

# 直腸癌の超音波診断に関する基礎的・臨床的研究

## 第1編

### 直腸癌の超音波組織特性に関する研究

岡山大学医学部第二外科学教室 (主任: 寺本 滋教授)

曾 我 浩 之

(昭和62年5月22日受稿)

**Key words:** 超音波組織特性

直腸癌

後方散乱波

digital signal processing

texture

## 緒 言

近年、超音波診断装置や画像処理技術の進歩にとともない、非侵襲的な超音波検査法は、重要な臨床画像診断法のひとつとなってきた。直腸癌の領域でも、超音波検査法は、体腔内走査法の開発により、術前の癌進行度診断や術式の決定に有用性が認められており、一般的な検査法として普及しつつあるが、その診断精度にはなお改良の余地がある<sup>1-3)</sup>。

Bモード超音波検査で得られる画像は、超音波パルス反射法に基づいた断層像であり、音響インピーダンスの異なる組織の境界面での反射波と、組織内部での後方散乱波の強度の空間分布を、グレースケール法で画像化したものである。临床上は形態学的診断が十分可能であるが、決して組織構造を顕微鏡レベルで正確に表わしているものではない。生体組織は音響学的に不規則媒質であり、超音波画像上、speckle patternを呈し、textureと呼ばれる。これは音響物理量のうちの後方散乱に基づく画像である<sup>4,5)</sup>。

直腸癌の超音波断層像は、他の消化管の癌と同様、hypoechoic な像を呈するとされている。

このような従来の超音波診断法は、人間のパターン認識能力に依存した、主観的かつ定性的な診断法であった。しかし、最近、より客観的な診断、質的な組織性状診断の確立を目的として、組織レベルでの音速や減衰などの音響物理量の変化を定量化する、超音波組織特性 (ultrasonic tissue characterization) の研究が注目されてきている<sup>5)</sup>。超音波組織特性の研究には種々の方法があるが、臨床的に実用的な方法や装置の使用が望ましい。また、直腸癌の超音波組織特性に関しては、まだ定量的研究の報告はない。

そこで著者は、Bモード超音波診断装置で得られる画像上の texture に注目し、直腸癌組織の超音波組織特性を明確にすることを目的として、microcomputerによる画像処理で直腸癌超音波画像上の texture を定量的に解析検討した。

## 対象および方法

対象は、昭和55年1月から昭和59年12月までの5年間に、岡山大学第二外科において経験した直腸癌切除症例81例のホルマリン固定標本である。Control群は、直腸内リニア電子走査により、15断層像を得た正常者8例である。

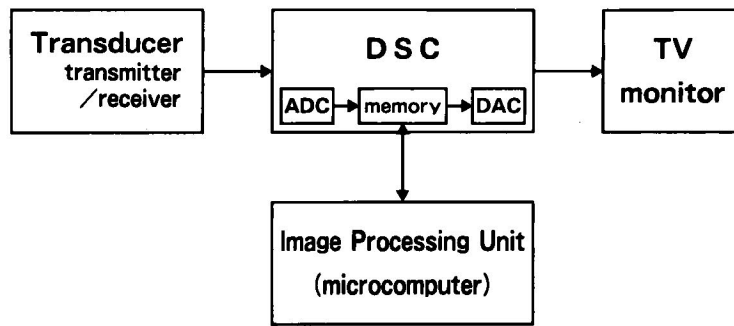


図1 画像処理システムの block diagram

DSC内のmemory部にデジタル信号として記憶されている受信波信号をmicrocomputerで抽出するシステムを示す。DSC: Digital Scan Converter, ADC: Analog-to-Digital Converter, DAC: Digital-to-Analog Converter.

著者が行なった超音波組織特性の研究の方法は、組織の後方散乱特性を定量的に評価する方法である。図1にblock diagramで示すように、Bモード超音波診断装置に内蔵されているdigital scan converter (以下DSCと略す)内のmemory部にデジタル信号として記憶されている受信反射波信号をmicrocomputerで抽出した。

使用装置は、横河メディカルシステムのリニア電子走査超音波診断装置RT-3000で、中心周波数5MHzの探触子を使用した。本装置では、Analog-to-Digital Converter (以下ADCと略す)は6ビットの分解能を有し、Time

Gain Control (以下TGCと略す)処理を経た受信波信号は、ここでその強度が64等分され、0から63までのデジタル表示で512×512画素あるmemory部にそれぞれ記憶される。なお、条件は、Gain 50 dB, Near Gain 25 dB/cm, Far Gain 2.5 dB/cm, Dynamic Range 54 dB, Dynamic Focus, Near GainとFar Gainの境界は3cmと一定に設定した。また、ADCの特性は直線性に保ち、振動子(transducer)の受信増幅特性も一定とした。

以上の一定条件下で、直腸癌組織および正常直腸壁の超音波断層像を描出し、その画像をコンピュータ処理により定量的に解析した。すな

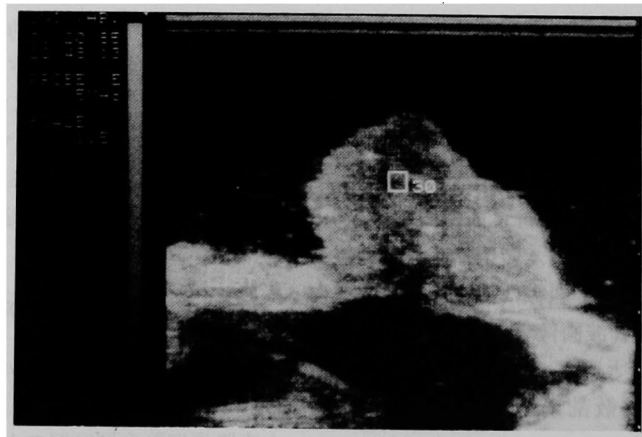


図2 関心領域内のエコーレベルの測定。

画像処理システムにより、3mm×3mm大の正方形の関心領域内に含まれる64画素のエコー強度の平均値が算出表示される。

わち, microcomputer 処理により, 超音波画像内に  $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$  の正方形の関心領域をとり, そのなかに含まれる64画素の各々のエコー強度を DSC の memory 部からデジタル信号として抽出して, その平均値を算出した. この値をエコーレベルと定義した (図2).

