

小特集—最近の医用超音波技術—

血管壁の特性計測*

長谷川英之, 金井 浩 (東北大学大学院工学研究科)**・小岩喜郎 (東北大学大学院医学系研究科)***

43.80.Qf

1. はじめに

近年, 食生活の欧米化や高齢化社会の急速な進展に伴い, 動脈硬化症 [1] に起因する心筋梗塞や脳梗塞などの循環器疾患の増加が問題となっている。これらの疾患の発症を未然に防ぐためにはその原因の一つである動脈硬化症の早期診断が臨床的にも大変重要である。

最近の解釈では, 心筋梗塞などの発症は, 動脈壁に脂質などが沈着して生じる動脈硬化性プラークによる直接的な動脈の閉塞に起因するのではなく, 脂質に富んだ不安定な動脈硬化性プラークに何等かの原因によって亀裂が入り, その部分への血栓形成が, 血管内腔を狭窄/閉塞することによって考えられている [2]。これを裏付けるように, 脂質低下療法により心筋梗塞の発症率の低下が認められたという報告がなされている [3]。これは, 動脈硬化性プラークの脂質の減少と, 脂質を覆う線維性被膜の増加によって, 動脈硬化性プラークが安定化したものと考えられる。このことから, 動脈硬化性プラークの形状だけではなく, 機械的特性を評価することが, 心筋梗塞・脳梗塞等の予防に重要であると考えられる。

また, 心筋梗塞や脳梗塞等の重篤な疾患の発症を防ぐためにも, 動脈硬化性プラークが発生する以前の段階の早期動脈硬化の診断も重要である。動脈壁の細胞・線維性内膜肥厚は, ヒトにおいては胎生 6 か月ごろより自然発生的に生じ, 経年的に増大するが, 特に高血圧, 高脂血症, 喫煙, 糖尿病など (動脈硬化の危険因子) によって一層増強する。また, 加齢と共に内膜に膠原線維が増加し,

内膜は線維性となる [4]。このように, 動脈硬化の進展に伴い, 動脈壁の組成は変化している。動脈壁の組成により, 壁の弾性特性が大きく異なることが知られており [5], 動脈壁の弾性特性を計測することで動脈硬化症の診断を行う手法に関する研究が行われている。本稿では, 動脈壁弾性特性の計測に関して述べる。

2. 動脈壁弾性特性の計測法

動脈壁の弾性特性の計測は, 古くから試みられており, 最も歴史の古いものは脈波伝搬速度法であると考えられる [6]。脈波とは, 心臓の拍動により生じる圧力波であり, 脈波が動脈を伝搬する速度が壁の弾性率を反映することを利用して

その後, 脈波速度法は, 臨床の現場において動脈硬化症を簡便に診断する方法として確立された [7, 8]。標準的な脈波速度法では, 頸動脈と股動脈における脈波波形をマイクロホンを用いて計測して, 二つの計測波形の立ち上がり時刻の差から伝搬時間

用語解説

プラーク [1]

多くは内膜が 2,000 μm 以上, 面積は 2 cm^2 [2] 以上に隆起する黄白色で表面平滑な病変である。横断断面では, 内膜の深層に粥腫が存在し, その内腔側は線維筋性組織で覆われている。粥腫とは, 血液由来の脂肪や蛋白質成分が限局性に蓄積したもので, 壊死を伴うものをいう。

in vivo

「生体内で」の意味 [2]。逆に「生体外で」は *in vitro* という。

エラストィカーマッソン染色 (マッソン-トリクローム染色) [2]

染色法の一つ。本稿では, 膠原線維を識別するために用いた。本染色法では, アニリンブルーを用い, 膠原線維を緑色に染める。

文 献

- [1] 岡野光志, 吉田洋二: 動脈硬化症概論一定義, 分類, 病理形態学—。日本臨牀, 51, pp. 1945-1950 (1993)。
- [2] ステッドマン医学大事典編集委員会編: ステッドマン医学大事典 第 4 版 (メジカルビュー社, 東京, 1997)。

* Characterization of blood vessel wall.

