

Title	超音波後方散乱信号のパターン解析による超音波組織性状診断の検討 第1報システムの検討
Author(s)	小谷, 和彦
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1991, 51(11), p. 1375-1382
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19018
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

超音波後方散乱信号のパターン解析による 超音波組織性状診断の検討

第1報 システムの検討

鳥取大学医学部放射線医学教室 (主任教授：太田吉雄)

小 谷 和 彦

(平成2年10月15日受付)

(平成3年2月18日最終原稿受付)

Ultrasonic Tissue Characterization Using Pattern Analysis of Backscattered Signal The First Report—Outline of the System

Kazuhiko Kodani

Department of Radiology, Tottori University, Faculty of Medicine
(Director: Prof. Yoshio Ohta)

Research Code No. : 205

Key Words : *Ultrasound, Amplitude image,
Mean frequency image, Texture analysis*

Ultrasonic B-mode examination is widely used. However it is unsuitable for quantitative evaluation because of modification during the image processing procedure.

The authors constructed amplitude images and mean frequency images using ultrasonic backscattered signals directly and judged the image patterns quantitatively by texture analysis. As the probabilistic distribution of amplitude is solved mathematically, we could evaluate amplitude images quantitatively, unlike B-mode images. We also used mean frequency images which display frequency information to compensate for B-mode image (also directly constructed amplitude images) constructed with only amplitude information.

This work describes the outline of the system and result of some clinical application.

As application, the data were collected from testes of healthy young male and azoospermic patients. On B-mode images, no difference between these groups could be found. But there were differences on image appearance of amplitude and mean frequency images between them, and the difference was proved quantitatively using texture analysis.

It is suggested that this system provides useful information about the differential diagnosis of diffuse disease of the organs showing so-called solid pattern.

1. 緒 言

腫瘍などの局在疾患の超音波診断については、日本超音波医学会により診断基準の整備が進められるなど確立されつつある。一方、びまん性疾患については、エコーパターンによる分類なども試み

られているが、パターンの判定は主観に任ざれておりバラツキが大きい事などもあって、必ずしも十分な診断能力を持っていると言い難いのが現状である¹⁾。

現在、超音波診断の質的診断能の向上のため超

音波組織性状診断と呼ばれる種々の手法が提案されているが、筆者らは散乱体分布構造を特定することによる超音波組織性状診断の可能性を検討してきた。即ち、Bモード像と同様に後方散乱波の持つ情報のうち振幅情報を表すものであるが、定量可能な情報として後方散乱高周波信号（Radio-frequency signal 以下 RF 信号と略）から直接構成した振幅強度分布像（Amplitude image 以下 AM 像と略）、および独立した定性画像として RF 信号の局所平均周波数の分布像（Mean frequency image 以下 MF 像と略）を作製し、テクスチャ解析により数量的にパターン判定を行うシステムを開発した。

本報告ではシステムの内容とび慢性変化の典型として正常睾丸と無精子症睾丸のパターン差の判定を試みたので報告する。

2. システム

アロカ UIP100超音波画像処理システムの制御下にてアロカ SSD270超音波診断装置、5MHz リニア型探触子にて RF 信号を採取した。この RF データから AM, MF 像を構成し、肉眼的にパターンを判定すると共に、同システム上で開発した画像解析システムにて解析を行った。

2-1 データ採取、画像化方法

予め通常の B モード検査を行った後、睾丸に ROI（約2×3cm に相当）を設定し、リニアアンプを用いて1ビーム当たり512ポイント、64ビーム分の RF データをサンプリング周波数25.2MHz、AD 変換8bit にて採取した。この RF データを UIP100システムに転送し、AM 像、MF 像を構成した。

画像化アルゴリズムは Appendix で述べるが、AM 像はフーリエ変換により直交検波出力に相当する信号を求め、各点での振幅強度を計算した。MF 像は64ポイントハミング窓により各点近傍での周波数スペクトラムを求め、その平均値を各点での平均周波数値とし画像化した。尚、今回は肉眼的観察を容易とするため、線形補間により B モード像に対して2倍拡大し、64階調グレースケールにて画像化した。

