



Title	超音波画像テクスチュアの1次モーメントによる定量化：正常甲状腺と慢性甲状腺炎との比較
Author(s)	加藤, 千恵次; 中駄, 邦博; 岸本, 理和 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1995, 55(12), p. 902-907
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16723
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

超音波画像テクスチャの1次モーメントによる定量化 ：正常甲状腺と慢性甲状腺炎との比較

加藤千恵次¹⁾ 中駄 邦博¹⁾ 岸本 理和²⁾
小川 肇²⁾ 伊藤 和夫¹⁾ 古館 正従¹⁾

1) 北海道大学医学部核医学講座 2) 同放射線医学講座

Quantitative Image Feature Analysis of Echographic Textures Using the Normalized First Moment of the Power Spectra : Comparison of Normal Thyroid with Chronic Thyroiditis

Chietsugu Katoh¹⁾, Kunihiro Nakada¹⁾, Riwa Kishimoto²⁾, Hajime Ogawa²⁾, Kazuo Itoh¹⁾ and Masayori Furudate¹⁾

In order to evaluate the coarseness of echographic textures objectively, ultrasonic B-mode data from the thyroid glands in 10 normal subjects and 10 patients with chronic thyroiditis were digitized. The normalized first moment of the power spectra in the digitized matrix data that were obtained was calculated by computer processing of a Fourier transformation algorithm. On phantom study, when the location of the region to be analyzed or the gray scale level of the images was changed, the normalized first moment of the power spectra in the low frequency region of less than 1.0 cycle/mm varied significantly, and noise components in the high frequency region of more than 2.5 cycles/mm exceeded the signal components. Thus we attempted to calculate the normalized first moment of the power spectra from 1.0 to 2.5 cycles/mm in human thyroid glands. The values of the normalized first moment of the power spectra in the thyroid glands with normal ($n = 20$) and chronic thyroiditis ($n = 20$) were 0.989 ± 0.036 and 1.065 ± 0.063 , respectively. These values were significantly different between the two groups ($p < 0.01$). It is concluded that the normalized first moment of the power spectra calculated within the limited frequency is useful in characterizing the echographic texture of chronic thyroiditis.

Research Code No. : 205.2

Key words : Ultrasonography, Texture analysis,
First moment of power spectrum,
Chronic thyroiditis

Received Jul. 26, 1994 ; revision accepted Sep. 21, 1994

1) Department of Nuclear Medicine, Hokkaido University,
School of Medicine
2) Department of Radiology, Hokkaido University, School of Medicine

はじめに

超音波検査は甲状腺疾患の診断に広く利用され、結節性病変の超音波像に関する研究は多く報告されている^{1), 2)}。びまん性甲状腺疾患の超音波像に関しては、慢性甲状腺炎において甲状腺内部のエコーレベルの低下と、テクスチャの不均一性が特徴的な所見と報告されている³⁾。しかし超音波画像の粗さの記述は、読影に主観が入る余地が多く、客観的に評価することは困難とされている⁴⁾。これを定量化する方法があれば主観性が減少し、画像診断の正確さの向上が期待できる。甲状腺内エコーレベルのヒストグラムを求め、正常例と慢性甲状腺炎との相違を検討した報告⁵⁾があるが、ヒストグラムでは2次元的なエコーレベルの分布状態は表現できない。そこで筆者らは、超音波画像の輝度の2次元的な変動の粗さまたは細かさを定量的に表現する指標として、パワースペクトルの1次モーメントに注目した。1次モーメントは画像データの微細な濃度変動を敏感に抽出し、視覚による評価との対応が良好な定量的尺度とされている⁶⁾。臨床応用として正常例と慢性甲状腺炎例の超音波甲状腺画像の輝度の変動の粗さを、1次モーメントによって定量的に比較検討した。また解析する周波数域を制限して、1次モーメントの感度を改善させる試みを行った。

方法および対象

1. 装置

アロカ社製SSD-650超音波診断装置、7.5MHzメカニカルセクタ型探触子を使用して、ファントム実験および臨床例におけるBモード超音波画像を採取した。採取時の画像の拡大率は常に同倍率にして、得られたBモード超音波画像データは、ビデオ信号を介してパーソナルコンピュータ(NEC社製PC-9801N)に入力した。超音波画像の各画素の輝度値は、ADコンバータ(Photron社製FRM1-512)によって256階調、 512×512 画素(1画素の長さはBモード画像の0.09mmに相当)にデジタル変換された。

