



Title	肺内腫瘍の気管支集束画像シミュレーション
Author(s)	北岡, 裕子; 高木, 隆司
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1999, 59(7), p. 318-324
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16283
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

肺内腫瘍の気管支集束画像シミュレーション

北岡 裕子* 高木 隆司

東京農工大学工学研究科 * 現大阪大学医学部機能画像診断学研究部

Simulations of Bronchial Displacement Owing to Solitary Pulmonary Nodules

Hiroko Kitaoka* and Ryuji Takaki

On the basis of elasticity dynamics, we constructed mathematical models of bronchial displacements caused by well-differentiated adenocarcinoma and inflammatory pulmonary nodules. We simulated bronchial displacement with a three-dimensional model of the airway tree that we constructed. One-hundred sixty simulations of cancerous and inflammatory displacements were performed, where 20 nodule centers were placed in the right upper lobe in the three-dimensional bronchial model and four different sizes (30 mm, 37.5 mm, 45 mm, and 60 mm) of original lesions were assumed which contracted to nodules of 15 mm in diameter. The three-dimensional simulation images were highly similar to the cancerous or inflammatory nodules in the clinical images. Angles and distances in simulated structures between respective branches and the nodule center were measured. The mean value of angles of branches whose distance from the nodule center was within a range of 6 mm to 12 mm was in good accordance with the value obtained theoretically. Discrimination between cancer and inflammation was successfully carried out by examining the distance dependency of the angles. We concluded that the measurement of angles of linear structures surrounding a pulmonary nodule would be useful for its differential diagnosis.

Research Code No. : 506.1

Key words : Pulmonary nodule, Bronchial displacement, Simulation, 3D image

Received Nov. 30, 1998; revision accepted March 2, 1999

Department of Engineering, Tokyo University of Agriculture and Technology

* Present address: Division of Functional Diagnostic Imaging, Osaka University Medical School

はじめに

肺内腫瘍の画像診断にあたっては、腫瘍の形状だけでなく周辺既存構造の変化を分析することが重要とされている¹⁾。重要な変化として、既存構造が病巣に向かって変位する、集束性変化がある¹⁾。集束には、腫瘍のごく近傍で集束の強い“末梢性集束”と、肺門部から病巣周辺まで同程度の集束のみられる“中枢性集束”が区別され、前者は肺癌、後者は炎症性腫瘍を示唆する重要な所見とされている²⁾。典型例での鑑別は比較的容易であるが、明瞭に区別できないことが多い²⁾。また、肺癌は小さくとも進行しているものが多く、周辺の構造の集束の程度が強いものほど進行度も高いとされている¹⁾。鈴木は集束の程度から腫瘍の本来の広がり推定し、それから腫瘍の進行度を推定できることを提唱した³⁾。この方法は、腫瘍の本来の広がり推定と腫瘍径として定量化したものであるが、実際的な方法はなく、概念的なものにとどまっている。最近、3DCT画像から集束の程度を定量化する試みが平野ら⁴⁾によってなされており、診断医の視覚的な評価との相関が良好であったと報告されている。ただし、鑑別診断や予後予測に際して有用か否かは、現時点では明らかにされていない。

本来、生体内では複雑な細胞反応、組織反応が起きている。しかし、肉眼的に確認できるレベルの既存構造の変位変形は、ある程度力学的に説明しうる。肺は多量の空気を含む臓器であり、空気含有率は約90%とされている⁵⁾。したがって、病変部の肺泡が何らかの原因で虚脱すると大幅な容積減少が起こり、それに伴って周辺の構造が変位する。線維組織による置換は失われた気腔容積にはるか及ばず、周辺の構造の病変部への変位が持続する。これが集束性変化を起こす機構と考えられる。病変が気腔を充填するようなものであれば、病変部の容積減少はなく、したがって、周辺構造の集束はおこらない。

ところで、病変の質的な違いは集束の様子にどのようにして反映するのであろうか。炎症の場合は病変の強さは病変部でほぼ一様なので、虚脱の程度も一様であると考えられる。ところが、癌の場合は癌の発生日点で最も虚脱の程度が強く、中心から離れた部分、すなわち癌の先進部では

弱い⁶⁾。つまり、虚脱の程度に距離依存性がある。“末梢性集束”、“癌放射”と表現される変位は高分化腺癌に特有とされ、これらは、腫瘍のごく近傍で強い変位が起こっていることを表わしている。病変内部の距離依存性の変位が、病変周囲にも及んでいるためである。

病理学的な知見に基づいて、既存構造の変化を力学的に表現することは不可能ではない。ここで、病変の性質によって変化を記述する方程式に違いがあるかどうか、違いがあればそれが画像にどのように反映されるかが問題になる。これが明らかになれば、より精度の高い画像解析の方法を構築することができると考えられる。われわれは最近、終末細気管支までの気道の3Dモデルを計算機内に作成することに成功した(Fig. 1)⁷⁾。このモデルを基にして病変シミュレーション画像を求め、それを現実の臨床画像と比較することにより仮定した数式の妥当性を検証し、さらに、実画像から病変の種類や強さを推測する手法を開発できると考えている。本論文で、われわれは、気管支集束のシミュレーション画像をもとに、癌と非癌の鑑別、訂正腫瘍径の推定を可能にする画像解析の方法を提案する。

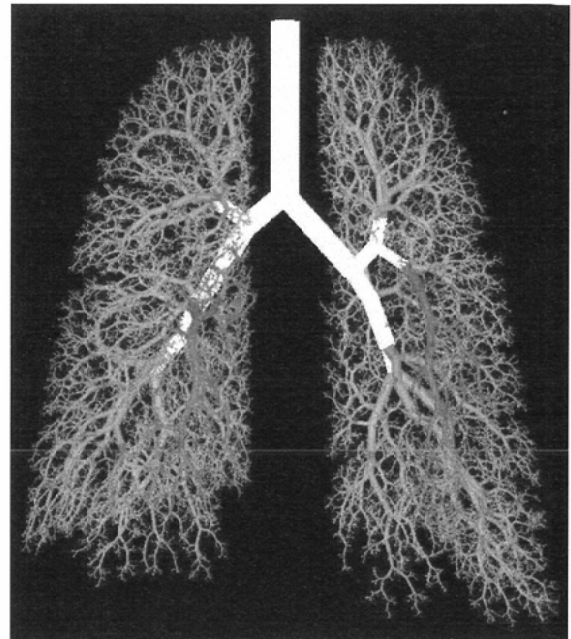


Fig. 1 Three-dimensional model of the human airway tree down to terminal bronchioles (TBs). There are about 27,000 TBs.

方 法

1. 変位の数値モデル

前章で述べた肺内の変位を数的に解析するために、弾性体力学で用いられている変位ポテンシャルという概念を適用する。病変部に向かって周囲から気管支や血管を引っ張るように変位がおくと仮定して、変位の大きさと向きを表わす変位ベクトル U を導入する。球対称の変位が起きると仮定すると、 U は病変中心からの距離 r だけの関数である。この変位の分布を表わす変位ポテンシャル関数 $\Phi(r)$ を導入する。変位ベクトル U は、 Φ の勾配の符号を逆にしたもので与えられる。すなわち、変位ベクトル U の r 方向成分 U_r は、

$$U_r = -\partial \Phi / \partial r$$

となる。変位前に原点から r の位置にあった点が、変位後に原点から距離 R にあるとすると

$$R = r + U_r$$

である。

一般に、均質な物質の場合、重力などの外力がなく圧力のみによる変位では、変位ポテンシャルは、

$$\Delta \Phi = (1/r^2) d/dr (r^2 d\Phi/dr) = C_1 = \text{const}$$

を満たす。ただし、 Δ はラプラシアンを表わし、球対称分布では、 $\Delta \Phi$ は上式のように、 r の微分で表現できる。

ところが、肺内構造の変位では、次に述べる理由によって、通常の弾性体の挙動とは異なる現象が起きる。病変部の収縮を代償するために、外部から空気が流入して病変周囲の容積増加が加わる。この容積増加は病変周囲の正常部

で最も強く、遠ざかるにつれて減少する。そこで、 r に反比例する項を上式の右辺に加えて、 Φ に対する微分方程式を、

$$(1/r^2) d/dr (r^2 d\Phi/dr) = C_1 + C_2/r$$

の形に仮定する。 C_2 は定数である。これを解くことにより、変位量が次のように求められる。

$$U_r = -d\Phi/dr = -C_1 r/3 - C_2/2 - C_3/r^2 \quad (1)$$

C_3 は定数である。式(1)の第1項は一樣収縮(膨張)、第2項は外部からの容積増加(減少)、第3項は中心部での無限大の収縮(膨張)を表わしている。

癌の場合は、中心部で最も収縮が強く、充分遠ざかると変位は0になるので、式(1)の第3項で記述できる。この場合、全体としての容積は不変なので、代償性の容積増加を表わす第2項を加える必要はない。

$$U_r = -C_3/r^2 \quad (2)$$

式(2)の右辺を癌性変位関数と名付けよう。

一方、炎症では病変部で一樣収縮するので、式(1)の第1項のみと仮定する。したがって、変位前の病変部の半径を r_0 とすると、この変位は $r \leq r_0$ で生じているので、

$$U_r = -C_1 r/3, \quad r \leq r_0 \quad (3-1)$$

病変部の周囲に位置する正常部は、空気の流入による容積増加(代償性膨張)がおこる。この容積増加は病変部の近傍で強いが、ある範囲を超えると代償性膨張はなくなり、変位も0になると仮定する。代償性膨張のおこる範囲の半径を r_c とする。 $r_0 < r < r_c$ での U_r は、式(1)の正の係数を持つ第1項と第2項で、次のように書き表わせる。

$$U_r = C_1' r/3 - C_2/2 \quad (3-2)$$

簡単のため、 r_c を病変部の大きさ r_0 の3倍とする。変位後の $R = r + U_r$ は $r = r_0$ で連続に接続しなければならないこと、および、 $r = r_c$ で $U_r = 0$ であることを用いて、(3-1)、(3-2)から、

$$C_1' = C_1, \quad C_2 = C_1 r_c/3$$

となる。これから、

$$U_r = C_1 (r - r_c)/6, \quad r_0 < r < r_c \quad (3-3)$$

が得られる。また、

$$U_r = 0, \quad r \geq r_c \quad (3-4)$$

である。式(3-1)、(3-3)、(3-4)を炎症性変位関数と呼ぶことにする。

2. 枝の角度の変化

上に議論した気道の変位によって、Fig. 2のような枝 P_1P_2 が変位して $P_1'P_2'$ になったとする。枝の起点と病変中心とを結ぶ線分と、枝がなす角度(以下、枝中心角度と呼ぶ)を α 、変位後のその角度を β とし、 α と β の関係を考える。 $OP_2 = r$ 、 $OP_1 = r + dr$ とすると、

$$\begin{aligned} OP_2' &= r + U(r), \\ OP_1' &= r + dr + U(r + dr), \end{aligned}$$

角 $P_2OP_1 = \theta$ は微小とすると、

$$\begin{aligned} \tan \alpha &= r \sin \theta / (r + dr - r \cos \theta) \doteq r \sin \theta / dr, \\ \tan \beta &= (r + U(r)) \sin \theta / \{r + dr + U(r + dr) - (r + U(r)) \cos \theta\} \\ &\doteq (r + U(r)) \sin \theta / (dr + U(r + dr) - U(r)) \end{aligned}$$

ここで dr を微小とすると、

$$\tan \beta \doteq (r + U(r)) \sin \theta / (dr + dr U'(r))$$

ただし、 U' は U の導関数である。したがって、

$$\tan \beta / \tan \alpha = (r + U(r)) / r(1 + U'(r)) \quad (4)$$

が導かれる。式(4)の右辺を $k(r)$ とする。

われわれが観察できるのは変位後の像だけであり、 β が測定される。変位後の枝中心角度 β から変位前の枝中心角度 α を推測することは、変位関数 $U(r)$ が不明な限り不可能であるが、 β の頻度分布から変位関数を推定することは可能である。その方法を以下に説明する。

3. 気管支の向きの分布

中枢部の枝を除き、気管支の向きはランダム、すなわち、統計的にはいずれの方向にも同等の頻度で現われると考えられる。空間中に任意の点を設定し(基準点)、枝の起点と基準点を結ぶ線分と枝自身とがなす角度を α とする。枝

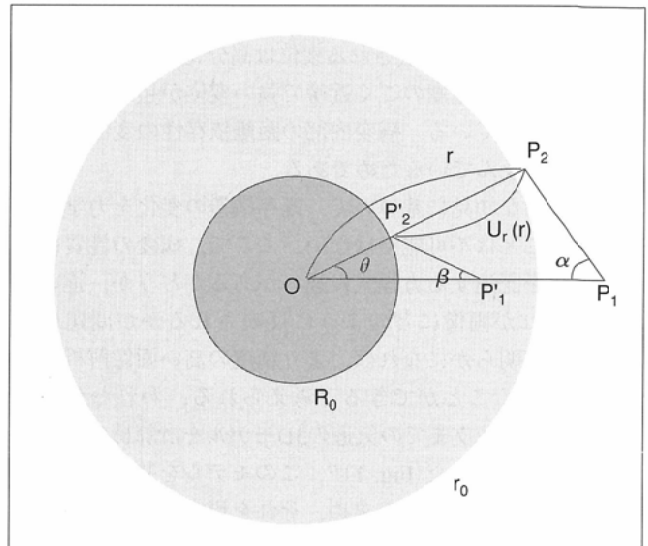


Fig. 2 Displacement of a branch. α and β are branch-center angles before and after displacement, respectively.

の向きがランダムであるということは、 α の確率密度関数 $p(\alpha)$ を用いて、

$$p(\alpha) = A \sin \alpha, \quad 0 \leq \alpha \leq \pi \quad (5)$$

と表わせることを意味する(A は定数)。空間中に任意の方向を設定し(基準方向)、枝が基準方向となす角度を考えた場合も、その確率関数は式(5)と同じである。

このことを、Raabeらの報告した気道鋳型標本の形態計測データ⁸⁾と、われわれの作成した3Dモデルを用いて確かめた(Fig. 3)。Raabeらのデータには枝が重力方向となす角度の計測値が含まれている。鋳型標本自身の重力による角度変化の影響が小さいラットのデータでは、正弦関数に近いヒストグラムが得られた(Fig. 3A)。小葉枝レベルまでの3Dモデル(枝総数11,999本)で計測した結果はより正弦関数に近かった(Fig. 3B)。さらに、肺内にランダムに10個の基準点を設定し、基準点との距離が4.5 cm以下である枝に対して角度を計測した(Fig. 3B)。やはり、正弦関数にきわめて近い分布を示すことがわかった。

実際の画像では、枝の起点と終点をいつも区別できるとは限らないので、起点と終点を区別せず、 α としては $\pi/2$ より小さい方を選ぶことにする。その平均値 $\langle \alpha \rangle$ は、確率密度関数を $A \sin \alpha$ とすると、

$$\langle \alpha \rangle = A \int_0^{\pi/2} \alpha \sin \alpha \, d\alpha / A \int_0^{\pi/2} \sin \alpha \, d\alpha = 57.3^\circ$$

となる。

4. 腫瘍周辺の気管支の配置から変位関数を推定する法

半径 r_0 の病変が半径 R_0 に収縮したとする。 $r_0/R_0 = a$ (>1)を訂正腫瘍係数と名付けよう。 R_0 は画像上で計測できるが、 r_0 は未知数である。腫瘍のごく近傍に位置する枝に注目すると、枝の端点が本来存在していた点の中心からの距離 r は、 $r_0 = aR_0$ にはほぼ等しいので、式(4)の右辺 $k(r)$ も定数と

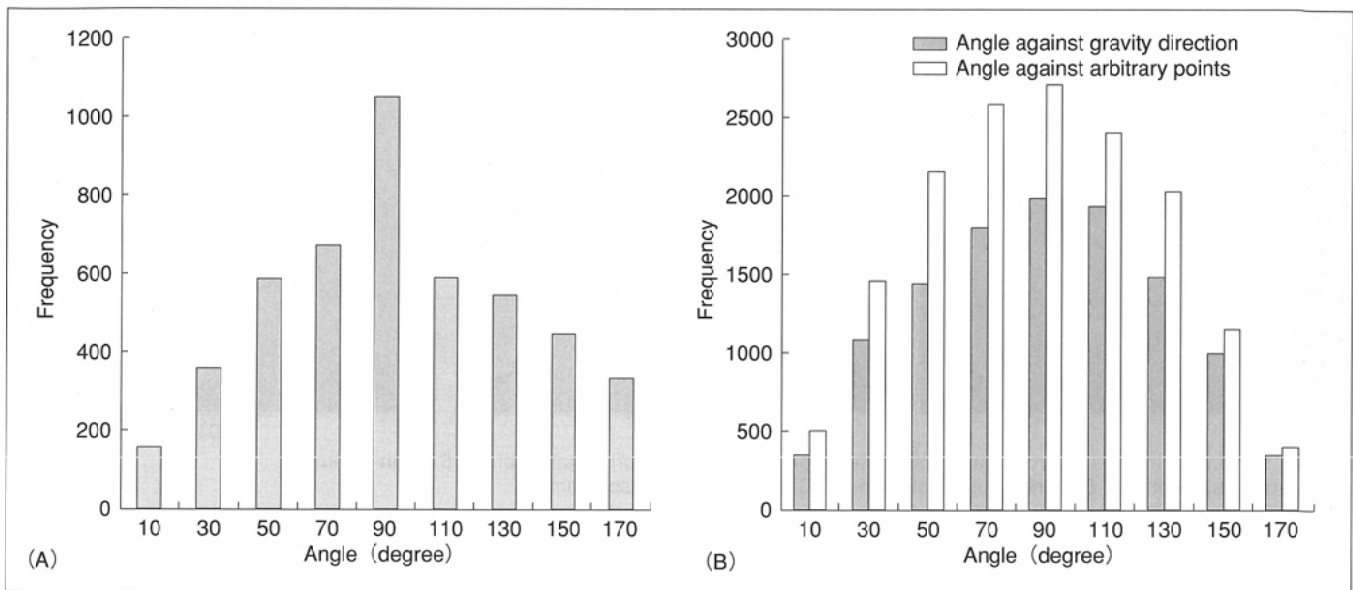


Fig. 3 Frequency distribution of angles of branches in the airway tree.

A: Distribution of angles against the direction of gravity measured in a rat airway tree cast by Raabe, et al.⁽⁸⁾

B: Distribution of angles measured in a three-dimensional model of the human airway tree.

なる。すなわち、

$$k \doteq k(a R_0) = (a R_0 + U(a R_0)) / a R_0 (1 + U'(a R_0))$$

ここで、 $a R_0 + U(a R_0) = R_0$ であるから、上式は

$$k = 1 / a (1 + U'(a R_0)) \quad (6)$$

となる。枝の変位後の角度 β は、変位前の角度 α と k を用いて

$$\tan \beta = k \tan \alpha = \tan \alpha / a (1 + U'(a R_0)) \quad (7)$$

と表わせる。

以上から、腫瘍のごく近傍に位置する枝の角度 β の確率密度関数 $p(\beta)$ は、式(5)、式(6)、式(7)より、

$$p(\beta) = A k \sin \beta / \{1 - (1 - k^2) \cos^2 \beta\}^{1.5} \quad (8)$$

となり、 β の平均値は

$$\langle \beta \rangle = k (1 - k^2)^{-0.5} \ln \{ (k^2 - 1)^{0.5} + 1/k \} \quad (9)$$

となる。

癌性変位の場合、変位を表わす式(2)の微係数 $U'(r)$ は r とともに急速に減少する。 $U'(r)$ の減少により、 k 、それから $\langle \beta \rangle$ の値が大きくなる。炎症性変位の場合、式(3-3)の微係数 $U'(r)$ は r にかかわらず一定であるから、 $\langle \beta \rangle$ の値も変わらない。つまり、 $\langle \beta \rangle$ の距離依存性が認められれば癌性変位、そうでなければ炎症性変位といえる。これは従来診断医が、集束のありようを末梢性と中枢性に区別して良悪の判別に用いていることに対応する。 R_0 と $\langle \beta \rangle$ は臨床画像から計測可能であるから、これらより訂正腫瘍係数 a が推定できる。

結 果

小葉枝レベルまでの気管支の3Dモデルを用いて、上記のような変位関数による変位シミュレーションを行ない、変位前後の角度変化を計算した。このシミュレーションには3Dモデルの右肺上葉に相当する部分を用いた。ここで、小葉枝レベルとは、細葉約5個を支配する細気管支で、その直径は約0.7mmである。上葉気管支からの距離が30mm以上の領域に病変中心点を20個所設定した。胸壁までの距離が10mm以上の点を10個、10mm未満の点を10個とした。癌の場合と炎症の場合、訂正腫瘍係数2.0、2.5、3.0、4.0の場合、合計160通りのシミュレーションを行なった。腫瘍はいずれも半径7.5mmの球とした。計測領域を中心からの距離6mmから22.5mmの範囲と、6mmから12mmの範囲の2通り設定した。前者の範囲にある枝の角度の平均値を β_1 、後者の範囲にある枝の角度の平均値を β_2 とし、理論値と比較した。ここで、理論値は腫瘍辺縁に存在する枝の角度の平均値を意味し、式(2)と式(3-1、3-3)から計算される。炎症の場合は腫瘍辺縁で変位関数の微係数が不連続であるので、内外側の微係数の平均値をもちいて理論値を求めた。

Fig. 4にシミュレーション画像の1例を示す。癌性変位、炎症性変位ともに訂正腫瘍係数は3.0の場合である。一見しただけでは、癌性の場合と炎症性の場合の違いは明らかとは言えない。しかし、詳細に観察すると、癌性の場合、腫瘍のごく近傍の枝のみ、腫瘍の中心を向いている(枝中心角度が小)ことがわかる。一方、炎症性の場合には腫瘍から離れた枝でも腫瘍へ向かっていることがわかる。

Fig. 5Aに胸壁までの距離が10mm以上の群での β_1 、 β_2 を理論値と共に示す。癌性、炎症性、いずれの場合でも理論値と β_2 との一致が良好であった。癌性において β_1 は β_2 より

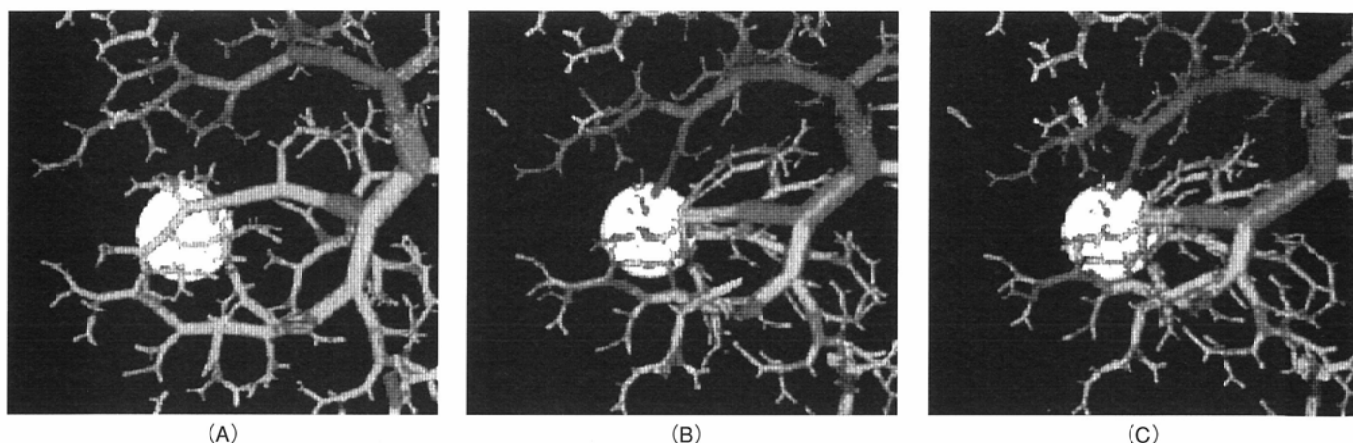


Fig. 4 Simulation images of bronchial displacement corresponding to horizontal layers of 6 cm in thickness. A: Without displacement, B: cancerous displacement, C: inflammatory displacement.

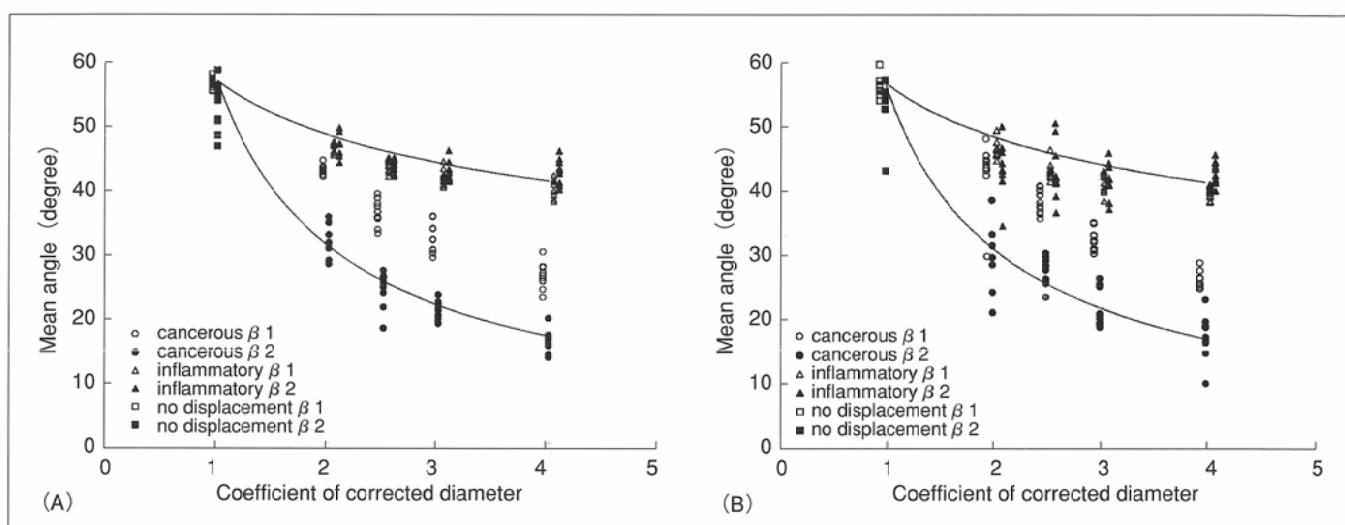


Fig. 5 Relationship between the coefficient of corrected diameter and the mean angles. A: Ten cases in which distances between the center of the lesions and the thoracic wall are larger than 10 mm. B: Ten cases in which distances between the center of the lesions and the thoracic wall are smaller than 10 mm.

有意に大きかった。一方、炎症性においては、 $\beta 1$ と $\beta 2$ はほとんど同じ値を示している。すなわち、癌性変位の距離依存性が、 $\beta 1$ と $\beta 2$ の比較をすることで確かめられる。

Fig. 5Bに10mm未満の群の計測結果を示す。病変中心点が胸壁から10mm以上の群に比べて、理論値からのずれが大きかった。訂正腫瘍係数が2.5以上の際は、 $\beta 2$ の値は癌性と炎症性で有意に異なっているが、訂正腫瘍係数が2.0の場合は、癌性と炎症性の計測値がオーバーラップしている。

胸壁までの距離が10mm以上の群、10mm未満の群、それぞれ10個ずつの $\beta 1$ 、 $\beta 2$ の平均値と標準偏差をTable 1A, Table 1Bに示す。

炎症性腫瘍の場合、本来の病変の広がりとは球状ではなく、区域解剖的な広がりになることが知られている¹⁾。われわれの3Dモデルでは、全ての枝の支配領域が確定している。そこで、直径15mmの球の約27倍の容積(≒ 64ml)をもつ領域を選んで、同様の変位シミュレーション画像を作成した(Fig. 6A)。この場合、腫瘍径は約15mm、訂正腫瘍係

数は約3.0である。選ばれた領域は右B1b10次(葉枝を2次として)の枝の支配領域で、病変中心点をこの領域の重心とし、炎症性変位関数を適用した。ただし、領域内には式(3-1)、領域外は式(3-3)、あるいは式(3-4)を適用した。腫瘍周囲の枝が、腫瘍の辺縁に沿って、走行している。球状の炎症性病変のシミュレーション画像(Fig. 6B)と比べると、器質性肺炎の際に見られる集束に、より類似していることがわかる。計測角度の平均値は $\beta 1$ が42.1度、 $\beta 2$ が42.6度で、球状の炎症性病変のときとほとんど同じ値を示した。

考 察

3D気道モデルを用いた集束シミュレーション画像は、実画像で観察される集束性変化をよく再現していると思われる。癌性変位と炎症性変位は一見しただけでは区別が付きにくく、注意深い観察が必要であるが、計測角度の平均値を求めると明らかな差がある。このことは、視覚的な評価

Table 1A Means and standard deviations of estimated mean angles ($\beta 1$ and $\beta 2$) in simulated images of ten cases in which distances between the center of the lesions and the thoracic wall were larger than 10 mm

Displacement	Coefficient of corrected diameter	$\beta 1$	$\beta 2$	Theoretical value
none	1.0	56.6 ± 0.8	53.2 ± 1.9	57.3
cancerous	2.0	43.1 ± 0.7	31.7 ± 2.4	30.5
	2.5	36.4 ± 2.2	24.5 ± 2.2	26.2
	3.0	32.5 ± 1.3	21.2 ± 1.0	21.8
	4.0	26.5 ± 1.2	16.3 ± 1.2	17.2
inflammatory	2.0	46.7 ± 0.5	46.6 ± 1.4	48.1
	2.5	43.7 ± 0.6	43.8 ± 0.6	46.0
	3.0	41.9 ± 0.8	42.7 ± 1.2	43.9
	4.0	40.1 ± 1.1	42.9 ± 1.4	41.8

Table 1B Means and standard deviations of estimated mean angles ($\beta 1$ and $\beta 2$) in simulated images of ten cases in which distances between the centers of the lesion and the thoracic wall were smaller than 10 mm

Displacement	Coefficient of corrected diameter	$\beta 1$	$\beta 2^*$	Theoretical value
none	1.0	56.0 ± 1.5	53.3 ± 2.4 (n = 7)	57.3
cancerous	2.0	42.9 ± 2.6	29.6 ± 3.8 (n = 7)	30.5
	2.5	38.3 ± 2.2	27.5 ± 2.4 (n = 9)	26.2
	3.0	32.4 ± 1.1	21.8 ± 2.3	21.8
	4.0	26.4 ± 1.0	17.2 ± 2.4	17.2
inflammatory	2.0	46.5 ± 0.9	43.6 ± 2.2	48.1
	2.5	43.2 ± 0.8	43.0 ± 1.8	46.0
	3.0	41.3 ± 0.9	41.9 ± 1.5	43.9
	4.0	39.8 ± 0.6	42.9 ± 1.2	41.8

* Cases in which the number of branches was less than five are excluded.

よりも定量的な評価の方がより鋭敏であることを示している。

病変中心点が胸壁より10mm以上の場合のシミュレーション画像の角度計測値は、理論値と良好な一致を示した。確

る必要がある。

今回のシミュレーションでは、対象を気道に限定したが、変位関数は肺内の全ての構造に共通と考えられるので、血管や小葉間結合組織の変位も同様に扱うことができ

率密度関数を用いた推定方法の妥当性が示されたと考えられる。病変中心点が胸壁より10mm未満の場合には、10mm以上の場合に比べて、理論値からのずれが大きかった。この傾向は、訂正腫瘍径が小さいほど強かった。これは、10mm未満の場合には、計測の対象となる枝の数が少なくなるため、平均値を求める際に、統計的な誤差が生じやすいためと考えられる。現実の肺の場合は、胸壁に近い病変では、胸膜の変位が起こり、多数の線状、あるいは面状の構造物が腫瘍辺縁に集束する。病理学的に胸膜陥凹と呼ばれる形態である。実画像解析の際には、気管支血管とともに、胸膜の変位が加わるので、計測の対象となる線状構造の数は、胸壁からの距離が10mm未満の場合でも、10mm以上と同程度になることが予想される。

以上より、計測範囲を適切に選ばば、癌と炎症の判別が可能で、かつ、癌の場合はその訂正腫瘍径の推定が可能であることが示唆される。ここで提案する方法は、臨床画像の解析に有用であると思われる。しかし、本研究で用いた変位関数がそのまま実画像の解析に適用できるかどうかは、経過の追える症例で確認す

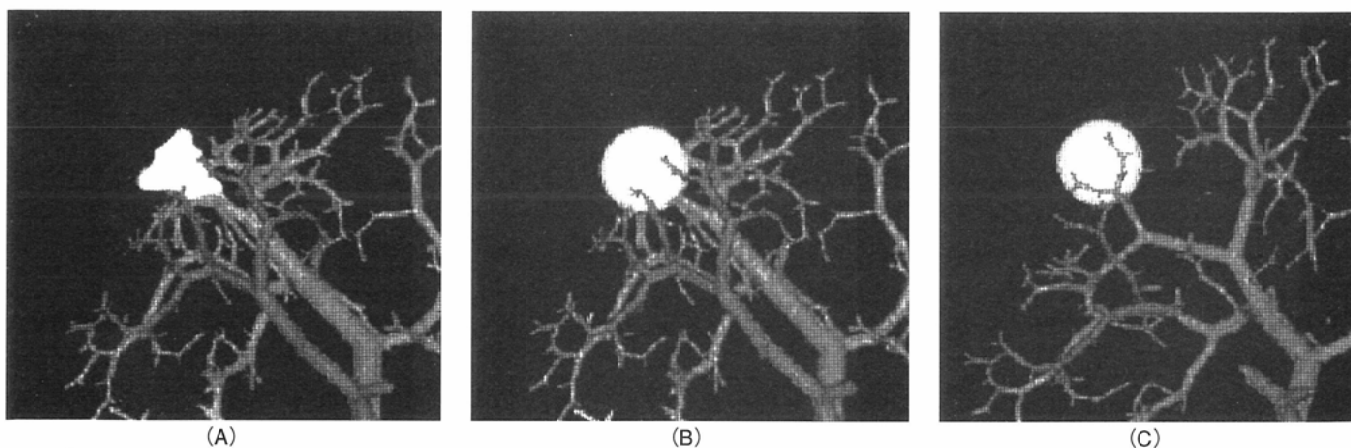


Fig. 6 Simulation images of inflammatory nodules corresponding to frontal layers of 3 cm in thickness. A: The original inflammatory lesion is a region supplied by the tenth branch of B1b. B: The original inflammatory lesion is spherical. The same simulation as that in Fig. 4C. C: Without displacement.

る。本研究で提案した方法は、肺内に存在する線状構造が正常時にはランダムに分布していること、腫瘍の周囲に観察される線状構造のほとんどが既存構造に由来すること、の2点を前提にしている。これらの前提は妥当と考えられる。したがって、いわゆる関与気管支血管だけでなく、中枢側に走行の追えないスピキュラも対象とすることができ、腫瘍性病変の鑑別診断に際し、肺動静脈の判別が重要とされているが³¹⁾、実画像の解析にあたって、腫瘍周辺の線状構造の解剖学的な同定は困難な場合が多い。本研究で提案した変位の定量化の手法では、線状構造の解剖学的な同定をする必要がないので、計算機による処理が容易になると考えられる。また、胸膜や小葉間隔壁などの面状構造の変化も、陥凹面の陵や小葉間隔壁の陵を線状構造として同様に解析することによって分析できる。

腫瘍周辺構造の集束の程度を定量化する試みは、すでに平野らにより報告されている⁴⁾。彼らは角度の余弦の平均値を3次元集中度と定義し、診断医の視覚的な評価との相関が良好な結果を得ている。ただし、良悪の判別に応用可能かどうかは明らかでない。彼らの計測に距離依存性の検討を追加することで、良悪判別が可能になると考えられる。また、本研究でわれわれは、余弦ではなく、角度自体を計測した。角度が0に近い高度の集束を検出するには、余弦よりも角度が適していると考えられる。なお、平野らは線状構造の抽出に際し、閾値処理した2値画像を細線化しているが³⁴⁾、この方法だと細くて淡いスピキュラが抽出されないおそれがある。われわれが最近開発した等濃度面曲率を用いたスピキュラの検出法では⁹⁾、閾値処理や細線化を行わないので、このような微細な構造の抽出に有用と考えている。

おわりに

近年の医用画像研究の動向の一つとして、シミュレーション画像を用いて手術支援や手技訓練に応用する試みが盛んである。今回われわれが提示したような、数理的な臓器モデルと病理モデルをもとにシミュレーション画像を作成して、画像解析の手法を検討するという試みは、まだほとんどなされていないようである。バーチャル・イメージング、あるいは、計算機画像実験とも呼ぶべきアプローチである。現象を観察し、仮説を立て、実験を行ない、その仮説を検証するという一連の手順は、自然科学の常道である。近年は、数値シミュレーションによる計算機実験が、諸々の物理現象の解明に大いに貢献している。われわれの試みは、定性的、現象論的な手法に傾きがちな画像診断の領域に、計算機実験を導入することによって、定量的、理論的な手法を確立することを目的とするものである。

近年の医用3D画像処理技術の進歩は、診断医の視覚的な形態認識を助けるための画像を提供することに貢献してきた。今後の3D画像処理技術に求められるものは、本来の3D画像データに内包されているが、視覚的な形態認識は困難で、かつ、診断に有用な情報を抽出する方法を開発することと考えられる。数理モデルをもとにした病変シミュレーションによる形態解析の研究は、このような画像解析法の開発にきわめて有用と考える。有用なシミュレーションのためには、現象、すなわち、臨床画像および病理解剖標本の詳細な観察が不可欠であることはいままでもない。

文 献

- 1) 鈴木 明: 肺腫瘍。滝島 任, 他編: 新内科学体系28A, 111-132, 1977, 中山書店, 東京
- 2) 小野良祐: 気管支造影法。国立がんセンター編: 臨床肺癌II, 151-171, 1983, 講談社, 東京
- 3) 鈴木 明: 各組織型における所見とその進展。国立がんセンター編: 臨床肺癌II, 91-103, 1983, 講談社, 東京
- 4) 平野 靖, 目加田慶人, 長谷川純一, 他: 胸部X線CT像における血管・気管支集束の3次元集中度を用いた定量化。Med Imag Tech 15: 228-236, 1997
- 5) Weibel ER: Morphometry of the Human Lung. 1963, Academic, New York
- 6) Shimosato T, Hashimoto T, Kodama T, et al: Prognostic implications of fibrotic focus in small peripheral lung cancers. Am J Surg Pathol 4: 365-373, 1980
- 7) Kitaoka H, Takaki R, Suki B: A 3D model of the human airway tree. J Appl Physiol (in press)
- 8) Raabe OG, Yeh HC, Schum HM, et al: Tracheobronchial geometry-human, dog, rat, hamster. (In) Lovelace Foundation for Medical Education and Research. Report number LF-53. 1976, Albuquerque, NM
- 9) Kitaoka H, Takaki R, Itoh K, et al: Shape analysis of pulmonary nodules in 3D-CT images with a new method of curvature estimation. Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery '98: 51-56, 1998