

Technical validity of the method was investigated by conducting the preliminary flow-phantom experiment.

## II. SHEAR STRESS IMAGING

Base on the Newton's law of viscosity, the shear stress can be defined by multiplying the shear rate by the viscosity coefficient. Therefore, if both of the viscosity coefficient and the shear rate can be obtained, the shear stress can be attained quantitatively. Based on the definition, the most classic assessment for the shear stress is a method which obtains the shear stress based on the assumption of Hagen-Poiseuille flow in a rigid circular tube. It is well known that the shear stress based on the Hagen-Poiseuille assumption is quite different from the actual shear stress because the idealized assumption cannot adapt to the actual in vivo vascular structure.

In this paper, it is assumed that blood is an isotropic, incompressible and linear viscous fluid, or that the blood property at the phase in the pulsation is approximated as the Newtonian fluid. Assuming that the velocity vector distribution can be obtained in the flow field with vorticity, the kinematic viscosity coefficient  $\nu$  can be estimated as follows, by eliminating the pressure terms in the Navier-Stokes equations with the differential operations [7].

$$\nu = \frac{D\xi}{Dt} - \left( \zeta \frac{\partial}{\partial x} + \eta \frac{\partial}{\partial y} + \xi \frac{\partial}{\partial z} \right) \nu \quad (1)$$

where  $(\xi, \zeta, \eta)$  and  $(u, v, w)$  indicate the vorticity components and the velocity vector components, and these relationships are defined as  $\xi = \partial v / \partial x - \partial u / \partial y$ ,  $\zeta = \partial w / \partial y - \partial v / \partial z$  and  $\eta = \partial u / \partial z - \partial w / \partial x$ , respectively. In this paper, the above 3-D version in a  $xyz$  space is approximated by the 2-D version on  $x-y$  plane shown in eq.(2) because of the technical limitation of the ultrasonic velocity vector measurement.

$$\nu = \frac{\frac{\partial \xi}{\partial t} + u \frac{\partial \xi}{\partial x} + v \frac{\partial \xi}{\partial y}}{\frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \xi}{\partial y^2}} \quad (2)$$

The above equations indicate that the kinematic viscosity coefficient can be obtained by the velocity vector distribution alone.

Next, the shear stress distribution on the  $x-y$  plane is

estimated based on eq. (3).

$$\tau_{xy} = \mu \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (3)$$

where  $\mu (= \rho \nu, \rho$ : density) is the viscosity coefficient. Since the kinematic viscosity coefficient is defined as the ratio of the viscosity coefficient to the density, the shear stress can be obtained by converting the kinematic viscosity coefficient  $\nu$  into the viscosity coefficient  $\mu$  under the assumption that the density is known. That is, while the conventional method uses the predetermined viscosity coefficient, the proposed method estimates the kinematic viscosity coefficient and uses the predetermined density. The advantage for the use of the predetermined density is exemplified in the experiment.

The estimate of the shear stress distribution based on eq.(3) needs the 2-D velocity vector distribution. In this paper, the ultrasonic blood flow measurement by Doppler method is utilized. However, Doppler method can obtain the only beam-axis component ( $v$ ) of the velocity vector. Therefore, the lateral component ( $u$ ) of the velocity vector was estimated based on the incompressible condition as follows.

$$u = - \int_{x_0}^x \frac{\partial v}{\partial y} dx + u_0 \quad (4)$$

where  $u_0$  is the initial value of the lateral velocity component provided by the angular correction of the measured beam-axis velocity component. Practically, the lateral velocity component is estimated by the iterative method [7].

## III. EXPERIMENTAL SETUP

In order to empirically investigate the validity of the proposed method, an experimental setup is constructed as shown in Fig.1. A silicone tube with a diameter of 5 mm was immersed in a water tank. A step simulating the arteriosclerosis plaque (hemispherical step, width: 5 mm, height: 2 mm) was attached on the inner tube wall within the region of interest (ROI) to create the velocity vector field with vorticity, which is needed for estimating the kinematic viscosity coefficient. The ultrasonic probe driven at a center frequency of 4.7 MHz was set on the top of the central tube axis within ROI, a set of successive echo data for the estimate of 2-D velocity vector distribution were acquired by transmitting 74 pulses at each scan line. The scan line numbers for constructing one frame were 20, and the

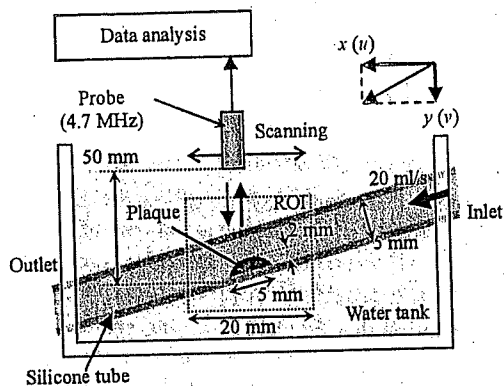


Fig.1 Experimental setup.

angle between the ultrasonic beam and the central tube axes was set to  $67^\circ$ . In order to investigate the possibility for detecting the differences of the shear stress between fluid types by the proposed method, two types of fluids with the different viscosity coefficient (one is water, and the other is water mixed by polyvinyl alcohol (PVA); both fluids include the scattering source) were flowed at a constant flow rate (20 ml/s) in the silicone tube under the constant temperature ( $21^\circ\text{C}$ ). The aim of this experiment is to verify the technical validity of the proposed method by using these fluids whose viscosity can be easily and stably controlled. Here, the viscosity coefficient increases by mixing PVA into water. Therefore, the viscosity coefficient of water mixed by PVA can be approximated to that of the actual blood (about  $3\text{ mPa}\cdot\text{s}$ ) by adjusting the volume of PVA.

After data acquisition, following procedures were performed.

- (1) Estimate of the 2-D velocity vector distribution based on eq.(4).
- (2) Estimate of the kinematic viscosity coefficient based on eq.(2) and conversion into the viscosity coefficient by using the predetermined density.
- (3) Shear rate calculation by differentiating 2-D velocity vector distribution.
- (4) Estimate of the shear stress distribution based on eq.(3).

#### IV. RESULTS AND DISCUSSIONS

Figure 2 shows the estimated distributions of the 2-D velocity vector components where the strong echoes from the tube wall and the step are removed. Valid distributions that the flow speed becomes fastest at the top of the stenosis were appeared, and the variations of

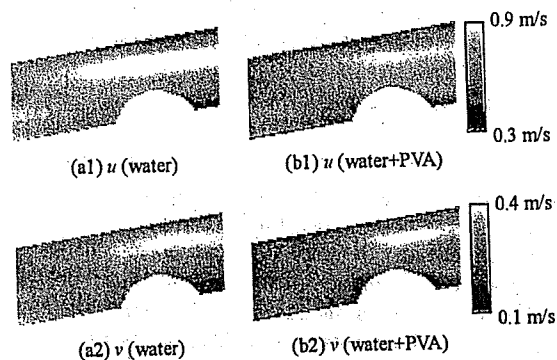


Fig.2 Estimated results of velocity vector components.

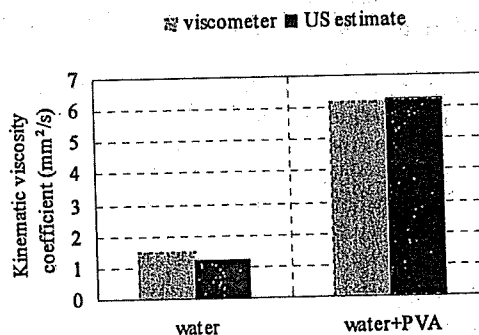


Fig.3 Comparison of the kinematic viscosity coefficients estimated by the proposed method and the viscometer.

flow state due to the differences of viscosity coefficients were also observed.

The kinematic viscosity coefficients were estimated by substituting the estimated 2-D velocity vector distributions as shown in Fig.2 into eq. (2). In addition, the kinematic viscosity coefficient was regarded as a constant value in fluid, and it was estimated by using the velocity vector around the step in which the vorticity exists. Figure 3 shows the comparisons of the kinematic viscosity coefficient between the estimated results by the proposed method and the measured results by the viscometer. The averaged error of the estimated values by the proposed method to the measured values by the viscometer was 9%. From these results, the validity of the kinematic viscosity estimation was verified.

