



**Departamento de Física  
Faculdade de Ciências e Tecnologia  
Universidade de Coimbra**

# **Suporte ao diagnóstico baseado na monitorização de imagens médicas**

**Tânia Isabel Moreira Correia dos Santos Baptista  
Coimbra, Junho de 2007**



## Agradecimentos

Após 5 anos de curso, com muito esforço mas também muita diversão e boas experiências académicas à mistura, a cereja em cima do bolo foi concluir o estágio numa empresa tão fantástica como a Critical! Passados 10 meses, há que agradecer às pessoas nos ajudaram e motivaram para enfrentar os momentos mais difíceis.

Para começar, gostaria de agradecer ao Luis Mendes pela ajuda preciosa que me foi dando ao longo de todo o estágio. O Luís não foi apenas o co-orientador do meu estágio, que me deu um grande apoio técnico, mas também um grande amigo, com uma paciência infinita, sempre disposto a ajudar. Luís, aqui fica o meu mais sentido agradecimento por teres sido um grande apoio nestes 10 meses, estou certa que, sem o teu apoio muito, muito do que aqui se expõe não teria sido possível.

De seguida, gostaria de agradecer ao Diogo Ramos por ter sido não só um orientador fantástico, que muito me ajudou, mas também um amigo preocupado com o meu sucesso, não só em termos do estágio mas também em termos da carreira profissional que agora vou iniciar. Diogo, muito obrigada por me guiares para os melhores caminhos, nunca esquecerei as lições que me transmitiste!

Gostaria também de agradecer ao Prof. Dr. Paulo de Carvalho, meu supervisor que, apesar de não estar próximo, em termos físicos, da Critical, sempre se preocupou em acompanhar o decurso do estágio e das actividades associadas. As sugestões dadas ao longo de todo o estágio revelaram-se bastante úteis para o sucesso dos trabalhos ora apresentados.

Gostaria também de agradecer à equipa do projecto RetMarker que trabalhou de perto comigo. Primeiro, ao João Pinto, sem dúvida um “menino de ouro” no meu estágio, que me transmitiu muitos dos seus conhecimentos sempre com a maior paciência combinada com um sorriso nos lábios e, de seguida, ao Benjamim Cardoso, o gestor de projecto que, apesar de estar conosco à pouco tempo, revelou uma enorme preocupação

com o sucesso deste trabalho, que se traduziu em conselhos muito úteis. Mais uma vez, muito obrigada!

Para terminar os agradecimentos “dentro da sede”, gostaria também de deixar o meu muito obrigado aos meus outros dois companheiros da “Ilha” para além do Luís Mendes: Luís Duarte e Ricardo Gonçalves. Muito obrigada pela vossa boa disposição, pelos momentos bons e menos bons, pelas sessões de *Music-Hall*, e, em geral, por tudo. Foi um prazer e um privilégio partilhar a mesma ilha convosco durante estes 10 meses!

De seguida, gostaria de agradecer ao meu namorado que, mesmo quando estava em baixo, tinha sempre uma palavra amiga e de carinho para me dar e sempre me deu conselhos sensatos sobre rumos a tomar. Muito obrigada! Gostaria também de agradecer aos meus amigos – apesar de estarmos separados fisicamente, vocês nunca deixaram de me apoiar nos bons e maus momentos. Adoro-vos a todos! ☺

Gostaria também de deixar um agradecimento à família, que sempre me apoiou nas decisões que tomei e me deu força para continuar sempre a evoluir e a procurar mais e melhor.

Por fim, gostaria de agradecer ao Dr. Jorge Sousa e à irmã do João Pinto pelas imagens de raios-x dentários que tão gentilmente me forneceram e, sem as quais, não poderia ter prosseguido os trabalhos.

A todos o meu mais sentido agradecimento

Coimbra, 29 de Junho de 2007





## Resumo

O presente relatório descreve as actividades levadas a cabo durante o estágio na Critical Software, S.A, e cujo objectivo principal foi efectuar um levantamento de aplicações relacionadas com o conceito análogo ao produto RetMarker: inspecção visual por comparação temporal de imagem.

No sentido de cumprir este objectivo, efectuou-se um levantamento de aplicações médicas e não médicas para o conceito acima referido, que versou não só as soluções comerciais existentes no mercado mas também os algoritmos desenvolvidos por grupos de investigação científica. Após análise cuidada das pesquisas efectuadas, detalharam-se as pesquisas em três áreas, todas relacionadas com a saúde: Monitorização de alterações no cérebro em doentes com Alzheimer, monitorização de erosões ósseas originadas pela artrite e monitorização de doenças dentárias através da técnica de radiografia de subtracção digital. Destas três aplicações, foi decidido que a última seria alvo de implementação.

A implementação de técnica de radiografia de subtracção digital assenta em três blocos fundamentais: registo de imagem, correcção de contraste e cálculo de diferenças. Destes três, o registo assume particular importância para o desempenho da técnica, pelo que se dá um destaque particular a este bloco.

A aplicação desenvolvida inclui três modalidades de registo: registo manual, registo semi-automático (com passo automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin ou na Informação Mútua) e registo automático. A escolha da modalidade de registo a utilizar fica ao critério do utilizador.

Neste relatório são apresentados resultados dos testes efectuados à aplicação, com especial destaque sobre as três modalidades de registo, cujo desempenho é avaliado através de testes com dados simulados e com dados reais.

## **Informação de Confidencialidade**

A informação transmitida no âmbito do presente relatório e projecto, incluindo documentos técnicos ou de gestão, diagramas ou outra informação relevante deverá ser tratada com a máxima confidencialidade.

Em função do carácter inovador do presente projecto e da existência de componentes partilhados com outras soluções que estão se encontram em fase de protecção de ideia e posterior comercialização pela Critical Software, S.A. (concretamente a solução RetMarker), foi acordado por todos os elementos do júri a assinatura de um acordo de confidencialidade.

Para efeitos de arquivo na Faculdade de Ciências e Tecnologia, foi produzida uma versão específica onde as partes mais sensíveis se encontram removidas e devidamente identificadas. Os originais completos ficarão na posse dos elementos do júri de avaliação.



# Conteúdo

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>XI</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>XVIII</b>
<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1 ENQUADRAMENTO E MOTIVAÇÃO.....	1
1.2 GESTÃO DA QUALIDADE DO ESTÁGIO.....	2
1.2.1 <i>Gestão dos trabalhos.....</i>	<i>2</i>
1.2.2 <i>Gestão da qualidade do software desenvolvido.....</i>	<i>3</i>
1.3 RETMARKER: ASSINALAR ALTERAÇÕES NA RETINA COM BASE EM IMAGENS DO FUNDO OCULAR.....	4
1.4 ESTRUTURA DO RELATÓRIO.....	8
<b>2. SISTEMAS DE INSPEÇÃO VISUAL POR COMPARAÇÃO TEMPORAL DE IMAGEM.....</b>	<b>10</b>
2.1 APLICAÇÕES NÃO MÉDICAS.....	10
2.1.1 <i>Aplicações na área da observação da Terra.....</i>	<i>12</i>
2.1.2 <i>Aplicações na área da indústria.....</i>	<i>12</i>
2.2 APLICAÇÕES NA ÁREA DA SAÚDE.....	15
2.2.1 <i>Análise de dados estatísticos.....</i>	<i>15</i>
2.2.2 <i>Refinamento da pesquisa inicial.....</i>	<i>20</i>
2.2.3 <i>Recolha do estado da arte.....</i>	<i>23</i>
2.2.3.1 <i>Estado da arte na deteção de alterações na morfologia do cérebro em doentes com Alzheimer<sup>23</sup></i>	
2.2.3.2 <i>Estado da arte na monitorização de alterações ósseas provocadas pela Artrite.....</i>	<i>36</i>
<b>3. ESTADO DA ARTE NA MONITORIZAÇÃO DE ALTERAÇÕES DENTÁRIAS.....</b>	<b>40</b>
3.1 A IMAGEM DE RAIOS-X DENTÁRIO.....	41
3.1.1 <i>Tipos de imagens de raios-x dentários.....</i>	<i>44</i>
3.1.2 <i>Equipamentos para captação de raios-x dentários.....</i>	<i>45</i>
3.1.3 <i>Transformações que explicam a formação da imagem de raio-x dentário.....</i>	<i>49</i>
3.2 DOENÇAS DENTÁRIAS.....	52
3.3 ESTADO DA ARTE PARA A TÉCNICA DE RADIOGRAFIA DE SUBTRACÇÃO DIGITAL.....	53
<b>4. IMPLEMENTAÇÃO.....</b>	<b>57</b>
4.1 INTRODUÇÃO.....	57
4.2 ESTRATÉGIA PARA A IMPLEMENTAÇÃO.....	58
4.3 ALGORITMOS UTILIZADOS NA IMPLEMENTAÇÃO DA TÉCNICA DE RADIOGRAFIA DE SUBTRACÇÃO DIGITAL.....	59
4.3.1 <i>Registo manual.....</i>	<i>59</i>
4.3.2 <i>Registo semi-automático.....</i>	<i>61</i>
4.3.2.1 <i>Registo baseado na Transformada de Fourier-Mellin.....</i>	<i>62</i>
4.3.2.2 <i>Registo baseado na Informação Mútua.....</i>	<i>69</i>
4.3.3 <i>Registo automático.....</i>	<i>74</i>
4.3.4 <i>Correcção de contraste.....</i>	<i>77</i>
4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	82
<b>5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS.....</b>	<b>83</b>

5.1	PROTOCOLO DOS TESTES .....	84
5.2	TESTES AO BLOCO DE REGISTO DE IMAGEM UTILIZANDO DADOS SIMULADOS .....	85
5.2.1	<i>Aplicação de rotação directa às imagens de teste.....</i>	86
5.2.2	<i>Aplicação de translação às imagens de teste .....</i>	98
5.3	TESTES AO BLOCO DE REGISTO DE IMAGEM UTILIZANDO DADOS REAIS .....	106
5.4	DISCUSSÃO DOS RESULTADOS DOS TESTES AO BLOCO DE REGISTO DE IMAGEM .....	114
5.5	RESULTADOS PARA A CORRECÇÃO DE CONTRASTE.....	117
5.6	RESULTADOS PARA A ETAPA DE CÁLCULO DE DIFERENÇAS .....	120
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS .....</b>	<b>122</b>
6.1	CONCLUSÕES .....	122
6.2	PERSPECTIVAS.....	124
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>125</b>
	<b>ANEXO A. ESPECIFICAÇÃO DA ARQUITECTURA DA APLICAÇÃO DESENVOLVIDA. ....</b>	<b>133</b>
	<b>ANEXO B. DESCRIÇÃO TÉCNICA DOS ALGORITMOS NÃO ESPECIFICADOS NO CAPÍTULO</b>	<b>144</b>
	<b>ANEXO C. RESULTADOS SUPLEMENTARES DOS TESTES À APLICAÇÃO 4 .....</b>	<b>142</b>



## 1.1 Enquadramento e motivação

O presente estágio insere-se no projecto RetMarker, da Critical Software, SA<sup>1</sup>, empresa conhecida por fornecer soluções, serviços e tecnologias para sistemas de informação críticos das empresas, respondendo às necessidades de clientes de diversos mercados, designadamente, telecomunicações, sector público, indústria, sector aeroespacial e defesa. A empresa foi fundada em 1998 e emprega, neste momento, mais de 300 pessoas, em escritórios localizados em Coimbra, Lisboa, Porto, Southampton (Reino Unido), San José (Califórnia, EUA).

O sucesso de CSW reside na utilização de níveis elevados de qualidade e inovação tecnológica como agentes da introdução de vantagens competitivas nos sistemas de informação e no negócio dos clientes e parceiros. O resultado prático é todo um conjunto de sólido de soluções de elevada qualidade e conteúdo inovador, desenvolvidas dentro dos prazos estabelecidos e dos orçamentos definidos, assim como um conjunto cada vez maior de parcerias estratégicas com clientes de grande dimensão a nível nacional e internacional.

O estágio enquadra-se no projecto RetMarker, que faz parte de uma nova aposta da empresa no sector da saúde, nomeadamente na área da oftalmologia, com especial enfoque nas doenças da retina (degeneração macular relacionada com a idade, edema macular diabético, entre outras). Este produto foi desenvolvido pela CSW e parceiros para seguir a evolução das alterações do fundo ocular ao longo do tempo.

---

<sup>1</sup> Doravante referida como CSW



## 1.2 Gestão da qualidade do estágio

### 1.2.1 Gestão dos trabalhos

De acordo com a proposta de estágio, os objectivos genéricos inicialmente definidos foram:

- Adquirir algum conhecimento sobre o sistema RetMarker;
- Adquirir conhecimentos ao nível de métodos de apoio ao diagnóstico existentes na área da saúde;
- Adquirir conhecimentos ao nível de Matlab e *toolboxes* utilizadas no RetMarker;
- Adquirir conhecimentos ao nível dos processos de engenharia do *software* (gestão, processos de qualidade, desenvolvimento de *software*)
- Adquirir conhecimentos ao nível de metodologias de desenvolvimento de algoritmos.

O cumprimento destes objectivos foi apoiado por um plano de estágio (figura 1), desenvolvido em conjunto pelo orientador e estagiário, que divide o estágio em seis tarefas principais e seus respectivos prazos de conclusão.

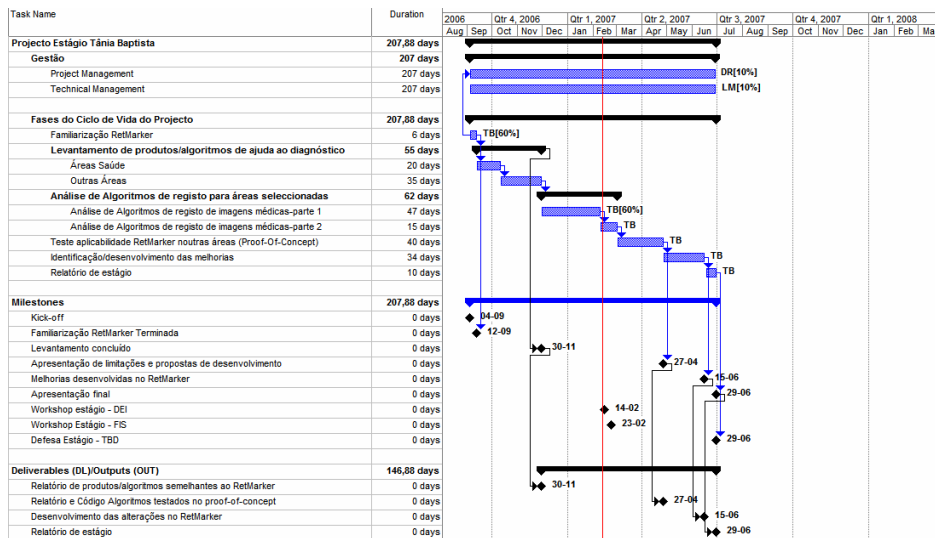


Figura 1: Diagrama de Gantt que ilustra a sequência dos trabalhos do estágio.

De forma a melhor controlar a evolução dos trabalhos, levaram-se a cabo reuniões de progresso semanais com o orientador (Eng. João Diogo Ramos), o co-orientador (Eng. Luís Mendes) e, mais tarde, com a equipa do projecto RetMarker. Nestas reuniões era feito o balanço dos trabalhos da semana anterior e uma planificação mais detalhada dos trabalhos da semana seguinte (que incluía um conjunto de objectivos a atingir). Para além das reuniões de progresso, decorreram também reuniões de coordenação com o supervisor nomeada pela Faculdade de Ciências e Tecnologia, o Prof. Dr. Paulo de Carvalho.

Para um controlo mais formal do decurso do projecto, criou-se um *dossier* de estágio, que contém documentos necessários à gestão da qualidade do mesmo (plano e proposta de estágio, actas das reuniões de progresso e coordenação, entre outros). Além disso, o estagiário preencheu diariamente um relatório 15-5 na empresa, que continha a descrição das actividades desenvolvidas e as respectivas horas dispendidas. A compilação dos relatórios diários era enviada mensalmente ao supervisor nomeado pela Faculdade.

### **1.2.2 Gestão da qualidade do *software* desenvolvido**

A CSW opera com base num sistema de qualidade certificado, que segue a norma ISO<sup>2</sup> 9001: 2000, segundo o referencial TickIT, do *British Standards Institute* (sendo actualmente a única com uma certificação deste género na Península Ibérica), entre outras. Como tal, todo o *software* e documentação desenvolvidos no estágio foram sujeitos a um conjunto de normas e procedimentos, definidos pela política de qualidade da empresa.

Por outro lado, e seguindo um conjunto de boas práticas de desenvolvimento de *software* frequentemente levadas a cabo na empresa, a aplicação desenvolvida no estágio viu a sua arquitectura ser previamente especificada, utilizando a ferramenta *Enterprise Architect*<sup>3</sup>, e todo o código Matlab<sup>4</sup> produzido seguiu um conjunto de convenções definidas na empresa.

---

<sup>2</sup> ISO é o acrónimo para *International Standards Institute*.

<sup>3</sup> Doravante designada por EA, é uma marca registada de Sparx Systems, Inc.

### 1.3 RetMarker: assinalar alterações na retina com base em imagens do fundo ocular

As doenças da retina assumem-se como principais causas de perda de visão no mundo ocidental. Contudo, ao contrário das doenças da parte frontal do olho, estas doenças exigem uma abordagem localizada, que assenta muitas vezes na fotografia de fundo ocular (retinografia) como ferramenta de diagnóstico e apoio ao tratamento.

A análise de sequências temporais de retinografias do mesmo olho é um meio de diagnóstico muito usado para detectar mudanças na retina. De facto, as hemorragias e outras lesões da retina e a sua progressão temporal são indicadores importantes de várias doenças sistémicas, tais como a diabetes ou a hipertensão.

Tendo como ponto de partida a necessidade de analisar sequências multi-temporais de retinografias, surge o RetMarker, uma aplicação que pretende assinalar, de forma automática, mudanças relacionadas com as doenças da retina. Baseada no algoritmo de Ferreira e colegas [1], esta aplicação pretende assistir os examinadores na detecção de alterações na retina humana, não servindo como meio de diagnóstico. Este apoio ao diagnóstico e controlo das doenças da retina através do processamento de imagem é feito usando uma sequência de imagens digitais do fundo do olho, nomeadamente da zona da retina, que passa por PCA<sup>5</sup> e permite uma análise da evolução da doença ao longo do tempo. A identificação de diferenças ao longo das várias visitas usa um esquema temporal codificado com cores, baseado em diferentes cores e intensidades, de modo a realçar as diferenças, quer elas sejam novas ou recedidas.

A identificação de diferenças surge após processamento das imagens digitais em vários passos, que se dividem em duas grandes fases. Na primeira faz-se um pré-processamento para corrigir defeitos gerados por má iluminação (figura 2) e extrai-se uma versão da imagem em escala de cinzentos para efeitos de detecção e identificação de diferenças (figura 3).

---

<sup>4</sup> Matlab é uma marca registada de The MathWorks, Inc

<sup>5</sup> Acrónimo para *Principal Component Analysis*

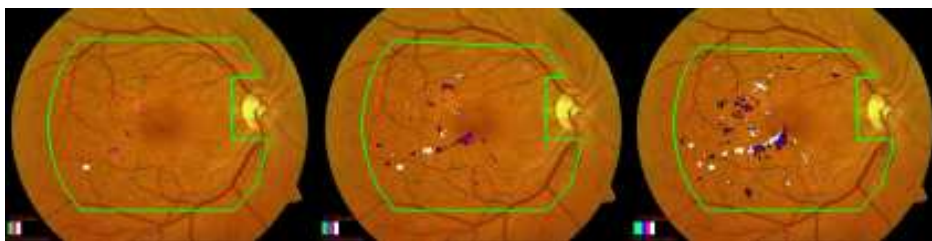


**Figura 2:** Resultados do pré-processamento de imagem para corrigir diferenças de iluminação na retinografia alvo de análise. Fonte: [1].



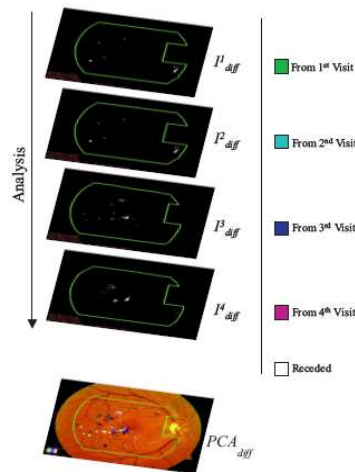
**Figura 3:** Versão em escala de cinzentos para efeitos de detecção de diferenças. Fonte: [1].

Numa segunda fase, procede-se à análise da imagem, sendo as componentes mais significativas combinadas, escalonadas e transformadas, tal que à contribuição de cada componente espectral (cada imagem de diferenças) seja atribuída uma cor específica (figura 4).

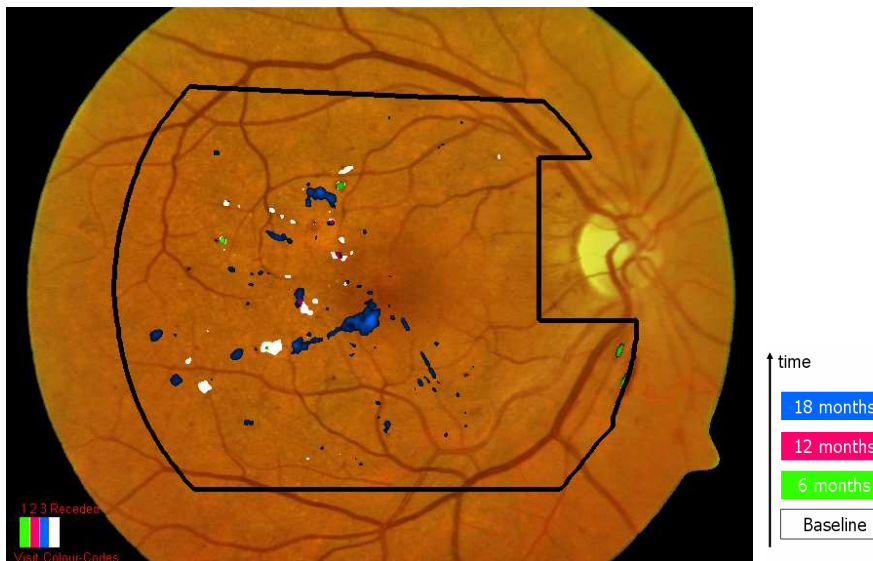


**Figura 4:** Imagens de resultado depois da análise de, respectivamente, 2, 3 e quatro imagens. As diferenças são codificadas numa escala de cores que varia consoante a imagem em que foi detectada a diferença, i.e., em que visita foi detectada a diferença. Fonte: [1].

Por fim, a imagem resultado, uma representação da evolução das diferenças, é projectada sobre a imagem de referência, permitindo chamar a atenção do clínico para as mudanças que ocorreram na retina durante o intervalo de tempo entre os exames. Cada imagem de diferenças é usada para marcar a imagem de referência, como se vê na figura 5 [1]. Nesta imagem, o esquema de cores usado para a marcação é também apresentado, relacionando cada cor com a imagem de diferenças correspondente. O esquema de cores foi desenvolvido tal que a intensidade da cor atribuída esteja directamente relacionada com a importância da alteração e as regiões que sofreram alterações mas regressaram ao seu aspecto original são marcadas a cor branca (figura 5).



**Figura 5:** Esquematização da combinação das imagens resultado e subsequente projecção sobre a imagem de referência. Fonte: [1].



**Figura 6:** Imagem resultado (e respectiva legenda) do processamento do RetMarker sobre uma imagem de referência e três imagens subsequentes.

Assim, tendo como ponto de partida o conceito geral subjacente ao RetMarker – inspeção visual por comparação temporal – gerou-se um contexto para a realização do estágio. Assim, o principal objectivo deste último é identificar áreas onde a inspeção visual por comparação temporal se aplique e modificar o algoritmo do RetMarker para detectar as diferenças que ocorrem.

**1.4 Estrutura do relatório**

Incluindo o presente, este relatório é constituído por seis capítulos, cuja descrição sumária será feita abaixo.

**Capítulo 2**

Neste capítulo apresenta-se a abordagem seguida para as pesquisas levadas a cabo no sentido de procurar aplicações para o conceito de inspecção visual por comparação temporal, expõem-se as ideias exploradas e, para as seleccionadas, apresenta-se o estado da arte no que diz respeito a técnicas de monitorização e detecção de alterações.

**Capítulo 3**

No capítulo 3 serão apresentadas informações relativas a doenças dentárias e aos respectivos meios de diagnóstico, com especial destaque para os raios-x dentários e equipamentos utilizados para a sua captação. Por fim, será apresentado um estudo sobre a formação da imagem de raios-x e transformações que descrevem a geometria de captação do raio-x dentário.

**Capítulo 4**

Neste capítulo serão apresentados detalhes relativos à implementação da aplicação desenvolvida para levar a cabo a técnica de radiografia de subtracção digital. Dado que o registo é um passo crítico para a exactidão desta técnica, ser-lhe-á dado um maior destaque, que versa cada uma das três modalidades disponíveis implementadas (manual, semi-automática e automática). Antes da conclusão do capítulo, serão também descritos os restantes blocos necessário para a execução da técnica de radiografia de subtracção digital: correcção de contraste e cálculo da imagem de diferenças.

**Capítulo 5**

No capítulo 5 é apresentada a metodologia seguida para testar a aplicação desenvolvida no decurso do estágio e os respectivos resultados dos testes efectuados

---

sobre a aplicação em cada um dos seus três módulos principais. Por fim, serão comentados os resultados.

**Capítulo 6**

No capítulo 6 apresentam-se as principais conclusões do trabalho desenvolvido, bem como as perspectivas em termos de trabalho futuro.

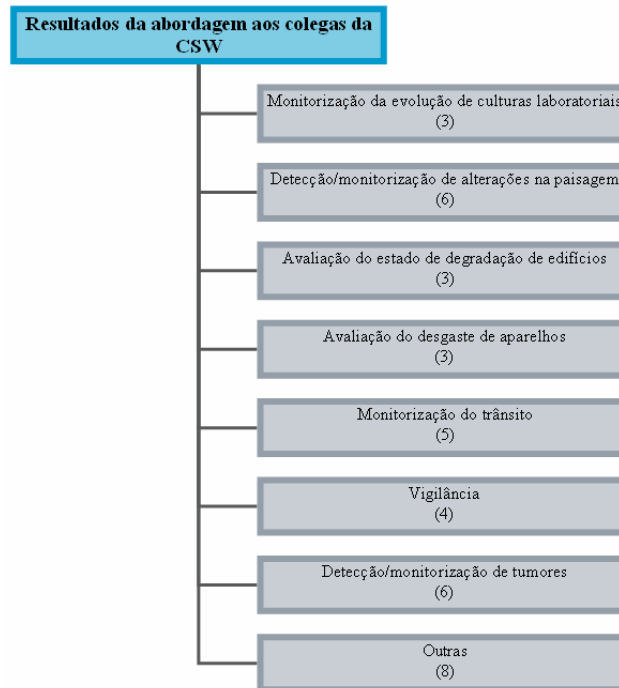


De forma a cumprir o objectivo principal do estágio – detectar aplicações do conceito geral subjacente ao RetMarker – foram efectuadas pesquisas variadas, sendo que os critérios privilegiados se prendiam não só com as perspectivas de negócio na área mas também com a exequibilidade técnica da técnica/ideia. A pesquisa versou aplicações médicas e não médicas que tivessem o potencial de serem tratadas de acordo com um esquema semelhante do RetMarker, isto é, recorrendo à identificação de alterações ao longo do tempo. Na secção 2.1 será descrita a metodologia seguida para a pesquisa de aplicações não médicas na inspecção visual por comparação temporal de imagem, enquanto que na secção 2.2 se fará uma descrição semelhante à da secção 2.1 aplicada à área da saúde.

## 2.1 Aplicações não médicas

As pesquisas para aplicações não médicas da inspecção visual por comparação temporal seguiram duas estratégias complementares. A primeira consistiu em procurar, através da *Internet*, possíveis aplicações do conceito, sendo estas depois filtradas consoante a oferta que já existe (soluções comerciais, algoritmos disponíveis, entre outros). Outra forma de coligir informação passou por contactar directamente com os colegas da empresa, afim de aferir necessidades específicas em diferentes sectores de actividades, que tivessem o potencial de serem tratadas usando um esquema semelhante ao proporcionado pelo RetMarker, isto é, recorrendo à identificação de evoluções temporais. A CSW tem neste momento uma presença muito forte no sector aeroespacial, assim como nas áreas da indústria e da defesa, pelo que não se revelou difícil obter informações fidedignas sobre as necessidades dos vários mercados. Outra forma de recolha passou por fazer abordar os colegas de empresa e, após apresentação sumária do

conceito subjacente ao RetMarker, pedir-lhes que sugerissem aplicações que considerassem relevantes. O conjunto de abordagens sugeridas pelos colegas encontra-se descrito no esquema abaixo.



**Figura 7:** Diagrama com os resultados da abordagem aos colegas da empresa. Os números entre parêntesis indicam o número de ocorrências para cada ideia.

A partir da análise das sugestões, definiram-se as acções a desempenhar, que passaram por contactar os colegas cujas ideias foram consideradas mais interessantes. Estas estavam relacionadas com a deteccção de mudanças na paisagem (deteccção de incêndios/áreas ardidadas e alterações na costa, avaliação dos níveis de água (secas/cheias), maturação de colheitas e controlo dos níveis de neve/gelo) e a avaliação do desgaste de aparelhos (circuitos, discos de corte, entre outros).

### **2.1.1 Aplicações na área da observação da Terra**

No que diz respeito à observação da Terra, a monitorização de alterações na superfície terrestre e outros tipos de alterações geográficas fazem, claramente, parte da aplicação do conceito subjacente ao RetMarker. Contudo, uma investigação mais detalhada junto dos colegas permitiu concluir que a empresa já fornece serviços nesta área, pelo que qualquer trabalho extra será desenvolvido pelas pessoas directamente envolvidas nestas áreas.

### **2.1.2 Aplicações na área da indústria**

Em termos da indústria, a inspecção visual não-destrutiva é já uma prática estabelecida em vários ramos de actividade. Destes ramos, analisaram-se mais em detalhe as áreas da inspecção de circuitos impressos (PCB<sup>6</sup>) e outros tipos de semicondutores, de peças cerâmicas, têxteis, madeiras e serras de corte. Outras áreas consideradas foram a inspecção nas indústrias de plásticos, alimentar e farmacêutica. Em relação a estas últimas, a falta de algoritmos disponíveis para a inspecção e o facto de, em alguns casos, não se fazer monitorização contínua para controlo de qualidade levaram a que estas possíveis aplicações fossem postas de parte. De facto, no caso dos plásticos, a inspecção faz-se numa fase prévia à da produção, nomeadamente na fase de produção do molde. No caso da indústria alimentar, a inspecção ainda depende em muito do operador, estando as técnicas de visão por computador ainda pouco disseminadas. No caso da indústria farmacêutica, a inspecção é maioritariamente química (cinética de decomposição, controlo de pureza dos compostos, entre outros). Em termos visuais, a verificação/reconhecimento de impressões, lotes ou códigos e a verificação de tamanho ou forma são feitas de imediato, não exigindo monitorização de alterações. Nestes casos, o “diagnóstico” é imediatamente definido como “conforme” ou “não conforme”.

---

<sup>6</sup> Acrónimo para *Printed Circuit Board*.

A indústria dos semicondutores é uma área já bem conhecida pelos colegas da CSW, que trabalham de perto com a Qimonda/Infineon Technologies. Este conhecimento permitiu uma troca de ideias mais próxima relativamente às aplicações da inspecção visual por comparação temporal. Dado que a inspecção dos PCB, vulgarmente apelidados de *wafers*, é essencialmente visual (inspecção óptica, que se apoia muito em imagens captadas durante a fase de inspecção dos circuitos), existiria neste ramo uma hipótese para aplicar técnicas de monitorização de alterações baseadas em imagem. Contudo, a troca de ideias com os colegas que trabalham de perto com esta indústria permitiu perceber que não haveria grande margem para entrada neste mercado, já de si muito saturado pela grande oferta de produtos de inspecção.

No caso da inspecção de serras de corte, a possibilidade de parceria com a Frezite foi posta de parte, uma vez que, na altura em que o levantamento foi feito, a empresa estava envolvida em projectos que a impediam de considerar outras opções. Contudo, como esta área aparenta ser uma aplicação viável para a inspecção visual por comparação temporal de imagem, aguarda-se ainda um momento mais adequado para fazer a sua validação.

### **Algoritmos para inspecção visual na área da indústria**

O aumento das exigências em termos de qualidade para os produtos de manufactura tem feito com que os procedimentos de controlo de qualidade e de inspecção ocupem um lugar de destaque nos processos produtivos. Os sectores da indústria que trabalham com materiais cujas superfícies apresentam textura periódica apercebem-se da importância da inspecção visual, dedicando cada vez mais esforço e dinheiro a otimizar os processos de produção e inspecção [2].

Actualmente, muitos defeitos são ainda detectados através de inspecção humana. Contudo, esta detecção é morosa, entediante e provoca uma degradação na saúde de quem a desempenha., uma vez que é necessário localizar pequenos defeitos que podem estar localizados numa vasta região, que se vai movendo ao longo do campo visual do operador. Deste modo, o desenvolvimento tecnológico, que veio introduzir a

automatização nos processos de produção, permitiu aumentar não só a sua produtividade mas também a automatização dos processos de controlo de qualidade [2].

**Indústria Têxtil:** área profícua em termos de algoritmos para detecção de texturas características de materiais defeituosos. Esta detecção pode ser feita com base em transformadas de onduletas (*wavelet transforms*) ([2],[3],[4]), em transformadas de Fourier Discretas [5] ou em matrizes de co-ocorrência [6]. Contudo, neste caso a análise de imagem é directa, havendo uma classificação imediata, algo que não se aplica ao conceito subjacente ao RetMarker, sendo, por isso, um motivo válido para descartar esta ideia.

**Indústria cerâmica:** existem variados algoritmos para detecção/classificação de defeitos em produtos cerâmicos, sobretudo em azulejos. Estes defeitos podem ser de vários tipos, entre os quais defeitos de textura, de cor (não uniformidade da cor ao longo da superfície, erros na pintura do padrão) ou então deformações na superfície (altos, fendas, cantos danificados). A maioria das abordagens para detecção ou classificação de defeitos recorre à detecção de arestas como passo inicial, variando na abordagem posterior, que pode consistir num registo por correlação de fase [7], utilização de operadores morfológicos ([8], [9]) ou cálculo da entropia cruzada entre as imagens [10]. Outras abordagens passam pela utilização de transformadas de onduletas ([11], [12]) ou de exemplares de textura (*texems*<sup>7</sup>) [13].

Dado que existe uma grande variedade de algoritmos para inspeção visual com vista à detecção/monitorização de defeitos, no futuro será necessário levar a cabo uma validação suplementar das necessidades e hábitos de controlo de qualidade deste tipo de indústrias, de modo a perceber se algum destes algoritmos (e a respectiva área associada) será viável.

---

<sup>7</sup> *Texems* são exemplares de textura em vários tamanhos que encapsulam o conteúdo de textura de uma dada imagem, sendo cada um deles definido por uma média e uma matriz de co-variância.

## **2.2 Aplicações na área da saúde**

A pesquisa de aplicações do conceito RetMarker na área da saúde teve como ponto de partida as estatísticas relativas às causas de mortalidade na Europa, Estados Unidos e outros países OCDE e aos gastos com a saúde nos países industrializados. Por outro lado, a pesquisa abordou o tipo de oferta existente no que diz respeito a *software* para diagnóstico apoiado por computador (*Computer Aided Diagnosis*) ou de apoio ao diagnóstico, uma vez que as doenças cujo diagnóstico seja baseado em imagem seriam candidatas à aplicação deste conceito.

### **2.2.1 Análise de dados estatísticos**

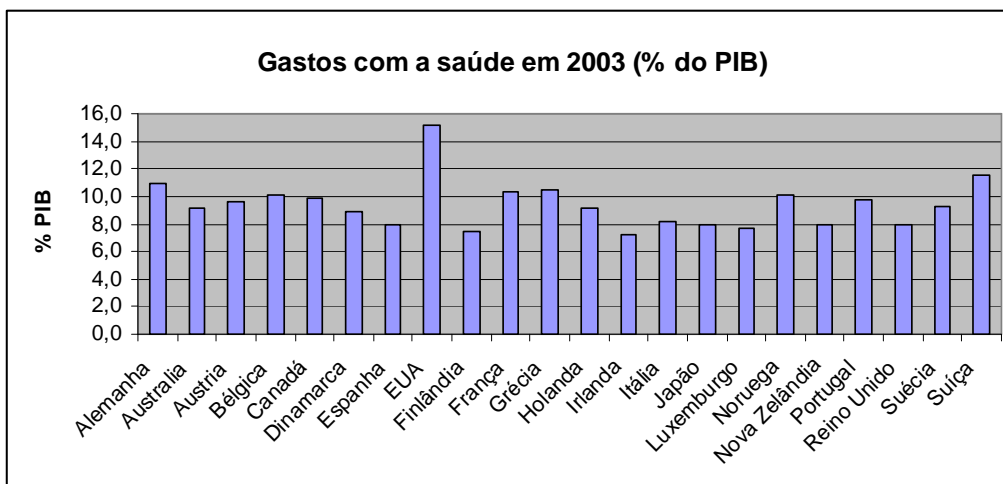
A análise de dados estatísticos tinha como objectivo perceber, numa primeira fase, quanto se gasta com a saúde nos vários países. Para tal, foram analisados dados OCDE<sup>8</sup> relativos aos anos de 2003 e 2004 [14] e dados da OMS<sup>9</sup> [15]. Apesar de haver uma grande quantidade de informação disponível, esta nem sempre é passível de ser comparada, uma vez que nem sempre existem dados para todos os países de uma lista para um mesmo ano. Assim, privilegiou-se a informação relativa aos países industrializados, uma vez que são os que mais dinheiro investem na saúde.

Como se vê na figura 8, os Estados Unidos da América, com cerca de 15% do PIB foi o país que mais dinheiro gastou no sector da saúde em 2003, seguido pela Suíça (cerca de 11.5%) e pela Alemanha (cerca de 11%).

---

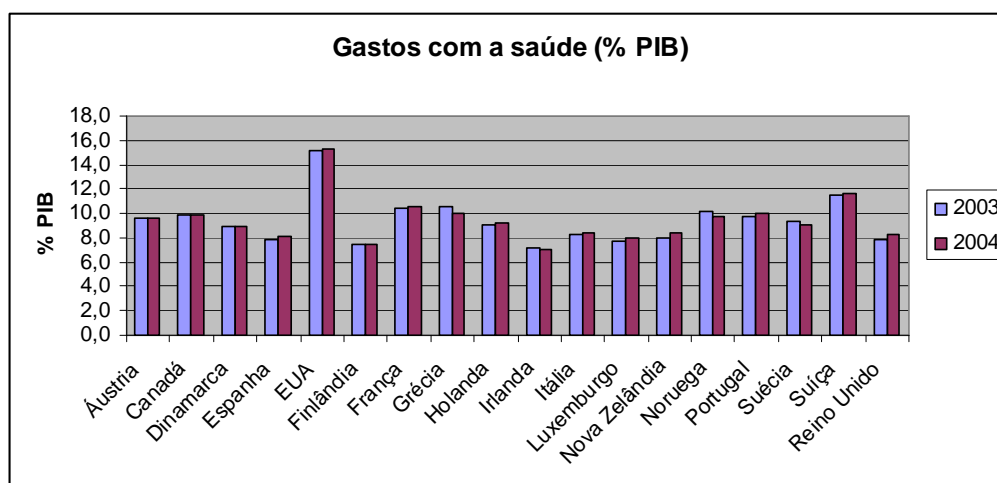
<sup>8</sup> OCDE é o acrónimo que se refere à Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico.

<sup>9</sup> OMS é o acrónimo utilizado para referenciar a Organização Mundial de Saúde.



**Figura 8:** Gastos com a saúde em percentagem do Produto Interno Bruto (PIB) no ano de 2003 para alguns dos países industrializados. Fonte: [14].

Além disso, a observação da figura<sup>10</sup> 9 permite constatar que os gastos com a saúde aumentaram, de modo geral, entre 2003 e 2004. De facto, a área dos cuidados de saúde é uma área em constante crescimento e que movimenta muito dinheiro anualmente, pelo que se confirma que será um sector propício a novas oportunidades.



**Figura 9:** Gastos com a saúde em percentagem do Produto Interno Bruto (PIB) para alguns dos países industrializados nos anos de 2003 e 2004. Fonte: [14].

<sup>10</sup> Apresenta-se a figura 8 porque nem todos os países da figura 7 tinham dados para que se pudesse fazer a comparação.

Outro tipo de dados estatísticos analisados foram os relacionados com as causas de mortalidade nos vários países. Das várias doenças passíveis de provocar morte, deu-se especial ênfase ao Cancro (figura 10) e às doenças respiratórias (figura 11), pelo facto de apresentarem uma elevada taxa de incidência na sociedade ocidental.

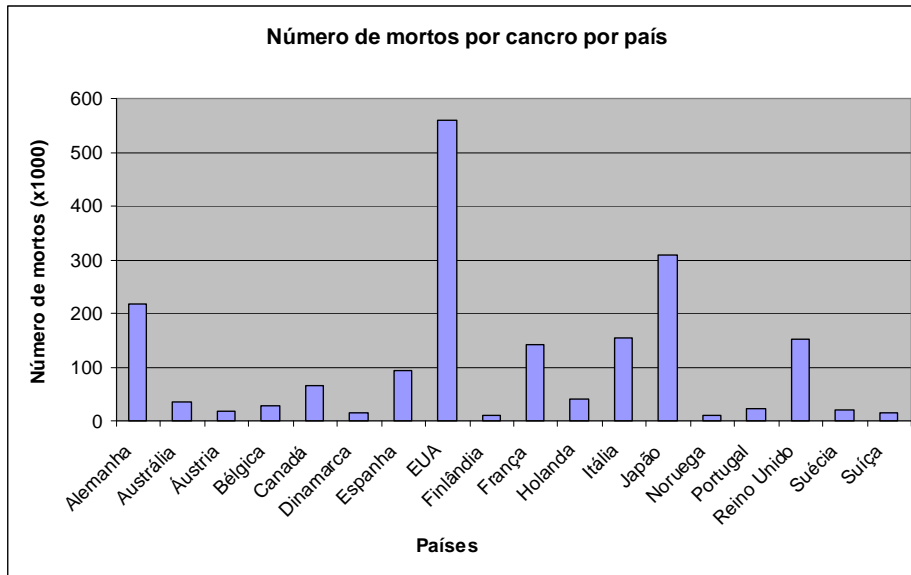


Figura 10: Número de mortos por Cancro em alguns países da OCDE no ano de 2002. Fonte: [14].

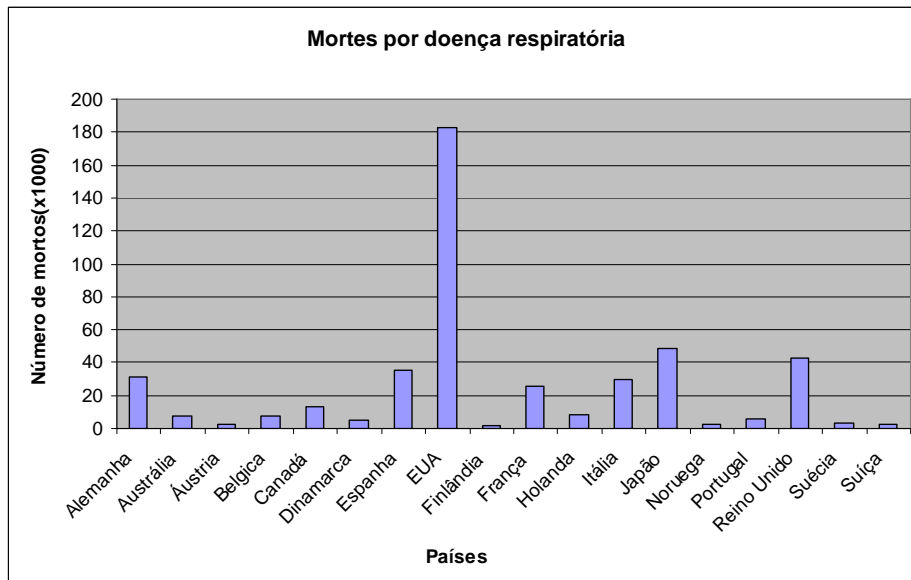
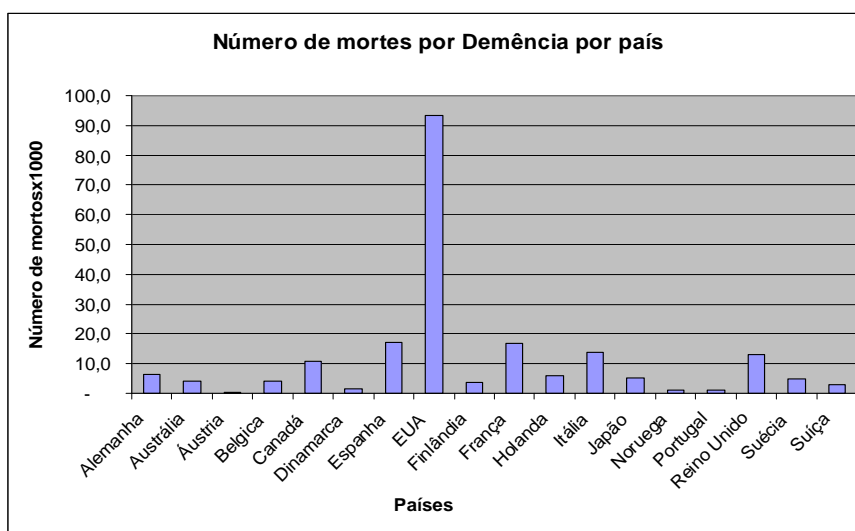


Figura 11: Número de mortos por doença respiratória no ano de 2002. Fonte [15].



A partir análise das figuras 11, 12 pode ver-se que os países mais desenvolvidos são aqueles em mais pessoas morrem devido ao Cancro a às doenças respiratórias. Estes mesmos países são também os que mais investem na saúde, não só em termos de investigação de novas terapias mas também de novos equipamentos para diagnóstico, monitorização e tratamento.

Para além das doenças que apresentam elevada incidência em termos de taxa de mortalidade, investigaram-se também as doenças que infligem uma maior taxa de morbilidade ou incapacidade, entre as quais as demências (nas quais se inclui a Doença de Alzheimer) e a artrite.



**Figura 12:** Número de mortes devidas a demências, entre as quais a Doença de Alzheimer no ano de 2002. Fonte: [15].

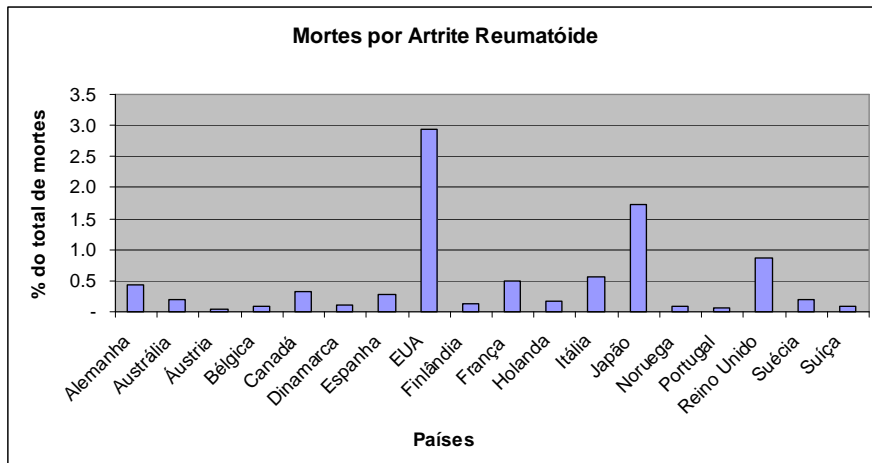


Figura 13: Número de mortes originadas por artrite reumatóide no ano de 2002. Fonte: [15]

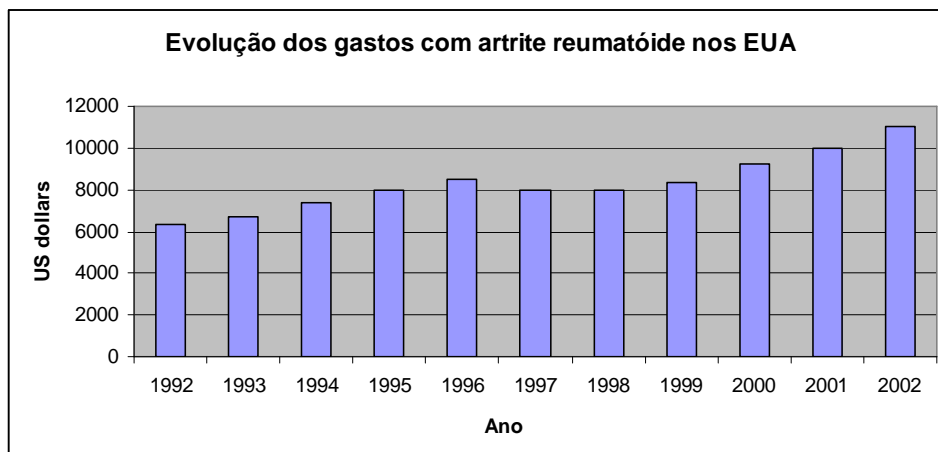


Figura 14: Evolução dos gastos com artrite Reumatóide nos EUA entre 1992 e 2002. Fonte: [16]

Da análise das figuras 12 a 14 confirma-se que a doença de Alzheimer e a artrite são doenças que não apresentam valores de mortalidade tão elevados como o cancro ou as doenças respiratórias. Contudo, estas patologias representam um grande peso em termos de gastos com a saúde, uma vez que provocam um grau de morbilidade elevado nos indivíduos afectados, que terão que recorrer mais frequentemente ao sistema de saúde do país em que habitam.