** Hideyuki Hasegawa and Hiroshi Kanai (Graduate School of Engineering, Tohoku University, Sendai, 980-8579) e-mail: hasegawa@us.ecei.tohoku.ac.jp

*** Yoshiro Koiwa (Graduate School of Medicine, Tohoku University, Sendai, 980-0572)

を決定している。得られた伝搬時間で心臓から股動脈までの距離を除ることにより、脈波伝搬速度を算出しており、簡便な動脈硬化の診断法として用いられている。

1900年代半ばには、動脈壁の粘弾性特性に関する研究が数多くなされ、異方性・圧縮性・非線形性等について多くの報告がある[9-11]。これらの研究により動脈壁の粘弾性特性に関する詳細な検討が行われる一方で、生理的条件下で適用可能な近似を用いることにより、動脈の径変化等から動脈壁の弾性率を近似的に算出する方法が開発された。その代表的なものとしては、増分弾性係数[12]、圧力弾性係数[13]、スティフネスパラメータ[14,15]が挙げられる。その後、超音波診断装置の登場により、動脈径の変化が非侵襲に計測できるようになり、径変化を用いて動脈壁の弾性特性の評価が行われるようになった[16-18]。超音波を用いて直径変化から壁弾性特性を評価することで、血管軸方向の空間分解能は超音波ビームの幅に対応する1mm程度まで向上している。

3. 動脈壁弾性特性計測に関する最近の研究

脈波速度法は、現在臨床の場で用いられているが、標準的な方法では頸動脈から股動脈までの数十cm間の平均的な弾性特性の評価しかできない。空間分解能の向上のため、数cm間の脈波伝搬速度を計測する研究が行われている[19]。これらの手法では、時間領域における相互相関により1ms程度の伝搬時間の計測精度を達成している。しかし、数cm離れた2点間の圧力波の伝搬時間はmsオーダーであるため、伝搬時間の計測精度を更に向上させる必要がある。そこで我々の研究グループでは、数cm離れた2点間又は数cm間の複数点において超音波を用いて壁の径方向の速度を計測し、それらの波形を周波数解析することにより、伝搬時間計測の精度向上を図った[20-22]。他のグループでも、超音波を用いて動脈壁上複数点で壁振動の計測を行う手法[23]や、壁変位波形の時間・空間微分を用いる手法[24]等、脈波伝搬速度を局所ごとに精度良く計測するための研究が行われている。

また、動脈径の変化の計測に関しても、血管軸方向の弾性特性分布の計測等に関する研究が行われており[25-27]、脈波速度と共に代表的な動脈壁

の弾性特性計測法として現在も研究が盛んである。

これらの手法は、簡便に動脈壁の弾性特性を計測できる点で有用であるが、脈波伝搬速度法では2点間の平均的な弾性特性を評価している。また、径変化の計測では動脈を壁厚の均一な円筒管と仮定して壁弾性率を算出している。従って、壁に動脈硬化性プラークが存在し、壁厚が不均一な場合には、動脈硬化性プラークのみの弾性特性を評価することは困難である。

冒頭で述べたように、心筋梗塞や脳梗塞の発症を予防するためには、動脈硬化性プラークの弾性特性を計測することが有用であると考えられるが、脈波伝搬速度法や径変化を用いた手法では、数十cmもしくは円周全体の平均的な弾性率の評価しかできず、動脈硬化性プラークのみの弾性特性を評価することは困難である。そこで、血管内超音波(Intravascular Ultrasonography: IVUS)を用いて、一拍内での血圧変化に伴う動脈壁の径方向の歪を計測することにより、動脈硬化性プラークの弾性特性分布を計測する手法が開発されている[28,29]。

Korteらは、血管内超音波プローブを円筒管内に挿入した状態で内圧を変化させ、その変化前と変化後で円筒管からの反射波を解析することにより、内圧の変化に伴う円筒管壁の歪を計測し、壁弾性率を算出する手法を開発した[28]。更に、摘出血管を用いて、組織の違いによる動脈壁の弾性率の差異を計測できることを示した[30]。しかし、*in vivo*条件下では、心臓の拍動による壁及び超音波プローブの大きな動きが存在するため、それらの影響の小さい拡張期において歪の計測を行っている[31]。心周期全体にわたり壁の歪波形を計測するために、著者らの研究グループでは、拍動によるプローブの位置変化を推定し、壁の同一点を追跡し、得られた歪の連続波形から弾性率分布を算出する手法を開発した[32]。これらの手法は、動脈硬化性プラークの弾性特性の分布を計測できる点で優れた手法である。

4. 位相差トラッキング法による弾性特性計測

Korteらによって開発された弾性率計測法は、血管内超音波を用いているため、侵襲を伴う。心筋梗塞・脳梗塞等の循環器疾患の予防ということ考えると、手術を要しない早期段階で動脈硬化