Finally, the shear stress distributions were obtained as shown in Fig.4. Here, the estimated kinematic viscosity coefficient was converted to the viscosity coefficient by assuming the density of  $1.0\text{ g/ml}$ , and the shear rate distributions were calculated by the central difference

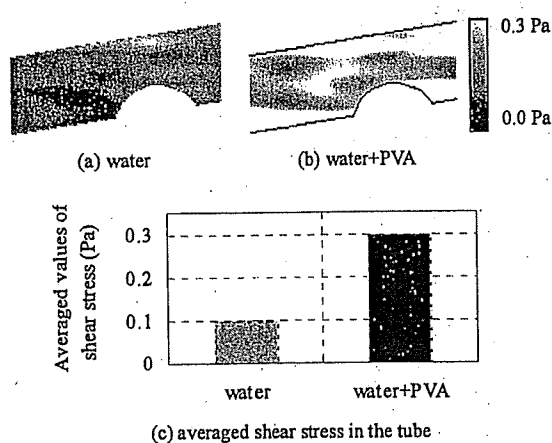


Fig.4 Shear stress imaging and the comparison between two types of fluids.

Table 1 Comparison of the density, the viscosity coefficient and the kinematic viscosity coefficient.

	water	water+PVA	ratio
density (g/ml)	1.02	1.05	1.03
viscosity coefficient (mPa·s)	1.57	6.47	4.12
kinematic viscosity coefficient (mm <sup>2</sup> /s)	1.54	6.16	4

operation after smoothing of each distribution of the velocity vector components. In general, the magnitude of the shear stress distribution in a tube becomes largest near the tube wall. Figure 4 reflects the tendency of the common shear stress distribution. In addition, since the experiments were performed under a constant flow rate, the wall shear stress in water mixed by PVA which exhibits the higher viscosity is larger than that in water which exhibits the lower viscosity. Since the averaged shear stress in water is 0.1 Pa and that in water mixed by PVA is 0.3 Pa, the estimated shear stresses reflect the differences of viscosity and are valid. Table 1 shows the comparisons among the density, the viscosity coefficient and the kinematic viscosity coefficient of water and water mixed by PVA, respectively. In water and water mixed by PVA, the ratios of viscosity coefficient and kinematic viscosity coefficient are larger than the ratio of the density. The kinematic viscosity coefficient is strongly influenced of the viscosity coefficient, not the density. Therefore, under such situation, while there is a

risk that it might become impossible for the difference in shear stress to be quantitatively detected if the viscosity coefficient is predetermined, the proposed method can attain more quantitative shear stress distribution.

## V. CONCLUSIONS

In this study, a novel method for estimating the intravascular shear stress distribution was proposed by considering the estimate of the viscosity coefficient. Experimental results revealed the technical validity of the proposed method.

The ultimate aim is to evaluate the intravascular shear stress distribution more accurately and quantitatively. In future work, the improvement of accuracy for velocity vector measurement, the effective removal of the clutter components during pulsation, and the selection of the appropriate pulsation phase for valid estimation will be investigated for achieving the ultimate goal.

## REFERENCES

- [1] A.M. Shaaban, A.J. Duerinckx: Wall shear stress and early atherosclerosis - A review. *AJR Am J Roentgenol.* **174** (6): 1657-1665, 2000.
- [2] E. Falk, P.K. Shah, V. Fuster: Coronary plaque disruption. *Circulation.* **92**: 657-671, 1995.
- [3] J. Hanjoong; C.B. Yong: Shear stress regulates endothelial NO synthase (eNOS) by the protein kinase A (PKA)-dependent mechanisms. *Proc. of 2002 EMBS/BMES conf.* **1**: 639-640, 2002.
- [4] R. Krams, J.J. Wentzel, J.A. Oomen: Evaluation of endothelial shear stress and 3D geometry as factors determining the development of atherosclerosis and remodeling in human coronary arteries in vivo - Combining 3D reconstruction from angiography and IVUS (AN-GUS) with computational fluid dynamics. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* **17** (10): 2061-2065, 1997.
- [5] G. Bambi; T. Morganti; S. Ricci; F. Guidi; P. Tortoli: Real-time simultaneous assessment of wall distension and wall shear rate in carotid arteries. *Proc. of 2004 IEEE Int Ultrason Symp.*: 592-595, 2004.
- [6] S.P. Wu, S. Ringgaard, E.M. Pedersen: Three-dimensional phase contrast velocity mapping acquisition improves wall shear stress estimation in vivo. *Mag Res Imag.* **22** (3): 345-351, 2004.
- [7] N. Nitta, K. Homma: Ultrasonic measurement of fluid viscosity for blood characterization. *Jpn J Appl Phys.* **44** (6B): 4602-4608, 2005.

# PROCEEDINGS

of the  
Fourth International Conference  
on the Ultrasonic Measurement and Imaging  
of Tissue Elasticity<sup>©</sup>

Lake Travis, Austin, Texas, USA  
October 16-19, 2005

## Table of Contents

Foreword.....	3
Program.....	4
Conference-At-A-Glance.....	4
Program by Date and Time.....	5
Author Index.....	21
Abstracts.....	23
Guest Lecture.....	23
Session TUT.....	24
Session POS.....	26
Session MIP-1.....	55
Session FIP-1.....	62
Session CVE.....	67
Session MMA.....	74
Session SIP-1.....	78
Session CAA-1.....	83
Session BTM.....	88
Session MMT.....	91
Session MIP-2.....	97
Session PTO.....	105
Session INS.....	108
Session SIP-2.....	111
Session FIP-2.....	115
Session CAA-2.....	120
Session MPT.....	126
Session MIP-3.....	133
Map to Wednesday Open House.....	139
Lakeway Inn Floor Plan.....	140
Conference Evaluation and Questionnaire.....	141

012 **PRELIMINARY RESULTS OF ELASTICITY IMAGING TO AORTIC PLAQUE.**

Takashi Osaka<sup>1\*</sup>, Takeshi Matsumura<sup>1</sup>, Tsuyoshi Mitake<sup>1</sup>, Satoshi Nakatani<sup>2</sup>, Tsuyoshi Shiina<sup>3</sup>.

<sup>1</sup>Research and Development Center, Hitachi Medical Corporation, Chiba, JAPAN; <sup>2</sup>Cardiology Division, National Cardiovascular Center, Osaka, JAPAN; <sup>3</sup>Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba, Ibaraki, JAPAN.

**Background and Aims:** In general, it is well known that cancer tissue becomes harder compared with other normal tissues. Our group has developed a real-time tissue elastography imaging system and continued to evaluate its clinical usefulness for application to organs such as the mammary gland, the prostate, the thyroid and other areas. In this paper, we report preliminary clinical results for aortic plaque.

**Methods:** RF image frames are transferred from the ultrasound scanner to an external PC, and these data frames are reconstructed into elasticity (strain) images with about 12 fps throughput on the PC. Additional signal and image processing is also accomplished in the PC in off-line mode. Strain images are obtained by differentiating displacements between neighboring frames. A special feature of the reconstruction algorithm that we use is based upon the "Combined Autocorrelation Method", that is, inter-frame displacements greater than a wavelength are estimated by envelope correlation in addition to the usual precise autocorrelation method to detect change of phase [1].

For application to the aorta, a transesophageal echocardiography probe (TEE) is used to get RF image frames via the esophagus, and the variation of aortic blood pressure is used as the compression force without the need for any external compression devices.

The color-coded elasticity (strain) images are overlaid on the usual B-mode images in a translucent style. Here, harder areas are depicted in blue and softer areas in red, with intermediate hardness displayed in green.

System details:

- Ultrasound Scanner System: Hitachi EUB-8500
- External PC: Dell PowerEdge SC1420(3.2GHz Xeon Dual CPU Type)
- Probe: EUP-ES52M (Central Frequency 5.0MHz)

**Preliminary Results:** The patient was a 71 year old male. The plaque is about 2-3mm thick and is confined in the arrowed region in the transverse-axis B-mode TEE image. The corresponding tissue strain image obtained using our elastography system shows blue color in the arrowed region. This result suggests that the plaque might be a hard plaque and doesn't have potential for abrupt separation. This result encourages us to apply our system to more clinical study and also extend its application to other arterial diseases, e.g., arterial sclerosis.



Figure1: Strain Imaging of Aortic Plaque

**Reference:**

- [1] T. Shiina, M.M. Doyley, J.C. Bamber, "Strain Imaging Using Combined RF and Envelope Autocorrelation Processing", Proc. of 1996 IEEE Ultrasonics Symp. 1331-1336, 1997.

