

# 3次元デジタル線図形解析のための3次元集中度とそのX線CT像への応用

目加田慶人<sup>†</sup> 平野 靖<sup>†</sup> 長谷川純一<sup>††</sup> 鳥脇純一郎<sup>†</sup>

Concentration Index for Analyzing Three Dimensional Line Patterns and Its Application to X-ray CT Images

Yoshito MEKADA<sup>†</sup>, Yasushi HIRANO<sup>†</sup>, Jun-ichi HASEGAWA<sup>††</sup>,  
and Jun-ichiro TORIWAKI<sup>†</sup>

あらまし 3次元デジタル画像の解釈において、線図形の局所的な集中性の理解は人間にとって難しいものであり、その定量化は重要である。本論文では、2次元線図形の局所集中度を定量評価するための有効な特徴量として従来報告されている集中度を3次元に拡張定義し(3次元集中度)、その性質と応用について述べる。まず、基本的な離散線図形パターンの解析と理論シミュレーションにより3次元集中度の性質を詳細に検討する。更に、実際に胸部X線CT像から得られる血管像の走行状態の定量化に3次元集中度を用い、肺野末梢性腺がん特有な現象である腫瘍周辺組織の集束の判断に有効な特徴量であることを示す。

キーワード 3次元画像処理, 集中度, 計算機診断支援, 胸部X線CT像

## 1. ま え が き

近年、医療の分野ではX線CTやMRIなどの断層撮影装置の発達・普及により、高精度な3次元デジタル画像が容易に得られるようになった。同時に診断サイドでは、これら3次元画像を診断や手術計画に有効に利用しようとする試みが活発に行われている。元々人間には3次元的な処理や観察が難しいことや、データ量の多さから、計算機を用いた3次元画像処理手法の確立が強く望まれている[1]~[7]。特に、3次元的な線状陰影パターンは、例えば血管や気管支に代表されるように病変検出の手掛かりを得るための重要な診断対象であるにもかかわらず、人間による解析や認識が困難なものの一つである。一方、3次元線図形の特徴抽出に関しては、個々の線図形の形状特徴量(方向、長さ、など)の計算以外にほとんど報告されていない。医学的に重要な線図形の局所集中度(例えばがん病巣への周辺組織の集中、など)に関する特徴量は全く報告され

ていない。

本論文では、3次元線図形の局所的な集中状態を定量化するための特徴量として3次元集中度を定義し、その性質の解析と3次元医用画像への応用について述べる。この3次元集中度は従来、胃X線2重造影像からひだ集中を伴うがん病変部を検出するために考案された2次元集中度を3次元に拡張したものである。これまで、断層像などにおいて連続したスライスを見るだけでは困難であった3次元線図形の走行状態の定量化が、3次元集中度により可能になる。以下、2.では2次元集中度に基づいて離散線図形、および、連続線図形に対する3次元集中度を定義し、3.でその基本的な性質を離散線図形、および、連続線図形に対するシミュレーションにより検討する。更に、4.では3次元集中度を用いて胸部X線ヘリカルCT像から得られる血管・気管支陰影に対して、悪性腫瘍に特有の現象である集束の定量化を試み、実験結果を示す。

## 2. 3次元集中度の定義

以下本論文では入力画像として3次元デジタル2値画像を考え、その中の値1(0)の直方体画素(ボクセル, Voxel)を1-ボクセル(0-ボクセル)と呼ぶ。また近傍等のデジタル幾何学的概念については文献[8]に従う。

<sup>†</sup> 名古屋大学大学院工学研究科情報工学専攻, 名古屋市  
Graduate School Of Engineering, Nagoya University, Nagoya-shi, 464-01  
Japan

<sup>††</sup> 中京大学情報科学部, 豊田市  
School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University, Toyota-  
shi, 470-03 Japan

筆者らは文献[9], [10]において, 2次元画像上のある点に対して周りの線が集中する程度を集中度(以下, 2次元集中度)と呼ぶ特徴量で定量化し, それが胃X線2重造影像からのひだ集中を伴う病変の検出にある程度有効であることを示した. ここでは, その2次元集中度を3次元線図形に適用するために拡張する.

### 2.1 3次元デジタル画像に対する3次元集中度

#### 2.1.1 3次元線素

最初に, 線図形上の各点においてその点での長さとか向きを近似する微小線分(以下, 線素と呼ぶ)を定義する. 集中度は, この線素(3次元線素, 3D line element)に基づいて計算される量である[9]. 以下に3次元デジタル2値図形に対する線素の定義を示す.

[定義1] 3次元デジタル線図形上の3次元線素は以下の二つの条件を満たす26連結2値図形上のボクセルQに対してのみ定義される.

(条件1) ボクセルQの26近傍にただ二つの1-ボクセル( $Q_1, Q_2$ )が存在する.

(条件2) 上記 $Q_1, Q_2$ 間の線図形に沿っての26近傍距離は2である.

このとき, ボクセルQにおける3次元線素は, ボクセル $Q_1, Q_2$ の中心を結ぶ線分と同じ方向をもち, 長さかその半分で, かつ, 中点をボクセルQの中心におくような線分で定義される.

