

## REFERÊNCIAS

- [1] NOVOSAD J., CHERIET F., PETIT Y., LABELLE H. Three-Dimensional (3D) Reconstruction of the Spine From a Single X-Ray Image and Prior Vertebra Models. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(9):1628-1639, Setembro 2004.
- [2] JAREMKO J. L., PONCET P., RONSKY J., HARDER J., DANSEREAU J., LABELLE H., ZERNICKE R. F. Indices of torso asymmetry related to spinal deformity in scoliosis. *Clinical Biomechanics*, 17(8):559–568, Outubro 2002.
- [3] PONCET P., DELORME S., RONSKY J. L., DANSEREAU J. Reconstruction of laser-scanned 3D torso topography and sterioradiographical spine and rib-cage geometry in scoliosis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 4(1):59–75, 2000.
- [4] POMERO V., MITTON D., LAPORTE S., GUISE J. A., SKALLI W. Fast accurate stereoradiographic 3d-reconstruction of the spine using acombined geometric and statistic model. *Clinical Biomechanics*, 19(3):240–247, Março 2004.
- [5] PRORAD. *Gerador de raios-x*. Disponível em: [http://www.clicpoa.com.br/curso\\_de\\_especializacao.html](http://www.clicpoa.com.br/curso_de_especializacao.html). Acesso em: 27 novembro 2009.
- [6] KOOMPAIROJN S., HUA K. A., BHADRAKOM C. Automatic Classification System for Lumbar Spine X-ray Images. *Proceedings of the 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*. 2006.
- [7] STEGMANN M. B. Active appearance Model, theory extensions and cases. Master Thesis. Technical University of Denmark, 2000.
- [8] TAGARE H. Deformable 2-D template matching using orthogonal curves. *IEEE Transaction Medical Imaging*, 16(1), pp 108-117, Fevereiro 1997.
- [9] COOTES T. F., EDWARDS G. J., TAYLOR C. J. Active appearance model. In *Proc. 5th European Conference on Computer Vision*. Freiburg, Germany, 1998.

- [10] BRUIJNE M., NIELSEN M. Image segmentation by shape particle filtering. In Proceedings of the 17th International on Pattern Recognition, (3):722–725, Agosto 2004.
- [11] MEZGHANI N., DESCHÊNES S., GODBOUT B., BRANCHAUD D., GUISE J. A. Spinal vertebrae edge detection by anisotropic filtering and a local Canny-Deriche edge detector. IEEE International symposium on Image/video communications, ISIVC 2006.
- [12] DERICHE R. Using Canny's criteria to derive a recursively implemented optimal edge detector. International Journal of Computer Vision, 2(1):167–187, 1987.
- [13] CANNY J. F. Finding edges and lines in images. Master thesis. Massachusetts Institute of Technology. Cambridge, 1983.
- [14] KYRIAKOPOULOS K. J., YIANNAKOS P., KALLIPOLITES V., DOMALES K. A Geometric Calibration Methodology for Single-Head Cone-Beam X-ray Systems. Journal of Intelligent and Robotic Systems, 24(2):151-174, Fevereiro 1999.
- [15] ROUGÉE A., PICARD C., PONCHUT C., TROUSSET Y. Geometrical calibration of X-ray imaging chains for three dimensional reconstruction, Computerized medical imaging and graphics: the official journal of the Computerized Medical Imaging Society, 17(4-5):295-300, 1993.
- [16] WANG L. L., TSAI W.-H. Camera calibration by vanishing lines for 3-D computer vision. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 13(4):370–376, Abril 1991.
- [17] ZHAN S., CHANG H., JIANG J.-Q., LI H. Spinal Images Segmentation Based on Improved Active Appearance Models. In: The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. Maio 2008.
- [18] NYUL L. G., KANYO J., MATE E., MAKAY G., BALOGH E., FIDRICH M., KUBA A. Method for Automatically Segmenting the Spinal Cord and Canal from 3D CT Images. Computer Analysis of Images and Patterns, 3691: 456-463, Setembro 2005.
- [19] SCHNEIDER P. J., EBERLY D. H. Geometric tools for computer graphics. San Francisco: Elsevier Science. 2003.
- [20] KLEIN J., BARTZ D., FRIMAN O., HADWIGER M., PREIM B., RITTER F., VILANOVA A., ZACHMANN G. Advanced Algorithms in Medical Computer

Graphics. Annex to the Conference Proceedings of EUROGRAPHICS, 25-44, 2008.