特集

心血管画像診断の新しい展開

# 血管内超音波 エラストグラフィ\*

椎名 毅\*\*  
山岸 正和\*\*\*

**Key Words:** intravascular ultrasound, elastography, vulnerable plaque, atherosclerotic plaque

## はじめに

近年の研究成果により, 不安定狭心症や急性心筋梗塞のほとんどはプラーク破綻 (plaque rupture) を引き金とした血栓形成により, 冠動脈内腔が狭窄および閉塞されて生じる急性疾患であることが明らかとなってきた。とくに, 脂質が薄い線維被膜に覆われたプラークは破綻しやすい不安定プラークとなると考えられている<sup>1)</sup>。したがって, この急性冠症候群の予防および治療には, プラークの安定度を決定している脂質, 線維化, 石灰化などの異なるプラーク組成を正確に識別し, プラークの安定度に関して適切な診断を下す必要がある。

一方で, 組織性状は弾性と直接的な関係にあることが知られ, 近年, 癌などにより硬化した病変部の早期検出や進展範囲の同定を目的とした組織弾性イメージング法の研究が盛んに行われている<sup>2)-6)</sup>。

血管内エコー法 (IVUS) においても, プラークのような組織性状が変化した領域を硬さの観点から捉える血管内超音波エラストグラフィ (IVUS elastography) の研究が注目されている<sup>7)-15)</sup>。

これは, 拍動による血管壁の変形を利用して,

硬い線維成分と軟らかい脂質成分などの組成が異なるプラークの性状を的確に把握しようとするもので, 急性冠症候群の引き金となる不安定プラークの検出法のひとつとして注目されている。ここでは, 血管内超音波エラストグラフィの原理と, 臨床計測の実例を通して, プラーク性状評価への応用の現状と課題について概説してみたい。

## 血管内超音波エラストグラフィの原理

プラーク性状の相違は, 軟らかい脂質や比較的硬い線維質などの組成の相違から, 硬さ (弾性) の違いとして現れると予想される。血管径は拍動などにより変化するが, 血管壁各部の歪み (局所的な伸縮率) は各部の弾性の違いに応じて異なる。破綻しやすい不安定プラークは, 脂質性の柔らかい粥腫が薄い線維性の皮膜に覆われたものと考えられるが, これは, 拍動による変形の大きな部位として捕らえることができる。血管内超音波エラストグラフィは, 拍動による血管径が変化する過程において, 隣接する2つのフレームについて, rfの超音波エコー信号を比較することで, 図1に示すように, 血管壁の各点 ( $r, \theta$ ) の時刻  $t$  における変位ベクトル ( $v_r, v_\theta$ ) を計測する。ここで,  $v_r(r, \theta, t)$ ,  $v_\theta(r, \theta, t)$  は, それぞれ半径方向, 円周方向の変位を示す。

これまで, この局所変位を求める信号処理法

\* Intravascular ultrasound elastography.

\*\* Tsuyoshi SHIINA, M.D.: 筑波大学大学院システム情報工学研究科 (〒305-8573 つくば市天王台1-1-1); Graduate School of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba, Tsukuba 305-8573, JAPAN

\*\*\* Masakazu YAMAGISHI, M.D.: 国立循環器病センター心臓血管内科部門

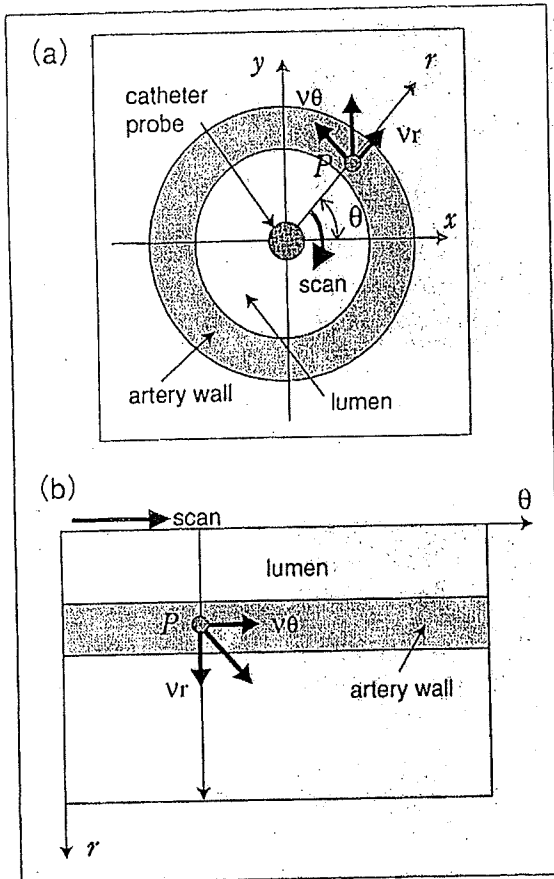


図1 血管断面における局所変位の計測

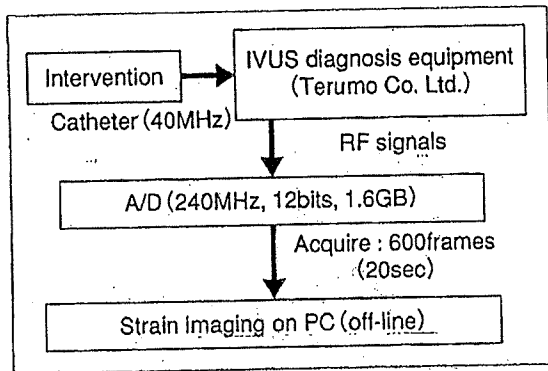


図2 血管超音波エラストグラフィ解析システム

としては、空間相関法<sup>7)</sup>やドプラ法(自己相関法)<sup>8)9)~11)</sup>を応用した手法が提案されてきた。空間相関法は比較的大きな変位量を検出できるが、演算時間が多い点や誤ピークが多数出現する点で問題があり、一方、ドプラ法は高速に精度よく変位推定を行えるが、エイリアシングにより検出できる変位量が波長により制限を受ける点で問題があった。

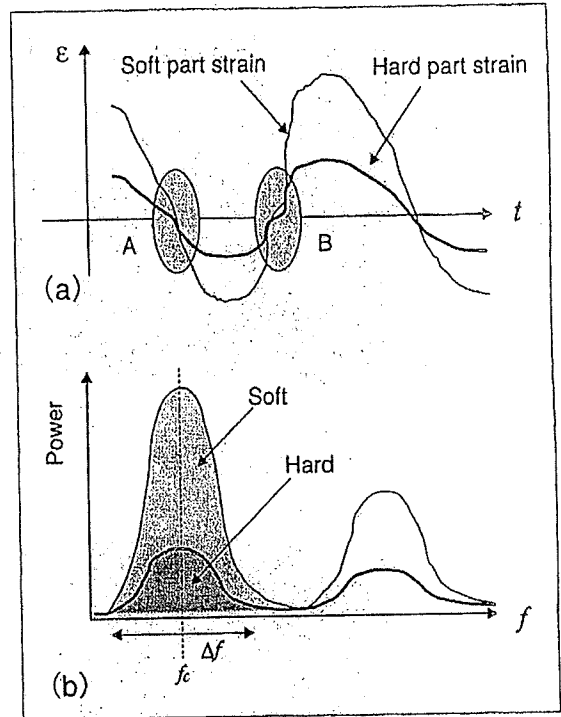


図3 ひずみの時間変動とストレインパワー算出

これに対して著者らは、空間相関法とドプラ法の利点を融合し、実際の臨床計測で見られるような波長以上の比較的大きな変位に対しても、高速かつ高精度に、安定した計測を可能とするCA法(複合自己相関法)を開発した<sup>4)6)</sup>。さらに、IVUSプローブに対する血管の回転などの動きに対処するため、図1-bに示すような2次元探索を組み合わせることにより、測定精度の向上を図った。

この変位のうち、拍動による血管壁厚の変化を表す成分は半径方向の変位 $v_r(r, \theta, t)$ であるが、これ自体は血管全体の動きを含んでいるので、次式のように半径方向に空間微分することによって、局所的な変形率(ひずみ) $\epsilon_r(r, \theta, t)$ の分布を求める。

$$\epsilon_r(r, \theta, t) = \frac{\partial v_r(r, \theta, t)}{\partial r} \dots\dots\dots (1)$$

このひずみは、当然、血圧による圧迫の強さにより変化するが、近傍での応力の変化が急峻でないとすれば、ひずみの大きな部分は変形しやすさを表すので、いわば硬さの分布を相対的に反映した量といえる。これに対し、もし、その点での半径方向と回転方向の応力分布( $\sigma_r, \sigma_\theta$ )