上記定義において, (条件1)は線図形の端点や分岐点などで線素が定義されないこと, (条件2)は線図形の方角の近似が困難である点を除くことが目的である.

3次元線素の例, および, 3次元線素が定義されな

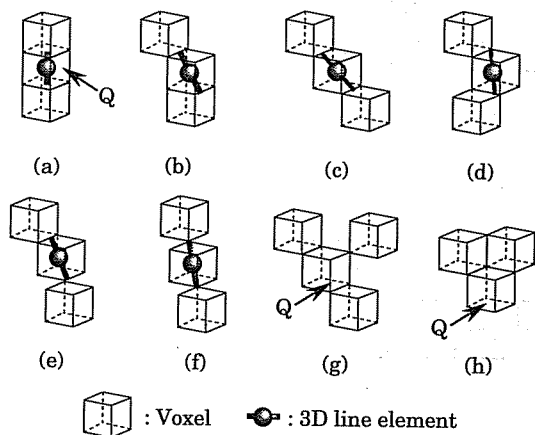


図1 3次元線素の定義  
Fig. 1 Definition of a 3D line element.

い場合の例を図1に示す. 図1の(a)~(c)はある平面内の三つのボクセルによる線素の例であるから, 2次元の場合にもみられる線素であるが, (d)~(f)の3例は3次元特有の線素である. (g), (h)はそれぞれ(条件1), (条件2)を満たしていない場合の例である.

以上のように, 3次元線素は $Q_1, Q_2$ の相対的位置関係のみで決定されるので,  $Q_1, Q_2$ の座標を $(x_1, y_1, z_1), (x_2, y_2, z_2)$ とすると, 3次元線素はベクトル $\vec{Q_1Q_2}$ の各成分 $(dx, dy, dz) = (x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1)$ の組合せで決まる. 各軸方向の空間解像度が等しい場合, および, z軸の解像度のみが他と異なる場合のそれぞれについて, 各成分のすべての組合せとそれぞれの線素の長さを分類して表1に示す. 但し, 表にはベクトル $\vec{Q_1Q_2}$ のx成分が正のもののみ(x成分が0のときにはy成分が正のもの, x成分とy成分が共に0のときにはz成分が正のもの)を示した. これにより, 向きを考慮に入れない場合, 3次元線素のとり得る方向は49種類であり, その長さは各座標軸の空間解像度が等しいときには6種類, ある一つの軸の空間解像度のみが他と異なる場合には12種類であることがわかる. ここで, z軸の解像度のみが他と異なる場合を考えたのは, それが医用X線CT像などにおいてしばしば生じているためである. なお, z軸の解像度を適当に選べば長さの種類が減る場合があるが(例えば, 各軸のスケール比が $x:y:z=1:1:\sqrt{5}/2$ の場合には, 表1の3と4の線素は同じ長さになる), 便宜上これらは異なるものとした.

#### 2.1.2 3次元集中度

[定義2] 3次元画像内の点Qにおいて線素が存在するとき, この線素が点P( $\neq Q$ )を向く成分は, 線素の長さを $d_s$ , 線分PQと線素のなす角を $\alpha$ とすれば,

$$d_s |\cos \alpha| \tag{1}$$

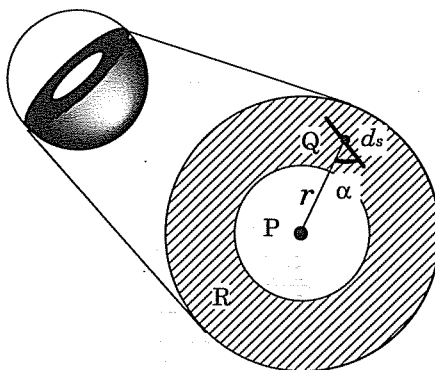


図2 3次元集中度の説明図  
Fig. 2 Illustration of the 3D concentration index.

で与えられる。この成分を線分PQの長さ $r$ の逆数で重み付けし、それを点Pの近傍領域R内に存在するすべての線素について総和したものを、点Pの集中成分と呼び、これを同様に重み付けされた線素の長さの近傍領域内Rでの総和で割ったものを点Pの集中度 $C(P)$ と定義する。すなわち、

$$C(P) = \frac{\sum_R \frac{d_s |\cos\alpha|}{r}}{\sum_R \frac{d_s}{r}} \quad (2)$$

但し、 $\sum_R$ は近傍領域R内での総和を意味する。

上の定義より、集中度は、3次元近傍領域R内に含まれる線素のすべてが評価点Pを向いている( $\alpha=0$ )ときに最大値1、すべての線素について $\alpha=\pi/2$ のときに最小値0をとる。なお、近傍R内に線素が存在しないときの集中度は便宜的に0とする。また、文献[9]で述べた集中度の加法性は3次元集中度の場合にもそのまま成立する。