- [21] NEDEL L. P. Realidade Virtual & Medicina. SBC 4th Symposium on Virtual Reality. Outubro 2001.
- [22] BICHLMEIER C., NAVAB N. Virtual Window for Improved Depth Perception in Medical AR. International Workshop on Augmented Reality environments for Medical Imaging and Computer-aided Surgery (AMI-ARCS), 2006.
- [23] INTEL. Open Computer Vision Library (OpenCV). 2000. Disponível em: <http://sourceforge.net/projects/opencvlibrary>. Acesso em: 27 novembro 2009.
- [24] GTK+. The GTK+ Project. Disponível em <http://www.gtk.org>.
- [25] OGRE. Object-Oriented Graphics Rendering Engine. 2001. Disponível em: <http://www.ogre3d.org>. Acesso em: 27 novembro 2009.
- [26] SHEA K. G., STEVENS P. M., NELSON M., SMITH J. T., MASTERS K. S., YANDOW S. A. A comparison of manual versus computer-assisted radiographic measurement: Intraobserver measurement variability for Cobb angles. *Spine*, 23(5):551-5, 1998.
- [27] KASS M., WITKIN A., TERZOPOULOS D. Snakes: Active Contour Models. *International Journal of Computer Vision*. 1(4):321-331, Janeiro 1988.
- [28] MITTON D., LANDRY C., VERON S., SKALLI W., LAVASTE F., DE GUISE J. A. 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med. Biol. Eng. Comput.* 38, 133–139, 2000.
- [29] Veron, S., 1997. Modelisation geometrique et mecanique tridimensionelle parelement finis du rachis cervical superieur., *Memoire de these ENSAM Paris*.
- [30] GEUSEBROEK J. M., SMEULDERS A. W. M., WEIJER J. V. Fast anisotropic gauss filtering. *IEEE Transactions on Image Processing*. 12(8):983-943, Agosto 2003.
- [31] NATIONAL CENTER FOR HEALTH STATISTICS. Second National Health and Nutrition Examination Survey (NHANES II) Public-Use Data Files. Disponível em [www.cdc.gov/nchs/products/elec\\_prods/subject/nhanesii.htm](http://www.cdc.gov/nchs/products/elec_prods/subject/nhanesii.htm)

- [32] TRIBASTONE F. Tratado de Exercícios Corretivos Aplicados à Reeducação Motora Postural. Trad. Daniela Heffer da Costa de Luna Alencar Moreira. Barueri, SP: Manole, 2001.
- [33] FAPESP. Software para Avaliação Postural – SAPO. 2003. Disponível em: <http://sapo.incubadora.fapesp.br/portal>. Acesso em: 27 novembro 2009.
- [34] GREINER K. A. Adolescent Idiopathic Scoliosis: Radiologic Decision-Making. American Academy of Family Physicians. Maio 2002.
- [35] WALL M. E., RECHTSTEINER A., ROCHA L. M. Singular value decomposition and principal component analysis. In: A Practical Approach to Microarray Data Analysis. p. 91-109, Kluwer: Norwell, 2003.
- [36] CIENTISTAS investigam ligação entre câncer e ressonância magnética. Folha online. São Paulo, 23 maio 2008. Disponível em: <http://www1.folha.uol.com.br/folha/ciencia/ult306u404537.shtml>. Acesso em: 27 novembro 2009.

