

## 肺癌検診用 CT(LSCT)における画像処理

5L-5

- 病巣自動抽出処理の改良とその評価 -

中山正人 山本眞司 松本満臣<sup>†</sup> 館野之男<sup>††</sup> 飯沼武<sup>††</sup> 松本徹<sup>††</sup>豊橋技術科学大学 <sup>†</sup>群馬大学 <sup>††</sup>放射線医学総合研究所

## 1 はじめに

筆者らは、肺癌検診用 CT(LSCT)の開発を行なっている [1]。その病巣抽出処理として、Quoit処理 (2D 及び 3D)を開発しその有効性について確認した。筆者らが今まで用いてきた症例は、1患者あたり胸部を中心とした約15枚の CTスライス画像であった。本研究では、新たに、1患者あたり肩部から腹部にかけての約30枚の CTスライス画像を持つ症例について、Quoit処理による病巣抽出を行なった。また今回は典型的な癌に加え、より小さな癌(直径5~10mm)も抽出対象に考え、病巣抽出処理の改良及びその評価を行なった。

## 2 病巣陰影自動抽出処理

## 2.1 体表面除去処理

前処理として、原画像から体表面、肋骨、縦隔等を除去し肺野領域のみにする。これは、以下の二つを目的とする。

- (1) 縦隔及び肋骨に付着した病巣の抽出
- (2) 肩部付近による骨の誤抽出の削減

この処理は、LSCTを構築する基礎技術の一つとして提案している疑似3D表示方式 [1]で用いた妨害臓器除去処理と基本的に同一である。

## 2.2 Rolling-Ball処理 (R処理)

肺野領域のみとなった画像に対して、雑音除去として Morphological フィルタを用いた R処理 [2]を行なう。Q処理では、孤立性である限り一定の出力を生じ、雑音成分も抽出する欠点がある。従って、抽出対象である病巣の大きさ以下の孤立性成分を雑音とみなして、あらかじめ強度を弱める、すなわち平滑化を行なう。

## 2.3 Quoit処理 (Q処理)

孤立性陰影に選択的に応答する Quoit フィルタの概念図を図1に示す。なお、各フィルタの半径を図示のごとく  $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$  とする。図1 (a)に示すような円盤型とリング型の二つのフィルタは、図1 (b)左

に示すような孤立性陰影の場合、両フィルタを上からかぶせると両者の間に  $q$  なる高低差が生じる。ところが、図1 (b)右端の図のように孤立性でない部位には高低差が生じない。このような性質を利用した処理を Quoit処理と呼ぶ。

## 2.3.1 2D-Q処理

CTスライス画像1枚毎に Q処理を行なう処理を 2D-Q処理と呼ぶ。これにより孤立性のもだけが抽出されるが、癌部分だけでなくスライス断面に直交する血管をも抽出することがある。

## 2.3.2 3D-Q処理

2D-Q処理での血管の誤抽出を削減するために、3D-Q処理を行なう。これは、先の Q処理を 3D化したものであり、その概念図を図2に示す。図のように注目スライスを中心に、連続する数枚 (3~5枚) のスライスを一組として Q処理を行なう。但し、注目スライスは 2D-Q処理で候補領域が抽出されたスライスとする。抽出対象としているのは孤立性癌であり、その形はおよそ球状である。一方、抽出対象でない血管は円柱状と言える。この特性を利用し、注目スライスの前後にかける Quoit フィルタの径を狭め、孤立性陰影の球状のものだけを抽出する。

なお 3D-Q処理を式で書けば以下の通りである。但し、 $z$  はスライス方向を表し  $z = z_0$  を注目スライスとする。また、2次元の処理を 2D、3次元の処理を 3D と書いて区別している。

$$h_{3Q}(x, y, z) = h_{3D}(x, y, z) - h_{3R}(x, y, z) \quad (1)$$

ここで、

$$\begin{aligned} h_{3D}(x, y, z) &= f(x, y, z) \oplus D(x_1, y_1 | z_1) \\ &= \max_z \{h_{2D}(x, y | z)\} \\ &= \max_z [\max_{x_1, y_1} \{f(x + x_1, y + y_1 | z) \\ &\quad + D(x_1, y_1 | z_1) | z_1 = z - z_0, (x_1, y_1 | z_1) \in K_{Dz_1}\}] \end{aligned} \quad (2)$$