また、実際には相対的に非常に大きな重みが与えられる点P付近での線素に雑音が含まれたとき、その雑音の影響を過度に受けないこと、および、 $r=0$ を避けること、という実用上の要請から、以下では特に断らない限り近傍領域Rは図2に示すような点Pを中心とする二つの同心球で挟まれた領域とし、内側および外側の球の半径を単に内半径、外半径と呼ぶ。

### 2.2 連続空間に対する3次元集中度

前節ではデジタル線図形に対する3次元集中度を定義したが、連続空間の線図形に対しても3次元集中度を次のように定義する。これは、直線などの基本的な図形の場合には連続空間で扱う方が理論的見通しが良いこと(後述の[実験2]で使用する)、2次元の場合の同様の考察との比較が望まれること、などの意義をもつ。本節の以下の議論において、近傍領域Rは点Pを中心とする二つの同心球で挟まれた領域とする。

[定義3] 3次元連続空間の点Pの近傍領域R内に存在する1本の曲線分Cによる点Pの集中度 $C(P)$ は、その曲線

表1 3次元線素の可能な種類およびその長さの一覧  
Table 1 All patterns of 3D line element and their length.

	線素の成分			長さ	
	dx	dy	dz	$x=y=z=1$	$x=y=1, z=a$
1	2	0	0	1	1
2	0	2	0		
3	0	0	2	a	a
4	2	1	0		
5	2	-1	0	$\frac{\sqrt{5}}{2}$	$\frac{\sqrt{5}}{2}$
6	1	2	0		
7	1	-2	0		
8	2	0	-1		
9	2	0	1		
10	0	2	1		
11	0	-2	1		
12	1	0	2		
13	1	0	-2		
14	0	1	2		
15	0	1	-2		
16	2	1	1	$\frac{\sqrt{6}}{2}$	$\frac{\sqrt{a^2+5}}{2}$
17	2	1	-1		
18	2	-1	1		
19	2	-1	-1		
20	1	2	1		
21	1	2	-1		
22	1	-2	1		
23	1	-2	-1		
24	1	1	2		
25	1	1	-2		
26	1	-1	2		
27	1	-1	-2		
				$\frac{\sqrt{4a^2+1}}{2}$	$\frac{\sqrt{4a^2+2}}{2}$

	線素の成分			長さ	
	x	y	z	$x=y=z=1$	$x=y=1, z=a$
28	2	2	0	$\sqrt{2}$	$\sqrt{2}$
29	2	-2	0		
30	2	0	2		
31	2	0	-2		
32	0	2	2		
33	0	2	-2		
34	2	2	1		
35	2	2	-1		
36	2	-2	1		
37	2	-2	-1		
38	2	1	2	$\frac{3}{2}$	$\frac{\sqrt{a^2+8}}{2}$
39	2	1	-2		
40	2	-1	2		
41	2	-1	-2		
42	1	2	2		
43	1	-2	2		
44	1	2	-2		
45	1	-2	-2		
46	2	2	2		
47	2	2	-2		
48	2	-2	2		
49	2	-2	-2		
			$\sqrt{3}$	$\sqrt{a^2+2}$	

上の点Qにおける接線ベクトルを $ds$ 、線分PQの長さを $r$ 、線分PQと接線ベクトル $ds$ のなす角を $\alpha$ とすれば、次式で与えられる。

$$C(P) = \frac{\int_C \frac{|\cos\alpha|}{r} ds}{\int_C \frac{ds}{r}} \quad (3)$$

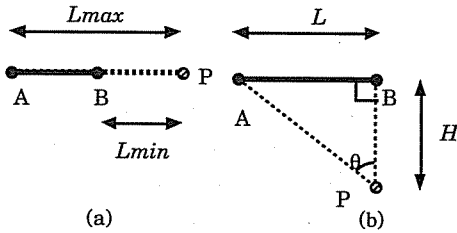


図3 点Pと線分の位置関係

Fig. 3 Positional relations between a point P and a straight line.

