

GUSTAVO NOGARA DOTTO

**REGISTRO DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS PARA
A TÉCNICA DE SUBTRAÇÃO**

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

GUSTAVO NOGARA DOTTO

**REGISTRO DE RADIOGRAFIAS PERIAPICAIS PARA
A TÉCNICA DE SUBTRAÇÃO**

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

Orientador: **Professor Titular Luiz Cesar de Moraes**

São José dos Campos

2005

DEDICATÓRIA

Quando se chega ao final de uma jornada ou caminhada, lembramos daqueles que participaram juntamente conosco dos momentos de alegria e de dificuldade. Todos aqueles que serão citados abaixo são tão vitoriosos e tão donos deste trabalho quanto eu. Fica aqui meu sincero muito obrigado, espero poder ser também especial para vocês, como vocês foram para mim um dia!

A Deus.

Não sou nada senão pela Vossa vontade.

“Senhor, tu vieste ao mundo para trazer a paz e não a angústia, a alegria e não a tristeza, para trazer a felicidade e não a desventura, a esperança e não o desespero, a confiança e não o medo de ti. Peço-te perdão pelos erros cometidos no ano que passou e te peço forças e graças para corrigir o que está errado e aperfeiçoar o que é bom ... Vivendo de acordo com a tua vontade, terei paz dentro de mim e assim poderei levar a paz aos meus irmãos...”

Frei Anselmo Fracasso, RJ.

Amada Patricia

Quero ser apenas... água quando você tiver sede, cobertor quando você tiver frio, comida quando você tiver fome, travesseiro quando você tiver sono, bronzeador quando você estiver ao sol, colo nos momentos de tristeza, e mesmo quando eu não estiver mais aqui, de lá vou te amar, sempre...

“Os olhos sempre anunciam rindo quando os olhos acham quem o coração procura”.

Aluízio de Azevedo

Aos Pais: Irma e Sydney

Eu sou a mais nova, de quatro sementes que vocês plantaram há muitos anos atrás. Sei que muitas vezes não foi fácil, em todos os sentidos... Sou um pedaço de vocês, por isso, viverão em mim para sempre.

“A felicidade não é feita do tamanho da casa, mas do tamanho do amor que enche a casa”.

Frei Hugo Baggio

Aos Irmãos: Nádia (Mandi), Nara (Mana) e Sidney Ricardo (Cado)

Sou o último dessa maravilhosa fila de pessoas... Irmãos que Deus escolheu para mim, cada um com suas qualidades, seus defeitos, pessoas que eu amo do fundo do meu coração. Mandi, minha mãe nova, Cado, muitas vezes assumindo a posição de pai, Mana, um coração, simplicidade e humildade sem tamanho.

“O Senhor esteja sempre com vocês e Oxalá estejam vocês também sempre com Ele.”

Santa Clara de Assis

Aos sobrinhos e afilhados: Gabriel, Giana, Juliane e Lucas; Gabriela e Gabriel

Se vocês aprendem comigo, podem ter certeza de que eu aprendo muito mais com vocês... Não há nada mais lindo que uma criança, um jovem em desenvolvimento, com seus sonhos, planos e fantasias. É a força da vida se renovando.

“...

*Pelos anjos, pelos santos,
Que meu Deus seja louvado,
E que meu Anjo da Guarda
Me traga sempre guardado!”.*

Frei Walter H. Almeida

Aos Sogros: Yara e Alfredo.

Vocês são para mim um exemplo em muitos aspectos... Também me trouxeram a jóia mais preciosa, o meu tesouro e bem de maior valor, sua filha. Espero eu, também poder ter a honra de ser sempre considerado um filho.

“O lar é a oficina do caráter, é o vínculo onde se formam as famílias, a melhor escola onde se educam os filhos”.

José Bellandi

Aos cunhados: Nelmo, James, Ângelo e Mariane.

Nelmo e James, a diferença grande de idade fez em alguns momentos vocês ocuparem a posição de meus pais. Nelmo (o “nemo”), não preciso dizer que você mora no meu coração... Ângelo e Mari, batalhadores, isso é o que vocês são... Perseguem seus sonhos, buscam seus ideais, são exemplos de esforço e força de vontade. Peço a honra de poder me considerar também seu irmão.

“Acreditar na família é construir o futuro”.

João Paulo II

AGRADECIMENTOS

Orientador: Professor Luiz Cesar de Moraes

Buenas, o que dizer desse Mestre... Tu sabes que utilizando palavras é difícil de traduzir o sentimento. O senhor para mim foi orientador, amigo, pai, irmão mais velho, conselheiro, companheiro... Nunca me abandonaste nestes quatro anos e meio, nem nos momentos de maior dificuldade. Tu sempre estavas lá, segurando minha mão, me apoiando, muitas vezes colocando-se até como um escudo. Permita-me, Professor LC, levá-lo sempre em meu coração, e se não for pedir muito, quando tiver um tempinho livre, lembre desse orientado que lhe considera muito.

“Os dias são pergaminhos. Escreva neles aquilo pelo que você deseja ser lembrado”.

Provérbio judaico

Professora Mari Eli Leonelli de Moraes

Fostes mais que uma professora fostes uma amiga e em alguns momentos até mãe, acolhendo-nos debaixo das asas. Agradeço muito por me levar para o convívio da tua família. Nunca vou esquecer o que fizestes por nós. Torço muito pela Luísa. Conte sempre com este aluno e amigo que lhe preza muito.

“A vida é uma oportunidade, aproveite-a; a vida é beleza, admire-a; a vida é um sonho, realiza-o; a vida é um desafio, enfrente-o”.

Madre Teresa de Calcutá

Aos Professores Edmundo Médici Filho e Julio Cezar de Melo Castilho

Professor “EdWorld”, um ser humano muito paciente, querido e admirado por todos. Obrigado pelos anos de convivência, pela ajuda nas pesquisas, pelos bate papos no cafezinho (escritório).

“Grande homem é aquele que não perdeu o coração de criança”.

J. Wu

Aos Professores: Horácio Faig Leite, Nilza Pereira da Costa, Israel Chilvarquer, Vania Regina Camargo Fontanella e Warley David Kerbaux

Professor Horácio, obrigado por apoiar este jovem, a quem o senhor pouco conhecia, mas em quem apostou. Vou guardar para sempre em meu coração o que fizestes por mim. Professora Nilza, segurou-me pela mão nos meus primeiros passos na Radiologia Odontológica, exemplo de humildade e grandeza, uma das melhores professoras do Brasil, meu muito obrigado. Professor Israel, exemplo de sucesso, qualidade, prosperidade e empenho no campo da Radiologia. Professora Vania, representante da Radiologia Odontológica Sul-riograndense nesta banca, com inúmeros estudos no campo da técnica de subtração, sua presença só engrandece este momento. Professor Warley, amigo querido e humilde, sempre simpático e pronto a ajudar quem quer que seja, foi um prazer tê-lo conhecido. A vocês, meu muito obrigado, por abrilhantarem esta defesa de tese.

“Não há nada mais contagioso do que o exemplo”.

Conde de La Rochefoucauld

Aos Professores da UNESP: Ivan Balducci e José A.P. Salgado

“O melhor dos Mestres é o estudo. E a melhor das disciplinas é o trabalho”.

Machado de Assis

Aos amigos e colegas da FAPI: Helinho, Luis Otavio (Diretor), Juliano (Vice-Diretor), Felipe, Marianne (Coordenadora da Odontologia), Rodrigo (Coordenador da Fisioterapia), Clarete, Berenice, Jaqueline, Claudemir, Agnaldo, Chibebe, Daniela e Juliana

Obrigado pelo coleguismo, amizade apoio e dedicação que recebi de todos vocês. Obrigado por apostarem em mim.

“Amigos não são muitos nem poucos, apenas o suficiente”.

Hugo Von Hoffmannsthal

Aos queridos amigos da UNESP: Jefferson e Evelise, Milton e Janaina, Luciano e Francine, Clélia e Rogério, Cristiane Y.K. Ito, Lawrenne, Carolina, Lincoln e Giselle

Nesta jornada vocês foram muito especiais. Foram muitos momentos de alegria, apoio nas dificuldades e nas horas de tristeza. Dizem que os amigos são os irmãos que a gente escolhe, então peço a honra de poder considerá-los meus irmãos. Agradeço especialmente ao “Cumpadi e Cumadi” (Jeff e Eve), esses japoneses que são verdadeiros samurais, íntegros, honrados, corretos, pessoas que defendem seus princípios e amigos até o fim, vocês são exemplo para todos nós.

“Um bicho igual a mim, simples e humano

Sabendo se mover e comover

E a disfarçar com o meu próprio engano.

O amigo: um ser que a vida não explica

Que só se vai ao ver outro nascer

E o espelho de minha alma multiplica...”

Vinicius de Moraes

Aos colegas e amigos da UNESP: Elaine Beda, Gabriela, David e Sandra, Aline, Luis Roque, Wilton, Gisele, Carola, Priscila, Daniele, Diana, Cleber, Marcos, Myrna, Márcia e Luiz Roberto

Obrigado pelo convívio, pela amizade, pelo carinho e cuidado que tiveram comigo todo o tempo. Torço muito por todos vocês.

“A alegria está na labuta, no esforço e no sentimento que ela envolve, e não na vitória em si”.

Mahatma Gandhi

Aos amigos do DPI – INPE: Professora Leila Maria Gomes Fonseca, Emiliano Castejon e Camilo Daleles Rennó

Sem vocês a realização deste sonho não teria sido possível. Por meio da integração de uma necessidade nossa aqui na UNESP e as ferramentas utilizadas por vocês aí no INPE foi possível viabilizar a utilização da Técnica de Subtração utilizando o programa Regeemy. Agradeço muito pelo carinho e humildade com que me receberam. Professor Luiz Cesar, Eu e a Radiologia Odontológica brasileira seremos eternamente gratos.

“As pessoas que vencem neste mundo são as que procuram as circunstâncias de que precisam e, quando não as encontram, as criam”.

Bernard Shaw

As amigas: Dona Madalena, Maria da Conceição, Eliane e Desyrre

“Devemos correr sempre atrás dos nossos sonhos. Como um alimento, eles nos sustentam”.

Celso Kasprzak

Aos queridos amigos de Taubaté: Marcon e Ana, Maria e Delfina, Sonia, Terezinha e Leon, Ceminha e Margarida

Vocês foram nossa família aqui em São Paulo. Marcon, você fala que foi meu irmão mais velho, porém, eu digo que você foi um pai, orientando e segurando as pontas em muitos momentos de dificuldade. Dona Maria sempre trazendo comidinhas gostosas pra gente e fazendo visitas agradáveis, você foi nossa mãezinha em Taubaté. Acredito que nessa vida encontramos quem devemos encontrar, levarei vocês no meu coração para sempre.

“Tudo que desejais que os outros vos façam, fazei-o também vós a eles”.
Mt 7,12a

À bibliotecária Ângela de Brito Belinni e a sua equipe: Maria das Dolores, Neide, Silvana, Goretti, Sônia, Ana Lúcia, Renata e Rosa

“Nunca está só quem possui um bom livro para ler e boas idéias sobre quais medita”.
Renato Kehl

Aos amigos André, Luciano e Newton do STI

“Não é a força, mas a perseverança que realiza grandes coisas”.
Samuel Johnson

Equipe da Secretaria de Pós-Graduação Rosemary, Erena e Cida

“Estudar é ter certeza que conquistaremos algo que ninguém poderá nos tirar”.
Leonardo F. Rocha

A Direção da FOSJC/UNESP e também aos demais Professores do Programa de Pós-Graduação em Biopatologia Bucal

“O trabalho fornece o pão de cada dia, mas é a alegria que lhe dá sabor”.
Silvio Romero

Um agradecimento especial para: CAPES, FAPESP e também as Instituições: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, meu muito obrigado pela formação na Pós-Graduação. Universidade Federal de Santa Maria – Curso de Odontologia, meu muito obrigado pela formação na Graduação, PUCRS – Faculdade de Odontologia, meu muito obrigado pelos primeiros passos na Radiologia Odontológica, Faculdade de Pindamonhangaba (onde sou Professor) meu muito obrigado pela oportunidade de emprego, crescimento profissional e pessoal.

“A humildade, esse vigor divino, tão simples, tão nada, é, no entanto uma força tão possante que se assemelha a um raio”.

Bv. Egídio de Assis

Um agradecimento especial...

Aos pacientes

Um agradecimento todo especial a essas pessoas que buscando um atendimento de menor custo, se entregam em nossas mãos confiando em nosso pequeno conhecimento e grande insegurança. Sem esses anônimos magníficos nossa busca técnica e científica seria impossível. Espero ter atendido a todos com o respeito e consideração com que trato minha família e meus amigos, e nunca ter esquecido da ética e humanidade, bases para nossa profissão.

“Perdoem a falta de jeito,

Perdoem o pouco tempo

Perdoem toda a correria.

Perdoem se, às vezes, não chegamos,

Perdoem quando não entendemos,

Perdoem sempre que não ligamos

Mas saibam que acima de tudo,

Que antes de todas as coisas,

Além de toda ciência.

Maior que qualquer grandeza,

Não teríamos chegado até aqui

Se vocês não existissem...”

Autor desconhecido

“(…)

Tudo passa, tudo passará.

E nossa história não estará pelo avesso

Assim, sem final feliz.

Teremos coisas bonitas pra contar.

E até lá, vamos viver,

Temos muito ainda por fazer,

Não olhe para trás,

Apenas começamos.

O mundo começa agora,

Apenas começamos”.

Renato Russo

*“Muitas pessoas devem a grandeza
de suas vidas aos problemas que
tiveram que vencer”.*

Baden Powell

SUMÁRIO

RESUMO	14
1 INTRODUÇÃO	15
1.1 O que é a Técnica de Subtração ?	15
1.2 Vantagem da Técnica de Subtração	16
1.3 Para que serve a técnica de subtração	17
1.4 Limitações da Técnica de Subtração	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Histórico da Técnica de Subtração	19
2.2 Técnica de Subtração – vantagens e dificuldades	22
2.3 Equalização do contraste	26
2.4 Registro de imagens	28
2.5 Estudos utilizando o registro de imagens	42
3 PROPOSIÇÃO	50
4 MATERIAL E MÉTODO	51
4.1 Material	51
4.1.1 Detalhamento de uso do material	53
4.2 Método	55
5 RESULTADOS	64
6 DISCUSSÃO	70
7 CONCLUSÕES	79
8 REFERÊNCIAS	80
APÊNDICES	85
ANEXOS	105
ABSTRACT	106

DOTTO, G.N. **Registro de radiografias periapicais para a Técnica de Subtração**. 2005. 107f. Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal, Área Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.

RESUMO

Os objetivos deste estudo foram: a) avaliar a viabilidade de se fazer o registro *a posteriori* de imagens radiográficas periapicais, pela marcação automática de múltiplos pontos controle utilizando um programa para registro de imagens de satélite; b) comparar o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas obtidas com e sem a aplicação prévia do registro de imagens *a posteriori*. Foram utilizadas seis mandíbulas humanas maceradas, aparelho radiográfico com corrente contínua tipo DC, sistema de radiografia digital RVGui e os programas: Image Tool v.1.27 e Regeemy v.0.2.41. Foram executadas 80 radiografias, em dois momentos: 40 iniciais e 40 finais. As subtrações das imagens finais sobre inicial foram executadas com e sem a aplicação do registro de imagens *a posteriori*, no programa Regeemy. Observou-se nos resultados um menor desvio-padrão para as imagens obtidas após a execução do registro de imagens *a posteriori* da imagem final ($p < 0,05$). Os autores concluem que: a) foi possível realizar o registro *a posteriori* de radiografias periapicais mediante a marcação automática de múltiplos pontos controle; b) a técnica de subtração mostrou melhores resultados quando utilizado um registro de imagens *a posteriori*.

PALAVRAS-CHAVE: Técnica de subtração; processamento de imagem assistida por computador, radiografia digital; radiografia dentária digital.

1 INTRODUÇÃO

1.1 O que é a Técnica de Subtração ?

O mecanismo da subtração é mais ou menos o seguinte: 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, como pode ser observado na Figura 1.

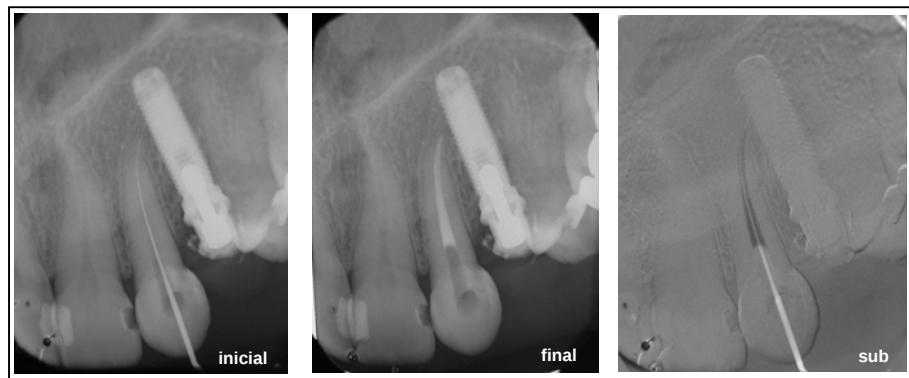


FIGURA 1 –Técnica de Subtração na qual pode-se observar que a imagem da obturação e também da lima endodôntica, não são comuns a ambas imagens, e por isso assumem tonalidades preta e branca na imagem subtraída. Por outro lado, todo o contorno semelhante para ambas imagens assume tonalidade cinza neutra.

1.2 Vantagem da Técnica de Subtração.

A principal vantagem da Técnica de Subtração é permitir a observação de alterações entre duas imagens radiográficas, tão pequenas que, sua visualização pelo olho humano ainda não é possível. Por meio da utilização da Técnica de Subtração 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. Isto pode ser visualizado analisando a Figura 2 (DOTTO et al.⁴, 2003).

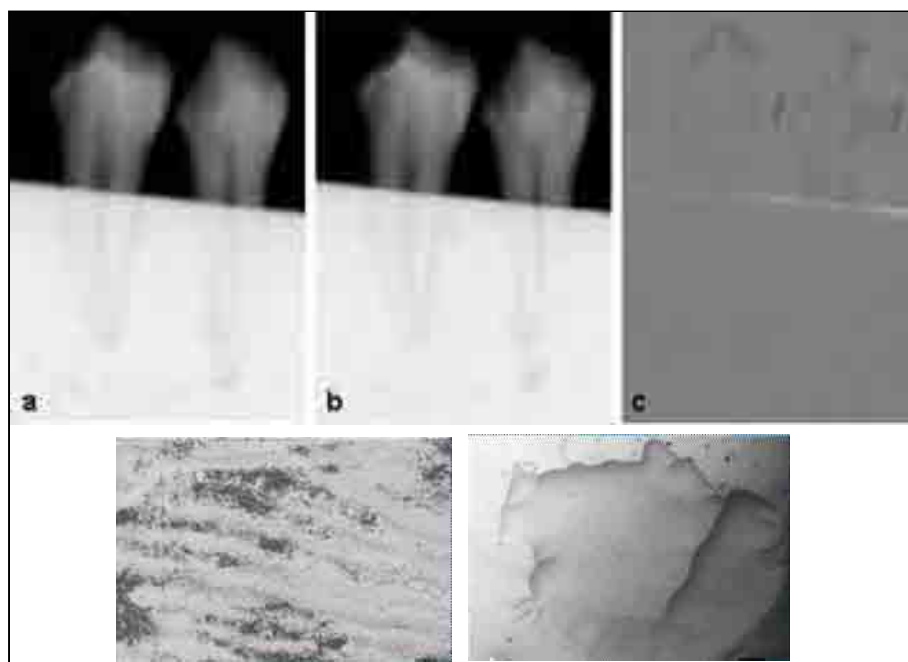


FIGURA 2 – Radiografias: a)inicial, b)final e c)subtraída, mostrando a perda mineral causada pela aplicação de ácido clorídrico em esmalte proximal de pré-molares humanos extraídos. Logo abaixo, pode ser visualizada a Microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrando esmalte hírido (esquerda) e desmineralizado (direita). Foi utilizado um aumento de 250X.⁴

1.3 Para que serve a Técnica de Subtração ?

A técnica de subtração é muito útil clinicamente, para monitorar o reparo ósseo de lesões periapicais após o tratamento endodôntico, avaliar, ao longo do tempo, as lesões chamadas de cicatrizes periapicais ou escaras, monitorar (acompanhar) a progressão ou o reparo da doença periodontal, para avaliar a progressão de perdas minerais por cárie dentária e também para avaliar o sucesso de implantes osseointegrados.

1.4 Limitações da Técnica de Subtração.

Uma das maiores limitações da técnica de subtração para uso em pacientes, é a padronização da Geometria de Projeção Radiográfica (GPR), ou seja, as radiografias inicial e final deveriam ser idênticas (executadas com o máximo de padronização possível). A discrepância geométrica ou de contraste, 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.

A padronização da geometria de projeção é um dos fatores críticos para o sucesso da técnica de subtração. A geometria de projeção é determinada pelo posicionamento e orientação de aparelho de raios X (cilindro localizador), objeto, e filme ou sensor digital. Entre as radiografias inicial e final, cada um destes três componentes pode transladar ou então rotacionar em três direções: a) translação e/ou rotação de localizador; b) translação e/ou rotação do objeto, c) translação e/ou rotação do filme ou sensor digital.

A qualidade da imagem subtraída depende fundamentalmente de controlar as variações na GPR, utilizando ferramentas *a priori*, ou então, *a posteriori*. Quando se opta por ferramentas *a priori*, deve-se reproduzir a geometria de projeção da radiografia inicial na radiografia final, mediante o uso de dispositivos que padronizem a posição de: a) localizador, b) objeto e c) filme ou sensor digital, como por exemplo, posicionadores intrabucais e material de moldagem para registro da mordida, associados ou não a cefalostatos e feixes de luz. Porém, quando se opta por ferramentas *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.

Desse modo, ao invés de se preocupar com uma padronização de imagens no momento de fazer a radiografia (padronização geométrica *a priori*), será utilizado um programa de computador para corrigir pequenos desalinhamentos e variações nas angulações. Com isso, será mais fácil aplicar a Técnica de Subtração em pesquisas com pacientes, utilizando até mesmo radiografias de arquivos, obtidas pela técnica da bisettriz.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Histórico da Técnica de Subtração

A primeira geração das técnicas de subtração surgiu em 1930, e foi descrita por Zeides des Plantes. Era uma subtração fotográfica executada fazendo o alinhamento manual de radiografias com registro de imagens *a priori*. A segunda geração surgiu nos anos 80, foi descrita por Gröndahl et al.¹⁴, 1983 (método de Gröndahl). Nessa nova fase, a técnica de subtração era digital, ou seja, executada pelo computador. Imagens com registro *a priori* eram digitalizadas utilizando uma filmadora. A imagem inicial ou referência era passada para o computador na forma positiva e amostrada em um monitor de vídeo, então, a imagem final era transformada em negativo durante a digitalização e amostrada no monitor sobre a inicial, sendo feito o alinhamento de ambas de forma manual pelo observador. Nessa segunda técnica ou geração da subtração utilizava-se o registro *a priori* da geometria de projeção e o alinhamento do filme radiográfico era feito de forma manual. Já a terceira geração das técnicas de subtração, foi introduzida no final dos anos oitenta. Por mais que ainda fosse utilizada a geometria de projeção *a priori*, o alinhamento das imagens não era mais manual. Algoritmos executavam transformações rígidas tipo rotações e translações na imagem final para poder sobrepô-la sobre a inicial. Surgia aqui o registro *a posteriori* da imagem radiográfica mediante a marcação de pontos controle em ambas imagens. Todavia, ainda hoje, vinte anos após o descobrimento da técnica de subtração, sua utilização na clínica odontológica ainda é escassa ou limitada (LEHMANN et al.²⁰, 2000).

No início, a técnica de subtração funcionava da seguinte forma: utilizava-se de padronização geométrica mecânica, ou seja, obter radiografias idênticas pela padronização da posição de fonte, objeto e filme. Depois, a radiografia inicial – imagem A, era digitalizada utilizando vídeo-câmera e transformada numa imagem positiva. Então essa imagem A era amostrada em monitor de vídeo, enquanto fazia-se o alinhamento em tempo real da imagem B ou final. Um micro manipulador permitia o alinhamento mecânico da imagem B utilizando rotação e movimentos nos eixos x e y. Quando o alinhamento manual está satisfatório, a imagem B poderia então ser digitalizada numa versão negativa (LEHMANN et al.²¹, 1998).

Pela análise da Figura 3, podem-se observar os primórdios da Técnica de Subtração. É a técnica de Gröndahl et al.¹⁴ (1983), na qual era utilizado registro de imagens *a priori*, digitalização das radiografias utilizando vídeo-câmera, negatoscópio e micromanipulador. O alinhamento das imagens era feito de forma manual para encaixar a segunda imagem (invertida ou negativo) na primeira imagem.

