

血管内エコー図法によるヒト動脈弾性の計測

Stiffness of Human Arterial Wall Assessed by Intravascular Ultrasound

元井 浩司
森田 久樹
藤田 憲弘
鷹野 譲
水重 克文
千田 彰一
松尾 裕英

Koji MOTOI
Hisaki MORITA
Norihiro FUJITA
Yuzuru TAKANO
Katsufumi MIZUSHIGE
Shoichi SENDA
Hirohide MATSUO

Abstract

Little is known about the elastic properties of human arteries. Intravascular ultrasound (IVUS) can measure the instantaneous circumference or diameter of the arteries during a cardiac cycle, and so investigate human arterial elasticity *in vivo*.

We studied 36 patients aged from 35 to 72 years classified into the ischemic heart disease (IHD) group (21 patients aged 39 to 71 years) and the non-ischemic heart disease (NIHD) group (15 patients aged 35 to 76 years) who had no atherogenic factors. The stiffness and wall morphology of six portions from the thoracic descending aorta to common iliac artery were measured by 8F, 15 MHz IVUS. The stiffness parameter, β , was calculated as $1n(P_{max}/P_{min})/(C_{max}/C_{min}-1)$, where P is arterial pressure, and C is the circumference of the artery. The thickness of the intima-media complex echo (Th) was used as a substitute for the wall thickness, and Th/D was calculated as an index of relative wall thickness, where D is the minimum luminal diameter. The pulse wave velocity (PWV) was measured with a conventional method.

β increased after branching of the renal artery and increased much more toward the periphery in comparison with the thoracic descending aorta in both groups. At all portions except the abdominal aorta after branching of the renal artery and the common iliac artery, β was significantly larger in the IHD than the NIHD group. Th/D increased as well as β in both groups. At all portions except after branching of the renal artery, Th/D was significantly larger in the IHD than the NIHD group. The PWV showed a good positive correlation with β of the thoracic descending aorta and the diaphragma portion.

Arterial stiffness increases after branching of the renal artery and increases greatly toward the periphery. This finding is presumably related to an increase of wall thickness/luminal diameter ratio, which may reflect a morphological change in the artery associated with the progression of arteriosclerosis. The PWV is determined predominantly by the stiffness of the thoracic descending aorta.

Key Words

intravascular ultrasound, arteriosclerosis, arterial stiffness, pulse wave velocity

はじめに

動脈硬化病変の評価には、血管内腔への隆起性病変である atheroma plaque の形成による狭窄などの血管内腔の形態的変化の観察とともに、動脈弾性を計測する

ことも重要と考えられる。動脈の弾性を正確に計測するためには、血管内圧と血管周囲長あるいは血管内径との関係を求めることが必要である。しかしヒト生体内で瞬時に血管周囲長あるいは径を精度よく計測する方法がほとんどなかったため、従来は脈波伝播速度

香川医科大学 第二内科：〒761-07 香川県木田郡三木町池戸 1750-1

The Second Department of Internal Medicine, Kagawa Medical School, Kagawa

Address for reprints: Motoi K, MD, The Second Department of Internal Medicine, Kagawa Medical School, Ikenobe 1750-1, Miki-cho, Kitagun, Kagawa 761-07

Received for publication November 11, 1994; accepted February 13, 1995

を体外計測して、大動脈全体の硬さを間接的に評価するか¹⁻³⁾、動脈局所の弾性特性の評価では、瞬時血管形態が良好な解像度で描出できる高周波超音波法の適用が可能な末梢動脈^{4,5)}あるいは経食道アプローチによる胸部大動脈⁶⁻⁸⁾での計測にほぼ限られていた。したがって、動脈硬化が進展しやすい大動脈の各部位の弾性は、現在までほとんど明らかにされていない。

Cieszynski⁹⁾に開発の端を発する血管内エコー図法は、先端に超音波振動子を装着したカテーテルを血管内に挿入し、リアルタイムに血管断面像をイメージングしようとする手法である。本法では探触子が血液のみを介して血管壁と近接しているため、15-30 MHzの高周波超音波を用いることができるので、心周期における血管内腔断面積や周囲長を精度よく測定でき、さらに壁構造の観察も可能である¹⁰⁻¹³⁾。そこで本研究では、血管内エコー図法を用いて計測した血管周囲長と血圧から、胸部下行大動脈から総腸骨動脈までの各部の弾性特性を計測した。さらに、これに及ぼす血管壁厚および動脈硬化促進因子の影響を検討し、大動脈の各部位の硬さと脈波伝播速度で評価した全体の平均的な硬さとの関連についても検討した。

