas (Emmott, 2002).

Ferrão Junior et al., 2009 analisaram as imagens radiográficas digitais usando os recursos disponíveis no aparelho fabricado pela Digora (Soredex, Helsinque, Finlândia), comparando com as imagens reais do sítio aberto cirurgicamente, variando ângulos das incidências radiográficas, visando um resultado mais próximo do real, usando para o exame clínico sondas milimetradas, com o auxílio de uma linha que une a junção amelocementária, medindo até o centro do defeito ósseo, entre dois dentes contíguos. O exame radiográfico foi padronizado para obter uma imagem digital com o maior detalhe e o mínimo de distorção, radiografias utilizadas 0°, +10°, -10°, 10° à direita e 10° à esquerda. Concluíram que a padronização usada na pesquisa para o exame radiográfico mostrou que sempre existe uma pequena ampliação da imagem em relação às medidas clínicas; que a mais confiável para a observação e medição das cristas ósseas interdentárias é a imagem padrão, seguida pela imagem 3D e finalmente a negativa, do sistema Digora de radiografia digital. A melhor incidência dos raios-X, é a de 0°, depois +10°, -10° e 10° à direita; a incidência de 10° à esquerda é a que apresenta maior variação.

2.3 Subtração Radiográfica Digital

A subtração radiográfica digital (SRD) em Odontologia ocorreu paralelamente ao seu emprego na Medicina, sendo que os estudos iniciais utilizavam a subtração fotográfica para avaliar a circulação vascular na mandíbula. Porém a subtração fotográfica tem como inconveniente a sobreposição das demais estruturas mineralizadas sobre as estruturas de maior interesse na imagem subtraída. A adição do

computador e seus algoritmos para correção de contraste e também correção geométrica, tornou possível a aplicação da subtração digital de imagens radiográficas, utilizando radiografias intrabucais. A subtração digital ganha em qualidade, praticidade e economiza tempo quando comparada a seu predecessor subtração fotográfica (Reddy; Jeffcoat, 1993).

A subtração digital da imagem radiográfica foi criada para facilitar esse processo de reconhecimento de pequenas lesões ainda não visíveis na análise subjetiva da imagem. Porém existem dificuldades na aplicação dessa técnica a mão-livre quando da realização de radiografias intrabucais, sendo difícil manter a mesma geometria de exposição (fonte de raios-X, sensor e paciente) para todas as radiografias sucessivas (Hausmann, 1996).

Nicopoulou-Karayianni et al. (1997) 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 a interpretação de radiografias convencionais. Também, imagens subtraídas são avaliadas com maior concordância intra e interexaminadores. Em conclusão, a técnica de subtração radiográfica 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.

Byrd et al. (1998) apresentaram um método computadorizado 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. A seleção automática de pontos de referência é utilizada para “*distorcer*” a segunda imagem de acordo com a primeira e subseqüentemente, as duas imagens são subtraídas digitalmente.

Mol e Dunn (2003) avaliaram se a transformação do tipo projetiva, preserva as propriedades das imagens subtraídas na presença de erros originados pela variação no ângulo vertical e horizontal do feixe central de raios-X. 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.

De acordo com Yi et al. (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. Concluíram que o método desenvolvido foi capaz de encontrar parâmetros para transformação com sucesso, independentemente do tamanho da ROI.

Em 2007, Guneri et al. 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. 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 foi obtido. Dez 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. 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 apresentou-se melhor que o Emago.

Soares em 2008 fez um estudo comparativo por meio da subtração radiográfica digital, para avaliar qual programa de computador faz o melhor registro de imagem radiográfica *a posteriori*. Para isso utilizou uma amostra de 294 radiografias periapicais digitais diretas. As imagens radiográficas foram inseridas nos programas para subtração radiográfica e foram procedidos os registros *a posteriori*. Em seguida as subtrações radiograficas foram feitas no programa *Image Tool* versão 1.27. Houve diferença estatisticamente significantes entre os 2 programas para todas as variações de ângulos de projeção estudadas, com valores maiores no DP quando se utilizou o programa EMAGO® (13,70), enquanto

que no Regeemy o DP foi (5,07) considerado como ruído básico. Ou seja, o programa Regeemy fez melhores registros *a posteriori*.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo nesta pesquisa foi avaliar a influência das variações de ângulos verticais e horizontais na detecção de reabsorções radiculares externas linguais e apicais simuladas por meio de radiografia digital direta e subtração radiográfica digital.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este estudo foi certificado pelo comitê de ética sob o protocolo nº 084/2008-PH/CEP.

Neste estudo foram utilizadas radiografias digitais diretas obtidas de 14 dentes (incisivos centrais e laterais), distribuídos de acordo com o Quadro 1. Estas radiografias foram utilizadas num estudo prévio feito por Ono (2008).

Quadro 1 – Distribuição dos dentes utilizados

Dentes	Incisivo central	Incisivo lateral
Grupo 1	3	4
Grupo 2	2	5

Ono (2008) confeccionou radiografias digitais diretas padronizadas dos 14 dentes, as quais apresentaram variação de angulação horizontal e vertical entre 0^0 e 10^0 , e desgastes nas raízes dentarias.

Os desgastes na porção apical das raízes dos 7 dentes (grupo 1) foram realizados de 0.5 em 0.5 mm, aproximadamente, até a perda de cerca de 2 mm do comprimento dentário. Na superfície lingual do terço apical das raízes de outros 7 dentes (grupo 2), o autor criou “cavidades de reabsorção”, cujo tamanho aumentava gradualmente com a aplicação de brocas esféricas $\frac{1}{4}$, 2, 3, e 4, cujos diâmetros correspondiam a 0.5, 1, 1.2, e 1.4 mm. Segundo o autor, esses diâmetros produziram cavidades com profundidades de 0.4, 0.9, 1.1, 1.3 mm, respectivamente. Importante

ressaltar que durante a pesquisa utilizamos a nomenclatura de P1 para broca ¼, P2 para broca 2, P3 para broca 3 e P4 para broca 4, o que utilizamos como nível de desgaste 1, 2, 3 e 4 consecutivamente. E a cada desgaste Ono (2008) radiografou os dentes com 4 diferentes angulações do feixe de raios X, sendo: 0° de ângulo horizontal (H) com 0° e 10° de ângulo vertical (V), e 10° de ângulo horizontal com 0° e 10° de ângulo vertical e as imagens foram arquivadas em formato TIFF (*Tagged Image File Format*).

As imagens que foram obtidas com angulação vertical e horizontal 0°, e sem desgaste foram utilizadas como imagens de referência.

Então para este estudo temos 14 radiografias digitais diretas dos incisivos, com 4 variações angulares cada (0°H 0°V, 0°H10°V, 10°H 0°V e 10°H10°V) em 4 níveis de desgastes radiculares cada.

As radiografias foram inseridas no programa Regeemy – Image Registration and Mosaicking v.0.2.43-RCB (DPI-INPE, São José dos Campos, SP, Brazil, <http://regima.dpi.inpe.br/download.html>), e primeiramente se realizou o registro de cada uma das imagens selecionando os pontos de controle na imagem referência e pontos homólogos na segunda imagem. Após o registro das imagens foram executadas as subtrações radiográficas. Dessa forma foram obtidas imagens subtraídas com execução prévia do registro de imagens *a posteriori*, ou correção dos erros de projeção geométricos e de diferenças de contraste entre as duas imagens radiográficas. Como imagem 1 foi selecionada sempre a imagem de referência, e como imagem 2, aquelas com reabsorção radicular, nas angulações horizontais e verticais de 0° e 10°. 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. Dessa forma foram obtidas 224 imagens subtraídas com execução prévia do registro de imagens *a posteriori*. Todas as imagens foram arquivadas também em formato TIFF.

As figuras de 1 a 10 mostram os passos para obtenção das subtrações radiográficas através do programa Regeemy:

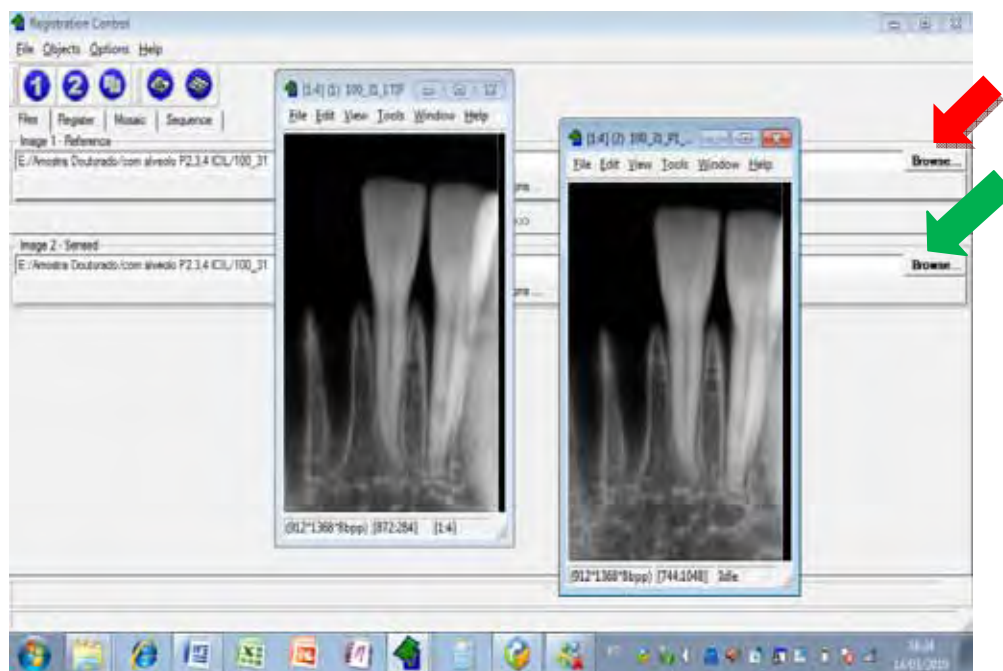


Figura 1- Seleção das imagens: clicar em *Files*. Primeiro deve ser selecionada a tecla *browse* (na seta vermelha) e aparecerá a tela 1(a esquerda), selecionando a tecla *browse* (na seta verde) aparecerá a segunda tela, a segunda radiografia periapical (a direita)

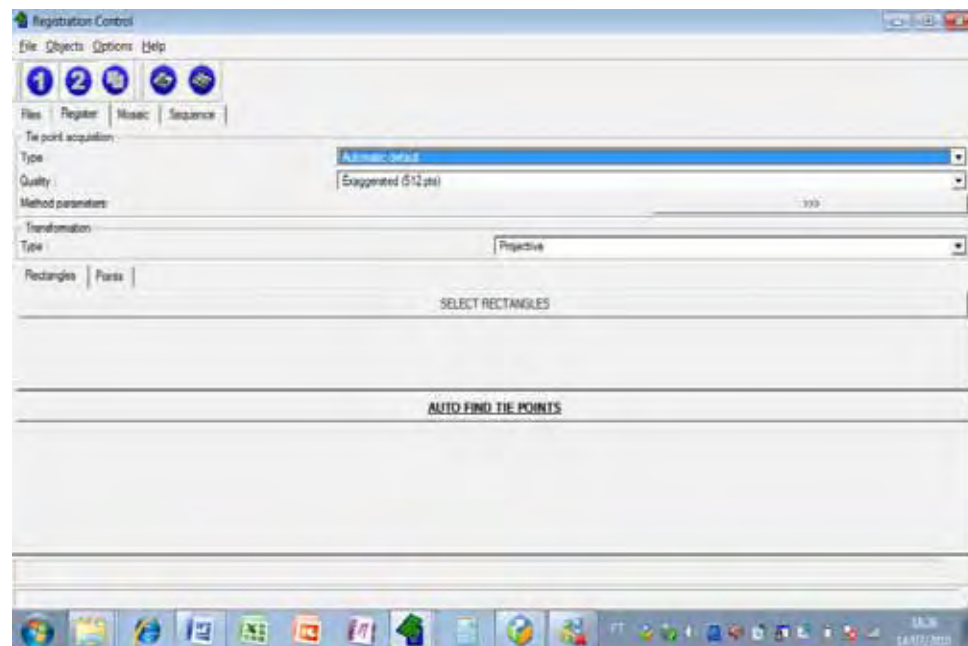


Figura 2 – Clicar em : *Register*. E selecionar *type* como *automatic default*

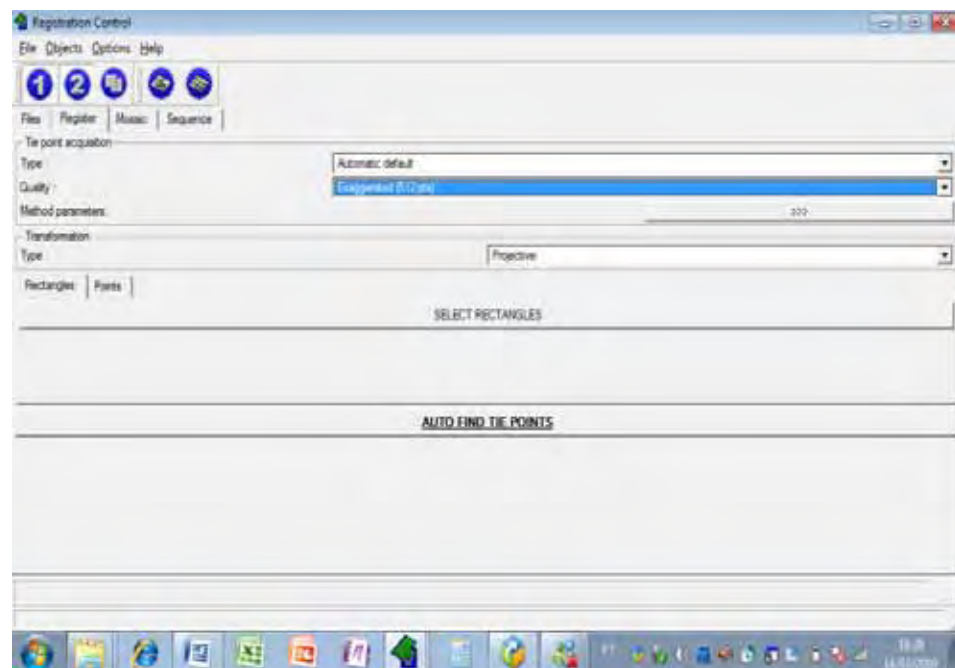


Figura 3 - Permanecer em *Register*. Selecionar *quality*, *exaggerated 512 pontos*