### **2.2.2 Refinamento da pesquisa inicial**

Após pesquisas com base em estatísticas e informação de empresas e institutos de investigação em imagem disponível *online*, tentou aprofundar-se o conhecimento relativo a várias patologias, procurando recolher informação sobre origem, diagnóstico e tratamento mas também sobre a existência de algoritmos de apoio ao diagnóstico (comercializados ou não). As doenças visadas foram: Melanoma, Artrite, Cancro do pulmão, Doença de Parkinson, Doença de Alzheimer, Epilepsia, doenças dentárias, Cancro da mama e Cancro da próstata. De todas estas patologias analisadas, foram seleccionadas três que apresentavam maior potencial em termos de negócio e de possibilidades de implementação: a Artrite, a Doença de Alzheimer e as doenças dentárias. As razões para a escolha destas três áreas encontram-se sumariadas nas tabelas 2 a 4 (sob a forma de análises SWOT<sup>11</sup>), enquanto que os motivos que determinaram a não prossecução na investigação de algumas áreas se encontram sumariados na tabela 1.

---

<sup>11</sup> Acrónimo que designa Strengths, Weaknesses, Opportunities, Threats, isto é, as forças, fraquezas, oportunidades e ameaças associadas a uma ideia de negócio.

<b>Cancro pulmonar</b>	<b>Cancro da mama</b>	<b>Melanoma</b>	<b>Doença de Parkinson</b>	<b>Cancro da próstata</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Existem muitos algoritmos de apoio ao diagnóstico comercializados pelas grandes empresas;</li> <li>- Algoritmos disponibilizados para vários tipos de técnicas imagiológicas;</li> <li>- A maioria dos algoritmos já possui a aprovação da FDA<sup>12</sup></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Existem já muitos algoritmos de apoio ao diagnóstico, comercializados por várias empresas;</li> <li>- Algoritmos disponibilizados para vários tipos de técnicas imagiológicas;</li> <li>- A maioria dos algoritmos disponíveis é aprovada pela FDA.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Doença cujo diagnóstico não assenta apenas em imagens, sendo necessária uma biopsia;</li> <li>- Existem já vários algoritmos e sistemas comerciais de apoio ao diagnóstico.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Mecanismos da doença são sobretudo bioquímicos, não havendo alterações na morfologia do cérebro;</li> <li>- Diagnóstico concreto feito com PET, que mostra padrão concreto da diminuição da perfusão sanguínea.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Baixa incidência em termos de mortalidade;</li> <li>- Já existem várias soluções comerciais de apoio ao diagnóstico e tratamento por braquiterapia<sup>13</sup>.</li> </ul>

**Tabela 1:** Outras doenças visadas pela pesquisa e razões pelas quais não foram escolhidas.

<b>Strengths</b>	<b>Weaknesses</b>	<b>Opportunities</b>	<b>Threats</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Principal causa de demência nos países desenvolvidos;</li> <li>- Imagem constitui um meio de apoio ao diagnóstico, uma vez que a doença origina atrofia de regiões cerebrais específicas;</li> <li>- Existem vários algoritmos de registo e segmentação do cérebro que poderão ser adaptados para o efeito.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Atrofia cerebral não é apenas característica da Doença de Alzheimer, podendo estar associada, por exemplo, à Doença de Huntington e à epilepsia ou então ao consumo de álcool ou drogas;</li> <li>- Exige um algoritmo de detecção de alterações muito exacto, uma vez que a taxa de atrofia por ano é muito pequena.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Poucas soluções comerciais de apoio ao diagnóstico disponíveis;</li> <li>- Provoca alterações cerebrais passíveis de detecção por imagem.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- CAD desenvolvido na universidade McGill (pouca informação disponível);</li> <li>- Mais concorrentes?</li> </ul>

**Tabela 2:** Análise SWOT aplicada à detecção de diferenças na morfologia do cérebro em doentes com doença de Alzheimer.

<sup>12</sup> A FDA (*Food and Drug Administration*) faz parte Agência de Saúde e Serviços Humanos do *US Department of Health* (EUA), sendo responsável por assegurar a segurança e eficácia de todos os medicamentos, vacinas e aparelhos médicos.

<sup>13</sup> Tipo de tratamento em que se coloca material radioactivo encapsulado em agulhas, sementes, fios ou catéteres directamente ou na proximidade de um tumor.

<i>Strengths</i>	<i>Weaknesses</i>	<i>Opportunities</i>	<i>Threats</i>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Raios-x são um exame frequentemente prescrito;</li> <li>- Raios-x são mais baratos e envolvem menos gastos e complicações em termos de seguros de saúde;</li> <li>- Crescente substituição da película pelo formato digital, de qualidade superior;</li> <li>- A avaliação das radiografias tiradas em instantes temporais diferentes constitui uma parte importante no planeamento do tratamento da artrite.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Processo pouco disseminado, existindo poucos algoritmos para o implementar;</li> <li>- Existem poucos algoritmos direccionados para a segmentação e quantificação de alterações nos raios-x da mão.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Artrite apesar de não ser uma das principais causas de mortalidade, é uma das principais causas de incapacidade;</li> <li>- Um em cada cinco americanos tem artrite diagnosticada;</li> <li>- Poucas soluções comerciais de apoio ao diagnóstico nesta área;</li> <li>- A avaliação das radiografias tiradas em instantes temporais diferentes constitui uma parte importante no planeamento do tratamento da artrite.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Optasia™ Medical (solução comercial para avaliação da progressão da osteoartrite em imagens RMI do joelho);</li> <li>- Ferramenta RAQuantify, desenvolvida no PRIP<sup>14</sup>, Viena.</li> </ul>

**Tabela 3:** Análise SWOT aplicada à avaliação da progressão da artrite em imagens de Raios-X

<i>Strengths</i>	<i>Weaknesses</i>	<i>Opportunities</i>	<i>Threats</i>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Enfatiza as diferenças entre radiografias do mesmo objecto, diminuindo a subjectividade inerente à avaliação radiológica;</li> <li>- Utilizada para monitorizar a extensão de uma lesão ou a eficácia do seu tratamento;</li> <li>- Utilizada para diagnóstico de cáries e doenças periapicais (por exemplo, a doença periodontal).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não existe uma periodicidade ou frequência concreta para a captação de raios-x em estomatologia;</li> <li>- Até que ponto esta técnica será útil em grande escala?</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Existem vários algoritmos disponíveis para implementar esta técnica.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Existem soluções comerciais disponíveis: Eikona Subtraction Radiography, Planmeca Dimaxis e Emago Dental Software, embora o registo implementado seja manual.</li> </ul>

**Tabela 4:** Análise SWOT aplicada à monitorização de alterações dentárias com recurso a imagens de raios-x.

<sup>14</sup> *Pattern Recognition and Image Processing group*, Universidade de Viena

### **2.2.3 Recolha do estado da arte**

Após análise cuidada dos dados das SWOT elaboradas, passou-se à recolha do “estado da arte” para cada uma das técnicas visadas, de modo a que melhor se fundamentasse a tomada de decisão relativamente a qual das técnicas implementar na janela temporal disponível até ao fim do estágio. Nas próximas duas subsecções apresentar-se-á o estado da arte para a monitorização de alterações no cérebro de doentes com Alzheimer e de erosões ósseas em doentes com artrite.

#### **2.2.3.1 Estado da arte na detecção de alterações na morfologia do cérebro em doentes com Alzheimer**

A doença de Alzheimer é uma doença neurodegenerativa incurável, que constitui a forma mais comum de demência e afecta sobretudo os indivíduos com mais de 65 anos. Histopatologicamente, esta doença é caracterizada pela formação de placas amilóides e *tangles* neurofibrilares (fibras torcidas que se formam nas células) no cérebro, sobretudo nas regiões do hipocampo e dos lobos temporal<sup>15</sup> e parietal<sup>16</sup>, e redução dos neurotransmissores acetilcolina, serotonina, norepinefrina e somatostatina. Estas alterações provocam a morte neuronal, perda de tecido e atrofia cerebral características desta doença. Hoje em dia, só é possível fazer um diagnóstico definitivo da doença após a morte, uma vez que apenas nessa altura se podem examinar os tecidos cerebrais para procurar a existência destas placas. Assim, enquanto o sujeito for vivo, os diagnósticos possíveis são apenas “possível” ou “provável” ([17], [18], [19]).

No que diz respeito aos sintomas da doença, observa-se que os indivíduos afectados apresentam inicialmente amnésia (perda da memória de curto prazo) e alterações comportamentais (surto de violência ou passividade excessiva), que evoluem para afasia (perturbação da linguagem), apraxia (alterações nos movimentos comuns) ou

---

<sup>15</sup> Está envolvido no processamento auditivo, embora também intervenha nos processos visuais e no discurso. Este lobo contém o hipocampo, pelo que também está envolvido na formação da memória [20].

<sup>16</sup> Integra informação sensorial a partir de diferentes modalidades, sobretudo para integrar a localização espacial dos objectos, mapeando objectos percebidos com as posições corporais [21].

agnosia (diminuição da capacidade de reconhecimento de coisas ou pessoas). Outros sintomas consistem na deterioração da musculatura e da mobilidade. Nos estadios mais avançados da doença, o doente deixa de conseguir desempenhar tarefas simples de forma independente e necessitará de vigilância constante. Nos casos mais graves, ocorre perda da capacidade de comer, de andar ou até o esquecimento de se alimentar [17].

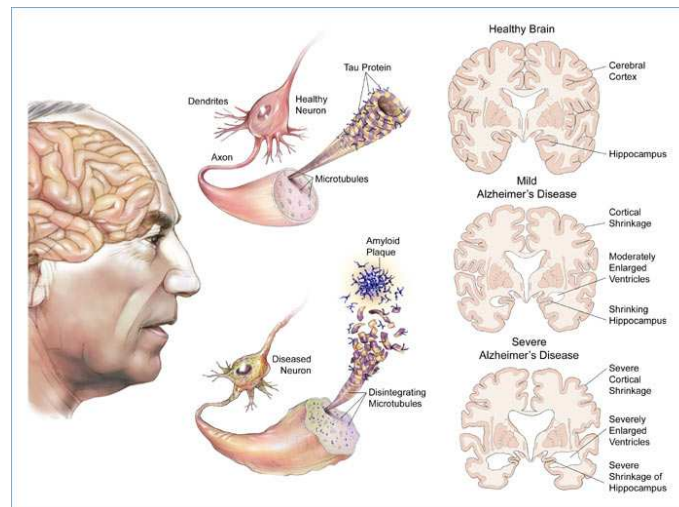
O diagnóstico da Doença de Alzheimer é feito com recurso a testes físicos, psiquiátricos ou neuropsicológicos (entre os quais o *Mini Mental State Examination*) assim como a análises ao sangue, urina e líquido cefalorraquidiano. Outras modalidades de diagnóstico passam pelo uso da electroencefalografia, Tomografia Computorizada<sup>17</sup>, Tomografia por Emissão de Positrões, Tomografia Computorizada por Emissão de Fóton Único ou imagiologia de Ressonância Magnética<sup>18</sup> ([17], [22]). O tratamento da doença de Alzheimer é baseado em medicamentos, sobretudo os inibidores da Acetilcolinesterase, que diminuem a quebra da acetilcolina (neurotransmissor do sistema nervoso autónomo), pelo que a sua concentração no SNC aumenta. Estes medicamentos são prescritos porque num doente com Alzheimer ocorre diminuição da actividade dos neurónios colinérgicos [17].

As doenças neurodegenerativas provocam alterações morfológicas no cérebro, pelo que a detecção destas pode ser útil para o diagnóstico. No caso da doença de Alzheimer, ocorre uma atrofia precoce e desproporcionada do hipocampo e um alargamento dos ventrículos cerebrais (estruturas que contêm o líquido cefalorraquidiano) nos indivíduos afectados (figura 15).

---

<sup>17</sup> Doravante designada por CT.

<sup>18</sup> Doravante designada por RMI.



**Figura 15:** Representação esquemática das alterações que ocorrem no cérebro de um doente com Alzheimer. Adaptado de [23].

A sofisticação crescente da RMI permite a visualização *in-vivo* de estruturas anatómicas do cérebro com grande detalhe, uma vez que os equipamentos usados captam imagens dos tecidos macios com elevado contraste e resolução (inferior a 1 mm). Este detalhe permite identificar estruturas cerebrais cujo volume, forma e características tecidulares são afectados pela doença. Dado que as perdas de volume cerebral originadas pela Doença de Alzheimer são de 1% a 4% por ano (enquanto que em idosos saudáveis ocorre a perda é de 0.5% por ano) [18], as medidas volumétricas baseadas em regiões de interesse segmentadas manualmente acabam por ter resultados pouco satisfatórios, uma vez que a atrofia cerebral em grande escala só é visível num estadio mais avançado da doença. Outro problema prende-se com o facto de a atrofia do hipocampo não ser apenas característica da doença de Alzheimer, estando também presente, por exemplo, na degeneração fronto-temporal [24].

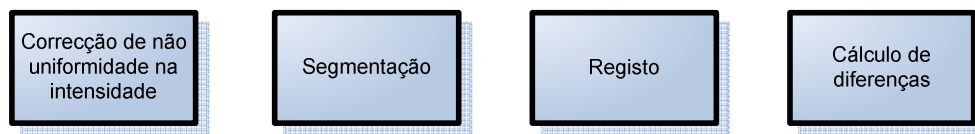
O facto de os indivíduos com Alzheimer apresentarem uma taxa de atrofia cerebral superior à dos indivíduos saudáveis pode justificar o uso de RMI como meio de diagnóstico. Deste modo, a taxa de atrofia cerebral pode ser quantificada *in-vivo* através do uso de séries de exames de ressonância magnética volumétrica. A medida de taxas de atrofia cerebral a partir de uma série de exames de RMI volumétrico pode então ser um meio de apoio ao diagnóstico das doenças neurodegenerativas, nomeadamente da Doença



de Alzheimer. Contudo, esta detecção/medição exige que as técnicas de análise de imagem sejam muito exactas e que consigam lidar com um grande número de exames [18].

### **Algoritmos para monitorização de alterações no cérebro usando imagens RMI**

De um modo geral, a monitorização de alterações no volume cerebral usando imagens RMI assenta em quatro blocos fundamentais, expostos na figura 16.



**Figura 16:** Blocos fundamentais sobre os quais assenta a monitorização de alterações cerebrais através de imagens RMI: correcção de não uniformidade na intensidade nos voxels<sup>19</sup>, segmentação, registo e cálculo da diferenças.

A intensidade do sinal RMI medida a partir do tecido homogéneo raramente é uniforme, variando de forma suave através da imagem. Esta não uniformidade na intensidade pode ser atribuída à baixa uniformidade do cilindro de radiofrequência do aparelho, a Correntes de Foucault<sup>20</sup> conduzidas pelo gradiente e à anatomia do paciente dentro e fora do campo de visão. Apesar de estas pequenas variações de intensidade (10%-20%) não influenciarem o diagnóstico visual, o desempenho das técnicas de segmentação automática, que, regra geral, assumem homogeneidade de intensidade em cada classe, pode ser prejudicado. A não uniformidade que se deve à resposta em frequência do receptor e à sensibilidade espacial dos cilindros de radiofrequência é sistemática e pode, em princípio, ser corrigida através de calibração regular ou modelização teórica [25]. Contudo, a não uniformidade devida a correntes induzidas e à não homogeneidade espacial do campo de excitação depende da geometria e das

---

<sup>19</sup> Voxel é um acrónimo para a expressão *volume element*. O voxel é a unidade de informação gráfica no espaço tridimensional necessária à definição de um ponto.

<sup>20</sup> Corrente de Foucault (ou corrente parasita) é o nome dado à corrente induzida num condutor quando o [fluxo magnético](#) através de uma amostra razoavelmente grande de material condutor varia [26].

propriedades eléctricas do sujeito, assim como da sequência de pulso e da polarização do cilindro [25].

No que diz respeito a algoritmos para correcção de não uniformidade na intensidade dos voxels, o método N3 (*Nonparametric Nonuniform intensity Normalization*) proposto por Sled [25], é um método independente da sequência de pulso utilizada (*spin echo, inversion recovery, gradient echo*, entre outras) e foi utilizado em [18] e [27]. A não uniformidade é modelizada como um campo suave desconhecido que se multiplica pelo sinal verdadeiro emitido pelo tecido. O problema da compensação da não uniformidade assenta na estimação deste campo, que reduz os componentes de alta-frequência da densidade de probabilidade do sinal verdadeiro emitido pelo tecido. Assim, corrigir a não uniformidade passa por restaurar o conteúdo de frequências do sinal verdadeiro. A estratégia utilizada passa por calcular o campo suave e de variação lenta que maximize o conteúdo de frequências da densidade de probabilidade do sinal verdadeiro emitido pelo tecido [25].

O método usado em [28] foi o proposto por Dawant e colegas em [29], e é vulgarmente apelidado de *white matter method*. O seu objectivo é corrigir variações de intensidade entre cortes, de modo a facilitar o treino de classificadores para a segmentação automática. Este método consiste em ajustar uma superfície de intensidade aos pontos de referência e usá-la como um estimador para o perfil do cilindro de radiofrequência. O cálculo do estimador foi implementado por dois métodos de ajuste, a que chamaram directo e indirecto. No método directo, foi utilizada uma técnica de interpolação para ajustar a superfície de intensidade directamente aos pontos seleccionados pelo utilizador. Na abordagem indirecta, treinou-se um classificador directamente nos pontos seleccionados pelo utilizador, classificou-se preliminarmente a imagem, seleccionaram-se directamente os pontos de referência a partir da classe resultante e ajustou-se uma superfície de referência a esses pontos numa abordagem de mínimos quadrados [29]. Contudo, em [28] os autores implementaram um melhoramento no método referido atrás, no sentido de automatizar a selecção de pontos de referência, e estenderam este algoritmo de 2D para 3D para assegurar uma correcção suave na terceira dimensão.

Outras abordagens para correcção de não uniformidade na intensidade passam pela utilização de filtros passa-baixo *Butterworth* [30], normalização da intensidade dos voxels (dividir a intensidade de cada voxel pela média local da intensidade dos voxels vizinhos) e equalização de contraste das regiões correspondentes às substâncias branca e cinzenta do cérebro por modelização dos histogramas de intensidade destas zonas como a soma de duas densidades Gaussianas [31] ou normalização baseada nos histogramas conjuntos de intensidade das imagens [32].

Relativamente ao passo de segmentação, as abordagens são também variadas. Nos trabalhos descritos em [30], a segmentação é feita com um modelo de contornos activos inicializado a partir de contornos desenhados manualmente na imagem de referência e posteriormente propagados à imagem de seguimento. Este modelo de contornos activos é baseado numa representação de *B-splines* analítica e contínua, com optimização local *Greedy*<sup>21</sup> para minimizar uma função de energia.

Já no caso de [18], foi utilizado o método descrito em [34], que se baseia em operações morfológicas (dilatação e erosão). As condições relacionadas com a intensidade dos voxels são aplicadas em todas as fases do processo e, onde possível, são calculadas a partir dos dados da imagem. O algoritmo assume que as substâncias branca e cinzenta e que o liquido cefalorraquidiano possuem intensidades, respectivamente, elevada, intermédia e baixa. Inicialmente, o utilizador tem que introduzir dois valores de intensidade dos voxels (um para o limiar superior e outro para o limiar inferior), sendo que o conjunto de pontos contidos entre estes dois valores funciona como uma primeira aproximação para a segmentação. De seguida, toma-se o maior conjunto com conexão 6 no conjunto anterior, que depois sofre uma erosão condicionada por um limiar (i. e., não ocorre erosão em pontos cuja intensidade seja superior a este valor) e um número de iterações introduzidos pelo utilizador. Posteriormente, faz-se uma dilatação condicionada

---

<sup>21</sup> Um algoritmo *Greedy* é todo o algoritmo que segue a metaheurística de resolução de problemas que faz localmente a escolha óptima em cada fase, com o objectivo de calcular o óptimo global. Assim, faz-se iterativamente uma escolha *Greedy* após outra, reduzindo a dimensão do problema. Assim, um algoritmo desta natureza nunca reconsidera as suas escolhas, i. e., acaba por não operar exaustivamente em todos os dados. [33]

por um limiar e, por fim, sub-amostragem para re-limiarização do interior, tal que a região obtida contenha apenas cérebro o líquido céfalo-raquidiano [34].

Nos trabalhos de Liu e colegas [27], a segmentação em imagens de RMI T1-*weighted* é feita com recurso ao *Exbrain*<sup>22</sup>, uma ferramenta baseada em segmentação por limiar de intensidade (classificação dos voxels de acordo com as suas intensidades), abertura morfológica e CCA<sup>23</sup> [35]. A tarefa principal do método consiste em separar o cérebro do resto da cabeça com base na limiarização a um nível óptimo, seguida por erosão e CCA para identificar o maior componente. Após esta operação, algumas partes da medula cerebral, da *dura mater* e dos seios venosos ainda estão anexadas ao cérebro, pelo que é necessário proceder à sua separação através limiarização ao nível da substância branca, seguida por abertura morfológica e CCA. As partes dos seios venosos que ainda se mantém ligadas ao cérebro são removidas por limiarização ao nível da substância cinzenta, seguida de abertura morfológica e CCA. De seguida, faz-se uma dilatação condicional de níveis de cinzento ou erosão a um nível próximo da mediana da intensidade entre a substância cinzenta e o líquido cefalorraquidiano. Por fim, o tronco cerebral é cortado ao nível da base do cerebelo [35].

No algoritmo descrito em [28], a segmentação é feita com recurso à decomposição dos histogramas global e local da imagem, de modo a, num primeiro passo, identificar voxels com misturas de substância cinzenta/substância branca e substância cinzenta/líquido cefalorraquidiano. Após esta identificação, calculam-se os volumes englobados por estas regiões para que estas possam ser eliminadas do processo de estimação de parâmetros.

Nos trabalhos descritos em [32], faz-se uma segmentação inicial por binarização de Otsu<sup>24</sup> em conjunto com erosão e preenchimento de buracos. De seguida, extrai-se o cérebro através de uma segmentação baseada num atlas, que não é mais que uma imagem de referência previamente segmentada. Esta imagem de referência é registada com a

---

<sup>22</sup> Website oficial: <http://www.erg.ion.ucl.ac.uk/exbrain.html>

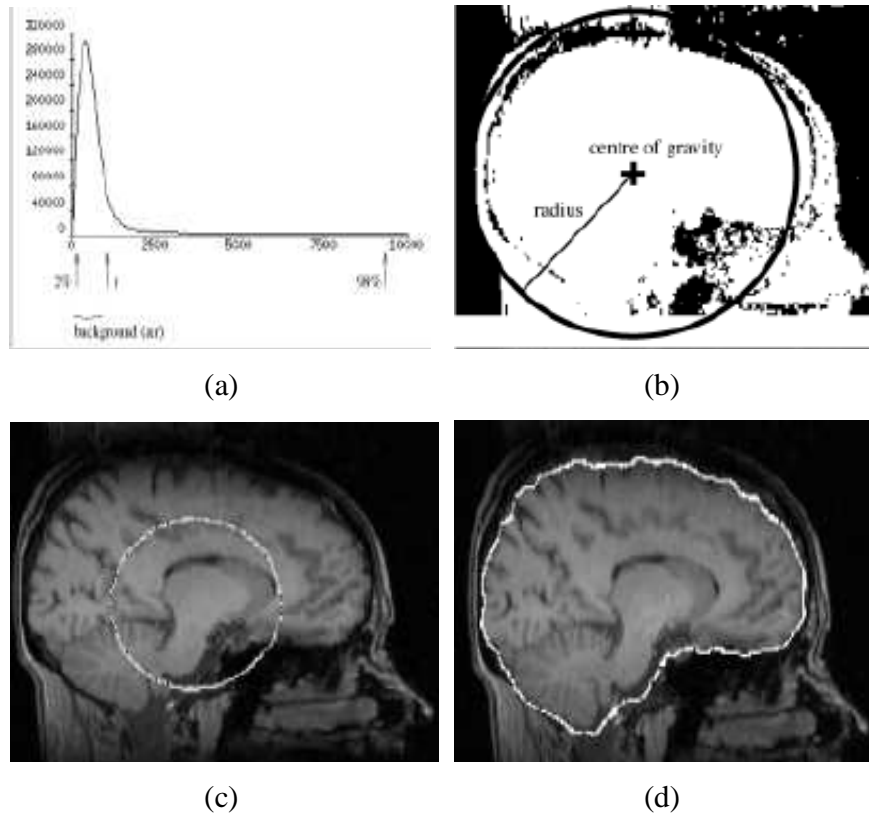
<sup>23</sup> CCA é o acrónimo para *Connected Component Analysis*.

<sup>24</sup> A binarização de Otsu consiste na procura do limiar que minimize a variância ponderada no interior da classe, o que é equivalente a maximizar a variância entre classes. Este método opera directamente no histograma de níveis de cinzento e assume que a iluminação é uniforme, tal que o comportamento bimodal do brilho seja originado apenas por diferenças no aspecto [36].

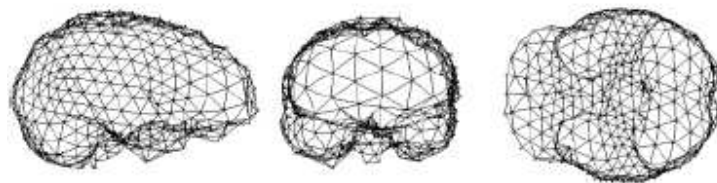
imagem que se quer segmentar usando registo deformável e a aplicação do campo de deformação resultante na segmentação por atlas permite extrair o cérebro.

Por fim, nos trabalhos de Smith [37], utilizou-se uma ferramenta denominada *Brain Extraction Tool* [38], que procede de acordo com os seguintes passos:

1. Cálculo dos valores superior e inferior do histograma de intensidade da imagem e de um limiar grosseiro para a fronteira tecido cerebral/tecido não cerebral (figura 17a);
2. Cálculo do centro de gravidade da imagem da cabeça e do seu raio da esfera de volume equivalente (figura 17b);
3. Inicialização no interior do cérebro de uma superfície esférica com tecelagem triangulada (figura 17c), que se vai deformando, um vértice de cada vez, na direcção do limite do cérebro (figura 18). Caso não se atinja uma solução adequada, o processo volta a decorrer com um constrangimento de suavidade maior.
4. Estimação da superfície exterior do crânio (figura 17d).



**Figura 17:** Exemplos para as várias fases do processamento do BET, desenvolvido por Smith e colegas. (a) Cálculo do limiar de intensidade para a fronteira entre o cérebro e o tecido não cerebral através do histograma de intensidade dos voxels. (b) Cálculo do centro de gravidade da cabeça e do raio de uma esfera que a englobe. (c) Inicialização de uma superfície esférica com tecelagem triangulada no interior do cérebro. (d) Estimativa para a superfície exterior do crânio. Adaptado de [38].



**Figura 18:** Três perspectivas das superfícies com tecelagem triangulada obtidas para o cérebro, que, neste caso, são apresentadas com uma densidade reduzida para a rede de tecelagem. Adaptado de [38].

No que diz respeito ao registo de imagens de RMI cerebral, este é, em todos os casos analisados, baseado na intensidade dos voxels, independentemente de esta ser bi ou tridimensional.

Nos trabalhos de Freeborough e Fox [39], o *scan* de seguimento é registado com o de referência por determinação das rotações e translações necessárias para minimizar o desvio padrão da razão entre voxels correspondentes no interior do cérebro, enquanto, em paralelo, se determinam os factores de escala espacial para minimizar a média da distância quadrada entre voxels correspondentes na superfície do crânio. O método incorpora factores de escala baseados na superfície craniana para corrigir mudanças no tamanho do voxel que possam simular mudanças no volume cerebral. A re-amostragem é feita com recurso a interpolação *sinc* [39].

Nos trabalhos de Schnabel e colegas [30], o registo é feito em duas etapas, uma de co-registo e outra de *matching* de intensidades. Na primeira etapa, usa-se interpolação linear, com a correlação a actuar como função de custo objectiva minimizada através do método simplex. O co-registo é depois aplicado recorrendo a pesquisas iterativas sucessivas através de um espaço padrão de seis parâmetros (três de translação e três de rotação) com três níveis diferentes de *blurring* Gaussiano, sendo depois feito um ajuste de rotação, translação e escala na imagem com a resolução original. Na segunda etapa, compensam-se as diferenças de intensidade entre os *scans* de referência e co-registado através de uma regressão linear em todos os voxels dos dois scans para estimar os parâmetros  $a$  e  $b$  da equação  $I_{\delta} = a + bI_{match} - I_{base}$ , designando  $I_{\delta}$  a intensidade da imagem de diferenças obtida a partir dos scans de referência e seguimento,  $I_{match}$  o *scan* após co-registo e  $I_{base}$  o *scan* de referência [30].

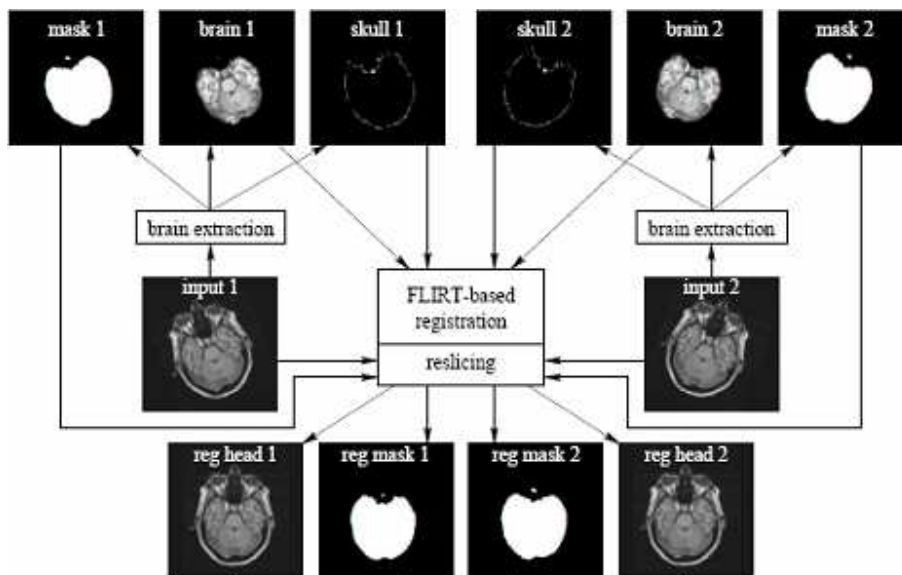
No caso de Nestares e Heeger [31], a estimação dos seis parâmetros de um modelo de deslocamento rígido constitui um passo muito importante do processo de registo. Este cálculo utiliza os chamados estimadores robustos<sup>25</sup> do tipo M (*maximum*

---

<sup>25</sup> A expressão estimadores robustos refere-se aos métodos estatísticos que permitem resolver problemas estatísticos nos quais as condições assumidas são inexactas. Um procedimento robusto deve ser insensível a pontos de partida para hipóteses gerados, por exemplo, por *outliers*. Assim, estes estimadores devem ter um bom desempenho quando trabalham sobre as hipóteses que assumiram, deteriorando-se o desempenho quando se afastam destas condições. Outros exemplos de estimadores robustos são os de tipo L (linear), R (*rank transformation-based*), RM (*repeated median*) e LMS (*Least Median of Squares*) [40].

*likelihood type*), que são pouco influenciados por *outliers* e provocam a saturação para valores elevados de erros residuais. Como os estimadores M exigem inicialização com uma condição próxima do mínimo absoluto, os autores usaram refinamento iterativo e uma abordagem de pirâmides de imagens multi-resolução, calculada por filtragem passa-baixo recursiva e sub-amostragem [31].

Nos trabalhos de Smith e colegas [41] foi utilizada a ferramenta FLIRT (*FMRIB Linear Image Registration Tool*) [42], que faz um registo afim com a razão de correlação como função de custo e uma estratégia de optimização *multistart multiscale*. O registo é feito em três etapas, onde as imagens do cérebro são utilizadas para otimizar o registo inicial e a rotação e translação finais, enquanto que as máscaras do crânio extraídas na segmentação são utilizadas para extrair a escala e a inclinação/*shearing*, como se pode constatar a partir da observação da figura 18.



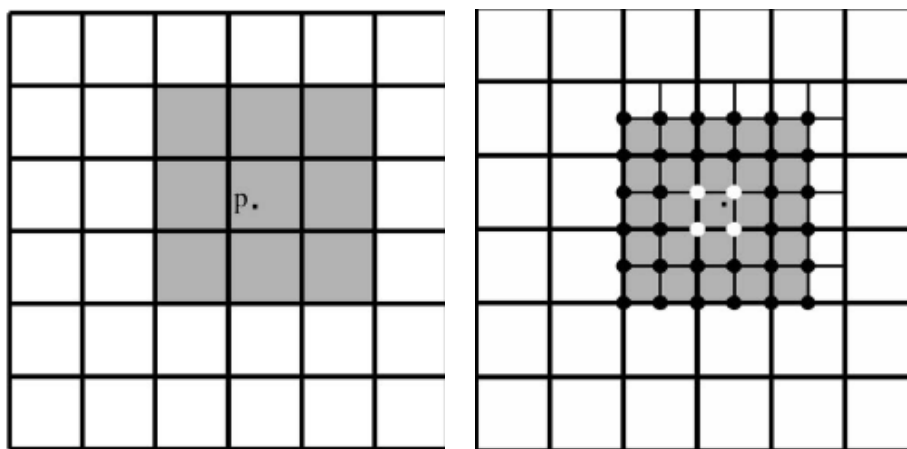
**Figura 19:** Esquema ilustrativo do funcionamento da ferramenta de registo FLIRT. Adaptado de [43].

Nos trabalhos descritos em [28], o registo utilizado é rígido e bi-etápico: na primeira etapa faz-se um registo inicial entre dois *scans* através da transformação de eixos principais, sendo a informação para esta transformação calculada tendo como referência as máscaras que contornam o cérebro, resultantes da segmentação; na segunda fase, procede-se ao registo fino, utilizando o método de optimização de Levenberg-



Marquardt<sup>26</sup> com interpolação *sinc* (necessária para o cálculo das equações a que este método anterior recorre).

Na abordagem proposta por Xie e Farin [45], o registo usa *B-splines* aplicadas sob a forma de *Free Form Deformations* (FFD). Estas últimas são usadas para inserção de um objecto num volume *B-spline*, sendo a forma do objecto alterada por deslocação dos pontos de controlo da *B-spline*. Após o cálculo da deformação inicial, calcula-se, para cada ponto  $p$  da imagem de referência, a proximidade com um ponto  $q$  na imagem *seguimento*. Se o desvio for muito grande, a grelha da *B-spline* é refinada localmente através do processo de inserção de nós e, de seguida, os quatro pontos de controlo na grelha refinada que estão mais próximos de  $p$  são recalculados para que este ponto transformado atinja um melhor ajuste com o *seguimento*. Após a deformação, o ponto  $p$  ainda tem um grande desvio do seu alvo (*seguimento*). Para melhorar a correspondência entre  $p$  e o seu alvo, a grelha da *B-spline* próxima do ponto  $p$  é refinada. A nova posição do ponto  $p$  é calculada para 16 pontos de controlo na sua vizinhança (figura 20) [45].



**Figura 20:** Esquematisação da determinação da correspondência entre o ponto  $p$  e o seu ponto alvo,  $q$ . Para melhorar a correspondência entre  $p$  e o seu alvo, a grelha próxima do ponto  $p$  é refinada, passando a ser determinada por 16 pontos de controlo na vizinhança. Adaptado de [44]

<sup>26</sup> O método de Levenberg-Marquardt fornece uma solução numérica para o problema de minimização de uma função, geralmente não linear, sobre um espaço de parâmetros dessa função. Este método é muito utilizado para ajuste a curvas [44].

Por fim, nos trabalhos de Boyes [18] e colegas, o registo afim inicial entre os *scans* de referência e seguimento serve como inicialização para um registo não rígido que utiliza *Free-Form Deformations* (FFD) de *B-splines*. A transformação é depois otimizada usando o método do gradiente descendente para maximizar a Informação Mútua normalizada entre um par de *scans*.

Em relação ao cálculo de diferenças, verifica-se que, mais uma vez, existe um leque variado de métodos entre os vários trabalhos analisados. Em [39], calculam-se as alterações de volume utilizando o *Boundary Shift Integral* (BSI), que reflecte as mudanças nas fronteiras do cérebro. Designando por  $E$  o conjunto de voxels na região de fronteira,  $K$  o volume dos voxels,  $I_{base}(x, y, z)$  e  $I_{reg}(x, y, z)$  as intensidades normalizadas nos scans de referência e de seguimento registado e  $I_1$  e  $I_2$  os valores máximo e mínimo para a intensidade dos voxels, o cálculo do BSI faz-se de acordo com a equação 1.

$$\Delta v = \frac{K}{I_1 - I_2} \sum_{x,y,z \in E} (clip(I_{base}(x, y, z), I_1, I_2) - clip(I_{reg}(x, y, z), I_1, I_2)) \quad \text{Eq. 1}$$

Na equação 1,

$$clip(a, I_1, I_2) = \begin{cases} I_2, & a < I_2 \\ a, & I_2 < a < I_1 \\ I_1, & a > I_1 \end{cases} \quad \text{Eq. 2}$$

A atrofia cerebral é depois calculada através da multiplicação de 100 pela soma do BSI com o volume da máscara resultante da segmentação da imagem de referência. No caso de [30], como apenas se pretendem quantificar as alterações no hipocampo, utilizam-se os contornos, que foram previamente delineados com modelos de contornos activos, para fazer a quantificação, sendo que as áreas por eles abrangidas são somadas e escalonadas de acordo com o tamanho do voxel. Nos trabalhos descritos em [42] calcula-se o deslocamento para cada *edge* na imagem que contém as alterações e a direcção da normal de cada uma determina se ocorreu crescimento ou atrofia. A atrofia é quantificada como percentagem de alteração no volume cerebral, calculada através da expressão

$\%BVC = 100lf$ , onde  $l$  é o movimento médio da superfície  $f$  é a razão área-volume do cérebro. Nos trabalhos de Wang e Doddrell [28] as alterações são calculadas usando a expressão  $R = \frac{(V_{is} - V_{fs})}{V_{is}\Delta t}$  para as substâncias cinzenta e branca e o valor simétrico para o líquido cefalorraquidiano (cujo volume dos espaços onde circula aumenta devido à atrofia).  $V_{is}$  e  $V_{fs}$  representam os volumes da região de interesse, calculados para os *scans* de referência e seguimento, respectivamente. Bosc e colegas [32] optaram pelo cálculo do GLRT (*Generalized Likelihood Ratio Test*) numa janela  $W_s$  colocada sobre uma região e centrada num voxel  $s$ . A estratégia de Liu e colegas [27] foi, após subtração da imagem de referência à imagem de seguimento registada, filtrar as imagens resultantes com um mapa de ruído estruturado. Os voxels no mapa de alterações são codificados com a cor cinzenta se não ocorrerem alterações, a verde se houver aumento no sinal e a vermelho se houver diminuição no sinal. Por fim, nos trabalhos de Boyes [18], integra-se o determinante da matriz do Jacobiano da FFD ao longo da máscara da imagem de referência (integral Jacobiano). Multiplicando 100 pelo valor da média do integral Jacobiano permite obter a percentagem de perda cerebral.

### 2.2.3.2 Estado da arte na monitorização de erosões ósseas provocadas pela Artrite

A artrite surge frequentemente em três modalidades: osteoartrite (desgaste que ocorre na cartilagem, originado, por exemplo, pelo desempenho de tarefas repetitivas durante muitos anos ou pelo carregamento de pesos, por exemplo); artrite reumatóide (doença auto-imune, i. e., o sistema imunitário ataca-se a si próprio) e gota (excesso de ácido úrico que se acumula nas cartilagens) [46].

A artrite reumatóide é uma doença crónica incurável que, de modo geral, origina inflamação na zona em redor de uma articulação. Esta inflamação provoca dor, inchaço, rigidez e perda do funcionamento nas articulações. Caso não seja tratada, esta patologia origina mutilações incapacitantes nas articulações sinoviais [47], [48].

Apesar de a origem e os eventos despoletadores da artrite reumatóide serem ainda alvo de investigação, assume-se que são uma combinação de factores endógenos

(genéticos) e exógenos (infecciosos). A doença começa como sinovite, uma inflamação no *sinovium*, que coincide com o desenvolvimento de uma efusão agressiva. O *sinovium* desenvolve o chamado *pannus*, que cresce na superfície da cartilagem, na própria cartilagem e no osso, provocando a destruição em três etapas diferentes. Na primeira, o *pannus* da superfície da cartilagem cresce sucessivamente sobre a superfície da cartilagem, o que provoca a sua destruição e estreitamento do espaço entre as articulações (isto é, diminui o espaço entre as articulações ou *Joint Space Width*). Numa segunda fase, o *pannus* na superfície da medula óssea cresce e espalha-se sobre o osso. De seguida, dá-se uma destruição, semelhante à provocada por *fórceps*, que resulta da combinação da destruição condral e óssea [47].

As diferenças entre uma articulação normal e uma afectada pela artrite reumatóide podem ser vistas na figura 21. A articulação normal (figura 21a) está rodeada por uma cápsula que a rodeia e apoia. A cápsula da articulação está, por sua vez, rodeada por um tecido denominado *sinovium*, que produz um fluido que actua como lubrificante do tecido.

Num indivíduo que sofre de Artrite Reumatóide (figura 21b), o *sinovium* fica inflamado, o que origina os sintomas característicos da doença. Durante o decurso da doença, o *sinovium* invade e danifica a cartilagem e o osso da articulação. Além disso, os músculos, ligamentos e tendões que rodeiam as articulações ficam enfraquecidos, o que diminui a força do membro [48].

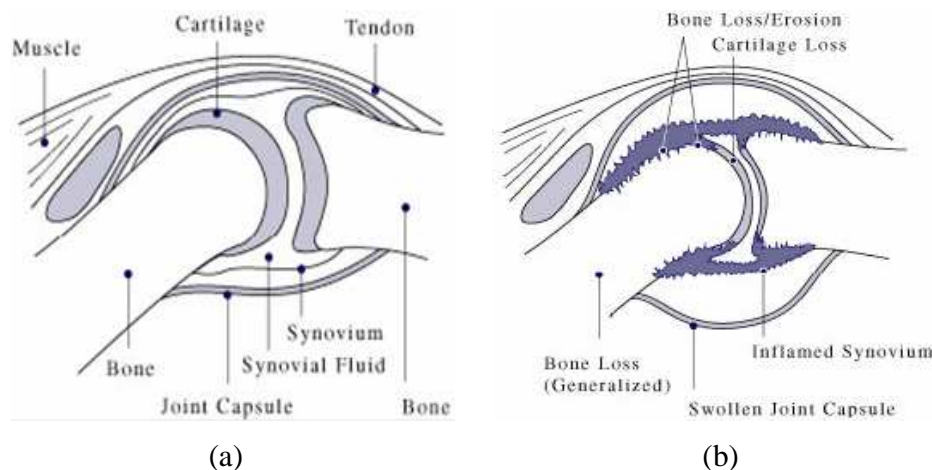


Figura 21: Articulação normal (a) versus articulação com artrite reumatóide (b). Adaptado de [48].

Relativamente à Artrite Reumatóide é importante referir que é uma doença que ocorre num padrão simétrico, isto é, quando uma mão tem artrite, a outra também estará afectada. Como num doente com esta patologia, existe uma grande actividade na zona da mão, é muito importante recorrer a imagens deste membro para avaliar e quantificar a progressão desta doença [49]. O diagnóstico inicial da Artrite Reumatóide é feito através de um exame físico, posteriormente confirmado através de exames ao sangue e outros meios de diagnóstico, tais como raios-x, absorsiometria, CT quantitativo, ultrassons, DXA (densitometria óssea), artroscopia e tomografia óptica. No que diz respeito ao tratamento, o seu objectivo principal é o alívio da dor e o aumento da força e da mobilidade das articulações. As modalidades mais usadas são a fisioterapia e a terapia ocupacional, acompanhada de medicação com anti-inflamatórios e medicamentos para as dores. Em último caso, procede-se à remodelação/realinamento da articulação (osteotomia) ou à substituição da superfície da articulação ou remodelação/realinamento da articulação (Artroplastia) [46].

### **Algoritmos para avaliação da progressão da Artrite Reumatóide em imagens de Raios-X**

No que diz respeito à monitorização de alterações provocadas pela Artrite Reumatóide, os trabalhos produzidos no âmbito do projecto AAMIR (*Active Appearance Models in Musculo Skeletal Radiology*) integrado nas actividades do PRIP, domina claramente no que diz respeito a algoritmos propostos. A abordagem proposta pelo grupo consiste em extrair *features* com Gabor Jets (obtém-se um vector de *features* a partir do cálculo das correlações cruzadas entre a imagem de entrada e os *kernels* dos filtros Gabor utilizados no Gabor Jet) e utilizar *Local Linear Mapping nets* (LLM) para fazer a localização das posições das articulações: a gLLM determina a localização individual e a iLLM modeliza a interacção entre localizações. O acrónimo iLLM refere-se às redes que recebem como entrada as coordenadas da articulação enquanto que gLLM se refere às redes que recebem como entrada os vectores de características que resultam da correlação cruzada entre a imagem de entrada e os *kernels* dos filtros Gabor utilizados nos Gabor Jets. No que diz respeito à segmentação, os autores recorrem a *Active Shape*

*Models* [47], a *Active Appearance Models* [49] ou, mais recentemente, a *Active Feature Models* [50].

Outra abordagem proposta, embora não se incluía directamente no âmbito da monitorização dos danos provocados por artrite, foi a de Niemeijer e colegas [51] para determinação do estadio de desenvolvimento de *Tanner-Whitehouse*. O objectivo deste trabalho era determinar, com recurso a imagens de raios-x da mão de crianças, se o estadio de desenvolvimento ósseo estava de acordo com a idade cronológica. Para tal, procedeu-se à segmentação de uma imagem de *query* com *Active Shape Models*. De seguida, fez-se o alinhamento de uma região de interesse com as imagens de treino usando a razão de correlação como medida de semelhança. Por fim, faz-se o ajuste de features utilizando a análise de Procrustes proposta por Cootes [52] para ajuste de translações, rotações e escala.

Os raios-x constituem uma parte muito importante da prática estomatológica, uma vez que na maioria dos casos é necessária uma forma de avaliação radiográfica em alguma região da cavidade oral. A interpretação de radiografias dentárias pode ser vista como um processo de descoberta, na medida em que se pretende obter informação no meio de uma imagem com cores divididas entre preto, branco e cinzento. Os raios-x permitem identificar a presença ou ausência de doença, fornecer informação sobre a natureza e extensão de uma doença e, conseqüentemente, possibilitar um diagnóstico diferencial. Contudo, a interpretação radiográfica é muitas vezes feita de relance e/ou em condições pouco apropriadas, devidas a condicionantes da imagiologia ou então a erros inerentes à subjectividade da interpretação [53].

As radiografias utilizadas para monitorizar a progressão de uma doença devem ser idênticas geometricamente, pelo que muitas vezes se usam dispositivos fixadores na captação da radiografia. Por outro lado, é também importante que haja uma exposição semelhante, para que o contraste e a densidade sejam comparáveis. Sendo as imagens geometricamente semelhantes, a sua sobreposição é possível, assim como a subtracção de uma imagem a outra, gerando a chamada imagem de subtracção/de diferenças, que mostra as mudanças que ocorreram entre dois exames subsequentes [53]. Esta imagem pode ser obtida através da técnica de radiografia de subtracção digital, uma ferramenta de análise radiográfica apoiada por computador cujo conceito-base é relativamente simples: radiografias da mesma região captadas em instantes diferentes são registadas e as intensidades dos pixels correspondentes nas duas imagens são subtraídas para produzir uma imagem de diferenças que registre as alterações na estrutura óssea que suporta os dentes ou implantes. Se ocorreu uma alteração na imagem de seguimento, esta apresentará um aspecto mais brilhante [54].

De um modo geral, um especialista identifica alterações na estrutura óssea através da comparação de radiografias captadas com um intervalo de tempo entre elas. Contudo, para que a comparação automática seja bem sucedida, é muito importante que o registo seja o mais exacto possível [54].

Neste capítulo serão apresentados dados sobre a imagem de raio-x dentário (origem, formação, tipos de imagens de raio-x, entre outras) na secção 3.1, na secção 3.2 serão apresentadas algumas notas sobre doenças dentárias e, por fim, na secção 3.3 far-se-á a análise do estado da arte relativamente à técnica de radiografia de subtração digital.