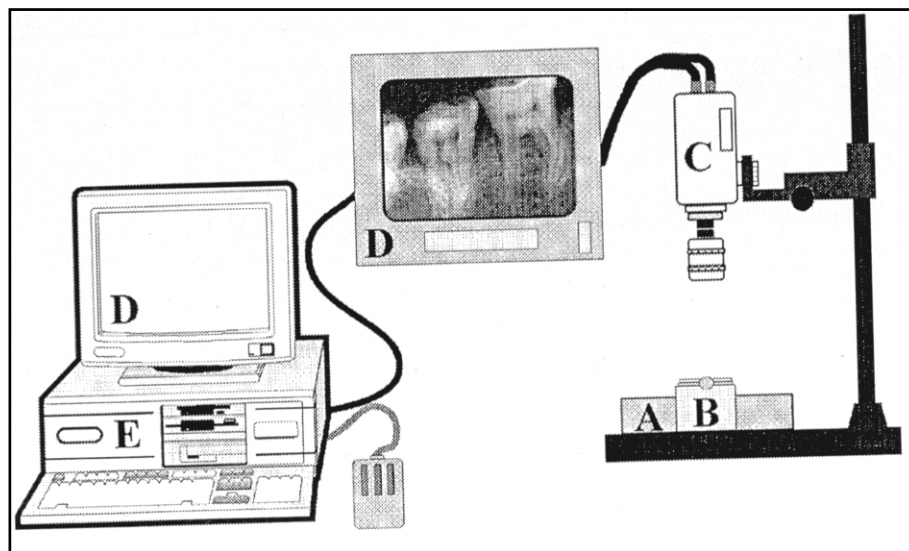


FIGURA 3 – Segunda geração da técnica de subtração. Representação esquemática do hardware utilizado para adquirir as imagens digitais: a) negatoscópio; b) micromanipulador; c) vídeo-câmera; d) vídeo-monitor; e) computador.²

O princípio da subtração fotográfica era o seguinte: fazia-se uma radiografia inicial e outra final após a injeção de contraste, sendo que um dos filmes era impresso como imagem negativa (filmes para subtração) e quando ambos eram sobrepostos no negatoscópio sobrava apenas a imagem dos vasos, sendo que, toda a estrutura anatômica que permaneceu igual assumia uma tonalidade neutra de cinza. Algumas limitações da técnica de subtração fotográfica eram a geometria de exposição e as variações no contraste entre as radiografias inicial e final (HÄRDSTEDT & WELANDER¹⁵, 1975).

Os filmes para o processo de subtração fotográfica deveriam ter curva característica* correspondendo a $\gamma = 1$, e a imagem final subtraída deve ter um contraste maior, ou $\gamma > 1$. A imagem subtraída deveria ser positiva e não negativa, assim, os vasos preenchidos por contraste teriam densidade superior a do fundo. Quanto menor fosse a diferença de densidade entre as estruturas a serem subtraídas, melhor ficaria a equalização do contraste na imagem final subtraída. O filme que servia de máscara para a técnica de subtração fotográfica tinha que reproduzir a densidade do filme original do qual foi copiado porém com a imagem invertida (HÄRDSTEDT & WELANDER¹⁵, 1975).

Utilizava-se dessa técnica em angiografias, nas quais eram injetados meios de contraste na circulação para ter-se uma imagem do trajeto de artérias e vênulas, sobrepondo imagem convencional e negativa da mesma região anatômica. Com a evolução o processo passou a ser digital e chamou-se Angiografia por Subtração Digital (DSA), utilizada no início para avaliar a carótida e a circulação cerebral. Com o passar do tempo a DSA passou a ser utilizada também para os rins, circulação vascular periférica, abdômen e outros. O início de sua

* Curva Característica é um gráfico que corresponde a resposta de um filme radiográfico a radiação incidente. Ela também pode ser chamada Curva de Enegrecimento ou Curva Sensitométrica. Tal gráfico oferece informações sobre a capacidade de formação da imagem no filme: a densidade óptica, o contraste, a velocidade e a latitude para exposição direta aos raios X ou a luz de écran.

utilização para o diagnóstico de estruturas duras, tais como ossos, foi nas mãos em pacientes com reumatismo (TYNDALL et al.³³, 1990; REDDY & JEFFCOAT²⁷, 1993).

O desenvolvimento da técnica de subtração 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 equalização 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 antecessor subtração fotográfica (TYNDALL et al.³³, 1990; REDDY & JEFFCOAT²⁷, 1993).

2.2 Técnica de Subtração – vantagens e dificuldades

As alterações em estruturas ósseas e dentárias são mais bem visualizadas em radiografias que mostrem a diferença de um momento para outro e não na análise de uma única radiografia. A subtração analógica é feita alinhando dois filmes em um negatoscópio. Já a técnica de subtração é feita digitalizando os filmes e sobrepondo-os em computador. Porém, se nosso objetivo é estabelecer as diferenças que ocorrem com o tempo, será necessário manter constantes as mesmas relações espaciais (DUNN & van der STELT⁷, 1992).

O uso da técnica de subtração é um pré-requisito para interpretação de pequenas, e lentas alterações tais como reabsorção e remodelamento ósseo. Porém, tal imagem de diferença exige o registro exato de ambas radiografias (OSTUNI et al.²⁵, 1993).

A técnica de subtração baseia-se na eliminação de estruturas constantes entre duas imagens que serão comparadas e realçar aquelas estruturas que sofreram alterações na densidade (FOURMOUSIS et al.¹³, 1994).

O ruído estrutural aparece em radiografias subtraídas quando ocorre erro de encaixe ou correspondência das duas imagens, devido a: contraste não-uniforme, variação na posição do filme ou discrepância na geometria de projeção entre feixe de raios X e estruturas anatômicas de interesse (SAMARABANDU et al.²⁹, 1994).

A técnica de subtração melhora a sensibilidade do diagnóstico porque, elimina o ruído estrutural. Perdas minerais mínimas, da ordem de 5% podem ser detectadas por esse método. A subtração fotográfica representa o movimento de uma radiografia sobre a outra. Porém, esse alinhamento manual é lento, tedioso e induz a erros ou variações (ETTINGER et al.¹⁰, 1994).

O ruído do sistema e o registro da imagem, contribuem em aproximadamente 1/3 do erro total (desvio-padrão) das imagens subtraídas. Os mecanismos e técnicas necessárias para o registro das imagens inibem o uso da técnica de subtração na prática clínica. A inclusão do posicionador e material com registro de mordida em químicos para desinfecção, uma possível separação do material de moldagem do posicionador e a distorção e deterioração do material de moldagem são os maiores motivos que levam a falhas na técnica de subtração. Também, os movimentos dentários e os tratamentos restauradores que se fizerem necessários levam a imperfeições no encaixe do dispositivo posicionador com registro de mordida (LUDLOW & PELEAUX²², 1994).

O fator mais crítico para a padronização geométrica é a orientação relativa de fonte de raios X e objeto. Imagens com ruído podem ser facilmente identificadas, considerando ou avaliando as porções da imagem nas quais não são esperadas modificações (ELLWOOD et al.⁹, 1997).

A detecção de pequenas alterações em tecidos ósseo ao longo do tempo requer a comparação de radiografias sequenciais obtidas de forma padronizada. A técnica de subtração é uma técnica de processamento de imagem que facilita a detecção e visualização de pequenas alterações ósseas ao longo do tempo. Para eliminar as fontes de erro, é necessário manter uma relação constante entre o aparelho de raios X, objeto e filme, durante as duas exposições seriadas independente do intervalo de tempo entre elas (BYRD et al.², 1998).

O registro espacial de imagens é o maior problema em radiografias odontológicas, quando se deseja comparar radiografias obtidas em diferentes períodos do tempo. A técnica de subtração é a melhor técnica não-invasiva para demonstrar e comparar alterações ocorridas em tecidos duros ao longo do tempo (LEHMANN et al.²¹, 1998).

Uma aplicação importante da radiografia intrabucal é a descoberta de suaves alterações nos tecidos duros (dente e osso alveolar) como uma indicação precoce de alguma patologia clínica. Essas mudanças são manifestadas como diferenças sutis na densidade entre as radiografias sendo muito difícil de identificá-la somente com análise subjetiva na radiografia (CORNELIS et al.³, 2002; HAUSMANN¹⁶, 1999; FERREIRA et al.¹¹, 1999).

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 (HAUSMANN¹⁶, 1999).

É possível melhorar a consistência da geometria de imagem utilizando estabilizadores intra ou extrabucais, porém isso é muito incômodo para uso em prática clínica. É preciso fazer impressões da oclusão individualizadas para cada paciente e arquivar para utilizar nas

radiografias posteriores. Ao invés de se preocupar tanto com a padronização no momento da aquisição da imagem, pode-se realizar uma padronização geométrica retrospectiva ou co-inscrição da radiografia, baseado em um modelo matemático descritivo do processo de formação da imagem (CORNELIS et al.³, 2002).

A maior vantagem oferecida pelos sensores de imagem digital é que os formatos e tamanhos dos arquivos são sempre os mesmos. Você não pode executar a técnica de subtração sem ter imagens com o mesmo número de *pixels*. Agora que o tamanho dos arquivos já podem ser os mesmos, a atenção está voltada para métodos de obter as imagens com a mais perfeita geometria de projeção, assim, a Odontologia pode começar a prover dados quantitativos sobre os resultados dos tratamentos (PARKS & WILLIAMSON²⁶, 2002).

A radiografia intrabucal pode mostrar pequenas alterações em tecidos mineralizados, na forma de pequenas variações na densidade entre as radiografias. A dificuldade na aplicação da técnica de subtração em radiografias obtidas sem registro da oclusão reside no fato de que é muito difícil, ou ainda, impossível manter a geometria de exposição (CORNELIS et al.³, 2002).

A subtração de regiões anatômicas que não são sobrepostas de forma apropriada vai produzir artefatos indesejáveis que podem imitar, ou então, ofuscar uma real alteração (YOON³⁸, 2000).

O sucesso da técnica de subtração depende do uso de procedimentos radiográficos com alta reprodutibilidade. A subtração é superior a avaliação subjetiva da radiografia convencional com relação ao diagnóstico de alteração em tecidos duros (MOL & DUNN²⁴, 2003).

O primeiro problema relacionado ao uso da subtração em Periodontia está relacionado às variações que ocorrem no contraste e na geometria de aquisição das imagens. Outro fator a ser considerado é o ruído estrutural ou anatômico, o qual depende de uma adequada sobreposição das imagens. Para ser efetiva, a subtração deve ser

precedida por equalização do contraste e correção geométrica em ambas as imagens que serão sobrepostas (MIKROGEORGIS et al.²³, 2004).

2.3 Equalização do contraste

Ruttimann et al.²⁸ (1986) foram os primeiros a descrever um mecanismo de equalização dos níveis de cinza entre radiografias.

A transformação de uma imagem analógica em digital e a necessidade de sobreposição exata das duas imagens radiográficas no momento da subtração são duas potenciais fontes de erro (ruído eletrônico e ruído de sobreposição) (FOURMOUSIS et al.¹³, 1994).

A equalização de contraste pode ser realizada utilizando os algoritmos de correção *gamma*. A padronização da geometria de projeção deveria ser feita utilizando um posicionador e algoritmos para o registro de imagem *a posteriori* (SAMARABANDU et al.²⁹, 1994).

Quando a radiografia é digitalizada, o ruído físico gerado pelo processo de digitalização pode ser minimizado, porém, não pode ser evitado. Essa realidade muda quando são utilizadas radiografias digitais. Um período de três a 12 meses é considerado bom para a obtenção de radiografias seriadas. Esse seria um período de relevância clínica (SANDER et al.³⁰, 1996).

A equalização de contraste ou *contrast correction*, entre as imagens é executada utilizando a técnica de Ruttimann et al.²⁸, 1986, ou seja, para cada par de imagens, o histograma total da primeira imagem (referência) é aplicado na segunda imagem (final). O algoritmo para equalização de contraste de Ruttimann et al.²⁸, 1986, deve ou pode, ser utilizado apenas em pares de imagens nas quais não existem grandes alterações na imagem do objeto, ou seja, as alterações se devem apenas a tempo de exposição aos raios X ou condições de processamento de

radiografia. Ou seja, a equalização de contraste não deve utilizar áreas incomuns para ambas imagens (YOON³⁸, 2000).

Alterações no tempo de exposição, variações ou flutuações na corrente elétrica que alimenta o aparelho de raios X, ruído quântico* e o processamento do filme, bem como o processo de digitalização da imagem pode causar variações nos níveis de cinza entre duas radiografias. Técnicas diretas de equalização de contraste mapeiam o histograma da imagem referência e aplica na imagem final. Já a técnica indireta mapeia o histograma de instrumentos referência, como por exemplo, um *step-wedge* de alumínio. As técnicas diretas são superiores as indiretas, desde que se trabalhe com imagens de estruturas comuns (radiografias de uma mesma e exata região). Também se podem dividir as técnicas de equalização de contraste em paramétricas e não-paramétricas. As não-paramétricas são as chamadas diretas, com utilização do algoritmo de Ruttimann et al.²⁸, 1986 (LEHMANN et al.²⁰, 2000).

Dotto et al.⁴ (2003) relataram que variações no contraste ou então, geométricas entre as imagens gera um maior desvio-padrão ou ruído na imagem subtraída. O ruído eleva-se com o aumento do tempo de exposição do sensor CCD aos raios X. Os autores utilizaram sistema de radiografia digital Visualix Gx-S HDI e aparelho radiográfico com corrente continua Gendex 765DC. Os autores relatam que o ruído encontrado foi: 1,50, 1,20 e 1,27 para os tempos de exposição de 0,025, 0,050 e 0,100s ($p>0,05$), respectivamente. Com relação à presença ou ausência de simulador para tecidos moles, os valores de ruído foram: 1,38 e 1,27,

* Ruído Quântico: Devido a natureza estocástica (estatística) dos processos de atenuação (absorção e espalhamento), o número real de fótons absorvidos varia de um milímetro quadrado da imagem (ou **pixel** - *picture element*) para outro. Este padrão aleatório de fótons, chamado de ruído quântico, ou randômico, é superposto ao sinal, que é o padrão de estruturas do paciente. Se o ruído é muito grande, ele obscurece os detalhes da imagem. Portanto, o ruído reduz a visibilidade de sombras de baixo contraste, principalmente se elas ocupam uma área pequena.

respectivamente ($p>0,05$). Os autores referem que esses resultados se devem principalmente a utilização do sensor digital com as propriedades HDI (*High Definition Image*), aparelho com corrente contínua e tempos de exposição aos raios X bem baixos.

Dotto et al.⁵ (2004) avaliaram por meio da Técnica de Subtração, a perda mineral causada pela aplicação de ácido na superfície proximal de pré-molares humanos extraídos. Utilizaram aparelho Gendex 765DC e sensor digital Visualix Gx-S HDI. Relatam que variação pequena no tempo de exposição aos raios X não interfere nos níveis de cinza da imagem, bem como fica dispensável a utilização de simulador para tecidos moles com a utilização desses equipamentos. Os autores relatam que foi possível avaliar a progressão da perda mineral nas ROI de esmalte proximal por meio da alteração na densidade óptica da imagem subtraída.

A média dos níveis de cinza que compõe a radiografia digital decresce à medida que aumenta o tempo de exposição aos raios X, já o desvio-padrão, ou seja, o ruído da imagem, cresce à medida que aumentam os valores de exposição aos raios X. Isso se deve principalmente devido as característica do sensor digital em compensar sub ou sobre-exposições aos raios X (DOTTO et al.⁵, 2004).

2.4 Registro de imagens

Gröndahl et al.¹⁴, 1983 relataram que, é necessário limitar as variações angulares verticais em um máximo de 3° para utilizar as radiografias para diagnostico de alterações periodontais com a técnica de subtração.

É possível avaliar uma lesão ao longo do tempo mediante o uso de radiografias com variações angulares de até 2°. Todavia as técnicas utilizadas para padronização geométrica são custosas em tempo

e dinheiro, porque necessitam utilizar dispositivo posicionador com registro da oclusão do paciente. Esse dispositivo precisa ser individualizado para cada região que se deseja radiografar. As disparidades nas imagens podem ser reversíveis ou irreversíveis, dependendo de quanto o aparelho de raios X ou o filme foram movidos em relação à área de interesse. Quando as disparidades geométricas resultam em sobreposição de estruturas adjacentes, a manipulação da imagem não consegue eliminar essa sobreposição, na ausência de informações sobre a forma das estruturas no espaço tridimensional. Os autores relatam que se devem eliminar as variações relativas ao aparelho de raios X, todavia, quando a variação ocorre entre o filme e o objeto, as disparidades podem ser eliminadas utilizando transformações computacionais (WEBBER et al.³⁵, 1984).

Os autores chamam essas correções de retrospectivas, quando ocorre apenas a variação na posição do filme. As correções geométricas são a chave para a execução da técnica de subtração sem o uso de dispositivos para registro da mordida. Em teoria, não é possível sobrepor duas projeções diferentes sem que todos os elementos correspondentes coincidam. Em geral, os desalinhamentos geométricos geram erros na forma e tamanho da imagem das estruturas. Os desalinhamentos na imagem podem ser comparados com a visualização de uma mesma estrutura em dois pontos de vista diferentes. Um sistema de imagens pode ser reconhecido ou registrado mediante a marcação de quatro pontos controle em ambas imagens. O algoritmo subtrai ambas imagens após rotacioná-las e dimensionar uma imagem em relação a outra, até que os pontos de correspondência sejam sobrepostos. O algoritmo subtrai os níveis de cinza de uma imagem pelos níveis de cinza da outra e depois adiciona um valor neutro de cinza de 128. A imagem manipulada assume um padrão menos nítido devido à interpolação dos *pixels* próximos para executar a rotação da imagem. A técnica de registro de imagens parece ser pobre em resultados, porque o escalonamento e

as rotações não são o suficiente para corrigir as alterações na projeção da forma (WEBBER et al.³⁵, 1984).

Ótimos resultados para a subtração requerem geometria idêntica entre as radiografias, bem como um contraste idêntico. O autor relata que até aquela data, existiam poucas informações quantitativa sobre os resultados da correção geométrica de imagens no computador. A rotina, ainda é a sobreposição manual das radiografias sem a execução de correções geométricas (WENZEL³⁷, 1989).

As correções geométricas, dentro de determinados limites, podem corrigir variações angulares verticais. Uma variação angular acima de 3° compromete a adequada visualização de alterações periodontais, quando da ausência de um programa para a correção dos desalinhamentos (BENN¹, 1990).

Posicionadores com registro da oclusão são utilizados para manter constante a relação: aparelho, objeto e filme. Associado a esses dispositivos são também utilizados cefalostatos para manter constante a posição da cabeça do paciente (eliminar as rotações). Porém, essas necessidades limitam muito o uso da técnica de subtração. A marcação de pontos identificadores e semelhantes em ambas radiografias, deve ser precisa, de modo que a posição relativa desses pontos seja a mesma, mesmo variando o ponto de vista (DUNN & Van Der STELT⁷, 1992).

Pode ser possível simplificar o processo, reduzindo sua complexidade trocando a etapa de padronização da posição de cabeça do paciente e uso de posicionador com registro de mordida, por uma etapa posterior na qual o profissional identifica estruturas ou pontos semelhantes em ambos os filmes. Então o computador pode utilizar esses pontos para alinhar as imagens. A representação na forma de radiografias bidimensional de uma estrutura tridimensional é complicada pelo fato de que essa projeção bidimensional tem distorções não-lineares (não-uniformes). Uma forma de corrigir esse problema é por meio da relação

matemática de projeção invariável, ou seja, relação entre pontos marcados em ambas as imagens que se relacionam independentemente das distorções geométricas geradas pelos erros de angulação. As imagens das mais diversas regiões anatômicas de ossos e dentes estão presentes em radiografias com e sem erros de projeção geométricos. Então, é possível marcar pontos em imagens com erros graves de projeção, utilizando a imagem radiográfica das mesmas regiões anatômicas (DUNN & Van Der STELT⁷, 1992).

Para obter a preservação da relação espacial é necessário utilizar o registro de mordida, associado a cefalostato para evitar a rotação da cabeça do paciente. Porém, o uso de todos esses dispositivos limita muito o uso da Técnica de Subtração. A representação bidimensional de uma estrutura tridimensional é complicada pelo fato de que a projeção bidimensional possui distorções lineares não-uniformes. Uma imagem radiográfica bidimensional é formada pela radiação que, partindo da fonte emissora atravessa o objeto, e atinge o filme. Porém, o objeto atenua o feixe de raios X, ou seja, a imagem tem variações no contraste radiográfico de acordo com as atenuações. A marcação dos pontos controle é realizada identificando estruturas idênticas em ambas imagens, por meio das variações nesse contraste. Essas alterações do feixe, e o registro das mesmas variações de contraste vão ocorrer, mesmo na presença de erros geométricos irreversíveis. Por isso, a marcação de pontos e subsequente registro de imagens podem ser feitos mesmo na presença desses erros. GPR é a correlação de pontos e linhas em duas e três dimensões. Os resultados da geometria de projeção são relações matemáticas entre pontos correspondentes, marcados sobre a imagem bidimensional de uma estrutura tridimensional. A posição de cada ponto no filme é definida por duas coordenadas (x,y). Se essas coordenadas representam uma projeção invariável, então o registro é realizado utilizando essas coordenadas obtidas para ambas imagens (DUNN et al.⁸, 1993).

Dunn & Van Der Stelt⁷ (1992) relatam que a correção geométrica pode ser aplicada em radiografias com erros de projeção de até 16mm (translação) e 32° (angulação vertical). Ao avaliar a qualidade de um processo de registro, deve-se atentar para dois erros: a) *pixels* não-registrados, que são artefatos da geometria sintética de projeção, b) áreas não-registradas, que são artefatos que se devem ao fato de o par de imagens não representar a projeção de um mesmo volume. Existem áreas que não correspondem (erros angulares de projeção) (OSTUNI et al.²⁵, 1993).

Considerando a geometria de exposição, são descritas duas formas para produzir pares de imagem padronizadas. O primeiro baseia-se na obtenção de radiografias padronizadas combinando registro da oclusão e posicionador, ou então reduzir a discrepância angular usando um cefalostato e aumentando a distância da fonte emissora de raios X ao filme. Por fim, o terceiro método consiste em corrigir erros de angulação utilizando programa de computador (FOURMOUSIS et al.¹³, 1994).

Mesmo tendo cuidado com a padronização no momento de executar a radiografia, ainda assim persistirão as discrepâncias geométricas. O uso de regiões de referência para marcação de pontos, pode resultar em erros de alinhamento das imagens. Mesmo o alinhamento ou sobreposição manual das imagens pode resultar em erros de alinhamento. Porém, a execução de um alinhamento automático pode resultar em um alinhamento reproduzível de pares de radiografias com geometria imperfeita (SAMARABANDU et al.²⁹, 1994).

O dispositivo que melhor padroniza as radiografias intrabucais seqüenciais é o posicionador tipo Rinn XCP com material para registro da oclusão do paciente. Porém o uso de tal dispositivo apresenta algumas desvantagens, tais como a demanda exagerada de tempo e dinheiro. Além de que, somente uma faixa de 33% a 76% das radiografias obtidas utilizando esse dispositivo pode ser utilizada para a técnica de

subtração. Os mecanismos de desinfecção e o material de moldagem utilizados para o registro da mordida, contribuem para a deterioração desse dispositivo ao longo do tempo. Então, quando um mecanismo para registro de imagens, no momento da execução da radiografia falha, é impossível recriar a geometria de projeção. Outra forma de padronizar a geometria é fixar a cabeça do paciente em cefalostato e realizar radiografias interproximais. Isto funciona para interproximais, porém, no caso de radiografias periapicais, a fixação da cabeça do paciente vai trazer resultados negativos, devido à necessidade de manipulação, na presença de variações anatômicas. Quando do uso de cefalostato para o registro de imagens, pode-se chegar ao extremo de fotografar ou filmar o paciente em posição, para no momento da segunda radiografia reproduzir exatamente essa posição, técnica chamada de posicionamento interativo do paciente (LUDLOW & PELEAUX²², 1994).

Um modo mais simples e menos custoso de obterem-se radiografias padronizadas de um mesmo objeto é o uso de um alinhamento ou correção geométrica digital das imagens. O resultado obtido utilizando registro digital das imagens pode ser comparado àqueles obtidos utilizando dispositivos para o registro da mordida. Essa técnica utiliza invariáveis de projeção, em particular, linhas de cruzamento, as quais são relações matemáticas calculadas a partir de pontos em comum para ambas imagens. As técnicas digitais para correção de geometria de projeção podem ser aplicadas em radiografias com erros de angulação vertical de até 16°. A radiografia é composta por raios que chegam ao filme após serem atenuados pelo objeto. Então, rotacionando o objeto vai alterar essa passagem com diferente atenuação dos raios gerando variações na densidade da imagem e contraste. Porém, quando ocorre uma rotação do filme o efeito na imagem é diferente, o contraste e a densidade da imagem não são alterados, e sim a localização das estruturas na imagem. É difícil localizar manualmente pontos controle em imagens com diferentes geometrias de projeção. Na radiografia, um ponto

não corresponde exatamente à localização do objeto imaginado na estrutura tridimensional, mas a projeção da imagem do objeto no filme, considerando a atenuação e distorção do feixe de raios X, bem como as variações na geometria de projeção. A detecção automática dos pontos controle poderia originar melhores resultados (FISHER et al.¹², 1995).

Desde os anos oitenta são utilizados algoritmos e pontos controle para fazer o alinhamento de radiografias (BYRD et al.², 1998).

Dispositivos mecânicos com registro de mordida são custosos e sua reutilização clínica fica limitada por um período máximo de um ano. Os primeiros algoritmos faziam correções baseado nos movimentos de rotação, escalonamento e translação e (transformação tipo RST). Todavia os movimentos tipo RST são insuficientes para corrigir erros em radiografias intrabucais seriadas. O registro manual é baseado em pontos controle, os quais são marcados em ambas as imagens que serão registradas. Por meio do uso de algoritmos de deformação, os pontos correspondentes são mapeados e encaixados um no outro. Na prática todos os componentes do sistema (objeto, fonte e filme) podem ser movidos ou rotacionados entre duas radiografias *in vivo*. Nesses casos, a projeção não é reversível. No total, três rotações e três translações dos três componentes (objeto, filme e fonte) podem ocorrer. Esses resultam em 18 vetores de deslocamento. Porém, esses 18 vetores podem ser reduzidos para oito vetores básicos: os seis possíveis movimentos do filme e dois relacionados à posição de cabeça do paciente em relação ao feixe de raios X, caso a posição relativa da fonte seja mantida constante. Um ponto controle, pode ser definido como um *pixel* dominante na imagem de escala de cinza, o qual é mais visível ou mais em destaque, devido a grande variação local de contraste, e pertencem ao espaço bidimensional. Por outro lado, os pontos controle anatômicos pertencem ao espaço tridimensional. Então os raios projetam referências anatômicas em referências de imagem. Por isso, nem toda referência anatômica resulta em uma referência na imagem. As coordenadas (x,y)

da imagem original e (x',y') da imagem final, são utilizadas para determinar os parâmetros da projeção perspectiva, pelo mapeamento de uma radiografia sobre outra radiografia referência. A qualidade do ajuste depende em grande parte da precisão no posicionamento dos pontos controle. Se as radiografias são adquiridas a mão-livre, sem o uso de dispositivos para padronização *a priori*, são obtidas diferentes projeções das mesmas estruturas tridimensional. Isso também é chamado ruído. A estabilidade e constância na marcação dos pontos controle utilizando um mouse convencional são limitadas e induzem a erros (LEHMANN et al.²¹, 1998).