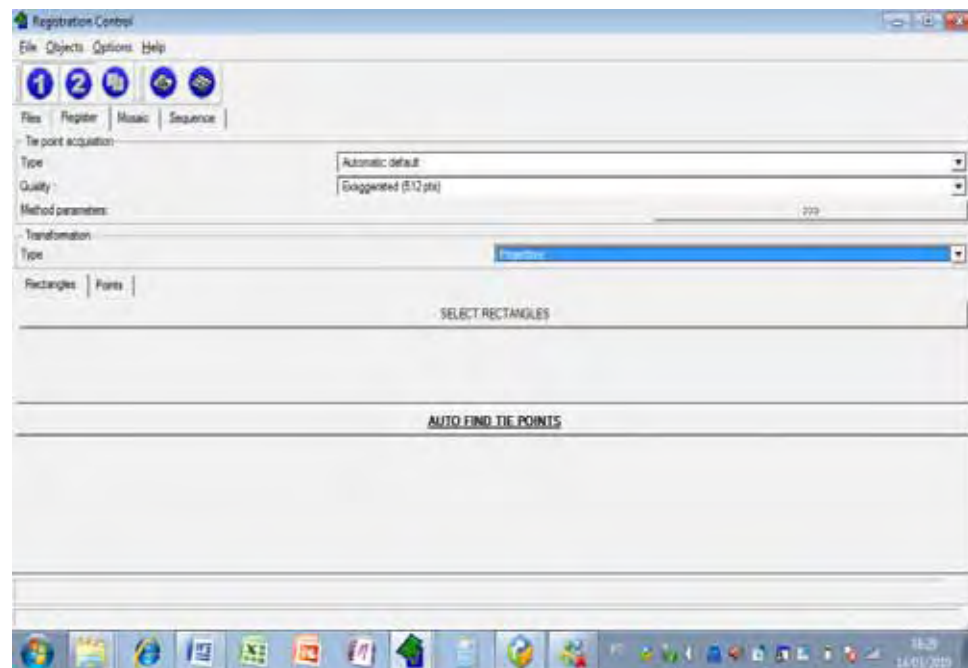


Figura 4 - Selecionar *transformation, projective*

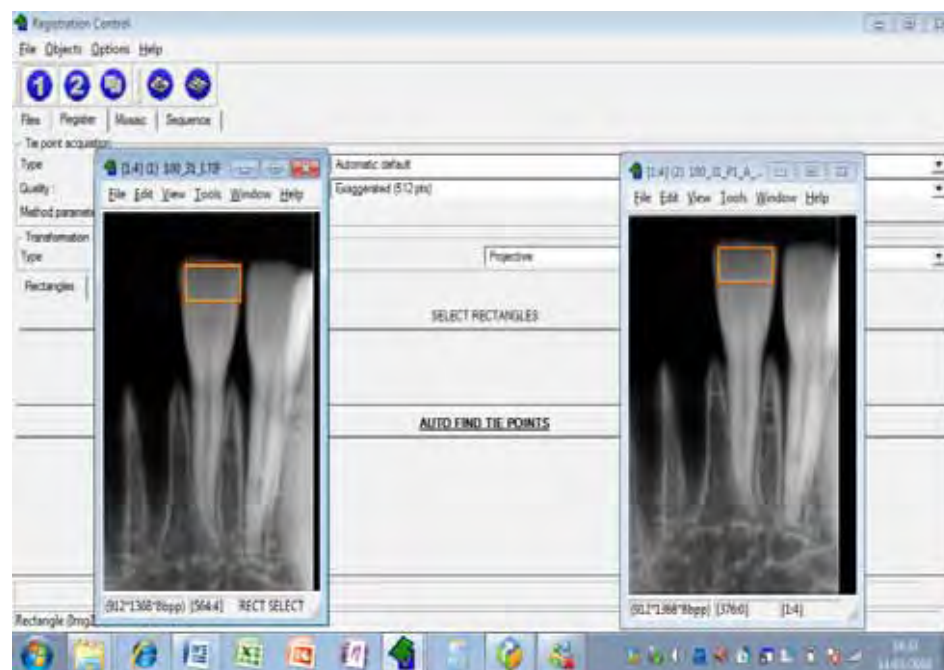


Figura 5 – Selecionar *select rectangles*, o retângulo para marcação dos pontos da imagem 1, aparece na área semelhante da imagem 2

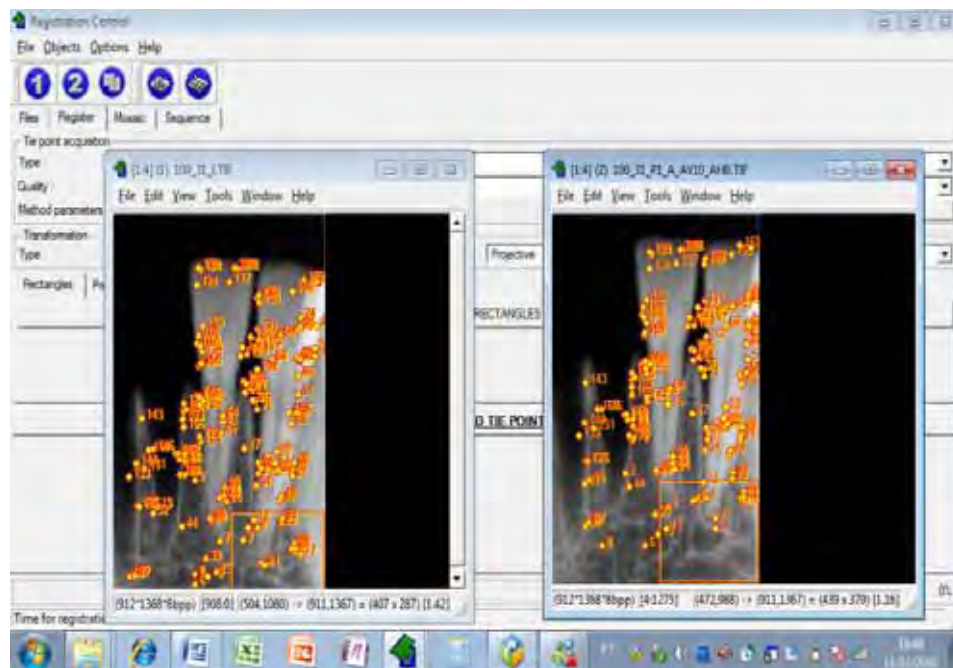


Figura 6 - Selecionar *auto find points*, para a marcação dos pontos na 2 imagem

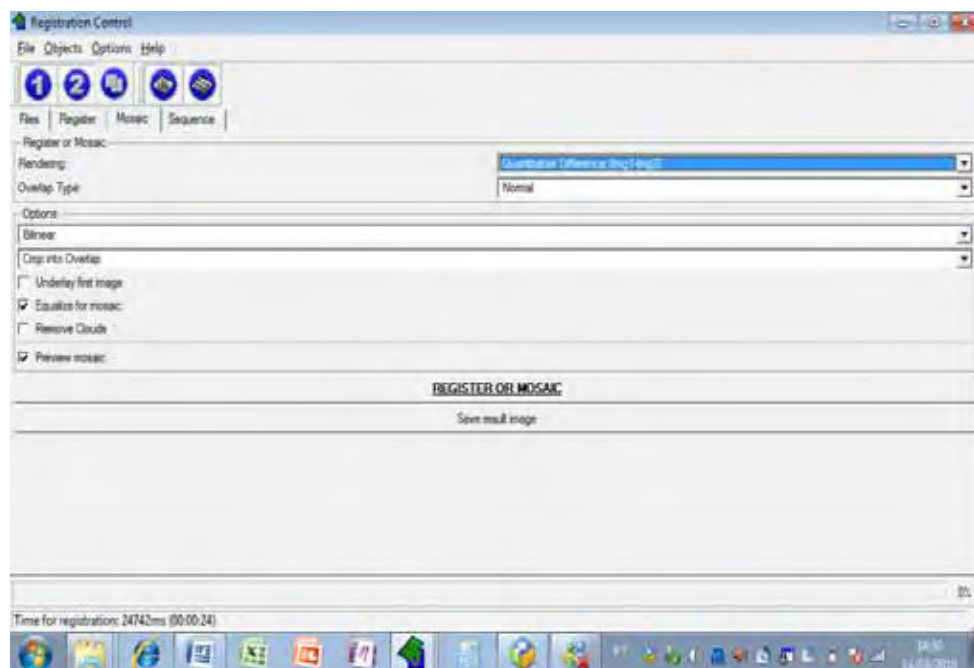


Figura 7 - Após a marcação de um grande número de pontos, clicar em *mosaic*, e *quantitative difference 1-2*

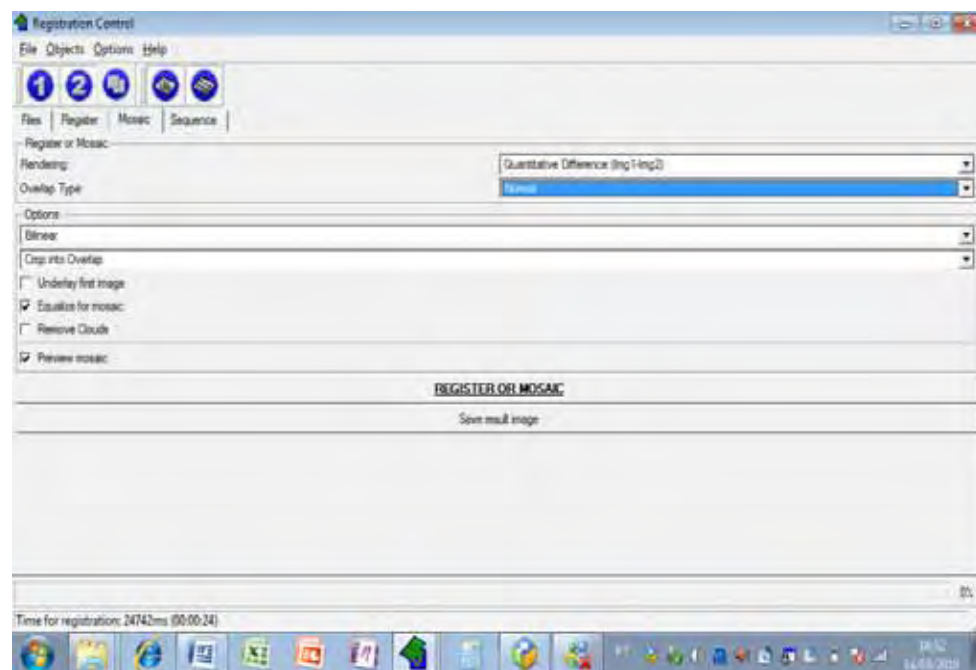


Figura 8 - Permanecer em *mosaic*, e seleccionar *Overlap type normal*

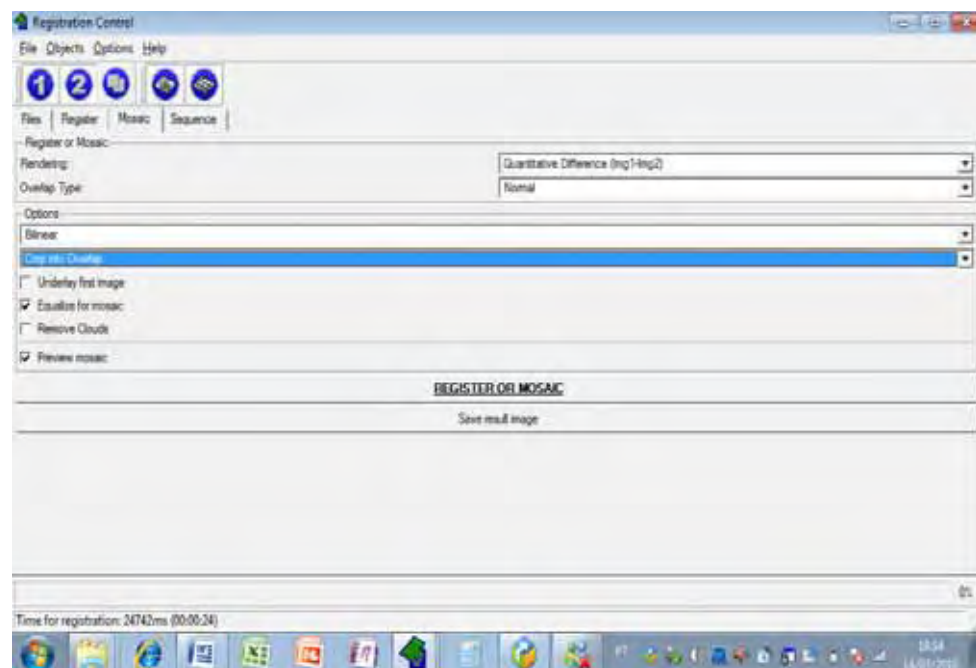


Figura 9 - Seleccionar *Options, bilinear e crop into overlap*, e marcar *equalize for mosaic, preview mosaic*

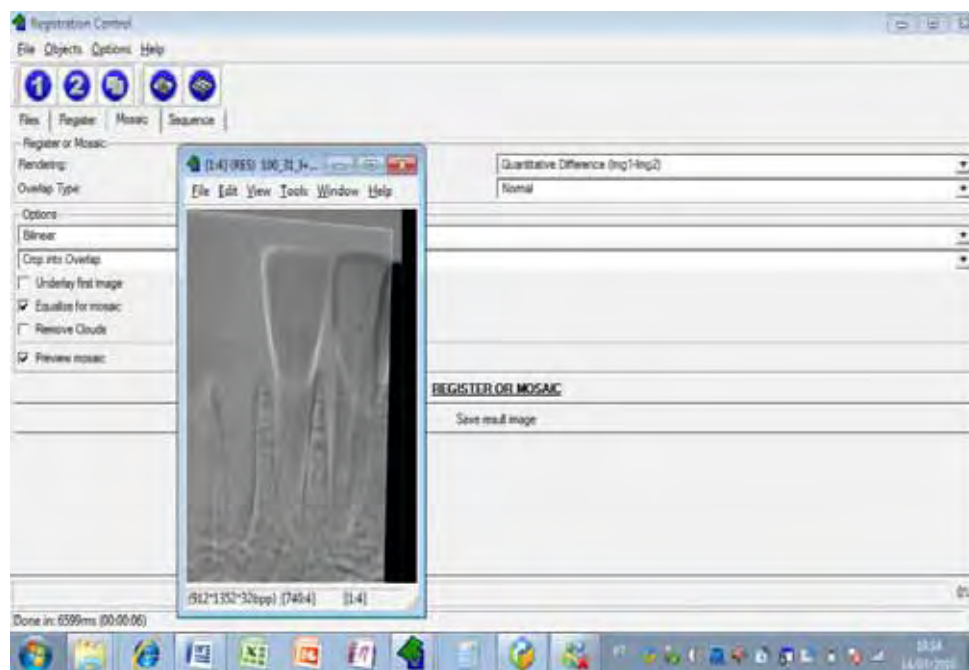


Figura 10 - Subtração digital gerada.

Para verificar a sensibilidade das radiografias digitais e da subtração radiográfica na detecção de reabsorção radicular externa apical e/ou lingual, 2 radiologistas avaliaram todos os pares de radiografias digitais (inicial e final, em todos os níveis de desgaste) e todas as imagens subtraídas a partir de radiografias com as variações de ângulo vertical e horizontal de 0° e 10° em todos os níveis de desgaste. Os pares de radiografias e suas imagens subtraídas foram codificadas aleatoriamente e transportadas para apresentação de slides *Microsoft® Power-Point® (Figuras 11 e 12).

*Microsoft® Power-Point® 2007; Microsoft Corp., Istanbul, Turkey

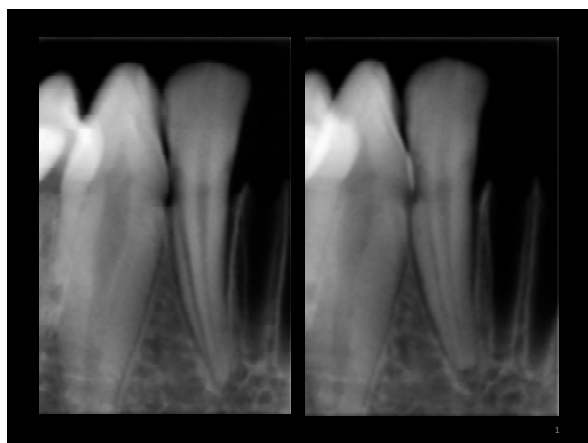


Figura 11 - Apresentação no Power Point da radiografia digital

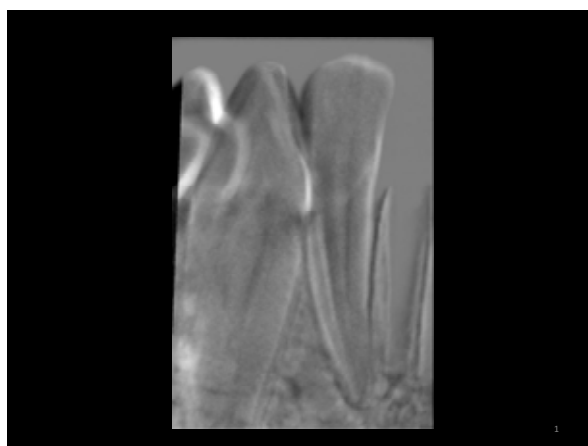


Figura 12 - Apresentação no Power Point da subtração radiográfica digital

Ao final, um total de 224 pares de radiografias e 224 imagens subtraídas foram preparadas no *Microsoft® Power-Point* e apresentadas aos observadores, sob as mesmas condições, lembrando que foram montadas 2 apresentações de 224 radiografias digitais e 2 apresentações de 224 subtrações radiográficas, sendo a primeira e segunda leitura, que serão avaliadas por cada observador. No caso das radiografias digitais, a imagem de referência (obtida sem lesão) será 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 será 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 sua avaliação por 2 vezes, num intervalo de 15 dias. Os dados obtidos de cada avaliador foram analisados para verificar a concordância intra e interobservadores.