まず予備実験として, 装置の特性に関する基礎的検討を行なった. すなわち, 上記一定条件下での, 同一部位のエコーレベルの, 振動子からの距離による変化を, 生体組織に類似した phantom としてコンニャクを用い, 脱気水を満たした水槽内で測定検討した. その結果に基づき, 直腸癌切除固定標本を用いて, 脱気水水槽内実験 (in vitro) で超音波断層像を描出し, 癌部と近傍の正常部の粘膜・粘膜下層 (以下  $m \cdot sm$  と略す), 固有筋層 (以下  $pm$  と略す) および漿膜下層または外膜 (以下  $ss \cdot a$  と略す) の各々の texture に関心領域をとり, エコーレベルを測定した. Control 群 (in vivo) では, 正常部の  $m \cdot sm$  と  $ss \cdot a$  のエコーレベルを測定し, また, 直腸癌症例2例でホルマリン固定前後に水槽内実験で癌部と  $m \cdot sm$  のエコーレベルを測定して, ホルマリン固定によるエコーレベルの変化を検討した. TGC 機能によるエコーレベルの変化を補正するために, エコーレベルの測定比較にさいしては, 振動子からの距離が等しい部位に関心領域をとり, 各部とも一画像あたり5ヶ所で測定し, その平均値をもつ

てその部のデータとした. さらに, 各部の比較にあたっては, 各症例間の測定距離のばらつきによる誤差を補正し, 一層の客観性を得るために, 両者のエコーレベルの比をとり検討した. 結果は, 平均±標準偏差 (S. D.) で表わし, 統計学的有意性は t-検定を用いて検定し,  $p < 0.05$  を有意とした.

## 結 果

### I. 装置の特性に関する基礎的検討

装置の諸条件を一定に設定した場合の, エコーレベルと振動子からの距離との関係を, phantom としてコンニャクを用いた水槽実験で検討した結果, 超音波画像上, 同一部位のエコーレベルが距離の変化にしたがって変化していた (図3). これを客観的に評価するため, 平滑なコンニャクの表面から  $1\text{ cm}$  の部位でのエコーレベルを無作為に10ヶ所ずつ測定し, その平均値を求め, 距離による変化を定量表示した (図4). その結果, 振動子からの距離が大きくなるにしたがって, 同一部位のエコーレベルが上昇することが判明した. 今回の設定条件では, 振動子からの距離が  $4\text{ cm}$  以内では, 同一部位でもそのエコーレベルは距離により著しく変化していた.

以上の結果は, TGC 機能によるものと考えられるが, 組織間のエコーレベルの比較に際しては, 振動子からの距離を同一にして検討する

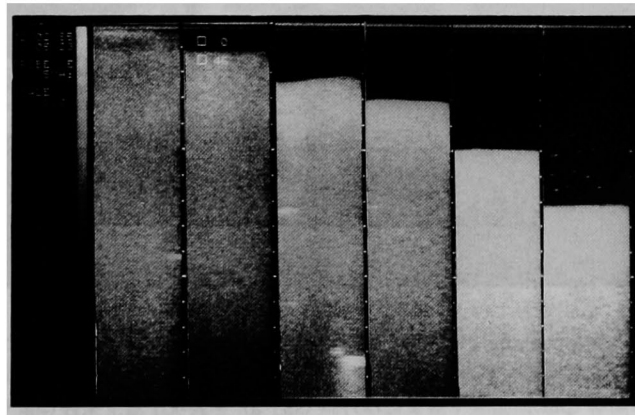


図3 エコーレベルと振動子からの距離との関係.

phantom 実験により, 超音波画像上, 同一部位のエコーレベルが距離にしたがって変化するのが認められた. スケールは  $1\text{ cm}$  間隔で示す.

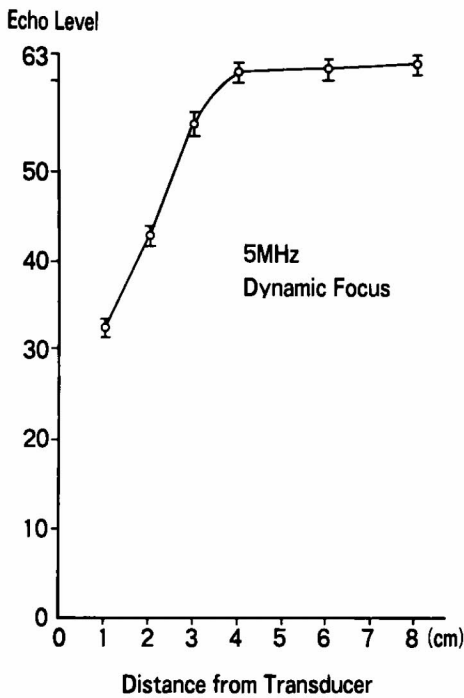


図4 エコーレベルと振動子からの距離との定量的関係。

図3の所見を実際に定量評価して表示した (Mean  $\pm$  S.D.). 4 cm 以内の距離では同一部位のエコーレベルが距離により著しく変化することが、客観的に示された。