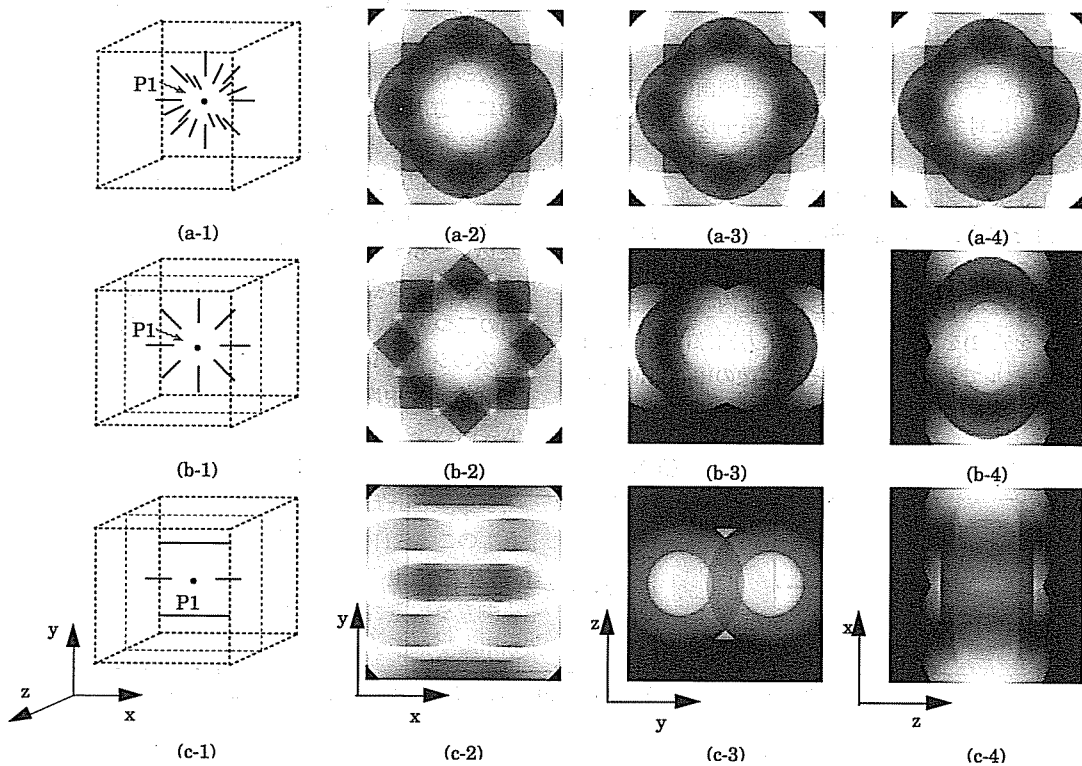
ここで、 $\int_C$  はC上の線積分を表し、曲線分に沿っての1次導関数は連続であるとする。

また、点Pの近傍領域R内に $n$ 本の曲線分 $C_1, C_2, \dots, C_n$  (これらの曲線分は、互いに交わりや重なりが無いとする)が存在する場合の集中度は、

$$C(P) = \frac{\sum_{i=1}^n \int_{C_i} \frac{|\cos\alpha|}{r} ds}{\sum_{i=1}^n \int_{C_i} \frac{ds}{r}} \quad (4)$$

となる。ここで、各曲線分の曲線に沿っての1次導関数は連続であるとし、1次導関数が不連続な点をもつ曲線は、その位置で分割したものを個々の曲線分と考えることにする。

上記で定義される連続空間における3次元集中度は、特に、直線分のみからなる線図形に対する場合、次のように簡単な式になる。まず、図3(a)に示すよう



(a-1), (b-1), (c-1) Input images. (a-2), (b-2), (c-2) Output images on the xy-plane through the center of an input image. (a-3), (b-3), (c-3) Output images on the yz-plane. (a-4), (b-4), (c-4) Output images on the zx-plane.

図4 人工的デジタル線図形を用いた3次元集中度のシミュレーションの結果  
Fig. 4 Examples of the distributions of the 3-D concentration index for 3-D line figures.

に、直線分AB( $L_{\min} > 0$ )が評価点Pを向いているときの集中度は、

$$C(P) = \frac{\ln(L_{\max}/L_{\min})}{\ln(L_{\max}/L_{\min})} = 1.0 \quad (5)$$

また、同図(b)のように評価点Pを向いていない直線に対する集中度は、次のように計算できる。

$$C(P) = \frac{-\ln(\cos\theta)}{2 \ln \left( \frac{1+\sin\theta}{1-\sin\theta} \right)} \quad (6)$$

但し、点Bは点Pから下ろした垂線の足であり、線分ABの長さを $L$ 、点Pから線分までの垂直距離を $H$ 、 $\theta = \tan^{-1}(L/H)$ とし、 $0 < \theta < \pi/2$ とする(図3(b))。

集中度の加法性は連続空間の集中度にも成立するので、図3(b)で $\angle ABP = \pi/2$ の場合は上記式(6)の組合せで求めることが可能であり、以上の結果から複数の直線分による集中度も容易に求められる。連続空間で定義された3次元集中度は次章[実験2]で利用され、理論的なシミュレーションを行う際に有効に利用できる。

### 3. 3次元集中度のシミュレーション

本章では、デジタル、および、連続画像で定義される線図形に対する実験から3次元集中度の基本的な性質を調べる。

[実験1] 3次元空間中のすべてのデジタル直線分がある点P1を向くような理想的集中パターン、および、すべてのデジタル直線分が互いに平行であるような理想的平行線パターンを作成し、画像内のボクセルでの集中度を式(2)を用いて求めた。入力画像は $301 \times 301 \times 301$ ボクセルであり、点P1はその画像の中心に位置す

る。3次元集中度を計算するときの近傍領域は内半径 $=50$ 、外半径 $=100$ であり、線図形を構成するすべてのボクセルは点P1の集中度を計算するときの近傍領域内のみ存在するデジタル直線である。

入力3次元画像と点P1を通る断面における集中度の分布を示す画像(以下、集中度画像と呼ぶ)を図4に示す。この図において、(a-1)は直線が3次的に点P1に集中している場合、(b-1)は集中している直線がxy平面内のみ存在している場合、(c-1)はyz平面におかれた平行線パターンであり、各集中度画像の画像サイズは $301 \times 301$ 画素である。

