

[原著論文]

2005年8月17日 Accepted

胸部 MDCT 像からの肺野領域のセグメンテーションとスライス間ボクセル密度計測による病巣部候補領域の自動抽出

板井 善則¹, 金 亨燮², 石川 聖二², 桂川 茂彦³, 中村 克己⁴, 山本 晃義⁴

1) 九州工業大学大学院・工学研究科, 2) 九州工業大学
3) 熊本大学・医学部, 4) 医療法人共愛会戸畑共立病院

要約: 近年、医療分野における光学装置の発展は著しいものがある。CT、MRI、CR や超音波等の撮影機器により、撮影時間の大幅な低減や画像分解能の向上が図られるようになった。これにより、患者の X 線被曝量は減少し、画像上に微細な病変を投影することが可能となり、診断の効率化が図られるようになった。しかし、読影すべきスライス枚数は増加し、医師の負担は多大なものとなっており、疲労などによる病巣部の見落としが懸念されている。そこで、医師への診断支援を行うための CAD システムが開発されているが、病巣部の自動抽出に関しては、FP(False Positive)や FN(False Negative)の低減が問題として残っており、いまだ実用化の域に達していない分野が数多く存在している。本研究では、胸部 CT 画像から肺野領域のセグメンテーションを行い、抽出される関心領域内の病巣部候補領域を自動抽出する診断システムを構築した。また診断結果は、2次元及び3次元 CT 画像にマーキングを行う。提案法を胸部 MDCT 画像 12 症例に適用し、良好な結果を得た。

キーワード: 胸部 CT 画像、セグメンテーション、異常陰影、CAD システム

Automatic Segmentation of Lung Regions and Extraction of Abnormal Shadow Areas Employing Voxel Density Between Successive Slices on Thorax MDCT images

Yoshinori Itai¹, Hyongseoup Kim², Seiji Ishikawa², Shigehiko Katsuragawa³, Katsumi Nakamura⁴, Akiyoshi Yamamoto⁴

- 1) *Kyushu Institute of Technology, Graduate School of Engineering*
- 2) *Kyushu Institute of Technology, Faculty of Engineering*
- 3) *Kumamoto University, Department of Medical Information Systems*
- 4) *Kyoaikai Tobata Kyoritsu Hospital*

Abstract: Recently, optical device such as CT, MRI, CR, and some other devices are developed in medical field. These devices provide us advantages that filming time decrease and image resolution is higher than past system. Simultaneously, exposure time is shorter than before. But slices which medical doctor should diagnosis are increase. By this reason, their burden is huge and oversight of abnormal area may be caused. On the other hand, segmentation for region of interest is important task to extract abnormal area correctly. In this paper, we propose a method for segmentation and extracting abnormal area on obtained lung region employing thorax Multi-detector raw CT images. Furthermore, extracted abnormal areas are marked and display on PC. We applied our technique onto 12 real MDCT images and satisfactory results are obtained. To analyze the experimental results, we evaluate our systems based on ROC analysis.

Keywords: Thorax CT Image, Segmentation, Abnormal Shadow, Computer Aided Diagnosis System,

Yoshinori ITAI

1-1, Sensui, Tobata, Kitakyushu 804-8550, Japan E-mail: itai@kimlab.cntl.kyutech.ac.jp

1. はじめに

近年医療分野では、CT、MRI、超音波、CR といった、デジタル医用画像を生成する撮影装置が高性能化している。これにより、短時間での撮影が可能となり、身体への X 線被曝量を軽減することができ、被験者への負担軽減が図られるようになった。また、高分解能の画像が取得可能であることから、微細な病変部の検出も可能となり、診断の効率化が図られるようになった。しかし、医師が読影すべきスライス画像は莫大な数を示しており、一枚一枚読影を行う診断において、医師への負担が増加している現状にある。また、膨大なスライス画像に対する読影においては、病巣部の見落としも懸念されている。そこで、コンピュータを用いることにより医師への診断支援を行う、CAD(Computer Aided Diagnosis)システムの開発・研究がなされている[1-4]。