必要があり、以下の直腸癌組織の超音波組織特性の検討は、この結果をふまえて行なわれた。

## II. 直腸癌組織の超音波組織特性に関する検討

正常直腸壁は超音波画像上、組織学的所見にはほぼ対応した層構造を示し、5 MHzの探触子では、大きく分類して、粘膜側から hyperechoic layer, hypoechoic layer, hyperechoic layer の3層構造をとることが多く、その texture はそれぞれ、 $m \cdot sm$ ,  $pm$  および  $ss \cdot a$  を表現している<sup>1-3)</sup>。条件によっては、中央の hypoechoic layer が、内輪・外縦筋層間の境界エコーである hyperechoic layer の出現により、さらに3層に分離され、計5層となる。また、直腸癌部は超音波画像上 hypoechoic な像を呈する (図5-A, 5-B)。以上の基本理論に基づき、直腸癌組織と正常直腸壁各層のエコーレベルを測定検討し以下の結果を得た。

### 1) $m \cdot sm/ss \cdot a$ エコーレベル比の検討

$m \cdot sm$  と  $ss \cdot a$  のエコーレベルの比をとり比較検討した結果は、control 群  $0.7547 \pm 0.0988$ 、直腸癌ホルマリン固定標本群  $0.8806 \pm 0.0860$  で、いずれも  $m \cdot sm$  の方が  $ss \cdot a$  よりエコーレベルは有意に低かった ( $p < 0.01$ )。

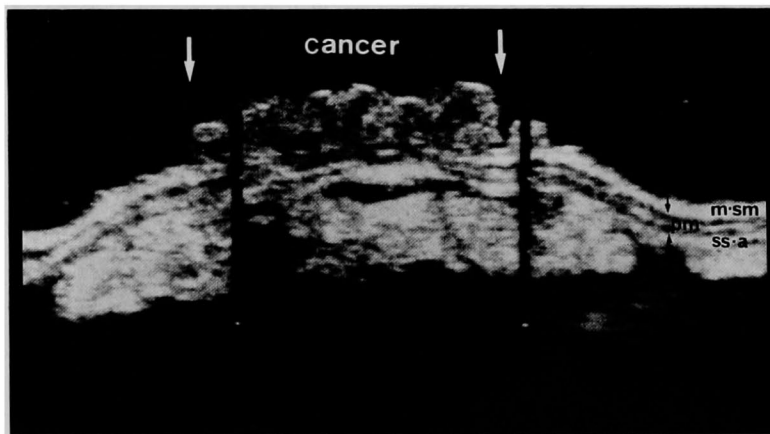


図5-A 直腸癌および正常直腸壁の超音波断層像。

癌部は hypoechoic な像として描出される。正常直腸壁は高低高のエコーレベルの3層構造を示すことが多く、それぞれ、粘膜・粘膜下層 ( $m \cdot sm$ )、固有筋層 ( $pm$ )、漿膜下層または外膜 ( $ss \cdot a$ ) を表現する。条件により中央の低エコー層が、内輪・外縦筋層間の境界エコーでさらに3層に分離され、計5層となる。この層構造の破壊の程度から癌腫の壁深達度は固有筋層までと診断できる。

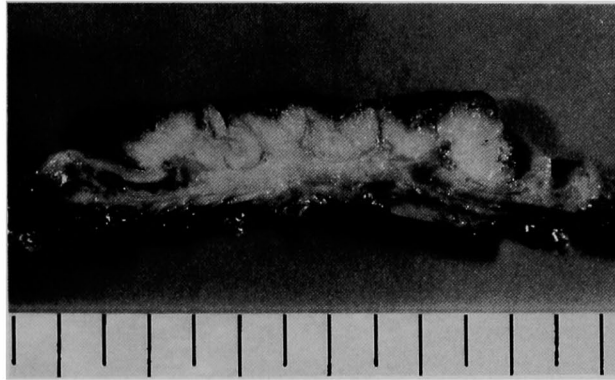


図5-B 直腸癌切除標本剖面像。

図5-Aに対応するBorrmann 2型直腸癌組織の剖面像であるが、超音波画像と剖面はよく相関している。壁深達度も固有筋層までである。正常直腸壁の層構造もよく対応している。

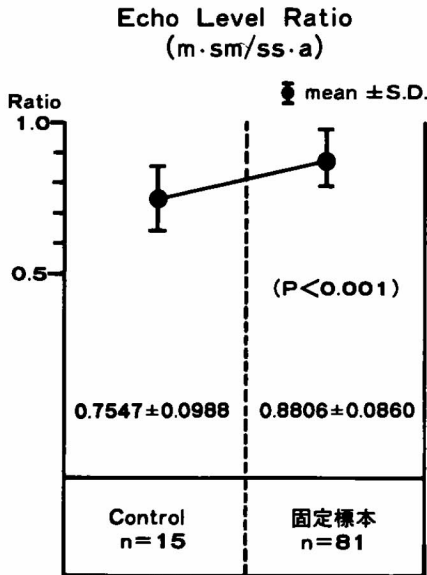


図6 ホルマリン固定によるエコーレベル比の変化。

固定に伴ない粘膜・粘膜下層(m·sm)部と漿膜下層または外膜(ss·a)部のエコーレベル比は有意に上昇した。

Control群と固定標本群の間には、危険率  $p < 0.001$  で有意差を認めた。すなわち、ホルマリン固定により m·sm/ss·a エコーレベル比は有意に上昇した(図6)。

2) cancer/m·smエコーレベル比の検討

固定標本群で癌部と m·sm 部のエコーレベルをそれぞれ測定し(図7)、その比を検討した結果、直腸癌81例全体では  $0.7790 \pm 0.0838$  で、癌部のエコーレベルは m·sm 部に比べ有意に低値を示した ( $p < 0.01$ )。しかし、直腸癌の組織型別検討では、このエコーレベル比は、高分化腺癌(46例)  $0.7891 \pm 0.0876$ 、中分化腺癌(26例)  $0.7742 \pm 0.0767$ 、低分化腺癌(3例)  $0.7267 \pm 0.0651$ 、粘液癌(6例)  $0.7483 \pm 0.0906$  であり、低分化腺癌と粘液癌でやや低い傾向にあったが、各組織型間には統計学的有意差を認めなかった(図8)。