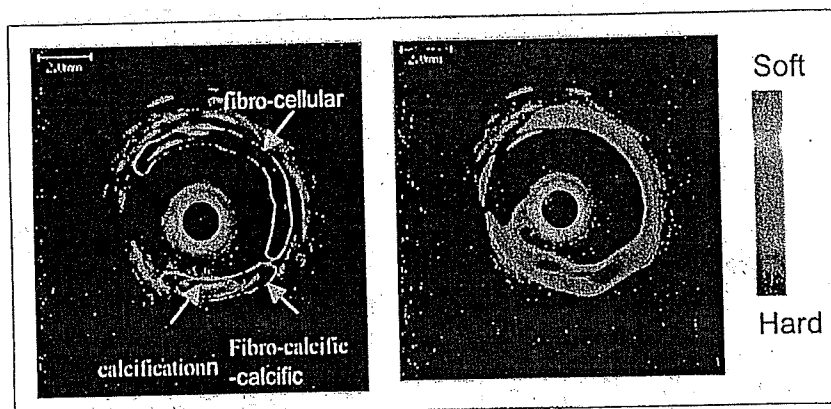


図4 冠動脈のIVUSによるBモード(左)およびストレインパワー像(右) : 複合したプラークを有する症例

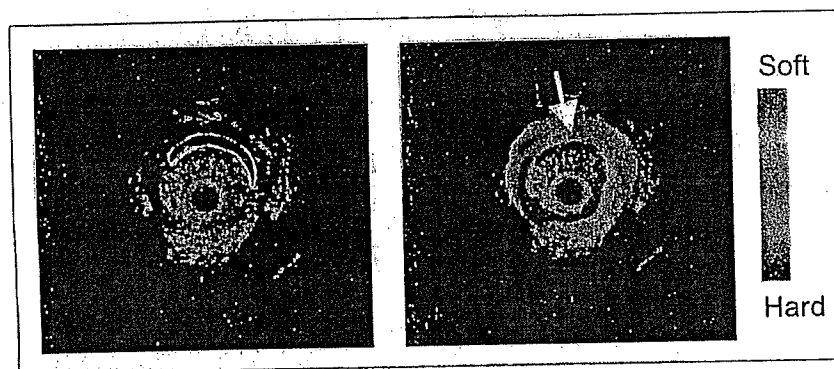


図5 冠動脈のIVUSによるBモード(左)およびストレインパワー像(右) : 脂質性の不安定プラークを有する症例

が得られれば、いくつかの近似のもとに、その点での弾性係数(ヤング率)が次式から推定できる<sup>9)</sup>。

$$E = \frac{(1+\nu) \{ (1-\nu) \sigma_r - \nu \sigma_\theta \}}{\epsilon_r} \dots \dots \dots (2)$$

ここで、 $\nu$ はポアソン比を表す。

しかし、一般に、血管各部の応力の分布を厳密に求めるのは難しく、また処理時間もかかる点で、現時点では血管内膜面での値、すなわち血圧を代用したり、半径方向のみの動きを1次元近似したりすることが多い。

このため著者らは、まず、ひずみ分布をもとに不安定プラークの性状を評価する方法について検討し、医療機器メーカー[(株)テルモ]と共同で、臨床データを解析できる装置を開発した。これは、図2に示すように、中心周波数40MHzのIVUSプローブを用いて、通常の冠動脈インターベンション中に、rfでの超音波エコー信号を計測するため、240MHz、12bitでA/D変換し、1.6GB

の大容量のメモリを搭載したボードを内蔵している。これにより、連続して600フレーム(約20秒)のデータを取得でき、拍動の各時相における歪み分布の時間変化を観察可能とした。

一方でひずみは、図3-aに示すように拍動に伴う血圧変化により変動する。そこで、拍動による時相の影響を受けずに冠動脈壁やプラークの弾性を表す特徴量として、図3-bに示すように1心拍内における歪み値変動のパワーを算出し、その分布像を得るストレインパワー像を提案した。これにより、1心拍での平均的な変形率が安定に表示される<sup>13)~15)</sup>。

### 血管超音波エラストグラフィの実際

開発されたシステムは、臨床データの解析によりその有効性の評価を試みた。臨床データの取得は通常の冠動脈インターベンション中に行われるが、実施医療機関における倫理委員会での承認、および患者への十分なインフォームド



コンセントのもとに実施された。

図4は、線維化および石灰化したプラークを含む症例であり、左図はBモード像、右図はストレイパワー像をパワーの高値を柔らかい部分として赤に、低値を硬い部分として青でBモード像に重ねて表示してある。図4-左では、コントラストは十分ではないが、動画として観察すると、10時方向から5時方向にわたって軟らかい細胞成分を含む線維化、5時方向から7時方向にわたって硬い石灰化を含む線維化を生じている様子が推測できる。図4-右では、9時方向にガイドワイヤによる陰影がみられ、ストレイパワーを画像化歪みパワーの推定が困難となっているものの、細胞成分および石灰化を含む2つの線維化領域が明瞭なコントラストで識別できることがわかる。

以上の結果から、異なるプラーク組成が識別される可能性が示唆されたといえる。

次に図5は、脂質性不安定プラークの計測結果例を示す。同じく、左図は通常のBモード像、右図はそれにストレイパワーをカラー表示したものである。脂質性プラークが可動性の大きい領域として描出され、歪みパワー像などの組織弾性イメージングが不安定プラークを検出する手段として有望であることが確認された。

## 結 論

硬さに基づくプラークの組織性状の違いを、可視化する血管内超音波エラストグラフィの原理と、不安定プラーク性状評価への応用について示してきたが、変形性という間接であるが硬さの指標を画像化することで、脂質性プラークなどの不安定性を評価する手段となりうることが示された。一方で、易破綻性の指標としては、硬さそのものより、プラークでの角の部位など、変形性の高い部位であり、その意味ではより直接的である可能性も出てくる。

今後検討すべき点として、易破綻性と組織弾性および病理組織学的な対応づけが重要といえる。また、不安定プラークにおいて、とくに破綻しやすい部位の検出を可能とするためには、測定法としては、一層の高分解能化、血圧値を同時計測することによる定量化、さらにシミュ

レーション解析による線維性皮膜や脂質コアの力学的特性と実際の不安定性との関連の把握に努める必要があろう。

謝辞：本稿で紹介した研究内容の一部は、平成15、16年度国立循環器病センター循環器病研究委託費(15公-5)および平成16年度厚生労働省科学研究費の補助を受けた。

## 文 献

- 1) 上田真喜子, 斎藤 穎. 急性冠症候群の病態生理から見た治療戦略. *Medical Tribune* 1999; 32: 26.
- 2) Ophir J, Cespedes I, Ponnekanti H, et al. Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging* 1991; 13: 111.
- 3) O'Donnell M, Skovoroda AR, Shapo BM, et al. Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1994; 41: 314.
- 4) Shiina T, Doyley MM, Bamber JC. Strain imaging using combined RF and envelope autocorrelation processing. *Proc IEEE Ultrasonics Symp* 1997: 1331.
- 5) 椎名 毅, 新田尚隆, 植野 映, ほか. 複合自己相関法による実時間 Tissue Elasticity Imaging. *日本超音波医学会誌* 1999; 26: 57.
- 6) Yamakawa M, Shiina T. Strain estimation using the extended combined autocorrelation method. *Jpn J Appl Phys* 2001; 40: 3872.
- 7) de Korte CL, Pasterkamp G, van der Steen AFW, et al. Characterization of plaque components with intravascular ultrasound elastography in human femoral and coronary arteries *in vitro*. *Circulation* 2000; 102: 618.
- 8) Shapo BM, Crowe JR, Skovoroda AR, et al. Displacement and strain imaging of coronary arteries with intraluminal ultrasound. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Contr* 1996; 43: 234.
- 9) 田波治彦, 椎名 毅, 新田尚隆, ほか. 血管内エコー法による血管壁弾性率分布のイメージング. *日本音響学会講演論文集* 1999: 1127.
- 10) 椎名 毅, 新田尚隆, 山川 誠. 血管内エコー法

による動脈壁組織性状の可視化—*in vivo*実験による検討—, 日本音響学会講演論文集 2001 : 1267.

- 11) Shiina T, Nitta N, Yamagishi M. Coronary arteries characterization based on tissue elasticity imaging —*in vivo* assessment—. Proc IEEE Ultrasonics Symp 2002 : 1811.
- 12) 新田尚隆, 椎名 毅, 山岸正和. IVUSによる冠動脈壁組織性状診断—*in vivo*計測による試み—. 第21回日本医用画像工学会大会抄録集 2002 : 296.
- 13) 新田尚隆, 遠藤浩幸, 椎名 毅, ほか. 血管内エコー法を用いた冠動脈弾性イメージング. 電子情報通信学会論文誌DII 2004 ; 1 J87-DII : 78.
- 14) Shiina T, Nitta N, Yamagishi M. A new method for

determining vulnerable atherosclerotic plaque by intravascular ultrasound elasticity imaging. Imaging Vulnerable Atherosclerotic Plaque—The Evolving of New Imaging Technique—, Abstract of the 68th annual scientific meeting of Japanese Circulation Society. SY3-5March 2004.

- 15) Shiina T, Nitta N, Endo MH, et al. Assessment of vulnerable coronary plaque by intravascular elasticity imaging. Proc of IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 50th Anniversary Joint Conference, in printing, Montreal. August 2004.