O registro de imagens é necessário quando imagens de diferentes momentos precisam ser sobrepostas. Tem-se utilizado com sucesso algoritmos que executam transformações do tipo RST. Esse modelo se baseia em correções do tipo: translação*, rotação** e escalonamento***. Porém, quando é necessário corrigir radiografias intrabucais essa transformação não é suficiente, porque se precisa levar em consideração que as imagens são obtidas em diferentes perspectivas. O meio mais conveniente de padronização geométrica é o método retrospectivo, ou co-registro das radiografias, baseado no modelo matemático do processo de formação da imagem. O modelo geométrico específico para ser aplicado com radiografias intrabucais é o tipo projetiva, porque as correções do tipo RST executam as transformações ou distorções em um único plano apenas. Os resultados encontrados utilizando técnica de registro computacional da imagem são semelhantes àqueles obtidos utilizando registro manual (mecânico) no momento da execução das radiografias. Os pontos controle podem ser localizados de forma automática, utilizando algoritmos de computador, ou seja, eliminando o erro do examinador. Um exemplo dessa utilização é

* Translação é um deslocamento da imagem para cima, para baixo ou para os lados.

** Rotação é o giro da imagem para a direita ou esquerda, em graus.

*** Escalonamento é a compressão e o estiramento da imagem.

encontrar os pontos utilizando a variação na intensidade de contornos na imagem (*automatic contours*) dos tecidos mineralizados tais como coroas e estruturas ósseas alveolares. Dessa forma pode ser obtido um número muito maior de pontos controle, o que melhoraria a qualidade do registro geométrico. Outros algoritmos baseados em métodos chamados *nearest neighbor*^{*} ou por vizinhança, são considerados mais inapropriados e requer maior insistência para obter bons resultados. Recentemente, um novo método baseado em geometria óptica (*optical flow*)^{**} possibilitou encontrar uma variedade enorme de pontos de forma automática, utilizando a variação dos níveis de cinza em ambas as imagens. Algo importante a se relatar é que o histograma dos níveis de cinza de duas imagens torna-se mais dispersivo quanto maior for o desalinhamento entre as imagens (CORNELIS et al.³, 2002).

O registro de imagens em medicina tem sido utilizado nas áreas de câncer de mama, câncer de cólon, estudos cardiológicos^{***}, doenças inflamatórias^{****}, doenças neurológicas^{*****}, esquizofrenia[¶], mal de Alzheimer[#] e tumores cerebrais. O registro de imagens em medicina exerce um importantíssimo papel no diagnóstico precoce de câncer. A utilização de pontos controle consiste na seleção de pontos característicos para ambas imagens. Os pontos controle podem ser

* *Nearest neighbor* é um método de interpolação de imagem no qual o novo pixel surge da média dos 4 pixels mais próximos. Os resultados não são muito bons, ficando a imagem quadriculada e com maior ruído.

** *Optical flow* significa a procura por pontos controle utilizando as variações de contraste, ou variações ópticas da imagem como referência.

*** Estudos cardiológicos significam a associação de: avaliação clínico-cardiológica, eletrocardiografia, ecocardiografia com Doppler.

**** A doença inflamatória mais comum é a Artrite Reumatóide.

***** Um exemplo de doença neurológica seria o Mal de Parkinson, que é uma necrose das células nervosas responsáveis pelos movimentos. Sua etiologia ainda é incerta.

¶ A Esquizofrenia é um transtorno severo do funcionamento cerebral. O doente tem atitudes que limitam seu convívio em sociedade. A etiologia ainda é incerta. Existem alterações no córtex cerebral visíveis no exame por ressonância magnética.

O Mal ou Síndrome de Alzheimer é uma atrofia dos neurônios, levando o paciente a lapsos de memória cada vez piores. Sua etiologia ainda é incerta. Pela avaliação das imagens por Ressonância Magnética é possível avaliar o dano cerebral.

internos, o que significa utilizar como referência acidentes anatômicos da imagem, ou então, externos que são estruturas radiografadas junto com a região de interesse e que não fazem parte da anatomia do paciente. A etapa de registro da imagem consiste em determinar o tipo de transformação, a qual vai mapear os pontos controle da primeira imagem sobre os pontos controle da segunda imagem (RMSE – erro médio quadrático). Porém, a determinação dos pontos controle não é um procedimento fácil, requer experiência do operador. No entanto os resultados são muito satisfatórios. O processo de registro de imagens pode ser executado de forma automática, semi-automática ou manual (KNEÖAUREK et al.¹⁹, 2000).

O método de seleção manual dos pontos controle utilizando o mouse do computador está sujeito a erros do operador. A extração automática dos pontos controle pode ser realizada utilizando técnicas de realce de bordas da imagem. Com isso pode-se obter a marcação de pontos no contorno de toda a imagem, o que é melhor do que a marcação de poucos pontos isolados. A transformação tipo Afim corrige distorções produzidas por variações geométricas na relação objeto/filme, considerando que a relação da fonte de raios X permaneceu constante com ambos (YOON³⁸, 2000).

De acordo com Samarabandu et al.²⁹, 1994, é necessário diferenciar entre registro de imagens *a priori*, utilizado para estabilizar a geometria de projeção no momento da aquisição da radiografia, com registro de imagens *a posteriori*, ou seja, registro de imagens realizado com padronização da geometria de exposição após a imagem ter sido obtida. O registro geométrico de imagens mapeia o sistema de coordenadas dos *pixels* da imagem *inicial* sobre aquele da imagem final, ou vice-versa. Normalmente, a equalização de contraste é executada após o registro de imagens ter sido executado. A origem ou natureza dos pontos controle pode ser intrínseca ou extrínseca. Os pontos controle de origem intrínseca são aqueles marcados em imagens de estruturas

anatômicas do paciente. Já os extrínsecos são objetos radiografados junto com a região de interesse (grades metálicas, esferas metálicas, ...) (LEHMANN et al.²⁰, 2000).

Cada *pixel* em uma imagem digital é definido por suas coordenadas no plano bidimensional da imagem e também pelo seu brilho. A elasticidade da transformação geométrica pode ser classificada da seguinte forma: translação, ST ou escalonamento e translação, RST ou rotação, escalonamento e translação, afim ou RST e reflexão regular, que são transformações com dois, três, quatro e seis parâmetros respectivamente. Na transformação afim, uma linha reta traçada na imagem inicial continua sendo uma linha reta na imagem final, ou seja, fica preservado o paralelismo entre essas duas linhas. Então, a transformação afim pode ser utilizada nos casos em que fique padronizada a posição ou geometria da fonte com o objeto. Já as transformações tipo projetiva ou perspectiva, com dez parâmetros, são extensões da transformação afim. Porém, nesse caso não há necessidade das linhas traçadas em ambas as imagens serem paralelas. São as transformações mais indicadas para uso com radiografias intrabucais (LEHMANN et al.²⁰, 2000).

A transformação pode ser global, ou seja, afetar a imagem inteira, ou local, afetando apenas locais específicos da imagem. Porém, se a transformação for apenas local, indica-se o uso de algoritmos para interpolação do tipo bilinear, os quais resultam em alterações contínuas sem irregularidades com o restante da imagem. O registro de imagens é dito manual se a seleção dos pontos controle é executada de forma manual em ambas as imagens. Porém, se o usuário define pontos em apenas uma imagem de forma manual e os mesmos pontos são marcados na segunda imagem de forma automática, esse método é chamado semi-automático. Já o método automático é feito pelo programa em ambas imagens, eliminando as variações do operador (LEHMANN et al.²⁰, 2000).

Variações geométricas entre duas radiografias podem indicar diferenças que não refletem alterações no objeto. O dispositivo posicionador proporciona um alinhamento perpendicular do feixe de raios X com o conjunto objeto/filme. Porém, um verdadeiro paralelismo entre objeto e filme é impossível de ser obtido, principalmente em maxila. Então se objeto e filme não são paralelos, isso resulta em uma distorção não-afim, ou seja, uma distorção irreversível da imagem (SHULZE & d'HOEDT³¹, 2002).

A padronização da geometria de projeção é definida pela localização relativa de: fonte, objeto e filme. Sendo que, entre as radiografias inicial e final, cada um desses componentes pode transladar e também rotacionar em três direções ou eixos. Dessa forma, existem 18 variações geométricas passíveis de ocorrer nesse sistema de três componentes. Os erros de projeção são classificados em irreversíveis e reversíveis. No primeiro a transformação ou deformidade na imagem é incorrigível. Já no segundo, mediante aplicação da transformação reversa aquela que causou a deformidade, o erro geométrico pode ser desfeito. Presume-se que, mantendo-se fixa a posição da fonte, os desalinhamentos causados por variação na relação objeto/filme podem ser corrigidos, porém, rotação do objeto em relação à fonte, geraria erros irreversíveis que não podem ser corrigidos. O uso de posicionadores, registro de mordida e fixação da cabeça do paciente previne rotação e translação de filme e objeto, entre si e com relação à fonte. A imagem radiográfica de estruturas anatômicas fica obscurecida quando são introduzidos erros de projeção irreversíveis. Erros de projeção irreversíveis são introduzidos quando ocorrem variações na angulação vertical e/ou horizontal entre fonte de raios X e objeto (MOL & DUNN²⁴, 2003; MIKROGEORGIS et al.²³, 2004).

Pela análise da Figura 4, podem-se observar os diferentes tipos de movimentos nos três eixos de rotação (x, y, z) que, sensor e objeto podem sofrer na execução de uma radiografia final. Essas rotações

promovem desalinhamentos geométricos que interferem na sobreposição das imagens pré-subtração.

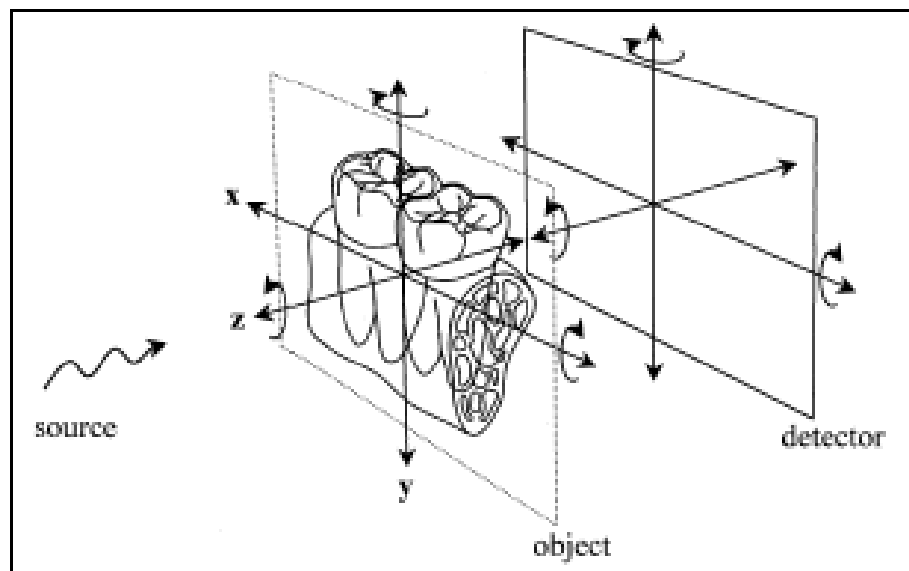


FIGURA 4 – Ilustração exemplificando os três eixos de rotação (x, y, z) nos quais objeto e sensor de Raios X podem ser movimentados antes de radiografar.²⁴

Pela análise da Figura 5, pode-se visualizar a dificuldade em realizar radiografias padronizadas. Pequenas variações na posição relativa de fonte, objeto e filme, entre as incidências, vão causar erros de projeção geométrica que necessitam ser reparados por meio do registro de imagens *a posteriori*.

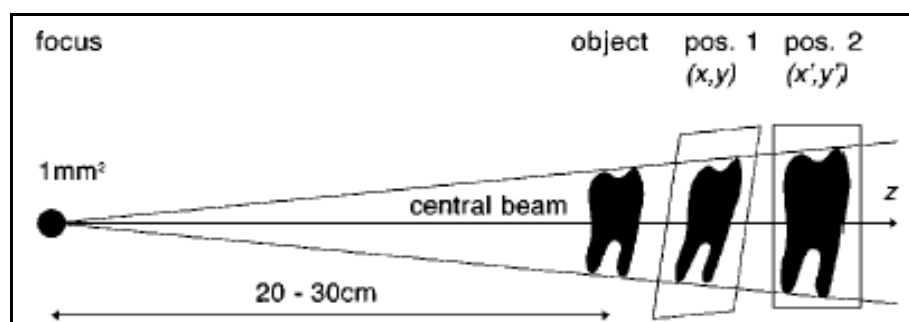


FIGURA 5 – Os raios X emanam do tubo, passam através do objeto e então expõem o receptor de imagem. As posições 1 e 2 descrevem a localização do receptor no momento da aquisição da imagem referência (inicial) e final.²¹

Observe nas Figuras abaixo, erros de projeção reversíveis (Figura 6) e irreversíveis (Figura 7).

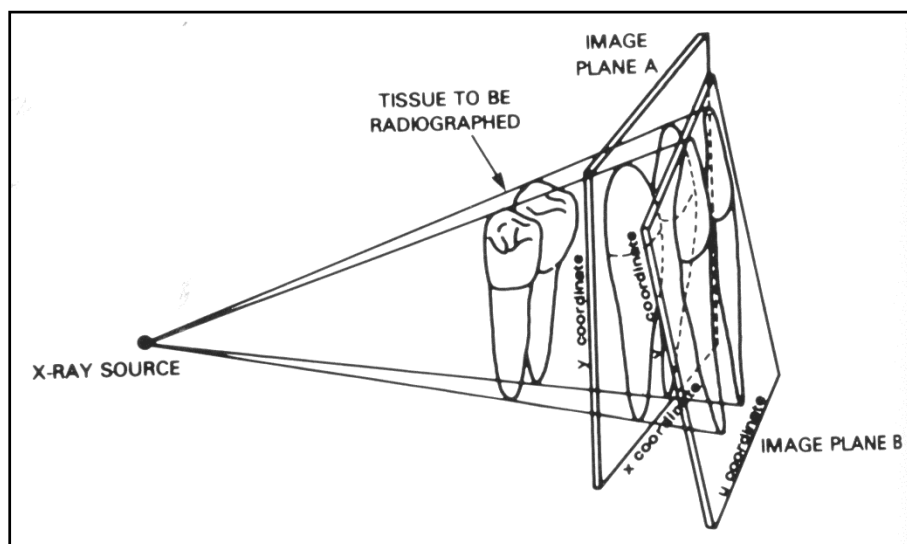


FIGURA 6 – Erros de projeção reversíveis provocados por variação na posição do filme com relação ao conjunto fonte/objeto.³⁵

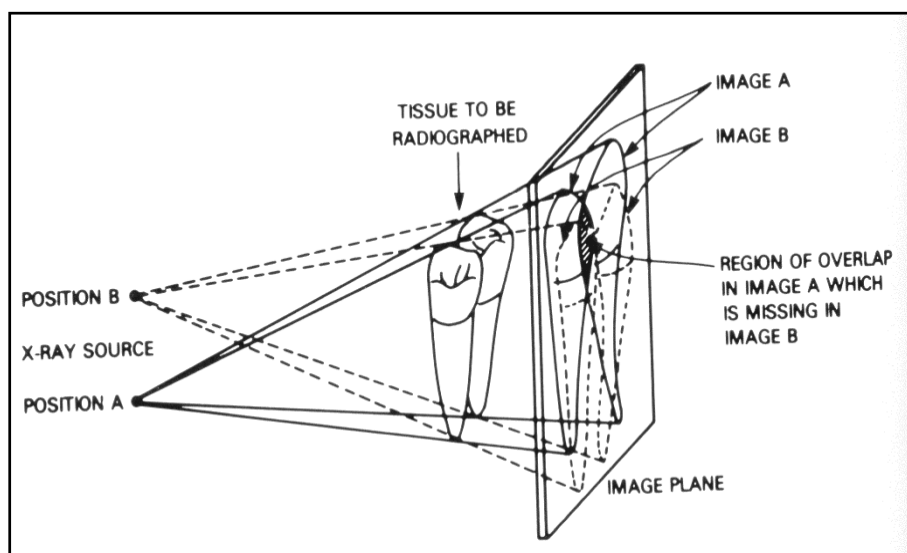


FIGURA 7 – Erros de projeção irreversíveis provocados por variação na posição da fonte de raios X com relação ao conjunto objeto/filme.³⁵

Pela análise da Figura 8, podem ser observados os tipos de correções planares rígidas que podem ser executadas na imagem

final, utilizando algoritmos específicos. O objetivo dessas transformações é a padronização das imagens pré-subtração.

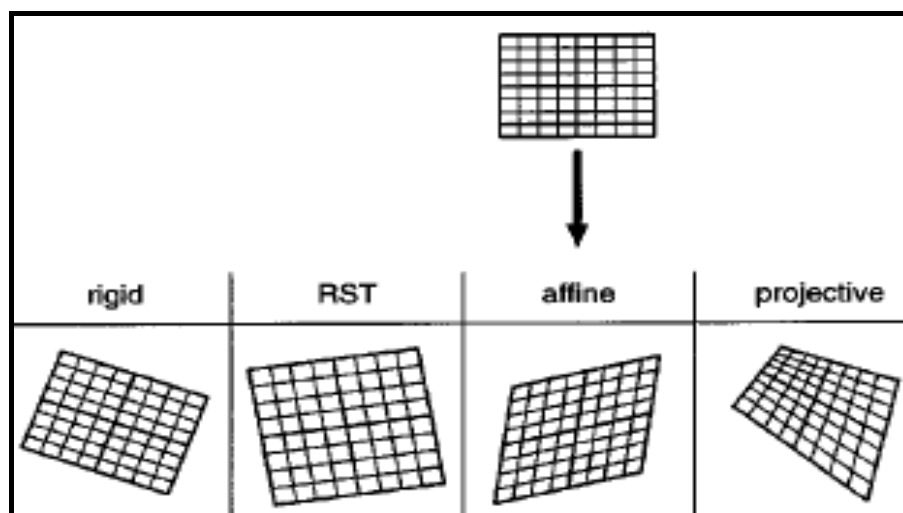


FIGURA 8 – Tipos de transformação que podem ser executadas na imagem.²⁰

2.5 Estudos utilizando o registro de imagens

Wenzel³⁷ (1989) comparou a sobreposição manual das radiografias durante a digitalização com a sobreposição baseada na marcação manual de pontos controle. O autor desenvolveu um programa para fazer a correção matemática das diferenças de angulação entre duas imagens. Realizou radiografias de mandíbulas maceradas dentadas de porco, variando a angulação vertical de 0°-10° em incrementos de 1°. Foram confeccionadas restaurações, (pontos de amálgama) nos dentes, para servirem como referência para a sobreposição das imagens. O programa utilizava algoritmo que executava na imagem as distorções tipo projetiva. Utilizou a marcação manual de 16 pontos controle. Colocou os pontos nos ápices dentários, junções cimento-esmalte, coroas dentárias não irrompidas e sobre as restaurações de amálgama. Comparou as imagens subtraídas obtidas utilizando sobreposição manual e com

marcação de pontos utilizando teste t-pareado e os valores de desvio-padrão dos níveis de cinza. O desvio-padrão para a imagem subtraída aumenta com o aumento da angulação (0° - 10°). Os resultados mostram valores para o desvio-padrão menores para as imagens subtraídas obtidas utilizando a marcação de pontos. Esse resultado foi estatisticamente significativo e foi obtido para todas as variações angulares (0° - 10°).

Been¹ (1990) relata que o desalinhamento do filme sob uma vídeo-câmera pode ser uma fonte de erro na técnica de subtração. Isso significa que, o processo de digitalização com vídeo-câmera interfere negativamente no resultado da subtração, sendo uma fonte de erro.

Dunn & Van Der Stelt⁷ (1992) executaram rotações e translações artificiais na imagem a fim de determinar se essas teriam influência na sobreposição das mesmas. Concluem que somente equívocos na marcação dos pontos tem influência no resultado da subtração e não as rotações ou translações. Porém, se a rotações ou translações forem muito exageradas, a marcação dos pontos vai ser dificultada.

Dunn et al.⁸ (1993) realizaram um estudo no qual foram identificados quatro pontos semelhantes em ambas as imagens. Esses pontos servem como base para o sistema de coordenadas. Com isso, uma nova projeção para a segunda imagem é criada baseado na geometria de formação da primeira imagem. No programa, as radiografias foram colocadas lado-a-lado. O examinador, utilizando o mouse, marcou quatro pontos na primeira imagem, então marcou os mesmos quatro pontos na segunda imagem. Os autores realizaram quatro radiografias periapicais da região de pré-molares direito de trinta pacientes. Dessas radiografias, duas foram realizadas utilizando posicionadores e duas a mão-livre (bissetriz). Para o registro da imagem foram selecionados dois pontos nas junções cimento-esmalte e dois pontos em ápices radiculares. A similaridade de duas imagens foi mensurada pelo desvio-padrão dos

níveis de cinza da imagem subtraída. Pelo desvio-padrão podem-se comparar as imagens subtraídas obtidas variando a metodologia de obtenção radiográfica para uma mesma região. Nesse estudo, as radiografias foram realizadas num mesmo momento, então as diferenças não se devem a alterações no contraste, e sim a erros de projeção geométrica. Os autores concluem que, mesmo que o método de correção geométrica promova apenas uma aproximação do que seria uma verdadeira padronização, os resultados o mostram estatisticamente superior comparado a padronização utilizando o registro mecânico via posicionadores.

Fourmousis et al.¹³ (1994) realizaram um estudo com o objetivo de avaliar as alterações na densidade que ocorrem na imagem subtraída devido a ruído eletrônico e de alinhamento, além do que, foi proposto avaliar a eficácia de dois métodos de correção dos níveis de cinza. O algoritmo não-paramétrico mostrou-se melhor que outros baseados em aproximação linear.

Samarabandu et al.²⁹ (1994), descrevem o uso de um novo algoritmo para o alinhamento de imagens pré-subtração. Foram utilizados 16 crânios humanos macerados, sendo realizadas 32 radiografias (inicial e final). Variou-se a angulação vertical em 2° da inicial para a final. Comparou o alinhamento manual das imagens com o alinhamento automatizado. Os resultados mostram que o alinhamento automatizado das imagens pré-subtração foi estatisticamente melhor que o alinhamento manual das mesmas.

Ettinger et al.¹⁰ (1994) desenvolveram um mecanismo de registro automatizado baseado na marcação de pontos sobre estruturas semelhantes em ambas as imagens, tais como junção cimento-esmalte e coroas dentárias. O algoritmo para detecção e traçado de contorno ósseo e dentário utilizava variação de bordas das estruturas. O alinhamento das imagens foi realizado comparando a junção cimento-esmalte e o contorno das coroas dentárias na ausência de um alinhamento perfeito, a

segunda imagem era automaticamente manipulada para encaixar sobre a primeira. Foram utilizadas radiografias do pré e pós-operatório cirúrgico periodontal, com um intervalo de seis meses. Mesmo tendo-se tomado o máximo de cuidado para padronizar as imagens, pode-se observar sobreposição de faces proximais. Mediante aplicação do novo algoritmo, foi possível observar as zonas de perda ou ganho ósseos na região de crista óssea interdental.

Ludlow & Peleaux²² (1994) avaliaram uma alteração no dispositivo de registro com utilização de cefalostato. Essa nova técnica elimina o uso do registro de mordida e permite a realização de radiografias de todas as regiões da boca. Os autores compararam a nova técnica com aquela de uso tradicional, utilizando o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas. Uma das maiores vantagens dessa técnica seria o menor tempo necessário para aquisição das imagens. O novo dispositivo utilizava um cefalostato, sistema de alinhamento por feixes de luz e posicionadores para o filme tipo Rinn XCP. Os autores realizaram uma subtração controle, ou seja, a subtração de uma radiografia por ela mesma para cada par de imagens, com o objetivo de determinar a quantidade de erro causado por: ruído do sistema e registro de imagens. As médias e o desvio-padrão para cada técnica foram comparados utilizando um teste t-pareado. Os resultados mostraram um valor não significativo para um $p=0,68$, porém, a vantagem é não necessitar material elastomérico para o registro de mordida.

Fisher et al.¹² (1995) utilizaram marcação manual de quatro pontos controle em ambas as imagens. Marcaram os pontos em ápice de raiz (dois pontos) e cúspide dentária (dois pontos). Foi utilizado o desvio-padrão dos níveis de cinza para comparar imagens subtraídas. Um valor menor para o desvio-padrão indica melhor padronização geométrica.

Hausmann et al.¹⁷ (1995) e Hausmann et al.¹⁸ (1996) avaliaram um novo modelo de registro geométrico, com posicionador, registro de mordida e três sensores de luz. Relatam que esse novo

dispositivo para padronização geométrica *a priori*, foi capaz de gerar radiografias com erros geométricos limitados a um máximo de 2° de variação. Aproximadamente 68% das subtrações executadas exibiram valores para especificidade* e sensibilidade** de 98% e 75%, respectivamente.

Sander et al.³⁰ (1996) descrevem um novo posicionador para registro de imagens (mecânico), por meio de um dispositivo posicionador com registro óptico do posicionamento (geometria). Elimina a necessidade de sensores, e fixação da cabeça em cefalostato. Foram realizadas radiografias da região de incisivos, pré-molares e molares, com intervalo de trinta minutos. Utilizaram a marcação manual de dez pontos controle em ambas as imagens para o alinhamento digital das mesmas. Comparou esse novo dispositivo com o alinhamento digital das imagens, por meio da comparação do desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas. Utilizou teste t-pareado e não encontrou diferença significativa ($p > 0,05$). O ruído das imagens subtraídas obtidas utilizando o novo método automatizado (registro óptico do posicionamento) gerou um considerável valor mais alto para o desvio-padrão (ruído).

