

# Segmentação automática de lesões de pele usando difusão anisotrópica e crescimento de regiões

Alex F. de Araújo, Aledir Silveira Pereira, Norian Marranghello,

Depto de Ciências de Computação e Estatística, IBILCE, UNESP,

15054-000, São José do Rio Preto, SP, Brasil

E-mail: fa.alex@gmail.com, aledir@ibilce.unesp.br, norian@ibilce.unesp.br

**João Manuel R. S. Tavares**

Departamento de Engenharia Mecânica (DEMec), Fac. de Eng. da Universidade do Porto (FEUP)

Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (INEGI)

4200-465, Porto, Portugal

E-mail: tavares@fe.up.pt

**Resumo:** *O diagnóstico médico auxiliado por computador tem se tornado cada vez mais frequente, como, por exemplo, no diagnóstico de lesões de pele para o qual a extração robusta e automática dos contornos das mesmas torna-se crucial. Muitas vezes, algumas lesões passam despercebidas pelo dermatologista porque são muito pequenas, ou às vezes, o médico pode estar com a visão cansada e ter dificuldade para as identificar. Este trabalho faz um estudo de alguns métodos para segmentação automática de lesões de pele, que podem ser usados para alertar o médico sobre a localização de possíveis lesões, propondo um procedimento que mescla dois métodos promissores, usando as principais características positivas de cada um e, fazendo também uma comparação entre os resultados retornados pelo procedimento proposto e pelos métodos usados como base.*

**Palavras-chave:** *Segmentação, lesão de pele, crescimento de regiões, difusão anisotrópica*

## 1 Introdução

A segmentação de imagens é um dos passos mais importantes do processamento e análise computacional de imagens, pois permite, por exemplo, a extração de regiões de interesse presentes na imagem original, para serem pós-processadas e caracterizadas, [5]. A segmentação e caracterização são aplicadas em imagens médicas, geográficas, imagens de satélite e agrícolas. Este trabalho apresenta um procedimento que usa duas técnicas para segmentação (extração) de lesões de pele a partir de imagens.

Muitas pesquisas vêm sendo desenvolvidas na área da Visão Computacional para auxiliar os médicos no diagnóstico de lesões no corpo humano, concentrando na utilização de técnicas de segmentação para extração das bordas de lesão, de órgãos ou tecidos.

Foram analisados dois métodos de segmentação de lesões de pele e, a partir de suas principais características foi proposto um procedimento para extração de contorno de lesões de pele em imagens tendo sido obtidos resultados relevantes. Um dos métodos analisados usa uma equação diferencial parcial baseada no gradiente para fazer a remoção de ruídos presentes na imagem original, e em seguida aplica o detector de bordas de Canny, obtendo o contorno da lesão, [11]. O outro método aplica um filtro de mediana para remoção de ruído, seguido da aplicação de um método de segmentação por crescimento de regiões uniforme e, para finalizar, aplica um método de união (*merge*) para refinar o resultado obtido na segmentação, [2]. O método proposto neste

trabalho usa a equação diferencial parcial [1] para fazer a suavização e o crescimento de regiões e o *merge* para segmentar a imagem.

Este artigo está organizado da seguinte forma: a seção seguinte descreve alguns trabalhos que mostram técnicas de segmentação de lesões de pele. As seções 3 e 4 descrevem os métodos de segmentação por crescimento de regiões e usando a difusão anisotrópica, respectivamente. O método proposto é descrito na seção 5. Os testes e a análise dos resultados obtidos são apresentados na seção 6 e a seção 7 apresenta a conclusão do artigo.

## 2 Trabalhos correlatos

O alto índice de lesões de pele adquiridas de várias formas e as conseqüências que estas trazem para o paciente, podendo até ser um câncer de pele, torna a sua detecção precoce de extrema importância para definição do tratamento mais adequado. Algumas características físicas como contorno, textura e cor podem auxiliar no diagnóstico de tais lesões [8].

Uma pesquisa desenvolvida por Morris-Smith [8] revelou que os médicos enfatizam muito a irregularidade da borda quando descrevem as lesões. Morris-Smith mostrou também que os médicos encontram dificuldades na avaliação visual da irregularidade do contorno das lesões e que a alteração na posição das mesmas (rotação e reflexão), às vezes pode afetar o diagnóstico.

