

Capítulo 6

Sistemas Computadorizados de Auxílio ao Diagnóstico Médico

Existem diversos tipos de aplicações já desenvolvidas envolvendo o uso de processamento de imagens médicas, a fim de auxiliar o diagnóstico médico de lesões dermatológicas (VENOT, A.; DEVAUX, J. Y. *et al.* (1988), HERBIN, M.; VENOT, A. *et al.* (1990), HERBIN, M.; BON, F. X. *et al.* (1993), BERRIS, W. P. (2000)). Algumas fazem uso de imagens fotográficas de lesões para processamento posterior, enquanto outras utilizam de dispositivos como câmeras Vidicon ou dispositivos CCD (*charge coupled device*) para a obtenção das imagens.

Imagens obtidas a partir de câmeras fotográficas convencionais ou câmeras Vidicon necessitam passar por uma etapa de digitalização, necessária para armazenamento das imagens em um sistema computadorizado.

Câmeras fotográficas digitais, que utilizam CCD, possuem as imagens finais já em um formato digital, o que facilita com que a mesma seja diretamente transferida para um computador, não necessitando de um dispositivo adicional de digitalização, o que poderia causar uma perda de resolução da imagem original, como acontece com uma imagem fotográfica convencional.

6.1. Sistema Automatizado de Registro e Comparação de Imagens Fotográficas em Medicina

Este sistema, desenvolvido por VENOT A., DEVAUX J. Y. *et al* (1988), permite a aquisição e registro de imagens obtidas por uma câmera de vídeo do tipo Vidicon ou através de *slides* fotográficos. Estas imagens são submetidas a diversas

correções geométricas e armazenadas em tons de cinza. Esse modelo compreende a correção dos seguintes parâmetros: planar, translação, rotação, magnificação ou transformação linear de tons de cinza.

É feita a seguir uma análise de diferenças entre imagens obtidas, onde uma imagem é subtraída da outra, sendo possível o cálculo de distâncias e áreas de regiões desejadas. Esse estudo demonstra, através de resultados experimentais, uma precisão média maior que 3 % em aplicações envolvendo cálculos de área.

Alguns exemplos de aplicações são citados, onde foi utilizado um conjunto de imagens simulando lesões dermatológicas de diferenciados tamanhos. Essas lesões foram feitas a partir de pedaços de papel de áreas já conhecidas. Esses pedaços de papel foram afixados em uma mão humana, a fim de simular uma lesão dermatológica.

Após a aquisição de um certo número de imagens fotografadas do local, em diferenciadas condições de iluminação e geometria, essas imagens foram submetidas ao sistema para correções posteriores, através do uso de algoritmos sugeridos pelos autores.

Nota-se, finalmente, através de uma tabela que permite a comparação de valores reais de área com os valores obtidos pelo sistema, um percentual relativo de erro de 2,6 %.

Um outro exemplo de aplicação é na área de cirurgia plástica onde, partindo-se de um paciente que teve uma deformação no crânio proveniente de um acidente, pode-se fazer algumas comparações entre imagens antes e depois da cirurgia, a fim de se detectar a eficiência da operação plástica.

São sugeridos também alguns cuidados a serem observados na etapa de aquisição das imagens, como o ângulo de vista a ser mantido idêntico entre as imagens para que as mesmas partes do objeto em questão sejam capturadas, de modo a facilitar a tarefa dos algoritmos de subtração.

6.2. Determinação de Cores em Imagens Dermatológicas através do uso de Processamento de Imagens

Nesse sistema, desenvolvido por HERBIN, M.; VENOT, A. *et al.* (1990), é proposta a utilização de imagens em cores para o diagnóstico ou identificação de uma lesão dermatológica. É descrita uma metodologia que permite o uso de cores em lesões com um indicador de eficiência de tais determinações.

A cor de uma lesão é dependente de um contexto visual, influenciado pelas cores existentes em sua volta, pelas condições de iluminação da região, além da cor da pele do paciente. Resultados experimentais levam a crer que cada tipo de pigmentação apresentado por diferentes tipos de lesões dermatológicas possuem índices de cores específicos. É proposta então, uma metodologia de obtenção de tais índices de cores, a partir somente da observação experimental de cada tipo de lesão, sendo desnecessário o acompanhamento de um profissional da área médica neste processo. É notado também que a visualização das imagens a cores pelo médico pode satisfazer às necessidades de diagnóstico da severidade da lesão de pele em questão.

A aquisição de imagens é feita através de *slides* coloridos ou de uma câmera de vídeo do tipo Vidicon, de alta qualidade. A seguir é feito um estudo das imagens obtidas, comparando-as com um instrumento de medida de cores (*chromameter*), a fim de se obter alguns resultados de validade relativos às diferentes pigmentações apresentadas pelas lesões.

Finalmente, é mostrado que mecanismos utilizando a determinação de cores aplicadas às imagens de lesões dermatológicas são mais eficientes que métodos convencionais de acompanhamento visual das lesões.

6.3. Estimativa da Melhoria de Patologias de Pele através do Processamento de Imagens Coloridas

Neste sistema, desenvolvido por HERBIN, M.; BON, F. X. *et al.* (1993), é proposta uma análise de medida de melhoria de uma lesão de pele através do uso de segmentação de regiões. Algumas imagens de pacientes foram obtidas com o uso de uma câmera tri-CCD, que permite a obtenção de imagens de cor verdadeira (*true color*), de 24 bits, sendo 8 bits para R, 8 para G e 8 para B, formando o padrão RGB.