Ellwood et al.⁹ (1997) realizaram estudo para avaliar a precisão de um sistema mecânico para registro de imagens, com relação à detecção de diferenças quantitativas na densidade por meio da técnica de subtração. Os autores fixaram uma cabeça macerada em cefalostato, utilizaram posicionador para o filme. Utilizaram sistema automatizado com marcação de pontos (dois pontos) em junção cimento-esmalte, e seleção da ROI. O programa fazia o registro somente dentro das ROI, e não de toda a imagem. Concluíram que a associação do registro de imagens a

* Especificidade é a proporção do total de pessoas sem a doença, nas quais o resultado do teste foi negativo.

** Sensibilidade é a proporção do total de pessoas com uma doença nas quais o resultado do teste é positivo.

priori e sistema para marcação de pontos controle dentro de ROI pré-selecionada foi eficiente e preciso para uso com a Técnica de Subtração.

Byrd et al.² (1998) apresentaram um novo e simples método semi-automático de seleção dos pontos controle e alinhamento de imagens pré-subtração. Nessa pesquisa, os autores selecionaram pontos controle na imagem A, e o computador seleciona os mesmos pontos na imagem B. Com isso não há necessidade de alinhamento manual e sim semi-automático no computador com o uso de algoritmos. Porém, no método semi-automático, é o algoritmo de computador que seleciona os pontos de forma automática na segunda imagem. A transformação utilizada no estudo foi do tipo afim. A seleção dos pontos controle foi realizada utilizando regiões com grande variação de contraste. Por isso, geralmente, são escolhidas as regiões de ápice de raiz, junção cimento-esmalte. Também se justifica a seleção dessas regiões pelo fato de que sofrem menor alteração ao longo do tempo, ou então, devido a erros geométricos. Utilizaram região de pré-molares e molares em mandíbula macerada. A geometria foi padronizada utilizando cefalostato e posteriormente com aplicação do algoritmo foi alterada a posição do filme. Os autores compararam o alinhamento manual com o semi-automático. Encontraram resultados melhores (estatisticamente significativos) para o alinhamento semi-automático com quatro pontos controle, seguido pelo alinhamento semi-automático com três pontos controle e por ultimo o alinhamento manual. Relataram que futuros estudos devem ser realizados utilizando 16 ou mais pontos controle para melhorar a qualidade da correção geométrica via algoritmo.

Lehmann et al.²¹ (1998) utilizaram 24 pares de radiografias periapicais obtidas *in vivo*, de maxila e mandíbulas humanas. As imagens foram obtidas utilizando posicionador e registro de mordida, porém sem fixação do posicionador ao aparelho de raios X. O intervalo entre as radiografias foi de um ano. Foi mensurada a variação na altura de osso alveolar interproximal. Cinco observadores definiram seis ou mais

pontos controle em ambas imagens. Utilizaram transformação tipo projetiva. Relataram bons resultados, independente do local de marcação dos pontos nas imagens (variação interexaminador). Concluem que a transformação tipo projetiva foi eficaz em registrar radiografias obtidas *in vivo*, sem preocupação com o registro *a priori* das imagens.

Yoon³⁸ (2000) compararam a marcação manual e automática de pontos controle com relação ao registro de imagens radiográficas. Foram utilizados oito pares de radiografias obtidas *in vivo*. O paciente teve a cabeça fixada em cefalostato, e foi também utilizado posicionador. Pode-se restringir a ROI selecionando na primeira imagem um retângulo utilizando o mouse. A mesma ROI é então selecionada na imagem final, e o programa vai marcar os pontos controle dentro da ROI. A marcação de pontos pode ser feita desse modo, ou então, considerando toda a imagem. A transformação atua de modo que a distância entre os pontos controle de ambas imagens é minimizada ao máximo, na tentativa de sobrepor esses pontos. Após o registro de imagens, a imagem transformada foi subtraída da imagem referência, e foi adicionada uma tonalidade de cinza no valor de 128. Então as zonas que sofrem alteração, ficam na imagem subtraída mais claras ou mais escuras. Qualquer erro no alinhamento pode ser visualizado como zonas que se aproximam do valor 128, para mais ou menos. Os autores compararam esse método automático com o programa *Emago v.201* (*Advanced Oral Diagnostic Systems, Amsterdam, The Netherlands*), o qual permite a marcação manual de quatro pontos controle. Utilizaram RMSE, ou erro médio quadrático, para avaliar os *pixels* das imagens transformadas ou registradas para cada programa. As imagens subtraídas geradas após um alinhamento automático mostraram-se melhores ($p < 0,05$) do que as obtidas utilizando o alinhamento manual. O programa que utilizou marcação automática de pontos, exclui essas regiões incomuns das imagens, porém, no programa que utilizou marcação manual isso não foi possível. Os maiores problemas relacionados à

extração de bordos na imagem, relacionam-se com a quantidade de ruído e zonas de baixo contraste, sem grandes variações, como por exemplo, ápices radiculares.

Schulze & d'Hoedt³¹ (2002) realizaram um estudo com o objetivo de determinar as variações angulares na técnica do paralelismo pela análise quantitativa da forma elíptica de duas referências esféricas e pela localização de suas sombras (imagens radiográficas). Essa idéia baseou-se no fato de que a magnificação é diretamente proporcional a distancia do objeto ao plano de projeção (filme). Os resultados mostram ser possível determinar a inclinação existente entre o filme e o objeto que está sendo radiografado.

Shou et al.³² (2003) avaliaram dois materiais diferentes para a regeneração óssea no tratamento de periimplantite induzida em macacos. Os tratamentos foram avaliados por parâmetros clínicos e radiográficos (subtração digital). Foram utilizados dez pontos controle para cada par de imagens. A marcação dos pontos controle foi manual. A transformação utilizada foi do tipo projetiva. Por meio da técnica de subtração foi possível avaliar o reparo das lesões periimplantares.

Mol & Dunn²⁴ (2003) avaliaram a viabilidade de se executar a subtração diante de erros de projeção irreversíveis, ou seja, variação na angulação horizontal do feixe de raios X. Variou-se a angulação horizontal em: 0°, 1°, 2°, 4° e 6°. Foi utilizado o programa Emago v.2.2, com marcação de quatro pontos anatômicos. O operador realizou a marcação de pontos em imagens de esferas metálicas radiografadas junto com o objeto, executando as subtrações. Porém, esses resultados foram comparados aos resultados obtidos utilizando pontos anatômicos como pontos controle. Pela análise dos resultados obtidos pode-se observar que utilizando correção geométrica *a posteriori*, é possível avaliar alterações no conteúdo mineral (cápsulas de cálcio) mesmo diante de erros angulares irreversíveis de 6°. Não existiu

diferença estatisticamente significativa com relação ao uso de pontos controle internos ou externos.

Mikrogeorgis et al.²³ (2004) avaliaram os resultados obtidos com relação ao uso da correção geométrica *a posteriori* e a técnica de subtração, quanto à avaliação do reparo de lesões periapicais após o tratamento endodôntico. Foi utilizado o sistema RVGui (*RadioVisioGraphy – ultimate imaging*), posicionadores para técnica do paralelismo e registro da mordida do paciente. O programa fazia transformações geométricas do tipo RST. A marcação dos pontos controle (três ao todo) foi executada de forma manual. Os resultados mostram que a subtração pode detectar as mais sutis alterações no conteúdo mineral da região periapical, mesmo em intervalos inferiores há um mês. Concluem que a progressão da lesão pode ser avaliada com grande sensibilidade utilizando a subtração com registro *a posteriori* de contraste e geometria.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta no presente estudo é:

- a) avaliar a viabilidade de se fazer o registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas, mediante a marcação automática de múltiplos pontos controle, utilizando um programa para registro de imagens de satélite;
- b) comparar o desvio padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas obtidas com e sem a aplicação prévia do registro de imagens *a posteriori*.

4 MATERIAL E MÉTODO

Este trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) sob o Protocolo nº 031/2005 – PH/CEP, datado de 09 de agosto de 2005 (Anexo A).

4.1 Material

Foram utilizados nesta pesquisa os seguintes materiais:

- a) seis mandíbulas humanas dentadas maceradas, pertencentes ao acervo da Disciplina de Anatomia da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP;
- b) suporte de resina acrílica termopolimerizável transparente para acomodar as mandíbulas;
- c) aparelho radiográfico com corrente contínua Gendex 765DC (*Gendex Dental Systems, Dentsply International, Chigado, IL, USA*);
- d) sistema de radiografia digital direta intrabucal *RVGui* (*Trophy Radiology, Marne-la-Vallée, France*);
- e) computador ECS modelo A928, processador Celerom de 1.7GHz, 256Mb memória RAM, disco rígido de 40 Gb, monitor de cristal líquido de 15”;
- f) programa de computador Regeemy – *Image Registration and Mosaicking* versão 0.2.41-RCB (*Image Processing Division, National Institute of Space Research, São José dos Campos, São Paulo, Brazil & Vision Lab–Electrical and Computer Engineering*

Department, University of California, Santa Barbara, USA);

- g) programa de computador *Image Tool* versão 1.27 (*University of Texas Health Sciences Center, San Antonio, Texas, USA*).

4.1.1 Detalhamento de uso do material

As mandíbulas maceradas dentadas foram radiografadas, utilizando o sistema RVGui, sendo as imagens utilizadas para realização do experimental. No momento da radiografia, a mandíbula foi colocada sobre um suporte de resina acrílica termopolimerizável incolor, a fim de padronizar a posição do plano oclusal paralelo ao plano horizontal do solo.

O aparelho radiográfico com corrente contínua Gendex 765DC possui: alta frequência, conversor eletrônico, trabalhando em regime de 65kVp e 6mA com filtração de 2mm/Al, ponto focal efetivo de 0,4mm² e área focal de 6cm. Tal aparelho pode proporcionar quilovoltagem (kVp) estabilizada e grande possibilidade de repetição da dose de exposição em breves intervalos de tempo, além do que permite a realização de radiografias com valores de exposição bem baixos.

O sensor do sistema de radiografia digital direta intrabucal RVGui proporciona três tipos de imagens e dois modos de resolução espacial. O modo de alta resolução, que foi utilizado nesta pesquisa, produz imagens grandes de 1840x1360 *pixels*. Já o modo de baixa resolução representa uma compressão do modo de alta resolução, no qual quatro *pixels* são combinados formando um único *pixel*, gerando imagens de 920x680 *pixels*. Os tipos de imagem incluem: a) modo “*caries*” para detecção de cáries; b) modo “*perio*” para observação do osso alveolar, o qual foi utilizado nesta pesquisa; c) modo “*endo*” para

observação do canal radicular e estruturas do periápice. A densidade, o contraste e o ruído da imagem são afetados pela seleção do tipo de imagem. O modo *caries* gera imagens com alto contraste, enquanto o modo *perio* gera imagens com baixo contraste. Já o modo *endo*, também produz imagens com alto contraste.

Schulze & d'Hoedt³¹ (2002), relataram que, o sensor CCD (*charge-coupled device* – dispositivo de carga acoplada) do sistema RVG 5 (RVGui) mede 40x24x6mm, com área ativa de 30x20mm, resolução máxima de 1.572.864 *pixels* e tamanho de *pixel* = 19,5µm x 19,5µm. Nesta pesquisa, este sensor foi utilizado pela técnica do paralelismo.

Observe na figura 9 o aparelho radiográfico e também o sensor digital utilizados na presente pesquisa.



FIGURA 9 – Aparelho radiográfico Gendex 765DC (esquerda) e sensor do sistema radiográfico digital direto RVGui (direita).

O programa de computador Regeemy foi utilizado para execução do registro de imagens *a posteriori*, mediante a marcação automática de pontos controle em ambas imagens (inicial e final).

O programa de computador *Image Tool* foi utilizado para execução das subtrações digitais das imagens radiográficas, com e sem correção geométrica *a posteriori*.

4.2 Método

Foi realizado um exame radiográfico periapical completo em cada mandíbula, utilizando o sensor CCD (*Charge Coupled-Device*) do sistema RVGui.

O sensor foi fixado ao posicionador tipo *Rinn XCP* (*Dentsply Int., Chicago, IL, USA*), e o posicionador fixado ao cilindro localizador do aparelho de raios X. A distância fonte/sensor foi de 40cm (técnica do paralelismo) e o tempo de exposição aos raios X de 0,125s.

O posicionador e o sensor CCD ficaram fixos ao cilindro localizador do aparelho Gendex, porém, não foi utilizado material de moldagem (registro de mordida) ou qualquer outro recurso para registro de imagens *a priori*.

Foram realizadas duas séries de radiografias para cada mandíbula, com intervalo de quatro semanas entre um exame e outro. As imagens foram arquivadas no formato *Bitmaps for Windows (*.bmp)*, para não perder dados e possibilitar sua visualização e manuseio em qualquer computador operando em plataforma *Windows*.

No programa Regeemy, foi executado o registro de imagens *a posteriori* na imagem final, a fim de torná-la o mais idêntica possível à inicial. O programa também realizou uma normalização ou equalização de contraste. O Regeemy foi utilizado somente para a registro das imagens, sendo a subtração realizada posteriormente no *Image Tool*.

O registro automático das imagens consistiu na marcação automática de pontos controle nas imagens inicial e final. Após esta etapa, o programa alinhou o par de imagens utilizando os pontos controle. Então, o programa comparou as coordenadas dos pontos controle e manipulou a imagem final até que esta ficasse o mais parecida possível com a inicial.

Observe o esquema ilustrativo presente na Figura 10. Pela marcação automática dos mesmos pontos controle em ambas imagens: inicial e final, é possível executar o casamento das mesmas, ou seja, sobrepô-las, após a realização de transformações geométricas do tipo projetiva.

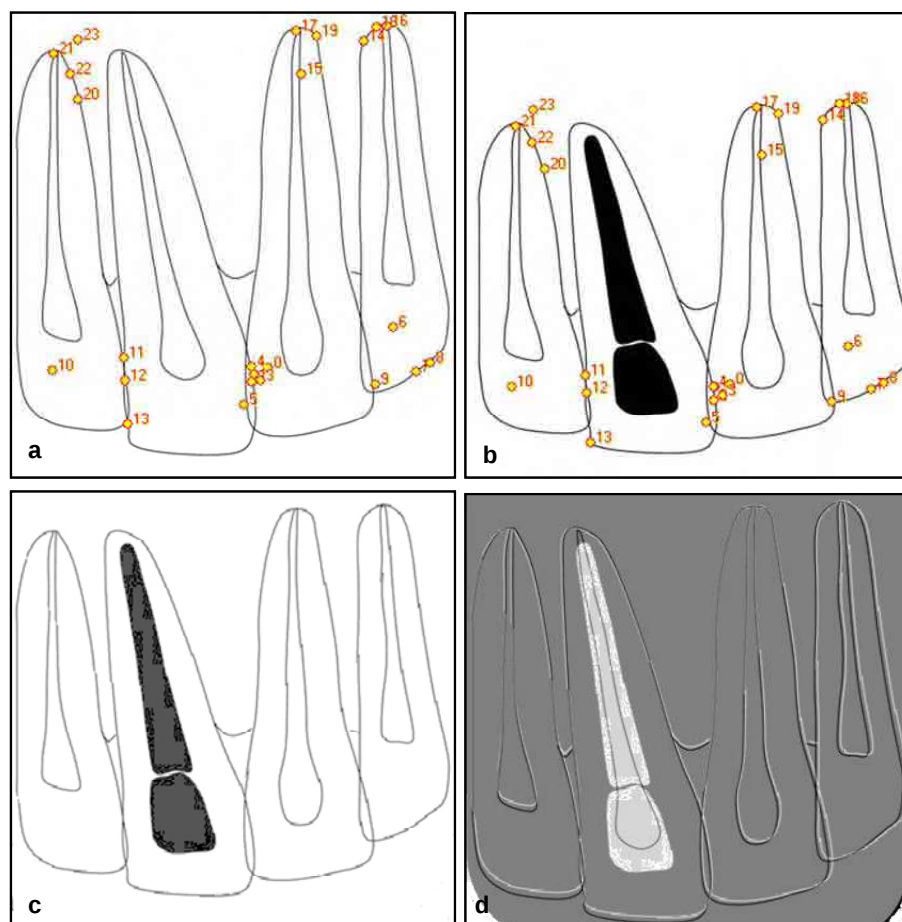


FIGURA 10 – Ilustração da correção geométrica e a posterior subtração digital: a) marcação de pontos na imagem inicial; b) marcação dos mesmos pontos na imagem final (isto ocorre de forma automática e simultânea); c) imagem final após transformação do tipo projetiva (correção geométrica *a posteriori*); d) resultado da subtração digital das imagens (c)-(a). Observe que somente a região preenchida por material obturador (diferença entre as imagens) assumiu uma coloração branca.

Pela análise da Figura 10, pode-se observar que, imagens iniciais e finais possuem erros de padronização geométrica irreversíveis. Porém, a seleção automática de pontos controle, associada à transformação geométrica do tipo projetiva, pode corrigir esses erros, permitindo assim a técnica de subtração.

Após o registro de imagens no programa Regeemy, foram executadas as subtrações das imagens no *Image Tool*. Dessa forma foram obtidas imagens subtraídas com execução prévia do registro de imagens *a posteriori*.

Também utilizando o *Image Tool*, foi realizado previamente apenas um recorte das ROI em cada imagem, selecionando dessa forma a ROI que seria utilizada nas imagens inicial e final para subtração. Desse modo não houve registro prévio da imagem final antes da execução da técnica de subtração. Pela análise das Figuras 11 e 12 fica fácil compreender a metodologia desta pesquisa.

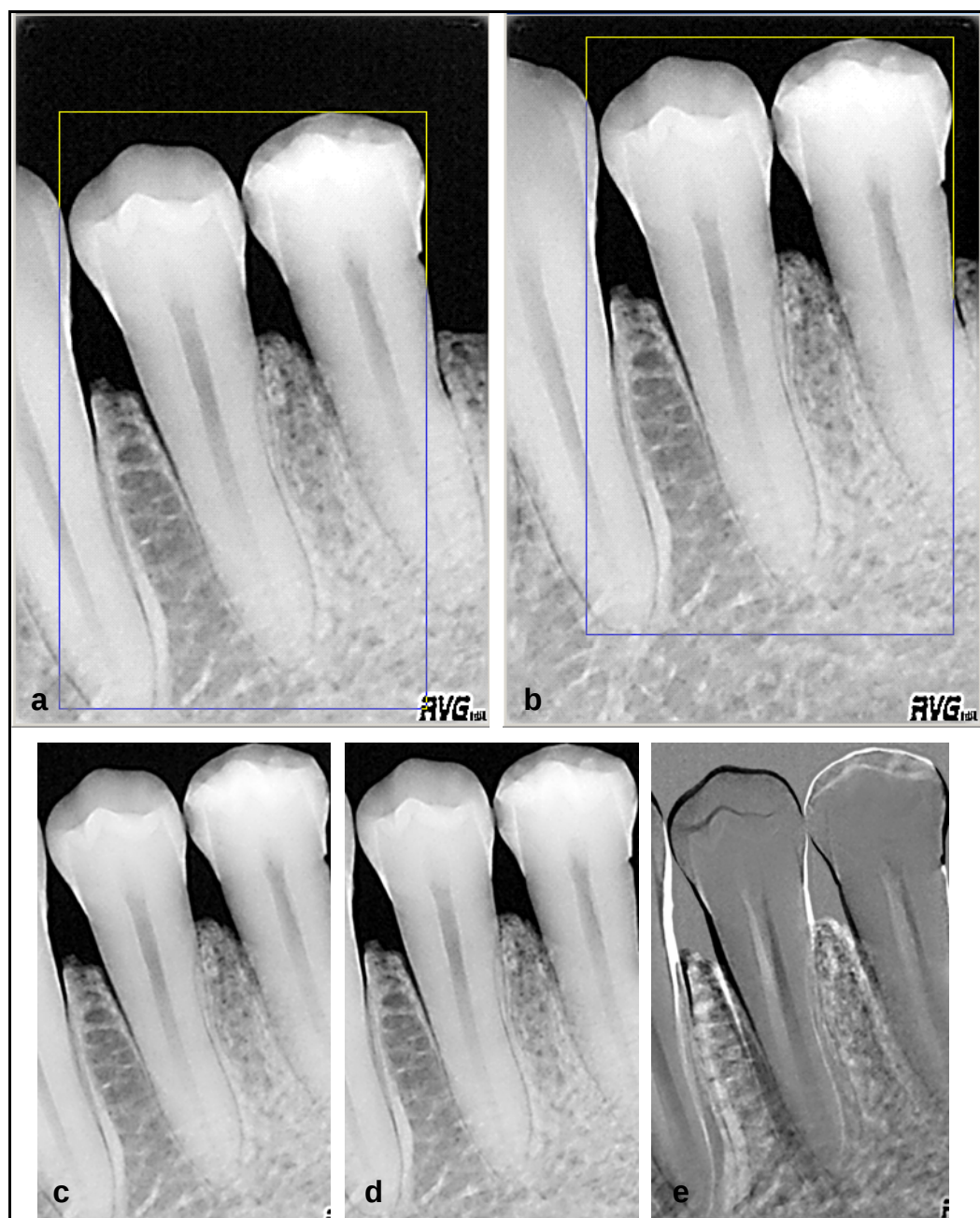


FIGURA 11 – Trabalho com as imagens no programa Image Tool: a) seleção da ROI na radiografia inicial; b) seleção da ROI na imagem final, utilizando as mesmas regiões anatômicas como referência; c) ROI de imagem radiográfica inicial; d) ROI de imagem radiográfica final; e) imagem subtraída resultante da sobreposição de (d)–(c).

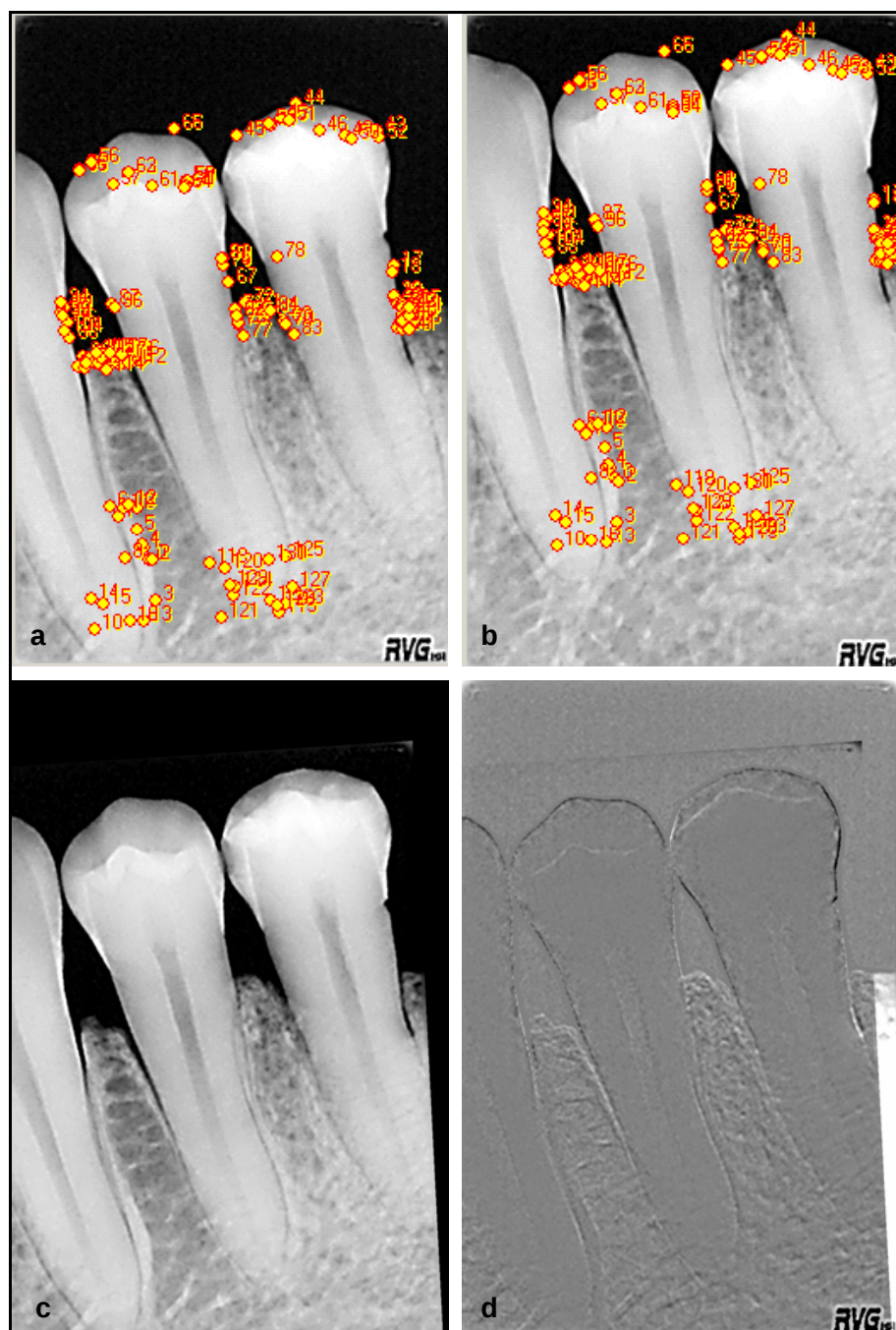


FIGURA 12 – Registro da imagem radiográfica no programa Regeemy: a) marcação automática dos pontos controle na imagem inicial; b) marcação automática dos pontos controle na imagem final; c) radiografia final após a correção geométrica do tipo projetiva; d) imagem subtraída resultante da sobreposição de (c)-(a) no programa Image Tool.

Suponha que você tenha duas imagens: *reference* e *sensed*. Estas imagens descrevem o mesmo objeto, mas elas não são idênticas. A tarefa do registro de imagens é achar pontos homólogos ou correspondentes em ambas imagens. A execução do registro de imagens é uma função de correspondência, que leva uma coordenada de qualquer ponto em uma imagem referência e retorna uma coordenada para esse ponto na imagem registrada. A função de correspondência é utilizada para deformar a imagem final com o objetivo de alinhá-la o mais perfeito possível com a imagem inicial. Logo abaixo será apresentado um passo a passo para trabalhar com o Regeemy – sistema de registro e mosaico de imagens em Odontologia.