Com isso, um processo computacional adequado de segmentação pode auxiliar na detecção e diagnóstico de lesões de pele, exigindo para tal procedimentos de segmentação eficientes e exatos. Neste diagnóstico orientado por computador, a extração automática de bordas é muitas vezes fundamental para a precisão dos passos seguintes.

A detecção de bordas automatizada é uma tarefa difícil devido ao baixo contraste entre a possível lesão e a sua vizinhança, às bordas confusas e irregulares, reflexos e sombras devido a problemas de iluminação, interferências provocadas, por exemplo, por bolhas e pêlos, e variação da coloração interna da lesão [2].

A segmentação de imagens que contêm lesões cutâneas consiste na separação do tecido doente do saudável. Claridge e Orun desenvolveram um método de segmentação que determina um contorno inicial para uma lesão a partir da análise do histograma [4]. Na tentativa de obter uma borda mais precisa, o contorno inicial é refinado com um método de modelagem de bordas dado por:

$$\rho(r, A, T, s) = \frac{A}{(1 + s(r - T))}, \quad (1)$$

onde  $r$  é a distância radial do centro da lesão,  $A$  é a amplitude,  $s$  é o fator de aguçamento e  $T$  é o centro do contorno.

Chung e Sapiro [3] propuseram um método de segmentação de lesões de pele mais eficiente, baseado nos modelos de contorno ativo. Estes modelos caracterizam-se pelo movimento de uma curva fechada ao longo de uma imagem, na tentativa de encaixar esta curva aos contornos da lesão através da minimização local da energia do funcional dado por:

$$\int_{\mathcal{C}} g(|\nabla I|) ds, \quad (2)$$

onde  $\nabla I$  é o gradiente da imagem  $I$ ,  $ds$  é a curva do arco  $(|\frac{\partial \mathcal{C}}{\partial s}|) = 1$ ,  $\mathcal{C}$  é a deformação da curva,  $I$  é a imagem inicial a ser segmentada e  $g$  é uma função de suavização, tal que  $g(r) \rightarrow 0$ , quando  $r \rightarrow \infty$ .

A minimização do funcional é feita pelo cálculo de um caminho com distância mínima (curva geodésica) com peso  $g(\cdot)$  dado por:

$$\frac{\partial \mathcal{C}}{\partial t} = gkN - (\nabla g \cdot N)N, \quad (3)$$

onde  $k$  é a curvatura euclidiana e  $N$  é a norma Euclidiana.

Para refinar as bordas extraídas de imagens com muito ruído e eliminar as falsas arestas, Chung e Sapiro alteraram o método para que capture alguns pontos marcados pelo usuário sobre o contorno do objeto, e então minimize a energia do funcional (equação 2) conectando os pontos escolhidos pelo usuário.

Os resultados deste método são satisfatórios, tanto para imagens com pouco ruído quanto para imagens muito ruidosas. No entanto não é totalmente automático, pois requer a intervenção do usuário para escolher um conjunto de pontos iniciais usados pelo algoritmo.

Celebi, Aslandogan e Bergstresser [2] propuseram um método de segmentação a partir da técnica de crescimento de regiões, enquanto Pires e Barcelos [11] desenvolveram um procedimento baseado em difusão anisotrópica e no operador de Canny. Estes dois métodos formam a base do procedimento proposto neste trabalho, sendo apresentados nas próximas seções. Chamaremos o método de crescimento de regiões de CAB e o procedimento usando difusão anisotrópica de PB.

### 3 Segmentação de lesões de pele por crescimento de regiões e *merge*

O CAB é um procedimento para segmentação de lesões de pele usando o método de crescimento de regiões. O pré-processamento neste método visa facilitar a detecção de bordas das lesões a partir da redução de ruídos e do espaço de cores da imagem.

**Suavização:** as imagens de lesões de pele costumam conter características que dificultam a detecção das bordas, como bolhas, pêlos e variação da coloração interna da lesão. Existem vários filtros com capacidade de reduzir estes ruídos. O método CAB usa o filtro da mediana [6] para suavizar a imagem original.