3) ホルマリン固定前後での cancer/m·sm エコーレベル比の変化の検討

直腸癌2症例での検討ではあるが、癌部と m·sm 部のエコーレベル比は、ホルマリン固定前0.81, 0.75が、固定後それぞれ0.83, 0.73と、ほとんど不変で有意の変化を示さなかった。

4) 癌部と m·sm 部のエコーレベルの相関関係の検討

図9に示すように、x軸に正常 m·sm 部のエコーレベルを、y軸に癌部のエコーレベルをとり、散布図を作製して検討すると、両者間には有意の正の相関を認め ( $\gamma = 0.7367$ ,  $p < 0.01$ )、回帰直線は  $y = 0.6344x + 6.3276$  で表わされた。

5) 癌部と pm 部のエコーレベルの比および相

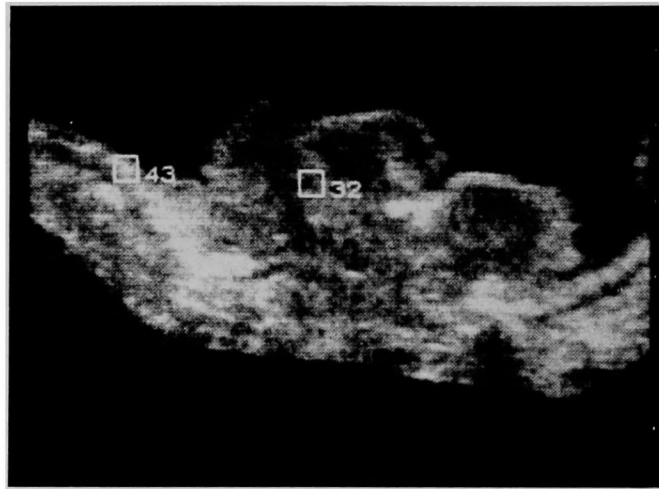


図7 組織間でのエコーレベルの測定比較方法.

振動子からの距離が等しい部位に関心領域をとり、各組織のエコーレベルを求め、両者の比をとり検討した。図は癌部と粘膜・粘膜下層のエコーレベルを測定比較しているところを示す。スケールは1 cm 間隔で示す。

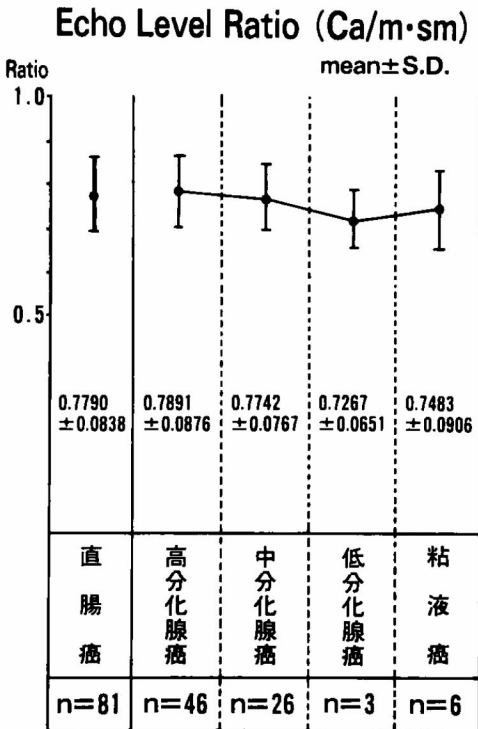


図8 直腸癌における癌部と粘膜・粘膜下層部のエコーレベルの比(Ca/m·sm)の検討.

癌部のエコーレベルは m·sm 部に比べ有意に低値を示したが、その比は各組織型間に有意差を認めなかった。

関関係の検討

関心領域のカーソルの大きさの関係で、癌部と pm 部の両者のエコーレベルを測定しえたのは76例であった。両者のエコーレベルの比は  $1.0816 \pm 0.2007$  で、エコーレベルは癌部の方が有意に高かった ( $p < 0.05$ )。また、両者間の相関関係を、x 軸に pm のエコーレベル、y 軸

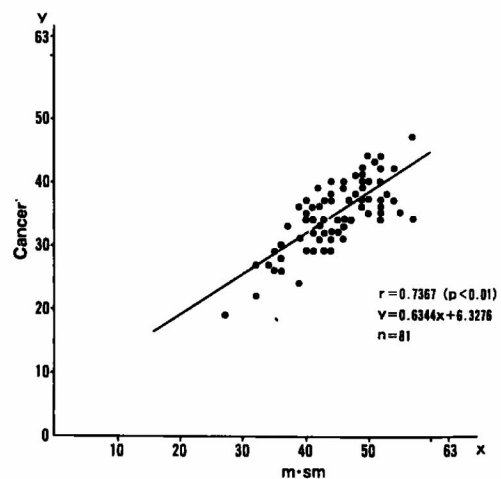


図9 癌部と粘膜・粘膜下層(m·sm)部のエコーレベルの相関関係.

両者間には有意の正の相関関係を認めた。

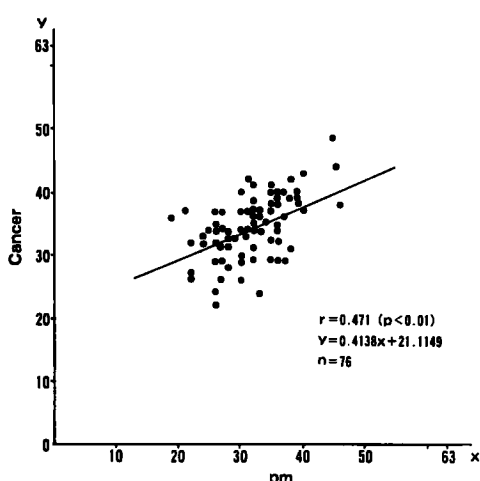


図10 癌部と固有筋層 (pm) 部のエコーレベルの相関関係。

両者間には有意の正の相関関係を認めた。

に癌部のエコーレベルをとり、散布図を作成して検討すると、有意の正の相関を認め ( $r = 0.471$ ,  $p < 0.01$ ), 帰直線は  $y = 0.4138x + 21.1149$  で表わされた (図10)。