O **primeiro passo** é abrir as imagens. O sistema designa imagem-1 como *reference* e imagem-2 como *sensed*. Para abrir as imagens utilize os botões *Browse* os quais são indicados também por números 1 e 2. Cada imagem será aberta na sua própria janela. As janelas onde são expostas as imagens possuem alguns recursos tais como: zoom, número da imagem e nome do arquivo. A janela da imagem também vai mostrar as dimensões da imagem e as resoluções de cor, a posição do cursor com relação ao pixel que esta abaixo dele e informações de ferramentas na barra de ícones.



FIGURA 13 – Imagens inicial e final abertas para registro.

O **segundo passo** é a extração dos pontos controle. Para selecionar áreas semelhantes em ambas imagens, pressionar o botão *select rectangles*. Então, simplesmente selecione esses retângulos em ambas as janelas de imagem. Se você não quiser selecionar retângulo, pule esta etapa e aperte diretamente no botão *Auto Find Tie Points*, para extrair os pontos controle automaticamente utilizando toda a imagem como referência. Se você está adquirindo pontos controle dentro dos retângulos, estes pontos controle podem ser acrescentados a uma lista existente clicando no botão *Find in Rectangles and Add*.

O **terceiro passo** é a visualização dos pontos controle. Os pontos controle extraídos nos passo anterior podem ser visualizados nas janelas com as imagens, sobre as ROI. As informações sobre a transformação que foi, ou está sendo executada, podem ser visualizadas na janela *Log*. Os pontos controle também podem ser visualizados na janela para edição dos pontos controle. Selecionando qualquer par de pontos, a diferença (em pixels) entre os pontos na imagem referência e os pontos na imagem transformada podem ser visualizados na barra da janela.

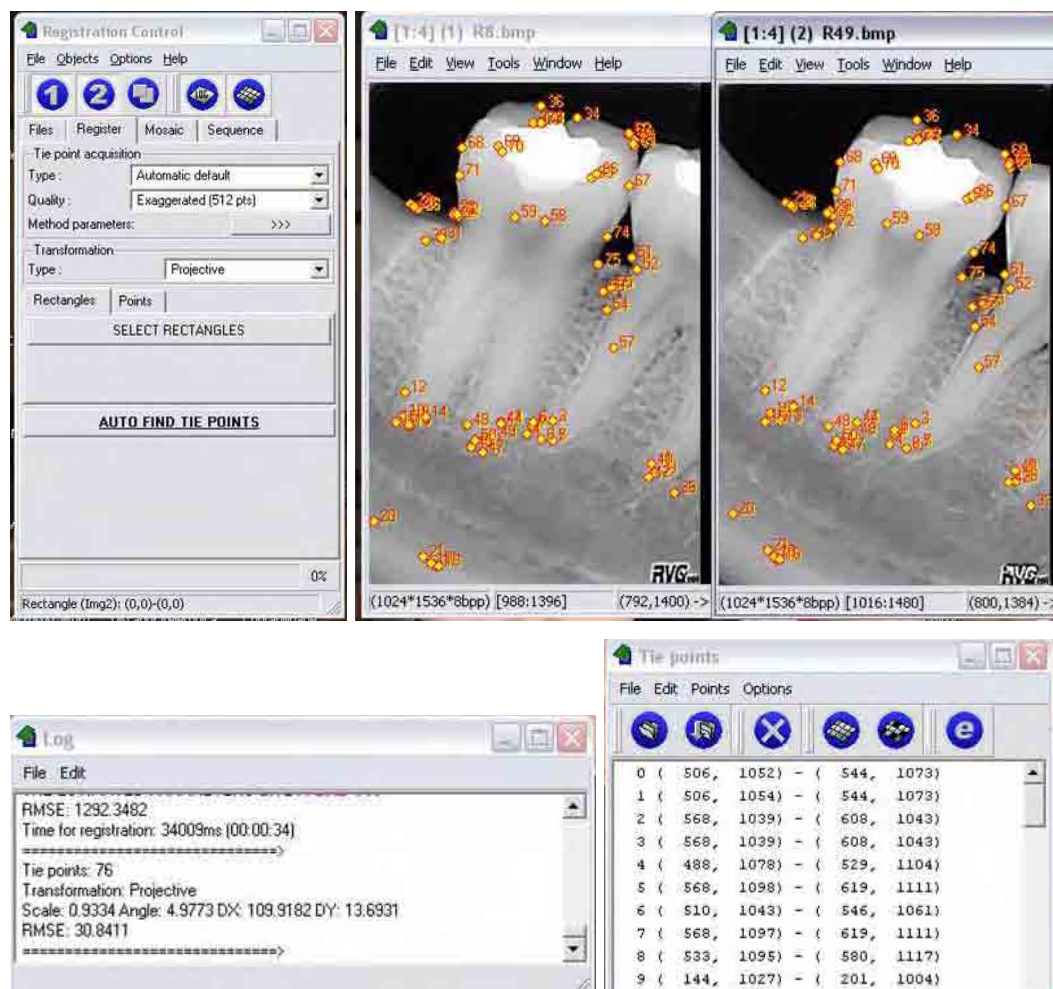


FIGURA 14 – Pontos controle selecionados para ambas imagens. Janela *Log* na qual pode ser visualizado um resumo da transformação que está sendo executada e janela *Tie points* na qual podem ser visualizados os pares de pontos controle e sua localização na imagem.

O **quarto passo** é fazer o registro das imagens. Para registrar as imagens selecionar a opção *mosaic* na janela *Registration Control*. Para a execução desta tarefa, o operador pode selecionar as opções *Equalize* e *Underlay*. Para gerar a imagem *result*, clicar em *Register or Mosaic*. Aparece então uma nova janela contendo a imagem *result*.

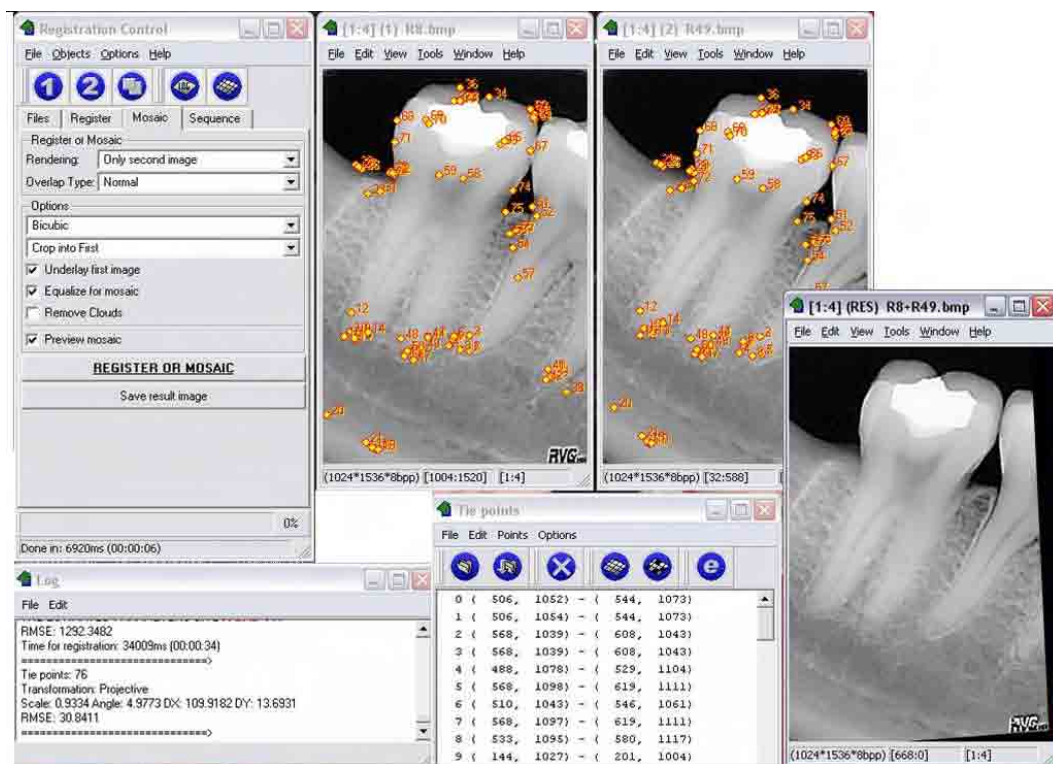


FIGURA 15 – Acima se pode observar as radiografias inicial e final com os pontos controle selecionados. No canto inferior direito pode-se observar o resultado do registro da imagem final no Regeemy. Este registro foi realizado utilizando como referência a imagem inicial.

5 RESULTADOS

Os autores da presente pesquisa partiram da hipótese de que haveria diferença nos valores de desvio-padrão, para imagens subtraídas obtidas com e sem aplicação de registro geométrico, ou então, correção de imagens *a posteriori*.

Para tal, foi selecionada na imagem subtraída uma ROI, aproveitando a região na imagem que se repete em ambas radiografias.

Nesta ROI foi calculado o valor para a média e para o desvio-padrão da distribuição dos níveis de cinza. Para a presente pesquisa interessou o desvio-padrão, já que este mostra a qualidade da imagem subtraída. Quanto menor o desvio-padrão, menor o ruído anatômico presente na imagem subtraída (desvio-padrão = ruído anatômico).

No total foram utilizadas oitenta radiografias digitais (quarenta iniciais e quarenta finais) as quais originaram quarenta imagens subtraídas sem registro automático de imagem e quarenta imagens subtraídas com registro automático *a posteriori* da imagem final.

Pela análise do desvio-padrão dos níveis de cinza formadores da imagem subtraída, foi avaliada a qualidade da mesma, ou seja, quanto menor o desvio-padrão, melhor foi o alinhamento do par de imagens pré-subtração.

Utilizando o teste estatístico t-pareado, foram comparadas as médias dos níveis de cinza das imagens iniciais e finais. O objetivo desta comparação foi descartar a necessidade de ajuste de brilho, como descrito no trabalho de Dotto et al.⁴ (2003). Pode-se observar logo abaixo a Tabela 1 e as Figuras 16 e 17, nas quais foi representado o resultado da comparação das médias dos níveis de cinza de imagem inicial X final.

Considere para avaliação da Tabela abaixo: N = número amostral, EP Média = erro padrão da média e IC = intervalo de confiança amostral.

Tabela 1 – Teste t-pareado para a comparação: radiografia inicial X radiografia final, com relação à média dos níveis de cinza das imagens.

Imagem	N	Média	DP	EP Média
Radiografia Inicial	40	128,759	0,759	0,120
Radiografia Final	40	129,698	5,404	0,854
Diferença	40	-0,939250	5,482910	0,866924

*95% IC para a diferença da média: (-2,692770; 0,814270).

Teste-t para a diferença da média: t-valor = -1,08 **p-valor = 0,285**.

Considere para avaliação das figuras abaixo: x = média amostral, Ho = hipótese nula (= de igualdade), Freqüência = número de vezes que aparece o valor, Diferenças = valor da diferença das médias.

Quando Ho se localizar sobre o zero e na faixa da média amostral (X), isto significa a inexistência de diferença estatisticamente significativa. Porém, quando Ho está sobre 0 e fora de X (média amostral), isto representa uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

A média amostral, representada pela letra X, indica o IC (intervalo de confiança), nos seus valores mínimo e máximo. Nos gráficos do tipo *Boxplot*, quando existem * (asteriscos) dispersos, isto significa os indivíduos da amostra localizados muito fora do padrão da média amostral.

Logo abaixo, pela análise das Figuras 16 e 17, podem-se observar gráficos de Histograma e *Boxplot* para a distribuição das medias dos níveis de cinza nas imagens radiográficas iniciais e finais.

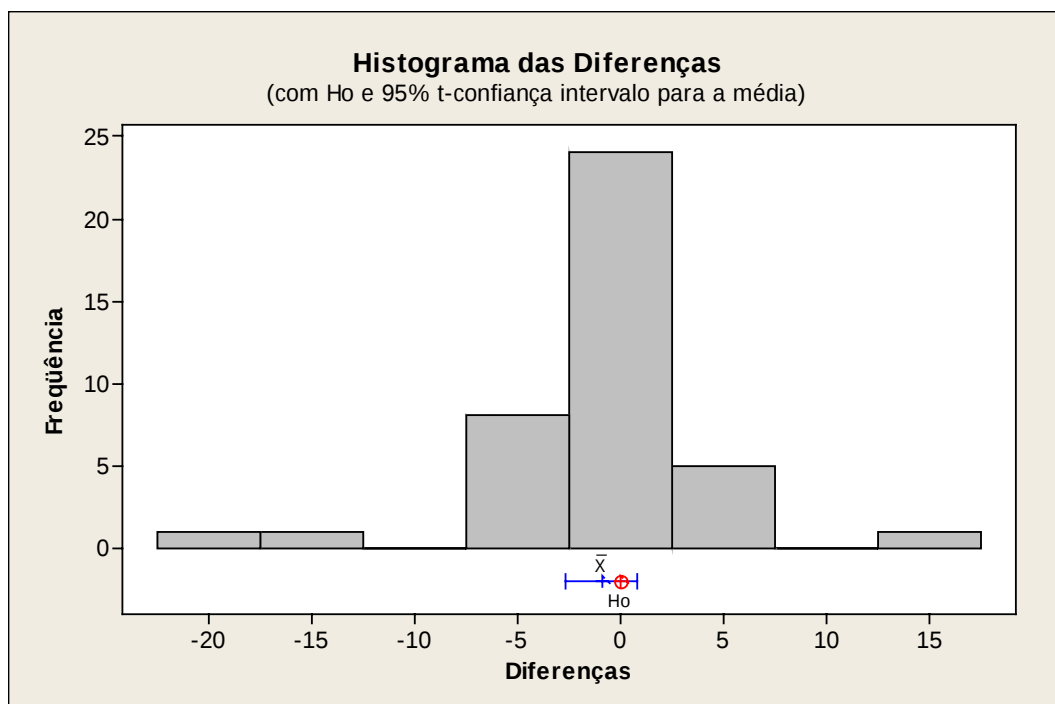


FIGURA 16 – Gráfico representando o histograma das diferenças para a comparação: radiografia inicial X radiografia final.

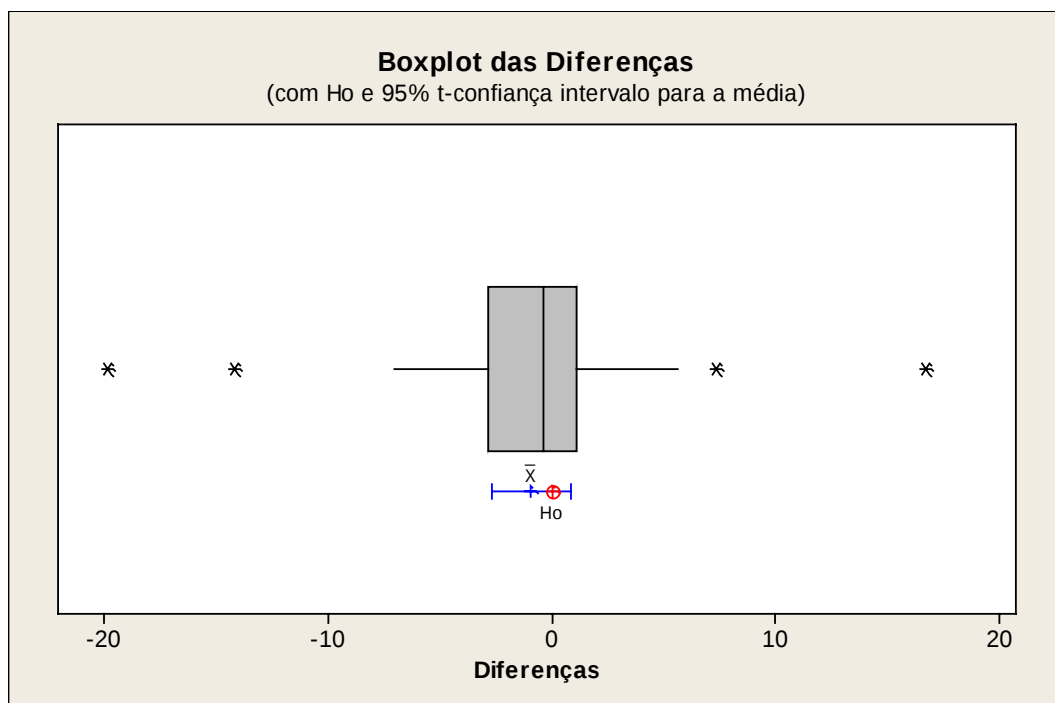


FIGURA 17 – Gráfico representando o *boxplot* das diferenças para a comparação: radiografia inicial X radiografia final.

Também utilizando teste t-pareado foi comparado o ruído das imagens subtraídas (desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens), obtidas utilizando o *Image Tool*, com e sem registro de imagens no programa Regeemy. Pela aplicação do teste t-pareado pode-se determinar se duas amostras padronizadas diferem ou não entre si.

Na Tabela 2 pode-se observar o teste t-pareado e o IC (intervalo de confiança) para os valores de desvio-padrão obtidos das imagens subtraídas, sendo DP-sr (desvio-padrão para as imagens subtraídas sem registro prévio da imagem final) e DP-*a posteriori* (desvio-padrão para as imagens subtraídas com registro *a posteriori* da imagem final).

Tabela 2 – Teste t-pareado para a comparação entre os valores de desvio-padrão obtido das imagens subtraídas sem e com registro de imagens *a posteriori*.

Imagem subtraída	N	Média	DP	EP Média
DP-sr	40	30,2860	6,4423	1,0186
DP- <i>a posteriori</i>	40	21,6763	6,2640	0,9904
Diferença	40	8,60975	6,71155	1,06119

*95% IC para a diferença da média: (6,46329; 10,75621)

Teste-t para a diferença da média: t-valor = 8,11 e **p-valor = 0,001**.

Logo abaixo se pode observar a Figura 18 representando o histograma para a diferença entre as médias dos valores de desvio-padrão obtido das imagens subtraídas com e sem registro automático *a posteriori*. Já a Figura 19 representa o *Boxplot* para as diferenças entre as médias de desvio-padrão para as imagens subtraídas.

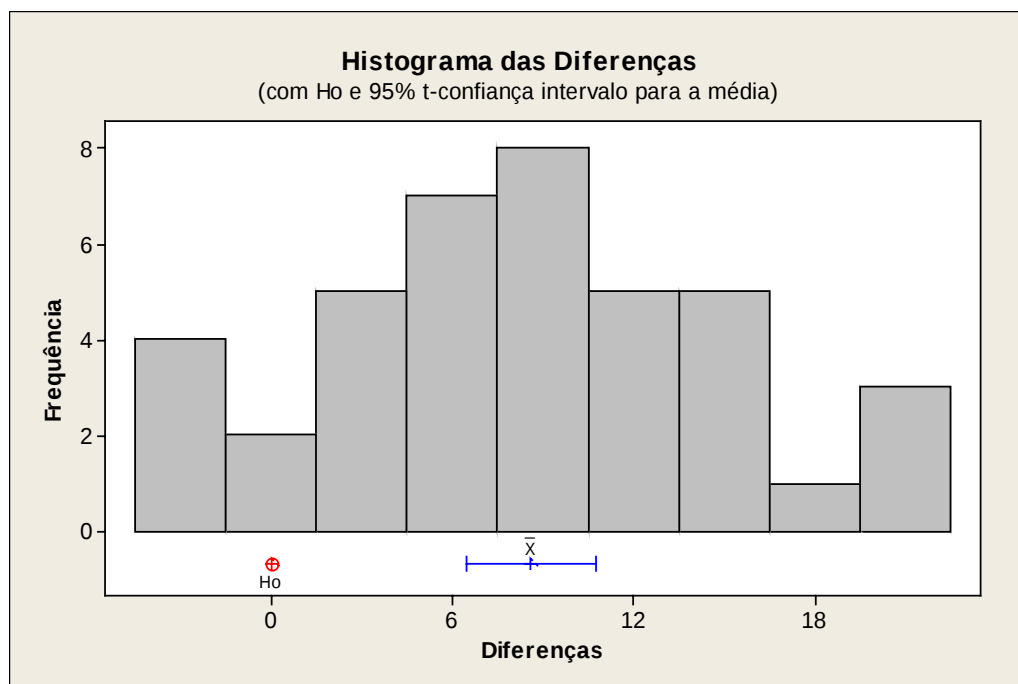


FIGURA 18 – Gráfico representando o histograma das diferenças para a comparação: DP-sr X DP-a *posteriori*.

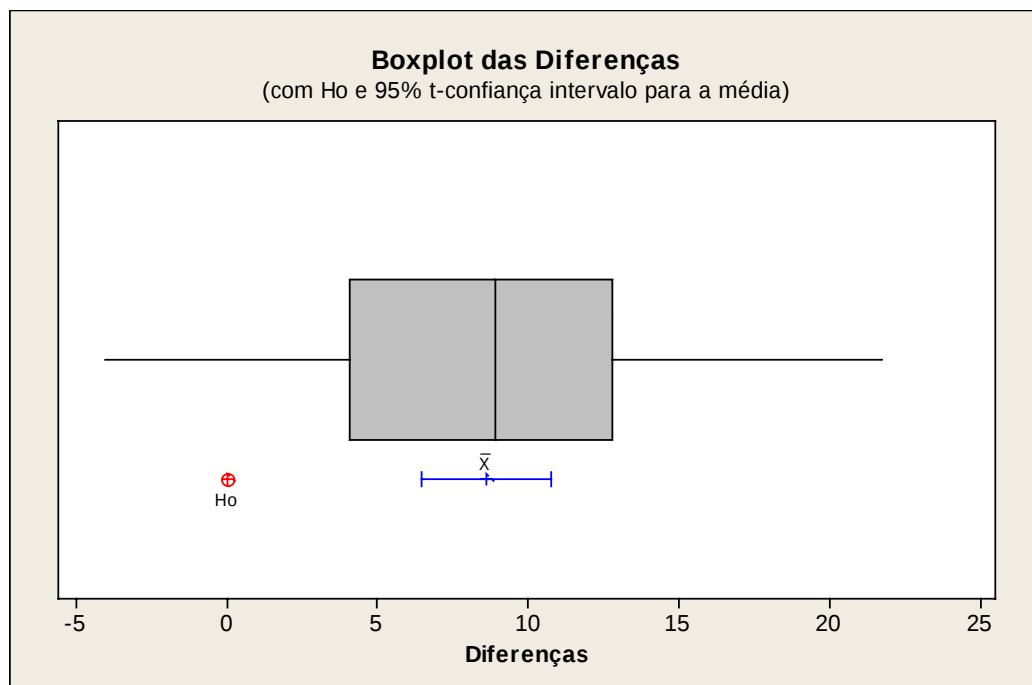


FIGURA 19 – Gráfico representando o *boxplot* das diferenças para a comparação: DP-sr X DP-a *posteriori*.

O intervalo de confiança para a diferença do desvio-padrão entre as imagens não inclui zero, o que significa uma diferença entre eles. O p-valor pequeno ($p=0,001$) sugere que os dados são incompatíveis com $H_0=0$, ou seja, os desvio-padrão para as imagens diferem entre si.

6 DISCUSSÃO

A técnica de subtração existe desde 1930 (HÄRDSTEDT & WELANDER¹⁵, 1975; REDDY & JEFFCOAT²⁷, 1993), porém, seu emprego em Odontologia começou nos anos oitenta, conforme relatos de Gröndahl et al.¹⁴ (1983), Reddy & Jeffcoat²⁷ (1993) e Lehmann et al.²⁰ (2000). A principal vantagem da Técnica de Subtração, com relação à análise subjetiva da radiografia, é o fato de que, lesões ainda muito pequenas, na ordem de cinco por cento de perda mineral, já podem ser visualizadas, enquanto que na análise subjetiva é necessária uma perda de aproximadamente trinta a sessenta por cento em volume (REDDY & JEFFCOAT²⁷, 1993; MOL & DUNN²⁴, 2003). Outra vantagem é a sensibilidade e especificidade da técnica de subtração, que ficam na ordem de noventa por cento e 95%, respectivamente (REDDY & JEFFCOAT²⁷, 1993).

São essas vantagens supracitadas que justificam a utilização da Técnica de Subtração em Odontologia, principalmente nas especialidades de Radiologia, Implantodontia, Periodontia, Cariologia e Cirurgia Bucomaxilofacial, para acompanhamento do reparo ou então, da progressão de lesões em tecido ósseo alveolar ou tecido dentário (esmalte e dentina).

Por meio da Técnica de Subtração, pode-se avaliar uma imagem de forma qualitativa ou então, quantitativa. Uma avaliação qualitativa da imagem significa a execução de: a) manipulação do contraste da imagem subtraída; b) adição de pseudocoloração; e por fim c) interpretação visual. Já uma avaliação quantitativa da imagem significa a execução de: a) calibração de histograma utilizando *step-wedge*; b) seleção de ROI; c) cálculo dos valores de densidade óptica; d) análises estatísticas. Nesta pesquisa, a imagem subtraída foi avaliada de forma

quantitativa, por meio da análise dos valores de desvio-padrão dos níveis de cinza formadores da imagem.

Subtrair duas imagens radiográficas significa sobrepor essas imagens para analisar as diferenças que ocorreram ao longo do tempo. Mesmo diferenças ainda muito pequenas podem ser visualizadas por meio dessa técnica (DUNN & van der STELT⁷, 1992; OSTUNI et al.²⁵, 1993; HAUSMANN¹⁶, 1999). Porém, para Mikrogeorgis et al.²³ (2004) existem dois pré-requisitos para se subtrair duas imagens: as radiografias devem ter contraste (brilho) e também a geometria de exposição aos raios X padronizada.