**Quantização de cor:** com este passo, os autores pretendem eliminar as cores pouco representativas na diferenciação das regiões vizinhas da imagem. Após a execução desta etapa, a imagem passa a ser representada por um conjunto de 20 cores, sendo este número determinado por testes feitos pelos autores, verificando que esta quantidade de cores é suficiente para uma quantização precisa, ou seja, as cores das partes interna e externa da lesão não se misturam.

As novas cores da imagem, rotuladas pelo algoritmo de quantização, formam um conjunto de classes denominado mapa de classes que pode ser visto como uma composição de textura. A distância entre as diferentes classes são chamadas de valores locais.

No método CAB, a imagem é percorrida usando os valores locais e agrupando-se os pixels em regiões de acordo com janelas locais definidas por uma escala. Quanto maior a escala, maior é a janela local. A primeira iteração do método de crescimento de regiões é feita com a maior escala. Neste caso, partes do tecido saudável da pele ainda misturam-se com a lesão.

Para refinar o resultado, o método é repetido com escalas menores, sempre usando a imagem segmentada com a escala imediatamente superior. A imagem segmentada é formada por várias regiões, sendo que algumas envolvem tecido saudável e outras limitam partes da lesão. Para unir as regiões doentes, Celebi e colaboradores em [2] executam um método de agrupamento (*merge*). Para fazer esta união, define-se a intensidade da cor do tecido saudável da pele por meio de um quadrado de 100 pixels em cada canto da imagem e calcula-se a média de cor do espaço Luv<sup>1</sup> dos pixels destes quadrados. Esta média é considerada de tecido saudável, pois geralmente a lesão fica focada no centro da imagem de entrada.

As regiões cuja diferença entre a média de sua cor e a média de cor do tecido saudável for menor que um certo limiar, são consideradas externas à lesão e descartadas. Assim, as regiões doentes são unidas em uma região maior, que é a lesão procurada.

---

<sup>1</sup>No modelo de cor Luv, o  $L$  está relacionado à luminância e  $u$  e  $v$  referem-se à crominância. Este modelo de cor é independente do dispositivo em que está sendo exibido.

## 4 Segmentação de lesões de pele usando difusão anisotrópica

O método PB extrai bordas em imagens de lesões de pele usando a difusão anisotrópica para fazer a suavização da imagem e aplicando o operador de Canny para extrair o contorno das lesões. A difusão anisotrópica suaviza a imagem, retardando o efeito desta suavização nas arestas.

Na difusão anisotrópica, o controle da intensidade da difusão é feito por uma função de parada na aresta, de acordo com o gradiente do ponto que deve sofrer a difusão. Esta função de parada usa um parâmetro de escala  $\sigma$  que indica a intensidade da difusão. O espaço de escala não-linear anisotrópica definido por Perona e Malik [10] é dada pela equação 4, sendo  $\|\nabla F_t(x, y)\|$  a magnitude do gradiente de  $F_t$ ,  $g$  a função de parada na aresta e  $div$  o divergente:

$$\begin{aligned} \frac{\partial F_t(x, y)}{\partial t} &= div[g(\|\nabla F_t(x, y)\|)\nabla F_t(x, y)] \\ F_0(x, y) &= f(x, y) \end{aligned} \quad (4)$$

A discretização espacial e temporal da equação 4 feita por Perona e Malik em [10] é:

$$I(s, t + 1) = I(s, t) + \frac{\lambda}{|\eta_s|} \sum g(|\nabla I_{s,p}(t)|)\nabla I_{s,p}(t), \quad (5)$$

onde,

- $I(s, t)$  é a imagem discretizada;
- $s$  é a posição do pixel em uma grade discreta bidimensional;
- $t$  é o número de iterações;
- $\lambda$  é uma constante que define a velocidade de difusão;
- $\eta_s$  é o conjunto de vizinhos espaciais de  $s$ . Normalmente são considerados os vizinhos leste, oeste, norte e sul;
- $\nabla I_{s,p}(t)$  é a magnitude do gradiente de  $I$ , no ponto  $s$  e na direção  $(s, p)$ .