理想的な集中パターンにおいては、その中心だけでなく、その周辺のある程度広い範囲に高い集中度を示す領域(図中の白い領域)が存在し、その更に外側に低い集中度の領域がみられる。これは2次元集中度の場合と同様の現象であり[9]、集中度計算のための近傍領域が距離の逆数の重みの大きな評価点付近の領域を含まないことの影響と考えられる。

(a-1)と(b-1)による集中度画像は、点P1において高い値をとり、点P1から離れるに従って集中度が低くなるといった全体的な傾向は同じであるが、(a-1)が3次的に等方的に集中している線図形であるため、これに対する集中度画像が各断面ですべて同じであるのに対して、z軸方向からの集中線分が存在しない(b-1)に対しては、(b-3)、(b-4)ではz軸方向からの集中成分が見られないことがわかる。また、(c-1)において図の中の長い2本の線分は点P1の集中度を下げる要因となるが、(c-3)の二つの黒いリングはこれらの影響である。

次のシミュレーションは2.2で定義された連続空間での3次元集中度を用いて行う。

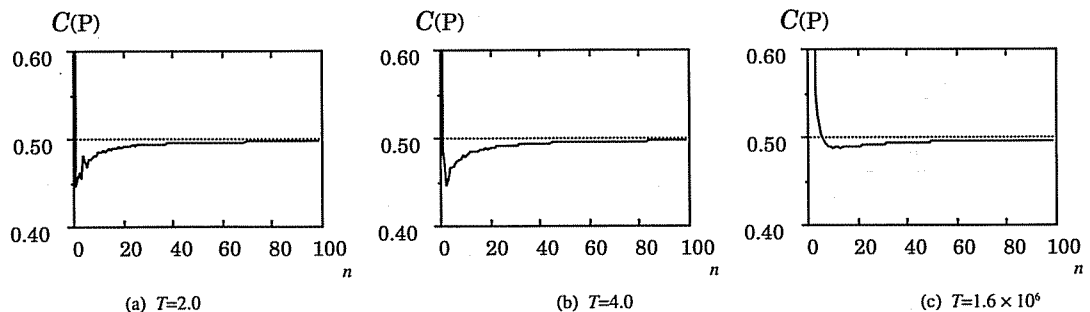


図5 3次元平行線パターンに対する3次元集中度のシミュレーションの結果( $T$ はマスク内半径と外半径の比、横軸 $n$ はxy平面に含まれる平行線の本数)

Fig. 5 Concentration index values for parallel line patterns.

$T$ : the ratio of the outer radius to the inner one of the mask.

$n$ : the number of parallel lines included xy-plane of the mask R.

[実験2] 点Pの近傍に平行線が存在するとき、その本数を変化させて点Pの集中度の変化を調べた。平行線はすべてx軸に平行で、 $z=0$ の平面内に等間隔に与えた平行線(本数 $n$ 、間隔 $h$ 、そのうち1本は必ず点Pを通る)を、z軸方向に $h$ ずつ平行移動したものである。近傍は外半径が一定で内半径を変えて得られる数種類の同心球に挟まれる領域(内半径と外半径の比を $T$ とする)を用いた。計算は式(5)、(6)を利用した。

$T$ が異なる3例の結果を図5に示す。近傍領域の形状の影響から平行線の本数が少ないときに、値にばらつきがみられるものの、近傍の形によらず平行線の本数が十分多いときに、実験2の場合と同じくほぼ一定値( $=0.5$ )に近づくことがわかる。また、近傍領域が球内部の領域に近づくほど( $T$ が大きくなるほど)平行線の本数が少ないときの値のばらつきが少ないこともわかる。これらのことは、2次元集中度においてもみられる現象であるが、その収束値は2次元集中度のそれ( $=2/\pi$ )とは異なっている。

以上の実験から、3次元集中度が2次元集中度とはほぼ同等な性質をもっていることが確かめられた。また、2次元集中度に対する同様の解析結果[10]から、3次元集中度の期待値が $1/2$ であることが予想される[11]。この値が2次元集中度に比べて低下したのは、次元が上がったことにより線素(連続空間の場合は接線ベクトル)の向きに関する自由度が上がり、空間上の特定の点を向く割合が相対的に減ったことによると考えられる。なお本章で示すが、実際の画像の任意の場所から得られた集中度の分布の中心はほぼ $1/2$ である。

#### 4. 胸部X線CT像への適用

肺野の末梢に発生した肺がんの多くは、その病勢が進行するにつれて、がん組織がまわりの血管や胸膜を引き込むようになる。これが集束と呼ばれる現象で、良性腫瘍の場合にはほとんどみられない[12]。このように集束は悪性腫瘍の存在を疑う重要な手掛かりとなることから、その定量化は医学的に非常に重要な意味をもつ。従来、直接撮影胸部X線像に対して2次元集中度による集束の定量化が試みられており、医師による良悪性に対する4段階の定量評価と、集中度のしきい値処理による判別結果が同程度の能力をもっていることが報告されている[13]、[14]。しかしながら、2次元の投影像上では、血管陰影の正確な認識が困難である、投影面に対して垂直に走行する血管に対して評価できないなどの問題があった。そこで、上記の問題がほとん