4.1 Análise estatística

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 2 examinadores, quanto aos dois métodos de diagnóstico utilizados, qual apresentou a maior precisão no diagnóstico.

5 RESULTADOS

5.1 Teste intra e inter-examinadores

Nesta pesquisa foi aplicado o índice de concordância de Kappa que forneceu o nível de concordância intra e interexaminadores.

As Tabelas 1 e 2 mostram que todos os examinadores apresentaram nível de concordância substancial intraexaminadores para avaliação de reabsorções apicais e linguais.

Os índices de concordância interexaminadores são apresentados também nas Tabelas 1 e 2. Nota-se nível de concordância menor (mediano a moderado) utilizando a radiografia digital como método de diagnóstico. Tal diferença, entretanto, é eliminada na técnica de subtração radiográfica digital, e observa-se novamente nível de concordância substancial para avaliação de reabsorções tanto apicais quanto linguais.

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

Tabela 1 – Índices Kappa para as análises intra e inter-examinadores com imagens digitais e imagens subtraídas – Reabsorções simuladas apicais

	<i>Examinador 1</i>	<i>Examinador 2</i>
Kappa (RD intra)	0,634	0,631
Kappa (SRD intra)	0,782	0,613
Kappa (RD inter)	0,373	
Kappa (SRD inter)	0,617	

Tabela 2 – Índices Kappa para as análises intra e inter-examinadores com imagens digitais e imagens subtraídas – Reabsorções simuladas linguais

	<i>Examinador 1</i>	<i>Examinador 2</i>
Kappa (RD intra)	0,719	0,72
Kappa (SRD intra)	0,732	0,549
Kappa (RD inter)	0,475	
Kappa (SRD inter)	0,732	

5.2 Reabsorções Simuladas Apicais

Para o Examinador 1, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os métodos no poder de detecção das lesões apicais simuladas, independentemente do nível de desgaste e da variação de ângulo (Tabela 3). Entretanto, para a maior parte dos níveis de desgaste e variações de ângulos, o poder de discriminação da radiografia digital foi discretamente menor do que o da subtração radiográfica digital.

Tabela 3 – Áreas sob a curva ROC de cada método em cada variação de ângulo, nos diferentes níveis de desgaste apical; p-valor das comparações entre os métodos em cada variação de ângulo, por nível de desgaste – Examinador 1

		0_0		0_10		10_0		10_10	
		RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD
Broca 1/4	ASC*	0,929	1,000	0,663	0,673	0,541	0,592	0,571	0,806
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,317		0,959		0,838		0,175	
Broca 2	ASC*	0,929	1,000	0,898	0,827	0,827	0,857	0,765	0,918
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,317		0,589		0,821		0,308	
Broca 3	ASC*	1,000	0,929	0,898	0,827	0,827	0,969	0,827	0,878
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,317		0,647		0,147		0,734	
Broca 4	ASC*	1,000	1,000	0,939	0,898	0,827	0,959	0,888	0,959
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,692		0,283		0,469	

*ASC = Área sob a curva; Intervalo de confiança: 95%

Para o Examinador 1, verificou-se que, com o aumento dos ângulos vertical e horizontal, ocorreu redução do poder de discriminação das lesões apicais simuladas tanto com a radiografia digital quanto com a subtração radiográfica digital. Entretanto, estatisticamente, o poder de discriminação da radiografia digital foi significativamente menor apenas para o desgaste apical correspondente à broca ¼ com a variação de ângulo AV0-AH10 em relação à AV0-AH0 ($p < 0,05$) (Tabelas 4 e 5). Já para a subtração radiográfica digital, o poder de discriminação foi, do ponto de vista estatístico, significativamente menor para o desgaste correspondente à broca ¼ com a variação de ângulo AV0-AH10 em relação à AV0-AH0, e também com a variação entre AV10-AH0 em relação à AV0-AH0 ($p < 0,05$) (Tabelas 4 e 5).

Ainda para o Examinador 1, observou-se que a medida que os níveis de desgaste apicais aumentavam, aumentava também o poder de discriminação tanto da radiografia digital quanto da subtração radiográfica digital (Tabelas 4 e 6). Entretanto, estatisticamente, o poder de discriminação da radiografia digital foi significativamente maior para o desgaste correspondente à broca 2 em relação à broca 1/4 na variação de ângulo AV0-AH10. Já para a subtração radiográfica digital, o poder de discriminação foi estatisticamente maior para os desgastes

correspondentes às brocas 2, 3 e 4 em relação à broca ¼ na variação de ângulo AV10-AH0 ($p < 0,05$) (Tabelas 4 e 6).

Tabela 4-Reabsorções apicais simuladas. Examinador 1. Linhas: áreas sob a curva ROC em cada nível de desgaste, por variação de ângulo. Colunas: áreas sob a curva ROC em cada variação de ângulo, por nível de desgaste.

	RD				SRD			
	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10
Broca 1/4	0,929	0,663	0,541	0,571	1,000	0,673	0,592	0,806
Broca 2	0,929	0,898	0,827	0,765	1,000	0,827	0,857	0,918
Broca 3	1,000	0,898	0,827	0,827	0,929	0,827	0,969	0,878
Broca 4	1,000	0,939	0,827	0,888	1,000	0,898	0,959	0,959

Tabela 5- Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre ângulos, por nível de desgaste apical - Examinador 1.

		AV0 AH0 = AV0 AH10	AV0 AH0 = AV10 AH0	AV0 AH0 = AV10 AH10	AV0 AH10 = AV10 AH0	AV0 AH10 = AV10 AH10	AV10 AH0 = AV10 AH10
RD	Broca 1/4	0,049	0,050	0,053	0,620	0,738	0,898
	Broca 2	0,749	0,508	0,231	0,567	0,119	0,699
	Broca 3	0,188	0,136	0,089	0,463	0,317	1,000
	Broca 4	0,353	0,136	0,215	0,247	0,286	0,566
SRD	Broca 1/4	0,010	0,003	0,104	0,475	0,167	0,127
	Broca 2	0,173	0,162	0,174	0,631	0,416	0,523
	Broca 3	0,433	0,375	0,524	0,248	0,739	0,213
	Broca 4	0,150	0,346	0,346	0,486	0,500	1,000

Tabela 6- Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre níveis de desgaste apical, por ângulo - Examinador 1

		Broca1/4 =Broca2	Broca 1/4 = Broca 3	Broca 1/4 = Broca 4	Broca 2 = Broca 3	Broca 2 = Broca 4	Broca 3 = Broca 4
RD	AV0 AH0	1,000	0,317	0,317	0,317	0,317	1,000
	AV0 AH10	0,030	0,077	0,071	1,000	0,591	0,273
	AV10 AH0	0,225	0,234	0,230	1,000	1,000	1,000
	AV10 AH10	0,470	0,300	0,156	0,211	0,090	0,211
SRD	AV0 AH0	1,000	0,317	1,000	0,317	1,000	0,317
	AV0 AH10	0,353	0,353	0,137	1,000	0,499	0,499
	AV10 AH0	0,015	0,002	0,001	0,235	0,273	0,479
	AV10 AH10	0,385	0,451	0,189	0,591	0,591	0,174

Para o Examinador 2, foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os métodos apenas entre os ângulos AV10 AH10 e o nível 4 de desgaste no poder de detecção das lesões apicais simuladas (Tabelas 7). Entretanto, para a maior parte dos níveis de desgaste e variações de ângulos, o poder de discriminação da subtração radiográfica digital foi discretamente menor do que o da radiografia digital.

Tabela 7- Reabsorções apicais simuladas. Áreas sob a curva ROC de cada método em cada variação de ângulo, nos diferentes níveis de desgaste apical; p-valor das comparações entre os métodos em cada variação de ângulo, por nível de desgaste – Examinador 2.

		0 0		0 10		10 0		10 10	
Broca		RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD
Broca 1/4	ASC*	0,847	0,929	0,582	0,755	0,551	0,653	0,602	0,602
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,33		0,201		0,565		1,000	
Broca 2	ASC*	1,000	1,000	0,847	0,745	0,847	0,806	0,684	0,551
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,328		0,652		0,183	
Broca 3	ASC*	1,000	1,000	0,806	0,776	0,898	0,847	0,816	0,551
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,771		0,372		0,052	
Broca 4	ASC*	1,000	1,000	0,888	0,827	0,888	0,867	0,888	0,612
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,401		0,652		0,047	

*ASC = Área sob a curva; Intervalo de confiança: 95%

Para o Examinador 2, verificou-se que, com o aumento dos ângulos vertical e horizontal, ocorreu redução do poder de discriminação das lesões apicais simuladas tanto com a radiografia digital quanto com a subtração radiográfica digital. Entretanto, estatisticamente, o poder de discriminação da radiografia digital foi significativamente menor apenas para o desgaste apical correspondente à broca 2 com a variação de ângulo AV10-AH10 em relação à AV0-AH0, e também com variação do ângulo AV0-AH10 em relação à AV0-AH0 ($p < 0,05$) (Tabelas 8 e 9). Já para a subtração radiográfica digital, o poder de discriminação foi, do ponto de vista estatístico, significativamente menor para o desgaste correspondente à broca 1/4 com a variação de ângulo AV0-AH10 em relação à AV0-AH0, e também com a variação entre AV10-AH10 em relação à AV0-AH0 ($p < 0,05$) correspondente as brocas 2, 3 e 4 (Tabelas 8 e 9).

O Examinador 2 também observou que a medida entre os níveis de desgaste apicais aumentavam, aumentava também o poder de discriminação tanto da radiografia digital quanto da subtração radiográfica digital (Tabelas 8 e 9). Entretanto, estatisticamente, o poder de discriminação da radiografia digital foi significativamente maior para o desgaste correspondente à broca 2 em relação à broca 1/4 na variação dos ângulos AV0-AH10 e AV10-AH0, correspondente à broca 3 e 4 em relação à broca 1/4 na variação do ângulo AV10-AH0, e também correspondente à broca 4 em relação à broca 2 na variação do ângulo AV10-AH10. Já para a subtração radiográfica, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes (Tabelas 10).

Tabela 8 -Examinador 2. Linhas: áreas sob a curva ROC em cada nível de desgaste, por variação de ângulo. Colunas: áreas sob a curva ROC em cada variação de ângulo, por nível de desgaste.

	RD				SRD			
	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10
Broca 1/4	0,847	0,582	0,551	0,602	0,929	0,755	0,653	0,602
Broca 2	1,000	0,847	0,847	0,684	1,000	0,745	0,806	0,551
Broca 3	1,000	0,806	0,898	0,816	1,000	0,776	0,847	0,551
Broca 4	1,000	0,888	0,888	0,888	1,000	0,827	0,867	0,612

Tabela 9- Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre ângulos, por nível de desgaste apical - Examinador 2.

		AV0 AH0 = AV0 AH10	AV0 AH0 = AV10 AH0	AV0 AH0 = AV10 AH10	AV0 AH1= AV10 AH0	AV0 AH10 = AV10 AH10	AV10 AH0 = AV10 AH10
RD	Broca ¼	0,077	0,069	0,158	0,849	0,908	0,615
	Broca 2	0,129	0,189	0,021	1,000	0,095	0,046
	Broca 3	0,083	0,238	0,111	0,146	0,889	0,202
	Broca 4	0,201	0,235	0,201	1,000	1,000	1,000
SRD	Broca ¼	0,311	0,041	0,072	0,423	0,590	0,835
	Broca 2	0,053	0,127	0,010	0,534	0,294	0,159
	Broca 3	0,094	0,156	0,012	0,564	0,158	0,098
	Broca 4	0,173	0,209	0,019	0,598	0,165	0,128

Tabela 10- Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre níveis de desgaste apical, por ângulo - Examinador 2

		Broca 1/4= Broca2	Broca 1/4 = Broca 3	Broca 1/4 = Broca 4	Broca 2 = Broca3	Broca 2 = Broca4	Broca 3 = Broca 4
RD	AV0 AH0	0,063	0,063	0,063	1,000	1,000	1,000
	AV0 AH10	0,030	0,077	0,071	1,000	0,591	0,273
	AV10 AH0	0,006	0,004	0,003	0,286	0,286	0,699
	AV10 AH10	0,424	0,224	0,051	0,228	0,022	0,186
SRD	AV0 AH0	0,317	0,317	0,317	1,000	1,000	1,000
	AV0 AH10	0,936	0,848	0,359	0,620	0,312	0,333
	AV10 AH0	0,169	0,065	0,057	0,273	0,339	0,799
	AV10 AH10	0,880	0,880	0,975	1,000	0,472	0,592

5.3 Reabsorções Simuladas Linguais

Para o Examinador 1, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os métodos no poder de detecção das lesões linguais simuladas, independentemente do nível de desgaste e da variação de ângulo (Tabelas 11). Ao contrário do observado nas comparações entre os métodos nas lesões simuladas apicais, nas linguais não houve desempenho superior de um método em relação ao outro, mesmo que não significante estatisticamente.

Tabela 11- Áreas sob a curva ROC de cada método em cada variação de ângulo, nos diferentes níveis de desgaste lingual; p-valor das comparações entre os métodos em cada variação de ângulo, por nível de desgaste – Examinador 1.

		0_0		0_10		10_0		10_10	
		RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD
Broca 1/4	ASC*	0,857	0,857	0,622	0,622	0,480	0,561	0,622	0,663
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		1,000		0,674		0,837	
Broca 2	ASC*	1,000	1,000	0,959	0,786	0,806	0,898	0,827	0,714
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,170		0,342		0,466	
Broca 3	ASC*	1,000	0,929	0,959	0,704	0,929	0,929	0,918	0,857
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,317		0,069		1,000		0,589	
Broca 4	ASC*	1,000	1,000	1,000	0,847	0,990	0,959	0,949	0,888
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,177		0,366		0,512	

*ASC = Área sob a curva; Intervalo de confiança: 95%

Para o Examinador 1, verificou-se que, com o aumento dos ângulos vertical e horizontal, ocorreu redução do poder de discriminação das lesões linguais simuladas tanto com a radiografia digital quanto com a subtração radiográfica digital. Estatisticamente, somente a subtração radiográfica digital apresentou poder de discriminação significativamente menor, nos desgastes linguais correspondente à broca 1/4 com a variação de ângulo AV10-AH0 em relação à AV0-AH0, e nos desgastes correspondentes à broca 2 com a variação de ângulo AV10-AH10 em relação à AV0-AH0 ($p < 0,05$) (Tabelas 12 e 13).

Ainda para o Examinador 1, observou-se que a medida que os níveis de desgaste linguais aumentavam, aumentava também o poder de discriminação tanto da radiografia digital quanto da subtração radiográfica (Tabelas 12 e 14). Estatisticamente, o poder de discriminação da radiografia digital foi significativamente maior para o desgaste correspondente às brocas 2, 3 e 4 em relação à broca 1/4 nas variações de ângulo AV0-AH10 e , para o desgaste correspondente à broca 4 em relação à 1/4 na variação de ângulo AV0-AH10 ($p < 0,05$) (Tabelas 12 e 14). Já para a subtração radiográfica, o poder de discriminação foi estatisticamente maior para os desgastes correspondentes à broca 2 em

relação à $\frac{1}{4}$ para a variação de ângulo AV0-AH10, para os níveis de desgaste 2, 3 e 4 em relação à broca $\frac{1}{4}$ na variação de ângulo AV10-AH0 e para o nível de desgaste correspondente à broca 3 em relação à $\frac{1}{4}$ na variação de ângulo AV10-AH10 ($p < 0,05$) (Tabelas 12 e 14).

Tabela 12- Reabsorções linguais simuladas. Examinador 1. Linhas: áreas sob a curva ROC em cada nível de desgaste, por variação de ângulo. Colunas: áreas sob a curva ROC em cada variação de ângulo, por nível de desgaste.

	RD				SRD			
	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10
Broca 1/4	0,857	0,622	0,48	0,622	0,857	0,622	0,561	0,663
Broca 2	1,000	0,959	0,806	0,827	1,000	0,786	0,898	0,714
Broca 3	1,000	0,959	0,929	0,918	0,929	0,704	0,929	0,857
Broca 4	1,000	1,000	0,99	0,949	1,000	0,847	0,959	0,888

Tabela 13-Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre ângulos, por nível de desgaste lingual - Examinador 1.