症の診断を行うことが有用であると考えられる。そのためには、外来で繰り返し測定が行えるような非侵襲的な方法が望まれる。

我々の研究グループでは、動脈硬化性プラークも含め、動脈壁の局所弾性特性を非侵襲的に評価するために、心臓の拍動による血圧変化に伴う動脈壁の厚み変化を経皮的超音波を用いて計測できる位相差トラッキング法を開発した [33, 34]。更に、計測した厚み変化から、動脈壁の弾性率を算出する手法を開発した [35, 36]。以下に我々が開発した動脈壁の弾性率計測法に関して述べる。

4.1 動脈壁の厚み変化の計測法

超音波診断装置の超音波プローブから送信された超音波パルスは、微小振動している動脈壁で反射されて超音波プローブに戻るまでに、伝搬距離の変化による位相偏移が生じる。そこで、反射波の直交検波信号から、繰り返し周期 T で送受信された二つの超音波パルス間の位相偏移 $\Delta\theta(t)$ を複素相互相関関数により検出する [33]。対象物の変位 $x(t)$ は、検出された位相差 $\Delta\hat{\theta}(t)$ から算出される二つのフレーム間の平均速度 $\hat{v}(t)$ を時間積分することによりトラッキングされる。

$$\begin{aligned} \hat{x}(t+T) &= \hat{x}(t) + \hat{v}(t) \times T \\ &= \hat{x}(t) + \frac{c_0}{2\omega_0} \frac{\Delta\hat{\theta}(t)}{T} \times T \end{aligned} \quad (1)$$

ここで、 ω_0 は送信超音波の中心角周波数、 c_0 は音速である。

動脈壁の厚み変化 $\Delta h(t)$ は、内膜面の変位 $x_{in}(t)$ 、外膜面の変位 $x_{ad}(t)$ の差で表される。

$$\Delta\hat{h}(t) = \hat{x}_{in}(t) - \hat{x}_{ad}(t) \quad (2)$$

動脈壁の厚み変化 $\Delta h(t)$ は、内圧変化に伴う歪に対応するため、厚み変化を用いて壁弾性率を算出する。

4.2 動脈壁の弾性率の算出法

動脈壁に動脈硬化性プラークが存在する場合には、壁厚は不均一であり、通常の動脈壁に比べ肥厚が顕著である。また、本研究では弾性特性の空間分布計測によるプラークの易破裂性診断を目的としており、肥厚した壁を複数の層 (N 層) に分割し、各層ごとに弾性率を算出することが必要となる。本節では、このような場合における壁内各層ごとの弾性率の算出法について述べる [36]。

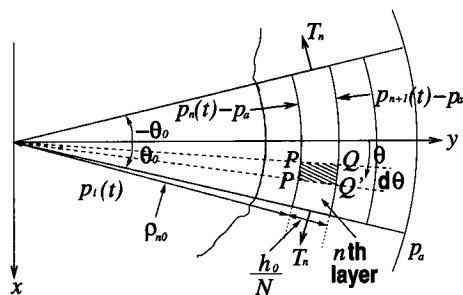


図-1 動脈壁内の微小領域

図-1 に示すように、厚さ h_0 の壁を N 等分した場合の第 n 層の内圧 $p_i(t)$ と外圧 $p_a (= \text{大気圧})$ による変形を考える。生体内で、動脈壁は軸方向に強く拘束されているため [37]、軸方向の変形を無視すると、第 n 層の厚み変化 $\Delta h_n(t)$ から算出できる径方向の増分歪 $\Delta\varepsilon_{rn}(t) = N \cdot \Delta h_n(t)/h_0$ は次式で示される。

$$\Delta\varepsilon_{rn}(t) = \frac{\Delta\sigma_{rn}(t)}{E_{rn}} - \nu \frac{\Delta\sigma_{\theta n}(t)}{E_{\theta n}} \quad (n = 1, 2, \dots, N) \quad (3)$$

ここで、 E_{rn} と $E_{\theta n}$ は第 n 層の半径方向と円周方向の弾性率である。また、 ν はポアソン比である。

圧力は内腔面で $p_i(t)$ 、外径で p_a である。壁内の圧力分布は内腔面からの距離に比例して変化し、外径において p_a となるものと仮定すると、第 n 層の円周方向と径方向の増分応力 $\Delta\sigma_{\theta n}(t)$ 、 $\Delta\sigma_{rn}(t)$ ($n = 1, \dots, N$) は次式のように示される。

$$\Delta\sigma_{\theta n}(t) = \left\{ \frac{\rho_{n0}}{\left(\frac{h_0}{N}\right)} - (N - n) \right\} \frac{\Delta p(t)}{N} \quad (4)$$

$$\Delta\sigma_{rn}(t) = -\frac{2N - 2n + 1}{2N} \Delta p(t) \quad (5)$$

ここで、 $\Delta p(t)$ と ρ_{n0} はそれぞれ、内圧 $p_i(t)$ の拡張末期からの増分と第 n 層の内半径である。

(4) 式と (5) 式を (3) 式に代入し、非圧縮性 ($\nu \approx 0.5$)、等方性 ($E_{\theta n}/E_{rn} \approx 1$) と近似することによって [12, 36]、第 n 層の円周方向弾性率 $E_{\theta n}^h$ を次式により定義する。