## 考 察

近年、エレクトロニクス技術や機器の改良、進歩により、超音波診断装置の診断能が著しく向上し、超音波検査の臨床応用は拡大の一途をたどっている。直腸癌の領域においても、体腔内走査法の開発により、術前の超音波検査が、癌の壁深達度、リンパ節転移の診断と手術術式の決定に有用であると認められつつある<sup>1-3)</sup>。

Bモード超音波検査法は、パルス反射法に基づき、超音波パルス波を生体内へ入射し、その生体内組織からの反射波および後方散乱波の受信信号の強度の空間分布を、グレースケール法で階調性をもたせ画像化するものであり、組織構造を顕微鏡レベルで正確に表示しているものではない<sup>4,5)</sup>。人間の視覚には、このグレースケール階調の識別能に個人差や限界があり、良くてもせいぜい16ないし32階調程度識別する能力しかない。従来、超音波診断法は、この不確実な人間のパターン認識能力に依存して、主観的、定性的に行なわれる形態学的診断法であり、

定量性を欠くことが最大の弱点であった。

そこで最近、より客観的、定量的な超音波診断を目的とした、超音波組織特性 (Ultrasonic Tissue Characterization) の研究が注目されつつある。この研究は、Pohlmann (1939年) によってその第一歩が始められ<sup>6)</sup>、最近、主に欧米で急速に進歩している分野である。その定義は、正常組織および病理組織の超音波特性を探究する基礎的・臨床的研究<sup>7)</sup>、正常あるいは病的な状態の組織レベルの変化を音響学的物理量の変化として定量的に表現すること<sup>8)</sup>、音響学的パラメータと組織性状の相関関係を明確にすること<sup>9)</sup>などとされている。最終的には、質的な組織性状診断の確立のため組織の有する音響物理的性質を解明することが目的であり、将来的には surgical biopsy にかわる noninvasive biopsy としての地位の確立が期待されている<sup>10,11)</sup>。

超音波組織特性研究の方法には、画像のパターン認識による方法、組織での音響学的物理量を測定し組織診断と関連づける方法、モデル作成による実験的方法などがある<sup>7-12)</sup>が、研究上の重要な因子は、音響学的物理量と組織構成成分であり、これらを病変組織と正常組織の両方で測定し比較する必要がある。音響学的物理量としては、音速、減衰、吸収、散乱、反射、屈折、回折、音響インピーダンス、弾性、周波数依存性、血流情報などのパラメータがあるが、現在のところ、超音波組織特性の研究には、音速または減衰をパラメータとした報告が多いようである。

画像のパターン認識による研究方法として、Rosenfieldら<sup>11)</sup>は、Bモード超音波画像上の echogenicity から超音波組織特性の研究を行ない、組織の echogenicity は、その組織の弾性率または硬さに関係し、コラーゲンが主要因子であると報告している。間質や線維化など、コラーゲンの多い部で後方散乱がおこり echogenicity が増強するわけで、脂肪や石灰化も echogenic factor であり、液体では echogenicity が低下するとしている。組織では、その構成成分により、超音波画像上、種々のパターンを示すことになる。小林<sup>13)</sup>もパター

ン分類により、乳癌組織内の膠原線維の量と超音波の減衰の程度の関連性について報告している。また、田中ら<sup>14)</sup>は、肝細胞癌の超音波画像パターンと組織所見を対比することにより超音波組織特性の研究を試みている。しかし、パルス反射法に基づくBモード超音波画像は顕微鏡レベルの組織所見とは異なるものであり、このようなパターン認識による方法は、客観性に乏しく、質的診断には限界がある。

一方、音響学的物理量を定量測定する方法による超音波組織特性の研究には、現在のところ、音速<sup>15-18)</sup>または減衰<sup>15,16,19-25)</sup>をパラメータとした報告が多く、ほとんどがコンピュータ処理による解析である。しかも、超音波の組織内伝播に伴う変化は複雑であり、測定条件、機器の特性による影響もあり、測定値の補正が必要とされている<sup>20-22)</sup>。対象臓器は肝が最も多く、脳、乳腺、甲状腺、耳下腺などに関する報告が散見される。悪性腫瘍に関する超音波組織特性の定量的研究で注目される業績はBamberら<sup>16)</sup>の報告で、新鮮切除肝組織および肝腫瘍組織について、音速、減衰定数、後方散乱(角度依存性散乱率)、水分、脂肪、コラーゲン量を測定して、それぞれの相関を検討した結果、腫瘍組織の音響特性として、音速が腫瘍では正常組織にくらべ1%前後遅延し、周波数依存性減衰率が腫瘍で低下することを明らかにした。腫瘍組織のエコーレベルの低下は、このような音響特性の変化が関係していると考えられる。また、これらの音響特性には組織の含水量が密接に関係しており、コラーゲン量、脂肪量は相関しないとしている。減衰をパラメータとする報告は、超音波パルス反射法および透過法で検討されており、コンピュータ処理による周波数依存性減衰に関する報告が多い<sup>19-24)</sup>。また、最近コンピュータを用いた種々の信号処理システムが開発され、後方散乱をパラメータとしたBモード超音波画像の texture 解析が報告されてきている<sup>11,12,26-33)</sup>。そのほか、コンピュータを利用した画像処理による質的診断の試みも報告されつつある<sup>34,35)</sup>。