		AV0 AH0 = AV0 AH10	AV0 AH0 = AV10 AH0	AV0 AH0 = AV10 AH10	AV0 AH10 = AV10 AH0	AV0 AH10 = AV10 AH10	AV10 AH0 = AV10 AH10
RD	Broca $\frac{1}{4}$	0,199	0,057	0,240	0,497	1,000	0,490
	Broca 2	0,346	0,118	0,111	0,286	0,149	0,906
	Broca 3	0,346	0,266	0,263	0,723	0,312	0,923
	Broca 4	1,000	0,479	0,372	0,479	0,372	0,509
SRD	Broca $\frac{1}{4}$	0,223	0,028	0,311	0,807	0,846	0,657
	Broca 2	0,100	0,238	0,043	0,516	0,689	0,161
	Broca 3	0,141	1,000	0,594	0,217	0,360	0,386
	Broca 4	0,177	0,346	0,164	0,382	0,695	0,280

Tabela 14-Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre níveis de desgaste lingual, por ângulo - Examinador 1.

		Broca 1/4 = Broca 2	Broca 1/4 = Broca 3	Broca 1/4 = Broca 4	Broca 2 = Broca 3	Broca 2 = Broca 4	Broca 3 = Broca 4
RD	AV0 AH0	0,121	0,121	0,121	1,000	1,000	1,000
	AV0 AH10	0,018	0,018	0,018	1,000	0,346	0,346
	AV10 AH0	0,008	0,001	0,001	0,181	0,121	0,233
	AV10 AH10	0,122	0,062	0,046	0,203	0,119	0,233
SRD	AV0 AH0	0,121	0,584	0,121	0,317	1,000	0,317
	AV0 AH10	0,042	0,251	0,039	0,303	0,472	0,083
	AV10 AH0	0,015	0,006	0,006	0,448	0,211	0,448
	AV10 AH10	0,746	0,020	0,063	0,204	0,103	0,687

Já para o Examinador 2, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os métodos no poder de detecção das lesões linguais simuladas, independentemente do nível de desgaste e da variação de ângulo (Tabelas 15). Também não foi observado desempenho superior de um método em relação ao outro, nas reabsorções simuladas linguais.

Tabela 15- Áreas sob a curva ROC de cada método em cada variação de ângulo, nos diferentes níveis de desgaste lingual; p-valor das comparações entre os métodos em cada variação de ângulo, por nível de desgaste – Examinador 2

		0_0		0_10		10_0		10_10	
		RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD	RD	SRD
Broca 1/4	ASC*	0,847	0,786	0,5	0,561	0,663	0,52	0,551	0,755
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,558		0,783		0,263		0,314	
Broca 2	ASC*	0,949	1,000	0,694	0,582	0,551	0,643	0,612	0,755
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,333		0,604		0,533		0,538	
Broca 3	ASC*	1,000	0,929	0,684	0,571	0,735	0,571	0,714	0,653
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	0,317		0,64		0,291		0,792	
Broca 4	ASC*	1,000	1,000	0,806	0,694	0,786	0,653	0,816	0,612
	p-valor _(ASC RD=ASC SRD)	1,000		0,571		0,444		0,345	

*ASC = Área sob a curva; Intervalo de confiança: 95%

Para o Examinador 2, verificou-se que, com o aumento dos ângulos vertical e horizontal, ocorreu redução do poder de discriminação das lesões linguais simuladas tanto com a radiografia digital quanto com a subtração radiográfica digital. Estatisticamente, a radiografia digital apresentou poder de discriminação significativamente menor, nos desgastes linguais correspondente à broca 1/4 com a variação de ângulo AV0-AH10 em relação à AV0-AH0, nos desgastes correspondentes à broca 2 com a variação de ângulo AV10-AH0 em relação à AV0-AH0, e nos desgastes correspondentes à broca 3 com a variação dos ângulos AV10-AH0, AV0-AH10, AV10-AH10 em relação à AV0-AH0, ($p < 0,05$) (Tabelas 16 e 17). Nas subtrações digitais também foram observados discriminação nos desgastes linguais correspondente a broca 2 com a variação dos ângulos AV10-AH0, AV0-AH10 em relação à AV0-AH0, correspondente a broca 3 com a variação do ângulo AV0-AH10 em relação à AV0-AH0, e também correspondente a broca 4 com a variação do ângulo AV0-AH10, AV10-AH0, AV10-AH10 em relação à AV0-AH0 (Tabelas 16 e 17).

Ainda para o Examinador 2, observou-se que a medida que os níveis de desgaste linguais aumentavam, aumentava também o poder de discriminação tanto da radiografia digital quanto da subtração radiográfica digital (Tabelas 16 e 18). Estatisticamente, o poder de discriminação da radiografia digital foi significativamente maior para o desgaste correspondente às brocas 2, 3 e 4 em relação à broca 1/4 nas variações do ângulo AV0-AH10, ainda correspondente à broca 4 em relação à broca 1/4 mas, na variação do ângulo AV10-AH10, para o desgaste correspondente à broca 3 em relação à 2 na variação do ângulo AV10-AH0, e também para o desgaste correspondente à broca 4 em relação à 2 na variação de ângulo AV10-AH0 e AV10 AH10 ($p < 0,05$). Já para a subtração radiográfica, o poder de discriminação foi estatisticamente maior para os desgastes correspondentes à broca 2 e 4 em relação à 1/4 para a variação de ângulo AV0 AH0 (Tabelas 16 e 18).

Tabela 16- Reabsorções linguais simuladas. Examinador 2. Linhas: áreas sob a curva ROC em cada nível de desgaste, por variação de ângulo. Colunas: áreas sob a curva ROC em cada variação de ângulo, por nível de desgaste.

	RD				SRD			
	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10	AV0 AH0	AV0 AH10	AV10 AH0	AV10 AH10
Broca 1/4	0,847	0,500	0,663	0,551	0,520	0,561	0,520	0,755
Broca 2	0,949	0,694	0,551	0,612	1,000	0,582	0,643	0,755
Broca 3	1,000	0,684	0,735	0,714	0,929	0,571	0,571	0,653
Broca 4	1,000	0,80	0,786	0,816	0,505	0,694	0,653	0,612

Tabela 17- Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre ângulos, por nível de desgaste lingual - Examinador 2.

		AV0 AH0 = AV0 AH10	AV0 AH0 = AV10 AH10	AV0 AH0 = AV10 AH10	AV0 AH0 = AV10 AH10	AV0 AH10 = AV10 AH10	AV10 AH0 = AV10 AH10
RD	Broca 1/4	0,006	0,326	0,093	0,505	0,789	0,671
	Broca 2	0,074	0,004	0,054	0,317	0,654	0,774
	Broca 3	0,031	0,047	0,040	0,718	0,831	0,915
	Broca 4	0,160	0,091	0,091	0,866	0,928	0,836
SRD	Broca 1/4	0,859	1,000	0,271	0,859	0,312	0,271
	Broca 2	0,010	0,018	0,056	0,808	0,417	0,564
	Broca 3	0,054	0,022	0,083	1,000	0,735	0,705
	Broca 4	0,041	0,020	0,008	0,867	0,717	0,843

Tabela 18- Valores de P para as comparações intramétodo par-a-par entre níveis de desgaste lingual, por ângulo - Examinador 2.

		Broca 1/4 = Broca 2	Broca 1/4 = Broca 3	Broca 1/4 = Broca 4	Broca 2= Broca 3	Broca 2= Broca 4	Broca 3 = Broca 4
RD	AV0 AH0	0,150	0,063	0,063	0,333	0,333	1,000
	AV0 AH10	0,022	0,039	0,018	0,914	0,201	0,134
	AV10 AH0	0,683	0,782	0,609	0,013	0,038	0,635
	AV10 AH10	0,512	0,181	0,026	0,188	0,022	0,109
SRD	AV0 AH0	0,034	0,317	0,034	0,317	1,000	0,317
	AV0 AH10	0,841	0,910	0,246	0,928	0,392	0,090
	AV10 AH0	0,695	0,873	0,674	0,469	0,914	0,429
	AV10 AH10	1,000	0,245	0,167	0,046	0,105	0,625

