超音波波形解析による前立腺組織性状診断

東京大学泌尿器科学教室 (主任: 新島端夫教授)

新 妻 雅 治

ULTRASONIC TISSUE CHARACTERIZATION OF THE PROSTATE

Masaharu Niizuma

Department of Urology, Faculty of Medicine, The University of Tokyo

(Director: Prof. T. Nijima)

Backscattered ultrasound was analyzed by a digital computer system. The power spectrum of the ultrasonic waves was expected to reflect acoustic characteristics of the tissue. The acoustic characteristics were measured by the distribution parameters of the power spectrum such as the statistical values of moment. Two kinds of phantoms composed of a large number of silicon balls were discriminated clearly by some of these parameter. Then, these parameters were clinically applied to 56 patients with B.P.H. and 41 patients with prostatic cancer. The value of power which is a kind of amplitude parameter was higher in the B.P.H. ($p < 0.01$). With regards to the values of frequency parameters, the mean value of frequency histogram ($\frac{\mu_1}{m_0}$) was nearly equal, but the variance of frequency histogram ($\frac{m_2}{m_0}$) was higher with prostatic cancer ($p < 0.05$). Other frequency parameters, third and fourth order of central moment of frequency histogram ($\frac{m_3}{m_0}, \frac{m_4}{m_0}$) were also higher for prostatic cancer. Another parameter of $SVAR \left[\frac{m_2}{m_0} - \left(\frac{m_1}{m_0} \right)^2 \right]$, which means also the variance of frequency histogram, was higher for prostatic cancer ($p < 0.02$). These statistical acoustic parameters were effective to discriminate the two prostatic diseases. This is the first report which shows the significance of ultrasonic tissue characterization of the prostate.

要旨: 超音波診断装置から得られるエコー情報に対し, 電算機システムによるデジタル信号解析を行った。反射波のパワースペクトルは組織の音響特性を示すと考えられる。そこでパワースペクトルの分布の特徴を, モーメント法などの統計学的手法で音響パラメーターとして抽出した。まず, 二種類のシリコン球ファントム間で両者の識別を試みたが, 極めて良好な成績が得られた。次に, 臨床応用として, 前立腺肥大症56例と前立腺癌41例に対して同様の検討を行った。振幅パラメーターであるパワーでは, 前立腺肥大症で有意に高値を示した ($p < 0.01$)。周波数パラメーターでは, 中心周波数は, 両疾患の間ではほぼ同じ値を示した。一方, 周波数ヒストグラムの分散は, 前立腺癌において有意に高値を示した ($p < 0.02$)。パワースペクトルから算出された統計学的音響パラメーターにより前立腺超音波組織性状診断の可能性が示された。

結 言

現在の超音波診断法は, 主として B モード断層像で描出された臓器の形状を判定する方法である。一方, 臓器の内部エコーから生体組織の持つ音響特性を分析して臨床診断を行おうとする試みがある。従来, 波を伴う種々の現象を, 電算機で周波数分析して研究する

方法があり, 潮汐や地震波, 音声分析などの分野で用いられている。最近では, 医学の分野でも生体組織からの超音波反射波の解析にも応用されるようになった。この方法は超音波組織性状診断: ultrasonic tissue characterization (以下超音波 T.C. と略す) と呼ばれており¹⁾²⁾, 肝臓^{3)~6)}や心臓⁷⁾などの臓器を対象にして, 実

験的な報告があり、その有用性が示されている。今回、周波数分析法の一つであるパワースペクトルから統計学的手法を用いて算出した各種の音響パラメーターの基礎的及び臨床的検討を行ない、前立腺肥大症及び前立腺癌での音響パラメーターの意義や超音波 T.C. の可能性について検討した。