胸部画像診断においては、現在、様々な画像処理手法を駆使した CAD システムが開発されている。その一つが、胸部 CT 画像セットを用い、PC ディスプレイ上に臓器の 3 次元表示を行うことにより、医師に対し解剖学的な所見を提供する、3 次元表示システムである。これにより、術前に医師が対象臓器の様子を予め知っておくことができる。3 次元表示法には、VR(Volume Rendering)技法や MIP(Maximum projection)、ポリゴン表示などがあり、用途に合わせて臨床の場で利用されている。3 次元表示法の欠点として、より実物の臓器に近い映像を PC 上に表示させるためには、計算コストが莫大にかかることが挙げられ、アルゴリズムの高速化に関する研究がなされている。しかし、このような 3 次元表示システムは、既にソフトウェアとして製品化されているものも多数あり、臨床の場で使用され成果を挙げている。

一方、肺や気管支の正確な構造認識、病巣部の検出を行うために、胸部 CT 画像からの関心領域のセグメンテーション、病巣部の定量化に対する研究も行われている[5-11]。これらは特に、診断支援という観点より、病巣部検出までの一連の作業を、コンピュータに自動で処理させることを目的としている。システムによって得られた結果を初期診断結果とし、その結果を用いて医師が診断を行う診断形態とすることにより、医師の負担を減らすことができる。し

かし、病巣部検出においては、見落とし率や拾い過ぎ率の問題から、一部を除き、未だシステムとしては実用化の域に達していないのが現状である。そこで現在、病巣部の定量化、抽出に関する研究が多くなされている。提案されている病変部抽出手法では、CT 画像からの統計的、または形状的 2 次元特徴量に基づくものであり、小結節の抽出を試みた研究がほとんどである。また 3 次元情報に基づく抽出手法も提案されており、効果を挙げているが、陽性部位への誤診断を表す FNF(False Negative Fraction)が莫大な値をとってしまうという問題が生じている。これは、病巣部の定量化が困難であることが原因として挙げられる。実際に医師が診断を行う際にも、微細な病巣部や、スリガラス状の淡い陰影である GGO を含む CT 画像の読影は、医師の経験に基づくものである。

本稿では、2 次元スライス画像から肺野領域を CT 値に基づいて自動抽出し、得られる 2 次元肺野領域から、3 次元肺野領域を再構成する。その後、病巣部が球形に近い形状であることに着目し、3 次元情報に基づく、病変部候補領域の自動抽出を行う。なお、本システムは、抽出された病巣部候補領域を PC 上に表示させることにより、CAD システムを構築する。最後に、抽出結果に対し、提案システムの性能評価を行い、その有用性を確認する。

2. 画像解析手法

2.1 処理の流れ

提案法の画像処理の流れを Fig.1 に示す。まず MDCT 装置から得られる胸部 CT 画像セットを PC に読み込む。検出器 1 個を有する従来の SD(Single Detector) CT に比べ、MDCT (Multi-Detector row Computed Tomography) 装置では、体軸方向に複数の検出器列を配置し、X 線管球が 1 回転する間に同時に複数の情報を得ることが可能な CT 装置である (Fig.2)。これまでの SDCT 装置と比べ、多列の検出器を用いることにより、1 回の息止めで広範囲の部位の撮影を短時間で行うことができ、空間分解能の高い CT 画像を生成することができる。これにより、小さな腫瘍やがんの早期発見が可能となり、画期的な診断効果が期待できる。また、CT 画像における画素値 (CT 値) とは、水を基準とした X 線吸収率

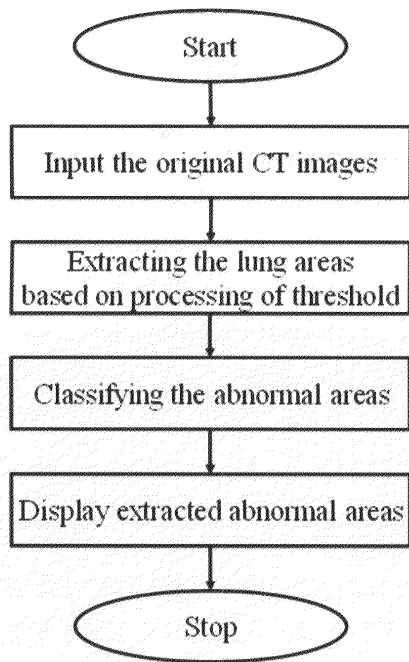


Fig.1 Flow of the procedure

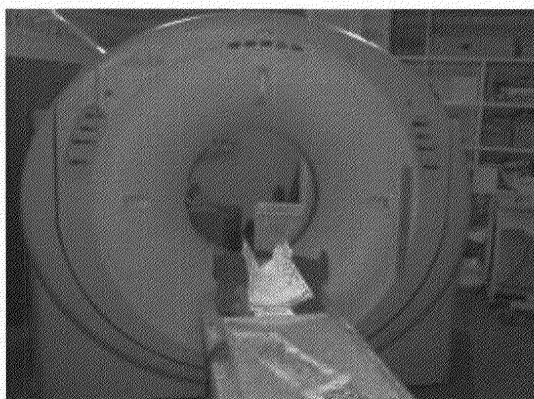


Fig.2 MDCT device (Aquilion16)