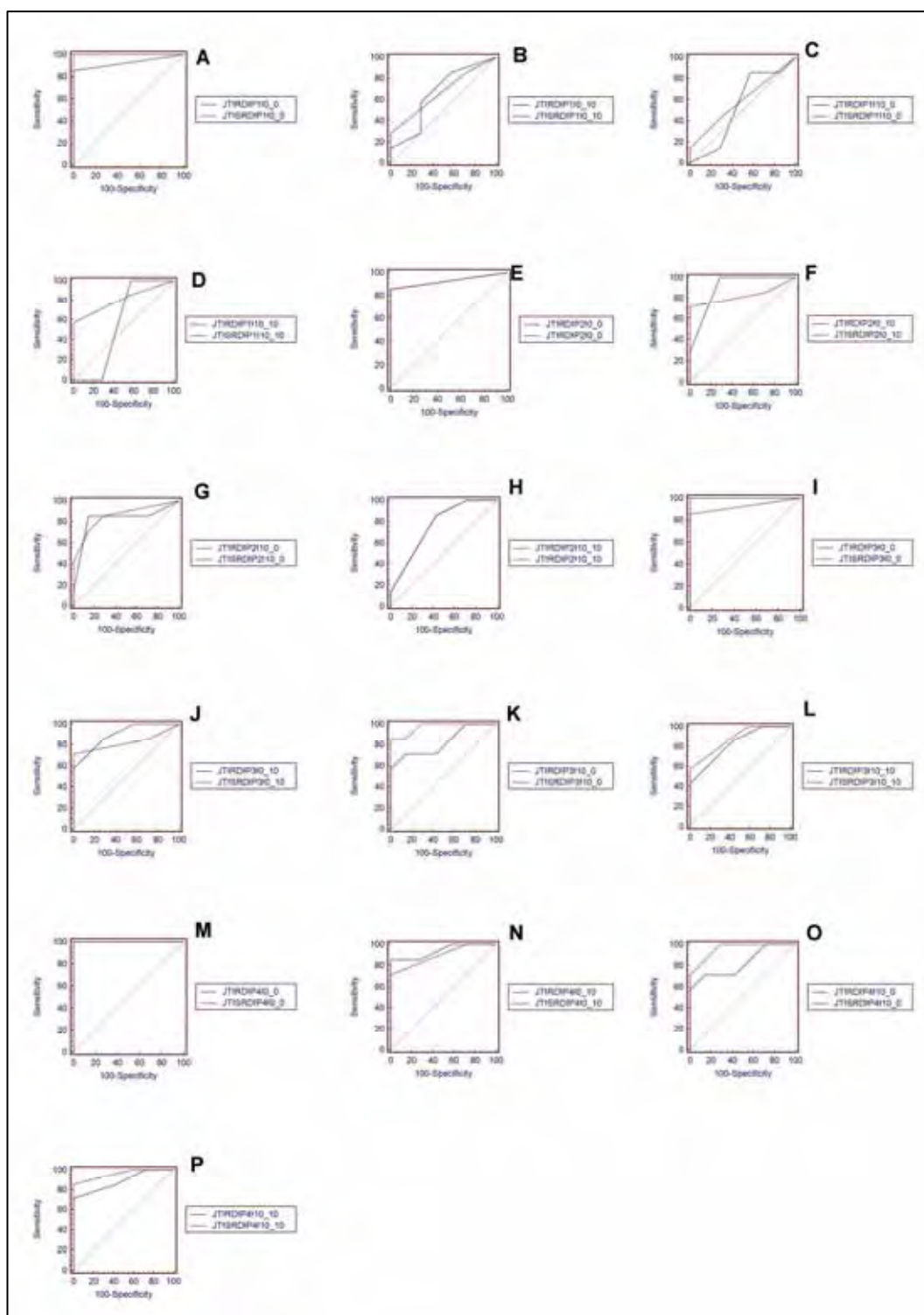


Figura 13 — Curvas ROC, desgastes apicais - RD x SRD - Examinador 1

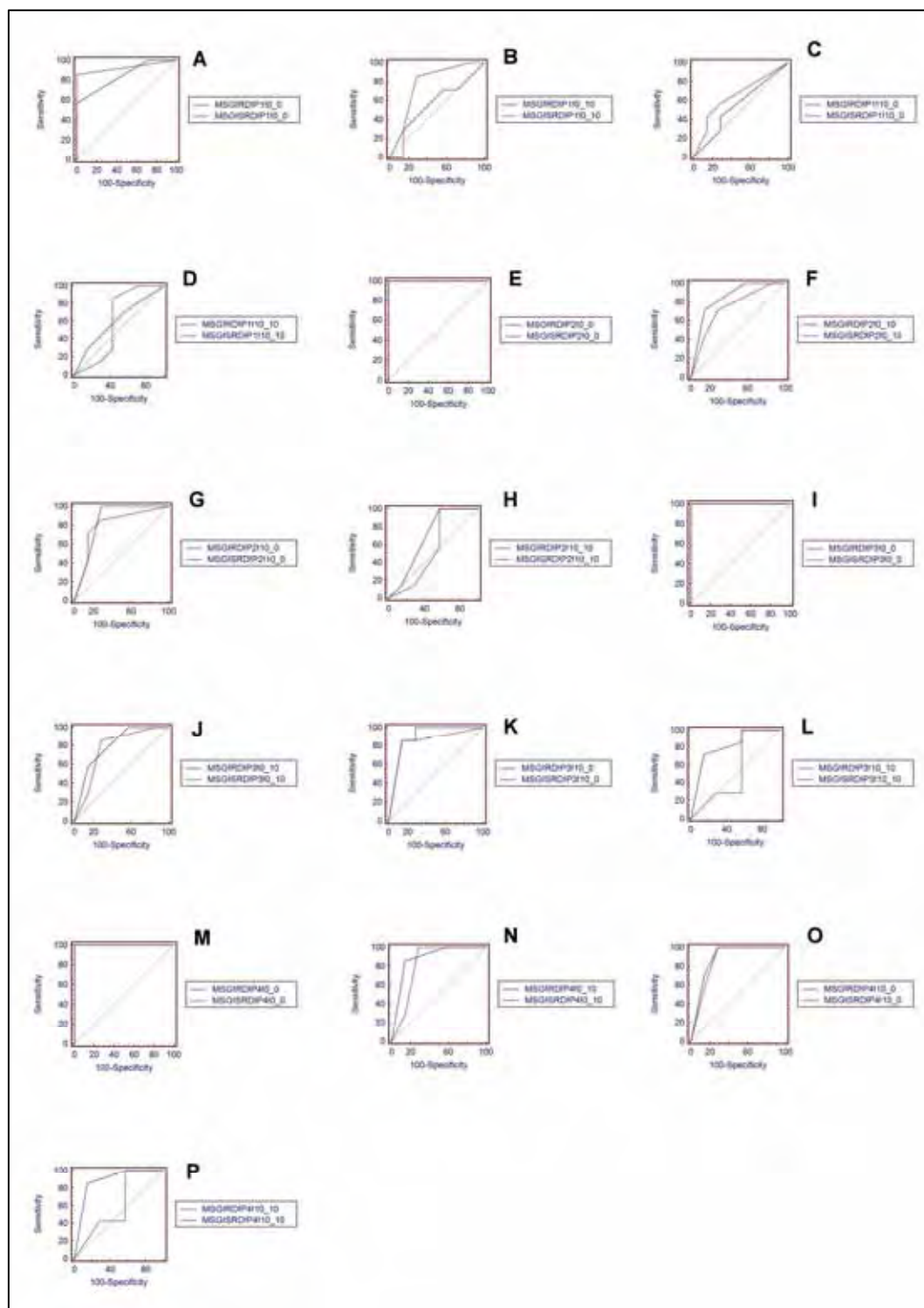


Figura 14 - Curvas ROC, desgastes apicais - RD x SRD - Examinador 2

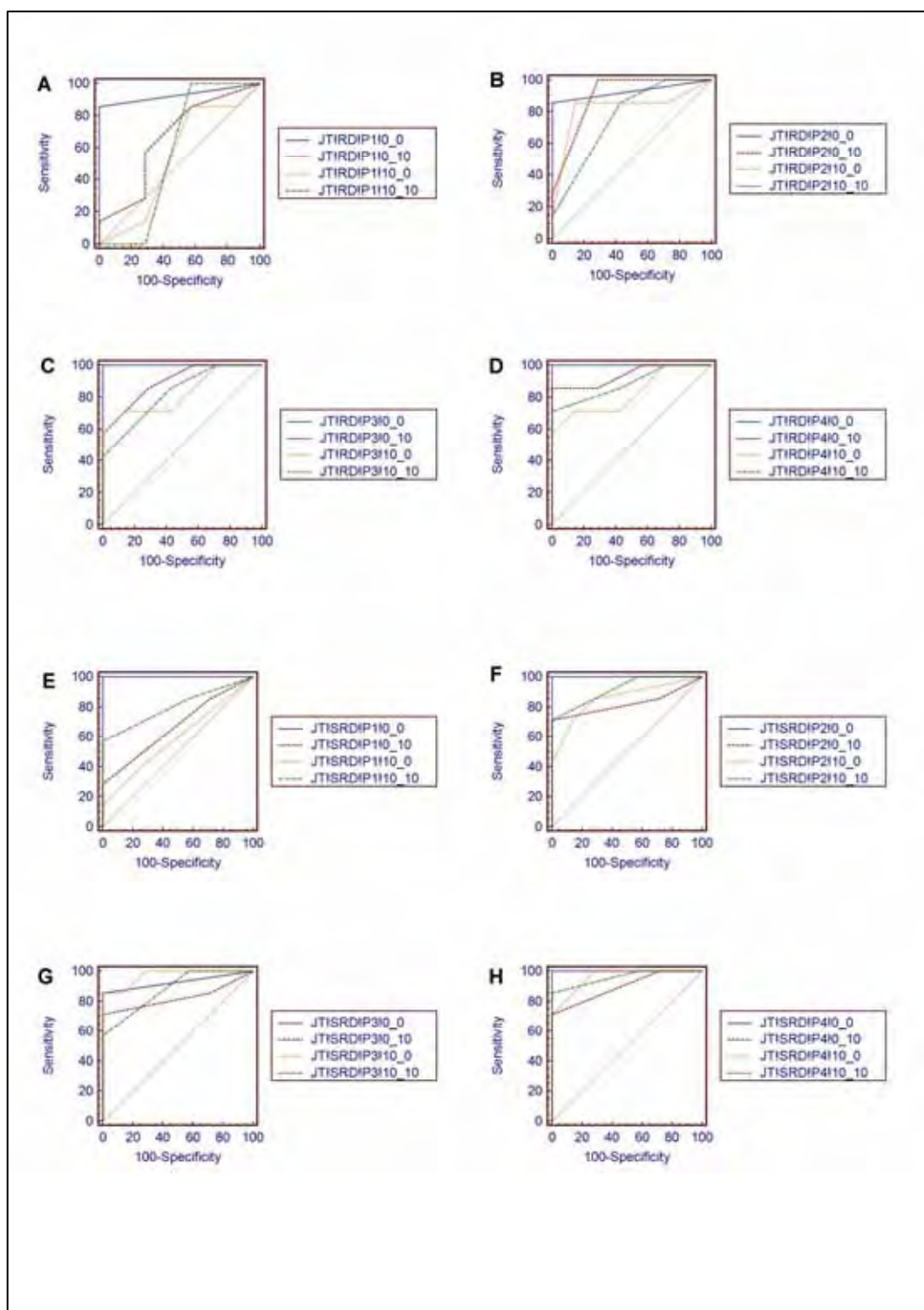


Figura 15 –Intrametodo ângulos por desgastes apicais- Examinador 1

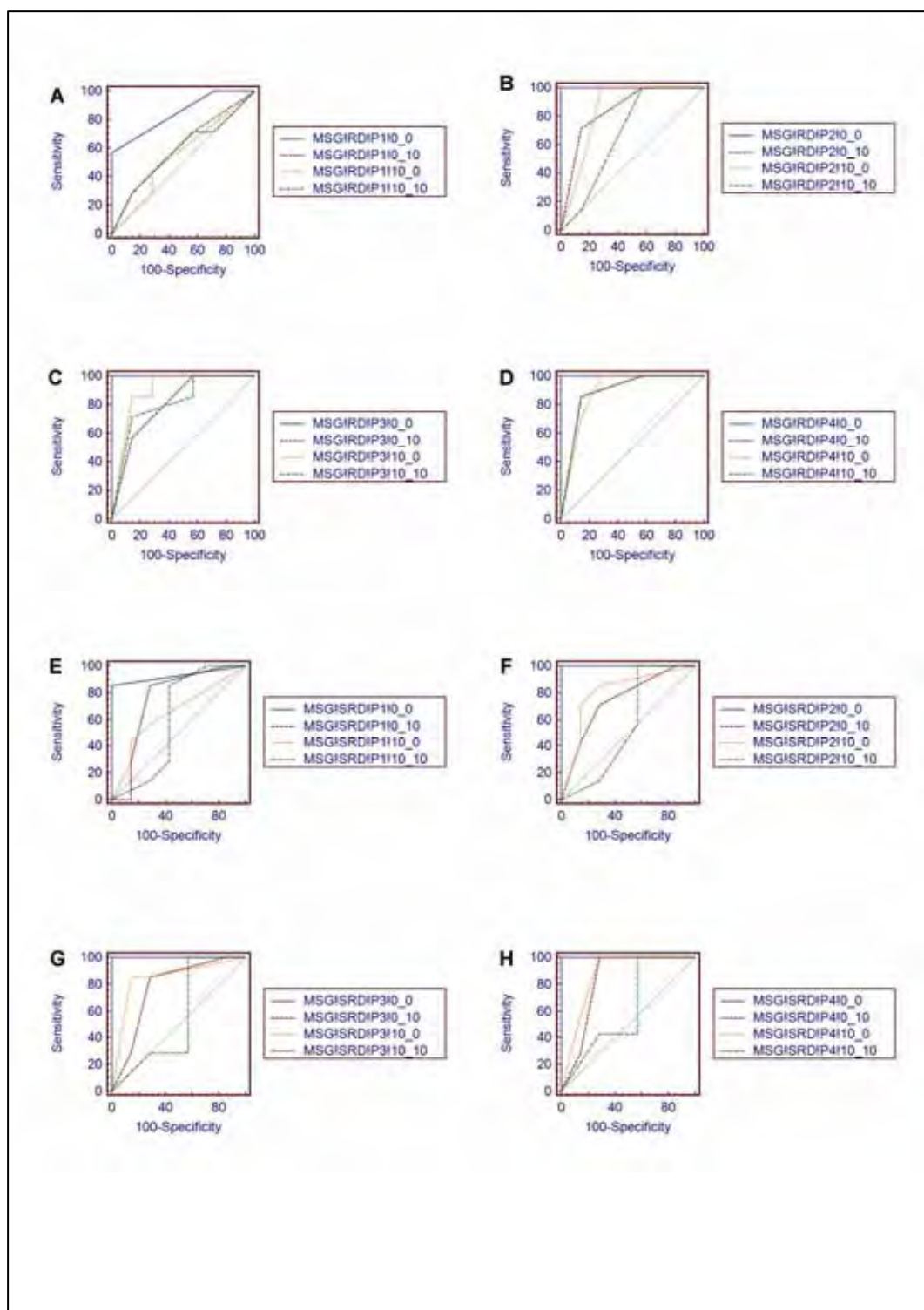


Figura 16 - Intrametodo ângulos por desgastes apicais - Examinador 2

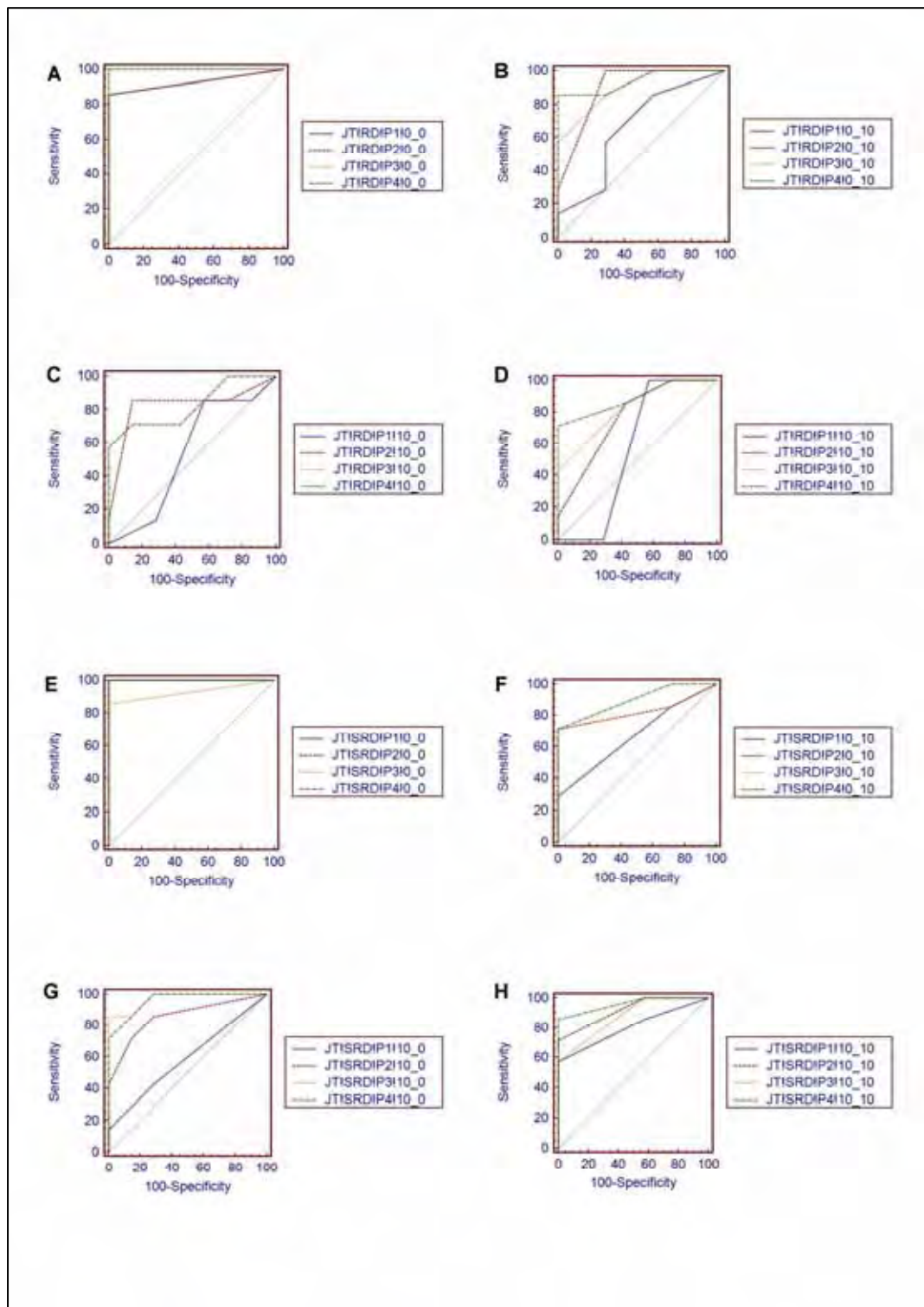


Figura 17 – Intrametodo dos desgates apicais por ângulos – Examinador 1

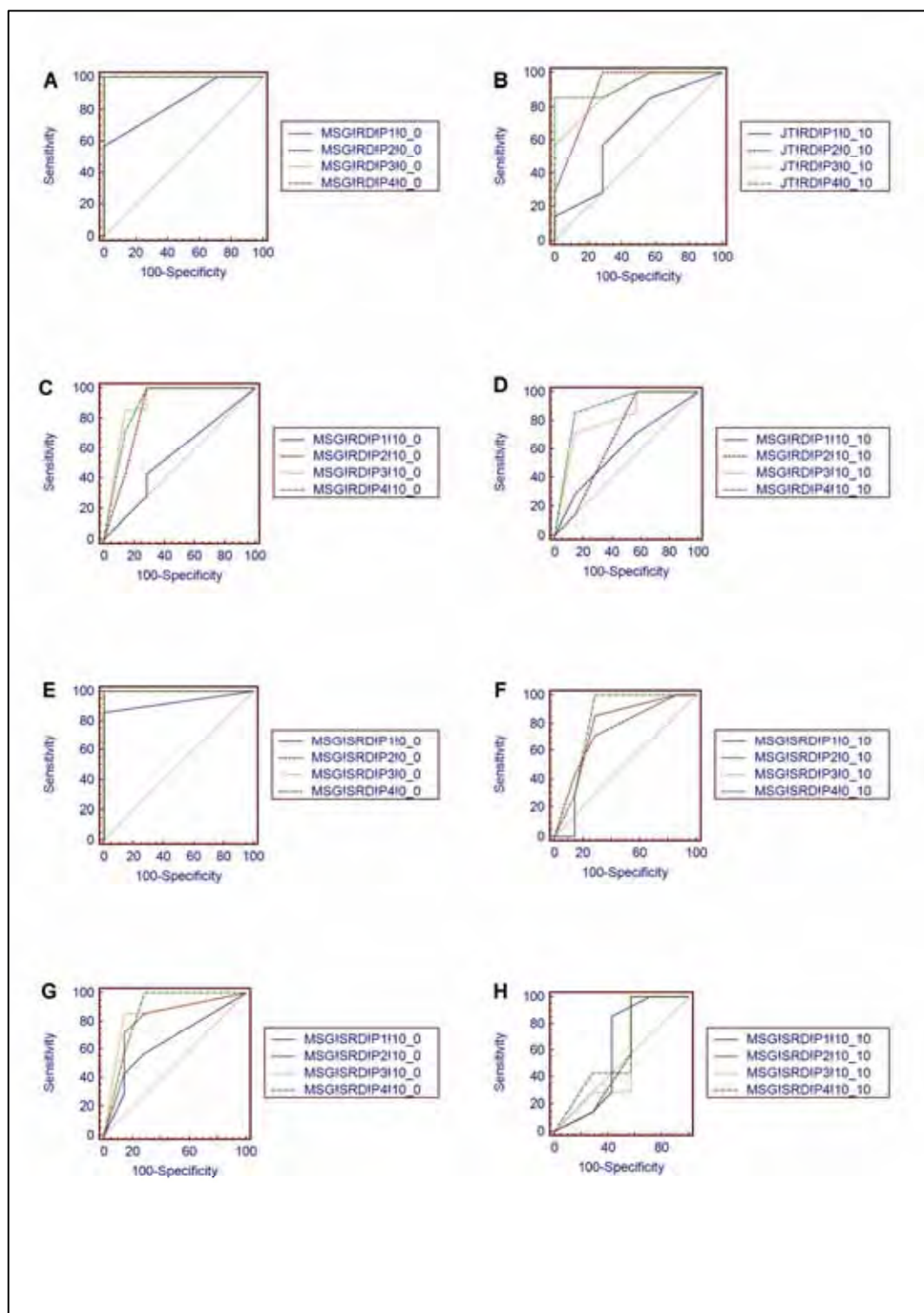


Figura 18 - Intrametodo dos desgates apicais por ângulos – Examinador 2

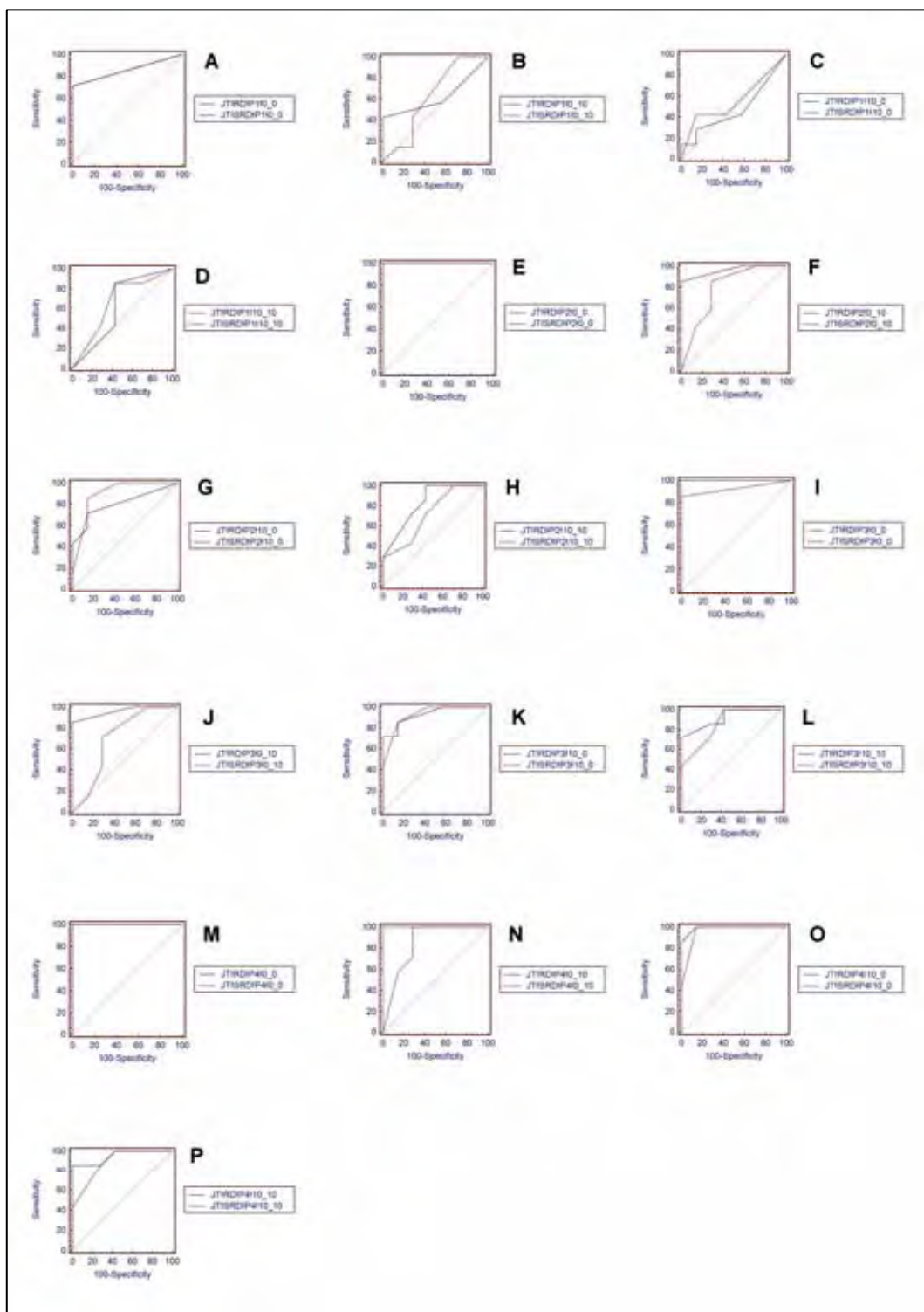


Figura 19 - Curvas ROC, desgastes linguais - RD x SRD - Examinador 1

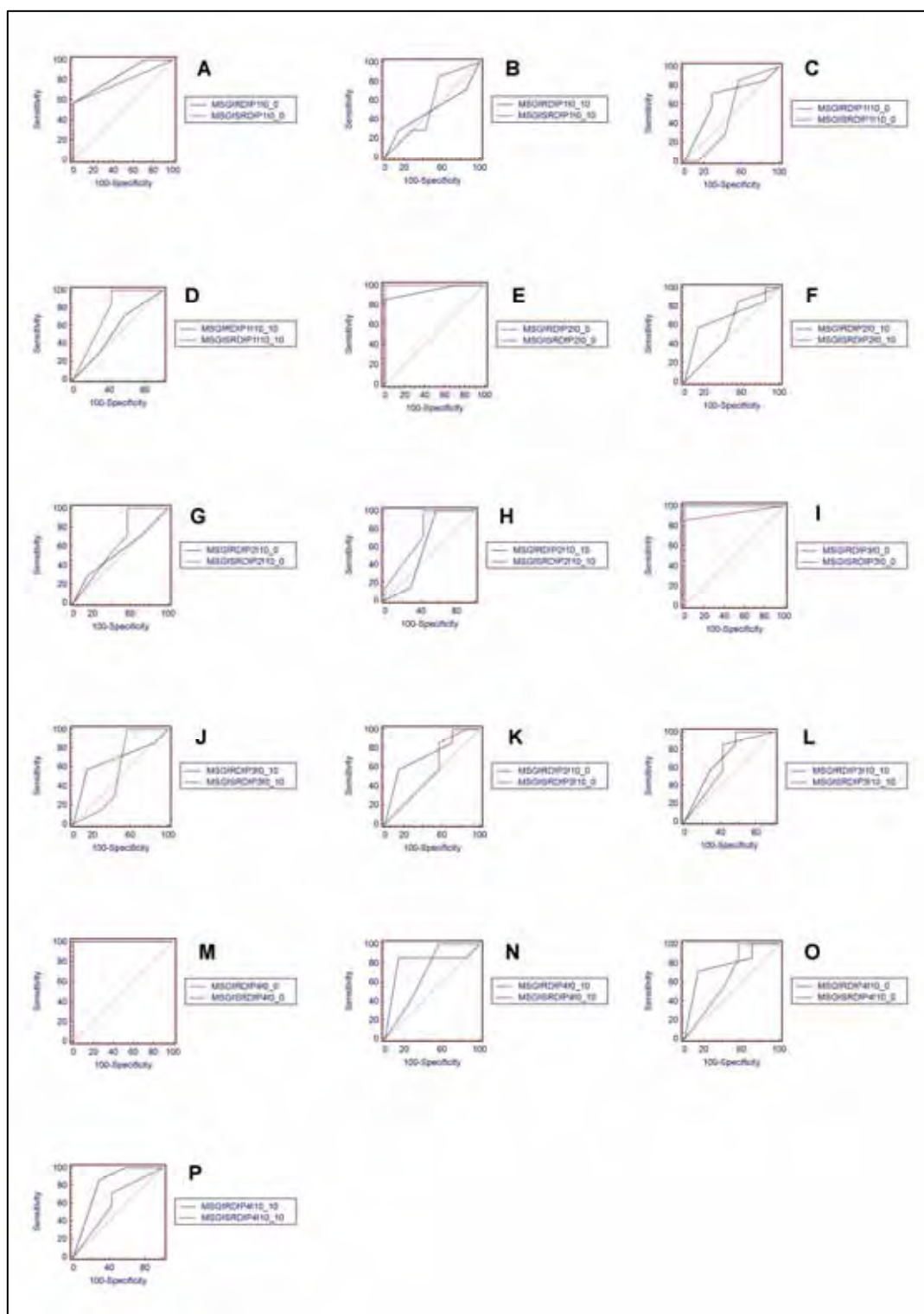


Figura 20 - Curvas ROC, desgastes linguais - RD x SRD - Examinador 2

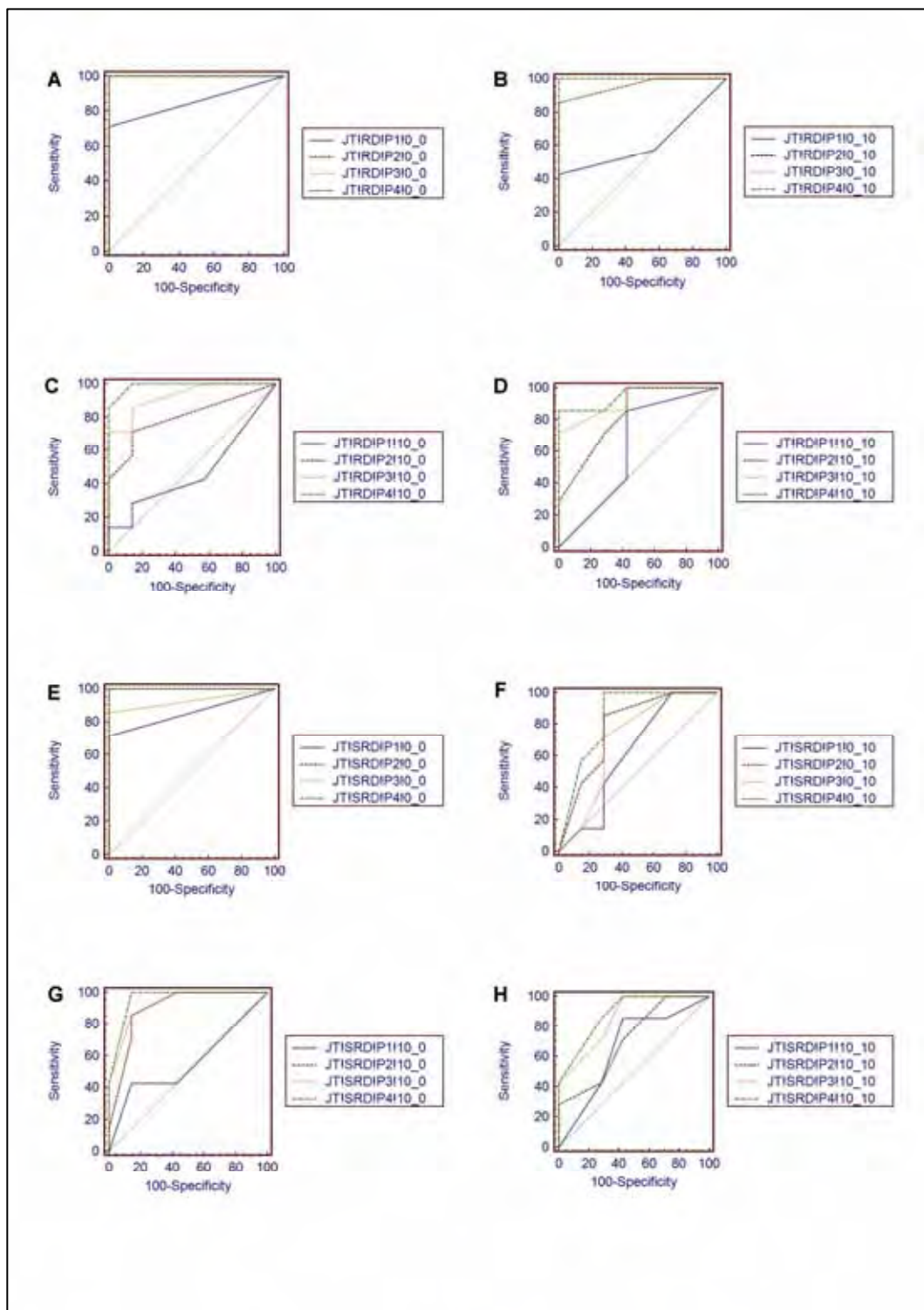


Figura 21 - Intrametodo desgastes linguais por ângulos - Examinador 1

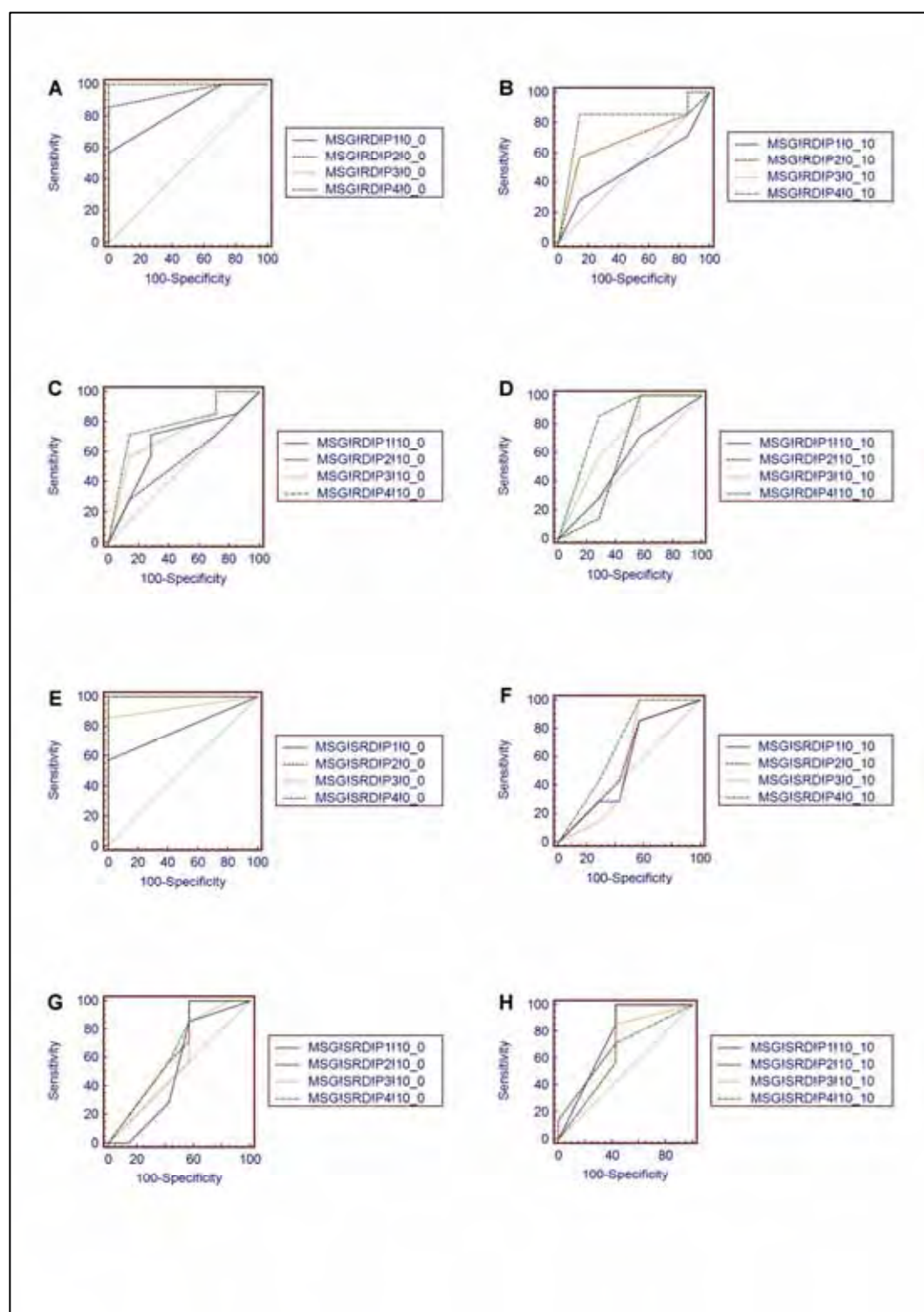


Figura 22 – Intrametodo desgastes linguais por ângulo – Examinador 2

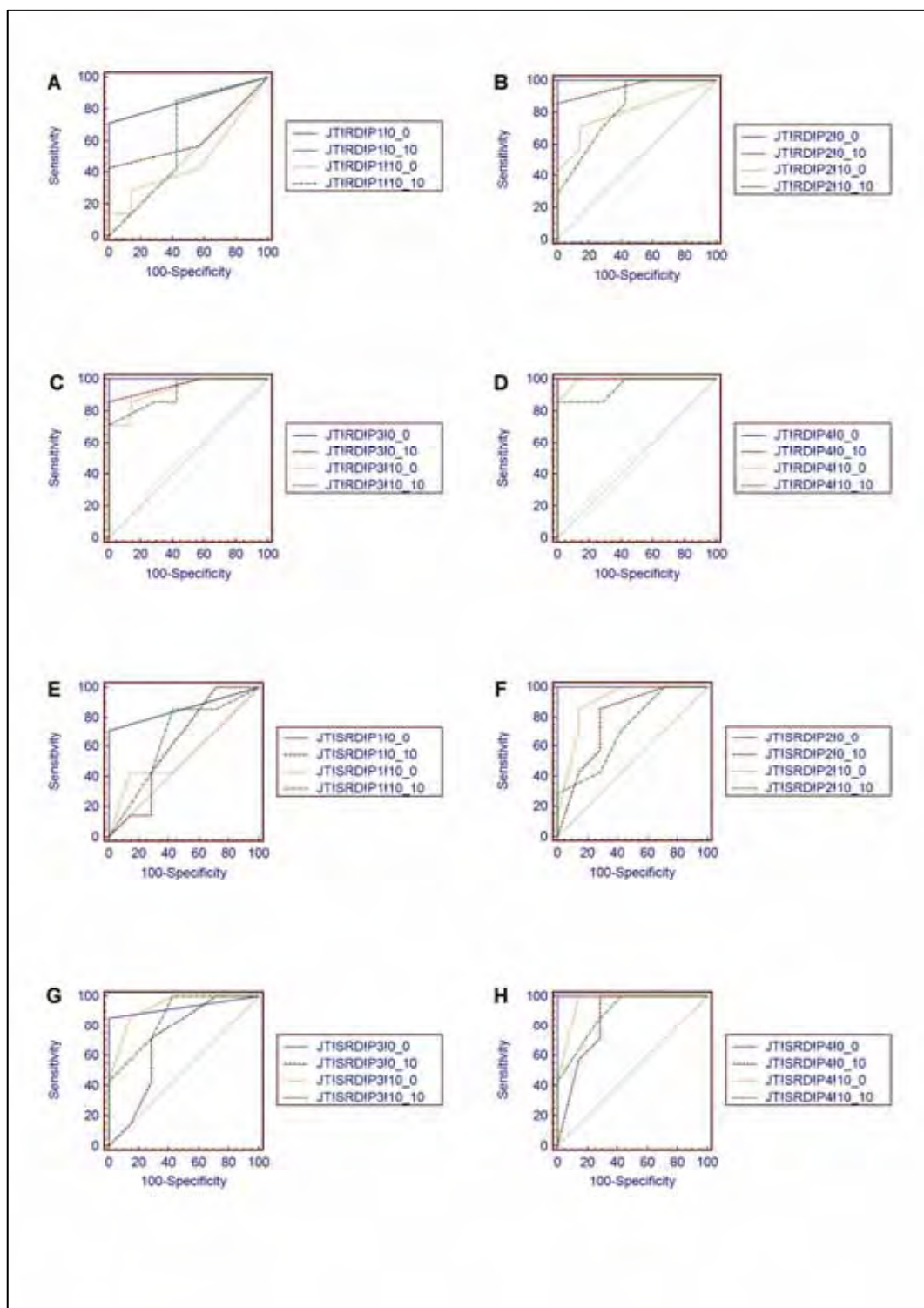


Figura 23 – Intrametodo ângulos por desgastes linguais – Examinador 1

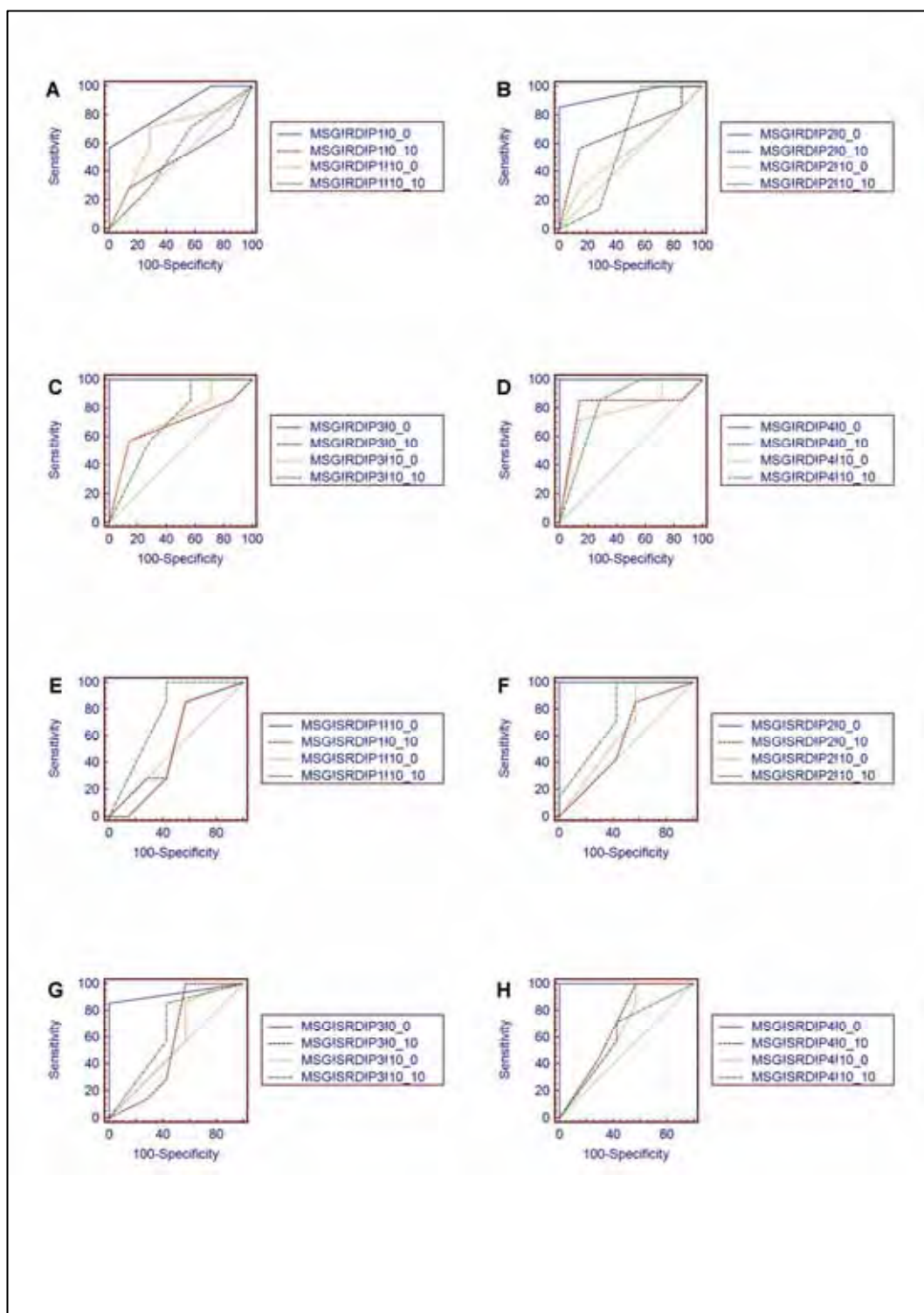


Figura 24 - Intrametodo ângulos por desgastes linguais – Examinador 2

6 DISCUSSÃO

A reabsorção radicular apical é uma conseqüência indesejável geralmente associada ao tratamento ortodôntico e tem recebido atenção considerável em virtude de suas conseqüências (Brezniak et al., 1993), mas ainda é controversa em relação ao tipo de tratamento ortodôntico. Algumas pesquisas (Wickwire et al., 1974; Remington et al., 1989; Spurrier et al., 1990; Andreasen et al., 1987) foram realizadas com o propósito de verificar o grau de reabsorção radicular de dentes com endodontia tratados ortodonticamente, porém permanecem dúvidas em virtude de ser um processo biológico complexo no qual vários aspectos ainda não foram devidamente esclarecidos.

Vários autores relataram, que os dentes antero- superiores em (McFadden et al., 1989; Brezniak et al., 1993; Blake et al., 1995), pacientes adultos (Brezniak et al., 1993; Blake et al., 1995), do gênero feminino (Brezniak et al., 1993; Goldner et al., 2002), pacientes com *overjet* acentuado ou com mordida aberta (Brezniak et al., 1993; Goldner et al., 2002), são mais suscetíveis à reabsorção radicular. Todavia, não apresentam um consenso quanto à reabsorção de dentes sobre os quais foram aplicadas forças ortodônticas.

Neste estudo utilizamos apenas dentes incisivos em virtude da literatura apresentar como os dentes com maior prevalência de reabsorção (Kennedy et al., 1983; Remington et al., 1989; Lupi et al., 1996), e que mais recebem forças durante a movimentação ortodôntica (McFadden et al., 1989; Brezniak et al., 1993; Blake et al., 1995) e também por serem os dentes que melhor podem ser analisados com precisão em radiografias periapicais iniciais e finais para verificação da reabsorção radicular, embora dificuldades próprias da técnica de obtenção das radiografias e as superposições de estruturas dificultarem as avaliações quantitativas (Wenzel et al., 1995).

Remington et al., (1989); Spurrier et al., (1990), Brezniak et al., (1993); Andreasen et al., (1987) e Goldner et al., (2002) observaram que os dentes tratados endodonticamente reabsorveram com menor frequência e severidade do que os seus correspondentes com vitalidade. Contrário à afirmação de Wickwire et al., (1974) que observaram que embora os dentes com tratamento endodôntico se movimentem tão rapidamente como os dentes com vitalidade, os dentes desvitalizados exibem uma maior frequência de reabsorção radicular do que os seus homólogos com vitalidade.