\* \* \*

## 最先端の血管超音波

### —ストレイン法でみる血管評価—

近年の研究で、急性心筋梗塞や不安定狭心症などの心血管イベントの発症の大部分は、プラークの破綻に伴う血栓形成によるものであることが明らかになり、急性冠症候群の予防および治療の観点から、破綻しやすい不安定プラークの評価の重要性が指摘されるようになった。本稿では、不安定プラークの力学的脆弱性の指標として血圧変動により生ずる組織のストレイン(変形率)の分布を画像化し、それによる不安定プラークの検出や易破綻部位の評価について概説してみたい。

#### 椎名 毅

筑波大学大学院  
システム情報工学研究科

Shiina, Tsuyoshi



1987年東京大学大学院工学系研究科修了。現在、筑波大学大学院教授。医用生体システム、特に、非侵襲的生体計測と画像化の研究に従事。最近は、組織の硬さを画像化する、超音波組織弾性イメージング開発を進め、IVUSによる不安定プラークの評価や、新しい癌画像診断技術として実用化に取り組んでいる。

#### ■ 不安定プラーク破綻とイベント

従来、虚血性心疾患は冠動脈内に生じた粥腫(プラーク)が堆積して内腔の狭窄が70~80%以上になると狭心症となり、完全に閉塞すると急性心筋梗塞に至るものと考えられ、このような理解に基づき、経皮的冠動脈形成術(PTCA)などの冠動脈インターベンションが成果を上げてきた。しかしその一方で、冠動脈の高度狭窄でなくとも急性心疾患が発生しうることから、近年の研究成果により、不安定狭心症や急性心筋梗塞のほとんどは図1に示すように、プラーク破綻(plateau rupture)を引き金とした血栓形成により、冠動脈内腔が狭窄および閉塞されて生じる、いわゆる急性冠症候群(ACS)であることが明らかとなってきた。

プラークを構成する主な成分は、脂質成分、線維成分、石灰化成分、細胞成分(平滑筋細胞・マクロファージ・Tリンパ球など)などであるが、これらのうち、主として線維成分と平滑筋細胞からなり脂質成分が乏しい線維性プラーク(fibrous plaque)は、安定的であり、急性疾患を誘発しにくい。これに対し、図1に示すように、中心部に多量のコレステロールなどを含む脂質コア(lipid core)を有し、薄い

線維性被膜(fibrous cap)に覆われた脂質性プラーク(lipid-rich plaque)は、線維性被膜の一部に亀裂が生じて容易に破綻し、急性の心血管障害を誘発しやすい不安定プラークとなる<sup>1)</sup>。

また、最近では、スタチン系の高脂血症治療薬が、脂質成分の減少による安定化に効果的なことが示されている<sup>2)</sup>。

このため、心血管イベント抑制には、プラークの形成予防、破綻予防(安定化)、血栓形成予防が鍵になるが、その中でも破綻予防の点からは、不安定プラークを早期に検出し、適切な治療につなげることが重要といえる。

#### ■ ストレインによる不安定性の評価

不安定プラークは、図1に示したように脂質コアが薄い線維性被膜に覆われている状態であり、線維性被膜が十分に厚い場合は、破綻の可能性は低く安定である。このことから、不安定さの評価には、脂質コアの存在と、線維性被膜の薄さの双方を把握する必要がある。

脂質コアの存在診断は、いわゆる組織性状診断の一つである。IVUSでは、脂質成分は線維成分や

## Key Sentence

- 急性冠症候群の予防と適切な治療には、不安定プラークの早期検出が重要である。
- 薄い線維性被膜に覆われた脂質コアは、破綻しやすい不安定なプラークになる。
- 拍動による組織の変形率を示すストレインは、相対的な柔らかさや可動性の指標となる。
- IVUS elastography は、冠動脈プラーク不安定性の新たな評価法として期待されている。

図1 動脈硬化の進行とイベント

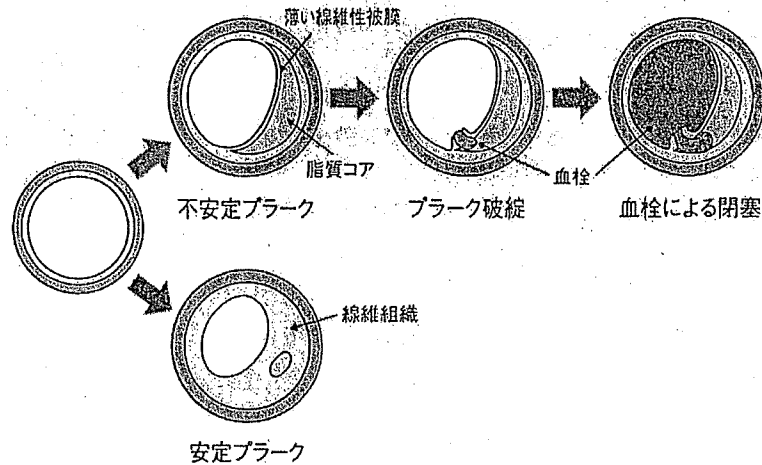


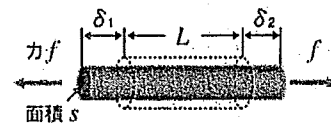
図2 組織弾性とストレイン

ひずみ(ストレイン) = 単位長さ当たりの変化量

(a) 垂直ひずみ(伸縮率)

$$\text{垂直ひずみ: } \epsilon = \frac{\delta_1 + \delta_2}{L}$$

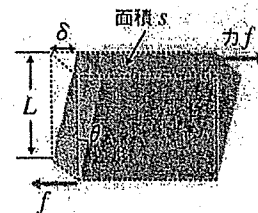
$$\text{ヤング率: } E = \frac{f/s}{\epsilon}$$



(b) せん断ひずみ(変形率)

$$\text{せん断ひずみ: } \epsilon = \frac{\delta}{L} = \theta$$

$$\text{剛性率: } G = \frac{f/s}{\epsilon}$$



石灰化に比べて画像輝度の低い (echolucent) 部分として描出されることを利用したり、さらにエコー強度を積分したIB (integrated backscatter) を用いてより定量化を試みている例もある<sup>3)</sup>。しかし、コントラストが十分でないことやエコー強度と組成と

の関連づけが明確でないなど課題が残されている。これに対して、組織の硬さ(弾性)をもとに鑑別しようとするIVUS elastography(血管内超音波エラストグラフィ)の研究がなされている<sup>4-6)</sup>。これは、癌などで硬化した病変部の早期検出や進展範囲の

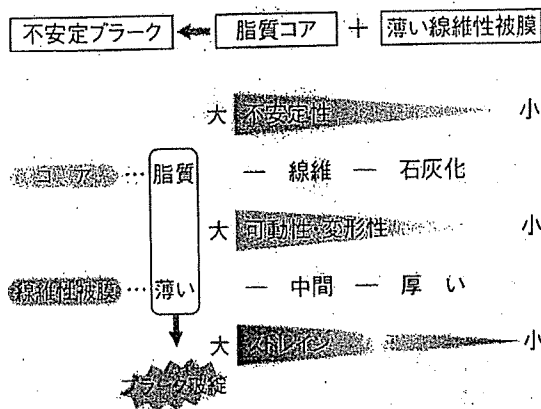


図3 ストレインによる不安定プラークの評価

同定を目的として開発された組織弾性イメージング法を応用したものである<sup>9-11)</sup>。

IVUS elastographyは、拍動による血圧変動により血管組織が変形する割合であるストレイン(ひずみ)を画像化している。ストレインは、図2に示すように、大きく分けて垂直ひずみと、せん断ひずみがあるが、IVUS elastographyで通常表示するものは、垂直ひずみすなわち伸縮率の方である。これは、図2のように、一定の応力(=単位面積当たりに作用する力)では、硬い(ヤング率が大きい)ものほど変形しにくい、すなわちストレインが小さいことを利用している。したがって、図3に示すように脂質成分は、線維成分、石灰化成分などに比べると最も柔らかく、ストレインが大きくなりやすい。実際には血管組織内の応力分布に依存するため、組織に固有な弾性特性としては、弾性係数(ヤング率や剛性率)を得る必要がある。しかし、これには、血圧値と形状を条件に加えて、逆問題的に推定する必要から複雑になり、処理時間もかかる。このため、多くは、ストレインを弾性の相対的な指標として用いている。すなわち、近傍での応力の変化が急峻でないとすれば、ストレインの大きな部分は変形しやすく、相対的に柔らかいことを示しているといえる。