### **3.1 A imagem de raio-x dentário**

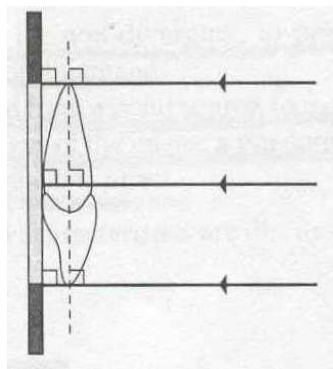
Os raios-x e a sua capacidade de penetração nos tecidos humanos foram descobertos por Röntgen em 1895, que lhes deu este nome pelo facto de desconhecer a sua natureza (i. e., se eram ondas ou partículas). Os raios-x são uma forma de radiação electromagnética de elevada energia e são produzidos quando electrões com elevada energia e velocidade bombardeiam um material alvo, ficando depois em repouso. Esta emissão tem lugar num tubo de raios-x [53].

A imagem de raio-x dentário era tradicionalmente produzida quando os raios-x passavam através de um objecto (o paciente) e interagem com a emulsão fotográfica numa película, o que originava o seu escurecimento. Hoje em dia o filme tem vindo a ser substituído por vários sensores digitais, sendo a imagem criada em computador [53]. As zonas do sensor que foram atingidas por uma maior intensidade de raios-x aparecem com cor mais escura na imagem, o que significa que a atenuação da radiação foi menor no tecido em questão. Assim, de acordo com o grau de atenuação no tecido, a intensidade dos pixels na imagem digital vai variar, sendo tanto maior (e, conseqüentemente, a imagem mais clara), quanto maior for a atenuação da radiação. O grau de atenuação depende da densidade do objecto, que, por sua vez, é afectada pelo material que o constitui, pela sua espessura ou densidade, a forma do objecto, a intensidade do feixe de

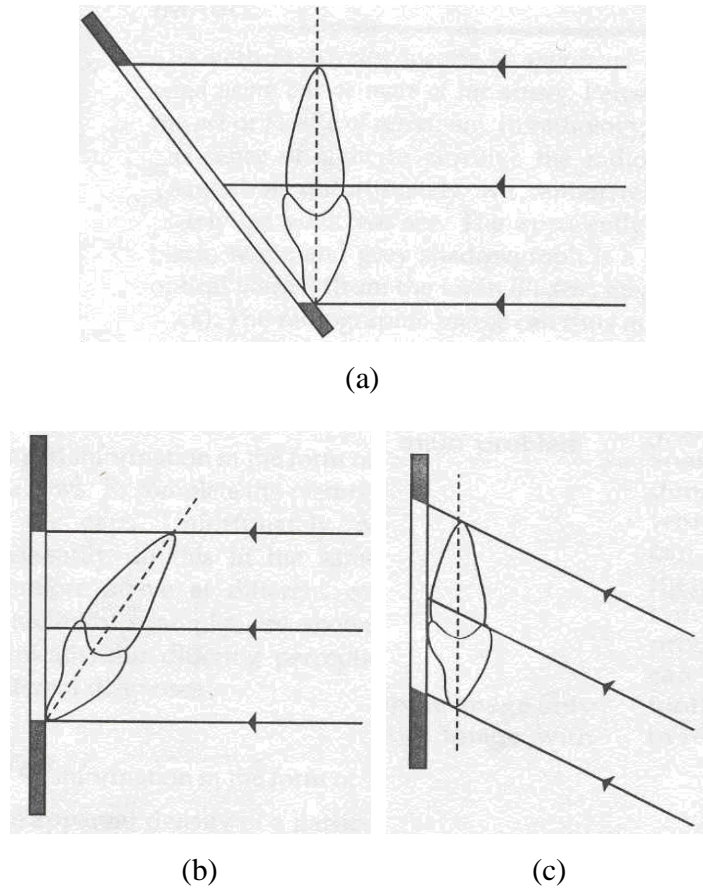


raios-x usado, a posição do objecto em relação ao feixe de raios-x e receptor de imagem e a sensibilidade e o tipo do receptor [53]. Neste relatório consideraremos apenas as imagens de raios-x digital.

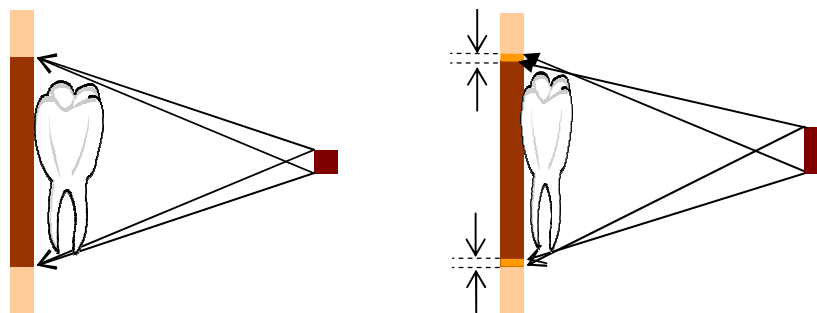
A qualidade da imagem radiográfica e a quantidade de detalhe que contém dependem de vários factores, entre os quais o contraste (diferença visual entre várias sombras brancas, pretas e cinzentas), as características do feixe de raios-x e a resolução da imagem. Por outro lado, a posição do feixe de raios-x, do objecto e do receptor de imagem devem respeitar um protocolo de aquisição, que assegure que o objecto e o receptor de imagem devem estar em contacto um com o outro ou o mais aproximados possível, que o objecto e o receptor de imagem devem ser paralelos um ao outro e que a cabeça do tubo de raios-x deve ser colocada tal que o feixe encontre no seu caminho o objecto e o receptor em ângulos rectos (figuras 22 e 23). Neste contexto, o feixe de raios-x ideal para imagiologia deve ser paralelo (i. e., não divergente, para impedir ampliação da imagem), produzido por uma fonte pontual (para reduzir desfocagem das fronteiras da imagem, o chamado efeito de penumbra) (figura 24) e deve ser suficientemente penetrante para atravessar o paciente e atingir o sensor digital, produzindo um bom contraste entre as sombras [53].



**Figura 22:** Diagrama que ilustra a relação geométrica ideal entre o receptor de imagem, o objecto e o feixe de raios-x. O receptor de imagem e o objecto estão em paralelo e em contacto e o feixe de raios-x paralelo encontra o objecto e o receptor de imagem em ângulos rectos. Adaptado de [53].



**Figura 23:** Diagramas que ilustram como varia a imagem final quando se varia (a) a posição do receptor de imagem, (b) do objecto e (c) do feixe de raios-x. Na figura (a), a posição do receptor de imagem não é a ideal, pelo que a imagem final aparece alongada. Na figura (b), a posição do objecto não é a ideal, pelo que a imagem aparece com dimensões mais reduzidas. Na figura (c), a imagem de raios-x aparece distorcida porque a posição do feixe de raios-x não é a ideal relativamente ao objecto. Adaptado de [53].



**Figura 24:** Diagramas ilustrativos do efeito do tamanho do ponto focal na desfocagem da imagem para (a) uma fonte pontual e (b) para uma fonte não pontual. Na figura 1b é possível inferir que ocorre desfocagem na fronteira da imagem, o chamado efeito de penumbra. Adaptado de [53].

### **3.1.1 Tipos de imagens de raios-x dentários**

Existem vários tipos de imagens radiográficas usadas em medicina dentária e as suas regiões alvo podem ser os dentes, maxilares e crânio. Os equipamentos para captação de raios-x dentários podem ser intra-orais (caso o receptor de imagem esteja colocado na boca do paciente) ou extra-orais (caso o receptor esteja colocado fora da boca do paciente) [53].

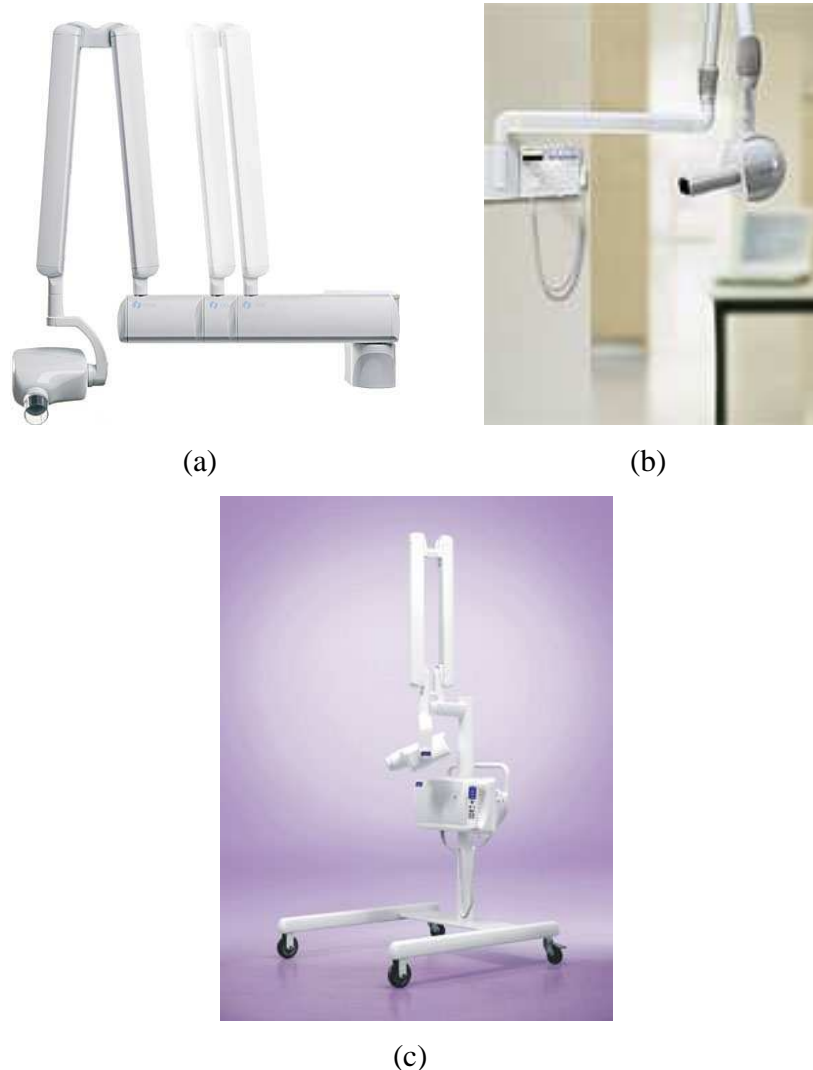
Os raios-x intra-orais são o tipo mais frequentemente captado e, regra geral, abrangem uma região até quatro dentes, para possibilitar a detecção de cáries, a verificação da saúde da raiz dentária, o desenvolvimento dos dentes e do osso que os rodeia. Os equipamentos intra-orais permitem captar radiografias periapicais (mostram todo o dente, da coroa até depois do fim da raiz, onde o dente está ancorado ao maxilar, incluindo todos os dentes numa porção do maxilar superior ou inferior), *bitewing* (mostram detalhes dos dentes superiores e inferiores numa região da boca, sendo usadas para detectar a degradação dentária e mudanças na densidade dos ossos provocadas por doença periodontal; são a forma mais frequentemente captada) ou de oclusão (são as maiores e mostram o desenvolvimento e posicionamento de todos os dentes) [53], [55].

Os raios-x extra-orais mostram os dentes mas o seu objectivo principal é averiguar acerca do estado dos maxilares e do crânio. O detalhe que apresentam relativamente aos dentes é menor em comparação com a radiografia intra-oral, no sentido em que englobam uma maior região, pelo que não poderão ser usados para detectar cáries ou identificar problemas em dentes específicos. Em vez disso, são usados para monitorizar o crescimento dos maxilares em relação aos dentes, identificar potenciais problemas entre os dentes e os maxilares e as junções entre a têmpora e a mandíbula ou outros ossos da cara. Existem vários tipos de raios-x extra-orais, entre os quais os raios-x panorâmicos (mostram todos os dentes nos maxilares superior e inferior num único raio-x, sendo utilizados para detectar a posição de dentes que nasceram ou que vão nascer e apoiam o diagnóstico de tumores), os tomogramas (que mostram uma camada específica da boca, desfocando todas as outras e são utilizados para examinar estruturas cuja visualização seja difícil pelo facto de terem outras estruturas muito juntas), as projecções

cefalométricas (mostram um lado inteiro da cabeça, sendo utilizadas para examinar os dentes em relação aos maxilares e ao perfil do indivíduo, possibilitando o desenvolvimento de planos de tratamento de ortodontia) ou a tomografia computadorizada (utilizada para identificar fracturas ou tumores nos ossos da cara) [55].

### **3.1.2 Equipamento para captação de raios-x dentários**

Os equipamentos disponíveis para captação de raios-x variam em aspecto, complexidade e custo, embora de modo geral sejam constituídos pela cabeça do tubo de raios-x, pelo braço posicionador e por um painel de controlo, sendo a imagem dentária formada sobre uma película (prática menos frequente hoje em dia) ou captada com recurso a um sensor de imagem digital. As unidades de raios-x podem ser fixas (montadas no tecto ou na parede) ou móveis (figura 25) [53].



**Figura 25:** Exemplos de equipamentos de captação de imagens de raios-x dentários fixos ((a) e (b)) e móveis (c). (a) FOCUS™ fabricado pela Instrumentarium Dental. Adaptado de [56]. (b) Heliodent® DS, fabricado pela Sirona. Adaptado de [57]. (c) Prostyle Intra® fabricado pela Planmeca. Adaptado de [58]

A fonte de tensão do equipamento de raios-x tem como principal função gerar uma diferença de potencial elevada (da ordem dos kV) para acelerar os electrões através do tubo de raios-x e proporcionar baixa tensão para aquecer o filamento do tubo através do transformador. Contudo, como a tensão de entrada é, geralmente, alternada, apenas metade do ciclo apresenta valores de tensão positivos, tendo a outra metade valores negativos. A produção de raios-x só pode usar a alternância positiva da tensão de entrada, de modo a assegurar que os electrões do filamento são sempre atirados na direcção do

alvo. Para tal, é necessário proceder à rectificação da voltagem de entrada para eliminar a parte negativa do ciclo, sendo feitas rectificações de meia onda, de onda completa ou de potencial constante. O facto de a tensão variar significa que o equipamento só vai estar a trabalhar na sua saída óptima (ou de pico) no topo de cada ciclo de rectificação. Assim, a tensão é frequentemente descrita como em kVpico ou kVp, o que significa que, por exemplo, no caso de um raio-x de 50kVp com rectificação de meia onda, o equipamento de raios-x só funciona a 50 kV para uma pequena fracção do tempo total de cada exposição [53].

Os receptores digitais podem ser de estado sólido (CCD<sup>27</sup> ou CMOS<sup>28</sup>) ou placas de fósforo de armazenamento fotoestimuláveis, embora os sensores de estado sólido sejam os mais usados. Estes dispositivos são pequenas caixas finas, planas e rígidas, que apresentam espessuras entre 5 e 7 mm. A maior parte destes sensores têm um cabo, que permite a transferência de dados entre o local de captação e o computador [53].



**Figura 26:** Exemplos de sensores de estado sólido para captação de raios-x intraorais. (a) SIDEXIS®, fabricado pela Sirona. Adaptado de [59]. (b) VisualiX® EHD, fabricado pela Gendex. Adaptado de [60]

No contexto do estágio foi levada a cabo uma pesquisa sobre equipamentos raios-x, que teve como objectivo determinar quais os principais fabricantes e quais as características técnicas associadas a estes equipamentos. De facto, existe uma grande

<sup>27</sup> Charge-Coupled Devices.

<sup>28</sup> Complimentary Metal Oxide Semiconductors.

oferta no que diz respeito a equipamentos de raios-x sejam eles para captação intra ou extra-oral. Contudo, verificou-se uma grande escassez de informação no que diz respeito a características técnicas dos equipamentos. Apesar disso, a análise efectuada permitiu retirar algumas conclusões, expressas na tabela 5.

Parâmetros	Equipamentos para raio-x intraoral	Equipamentos para raio-x panorâmico/cefalométrico
Tensão do tubo de raios-x (kVp)	50 - 70	40-90
Corrente do tubo (mA)	4 - 8	3 - 16
Raio do ponto focal (mm)	0.4 - 0.8	0.4 - 0.5
Frequência do gerador de radiação (kHz)	60 - 300	60-110
Tempo de exposição efectivo (s)	0.01-4	0.27-20
Resolução do sensor de imagem (pares de linhas/mm)	22-26	5-10.4

Tabela 5: Comparação geral de especificações para os equipamentos de raios-x dentários.

A tensão do tubo de raios-x assume alguma importância na captação da imagem, pois, por exemplo, no caso da radiografia intraoral, tensões de 50 kVp originam imagens de elevado contraste, apropriadas para endodontia e diagnóstico de estruturas ósseas e do apex, enquanto que tensões de 60 kV proporcionam um espectro alargado da escala de cinzentos, que facilita os diagnósticos onde é necessária uma gama de informação clínica mais alargada. Por último, no caso dos 70 kV, o uso de voltagens elevadas produz imagens com um espectro de níveis de cinzento alargado, útil em detecção de cáries e diagnóstico periodontal [60]. Assim, os equipamentos existentes possuem sempre um intervalo de tensão variável entre dois valores, que podem ser controlados pelo utilizador para uma gama de utilizações mais vasta.

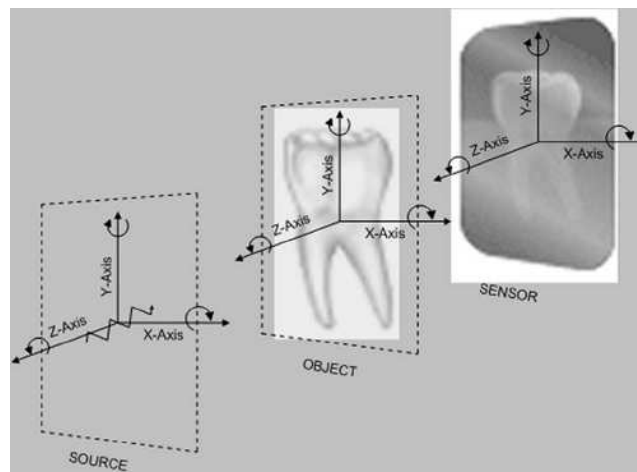
Contudo, no que diz respeito aos sensores de imagem integrados nos equipamentos de raios-x, os fabricantes apresentam muito pouca informação, nomeadamente valores para áreas de pixels, área activa, resolução do sensor, número de níveis de cinzento e formatos de exportação de imagem, provavelmente porque isso não despertará grande interesse aos dentistas.

**3.1.3 Transformações que descrevem a formação da imagem de raio-x dentário**

O sucesso da radiografia de subtracção digital depende do nível de padronização da geometria de projecção. Assim, a geometria de projecção radiográfica deve ser mantida durante a aquisição. Para tal, é necessário manter constante entre várias visitas a região de interesse e o sensor de raios-x. Contudo, como nem sempre isso acontece, é necessário corrigir as diferenças de geometria entre as imagens de referência e de seguimento que ocorrem entre aquisições, algo que se pode fazer através do controlo dos vários graus de liberdade e, como tal, da translação e rotação de cada componente (fonte de raios-x, objecto e sensor) em todas as três dimensões. De um modo geral, existem 18 graus de liberdade entre a imagem de referência e a de seguimento, que resultam das três componentes envolvidas na captação do raio-x e podem ser reduzidos para 12 se a fonte de raios-x estiver fixa em posição e orientação [54].

Na figura 27 encontra-se um esquema da montagem usada tipicamente para aquisição de raios-x em ambiente clínico, onde se podem observar os elementos intervenientes no processo (fonte de raios-x, objecto e sensor), assim como os graus de liberdade que cada um pode tomar. Os erros de projecção surgem caso uma ou mais translações ou rotações ocorram entre as imagens de referência e de seguimento. Caso a fonte de raios-x seja considerada fixa, teremos apenas duas fontes de erros de projecção a contribuir para os erros de registo, o desalinhamento do objecto com a fonte ou o desalinhamento do objecto com o sensor [54].





**Figura 27:** Graus de liberdade da geometria de projecção que podem surgir entre os raios-x de referência e de seguimento. Os três elementos intervenientes no processo são a fonte de raios-x, o objecto (dente ou região na cavidade oral) e o sensor de imagem. Adaptado de [54].

Contudo, a padronização da geometria projectiva durante a aquisição é apenas o primeiro passo na direcção de uma radiografia de subtracção bem sucedida. Além disso, como a reprodutibilidade da geometria da imagem não pode ser garantida, o registo espacial é necessário antes da subtracção [54].

O facto de os dentistas não terem o hábito de comparar imagens gera problemas de implementação da radiografia de subtracção digital, uma vez não há uniformidade de critérios para captação de raios-x. Assim, entre duas imagens do mesmo dente, observam-se grandes translações e rotações, havendo ainda, por vezes, efeitos de escala.

Uma transformação é denominada afim se qualquer linha recta na primeira imagem for mapeada numa linha recta na segunda imagem, preservando-se o paralelismo entre as linhas [62]. Uma transformação afim mapeia variáveis na entrada em novas variáveis na imagem de saída através da aplicação de uma combinação linear de translação, rotação, escala e/ou shearing, não preservando necessariamente ângulos e distâncias, sendo descrita pela equação 3 e, na forma matricial, pela equação 4.

$$\begin{aligned} u &= a_0 + a_1x + a_2y \\ v &= b_0 + b_1x + b_2y \end{aligned} \tag{Eq. 3}$$

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ b_1 & b_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 4}$$

A transformação afim pode mapear um paralelogramo num quadrado. Este modelo pode ser definido a partir de três pontos de controlo não colineares (sendo, como tal, caracterizado por seis parâmetros) preservando-se as linhas rectas e o paralelismo entre linhas rectas. Contudo, as equações 3 e 4 só serão válidas se se assumir que a distância entre a câmara e a cena é grande em comparação com o tamanho da área alvo de imagem (pelo que a fonte poderá ser considerada pontual), a câmara é perfeita (câmara *pin-hole*), a cena é plana e que a distorsão geométrica não apresenta factores locais. Caso a condição da distância à cena não seja satisfeita, o modelo de projecção perspectiva (equações 3 e 4) deve ser o usado [62].

$$\begin{aligned} u &= \frac{a_0 + a_1x + a_2y}{1 + c_1x + c_2y} \\ v &= \frac{b_0 + b_1x + b_2y}{1 + c_1x + c_2y} \end{aligned} \quad \text{Eq. 5}$$

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \frac{\begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ b_1 & b_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_0 \\ b_0 \end{bmatrix}}{1 + \begin{bmatrix} c_1 & c_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}} \quad \text{Eq. 6}$$

Como se pode ver na equação 6, o modelo de projecção perspectiva pode ser caracterizado univocamente por oito parâmetros. Este modelo descreve de forma exacta a deformação de uma cena plana fotografada por uma câmara *pin-hole* cujo eixo óptico não seja perpendicular à cena e pode mapear um quadrilátero num quadrado enquanto preserva as linhas rectas. Esta transformação é definida por quatro pontos de controlo [62].

A transformação afim descreve perfeitamente a imagiologia de raios-x com distância infinita entre o tubo e o sujeito, que faz com que os feixes sejam paralelos e pode ser descrita com 6 parâmetros. A transformação projectiva, caracterizada por oito parâmetros, é uma extensão da transformação afim. Contudo, apesar de uma linha recta

numa imagem ser mapeada como uma linha recta noutra imagem, o paralelismo não é, regra geral, preservado. A transformação projectiva descreve perfeitamente a imagiologia de raios-x com um ponto focal infinitamente pequeno, que iguala uma fonte pontual ideal [63].

### **3.2 Doenças dentárias**

As doenças dentárias estão associadas a microrganismos que produzem químicos tóxicos que, por sua vez, podem destruir o tecido dentário. A cavidade oral contém diferentes tipos de bactérias que usam os recursos da boca para sobreviver. Estas bactérias podem ser patogénicas, benéficas ou neutras. Quando a cavidade oral é dominada pelas bactérias patogénicas, ocorre, geralmente, doença dentária, enquanto que, quando a boca é dominada pelas bactérias benéficas, o indivíduo possui boa saúde dentária. As bactérias neutras, que constituem 90% do total de bactérias existentes, adoptam o comportamento das bactérias que dominam o meio. Quando não há um domínio por parte das bactérias, a cavidade oral está equilibrada, pelo que os elementos patogénicos não provocam mal e os dois tipos de bactérias neutralizam-se. Quando as bactérias patogénicas dominam, existe uma forte probabilidade de ocorrer doença dentária, pelo que o tratamento dentário terá como objectivo fazer com que as bactérias benéficas dominem [64].

A palavra cárie designa o processo invisível de cáries e a lesão potencialmente visível, sendo a radiografia um importante meio de distinção. O processo de formação de uma cárie consiste na interacção entre o biofilme da placa bacteriana e os tecidos dentários duros. O biofilme consiste numa comunidade de micro-organismos metabolicamente activos capazes de fermentarem açúcares (glicose, sucrose, entre outros) para produzir ácidos, que baixam o pH da boca até 5 no espaço de 1 a 3 minutos e produzem desmineralização nos tecidos dentários mais duros. O ácido pode ser neutralizado pela saliva, sendo possível voltar a obter o mineral perdido nos dentes, processo chamado de remineralização. Em conjunto, estes dois processos produzem a

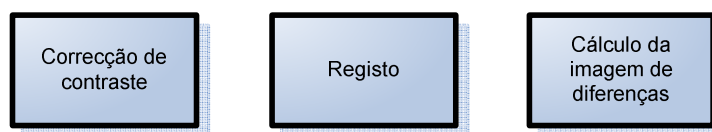
lesão associada à cárie, cuja possibilidade de visibilidade depende do balanço entre a desmineralização e a remineralização.

À medida que a cárie vai evoluindo, o seu grau de progressão e actividade pode ser avaliado através de radiografias, sendo que a frequência da sua captação depende do grau de risco associado a cada paciente. No caso de risco elevado, recomenda-se avaliação radiográfica em intervalos de meses, para risco médio 12 meses e para risco baixo 24 meses [53].

Outra doença dentária que também tem uma grande taxa de incidência na população é a doença periodontal ou periodontite, que surge quando uma inflamação superficial nos tecidos da gengiva se estende até ao osso alveolar circundante, ocorrendo perda da fixação do dente. A destruição do osso pode ser localizada, afectando uma pequena área da cavidade oral, ou generalizada, afectando todas as áreas. Na periodontite crónica, a taxa desta progressão e a consequente destruição óssea é geralmente lenta e continua de forma intermitente durante muitos anos, enquanto que na periodontite agressiva a progressão é geralmente rápida. As características radiográficas dos vários tipos de periodontite são semelhantes, variando apenas as taxas de destruição óssea [53].

### 3.3 Estado da arte para a técnica de radiografia de subtracção digital

Para levar a cabo a técnica de radiografia de subtracção digital, é necessário implementar três blocos fundamentais, ilustrados na figura 28.



**Figura 28:** Blocos fundamentais necessários para a implementação de técnica de radiografia de subtracção digital.

No que diz respeito à correcção de contraste, o método mais adoptado no seio da comunidade que lida com esta técnica ([54], [65] , [66]) é o método de Ruttimann, 86 [67], um método não paramétrico (i.e., não assenta no correspondência entre parâmetros

de distribuições correspondentes), que atinge uma transformação de níveis de cinzento a partir das correspondências que estabelece entre as somas cumulativas dos histogramas das duas imagens. O mapeamento de níveis de cinzento é feito através de *pooling* ou deslocamento dos valores de contagens do histograma alvo de modificação, de tal modo que a soma cumulativa seja ajustada o mais próximo possível com a soma cumulativa correspondente no histograma de referência sem fazer a distribuição dos valores das contagens por níveis de cinzento diferentes [67].

Em relação às abordagens utilizadas para o registo, estas apresentam alguma variedade. Nos trabalhos de Yi e colegas [66] o processo de registo é feito numa ROI<sup>29</sup> seleccionada inicialmente pelo utilizador na imagem de referência e que gera automaticamente outra região de interesse na imagem de seguimento, sendo as duas regiões comparadas usando o coeficiente de correlação cruzada. Os parâmetros utilizados para as transformações afim e projectiva são pesquisados de forma iterativa usando o método *downhill simplex* numa abordagem multi-resolução *coarse-to-fine*, de modo a satisfazer o valor máximo da correlação entre as duas ROI [66]. Na abordagem de Lehmann [68], o registo divide-se em dois passos, um de registo mais grosseiro e outro de registo fino. No primeiro passo, o invariante de Fourier-Mellin é combinado com a filtragem cepstral e com o *symmetric phase-only matched filter* para fazer uma correcção inicial de rotação, translação e escala. Este resultado vai servir como entrada para um passo de registo fino, onde os pontos característicos candidatos na imagem de referência são determinados através do operador de Förstner<sup>30</sup>. De seguida, as coordenadas dos pontos correspondentes são determinadas através de correlação, sendo utilizadas para estimar os parâmetros da transformação através de optimização por mínimos quadrados com factorização de Cholesky<sup>31</sup>, sendo a equação da projecção perspectiva resolvida numa iteração *leaving-one-out*, controlada pelo mínimo residual. Quando se atinge o

---

<sup>29</sup> Acrónimo para *Region of Interest*, em português Região de interesse

<sup>30</sup> O operador de Förstner é um detector de cantos que utiliza estatísticas locais para calcular o limiar da selecção. Este operador é muito utilizado não só em detecção de cantos mas também na detecção do centro de *features* circulares [69].

<sup>31</sup> A factorização de Cholesky permite decompor uma matriz simétrica, positiva e definida numa matriz triangular inferior e numa matriz transposta da triangular inferior, sendo a primeira designada de triângulo da Cholesky da matriz original [70].

número mínimo de pontos no conjunto ou o melhor conjunto iguala o conjunto inicial, a iteração pára e o conjunto final é usado para transformar a imagem de seguimento [68].

Outra abordagem proposta foi a de Romero e colegas [71], em que o registo consiste numa transformação afim inicial na imagem de seguimento, sendo o resultado comparado com a imagem de referência, utilizando a correlação entre os valores dos pixels das duas imagens. Por fim, o passo de *feature matching* utiliza o método *downhill simplex* para minimizar o valor complementar da razão de correlação (1- razão de correlação) [71].

Na abordagem de Leung e colegas [72], o registo é automático e não-rígido, assentando num termo penalizante baseado na curvatura. O termo regularizador deste registo baseado na intensidade proporciona uma transformação afim, o que elimina o passo de pré-registo. O cálculo dos parâmetros é feito através de uma transformação de cossenos discreta e a minimização da equação de transformação é feita com recurso às equações de Euler-Lagrange.

Nos trabalhos de Mañana e colegas [65], o registo processa-se através de transformações afim sucessivas e, em cada transformação, a imagem de seguimento transformada é comparada com a de referência, utilizando como medida de semelhança a razão de correlação entre as duas imagens. De seguida, utiliza-se um algoritmo genético para determinar qual das transformações produz o melhor ajuste entre as imagens, sendo esta aplicada para transformar a imagem de seguimento original.

Como última abordagem e mais recente, Matsopoulos e colegas [54] propõem um registo baseado em objectos, que passa a ser um problema de correspondência entre superfícies tridimensionais, uma vez que os raios-x dentários são sujeitos a um processo denominado *lifting*, em que se transforma uma imagem bidimensional de níveis de cinzento numa imagem tridimensional binária. A optimização de uma medida de correspondência, que é, neste caso, a distância Euclidiana média entre duas superfícies que foram sujeitas ao processo de *lifting*, permite fazer o registo das imagens. Após a estimação da matriz de parâmetros óptima, a transformação pseudo-3D afim (descrita nas equações 8, 9 e 10, que, por sua vez, são obtidas a partir da equação 7) é aplicada na imagem de seguimento que sofreu *lifting* e o conjunto de dados binário resultante é

transformado de volta para uma imagem de níveis de cinzento bidimensional usando um processo que o autor designa de colapsamento ou *delifting*.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} a_{14} \\ a_{24} \\ a_{34} \end{pmatrix} \quad \text{Eq. 7}$$

$$x' = T_x(x, y, z) = a_{11}x + a_{12}y + a_{13}z + a_{14} \quad \text{Eq. 8}$$

$$y' = T_y(x, y, z) = a_{21}x + a_{22}y + a_{23}z + a_{24} \quad \text{Eq. 9}$$

$$z' = T_z(x, y, z) = a_{31}x + a_{32}y + a_{33}z + a_{34} \quad \text{Eq. 10}$$

No que diz respeito à subtracção, esta é feita, regra geral, através do cálculo do valor absoluto da diferença entre as imagens de seguimento registada e de referência. Contudo, em [54], após geração desta imagem de diferenças, obtêm-se uma imagem de subtracção de acordo com a expressão

$$I_{\text{subtracção}} = \frac{I_d(x, y) + 255}{2} \quad \text{Eq. 11}$$

Aos pixels localizados fora da região de sobreposição atribui-se o valor zero na imagem de subtracção, sendo que a imagem representa zonas de ganho ósseo com cor mais clara e zonas de perda óssea com cor mais escura, sendo que a localização anatómica da doença é visualizada através da sobreposição da imagem de subtracção sobre a imagem de referência, de acordo com a máscara definida abaixo:

$$I_{\text{usão}} = \begin{cases} I_R(x, y), & \text{se } |I_d(x, y)| < \text{lim iar} \\ |I_d(x, y)|, & \text{se } |I_d(x, y)| \geq \text{lim iar} \end{cases} \quad \text{Eq. 12}$$

Contudo, esta imagem de fusão foi desenvolvida apenas para efeitos de visualização, não podendo ser utilizada para efectuar medições. Para esse efeito, deve ser usada a imagem de subtracção.

Neste capítulo vai proceder-se à descrição dos algoritmos implementados para levar a cabo a técnica de radiografia de subtracção digital. Conforme referido na secção 3.3, esta técnica exige a implementação de três blocos fundamentais (registo, correcção de contraste e subtracção), sendo que o sucesso da sua implementação vai determinar a qualidade da técnica.

## 4.1 Introdução

De acordo com Zitová e Flusser [62], o registo de imagem é o processo de sobrepor duas imagens da mesma cena, captadas em instantes diferentes ou a partir de diferentes pontos de vista e/ou por sensores diferentes. Este processo permite estabelecer uma correspondência geométrica entre duas imagens que apresentem diferenças devidas às diferentes condições em que a sua captação é feita [62].

Um método de registo define-se como manual se a interacção com o utilizador for necessária em ambas as imagens [63]. Deste modo, os pontos correspondentes terão que ser marcados manualmente nas duas imagens, para que se registe uma delas. Assim, este tipo de abordagem exige uma grande atenção aos detalhes da imagem, dependendo a qualidade do ajuste do grau de precisão na colocação dos pontos que, por sua vez, aumenta com a experiência do observador. Na aplicação desenvolvida, o método manual é baseado em pontos correspondentes marcados interactivamente nas duas imagens (secção 4.3.1).

No caso em que o utilizador assinale pontos característicos numa imagem de referência e os pontos correspondentes sejam marcados de forma automática na imagem de seguimento, o método é denominado semi-automático [63]. No caso da aplicação



desenvolvida, o conceito de semi-automático refere-se a um registo inicialmente manual, que é depois melhorado num passo automático (secção 4.3.2).

Por fim, um método de registo define-se como automático se não exigir nenhum envolvimento por parte do utilizador em qualquer das duas imagens que vão ser registadas (ver secção 4.3.3) [63].

## **4.2 Estratégia para a implementação**

Para levar a cabo o registo de imagem, decidiu-se fazer uma implementação faseada, constituída por três etapas. Na primeira, adoptar-se-ia uma abordagem manual, à qual, numa segunda fase, seria adicionada uma semi-automática. Por fim, numa terceira fase, reunir-se-iam esforços no sentido de automatizar o registo, caso fosse possível. Uma vez que foi possível automatizar o registo, o utilizador da aplicação poderá escolher uma de entre as três abordagens para o passo de registo de imagens de raios-x dentários da técnica de radiografia de subtracção digital. Na secção seguinte serão descritos os algoritmos nos quais se baseou a implementação, devendo o leitor consultar o anexo A para informações relativas à especificação da arquitectura do software e o anexo B para detalhes técnicos adicionais relacionados com os algoritmos implementados.

Após o registo, efectua-se uma correcção de contraste, cujo objectivo é melhorar a imagem antes da subtracção, para melhor realçar as diferenças existentes entre duas radiografias da mesma região captadas em instantes diferentes (ver secção 4.3.4). Após o passo de correcção de contraste, calcula-se a imagem de diferenças (módulo da diferença entre a imagem de seguimento e a imagem de referência) e um mosaico de registo, que permite uma melhor visualização da eficácia do processo de registo.

### 4.3 Algoritmos utilizados para implementar a técnica de radiografia de subtracção digital

#### 4.3.1 Registo Manual

No registo manual, os pontos seleccionados pelo utilizador numa interface gráfica (GUI<sup>32</sup>) desenvolvida para o efeito (figura 29) vão permitir o cálculo dos parâmetros de uma transformação (linear, afim ou projectiva, consoante a escolha do indivíduo) a aplicar na imagem de seguimento. De entre os pares de pontos de controlo escolhidos nas duas imagens, apenas os pares válidos vão ser usados para calcular uma transformação espacial ou um mapeamento inverso do espaço de saída (x,y) para o espaço de entrada (u,v), de acordo com o tipo de transformação. No fim do processo, é devolvida uma estrutura que contém a transformação espacial utilizada para transformar a imagem (tipo definido e parâmetros da matriz de transformação) [73].



**Figura 29:** Aspecto do GUI desenvolvido para assinalar manualmente os pontos em duas imagens de raios-x seleccionadas.

<sup>32</sup> *Grafical User Interface*

As transformações lineares podem compensar rotação, translação e escala, havendo preservação de formas e ângulos. Outra característica deste tipo de transformações é o facto de preservarem o paralelismo entre linhas e de as linhas rectas se manterem rectas. Sendo  $\theta$  a rotação entre as duas imagens,  $s$  o factor de escala,  $t_x$  a translação em x e  $t_y$  a translação em y, uma transformação linear pode definir-se como

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = s \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 13}$$

Este modelo preserva os ângulos e curvas, podendo ser determinado a partir de dois pontos de controlo.

Sendo  $sc = s \cos(\theta)$  e  $ss = s \sin(\theta)$ , a transformação linear será calculada através da resolução da equação 2 para os parâmetros  $sc$ ,  $ss$ ,  $t_x$  e  $t_y$ , tomando como ponto de partida os pontos escolhidos pelo utilizador.

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} sc - ss & \\ ss & sc \\ t_x & t_y \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 14}$$

Caso o utilizador escolha o tipo de transformação afim, o cálculo da transformação será feito de acordo com a equação 3. Numa transformação afim, as dimensões x e y podem ser escalonadas ou sofrer inclinação (*shearing*) de forma independente, podendo também haver compensação de translacção [73].

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x & y & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} sc - ss & 0 \\ ss & sc & 0 \\ t_x & t_y & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 15}$$

Caso o utilizador seleccione o tipo de transformação projectiva, o cálculo da transformação será feito de acordo com a equação

$$[up \ vp \ wp] = [x \ y \ 1] \begin{bmatrix} sc - ss & 0 \\ ss & sc & 0 \\ t_x & t_y & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Eq. 16}$$

Onde  $u = u_p/w_p$  e  $v = v_p/w_p$ .

Caso o utilizador seleccione um número diferente de pontos nas duas imagens, o processo de registo manual é interrompido. Antes da conclusão do processo de registo manual, determina-se o valor da exactidão através do cálculo da média e da mediana das distâncias Euclidianas entre os pontos utilizados na determinação dos parâmetros da matriz de transformação. Como tal, quanto menor for o valor obtido, maior será a exactidão associada ao processo de registo. Contudo, o algoritmo para cálculo da exactidão exige que sejam fornecidos alguns pontos extra que não sejam utilizados para calcular a transformação o registo, algo que nem sempre é possível levar a cabo, podendo o resultado final obtido para a exactidão induzir o utilizador em erro.

### 4.3.2 Registo semi-automático

A funcionalidade de registo semi-automático decorre em duas etapas. Na primeira, procede-se ao registo manual (descrito na secção anterior) com transformação afim e, na segunda, toma-se como inicialização o resultado do registo manual (a imagem de seguimento registada manualmente ou a transformação utilizada para a obter) para levar a cabo um passo automático, cujo objectivo é melhorar o resultado do registo manual. O utilizador pode escolher um de entre dois métodos para o registo automático, o registo baseado na transformada de Fourier-Mellin ou então o registo baseado na Informação Mútua. O primeiro consiste numa adaptação da implementação de Adam Wilmer [74] baseada no algoritmo de Reddy e Chatterji (secção 4.3.2.1) [75], enquanto que o segundo se baseia num melhoramento da implementação de Hosang Jin (ver secção 4.3.2.2) [76].

### 4.3.2.1 Registo baseado na Transformada de Fourier-Mellin

A transformada de Fourier-Mellin é uma ferramenta matemática utilizada em processamento de imagem que assenta no cálculo da transformada de Fourier e nas suas propriedades, advindo a sua utilidade do facto de o seu espectro resultante ser invariante à translação e de a rotação e a escala serem convertidas em translações verticais e horizontais, cuja determinação se revela mais simples [77]. Na figura 30 encontra-se uma representação esquemática genérica do conceito associado à transformada de Fourier-Mellin.



**Figura 30:** Representação genérica do fluxo do algoritmo associado ao cálculo da transformada de Fourier-Mellin. Adaptado de [77].

Como se vê na figura 30, o cálculo da transformada de Fourier-Mellin divide-se em três etapas básicas: o cálculo da Transformada de Fourier, a conversão das coordenadas da imagem, inicialmente cartesianas, para o espaço log-polar e, por fim, o cálculo da transformada de Mellin. Na primeira etapa, calcula-se a transformada de Fourier, sendo depois utilizado apenas o espectro de amplitude, cujas coordenadas, inicialmente cartesianas, são posteriormente convertidas para o espaço logarítmico e, posteriormente, para o espaço de coordenadas polar. De seguida, calcula-se a transformada de Mellin, que consiste no cálculo de uma transformada de Fourier sobre a imagem com coordenadas log-polares. Por si só, a transformada de Fourier é invariante a translações e a sua conversão para coordenadas log-polares converte as diferenças de escala e rotação em deslocamentos verticais e horizontais [77]. Este método permite registar imagens que diferem por factores de escala, translação e rotação, utilizando o domínio de Fourier, o que implica que o melhor conjunto de parâmetros para o ajuste será pesquisado no domínio da frequência.

De acordo com o teorema da translação da transformada de Fourier, se  $f_1$  e  $f_2$  forem duas imagens que diferem por um deslocamento  $(x_0, y_0)$ , i.e.,  $f_2(x, y) = f_1(x - x_0, y - y_0)$ , as suas transformadas de Fourier  $F_1$  e  $F_2$  estarão relacionadas através da expressão

$$F_2(\xi, \eta) = e^{-2j\pi(\xi x_0 + \eta y_0)} * F_1(\xi, \eta) \quad \text{Eq. 17}$$

O espectro de potência cruzado (ou *cross-power spectrum*) de duas imagens  $f$  e  $f'$  com transformadas de Fourier  $F$  e  $F'$  define-se como

$$\frac{F(\xi, \eta)F'^*(\xi, \eta)}{|F(\xi, \eta)F'(\xi, \eta)|} = e^{2j\pi(\xi x_0 + \eta y_0)} \quad \text{Eq. 18}$$

Na equação anterior  $F^*$  denota o complexo conjugado de  $F$ . O teorema da translação garante que a fase do espectro de potência cruzado é equivalente à diferença de fase entre as duas imagens. Tomando a inversa da transformada de Fourier da representação no domínio da frequência, obtém-se uma função que não é mais que um impulso, pelo que o seu valor será aproximadamente zero para todos os valores excepto aquele necessário para registar as duas imagens de forma óptima [75].

Inicialmente, calcula-se a transformada de Fourier (neste caso uma FFT<sup>33</sup>) das duas imagens (figura 31) e, de seguida, os espectros de amplitude em escala logarítmica são mapeados para o plano log-polar (figura 32) após a sua multiplicação por um filtro passa alto, com função de transferência

$$H(\xi, \eta) = (1 - X(\xi, \eta)) * (2 - X(\xi, \eta)) \quad \text{Eq. 19}$$

com  $X(\xi, \eta) = (\cos(\pi\xi)\cos(\pi\eta))$  e  $\xi \geq -0.5$  e  $\eta \leq 0.5$ .

Na implementação levada a cabo em [75], os autores usaram os espectros de amplitude em escala logarítmica em vez dos espectros de amplitude para a conversão log-polar e apenas usaram os dois quadrantes superiores dos espectros de amplitude em

<sup>33</sup> Acrónimo que designa *Fast Fourier Transform*.

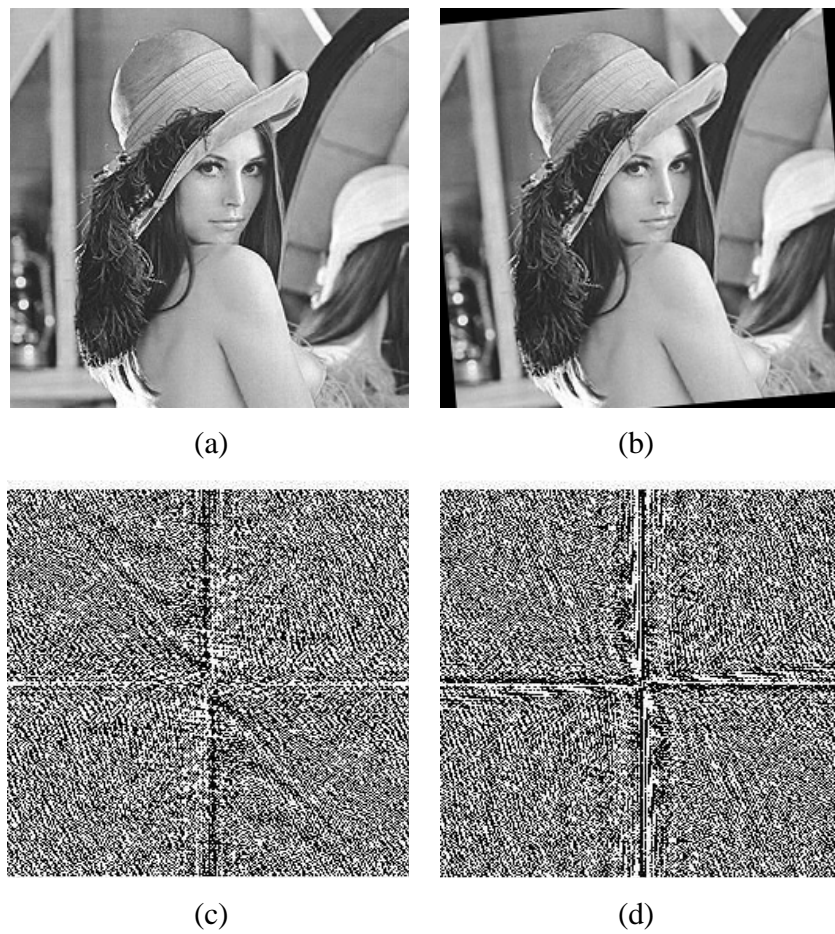
coordenadas logarítmicas das imagens para fazer o seu mapeamento para o plano polar. Isto deve-se ao facto de o espectro de Fourier ser simétrico conjugado para sequências reais:

$$F(\xi, \eta) = F^*(-\xi, -\eta) \quad \text{Eq. 20}$$

$$|F(\xi, \eta)| = |F(-\xi, -\eta)| \quad \text{Eq. 21}$$

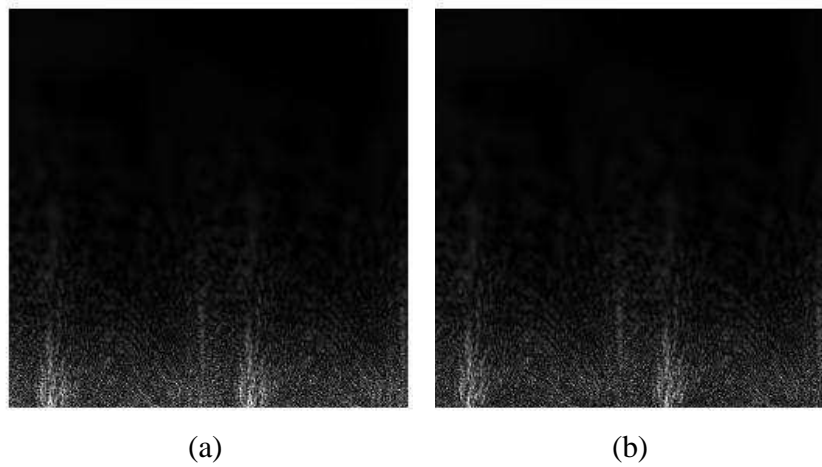
Além disso, foi usada a base 1.044 para a conversão logarítmica, o que se deve ao facto de que  $\log_{1.044} 256 = 128$ , pelo que as 256 linhas serão mapeadas em 128 colunas no plano polar. A conversão para o domínio log-polar é feita utilizando uma interpolação bicubica, que converte uma imagem de dimensões MxN para uma imagem com dimensões 256x256.

De seguida, calcula-se a correlação de fase (figura 33) entre as duas imagens, de acordo com a equação 6, que vai permitir a extracção dos parâmetros de escala e rotação, que, por sua vez, serão utilizados no módulo de transformação para modificar a imagem 2 [75].