Para Lehmann et al.²⁰ (2000), o registro das imagens pode ser executado de duas formas: *a priori*, ou no momento da execução da radiografia, ou então, *a posteriori*, após a radiografia ter sido realizada. Webber et al.³⁵, 1984; Benn¹, 1990; Dunn & van der Stelt⁷, 1992; Dunn et al.⁸, 1993; Ostuni et al.²⁵, 1993; Samarabandu et al.²⁹, 1994; Ludlow & Peleaux²², 1994; Lehmann et al.²¹, 2000; Cornelis et al.³, 2002, complementam, referindo que, as técnicas *a posteriori* são mais práticas, já que são mais simples e tem menos custo para o profissional. Então, fica justificado o interesse presente nesta pesquisa, em avaliar a técnica de registro *a posteriori*.

Existe um limite máximo de 3° para erros de angulação, quando se pretende utilizar radiografias obtidas com registro de imagens *a priori*, com a Técnica de Subtração (BENN¹, 1990; GRÖNDAHL et al.¹⁴, 1983). Para Wenzel³⁷ (1989) o desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem, aumenta juntamente com a magnificação do erro geométrico, ou variação na angulação (posição relativa de feixe, objeto e filme). Para complementar, Ludlow & Peleaux²² (1994) relataram que, mesmo tomando-se o máximo de cuidado na utilização de um registro de imagens *a priori*, somente uma faixa de 33-76% das radiografias seqüenciais obtidas, puderam ser utilizadas para subtração.

Por outro lado, Fisher et al.¹² (1995) relatam que, radiografias com erros de angulação de até 16° podem ser registradas utilizando programas de computador. É a técnica de registro de imagens *a posteriori*. Para Ettinger et al.¹⁰ (1994), mesmo na presença de uma padronização geométrica *a priori*, existe o risco de ocorrerem erros de técnica, sobrepondo as imagens de faces proximais, por exemplo. Dunn et al.⁸ (1993) e Samarabandu et al.²⁹ (1994) consideram o registro de imagens *a posteriori* superior comparado ao registro *a priori*. Pode-se, por exemplo, avaliar quantitativamente o reparo ósseo de lesões periimplantares, por meio da aplicação do registro de imagens *a posteriori*, antes da execução da Técnica de Subtração, como utilizado por Shou et al.³² (2003). A marcação dos pontos controle em ambas as imagens pode ser executada de forma manual, semi-automática ou então de forma automática. A marcação de pontos manual é considerada inferior comparada as marcações semi-automática (utilizada no estudo de BYRD et al.², 1998) e automática (utilizada no estudo de YOON³⁸, 2000).

Visualizando a dificuldade de se realizar o registro de imagens *a priori*, e objetivando a disponibilização de ferramentas nacionais e gratuitas para a execução do registro de imagens *a posteriori*, foi então desenvolvida a presente pesquisa.

Nesta pesquisa, foi avaliada a hipótese de que, poderiam existir variações estatisticamente significativas, comparando os valores de desvio-padrão dos níveis de cinza, das imagens subtraídas obtidas com e sem aplicação do registro de imagens *a posteriori*.

Pode-se observar neste estudo que, um menor ruído anatômico, ou seja, menor desvio-padrão, foi obtido nas imagens subtraídas após execução do registro automático de imagens *a posteriori*. Por meio da análise do desvio-padrão dos *pixels*, ou valores (níveis) de cinza da imagem subtraída, pode-se determinar a qualidade do alinhamento das imagens pré-subtração, conforme descrito por Wenzel³⁷

(1989), Dunn et al.⁸ (1993), Ludlow & Peleaux²² (1994), Fisher et al.¹² (1995), Sander et al.³⁰ (1996) e Cornelis et al.³ (2002).

Neste estudo foi avaliada somente a qualidade da imagem subtraída executada sem registro da oclusão na peça macerada, ou seja, não foi objetivo desta pesquisa comparar registro de imagens *a priori* com registro *a posteriori*. Nos resultados dos estudos de Wenzel³⁷ (1989), Dunn et al.⁸ (1993), Samarabandu et al.²⁹ (1994), Sander et al.³⁰ (1996), Byrd et al.² (1998), são encontrados menores valores para o ruído, ou seja, desvio-padrão nas imagens subtraídas obtidas com registro de imagens *a posteriori*. Porém, nos estudos citados acima, o registro *a posteriori* foi comparado com o registro de imagens *a priori*.

Neste estudo não foi realizado registro de imagens *a priori* porque, buscou-se recriar uma situação mais parecida quanto possível com aquela que ocorre rotineiramente na clínica. Isto significa radiografias realizadas com o uso de posicionadores, porém, sem o registro da mordida, ou então, fixação da peça macerada em cefalostatos. Também não foram utilizados dispositivos auxiliares para o alinhamento da tríade: objeto, filme e feixe de raios X, tais como feixes de luz, semelhante ao descrito nos estudos de Hausmann et al.¹⁸ (1995), Hausmann et al.¹⁷ (1996) e Sander et al.³⁰ (1996), ou então, espelhos ou registro por vídeo-câmera da posição do objeto, como descrito no estudo de Ludlow & Peleaux²² (1994).

Por meio da aplicação do teste t-pareado, foi possível comparar as imagens obtidas com e sem a aplicação do registro de imagens *a posteriori*. A comparação dos valores para o desvio-padrão dos níveis de cinza, ou então, ruído da imagem, foi também utilizado nos estudos de: Wenzel³⁷ (1989), Dunn et al.⁸ (1993), Ludlow & Peleaux²² (1994), Fisher et al.¹² (1995), Sander et al.³⁰ (1996). O teste t-pareado foi também utilizado nos estudos de: Wenzel³⁷ (1989), Ludlow & Peleaux²² (1994), Sander et al.³⁰ (1996), Dotto et al.⁴ (2003). Neste estudo, pode-se observar, nos resultados, um p-valor = 0,001, ou seja, estatisticamente

significativo. Os valores para o desvio-padrão (ruído anatômico) obtidos nas imagens subtraídas sem e com registro *a posteriori* da imagem final foram de 30,2860 e 21,6763, respectivamente.

Um desvio-padrão tão alto pode ser explicado pelo fato de que o sensor do sistema RVGui possui um ruído eletrônico inerente ao sensor. O sensor do sistema de radiografia digital direta intrabucal RVGui foi utilizado no modo de alta resolução, produzindo imagens com 1840x1360 *pixels* (1.572.864 *pixels*). O filtro ou tipo de imagem selecionado foi o *perio*, o qual é utilizado para a melhor visualização do osso alveolar e gera imagens radiográficas com baixo contraste. Para Schulze & d'Hoedt³¹ (2002) a densidade, o contraste e o ruído da imagem são afetados diretamente pela seleção do tipo de imagem, ou seja, imagens no modo *perio*, (baixo contraste) possuem maior ruído e menor contraste e densidade. Por esse motivo que, nesta pesquisa, foi mais trabalhoso para o programa Regeemy encontrar os pontos controle na região de ápice de raiz, já que esta é uma região com menores variações no contraste dos *pixels*.

Algo também a considerar é que, se a ROI selecionada fosse menor, ou seja, abrangendo somente uma pequena área mais central na imagem, possivelmente estes valores para desvio-padrão seriam menores. Quanto maior a ROI, maior será o desvio-padrão, já que uma gama maior de valores de cinza será utilizada para cálculo.

Neste estudo, o menor valor para o desvio-padrão foi obtido para as imagens subtraídas com registro de imagens *a posteriori*. Isto significa que, o registro da imagem final proporcionou melhor alinhamento das imagens pré-subtração, gerando menor ruído anatômico (desvio-padrão).

Neste estudo também foi comparada a média dos níveis de cinza, nas imagens radiográficas iniciais e final, mediante a aplicação de um teste t-pareado. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa. Isto significa que, não seria necessário realizar a equalização

do brilho (correção de *gamma*) entre as imagens, porque estas já estavam com o brilho de *pixel* num valor semelhante. A média para o histograma das imagens iniciais e finais foi de: 128,759 e 129,698, respectivamente. O p-valor para a comparação destas medias resultou em $p > 0,05$. Por isso, nem haveria a necessidade de realizar a equalização de brilho antes da subtração. Isto vai ao encontro do que foi relatado nos estudos de: Dotto et al.⁴ (2003) e Dotto et al.⁵ (2004), os quais observaram variação não significativa nos valores de média e desvio-padrão dos níveis de cinza da imagem, mesmo na presença/ausência de simulador para tecidos moles, ou então, variando o tempo de exposição aos raios X. Para esses autores, seus resultados se devem à utilização de sensor CCD (*charge-couple device*) para radiografia digital e aparelho de raios X com corrente contínua.

Para Dotto et al.⁴ (2003) e Dotto et al.⁵ (2004) o sensor digital RVGui corrige sub ou sobre-exposições aos raios X. Então, mesmo que a distância entre objeto e sensor não tenha sido mantida constante entre as exposições, as radiografias apresentaram um valor médio padrão para o histograma dos níveis de cinza. Por outro lado, o aparelho de raios X com corrente contínua, pôde proporcionar quilovoltagem (kVp) estabilizada e grande possibilidade de repetição da dose de exposição em breves intervalos de tempo, além do que permite a realização de radiografias com valores de exposição bem menores.

De acordo com Cornelis et al.³ (2002), Lehmann et al.²⁰ (2000), Mol & Dunn²⁴ (2003), Mikrogeorgis et al.²³ (2004), para manter a relação de paralelismo entre objeto e sensor, muitas vezes é necessário afastar o sensor deste objeto. Com isso, ocorre variação na posição relativa objeto e filme entre as radiografias seqüenciais. Na ausência de um registro de mordida, ou oclusão dos dentes, utilizando material de moldagem fixo ao posicionador, não pôde ser mantida constante a posição relativa entre feixe de raios X e objeto. Então, neste estudo, estamos diante de variações com relação à posição em perspectiva de:

objeto, sensor e feixe de raios X. Estas variações originaram erros irreversíveis na imagem radiográfica, conforme citado nos estudos de Vannier³⁴ (1996), Dunn et al.⁸ (1993), Mol & Dunn²⁴ (2003), Lehmann et al.²⁰ (2000), Mikrogeorgis et al.²³ (2004).

Para Lehmann et al.²⁰ (2000) a transformação tipo afim pode ser utilizada nos casos em que fique padronizada a posição ou geometria da fonte de raios X com o objeto (erros de geometria reversíveis). Já a transformação tipo projetiva ou perspectiva é a transformação mais indicada para uso com radiografias intrabucais, porque corrigem erros de projeção irreversíveis. Mol & Dunn²⁴ (2003) e também Mikrogeorgis et al.²³ (2004) referem que erros de projeção irreversíveis são aqueles em que ocorrem variações na angulação vertical e/ou horizontal entre fonte de raios X e objeto.

Essa variação na perspectiva, com relação a essa tríade, é muito comum em clínica. Não se consegue realizar radiografias de rotina idênticas sem a aplicação de um registro de imagens *a priori*. Mesmo um profissional extremamente experiente, e com muito tempo de prática, não consegue realizar, a mão-livre (técnica da bisettriz), radiografias ideais para execução da técnica de subtração.

A necessidade de registrar imagens obtidas em diferentes momentos não é uma necessidade exclusiva da Odontologia ou Medicina. Essa necessidade, também existe, quando são avaliadas fotografias de satélite. O programa Regeemy é utilizado para registrar fotografias e outras imagens adquiridas por satélites. Mediante contato com a Divisão de Processamento de Imagens (DPI), a qual faz parte da Coordenação Geral de Observação da Terra (OBT) do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), foi realizado um projeto piloto, incluindo alguns testes com registro de imagens radiográficas periapicais. Os resultados foram excelentes, o mesmo procedimento utilizado para registrar imagens de satélite, pôde ser utilizado para as imagens radiográficas periapicais.

A principal dificuldade, ao se trabalhar com registro de imagens *a posteriori* é que, grande parte dos programas de computador existentes para esse fim são indisponíveis, ou seja, pertencem apenas ao pesquisador ou instituição que os criou, ou então, são economicamente caros para aquisição. O Regeemy fecha essa lacuna, porque é um programa de livre *download* (<http://regima.dpi.inpe.br/download.html>), mediante registro no DPI-INPE. Então, qualquer pesquisador ou profissional com interesse em registrar imagens radiográficas para uso com a técnica de subtração digital, poderá fazer uso do Regeemy, sem custos adicionais. Por meio da utilização do programa Regeemy, foi suprida uma carência em pesquisas utilizando a Técnica de Subtração, já que, agora é possível realizar a correção ou registro geométrico das imagens, por meio de transformações tipo projetiva e marcação automática de múltiplos pontos controle.

Mediante a utilização de ferramentas de correção geométrica *a posteriori* fica desmistificada a idéia de que a aplicabilidade clínica da técnica de subtração é impossível, ou então, limitada. Isto é reforçado pela afirmativa de Lehmann et al.²¹ (1998), Mol & Dunn²⁴ (2003) e Mikrogeorgis et al. (2004), os quais relatam que, mesmo radiografias com erros de projeção irreversíveis podem ser sobrepostas utilizando o registro *a posteriori* e transformações do tipo projetiva.

Este estudo apresenta uma metodologia semelhante aos estudos de Lehmann et al.²¹ (1998) e Mol & Dunn²⁴ (2003), os quais comprovaram ser possível a realização da técnica de subtração utilizando radiografias obtidas com erros de projeção irreversíveis. Esses estudos validam a aplicação da transformação tipo projetiva para uso com imagens radiográficas intrabuciais. Concordamos com esses autores na citação: “o uso da transformação tipo projetiva foi eficaz em registrar radiografias obtidas *in vivo*, sem preocupação com o registro *a priori* das imagens”.

O presente estudo comprova e viabiliza o uso de um programa de computador (Regeemy) para registro automático de imagens *a posteriori*, mediante a marcação automática de múltiplos pontos controle. Foram utilizados recursos do tipo *Optical Flow*, ou flutuação óptica, para encontrar os pontos controle em ambas imagens, semelhante ao descrito no estudo de Cornelis et al.³ (2002), e a transformação geométrica aplicada foi do tipo projetiva, a mais indicada para registro de radiografias intrabucais.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a proposição da presente pesquisa, ficam descritas abaixo, as seguintes conclusões:

- a) foi possível realizar o registro *a posteriori* de imagens radiográficas odontológicas por meio da marcação automática de múltiplos pontos controle utilizando um programa para registro de imagens de satélite;
- b) o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas, obtidas após o registro de imagens *a posteriori*, foi estatisticamente menor que o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens subtraídas obtidas sem registro de imagens.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 BENN, D.K. Limitations of the digital image subtraction technique in assessing alveolar bone crest changes due to misalignment errors during image capture. **Dentomaxillofac Radiol**, v.19, p.97-104, Aug. 1990.
- 2 BYRD, V. et al. Semiautomated image registration for digital subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.85, n.4, p.473-480, Apr. 1998.
- 3 CORNELIS, J. et al. **Human body imaging**: generic tasks in medical image processing, illustrating the application of computer science and digital signal processing techniques. Vrije Universiteit Brussel; Dept. ETRO-IRIS, [2002]. 7p. Disponível em: http://www.etro.vub.ac.be/education/course_books.htm Acesso em: 10 dezembro 2002.
- 4 DOTTO, G.N. et al. Análise de ruído em imagens digitais subtraídas utilizando-se diferentes tempos de exposição aos raios X e simulador de tecidos moles. **RPG Rev Pós Grad**, v.10, n.3, p.273, 2003. (Resumo PA 179).
- 5 DOTTO, G.N. et al. Análise da perda mineral em esmalte proximal por meio de radiografia digital direta e microscopia eletrônica de varredura (MEV). **Rev Odonto Cienc**, v.19, n.44, p.186-191, abr./jun. 2004.
- 6 DOTTO, G.N. et al. Subtração digital radiográfica – identificação precoce de perdas minerais em esmalte. **Braz Oral Res**, v.18, Suppl

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Informações e documentação**: Referência, elaboração, NRB 6023. Rio de Janeiro, 2002. 23p.

- (Trabalho apresentado à 21^a Reunião Annual da SBPqO. Resumo Pa295), p.147, 2004.
- 7 DUNN, S.M.; VAN der STELT, P.F. Recognizing invariant geometric structure in dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, v.21, p.142-7, Aug. 1992.
 - 8 DUNN, S.M. et al. A comparison of two registration techniques for digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v.22, p.77-80, May 1993.
 - 9 ELLWOOD, R.P.; DAVIES, R.M.; WORTHINGTON, H.V. Evaluation of a dental subtraction radiography system. **J Periodontol Res**, v.32, p.241-248, 1997.
 - 10 ETTINGER, G.J. et al. Development of automated registration algorithms for subtraction radiography. **J Clin Periodontol**, v.21, p.540-3, 1994.
 - 11 FERREIRA, R.I. et al. Radiografia de subtração digital. **Rev Pos Grad**, v. 6, n. 3, p. 249-52, jul./set. 1999.
 - 12 FISHER, E. et al. The effect of independent film and object rotation on projective geometric standardization of dental radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, v.24, n.1, p.5-12, 1995.
 - 13 FOURMOUSIS, E. et al. Digital image processing. I.Evaluation of gray level correction methods *in vitro*. **Clin Oral Impl Res**, v.5, p.37-47, 1994.
 - 14 GRÖNDAHL, H.-G.; GRÖNDAHL, K.; WEBBER, R.L. A digital subtraction technique for dental radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.55, n.1, p.96-102, Jan. 1983.
 - 15 HÄRDSTEDT C.; WELANDER U. Photographic subtraction. I. Theory of the subtraction image. **Acta Radiol Diagn**, v. 16, n. 6, p. 559-64, Nov. 1975.
 - 16 HAUSMANN, E. Digital subtraction radiography: then (1983) and now (1998). **J Dent Res**, v.78, n.1, p.7-10, 1999.

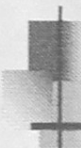
- 17 HAUSMANN, E. et al. Studies on the angular reproducibility of positioning patients adjacent to an x-ray tube 2. A new electronically guided, force-sensitive sensor-based alignment system. **J Periodontol Res**, v.30, p.294-7, 1995.
- 18 HAUSMANN, E. et al. Validation of quantitative digital subtraction radiography using the electronically guided alignment device/impression technique. **J Periodontol**, v.67, n.9, Sept. 1996.
- 19 KNEÖAUREK, K. et al. Medical image registration. **Europhysics News**, v.31, n.4, p.1-6, 2000. Disponível em: <http://www.europhysicsnews.com/full/04/article1/article1.html> Acesso em: 10 jun. 2005.
- 20 LEHMANN, T.M.; GRÖNDAHL, H.G.; BENN, D.K. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 29, n. 6, p. 323-46, 2000. Disponível em: <http://dmfr.birjournals.org/cgi/content/abstract/29/6/323> Acesso em: 10 jun. 2004.
- 21 LEHMANN, T.M.; GRÖNDAHL, K.; GRÖNDAHL, H.-G.; SCHIMITT, W.; SPITZER, K. Observer-independent registration of perspective projection prior to subtraction of *in vivo* radiographs. **Dentomaxillofac Radiol**, v.27, p.140-150, 1998. Disponível em: <http://dmfr.birjournals.org/cgi/content/abstract/27/3/140> Acesso em: 10 jun. 2004.
- 22 LUDLOW, B.L.; PELEAUX, C.P. Comparison of stent versus laser-and cefalostato-aligned periapical film-positioning techniques for use in digital subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.77, n.2, p.208-215, Feb. 1994.
- 23 MIKROGEORGIS, G. et al. Digital radiograph registration and subtraction: a usefull tool for the evaluation of the progress of chronic apical periodontitis. **J Endod**, v.30, n.7, July 2004.

- 24 MOL, A.; DUNN, S.M. The performance of projective standardization for digital subtraction radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.96, n.3, p.373-82, 2003.
- 25 OSTUNI, J. et al. Registration of dental radiographs using projective geometry. **Dentomaxillofac Radiol**, v.22, p.199-203, Nov. 1993.
- 26 PARKS, E.T.; WILLIAMSON, G.F. Digital radiography: an overview. **J Cont Dent Prac**, v. 3, n. 4, Nov. 2002. Disponível em: <http://www.thejcdp.com/issue012/williamson/williamson.pdf> Acesso em: 10 jun. 2004.
- 27 REDDY, M.S.; JEFFCOAT, M.K. Digital subtraction radiography. **Dent Clin North Am**, v.37, n.4, p. 533-65, Oct 1993.
- 28 RUTTIMANN, U.E.; WEBBER, R.L.; SCHMIDT, E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. **J Periodontol Res**, v.21, p.486-95, 1986.
- 29 SAMARABANDU, J. et al. Algorithm for the automated alignment of radiographs for image subtraction. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.77, n.1, Jan. 1994.
- 30 SANDER, L. et al. Image homogeneity and recording reproducibility with 2 techniques for serial intra-oral radiography. **J Periodontol**, v.67, n.12, p.1288-91, 1996.
- 31 SCHULZE, R.K.W.; d'HOEDT, B. A method to calculate angular disparities between object and receptor in "paralleling technique". **Dentomaxillofac Radiol**, v.31, p.32-38, 2002. Disponível em: <http://dmfr.birjournals.org/cgi/content/abstract/31/1/32> Acesso em: 10 jun. 2004.
- 32 SHOU, S. et al. Autogenous bone graft and ePTFE membrane in the treatment of peri-implantitis. I.Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys. **Clin Oral Impl Res**, v.4, p.391-403, 2003.

- 33 TYNDALL, D.A.; KAPA, S.F.; BAGNELL, C.P. Digital subtraction radiography for detecting cortical and cancellous bone changes in the periapical region. **J Endod**, v.16, n.4, p.173-8, Apr. 1990.
- 34 VANNIER, M.W. Subtraction radiography. **J Periodontol**, v. 67, n. 9, p. 949-50, Sept. 1996 (guest editorial).
- 35 WEBBER, R.L.; RUTTIMANN, U.E.; GROENHUIS, R.A.J. Computer correction of projective distortions in dental radiographs. **J Dent Res**, v.63, n.8,p.1032-6, Aug. 1984.
- 36 WELANDER, U. et al. Color coding of radiographic changes over time by means of image addition. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 78, n. 4, p. 531-8, Oct. 1994.
- 37 WENZEL, A. Effect of manual compared with reference point superimposition on image quality in digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v.18, p.145-50, Nov. 1989.
- 38 YOON, D.C. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v.29, p.11-9, 2000.

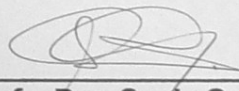
Anexo A – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa-Local: protocolo nº 031/2005-PH/CEP, datado de 09 de agosto de 2005.

 Av. Eng. Francisco José Longhi, 777 – Jd. São Otávio CEP: 12260-070 – F. (32) 3947-9028	 UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS FACULDADE DE ODONTOLOGIA
---	---


CERTIFICADO
Comitê de Ética em Pesquisa-Local

CERTIFICAMOS, que o protocolo nº 031/2005-PH/CEP, sobre “Subtração digital radiográfica com registro de imagens a posteriori utilizando marcação automática de múltiplos pontos de referência (Estudo in vitro” sob a responsabilidade de GUSTAVO NOGARA DOTTO, 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 pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

São José dos Campos, 09 de agosto de 2005.



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

Anexo B – Glossário de termos comumente empregados em estudos utilizando registro de imagens e técnica de subtração.

A posteriori = é um método que permite registrar imagens sem a utilização de dispositivos especiais ou protocolos complicados. O registro é feito após a aquisição da imagem;

A priori = é um método pelo qual se obtém a imagem de forma padronizada, já visando sua utilização para a técnica de subtração. São necessários a utilização de dispositivos especiais e protocolos complicados, visando o registro de imagem no momento da execução da radiografia;

Affine = afim é uma transformação geométrica linear, que em duas dimensões, é definida por seis parâmetros. Engloba rotação, translação, escalonamento, reflexões regulares e tosqueamento;

Algorithm = algoritmo é uma série finita de passos lógicos claramente definidos utilizados para resolver um problema em particular. É uma técnica matemática específica utilizada para complementar o processamento ou operação de análise das imagens;

Analogic digital conversor = conversor análogo-digital é um periférico de computador que promove a aquisição, armazenamento, e exibição de imagens digitais baseado em um sinal analógico de vídeo;

Anatomical Landmarks = marcas anatômicas são referenciais anatômicos utilizados para definir pontos na imagem e facilitar seu processamento;

Aspect ratio = relação de aspecto é a relação entre as dimensões horizontal e vertical de uma imagem formada pelos *pixels*, geralmente obtida na relação x:y;

Baseline = é o momento no tempo no qual é obtida a radiografia de referência, ou inicial, de um estudo longitudinal;

Brightness = brilho é a quantidade de luz que atingiu os *pixels* em uma imagem digital;

Casual noise = ruído casual é um ruído adicionado a uma imagem como resultado do processamento;

CCD = *Charge-Couple Device*, ou dispositivo de carga acoplada;

Contrast = contraste são as diferenças de brilho dentro de uma imagem digital, por exemplo, o desvio padrão dos valores de cinza dos *pixels*.