2-2 テクスチャ解析

上記にて得られた AM 像、MF 像を CRT 表示し、パターン肉眼的判定を行うと共に各画像の輝度データを採取し、テクスチャ解析によりパターンの数量的判定を行った。テクスチャ統計量は Appendix にまとめるが、1次ヒストグラム解析により輝度の確率密度関数の統計解析を行った。さらに2次ヒストグラム解析（同次生起行列、ランレングス解析を使用）により輝度の空間分布パターンの数量的判定を行った。尚、空間的分布パターンを完全に表現するためには理論上は同次生起行列ではすべての方向、すべてのピクセル間隔について計算する必要があるが、ランレングス解析でもすべての方向について計算しなければならないが、深さ方向は減衰など音場の影響が加わるため、水平方向のみ計算した。さらに同次生起行列解析に於いては、計算量の増加を避けるため1ピクセル間隔に対する同次生起行列のみ計算し、パターン判定はランレングス解析の結果と組合せて行うこととした。

2-3 ファントムデータの解析

RMI 社製組織等価超音波ファントムによる解析例を示す。超音波伝達媒体として3M 社製キテコを介して B モード像を得、探触子より距離3cm でファントム均一部分に高周波データ採取のための ROI を設定し高周波データを採取した。Fig. 1 に B モード像、高周波データ採取の ROI（方形 ROI）と参考のため B モードヒストグラム（図中の楕円形 ROI に対して）を示す。この高周波データから先に述べたシステムを用いて MF 像、AM 像を構成してテクスチャ解析を行った。

Fig. 2 に AM 像とそのヒストグラム、Fig. 3 に MF 像とそのヒストグラムを示す。Table 1 に10回の測定により求めた B モード像、MF 像、AM 像のテクスチャ統計量の平均を示す。

3. 臨床応用

B モード像上はいわゆる“diffuse solid pattern”を示す典型例として健常男子睾丸と無精子症男子の睾丸を解析し比較した。

3-1 対象・方法

無精子症例は27歳から35歳の3人（1例は幼年

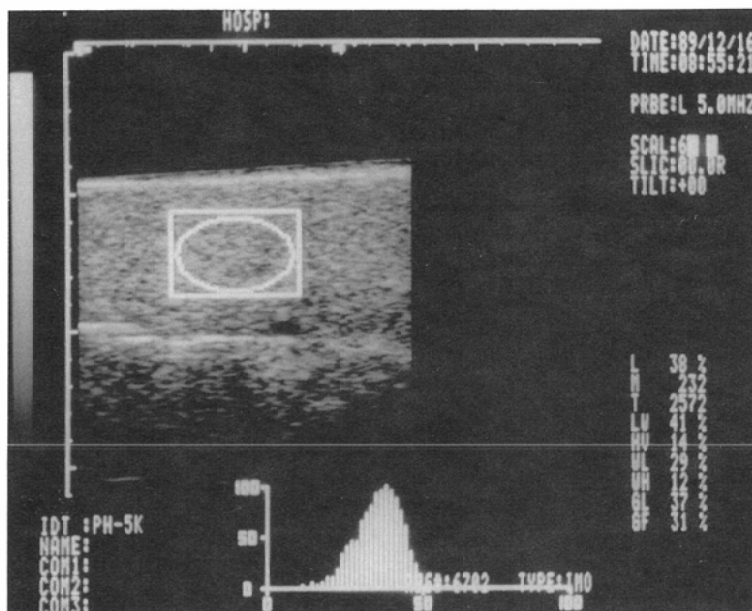


Fig. 1 B-mode image of Phantom. rectangular ROI for RF data acquisition
B-mode gray level histogram of oval ROI