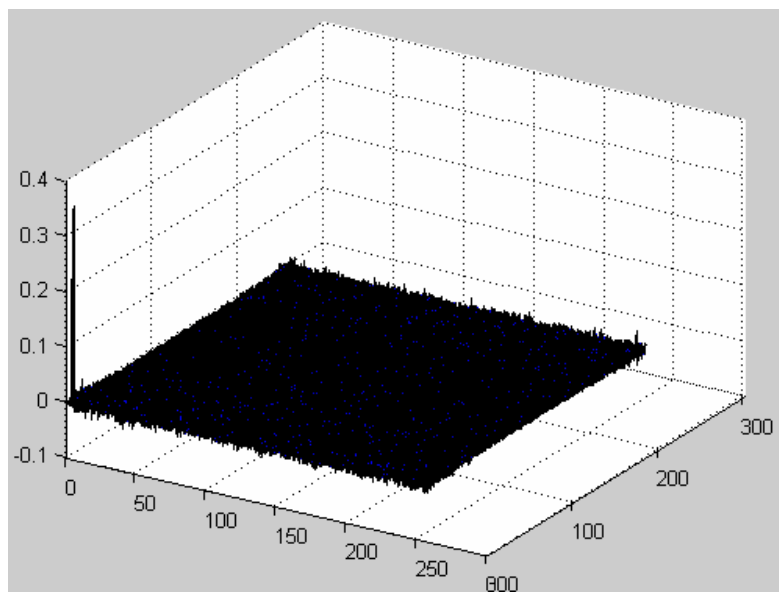


**Figura 31:** Espectros de Fourier calculados para duas imagens exemplo utilizadas na implementação de Adam Wilmer [74] . (a) Imagem “Lena”. (b) Imagem “Lena” após aplicação de rotação de 5 graus no sentido directo. (c) Espectro de amplitude da transformada de Fourier de (a). (d) Espectro de amplitude da transformada de Fourier de (b).





**Figura 32:** Exemplo do resultado do mapeamento log-polar sobre os espectros de amplitude da transformada de Fourier. (a) Mapeamento log-polar do espectro da figura 31a. (b) Mapeamento log-polar do espectro da figura 31b.



**Figura 33:** Gráfico tridimensional ilustrativo dos valores obtidos para a correlação de fase entre os espectros ilustrados nas figuras 32a e 32b.

### Cálculo do parâmetro de escala

Seja  $f_1$  uma réplica de  $f_2$  com escala, com factores de escala  $(a, b)$  para as direcções horizontal e vertical então, de acordo com o teorema da escala da transformada de Fourier, as transformadas de Fourier de  $f_1$  e  $f_2$  relacionam-se através da equação 22.

$$F_2(\xi, \eta) = \frac{1}{|ab|} F_1(\xi/a, \eta/b) \quad \text{Eq. 22}$$

A conversão dos eixos para a escala logarítmica permite transformar o valor da escala num movimento translacional, ignorando o factor  $1/|ab|$  e considerando  $c = \log a$  e  $d = \log b$ , ou seja

$$\begin{aligned} F_2(\log \xi, \log \eta) &= F_1(\log \xi - \log a, \log \eta - \log b) \\ \Leftrightarrow F_2(x, y) &= F_1(x - c, y - d) \end{aligned} \quad \text{Eq. 23}$$

A translação  $(c, d)$  pode ser calculada através da técnica de correlação de fase e a escala  $(a, b)$  pode ser calculada a partir da translação  $(c, d)$  usando  $a = e^c$  e  $b = e^d$ , sendo  $e$  a base do logaritmo natural. Se  $(x, y)$  sofrer uma alteração de escala para  $(x/a, y/a)$ , a sua representação em coordenadas polares será dada por

$$\rho_1 = (x^2 + y^2)^{1/2} \quad \text{Eq. 24}$$

$$\theta_1 = \tan^{-1}(y/x) \quad \text{Eq. 25}$$

Integrando a alteração na escala nas equações 24 e 25, teremos

$$\rho_2 = ((x/a)^2 + (y/a)^2)^{1/2} = (1/a)(x^2 + y^2)^{1/2} = \rho_1/a \quad \text{Eq. 26}$$

$$\theta_2 = \tan((x/a)^2 / (y/a)^2) = \tan(x/y) = \theta_1 \quad \text{Eq. 27}$$

Assim, se  $f_1$  for uma versão de  $f_2$  com translação, rotação e escala, os espectros de amplitude das transformadas de Fourier das duas imagens em representação polar podem ser relacionados através da equação 28.

$$M_1(\rho, \theta) = M_2(\rho/a, \theta - \theta_0) \quad \text{Eq. 28}$$

Definindo  $\xi = \log \rho$  e  $d = \log a$ , teremos, a partir da equação 28,

$$M_1(\xi, \theta) = M_2(\xi - d, \theta - \theta_0) \quad \text{Eq. 29}$$

$$M_1(\log \rho, \theta) = M_2(\log \rho - \log a, \theta - \theta_0) \quad \text{Eq. 30}$$

Usando a equação 29, as definições para  $\xi$  e  $d$  e a técnica de correlação de fase, é possível determinar a escala  $a$  e o ângulo  $\theta_0$ . Uma vez obtidos os valores para a escala e para o ângulo de rotação entre as duas imagens, a imagem 2 é escalonada de  $a$  e rodada de  $\theta_0$ , sendo a partir daí calculada a translação [75].

No trabalho descrito na publicação, os autores usam imagens de tamanho 256x256 e uma representação no plano log-polar de 256x256. Além disso, sendo  $(x, y)$  a localização do pico da transformada de Fourier inversa da fase do espectro de potência cruzado, as fórmulas de conversão necessárias para o ângulo de rotação e a escala são:

$$escala = (1.044x)^{1/2} \quad \text{Eq. 31}$$

$$\hat{angulo} = (180 * y / 256) \quad \text{Eq. 32}$$

A imagem transformada obtém-se a partir da imagem 2, usando a informação estimada para a escala e a rotação como parâmetros de uma transformação afim, sendo a imagem transformada e a imagem 1 usadas para calcular a translação [75].

Na determinação do ângulo, pode ocorrer uma ambiguidade de  $180^\circ$ , que é eliminada em dois passos: primeiro, determina-se a translação por rotação do espectro de uma das imagens no valor do ângulo calculado ( $\theta_0$ ); de seguida, roda-se o espectro da mesma imagem em  $180^\circ + \theta_0$  e calcula-se novamente a translação. Se o valor do pico da IFFT<sup>34</sup> da fase do espectro de potência cruzado das duas imagens for maior quando o ângulo for  $\theta_0$ , então o verdadeiro ângulo de rotação é  $\theta_0$ . Caso contrário,  $180^\circ + \theta_0$  é o verdadeiro ângulo de rotação. Os autores só consideram os valores calculados como

<sup>34</sup> Acrónimo para *Inverse Fast Fourier Transform*

válidos se o valor de pico da IFFT da diferença de fase for maior que 0.03 (teoricamente, para ajustes exactos, o valor deveria ser 1, embora a presença de ruído diminua o valor do pico) [75].

Segundo os autores, este método é caracterizado pela sua insensibilidade à translação, rotação, escala e ruído, assim como pelo seu baixo custo computacional. Para um dado tamanho de imagens, o método consegue calcular os parâmetros para o ajuste num intervalo de tempo independente do tamanho e tipo de imagens, assim como de valores de escala, translação e rotação [75].

#### 4.3.2.2 Registo baseado na Informação Mútua

O conceito associado à Informação Mútua advém da teoria da comunicação e está relacionado com a transmissão de uma mensagem de um emissor para um receptor. Em relação à transmissão de imagens, Hartley [78] pretendia encontrar uma medida  $H$  que aumentasse linearmente com  $n$ , ou seja,  $H = Kn$ , em que  $K$  é uma constante dependente do número de símbolos  $s$ , o que o levou à definição da medida de informação.

$$H = n \log s = \log s^n \quad \text{Eq. 33}$$

Esta medida depende dos resultados: quanto maior for o número de mensagens possíveis, maior a quantidade de informação que se obtém de uma certa mensagem. Se apenas existir uma mensagem possível, não se ganha informação ( $\log 1 = 0$ ) a partir dela, uma vez que já se sabe que se vai receber aquela mensagem [79]. Contudo, a medida de Hartley [78] apresenta uma desvantagem muito grande, que advém do facto de assumir que todos os símbolos têm a mesma probabilidade de ocorrer, algo que raramente acontece [78].

Assim, Shannon [80] introduziu uma medida adaptada, que pondera a informação de um resultado pela probabilidade desse resultado ocorrer. Dados os eventos  $e_1, \dots, e_m$  com probabilidade de ocorrência  $p_1, \dots, p_m$ , define-se a entropia de Shannon como

$$H = \sum_i p_i \log \frac{1}{p_i} = -\sum_i p_i \log p_i \quad \text{Eq. 34}$$

O termo  $\log(1/p_i)$  significa que a quantidade de informação ganha a partir de um acontecimento com probabilidade  $p_i$  está inversamente relacionada com a probabilidade de o evento ocorrer. A informação por evento é ponderada pela probabilidade de ocorrência e o termo de entropia resultante é a quantidade média da informação que pode ser ganha a partir de um conjunto de eventos.

Assumindo que todos os resultados têm igual probabilidade de ocorrência, a equação 34 converte-se em

$$H = -\sum \frac{1}{s^n} \log \frac{1}{s^n} = -\sum \frac{1}{s^n} \log s^n = \log s^n, \quad \text{Eq. 35}$$

que corresponde ao valor da entropia de Hartley. Apesar de a equação 34 ser a mais usada para descrever o conceito de entropia, a equação 35 explica de forma mais clara o seu significado. Por outro lado, a entropia de Shannon pode também ser vista como uma medida de incerteza apesar de depender, não só do número de mensagens possíveis, mas também das hipóteses que cada mensagem tem de ocorrer. Quando todas as mensagens forem igualmente prováveis, a entropia é máxima, uma vez que não se sabe qual das mensagens será recebida.

A entropia de Shannon pode ser calculada para uma imagem, sendo este cálculo focado na probabilidade de ocorrência dos níveis de cinzento na imagem. Assim, é possível estimar a distribuição de probabilidade de níveis de cinzentos através da contagem do número de vezes que cada um ocorre na imagem e posterior divisão desses valores pelo número total de ocorrências. Uma imagem que contenha apenas um valor de intensidade terá um valor baixo de entropia, contendo pouca informação. Pelo contrário, uma imagem com quantidades mais ou menos iguais para vários valores de intensidades terá um valor de entropia elevado e uma grande quantidade de informação. Assim, a entropia de Shannon é também uma medida de dispersão da distribuição de probabilidade. Uma distribuição com um único pico bem definido corresponde a um valor baixo da entropia, enquanto que uma distribuição dispersa origina um valor de entropia elevado. Em suma, a análise do valor entropia permite saber a quantidade de informação que um acontecimento fornece quando ocorre (mensagem, nível de cinzentos

num pixel), a incerteza sobre o resultado de um evento e a dispersão das probabilidades com as quais o evento acontece.

O histograma conjunto de duas imagens muda quando o alinhamento entre duas imagens sofre alterações. Quando as imagens estão registadas de forma correcta, as estruturas anatómicas correspondentes sobrepõem-se e o histograma conjunto apresentará certos grupos para os valores de cinzentos dessas estruturas. Contudo, se as imagens estiverem mal alinhadas, as estruturas de uma imagem continuam a sobrepor-se a outras estruturas na imagem subsequente, embora não exista uma correspondência correcta entre regiões nas duas imagens. Assim, a intensidade dos *clusters* para estruturas anatómicas correspondentes diminuirá e aparecerão novas combinações de valores de cinzento.

Como a entropia mede a dispersão de uma distribuição de probabilidade, o seu valor será baixo quando a distribuição tiver poucos picos bem definidos e será máxima quando todos os resultados tiverem igual probabilidade de ocorrência, o que permite utilizar a entropia como medida para o registo de imagem. Um histograma conjunto de duas imagens pode ser usado para estimar a distribuição de probabilidade conjunta dos seus valores de cinzentos, se se dividir de cada entrada no histograma pelo número total de entradas. A entropia conjunta de Shannon para uma distribuição conjunta é definida como

$$-\sum_{i,j} p(i, j) \log p(i, j) \quad \text{Eq. 36}$$

Assim, se se encontrar a transformação que minimize a sua entropia conjunta, as imagens estarão registadas. Esta medida da entropia é a forma mais comum na literatura [79].

A definição de Informação Mútua que utilizaremos é a que está relacionada de forma mais próxima com a entropia, e exprime-se de forma matemática como

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B) \quad \text{Eq. 37}$$

Neste caso, o cálculo da Informação Mútua será feito utilizando o valor simétrico da equação 24, pelo que se obtêm valores negativos. O último termo de equação 24 significa que a maximização da Informação Mútua está relacionada com a minimização da entropia conjunta entre as duas imagens. A vantagem da Informação Mútua sobre a

entropia conjunta (por si só) é que inclui as entropias das imagens separadas. A Informação Mútua e a entropia conjunta são calculadas para partes que se sobrepõem nas imagens e as medidas são, conseqüentemente, sensíveis ao tamanho e conteúdo da sobreposição. Contudo, quando se usa a entropia conjunta por si só podem obter-se valores baixos (normalmente associados a um grau elevado de alinhamento entre as duas imagens) em casos em que o registo falhou. Nestes casos, a Informação Mútua obtém melhores resultados, uma vez que inclui as entropias marginais  $H(A)$  e  $H(B)$ . Estas terão um valor baixo quando a parte da imagem que se sobrepõe contém apenas fundo e valores elevados quando contém estrutura anatómica. As entropias marginais equilibram a medida através da introdução de uma “penalização” para transformações que diminuem a quantidade de informação nas imagens separadas. Assim, a Informação Mútua é menos sensível à sobreposição que a entropia conjunta, embora não seja completamente imune.

Em muitos casos, a deterioração do registo (coincidente com a diminuição da sobreposição) faz com que a medida da Informação Mútua aumente. Isto pode acontecer quando as áreas relativas do objecto e do fundo se cancelam e a soma da entropia marginal aumenta de forma mais rápida que a entropia conjunta. Para resolver este problema, usa-se muitas vezes a Informação Mútua Normalizada (NMI), menos sensível às mudanças na sobreposição (equação 38) [79].

$$NMI(A, B) = \frac{H(A) + H(B)}{H(A, B)} \quad \text{Eq. 38}$$

A implementação da estimação da distribuição de probabilidade conjunta das intensidades nas duas imagens consiste em calcular um histograma conjunto de intensidades. Cada entrada,  $h(a, b)$ , no histograma designa o número de vezes que a intensidade  $a$  numa imagem coincide com a intensidade  $b$  na outra imagem. Dividindo as entradas pelo número total de entradas permite obter uma distribuição de probabilidade. As distribuições de probabilidade para cada imagem em separado calculam-se através da soma sobre as linhas, respectivamente colunas, do histograma [79].

A medida do registo em função da transformação define uma função  $n$ -dimensional, sendo  $n$  o número de graus de liberdade da transformação. Assume-se que o

valor óptimo desta função permite obter o melhor resultado para o registo. Contudo, a função de registo contém muitos máximos locais, que podem ser originados por um bom ajuste local das duas imagens enquanto outros são imperfeições inerentes à implementação (erros na interpolação, mudanças na região de sobreposição entre as duas imagens, entre outras). Os máximos locais de uma função de registo podem ser reduzidos através do melhoramento das escolhas de implementação (interpolação de ordem mais elevada, por exemplo), da filtragem das imagens para reduzir ruído ou por aumento dos intervalos para cada classe do histograma de intensidade. Como existem máximos locais, a escolha da rotina de optimização tem uma grande influência nos resultados do método de registo, sobretudo na robustez em relação à transformação inicial. Neste caso, escolheu-se o método de optimização *simplex* definido em [81], remetendo-se o leitor para a secção seguinte para mais detalhes.

Quando se trata de medidas de registo baseadas na intensidade, é possível que uma grande falha no registo origine um valor da medida superior ao que a transformação correcta originaria. O máximo desejado pode não ser o máximo global do espaço de procura e apenas parte do espaço de procura permite obter o máximo desejado, o que tem duas consequências para a optimização da função de registo: primeiro, uma optimização que começou fora do intervalo de captura do máximo desejado tem poucas hipóteses de conduzir a um registo correcto das imagens; segundo, as rotinas de optimização por pesquisa probabilística tais como os métodos *multistart* e os algoritmos genéticos, podem ser menos adequados para a optimização da Informação Mútua, pois podem mover-se fora da gama de captura [79].

### **Considerações da implementação**

O registo por cálculo da Informação Mútua implementado resulta da modificação da implementação de Hosang Jin [76]. Neste caso, faz-se um cálculo inicial do valor da Informação Mútua entre as imagens de referência e de seguimento utilizando como parâmetros iniciais a matriz de transformação utilizada para o registo manual, para ter um valor-base para a comparação dos resultados. De seguida, procede-se à pesquisa de um



mínimo para a função que calcula o valor da Informação Mútua entre as duas imagens, tomando como estimativa inicial os parâmetros da matriz utilizada para transformar a imagem no registo manual. O valor mínimo da função de registo é obtido para os parâmetros que definem o melhor ajuste entre as duas imagens.

Após a optimização, o algoritmo devolve o valor da função objectivo nos pontos óptimos para registo. Além disso, é também devolvida uma *flag* de saída que permite perceber se a optimização convergiu para uma solução (1), se parou porque atingiu o número máximo de iterações (duzentas vezes o número de variáveis, neste caso seiscentas) foi atingido (0) ou se o algoritmo foi interrompido pela função de saída (-1). Esta pesquisa do valor mínimo utiliza o método simplex descrito em [79], um método de pesquisa directa que não usa gradientes numéricos ou analíticos. Se o comprimento de um vector de valores a minimizar for  $n$ , um simplex<sup>35</sup> num espaço  $n$ -dimensional é caracterizado pelos  $n+1$  vectores diferentes que são os seus vértices. Em cada passo da pesquisa, gera-se um ponto novo no simplex ou na sua proximidade, sendo o valor da função nesse ponto comparado com os valores nos vértices do simplex. Além disso, de modo geral, um dos vértices é substituído por um novo ponto, originando um novo simplex. Este passo é repetido até que o diâmetro do simplex seja menor que a tolerância especificada.

O método de minimização utilizado consegue lidar com a descontinuidade, desde que esta não ocorra na proximidade da solução. Contudo, apenas actua sobre números reais (i.e., os valores de inicialização e os valores que a função a minimizar originam têm que ser reais) e fornece soluções locais.

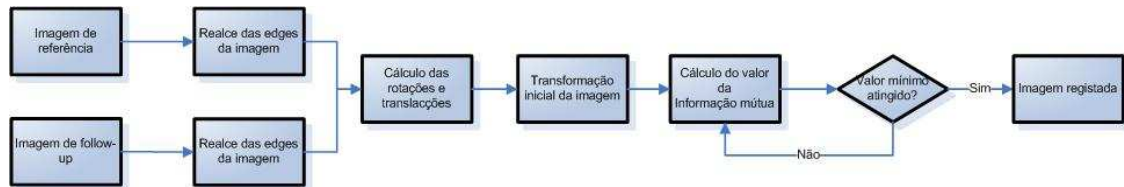
### 4.3.3 Registo Automático

A solução de registo automático foi implementada tendo como objectivo a reutilização dos algoritmos e código Matlab que fazem parte integrante do RetMarker. Contudo, como o algoritmo foi desenvolvido para imagens da retina, foi necessário fazer

---

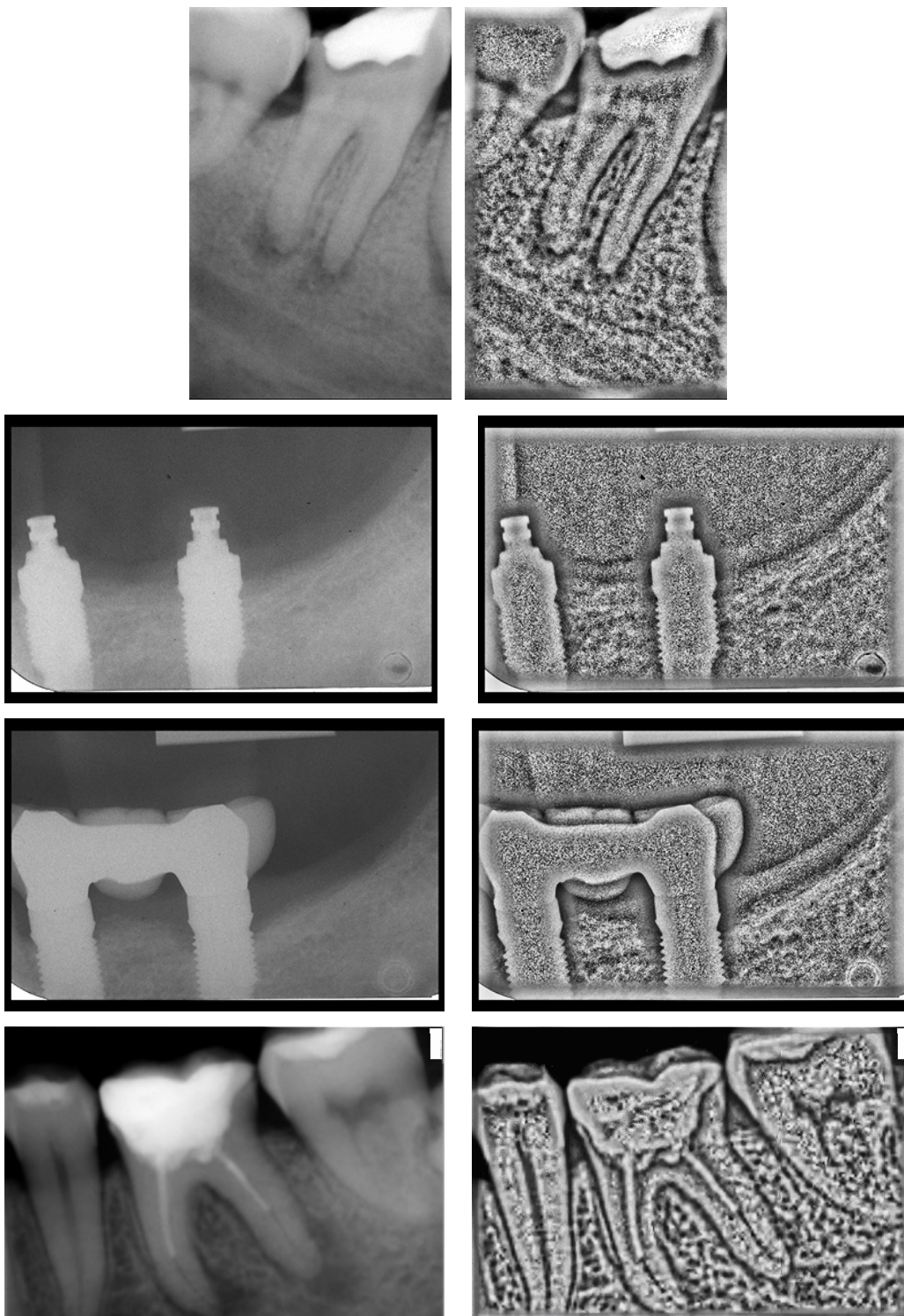
<sup>35</sup> Um simplex ou  $n$ -simplex é uma generalização do conceito de triângulo a  $n$  dimensões. A título de exemplo, um simplex 0 é um ponto, um simplex 1 é um segmento de recta, um simplex 2 um triângulo e um simplex 3 um tetraedro [82].

algumas alterações, de modo a adequar o código às imagens a processar. Assim, o registo automático passa por quatro etapas, como se encontra esquematizado na figura 2.



**Figura 34:** Esquematização do fluxo do módulo de registo automático.

O realce das *edges* da imagem é feito com recurso a um algoritmo de melhoramento de contraste que opera em três etapas distintas: na primeira expande-se a imagem, na segunda faz-se o melhoramento de contraste local na imagem expandida através da aplicação de várias filtragens diferentes e, por fim, selecciona-se uma região de interesse na imagem filtrada, que é depois devolvida como parâmetro de saída. Para mais detalhes relativamente a esta correcção de contraste, remete-se o leitor para o anexo B. Na figura 33 encontram-se alguns exemplos de resultados do melhoramento de contraste local.



**Figura 35:** Exemplos de resultados da aplicação do algoritmo para realce de *edges* a um conjunto de imagens de teste. Do lado esquerdo encontram-se as imagens de teste e do lado direito os resultados da aplicação do algoritmo.

De seguida, as imagens que saem do processo de melhoramento local de contraste são utilizadas como parâmetros de entrada no processo de cálculo dos valores da rotação e translação. Este processo toma como entrada duas imagens, uma estática (a imagem de referência) e outra que se altera (a de seguimento) e funciona de forma iterativa num mecanismo que combina rotações sucessivas da imagem que se altera com o cálculo da correlação de fase entre as duas imagens.

Após cálculo dos valores de translação e rotação entre as duas imagens, a imagem de seguimento é transformada e os parâmetros da matriz de transformação utilizada vão constituir parâmetros de entrada para o cálculo da Informação Mútua, tal como descrito na secção 4.3.2.2.

#### **4.3.4 Correção de contraste**

O algoritmo utilizado para correção de contraste foi o de Ruttimann, 86 [67], inicialmente desenvolvido para corrigir o contraste em raio-x impressos em filme que foram depois digitalizados, embora também já tenha sido implementado em estudos que utilizam raios-x digitais [54], [66]. As mudanças locais de contraste em radiologia dentária são relativamente pequenas, pelo que, regra geral, são considerados apenas métodos de correção de contraste global [63].

O método proposto permite fazer uma correção das diferenças de contraste em duas radiografias registadas antes do cálculo da imagem de subtracção. Para tal, recorre a um processo não paramétrico (não assenta na correspondência entre parâmetros de distribuições correspondentes) que actua de forma directa sobre os histogramas das duas imagens. Este método permite modificar a forma de um histograma associado a uma dada imagem para que tome uma outra forma desejada, sem colocar qualquer restrição em relação às formas dos histogramas envolvidos.

Supondo que a escala de cinzentos possui valores entre 1 e  $N$ , que o número de pixels com valor de cinzento  $i$  na imagem cujo histograma tem a forma desejada se denomina  $p_i$  e que o número de pixels com valor de cinzento na imagem cujo

histograma se quer modificar se denominam  $q_i$  e teremos então os histogramas  $p$  e  $q$ .

Assim,  $p_i \geq 0, q_i \geq 0; i, j = 1, 2, \dots, N$ .

Sendo

$$S_k = \sum_{i=1}^k p_i, \quad T_m = \sum_{j=1}^m q_j, \quad k, m \in [1, N] \quad \text{Eq. 39}$$

as somas cumulativas, respectivamente, dos valores para os histogramas  $p$  e  $q$ , o algoritmo impõe que ambas as somas cumulativas sejam ajustadas em cada nível de cinzento  $m$ , de acordo com a condição:

$$\max_k [T_{m-1} < S_k \leq T_m], \quad m = 1, 2, \dots, N; T(0) = 0 \quad \text{Eq. 40}$$

Da equação 40 pode concluir-se que  $S_k$  e  $T_m$  são funções que aumentam monotonicamente com o aumento de  $k$  e  $m$ , ou seja, para todos os níveis de cinzento, se  $k' < k''$ , então  $S_{k'} < S_{k''}$  (acontecendo o mesmo para os  $m$  e  $T_m$ ).

De modo a tornar o mapeamento entre  $k$  no histograma  $p$  e  $m$  no histograma  $q$  unívoco, selecciona-se o maior nível de cinzentos do conjunto de níveis de cinzento que são mapeáveis num determinado valor de  $m$ . Assim, o mapeamento satisfaz a condição descrita na equação 40, que assegura a univocidade da relação entre os níveis de cinzentos  $k$  e  $m$ . Assim, calcula-se, para cada nível de cinzentos  $m$  no histograma a modificar, o maior nível de cinzentos  $k$  no histograma  $p$ , tal que a soma cumulativa sobre o histograma  $p$  até  $k$  seja menor ou igual que a soma cumulativa sobre o histograma  $q$  até  $m$ , mas estritamente superior que o valor daquela soma até  $m - 1$ . Esta correspondência entre  $k$  e  $m$  define a transformação de níveis de cinzento necessária.

Tome-se um exemplo dado pelo autor para melhor compreensão: assumindo que se encontrou uma correspondência entre  $k = 3$  e  $k = 5$  e, do mesmo modo, entre  $m = 7$  e  $k = 6$ . Então, os níveis de cinzento em classes do histograma vizinhas de  $m = 4$  até  $m = 7$  (inclusivé) exigem que ocorra acumulação de valores de contagens, de modo a que haja um ajuste com a soma cumulativa em  $k = 6$ , i.e., os níveis de cinzento 4,5,6 e 7 do histograma  $q$  são mapeados no nível de cinzento 6 do histograma  $p$ . É de notar que esta

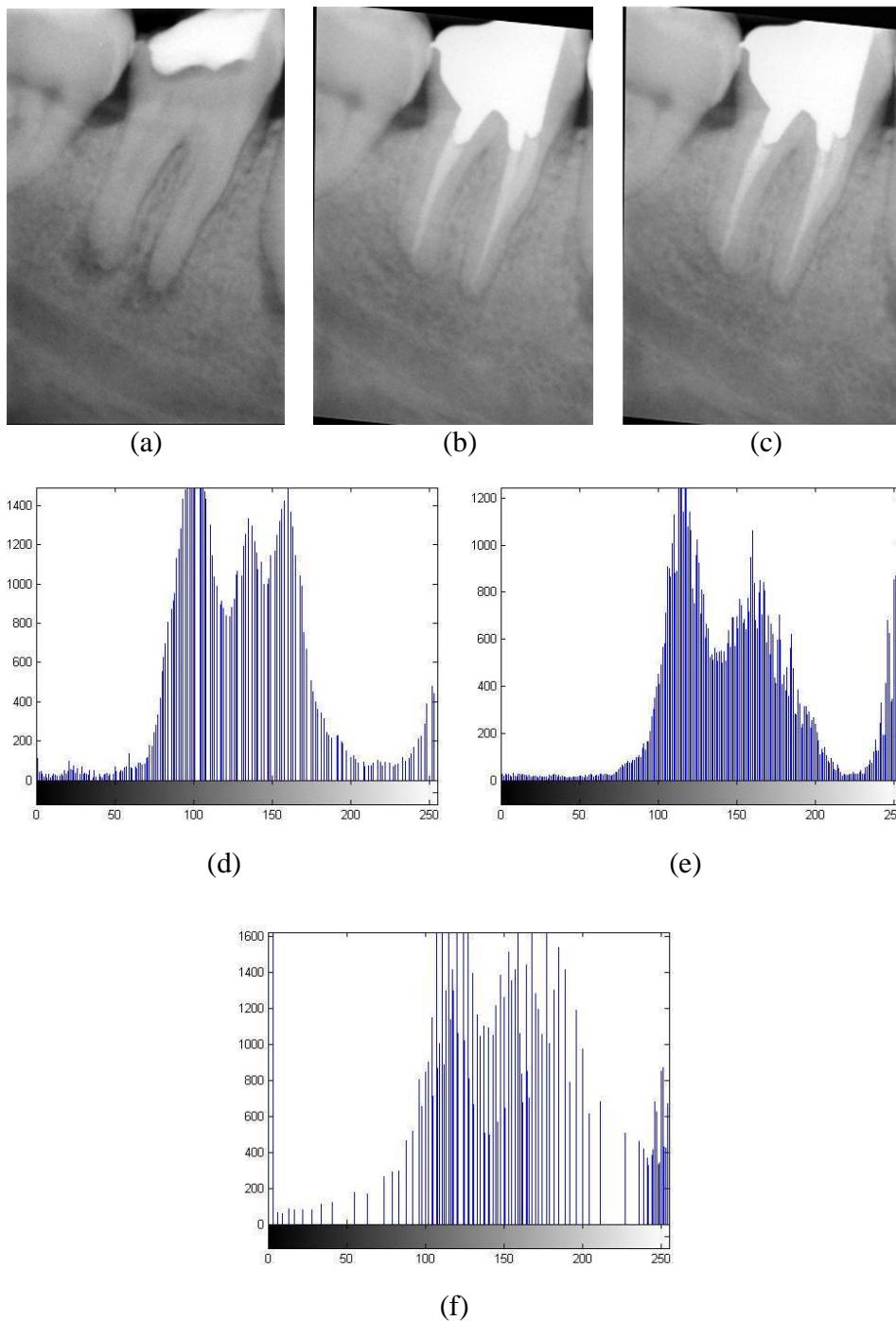
transformação apenas requer soma de valores de contagens de classes do histograma, não ocorrendo divisão dos valores dos níveis de cinzento por dois ou mais níveis de cinzentos diferentes.

Em relação aos resultados, o histograma final apresenta uma distribuição mais uniforme que o original. Além disso, como algumas classes do histograma original foram sujeitas a acumulação de valores de contagens de níveis de cinzentos no processo de *rebinning*, alguns níveis de cinzento deixaram de estar presentes na imagem modificada. Por outro lado, este método possui uma propriedade de ajuste local, o que permite, por exemplo, uma melhor correção de níveis de cinzentos associados com o tecido mole, sendo a perda óssea mostrada com maior contraste.

O mapeamento de níveis de cinzento é baseado no deslocamento e/ou acumulação dos valores das contagens do histograma para os níveis de cinzento associados ao histograma que vai ser modificado, tal que a soma cumulativa sobre as contagens dos seus *bins* estendendo-se desde um até cada nível de cinzento seja ajustada o mais próximo possível com a soma correspondente no histograma alvo, sem que se dividam as contagens existentes por níveis de cinzento diferentes. Este princípio de modificação é matemático e provou que consegue gerar um mapeamento unívoco (para cada nível de cinzento no histograma original, só existe um nível de cinzento no histograma alvo para o qual se faz o mapeamento) e monotónico (a transformação não consegue introduzir inversões de níveis de cinzento em sequências de níveis de cinzento que aumentam monotonicamente captados de um conjunto de pixels vizinhos na imagem que vai ser modificada). Sem esta garantia, a transformação poderia gerar contornos falsos na imagem modificada.

De acordo com o autor, outra mais-valia deste método é que, como faz um ajuste local dos lobos laterais do histograma, permite obter um fundo o mais uniforme possível na imagem de subtracção, de modo permitir uma melhor visualização das mudanças nos tecidos [67].

Na figura 36 apresenta-se um exemplo de resultado do algoritmo de correcção de contraste aplicado a uma imagem de seguimento registada, tendo como referência a imagem captada num instante temporal anterior à de seguimento.



**Figura 36:** Resultados da aplicação do algoritmo de correção de contraste à imagem de teste “02\_04\_10\_subsequent\_xray.tif” após o registo com a imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray”, que serviu de referência para a correção. (a) Imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray”. (b) Imagem “02\_04\_10\_subsequent\_xray.tif” registada e (c) resultado da correção de contraste. Abaixo destas imagens é possível visualizar o (d) histograma da imagem “01\_11\_21\_original\_xray”, (e) o histograma da imagem em (b) e (f) o histograma da imagem (c). Os valores das abcissas designam o número de níveis de cinzento e os valores das ordenadas o número de contagens do histograma para cada nível de cinzento.



#### 4.4 Considerações finais

A aplicação desenvolvida é chamada na linha de comandos do Matlab<sup>36</sup> com vários parâmetros de entrada, a saber: tipo de interacção para o registo (definida como ‘manual’, ‘semiautomatic’ ou ‘automatic’), um parâmetro opcional para fazer a gestão dos erros que são gerados durante o processamento (que permite escolher se os erros são mostrados na janela de comandos, se são gravados num ficheiro de *log* ou então ambas as opções) e as directorias para, respectivamente, gravar as imagens resultado e onde se localizam as imagens a analisar. Caso o tipo de interacção escolhida para o registo seja ‘semiautomatic’, o utilizador terá que incluir um parâmetro opcional que defina o método para o passo automático, que poderá ser definido como ‘fm’, para registo baseado na transformada de Fourier-Mellin ou ‘mi’ para registo baseado na Informação Mútua. Para detalhes adicionais relativamente à arquitectura do *software*, remete-se o leitor para o anexo A deste relatório.

Após a implementação dos algoritmos descritos anteriormente, foram executados testes para verificar o comportamento da aplicação, dando especial ênfase ao passo de registo, que se revela crítico para o sucesso da radiografia de subtracção digital. Estes resultados estão descritos no capítulo 5 e no anexo C.

---

<sup>36</sup> Matlab é uma marca registada de The MathWorks, Inc

Neste capítulo são apresentados os resultados experimentais relativos à aplicação dos algoritmos descritos no capítulo anterior. O protocolo seguido para levar a cabo os testes será descrito na secção 5.1 e os resultados dos testes para avaliar o desempenho do registo serão apresentados nas secções 5.2 e 5.3, sendo a discussão dos resultados deste processo feita na secção 5.4. De seguida, serão apresentados alguns exemplos de resultados da correcção de contraste sobre algumas imagens registadas na secção 5.5 e, por fim, poderão ver-se alguns exemplos da etapa de subtracção na secção 5.6.

## 5.1 Protocolo dos testes

Os testes à aplicação foram feitos recorrendo a duas abordagens. Numa primeira, construiu-se um conjunto de dados simulados, em que se aplicava uma rotação no sentido directo (5, 9 ou 15 graus no sentido directo) ou uma translação (5 e 20% das dimensões da imagem) a uma imagem de referência e testou-se a aplicação para as modalidades de registo semi-automático e automático, tendo sido usado em cada teste o mesmo conjunto de imagens. Os testes à modalidade manual foram feitos simultaneamente com os testes à modalidade semi-automática, constituindo a etapa inicial para o registo semi-automático. Numa segunda fase, testou-se a aplicação com cada uma das três modalidades de registo, utilizando, para tal, pares de imagens da mesma cena captadas em instantes diferentes. Após o passo de registo, construiu-se um mosaico com a imagem de referência e a de seguimento registada, de modo a melhor visualizar a eficácia do processo de registo e, por fim, calculou-se a imagem de diferenças.

O protocolo utilizado para testar a aplicação com registo semi-automático foi levado a cabo em três etapas. Inicialmente, registaram-se manualmente as duas imagens e recolheram-se os valores para a exactidão do registo, a matriz de transformação utilizada

e o tempo do processo. De seguida, testou-se o passo automático com o cálculo da Informação Mútua e recolheram-se os valores da Informação Mútua antes e depois da optimização, os parâmetros da matriz de transformação após o processo de optimização e a *flag* de saída da optimização. Por fim, testou-se o registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin, que tomava como entrada uma imagem transformada com a mesma matriz obtida após registo manual no passo de registo semi-automático com Informação Mútua. Deste teste, os parâmetros recolhidos foram a matriz de transformação final, calculada com recurso aos valores de translação, rotação e escala obtidos, o pico da correlação de fase e o tempo do processo.

Nos testes à modalidade de registo automático, bastou apenas fornecer como parâmetros de entrada as duas imagens a registar. Para avaliar a eficácia desta modalidade de registo é necessário recolher os valores da Informação Mútua antes e depois do processo de minimização, a matriz de transformação utilizada após cálculo inicial da translação e da rotação entre as duas imagens, o valor da *flag* de saída da optimização e, por fim, o tempo de processamento.

Após a realização dos testes, todos os dados foram compilados e analisados. A aferição da qualidade do registo foi feita com base no mosaico de registo e na imagem de diferenças. No caso dos testes que envolvem o registo manual, não são apresentadas imagens de diferenças porque estas só eram geradas caso a aplicação fosse testada exclusivamente com o registo manual, algo que não foi levado a cabo. Com base nestes indicadores, atribuíram-se três classificações ao registo, bem sucedido () , com alguns erros () ou mal-sucedido ()

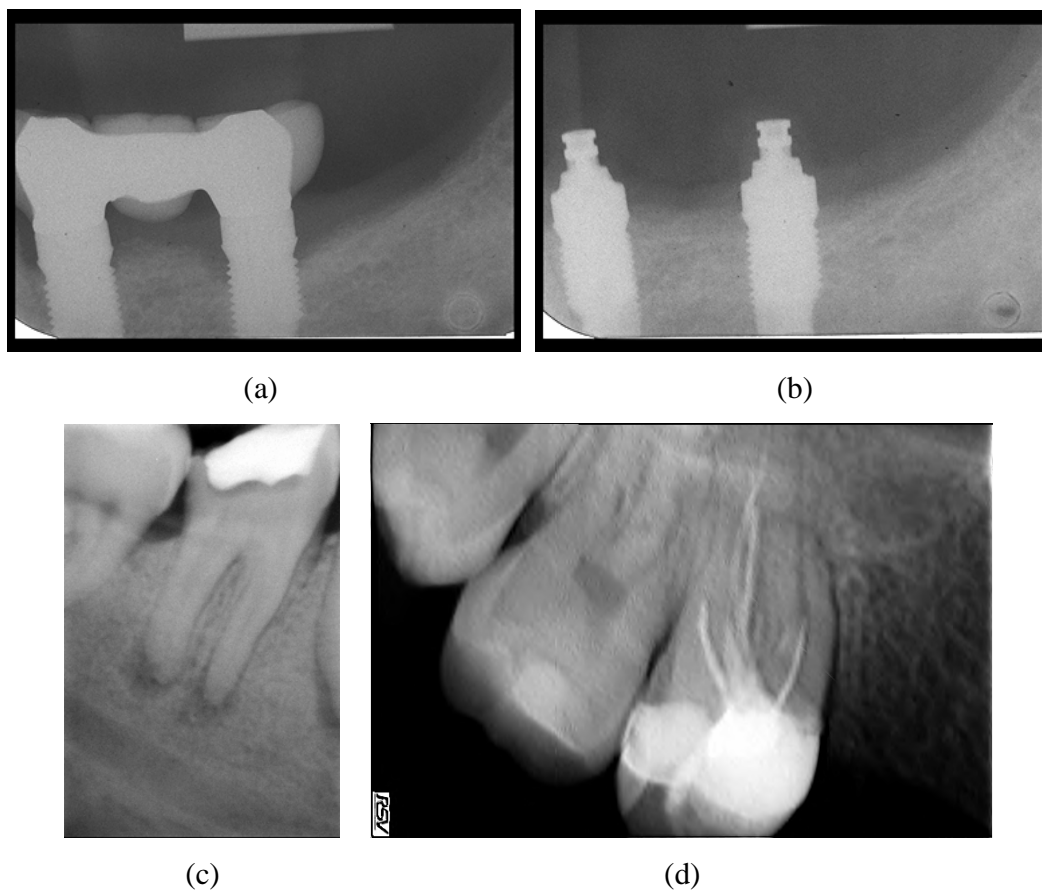
As imagens utilizadas nos testes foram recolhidas de casos de exemplo das aplicações Eikona Subtraction Radiography® [77], Emago Dental Software® [78] e da base de dados que o Dr. Jorge Sousa mantém no seu consultório. A escolha das imagens de teste privilegiou pares de imagens que apresentassem diferenças entre a primeira visita e a subsequente. Todas as radiografias testadas são do tipo *bitewing* e estão armazenadas em formato TIFF<sup>37</sup>.

---

<sup>37</sup> Acrónimo para *Tagged Image File Format*.

## 5.2 Testes ao bloco de registo de imagem utilizando dados simulados

A avaliação do desempenho do registo teve como casos de teste as imagens “301”, “201” “ 01\_11\_21\_original\_xray ” e “20”, com dimensões de respectivamente 384x256, 384x256, 237x356 e 684x456 pixels<sup>38</sup>, e todas elas com 256 níveis de cinzento (figura 1). As imagens de teste foram rodadas em 5, 9 e 15 graus para avaliar a robustez no que diz respeito à rotação das várias modalidades de registo implementadas. Noutra etapa, as imagens de teste sofreram uma translação de 5 % e 20% das suas dimensões, de modo a avaliar a robustez das modalidades disponíveis para o registo a translações.



**Figura 37:** Imagens-teste iniciais para a avaliação das três modalidades de registo implementadas na aplicação desenvolvida: (a) “301”; (b) “201”; (c) “01\_11\_21\_original\_xray “ e (d) “20”.

<sup>38</sup> Abreviatura de *Picture element*

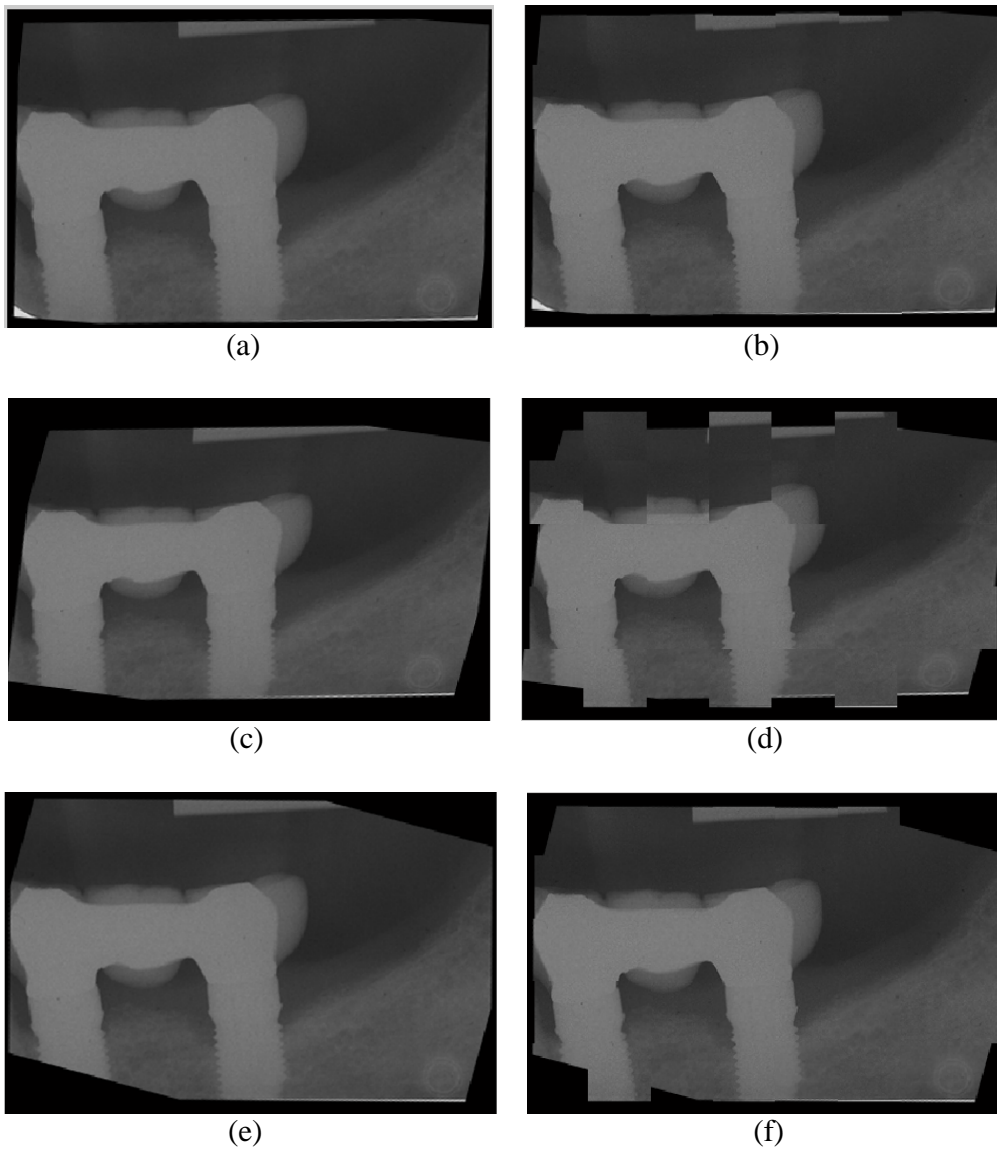
### 5.2.1 Aplicação de rotação directa às imagens de teste

Nesta subsecção serão apresentados os resultados dos testes efectuados com recurso a dados simulados, que permitiram avaliar o desempenho das três modalidades de registo implementadas.