どない3次元胸部CT像に対して、本論文の3次元集中度による血管陰影の集束の定量化を試みた。実験症例はヘリカルCTで腫瘍の存在する側の肺を拡大撮影したもの2例、ビーム厚2 mm、寝台移送速度2 mm/秒、再構成間隔1 mm、1スライスの大きさが $512 \times 512$ 画素、スライス内画素間隔は一例が $0.39$  mm(スライス枚数61)、もう一例が $0.40$  mm(スライス枚数62)である。原画像スライス(病変の中心付近)の一例を図6に示す。

##### 4.1 具体的な処理手順

具体的な処理手順は大きく二つに分けられる。まず最初に各スライスごとの2値化処理と2次元および3次元連結成分処理による、血管、気管支、腫瘍陰影領域の抽出を行い、次に得られた画像を細線化して集中度を計算する。以下にそれぞれの手順の概要を示す。

(step1) 血管・気管支・腫瘍陰影の抽出

原画像に対して、まず各スライスごとに2値化処理(しきい値 $=-820$ H.U.)、図形融合(拡散3回→収縮3回)、穴の除去(面積1万画素以下)を順に施すことによって片肺のみの肺野領域を得る。次に、同じく原画像の各スライスに対して図7に示すような重み関数をもつ線形フィルタで血管陰影の強調を行った後、先に得られた肺野領域内のみを対象とした2値化処理(しきい値 $=0$ )を行う。上記手順で得られた3次元2値画像に、3次元小成分除去(体積8000ボクセル以下)を行うことにより血管・気管支壁・腫瘍陰影(以下血管陰影)を得る。

(step2) 集中度による血管走行状態の定量化

step1で得られた血管陰影に対して、ユークリッド距離に基づく細線化[15]を施し、得られた26連結線図形を

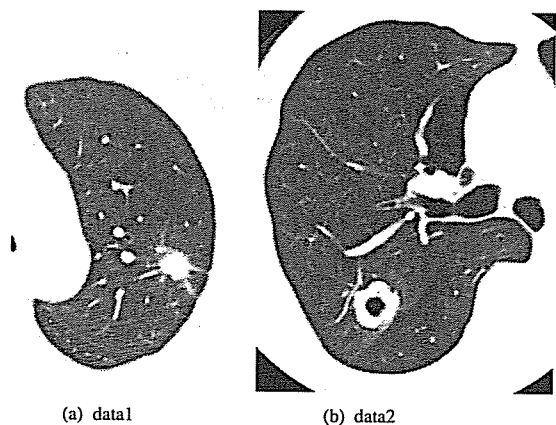


図6 原画像スライスの一例  
Fig. 6 Examples of original images.

用いて本論文の3次元集中度を肺野内の各点で計算する。ここで、集中度の近傍領域は、腫瘤をだ円体で近似したときのx, y, z各軸方向の腫瘤径(筆者が原画像上で計測した)の中で最大のものを内半径、内半径の2倍を外半径とする同心球に挟まれた領域とした。表2に各症例の腫瘤径と近傍領域の大きさを示す。

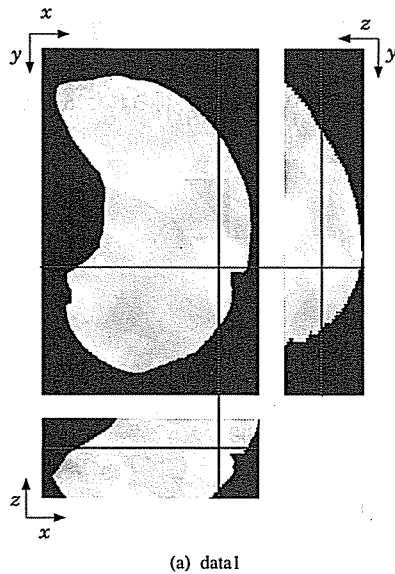
(step1)の目的は、(step2)において腫瘤に対する集束性を計測するために必要となる血管・気管支の陰影を抽出することであり、用いたパラメータは実験的に定めたものであるものの、集束の評価に関する限り各陰影の抽出精度は良好であることが医師により確認されている。

4.2 実験結果

上記手順を2例の症例(共に腺がん)に適用した。肺野

-1	-1	-1	-1	-1
-1	0	0	0	-1
-1	0	19.2	0	-1
-1	0	0	0	-1
-1	-1	-1	-1	-1

図7 血管陰影強調のためのフィルタ重み関数  
Fig. 7 Filter to enhance blood vessels.



(a) data1

領域内の各点で求めた集中度画像を図8に示す。図8は肺野領域を囲む直方体で切り出した3次元集中度画像の病変部の中心付近(図中の補助線の交点)を通り、2座標軸に平行な断面の集中度画像であり、集中度が高

表2 各症例の腫瘤と集中度近傍領域の大きさ

Table 2 The relation between the size of nodule and the size of neighborhood region of concentration index.