で、単位はH.U. (Hounsfield Units) が用いられている。CT値は、次式によって求められる。

$$CT_i = \frac{\mu_i - \mu_w}{\mu_w} \times K \quad (1)$$

ただし、 μ_i は物質 i の吸収係数、 μ_w は水の吸収係

数、 K は定数である。CT画像セットにおいて、スライス間隔 2mm 以上の症例に対しては、スライス間の線形補間を施す。これにより、体軸方向における空間分解能と 2次元画像の分解能を揃える。以下にスライス間線形補間の式を記す。

$$G(i, j, k) = \frac{m \cdot F(i, j, k+1) + l \cdot F(i, j, k-1)}{l + m} \quad (2)$$

$$k_{\min} < k < k_{\max}$$

ここで、 (i, j) は 2次元画像の座標値であり、 k はスライス番号、すなわち、三次元画像の体軸方向における座標値、 $G(i, j, k)$ は補間画像の濃度値、 $F(i, j, k)$ は原画像の濃度値である。また、 l と m は、 $k-1$ 番目原画像、 $k+1$ 番目画像と補間画像の間隔比である。本研究では、スライス間隔 1mm ないし 2mm の画像を用いるため、後者の場合のみスライス間線形補間を用いる。よって l と m を 1 とする。次に、胸部 2次元画像に対し、画素値である CT 値に基づく閾値処理により、肺野領域を自動抽出する。この処理を全てのスライス画像に適用し、3次元肺野画像を生成する。得られた 3次元肺野領域に対し、病巣部候補領域を自動抽出する。最後に病巣部候補領域を PC 上に表示させる。この際、2次元肺野画像と 3次元肺野画像に対し、マーキングを行うことにより、病巣部候補領域の抽出結果を表示する。病巣部抽出結果に対し、TPF(True Positive Fraction)、FNF、FPF(False Positive Fraction)、TNF(True Negative Fraction)を導出することにより、本システムの性能評価を行う。以下 2.2 節に、2次元肺野領域の抽出手法を、2.3 節に病巣部候補領域の抽出手法を、2.4 節に病巣部候補領域の表示、評価に関してそれぞれ示す。

2.2 肺野領域の自動抽出

提案法ではまず、全てのスライス画像に対し、CT値に基づく閾値処理を施すことにより、肺野領域の自動抽出を行う。一般に、CT画像には撮影条件、撮影環境により、不規則なノイズが生じている。また、病巣部候補領域の抽出において、関心領域である肺野のみを精確に領域抽出することにより、FNやFPを抑制することができる。本手法では、2次元CT画像に対し、ノイズ除去にメディアンフィルタを、領域抽出に2値化処理、ラベリング処理を施す。

2.3 病巣部候補領域の自動抽出

まず、病巣部候補領域の有無を識別するため、得られる 2次元肺野領域から、3次元肺野領域を構築する。ここで、2次元画像の構成要素である画素(ピクセル)は、3次元画像の構成要素である体素(ボクセル)

ル)として定義される。3次元座標 (i,j,k) におけるCT値をボクセル値 $V(i,j,k)$ とする。次に、3次元肺野領域内における病変部候補領域を、ボクセル密度を計測することにより、自動識別する。ボクセル密度とは、仮想的な局所関心領域内のボクセル分布を示すものである。提案法では、局所関心領域を立方体と仮定する。また、局所関心領域内における対象ボクセルは、2.2で述べた閾値内のボクセル値を持つものとする。ボクセル密度を求める式を以下に示す。

$$D(i, j, k) = \frac{\sum_{n=0}^{leng} \sum_{m=0}^{leng} \sum_{l=0}^{leng} B(i+l, j+m, k+n)}{leng^3} \quad (3)$$