臨床応用の観点からみると超音波組織特性の研究方法は、誰もが客観的に超音波画像を評価

できる普遍性をもち、かつ、臨床的に実用的な方法による音響学的物理量の定量化が望ましい。そこで著者は、日常、臨床で使用しているBモード超音波診断装置で得られる画像をコンピュータ処理することにより、後方散乱をパラメータとした直腸癌組織の超音波組織特性の定量的研究を行なった。その目的は、直腸癌浸潤範囲の客観的診断法の確立である。直腸癌とくに下部直腸癌の術前における正確な進行度診断、肛門側直腸への浸潤範囲の診断が、術式の選択決定および術後の局所再発防止の観点から重要であるからである。この直腸癌の超音波組織特性に関する定量的研究はこれまで報告されていない。

Bモード超音波画像上 speckle pattern を呈する texture は、組織内部での後方散乱波の信号強度をグレースケール法で画像化したものであり、著者は、この texture をコンピュータで解析する方法を用いた。すなわち、図1のように、超音波診断装置内の6ビットDSCのmemory部にデジタル表示で記憶されている受信波信号の強度をmicrocomputerで抽出する方法であり、関心領域内の64画素のそれぞれのデータの平均値をエコーレベルと定義し、textureに関心領域をとって、組織内部からの後方散乱波信号の強度をエコーレベルとして測定し、各組織間で比較した。

超音波は伝播距離にしたがって減衰するが、これを補正、増幅するTGC機能<sup>4,11)</sup>が超音波診断装置に内蔵されている。このTGC機能のために、装置の設定条件を一定にした場合でも、本来、固有の散乱特性、エコーレベルを有しているはずの同一部位のエコーレベルが、振動子からの距離により変化することが、著者が行なった装置の特性に関する基礎的検討で実証された。

画像上の texture 間のわずかな定量的変化は、人間の視覚では区別がつかず、コンピュータの導入によりはじめて区別が可能となり<sup>21,34)</sup>、画像とDSC内の情報は本質的に異なるものである<sup>4,11)</sup>。また、エコーレベルは絶対値ではないこと<sup>36)</sup>、textureの強度は、組織自体の後方散乱波の強度のみならず、振動子の特



性や伝播経路中の超音波の減衰と密接な関係があり、これらを分離することは困難で<sup>5,11,12)</sup>、単独特性の抽出には何らかの補正が必要であること<sup>5,28,32)</sup>を十分認識しておく必要がある。

以上の装置の特性や基本理論を十分認識したうえで、振動子から各組織の測定部位までの距離を同一とし、対数増幅、TGC機能などの測定条件も一定に設定し、コンピュータ処理による texture の定量的解析を行ない、エコーレベルという相対的数値で表わした。その評価にあたってはデータを補正し客観性を高めるために各組織間のデータの比をとって検討した。この方法により、データの補正が可能となり、後方散乱特性のみを抽出しえた。著者が定義したエコーレベルは相対的な値であるため、客観性を得るためには比をとって論ずる必要がある。

超音波画像の texture 解析には、後方散乱波信号の強度の組織内分布を測定し、そのヒストグラム、平均値、分散、分布などを検定する方法<sup>27-31)</sup>や信号の周波数スペクトルを分析する方法<sup>12,27,32)</sup>が報告されているが、十分な補正を施行した報告はなく、また直腸癌を対象とした報告も認めない。著者の方法は Botros ら<sup>33)</sup>とはほぼ同様のコンピュータ処理システムを用いた、組織の後方散乱特性を定量的に評価する方法である。

Bモード超音波画像上、直腸癌部は hypoechoic な像を呈する。また、正常直腸壁は、5 MHz の探触子では 3～5 層構造を呈し、これらは組織学的所見とほぼ対応していると報告されている<sup>1-3)</sup>。すなわち、大きく分類して、粘膜側から高低高のエコーレベルの 3 層構造を示し、その texture は、それぞれ粘膜・粘膜下層、固有筋層、漿膜下層または外膜を表現していると考えられ、著者はこの基本理論に基づき、各組織の texture に関心領域をとり、信号処理によるエコー強度の定量解析を行ない、比較検討した。主に、癌部とその発生母地である正常粘膜部で測定比較した。この際に、TGC の設定を一定に固定しておけば、振動子からの距離が同じ部位では利得 (Gain) も同じで、ビーム巾もほぼ同じと考えられる<sup>11)</sup>。この一定条件下での検討により、はじめて、装置の特性、超

音波の減衰を補正しえ、後方散乱特性のみの抽出評価が可能となる。

ホルマリン固定による組織の超音波特性の変化については、減衰量が増加するという報告が多く<sup>15,37-39)</sup>、著者の検討でも同様の結果であった。ホルマリンの脱水作用により、特に固有筋層での超音波の減衰量が増加したためと思われるエコーレベルの変化が認められた。しかし、ホルマリン固定により、癌部と m・sm 部のエコーレベル比が変化しなかったことより、癌部と m・sm 部の固定率、超音波減衰増加率に差はないとしてよい。癌部と m・sm 部のエコーレベル比は、平均 0.7790 で癌部の方が有意に低く、この比は直腸癌に特有のものと考えられる。しかし、組織型別検討では、低分化腺癌と粘液癌でやや低い傾向にあったが、各組織型間にはエコーレベル比に有意差は認めなかった。癌部と pm 部の比較では、平均エコーレベル比 1.0816 で、ホルマリン固定の影響を考慮しても、癌部のほうが pm よりエコーレベルは有意に高かった。また、相関関係の検討でも、癌部と m・sm 部、癌部と pm 部のエコーレベルの間にはそれぞれ有意の正の相関を認め、回帰直線の式より、癌部、m・sm 部、pm 部は明らかに区別できると考えられた。この in vitro での検討で得られた結果は、直腸癌組織に特有のものであり、臨床の in vivo における直腸癌診断に、十分、還元応用できるものと考ええる。特に、癌部と m・sm 部の平均エコーレベル比 0.7790 は、臨床上、癌の浸潤範囲とくに肛門側直腸への浸潤範囲の診断に応用でき、肛門括約筋温存術式の適応決定の客観的根拠となりうると思われる。