2. パワースペクトルの平均強度分布の算出

上記にて得られたBモード超音波画像内に、 64×64 画素

($6 \times 6\text{mm}$)の正方形関心領域(ROI)を設定し、ROI内画像データから遮断周波数と、1次モーメントの各周波数成分を以下の方法で算出した。画像辺縁部の値が大きい場合、高速フーリエ変換後のスペクトル分布に影響が見られる⁷⁾。そのためROI内画像データの辺縁部を、なだらかに0に収束させる窓関数を使用した(Fig.1(A))。使用した窓関数 $WI(x)$ を以下に示す。

$$WI(x) = \sin^2(\pi/10 \cdot x) \quad (x \leq 5) \quad (1)$$

$$WI(x) = 1 \quad (x > 5) \quad (2)$$

x は画像辺縁からの画素数である。

次に窓関数処理を行った画像に2次元フーリエ変換を行い、2次元のパワースペクトル分布を求め(Fig.1(B))、さらに各周波数ごとのパワースペクトルの平均強度分布を算出した(Fig.1(C))。

3.1 1次モーメント成分の算出

画像テクスチャの粗さを表現する物理量である、パワースペクトルの1次モーメント M は次式で定義される^{8), 9)}。

$$M = \frac{\iint \sqrt{fx^2 + fy^2} |P(f_x, f_y)|^2 df_x df_y}{\iint |P(f_x, f_y)|^2 df_x df_y} \quad (3)$$

ここで f_x, f_y は周波数空間上の直交座標成分、 $P(f_x, f_y)$ は画

像データの2次元パワースペクトル分布である。周波数空間の原点からの距離 f は次式で示される。

$$f = \sqrt{fx^2 + fy^2} \quad (4)$$

方法(2)で得られたパワースペクトルの平均強度分布の2乗を $T(f)$ と示すと(3)、(4)式から1次モーメントの周波数 f における成分 $m(f)$ は次式で表現される。

$$m(f) = \frac{f \cdot T(f)}{\sum T(f)} \quad (5)$$

今回使用した装置では、ナイキスト周波数は5.6cycles/mmとなるため、(5)式の分母に示される $\sum T(f)$ は f が0.0から5.6までの $T(f)$ の総和とした。全周波数域での $m(f)$ の総和を一般的な1次モーメントとして算出した。

4. ファントム実験

ファントムの超音波画像を使用して、画像の明るさや画像内の位置によって1次モーメント成分 $m(f)$ に有意な変動を示さない周波数域を求めた。その周波数域内の1次モーメントは、超音波画像内のROIの位置、および画像の明るさによる影響を受けないことになる。

ファントムとして粉末米粒を蒸して作成した縦20cm、横6cm、厚さ4cm、比重1.20g/cm³の均一な物質を使用した。超音波診断装置の探触子をファントム表面に直角に接触さ