## Apêndice A

### Método automático para determinar pontos chaves

Como foi mencionado no capítulo 3, um procedimento automático para determinar os pontos chaves nas imagens de raios-x faz parte de uma das etapas do sistema de modelagem da coluna vertebral. Nesta fase do trabalho, serão demonstradas alternativas pesquisadas para aproximar, de forma semi-automática, as marcações de tais pontos referentes a cada vértebra.

Porém, identificar automaticamente a coluna vertebral, e ainda mais as vértebras, numa radiografia é uma tarefa bastante complexa. Fato explicado principalmente pelo ruído causado pela sobreposição de outras estruturas anatômicas do corpo humano.

Portanto, no intuito de auxiliar o profissional da área médica nas marcações dos pontos chaves das vértebras, ou até mesmo proporcionar que um técnico possa manusear o sistema de modelagem, buscamos melhorar a qualidade das informações extraídas das imagens de raios-x através de técnicas de segmentação. Neste processo a idéia é tentar aproximar os pontos pela localização das vértebras na radiografia. Para isso, duas técnicas foram investigadas: *Local Canny-Deriche Edge Detector* [8] e *Active Contour Models (Snake)* [27]. Uma pequena variação do *Snake* também foi experimentada.

#### Local Canny-Deriche Edge Detector

O método de detecção de arestas *Canny-Deriche* inicialmente proposto em [12, 13]. Sendo  $I(x,y)$  a imagem a ser filtrada no ponto  $(x,y)$ , o algoritmo consiste dos seguintes passos:

1. Suavizar a imagem através de um filtro Gaussiano:

$$S[x, y] = G[x, y, \sigma] * I[x, y],$$

onde  $G[x,y,\sigma]$  representa o filtro e  $\sigma$  é a abertura da gaussiana.

2. Computar a magnitude do gradiente através de diferenças finitas pelas derivadas parciais.

$$\|\nabla S\| = \left[ \left( \frac{\partial S}{\partial x} \right)^2 + \left( \frac{\partial S}{\partial y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}}$$

3. Aplicar o método de supressão de pontos não-máximos (*non-maximum suppression*) à magnitude do gradiente;
4. Aplicar o algoritmo *double thresholding* para detectar as arestas.

Porém, a fim de melhorar a qualidade das radiografias, removendo os ruídos e preservando as estruturas das arestas nas imagens, aplicamos uma modificação na primeira etapa do algoritmo mostrado no parágrafo anterior. Substituímos o filtro Gaussiano por um filtro Anisotrópico.

Tal filtro, introduzido no processo, foi proposto em [30]. Segundo os autores, a dificuldade de detectar linhas e arestas é aumentada quando as imagens ou apresentam arestas muito próximas uma da outra, ou quando há um cruzamento entre elas. Isso geralmente costuma ocorrer em cenários complexos como imagens de raios-x, por exemplo, onde há diversas sobreposições entre partes do corpo humano.

E neste caso, é dito por eles, que estratégias de filtragem isotrópica (como o filtro Gaussiano) não produzem bons resultados. Isso porque além de remover ruídos, ele acaba removendo detalhes da imagem. Nas arestas próximas e paralelas, por exemplo, esse tipo de filtragem tende a aplicar um *blur* na área em questão, transformando duas arestas em uma. Já em relação ao cruzamento entre arestas, a detecção não é feita de forma eficiente devido a seletividade orientada pela forma da distribuição Gaussiana.

Portanto, nesses casos é conveniente ter um método de detecção que ignore a distorção dos dados referentes à vizinhança das arestas, enquanto

acumula evidências das próprias arestas ao longo de sua orientação. Aproveitando, assim, a vantagem da natureza anisotrópica característica de linhas e arestas. O que justifica a opção pela filtragem anisotrópica.

Por fim, definimos o método *Local Canny-Deriche* como sendo a aplicação do algoritmo *Canny-Deriche* modificado apenas na região que envolve a coluna vertebral do paciente.