一方、線維性被膜の厚みの評価については、冠動脈や頸動脈ともに250 $\mu$ m程度以下になると不安

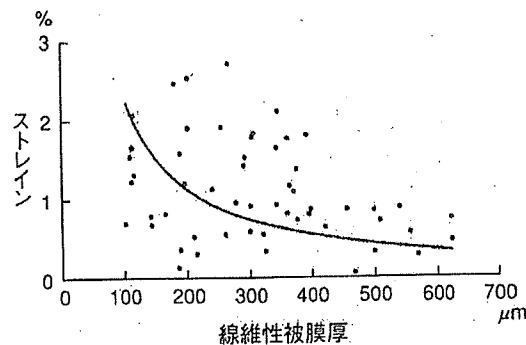
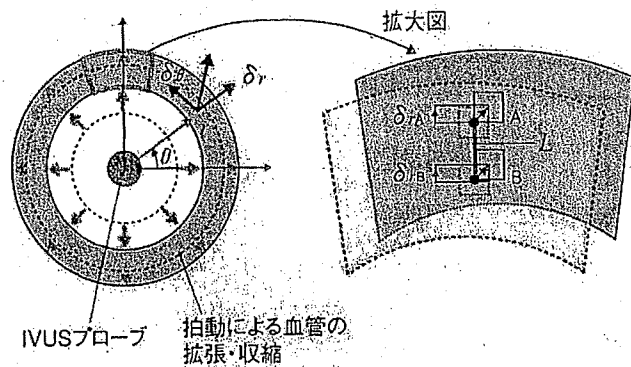


図4 *in vitro*計測で得られたプラーク線維性被膜厚とストレインとの関係  
(文献12)より一部改変)

定になるとの報告がなされている<sup>12,13)</sup>。したがって、厚みの計測には少なくとも10 $\mu$ mの精度が必要であるが、IVUSに用いる約40MHzの超音波では、波長40 $\mu$ m程度であるので、空間分解的にむずかしいといえる。このため、ここでも、ストレインを利用することが考えられる。つまり、脂質コアの場合、線維性被膜が薄いほど血圧変動による可動性が高くなることが予想される。実際、Schaarらは、約50例の摘出したプラークを有する冠動脈に対し、ストレインと線維性被膜の厚みの関係を測定し、図4に示すように一定の関係があることを示した<sup>12)</sup>。これによると、線維性皮膜の厚みが薄くなるとストレインが急増することがわかる。これは、ストレインが弾性そのものではなく、可動性・変形性を表している点を逆に利用するものといえる。

結局、図3に示すように、脂質コアかつ線維性被膜が薄い場合に、ストレインが増大するため、これを指標にして不安定性を評価可能ということになる。また、ストレインの大きな部位は、それだけ変形が大きく破綻が生じやすい部位ともいえる。実際、破綻部位はプラークの角の部分で多く発生することが知られているが、ストレインは力学的な脆弱性を表すので、将来的には、より具体的に破綻危険度の高い部位を特定できる可能性も秘めているといえよう。

図5 IVUS elastographyの原理



$\delta_{rA}$ : 点Aでの半径方向の変位  
 $\delta_{rB}$ : 点Bでの半径方向の変位  
 $L$ : AB間の距離

$$\text{AB間での半径方向のストレイン} \cdot \epsilon = \frac{\delta_{rA} + \delta_{rB}}{L}$$

## IVUS elastography

ここでは、IVUS elastographyの原理と、臨床計測の実例を通して、プラーク性状評価への応用の現状と課題について概説してみたい。

動脈圧の変動により血管径は変化するが、血管壁各部の局所的なストレインは各部の弾性の違いに応じて異なる。前項で示したように破綻しやすい不安定プラークは、柔らかい脂質性の粥腫が薄い線維性の被膜に覆われたものと考えられるが、これは、拍動による変形の大きな部位として捕らえることができる。血管内超音波エラストグラフィは図5に示すように拍動による血管径が変化する過程で、時刻 $t$ と、 $t + \Delta t$ での二つのフレームを取り上げ、それらのRFの超音波エコー信号を比較することで、血管壁の各点 $(r, \theta)$ の時刻 $t$ における変位ベクトル $(\delta_r, \delta_\theta)$ を計測する。ここで、 $\delta_r(r, \theta, t)$ 、 $\delta_\theta(r, \theta, t)$ は、それぞれ半径方向、円周方向の変位を示す。

これまで、この局所変位を求める信号処理法としては、空間相関法やドプラ法(自己相関法)を応用した手法が提案されてきた<sup>4, 6)</sup>。空間相関法は比較的大きな変位量を検出できるが、演算時間が多い点や誤ピークが多数出現する点で問題があり、一方、ドプラ法は高速に精度良く変位推定を行えるが、エイリアシングにより検出できる変位量が波長により制限を受ける点で問題があった。

これに対して、椎名らは、空間相関法とドプラ法の利点を融合し、実際の臨床計測で見られるような、波長以上の比較的大きな変位に対しても高速かつ高精度に、安定した計測を可能とするCA法(複合自己相関法)を開発した<sup>7, 8, 10, 11)</sup>。

ストレインは、図5に示すように2点間の変位の差分を、2点間の距離で割って求めるため、血管全体の動きは相殺されるが、短軸の場合のストレインは、血管の伸縮の方向に従って、半径方向と円周方向に分けられる。プラークがなく血管を一様な円管とみなせる場合を除いて、組織の伸縮を正確に把握するには、半径方向と円周方向のストレインを得るのが理想的である。しかし、半径方向がビーム軸方向となるIVUSの原理上、方位方向である円周方向の変位 $\delta_\theta$ の計測精度は、半径方向 $\delta_r$ に比べ極端に低下するため、雑音に弱いストレインの算出には適さない。このため、 $\delta_r$ の計測の際に $\delta_\theta$ も得られるが、ストレインの算出は、通常、次式により半径方向のみを求めている。

$$\epsilon_r(r, \theta, t) = \frac{\partial \delta_r(r, \theta, t)}{\partial r} \dots \dots \dots (1)$$

このストレインは、血管壁内の応力分布に依存するが、その近傍での応力の変化が急峻でないとすれば、血管断面のストレイン像は、各時刻での硬さの分布を相対的に示しているといえる。一方で、拍動の時相によって変化するので、これを瞬時

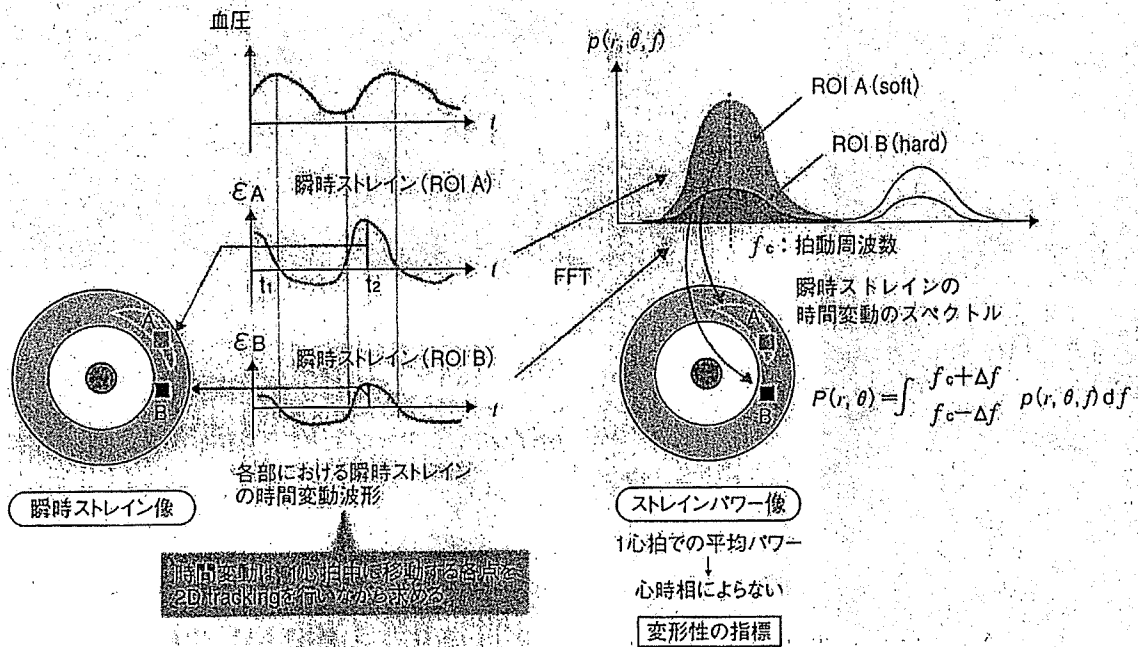


図6 瞬時ストレインとストレインパワー

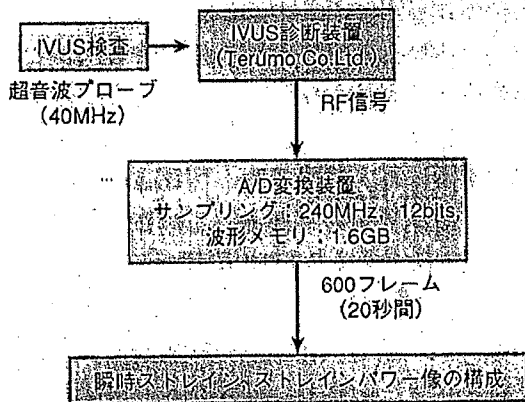


図7 IVUS elastographyによる冠動脈プラーク評価システム

トレイン像と呼ぶことにする。この瞬時ストレインにより臨床上評価する場合は、どの時相で見ると異なり、特に図6に示すように、血圧変化がなくなる最大および最小血圧近傍では部位によらず