と定義する。

また、Disk フィルタ関数  $D(x_1, y_1 | z_1)$  と Ring フィルタ関数  $R(x_1, y_1 | z_1)$  は、 $r_1 = r_3$ 、 $r_3 > r_2$  とすると、

$$D(x_1, y_1 | z_1) = \begin{cases} 0 & \text{if } x_1^2 + y_1^2 \leq r_{1z_1}^2 \\ -\infty & \text{otherwise} \end{cases} \quad (3)$$

$$R(x_1, y_1 | z_1) = \begin{cases} 0 & \text{if } r_{2z_1}^2 < x_1^2 + y_1^2 \leq r_{3z_1}^2 \\ -\infty & \text{otherwise} \end{cases} \quad (4)$$

であり、 $R(x_1, y_1 | z_1) = 0$ 、 $D(x_1, y_1 | z_1) = 0$  の範囲がそれぞれ  $K_{Dz}$ 、 $K_{Rz}$  に相当する。

Image processing in the lung cancer screening system by CT(LSCT)

Masato Nakayama, Shinji Yamamoto,

Mitsuomi Matsumoto<sup>†</sup>, Yukio Tateno<sup>††</sup>,

Takeshi Inuma<sup>††</sup>, Tohru Matsumoto<sup>††</sup>

Toyohashi University of Technology, Toyohashi-shi, 441 Japan

<sup>†</sup> Gunma University, Maebashi-shi, 371 Japan

<sup>††</sup> National Institute of Radiological Science, Chiba-shi, 263 Japan

3 実験結果

実際の癌症例を用いて病巣陰影の自動抽出実験を行なった。実験に用いた処理フローを図3に、R処理及び各Q処理で用いたパラメータを表1に示す。実験に用いたサンプルは、典型的な肺癌病巣部(直径約15mm)を含むCT画像3症例(#1~#3)、転移性の病巣部(直径5~12mm)を含むCT画像4症例(#4~#7)である。

結果の一例を図4に示す。図は一つの癌症例に関し、図3のフローに従って各部の画像を表示したものである。原画像に対して、体表面除去処理(b)し、次いでR処理(c)、2D-Q処理(d)を行なう。ここで、2D-Q処理では、振幅の低い雑音成分を除去する意味で適当な閾値(実際の閾値は150とした)にてマスク処理し、更にその面積が一定値以上(最小癌5mm相当)の場合にのみ病巣候補領域とする。次に、2D-Q処理で出力のあったスライスに対して3D-Q処理を行なう。3D-Q(1)処理では比較的大きな病巣(直径10~20mm)を、3D-Q(2)処理ではそれより小さな病巣(直径5~10mm)を抽出する。2D-Q処理画像と同様に閾値(ここでも150)でマスク処理する。その後、3D-Q(1)処理では最小癌を10mm、3D-Q(2)処理では最小癌を5mmとして面積処理する。この二つの処理画像のORを3D-Q処理画像(e)とし病巣候補領域とする。この結果、臓器に付着した病巣及び小さな病巣(直径7mm)が抽出されているのが分かる。