Com o tempo surgiram vários métodos de segmentação que modificaram e adaptaram a equação de Perona e Malik, sendo que um dos principais foi proposto por Pires e Barcelos [11]. Para fazer uma suavização seletiva da imagem este método utiliza-se de equações diferenciais parciais, removendo os elementos de menor interesse, como aqueles de baixo contraste e os ruídos. A equação 6, definida por Barcelos, Boaventura e Silva Jr. [1], é aplicada a cada ponto da imagem, eliminando os ruídos e realçando as arestas das lesões:

$$u = g|\nabla u|div\left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|}\right) - \lambda(1 - g)(u - I). \quad (6)$$

Os novos termos da equação 6 em relação à equação proposta por Perona e Malik dada pela equação 5 são:

- $u = F_t(x, y)$ ;
- $I$  é a imagem original;
- $\lambda$  é um parâmetro que define a velocidade da difusão;
- $(u - I)$  é o termo forçante definido por Nordström [9] para reduzir os efeitos degenerativos da difusão;
- $(1 - g)$  é o seletor moderado do processo de difusão, forçando a imagem suavizada a continuar com a posição das arestas intactas.

O seletor moderado faz com que a difusão seja feita de forma balanceada, permitindo a identificação das diferentes regiões da imagem e conseqüentemente possibilitando maior suavização nas regiões homogêneas do que nos contornos. Esta é uma característica importante da equação e que torna atraente sua utilização em métodos de pré-processamento para extração de bordas em imagens ruidosas.

## 5 Adaptação proposta

Na tentativa de obter bordas mais precisas propomos uma adaptação nos métodos CAB e PB. O procedimento para suavização do método PB é mais eficiente do que o filtro da mediana usado pelo CAB, ao passo que a o crescimento de regiões e *merge* mostrou-se mais eficiente para a extração de contornos em lesões de pele do que o detector de Canny. A proposta deste trabalho é unir os pontos positivos dos dois métodos. Na figura 1 temos o esquema do procedimento proposto.