Data No. (集束の程度)	腫瘤の大きさ(半径)(mm)			近傍領域の大きさ(mm)	
	x	y	z	外半径	内半径
data1(中程度)	9.7	10.7	11.0	22.0	11.0
data2(弱い)	12.4	13.5	8.0	27.0	13.5

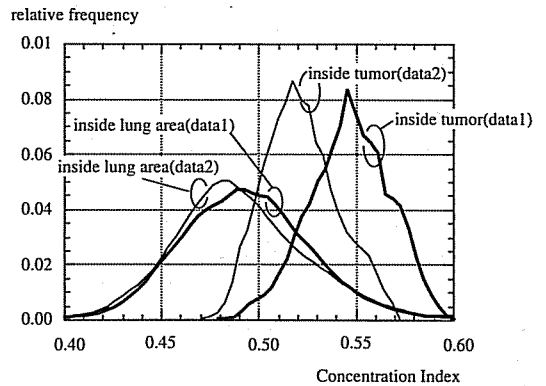
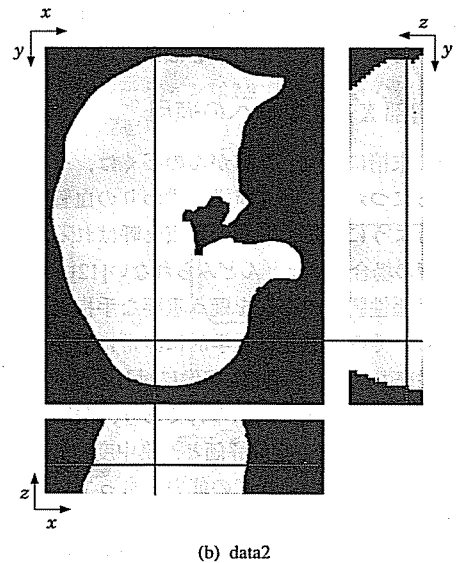


図9 腫瘤内部領域と肺野内部の集中度のヒストグラム  
Fig. 9 Histogram of concentration index.



(b) data2

図8 集中度画像の一例(腫瘤中心付近を通る断面。腫瘤中心付近を補助線の交点で示す)

Fig. 8 Concentration index value images.

いほど明るく(白く)表示してある。医師によって集束の程度が比較的高いと評価されたdata1については、病変部周辺の集中度が周囲に比べて高くなっていることがわかる(図8(a))。この例では、高い集中度の周りを集中度のかなり低い領域が取り囲むという、強い集中パターンに特有の現象もみられる。一方、集束の程度が低いと評価されたdata2については、病変部周辺の集中度とそれ以外の肺野領域に値の差はほとんど無く(図8(b))、それらは前節の[実験2]における集中度の収束値に近い値であった。次に図9に腫瘤内領域とそれ以外の肺野内における集中度の分布を示す。腫瘤内領域の平均値、標準偏差はそれぞれ0.546, 0.021(data1), 0.514, 0.019(data2)であった。医師が集束があると評価している症例の方が集中度が高いことが明らかに認められる。ここでの腫瘤内領域とは、step2で近似した腫瘤の大きさの更に半分の径をもつ円体内部を意味する。

なお、肺野内で集中度が最大となった場所は、集束のある部分ではなく比較的血管陰影の少ない肺野辺縁部であった。これは、集中度計算に用いた近傍領域内に存在する線素が少ないことが原因である。

この集中度の応用として当面期待されるのは、胸部X線CT像の「全自動診断」ではなく、別の方法で検出された腫瘤影の良悪性鑑別の尺度としての利用であり、この場合には上の現象は特に問題にならない。また、腫瘤の検出に集中度を用いる場合にも、このような高集中度部分は肺輪郭の位置情報や、集中度計算の分母項により近傍領域に含まれる線図形の総量を評価するなどの方法で容易に識別できるので、十分対処可能であると考える。

## 5. む す び

本論文では、筆者らが既に提案した2次元線図形解析のための集中度を、3次元線図形に適用できるように拡張定義した。この3次元集中度の基本的な性質と特徴的な振舞いをシミュレーションによって明らかにした。また、実際の画像への応用例として、胸部X線CT像における血管陰影の腫瘤への集束の度合いを3次元集中度で定量化することを試みた。その結果、医師が評価した集束の程度と腫瘤周辺の集中度の値に明確な対応関係がみられ、3次元集中度が悪性病変の診断の重要な手掛かりとなる集束の定量化に有効な特徴量であることが示された。

今後の課題として、3次元集中度の性質のより詳細な解析、3次元集中度の考え方を応用したその他の3

次元局所特徴量の開発、また応用面では、腫瘤良悪性の鑑別への応用方法、良性腫瘤を含む多症例での実験、3次元集中度の他の画像への応用などがあげられる。

謝辞 貴重な実験症例を提供して頂くと共に、学術的な立場から貴重な意見を頂いた国立がんセンター東大病院大松広伸博士、同センター中央病院江口研二博士、ならびに日ごろ熱心に御討論頂く名古屋大学工学部鳥脇研究室諸氏に感謝する。本研究の一部は厚生省がん研究助成金、文部省科研費によった。