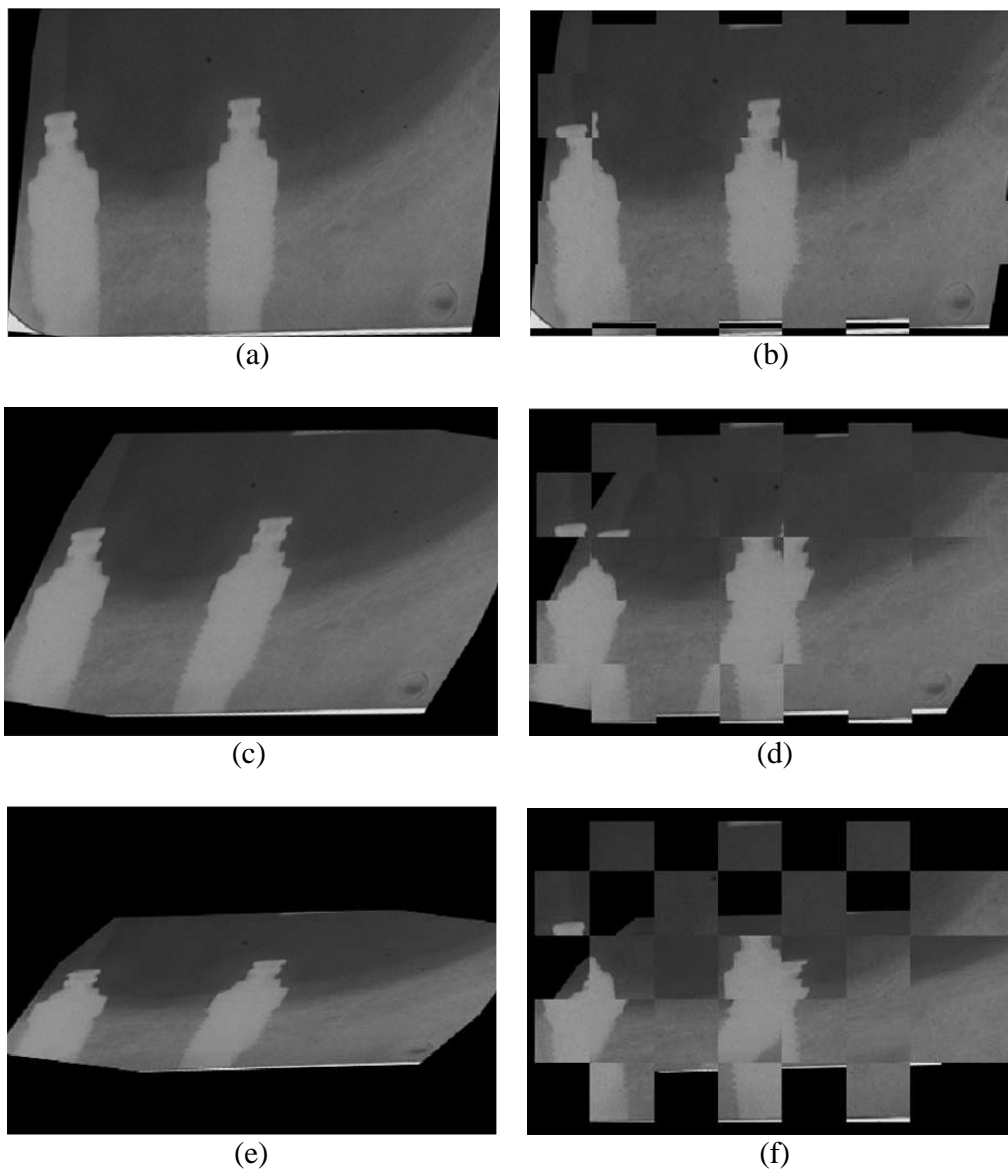
O registo manual foi testado em simultâneo com o semi-automático, isto é, durante o processo de registo semi-automático foram recolhidos os dados relativos à etapa manual. Na tabela 6 encontram-se os resultados para as imagens de teste apresentadas na figura 1, enquanto que as figuras 38 e 39 ilustram alguns resultados desta abordagem para o registo. Os resultados não incluídos nesta secção poderão ser consultados no anexo C deste documento.

Imagem de teste	Rotação (graus)	Valor da exactidão [mediana média]	Tempo do processo (s)	Registo bem sucedido?
"301"	5	0.6429 0.7013	14.043	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	0.6056 0.6056	21.725	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	0.4312 0.4636	19.450	<input checked="" type="checkbox"/>
"201"	5	0.2805 0.2943	17.820	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	1.0456 1.0456	13.755	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	0.3423 0.3724	15.437	<input checked="" type="checkbox"/>
"20"	5	3.1091 3.1091	26.744	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	0.9067 0.9067	20.166	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	0.9857 0.9857	13.866	<input checked="" type="checkbox"/>
"01_11_21_original_xray"	5	0.8654 0.8654	21.090	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	0.4353 0.4353	17.805	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	0.4318 0.4318	16.673	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 6:** Resultados do registo manual para as imagens de teste da figura 37 rodadas de 5, 9 e 15 graus no sentido directo.



**Figura 38:** Resultados do registo manual aplicado à imagem 301 e suas versões, rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e) 15 graus no sentido directo. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os respectivos mosaico do registo.



**Figura 39:** Resultados do registo manual aplicado à imagem de teste “201” rodada de (a)5 graus, (c) 9 graus e (e) 15 graus no sentido directo.

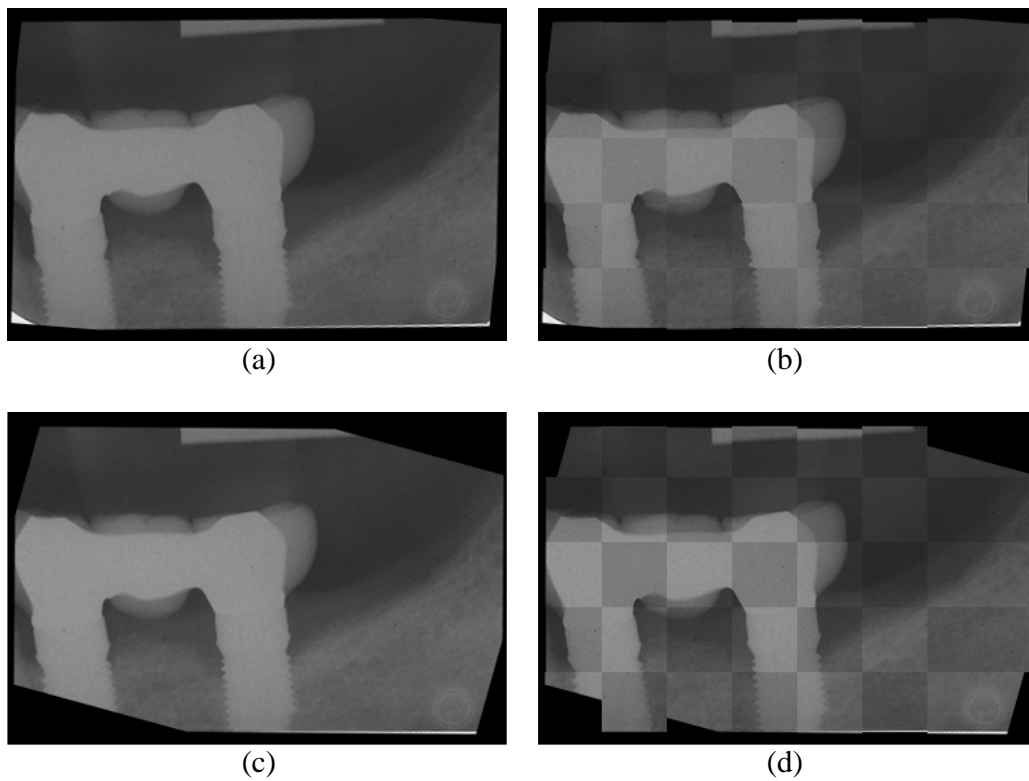
Os testes à modalidade de registo semi-automático tinham como objectivo principal avaliar a exactidão dos passos automáticos baseados, respectivamente, na Transformada de Fourier-Mellin e no cálculo da Informação Mútua. Nas subsecções seguintes serão apresentados os resultados do processo e algumas imagens de resultado.

Na tabela 7 encontram-se valores de resultados obtidos no processo de registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin, nomeadamente a duração do processo e o valor do pico da correlação de fase, que, segundo Reddy e Chatterji [68] funciona como um indicador para avaliar a qualidade do registo. Nas figuras 40 e 41 apresentam-se exemplos de resultados para esta modalidade de registo.

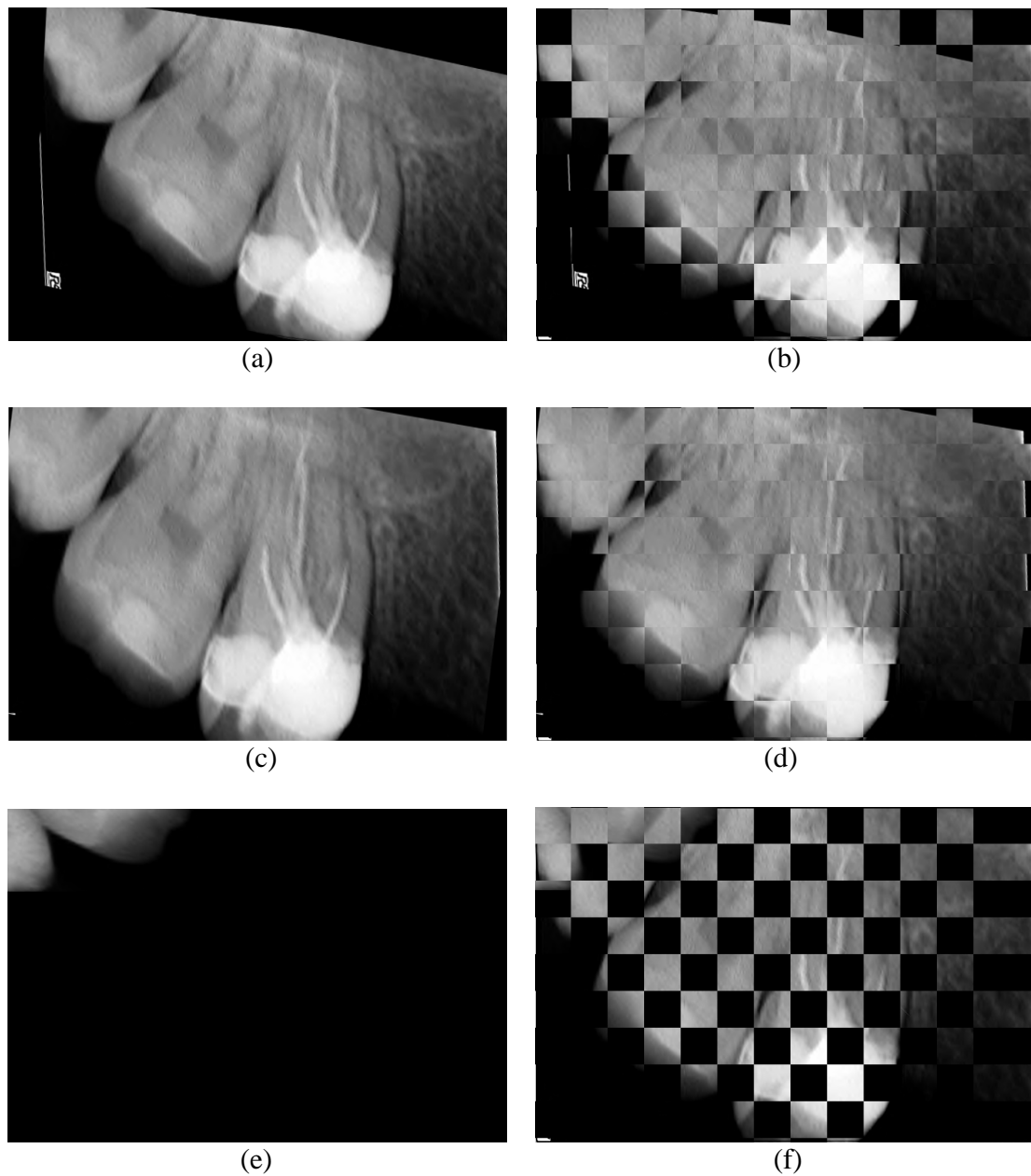
Imagem de teste	Rotação (graus)	Tempo do processo (s)	Valor do pico da correlação de fase	Registo bem sucedido?
"301"	5	1.732	0.1860	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	3.392	0.0756	<input type="checkbox"/>
	15	7.828	0.3496	<input checked="" type="checkbox"/>
"201"	5	2.558	0.0452	<input type="checkbox"/>
	9	2.297	0.0409	<input type="checkbox"/>
	15	2.376	0.0729	<input type="checkbox"/>
"20"	5	4.004	0.2317	<input type="checkbox"/>
	9	6.483	0.1130	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	5.298	0.243	<input type="checkbox"/>
"01_11_21_original_xray"	5	4.302	0.0506	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	1.818	0.0690	<input type="checkbox"/>
	15	12.642	0.0892	<input type="checkbox"/>

**Tabela 7:** Resultados do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin para as imagens de teste ilustradas na figura 37.





**Figura 40:** Resultados do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin aplicado à imagem de teste “301” com rotação de (a) 5 graus e (c) 15 graus no sentido directo. Do lado esquerdo encontra-se a imagem registada e do lado direito encontra-se o mosaico do registo.

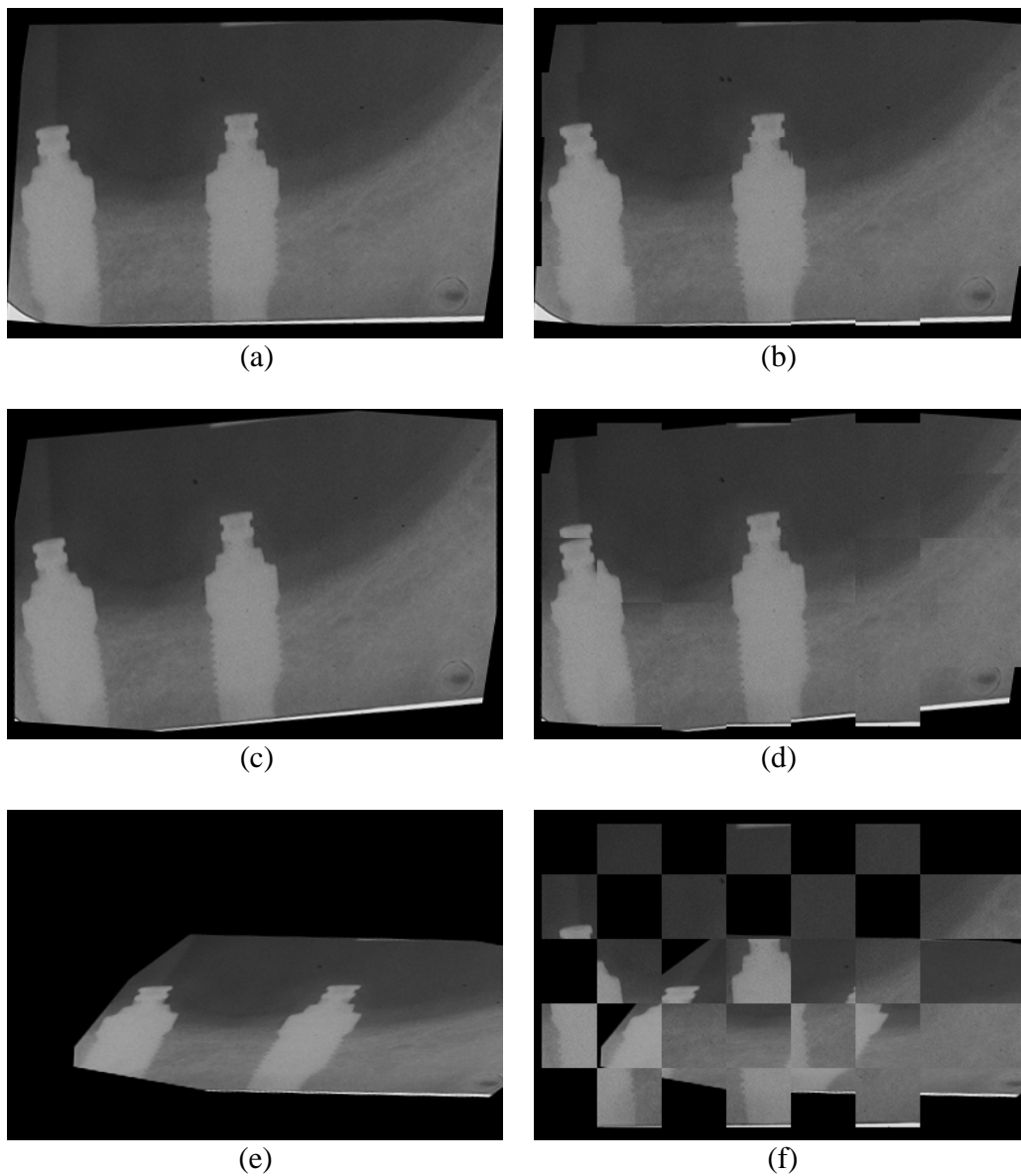


**Figura 41:** Resultados do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin aplicado à imagem de teste “20” com rotação de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e) 15 graus no sentido directo. Do lado esquerdo encontra-se a imagem registada e do lado direito encontra-se o mosaico do registo.

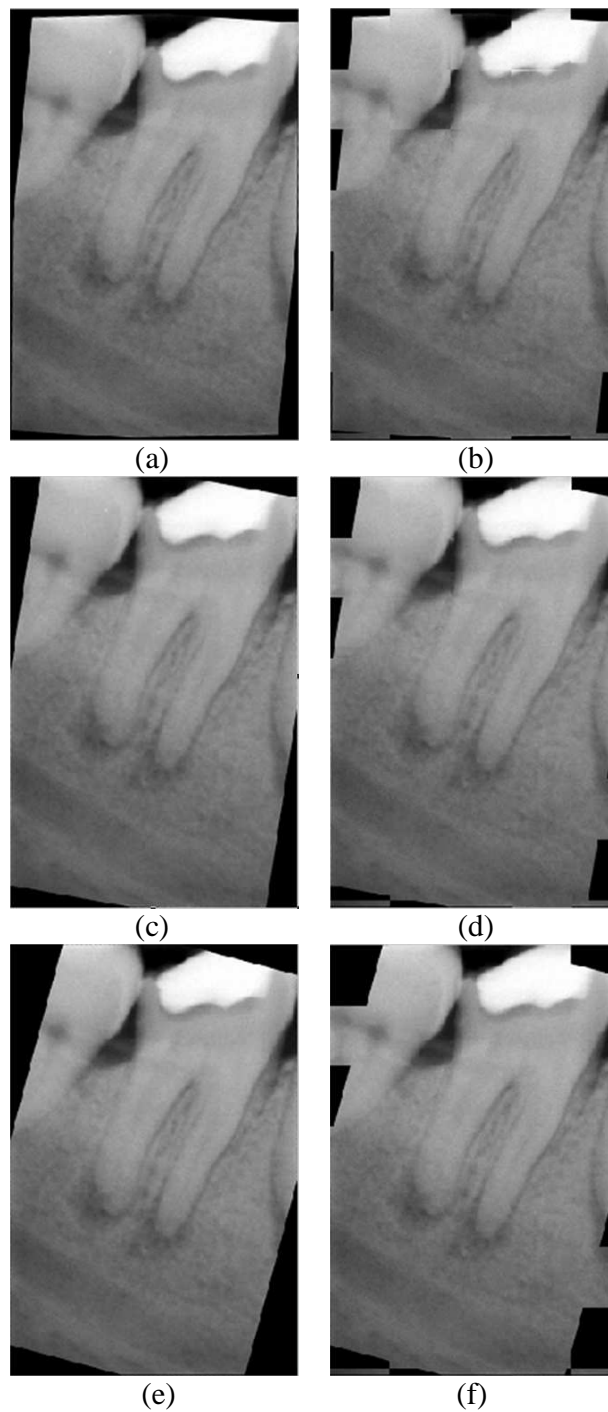
Na tabela 8 encontram-se valores de resultados obtidos no processo de registo semi-automático baseado na Informação Mútua, nomeadamente a duração do processo (em segundos) e os valores para a Informação Mútua calculados antes e depois do processo de optimização. Nas figuras 42 e 43 encontram-se exemplos de resultados desta modalidade de registo.

Imagem de teste	Rotação (graus)	Tempo do processo (s)	Valor inicial da Informação Mútua	Valor final da Informação Mútua	Registo bem sucedido?
"301"	5	195.943	-3.1725	-5.4314	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	162.206	-1.6757	-2.3343	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	153.473	-3.1520	-4.8968	<input checked="" type="checkbox"/>
"201"	5	193.548	-1.9602	-2.7827	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	256.577	-1.2547	-2.3279	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	189.010	-0.2489	-1.6682	<input type="checkbox"/>
"20"	5	974.214	-0.0886	-5.3450	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	864.908	1.5084	-17.1693	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	573.677	2.1750	-16.3404	<input checked="" type="checkbox"/>
"01_11_21_origin al_xray"	5	158.468	-1.9226	-2.7525	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	186.264	-1.9414	-3.1320	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	185.089	-2.0107	-5.0004	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 8:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste ilustradas na figura 37, rodadas de 5, 9 e 15 graus no sentido directo.



**Figura 42:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua à imagem de teste “201” rodada de 5 (a), 9 (c) e 15 graus (e) no sentido directo. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo

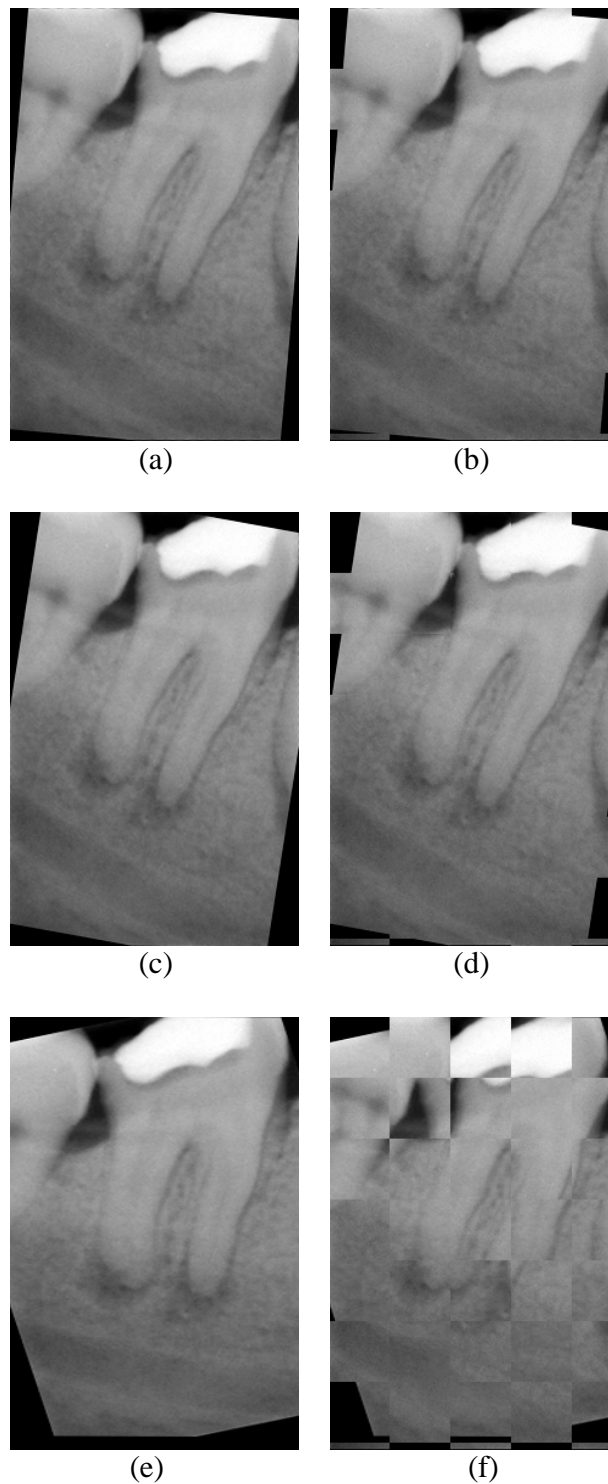


**Figura 43:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua à imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” rodada de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e) 15 graus no sentido directo. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito encontram-se os mosaicos do registo.

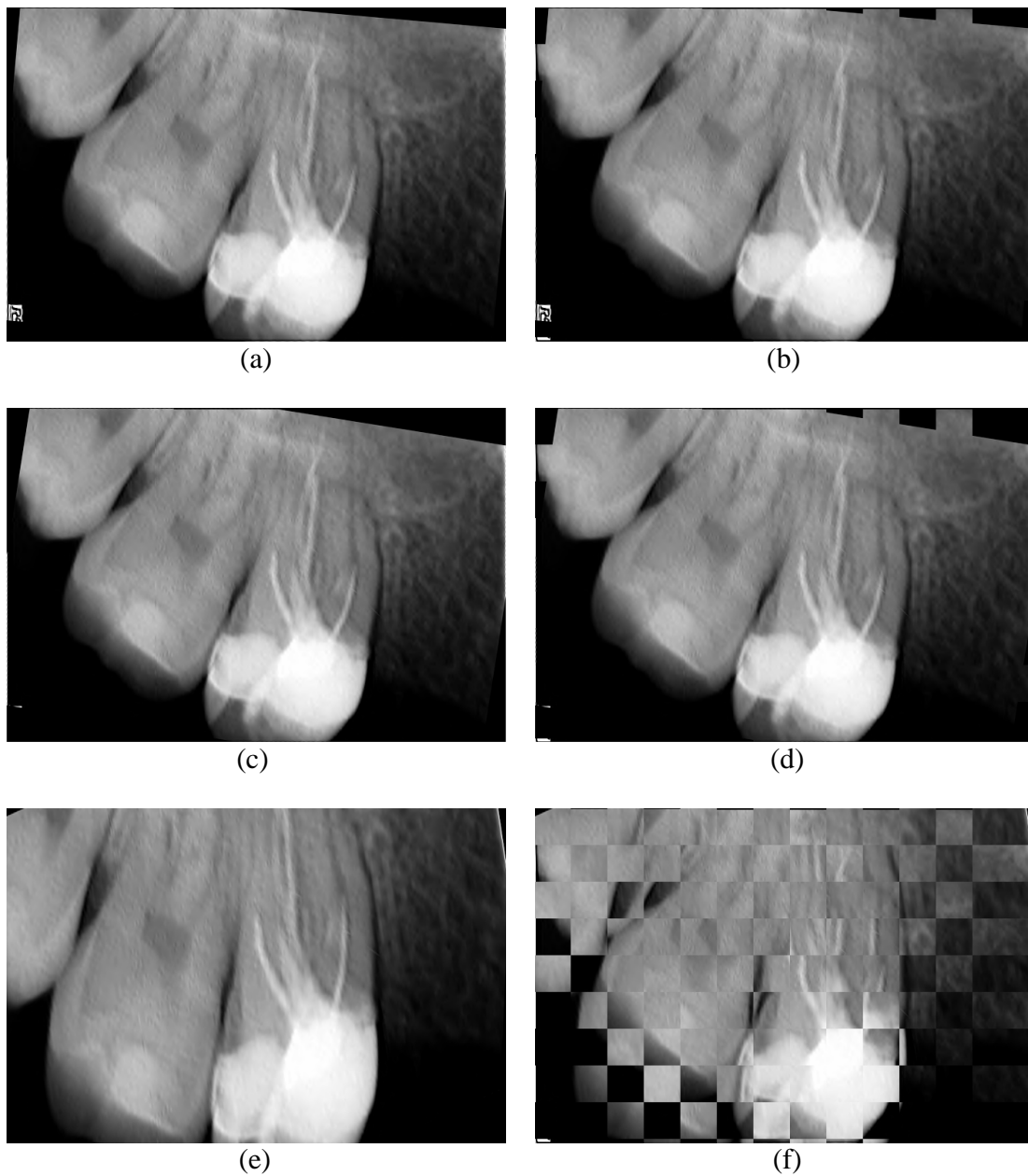
No que diz respeito ao registo automático para os dados simulados, os resultados obtidos estão expostos na tabela 9, sendo dados exemplos de resultados nas figuras 44 e 45. Mais uma vez, registaram-se os valores da Informação Mútua antes e depois do processo de optimização, de modo a poder perceber como é o desempenho do módulo para cálculo inicial dos valores de translação e rotação (cujo desempenho vai ter influência no valor inicial calculado para a Informação Mútua) e o desempenho do passo baseado na Informação Mútua (cujo desempenho se vai reflectir no valor final obtido para a Informação Mútua).

Imagem de teste	Rotação (graus)	Tempo do processo (s)	Valor inicial da Informação Mútua	Valor final da Informação Mútua	Registo bem sucedido?
"301"	5	109.065	-5.3723	-5.4303	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	117.997	-5.0591	-5.1884	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	93.668	-0.0483	-0.1439	<input type="checkbox"/>
"201"	5	124.082	-5.3422	-5.4039	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	106.381	-5.0130	-5.1570	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	121.198	-0.5319	-0.6879	<input type="checkbox"/>
"20"	5	383.690	-17.5238	-17.9064	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	391.766	-16.1046	-17.1270	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	536.865	6.9713	4.6398	<input type="checkbox"/>
"01_11_21_origin al_xray"	5	90.690	-5.4084	-5.4575	<input checked="" type="checkbox"/>
	9	94.248	-5.1256	-5.2494	<input checked="" type="checkbox"/>
	15	87.377	-0.9084	-1.2088	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 9:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste da figura 37 rodadas de 5, 9 e 15 graus no sentido directo.



**Figura 44:** Resultados da aplicação do registo automático à imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” rodada de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e)15 graus no sentido directo. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.



**Figura 45:** Resultados da aplicação do registo automático à imagem de teste “20” rodada de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e)15 graus no sentido directo. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito encontram-se os mosaicos do registo.

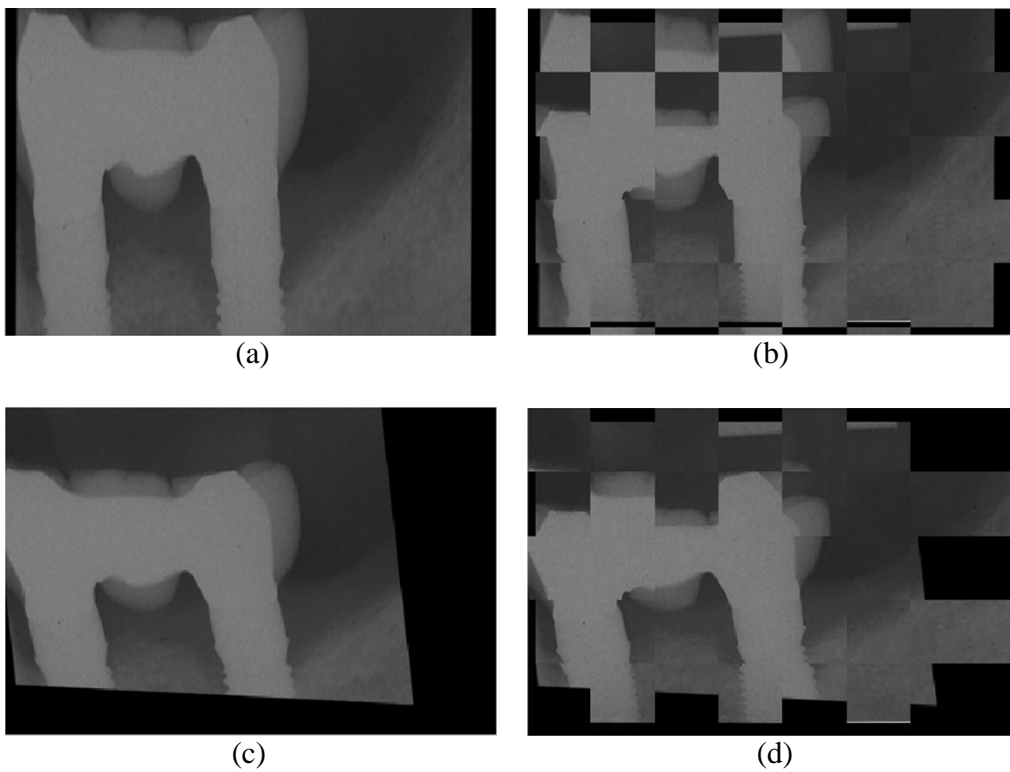


### 5.2.2 Aplicação de translação às imagens de teste

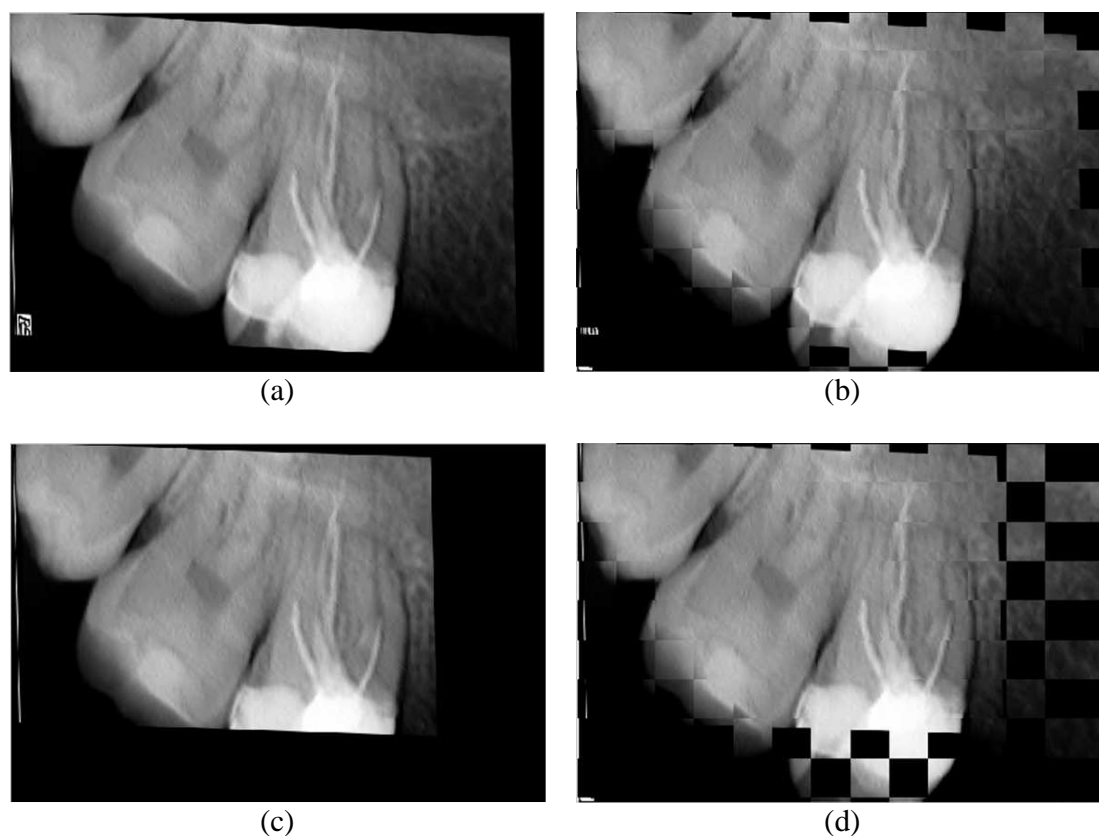
Como foi referido anteriormente, outro modo de testar as modalidades de registo implementadas passou por aplicar a uma imagem de referência dois valores de translação de 5% e 20% das dimensões da imagem. As imagens de referência utilizadas estão ilustradas na figura 37. Os resultados obtidos para as várias modalidades de registo estão expostos nas tabelas 10 a 13 e nas figuras 46 a 53 são apresentados exemplos de resultados para esta modalidade de registo. Para outros exemplos de resultados, remete-se o leitor para o anexo C.

Imagem de teste	Translação (pixels em x, y)	Valor da exactidão [mediana média]	Tempo do processo	Registo bem sucedido?
"301"	19, 13 (5%)	1.4075 1.4075	18.509	<input type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	0.5421 0.5421	20.690	<input type="checkbox"/>
"201"	19, 13 (5%)	0.5351 0.5351	18.054	<input type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	1.4592 1.4592	14.578	<input type="checkbox"/>
"20"	34, 23 (5%)	4.3671 4.3671	34.307	<input checked="" type="checkbox"/>
	136, 91(20%)	2.7297 2.7297	23.682	<input checked="" type="checkbox"/>
"01_11_21_origina l_xray"	12, 18 (5%)	0.9383 0.9383	16.230	<input checked="" type="checkbox"/>
	44, 71 (5%)	0.8337 0.8529	18.891	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 10:** Resultados obtidos para a modalidade de registo manual aplicada às imagens de teste da figura 37 sujeitas a translações de 5% e 20% das suas dimensões.



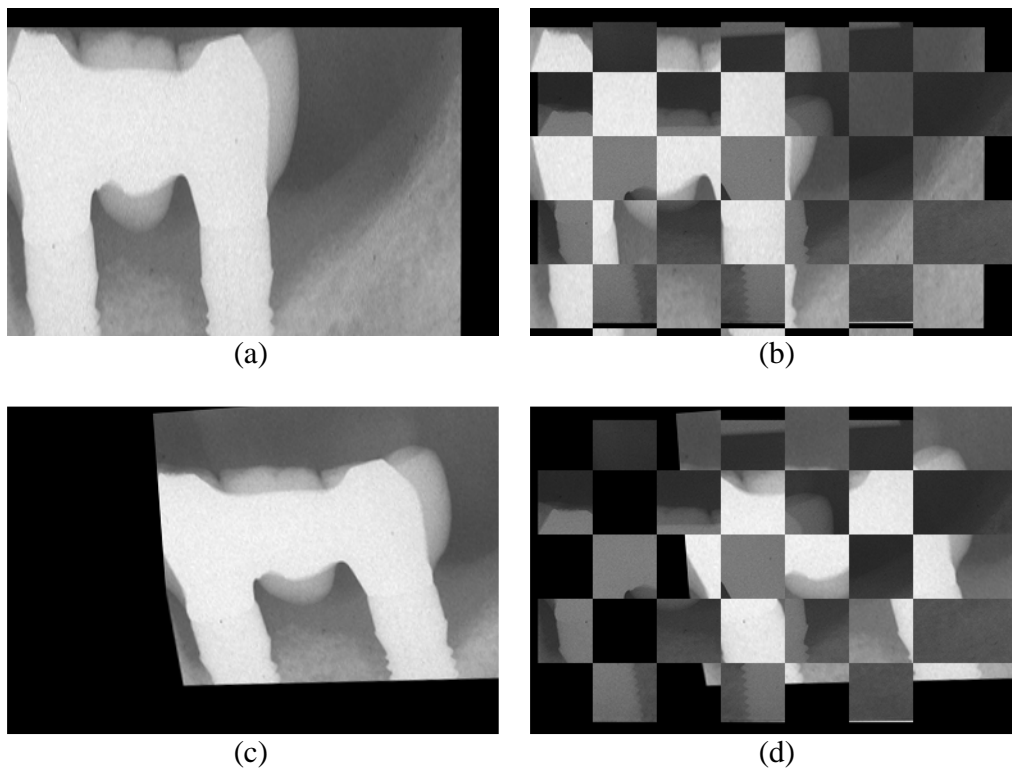
**Figura 46:** Resultados da aplicação do registo manual à imagem de teste “301” com translação de (a) 5% do seu tamanho e (c)20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.



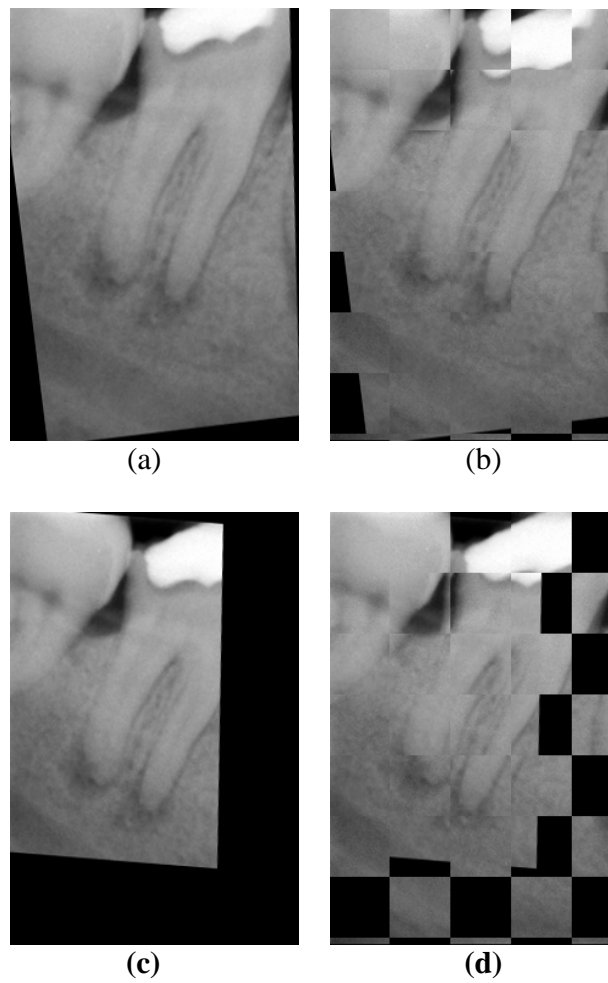
**Figura 47:** Resultados da aplicação do registo manual à imagem de teste “20” com translacção de (a) 5% do seu tamanho e (c)20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito encontram-se os mosaicos do registo.

Imagem de teste	Translação (pixels em x, y)	Tempo do processo (s)	Valor do pico da correlação de fase	Registo bem sucedido?
“301”	19, 13 (5%)	14.690	0.0577	<input type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	8.234	0.0419	<input type="checkbox"/>
“201”	19, 13 (5%)	1.831	0.0809	<input type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	1.830	0.0736	<input type="checkbox"/>
“20”	34, 23 (5%)	4.359	0.1142	<input checked="" type="checkbox"/>
	136, 91(20%)	7.399	0.0717	<input type="checkbox"/>
“01_11_21_original_x ray”	12, 18 (5%)	2.350	0.0505	<input checked="" type="checkbox"/>
	44, 71 (5%)	2.164	0.062	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 11:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin as imagens de teste da figura com translacção de (a) 5% do seu tamanho e (c)20% do seu tamanho.



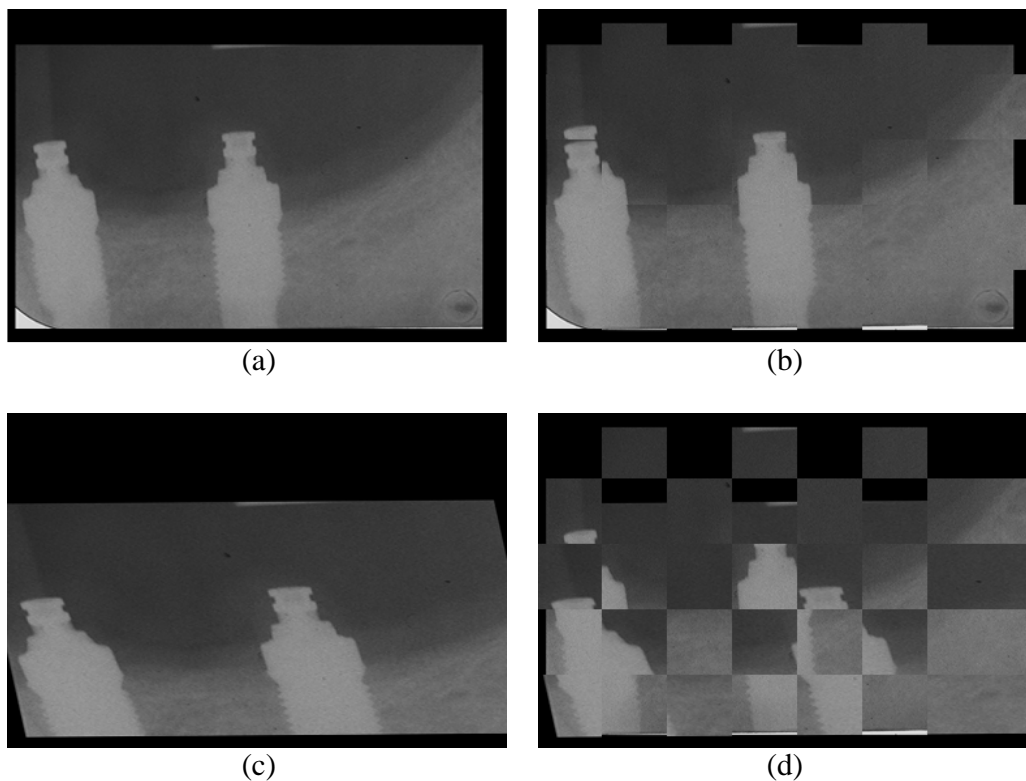
**Figura 48:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin à imagem de teste “301” com translacção de (a) 5% do seu tamanho e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito encontram-se os mosaicos do registo.



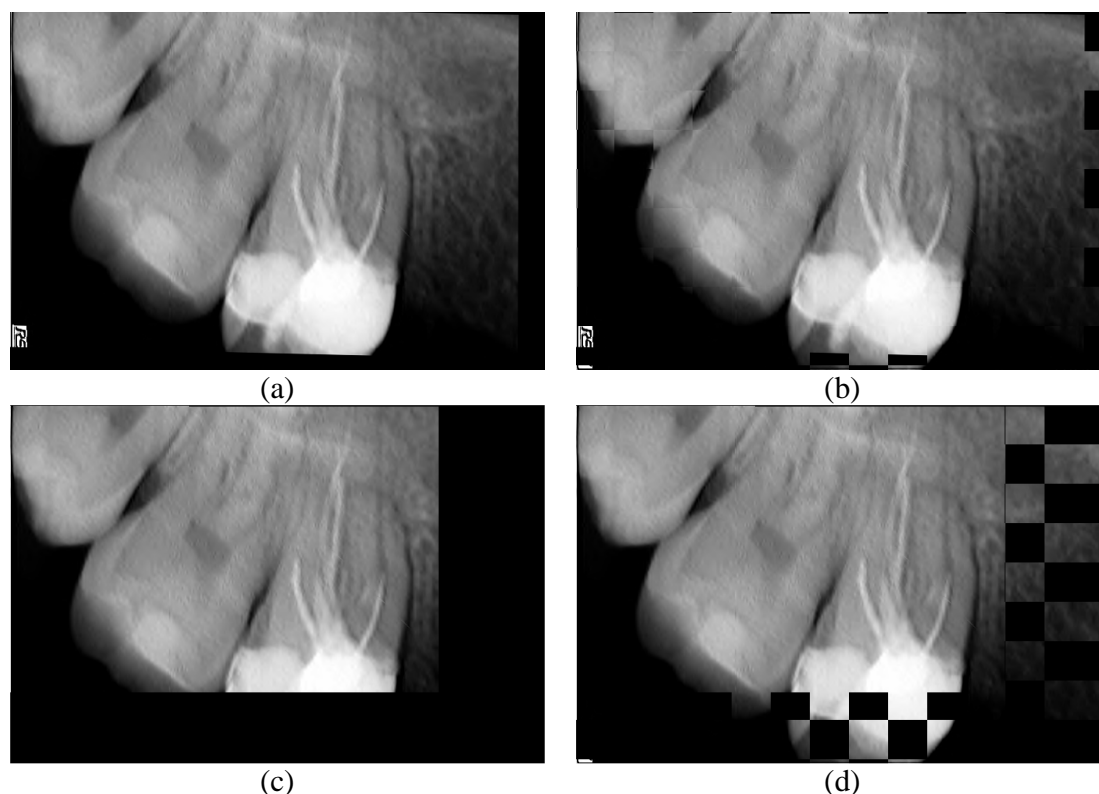
**Figura 49:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin à imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” com translacção de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

Imagem de teste	Translação (pixels em x, y)	Tempo do processo (s)	Valor inicial da Informação Mútua	Valor final da Informação Mútua	Registo bem sucedido?
"301"	19, 13 (5%)	244.095	-0.6832	-1.8017	<input checked="" type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	122.617	-0.7558	-0.8584	<input checked="" type="checkbox"/>
"201"	19, 13 (5%)	167.301	-0.4917	-2.2061	<input checked="" type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	202.313	-0.3429	-0.6477	<input checked="" type="checkbox"/>
"20"	34, 23 (5%)	712.266	0.5984	-3.4269	<input checked="" type="checkbox"/>
	136,91(20%)	864.040	2.4675	-12.1325	<input checked="" type="checkbox"/>
"01_11_21_o riginal_xray"	12, 18 (5%)	149.737	-1.8530	-2.2971	<input checked="" type="checkbox"/>
	44, 71(20%)	227.996	-1.4909	-3.0720	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 12:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado cálculo da Informação Mútua às imagens de teste da figura 37 com translação de (a) 5% do seu tamanho e (c)20% do seu tamanho.



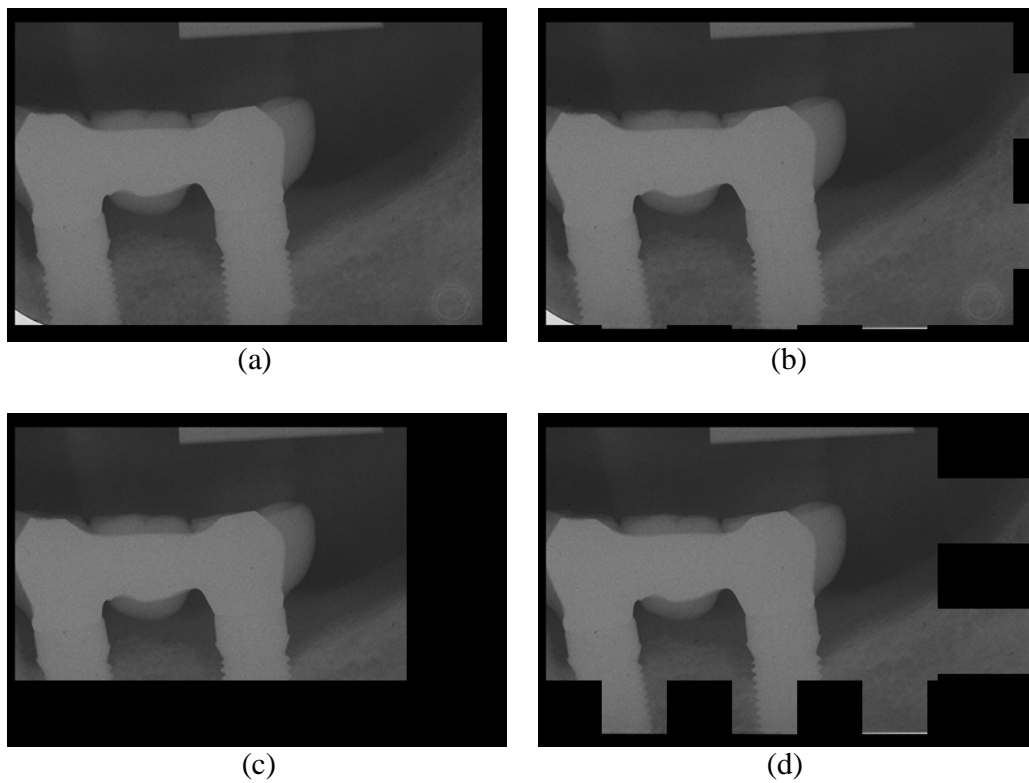
**Figura 50:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua à imagem de teste "201" com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.