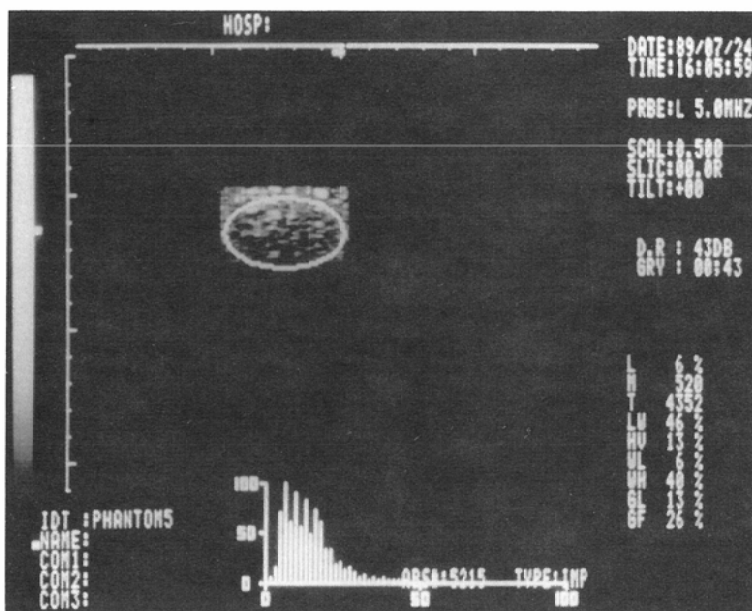


Fig. 2 Amplitude image (AM image) of Fig. 1

期の外傷のため片側辜丸であり計5辜丸)で精液中には全く精子は認めなかった。対照として26歳から30歳の健常男子3人の辜丸(計6辜丸)を解

析した。方法は2で述べたシステムを用いた。即ち3M社製キテコを介してBモード検査を行い、RFデータ採取用ROIの位置を決定(深さ3cm)し

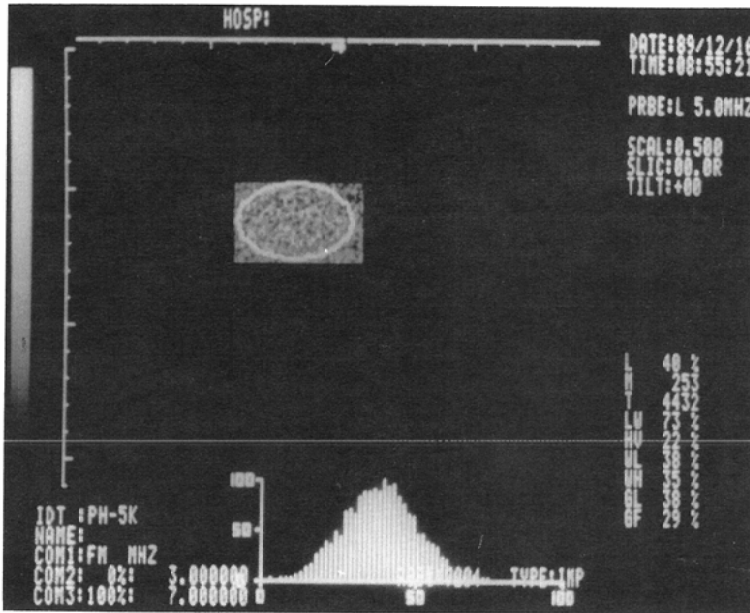


Fig. 3 Mean frequency image (MF image) of Fig. 1

Table 1 Texture analysis of B-mode image, AM image and MF image (phantom)

	B mode	AM image	MF image
IH-ANALYSIS			
mean	22.383		23.663
standard deviation	4.467		7.389
SNR	3.229
skewness	-0.409	0.533	0.105
kurtosis	2.932	3.076	2.996
entropy	4.174	3.467	4.920
Co-occurrence matrix analysis			
inertia	97.313	14.479	12.885
inverse difference	0.127	0.388	0.316
energy	0.041	0.008	0.008
entropy	5.259	7.804	7.500
run-length analysis			
short run emphasis	0.250	0.142	0.203
long run emphasis	4.000	12.418	6.131
gray level distribution	47.867	34.715	38.265
run length distribution	346	157	229
run percentage	0.058	0.116	0.094