### **Active Contour Model**

Uma *snake* é definida em [27] como sendo uma *energy-minimizing spline* guiada por uma força constante externa e influenciada por uma imagem. Forças essas, que “empurram” ela na direção de linhas e arestas. Uma *snake* (ou contorno ativo) tende a se modelar minimizando sua função de energia, relativa às forças atuantes no contorno ativo. Esta função possui uma componente interna e uma externa. A energia interna depende de propriedades intrínsecas, tais como sua elasticidade e curvatura. A parte externa da energia depende da estrutura da imagem à qual se aplica a *snake*, sendo normalmente usado o gradiente da imagem.

Simplificando, é como se tivéssemos uma estrutura geométrica primitiva que englobasse uma região de busca na imagem (figura 1a). A partir daí, o método tenta deformar essa estrutura, para que ao final do processo tenhamos o contorno do objeto a ser identificado na imagem (figura 1b). No nosso caso, o objeto a ser identificado é a coluna vertebral, mais precisamente a estrutura de cada uma de suas vértebras nas radiografias.

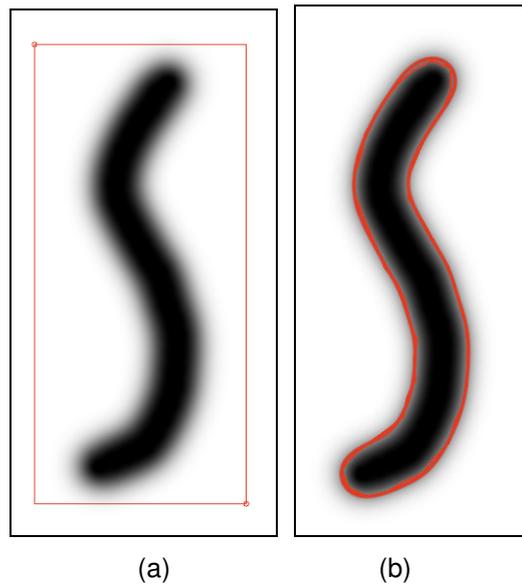


Figura 1: Princípio do método: (a) marcação inicial, (b) resultado final.

Desta forma, a primeira proposta foi marcar nas imagens de raios-x um retângulo que envolvesse inteiramente a coluna vertebral do paciente. E logo após, aplicar o *snake* nessa região (figura 2a).

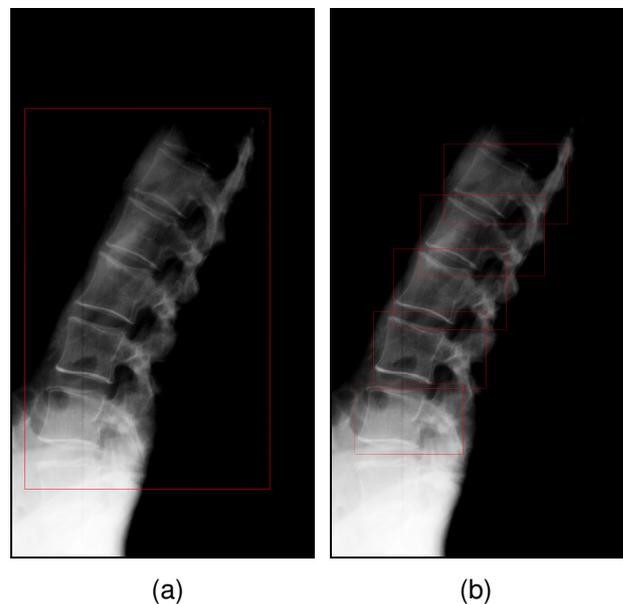


Figura 2: *Snake* aplicado na imagem de raios-x: (a) *Snake*, (b) *Snake local*.