0に接近しノイズレベル以下になってしまう。そこで、われわれは拍動による時相の影響を受けずに冠動脈壁やプラークの弾性を表す特徴量として、1心拍内における歪み値変動のパワーを算出しその分布像を得るストレインパワー像を提案した。

これは、図6に示すように、血管壁内の各点 $(r, \theta)$ での瞬時ストレインを追跡して時系列信号 $\epsilon_r(r, \theta, t)$ を求めると、例えば脂質コア(点A)のような柔らかい部位では、瞬時ストレインの1心拍内の変動振幅は、線維性などのより硬い部分(点B)よりも大きくなる。

変動の主要な部分は心拍周波数成分であるため、瞬時周波数の変動のスペクトル $p(r, \theta, f)$ を求め、心拍周波数近傍のパワーを式(2)のように局所ごとに算出することによって、心拍に影響されないストレインパワー値 $P(r, \theta, t)$ を求めることができる<sup>14, 15)</sup>。

$$P(r, \theta) = \int_{f_c - \Delta f}^{f_c + \Delta f} p(r, \theta, f) df \dots\dots\dots (2)$$

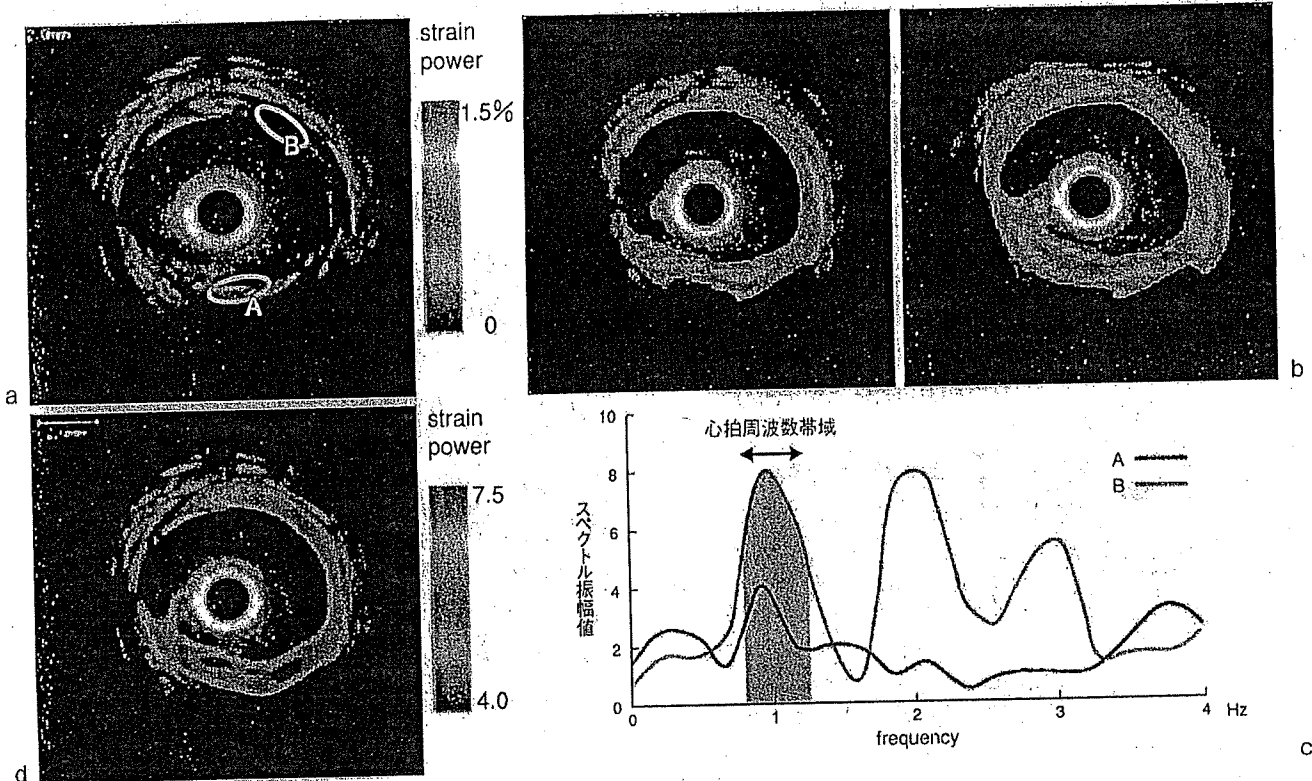


図8 冠動脈のIVUSによるBモード、瞬時ストレイン像、およびストレインパワー像

複合したブラークを有する症例。

a: IVUS (Bモード像), b: 異なる心時相における瞬時ストレイン像, c: 領域A, Bにおける瞬時ストレインのスペクトル (矢印は心拍周波数近傍の積分範囲), d: ストレインパワー像。

ここで、 $f_c$ は心拍周波数、 $\Delta f$ は $f_c$ まわりのパワー計算幅である。

## IVUS elastography による冠動脈プラークの評価

前項で示した手法を冠動脈プラークの性状評価に適用し、不安定プラークの鑑別の可能性を検討するため、臨床データを解析できる装置を開発した。これは図7に示すように、(株)テルモ製の中心周波数40MHzのIVUSプローブを用い、RFでの超音波エコー信号を計測するため、240MHz、12bitでA/D変換し、1.6GBの大容量のメモリを搭載したボードを内蔵している。これにより、連続して600フレーム(約20秒)のデータを取得でき、拍動の各時相における歪み分布の時間変化を観察可能とした。臨床データの取得は、通常の冠動脈インターベンション中に行われるが、実施医療機関での倫理委員会での承認、および患者への十分なインフォームド Consentのもとに実施された。

図8aは線維化および石灰化したプラークを含む症例の冠動脈のIVUS (Bモード像)である。コントラストは十分ではないが、動画として観察すると、10時方向から5時方向にわたって柔らかい細胞成分を含む線維化、5時方向から7時方向にわたって硬い石灰化を含む線維化を生じている様子が推測できる。図8bは二つの異なる心時相における瞬時ストレインを示し、右側は左に比べ血圧が急速に変化する時相に相当する。ストレインの高値を赤、低値を青で表示し、Bモードに重ねて表示している。右側では石灰化の部分が青く、硬い組織であることが描出されているが、左側では血圧差が小さいため不鮮明である。また、9時方向が不鮮明になっているのは、ガイドワイヤによる陰の影響である。図8cは、図8aにとった二つの微小領域について瞬時ストレインの時系列からスペクトルを求めたものである。領域Aは、石灰化の部位、Bはそれより柔らかく線維・細胞成分からなると思われる部位にとった。スペクトルは、心拍周波数の1Hz近傍にピークをもち、石灰化の部位は、より小さなパ



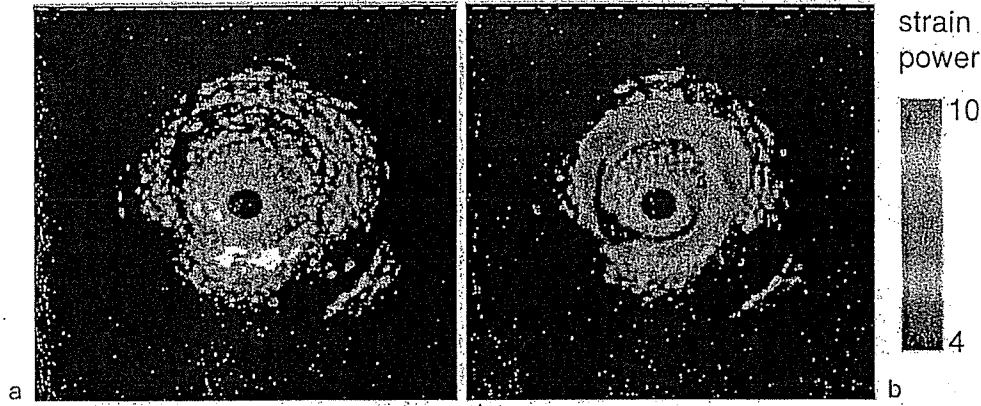


図9 冠動脈のIVUSによるBモードおよびストレインプワー像  
脂質性の不安定プラークを有する症例。  
a: IVUS (Bモード像),  
b: ストレインパワー像。