ここで、 $D(x,y,z)$ はボクセル密度、 $B(i,j,k)$ は2値のボクセル値、 $leng$ は立方体長さをそれぞれ示す。肺野内の病変部は球形に近い形状をしており、ボクセル分布が密集していると考えられる。そこでまず、局所関心領域を球形ではなく立方体とし、ボクセル密度を2段階で計測する。球状の物体は概して、球の中心部の密度が高く、中心からの距離に反比例して密度は低くなる (Fig.3参照)。この性質を利用し、まず局所関心領域を小さくした場合において、ボクセル密度が閾値以上であれば、第一次病巣部候補領域として自動抽出する。このときの閾値 T_1 は高い値に設定しておく。次に局所関心領域を拡張し、ボクセル密度を再び計測する (Fig.4参照)。そしてボクセル密度が閾値 T_2 以上であれば、その領域を第二次病巣

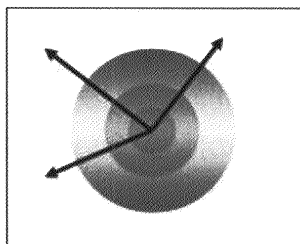


Fig.3 The model of voxel density

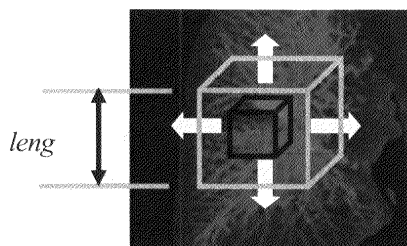


Fig.4 Variable cube size in candidate region

部候補領域として自動抽出する。この領域が、最終的にPC上に表示される病巣部候補領域である。閾値 T_2 は T_1 より小さい値に設定する。この2段階の病巣部候補領域の抽出手法により、球形に近い形状を示す病巣部候補領域を抽出することが可能であり、また局所関心領域を立方体に設定することにより、円筒形をなす血管部位に対する誤抽出を抑制することが可能である。通常3次元肺野画像における主要な血管部位は、形状が円筒形であるため、局所関心領域の拡張処理の前後において、球状である病巣部と円筒形である血管部位のボクセル密度が異なることを利用する。

2.4 抽出結果の表示と評価

2.3で得られる病巣部候補領域をPC上に表示させる。表示法としては、病巣部候補領域を矩形領域で囲み、2次元CT画像として表示させる方法と、3次元肺野CT画像において、病巣部候補領域をマーキングし、表示させる方法をそれぞれ用いる。3次元肺野CT画像はVR法を用いる。これは、医師が直観的に、肺野領域と病巣部候補領域の位置関係を把握しやすいという点と、表示時間ができるだけ短時間でできるという点を考慮したためである。VR法とは、各ボクセルに対し、仮想的なレイを入射させ、各ボクセルに割り当てられた不透明度とボクセル値との合成演算により透過光を算出する。これを視線方向に対し逐次計算していき、視線方向の最後のボクセルの透過光をディスプレイ表示する。VR法の透過光を表す式を以下に示す。

$$C_{out} = C_{in} \cdot (1 - \alpha) + V(i, j, k) \cdot \alpha \quad (4)$$

$$0 \leq \alpha \leq 1$$

ここで C_{out} は透過光、 C_{in} は入射光、 $V(i,j,k)$ はボクセル値、 α は不透明度をそれぞれ示す。本稿では、肺野の構造をなす血管部位の不透明度を1とし、血管部以外の部位の不透明度を0とする。

得られる病巣部候補領域の抽出結果に対し、ROC解析(Receiver Operating Characteristic analysis)によるシステムの性能評価を行う。ROCの2分割表法による評価[12]では、特定の疾患に対し、診断精度を評価することにより、CADシステムとしての性能を評価することができる (Table 1)。本稿では、診断精度への評価の簡略化のため、正常症例と異常症例に対

するコンピュータの診断結果として、TP、FP、FN、TN の値を算出することにより、抽出結果に対するシステムの評価を行う。また、診断結果は 1 症例に対し、対象である病巣部を抽出できていれば、抽出成功であるとみなす。Table 1 より、TPF、FPF、FNF、TNF はそれぞれ以下の式で求める。

$$\begin{aligned} TPF &= a / (a + b) \\ FPF &= c / (c + d) \\ FNF &= b / (a + b) \\ TNF &= d / (c + d) \end{aligned} \quad (5)$$