**Figura 51:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua à imagem de teste “20” com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

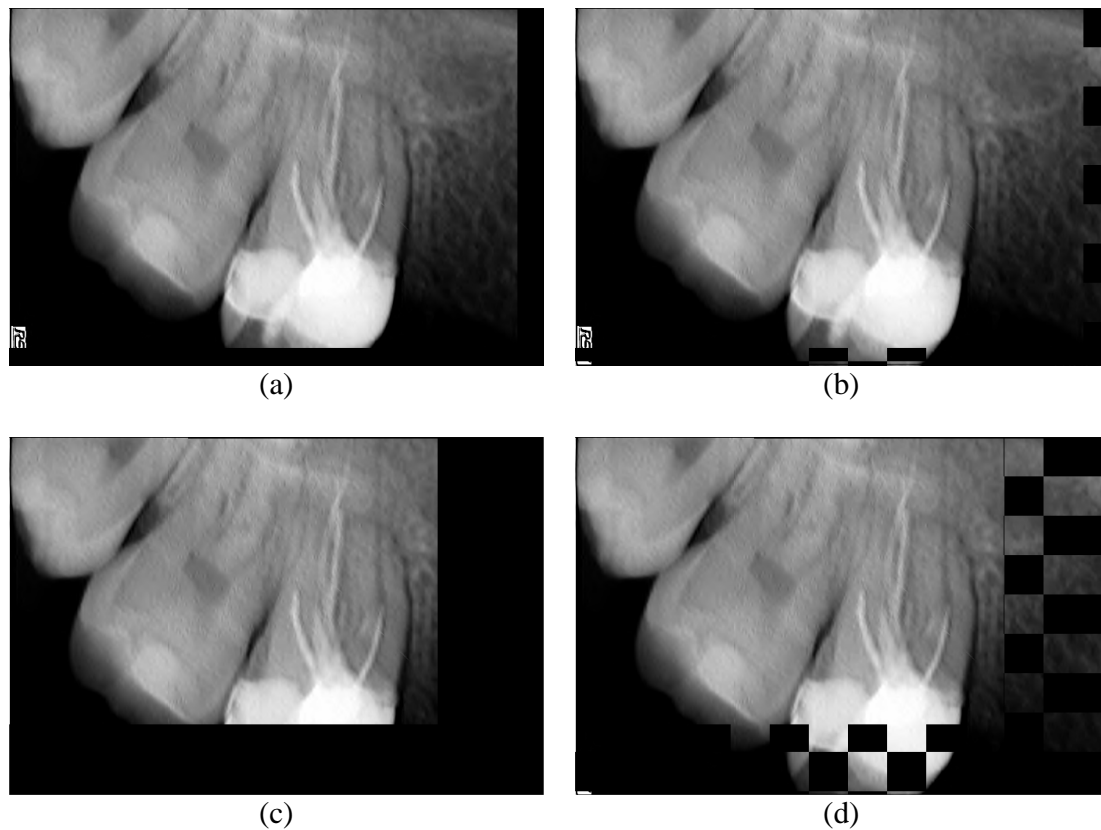
Imagem de teste	Translação (pixels em x, y)	Tempo do processo (s)	Valor inicial da Informação Mútua	Valor final da Informação Mútua	Registo bem sucedido ?
“301”	19, 13 (5%)	103.706	-7.6127	-7.6127	<input checked="" type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	90.529	-5.0772	-5.0772	<input checked="" type="checkbox"/>
“201”	19, 13 (5%)	102.057	-7.9749	-7.9749	<input checked="" type="checkbox"/>
	77, 51 (20%)	90.658	-5.2622	-5.2622	<input checked="" type="checkbox"/>
“20”	34,23	312.856	-20.1750	-20.1750	<input checked="" type="checkbox"/>
	136,91	277.423	-12.1325	-12.1325	<input checked="" type="checkbox"/>
“01_11_21_original_xray”	12,18	79.283	-7.1396	-7.1396	<input checked="" type="checkbox"/>
	44,71	82.142	-5.0455	-5.0455	<input checked="" type="checkbox"/>

**Tabela 13:** Resultados da aplicação do registo automático mútua às imagens de teste da figura 1 com translação de (a) 5% do seu tamanho e (c)20% do seu tamanho.



**Figura 52:** Resultados da aplicação do registo automático à imagem de teste “301” com translacção de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

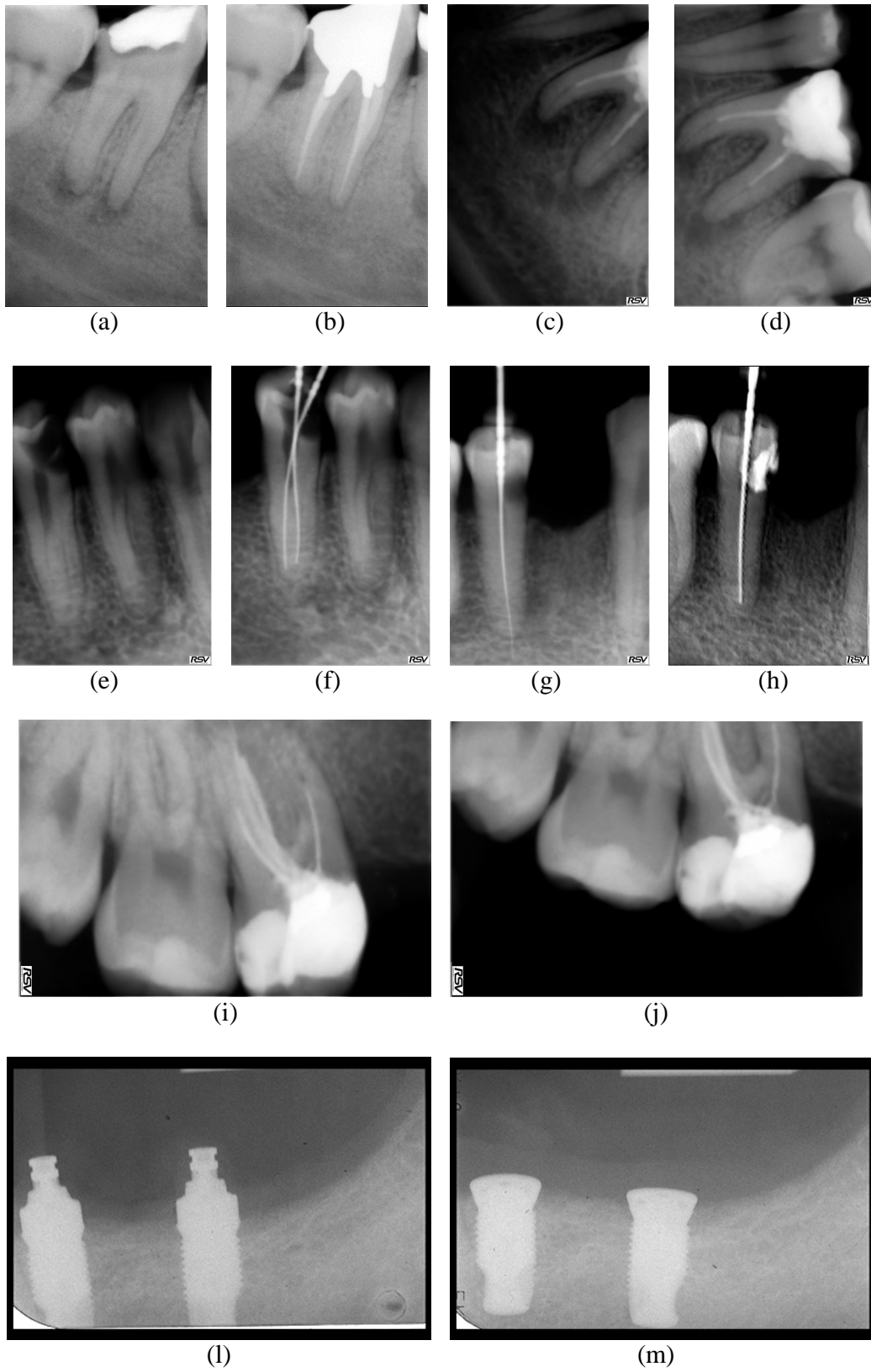


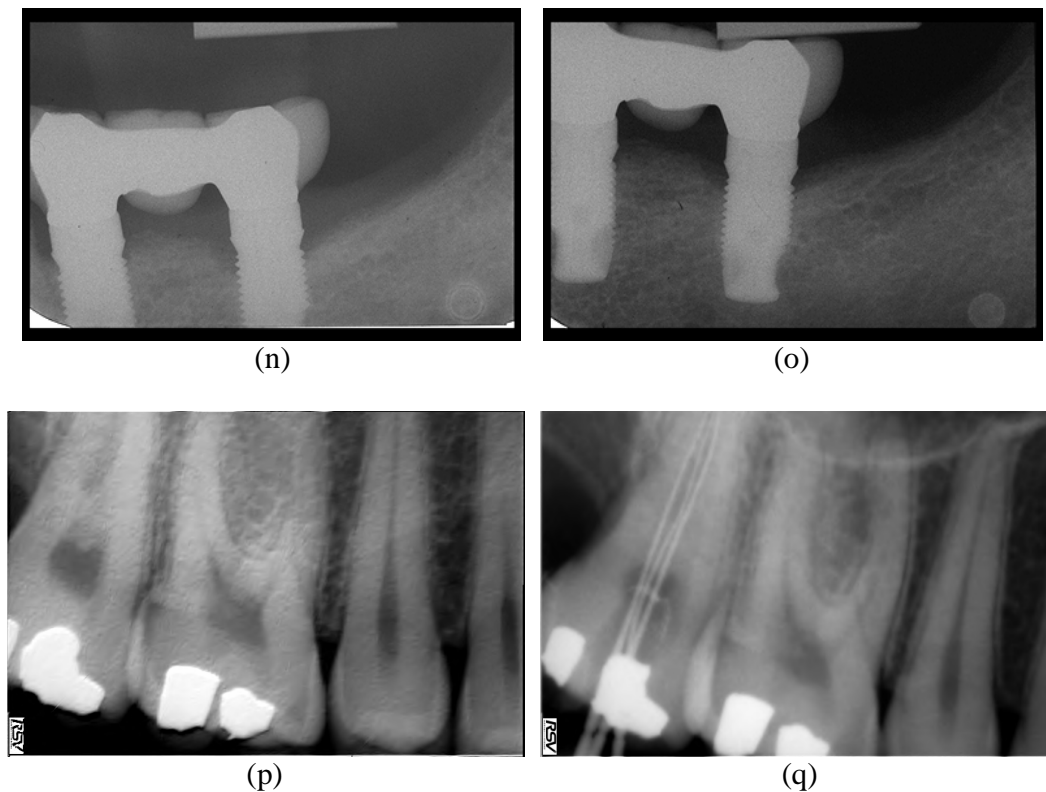


**Figura 53:** Resultados da aplicação do registo automático à imagem de teste “20” com translacção de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

### 5.3 Testes ao bloco de registo de imagem utilizando dados reais

Nos testes com dados reais foram utilizadas imagens de raios-x da mesma região, captadas em instantes diferentes. As imagens de teste (figura 54) são pares captados em instantes diferentes, separados por intervalos de tempo variáveis. As dimensões das imagens são iguais, não variando portanto entre aquisições.





**Figura 54:** Pares de imagens de teste com raios-x reais: (a) “01\_11\_21\_original\_xray” e (b) “02\_04\_10\_subsequent\_xray” (237x256 pixels); (c) “23” e (d) “24” (456x684 pixels); (e) “n1” e (f) “n2” (456x684 pixels); (g) “p2” e (h) “p3” (456x684 pixels); (i) “22” e (j) “17” (684x456 pixels); (l) “201” e (m) “202” (384x256 pixels); (n) “301” e (o) “302” (384x256 pixels); (p) “11” e (q) “12” (684x456 pixels).

Nas tabelas 14 a 17 estão expostos os resultados obtidos, respectivamente, para as modalidades de registo manual, semi-automático (baseado na Transformada de Fourier-Mellin e na Informação Mútua) e automático. Nas figuras 55 a 66 são apresentados alguns exemplos de resultados para as várias modalidades de registo.

Imagens de teste (referência e de seguimento)	Valor de exactidão [mediana média]	Tempo do processo (s)	Registo bem sucedido?
“01_11_21_original_xray” e “02_04_10_subsequent_xray”	1.4471 1.4471	23.155	<input checked="" type="checkbox"/>
“23” e “24”	3.2377 3.2377	20.128	<input checked="" type="checkbox"/>
“n1” e “n2”	2.3782 2.5312	26.409	<input checked="" type="checkbox"/>
“p2” e “p3”	5.5967 5.5967	33.040	<input checked="" type="checkbox"/>
“22” e “17”	4.9000 4.9000	27.051	<input checked="" type="checkbox"/>
“201” e “202”	0.8530 0.8530	16.818	<input checked="" type="checkbox"/>
“301” e “302”	0.5529 0.6084	29.179	<input checked="" type="checkbox"/>
“11” e “12”	7.9664 7.9664	33.587	<input checked="" type="checkbox"/>

Tabela 14: Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste ilustradas na figura 54.

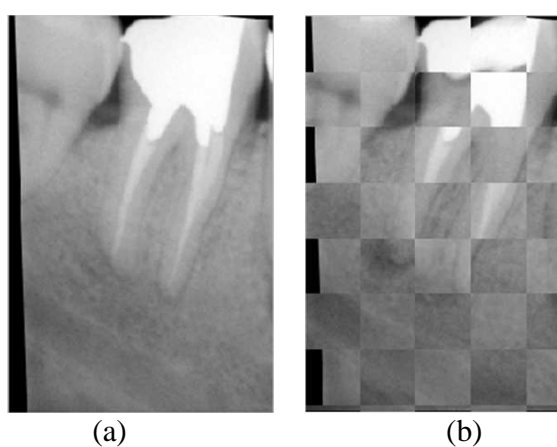


Figura 55: Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “01\_11\_21\_original\_xray” e “02\_04\_10\_subsequent\_xray”. (a) Imagem “02\_04\_10\_subsequent\_xray” registada. (b) Mosaico de registo.

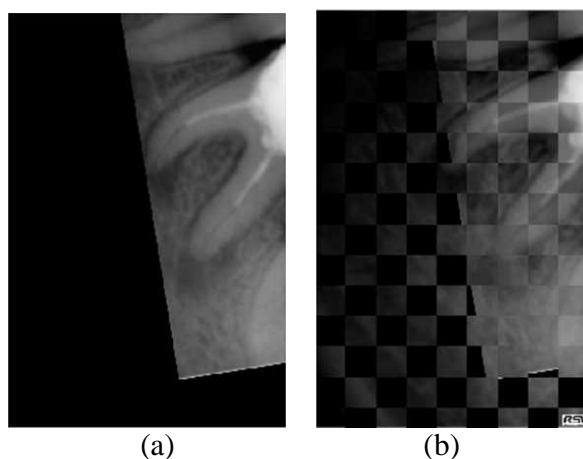
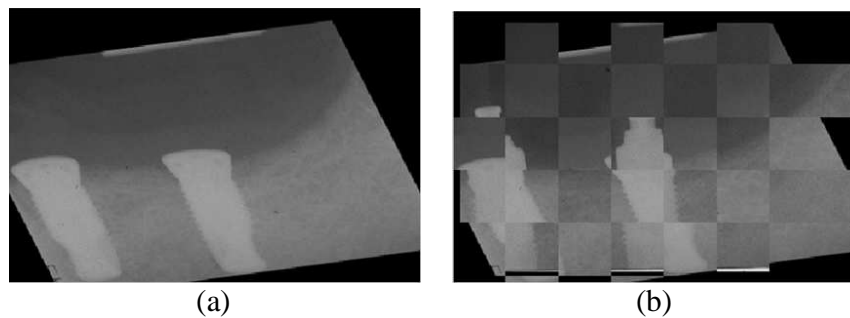


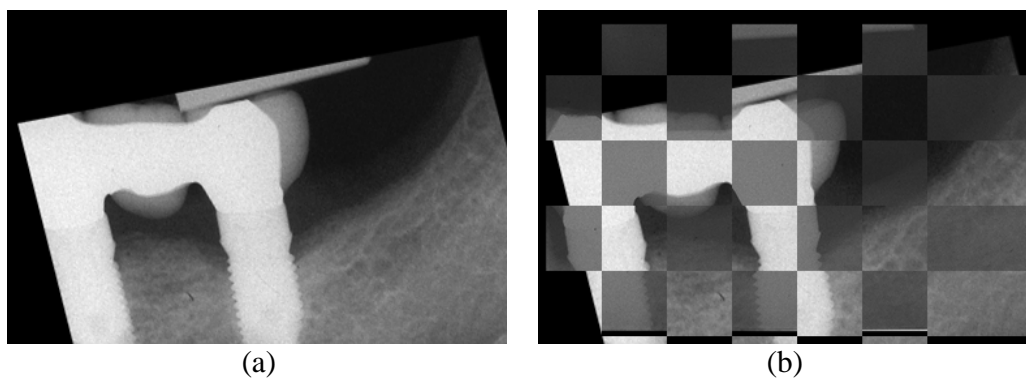
Figura 56: Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “23” e “24”. (a) Imagem “24” registada. (b) Mosaico de registo.



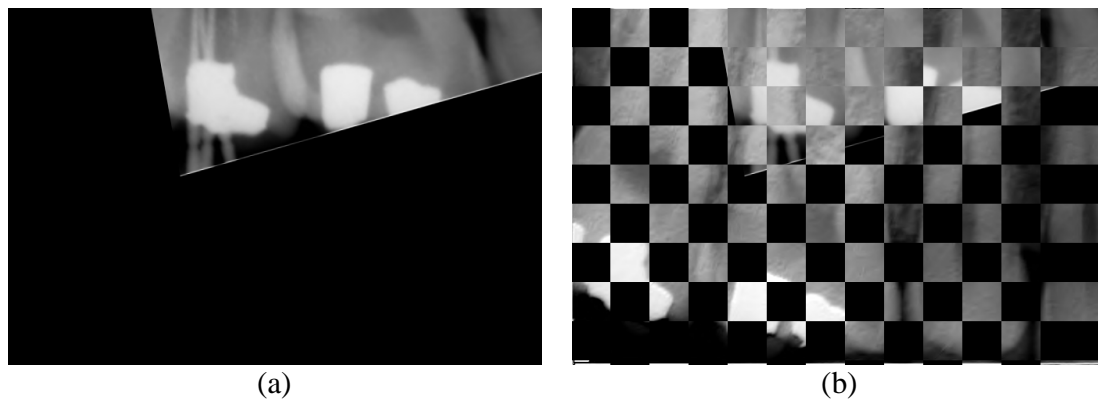
**Figura 57:** Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “201” e “202”. (a) Imagem “202” registada. (b) Mosaico de registo.

Imagens de teste (referência e de seguimento)	Tempo do processo (s)	Valor do pico da correlação de fase	Registo bem sucedido?
“01_11_21_original_xray” e “02_04_10_subsequent_xray”	1.984	0.0331	<input type="checkbox"/>
“23”e “24”	4.253	0.1600	<input checked="" type="checkbox"/>
“n1”e “n2”	5.478	0.2791	<input type="checkbox"/>
“p2”e “p3”	4.440	0.0865	<input checked="" type="checkbox"/>
“22”e “17”	5.440	0.0858	<input type="checkbox"/>
“201”e “202”	2.362	0.0593	<input type="checkbox"/>
“301”e “302”	1.673	0.0457	<input checked="" type="checkbox"/>
“11”e “12”	5.845	0.0780	<input type="checkbox"/>

**Tabela 15:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na transformada de Fourier-Mellin às imagens de teste da figura 54.



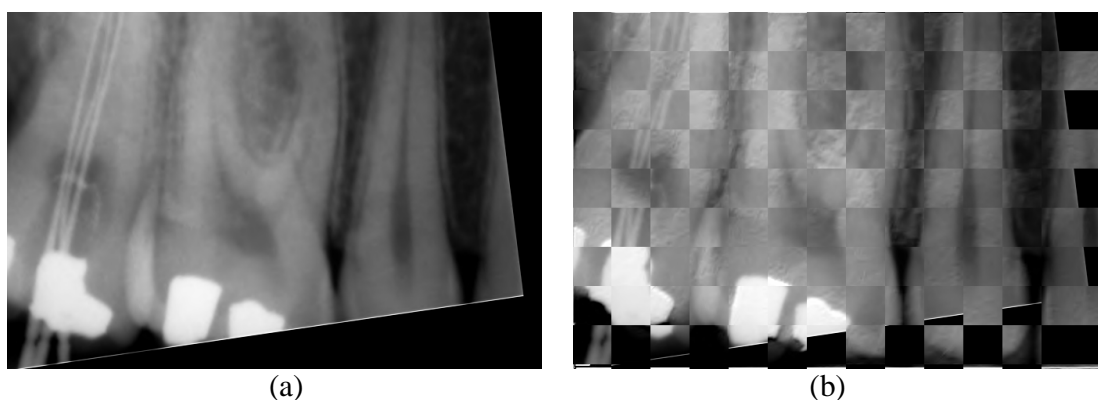
**Figura 58:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na transformada de Fourier-Mellin às imagens de teste “301” e “302”. (a) Imagem de teste “302” registada. (b) Mosaico do registo.



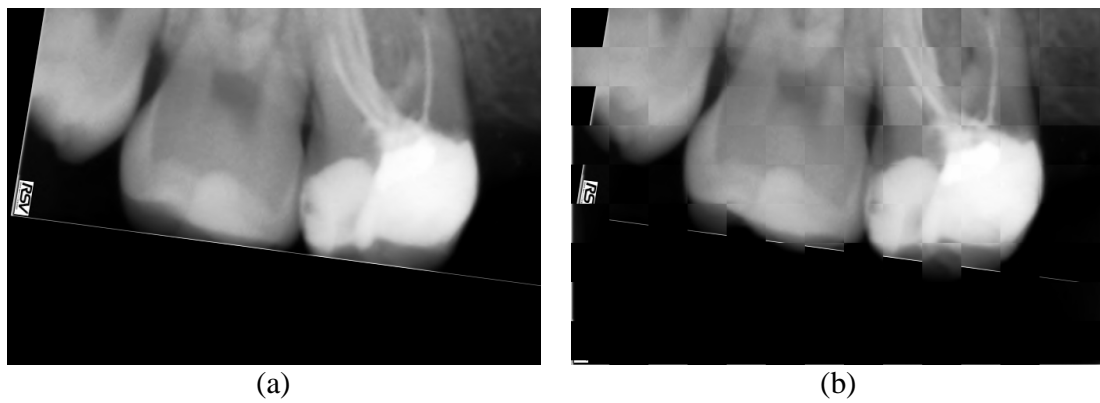
**Figura 59:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na transformada de Fourier-Mellin às imagens de teste “11” e “12”. (a) Imagem de teste “12” registada. (b) Mosaico do registo.

Imagens de teste (referência e de seguimento)	Tempo do processo (s)	Valor inicial da Informação Mútua	Valor final da Informação Mútua	Registo bem sucedido?
“01_11_21_original_xray” e “02_04_10_subsequent_xray”	139.863	-1.5696	-1.8010	☑
“23”e “24”	314.121	6.0206	4.5484	☑
“n1”e “n2”	588.991	3.7029	1.6659	☑
“p2”e “p3”	527.478	5.1332	2.9794	☑
“22”e “17”	524.106	1.5183	-0.1092	☑
“201”e “202”	160.719	-1.0571	-1.5072	☑
“301”e “302”	150.753	-1.1613	-1.5506	☑
“11”e “12”	467.894	4.1578	3.2365	☑

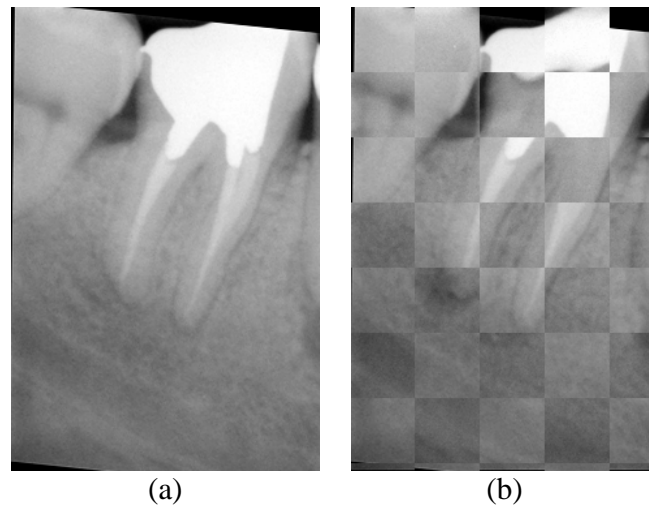
**Tabela 16:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste ilustradas na figura 54.



**Figura 60:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “11” e “12”. (a) Imagem de teste “12” registada. (b) Mosaico do registo.



**Figura 61:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “22” e “17”. (a) Imagem de teste “17” registada. (b) Mosaico do registo.



**Figura 62:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “01\_11\_21\_original\_xray” e “02\_04\_10\_subsequent\_xray”. (a) Imagem de teste “02\_04\_10\_subsequent\_xray” registada. (b) Mosaico do registo.

Imagens de teste (referência e de seguimento)	Tempo do processo (s)	Valor inicial da Informação Mútua	Valor final da Informação Mútua	Registo bem sucedido?
“01_11_21_original_xray” e “02_04_10_subsequent_xray”	83.610	-1.5136	-1.8085	☑
“23”e “24”	284.592	7.2962	7.2174	☒
“n1”e “n2”	233.092	8.1872	8.1842	☒
“p2”e “p3”	270.108	6.6648	6.6367	☒
“22”e “17”	356.309	6.7584	3.8745	☑
“201”e “202”	74.265	-1.7258	-1.7505	☑
“301”e “302”	81.209	-1.5158	-1.5261	☑
“11”e “12”	321.021	7.0717	6.3026	☑

Tabela 17: Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste da figura 54.

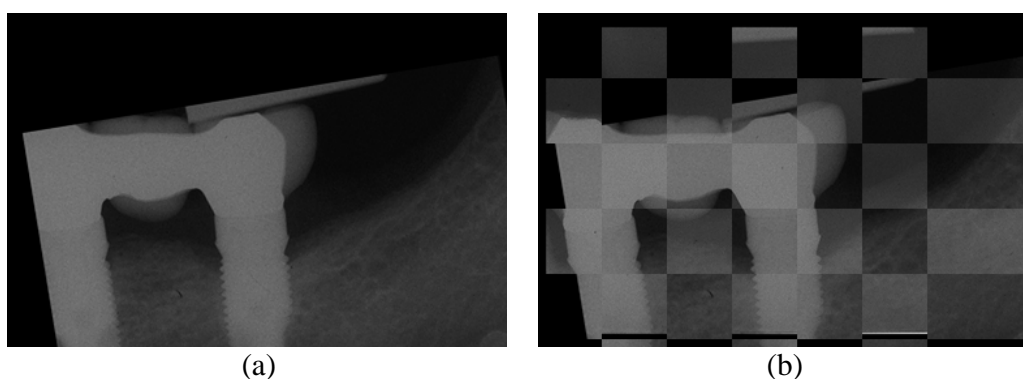


Figura 63: Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “301” e “302”. (a) Imagem de teste “302” registada. (b) Mosaico do registo.

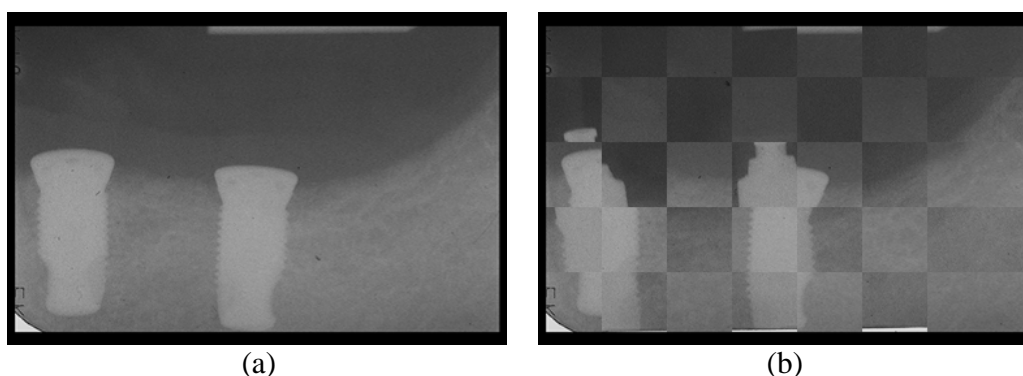
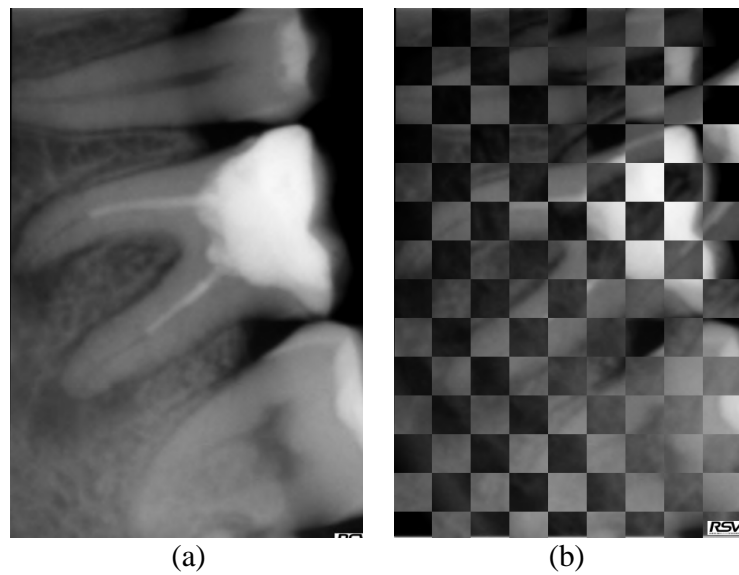
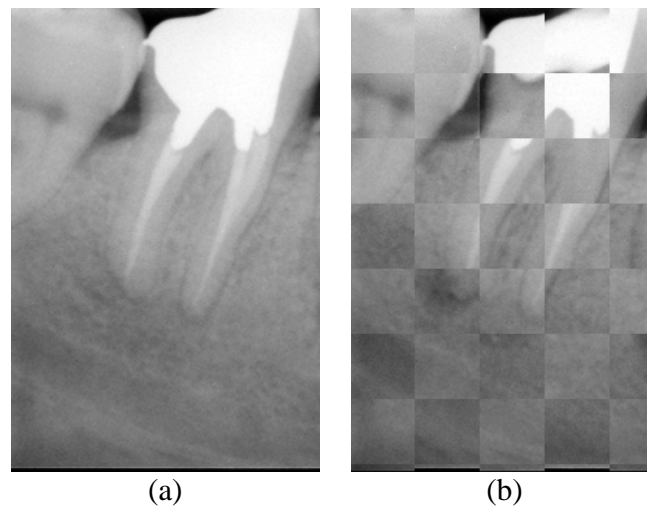


Figura 64: Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “201” e “202”. (a) Imagem de teste “202” registada. (b) Mosaico do registo.





**Figura 65:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “23” e “24”. (a) Imagem de teste “24” registada. (b) Mosaico do registo.



**Figura 66:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “01\_11\_21\_original\_xray” e “02\_04\_10\_subsequent\_xray”. (a) Imagem de teste “02\_04\_10\_subsequent\_xray” registada. (b) Mosaico do registo.

#### 5.4 Discussão dos resultados dos testes ao bloco de registo de imagem

O desempenho do processo de registo foi avaliado em duas abordagens: a primeira utilizou imagens teste que eram rodadas ou sofriam uma translacção, precisamente para avaliar a robustez do método relativamente a translacções ou rotações; a

segunda utilizou pares de imagens captadas em instantes temporais diferentes. A selecção de casos para teste privilegiou as imagens que apresentassem pontos característicos distintos, o que, por exemplo, facilitaria a marcação de pontos correspondentes para o registo manual. Por outro lado, deu-se preferência a conjuntos de imagens captadas em instantes temporais diferentes e que apresentassem diferenças.

Da análise das tabelas 1, 5 e 10, pode-se concluir que o registo manual nem sempre apresenta resultados correctos, uma vez que depende do cuidado e da experiência na colocação de pontos nas imagens. O processo de registo manual demorou, em média 19.45s (ver figura 31). Por outro lado, este tipo de registo atingiu um valor médio de 0.9225 para a exactidão, sendo contudo de notar que este valor não é representativo, na medida em que apenas os pontos seleccionados pelo utilizador são utilizados para o cálculo e que não são fornecidos pontos independentes. Da análise das tabelas pode concluir-se que, em metade dos casos, o registo apresenta erros, chegando mesmo a falhar em seis casos. Estes resultados, dependem, como já se disse, da experiência do utilizador na selecção de pontos, que aumenta com a quantidade de testes efectuados e com o conhecimento de referências anatómicas que sofram poucas alterações. Assim, este registo apresenta pouco espaço de manobra para melhoramentos.

No que diz respeito ao registo semi-automático, foram implementados dois algoritmos para o passo automático subsequente ao registo manual baseados na Transformada de Fourier-Mellin e no cálculo da Informação Mútua entre duas imagens. Das duas abordagens a Transformada de Fourier-Mellin é, claramente, a que apresenta mais dificuldades em registar imagens, independentemente do facto de serem dados simulados ou dados reais. Para uma mesma inicialização, a Transformada de Fourier-Mellin revelou-se muito menos eficaz que a abordagem baseada no cálculo da Informação Mútua. Além disso, verificou-se que apesar de se obterem, em muitos dos casos, valores superiores a 0.03, a qualidade do registo não foi superior. Este resultado pode dever-se ao facto de os espectros de amplitude da FFT das imagens de teste nem sempre se revelarem adequados ao algoritmo, o que vai interferir com os restantes passos do processamento. Outra causa de erros pode advir da conversão das coordenadas das

imagens para o espaço log-polar antes do cálculo da correlação de fase. Além disso, outro problema associado à correlação de fase é o surgimento de valores não numéricos (NaNs<sup>39</sup>), o que faz com que o passo automático da modalidade de registo semi-automática seja interrompido. Uma vantagem deste tipo de registo é a rapidez de execução (ver figura 31).

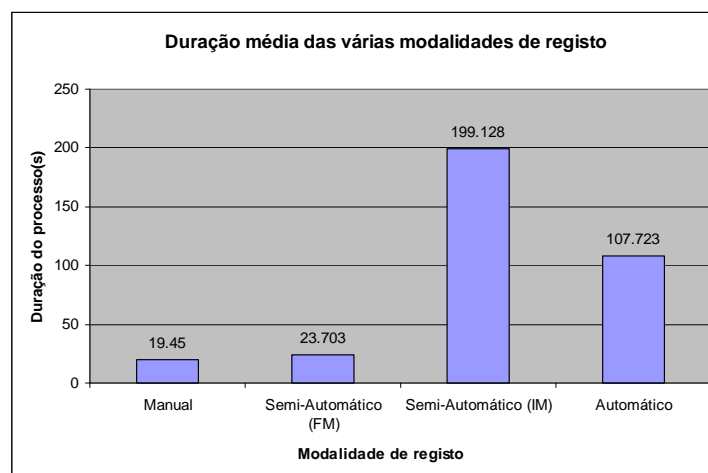
No que diz respeito ao registo semi-automático com passo automático baseado no cálculo da Informação Mútua, os resultados foram bastante melhores comparativamente aos do passo automático baseado na transformada de Fourier-Mellin. Contudo, este passo depende muito da inicialização manual, na medida em que, se este tipo de registo falhar, dificilmente a optimização do valor da Informação Mútua (e dos parâmetros da matriz de transformação) conseguirá alinhar as duas imagens de forma correcta. Outra nota importante é que este passo, apesar de originar bons resultados, se revela bastante moroso, demorando em média 199.128 segundos (isto é, mais de três minutos) até ficar concluído (ver figura 31). Outro mau resultado prende-se com a obtenção de valores positivos para a Informação Mútua, algo que não deveria acontecer, e se deve ao facto de a entropia conjunta entre as duas imagens apresentar um valor elevado, que não é compensado pela soma das entropias marginais (como foi descrito no capítulo anterior).

Por fim, o registo automático implementado, apesar de também ser parcialmente baseado no cálculo da Informação Mútua, revelou-se eficaz no conjunto de dados simulados mas pouco eficaz no registo de imagens diferentes. No que diz respeito aos resultados dos testes com dados simulados, o registo apresenta-se robusto para rotações até 9 graus. Contudo, para valores de rotação de 15 graus o algoritmo de determinação da rotação e translacção falha, não sendo os erros recuperados durante o processo de optimização do valor de Informação Mútua. Isto deve-se ao facto de o algoritmo para determinação da rotação e translacção entre duas imagens estar preparado apenas para lidar com valores de rotação entre -11 e 11°, falhando para valores superiores. A escolha destes limites superior e inferior para o ângulo permite obter um melhor *tradeoff* entre o tempo de execução e os resultados obtidos. No caso dos testes com dados simulados, o

---

<sup>39</sup> NaN é o acrónimo para a expressão *Not a Number*

registo falha mais uma vez porque o módulo de cálculo de rotações, translações e escala, pelo que o processo de optimização associado ao cálculo da Informação Mútua não consegue recuperar essa falha. A falha no cálculo dos valores da rotação e translação pode ter como causa principal o facto de os espectros de amplitude da transformada de Fourier das imagens de teste não serem os mais adequados. Como o módulo de cálculo dos valores de rotação e translação utiliza não só os espectros de amplitude das imagens, esta pode ser uma razão para a existência de falhas no passo inicial do registo.



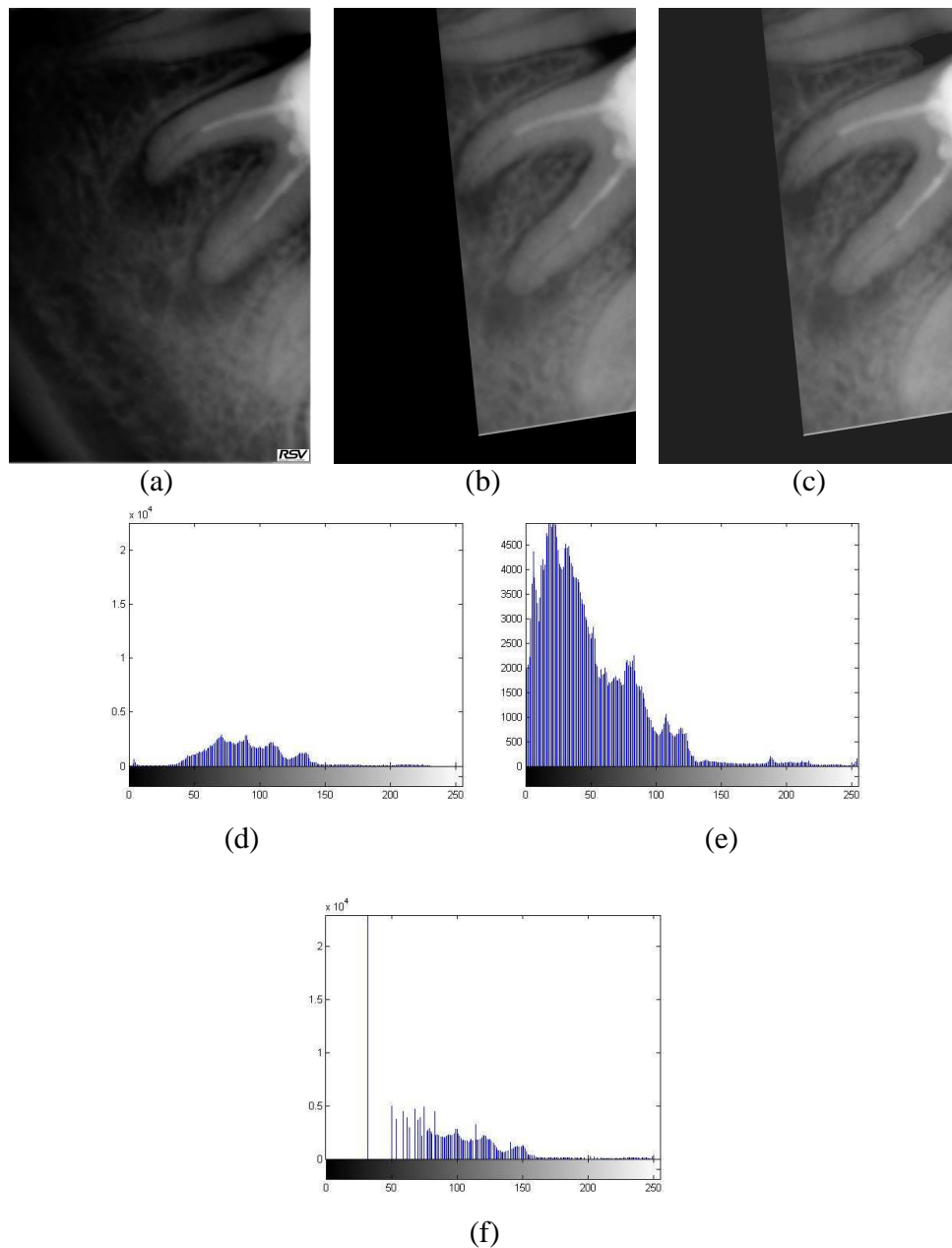
**Figura 67:** Duração média (expressa em segundos) do processo de registo de imagem para as três modalidades testadas.

## 5.5 Correção de contraste

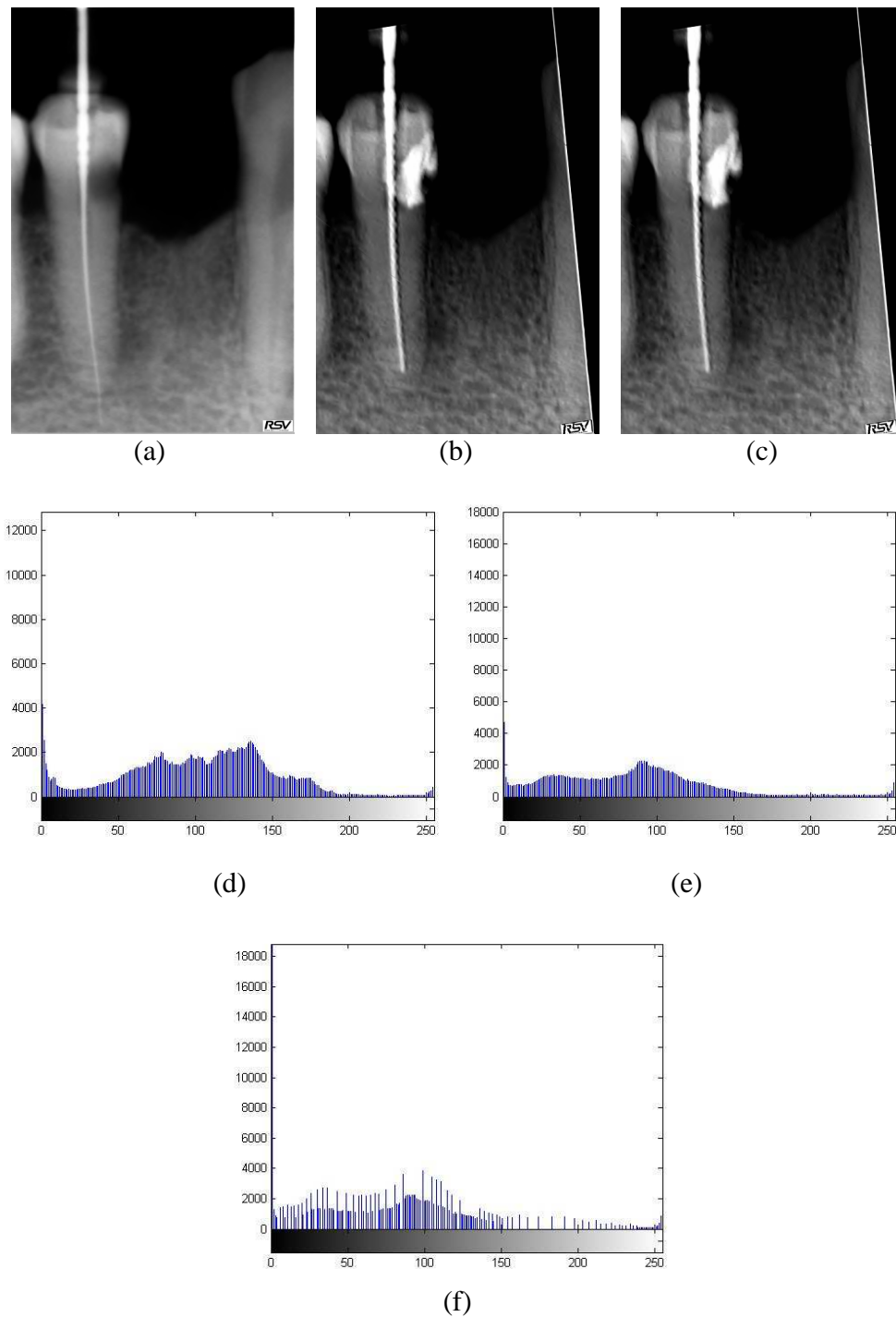
Para ilustrar o desempenho do algoritmo de correção de contraste implementado, apresentam-se abaixo alguns exemplos de imagens registadas que passaram por correção de contraste. Como foi explicado na secção 4.3.4, o algoritmo pretende corrigir o contraste de uma imagem de seguimento registada, tendo como base a distribuição de níveis de cinzento de uma imagem de referência, com a qual foi registada.

A análise das figuras 68 e 69 permite concluir que o histograma da imagem de seguimento registada ficou com uma forma mais aproximada à do histograma da imagem de referência, sendo o pico do histograma da primeira deslocado para um valor mais

próximo do do histograma da segunda, o que mapeia os níveis de cinzento da imagem de seguimento para valores mais próximos dos da imagem de referência.



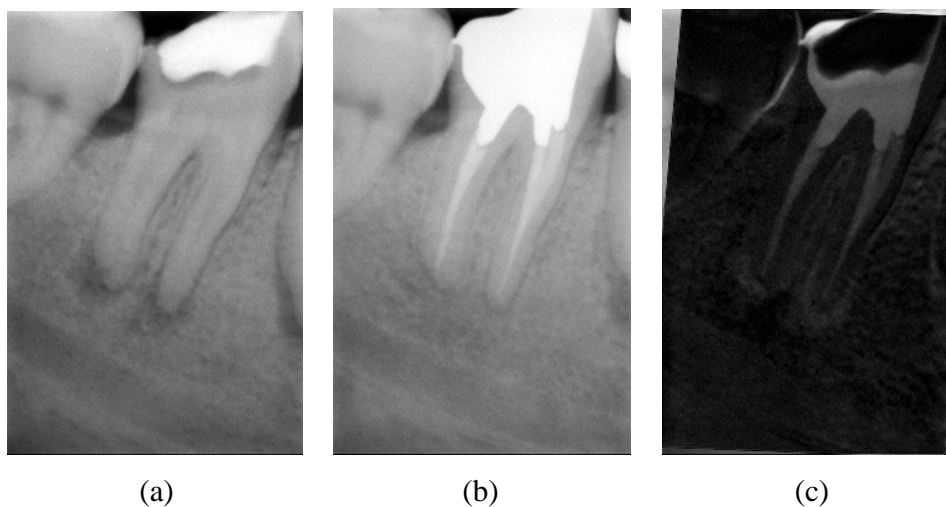
**Figura 68:** Resultados da aplicação do algoritmo de correcção de contraste à imagem de teste “24” após o registo com a imagem de teste “23”, que serviu de referência para a correcção. (a) Imagem de teste “23” que serviu de referência para a correcção de contraste. (b) Imagem de teste “24” registada e (c) resultado da correcção de contraste. Abaixo é possível visualizar o (d) histograma da imagem “23”, (e) o histograma da imagem em (b) e (f) o histograma da imagem (c). Os valores das abcissas designam o número de níveis de cinzento e os valores das ordenadas o número de contagens do histograma para cada nível de cinzentos.