装置及び解析方法

図 1 に装置の外観及び構成図を示す。スキャナーは椅子型経直腸のラジアル走査装置 (3.5MHz)，超音波診断装置はアロカ USI-19D である。前立腺の断層像およびサンプリングする超音波ビームの模式図を図 2-A に示す。図 2-B は A モード波である。RF 信号 (図 2-C) は画像表示のために必要な、種々の電氣的修飾の影響を受ける前の原信号である。本装置では、断層像の描出と同時に、探触子付近の回路から RF 信号も同時に得られるよう工夫した。この信号をサンプリング周波数 20MHz，分解能 8 ビットでデジタル変換し、トランジェントレコーダー (NJK171，日本無線) に一時的に記憶した。デジタル変換時 128 回の加算平均により、雑音成分の軽減を図った。信号解析器として汎用波形解析装置 (NJZ-550，日本無線) を使用し、デジ

タル信号の 1,024 点を解析し、超音波信号のパワースペクトルを求めた。このパワースペクトルのハードコピーを、さらにデジタイザーシステムによりトレースして、マイクロコンピュータに入力した。そして、自作の解析ソフトウェアにより、モーメントなどから各種の音響パラメーターを算出した。パワースペクトルは、解析する信号をフーリエ変換して、横軸に周波数、縦軸にパワー (エネルギー) を折線グラフで表示したものである (図 2-D)。このため、パワースペクトルの大きさや形は対象物の音響特性を反映していると考えられる。この大きさや形を数量化するために、表 1 に示すような 10 項目の音響パラメーターを採用した。これらは、基本的な統計計算法の一つであるモーメントの計算法⁹⁾により、パワースペクトルのあらゆる音響特性を、振幅成分と周波数成分とに分解した項目である。このうち m_0 と μ_0 は同じもので、パワースペクトルのグラフが周波数軸と囲む面積に相当する。これは反射波のパワーを示す振幅パラメーターである¹⁰⁾。

一方、パワースペクトルをエネルギーで正規化したものは、周波数ヒストグラムと呼ばれる¹¹⁾ (図 2-E)。これがパワースペクトルの形、すなわち反射波の周波

図 1 解析システムの外観および構成図

図2 A, 前立腺組織反射波の解析対象となる超音波ビームの模式図, B, それに対応するAモード波形, C, RF信号:Aモード波形のもとなる原信号, D, パワースペクトル:RF信号をフーリエ変換して得られる, E, 周波数ヒストグラム:パワースペクトルをエネルギーで正規化(横軸とグラフが囲む面積が1となるようスケールなどを変更した)したもの,

数特性のみを反映したものとなる⁵⁾。従って、エネルギーで正規化されたモーメントの値 μ_1/m_0 , μ_2/m_0 , μ_3/m_0 , μ_4/m_0 , 及び m_1/m_0 , m_2/m_0 , m_3/m_0 , m_4/m_0 の8項目は、周波数パラメーターをあらわすことになる。これにもう一つの周波数パラメーターであるSVARを加えた合計10項目について、ファントム及び前立腺疾患で比較検討した。SVARの算出式は表1に示したが、統計学的意味づけは、考察で詳しく述べる。なお、 μ_1 , μ_2 , μ_3 , μ_4 , m_1 , m_2 , m_3 , m_4 については、それだけでは独立した意味をもたないため、今回の研究の対象からはずした。すなわち μ_1 は $\mu_1 = m_0 \times (\mu_1/m_0)$ であり、エネルギー情報を示す m_0 及び周波数情報を示す μ_1/m_0 の積として表され、独立したパラメーターとしての意味がないと考えた。

データ収集方法及び対象

データ収集は臨床的に応用が容易で、かつ同一条件で施行できるようにつとめた。このため、図3、図4に示すようにデータ収集開始距離をプローブから2cmに固定した。収集するデータは超音波ビームの長さ1.5cmに相当する。次にプローブを1mm間隔で1cm移動させ、計10本のビームより、それぞれ10本のパワースペクトルを算出した。これらのパワースペクトルを加算平均して得られる平均パワースペクトルを直接の解析対象とした。ファントム実験では、これを1回のデータ、又臨床応用では1症例のデータとした。すなわち解析データは $1.0 \times 1.5\text{cm}$ の2次元の関心領域(ROI: Region of Interest)の平均的音響特性を反映したものとなる。