3. 実験と結果

本研究で用いる胸部 MDCT 像は、東芝メディカル社製 Aquilion16(検出器 16 個)で撮影されたものであり、1 症例 129 から 351 スライスで構成される、12 症例(異常症例 8 例、正常症例 4 例)である。各 MDCT 像はスライス厚 1-2mm で撮影され、スライス厚 2mm で撮影された MDCT 像に適用する場合は、空間分解能を向上させるため、前処理として線形補間によるスライス間補間を施した。なお、異常陰影候補領域の抽出対象とする病変部は、直径 5mm 以上の形状を持つものとする。なお、本実験の詳細な画像データと CT 装置概要は Table 2 に示す。なお、2.2 での肺野領域の抽出における 2 値化処理の閾値は、-300(H.U.)から 300(H.U.)の値を用いている。

Fig.5 に 2 次元 MDCT 像からの 4 症例の肺野領域の抽出結果を示す。同図(a)~(d)は原画像を、(e)~(h)は領域抽出の結果をそれぞれ示す。また、Fig.6、Fig.7 に病変部候補領域の抽出結果を、Table 3 に実験結果

に対する ROC の 2 分割表を示す。Table 3 より、TPF が 0.85 を示すときの FPF、FNF、TNF はそれぞれ 0.00、0.13、1.00 であった。

4. 考察とむすび

本稿では、CT 値に基づく肺野領域の自動抽出法、及び、ボクセル密度計測による病巣部の自動抽出法を提案した。また、CAD システムとして、抽出された病巣部の表示を 2 次元肺野領域、及び、3 次元肺野領域上に表示した。Fig.5 において、良好な肺野領域の抽出結果が得られていることが分かる。しかし、抽出すべき肺野領域において、重力効果や、胸壁浸潤が含まれる場合、領域抽出の情報が CT 値のみを用いているため、正しい領域抽出の結果が得られない場合が生じる。重力効果(gravity dependent opacity)とは、Fig.8 の楕円で示す領域のように、CT 撮影のように仰臥位で行う検査では、血液のうっ滞、椎体近傍の線維化等により、淡く表示される。そのため、スリガラス状陰影、肺がん等の異常陰影との区別が難しい。一般に、単純な CT 値のみで肺野領域の抽出を行った場合、重力効果により正しい領域抽出の結果が得られない場合が多い。なお、同図の円で示す領域は異常陰影である。さらに、Fig.9 のように、連続したスライスにおいて、関心領域を誤抽出しているケースが数スライス見られた。これも、前述したことが原因として考えられる。これらの問題を解決するために、CT 値だけではなく、領域がなす形状(曲率、円形度等)も考慮した、領域抽出法の適用が考えられる。例えば、重力効果を含む領域をおおまかな関心領域として抽出し、後に、動的輪郭抽出法[13]を用い領域抽出をおこなうことにより、重力効果が生じている領域を関心領域として抽出することが可能であると考えられる。

一方、病巣部候補領域の自動抽出において、本手法では、直径 5 ミリ以上の病巣部をターゲットとしているため、5 ミリ以上の比較的太い血管領域を病巣部として誤認識するケースが存在する。このような過抽出を防ぐには、血管領域の連続性を考慮した病巣部候補領域の抽出が必要である。また、閾値の設定によっては、抽出結果が大きく変動してしまうという問題が残っている。これらを解決するため、肺野モデルを構築し、3 次元情報に基づく領域抽出

Table 1 Two division table of ROC.

Doctor\System	Positive	Negative
Positive	<i>a</i>	<i>c</i>
Negative	<i>b</i>	<i>d</i>

Table 2 Source of CT scanner and image.

Slice thickness	1.0-2.0[mm]
X-ray tube current	300-400[mA]
X-ray tube voltage	120-140[kV]
Pixel size	0.586-0.781[mm]
Image resolution	16[bit]
Data sets	126-356[slice]
Matrix size	512×512[pix]

法の開発、現在提案されているアイリスフィルタ [14] や Quoit フィルタ [15] 等の球形強調フィルタに加え、血管領域の精確な抽出等を行う必要がある。さらに、CAD システムとしての病巣部候補領域の表示においては、ユーザである医者にとって使いやすいアプリケーション機能を付属させる必要があり、これらは今後の課題である。

Table 3 Two division table of the ROC analysis.