A reabsorção radicular é influenciada pela técnica ortodôntica utilizada pelo profissional (Linge et al. 1983; Blake et al. 1995), intensidade da força utilizada (Goldner et al. 2002), pelo tempo de tratamento (Linge et al. 1983; McFadden et al. 1989; Goldner et al. 2002), tipo de movimento ortodôntico realizado (McFadden et al. 1989; Brezniak et al. 1993; Blake, et al. 1995) e características individuais do ortodontista. Esta pode ser uma das razões das diferenças nos estudos que avaliam e relacionam a reabsorção radicular com o tratamento ortodôntico em dentes com ou sem endodontia. A literatura apresenta controvérsias nos resultados a respeito da reabsorção radicular relacionada a dentes tratados endodonticamente e o tratamento ortodôntico, porém não é conclusiva em relação ao mecanismo de ação entre os dentes tratados endodonticamente e os vitalizados e se o tratamento endodôntico previne ou não a reabsorção radicular (Levander et al. 1994; Lingue et al. 1983).

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 (Levander et al. 1994; Lingue et al. 1983). Dentre as várias causas da reabsorção dentária externa associada ao tratamento ortodôntico, os fatores mais citados são a susceptibilidade individual (Lingue et al., 1983), a predisposição hereditária, os traumatismos (Lingue et al., 1983; Malmgren et al., 1982), e os fatores relacionados ao tratamento ortodôntico (McNab et al., 2000).

Embora a maioria dos dentes reabsorvidos apresente até 1 mm de encurtamento e não comprometam a função dentária, cerca de 8% dos pacientes apresentam reabsorções dentárias maiores que 3 mm, após 12 meses de tratamento (Levander et al., 1994; Artun et al., 2005; Smale et al., 2005) e pode chegar a tal extensão que põe em risco a longevidade da oclusão (Silva Filho et al., 1993). Ainda que o processo de reabsorção cesse uma vez que os aparelhos sejam removidos, dentes severamente reabsorvidos podem ser perdidos prematuramente em pacientes que também têm susceptibilidade à reabsorção periodontal marginal. Além disso, raízes anormalmente encurtadas podem não ser adequadas como futuros pilares de próteses fixas (Artun et al., 2005; Lee et al., 2003; Smale et al., 2005).

A capacidade em identificar pacientes 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 e indivíduos predispostos podem apresentar reabsorção radicular no início do tratamento ortodôntico (Artun et al., 2005; Levander et al., 1994; Smale et al., 2005).

Na literatura verificamos o uso de vários métodos para avaliar a quantidade de perda radicular. A maioria deles tenta quantificar precisamente a reabsorção (Artun et al., 2005; Levander et al., 1994; Lingue et al., 1983; Smale et al., 2005) enquanto outros são descritivos (Lupi et al., 1996; Malgren et al., 1982; McNab et al., 2000; Silva Filho et al., 1993). A severidade da reabsorção é classificada comumente pela quantidade de perda dentária.

Linge e Linge (1983) descreveram um dos mais utilizados métodos quantitativos, no qual o comprimento do dente da junção cimento esmalte (JCE) até o ápice é medido nas radiografias pré e pós-tratamento, e alterações no comprimento são corrigidas pela diferença de magnificação entre as radiografias, obtidas pela razão dos comprimentos da coroa nas radiografias inicial e final. 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 diferentemente.

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 (Brezniak et al., 1993; Levander et al., 1994) 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 (Andreasen et al., 1987; Silva Filho et al., 1993) assim como reabsorções nas superfícies mesiais e distais da raiz dificilmente são detectadas, a menos que estejam bastante extensas (Westphalen et al., 2004).

Linge e Linge (1983) e Brezniak et al., (1993) relataram que o método de avaliação empregado, a seleção da amostra e dos examinadores resultam em considerável variação de resultados e não permitem muitas conclusões definitivas quanto à incidência e grau das reabsorções radiculares externas. 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 (Brezniak et al., 1993).

Novas técnicas digitais, como a radiografia e a subtração radiográfica podem começar a ser utilizadas com a finalidade de prover maiores informações a respeito de reabsorções radiculares.

As radiografias convencionais contêm mais informações do que o olho humano consegue observar e estruturas anatômicas sobrepostas