## 文 献

- [1] “特集:医用3次元画像処理の技法と応用—現状と展望,” BME (日本ME学会誌), vol.3, no.8, Aug. 1989.
- [2] 鳥脇純一郎, “画像診断支援—研究開発の動向,” Medical Imaging Technology, vol.12, no.3, pp.171-179, May 1994.
- [3] 鳥脇純一郎, 館野之男, 飯沼 武, 医用X線像のコンピュータ診断, シュプリンガー・フェアラーク東京, 東京, 1994.
- [4] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 片田和廣, 安野泰史, “3次元デジタル画像処理による胸部連続CT像からの肺がん候補領域の自動抽出,” 信学論(D-II), vol.J76-D-II, no.8, pp.1587-1594, March 1993.
- [5] 山本真司, 田中一平, 千田昌弘, 館野之男, 飯沼 武, 松本 徹, 松本満臣, “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法の検討,” 信学論(D-II), vol.J76-D-II, no.2, pp.250-260, Feb. 1993.
- [6] K.Mori, J.Hasegawa, J.Toriwaki, H.Anno, and K.Katada, “Automated extraction and visualization of bronchus from 3D CT images of lung,” Proc. 1st International Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine (CVRMed '95), pp.542-548, April 1995.
- [7] “特集:最近の医用3次元画像処理,” Medical Imaging Technology, vol.13, no.3, May 1995.
- [8] 鳥脇純一郎, 3次元画像のデジタル処理:高木幹雄, 鳥脇純一郎, 田村秀行編著, 画像処理アルゴリズムの最新動向, 別冊OE, pp.84-107, 新技術コミュニケーションズ, 東京, 1986.
- [9] 長谷川純一, 筒井武敏, 鳥脇純一郎, “胃X線二重造影像におけるひだ集中を伴うがん病変部の自動抽出,” 信学論(D-II), vol.J73-D-II, no.4, pp.661-669, April 1990.
- [10] 目加田慶人, 尾坐幸一, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “線図形における局所的集中パターンの特徴量とその応用,” 信学論(D-II), vol.J77-D-II, no.9, pp.1788-1796, Sept. 1994.
- [11] 目加田慶人, 平野 靖, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, “3次元デジタル線図形における局所集中性解析のための特徴量の性質,” 信学技報, PRU95-178, 1995.
- [12] 森 雅樹, 肺癌CT診断, 中外医学社, 東京, 1995.
- [13] 笹岡彰一, 高島博嗣, 森 雅樹, 名取 博, 阿部庄作, “肺腫瘤影のデジタル解析—腫瘤影の良悪性鑑別におけるコンピュータ支援診断の可能性,” 日本胸部疾患学会雑誌, vol.33, no.5, pp.489-495, Aug. 1995.
- [14] 清水昭伸, 鳥脇純一郎, 長谷川純一, 森 雅樹, 高島博嗣, 名取 博, “胸部X線像における肺腫瘤影の良悪性判別の



ための新しい特徴量,” 平7 東海連大, 826, p.412, Sept. 1995.

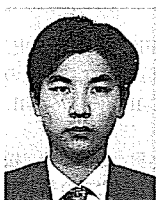
- [15] T.Saito and J. Toriwaki, “A sequential thinning algorithm for three dimensional digital pictures using the euclidean distance transformation,” Proc. of 9th Scandinavian Conf. on Image Analysis, Uppsala, Sweden, pp.507-516, June 1995.

(平成8年4月15日受付, 12月13日再受付)



目加田慶人 (正員)

平3名大・工・情報卒。平8同大大学院博士課程後期課程了。現在、宇都宮大・工・情報助手。工博。医用画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会会員。



平野 靖 (正員)

平7名大・工・電子情報卒。現在、同大大学院工学研究科博士課程前期課程在学中。3次元画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会会員。



長谷川純一 (正員)

昭49名大・工・電気・電子卒。昭54同大大学院博士課程(情報工学専攻)了。同年名大・工・電子助手。昭61同情報工学科講師。昭62より中京大学へ移り、教養部助教授。昭63同教授を経て、平4から同大学情報科学部教授。工博。パターン認識、知的画像処理、および、それらの医療・スポーツ応用に関する研究に従事。情報処理学会、人工知能学会、日本ME学会、日本医用画像工学会、米国IEEE各会員。



鳥脇純一郎 (正員)

昭37名大・工・電子卒。昭42同大大学院博士課程了。同年4月名大・工・助手。以後、昭45助教授、昭49名古屋大学大型計算機センター助教授、昭55豊橋技術科学大学情報工学科教授、昭58名古屋大学工学部電子工学科教授を経て、昭60年4月より同情報工学科教授。工博。パターン認識、画像処理、グラフィックスおよびそれらの医学情報処理への応用に関する研究に従事。著書「画像理解のためのデジタル画像処理I, II」(昭晃社)、「パターン認識と画像処理」(朝倉書店)、「認識工学」(コロナ社)。情報処理学会、日本エム・イー学会、医療情報学会、人工知能学会、IEEE各会員。