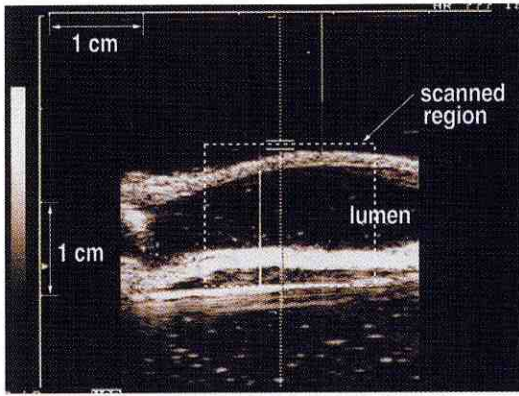


図-2 超音波診断装置で撮影した腸骨動脈の B モード断層像

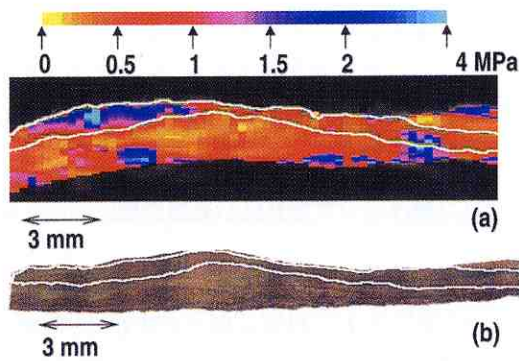


図-3 (a) 弾性率の断層像, (b) 病理組織標本 (エラスティンカーマゾン染色)

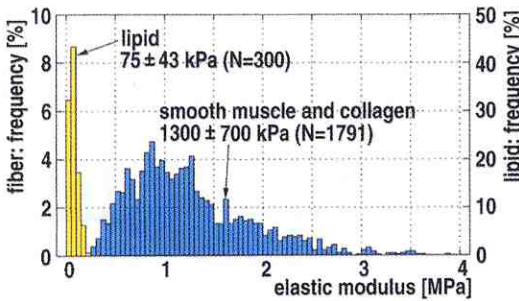


図-4 線維組織と脂肪組織の弾性率分布

$$E_{\theta n}^h = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\rho_{n0}}{\left(\frac{h_0}{N}\right)} + (N-n+1) \right\} \frac{\Delta p(t)}{-N \Delta \varepsilon_{rn}(t)} \quad (6)$$