本研究により、直腸癌組織の超音波組織特性として、後方散乱波の強度すなわちエコーレベルは、正常直腸部の pm 部が最も低く、ついで癌部、m・sm 部、ss・a 部の順に高くなること、定量的、客観的に証明された。また、得られたエコーレベル比の値は、直腸癌に特有の数値であり、直腸癌組織と周辺の正常直腸壁の各層とが、定量的に鑑別可能であることが判明した。

生体組織は、音響学的に不均一な不規則媒質

であり、音響学的物理量の絶対値が明確に把握できなくても、組織間での相対的比較により、組織の特性の抽出は可能である<sup>5,36)</sup>、したがって、著者の研究方法は、合理的で有意義な方法であり、また、臨床的にも実用的な方法であると考えられる。

この超音波組織特性の定量的研究により、Bモード超音波検査法は、従来の主観的診断法の域を脱却し、一歩前進したより客観的な診断法、質的な組織性状診断法としての地位を確立したと確信する。

### 結 語

直腸癌組織の超音波組織特性の解明を目的として、直腸癌切除症例81例の固定標本を対象に、超音波画像の texture のエコーレベルすなわち組織からの後方散乱波の強度をコンピュータ処理で定量的に解析検討し、以下の結果を得た。

1) 癌部と正常粘膜部のエコーレベル比の平均は $0.7790 \pm 0.0838$ で、エコーレベルは癌部の方が有意に低かった ( $p < 0.01$ )。両者のエコーレベル間には有意の正の相関を認めた ( $\gamma = 0.7367$ ,  $p < 0.01$ )。

2) 組織型別のエコーレベルの検討では、低分化腺癌と粘液癌でやや低い傾向を認めたが、各組織型間で有意差は認めなかった。

3) 直腸癌組織の超音波組織特性として、エコーレベルは正常直腸部の固有筋層が最も低く、ついで癌部、粘膜・粘膜下層、漿膜下層または外膜の順に高くなることが、定量的、客観的に証明された。

4) 得られたエコーレベル比の値は、直腸癌組織に特有の値であり、臨床上、癌の浸潤範囲の客観的診断に応用できると考えられた。

5) このコンピュータ処理によるBモード超音波画像の texture を解析する方法は、超音波組織特性の研究手法として非常に有用な方法であると考えられた。

本論文の要旨は、日本超音波医学会第46回研究発表会（昭和60年6月、東京）において発表した。

稿を終えるに臨み、御指導、御校閲を賜った恩師、寺本 滋教授に深甚なる感謝の意を捧げるとともに、直接御指導をいただいた小松原正吉講師に深謝いたします。

### 文 献

1. 斉藤典男, 奥井勝二: 経直腸的超音波断層法による直腸癌診断に関する研究. 大腸肛門誌 (1984) 37, 228-240.
2. 遠藤正章, 栗田武彰, 森田隆幸, 藤田正弘, 唐牛 忍, 佐々木睦男, 今 充, 小野慶一: 直腸内走査法および陰走査法による直腸癌の超音波診断. 超音波医学 (1985) 12, 196-206.
3. 小西文雄, 金澤暁太郎, 高橋 一, 洲之内広紀, 武藤徹一郎, 森岡恭彦: 直腸癌の進行度の判定, 局所所見と画像診断. 消化器外科 (1986) 9, 169-177.
4. 伊藤健一: 医用超音波診断. 日刊工業新聞社, 東京 (1985) pp 119-169.
5. 上田光宏: Tissue characterization, 新しい超音波診断技術. 中島真人, 渡辺 決編. 南江堂, 東京 (1984) pp 163-173.
6. Pohlmann R: Über die Absorption des Ultraschalls im menschlichen Geweben und ihre Abhängigkeit von der Frequenz. Phys Zeit (1939) 40, 159-161.
7. 小林利次: 組織特性. Medicina (1981) 18, 1132-1135.
8. 伊東紘一: Tissue characterization. 臨床医 (1984) 10, 177-182.
9. Chivers RC: Tissue characterization. Ultrasound Med Biol (1981) 7, 1-20.
10. Ziskin MC and Wells PNT: Tissue characterization; in New Techniques and Instrumentation in Ultrasonography. Churchill-Livingstone, New York (1980) pp 186-201.
11. Rosenfield AT, Taylor KJW and Jaffe CC: Clinical application of ultrasound tissue characterization. Radiol Clin North Am (1980) 18, 31-58.