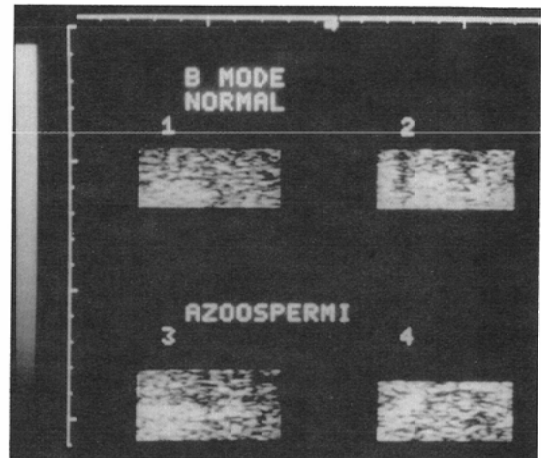


Fig. 4 B-mode images
1,2: testes of healthy volunteer, 3,4: testes of azoospermic patient

3-2 結果

た後、高周波データを採取しAM像、MF像を構成しその輝度データのテクスチャ解析によるパターン解析を行った。

Fig. 4に参考のため健常側、無精子症例2例ずつのBモード画像を示し、Fig. 5に各例のAM像、Fig. 6にMF像を示す。Table 2に健常群と無精子症群の各テクスチャ統計量の平均値を示す。Fig. 4から6では各々上段に健常群、下段に

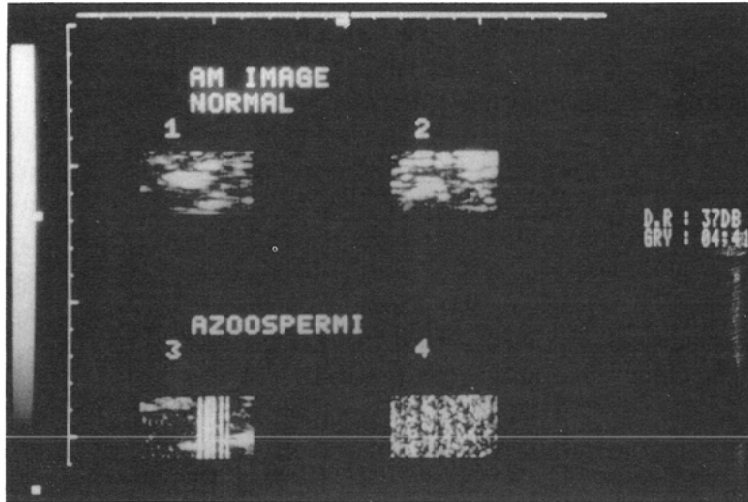


Fig. 5 AM images
1,2 : testes of healthy volunteer, 3,4 : testes of azoospermic patient

Table 2 Texture analysis of AM image and MF image (normal and azoospermic testes)

	NORMAL		azoospermic patient	
	AM	MF	AM	MF
1H-ANALYSIS				
mean	10.87 ± 2.88*	22.65 ± 3.57*
variance	8.154 ± 0.622*	8.128 ± 0.550*
SNR	2.508 ± 0.265	1.901 ± 0.265
skewness	0.643 ± 0.108	0.927 ± 0.320	0.846 ± 0.641	0.113 ± 0.095
kurtosis	3.179 ± 0.309	3.587 ± 0.598	3.410 ± 1.630	2.850 ± 0.092
entropy	4.152 ± 0.211	4.612 ± 0.598	4.585 ± 0.269	5.035 ± 0.081
Co-occurrence matrix analysis				
inertia	10.89 ± 2.56	7.060 ± 1.560	67.83 ± 33.05	13.13 ± 1.14
inverse difference	0.390 ± 0.034	0.481 ± 0.064	0.308 ± 0.071	0.318 ± 0.020
energy	0.006 ± 0.0005	0.028 ± 0.020	0.008 ± 0.004	0.007 ± 0.007
entropy	7.994 ± 0.067	6.662 ± 0.526	8.121 ± 0.351	7.628 ± 0.056
run-length analysis				
short run emphasis	0.197 ± 0.002	0.181 ± 0.010	0.192 ± 0.012	0.202 ± 0.007
long run emphasis	7.424 ± 0.497	15.00 ± 7.67	7.272 ± 1.098	6.621 ± 1.066
gray level distribution	34.32 ± 3.51	71.57 ± 19.95	57.59 ± 31.40	33.83 ± 2.47
run length distribution	328 ± 31	258 ± 18	237 ± 63	228 ± 22
run percentage	0.146 ± 0.015	0.1400 ± 0.014	0.116 ± 0.040	0.096 ± 0.010