Porém, essa estratégia pode não ser muito eficiente devido a forma da coluna vertebral, que torna muito complicado o processo de identificação de

cada vértebra. Isso porque a tendência é que o *snake* acabe “vendo” a coluna vertebral como um único contorno ativo, perdendo certos pontos das vértebras.

Logo, a idéia foi realizar demarcações envolvendo cada uma das vértebras, e assim aplicar o *snake* localmente em cada área marcada (figura 2b).

A vantagem desses processos é que traçar essas marcações é de certo ponto vista uma tarefa simples, já que visualmente não é difícil identificar onde tanto a coluna vertebral quanto cada vértebra se encontra na radiografia.

### Experimentos Computacionais

As imagens de raios-x utilizadas nos experimentos a seguir foram adquiridas através do banco de dados público de imagens radiológicas NHANES II [31]. Como tal banco só fornece radiografias da cervical e lombar, só foi possível realizar testes para estas partes da coluna vertebral.

Os algoritmos foram implementados na linguagem de programação C/C++. Dentre as bibliotecas utilizadas, destacamos: o OpenCV [23], para processamento e armazenamento de dados de imagem; e o GTK [24], para interface gráfica.

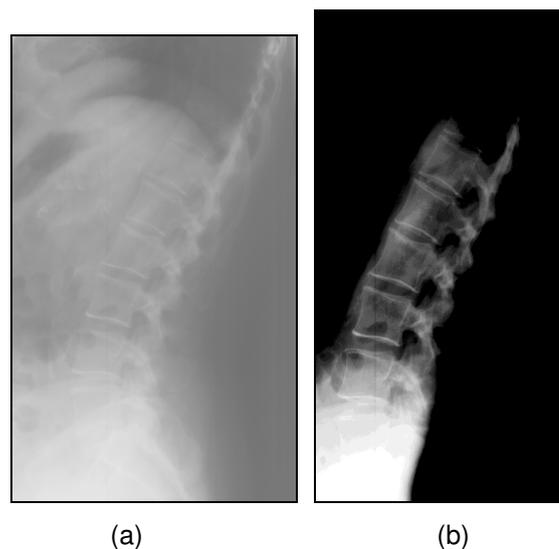


Figura 3: (a) Radiografia original. (b) Resultado da equalização do histograma e ajuste no contraste.

Na tentativa de melhorar a qualidade da imagem de raios-x, para o processo de segmentação, aplicamos, primeiramente, um procedimento para equalizar o histograma junto com um pequeno ajuste no contraste. O resultado é mostrado na figura 3b.

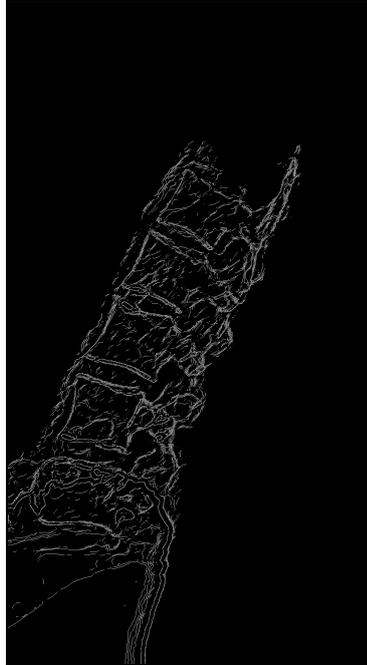


Figura 4: Resultado do *Local Canny-Derliche*.

Apos isso, a fim de aproximar as marcações que são feitas pelos médicos, aplicamos 2 formas de segmentação na radiografia. As técnicas, já mencionadas anteriormente, foram baseadas no *Canny-direche* e *Active Contour Models*. Sendo assim, o resultado visual do *Local Canny-Derliche* é mostrado na figura 4. Já na figura 5 temos os resultados do *Snake* (5a) e *Snake local* (5b). A função do *snake* utilizada nos testes foi a mesma fornecida pelo OpenCV (*cvSnakeImage*).