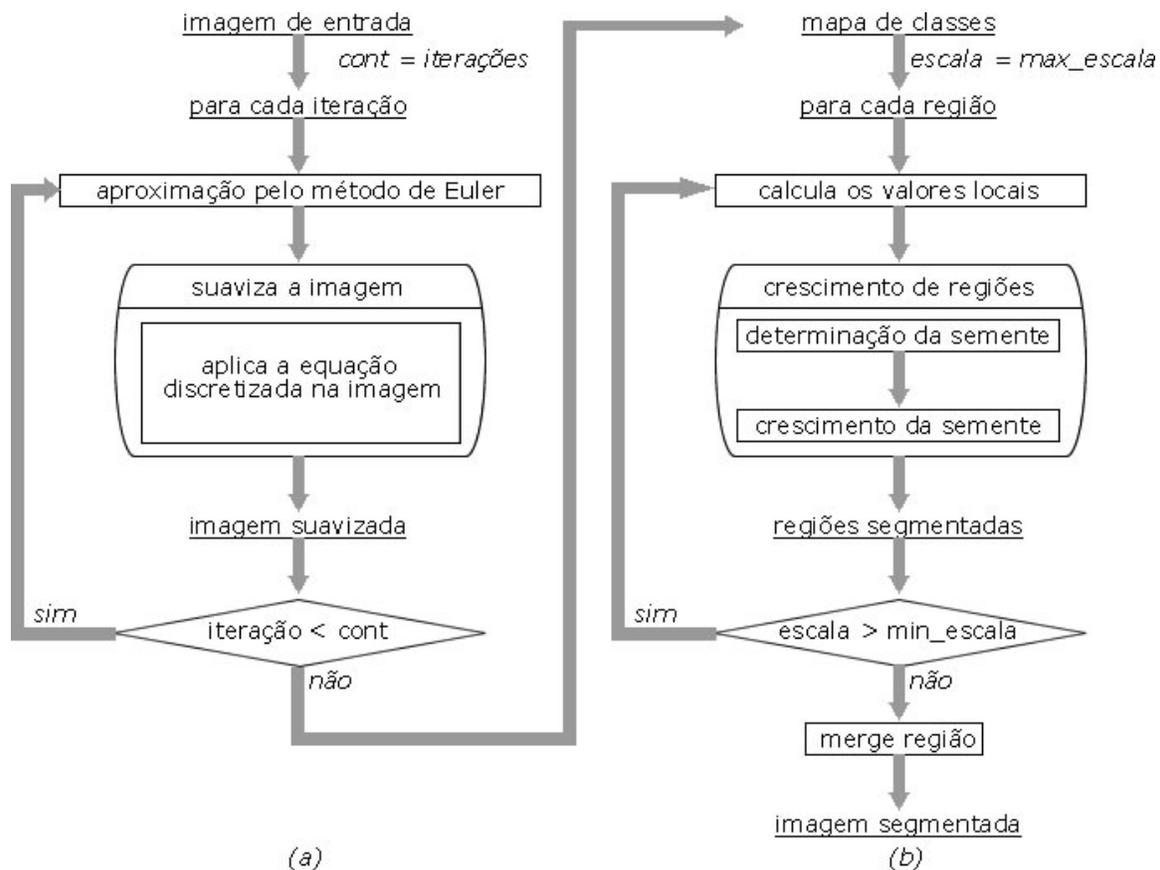


Figura 1: Esquema do método proposto.

A parte (a) do esquema da figura 1 faz o pré-processamento da imagem, suavizando-a através da difusão anisotrópica usada pelo método PB. A parte (b) faz a segmentação espacial usando o crescimento de regiões e o procedimento de *merge* usados pelo método CAB.

## 6 Testes e resultados

A adaptação proposta neste trabalho demonstra-se promissora, obtendo bordas mais precisas em relação aos dois métodos de base. A título de exemplo, na figura 2 podemos ver os resultados dos métodos de segmentação PB, CAB e do procedimento proposto, aplicados nas mesmas lesões de pele. Os contornos extraídos pelos métodos estão na cor branca, sobreposto às lesões originais,

que encontram-se na primeira coluna da figura. Os testes foram feitos sobre um conjunto de imagens tiradas do *Skin Cancer Guide* que é uma fonte online com informações sobre tratamento de câncer de pele [7].

Na figura 2 apresenta-se por linha, na primeira coluna a imagem original, na segunda coluna o resultado do método PB, onde percebe-se a presença de algumas arestas duplas na parte superior da lesão, bem como uma descontinuidade na parte inferior e uma porção da lesão não detectada à direita. Na terceira coluna, onde foi usado o método CAB o resultado foi um pouco melhor, mas ainda deixou uma fatia não detectada à direita. Na quarta coluna (com o procedimento proposto) obteve-se o melhor resultado, ocorrendo apenas uma suavização excessiva na parte inferior da lesão.

Na segunda linha, os resultados dos métodos foram muito parecidos, com uma pequena vantagem para o método PB e o proposto neste trabalho. O pré-processamento feito usando a difusão anisotrópica na segunda e quarta colunas proporcionou a extração de uma borda mais precisa, ao passo que a aplicação do método CAB na terceira coluna, retornou uma borda menos precisa deixando de capturar uma pequena parte à esquerda da lesão.

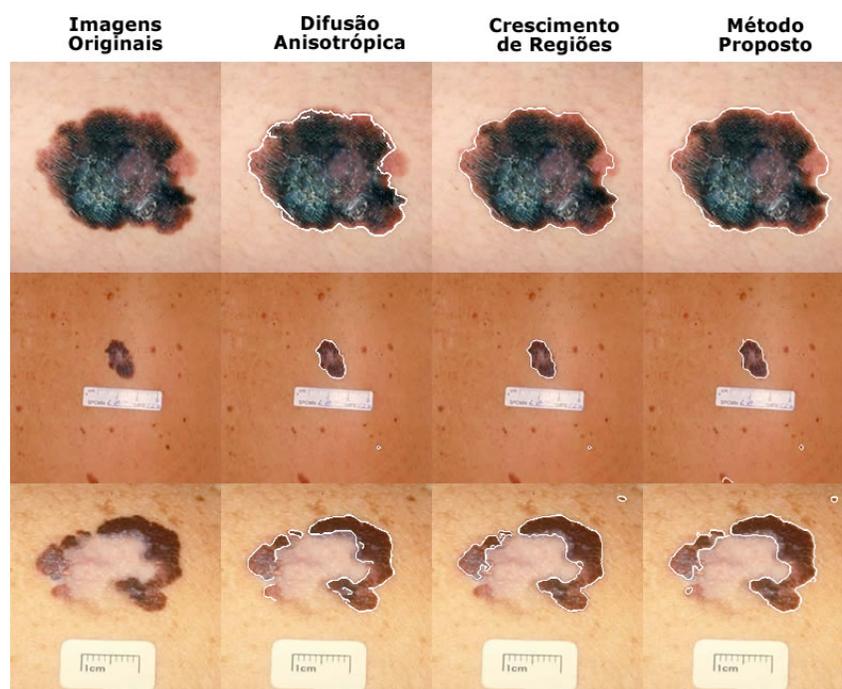


Figura 2: Exemplo de resultados obtidos usando os métodos CAB, PB e o procedimento com a adaptação proposta.