*gray scale value 0 assigned for 2.5MHz
63 7.5MHz
(using 5MHz probe)

無精子症例を示したが、Bモード像ではパターン差を指摘するのは困難であるが、MF像、AM像とも無精子症例は健常例に比べ均一で細かなス

ペックルパターンを示すのが特徴であった。さらにテクスチャ解析の同次生起行列 inertia 高値などテクスチャ統計量によりその傾向が数量的

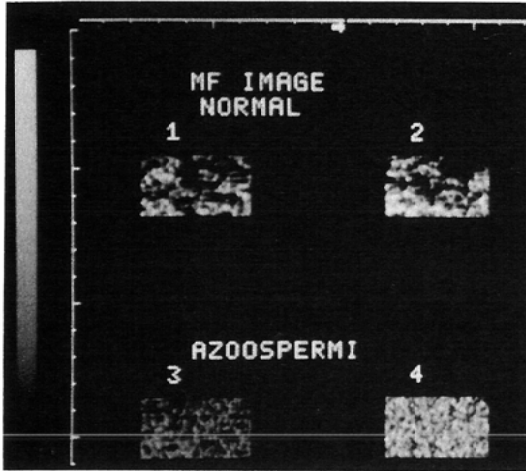


Fig. 6 MF images

1,2: testes of healthy volunteer, 3,4: testes of azoospermic patient

にも示された。

4. 考 察

4-1 システムについて

超音波診断の質的向上のため種々の超音波組織性状診断の手法が提案されている。これらを手法的に分類すると超音波信号から物性パラメータを推定する方法とパラメータの分布構造を特徴づける方法に大別することができる²⁾。超音波検査の対象となる生体は実験用ファントムと異なりミクロ、マクロのいずれのレベルでも構造を持ち、病変によりこれら構造の変化を生じる訳であり、分布構造即ち空間分布パターンへの識別は診断上有力な情報を与える可能性が考えられる。

この様な観点から筆者らは後方散乱信号の分布パターン解析による組織性状診断を検討している。この目的のため最も簡単な方法としてはBモード像の輝度パターンへのヒストグラム解析があり多数の報告が成されている³⁾。しかしながらBモード像は通常画像化の際に種々の処理を受けており、装置依存性があることは良く知られている。Fig. 2に直接構成した均一なファントムの振幅像とそのヒストグラムを示したが、均一な散乱体からの後方散乱波の振幅の確率密度はRayleigh分布を取ることが知られている⁴⁾。一方、Bモード

像の輝度ヒストグラムをFig. 1に示したが正規分布に近くなっている。これは振幅データを画像化の際、統計的変動を避けるため平均操作が加えられており、確率論で言う大数の法則により近似的に正規分布を取っているものと考えられる。このことは見方を変えるとBモード像の輝度統計量を議論しても近似的に正規分布を取ることしか保証されず、同一条件下の相対的比較には十分であっても、定量的議論は不可能である事に他ならない。以上の理由により筆者らは装置依存性を排除でき定量化可能な画像情報として直接構成した振幅像を検討の対象としている。ファントムによるAM像例をFig. 2に示し、そのテクスチュア統計量をTable 1に示した。ここにあげた例ではSNR、歪度、尖度は振幅の理論分布であるRayleigh分布に対する値に比べてやや外れた値となっている。これは使用したファントムの均一性の他、筆者らは肉眼的観察を併用するため拡大像を構成しており、その影響も有ると考えられる。しかしながら分布の形自体は、急峻な立上がりと高値方向へのなだらかな裾野を持ちBモード像よりもRayleigh分布に近くなっているのがFig. 1, 2の比較およびその1次ヒストグラム統計量の値から知られる。