表1 採用した統計学的音響パラメーター（10項目）
超音波反射波のパワースペクトルをP(f)とすると
P(f)の形を数量化するモーメントとは
次の計算法で求められる。

$$m_n(n\text{次の中心モーメント}) = \int_0^\infty (f - \mu_1)^n P(f) df$$

$$\mu_n(n\text{次の原点からのモーメント}) = \int_0^\infty f^n P(f) df$$

振幅パラメーター (1項目)	パワー	$m_0 (= \mu_0)$
周波数パラメーター (9項目)	周波数ヒストグラムの原点からのモーメント	$\frac{\mu_1}{m_0}, \frac{\mu_2}{m_0}, \frac{\mu_3}{m_0}, \frac{\mu_4}{m_0}$
	周波数ヒストグラムの中心モーメント	$\frac{m_1}{m_0}, \frac{m_2}{m_0}, \frac{m_3}{m_0}, \frac{m_4}{m_0}$
	特殊パラメーター	$S_{VAR} = \frac{m_2}{m_0} - \left(\frac{m_1}{m_0}\right)^2$

A. 基礎的実験：大きさの異なる2種類のシリコン球を用いて、図3に示す如く、水槽中のスポンジに直径5cm、深さ5cmの円筒型の穴を開け、その中に2種類のシリコン球を充満させた。一方は直径2mm(写真①)、他方は直径6mm(写真②)である。この2つのファ

ントム間で10項目の統計学的音響パラメータを算出して比較検討した。データの収集は、それぞれのファントムの20カ所のROIより行った。これを20回の基礎実験の解析対象とした。

B. 前立腺疾患への臨床応用：対象は東大病院泌尿器科において、1984年4月から1985年1月までの10ヵ月間に経直腸の前立腺超音波断層法を施行した患者のうち、従来の診断基準上明らかな前立腺癌の超音波所見を有し、かつ病理組織学的に診断の確立した前立腺癌41例(未治療26例、治療15例)及び典型的な前立腺肥大症56例である。データ収集はまづ経直腸的超音波断層法を施行して、ほぼ最大径と思われる前立腺断層像付近で検討した(図4)。前立腺癌では、断層像上でその病巣の存在が強く疑われる部分から、又、前立腺肥大症では内腺部よりデータ収集するようにつとめた。この際、結石エコーなどの影響はさける様注意した。

結 果

A. 基礎的実験結果

直径2mmのシリコン球ファントム(Small群、以後Sと呼ぶ)と直径6mmのシリコン球ファントム

図4 前立腺におけるデータ収集領域 (ROI)

A : サンプル深度 (=1.5cm)

B : プローブよりサンプル開始点
までの距離 (=2cm)C : プローブを矢印の方向に走査し
1mm間隔で計10本のビーム
(=1cm)

(Large 群, 以後 L と呼ぶ)による基礎的実験の結果について述べる。振幅パラメーター m_0 では, S で高値を示し, L と S を明瞭に分離できた(図 5-a)。次に周波数ヒストグラムの原点からのモーメント μ_1/m_0 , μ_2/m_0 , μ_3/m_0 , μ_4/m_0 では, すべての項目で有意差を認めなかった。このうち, μ_1/m_0 は中心周波数を表わすが, その結果を図 5-b に示す。一方, 周波数ヒストグラムの中心モーメント m_1/m_0 , m_2/m_0 , m_3/m_0 , m_4/m_0 及び SVAR では, L で有意に高値を示した。特に m_3/m_0 , m_4/m_0 , SVAR では, L と S が明瞭に分離された(図 5-c~g)。

B. 臨床応用の結果

前立腺肥大症及び癌に対する臨床応用の結果について述べる。まづ, 振幅パラメーター m_0 では, 前立腺肥大症で有意に高値を示した(図 6-a)。次に周波数ヒストグラムの原点からのモーメント μ_1/m_0 , μ_2/m_0 , μ_3/m_0 , μ_4/m_0 では, いずれも有意差を認めなかった。こ