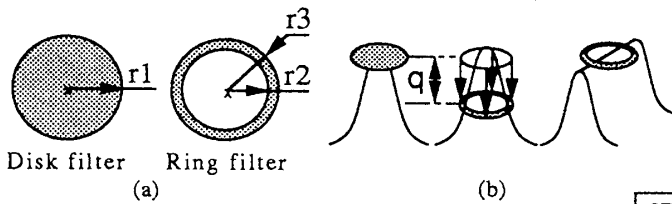


図1 Quoitフィルタ概念図

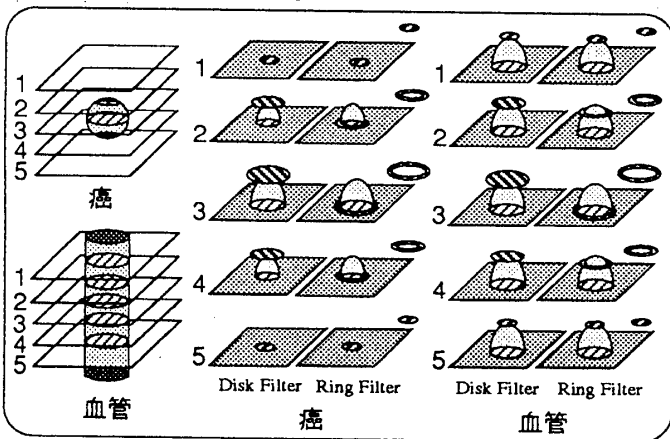
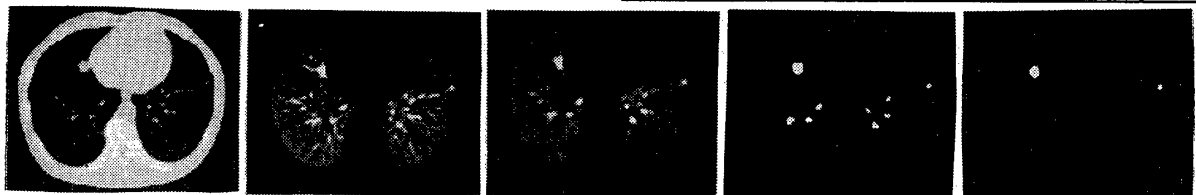


図2 3D Quoit処理概念図



(a) 原画像 (b) 体表面除去処理 (c) R処理 (d) 2D-Q処理 (e) 3D-Q処理

図4 実験処理の流れ

実際のサンプル7症例においての実験結果を表2に示す。典型的な病巣においては、計37スライス断面に対して、3D-Q処理により候補領域抽出断面は5枚であった。このうち病巣部を正しく抽出したものの4枚、血管を誤って抽出したものの1枚であった。一方、転移性の病巣においては、計102枚に対して3D-Q処理で28枚抽出し、病巣部を抽出したものの4枚、血管を誤抽出したものの15枚であった(但し、同一スライスに病巣部及び血管を抽出したものあり)。

4 まとめ

体表面除去処理及び3D-Quoit処理を新たに開発し、病巣自動抽出処理の改良を行なった。また、より小さな病巣も抽出対象に加え、各処理のパラメータの見直しを行なった。これにより、直径5mm程度の病巣も抽出されたが、3D-Q処理でも血管の誤抽出を防げないものが見られた。従って、病巣と血管を識別する意味での精密決定処理を確立する必要性が示唆された。

なお、本研究の一部は厚生省がん研究助成金(小畑班)の援助による。

参考文献

- [1] 田中,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” 電子情報通信学会論文誌, Vol.J76-D-II No.2, 1993.
- [2] 千田,他: “肺癌検診用 CT(LSCT)における画像処理(第3報)” 電子情報通信学会秋季大会, D-297, 1992.

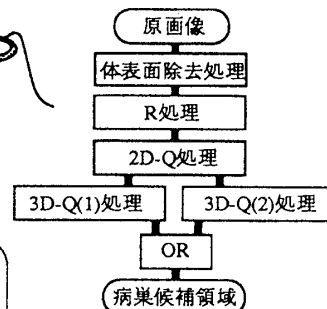


図3 実験処理フロー

表1 各処理のパラメータ

R処理	r0=3
2D-Q処理	r1=12, r2=10, r3=12
3D-Q(1)処理	-2:r1=8
3D-Q(2)処理	-1:r2=8
	0:r2=10
	+1:r2=8
	+2:r1=8
	-1:r1=5
	0:r1=5
	+1:r1=5
	---

表2 2D-Q処理の癌領域抽出能力

症例#	スライス枚数	2D-Q処理		3D-Q処理	
		抽出スライス	抽出候補 癌 血管等	抽出スライス	抽出候補 癌 血管等
1	11枚	5枚	3個 3個	1枚	1個 0個
2	10	6	1 8	1	1 0
3	16	10	2 15	3	2 1
小計	37	21	6 26	5	4 1
4	22	12	1 25	3	1 2
5	32	20	11 71	14	9 8
6	26	14	5 47	5	3 4
7	22	16	2 38	6	2 5
小計	102	62	19 181	28	15 19