podem dispersar a visão do examinador, porém isto pode tornar mais difícil a detecção de processos patológicos em desenvolvimento (Reddy; Jeffcoat, 1993). Apesar das radiografias digitais apresentarem estas mesmas desvantagens, existe softwares que permitem analisar a imagem e fazer um melhor diagnóstico (Emmott, 2002).

Mas Syriopoulos et al., (2000), em sua pesquisa comparando com as imagens radiográficas o sistema analógico e digital observou que não existe diferença entre os métodos de obtenção da imagem.

A subtração radiográfica digital pode ser obtida, literalmente, pela subtração dos valores do nível cinza de uma radiografia que apresenta seus valores correspondentes ao de outra, sendo feitas apos um dado intervalo de tempo (Reddy; Jeffcoat, 1993; Cury et al., 2005).

Apos uma subtração a imagem com o mínimo de ruído estrutural (todas as estruturas anatômicas que não sofreram alterações entre as tomadas) serão exibidas como um fundo cinza neutro, já as áreas que sofreram perda ou ganho mineral aparecem como sombras mais escuras ou mais claras, respectivamente, na escala da tonalidade cinza (Cury et al., 2005).

Além de render informações importantes no diagnóstico precoce da reabsorção radicular externa, possibilitando a intervenção rápida e melhorando o prognóstico, as subtrações proporcionam uma opção nas avaliações quantitativas de pequenas alterações de densidade óssea (Dotto, 2005). Esta reduz o ruído estrutural pela eliminação de aspectos idênticos da imagem em radiografias seqüenciais, este ruído produz a principal limitação da capacidade de detecção visual do operador ao interpretar as imagens (Dotto, 2005; Soares 2008).

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 a subtração radiográfica. Especificidade, ou habilidade de descartar a presença da lesão quando ela realmente está ausente, tem sido relatada como maior que 95 % com

a subtração radiográfica. Foi determinado que a técnica de subtração é mais de 90% precisa na detecção de perdas minerais tão pequenas quanto 5% (Yi et al., 2006).

A reprodutibilidade da projeção geométrica é o ponto crítico para a aplicação e sucesso da subtração radiográfica, já que diferenças na densidade e contraste podem ser corrigidas por meio de algoritmos de correção-gama (Mol; Dunn, 2003). 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 subtração radiográfica (Mol; Dunn, 2003).

O mesmo que foi observado neste estudo que ao diminuir a variação angular vertical e horizontal facilitaria a avaliação da imagem obtida tanto pela radiografia digital como pela subtração radiográfica.

A eficácia da técnica de subtração radiográfica foi relatada por Byrd et al. (1998), Wenzel e Gröndahl (1995), os quais afirmaram que é um método eficaz que confere informações adicionais para auxiliar no diagnóstico. Baseia-se na eliminação de estruturas constantes entre duas imagens que serão comparadas e realça àquelas estruturas que sofreram alterações na densidade. Útil para avaliar pequenas diferenças em radiografias feitas em diferentes épocas, usada para avaliação e acompanhamento de tratamentos periodontais, avaliação de alterações ósseas na região de osso alveolar (Reddy 1992; Cury et al., 2005), no diagnóstico de lesões periapicais e reabsorção radicular externa (Kravitz et al., 1992).

Em relação à análise subjetiva da imagem radiográfica, a principal vantagem do método de subtração radiográfica é a possibilidade de observarmos lesões ainda muito pequenas, na ordem de 5 % de perda mineral, enquanto que na radiografia convencional é necessária uma perda mineral significativa, em torno de 30 a 60% em volume, além disso, essa técnica tem alto percentual de sensibilidade e especificidade (Reddy; Jeffcoat, 1993; Mol; Dunn, 2003).

A utilização da subtração radiográfica na Odontologia é justificada pelas vantagens citadas anteriormente. Várias especialidades, dentre elas, Radiologia Odontológica, Implantodontia, Periodontia, Dentística, Endodontia e Cirurgia Bucomaxilofacial podem fazer acompanhamento do reparo ou da progressão de lesões em tecidos ósseos ou dentários (Ono, 2008).