動脈壁の厚み変化を算出する 2 点間の間隔 (=1 層の厚さ) の下限値は, 超音波パルス長により決定される。本稿において使用した超音波パルスのパ

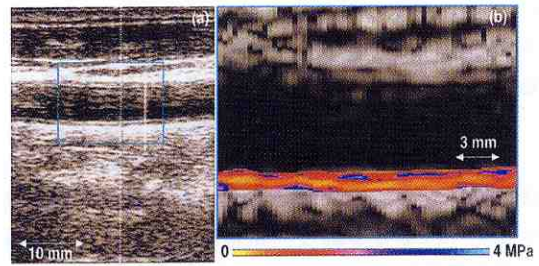


図-5 56 歳男性の頸動脈における計測結果
(a) 超音波診断装置により撮影した B モード断層像, (b) 弾性率断層像

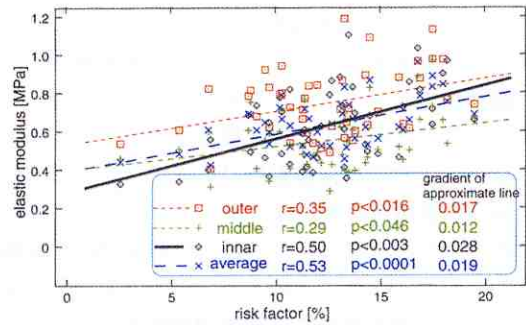


図-6 各層の平均弾性率の計測結果

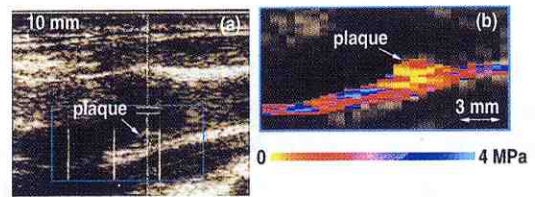


図-7 52 歳男性の頸動脈における計測結果

ルス長は, 354 μm であるため, 厚み変化を算出する 2 点の間隔は 375 μm と設定した。375 μm の層を, 深さ方向の標本点の間隔である 75 μm ごとにシフトさせながら各深さごとに $E_{\theta n}^h$ を算出することにより, 深さ方向 75 μm ごとの弾性率分布を得る。また, 血管軸方向には 300 μm ごとに超音波ビームを走査している。従って, 弾性率断層像の解像度は, 深さ方向 75 μm , 血管軸方向 300 μm となる。

4.3 病理組織との対応

摘出されたヒト腸骨動脈を用いて, 弾性率の計測結果と病理組織標本との対応を検討した [38]。循環系を模擬した水槽中に動脈を固定し, 人工心臓を用いて内圧変化を発生させた。弾性率の計測時には, 動脈後壁外側に金属製の針を取り付け, 超

音波診断装置のBモード断層像で針が確認できる断面において計測を行った。これにより、弾性率の計測断面と、病理組織標本を作製する断面を一致させることができる。

図-2は超音波診断装置により撮影した腸骨動脈のBモード断層像である。図-2の白い破線で囲まれた領域中の60点に超音波ビームを走査し、各点における反射波を計測した。各ビーム位置に関して前述した原理を適用することにより、弾性率分布を算出した結果が図-3(a)である。弾性率に関する断層像と、エラストイカマッソン染色を施した図-3(b)の病理組織標本を比較することにより、線維性に肥厚した内膜部分(図-3(b)の白線で囲んだ部位)の弾性率分布を線維組織の弾性率分布として抽出した。

同様に、計6例の動脈に関して計測を行い、線維組織と脂肪組織の弾性率分布を算出した結果が図-4である。図-4において、線維組織と脂肪組織の弾性率はそれぞれ、 $1,300 \pm 700$ kPaと 75 ± 43 kPaであり、本計測法により組織の違いによる弾性率の変化を計測できることが示された[39]。

4.4 ヒト頸動脈における *in vivo* 計測

まず、壁に動脈硬化性プラークがない被験者に関する計測結果について述べる。図-5(a)は、超音波診断装置により撮影した56歳男性の頸動脈のBモード断層像である。図-5(a)の緑色の枠内の反射波を計測し、弾性率断層像を算出した結果を図-5(b)に示す。図-5(b)において、層状の弾性率分布が確認できる。動脈壁は、内膜・中膜・外膜の3層からなっており、動脈硬化症は、内膜に生じた傷害により惹起されると考えられている[40, 41]。従って、動脈壁の層ごとの弾性率を算出することにより、より早期段階の変化を検出することが期待できる。

図-5(b)に示されるような弾性率の算出領域を厚さの等しい3層に分け、それぞれの層の平均弾性率と心疾患リスクファクタとの関係を86例について算出したものを図-6に示す。ここで、心疾患リスクファクタとは、血圧・コレステロール等から算出した、心疾患の発症危険率である[42]。図-6において、内腔側の層は、他の層に比べリスクファクタと弾性率の相関が高く、回帰直線の傾きも大きいことが分かる[43]。このことから、動脈壁の内腔側の弾性率に着目することで、より早期の段

階で動脈硬化症を診断できる可能性がある。このような情報は、数十cm間又は円周全体の平均的な弾性特性を評価する脈波速度法や径変化の計測では決して得られないものである。

図-7(a)は、高脂血症患者(52歳男性)の総頸動脈後壁に見られた動脈硬化性プラークのBモード像を示す。従来の超音波像からのみでは、動脈硬化性プラーク内の組成あるいはその易破裂性について推定することは難しい。弾性率分布を計測した結果を図-7(b)に示す。図-7(b)から、動脈硬化性プラークの中心にある脂質と考えられる非常に軟らかい部位の存在、その周囲にある硬い線維組織と思われる層の厚さなど、従来の方法では決して得られない情報が明らかになっている。

5. おわりに

本稿では、動脈壁の弾性特性の計測に関して概説した。今後、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器疾患の予防はますます重要になると考えられ、その主な原因である動脈硬化症の診断法として、動脈壁の弾性特性計測に関して、今後も活発に研究が行われると考えられる。