Global contrast = Contraste global se refere à imagem inteira enquanto que o contraste local se refere somente a uma pequena faixa de *pixels*;

Contrast calibration = calibração de contraste é a compensação computacional para a distorção de contraste causada na aquisição da imagem, por exemplo, correção de gama. Não confundir com equalização de contraste;

Contrast correction = é a equalização de contraste entre duas imagens;

Contrast distortion = distorção de contraste é uma modificação não-linear de intensidades causada pelo processamento da imagem. Por exemplo, correção de gama é necessária para compensar as alterações não-lineares de brilho causadas pelo tubo de raios X, ou então, para calibrar distorção fotométrica dos filmes radiográficos;

Control points = são múltiplos pontos controle colocados em ambas radiografias que serão subtraídas, para controlar o processo de alinhamento geométrico;

DAS = *Digital Subtraction Angiography*, ou Angiografia por Subtração Digital;

Digital image = imagem digital é uma imagem composta de *pixels*, tendo cada um desses um discreto valor de brilho associado;

Digital image processment = processamento de imagem digital é a técnica de processamento de imagens na forma de *pixels*;

Digitalization = digitalização é a amostragem e quantização de um sinal analógico para criar uma imagem digital;

Fiduciary Landmarks = pontos controle obtidos a partir da imagem de objetos, tais como esferas metálicas, radiografados junto com a região de interesse;

Free-Hand = radiografia a mão-livre, ou seja, obtida pela técnica da bisettriz, ou então utilizando posicionadores para o filme, porém, sem o registro da oclusão do paciente;

Free-hand subtraction = subtração à mão-livre é uma subtração de terceira geração executada sem utilização de ajustes individuais. Porém, podem ser usados posicionadores ou outros dispositivos para controlar a geometria de exposição;

Gamma correction = correção de gama é uma correção não-linear de brilho;

Geometric calibration = calibração geométrica é a compensação pelo computador da distorção geométrica causada durante a aquisição da imagem;

Geometric distortion = distorção geométrica é uma modificação não-linear das distâncias geométricas causada pelo processamento da imagem;

Geometric transformation = transformação geométrica é uma operação que transforma as características espaciais de uma imagem;

GPR = Geometria de Projeção Radiográfica;

Gray scale = escala de cinza é o número de níveis de cinza que representam o brilho em uma imagem digital;

Gray scale image = imagem em escala de cinza é uma imagem composta de brilho de níveis de cinza;

HDI = *High Definition Image*, ou imagem de alta definição;

Histogram = histograma é uma representação gráfica do número de *pixels* de uma imagem para cada nível de cinza. Em outras palavras, um histograma visualiza estatisticamente a ocorrência de cada valor de cinza;

Image combination = combinação de imagem é qualquer operação que associe duas ou mais imagens *pixel* por *pixel* como por exemplo a

subtração. Uma máscara de imagem pode ser usada para controlar a adaptação no momento da combinação;

Image Landmark, ou *correspond point* ou *reference point* = pontos controle obtidos a partir da projeção radiográfica dos acidentes anatômicos no filme ou sensor;

Intensity = intensidade é a quantidade de luz que é de fato refletida ou transmitida de um dispositivo físico. Em comparação, o brilho se refere à quantidade de luz recebida por um *pixel* em uma imagem digital;

Interpolation = interpolação é um processo que transforma um ponto discreto em uma imagem contínua, onde é calculado o brilho interpolando fazendo a média do brilho dos níveis de cinza da vizinhança. Para fazer a transformação geométrica das imagens digitais, os dados devem passar por uma reamostragem antes de serem interpolados;

Optical resolution = resolução óptica é a capacidade global de um sistema de imagem para mostrar detalhes de espaço em um pedaço da imagem. Não deve ser confundido com a resolução do sensor;

Photometric distortion = distorção fotométrica é uma forma de distorção de brilho causada por discrepâncias na resposta de um receptor de imagem, não mostrando as intensidades originais com precisão;

Pixel = *Picture Element*, ou seja, a menor unidade formadora de uma imagem digital;

Projective = projetiva é uma transformação definida por dez parâmetros. É utilizada com imagens radiográficas intrabucais porque faz os objetos da imagem parecerem trapezoidais ao invés de quadrados, devido ao escorçamento;

Reference image = imagem referência é uma imagem inicial utilizada como padrão em estudos longitudinais;

Registration = registro é o processo de determinar uma relação entre o conteúdo de duas imagens incluindo a projeção de uma sobre a outra por meio de interpolação;

Rigid transform = transformação rígida é uma transformação geométrica linear de um corpo rígido permitindo rotação e translação;

ROI = Region of Interest, ou região de interesse. É uma área selecionada na imagem, é a área de interesse na imagem;

Rotation = rotação é uma operação geométrica que gira uma imagem sobre um ponto predeterminado por um ângulo desejado. Rotações fazem parte das transformações rígidas;

RST = Rotation, Scaling and Translation, é aquela que envolve rotação, escalonamento e translação. É descrita por quatro parâmetros;

Segment = aquisição de seguimento, ou final, é o momento no tempo de um estudo longitudinal no qual é adquirida uma radiografia subsequente;

Spatial density = densidade espacial é o número de *pixels* de um sensor relacionado a suas dimensões, não confundir com resolução espacial do sensor;

Spatial frequency = frequência espacial é a faixa no espaço na qual um detalhe na imagem muda do escuro para claro e vice-versa. Um detalhe pequeno na imagem tem alta frequência (alto contraste) enquanto um detalhe maior tem baixa frequência (baixo contraste);

ST = Subtraction Technique, ou Técnica de Subtração;

Step-wedge = escala de alumínio utilizada como referência na imagem radiográfica. Muito útil em estudos avaliando a densidade óptica na radiografia (LEHMANN et al.²⁰, 2000).

Apêndice A – Regeemy – sistema para registro e mosaico de imagens. Manual de instruções para uso em odontologia.

Regeemy Grupo de Criação:

Pessoal: Dmitry V. Fedorov, Leila M. G. Fonseca, Charles Kenney, B.S. Manjunath.
regima@dpi.inpe.br

Divisão de Processamento de Imagens – Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE), Brasil.
Department of Electrical and Computer Engineering – University of California, Santa Barbara, CA, USA.

Este manual:

Luiz Cesar de Moraes, Gustavo Nogara Dotto
dottogn@yahoo.com.br

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

USO DO REGEEMY COM IMAGENS DE SATÉLITE

O registro de imagens é uma operação importante em aplicações com sensoriamento remoto que basicamente envolvem a identificação de muitos pontos controle nas imagens. Como a identificação manual de pontos de controle pode ser demorada e tediosa, foram desenvolvidas várias técnicas automáticas. O programa Regeemy é um sistema automático para registro e mosaico de imagens de sensoriamento remoto, desenvolvido pela Divisão de Processamento de Imagens (Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais – INPE) e o Vision Lab (Electrical & Computer Engineering Department, UCSB). Foram implementados três algoritmos de registro que mostraram potencial para registro de imagens multisensores ou temporal. O sistema é projetado para aceitar tipos diferentes de dados e informações providos pelo usuário, o que aumenta a velocidade do processo e evita erros na marcação dos pontos controle. Baseado em um procedimento estatístico para caracterização de inscrições boas (*good fit*) e ruins (*bad fit*), o usuário pode parar ou pode modificar os parâmetros durante o processo.

USO DO REGEEMY COM RADIOGRAFIAS ODONTOLÓGICAS

Este manual tem o objetivo de facilitar a utilização do software Regeemy em Odontologia. Os autores descrevem passo a passo as etapas para trabalhar com imagens radiográficas. Por meio deste software podem ser realizadas correções geométricas na imagem, em pesquisas com a técnica de subtração, ou então, em pesquisas avaliando medidas lineares na imagem. O registro de imagens corrige erros de projeção radiográfica, para facilitar e possibilitar a comparação de pares de imagem de um tratamento, por exemplo.

BOTÕES DE COMANDO DO PROGRAMA



FILES:

Clicar em “files” para selecionar as imagens inicial “reference” e final “sensed”.

Image 1 – Reference – Browse...

Clicar aqui para selecionar a imagem inicial do arquivo.

Botão com o numero **1**:

Mostra a imagem inicial ou “reference”.

Image 2 – sensed – Browse:...

Clicar aqui para selecionar a imagem final do arquivo.

Botão com o numero **2**:

Mostra a imagem final ou “sensed”.

Botão com o desenho semelhante ao copiar arquivo:

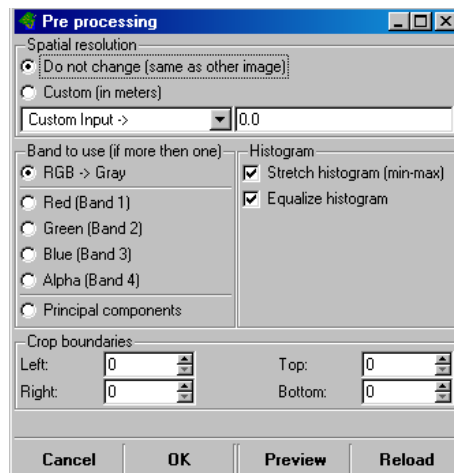
Mostra a imagem resultante do registro ou registro, ou então do mosaico.

Botão Log:

Mostra a janela “Log”. As informações referentes à transformação executada são expostas nesta janela.

Botão com o desenho dos pontos controle:

Mostra a janela onde estão especificados os pontos controle que estão sendo utilizados.

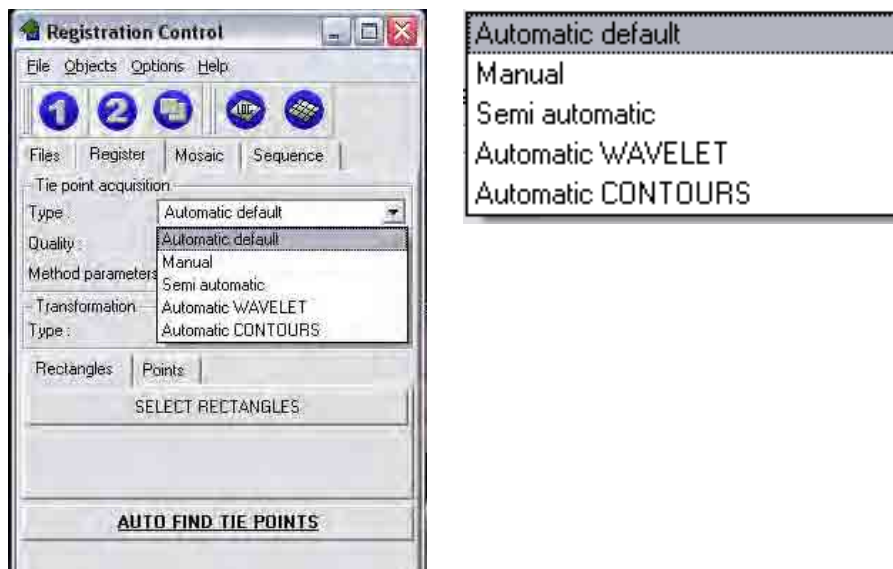
PRE PROCESSING

O módulo de pré-processamento permite aos usuários avançados selecionar filtros de pré-processamento. É possível modificar a resolução das imagens, escolher a banda a ser utilizada, realçar a imagem, etc. botão *preview* aplica os filtros selecionados e mostra a imagem resultante na mesma janela da imagem utilizada. O botão *reload* carrega a imagem original e o botão *ok* guarda as especificações dos filtros de pré-processamento que serão aplicados antes do processo de extração de pontos de controle.*

REGISTER (REGISTRO)**TIE POINT ACQUISITION (AQUISIÇÃO DOS PONTOS CONTROLE)**

A fase mais crítica do processo de registro é a determinação dos pontos de controle. Os pontos de controle são usados para estimar a transformação que será utilizada no processo de mapeamento. Se o modelo de mapeamento escolhido é adequado, a precisão de registro é garantida pela identificação correta dos pontos de controle. O processo de identificação dos pontos de controle, normalmente, é realizado em dois passos: (1) extração de feições e (2) casamento das feições extraídas no passo anterior.[†]

TYPE: (TIPO) [†]

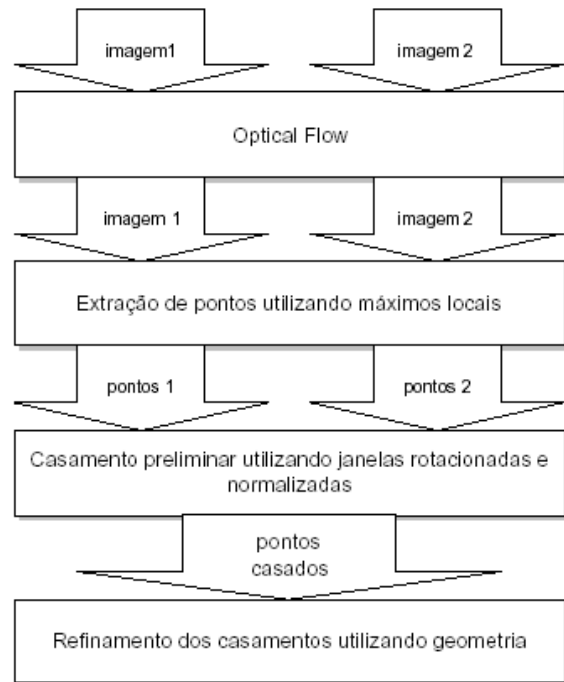


* Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005

[†] Fonseca LMG, Hower G, Kenney C, Manjunath, BS. Registration and Fusion of Multispectral Images Using a New Control Point Assessment Method Derived from Optical Flow Ideas. **Proc SPIE**, 1999, Apr; 3717:104-111.

Automatic default (automático padrão)

O método automático, idealmente, não tem interação com o usuário e todo o processo de registro é realizado de forma automática. Para processar grandes quantidades de informações, vários métodos automáticos têm sido desenvolvidos. Infelizmente, nem todos os problemas estão resolvidos ainda. Os métodos automáticos são específicos para diferentes tipos de imagens e às vezes necessitam da interação do usuário, o que os tornam não totalmente automáticos. Algumas idéias de desenvolvimento de um algoritmo completamente automático baseiam-se em Inteligência Artificial. Um sistema inteligente poderia determinar o tipo de imagens e o algoritmo a ser empregado, para uma certa aplicação especial. O método que usa a idéia de *optical flow* (que é o método padrão do sistema) é o mais lento, mas ao mesmo tempo aparenta ser o mais robusto e aceita uma grande variedade de dados de entrada.*



Manual (manual)

O método manual é um processo demorado e depende dos conhecimentos e experiência do usuário, mas ainda é bastante utilizado. Neste caso, o usuário escolhe os pontos controle manualmente, e as imagens são sobrepostas automaticamente.ⁱ

O operador seleciona manualmente os pontos controle em ambas as imagens. Primeiro o ponto controle é marcado na imagem inicial, então o mesmo ponto controle é marcado na imagem final. Depois, o operador clica em "Add" para adicionar estes pontos controle na lista de pontos.

Para garantir a qualidade do registro, é preciso um grande número de pontos de controle espalhados uniformemente sobre a imagem. É muito importante que cada ponto seja marcado com precisão nas duas imagens. Por isso, para marcar um ponto o usuário faz várias ampliações em torno dos pontos, o que envolve um trabalho de muita paciência pois é uma tarefa exaustiva e demorada. O registro manual fica sujeito a erros se o processo é feito por um usuário sem experiência ou sem a devida atenção. A idéia básica deste algoritmo é obter as diferenças da imagem com ela mesma deslocada em um pixel nas direções horizontal, vertical e diagonal. Os pontos candidatos para casamento podem ser extraídos através de máximos locais das regiões uniformemente distribuídas nas imagens.ⁱ

Semi-automatic (semi-automático)ⁱ

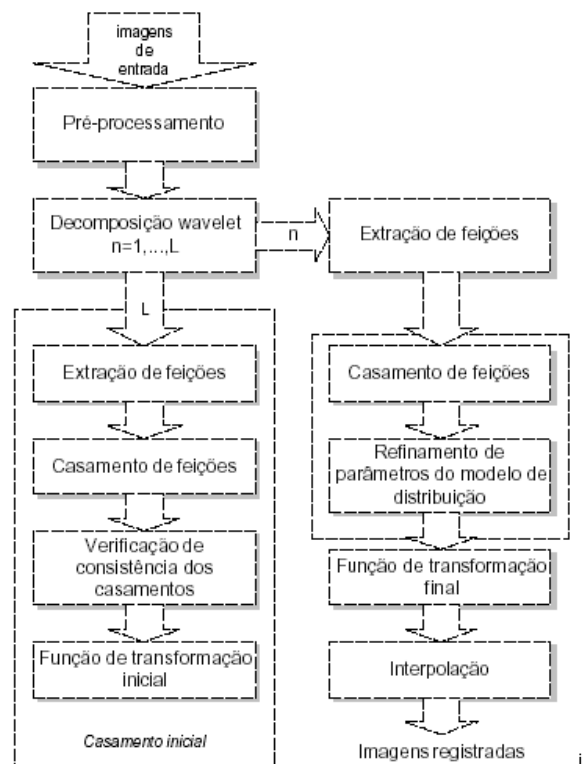
O método semi-automático envolve a interação com o usuário; isto facilita a determinação de pontos de controle precisos em um período de tempo mais curto. Este método consiste em tentar fornecer mecanismos para otimizar o processo de seleção dos pontos de controle. Uma idéia muito simples é aquela em que o usuário somente precisa escolher uma pequena área envolvendo o ponto de controle, pontos salientes de uma curva ou borda, interseção de áreas), o qual será identificado automaticamente.

* Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005

Automatic wavelet (*wavelet* automático) *

O segundo método está baseado na transformação “wavelet”. Este método apresenta resultados muito bons para registro de imagens de radar. É particularmente útil para registrar imagens do mesmo sensor ou com faixas espectrais semelhantes. Não obstante, demonstraram viabilidade técnica para imagens obtidas em tempos diferentes e de floresta, áreas urbanas e agrícolas, típico de aplicações em sensoriamento remoto. O algoritmo é executado com diferentes resoluções, o que permite implementação mais rápida e maior precisão do registro. Os candidatos a pontos controle são obtidos utilizando os máximos locais dos coeficientes da transformação *wavelet*. Os pontos controle iniciais são obtidos na mais baixa resolução da decomposição *wavelet* e então são refinados em resoluções progressivamente mais altas. O processo para identificação dos pontos controle utiliza o coeficiente de correlação como uma medida de similaridade e um procedimento de verificação de consistência com o objetivo de eliminar os pontos controle incorretos e melhorar a precisão do registro.

O método usa a estratégia de multi-resolução baseada na transformada *wavelet*, o que torna o algoritmo eficiente, rápido e de fácil implementação. A decomposição *wavelet* gera sub-imagens com conteúdo de informações diferentes, sendo usadas para extrair feições significantes nas imagens (bandas de altas frequências) e também para realizar o casamento entre elas (bandas de baixas frequências). A estrutura piramidal é usada para realizar o casamento nos diferentes níveis de resolução, usando-se o resultado obtido nos níveis de resolução mais baixa, para refinar os parâmetros nos níveis de resolução progressivamente mais alta. As feições são obtidas a partir dos máximos locais do módulo da transformada *wavelet*. O procedimento, basicamente com um parâmetro definido pelo usuário, gera automaticamente um conjunto de feições consistentes e significativas, que podem ser utilizadas como pontos de controle no processo de registro.⁵ Após a obtenção da função de transformação é feita a avaliação de sua aceitabilidade, através dos testes. As imagens com resoluções diferentes são reamostradas para um mesmo (ou similar) tamanho de pixel antes do processo de registro. O processo de estratégia de multi-resolução e a filtragem do ruído *speckle*, antes da operação de registro, torna o método adequado para o registro deste tipo de imagens. A principal restrição do método é que ele é mais apropriado para registrar imagens com respostas espectrais similares, pois a informação espectral é utilizada no processo de casamento de feições.[†]

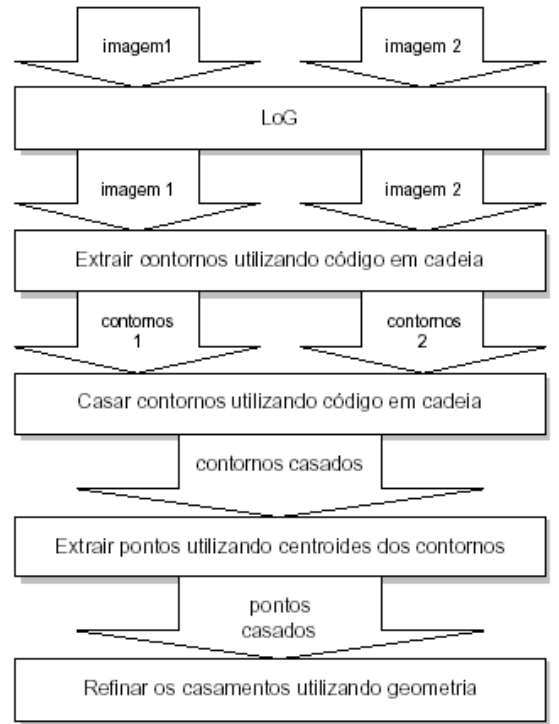


* Fonseca LMG. **Automatic Registration of Remote Sensing Images Based on Multiple Resolutions**, Doctorate thesis in Applied Computing. INPE 7502-TDI/717, 1999.

† Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005.

Automatic contours (*contours automático*)

Este método foi desenvolvido e implementado no laboratório de Visão da Universidade de Santa Barbara, Califórnia por Li e Manjunath.*

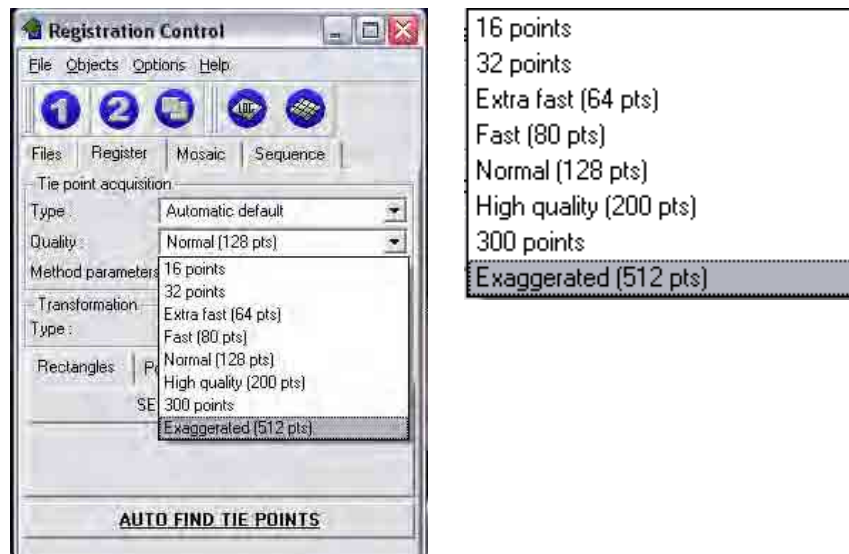


Os contornos são extraídos utilizando o filtro Laplaciano da Gaussiana (LoG). Nesta fase, um conjunto de contornos abertos e fechados são obtidos. Os contornos são codificados usando códigos em cadeia e o casamento destes são realizados usando a correlação de códigos em cadeia e critérios de similaridade, de forma tal como momentos. Para os contornos abertos, segmentos salientes tais como cantos são detectados primeiro e em seguida é realizado o processo de casamento. Obtendo os contornos casados os pontos de controle são identificados como os centróides dos contornos fechados ou pontos salientes dos contornos abertos. Os contornos fechados são utilizados para obter o registro inicial e os contornos abertos são utilizados para refinar o registro inicial. Para eliminar os pares de pontos casados errados é utilizado um procedimento baseado na geometria dos pontos. O método tem um bom desempenho em termos de tempo de computação e é adequado para o registro de imagens obtidas por diferentes sensores pois o método de casamento de feições não depende diretamente da resposta espectral dos dados de imagem. O principal inconveniente deste método é que as imagens devem possuir contornos bem definidos que sejam detectados no processo de segmentação.ⁱⁱ

* Li H, Manjunath BS, Mitra SK. A contour-based approach to multisensor image registration. **IEEE transactions on image processing**, 1995, Mar; 4(3):321-334.

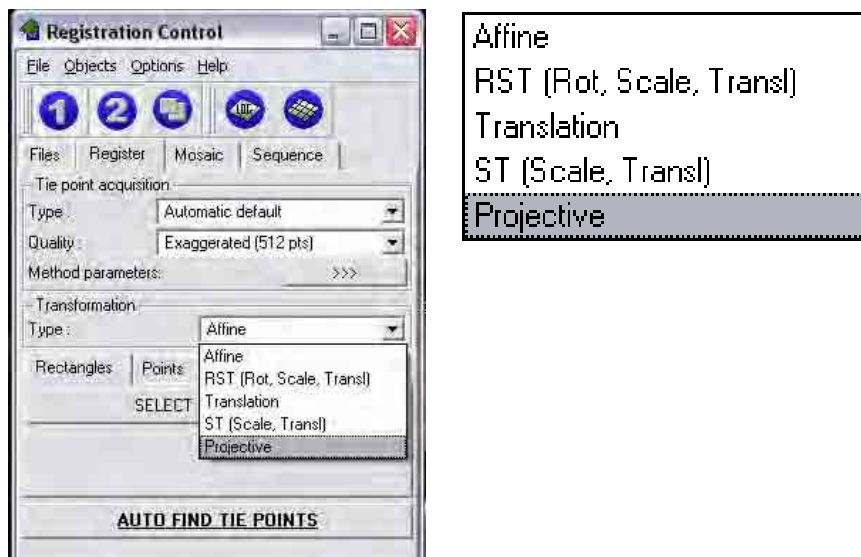
† Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005.

REGISTER TIE POINT'S ACQUISITION QUALITY: (QUALIDADE)



Clicar aqui para selecionar a qualidade de aquisição dos pontos controle. Vale afirmar que, quanto maior o número de pontos controle, melhor será o resultado da busca por pontos.

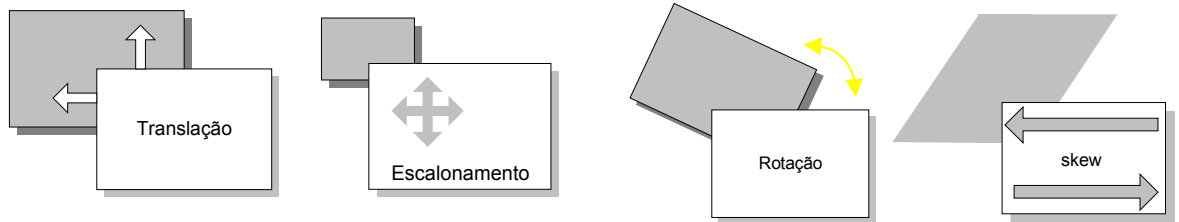
REGISTER TRANSFORMATION (TRANSFORMAÇÃO) TYPE: (TIPO)



Uma vez que o conjunto de pontos de controle está definido, a função transformação utilizada pode ser calculada utilizando erro médio quadrático. Podem ser selecionados três tipos de transformações no sistema: *affine* (default), *translation* e *RST* (Rotation, Scaling and Translation). Nesta fase, a precisão do registro e os pontos controle podem ser avaliados. Para esta avaliação dois testes independentes são usados. No primeiro teste, um procedimento estatístico é usado para caracterizar *good fit* e *bad fit*. O erro do ajuste é mensurado utilizando a média e o desvio-padrão da sobreposição da diferença dos pixels. Para caracterizar as inscrições ruins (*bad fit*), o erro de ajuste é computado usando transformações randômicas. Para caracterizar as inscrições boas (*good fit*) é computada uma medida de erro de ajuste que usa pequenas transformações da imagem por ela mesma. O erro de ajuste é comparado então com estimativas de ajuste *good fit* e *bad fit* para determinar sua aceitabilidade. Estes testes de verificação de consistência provêm um mecanismo poderoso para descobrir inscrições impróprias.