対象と方法

1. 対象

対象は、心臓カテーテル検査時に血管内エコー検査を施行した連続50例のうち、大動脈の蛇行により探触子が中樞側まで上がらなかった7例、径が大きすぎて一部の計測部位で血管全体像を描出できなかった2例、腹部大動脈全体に著明な atheroma plaque を認めた2例、複数部位で高度の石灰化による音響陰影のため血管壁厚の計測がほぼ全周にわたり不可能であった2例、腹部真性大動脈瘤の1例の計14例を除いた36例である。これらを冠動脈疾患を有さず、かつ冠危険因子を持たない非冠動脈疾患群15例(年齢35-76歳、平均年齢54.3歳、男10例、女5例)と冠動脈疾患を有し、かつ以下の冠危険因子を1つ以上持つ冠動脈疾患群21例(年齢39-71歳、平均年齢59.3歳、男17例、女4例)に分類した。両群の年齢には有意差を認めなかった。

冠危険因子としては、HbA1cが7.0以上またはフルクトサミンが300 μM/l以上の糖尿病、喫煙に関してはBrinkman's index (喫煙本数/日×喫煙年数)が400以上

のもの、高血圧は収縮期圧が⁸160 mmHg以上、また高脂血症はFriedewaldの式

$$LDL\text{-}Cho = T\text{-}Cho - HDL\text{-}Cho - 0.2TG$$

$$T\text{-}Cho = \text{total cholesterol}; TG = \text{triglyceride}$$

から求めたLDLコレステロールが⁸130 mg/dl以上の例をそれぞれの危険因子を有していると判定した。

なお、これら2群の臨床診断は以下のごとくであった。非冠動脈疾患群では大動脈弁狭窄症1例、大動脈弁閉鎖不全症2例、僧帽弁閉鎖不全症3例、肥大型心筋症2例、拡張型心筋症3例、心房中隔欠損症1例、神経循環無力症2例、胆石症1例であり、冠動脈疾患群では陳旧性心筋梗塞12例、労作性狭心症7例、冠攣縮性狭心症2例であった。

2. 計測方法

1) 動脈弾性の計測

血管内エコー装置はアロカ製SSD-550で、フレームレートは15 frames/secである。探触子は発振周波数15 MHz、シースカテーテル8Fの機械式振動子回転型のものを使用した。

検査は、右大腿動脈をSeldinger法で穿刺し、診断的カテーテル検査を行う前に、まず6F pig-tailカテーテルを用いた大動脈造影により大動脈の走行や分枝を確認し、測定部位の参照とした。次に、シースカテーテルに通した探触子を透視下で血管内エコー像をモニターしつつ胸部下行大動脈上端まで挿入し、次いで順次引き抜いて胸部下行中央部(S1)、横隔膜部(S2)、腹部大動脈腎動脈分枝上部2 cm(S3)・下部2 cm(S4)、腹部大動脈総腸骨動脈分枝部直上(S5)、総腸骨動脈(S6)の各部位に探触子を置き、それぞれの部位における血管内エコー像をビデオ記録した。その後、ただちに6F pig-tailカテーテルを用いて、各部における動脈圧をwater-filled法により測定した。なお、血管作動薬が投与されていたものでは、検査前72時間以上、投薬を中止した。

インフォームドコンセントに関しては、診断的心臓カテーテル検査法の説明に加えて、血管内エコー図法の動脈硬化の評価における有用性および検査時の危険性を十分説明し、文書により患者の同意を得た。

血管内エコー像のビデオ記録から画像解析装置Kontron製Σ5を用いて以下の計測を行った。すなわち1心周期内の最大および最小血管周囲長(C_{max}, C_{min}),