Doctor \ System	Positive	Negative
Positive	TP=7	FP=0
Negative	FN=1	TN=4

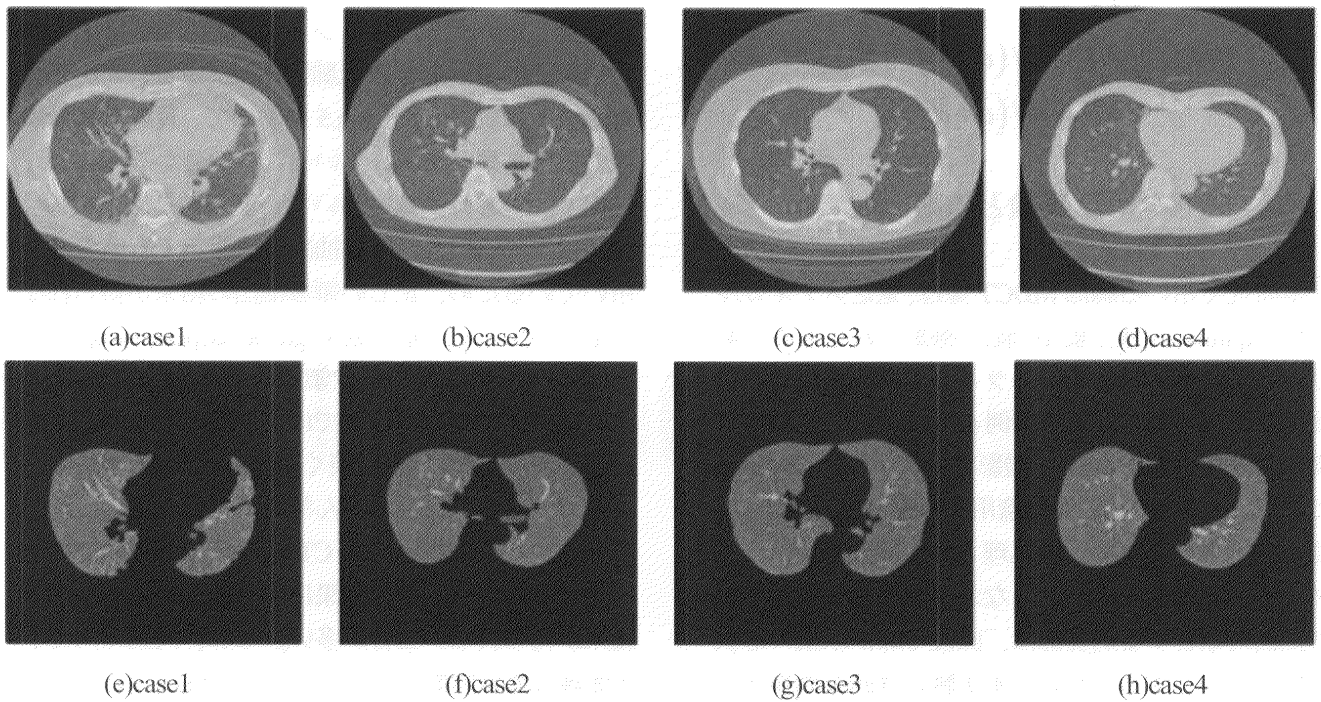


Fig.5 Experimental results (Segmentation of lung areas); (a)-(d) show the original images, (e)-(h) show the extracted lung regions.

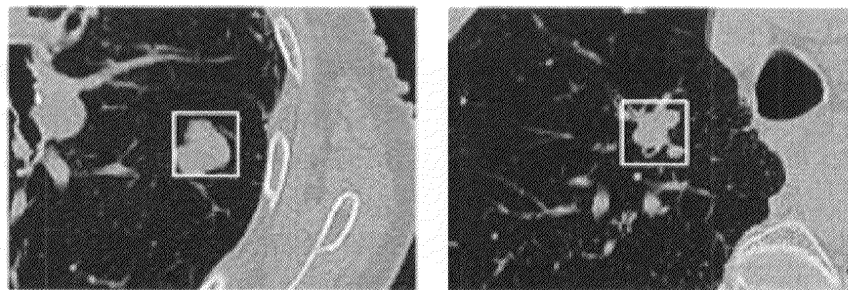


Fig.6 Experimental results (Extracted abnormal area: rectangle area).