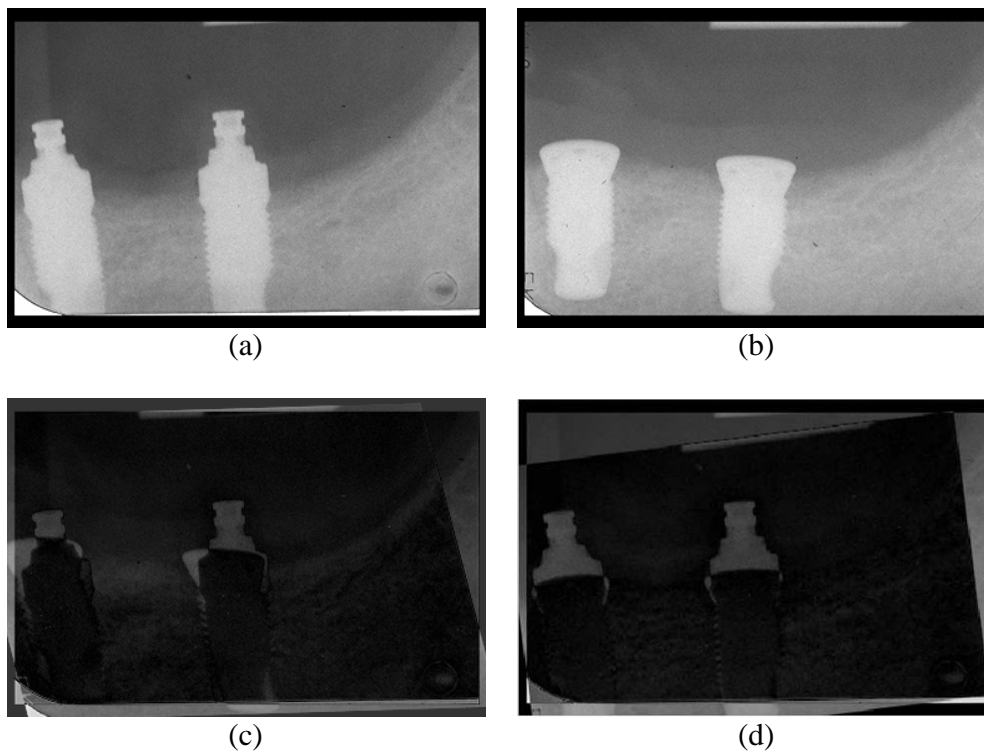
**Figura 69:** Resultados da aplicação do algoritmo de correção de contraste à imagem de teste “p3” após o registo com a imagem de teste “p2”, que serviu de referência para a correção. (a) Imagem de teste “p2” que serviu de referência para a correção de contraste. (b) Imagem “p3” registada e (c) resultado da correção de contraste. Abaixo é possível visualizar o (d) histograma da imagem “p2”, (e) o histograma da imagem em (b) e (f) o histograma da imagem (c). Os valores das abcissas designam o número de níveis de cinzento e os valores das ordenadas o número de contagens do histograma para cada nível de cinzento.

## 5.6 Resultados para a etapa de cálculo de diferenças

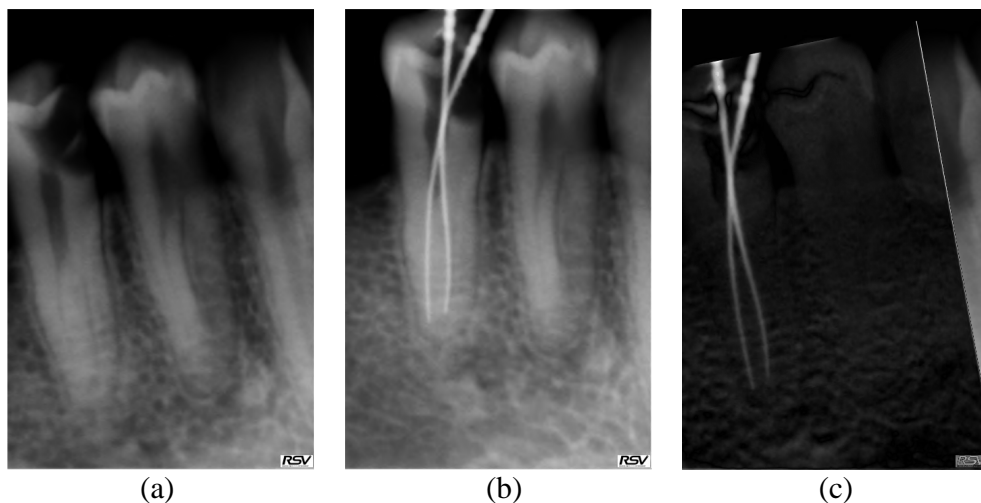
O cálculo da imagem de diferenças é o último passo a levar a cabo para completar a técnica de radiografia de subtração digital. Este passo foi implementado através do cálculo do valor absoluto da diferença entre a imagem de seguimento registada e a imagem de referência. De modo genérico, a imagem de diferenças terá regiões claras (ou seja, regiões com valores de intensidade dos pixels mais próximos de 256) caso ocorra uma alteração nessa região, que poderá verificar-se a nível tecidual, ósseo, entre outros. Caso não ocorram alterações entre duas visitas, as regiões aparecerão com cor preta na imagem, correspondente a um valor de intensidade nulo. No entanto, é de notar que a veracidade da informação presente na imagem de diferenças depende muito do processo do registo, que, quando falha, provoca alterações nas imagens de diferenças (ver figura 71).



**Figura 70:** Exemplo de imagem de subtração calculada após o registo da imagem de seguimento com a imagem de referência. (a) Imagem de referência (01\_11\_21\_original\_xray) e (b) imagem de seguimento “02\_04\_10\_subsequent\_xray” que, após ser registada com a imagem em (a), permite calcular a imagem de diferenças (c).



**Figura 71:** Exemplo de imagem de subtração calculada após registo incorrecto da imagem de seguimento com a imagem de referência. (a) Imagem de referência e (b) imagem de seguimento que, após ser registada com a imagem em (a), permite calcular a imagem de diferenças. (c) Imagem de diferenças calculada para o caso de um registo que falhou. (d) Imagem de diferenças calculada após um processo de registo bem sucedido.



**Figura 72:** Exemplo de imagem de subtração calculada após o registo da imagem de seguimento com a imagem de referência. (a) Imagem de referência e (b) imagem de seguimento que, após ser registada com a imagem em (a), permite calcular a imagem de diferenças (c).



## 6.1 Conclusões

Neste relatório descreveu-se o trabalho desenvolvido durante o estágio na Critical Software, S.A, que consistiu, inicialmente, numa pesquisa em termos de desenvolvimento de negócio, em que se fez um levantamento de aplicações (médicas e não médicas) para sistemas de inspecção visual por comparação temporal. A partir das pesquisas efectuadas, isolaram-se três possíveis áreas a explorar: monitorização de alterações cerebrais na doença de Alzheimer através de imagens RMI, monitorização do desgaste nas articulações gerado pela Artrite e monitorização de alterações dentárias recorrendo à técnica de radiografia de subtracção digital. Destas três áreas, decidiu-se explorar a última, pelo facto de ser a que poderia ser implementada com melhores resultados na janela temporal disponível até ao fim do estágio.

A técnica de radiografia de subtracção digital constitui uma ferramenta de análise radiográfica apoiada por computador, que pode ser utilizada para detectar mudanças associadas à doença periodontal ou à volta de implantes, entre outras. O conceito é relativamente simples: duas radiografias do mesmo objecto são adquiridas com um determinado intervalo de diferença, sendo depois sujeitas a registo geométrico e, por fim, as intensidades dos pixels correspondentes nas duas imagens são subtraídas para produzir uma imagem de diferença que permita visualizar as alterações ocorridas, sobretudo na região periférica do dente ou implante [51]. Se ocorreu uma alteração na imagem de seguimento, esta aparecerá com uma intensidade superior na imagem de diferenças.

A aplicação desenvolvida permite calcular uma imagem de subtracção a partir de duas imagens de raio-x dentários de uma mesma região, captados em instantes diferentes. O processo de cálculo da imagem de subtracção é precedido por um passo de registo e

por uma etapa em que a imagem registada sofre uma correcção de contraste que se baseia nos valores das contagens do histograma da imagem de referência.

No que diz respeito ao registo, o utilizador pode escolher uma de entre três modalidades: manual, semi-automática ou automática. A modalidade manual utiliza os pontos seleccionados pelo utilizador para calcular uma transformação que será aplicada para transformar a imagem de seguimento. No caso da abordagem semi-automática, o utilizador selecciona pontos nas duas imagens para fazer uma transformação inicial da imagem, que será melhorada num passo automático baseado no cálculo da Transformada de Fourier-Mellin ou na Informação Mútua entre as duas imagens. Por fim, caso o utilizador escolha a modalidade automática, como o próprio nome indica, não será exigida qualquer tipo de interacção com o utilizador. O registo de imagem é feito num processo bi-etápico que se inicia com o cálculo dos valores de translacção e rotação entre as duas imagens que permite construir uma matriz de transformação inicial entre as duas imagens. Estes valores serão posteriormente melhorados num passo baseado na Informação Mútua entre as duas imagens e permitirão obter valores otimizados para a transformação entre as duas imagens.

Os resultados experimentais foram obtidos a partir de testes feitos inicialmente com dados simulados (aplicação de rotação ou translacção a uma imagem de referência) e, posteriormente, com pares de imagens captadas em instantes temporais diferentes. As modalidades de registo semi-automático baseado na Informação Mútua e automático apresentaram os melhores resultados no que diz respeito aos testes com dados simulados. Contudo, no que diz respeito aos testes que utilizaram imagens captadas em instantes temporais diferentes, o registo semi-automático baseado na Informação Mútua é a modalidade que melhores resultados apresenta, o que permite concluir que o seu desempenho da técnica baseada na Informação Mútua depende muito do alinhamento inicial feito com recurso à Informação Mútua. Apesar de obter bons resultados, este método apresenta valores elevados para o tempo de execução, o que constitui outra desvantagem.

## 6.2 Perspectivas

Apesar de existir uma grande quantidade de métodos propostos para levar a cabo a técnica de radiografia de subtração digital e, passados mais de 20 anos sobre a sua introdução por Gröndahl [83], esta ferramenta continua a ser pouco aplicada na prática clínica [68]. Mesmo restringindo a geometria da captação de imagem por padronização mecânica do sistema (o chamado alinhamento *a priori*), surge a necessidade de fazer um registo de imagem após a captação (a posteriori), que compense os desajustes na geometria de captação, que ocorrem sobretudo devido à falta de padronização [65]. Assim, o principal desafio associado à implementação de técnica de radiografia de subtração digital está associado ao registo de imagem, que deverá ser robusto de modo a compensar as variações que ocorrem entre duas imagens da mesma região.

O trabalho futuro deverá incidir no melhoramento do método de registo de imagem, nomeadamente através do desenvolvimento de um método adaptativo que melhor descreva as imagens que vão ser alvo do processamento. Outras abordagens passarão pela validação do método implementado para um conjunto mais alargado de imagens de teste, utilização de métodos de calibração de um sistema de captação de raios-x para compensar as alterações de contraste, pela utilização de métodos para realçar as diferenças que ocorrem entre duas imagens e pela validação da técnica junto de especialistas na matéria.

## Referências

- [1] Ferreira, J.F., Bernardes, R., Baptista, P., Cunha-Vaz, J.(2003). Earmarking retinal changes in a sequence of digital color fundus photographs.
- [2] Ralló, M., Millán, M., Escofet, J.(2002) Wavelet based techniques for textile inspection. Disponível *online* em [www.imub.ub.es/wavelets/Rallo.pdf](http://www.imub.ub.es/wavelets/Rallo.pdf)
- [3] J. L. Dorrity and G. Vachtsevanos. (1996). On-line defect detection for weaving systems. In *Textile, Fiber and Film Industry Technical Conference* (pp 1-6).
- [4] A. Serdaroglu, A. Ertuzun, A. Ercil.(2006). Defect detection in textile fabric images using wavelet transforms and independent component analysis. *Pattern Recognition and Image Analysis*, 16(1), 61-64. Disponível *online* em [www.busim.ee.boun.edu.tr/~ertuzun/publicationsyeni/Serdaroglu\\_Rusya.pdf](http://www.busim.ee.boun.edu.tr/~ertuzun/publicationsyeni/Serdaroglu_Rusya.pdf)
- [5] Campbell, J. G. , Fraley, C., Stanford, D., Murtagh, F., Raftery A. E. (1999) Model-based methods for textile fault detection. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 10(4), 339 – 346. Disponível *online* em [www.stat.washington.edu/raftery/Research/PDF/campbell1999.pdf](http://www.stat.washington.edu/raftery/Research/PDF/campbell1999.pdf)
- [6] Fernandes, J. et al. (1999), "Defect detection and localization in textiles, using co-occurrence matrices and morphological operators". In *Proc. of Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice* (M2VIP'99). Disponível *online* em <http://www.dei.uminho.pt/~aparicio/pdf/Apa-M2VIP99-s.pdf>.
- [7] Costa, C, Petrou, M. (2000). Automatic registration of ceramic tiles for the purpose of fault detection. *Machine Vision and Applications*, 11, 225–230.
- [8] Boukouvalas, C. et al. (1998). ASSIST: automatic system for surface inspection and sorting of tiles. *Journal of Materials Processing Technology*, 82, 179–188.
- [9] Carew T., Ghita O. and Whelan P.F. (2001). “A vision system for detecting paint faults on painted slates. In *Proc. ICASE International Conference on Control, Automation and Systems* (ICCAS2001). Disponível *online* em [http://www.vsg.dcu.ie/papers/iccas\\_2001.pdf](http://www.vsg.dcu.ie/papers/iccas_2001.pdf) .

- [10] Acebrón, F., López, F., Valiente, J.M., Navarro, J. R.(2002). Surface defect detection on fixed pattern ceramic tiles. In *Proced of Visualization, Imaging, and Image Processing* (VIIP 2002).
- [11] Elbehery, H., Hefnawy, A., Elewa, M. (2002) Visual inspection for fired ceramic tile's surface defects using wavelet analysis. *ICGST International Journal on Graphics, Vision and Image Processing*, 5(2), 1-8. Disponível *online* em <http://www.icgst.com/gvip/v2/P1150434001.pdf>
- [12] Rimac-Drlje, S., Keller, A., Nyarko, K. E.. Self-learning system for surface failure detection. In *Proc of the 13<sup>th</sup> European Signal Processing Conference* (EUSIPCO 2005).
- [13] Xie, X., Mirmehdi, M. (2005) Localising surface defects in random colour textures using multiscale texem analysis in image eigenchannels. In *Proceedings of the 12th IEEE International Conference on Image Processing*, (pp1124-1127). Disponível *online* em <http://www.cs.bris.ac.uk/Publications/Papers/2000389.pdf>.
- [14] OECD in figures, 2006 edition.
- [15] WHO World Health Statistics 2006. Disponível *online* em <http://www.who.int/whosis/whostat2006/en/index.html>
- [16] US Health data- Personal Health Care Expenditures of Medicare Beneficiaries by Chronic Conditions, Type of Service, Sex, Race/Ethnicity, Residence and Age, from the Medicare Current Beneficiary Survey, 1992-2002.
- [17] "Alzheimer's disease." Wikipedia, the free encyclopedia. 14 Junho 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 18 Jun 2007 <[http://en.wikipedia.org/wiki/Alzheimer's\\_disease](http://en.wikipedia.org/wiki/Alzheimer's_disease)>.
- [18] Boyes, R.G. et al. (2006). Cerebral atrophy measurements using Jacobian integration: comparison with the boundary shift integral. *NeuroImage*, 32, 159-169.
- [19] "Diagnosis." Alzheimer's Home. 29 Agosto 2006. National Institute on Aging. 18 Jun 2007 <<http://www.nia.nih.gov/Alzheimers/AlzheimersInformation/Diagnosis/>>.
- [20] "Temporal lobe." Wikipedia, the free encyclopedia. 13 Junho 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 18 Jun 2007 <[http://en.wikipedia.org/wiki/Temporal\\_lobe](http://en.wikipedia.org/wiki/Temporal_lobe)>.
- [21] "Parietal lobe." Wikipedia, the free encyclopedia. 31 Maio 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 18 Jun 2007 <[http://en.wikipedia.org/wiki/Parietal\\_lobe](http://en.wikipedia.org/wiki/Parietal_lobe)>.

- [22] "What is Alzheimer's Disease." Tennessee Comition on Aging and Disability. Tennessee Comition on Aging and Disability. 18 Jun 2007 <<http://www.state.tn.us/comaging/diag.html>>.
- [23] Morreale, Bob. "How the Brain and Nerve Cells Change During Alzheimer's Disease." 11 Junho 2007. American Health Assistance Foundation. 18 Junho 2007 <[http://www.ahaf.org/alzdis/about/Brain\\_Neurons\\_AD\\_Normal.htm](http://www.ahaf.org/alzdis/about/Brain_Neurons_AD_Normal.htm)>.
- [24] Ashburner, J. et al. (2003). Computer-assisted imaging to assess brain structure in healthy and diseased brains. *THE LANCET Neurology*, 2, 79-88. Disponível *online* em [www.loni.ucla.edu/~thompson/PDF/LN2003.pdf](http://www.loni.ucla.edu/~thompson/PDF/LN2003.pdf)
- [25] Sled, J. G, Zijdenbos, A.P., Evans, A. C. (1998). A nonparametric method for automatic correction of intensity nonuniformity in MRI data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(1), 87-97.
- [26] "Corrente de Foucault." Wikipédia. 25 Maio 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 18 Jun 2007 <[http://pt.wikipedia.org/wiki/Corrente\\_de\\_Foucault](http://pt.wikipedia.org/wiki/Corrente_de_Foucault)>.
- [27] Liu R.S. et al. (2003). Progressive Neocortical Damage in Epilepsy. *Annals of Neurology*, 53(3), 312-324.
- [28] Wang, D., Doddrell, D. M.(2002). MR image-based measurements of rates of change in volumes of brain structures. Part I: method and validation. *Magnetic Resonance Imaging*, 20, 27-40.
- [29] Dawant, B. M., Zijdenbos, A.P., Margolin, R.A. (1993). Correction of intensity variations in MR images for computer-aided tissue classification. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 12 (4), 770-781.
- [30] Schnabel, J. A., Lemieux, L., Wiesmann, U.C., Arridge, S. R., Measurement of hippocampal volume changes in serial MRI scans. Disponível *online* em <http://citeseer.ist.psu.edu/cache/papers/cs/702/http:zSzzSzwww.isi.uu.nlzSz~juliazSzpublicationszSzspie-mi99-paper.pdf/measurement-of-hippocampal-volume.pdf>
- [31] Nestares, O., Heeger, D.J. (2000). Robust Multiresolution Alignment of MRI Brain Volumes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43, 705-715.
- [32] Bosc, M. et al. (2003) Automatic Change detection in multimodal serial MRI: application to multiple sclerosis lesion evolution. *NeuroImage*, 20, 643-656.

- [33] "Greedy algorithm." Wikipedia, the free encyclopedia. 02 Junho 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 26 Jun 2007 <[http://en.wikipedia.org/wiki/Greedy\\_algorithm](http://en.wikipedia.org/wiki/Greedy_algorithm)>.
- [34] Freeborough, P. A. et al. (1997). Iterative algorithms for the segmentation and quantitation of 3-D MRI brain scans. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 53, 15-25.
- [35] Lemieux, L., et al. (1999). Fast, Accurate and Reproducible Automatic Segmentation of the Brain in T1-Weighted Volume MRI Data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42: 127-135.
- [36] Boyer, Kim. "Otsu's Thresholding Method." Ohio State University. 26 Jun 2007 <<http://sampl.ece.ohio-state.edu/EE863/2004/ECE863-G-segclust2.ppt>>.
- [37] Jenkinson, M., Smith, S. (2001). A global optimization method for robust affine registration of brain images. *Medical Image Analysis*, 5, 143-156.
- [38] Smith, S.M. (2002) Fast Robust Automated Brain Extraction. *Human Brain Mapping*, 17: 143-155.
- [39] Freeborough, P.A., Fox, N. C. (1997). The Boundary Shift integral: an accurate and robust measure of cerebral volume changes from registered repeat MRI. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(5), 623-629.
- [40] Li, Stan. "Robust M Estimator." 1995. Center for Biometrics and Security Research. 28 Jun 2007 <[http://www.cbsr.ia.ac.cn/users/szli/mrf\\_book/Chapter\\_4/node70.html](http://www.cbsr.ia.ac.cn/users/szli/mrf_book/Chapter_4/node70.html)>.
- [41] Smith, S. et al. (2002). Accurate, robust and automated longitudinal and cross-sectional brain change analysis. *NeuroImage*, 17, 479-489.
- [42] Jenkinson, M., Smith, S. (2001). A global optimization method for robust affine registration of brain images. *Medical Image Analysis*, 5, 143-156.
- [43] Smith, S., De Stefano, N., Jenkinson, M., Matthews, P. (2000). Measurement of brain change over time. FMRIB Technical Report TR00SMS1. Disponível *online* em <http://citeseer.ist.psu.edu/463278.html>
- [44] "Levenberg-Marquardt algorithm." Wikipedia, the free encyclopedia. 12 Junho 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 28 Jun 2007 <[http://en.wikipedia.org/wiki/Levenberg-Marquardt\\_algorithm](http://en.wikipedia.org/wiki/Levenberg-Marquardt_algorithm)>.

- [45] Xie, Z., Farin, G. (2004). Image registration using Hierarchical B-Splines. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 10(1), 85-94.
- [46] "Arthritis - types of arthritis." WebMD - Better Information. Better Health. WebMD. 19 Jun 2007 <<http://www.webmd.com/osteoarthritis/guide/arthritis-basics>>.
- [47] Langs, G., Bischof, H., Peloschek, P.L. (2003) Automatic quantification of destructive changes caused by Rheumatoid Arthritis. PRIP technical report. Disponível online em [www.prip.tuwien.ac.at/Research/GeoGraph/data/tr\\_79.pdf](http://www.prip.tuwien.ac.at/Research/GeoGraph/data/tr_79.pdf).
- [48] Präsentation Berufspraktikum - Medizinische Informationstechnik (2005). Fachhochschule Technikum Kärnten. Disponível online em [http://www.fh-kaernten.at/~haselb/BPB/bericht\\_bp\\_2005\\_gesamt.pdf](http://www.fh-kaernten.at/~haselb/BPB/bericht_bp_2005_gesamt.pdf).
- [49] Langs, G., Peloschek, P., Bischof, H. (2003). Locating joints in hand radiographs - towards automated radiograph analysis in rheumatoid arthritis therapy. In *Computer Vision (CVWW'03)*. Czech Pattern Recognition Society.
- [50] Langs, G. (2006). Active Feature Models. In *proc. Of the 18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'06)*. (pp. 417-420).
- [51] Niemeijer, M. et al. (2003). Assessing the skeletal age from a hand radiograph: automating the Tanner-Whitehouse method. *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 2003: Image Processing*, 5032, 1197-1205. Disponível online em <http://www.isi.uu.nl/Research/Publications/publicationview.php?id=731>.
- [52] Cootes T., Taylor C., Cooper D., Graham J. (1995) Active shape models – their training and application. *Computer Vision and Image Understanding*, 61(1), 38–59.
- [53] Waites, E. Essentials of dental radiography and radiology. 4<sup>th</sup> Ed. Edinburg: Churchill Livingstone, 2007.
- [54] Matsopoulos, G. K. et al. (2006). Image registration based on lifting process: an application to digital subtraction radiography. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(4), 763-773.
- [55] "Types of Dental X-rays." The Cleveland Clinic Health Information Center. 08 Agosto 2003. The Cleveland Clinic. 19 Jun 2007 <<http://www.clevelandclinic.org/health/health-info/docs/3200/3251.asp?index=11199&src=news>>.



- [56] "Focus TM x-ray." Instrumentarium Dental. Instrumentarium Dental. 9 Jun 2007 <[http://www.instrumentariumdental.com/files/kuvat/Focus\\_pikkukuva1.jpg](http://www.instrumentariumdental.com/files/kuvat/Focus_pikkukuva1.jpg)>.
- [57] "Heliodont DS/HEL." Sirona - The Dental Company. 20 Novembro 2003. Sirona. 9 Jun 2007. <[http://www.sirona.com/ecomaXL/index.php?site=SIRONA\\_COM\\_digitalxray](http://www.sirona.com/ecomaXL/index.php?site=SIRONA_COM_digitalxray)>.
- [58] "Welcome to PLANMECA USA." PLANMECA. 9 Jun 2007 <<http://www.planmecausa.com/main2.asp>>.
- [59] "Products-Imaging systems." Sirona-The Dental company. Sirona. 21 Março 2007 <[www.sirona.com/ecomaXL/get\\_pdf.php?site=index.php?site=SIRONA\\_COM\\_intrxray\\_sensors](http://www.sirona.com/ecomaXL/get_pdf.php?site=index.php?site=SIRONA_COM_intrxray_sensors)>.
- [60] "VisualiX eHD." Gendex. Imaging Excellence. Gendex. 21 Março 2007 <[http://www.gendex-dental.com/En/downloads/brochures/300\\_Brochure\\_VisualiXeHD.pdf](http://www.gendex-dental.com/En/downloads/brochures/300_Brochure_VisualiXeHD.pdf)>.
- [61] "The world's premium intraoral X-ray." Plandent Oy. Plandent Oy. 21 Março 2007 <[http://www.plandent.com/pdf/downloads/INTbroen\\_0305.pdf](http://www.plandent.com/pdf/downloads/INTbroen_0305.pdf)>.
- [62] Zitová, B., Flusser, J. (2003). Image Registration methods: a survey. *Image and Vision Computing*, 21, 977-1000.
- [63] Lehmann, T.M., Gröndahl, H.-G., Benn, D. K. Computer-based registration for digital subtraction in dental radiology. *Dentomaxillofacial Radiology* (2000) 29 pp 323-346. Disponível *online* em [http://phobos.imib.rwth-aachen.de/lehmann/ps-pdf/DMFR\\_2000-29\(6\)323-346.pdf](http://phobos.imib.rwth-aachen.de/lehmann/ps-pdf/DMFR_2000-29(6)323-346.pdf)
- [64] "dental disease division." Dental Biotechnology Group. 2001. Doctors Health Suplly. 19 Jun 2007.
- [65] Mañana, G., González, F., Romero, E. (2005). Distributed genetic algorithm for subtraction radiography. *Proceedings of the 2005 workshop on Genetic and evolutionary computation (GECCO '05)*, ( pp 140-146).
- [66] Yi, W., et al. (2005). Automatic noise robust registration of radiographs for subtraction using strategic local correlation: an application to radiographs of dental implants. *Computers in biology and medicine*, 35, 247-258.

- [67] Ruttimann, U. E., Webber, R. L., Schmidt, E. (1986). A robust digital method for film contrast correction in subtraction radiography. *Journal of Periodontal Research*, 21, 486–495.
- [68] Lehmann, T. M. (1998). A two-stage algorithm for model-based registration of medical images. In *Proceedings of the Fourteenth International Conference on Pattern Recognition*, 1, (pp 344-351).
- [69] Parks, Donovan, Gravel, Jeah.Philippe. "Corner detection-Background." McGill University. 28 Jun 2007  
<<http://www.cim.mcgill.ca/~dparks/CornerDetector/background.htm>>.
- [70] "Cholesky decomposition." Wikipedia, the free encyclopedia. 20 Junho 2007. Wikimedia Foundation, Inc. 28 Jun 2007  
<[http://en.wikipedia.org/wiki/Cholesky\\_decomposition](http://en.wikipedia.org/wiki/Cholesky_decomposition)>.
- [71] Romero, E., Sarmiento, W.J., Lozano, A. J. (2004). Automatic Algorithm for geometric correction in subtraction radiography. In *2004 IEEE International Workshop on Biomedical Circuits and Systems*, (pp S3.4-12-S3.4-15).
- [72] Leung, C. C., et al. (2005). Image registration in intra-oral radiography. In *Proceedings of the 27th Annual International Conference of the of the Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE-EMBS 2005)*, (pp 3209-3209).
- [73] Documentação do campo Help do Matlab.
- [74] Wilmer, Adam. "Fourier-Mellin based Image Registration." MATLAB Central File Exchange. 12 Fevereiro 2003. The MathWorks, Inc. 28 Jun 2007  
<<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=3000&objectType=FILE>>.
- [75] Reddy, B. S., Chatterji, B.N. (1996). An FFT-based technique for translation, rotation and scale-invariant image registration. *IEEE Transactions on Image Processing*, 5( 8), 1266-1271.
- [76] Jin, Hosang. "Image Registration (2D) using Mutual Information ." MATLAB Central File Exchange. 23 Fevereiro 2005. The MathWorks, Inc. 28 Jun 2007  
<<http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=6978&objectType=file>>.

- [77] van den Dool, Riaan. "Image Processing Tools - Fourier-Mellin Transform." Maio 2004 23 Junho 2007 <[http://students.ee.sun.ac.za/~riaanvdd/image\\_processing\\_tools.htm](http://students.ee.sun.ac.za/~riaanvdd/image_processing_tools.htm)>.
- [78] R. V. L. Hartley, "Transmission of information," *Bell Syst. Tech. J.*, vol.7, pp. 535–563, 1928.
- [79] Pluim, J. P.W., Maintz, J.B. e Viergever, M. A. (2003) Mutual-Information-Based Registration of Medical Images: A Survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(8), 986-1004.
- [80] C. E. Shannon, "A mathematical theory of communication," *Bell Syst.Tech. J.*, vol. 27, p. 379–423/623–656, 1948.
- [81] Lagarias, J.C., Reeds, J. A., Wright, M. H., Wright, P. E. (1998). Convergence Properties of the Nelder-Mead Simplex Method in Low Dimensions. *SIAM Journal of Optimization*, 9(1), 112-147. Disponível online em [http://www.aoe.vt.edu/~cliff/aoe5244/nelder\\_mead\\_2.pdf](http://www.aoe.vt.edu/~cliff/aoe5244/nelder_mead_2.pdf)
- [82] "Simplex." Wikipedia, the free encyclopedia. 22 Junho 2007. Wikimedia Foundation. 23 Jun 2007 <<http://en.wikipedia.org/wiki/Simplex>>.
- [83] Gröndahl H.G., Grröndahl, K., Webber, R.L., (1983). A digital subtraction technique for dental radiography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology*; 55, 96-102.

Nota: as referências relativas a páginas web foram feitas utilizando o URL <http://citationmachine.net/index.php?callstyle=1&all=>

Anexo

**A**

## **Especificação da arquitectura da aplicação desenvolvida**

De acordo com a informação de confidencialidade exposta no início do relatório, o conteúdo deste anexo foi removido, estando apenas acessível aos membros nomeados para o júri deste estágio.

Anexo

**B**

## **Descrição técnica dos algoritmos não especificados no capítulo 4**

De acordo com a informação de confidencialidade exposta no início do relatório, o conteúdo deste anexo foi removido, estando apenas acessível aos membros nomeados para o júri deste estágio.

## Resultados suplementares dos testes à aplicação

Neste anexo encontram-se os resultados dos testes efectuados à aplicação (cujo objectivo principal era avaliar a etapa de registo nas várias modalidades disponíveis) que não foram apresentados no capítulo 5. Como foi referido no relatório, o registo assume-se como um passo muito importante na execução de técnica de radiografia de subtracção digital, pelo que é importante que esta etapa origine resultados com a maior exactidão possível.

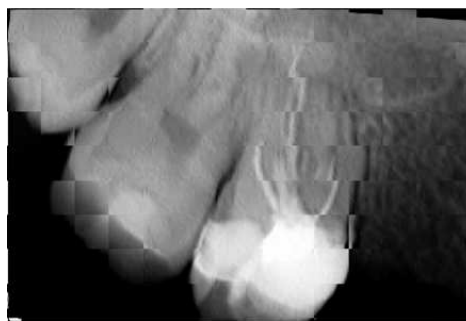
### C-1 Testes com dados simulados

#### C-1-1 Aplicação de rotação às imagens de teste

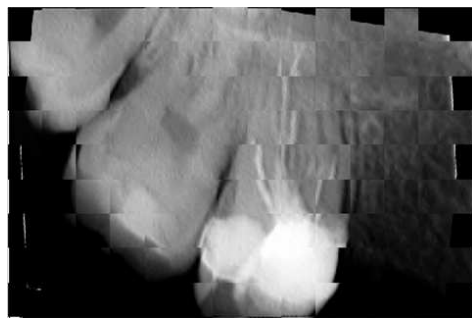
##### C-1-1-1 Registo manual

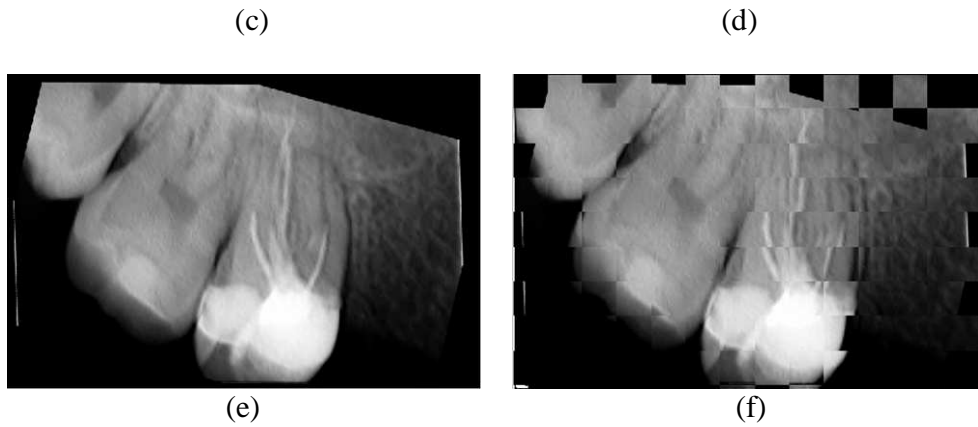


(a)

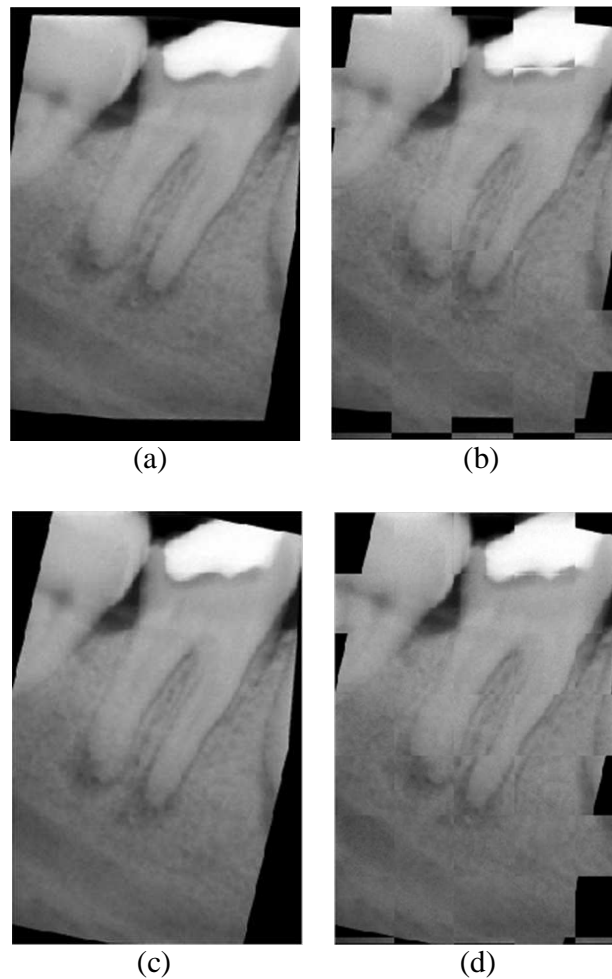


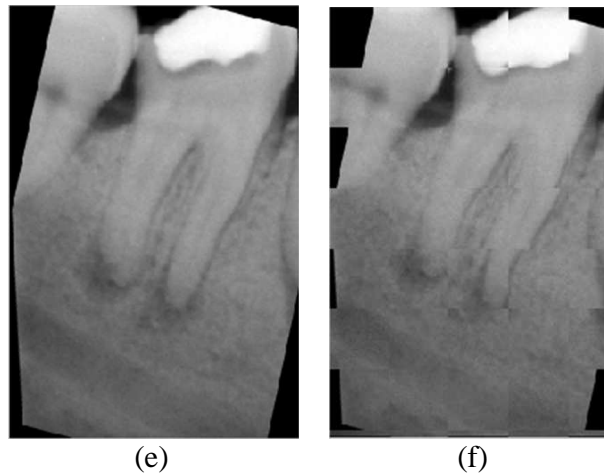
(b)





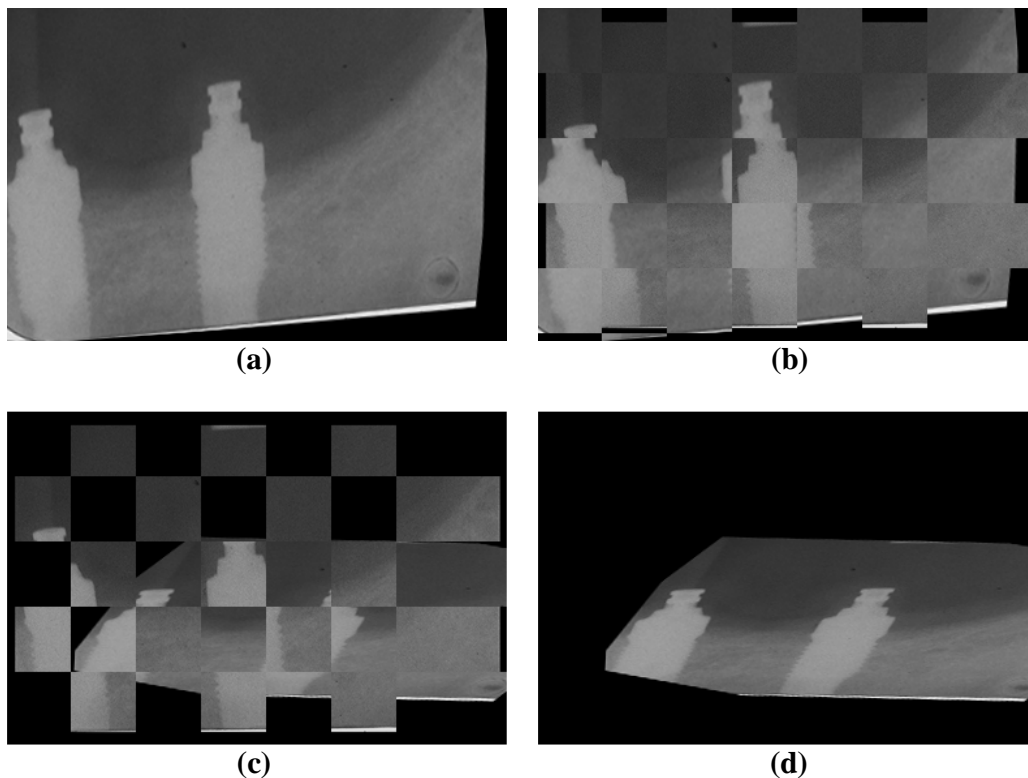
**Figura 73:** Resultados da aplicação do registo manual às versões da imagem de teste “20” rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e) 15 graus. As figuras (b), (d) e (f) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a), (c) e (e).





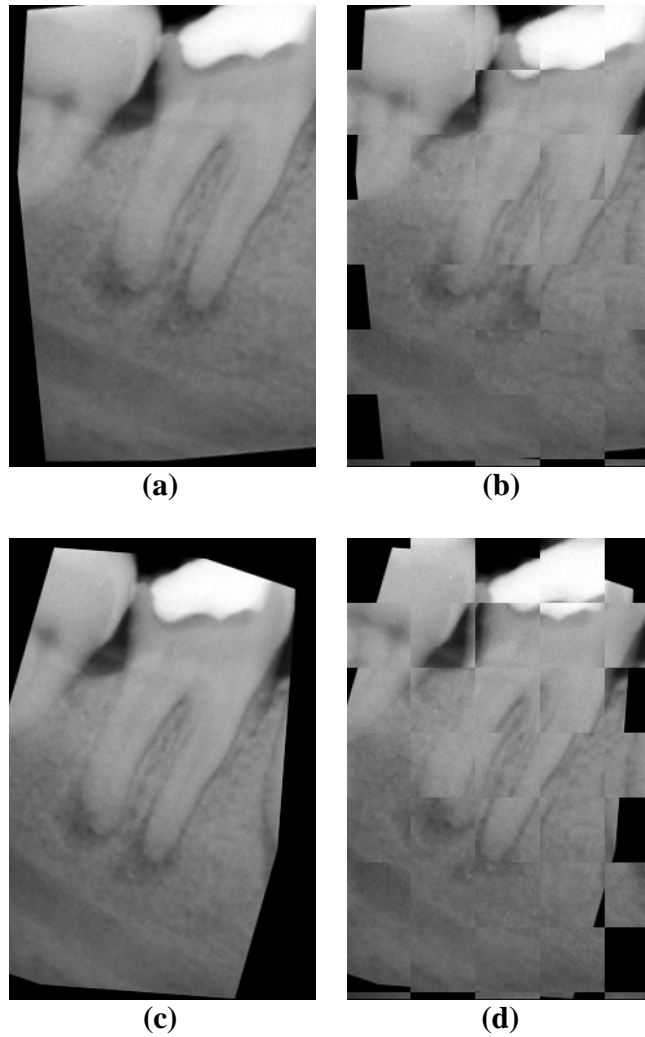
**Figura 74:** Resultados da aplicação do registo manual às versões da imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (e) 15 graus. As figuras (b), (d) e (f) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a), (c) e (e).

### C-1-1-2 Registo semi-automático

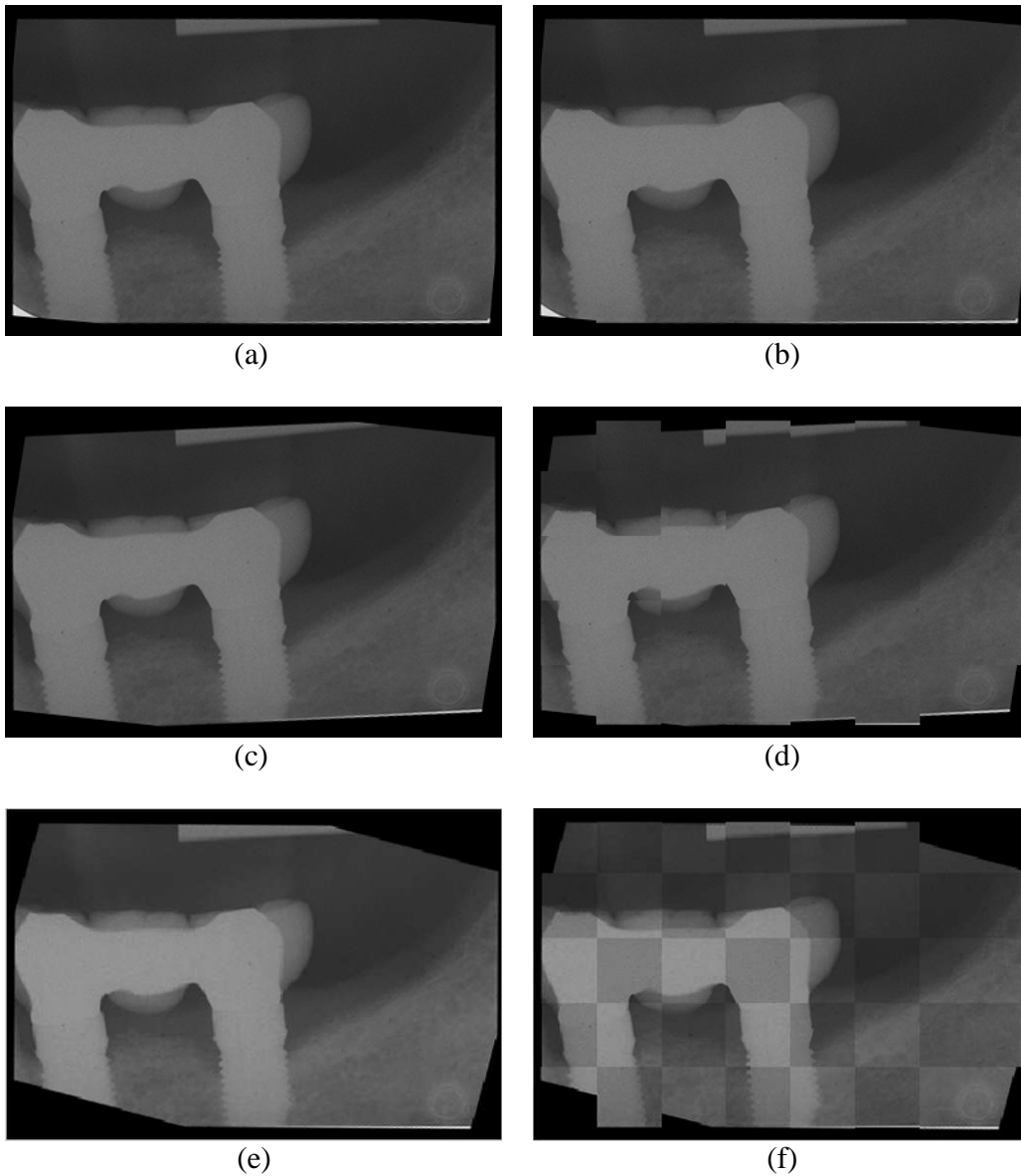


**Figura 75:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin às versões da imagem de teste “201” rodadas de (a) 5 graus e (c) 15 graus. As figuras (b) e (d) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a) e (c).

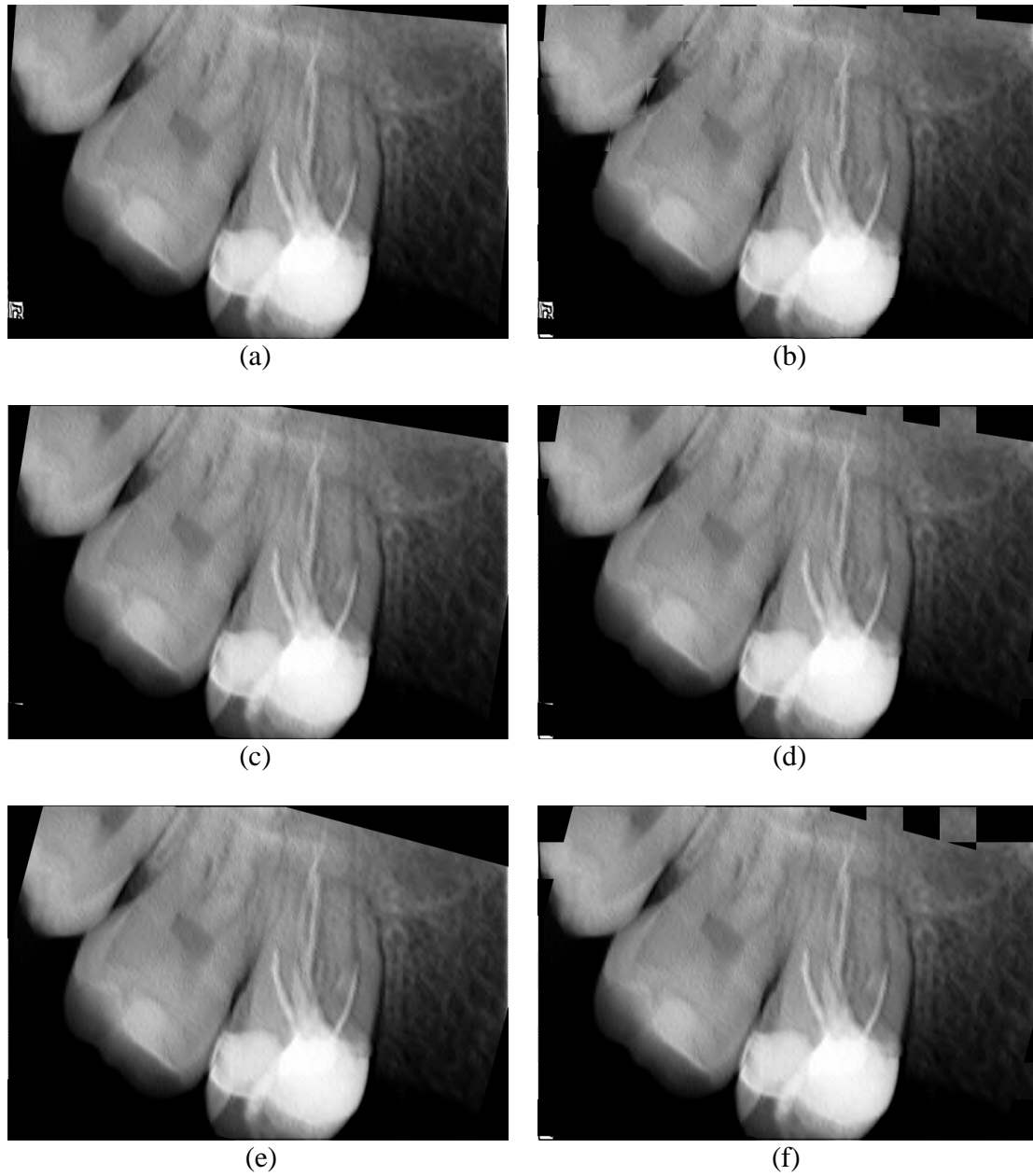




**Figura 76:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin às versões da imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” rodadas de (a) 5 graus e (c) 15 graus. As figuras (b) e (d) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a) e (c).