のうち, μ_1/m_0 の結果を図 6-b に示す。一方, 周波数ヒストグラムの中心モーメント m_1/m_0 , m_2/m_0 , m_3/m_0 , m_4/m_0 では, 前立腺癌で高値を示す傾向が示された。特に m_2/m_0 , m_3/m_0 , m_4/m_0 では, 前立腺癌で有意に高値を示した。又, SVAR では前立腺癌で, さらに有意差が高かった(図 6-c~g)。これらの結果をまとめて図 7 に示した。なお, 前立腺癌 41 症例のうち, 未治療群 26 例と治療群 15 例の間の検討では, 10 項目のすべての項目において有意差を認めなかった。

考 察

超音波 T.C. とパターン認識について

超音波 T.C. とは, 生体組織のもつ音響特性を分析して, 数値化することにより定量的な診断を試みるものである¹¹²⁾。本邦でも, 超音波 T.C. の音響パラメーターとして, 音速や減衰率あるいは反射強度を用いて, 肝臓などに臨床的に応用した報告も散見される¹¹⁾¹²⁾。一方, ある分布のパターン上の特徴を数値化して表現する方法として, 平均や分散などを含むモーメント法がある。著者は, 反射波のパワースペクトルに, このような統計学的手法を応用し, その大きさ及び形を数量化し, 超音波 T.C. を試みた。このような方法をパターン認識と呼ぶことがある¹¹²⁾。従来, 前立腺超音波診断において, 特に癌と肥大症の鑑別はその形態的特徴などを読影することによりおこなわれている¹³⁾¹⁴⁾。最近ではその形態的特徴を反映するいくつかのパラメーターが報告され¹⁵⁾¹⁶⁾, そのパラメーターの組み合わせにより得られる数値により, 前立腺疾患を鑑別しようとする報告もある¹⁵⁾。一方, グレースケール表示による前立腺内部エコー像に対して, 各疾患における対比検討も行われているが, これは読影による主観的判断に基づくものであった¹⁴⁾¹⁷⁾。著者らは, 最近, B モード前立腺像の内部エコーを輝度ヒストグラムにより定量解析し, 癌と肥大症の内部エコーに有意差を認めた¹⁸⁾。本研究は, さらにすすめて前立腺組織からの RF 散乱波を, 直接, 周波数解析し, パワースペクトルの大きさと形を, 多数のパラメーターによって, 数量化し診断を試みたものである。

基礎的実験及び臨床データについて

この方法の有効性を検討するため, 基礎的実験を行った。ファントムとしては, 大きさの異なる 2 種類のシリコン球を用いた。反射波から 10 項目の音響パラメーターを計算してその数値を比較検討した。このうち, 振幅パラメーターである m_0 と, 周波数パラメーターである m_2/m_0 , m_3/m_0 , m_4/m_0 及び SVAR の 5 項

図5 SとLでの各パラメーター値の比較

目において二つのファントムを明瞭に識別し得ることが示された。そこで、臨床応用として前立腺肥大症と前立腺癌から、同様のパラメーターを計算して検討したところ、結果的には基礎的実験と同じ項目で、二つの前立腺疾患を識別できる可能性が示された。すなわち振幅パラメーターの m_0 では前立腺癌に比して、前立腺肥大症で有意に高値を示した。この結果は像の濃淡を肉眼で判定した報告¹⁷⁾およびBモード画像上で内部エコーの平均輝度を比較検討した結果¹⁸⁾と一致している。

次に周波数パラメーターの検討では、周波数ヒストグラムの原点からのモーメントは、肥大症と癌の間では、いずれも有意差を認めなかったが、周波数ヒストグラムの中心モーメント及びSVARは、いずれも前立腺癌で高値を示す傾向が示された。なお、統計学では μ_1/m_0 は周波数ヒストグラムの平均値すなわち中心周波数を表わし、 m_2/m_0 は周波数ヒストグラムの分散を表わす。周波数ヒストグラムのパターン上の相異は模式的に図8に示した。周波数ヒストグラムによって前立腺肥大症と前立腺癌の相異を表現すると、中心周波