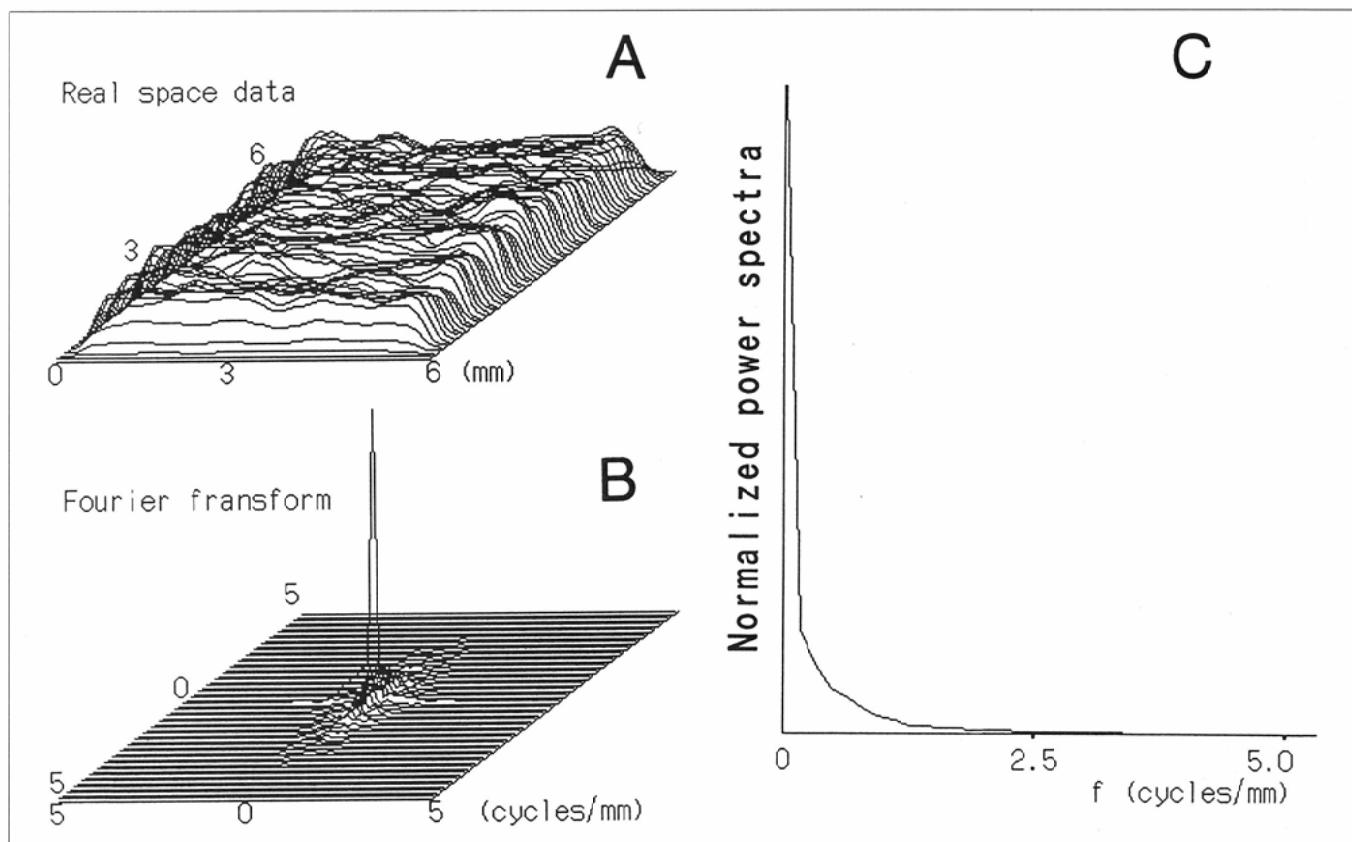
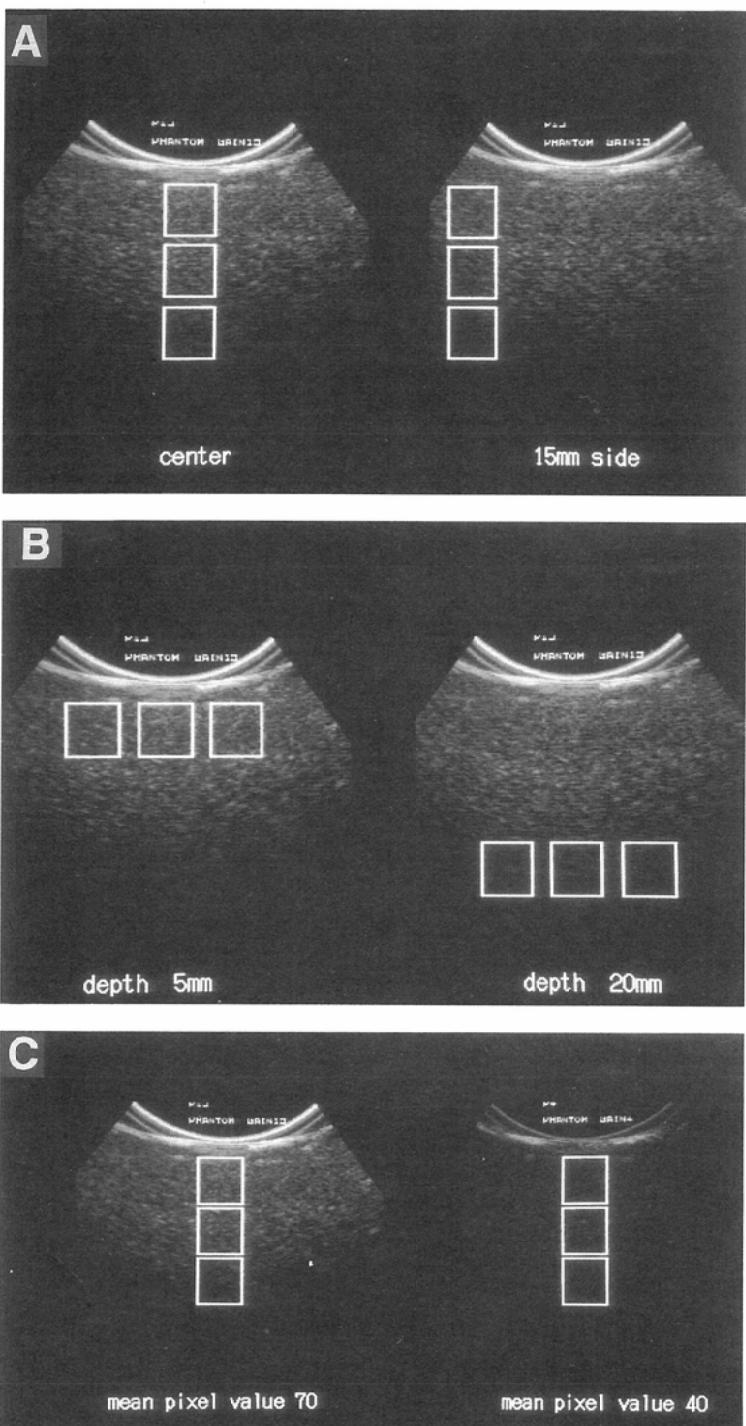