Na terceira linha e segunda coluna da figura 2, o método PB retornou algumas descontinuidades no contorno, principalmente na parte esquerda da imagem. Na terceira coluna com o método CAB, detectou-se uma pequena mancha no canto superior direito da imagem que tem tonalidade semelhante a algumas partes da lesão e obteve o contorno mais preciso do que o PB. Com o procedimento proposto (quarta coluna), a pequena mancha também foi detectada e a borda encontrada foi mais precisa do que os outros métodos, envolvendo quase toda a lesão.

O método CAB não consegue extrair bordas precisas de imagens de pele com muito ruído e pêlos, pois o filtro da mediana aplicado no pré-processamento para suavizá-las deve ter uma máscara de maiores dimensões, provocando uma deformação nos detalhes finos da borda. Com a substituição do filtro da mediana pela suavização por difusão anisotrópica proposta por Barcelos e colaboradores [1] os resultados foram melhores, como visto na quarta coluna da figura 2.

## 7 Conclusões

A adaptação proposta por este trabalho para segmentação de lesões de pele mostrou-se promissora, retornando bordas que envolvem toda a lesão e mantêm a irregularidade presente na maioria dos casos. Em algumas situações, como na imagem da primeira linha da 2, a suavização excessiva provoca a perda de irregularidade em partes da borda. No entanto, os resultados obtidos foram animadores e mostram que este procedimento pode contribuir para auxiliar os médicos no diagnóstico de lesões de pele.

## Agradecimentos

Nós agradecemos ao suporte financeiro da CAPES e da FAPESP.

## Referências

- [1] C. A. Z. Barcelos, M. Boaventura, and E. C. Silva. A well-balanced flow equation for noise removal and edge detection. In *IEEE Transactions on Image Processing*, volume 12, pages 751–763, 2003.
- [2] M. E. Celebi, Y. A. Aslandogan, and P. R. Bergstresser. Unsupervised border detection of skin lesion images. In *ITCC '05: Proceedings of the International Conference on Information Technology: Coding and Computing (ITCC'05) - Volume II*, pages 123–128, Washington, DC, USA, 2005. IEEE Computer Society.
- [3] D. H. Chung and G. Sapiro. Segmenting skin lesions with partial-differential-equations-based image processing algorithms. In *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 19, pages 763–767, 2000.
- [4] E. Claridge and A. Orun. Modelling of edge profiles in pigmented skin lesions. In *Proceedings of Medical Image Understanding and Analysis 2002*, pages 53–56, Houston, USA, 2002. Zwiggelaar R(Eds.).
- [5] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. *Processamento de Imagens Digitais*. Edgard Blücher, 1 edition, 1993.
- [6] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, and S. L. Eddins. *Digital Image Processing Using MATLAB*. Prentice-Hall, Inc., Upper Saddle River, NJ, USA, 2003.
- [7] Guide. Skin cancer images. disponível em: <http://www.skincancerguide.ca/prevention/images.html>. acesso em março de 2009, 2009.
- [8] J. D. Morris-Smith. *Characterisation of the appearance of pigmented skin lesions*. PhD thesis, The University of Birmingham, 1996.
- [9] N. Nordström. Biased anisotropic diffusion - a unified regularization and diffusion approach to edge detection. In *ECCV 90: Proceedings of the first european conference on Computer vision*, pages 18–27, New York, NY, USA, 1990. Springer-Verlag New York, Inc.
- [10] P. Perona and J. Malik. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. Technical report, Berkeley, CA, USA, 1988.
- [11] V. B. Pires and C. A. Z. Barcelos. Edge detection of skin lesions using anisotropic diffusion. In *ISDA '07: Proceedings of the Seventh International Conference on Intelligent Systems Design and Applications*, pages 363–370, Washington, DC, USA, 2007. IEEE Computer Society.