図6 BPH と Ca での各パラメーター値の比較

数はほぼ等しいが、分散は前立腺癌で有意に大きい、すなわち、模式的には、前立腺癌の周波数ヒストグラムの幅が有意に広いということになる。パワースペクトルは、波のパワー（エネルギー）と周波数の分布を同時に示す。本研究ではパワースペクトルの特徴をできるだけ多様な統計学的パラメーターを使って数量化することを目的の1つとした。このため、方法で示した10項目の他にも、尖度、歪度や μ_1 , μ_2 , μ_3 , μ_4 , m_1 , m_2 , m_3 , m_4 , ... など約30項目にわたる解析項目につい

て有意差の検討を行った。その中には結果的に同義で重複するものもあり、また互いに独立でないものもあった。通常独立のパラメーターとして扱われる m_2/m_0 も、厳密には独立とはいえない。すなわち、 $m_2/m_0 = \mu_2/m_0 - (\mu_1/m_0)^2$ は μ_1/m_0 と μ_2/m_0 を組み合わせることによって表現することができる⁹⁾。このような独立であるか否かの検討はさしおいて、まず、できるだけ多様なパラメーターを機械的に羅列した。その中で $m_2/m_0 - (\mu_1/m_0)^2 (=SVAR)$ が解析項目の1つとなっ

図7 基礎実験および臨床応用結果。棒グラフの長さは有意差の程度を示す。上に伸びる棒グラフはSまたはBPHで高値を示し、かつ有意差のあったもの、一方、下に伸びる棒グラフはLまたはCaで高値を示し、かつ有意差のあったものを示す。

図8 周波数ヒストグラムのパターン。周波数ヒストグラムにおける中心周波数の相異および分散の相異を模式的に示す。

とが示された。これは、方法で示した10項目の組み合わせが、さらに有用なパラメーターとして機能する可能性を示す。今後、ある周波数領域のみに限定して検討したり、判別分析法やパターン認識のシェーマなどを導入することにより、両疾患の分離、パターン認識がより明瞭になり、さらに形態を反映するパラメーターなども組み合わせることにより、より有用な診断方法となる可能性もあると考える。

前立腺疾患の病理組織と音響特性

前立腺肥大症は剖面では、幾つかの結節が尿道周囲に集合あるいは散在するのが特徴である。組織像では、腺自体の増殖と内腔の拡大が著明な glandular type と、平滑筋やコラーゲン線維などの間質成分が増大する fibromuscular type に大別される。glandular type では結節はスポンジ様外観を呈するが、腺腔内には粘液が含まれ、種々の程度でデンブン様小体が存在することが多い。一方、fibromuscular type の結節は、充実性であるといわれる。超音波 T.C. が組織性状診断である限り、この両者の鑑別診断は、当然、関心の一つである。しかし実際には、両タイプが種々の程度で混在しているのがふつうである。その上、炎症、出血、結石等の多彩な修飾因子が関与している¹⁹⁾。このため、前立腺肥大症を組織学的に、はっきりとこの2種類のタイプに大別することは困難であり、さらに多彩な修飾因子による音響特性への複雑な影響も考えられるため、両者の鑑別についての検討は本研究では行わなかった。一方、前立腺癌の病変部では、多くの場合、腺腔が小さくなるか、つぶれている傾向があるといわれる。デンブン様小体は前立腺肥大症に比して少ないとされている。又、浸潤が進むと脂肪変性や出血巣な