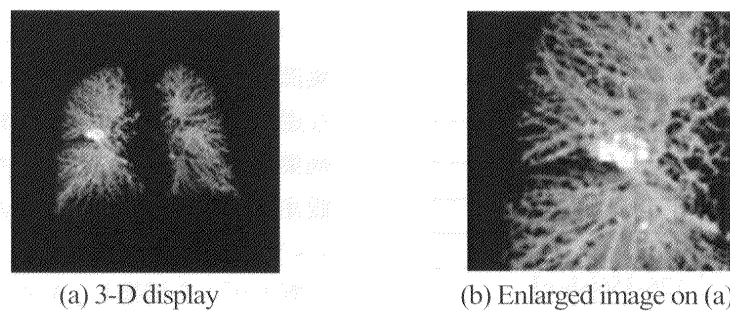


Fig.7 Example of extracted abnormal area on 3-D lung region.

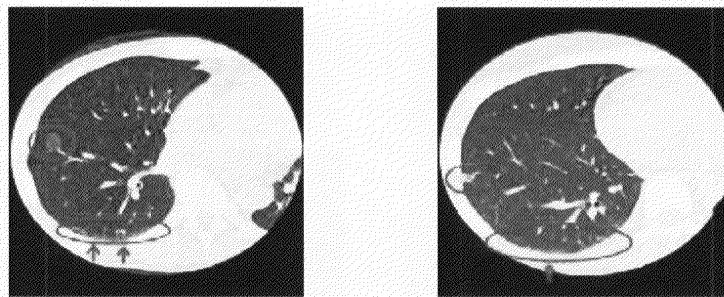
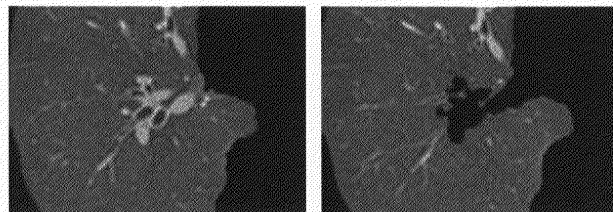


Fig.8 Example of gravity dependent opacity (Circle area shows an abnormal area, and ellipse area illustrates gravity dependent opacity).



(a) k slice

(b) k+1 slice

Fig.9 Example of miss-segmented lung region

【参考文献】

- [1] Y. Kawata, N. Niki, H. Ohmatsu et al., "Quantitative surface characterization of pulmonary nodules based on thin-section CT images", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol.45, no.4, 2132-2138(1998).
- [2] Yoshida H: "CAD for the detection of colonic polyps in CT colonography", *Medical Imaging Tech.*, **21**, No.1: 34-40(2003).
- [3] K. Doi, H. MacMahon, S. Katsuragawa, R. M. Nishikawa, Y. Jiang: "Computer-aided diagnosis in radiology: potential and pitfalls", *European Journal of Radiology*, **31**, 97-109(1997).
- [4] 戸崎, 河田, 仁木他: "胸部3次元CT像による肺野内臓器の抽出と分類", *信学論 D-II*, Vol. J82-D-II, No. 8, 1327-1338(1999).
- [5] 早瀬, 日加田, 森他: "3次元胸部X線CT像からの多発性小結節検出手法", *電子情報通信学会論文集, D-II*, Vol. J87-D-II, No.1, pp.219-227(2004).
- [6] Masutani Y, MacMahon H, Doi K: "Computerized detection of pulmonary embolism in spiral CT angiography based on volumetric image analysis", *IEEE Trans. on Med Imag*, **21**, No.12, 1517-1523(2002).
- [7] 滝沢, 深野, 山本: "物体の3次元構造と認識の不確かさを考慮した胸部X線CT画像からの結節認識", *信学論 D-II*, Vol. J83-D-II, No.1, 199-208(2000).
- [8] 森田, 宮下, 平野他: "胸部X線CT像からの炎症性小結節認識のための3次元的形状特徴量の開発", *信学技報*, MI2003-111, pp. 79-84(2003).
- [9] 川尻, 滝沢, 水野: "擬似陰影を用いたX線CT肺ガン陰影の検出制度の評価", *信学技報*, MI2003-116, pp. 103-107(2003).
- [10] 滝沢, 山本: "胸部X線CT画像からの肺がん陰影の自動検出", *コンピュータ支援画像診断学会論文誌*, Vol.5, No.5, 1-4(2001).
- [11] 山本, 田中, 千田他: "肺癌検診用X線CT(LSCT)の基本構想と診断支援用画像処理方式の検討", *信学論*, Vol. J76-D-II, No.2, 250-260(1993).
- [12] 桂川: "ROC解析による画像の正しい主観的評価", *日本放射線技術学会雑誌*, 第60巻, 第3号, pp.s309-316(2003).
- [13] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos: "Active contour models", *Int. Comput. Vision*, Vol.1, pp.321-331(1987).
- [14] 松本, 金, 小畑他: "DR画像における腫瘍影検出—アイリスフィルタ", *信学論 D-II*, Vol. J75-D-II, No.3, pp.663-670(1992).