Affine (default) – (Afim padrão) *

Uma transformação geométrica linear que, em duas dimensões, é definida por meio de seis parâmetros. A transformação tipo *Affine* permite *rotation*, *translation*, *scaling* bem como *regular reflection* e *shearing*. As coordenadas do pixel da imagem *result* (x' , y') são computadas das coordenadas da imagem inicial (x , y). O mínimo de pontos que devem ser selecionados para a transformação tipo Afim são 3.



RST (rotação, escalonamento e translação) ⁱ

Abreviação para rotação, escalonamento e translação. É uma transformação geométrica linear que inclui *rotation*, *scaling*, e *translation*. Em duas dimensões, a transformação RST é descrita por quatro parâmetros. As coordenadas do pixel da imagem *result* (x' , y') são computados da imagem inicial (x , y).



O mínimo de pontos para transformação RST é 2.

Translation

Uma operação geométrica que move uma imagem para a esquerda, direita, para cima, ou para baixo.

ST (Scale, Translate)

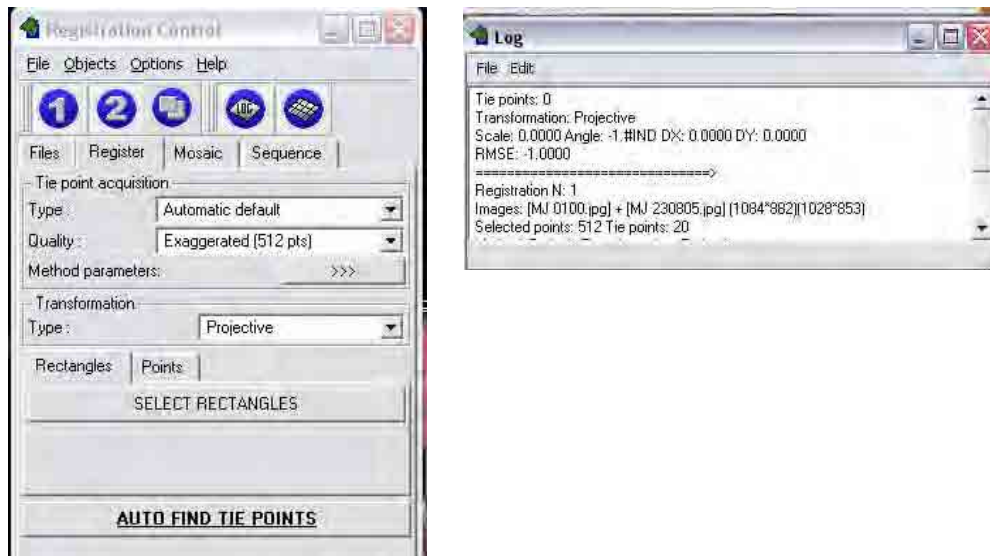
Uma operação geométrica que muda o tamanho de objetos em uma imagem. *Scaling* é incluído na transformação RST e outras transformações com graus maiores de liberdade.

Projective

É uma transformação geométrica bidimensional definida por dez parâmetros (precisa pelo menos 5 pares de pontos controle). A transformação projetiva ocorre nas modalidades de imagem tais como a radiografia intrabucal e faz os objetos da imagem parecerem trapezoidais ao invés de quadrados devido ao encurtamento das dimensões no efeito projetivo. As coordenadas do pixel da imagem *result* (x' , y') é computada das coordenadas da imagem inicial (x , y). É a transformação indicada para ser utilizada com radiografias odontológicas.

Clicar em *select rectangles*, e então desenhar o mesmo retângulo em ambas imagens, utilizando a mesma ROI (*region of interest*). A janela log vai aparecer. Aqui você pode ver a quantidade de pontos controle, o tipo de transformação, escala, ângulo e RMSE da transformação. A janela log mostra um resumo da aquisição dos pontos controle. São utilizados os termos *good fit* e *bad fit*. A transformação que você selecionou já está acontecendo na imagem *result*. O resultado da transformação depende da proximidade do registro das imagens e também da seleção dos pontos controle.

* Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005.



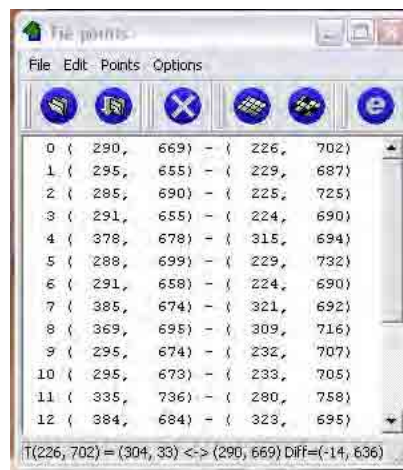
A janela *Tie points* vai abrir exibindo um resumo de cada ponto (coordenada de cada par de pontos). Os pontos podem ser arquivados para serem utilizados posteriormente com o mesmo par de imagens. Os pontos controle podem ser editados de forma que aqueles com maiores erros (RMSE – Erro médio quadrático) podem ser removidos da lista.

Um método simples de avaliar os pontos de controle é utilizando a raiz do erro médio quadrático (RMSE).

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - T(X_i))^2 + (y_i - T(Y_i))^2}$$

onde:

$\{(x_i, y_i), (X_i, Y_i)\}$, $i=1..n$, é o conjunto de pares de pontos de controle obtidos no processo de casamento e T é a função de distorção entre as imagens obtida através do casamento de pontos controle.



O módulo de edição de pontos de controle permite remover, gravar ou carregar para/de um arquivo, mostrar os pontos nas imagens, etc. Este módulo pode calcular as coordenadas transformadas para cada ponto e mostrar a diferença entre as coordenadas calculadas e as reais. Também, pode-se calcular o erro médio quadrático para grupos de pontos. Cada vez que algum ponto é removido a transformação resultante é recalculada.

SELECT RECTANGLES

Clicar aqui para selecionar os retângulos em ambas imagens. Vá para a imagem *reference* e localize um retângulo na ROI. Faça o mesmo na imagem *sensed*, utilizando a mesma ROI.

* Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005.



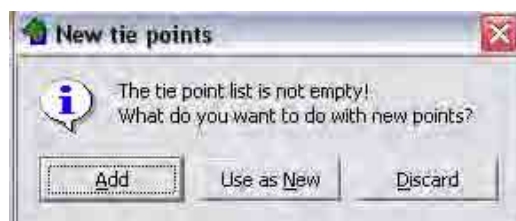
AUTO FIND TIE POINTS

Clicar aqui para que o programa encontre automaticamente os pontos controle dentro dos retângulos, ou então, utilizando toda a imagem.

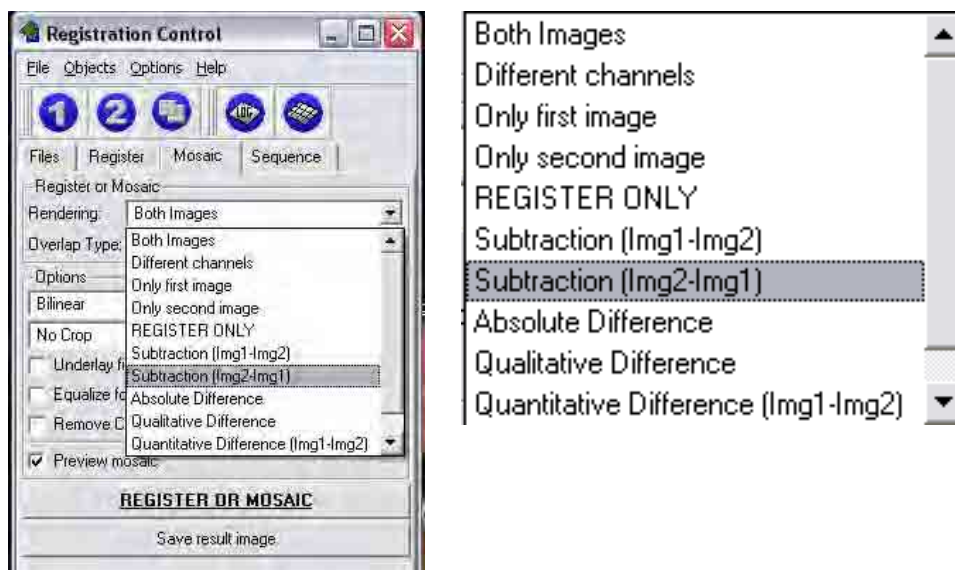


Você pode procurar os pontos controle dentro dos retângulos ou utilizando a imagem inteira. Recomenda-se utilizar os retângulos em regiões com maiores variações de contraste, ou regiões de alto contraste. Mas não esqueça que os pontos controle devem ser selecionados para todas as regiões da imagem. Isto é necessário para obter um melhor registro da imagem *sensed*.

Mesmo que na janela *Log* apareça um resultado *bad fit* você deve analisar visualmente se os pontos foram selecionados nos mesmos locais para as ambas imagens. Se esta comparação visual der um resultado bom, você deve manter os pontos. Se os pontos não foram selecionados nos mesmos locais, por favor descarte-os quando o programa mostrar a janela *New tie points*.



MOSAIC REGISTER OR MOSAIC RENDERING



Different channels

Sobrepor as imagens utilizando cores diferentes ou canais. Os satélites esquadriham a terra utilizando vários sensores que respondem a gamas diferentes de comprimentos de onda. Por exemplo, canal 1 responde a luz visível e canal 5 responde a radiação infravermelha (calor). Os outros canais respondem a gamas variadas entre estas duas supracitadas. As informações de um único canal podem ser por si só úteis, por exemplo, visualização de nuvens no canal 1. Em geral os melhores canais para visualização são o canal 2 (visível) e o canal 4 (térmico). Porém, pode-se obter um grande ganho de informação por meio da combinação de canais diferentes. As imagens de alta resolução podem ser utilizadas para meteorologia, oceanografia e a descoberta de características em terra. **O que é a imagem de Pseudocores, e por que as cores estão erradas?** O canal de Pseudocores é na realidade uma combinação de 3 canais, cada um para compor os componentes vermelhos, verdes e azuis da imagem *result*.

Only second or first image

Utilizado para registrar a geometria de projeção da imagem *sensed* utilizando a imagem *reference* como parâmetro. Ou então o contrario.

Absolute difference

O algoritmo calcula a diferença absoluta das duas imagens pixel por pixel. O resultado é uma imagem de diferença absoluta.

Subtraction

É o resultado da subtração pixel por pixel de uma imagem sobre outra. Normalmente, pixels sem qualquer mudança de brilho são redefinidos com um nível médio da escala de cinza na imagem de subtração.

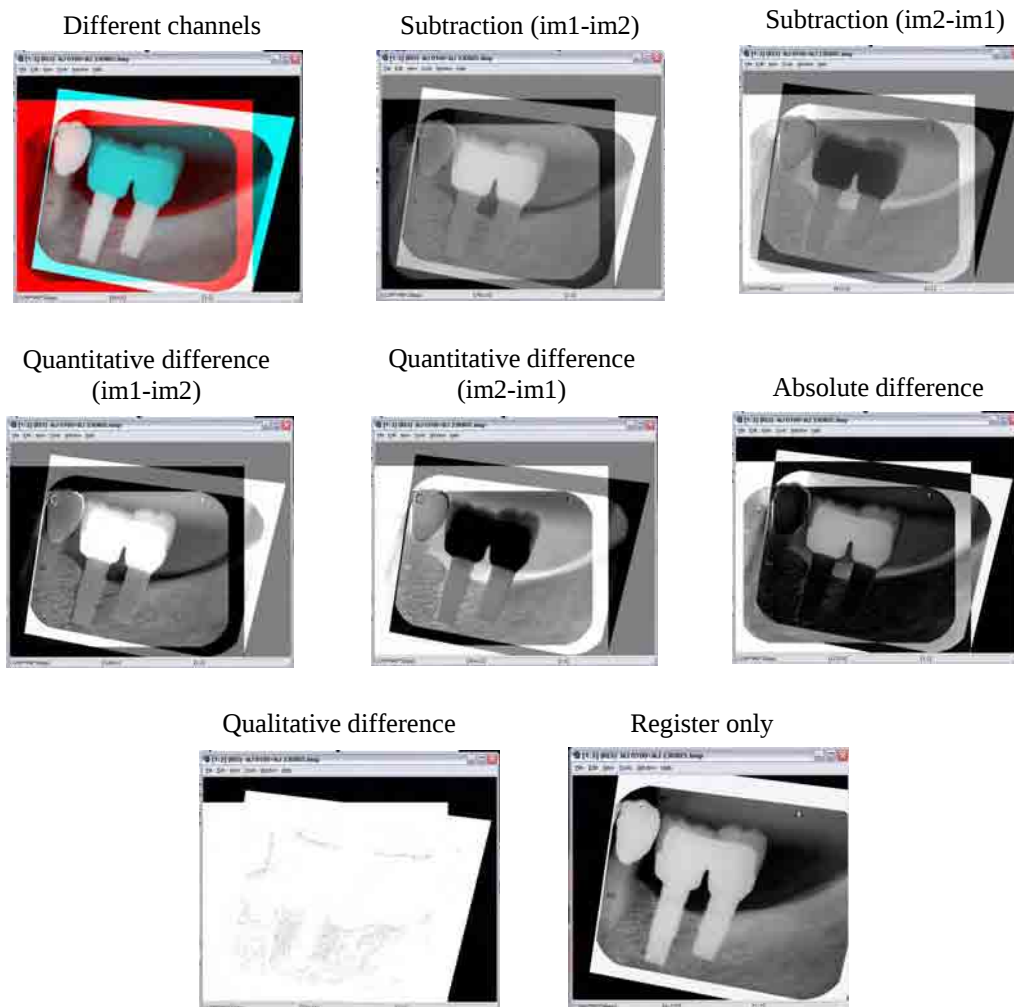
Diferença qualitativa

A diferença Qualitativa executa uma diferença pixel por pixel entre duas imagens, produzindo uma imagem resultante na qual cada pixel representa a diferença entre os pixels existentes nas imagens originais. O pixel resultante será branco onde as duas imagens são diferentes, e preto onde eles se anularam. Esta ferramenta pode ser útil para determinar o efeito de outros algoritmos para processamento de imagem, já que fica fácil visualizar quais pixels foram afetados pelo processamento.

Quantitative difference

A diferença Quantitativa executa uma diferença pixel por pixel de duas imagens, produzindo uma imagem resultante na qual cada pixel representa a diferença entre os pixels correspondentes nas imagens originais. Os pixels na imagem resultante representarão a diferença entre os pixels correspondentes influenciado pela $\frac{1}{2}$ da gama de dados da imagem. Assim, se os dois pixels tem o mesmo valor, a imagem resultante terá um nível médio de cinza; enquanto que os pixels que são mais escuros na primeira imagem serão mais escuros na imagem resultante.

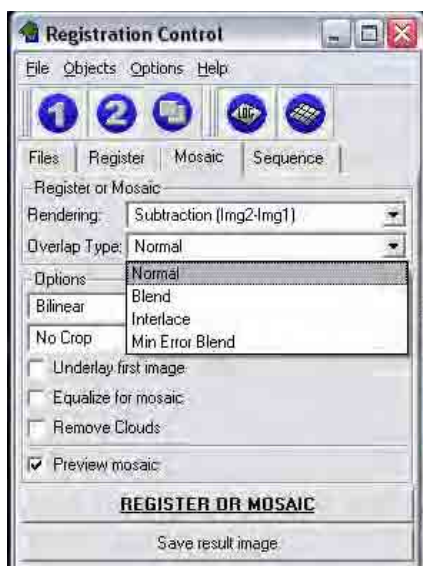
REGISTER OR MOSAIC RENDERING RESULTS



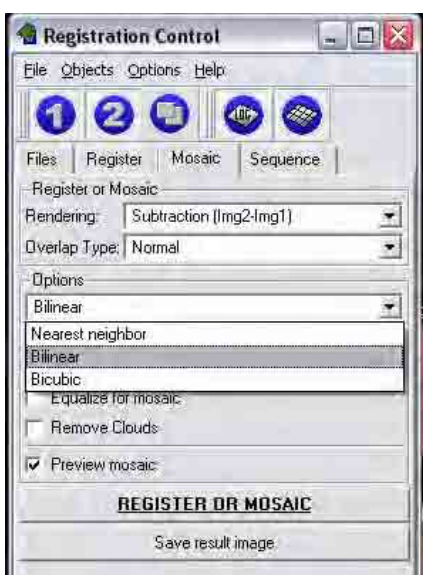
REGISTER OR MOSAIC OVERLAP TYPE:

Mosaico de imagens é um produto gerado a partir de técnicas de registro de imagens. Um mosaico de imagens consiste em uma composição de imagens adquiridas de diferentes pontos de vista para construir uma imagem maior, dando uma visão global da cena. O processo de geração de mosaico de imagens é um problema complexo, pois envolve um conjunto de procedimentos. Inicialmente o registro da imagem de referência com a imagem de ajuste é obtido, e em seqüência, uma imagem de combinação das duas é gerada. Assim, pode-se combinar sucessivamente outras imagens até que seja obtida uma imagem que cubra a área de interesse. Algumas técnicas podem ser adotadas para solucionar este problema. O operador pode demarcar a região próxima às bordas das duas imagens e escolher a imagem sobre a qual esta região vai ser sobreposta.

* Fedorov D. **Sistema semi-automático de registro e mosaico de imagens**. Tese de mestrado, INPE, 2002. Disponível em: http://www.dpi.inpe.br/teses/dmitry_fedorov/fedorov_tese.pdf. Acesso em 12/11/2005



REGISTER OR MOSAIC OPTIONS:



Nearest
Neighbor



Bilinear



Bicubic



*

Nearest neighbor^{*}

O método *nearest neighbor* é o método mais simples de interpolação e usa o valor do pixel mais próximo para aplicar nos pixels que serão gerados. Para fazer isto, o inverso da matriz de transformação é utilizado para calcular as coordenadas originais do pixel e o valor mais íntimo encontrado será utilizado. As vantagens são que não é necessário calcular a média dos pixels da região, é utilizado o valor do próprio pixel, e também é rápido e fácil computar. As desvantagens são que produz um efeito de ruído, ou passa-alta, alguns dados podem ser perdidos, enquanto outros podem ser duplicados, e essa perda de dados pode resultar em falhas visíveis na imagem.

Bilinearⁱ

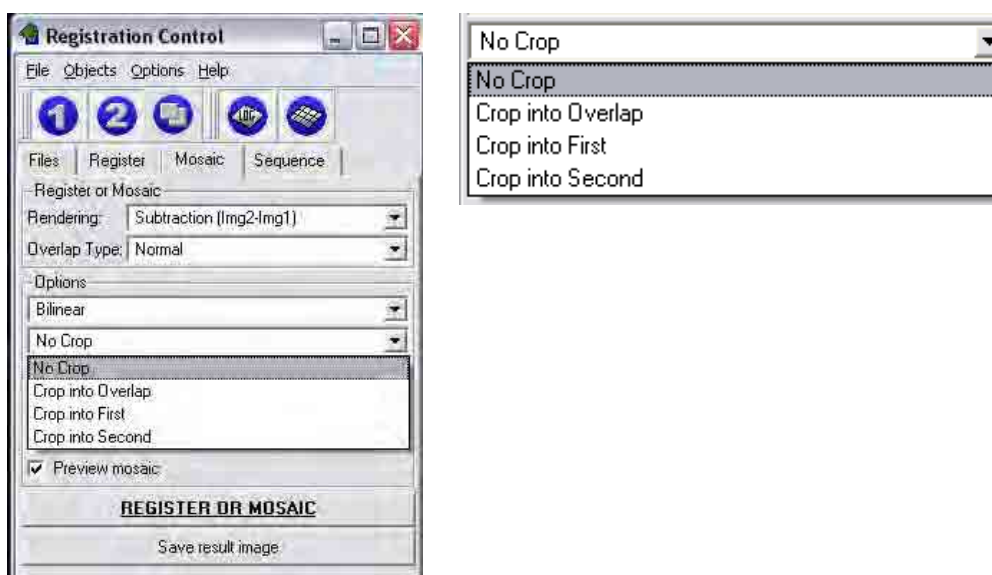
A interpolação do tipo *bilinear* usa a média ponderada dos 4 pixels mais próximos a região do pixel que será gerado. A vantagem é que o efeito de passa alta gerado pela *nearest neighbor* é reduzido, dando um efeito de alisamento ou *smoothing* na imagem. Porém, como desvantagens podem-se citar a redução no contraste e elevação dos componentes de frequência quando faz o cálculo da média dos valores vizinhos, e também o tempo para computar os resultados é maior.

Bicubicⁱ

A interpolação do tipo *Bicubic* é uma técnica mais sofisticada que a *bilinear* e produz extremidades muito lisas quase sem qualquer efeito passa alta. Sua execução envolve uma função que interpola os 16 pixels mais próximo da região na qual será adicionado o novo pixel. Este é o algoritmo geralmente utilizado pelos softwares fornecidos pelos fabricantes de máquinas fotográficas digitais e impressoras.

É lógico que você não vai querer usar a opção *nearest neighbor*. A opção *Bilinear* parece deixar a imagem com uma aparência visual mais suave e com uma aparência menos pixelizada. Já a opção *bicubic* proporciona melhores resultados comparado as duas anteriores. Porém, quanto melhor o resultado visual, menor serão as variações de contraste na imagem.

OPTIONS



No crop

Apenas sobrepõe as imagens sem recortes na ROI.

Crop into overlap

Recorta a ROI para melhor sobreposição, remove arestas incomuns para ambas imagens.

Crop into first

Recorta a imagem *sensed* utilizando como parâmetro a imagem *reference*.

Crop into second

Recorta a imagem *reference* utilizando como parâmetro a imagem *sensed*.

^{*} White A. **Dynamic Image Reduction COM+ Object for Online Based Image Libraries**. Disponível em: <http://www.cs.bath.ac.uk/~amb/CM30076/projects.bho/2003-4/AdamWhiteDissertation.pdf>. Acesso em 12/11/2005.

EQUALIZE FOR MOSAIC

Selecione esta opção para igualar o histograma das ROI de ambas imagens antes da sobreposição ou registro. A equalização de contraste é executada igualando a média e também o desvio-padrão dos níveis de cinza das imagens que serão registradas.

A equalização de contraste ou *contrast correction*, entre as imagens é executada utilizando a técnica de Ruttimann et al.^{*}, 1986, ou seja, para cada par de imagens, o histograma total da primeira imagem (referência) é aplicado na segunda imagem (final). O algoritmo para equalização de contraste de Ruttimann et al.^{*}, 1986, deve ou pode, ser utilizado apenas em pares de imagens nas quais não existem grandes alterações na imagem do objeto, ou seja, as alterações se devem apenas a tempo de exposição aos raios X ou condições de processamento de radiografia. Ou seja, a equalização de contraste não deve utilizar áreas incomuns para ambas imagens (YOON[†], 2000).

A diferença de iluminação, mesmo que as imagens sejam do mesmo sensor, é outro problema. Este problema pode ser resolvido através da equalização das imagens. A maneira mais fácil é identificar as médias e variâncias na região de sobreposição e normalizar uma das imagens considerando a outra como a referência.⁴

PREVIEW MOSAIC

Selecione esta opção para visualizar a imagem result. Então voce pode avaliar a necessidade ou nao de selecionar novamente os pontos controle ou parte deles. Também pode-se fazer necessário um maior numero de pontos controle para melhor casar as imagens.

REGISTER OR MOSAIC

Clicar aqui para realizar o registro ou mosaico da imagem *sensed*, ou então *reference*, dependendo da opção selecionada.

SAVE RESULT IMAGE

Se você está satisfeito com o resultado do registro ou mosaico das imagens, clicar aqui para salvar a imagem *result*. O formato para arquivamento poderá ser escolhido dentre os vários formatos disponibilizados pelo software, e dentro das necessidades do operador.



* RUTTIMANN, U.E.; WEBBER, R.L.; SCHMIDT, E. A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *J Peridontol Res*, v.21, p.486-95, 1986.

† YOON, D.C. A new method for the automated alignment of dental radiographs for digital subtraction radiography. *Dentomaxillofac Radiol*, v.29, p.11-19, 2000.

DOTTO, G.N. Registration of periapical X-rays for the Subtraction Technique. 2005. 107f. Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal, Área Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.

ABSTRACT

The aims of this study were: a) to evaluate the viability of doing the a posteriori registration of periapical radiographic images, by the automatic demarcation of multiple control points, using a software for registration of satellite images, b) to compare the standard deviation of the gray levels of the subtracted images obtained with and without the previous application of the a posteriori images registration. It were used six human draw mandibles, current continues type DC x-ray equipment, digital radiographic system RVGui and softwares: Image Tool v.1.27 and Regeemy v.0.2.41. It was accomplished a free-hand 80 x-rays, in two moments: 40 initials and 40 final. The subtractions of the images final on initial were executed with and without application of the a posteriori image registration in the Regeemy software. The results show a smaller standard-deviation for the subtracted images obtained after execution of the a posteriori registration of the final image ($p < 0,05$). The authors concluded that: a) it was possible to accomplish the a posteriori periapical radiographic image registration through the automatic demarcation of multiple control points, b) the subtraction technique showed better results when it was used a posteriori image registration.

KEYWORDS: *Subtraction technique; image processing, computer-assisted; digital radiography; radiography, dental, digital.*

Autorizo a reprodução xerográfica deste trabalho.

São José dos Campos, 25 de Novembro de 2005.

Gustavo Nogara Dotto

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A.B.; SILVA, E.A. **Manual para elaboração de monografias:** estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

DOTTO, G.N. **Registro de radiografias periapicais para a Técnica de Subtração.** 2005. 107f. Tese (Doutorado em Biopatologia Bucal, Área Radiologia Odontológica) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos.