超音波三次元データのテクスチャ情報を用いた組織像の抽出

非会員 望 月 剛 (東京農工大)
正 員 伊 東 正 安 (東京農工大)

Tissue Extraction Using the Texture of Three-Dimensional Ultrasonic Echo Data

Takashi Mochizuki, Non-member, Masayasu Ito, Member (Tokyo University of Agriculture and Technology)

This paper has proposed an algorithm by which the tissue can be extracted using texture information of ultrasonic echo signals which are obtained from the human body. The extraction is the inevitable process when any target tissue can be three-dimensionally imaged on the CRT. So far, the intensity thresholding method has been executed in which the great difference of echoes on the boundaries between fetus and amniotic fluid has been used for detection of the organs like a three-dimensional (3-D) display of the fetus. Therefore in case of tumors in the liver there is not always a definite difference between the tumor and normal tissue. So it is difficult to distinguish between them by the conventional thresholding method. The proposed method here, which is expanded from a conventional two-dimensional texture analysis to a 3-D one in order to advance the ability of extraction, makes use of the difference of texture information between them and has demonstrated the extraction results of the liver tumors.

キーワード：三次元表示，超音波，テクスチャ

1. ま え が き

近年医用三次元画像の研究がX線CT，核磁気共鳴装置や超音波診断装置などで進められている⁽¹⁾⁽²⁾。いずれのデータを使用するとしても，三次元像を構築するためには何らかの方法で目的とする臓器を抽出する過程が必要になる。例えば，X線CTによる三次元表示ではCTナンバ⁽³⁾を用いて軟部組織から骨を分離し抽出している。一方，超音波データを用いる場合には生体組織から得られるエコー信号の強度差を利用する方法が試みられている。例えば，子宮内の胎児とその周りを覆う羊水には比較的大きなエコー信号強度差が存在するため，この強度差を頼りに胎児を抽出することは容易である。水と臓器表面が接するような部位，例えば眼球の網膜や膀胱壁や胆嚢壁などは抽出

が同様に可能であり，既に三次元画像診断応用の対象となっている⁽⁴⁾⁽⁵⁾。しかし，肝臓内にできた悪性腫瘍などの場合には，その周囲の正常組織と腫瘍自身からのエコー信号に必ずしも顕著な強度差が生じないことが多い。このように明瞭な強度差がない場合でも，医師は超音波画像の模様(テクスチャ)の違いから腫瘍などの存在を認識できることがある。本論文は，このように周囲組織のエコー強度と比べて大きなエコー差が生じない部位を，そのテクスチャ情報を基にして抽出を行うアルゴリズムについて述べている。第2章では二次元画像解析法の一つであるテクスチャ解析法を三次元データの処理に拡張した三次元テクスチャ解析法の提案を行う。第3章では超音波三次元データ内からテクスチャパターンが異なる部位を自動的に抽出する具体的な処理手順を述べる。第4章で本手法による肝

臓癌の抽出結果を示す。

2. 三次元テクスチャ解析法

テクスチャの定義は対象とする分野により異なると予想されるが、ここでは医用超音波画像に見られるエコースペckルパターン⁽⁶⁾⁽⁷⁾を主なテクスチャ情報と考える。超音波画像では音波が生体組織の境界から反射することにより生じるエコー信号のほかに、組織内の無数の超音波散乱体から発生するエコー信号が互いに干渉し合って生じる干渉パターンも見ることが出来る。これは超音波スペckルパターンと呼ばれ、医師が超音波画像の読影時に、臓器の形状と共に診断情報として用いており重要である。最も医師が頭の中で行う解析はここで述べるテクスチャ解析とかなり異なるものであろうが、人が画像から感じとる粗さや滑らかさなどの特徴を、画像データのもつパターンの繰返しとして解析し利用する点では両者に共通点がある。

テクスチャ解析法⁽⁸⁾⁽⁹⁾では、ある範囲の画像輝度(濃度ともいう)データの統計量を基にするため、その取り得る標本数の変化により解析結果にも変化が生じる。例えば、二次元画像のある領域の抽出を行うために画像内を走査する探索窓のサイズを大きくするとテクスチャ解析に用いる標本数は増すために解析結果の変動が少なくなる反面、領域抽出の空間的分解能を低下させることになる。著者らは、三次元空間内における三次元対象物の抽出を目的とするため、二次元面上での処理に用いる窓に比較してデータの標本数を多くとることができ、かつ全体としては三次元空間上のサイズが小さくてすむ立方体状の探索箱を採用した。また、更にテクスチャの三次元的な方向性も情報として利用した新しい抽出アルゴリズムの開発を行った。以下にこの説明を行う。

〈2・1〉 解析法の原理 従来の二次元画像のテクスチャ解析法と同様に、まず画像データから濃度共起行列を作成する。このときに二次元画像解析から三次元画像解析法への拡張として、三次元データの X, Y, Z の各方向についての共起行列をそれぞれ求め、更にその三つの行列から各方向のテクスチャ特徴量を X, Y, Z 方向の成分として求め、これらから三次元特徴ベクトルを定義する。これにより、あるパターンの繰返しの方向が三次元空間上で変化する場合にも敏感に検知することが可能である。この方法を三次元方向別濃度共起行列法と呼ぶことにする。

(1) 三次元方向別濃度共起行列法 濃度共起行列法は一定距離 d 離れた 2 点間のデータの濃度値(強度値)の取り得る対の頻度を全データにわたり調べ、

図 1 3種のテクスチャ特徴量
Fig. 1. Three kinds of texture feature.

これを頻度確率として表す行列をまず作成し、次にこれより各種特徴量を求める統計解析法の一つである。例えば θ 方向に互いに距離 d 離れた画素対 i, j の取り得る確率要素を $s_{\theta}(i, j|d)$ と表す。ただし、 $\theta \in \{X, Y, Z\}$ とし、画像は三次元空間上のボクセルとする。 $2 \leq i \leq N_c, 2 \leq j \leq N_c, N_c$ は濃度の量子化レベル数を表す。また、 θ 方向の濃度共起行列 $S_{\theta}(d)$ は(1)式と定義する。

$$S_{\theta}(d) = \{s_{\theta}(i, j|d)\}, \forall i, j \dots\dots\dots (1)$$

Haralick は二次元画像の濃度共起行列から 14 個の特徴量を定義した⁽¹⁰⁾が、著者らはその中から比較的画像の状態が理解しやすいことと演算量が少ない点から次の 3 種を採用した(図 1)。

(i) エネルギー

$$e_{\theta} = \sum_{i=0}^{N_c-1} \sum_{j=0}^{N_c-1} \{s_{\theta}(i, j|d)\}^2 \dots\dots\dots (2)$$

この値が大きい場合は濃度共起行列内において、ある濃度値 i, j の組合せに画素の頻度数が集中する場合であり、図 1 のエネルギーの共起行列のパターン(図中の二つの円)が示すように、ある範囲に頻度の分布が集中する状態である。例えばデータが限られた濃度レベルのみで構成されている場合で、二値化像とか極端な例ではデータがすべて同じ値である場合がこれにあたる。この場合にエネルギー値は最大となる。

(ii) 局所一様性

$$l_{\theta} = \sum_{i=0}^{N_c-1} \sum_{j=0}^{N_c-1} \frac{s_{\theta}(i, j|d)}{1 + (i-j)^2} \dots\dots\dots (3)$$

これは、濃度値の差 $(i-j)$ が分母にあることからわかるように i と j の値が近い画素対が多い場合に、つまり図 1 の共起行列のパターンでは対角線上に頻度分布が集中するほど大きな値となる。従って、2 画素間の変化が少ないデータのときで、全体に滑らかな(一様な)ときに大きな値となることを示している。

(iii) 慣性

$$i_{\theta} = \sum_{i=0}^{N_c-1} \sum_{j=0}^{N_c-1} (i-j)^2 s_{\theta}(i, j|d) \dots\dots\dots (4)$$

図 2 三次元方向別濃度共起行列法
Fig. 2. Three-dimensional directional-dependent co-occurrence matrix method (TDDCM).

これは局所一様性と逆に濃度値の差 ($i-j$) が大きい場合に、つまりデータが非常に粗く凸凹である場合に大きな値を示す。図 1 の共起行列では対角線上から離れた分布を示すときである。

著者らは X, Y および Z の 3 方向について上記の特徴量を得ることができるので、それらを成分とする三次元特徴ベクトルを定義し、データのもつ三次元的なテクスチャの特徴をベクトル表示することにした。以下にエネルギー、局所一様性そして慣性の順にベクトル式を示す。

$$\vec{E} = (e_x, e_y, e_z) \dots\dots\dots (5)$$

$$\vec{L} = (l_x, l_y, l_z) \dots\dots\dots (6)$$

$$\vec{I} = (i_x, i_y, i_z) \dots\dots\dots (7)$$

図 2 にエネルギー特徴ベクトル $\vec{E}$ を用いたときの三次元方向別濃度共起行列法概念図を示す。

3. 抽出処理手順

本章では具体的な抽出の処理手順を示す。著者らは、前述のように超音波画像のもつスペックルパターンに着目し、これを三次元テクスチャ解析により目的とする生体組織の抽出を試みる。この場合、超音波スペックルパターンは一般に生体組織構造と超音波装置系との両方の要因により形成されているため、その両者を分離し、目的とする組織のみを抽出する絶対的な方法の開発にはかなりの困難が予想される。しかし、同一のシステムによって得られたデータではシステム系を共通因子としてある程度無視できるため、生体組織情報の違いを抽出できる可能性がある。つまり、これは患者や癌の種類に影響されない絶対的な癌の抽出は困難であるが、同一患者内での正常部位と悪性部位との比較により癌部位を特定するという相対的な抽出法は可能であることを示唆している。また、生体組織内の異常組織が悪性腫瘍(癌)か良性腫瘍(おできなど)かの客観的な判断はかなり困難であるが、幸いなこと

図 3 関心領域(VOI)と設定と探索箱(SB)の移動
Fig. 3. Setting of the VOI and scanning of the searching box (SB).

に医師は豊富な解剖学的知識や経験から超音波画像の読影時に正常ではない組織部位を特定することは可能である。そこでその点に着目し、ここでは操作者(医師など)が抽出の対象部位に図 3 に示す三次元関心領域 (Volume of interest: VOI) を設定し、装置に VOI と同じテクスチャの特徴をもつ領域を自動的に抽出させる方式をとる。以下にその具体的な手順を記す。まず、操作者は得られた三次元データの各スライス断面(断層面)を順に表示しながら、解剖学的に異常と思われる組織を見つける。例えば、この表示法の例として図 11 にあるとおり三次元データ空間内を互いに直交する三断面(正断面、側断面、水平断面)をそれぞれ移動しながら、異常組織の大まかな位置関係をつかむことが可能である。次に、異常組織が観察される複数のスライス断面の範囲とスライス断面内の範囲に納まるサイズの立方体を設定する。ただし、この VOI は必ずしも立方体である必要はないが、テクスチャ解析は前述のとおり統計解析の一種であり、従って解析に使用するデータの標本数により、解析の結果に変動が生じることを考慮して、このサイズはその異常組織内にできる限り大きく設定することが重要である。今回は立方体の一辺の長さとその中心の X, Y, Z 座標値を CRT を見ながら装置に入力する。その後は装置があらかじめ指定したサイズの探索箱(Searching Box: SB)を設定し、そのテクスチャ特徴量と VOI のそれとを比較しながら、データ空間内を一ボックスずつ移動し、自動的に異常組織の抽出処理を行う。この SB のサイズが大きいとテクスチャ解析の精度は上がるが、組織抽出の空間分解能は低下する。現在のところ、このサイズは医師の意見などを参考に経験的に決めている。このようにして一度抽出が行われた後は、これら異常組織を三次元的に観察することや、その体積を算出することが容易となり、それらは診断上の重

要な情報となる。以下に処理過程をまとめる。

〔ステップ1〕 CRT 上で確認しながら設定された VOI 内のデータを基にそのテクスチャ特徴ベクトルを算出する。

〔ステップ2〕 データ空間内に探索箱を設定する。2 回目以降はこの探索箱の位置を一ボクセルずつ移動させながら、エコーデータ内の全領域内を走査する。

〔ステップ3〕 探索箱内の三次元テクスチャ特徴ベクトルを求め、以下に定義する特徴距離を用いて VOI と探索箱とのテクスチャを比較する。

〔ステップ4〕 この特徴距離がある値以下のときに探索箱内のテクスチャが VOI のそれと類似していると判定して、探索箱の中央のボクセル位置に 1 を出力する。逆にしきい値より大きい場合はゼロを出力する。ただし、1 または 0 が実際に書込まれる領域は原データが格納されたメモリー領域ではなく、これと同じサイズの空間をもつ他のメモリー領域(出力領域)である。

〔ステップ5〕 探索箱を移動しながら〔ステップ1～4〕を繰返し、データ的全領域を走査して終了する。このとき、出力領域の 1 のデータが抽出部位を表している。

VOI と探索箱との特徴距離 TFD(Texture Feature Distance)を(8)式に定義する。

$$TFD = \frac{\left| \frac{\vec{T}_B}{|\vec{T}_B|} - \frac{\vec{T}_V}{|\vec{T}_V|} \right|}{\left| \frac{\vec{T}_B}{|\vec{T}_B|} + \frac{\vec{T}_V}{|\vec{T}_V|} \right|} \cdot |\vec{T}_B - \vec{T}_V| \quad \cdots \cdots (8)$$

ただし、 $T \in \{E, L, I\}$ 、 $\vec{T} = \vec{E}, \vec{L}, \vec{I}$ のいずれかを表し、また添え字の B, V は探索箱内および VOI 内の特徴ベクトルをそれぞれ示す。上式の初めの絶対値はベクトル $\vec{T}_B$ と $\vec{T}_V$ とのなす角度を反映し、終りの絶対値は両者のベクトル差を表す。従って、もし $\vec{T}_B = \vec{T}_V$ であれば TFD はゼロとなり $\vec{T}_B = -\vec{T}_V$ のとき ∞ となる。

4. 実 験

図4は人の腹部から得られた超音波エコーデータの強度の度数確率分布を示している。なお、データの取得方法は文献(11)のシステムを用い、エコーデータは超音波診断装置の対数圧縮後の信号を用いた。このデータは 256 階調の輝度(以下、濃度ともいう)レベルで記憶されているが、図4のようにエコー情報はかなり狭い範囲に集中している。これは超音波画像の特徴であり、以下の理由によるためである。一般に、超音波

図4 腹部領域から得られた超音波エコー濃度値のヒストグラム

Fig. 4. Histogram of echo intensity obtained from the human abdomen.

エコー信号は主に生体組織の境界部からの比較的強い反射波と組織内部における、波長より十分に細かい無数の散乱体から生じる干渉波により形づくられている。このため、超音波画像は組織境界などからの高輝度の画素や血液部位などからの低輝度の画素と、実質臓器中のスペックルエコーによる画素からなり、全体の頻度数からみると前者に比べて後者の実質臓器の画素の頻度数がかなり多くなるためである。更にこの濃度分布は狭い範囲に集中すること、またその分布は正規分布に近い形となることも知られている⁽¹²⁾。つまり、主な超音波画像のテクスチャ情報はこの狭い分布内にあると考えてよい。Haralick はこのように画像のヒストグラムから情報の集中する階調を拡大する、共起行列の前処理がリモートセンシング画像データの識別法に効果があることを既に報告している⁽¹⁰⁾。著者らもこのことを考慮して、濃度共起行列を作成する際に情報が集中している階調の部分の拡大するように工夫した。

〈4・1〉 共起行列の作成法 まず、関心領域 VOI 内の超音波エコーデータの濃度ヒストグラムを作成する。そこで、この分布の全体を 100% としたときに、濃度レベルの低いほうから 3% の頻度数を含める低レベルの境界濃度値を G_{min} 、同様に 3% の高濃度値を含める境界を G_{max} と定めることにより、頻度の少ない血液部位などから得られた低濃度値のエコーデータや逆に組織境界などからの高濃度値部位の情報が両 3% に入り、残り 94% が主に実質臓器内からのスペックルエコー成分となる。 $N_c \times N_c$ の濃度共起行列内に十分なテクスチャ情報を反映するため、画像データのヒストグラムから求めた G_{min} からゼロまでの濃度範囲を最下位のクラスに、逆に G_{max} から 255 までの範囲を最上位のクラスに、そして G_{min} から G_{max} までの間

図 5 ヒストグラム拡大法
Fig. 5. Histogram expanding Method (HMS).

を N_c-2 にクラス分けした濃度共起行列を作成する。以後各探索箱内の共起行列を求めるときにも同じクラス分けを使用する。これをヒストグラム拡大法と呼ぶことにする(図 5)。

〈4・2〉 ヒストグラム拡大法の効果 図 6(a)は、文献(11)のシステムにより得られた肝臓癌の三次元データの中から 1 断層図を選んで表示したもので、超音波は図の上から扇状に下方へ放射されている。図中のライン A とライン B 上を探索箱 SB が移動し、このときの SB と VOI とのテクスチャ特徴距離 TFD の変化を (b), (c) 図のプロファイル A および B に示す。ヒストグラム拡大処理を施した濃度共起行列を使用した場合の結果を (b) 図に、拡大処理なしの場合を (c) 図に示す。VOI を癌に設定しているためテクスチャ特徴距離 TFD は癌部位に設定されたライン B 上の約 110~480 ボクセルの範囲で小さな値を、その前後およびライン A 上では正常な肝臓組織内であるために大きな値を示している。ヒストグラム拡大処理を施すことによりライン A (正常部位) とライン B (癌部位) の分離が良くなり、抽出能力が上がるのがわかる。従って、以後はすべてこのヒストグラム拡大処理を施すことにする。

〈4・3〉 各種テクスチャ特徴量による腫瘍の抽出結果 図 7(a) は従来の抽出法として図 6 で用いた腫瘍のデータを濃度レベル値で二値化し、正常部より平均濃度値の少し高い癌腫瘍部位を抽出した結果の像を示している。この例では、ほぼ癌の部位はわかるものの周りの正常部位も同時にノイズ状に抽出されている。一方 (b)~(d) 図は本法の三次元テクスチャ解析のエネルギー (E)、局所一様性 (L) と慣性 (I) の特徴量でそれぞれ抽出を行った結果を示している。また、

図 6 ヒストグラム拡大法の効果
Fig. 6. Effect of the histogram expanding method.

図 7 各特徴量による肝腫瘍の抽出像
Fig. 7. Extracted images of the liver tumor by the kinds of texture feature.

図 8 肝腫瘍の三次元表示像
Fig. 8. Three-dimensional images of the liver tumor.