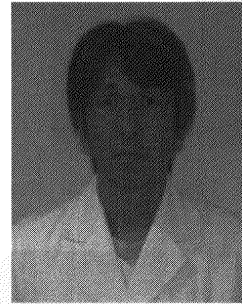
[15] 磯部, 大久保, 山本他: “孤立性陰影抽出用
Quoit フィルタの性質とその乳がん X 線陰影抽出

への応用”, Med. Imag. Tech., Vol.10, No.1,
pp.17-22(1993).



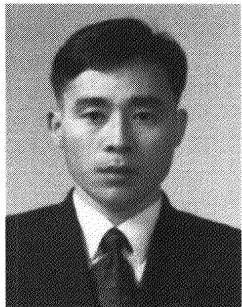
板井 善則 (いたい よしのり)

2005年九州工業大学工学部卒。現在同
大学大学院博士前期課程在学中。医用
画像処理、特にCT画像に関する研究
に従事。日本医用画像工学会会員



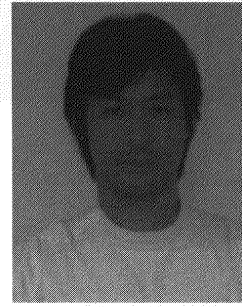
中村 克己 (なかむら かつみ)

1986年産業医科大学・医学部卒。1991
年同大学放射線科助手。1998年同大学
放射線科講師。2002年医療法人共愛会
戸畑共立病院放射線科部長。胸部CAD、
胸部MRI、MR angiographyの研究に従
事。医博。日本医学放射線学会、日本
磁気共鳴医学会、RSNA、ISMRM等の会
員。



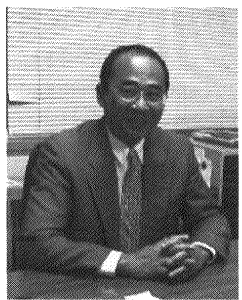
金 亨燮 (きむ ひよんそふ)

1994年九州工業大学工学部卒。1996年
同大学大学院工学研究科博士前期課程
修了。1997年同後期課程退学。同年よ
り九州工業大学工学部助手 (機械知能
工学科)。現在、同大工学部講師。画像
計測、対称性解析、医用画像処理、遠
隔医療ネットワーク、パターン認識に
関する研究に従事。工博。電子情報通
信学会、日本医用画像工学会、バイオ
メディカルファジィシステム学会、医
用画像情報学会、IEEE各会員



山本 晃義 (やまもと あきよし)

1986年熊本大学医療技術短期大学部診
療放射線技術学科卒。1986年医療法人
南小倉病院技師長。1989年医療法人唐
津第一病副技師長。1992年医療法人共
愛会戸畑共立病院放射線科技術科長。
CT画像解析、脳パーフュージョンMRI、
胸部MRI、MR angiographyの研究に従
事。日本放射線技術学会、日本放射線
技師学会、日本磁気共鳴医学会の会員。



石川 聖二 (いしかわ せいじ)

1974年東大・工・計数卒。1979年同大
大学院博士課程了。工博。1979年九州
工業大学情報工学科講師。現在、同大
工学部教授 (機械知能工学科)。この間、
1983年～1984年連合王国シェフェル
ド大客員研究員。1996年オランダ王国
ユトレヒト大客員教授。画像計測、医
学画像処理、拘束解析問題などの研究
に従事。電子情報通信学会、計測自動
制御学会、IEEE、コンピュータ支援画
像診断学会各会員。



桂川 茂彦 (かつらがわ しげひ
こ)

1971年九大・工・電気卒。1973年同大
大学院修士修了。1973年岐阜大工学部助
手。1981年岩手医科大学医学部助手。
1995年講師、2000年日本文理大学総合
研究センター教授。2004年熊本大学医
学部教授。博士 (医学)。1986年から
シカゴ大学カートロスマン研究所客員
研究員。胸部CADの研究に従事。日本
放射線技術学会、日本医学放射線学会、
AAPMなどの会員