Após a etapa de obtenção das imagens, é feita uma correção, obtida com valores experimentais, em RGB. Essa correção é justificada devido à fraca presença do azul nas imagens obtidas, em relação ao espectro de luz e sensibilidade da câmera. São definidos também, dois tipos de índices, denominados Iarea e Icolor, onde Iarea representa um índice baseado na delimitação automatizada do contorno da lesão; Icolor por sua vez representa a distinção entre pele normal e pele alterada pela lesão.

Uma binarização (*threshold*) colorida é em seguida aplicada às imagens obtidas em um determinado período de tempo, com a finalidade de se mensurar quantitativamente a melhoria da lesão. Essa etapa é feita de forma automatizada por um software de processamento de imagens, onde, após algumas tentativas, foram escolhidas faixas de valores ideais para se trabalhar com a binarização e conseqüente segmentação da região da lesão. O resultado da binarização permite separar a região saudável da região da ferida, para avaliações posteriores.

Alguns gráficos mostram a evolução da lesão ao longo de alguns dias, juntamente com várias imagens obtidas nesse período de tempo, com resultados numéricos de precisão e eficiência do sistema.

6.4. Sistema de Aquisição de Imagens de Lesões de Pele e Medidas da Taxa de Melhoria, através do Processamento de Imagens Coloridas

Este sistema, desenvolvido por BERRIS, W. P. (2000), tem como objetivo principal a determinação da taxa de melhoria do estado de lesões de pele a partir de medidas da quantidade de diferentes tecidos existentes na superfície interna da lesão. Esses tecidos são apresentados em colorações diferentes, sendo o tecido de granulação encontrado na coloração vermelha, e o plasma, na coloração amarela. A Figura 6.1 mostra a imagem de uma úlcera de perna, onde pode-se notar o tecido de granulação (pontos em vermelho) e o plasma (região amarelada).

A fim de concretizar a medição de diferentes tecidos, são desenvolvidos nessa tese de doutoramento, algoritmos de segmentação, utilizados para a separação de regiões que contenham esses tecidos. A Figura 6.2 mostra a segmentação da área externa à lesão, a Figura 6.3 mostra o tecido de granulação, e a Figura 6.4 mostra a área segmentada de plasma.



Figura 6.1: Imagem original da lesão de perna (BERRIS, W. P. (2000))

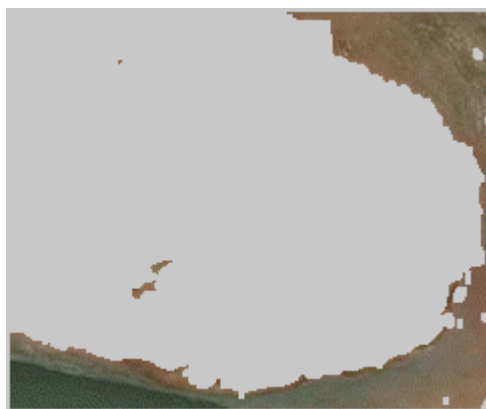
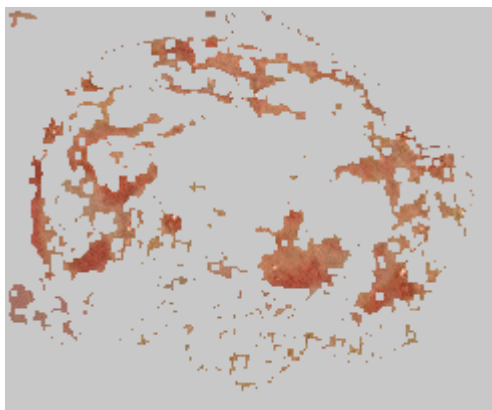


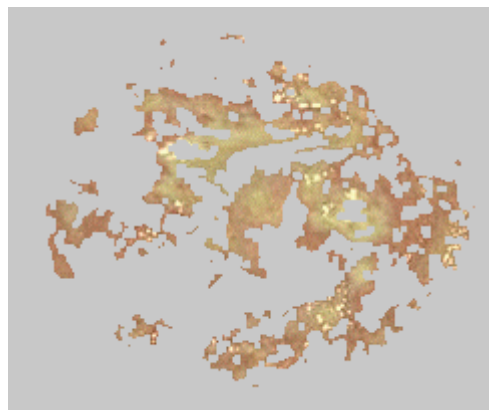
Figura 6.2: Tecido ao redor da área lesada (BERRIS, W. P. (2000))

É possível então, após a separação dessas regiões, que sejam tomadas medidas de cada tecido separadamente, com o objetivo de se comparar esses valores com as demais imagens obtidas de uma mesma lesão. Portanto, após a segmentação de regiões (diferentes tecidos), são a seguir realizadas diversas medições baseadas em

histogramas, que mostram as informações de distribuição para cada componente de cor, tendo sido usado o modelo RGB, sendo 8 bits para R, 8 bits para G e 8 bits para B, totalizando 24 bits (imagem *true color*).



**Figura 6.3: Tecido de granulação
(BERRIS, W. P. (2000))**



**Figura 6.4: Plasma (BERRIS, W. P.
(2000))**