図 8(a) は従来の濃度レベルの二値化法による肝臓内腫瘍の三次元表示例である。同図では、ノイズに覆われて腫瘍の形が良く判別できない。一方 (b) 図はエネルギー特徴量を用いて同腫瘍部の抽出を行った結果の三次元表示例であり、(a) 図の像に比べて腫瘍の三次元形状がはっきりとわかる。

〈4・4〉 定量的評価 各方式や抽出法に用いた各

パラメータの影響を調べるために、次に説明する方法を用いた。まず図9に示すように腫瘍(tumor)内にVOIを設定し、そのテクスチャ特徴量を求める。次に、探索箱SBを同じVOI内で移動しながら先に求めたVOIの特徴とSB内の特徴量との距離(TFD)を求める。このように、SBがVOIの内部を移動して得た複数のTFDについてそれらの平均値 μ_1 と標準偏差 σ_1 を求める。一つのVOI内から得られるTFDの平均回数はSBのサイズにより変化し、サイズ数 N_B が6のときで2,100、 $N_B=12$ のときで100程度になる。次に、比較として先のVOIと同じ大きさの領域を腫瘍外の正常な肝臓組織内に設定し、その範囲内のTFDの平均値 μ_2 と標準偏差 σ_2 を求める。ここで、腫瘍部位(VOIを設定した部位)と正常部位のTFD値の両分布が、できるだけ分離することが望ま

図9 探索箱SBの移動範囲
Fig.9. Moving ranges of the SBs.

図10 異なる部位における正常・腫瘍組織の特徴距離の分布
Fig.10. Distribution of TFDs at the different portions of the normal and tumorous tissues.

しい。そこで、その評価として、次に示す標準的なFisherの線形判別関数 $J^{(13)}$ を用いた。

$$J = \frac{(\mu_1 - \mu_2)^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} \dots \dots \dots (9)$$

図10は図8で用いた腫瘍部内で三次元空間上の異なる5箇所($t_1 \sim t_5$)と正常部位内の3箇所($n_1 \sim n_3$)にVOIと同じサイズの領域をそれぞれ設定し、その各箇所内を移動する探索箱SBのTFDの平均値 μ を対数変換してプロットした結果である。1箇所での平均回数は700回とした。 t_1 はVOIと同じ位置、 $t_2 \sim t_5$ は腫瘍内で意図的に点在させたが各箇所でのTFDはほぼ同じであった。一方、正常部位 n_3 は著者らがみて明らかに画像のパターン腫瘍部と異なる部位に、逆に n_2 は非常に近い部位を意図的に選んだ。このため各特徴量(E, L, I)とも n_2 は $t_1 \sim t_5$ に近く、 n_3 は離れ

図11 二つの肝腫瘍像
Fig.11. Images of two tumors.

図12 異なる部位における特徴距離の分布 (VOIは腫瘍 T_1 に設定)
Fig.12. Distribution of TFDs at the different portions (the VOI is set on the tumor T_1).

ているが、いずれも破線を境に正常組織と腫瘍部位を分離することが可能であった。図 11 は他の肝疾患患者から得た三次元エコーデータ内の断層像であり、腫瘍が二つたまた同時に観測された例である。下方の腫瘍を T_1 、上方を T_2 と名付けると T_1 内に VOI を設定した場合には図 12 に示すように各特徴量とも正常組織群 ($n_1 \sim n_3$) と腫瘍 T_1 群 ($t_1 \sim t_3$) との分離が可能であった。また各特徴量とも腫瘍 T_1 と T_2 の特徴距離が異なり、両者のテクスチャが異なることがわかった。また正常の n_3 、 n_4 と T_2 群 ($t_4 \sim t_6$) とではそれ

図 13 異なる部位における特徴距離の分布 (VOI は腫瘍 T_2 に設定)

Fig.13. Distribution of TFDs at the different portoins (the VOI is set on the tumor T_2).

図 14 濃度階調数の変化による正常と腫瘍組織の識別能力の評価

Fig.14. Evaluation of discrimination between the tumor and normal tissue for changing the gray levels.