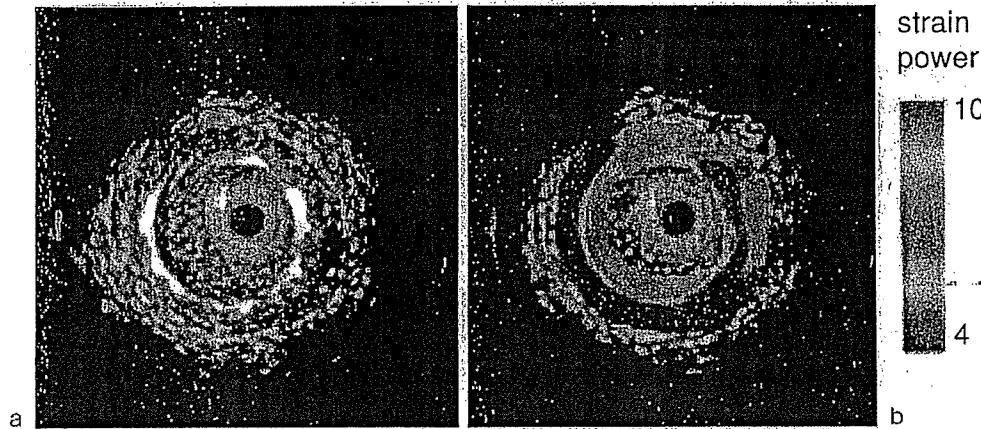


図10 スtent挿入部位のBモードおよびストレインプワー像  
a: IVUS (Bモード像),  
b: ストレインパワー像。

ワーとなっていることがわかる。同様の処理を各部位について行って、ストレインプワー像を求めたものを図8dに示す。ここでも、パワーの高値を赤に、低値を青でBモード像に重ねて表示してある。細胞成分および石灰化を含む二つの線維化領域が明瞭なコントラストで識別できることがわかる。

次に図9は、10時から3時付近にかけて肥厚した脂質性不安定プラークを有する症例の結果を示す。同じく、図9aは通常のBモード像、図9bはそれにストレインプワーをカラー表示したものである。脂質性プラークの部位に対応して赤く可動性の大きい領域として描出され、歪みパワー像などの組織弾性イメージングが不安定プラークを検出手段として有望であることが示されている。

最後に、ステント挿入部位での処理例を図10に示す。図10aのIVUS像では、高輝度に描出されるステントの断面の内側に、5時から10時近傍に肥厚した部位が認められる。図10bのストレインプワー像

ではステントの部分は青く硬いことが明確であり、その内側の部位は赤く相対的にはあるが柔らかい組織が肥厚していることがわかる。これは、明らかに硬いステントが適切に表示されていることで、傍証的な意味があるといえる。

これから、ストレインプワー像により、1心拍の平均的な特性として心時相によらず、異なるプラーク組成が識別される可能性が示唆されたといえる。一方で、*in vivo*での計測であり、今後は剖検例など*in vitro*計測と比較して検証を重ねる必要がある。

## 結論

硬さに基づくプラークの組織性状の違いを可視化するIVUS elastographyの原理と、不安定プラーク性状評価への応用について示してきたが、変形性という間接であるが硬さの指標を画像化することで、脂質性プラークなどの不安定性を評価する

手段となりうることを示された。一方で、易破綻性の指標としては、硬さそのものより、プラークでの角の部位などは、変形性の高い部位であり、その意味ではより直接的な指標となる可能性も出てくる。

今後検討すべき点として、易破綻性と組織弾性および病理組織学的な対応づけが重要といえる。また、不安定プラークにおいて特に破綻しやすい部位の検出を可能とするためには、測定法の一層の高分解能化と血圧値を同時計測することによる定量化、さらにシミュレーション解析による線維

性皮膜や脂質コアの力学的特性と実際の不安定性との関連の把握に努める必要がある。

謝辞 本稿で紹介した研究内容の一部は、平成15～17年度国立循環器病センター循環器病研究委託費(15公-5)および平成16年度からの厚生労働省科学研究費の補助を受けた。また、臨床データの提供を頂いた同センターの山岸正和先生、および解析に協力頂いた産業技術総合研究所の新田尚隆氏に感謝の意を表したい。

## 文献

- 1) 上田真喜子ほか：急性冠症候群の病態生理から見た治療戦略。Medical Tribune 32(43): 26, 1999
- 2) 小宮山伸之：スタチンによる冠動脈プラークの安定化。呼吸と循環 53(1), 2005
- 3) 特集「冠動脈粥状硬化病変を診る」。Heart View 7(11), 2003
- 4) Shapo, BM et al: Displacement and strain imaging of coronary arteries with intraluminal ultrasound. IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr 43(2): 234-246, 1996
- 5) 田波治彦ほか：血管内エコー法による血管壁弾性率分布のイメージング。日本音響学会講演論文集, 1127-1128, 1999
- 6) de Korte, CL et al: Characterization of plaque components with intravascular ultrasound elastography in human femoral and coronary arteries in vitro. Circulation 102(6): 618-623, 2000
- 7) 新田尚隆ほか：IVUSによる冠動脈壁組織性状診断—in vivo計測による試み—。第21回日本医用画像工学会大会抄録集, 296-298, 2002
- 8) Shiina, T et al: Coronary arteries characterization based on tissue elasticity imaging—in vivo assessment—. Proc. of 2002 IEEE Ultrasonics Symp, 1811-1814, 2002
- 9) Ophir, J et al: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. Ultrason Imaging 13: 111-134, 1991
- 10) 椎名 毅ほか：複合自己相関法による実時間 Tissue elasticity imaging。日本超音波医学会誌 26: 57-66, 1999
- 11) Yamakawa, M et al: High-speed freehand tissue elasticity imaging for breast diagnosis. Jpn J Appl Phys 42(5B): 3265-3270, 2003
- 12) Schaar, JA et al: Characterizing vulnerable plaque features with intravascular elastography. Circulation 108: 2636-2641, 2003
- 13) Hatsukami, TS et al: Visualization of fibrous cap thickness and rupture in human atherosclerotic carotid plaque in vivo with high-resolution magnetic resonance imaging. Circulation 102: 959-964; 2000
- 14) Shiina, T et al: A new method for determining vulnerable atherosclerotic plaque by intravascular ultrasound elasticity imaging, imaging of vulnerable atherosclerotic plaque —The evolving of new imaging technique—. Abstract of the 68th annual scientific meeting of Japanese Circulation Society, SY3-5, 2004
- 15) Shiina, T et al: Assessment of vulnerable coronary plaque by intravascular elasticity imaging, Proc. of IEEE International Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control 50th Anniversary Joint Conference, Montreal, 2004

B-11

ストレインパワー像による不安定プラークの組織性状評価

椎名 毅<sup>1</sup>、新田尚隆<sup>2</sup>、中谷 敏<sup>3</sup>、山岸正和<sup>3</sup>

<sup>1</sup>筑波大学大学院システム情報工学研究科

<sup>2</sup>産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門

<sup>3</sup>国立循環器病センター内科心臓血管部門

超音波を用いて、動脈プラークの組織学的硬度を画像化することにより、その不安定性を診断可能とする手法について開発した。これまで、IVUSによる冠動脈、および経食道心エコーによる大動脈のプラークを評価し、拍動による変動率の強度に相当するストレインパワー像を構成することで、脂質性に富む部位と石灰化等とを硬さの違いにより識別することができ、本手法が不安定粥腫の検出手段として有望であることが確認された。

特集

冠動脈を診る  
— 壁の性状を識る —

識る

7-d

Expertise

冠動脈イメージングの新技术

## IVUS Elastography

▶ IVUS Elastography

椎名 毅 (筑波大学大学院システム情報工学研究科)  
山岸正和 (国立循環器病センター心臓血管内科)

急性冠症候群の予防および治療の観点から、破綻しやすい不安定プラークの評価の重要性が指摘されるようになった。本稿では、不安定プラークの力学的な脆弱性の指標として血圧変動により生ずる組織のストレイン(変形率)の分布を画像化するIVUS elastographyの原理と、臨床計測の実例について紹介する。

### 急性冠症候群と不安定プラーク

近年の研究成果により、不安定狭心症や急性心筋梗塞のほとんどは、プラーク破綻(plaque rupture)を引き金とした血栓形成により、冠動脈内腔が狭窄および閉塞されて生じる、いわゆる急性冠症候群(acute chest syndrome; ACS)であることが明らかになってきた。

プラークのなかでも線維成分と平滑筋細胞から成り脂質成分が乏しい線維性プラーク(fibrous plaque)や石灰化したものは安定的で急性疾患を誘発しにくい。これに対し中心部に多量のコレステロールなどを含む脂質コア(lipid

core)を有し、薄い線維性被膜(fibrous cap)に覆われた脂質性プラーク(lipid-rich plaque)は、線維性被膜の一部に亀裂が生じて容易に破綻し、急性の心血管障害を誘発しやすい不安定プラークとなる<sup>1)</sup>(図1)。また、最近では、スタチン系の高脂血症治療薬が、脂質成分の減少による安定化に効果的なことが示されている。このため、不安定プラークを早期に検出し、適切な治療に繋げることが重要といえる。

### IVUS elastography

不安定プラークは、脂質コアが薄い