た。結果的には、この項目が周波数パラメーターの中では、肥大症と癌を分離する、最も有意差の高い項目であった。このため、とくにパラメーターの一つとして採用した。一般的に $\mu_2/m_0 - (\mu_1/m_0)^2$ が周波数ヒストグラムの分散量として統計学的意義づけされるのに対し、 μ_n を m_n とした $SVAR [= m_2/m_0 - (m_1/m_0)^2]$ は、統計学的に測定誤差を補正した周波数ヒストグラムの分散量としての意義が考えられた。なお、 μ_1 、 μ_2 、 μ_3 、 μ_4 は、エネルギー情報と周波数情報を同時に含んでいるため、独立のパラメーターではないとはいえ、いずれも肥大症と癌を高い有意差 ($p < 0.01$) で分離するこ

どが出現し、組織像はさらに複雑化すると考えられる¹⁹⁾。なお、前立腺癌の治療前と治療後で組織像の変化も音響特性に影響を及ぼすと考えて、治療の前後で比較検討を行ったが、本法による有意差を認めなかった。

病理組織像とデータ値の検討

従来、病理組織像と組織音響性との相関に関する報告がある。振幅パラメーターとしての反射強度は、組織のコラゲンや脂肪の含有量に比例するとの報告があり、組織の組成を反映したパラメーターであるといわれる²⁾。一方、周波数パラメーターは、主として組織の構築を反映したパラメーターといわれている⁴⁾⁶⁾。図6の前立腺肥大症と前立腺癌におけるデータを示したが、まず二つの疾患の間で、音響特性の相異に結びつく因子として以下のものが考えられる。①肥大症では組織構築上の特徴として結節が認められる。②デンブ様小体が前立腺肥大症で相対的に多い。③ malignant cell と benign cell で質的な相異がある。などである。従って、①の因子が両疾患の間での周波数パラメーター値の相異に、又②③の因子が振幅パラメーター値の相異として反映された可能性もある。次に各々の疾患群において、データ値にばらつきが生じた要因として、以下のものが考えられる。①肥大症においては、glandular type と fibromuscular type で音響特性に相異がある。②前立腺癌においては、grade により音響特性に相異がある。③各々の疾患で多彩な修飾因子が存在する。ことなどである。一方、二つの疾患においてデータ値に重複が認められることは、さらにROIの設定法なども考慮に入れる必要がある。すなわち、前立腺癌の症例では、前立腺肥大症を合併している、両疾患のデータが混入している可能性があるし、又、前立腺肥大症と前立腺癌のいずれの症例においても、正常前立腺組織からのデータが混入する可能性があり、その影響がデータ値の重複に反映されたことも考えられる。

結 論

超音波診断装置から得られるエコー情報に対しデジタル信号解析を行った。パワースペクトル分布の特徴を統計学的解析より数値化し、音響特性を示すパラメーターを抽出した。大きさの異なるシリコン球を用いた基礎実験では、対象の相異を識別するための有効なパラメーターであることが判明した。臨床応用として前立腺肥大症(56例)と前立腺癌(41例)の間で検討し、以下の結果が得られた。

① 反射波のパワーは、前立腺癌に比して前立腺肥大

症で有意に高値を示した ($p < 0.01$)。

② 反射波の中心周波数は、両疾患の間で有意差を認めなかったが、スペクトルの分散では、前立腺肥大症に比して前立腺癌で有意に高値を示した ($p < 0.02$)。

③ 前立腺組織反射波より得られた統計学的音響パラメーターにより、前立腺肥大症と前立腺癌との間で、超音波 T.C. による鑑別の可能性が示された。

原稿を終えるにあたり、終始御指導と御校閲を賜った恩師新島端夫教授に深甚なる謝意を表すとともに、本研究全体にわたり御理解、御助言を頂いた、東大泌尿科中村昌平先生に心から謝意を表します。