これまで議論してきたAM像(Bモード像も)は後方散乱信号の持つ情報のうち振幅情報しか用いていないが、周波数、位相により伝達される情報も当然有り得る。これら超音波信号にふくまれる情報を包括的に利用するため中山らは周波数スペクトラム断層法を提案している。スペクトラルモーメント断層像のうち高次モーメント像は統計誤差のため空間分解能が低下するため筆者らは0次モーメントであるMF像を用いた。このMF像を臨床応用した報告は殆ど見られないが、曹らは散乱体分布構造を反映する、振幅情報とは独立した定性的画像情報となり得ることを報告している。以上より筆者らはAM像、MF像のテクスチュア解析を利用した数量的パターン識別による散乱体分布構造を特徴づけるシステムを開発し、組織診断能力を検討した。

4-2 臨床応用例

無精子症睾丸では造精細胞の減少，間質の増加などが起こっており，当然散乱体分布構造など超音波物理学的性質も変化しているはずである。しかしながら Fig. 5 に大きさによる主観の影響を避けるため睾丸内部のみを例示したが，B モード像のみでは大きさの変化を除いて判定は困難である。一方，筆者らが用いている MF 像，AM 像は，個々の散乱体の音響インピーダンス，散乱体の大きさ等の散乱体の分布構造の影響を受けるが，現状ではこれらの像の意味付け，即ち組織の超音波物性学的検討はミクロのレベルで超音波顕微鏡による研究が漸く始まったばかりである。従って今回の症例では正常睾丸と無精子症睾丸の間に明らかかなパターン差が認められるが，この差の意味付けは困難である。しかしながらこれらパラメータ画像は組織の性状を B モードより直接的に反映するものであり，その物理学的意味付け，組織変化との対応を検討することにより，より詳細な組織性状の推定も可能となると考えられる。

5. 結 語

超音波後方散乱波から振幅像，平均周波数像を構成しテクスチャ解析により散乱体分布構造を判定するシステムを開発し報告した。

応用例として健常者 3 名と無精子症例 3 名の睾丸像を解析比較した。B モード像ではパターン差を指摘し得なかったが，振幅像，平均周波数像ではパターン差を認めた。物理学のおよび組織学的意味付けを検討していくことにより，今回報告したシステムを用いてより詳細な超音波による組織診断の可能性が示唆された。

Appendixes

1. AM, MF 像構成アルゴリズム

送信中心周波数を f_0 として，直交換波出力を $I(t)$, $Q(t)$ とすると RF 受信信号 $S(t)$ は

$$S(t) = I(t)\cos 2\pi f_0 t - Q(t)\sin 2\pi f_0 t$$

と表される。逆に I , Q は $S(t)$ のヒルベルト変換 $\hat{S}(t)$ を用いて

$$I(t) = S(t)\cos 2\pi f_0 t + \hat{S}(t)\sin 2\pi f_0 t \tag{1}$$

$$Q(t) = \hat{S}(t)\cos 2\pi f_0 t - S(t)\sin 2\pi f_0 t \tag{2}$$

で表される。さらに $\hat{S}(t)$ をフーリエ変換 F ，逆フーリエ変換 F^{-1} を用いて表すと

$$\hat{S}(t) = F^{-1} \{ j \operatorname{sgn}(f) F [S(t)] \} \tag{3}$$

$$\operatorname{sgn}(f) = -1 \quad f < 0, \quad 0 \quad f = 0, \quad 1 \quad f > 0$$

で表される。従って③式を用いて，中心周波数 $f = 3.0 \text{MHz}$ として $\hat{S}(t)$ を求め，①②から $I(t)$, $Q(t)$ を求めれば振幅 $A(t)$ は

$$A(t) = \sqrt{I^2(t) + Q^2(t)}$$

で与えられる。

受信信号の短時パワースペクトラム $S(z, f)$ に対して n 次のモーメント $M_n(z)$ は

$$M_n(Z) = \int_0^\infty f^n S(z, f) df$$

で定義される。特に 0 及び 1 次モーメント

$$M_0 = \langle I^2(t) + Q^2(t) \rangle / 4$$

$$M_1 = f_0 M_0(z) + \langle I(t)Q'(t) - Q(t)I'(t) \rangle / 8\pi$$

で与えられる。特に短時平均周波数 $f_c(z)$ は

$$f_c(Z) = M_1(Z) / M_0(Z) = f_0 + \langle I(t)Q'(t) - I'(t)Q(t) \rangle / [2\pi \langle I^2(t) + Q^2(t) \rangle]$$