Fig.1

(A)2-dimensional profile for an ultrasonic thyroid image whose edges were smoothed in a selected ROI.
(B)2-dimensional power spectra for the ROI data represented in Fig.1(A).
(C)Normalized power spectra for the ROI data represented in Fig.1(A).

せ、超音波のゲインを変えて収集した。ゲインの変換はデジタル変換後の画素平均値が、ファントム表面から20mmの深さの位置で70および40の2種類の明るさのBモード超音波画像になるように設定し、それぞれファントム内での断面の位置を変えて、4画像ずつ計8画像を収集した。デジタル変換後の8個のBモードファントム画像に対して、それぞれ画像の中心部(探触子の直下部)と辺縁部(中心部から15mm側方)、ファントム表面に近い部位(表面から5mm)と、遠い部位(表面から20mm)に各3カ所ずつROIを設定して(Fig.2), ROI内データを収集した。画像の明るさ、および位置の異なるROI内データから1次モーメント成分 $m(f)$



の分布を算出し、分布の相違を検定した。

5. 遮断周波数の算出

ファントムのROI内データを用いて、統計雑音を抑制するために削除する周波数域を求めた。方法(2)で得られたパワースペクトルの平均強度分布は、高周波域ではほぼ一定となり、その値は統計雑音の強度とみなされている¹⁰⁾。この高周波域では、対象臓器の構造の情報は雑音成分より少ないため、テクスチュアの検討をする際には、この領域の成分を除外する必要がある¹¹⁾。この高周波領域の始まる周波数を遮断周波数と表現し、以下の処理を行って算出した。周波数軸に平行で微小な間隔をもつ2本の水平直線を引き、直線間に最も多く平均強度分布曲線の点が含まれる位置を計算し、上側の直線と平均強度分布曲線との左端の交点の周波数を遮断周波数とした(Fig.3)。

6. 臨床画像の採取

針生検による組織診断で、病理診断の確定が得られた42歳から63歳までの女性10例の慢性甲状腺炎例と、26歳から55歳までの健常な男性7例、女性3例の計10例の正常例を対象とした。全例で甲状腺矢状断面のBモード超音波画像を、左葉と右葉で各1画像ずつ計2画像収集した。甲状腺内のROIはファントム実験に準じ、画像の中心部(探触子の直下)にROI中心が位置するように設定した。

これらのROI内における、Bモード画像を構成するデジタル変換後のデータの1次モーメント成分 $m(f)$ の分布を算出した。全周波数域での $m(f)$ の総和として得られる、一般的な1次モーメントを算出した。さらにファントム実験で得た画像の明るさや、画像内の位置によって1次モーメント成分が、有意な変化を示さない周波数域、かつ遮断周波数以下での $m(f)$ の和として得られる限定周波数域での1次モーメントを求め、正常例と慢性甲状腺炎例での比較を行った。

有意差検定はunpaired Student's t testを用い、 $p < 0.05$ を有意水準とした。

Fig.2 Locations of the ROIs in a phantom image
 (A) In the center of the image and 15 mm side from the center
 (B) 5 mm and 20 mm in depth from the surface of the phantom
 (C) Same locations of the ROIs were set on the phantom images where mean pixel values 5 mm in depth were 70 and 40.

結 果

1. 遮断周波数の検討

ファントム超音波画像 8 画像からの計96個のROI内データを使用して、算出した遮断周波数の値は、2.3から2.5cycles/mmの間に分布した。遮断周波数はROIの位置による有意な変動を認めなかった。この結果より、今回使用した装置の遮断周波数は2.5cycles/mmとした。それ以上の高周波成分は統計雑音とみなされた。

2. ファントム実験

ファントムの超音波画像における画像の明るさや、ROI位置の違いによる 1 次モーメント成分 $m(f)$ の変動の検定は、遮断周波数である2.5cycles/mmまでの周波数域で行った。