12. Price RR, Jones TB, Goddard J and James AE: Basic concepts of ultrasonic tissue characterization. *Radiol Clin North Am* (1980) 18, 21-30.
13. Kobayashi T: Diagnostic ultrasound in breast cancer; Analysis of retrotumorous echo patterns correlated with sonic attenuation by cancerous connective tissue. *J Clin Ultrasound* (1979) 7, 471-479.
14. 田中幸子, 北村次男, 山本貴代美, 今岡真義, 佐々木洋, 谷口春生, 石黒信吾: 肝細胞癌の超音波像と組織所見との相関. *成人病* (1983) 24, 32-45.
15. Bhagat PK, Kadaba MP, Gupta VN and Wu V: Microprocessor-based system for ultrasonic tissue characterization. *Med Instrum* (1980) 14, 220-224.
16. Bamber JC and Hill CR: Acoustic properties of normal and cancerous human liver - I. Dependence on pathological condition. *Ultrasound Med Biol* (1981) 7, 121-133.
17. 西村庸夫, 赤松興一, 大久保博忠, 佐藤公平, 太田康幸: 超音波伝播速度を利用した慢性肝疾患診断の試み. *日超医論文集* (1984) 44, 129-130.
18. 林 信成, 玉木長良, 山本和高, 米倉義晴, 中島言子, 鳥塚莞爾, 小川俊雄, 片倉景義, 梅村晋一郎: *in vivo* 音速測定 of 生体への応用. *日超医論文集* (1985) 46, 5-6.
19. Kuc R and Schwarts M: Estimating the acoustic attenuation coefficient slope for liver from reflected ultrasound signals. *IEEE Trans Sonics Ultrasonics SU* (1979) 26, 353-362.
20. Flax SW, Pelc NJ, Glover GH, Gutmann FD and McLachlan M: Spectral characterization and attenuation measurement in ultrasound. *Ultrasonic Imaging* (1983) 5, 95-116.
21. Parker KJ, Lerner RM and Waag RC: Attenuation of ultrasound; Magnitude and frequency dependence for tissue characterization. *Radiology* (1984) 153, 785-788.
22. King DL, Lizzi FL, Feleppa EJ, Wai PM, Yaremko MM, Rorke MC and Herbst J: Focal and diffuse liver disease studied by quantitative microstructural sonography. *Radiology* (1985) 155, 457-462.
23. 田中幸子, 北村次男, 山本貴代美, 石川保夫, 水野純則: リニア電子スキャンによる *in vivo* 肝の frequency shift の計測. *日超医論文集* (1985) 46, 21-22.
24. 正岡 博, 平井 武, 藤田卓男, 油原 章, 赤松信雄, 関場 香, 伊藤貴司, 小西辰男: 卵巣腫瘍の超音波減衰に関する研究. *日超医論文集* (1985) 46, 27-28.
25. 笠井 創: 耳下腺腫瘍の音響特性—摘出標本の減衰値測定—. *日耳鼻* (1983) 86, 559-572.
26. Lerski RA, Barnett E, Morley P, Mills PR, Watkinson G and MacSween RNM: Computer analysis of ultrasonic signals in diffuse liver disease. *Ultrasound Med Biol* (1979) 5, 341-350.
27. Sommer FG, Joynt LF, Carroll BA and Macovski A: Ultrasonic characterization of abdominal tissues via digital analysis of backscattered waveforms. *Radiology* (1981) 141, 811-817.
28. Horev G, Price RR, Erickson JJ, Fleischer AC and James AE: Ultrasonic texture of normal rat liver tissue using a standardized *in vivo* measurement. *Radiology* (1982) 145, 773-775.
29. Liu CN, Fatemi M and Waag RC: Digital processing for improvement of ultrasonic abdominal images. *IEEE Trans Med Imag MI* (1983) 2, 66-75.
30. 伊東紘一, 安田是和, 相原敏則, 趙 莉, 小西辰男, 小谷野明: 超音波画像ヒストグラム診断. *超音波医学* (1983) 10, 292-298.
31. 片桐信之, 水口弘司: 産婦人科領域における超音波画像ヒストグラム診断. *日超医論文集* (1984) 45, 467-468.
32. Lizzi FL, Greenebaum M, Feleppa EJ, Elbaum M and Coleman DJ: Theoretical framework for spectrum analysis in ultrasonic tissue characterization. *J Acoust Soc Am* (1983) 73, 1366-1373.
33. Botros N, Chu WK, Anderson JC, Dobry CA and Imray TJ: A digital interface for ultrasound tissue characterization study. *Biomed Sci Instrum* (1984) 20, 149-155.
34. Mailloux GE, Bertrand M, Stampfler R and Ethier S: Local histogram information content of ultra-

- sound B-mode echographic texture. *Ultrasound Med Biol* (1985) 11, 743-750.
35. 高田悦雄, 福島祐一, 森久保寛, 池口祥一, 信田重光, 土館松三: 画像処理 (window 処理) による質的診断の試み. *日超医論文集* (1985) 46, 569-570.
  36. 松田正樹: 超音波診断におけるエコーレベル表示法の問題点. *臨外* (1985) 40, 1379-1381.
  37. Bamber JC, Hill CR, King JA and Dunn F: Ultrasonic propagation through fixed and unfixed tissues. *Ultrasound Med Biol* (1979) 5, 159-166.
  38. Hrazdira J: Biophysical aspects of ultrasonic tissue characterization; in *Proc FASE Vol 2*, Polish Scientific Publishers, Warsaw (1978) pp 3-12.
  39. Nicholas D: Orientation and frequency dependence of backscattered energy and its clinical application; in *Advances in Ultrasound in Biomedicine, Vol 1*, Research Studies Press, Oregon (1977) pp 29-54.

**Studies on ultrasonographic diagnosis  
of rectal cancer**

**I. Experimental study on ultrasonic tissue  
characterization of rectal cancer**

**Hiroyuki SOGA**

**The 2nd Department of Surgery,**

**Okayama University School of Medicine,**

**Okayama 700, Japan**

**(Director: Prof. S. Teramoto)**

In 81 cases of resected rectal cancer, quantitative analysis of B-mode ultrasonographic texture was studied in order to establish an ultrasonic tissue characterization of rectal cancer. A microcomputer-based system, interfaced with conventional diagnostic systems, was used for digital signal processing. The memory of the digital scan converter has 6-bit elements. The echo level of texture, which is the average amplitude of echo scattered back from the tissue, was compared between cancer and normal tissues.

The echo level of rectal cancer tissue was significantly lower than that of the normal mucosal layer ( $p < 0.01$ ). The echo level ratio was  $0.7790 \pm 0.0838$  (mean  $\pm$  S.D.). A high correlation of echo level was found between cancer tissue and the normal mucosal layer ( $r = 0.7367$ ,  $p < 0.01$ ). However, there was no significant difference between the echo level ratios of tissue of each histological type. Fixation with formaldehyde resulted in an equal increase in the echo levels of these tissues. It was demonstrated objectively and quantitatively that the echo level as an ultrasonic tissue characterization of rectal cancer was the lowest at the muscular layer and increased in the order of cancer, mucosal layer and subserosal layer.

From these results, the author recommends that the obtained data should be applied to the clinical objective diagnosis of the spread of rectal cancer. This new method of ultrasonic tissue characterization is very useful.