受信信号を 64 ポイントハミング窓を用いてフーリエ変換を行い $I(t)$, $Q(t)$ を求め，上式を用いて振幅 A ，平均周波数 f_c の分布を画像化した。

2. テクスチャ解析

(1) 1 次ヒストグラム解析

X を輝度階調， $P(X)$ をその相対頻度とするとき以下の統計量が定義される。

平均 (\bar{X})	$\sum X \times P(X)$
標準偏差 (d)	$[\sum (X - \bar{X})^2 P(X)]^{1/2}$
SNR	\bar{X}/d
歪度 (skewness)	$\sum (X - \bar{X})^3 P(X) / d^3$
尖度 (kurtosis)	$\sum (X - \bar{X})^4 P(X) / d^4$
エントロピー	$-\sum P(X) \log_2 P(X)$

歪度は分布の左右の裾の広がり，尖度は分布の急峻さ，エントロピーは一様性を表す。

特に正規分布の場合は歪度 = 0，尖度 = 3，Rayleigh 分布の場合は SNR = 1.913，歪度 = 3.245，尖度 = 0.631 の定数となる。

(2) 同次生起行列解析

i, j を輝度階調とし，一定方向，一定間隔での濃度対 (i, j) の相対頻度を表す行列 $P(i, j)$ を同次生起行列と呼ぶ。これに対して以下の統計量が定義される。

inertia	$\sum_i \sum_j (i-j)^2 P(i, j)$
inverse difference	$\sum_i \sum_j P(i, j) / \{1 + (i-j)^2\}$
energy	$\sum_i \sum_j P(i, j)$
entropy	$-\sum_i \sum_j P(i, j) \log_2 [P(i, j)]$

inertia, inverse difference は局所不均一性の指標，energy, entropy は全体的不均一性の指標とすることが出来る。

(3) ランレングス解析

ランレングス行列 $M(l, x)$ は濃度 x の画素が一定方向に l 個連なった連 (ラン) の個数を行列表現したものである。これに対して以下の統計量が定義される。

short run emphasis (SRE)	$\sum_x \sum_l \{ M(l, x) / l^3 \} / \sum_x \sum_l M(l, x)$
long run emphasis (LRE)	

$\frac{\sum_x \sum_l \{l^2 M(l, x)\}}{\sum_x \sum_l M(l, x)}$
gray level distribution (GLD)

$\frac{\sum_x [\sum_l M(l, x)]^2}{\sum_x \sum_l M(l, x)}$
run length distribution (RLD)

$\frac{\sum_l [\sum_x M(l, x)]^2}{\sum_l \sum_x M(l, x)}$
run percentage

$\frac{\sum_x \sum_l M(l, x)}{\text{(全面素数)}}$

SRE, LRE は画像のスペックルの大きさ, GLD, RLD はそれぞれスペックルの大きさの分布の一樣性の指標とみなすことが出来る。

文 献

- 1) 東 義孝, 井原裕二, 蔵本裕一, 他: 肝の超音波画像診断における所見判定のばらつき, 日本医放会誌, 48: 1497-1502, 1988

- 2) Jones JP, Leeman S: Ultrasonic tissue characterization. Acta Electronica 26: 3-31, 1984
- 3) Raeth U, Schlaps D, Limberg B, et al: Diagnostic accuracy of computerized B-scan texture analysis and conventional ultrasonography in diffuse parenchymal and malignant liver disease. J Clin Ultrasound 13: 87-99, 1985
- 4) Tuthill T, Sperry R, Parker K: Deviation from rayleigh statistics in ultrasonic speckle. Ultrasonic Imaging 10: 81-89, 1988
- 5) 鈴木良次, 佐藤俊輔, 池田研二, 他: 生体信号, pp175-187, コロナ社, 東京, 1989
- 6) 曹 景文, 森村晋哉, 伊藤博己, 他: 超音波パルスエコー法による振幅, 平均周波数および減衰係数画像の比較, 超音波医学, 14: 393-405, 1987