平均画素値が70, 40の 2 種類の明るさの各 4 画像、計 8 画像内の、中心部と中心から 15mm 側方に設定した各 24 個の ROI 内データの $m(f)$ の分布を調べた結果、中心部と比べ側方では 1.5cycles/mm 以上の周波数域で有意な 1 次モーメント成分の低下を認め、ROI の水平方向の位置はこの周波数域に影響を与えることが示された (Fig.4(A))。同様に、計 8 画像内の、ファントム表面から 5mm と 20mm の深さの位置に設定した各 24 個の、ROI 内データの $m(f)$ の分布を調べた結果、表面から 5mm の位置に比べ表面から 20mm の位置では、0.5cycles/mm 以

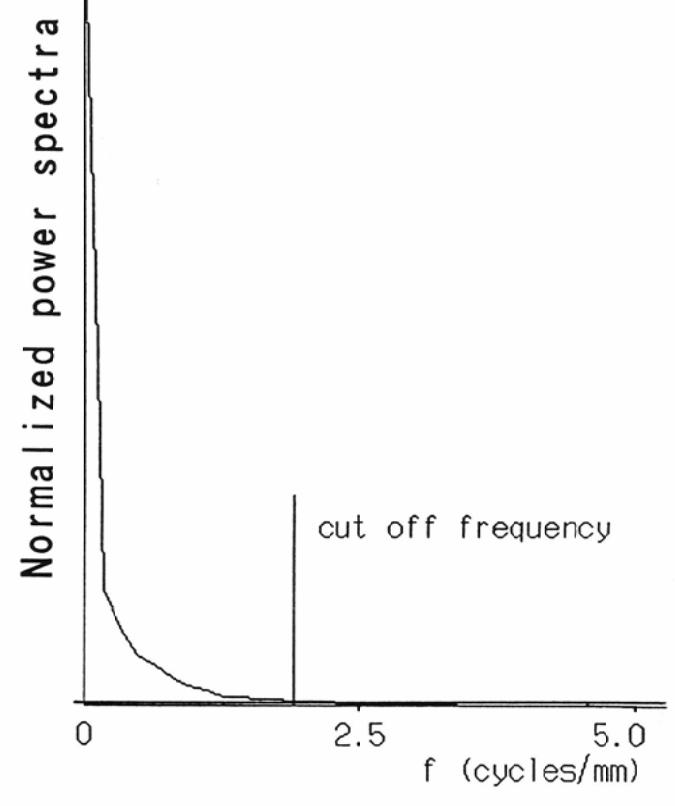


Fig.3 Normalized power spectra for an object data. The spectra has an almost constant value in the high frequency region. The cut off frequency is determined from the value to be 2.5 cycles/mm.

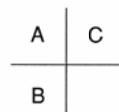
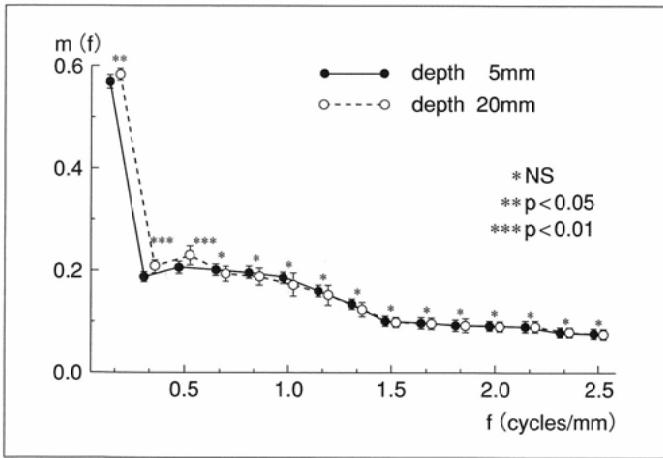
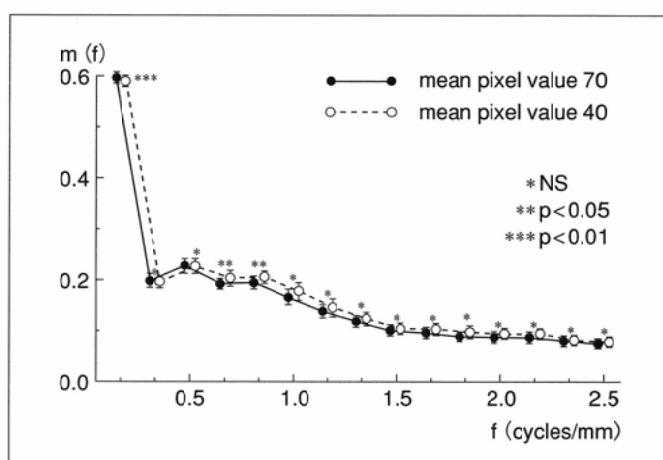
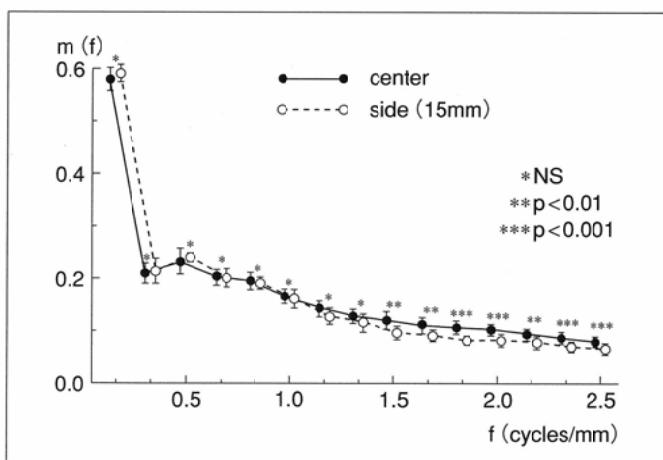


Fig.4 Serial distribution of the component of the normalized first moment of the power spectra $m(f)$. Each point represents the mean $\pm 1\text{s.d.}$ of twenty-four ROI's data in the phantom images.
 (A) $m(f)$ in the ROI's data located on the center of the image and 15 mm side from the center
 (B) $m(f)$ in the ROI's data located on the 5 mm and 20 mm in depth
 (C) $m(f)$ in the ROI's data set on the same locations in the phantom images where mean pixel values 5 mm in depth were 70 and 40

以下の周波数域で有意な1次モーメント成分の増加を認め、ROIの深さ方向の位置はこの周波数域に影響を与えることが示された(Fig.4(B))。平均画素値が70, 40の明るさの異なる各4画像内の、同じ位置に設定した各24個のROI画像の $m(f)$ の分布を調べた結果、1.0cycles/mm未満で1次モーメント成分に有意差を示す周波数域が認められ、画像の明るさはこの周波数域に影響を与える結果が得られた(Fig.4(C))。以上の結果、臨床応用として行った甲状腺超音波画像の解析では、甲状腺内のROIは画像の中心部(探触子直下)に1カ所設定した。限定周波数域内の1次モーメントの算出範囲は下限を1.0cycles/mm、および上限を遮断周波数の2.5cycles/mmとした。

3. 臨床画像における検討

正常例および慢性甲状腺炎例の各20個、合計40個のROI内データについて甲状腺超音波画像の1次モーメント成分 $m(f)$ の分布を求め(Fig.5)、この分布からファントム実験で得た周波数域(1.0~2.5cycles/mm)、および全周波数域(0.0~5.6cycles/mm)での $m(f)$ の和を算出した(Fig.6)。全周波数域で求めた1次モーメントは、正常例と慢性甲状腺炎例の間に有意差が示されなかったが(Fig.7(A))、1.0~2.5cycles/mmの周波数域で求めた1次モーメントは、慢性甲状腺炎例では正常例に比べ有意に高値であることが示された(Fig.7(B))。

考 察

超音波画像の場合、同じ装置でも検査時の装置のゲイン調整、表示画像の明るさの程度、さらに対象臓器の体表からの距離などによって画像の解釈が一定しない⁴⁾。画像の解釈を一定とするためには、対象臓器に依存しない成分を削除した後、画像データの解析を行う必要がある。得られた超音波画像の画素値をそのまま解析する場合には、対象臓器と無関係な成分を削除することは困難である。画像データをフーリエ変換した後、周波数空間に移した場合、今回行ったような方法で、対象臓器の構造とは無関係な成分を削除でき、感度の高い指標の算出が可能になる。

テクスチュアの違いを敏感に検出する研究は、単純X線胸部写真の定量的解析の分野で多くなされている^{12), 13)}。桂川らは、画像の周波数分布に視覚の応答関数をかけて、対象臓器の構造の情報を多く含む周波数域の成分を增幅させてから1次モーメントを算出し、良好な結果を得ている^{8), 9)}。今回の筆者らの方法も、結果的には同様の操作であり、対象臓器の構造以外の情報を含むと判断した周波数域を解析の対象からはずし、正常群と疾患群の間に有意差を得た。