文 献

- [1] 高久史磨, 大内尉義, 山田信博: 動脈硬化症 update (中外医学社, 東京, 1992), pp. 1-2.
- [2] 野々木宏: acute coronary syndrome の病態と治療. 循環器病研究の進歩, XIX, 100-113 (1998).
- [3] M.R. Law, N.J. Wald and S.G. Thompson: By how much and how quickly does reduction in serum cholesterol concentration lower risk of ischaemic heart disease? *Brit. Med. J.*, 308, 367-372 (1994).
- [4] 吉田洋二: 動脈硬化の発生・進展とレオロジー. 日本バイオレオロジー学会誌, 51, 726-762 (1963).
- [5] L.T. Lee, A.J. Grodzinsky, E.H. Frank, R.D. Kamm and F.J. Schoen: Structure-dependent dynamic mechanical behavior of fibrous caps from human atherosclerotic plaques. *Circulation*, 83, 1764-1770 (1991).
- [6] H.C. Bazett and N.B. Dreyer: Measurement of pulse wave velocity. *Am. J. Physiol.*, 63, 94-116 (1923).
- [7] 吉村正蔵, 長谷川元治, 矢部喜正, 荒井親雄, 柏倉義弘, 田中穂積, 川崎 健, 相沢義則, 安部正威, 林知己夫, 駒沢 勉, 中山 淑, 八木晋一, 木下重博: 脈波と血管弾性—脈波速度法の原理と本質—. 呼吸と循環, 24, 376-386 (1976).
- [8] T. Imura, K. Yamamoto, K. Kanamori, T. Mikami and H. Yasuda: Non-invasive ultrasonic measurement of the elastic properties of the human abdominal aorta. *Cardiovasc. Res.*, 20, 208-214 (1986).
- [9] D.J. Patel, J.S. Janicki and T.E. Carew: Static anisotropic elastic properties of the aorta in living dogs. *Circ. Res.*, XXV, 765-779 (1969).
- [10] T.E. Carew, R.N. Vaishnav and D.J. Patel: Com-