A fim de medir o desempenho de cada uma dessas técnicas e efetuarmos uma comparação entre elas, utilizamos como parâmetro de referência as mesmas informações adquiridas através do NHANES II. Cada imagem deste banco de dados já possui um arquivo correspondente, indicando, em coordenada pixels, features (pontos estratégicos) de cada vértebra.

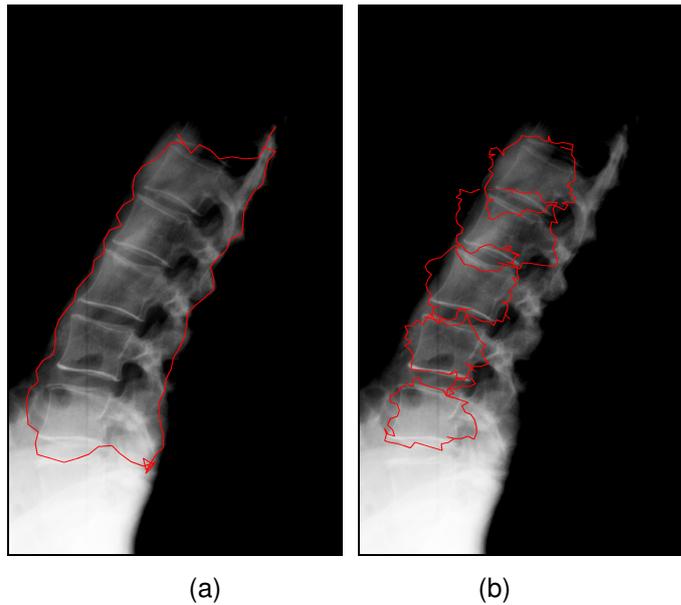


Figura 5: (a) Resultado da aplicação do Snake. (b) Resultado do Snake aplicado localmente.

Desta forma, a idéia foi capturar o resultado obtido pela segmentação e verificar a quantidade de pontos encontrados, que são idênticos aos fornecidos pelo NHANES II. Contabilizamos também a quantidade de pontos que estão próximos, numa vizinhança de 10x10 pixels. A tabela 1 mostra os resultados para a radiografia mostrada na figura 3a.

Total	Encontrados			Aproximados			Não Encontrados		
	S	SL	LCD	S	SL	LCD	S	SL	LCD
42	6	10	15	4	19	24	32	13	3

Tabela 1: Quantidade de pontos identificados pelos métodos: *Snake* (S), *Snake Local* (SL) e *Local Canny-Derliche* (LCD).

Por fim, a tabela 2 apresenta a porcentagem de acerto obtido pelos 3 métodos, num experimento envolvendo uma amostra de 10 radiografias.

Encontrados			Aproximados			Não Encontrados		
S	SL	LCD	S	SL	LCD	S	SL	LCD
2,25%	18,50%	25,25%	6,75%	42,00%	51,50%	91,00%	39,50%	23,25%

Tabela 2: Porcentagem de acerto pelos 3 métodos.

Os resultados obtidos mostraram que dos 3 métodos experimentados o que apresentou melhor resultado foi *Local Canny-Deriche*. Já em relação ao *Snake Local* e o *Snake* o primeiro foi melhor, confirmando a suspeita levantada anteriormente sobre como o método iria se comportar quanto a forma em que a coluna vertebral é representada na radiografia.

Entretanto, visualmente os resultados não justificaram a substituição das imagens de raios-x originais pelas pré-processadas, pois não houve uma melhoria significativa que auxiliasse o profissional da área medica na marcação dos pontos chaves das vértebras. Talvez fosse interessante uma investigação mais detalhada nessa linha de pesquisa para encontrar alguma forma de relacionar os mesmos pontos tanto em AP quanto em Perfil, já que a maioria dos pontos foi identificada. Nesse caminho, a técnica *template matching* [8] poderia ser experimentada.