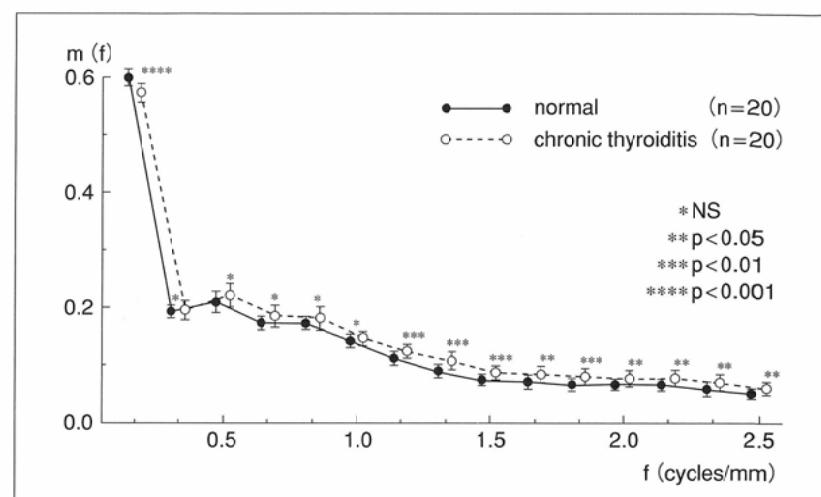


Fig.5 Serial distribution of the component of the normalized first moment of the power spectra $m(f)$. Each point represents the mean \pm 1s.d. of twenty ROI's data in normal thyroid or chronic thyroiditis.

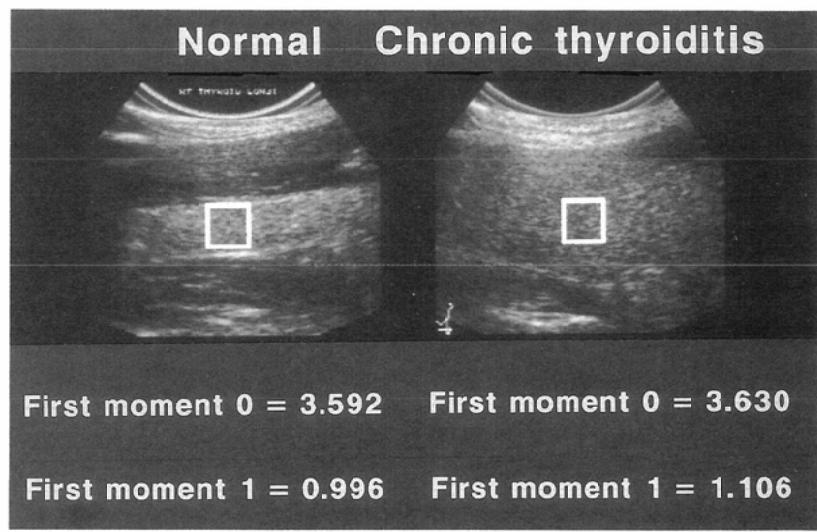


Fig.6 Case examples of the ultrasonic images of normal thyroid and chronic thyroiditis. The values of the normalized first moment of the power spectra which were summed within the whole frequency (First moment 0) and summed within the frequency from 1.0 to 2.5 cycles/mm (First moment 1) were represented respectively.

全周波数域の成分から得た1次モーメントで、正常群と疾患群に有意差を認めなかったのは、対象臓器の構造以外の情報を多く含むためと考えられる。

慢性甲状腺炎では、甲状腺組織の濁胞構造が破壊された部位の超音波反射が少なくなり、低エコーとして画像に表示される¹⁴⁾。このテクスチュアの特徴を表現する尺度として、今回は粗さを示す1次モーメントを用いた。これは細かいテクスチュアの乱れの表現には適しているが、マクロなテクスチュアの乱れは1次モーメントでは十分に表現できない。したがって両者の性状を的確に解析するには、実空間上の幾何学的特徴解析¹⁵⁾を加えることが必要であると考えられた。