なお、本論文の要旨は、第45、46、47回日本超音波医学会及び、第75回日本泌尿器科学会総会で発表した。

文 献

- 1) Price, R.R., Jones, T.B., Goddard, J. and James, A.E.: Basic concepts of ultrasonic tissue characterization. Radiologic Clinics of North America, Vol. 19, No. 1, 21-30, 1980.
- 2) Linzer, M. and Norton, S.J.: Ultrasonic tissue Characterization. Ann. Rev. Biophys. Bioeng, 11, 303-29, 1982.
- 3) Mountford, R.A. and Wells, P.N.T.: Ultrasonic liver scanning: The A-Scan in the normal and cirrhosis. Physiol. Med. Biol., Vol. 17, No. 2, 261-269, 1972.
- 4) Goddard, J., Price, R.R., Erickson, J.J., Rolls, F. D. and James, A.E. Jr.: Quantitative computer analysis of ultrasonic B-Scan. Proceeding of the 23rd Annual Meeting of the American Institute of Ultrasound in Medicine, Vol. 1, p. 107, San Diego, California, 1979.
- 5) Pratt, W.K.: Image feature extraction Digital Image Processing. 471-472, John Wiley & Sons New York, 1978.
- 6) Sommer, F.G., Joynt, L.F., Carroll, B.A. and Macovski, A.: Ultrasonic characterization of abdominal tissues via digital analysis of backscattered waveforms. Radiology, 141, 811-817, 1981.
- 7) Cohen, R.D., Mottley, J.G., Miller, J.G., Kurnik, P.B. and Sobel, B.E.: Detection of ischemic myocardium in vivo through the chest wall wall by quantitative ultrasonic tissue characterization. The American Journal of Cardiology, Vol. 50: 838-843, 1982.
- 8) 内田 勝, 金津仁志, 稲津 博: 「フーリエ解析」放射線画像情報工学(1), 初版, p. 115-132, 通商産業研究社, 東京, 1983.
- 9) 日野幹雄「確率密度と相関関数」シベクトル解析, 初版, p. 103-113, 朝倉書店, 東京, 1985.

- 10) 瓜谷富三「生体情報処理および画像処理」わかりやすいME〈医用電子技術〉, 10版, p. 131—157, 産報出版, 東京, 1983.
- 11) 赤松興一, 西村庸夫, 宮内聡一郎, 太田康幸, 大槻茂雄, 山平時広: 散乱を利用した肝の超音波伝播速度の特定法とその臨床的意義. 日超医論文集, 46, 11—12, 1985.
- 12) 改井 修, 池田 充, 石垣武男, 佐々間貞行, 立川憲吉, 小西辰男: 正常肝及びビマン性肝疾患における超音波の周波数依在性減衰の測定. 日超医論文集, 46, 19—20, 1985.
- 13) 原田一哉, 猪狩大陸, 棚橋善克: プレースケール経直腸的超音波断層法, 第2報. 前立腺超音波断層法の臨床的検討. 日泌尿会誌, 70, 1078—1087, 1979.
- 14) Komine, Y., Kimura, A., Niizuma, M., Nakamura, S., Kawabe, K. and Nijijima, T.: Transurethral ultrasonotomography of the prostate. The Prostate Supplement, 1, 53—57, 1981.
- 15) 木村 明: 前立腺超音波断層法の計量解析. 日泌尿会誌, 75, 1148—1153, 1984.
- 16) 棚橋善克, 神戸広一, 沼田 功, 原田一哉, 千葉隆一, 常盤峻士: 前立腺超章波画像の計量解析への試み(第1報). 日超医論文集, 36, 373—374, 1980.
- 17) Rifkin, M.D., Kurtz, A.B., Choi, H.Y. and Goldberg, B.B.: Endoscopic ultrasonic evaluation of the prostate using a transrectal probe: Prospective evaluation and acoustic characterization 1. Radiology, 149, 265—271, 1983.
- 18) 星野 十, 木村 明, 新妻雅治, 中村昌平, 新島端夫: 前立腺内部エコーの論量解析の試み. 日超医論文集, 44, 485—486, 1984.
- 19) Robbins, S.L.: Textbook of Pathology With Clinical Application, 2nd. ed. p. 869, W.B. Saunders, Company, Philadelphia & London, 1962.

(1988年1月12日受理, 特別掲載)