Neste estudo ao aplicar a técnica de subtração radiográfica pode se concordar com o relato de Byrd et al., (1998), Lee et al., (2004) e Heo et al., (2001) no que diz respeito a padronização do brilho, contraste, e projeção geométrica em ambas as radiografias que serão submetidas a subtração radiográfica.

Soares (2008) avaliou o uso de dois programas para obtenção de subtração radiográfica, os quais se mostraram incapazes de corrigir grandes discrepâncias angulares, sendo um destes o utilizado neste estudo, que permitiu concordar no caso da utilização de variações angulares verticais e horizontais de 10^0 .

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 (Kravitz et al., 1992; Zacharaki et al., 2004).

Embora a presença de várias dicas visuais, o registro a posteriori 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 (Byrd et al., 1998; Ettinger et al., 1994).

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 odontológica (Zacharaki et al., 2004). A extração automática dos pontos de referência fornece uma base confiável para deformação de uma radiografia em relação à radiografia de referência (Ettinger et al., 1994).

Neste estudo, a análise das curvas ROC sugere realmente superioridade da subtração radiográfica em relação à radiografia digital, tanto para reabsorções apicais quanto para linguais, no entanto, sem diferenças significativas. Assim, pode-se dizer que os dois métodos estudados apresentaram alto grau de precisão no diagnóstico de reabsorções radiculares apicais e linguais, para todos os examinadores, com exceção do examinador 2 no que diz respeito a variação angular vertical e horizontal de 10^0 nas reabsorções simuladas apicais com desgaste nível 4. Ono, (2008), não encontrou diferença significativa entre os dois métodos, entretanto fez uso apenas de angulação vertical e horizontal de 0^0 .

Já Kravitz et al.,(1992) 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 com redução do contraste entre o processo patológico e a anatomia do canal normal (Kravtiz et al., 1992) e o efeito do trabeculado ósseo na detecção radiográfica das cavidades (Andreasen et al., 1987), esperava-se, neste estudo, tal imprecisão das radiografias digitais na detecção das reabsorções linguais. Contudo, não foram encontradas diferença estatisticamente significativa que indicassem a detecção das reabsorções linguais menos precisa que as reabsorções apicais, o que ocorreu tanto para as radiografias digitais quanto para

imagens subtraídas, porém detectamos uma maior dificuldade na avaliação das cavidades linguais em relação às apicais quando relacionadas as maiores variações angulares e de desgastes.

A habilidade em detectar reabsorção radicular radiograficamente parece estar relacionada não só com a localização do defeito, mas também com seu tamanho. Pelos resultados deste estudo, pôde ser observado que cavidades pequenas apresentam maiores dificuldades em serem avaliadas, principalmente em imagens com variação angular vertical ou horizontal de 10^0 , tanto em superfícies linguais quando comparadas às apicais.

De acordo com Heo et al., (2001), as reabsorções apicais tão baixas quanto 0,5 mm puderam ser medidas por meio da subtração radiográfica. Neste estudo, assim como no estudo de Heo et al., (2001) foi verificado que reabsorções apicais de cerca de 0,5 mm foram detectadas pela subtração radiográfica. Contudo, tais reabsorções puderam ser detectadas também nas radiografias digitais, sem diferenças significativas em relação à subtração radiográfica.

Na subtração radiográfica e radiografia digital os examinadores 1 e 2, tanto para reabsorções simuladas apicais quanto linguais apresentaram se de maneira semelhante, pois quanto maior o nível de desgaste melhor se davam as avaliações. Em concordância com Nicopoulou-Karayianni et al., (1991), a sensibilidade e especificidade aumentaram com o aumento do tamanho dos defeitos.

Mas ainda nas avaliações das reabsorções apicais e linguais foram detectadas que os maiores níveis de desgaste e a menor variação da angulação vertical e lingual melhoram a avaliação da imagem.

Neste estudo não encontramos diferenças estatisticamente significantes entre os métodos de diagnóstico na detecção de reabsorções apicais e linguais, com exceção do examinador 2 na análise das reabsorções simuladas apicais com relação a variação angular vertical e horizontal de 10^0 utilizando o desgaste nível 4, que apresentou a radiografia digital como método superior na avaliação em relação a

subtração radiográfica digital. Estes resultados vão, em parte, de encontro aos resultados de Kravitz et al., (1992) que não encontraram diferença significativa entre as duas técnicas para a detecção de todas as reabsorções na superfície vestibular das raízes. E também aos resultados de Ono, (2008) que não observaram diferenças significantes entre os dois métodos de imagem em seu estudo.

Mesmo sem diferenças estatísticas significantes, pela análise das áreas nas curvas ROC é possível observar a superioridade da subtração radiográfica em relação à radiografia digital para as avaliações das imagens em suas reabsorções simuladas apicais, já nas linguais o observado é o contrário, pois a superioridade é das radiografias digitais na análise das imagens.

Com isso observamos que as radiografias digitais e as subtrações radiográficas são métodos de eleição para detecções de reabsorções apicais e linguais, e podem contribuir para o controle clínico da reabsorção dentária assim como de outros processos patológicos.

7 CONCLUSÃO

A análise dos resultados permitiu concluir que:

- Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os métodos de diagnóstico na detecção de reabsorções apicais e linguais, com exceção do examinador 2 na análise das reabsorções simuladas apicais com relação a variação angular de AV10 AH10 utilizando o desgaste P4 que apresentou a radiografia digital como método superior na avaliação em relação a subtração radiográfica digital;
- Quanto maior o nível de desgaste, melhor é o desempenho tanto das radiografias digitais quanto das subtrações radiográficas digitais como ferramentas de diagnóstico tanto de lesões apicais quanto de linguais;
- Quanto maior a variação dos ângulos verticais e horizontais, pior o desempenho tanto das radiografias digitais quanto das subtrações radiográficas digitais como ferramenta de diagnóstico tanto de lesões apicais quanto linguais.

8 REFERÊNCIAS *

Andreasen FM, Sewerin I, Mandel U, Andreasen JO. Radiographic assessment of simulated root resorption cavities. Endod dent Traumatol. 1987 Feb.;3(1):21-7.

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.

Blake M, Woodside DG, Pharoah MJ. A radiographic comparison of apical root resorption after orthodontic treatment with the edgewise and Speed appliances. Am J Orthod. 1995;108:76-84.

Brezniak N, Wassertein A. Root resorption after orthodontic treatment: Part I. Literature review. Am J Orthod. 1993;103(1):62-6.

Bueno NLO, Dotto SR, Ferreira R, Dotto GN, Casagrande L, Silveira. BL. Radiologia odontológica e a imagem digital. Jao. 1999;3(15):28-33.

Byrd V, Mayfield-Donahoo T, Reddy MS, Jeffcoat MK. Semi automated image registration for digital subtraction radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998 Apr; 85(4):473-8.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.htm

Camargo SEA, Moraes MEL, Moraes LC, Camargo LHR. Principais características clínicas e radiográficas das reabsorções radiculares internas e externas. *Revista de Odontologia da Universidade Cidade de São Paulo*. 2008 Maio-ago.;20(2):195-203.

Carvalho SMB. Apical Root Resorption [monografia de Especialização]. Cruzeiro: Instituto de Ensino e Pesquisa de Cruzeiro; 2007.

Cohen S, Blanco L, Berman LH. Early radiographic diagnosis of inflammatory root resorption. *Gen Dent*. 2003 May/ June; 51(3):235-40.

Cury PR, Junior MT, Mantesso A, Bonecker M, Araujo NS. Detecção de alterações ósseas utilizando um programa de subtração radiográfica: estudo *in vitro*. *Rev Pós Grad*. 2005;12(2):242-7.

Dotto GN. Subtração Digital Radiográfica com Registro de Imagens a *Posteriori* Utilizando Marcação Automática de Múltiplos Pontos de Referência (estudo *in vitro*) [tese]. São José dos Campos:Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): UNESP; 2005

Emmott, L. A guide to managing digital images in dentistry. *Dental Prod Report*. 2002;36-44.

Espelid I, Tveit AB. Radiographic diagnosis of mineral loss in approximal enamel. *Caries Res*. 1984;18(2):141-8.

Ettinger GJ, Gordon GG, Goodson JM, Socransky SS, Willians RR. Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. *J Clin Periodontol*. 1994;21:540-3.

Ferrão Junior JP, Tavano O, Silva PG. Influence of the variation in radiographic technique on the digital radiographic image reading in interproximal alveolar bone resorption evaluation. *RGO*. 2009 out./dez;57(4):385-88.

Ferreira, R.A. Odontologia em imagens. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 1996 Maio/Jun; 50(3):218-28.

Goldner MTA, Capelli JRJ, Carlini MG, Silva ACP. Avaliação da reabsorção radicular em dentes com tratamento endodôntico submetidos a movimentação ortodôntica. Rev SOB. 2002;4(1):14-9.

Guneri P, Gogus 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.

Haiter Neto F, Albuquerque JG, Costa ET, Paganini GA, Bóscolo FN, Oliveira A. Estágio atual da radiografia digital. Rev Abro. 2000 Set./Dez; 1(3):1-6.

Hausmann EM, Maggio JJ, Allen K, Potts TV. Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique. J Periodontol. 1996;67(9).

Hendee, WR. Physics and applications of medical imaging. Rev Modern Phy. 1999;71(2): 444-50.

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;91(3):369-73.

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.

Kennedy DB, Joondeph DR, Little RM. The effect of extraction and orthodontic treatment on dentoalveolar support. Am J Orthod. 1983;84(3):183-90.

Khademi, A, Baratti J. Digital images & sound. J Dent Educat. 1996 Jan;60(1):41-6.

Kravitz LH, Tyndall DA, Bagnell CP, Dove SB. Assessment of external root resorption using digital subtraction radiography. J Endod. 1992;18(6):275-84.

Linge BO, Linge L. Apical root resorption in upper anterior teeth. Eur J Orthod. 1983;5:173-83.

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;98(4):471-5.

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.

Lupi JE, Handelman CS, Sadowsky C. Prevalence and severity of apical root resorption and alveolar bone loss in orthodontic treated adults. Am J Orthod 1996;109(1):28-36.

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.

Mahl CEW. Recursos digitais no diagnóstico radiográfico de reabsorção radicular externa apical-estudo *in vitro* simulando movimentação ortodôntica. RGO.2003; s.n:77.

McDonnell, D. Digital dental imaging systems: a review. J Can Dent Assoc. 1995 Nov; 61(11): 962-4.

McFadden WM, Engström H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. Am J Orthod. 1989; 96:390-6.

McNab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL. External apical root resorption following orthodontic treatment. Angle Orthod. 2000 June;70(3):227-32.

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.

Nicopoulou-Karayianni K, Bragger U, Lang NP. Subtraction radiography in oral implantology. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1997 June; 17(3):220-31.

Ono E. Avaliação de reabsorções radiculares externas por meio de reconstrução digital de imagem e subtração radiográfica digital [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): UNESP – Universidade Estadual Paulista; 2008.

Pasler, F.A.; Visser, H. Radiologia odontológica: procedimentos ilustrados. Trad. J.P. Stein. 2.ed. Porto Alegre: Artmed; 2001. 331p.

Reddy MS. Radiographic methods in the evaluation of periodontal therapy. *J. Periodontol*. 1992;63:1078-84.

Reddy MS; Jeffcoat MK. Digital subtraction radiography. *Dent Clin North Am*. 1993 Oct;37(4):533-65.

Remington DN, Joondeph DR, Artun J, Riedel RA, Chapko MK. Long-term evaluation of root resorption occurring during orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1989;96(1):43-6.

Silva Filho OG, Berreta EC, Cavassan AO, Capellozza Filho L. Estimativa da reabsorção radicular em 50 casos ortodônticos bem finalizados. *Ortodontia*. 1993 jan/abr; 26(1): 24-36.

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 Jul;128(1): 57-67.

Soares MG. Estudo comparativo entre dois programas de registro *a posteriori* para a técnica de subtração radiográfica digital [Tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): UNESP– Universidade Estadual Paulista; 2008.

Spurrier SW, Hall SH, Joondeph DR, Shapiro PA, Riedel RAA. Comparison of apical root resorption during orthodontic treatment in endodontically treated and vital teeth. *Am J Orthod*. 1990;97(2):130-4.

Syriopoulos K, Sanderink GCH, Velders XL, Van Der SPF. Radiographic detection of approximal caries: a comparison of dental films and digital imaging systems. *Dentomaxillofac Radiol*. 2000; 29(5): 312-8.

Tamburús, JR. Radiopacidade de resinas compostas. *Rev Odont USP*. 1990 Abr/Jun; 4(2):103-7.

Vale IS, Bramante AS, Bramante CM. Fator de distorção da placa ótica do sistema de imagem digital Digora. *Rev Assoc Paul Cir Dent*. 1998 Jul./Ago; 52(4):280-3.

Wenzel A, Gröndahl HG. Direct digital radiography in the dental office. *Intern Dent J*. 1995;45(1):27-34.

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;12(2):108-12.

Wickwire NA, McNeil MH, Norton LA, Duell RC. The effects of tooth movement upon endodontically treated teeth. *Angle Orthod*. 1974;44:235-42.

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.

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;33(6):379-90.

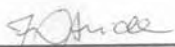
ANEXO A – Certificado do comitê de ética em pesquisa

unesp  **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 / janco@fjoc.unesp.br

CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa
Envolvendo Seres Humanos

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº **084/2008-PH/CEP**, sobre “Influência das variações de ângulos de projeção na detecção de reabsorções radiculares linguais e apicais simuladas – Comparação entre subtração radiográfica digital e radiografia digital direta”, sob a responsabilidade de **MICHELLE BIANCHI DE MORAES**, 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, 09 de dezembro de 2008



Profa. Adjunta JANETE DIAS ALMEIDA
Coordenadora

ANEXO B – Certificado da inclusão de co-orientador

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Faculdade de Odontologia

São José dos Campos, de outubro de 2008.

Prezada Senhora

Pela presente, solicito a esse Conselho a inclusão do nome do Doutor Jefferson Luis Oshiro Tanaka como co-orientador do trabalho de doutorado de minha orientada **Michelle Bianchi de Moraes**, sob o título: **"Influência das variações de ângulos de projeção na detecção de reabsorções radiculares linguais e apicais simuladas – Comparação entre subtração radiográfica digital e radiografia digital direta"**.

Tal solicitação se deve ao fato do meu afastamento durante todo o ano de 2009 e pelo Doutor Jefferson Luis Oshiro Tanaka desenvolver trabalhos que envolvem subtração radiográfica digital, utilizando um programa relativamente novo para uso odontológico, o mesmo que será utilizado pela aluna.

Além disso, o referido doutor possui as imagens radiográficas a serem utilizadas neste estudo, e vai possibilitar o uso das mesmas pela aluna.

Aguardo pronunciamento do digno Conselho.

Prof. Adj. Mari Eli Leonelli de Moraes
Orientadora

Ilma. Sra. Cristiane Yumi Koga Ito
D.D. Coordenadora do Programa de Pós-Graduação
Biopatologia Bucal

Moraes MB. Influence of changing projection angle detection of root resorption apical and lingual simulated: Comparison between subtraction digital radiography and direct digital radiography [tese]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

ABSTRACT

The severe root resorption diagnosed late can lead to tooth loss, and being the technique of digital subtraction radiography (SDR) as an important resource for early detection mineral changes, this study evaluated the efficiency in the early diagnosis simulated external root resorption apical and lingual by the technique of digital subtraction radiography (SRD) and digital radiography (DR). We used 14 human incisors jaw macerated with resorption different sizes, simulated in the apical and lingual, and radiographed with a range of projection angles. The radiographs were subtracted by the program Regeemy®, and performance evaluation diagnostic methods, pairs intraoral radiographs and subtracted images were presented to two radiologists. According to the results, there were no statistically significant differences between methods in the detection lingual resorption, regardless of lesion size, as there was no difference between the methods in the detection of apical resorption, except the second examiner with respect to variation vertical and horizontal angle of 100 using the highest level of wear, which lodged the digital radiography as a method superior in the evaluation for subtraction radiography. And the increase in the level of wear and less variation vertical and horizontal angles allowed a better assessment resorption in the regions apical and lingual to detect and lingual apical resorption. With these results we conclude that the digital subtraction radiography is a test for the detection of small mineral loss in radiographs showing little or no variation in vertical and horizontal angles.

Keywords: Subtraction technique. Root resorption. Radiographic digital.