- pressibility of the arterial wall. *Circ. Res.*, **XXIII**, 61-68 (1968).
- [11] D.E. Dick, J.E. Kendrick, G.L. Matson and V.C. Rideout: Measurement of nonlinearity in the arterial system of the dog by a new method. *Circ. Res.*, **XXII**, 101-111 (1968).
- [12] D.H. Bergel: The static elastic properties of the arterial wall. *J. Physiol.*, **156**, 445-457 (1961).
- [13] L.H. Peterson, R.E. Jensen and R. Parnell: Mechanical properties of arteries *in vivo*. *Circ. Res.*, **8**, 622-639 (1960).
- [14] 林紘三郎: バイオメカニクスの現状 (1) —主として血液循環系への材料力学の応用—。機械の研究, **27**, 855-859 (1975).
- [15] K. Hayashi, H. Handa, S. Nagasawa, A. Okumura and K. Moritake: Stiffness and elastic behavior of human intracranial and extracranial arteries. *J. Biomech.*, **13**, 175-184 (1980).
- [16] J.O. Arndt, J. Klauske and F. Mersch: The diameter of the intact carotid artery in man and its change with pulse pressure. *Pflügers Arch.*, **301**, 230-240 (1968).
- [17] D.J. Mozersky, D.S. Summer, D.E. Hokanson and D.E. Strandness Jr.: Transcutaneous measurement of the elastic properties of the human femoral artery. *Circulation*, **XLVI**, 948-955 (1972).
- [18] A.P.G. Hoeks, C.J. Ruissen, P. Hick and R.S. Reneman: Transcutaneous detection of relative changes in artery diameter. *Ultrasound Med. Biol.*, **11**, 51-59 (1985).
- [19] 片倉景義, 千田彰一, 西谷智彦, 松尾裕英: 血流ドブラ信号の直接相関を利用する局所脈波速度計測法の研究。超音波医学, **21**, 195-201 (1994).
- [20] H. Kanai, K. Kawabe, M. Takano, R. Murata, N. Chubachi and Y. Koiwa: New method for evaluating local pulse wave velocity by measuring vibrations on aortic wall. *Electron. Lett.*, **30**, 534-536 (1993).
- [21] 村田亮治, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎, 竹内康人: 動脈硬化の非侵襲的診断を目指した超音波ビームの制御による動脈壁上 2 点での微小振動の計測。超音波医学, **21**, 703-711 (1994).
- [22] 小澤 仁, 金井 浩, 中鉢憲賢: 超音波によって *in vivo* 計測された動脈壁上の微小振動波形の解析。音響学会誌, **53**, 517-523 (1997).
- [23] A. Eriksson, E. Greiff, T. Loupas, M. Persson and P. Pesque: Arterial pulse wave velocity with tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med. Biol.*, **28**, 571-580 (2002).
- [24] P.J. Brands, J.M. Willigers, L.A.F. Ledoux, R.S. Reneman and A.P.G. Hoeks: A noninvasive method to estimate pulse wave velocity in arteries locally by means of ultrasound. *Ultrasound Med. Biol.*, **24**, 1325-1335 (1998).
- [25] J.M. Meinders, P.J. Brands, J.M. Willigers, L. Kornet and A.P.G. Hoeks: Assessment of the spatial homogeneity of artery dimension parameters with high frame rate 2-D B-Mode. *Ultrasound Med. Biol.*, **27**, 785-794 (2001).
- [26] A. Schmidt-Trucksäss, D. Grathwohl, A. Schmid, R. Boragk, C. Upmeier, J. Keul and M. Huonker: Assessment of carotid wall motion and stiffness with tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med. Biol.*, **24**, 639-646 (1998).
- [27] R.W. Stadler, J.A. Taylor and R.S. Lees: Comparison of B-mode, M-mode and echo-tracking methods for measurement of the arterial distension waveform. *Ultrasound Med. Biol.*, **23**, 879-887 (1997).
- [28] C.L. de Korte, E.I. Céspedes, A.F.W. van der Steen and C.T. Lanc: Intravascular elasticity imaging using ultrasound: Feasibility studies in phantoms. *Ultrasound Med. Biol.*, **23**, 735-746 (1997).
- [29] T. Shiina, M.M. Doyley and J.C. Bamber: Strain imaging using combined RF and envelope autocorrelation processing. *1996 IEEE Ultrason. Symp. Proc.*, pp. 1331-1336 (1996).
- [30] C.L. de Korte, G. Pasterkamp, A.F.W. van der Steen, H.A. Woutman and N. Bom: Characterization of plaque components with intravascular ultrasound elastography in human femoral and coronary arteries *in vitro*. *Circulation*, **102**, 617-623 (2000).
- [31] C.L. de Korte, M. Siervogel, F. Mastik, C. Strijder, J.A. Schaar, E. Velega, G. Pasterkamp, P.W. Serruys and A.F.W. van der Steen: Identification of atherosclerotic plaque components with intravascular ultrasound elastography *in vivo*—A Yucatan pig study—. *Circulation*, **105**, 1627-1630 (2002).
- [32] H. Mita, H. Kanai, Y. Koiwa, M. Ichiki and F. Tezuka: Cross-sectional elastic imaging of arterial wall using intravascular ultrasonography (IVUS). *Jpn. J. Appl. Phys.*, **40**, 4753-4762 (2001).
- [33] H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa and N. Chubachi: Transcutaneous measurement and spectrum analysis of heart wall vibrations. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **UF43**, 791-810 (1996).
- [34] H. Kanai, H. Hasegawa, N. Chubachi, Y. Koiwa and M. Tanaka: Noninvasive evaluation of local myocardial thickening and its color-coded imaging. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **UF44**, 752-768 (1997).
- [35] 長谷川英之, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎: 動脈壁厚変化の非侵襲的高精度計測による動脈壁弾性率の評価。超音波医学, **24**, 851-860 (1997).
- [36] 長谷川英之, 金井 浩, 中鉢憲賢, 小岩喜郎: 不均一な壁厚を有する管の局所弾性率の計測法。超音波医学, **28**, J3-J13 (2001).
- [37] 日本機械学会: 機械工学便覧エンジニアリング編 C6 バイオテクノロジー・メディカルエンジニアリング (丸善, 東京, 1988), p. 148.
- [38] H. Kanai, H. Hasegawa, M. Ichiki, F. Tezuka and Y. Koiwa: Elasticity imaging of atheroma with transcutaneous ultrasound—Preliminary study—. *Circulation*, **107**, 3018-3021 (2003).
- [39] H. Hasegawa, H. Kanai, Y. Koiwa, M. Ichiki and F. Tezuka: Measurement of elastic moduli of tissue components in atherosclerotic plaques by ultrasonic phased tracking method. *2002 IEEE Ultrason. Symp. Proc.*, pp. 1803-1806 (2002).
- [40] R. Ross and J.A. Glomset: The pathogenesis of atherosclerosis. *New Engl. J. Med.*, **295**, 369-376 (1976).
- [41] R. Ross: The pathogenesis of atherosclerosis—An update. *New Engl. J. Med.*, **314**, 488-500 (1986).
- [42] K.M. Anderson, P.W.F. Wilson, P.M. Odell and W.B. Kannel: An updated coronary risk profile—A statement for health professionals—. *Circulation*, **83**, 356-362 (1991).
- [43] H. Kanai, M. Watanabe, H. Hasegawa and Y. Koiwa: Carotid artery intima-media elasticity measured by ultrasonography in subjects with normal intima-media thickness correlates well with atherosclerosis risk factors. *Circulation*, **106**, II-442 (2002).