らの特徴距離がほぼ同じとなった。一方、 T_2 内に VOI を設定した図 13 の結果では、 T_2 群 ($t_4 \sim t_6$) と n_4 のみがエネルギー特徴量でわずかに、慣性ではっきりと分離できたが、局所一様性では分離できなかった。

図 14 は画像データの階調数の変化による評価関数 J の変化を示している。データは図 8 と同じものを使用し、その腫瘍部位の 2 箇所 (n_1 , n_2) について、それぞれ三つの特徴量の特性を求めた。テクスチャが明らかに腫瘍のそれと異なる部位 n_1 では既に 10 階調以上で評価関数 J が高値をとり、かなり安定しているが、 n_2 の部位のデータでは 40 以上の階調数が必要であった。この階調数 N_c は共起行列の大きさに影響するため、 N_c の増加はその 2 乗に比例して演算時間の増加をもたらす。 N_c が 50 以上では、この共起行列に関する処理が大半を占めることが、実測の図 15 からわかる。図 16(a), (b) は探索箱 SB のサイズを変えたときの評価関数 J の変化を示している。サイズを大きくするほど J が大きくなり、抽出能力が上がる

図 15 濃度階調数の変化による演算時間の変化

Fig.15. Execution time for changing the gray levels.

図 16 探索箱のサイズにより正常・腫瘍組織の識別能力の評価

Fig.16. Evaluation of discrimination between the tumor and normal tissue for changing the size of searching boxes (SBs).

図 17 探索箱のサイズによる演算時間の変化

Fig. 17. Execution time for changing the size of SBs.

図 18 2画素間距離 d に対する識別能力の評価

Fig. 18. Evaluation of the discrimination for the distance of two image elements.

ことを示しているが、図 17 の実測値が示すように演算時間は 3 乗で増加することになる。また画像抽出の空間的な分解能も悪くなる。図 18 は共起行列作成時に指定する 2 画素間距離 d に対する評価関数 J の変化を、上記と同様に正常組織の 2 箇所 (n_1, n_2) について測定を行った。組織の部位 n_1 と n_2 では、グラフの形が異なるものの、エネルギーは d の増加に伴って n_2 の J が若干増加傾向であるが、 n_1 でははっきりとした傾向がない。一方、局所一様性と慣性は d の増加と共に J が低下する傾向にあることがわかる。これは腫瘍と正常部のテクスチャでは小さな距離で見るとその画像の粗さに差があるが大きな距離では大差がなくなっていることを意味している。

〈4・5〉 考 察 ほぼ予想どおりに SB のサイズと階調数の増加は抽出能力を高めるが、それに伴って演算時間は増大することが確認できた。共起行列作成時の 2 画素間距離 d による変化は一定の規則性が見られなかった。これは d の変化に対する影響の仕方が組織により異なるともみることができ、 d による

組織の特徴付けの可能性を示すものと考えられる。

T_1 と T_2 の腫瘍間で TFD が異なる点に関してはデータを取得した深さ、つまり振動子からの距離が両者で異なるために診断装置のもつ超音波ビームの分解能の違いや生体の減衰の影響などが考えられる。しかし、大きな肝腫瘍で例えば図 6(b) のグラフで腫瘍内の TFD が浅部から深部までかなり広い範囲で一様となることや、図 10 の $t_1 \sim t_6$ の数値が部位にあまりよらず、かなり狭い TFD の範囲に集中していることから、振動子からの深さが特に大きく影響しているとも単純には考えられないことを意味し、課題を残している。

5. む す び

超音波を用いて得られる生体情報から、目的とする組織を三次元表示するための抽出法について研究を行った。本抽出法の特徴は、単純なしきい値法では困難な画像の場合に、操作者が目的とする画像内に関心領域 (VOI) を設定することにより、装置に抽出目標である画像の特徴を指示し、装置がこれを受けてこの VOI と同じテクスチャの特徴をもつ組織像を半自動的に抽出することにある。研究の目標は生体内の異常組織を装置が自動抽出することにあるが、現実にはまだ多くの困難がある。その点、今回の方式は極めて実用的である。その確認として、超音波三次元データに対して三次元テクスチャ解析を定義し、そのうちの 3 種の特徴量について抽出能力を実際の腫瘍データを用いて調べ、その抽出が可能であることを示した。しかし、その抽出能力に関しては各特徴量により異なり、それらの優劣はおそらく対象となる生体組織により異なることが予想された。今後は最適な特徴量を吟味するよりも、複数の異なる特徴量による結果を総合して一つの結論を得る、データの種類や質にあまり影響を受けない、ロバスト性の高い抽出法を目標としていくつもりである。