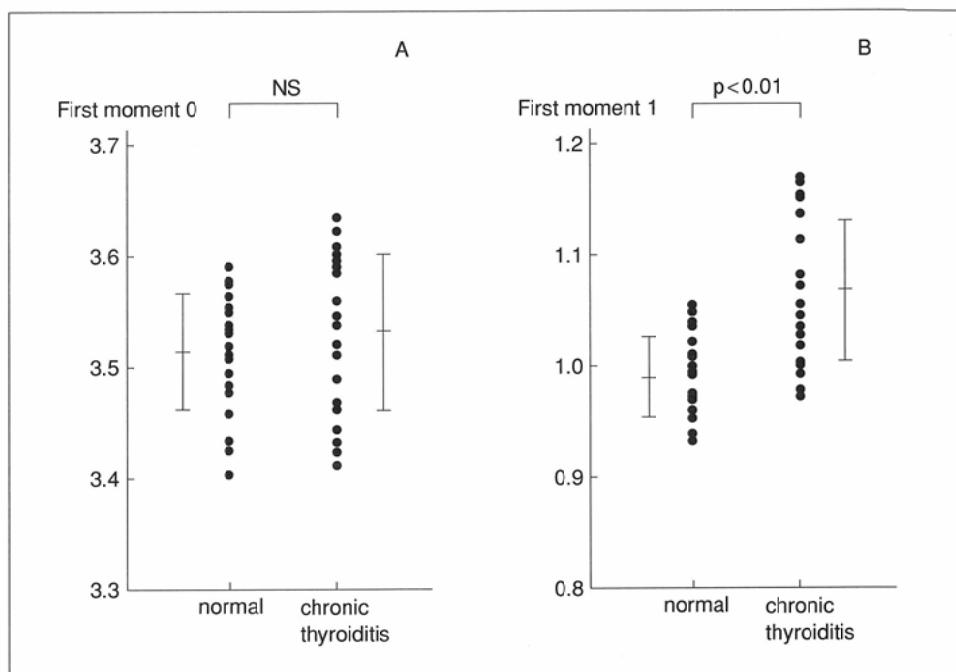


Fig.7
 (A) Comparison of the normalized first moment of the power spectra which were summed within the whole frequency (First moment 0) between normal thyroid and chronic thyroiditis
 (B) Comparison of the normalized first moment of the power spectra which were summed within the frequency from 1.0 to 2.5 cycles/mm (First moment 1) between normal thyroid and chronic thyroiditis

結論

超音波Bモード画像のテクスチャパターンを客観的に定量化する方法として、パワースペクトルの1次モーメント算出を試みた。

ファントム実験で、1次モーメントが統計雑音や、超音波画像内での対象臓器の位置、および画像の明るさの影響を

受けない周波数域を算出した。臨床例として、正常例10名と慢性甲状腺炎例10名の甲状腺超音波画像を解析し比較した。周波数域を限定して求めた1次モーメントでは、正常例と慢性甲状腺炎例の間に有意差を認めた。

今回試みた方法は超音波画像テクスチャの客観的かつ定量的評価に有用である。

文 献

- 1) 山田 薫、矢田 宏、金澤暁太郎、他：甲状腺乳頭癌の超音波像と病理組織との比較検討. 超音波医学 21 : 181-190, 1994
- 2) 佐々木賀広、栗田武彰、棟方昭博、他：輝度分析による甲状腺結節性病変の境界の決定と境界明瞭度の定量化. 超音波医学 21 : 77-83, 1994
- 3) Simeone JF, Daniels GH, Mueller PR, et al : High-resolution real-time sonography of the thyroid. Radiology 145 : 431-435, 1982
- 4) 東 義孝、井原裕二、藏本裕一、他：肝の超音波画像診断における所見判定のばらつき. 日本医学会誌 48 : 1497-1502, 1988
- 5) Malliou G, Bertrand M, Stampfli R, et al : Computer analysis of echographic textures in Hashimoto disease of the thyroid. JCU14 : 521-527, 1986
- 6) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H : Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography ; Detection and characterization of interstitial disease in digital chest radiographs. Med Phys 15, 311-319, 1988
- 7) 河田 聰、南 茂夫：画像処理のためのフィルタリング手法. インターフェース10 : 192-202, 1988
- 8) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H : Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography ; Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. Med Phys 16 : 38-44, 1989
- 9) 桂川茂彦、土井邦雄、MacMahon H, 他：間質性肺疾患のコンピュータ支援診断の可能性. 日本医学会誌 50 : 753-766, 1990
- 10) King AM, Doherty PW, Schwinger RB, et al : Fast count-dependent digital filtering of nuclear medicine images. J Nucl Med 24 : 1039-1045, 1983
- 11) Oosterveld BJ, Thijssen JM, Harmant PC, et al : Ultrasound attenuation and texture analysis of diffuse liver disease ; methods and preliminary results. Phys Med Biol 36 : 1039-1064, 1991
- 12) Fraser RG, Sanders C, Barnes G, et al : Digital imaging of the chest. Radiology 171 : 297-307, 1989
- 13) 土井邦雄：デジタルラジオグラフィーの基礎と将来の可能性. 日本医学会誌 49 : 1-14, 1989
- 14) Takashima S, Matsuzaka F, Nagareda T, et al : Thyroid nodules associated with Hashimoto thyroiditis ; Assessment with US. Radiology 185 : 125-130, 1992
- 15) 桂川茂彦：コンピュータ支援診断システムにおける画像処理技術. 日放技会誌 49 : 833-839, 1993