長谷川英之

平成 8 年東北大学工学部卒業，平成 13 年同大学院工学研究科博士課程修了。工学博士。平成 13 年日本学術振興会特別研究員 (PD)。平成 14 年東北大学大学院工学研究科助手。この間，超音波による医用生体計測に関する研究に従事。平成 9 年電気学会論文発表賞 B 受賞，平成 10 年日本超音波医学会論文賞 (菊池賞) 受賞，平成 14 年日本超音波医学会第 3 回奨励賞を受賞。日本音響学会，日本超音波医学会，電子情報通信学会，IEEE の各会員。



金井 浩

昭和 56 年東北大学工学部卒業，昭和 61 年同大学院博士課程修了。工学博士。昭和 61 年同大学助手，講師を経て，平成 4 年 6 月同工学部電気工学科助教授，平成 9 年 4 月同大学院工学研究科電気・通信工学専攻助教授，平成 13 年 3 月同大学院工学研究科電子工学専攻教授，現在に至る。この間，超音波による医用生体計測と

音響振動に関するデジタル信号処理に関する研究に従事。昭和 62 年石川賞，平成 7 年日本音響学会佐藤論文賞，平成 8 年及び平成 10 年日本超音波医学会論文賞 (菊池賞)，平成 13 年日本 IBM 化学賞など受賞。著書：『音・振動のスペクトル解析』(コロナ社) など。日本音響学会，日本超音波医学会，電子情報通信学会，日本 ME 学会，日本循環器学会，情報理論とその応用学会，IEEE の各会員。



小岩 喜郎

昭和 44 年東北大学医学部卒業。医学博士。昭和 49 年東北大学医学部第一内科助手，昭和 62 年講師，平成 2 年助教授，現在に至る。振動力学的立場からの心臓血管系の病態生理に関する研究，ことに心不全，虚血性心疾患に対する診断と治療法の開発に従事。平成 3 年度東北大学医学部金賞，同年宮城県医師会医学奨励賞，平成 4 年度日本機械学会論文賞，平成 7 年本学会佐藤論文賞，平成 8 年及び平成 10 年日本超音波医学会論文賞 (菊池賞) 受賞。日本循環器学会，日本内科学会，日本 ME 学会，日本心臓学会，日本臨床生理学会，日本超音波医学会，AFRC，CSDS の各学会会員。

超音波による血管壁の特性計測に関する研究の進展を報告する。この間、超音波による医用生体計測と音響振動に関するデジタル信号処理に関する研究に従事。昭和62年石川賞、平成7年日本音響学会佐藤論文賞、平成8年及び平成10年日本超音波医学会論文賞(菊池賞)、平成13年日本IBM化学賞など受賞。著書：『音・振動のスペクトル解析』(コロナ社) など。日本音響学会、日本超音波医学会、電子情報通信学会、日本ME学会、日本循環器学会、情報理論とその応用学会、IEEEの各会員。

超音波による血管壁の特性計測に関する研究の進展を報告する。この間、超音波による医用生体計測と音響振動に関するデジタル信号処理に関する研究に従事。昭和62年石川賞、平成7年日本音響学会佐藤論文賞、平成8年及び平成10年日本超音波医学会論文賞(菊池賞)、平成13年日本IBM化学賞など受賞。著書：『音・振動のスペクトル解析』(コロナ社) など。日本音響学会、日本超音波医学会、電子情報通信学会、日本ME学会、日本循環器学会、情報理論とその応用学会、IEEEの各会員。

Clinical application and technical updates of the endoscopic ultrasonography (EUS) ... Keiichi Ohno, MD, PhD, Director, Division of Gastroenterology and Hepatology, Osaka University Graduate School of Medicine, Suita, Osaka, Japan. E-mail: keiohno@yodanis.osaka-u.ac.jp