本研究にあたり、以下の多数の方々のご協力および御援助をいただきました。貴重な御意見をいただいた椎名助教に感謝いたします。実験装置の特別の御配慮をいただいたアロカ (株) 立川憲吉取締役、河西千広取締役、松中敏行部長および実験での御協力をいただいたアロカ (株) 研究所 笠原英司氏、赤羽睦弘氏、広瀬昌紀主任に感謝いたします。三次元表示のソフトウェアに関して、種々の御協力をいただいた日本無線 (株) グラフィック技術課 田村課長および西川課長をはじめ同課スタッフの方々に感謝いたします。また、臨床的な意味についてのアドバイスおよび貴重な臨床

データを御提供下さいました自治医科大学 伊東紘一教授に深謝いたします。(平成4年2月3日受付)

文 献

- (1) 鳥脇:「最近の医用画像三次元表示の基本手法」, 医用電子と生体工学, 24, 293 (昭61年)
- (2) 鈴木:「超音波三次元像の応用」, 新医療, No.5, 74(平2)
- (3) 高橋:図解コンピュータ断層法 (昭54) 秀潤社
- (4) 伊東正安:「超音波による三次元画像」, 新医療, No.5, 54 (平元)
- (5) 伊東・望月・広瀬・仲野・赤羽・佐藤・谷野・中村・谷口・中村:「三次元超音波診断装置の開発と臨床応用(第2報)」, 日本超音波医学会第58回研究発表会論文集, 58 V-6, p. 905 (平3)
- (6) 大矢・中島:「超音波エコー画像に現れるスペckルパターン」の性質」, 信学技法, US 89-60, 1 (平元)
- (7) 大矢・柏岡・中島:「超音波スペckルに性質を用いた散乱媒質の規則性推定法」, 同上, US 91-13, 1 (平3)
- (8) 森・板倉:画像認識の基礎 [II] (平2) オーム社
- (9) 富田・白井・辻:「テクスチャの解析」, 情報処理, 19, 173 (昭58-2)
- (10) Robert M. Haralick, K. Shanmugam & Its'hak Dinstein: "Textural Features for Image Classification," *IEEE Trans. Syst. Man Cybernetics*, SMC-3, No.6, (1973)
- (11) 望月・河西・広瀬・仲野・赤羽・立川:「超音波三次元表示システム」, 日本音響学会平2講演論文集(II), 793
- (12) 曹・伊藤・小西:「超音波 B モード画像における輝度ヒストグラムの統計的性質」, 超音波医学, 16, No.1, 1 (平元)
- (13) R. O. Duda & P. E. Hart: Pattern Classification and Scene Analysis (1973) John Wiley and Sons Inc.

望 月 剛 (非会員)

昭和51年東京農工大学電子工学科卒業。同年アロカ(株)入社。以来超音波診断装置の研究開発に従事。特に超音波ビームフォーミング技術, ドプラ信号技術, 画像処理技術に興味をもつ。現在, 在職しながら農工大学大学院博士課程にて超音波三次元画像処理の研究を行う。電子情報通信学会, 日本音響学会, 計測自動制御学会, 日本超音波医学会, 未来医学会, 日本医用画像工学会会員。

伊 東 正 安 (正員)

昭和48年イリノイ大学大学院博士課程(電気工学専攻)了。Ph.D. 49年東京農工大学工学部電子工学科講師, 50年同助教授, 61年同教授。以来, グラフ理論, 生体組織の可視化, 特に超音波による生体組織の三次元表示, 回路図面およびプリント基板の光学的認識, アナログ回路のCADに関する研究に従事。57~58年メキシコ国立大学院(INAOE)客員教授。現在電子情報通信学会。情報処理学会, 日本ME学会, 超音波医学会, IEEE 会員。