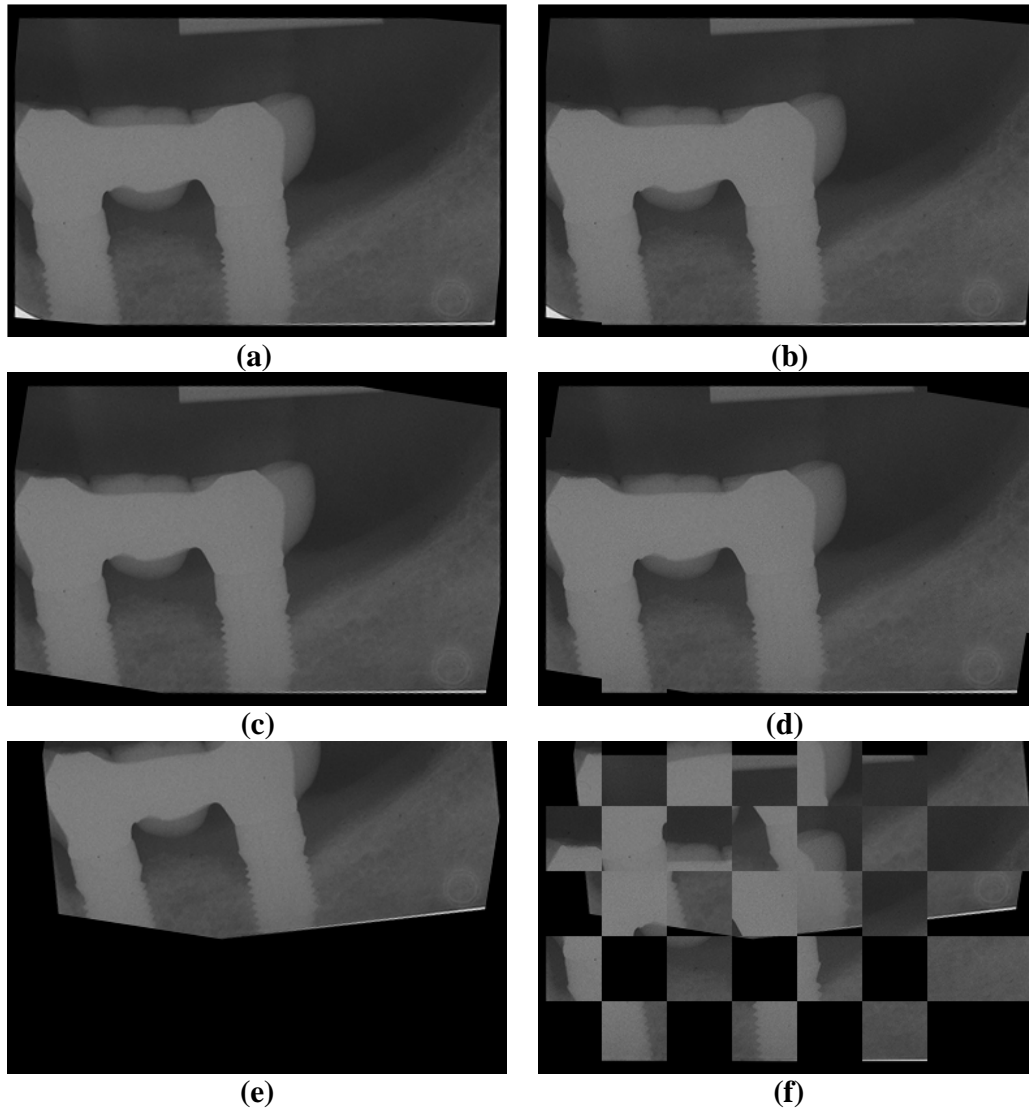


**Figura 77:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às versões da imagem de teste “301” rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (d) e (e) 15 graus no sentido directo. As figuras (b), (d) e (f) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a), (c) e (e).

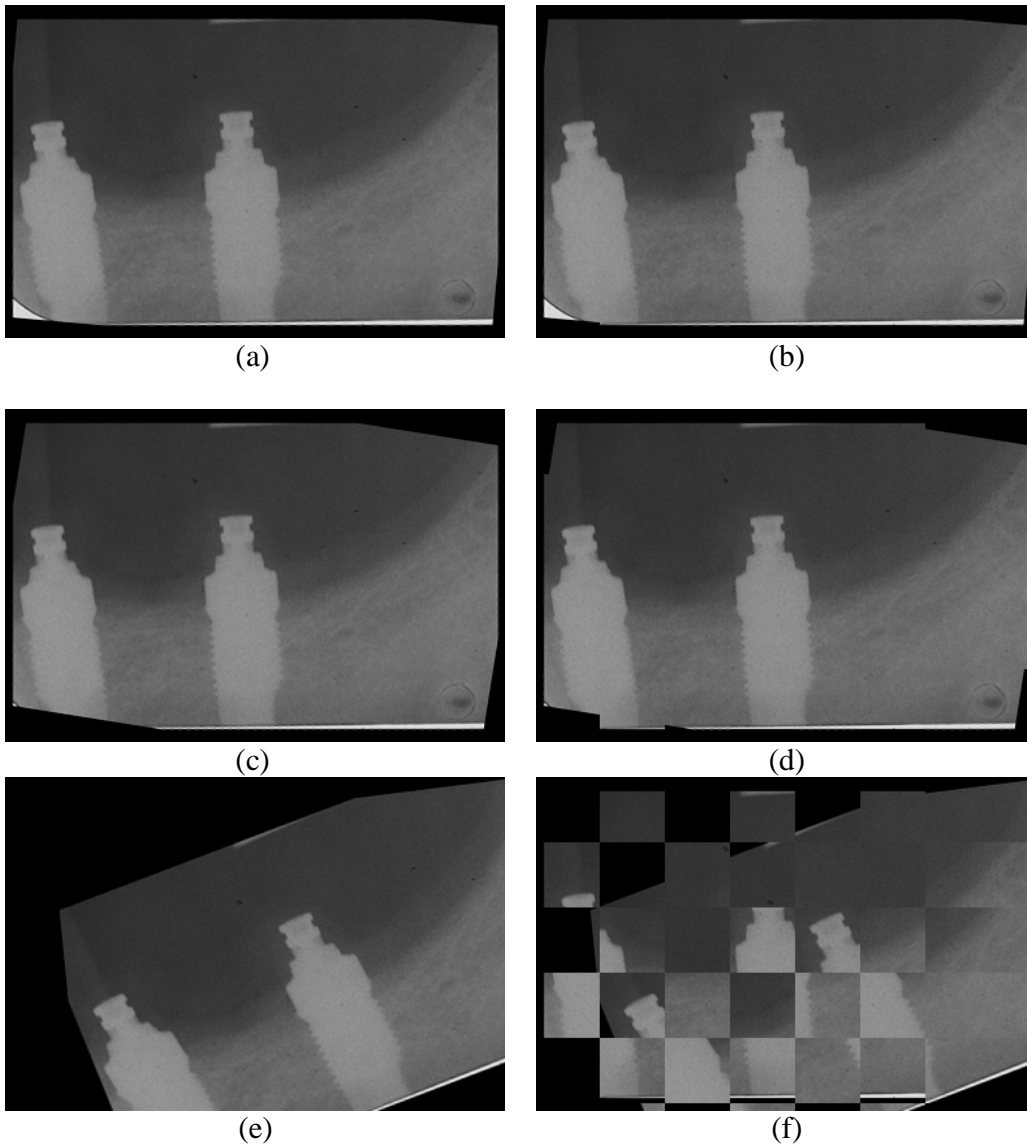


**Figura 78** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às versões da imagem de teste “20” rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (d) e (e) 15 graus no sentido directo. As figuras (b), (d) e (f) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a), (c) e (e).

## C-1-1-3 Registo automático



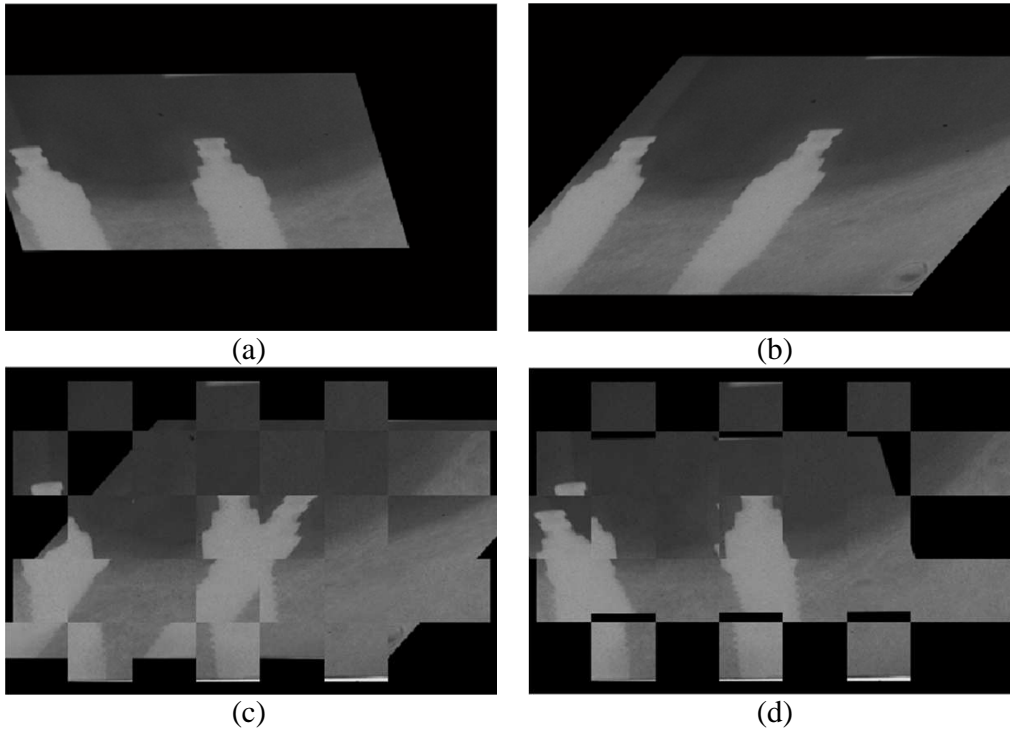
**Figura 79:** Resultados da aplicação do registo automático às versões da imagem de teste “301” rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (d) e (e) 15 graus no sentido directo. As figuras (b), (d) e (f) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a), (c) e (e).



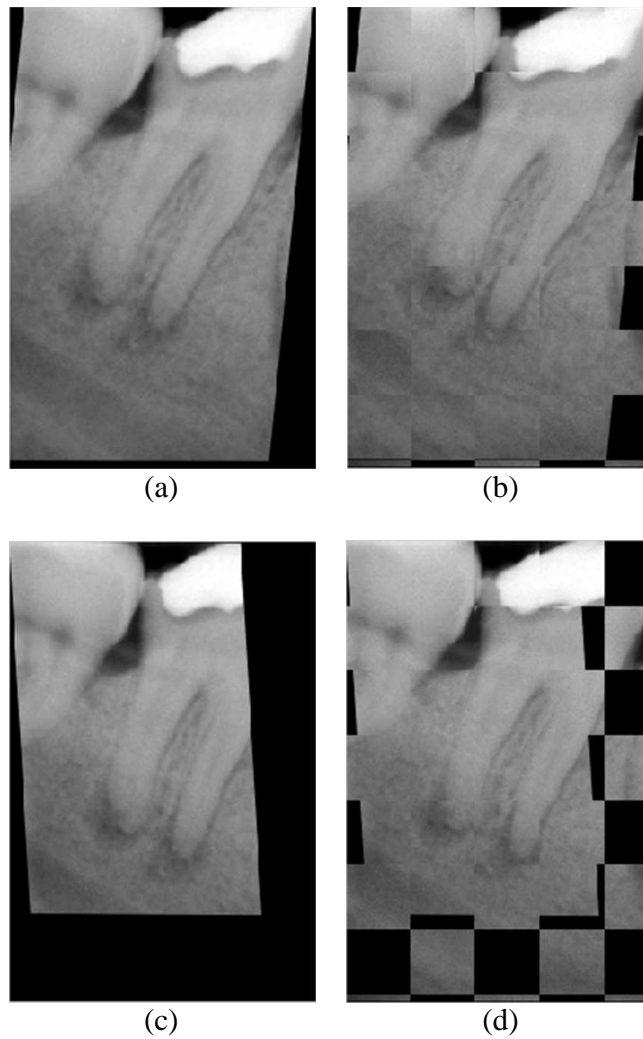
**Figura 80:** Resultados da aplicação do registo automático às versões da imagem de teste “201” rodadas de (a) 5 graus, (c) 9 graus e (d) e (e) 15 graus no sentido directo. As figuras (b), (d) e (f) apresentam os mosaicos do processo de registo cujo resultado está exposto, respectivamente, nas imagens (a), (c) e (e).

## C-1-2 Aplicação de translação às imagens de teste

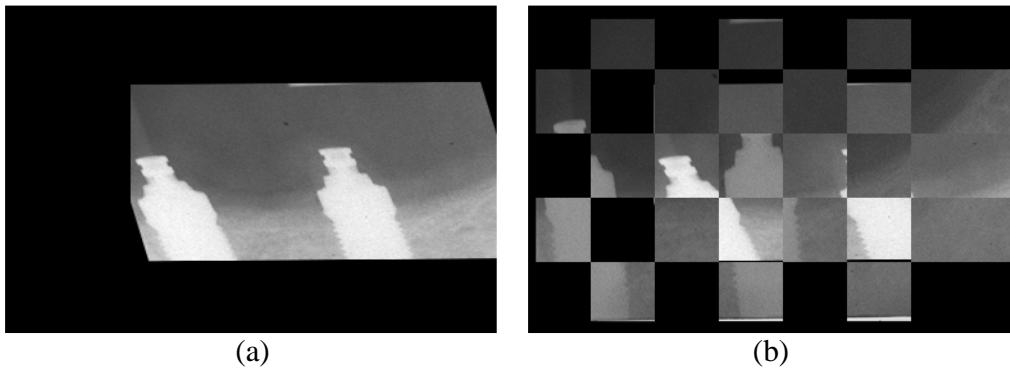
### C-1-2-1 Registo manual



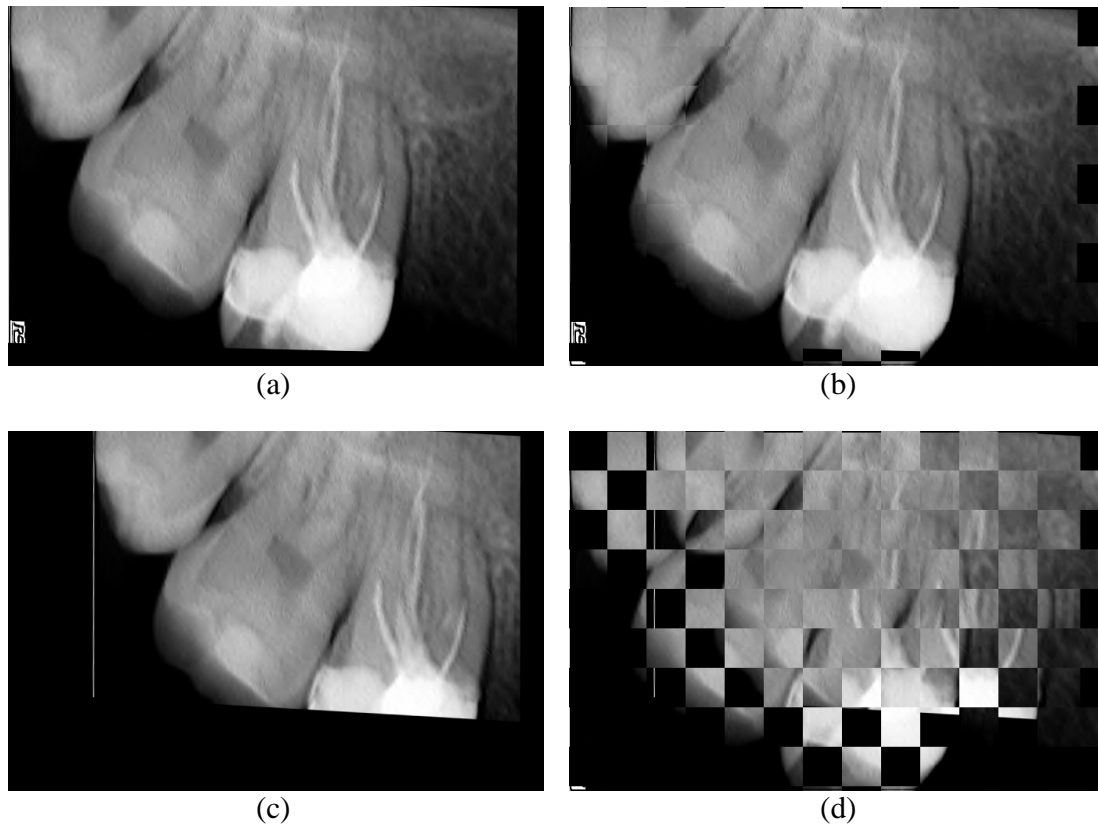
**Figura 81:** Resultados da aplicação do registo manual à imagem de teste “201” com translação de (a) 5% do seu tamanho e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.



**Figura 82:** Resultados da aplicação do registo manual à imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” com translação de (a) 5% do seu tamanho e (c)20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

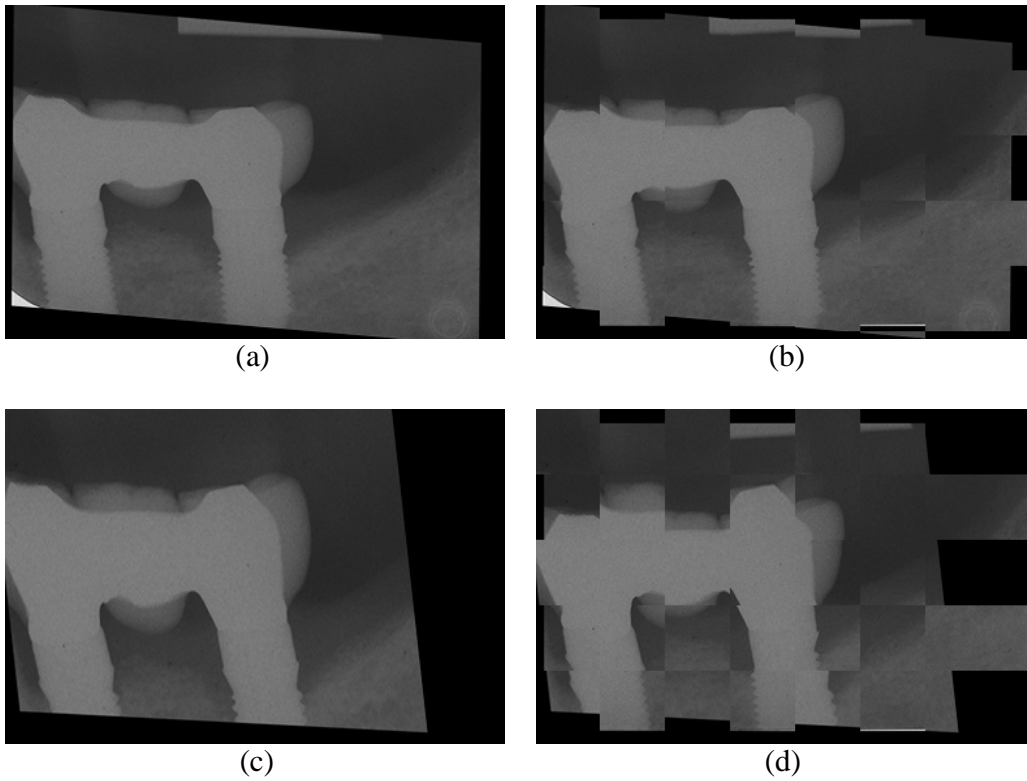
**C-1-2-2 Registo semi-automático**

**Figura 83:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin à imagem de teste “201” (a) com translação de 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontra-se a imagem registada e do lado direito o mosaico do registo.

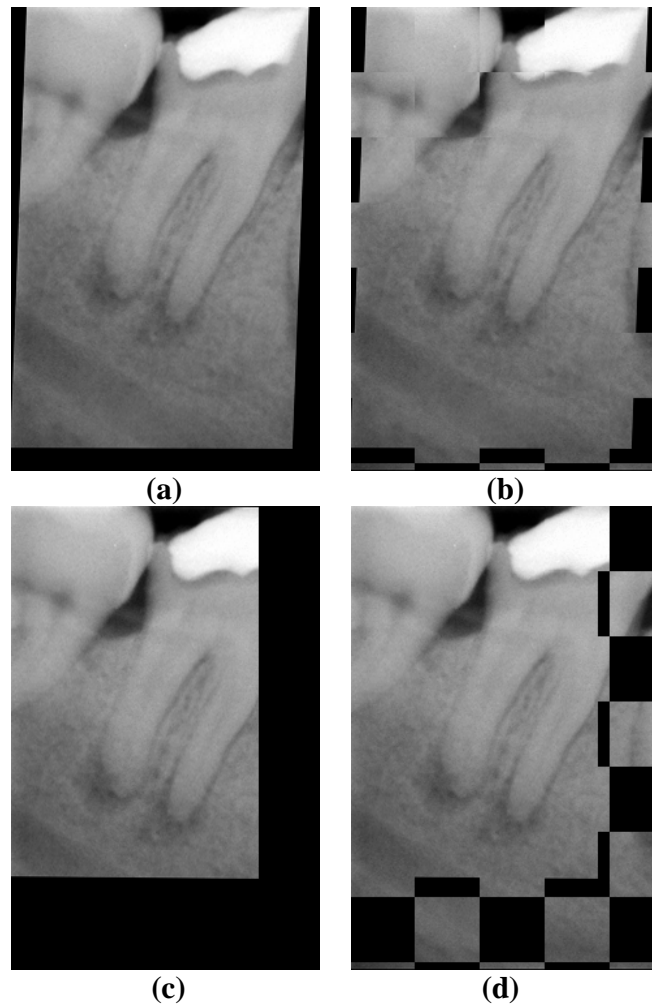


**Figura 84:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na Transformada de Fourier-Mellin à imagem de teste “20” com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.



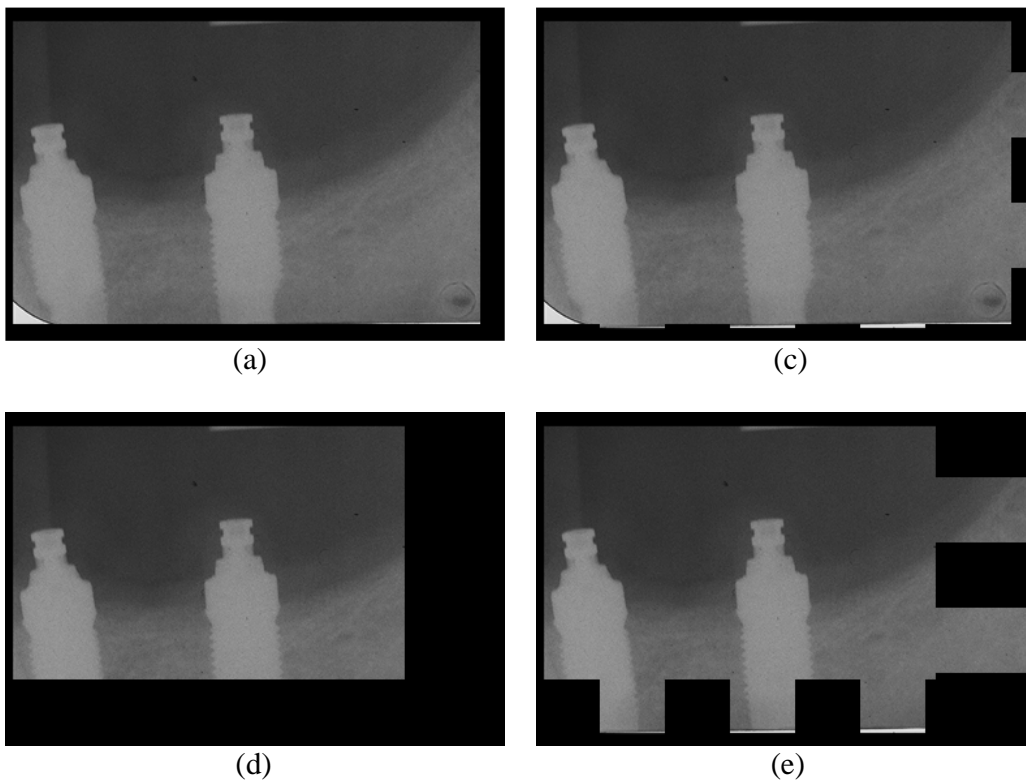


**Figura 85:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua à imagem de teste “301” com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

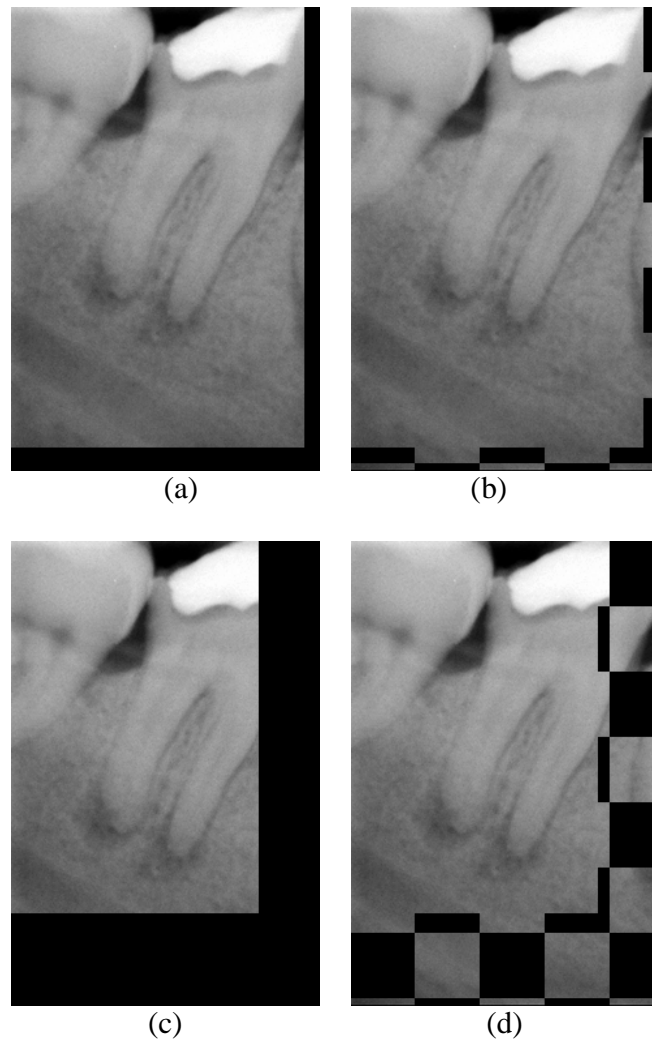


**Figura 86:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua à imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

## C-1-2-3 Registo automático



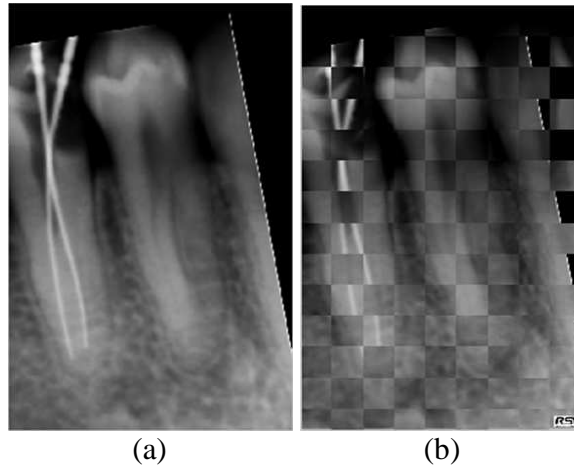
**Figura 87:** Resultados da aplicação do registo automático à imagem de teste “201” com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.



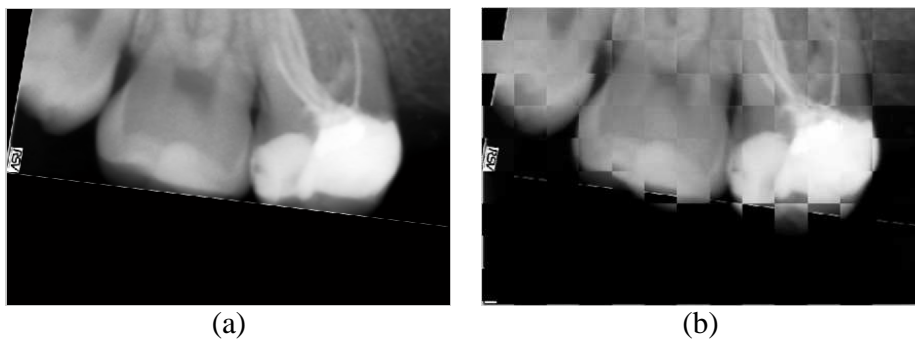
**Figura 88:** Resultados da aplicação do registo automático à imagem de teste “01\_11\_21\_original\_xray” com translação de (a) 5% e (c) 20% do seu tamanho. Do lado esquerdo encontram-se as imagens registadas e do lado direito os mosaicos do registo.

## C-2 Resultados dos testes com dados reais

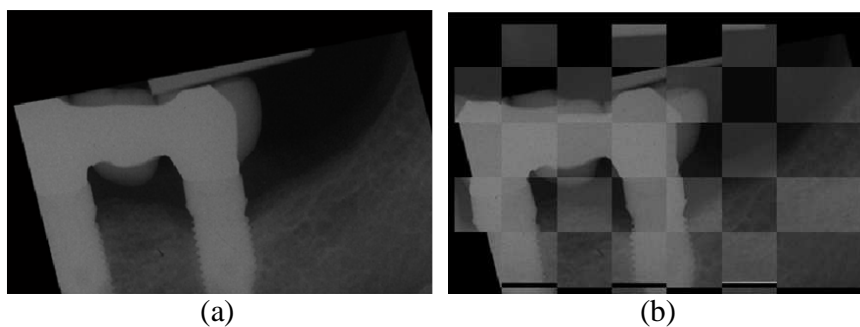
### C-2-1 Registo manual



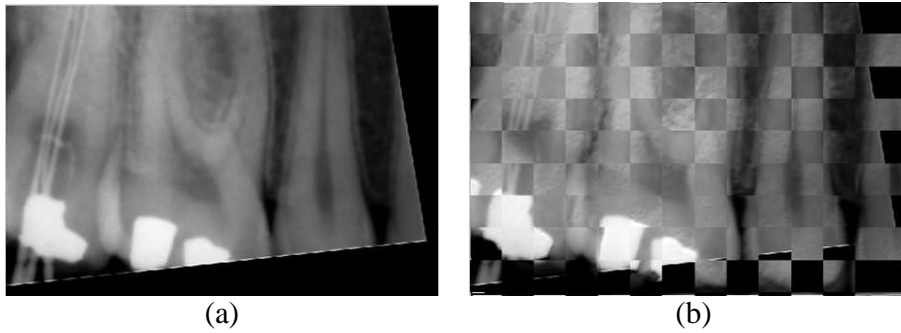
**Figura 89:** Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “n1” e “n2”. (a) Imagem “n2” registada. (b) Mosaico de registo.



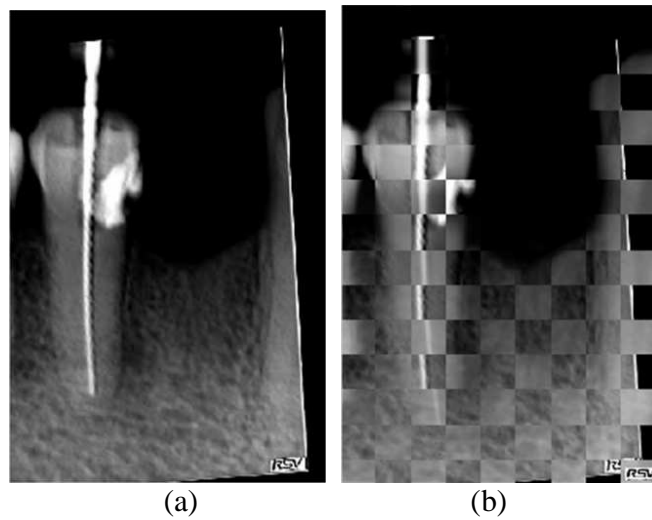
**Figura 90:** Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “n1” e “n2”. (a) Imagem “n2” registada. (b) Mosaico de registo.



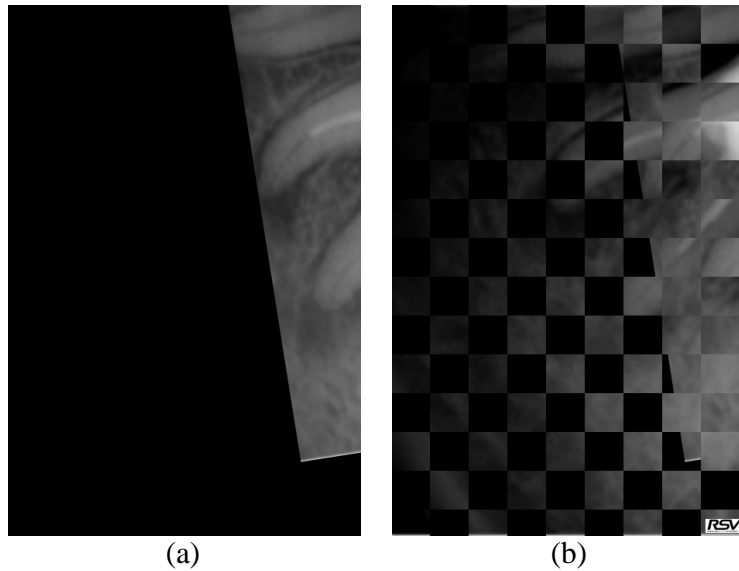
**Figura 91:** Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “301” e “302”. (a) Imagem “302” registada. (b) Mosaico de registo.



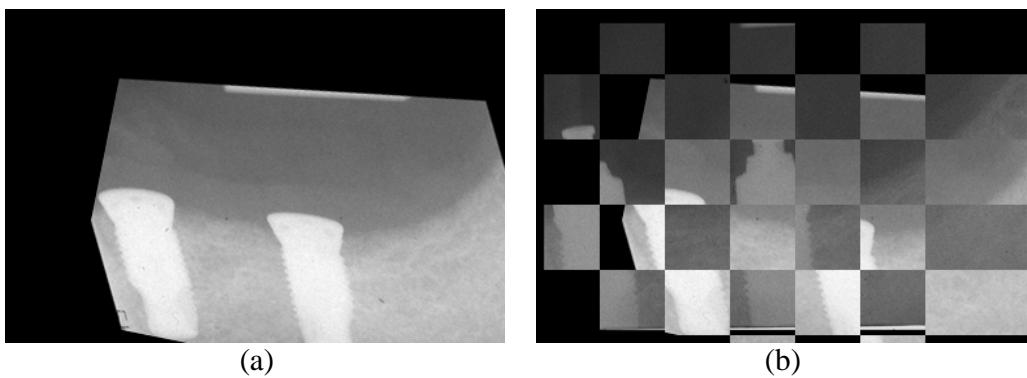
**Figura 92:** Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “11” e “12”. (a) Imagem “12” registada. (b) Mosaico de registo.



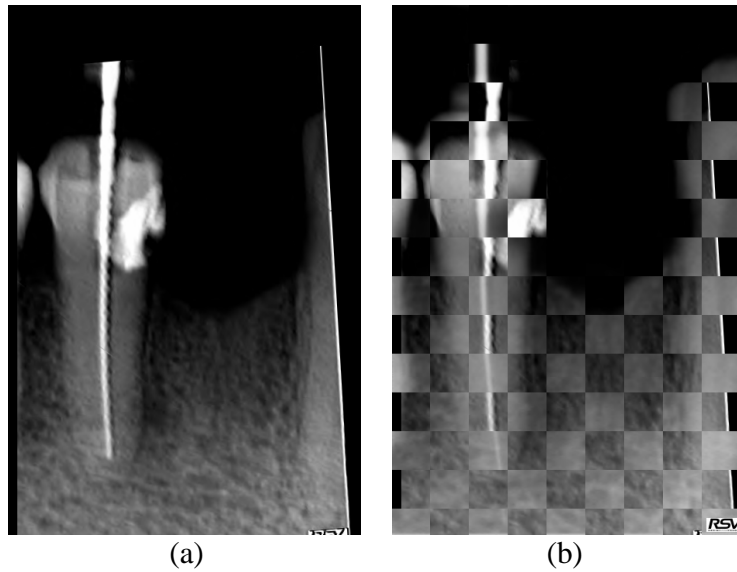
**Figura 93:** Resultados da aplicação do registo manual às imagens de teste “11” e “12”. (a) Imagem “12” registada. (b) Mosaico de registo.

**C-2-2 Registo semi-automático**

**Figura 94:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na transformada de Fourier-Mellin às imagens de teste “23” e “24”. (a) Imagem de teste “24” registada. (b) Mosaico do registo.

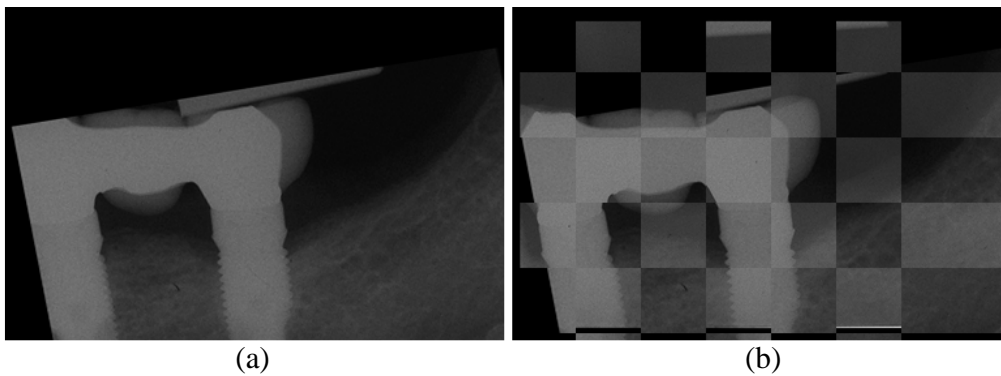


**Figura 95:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na transformada de Fourier-Mellin às imagens de teste “201” e “202”. (a) Imagem de teste “202” registada. (b) Mosaico do registo.



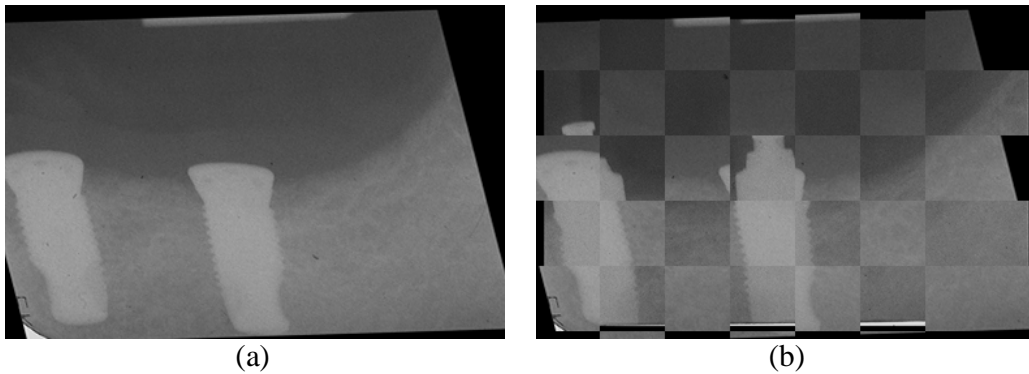
**Figura 96:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado na transformada de Fourier-Mellin às imagens de teste “p2” e “p3”. (a) Imagem de teste “p3” registada. (b) Mosaico do registo.

### Informação Mútua

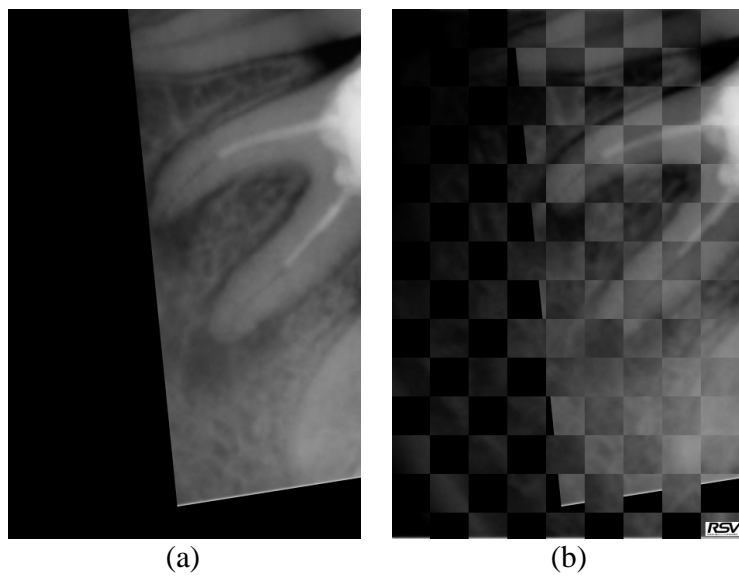


**Figura 97:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “301” e “302”. (a) Imagem de teste “302” registada. (b) Mosaico do registo.

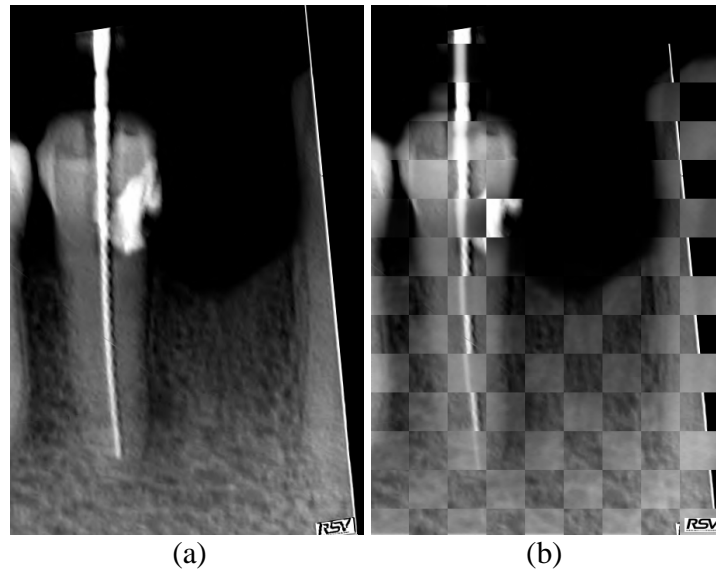




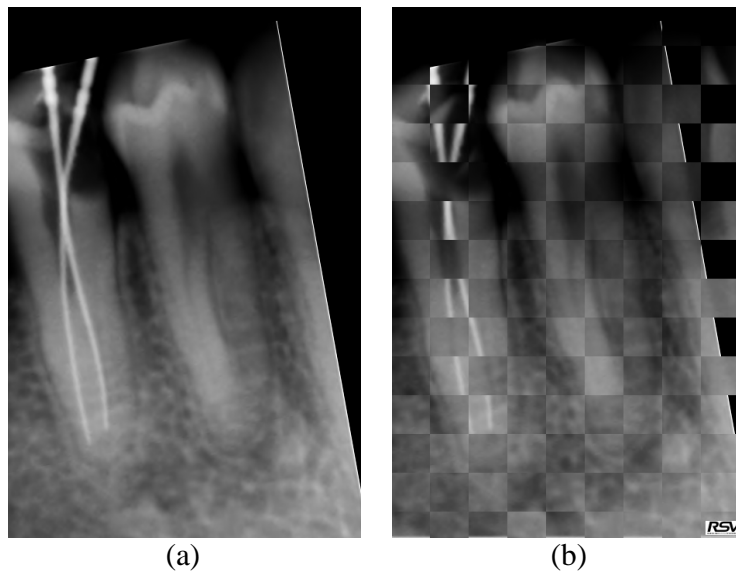
**Figura 98** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “201” e “202”. (a) Imagem de teste “202” registada. (b) Mosaico do registo.



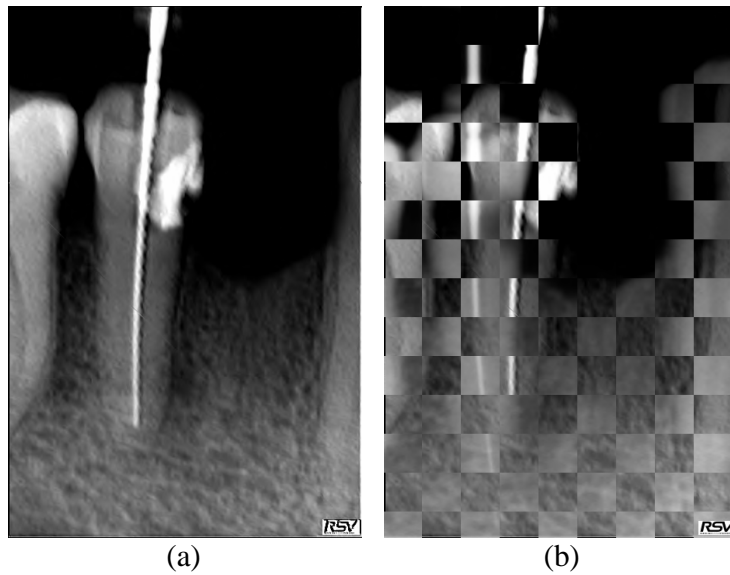
**Figura 99:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “23” e “24”. (a) Imagem de teste “24” registada. (b) Mosaico do registo.



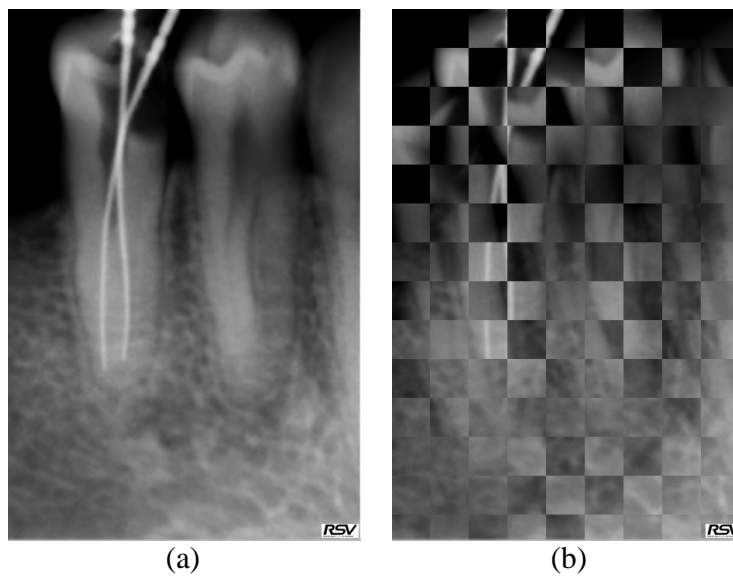
**Figura 100:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “p2” e “p3”. (a) Imagem de teste “p3” registada. (b) Mosaico do registo.



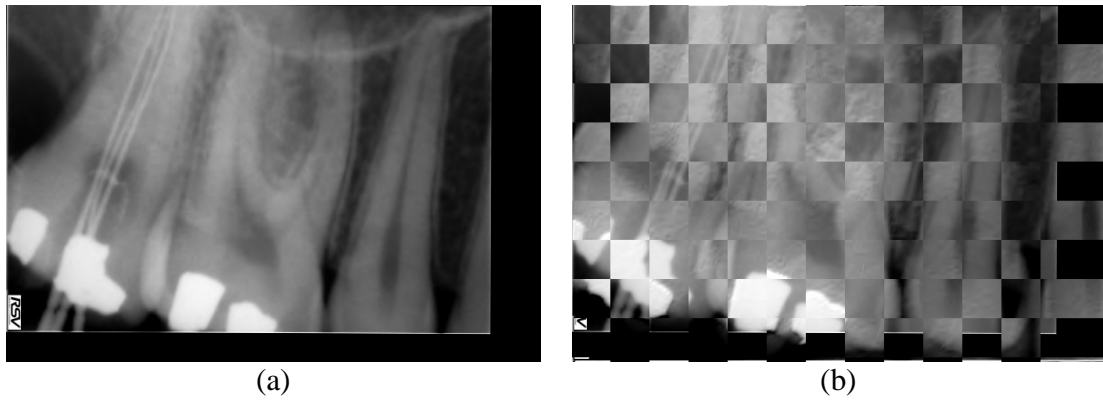
**Figura 101:** Resultados da aplicação do registo semi-automático baseado no cálculo da Informação Mútua às imagens de teste “n1” e “n2”. (a) Imagem de teste “n2” registada. (b) Mosaico do registo.

**C-2-3 Registo automático**

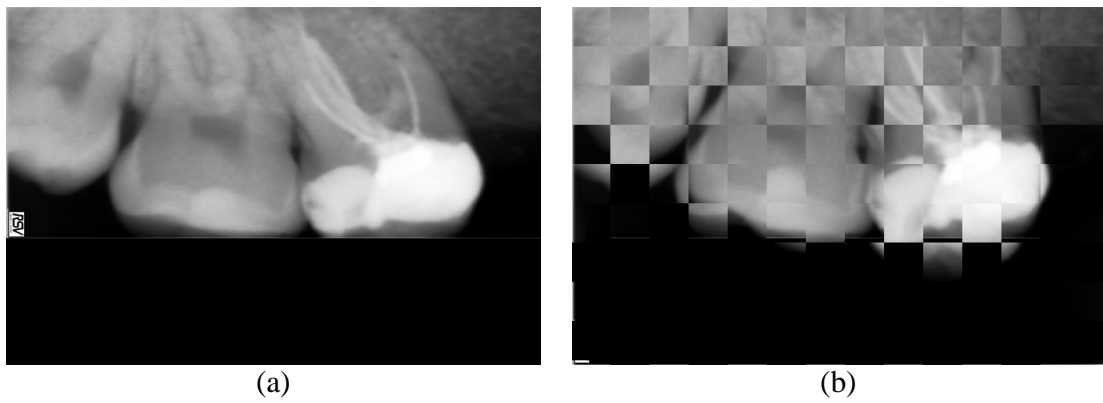
**Figura 102:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “p2” e “p3”. (a) Imagem de teste “p3” registada. (b) Mosaico do registo.



**Figura 103:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “p2” e “p3”. (a) Imagem de teste “p3” registada. (b) Mosaico do registo.



**Figura 104:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “11” e “12”. (a) Imagem de teste “12” registada. (b) Mosaico do registo.



**Figura 105:** Resultados da aplicação do registo automático às imagens de teste “22” e “17”. (a) Imagem de teste “17” registada. (b) Mosaico do registo.