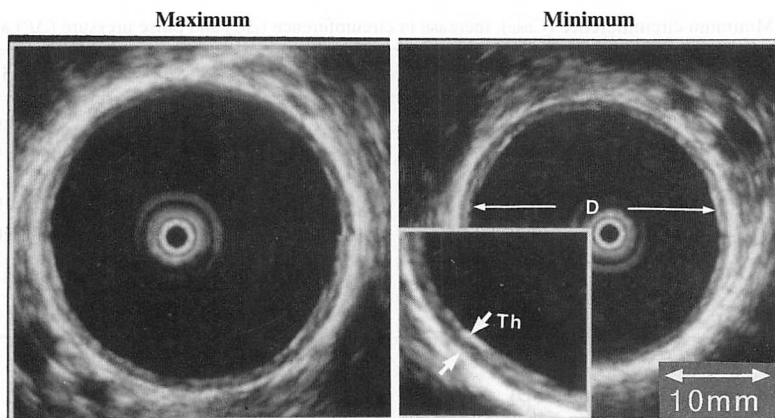


Fig. 1 Measurements on arterial echograms recorded by intravascular ultrasound

The maximum and minimum circumference of the artery (C_{max} , C_{min}), the minimum luminal diameter (D), and the thickness of the intima-media complex (Th), which usually consists of the intimal leading edge with high echogenicity and the outer sonolucent zone with low echogenicity, were measured simultaneously.

最小血管内径 (D) および血管が最小径を示す時相の血管壁エコー像の最内側の高輝度エコー帯 (intimal leading edge) とその外側の低輝度エコー帯 (sonolucent zone) を合わせた intima-media complex の幅 (Th)^{14,15)} を計測した (Fig. 1). 同一部位での 1 心拍内の最大および最小血管内径を呈するエコー像を 5 心拍分選択し, Th は最小血管内径を計測した画像から 1 枚を選び, それを円周方向に 5 等分し, 各分節での中間的な Th を計測してその平均値を求め, 他の計測値は 5 心拍の平均値を求めた.

以上の計測に基づいて, Hayashi ら^{16,17)} によって定義された硬さの指標である stiffness parameter, β を次式より求めた.

$$\beta = 1n (P_{max}/P_{min}) / (C_{max}/C_{min} - 1)$$

P_{max} = 最大血圧, P_{min} = 最小血圧

また Th を機能的な血管壁厚とみなして, 血管内径に対する壁厚比である Th/D を算出した.

血管内エコー像の計測値の interobserver および intraobserver variability の検討は, 任意に選択した 10 ヶ所でのビデオ記録から 2 人の独立した観察者, および同一観察者が時間を変えて計測した最大および最小血管周囲長, 最小血管内径および Th を用いて行った. 2 つの計測値は直線回帰で解析し, その誤差は最初の計測値に対する 2 つの計測値の差の比で表した.

2) 脈波伝播速度の計測

大動脈基部から大腿動脈までの脈波伝播速度 (pulse wave velocity: PWV) をフクダ電子製ポリグラフ MCM8000 を用いて計測した. すなわち, 頸動脈波, 股動

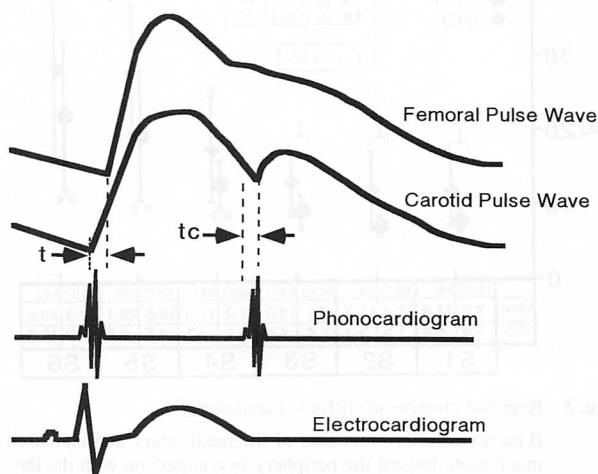


Fig. 2 Calculation of pulse wave velocity (PWV)

PWV was calculated by the equation of Yoshimura *et al*, $PWV = 1.3 \times L / (t + tc)$, where L is the length between the second right sternal border and left femoral artery, t is time delay between the feet of the carotid pulse and femoral pulse waves, and tc is the time delay between the second sound of the phonocardiogram and the dicrotic notch of the carotid pulse wave.

脈波を心音図, 心電図とともに記録用紙に紙送り速度 100 mm/sec で記録し, これより頸動脈波と股動脈波の立ち上がりの時間差 (t), 心音図 II 音と頸動脈波切痕の時間差 (tc) を求めた. これらと第 II 肋間胸骨右縁と左側股動脈拍動部の直線距離 (L) より, 吉村ら¹⁸⁾ の式

$$PWV = 1.3L / (t + tc)$$

に基づいて脈波伝播速度を算出した (Fig. 2). さらに, 最小血圧を圧校正表²⁾ により一律 80 mmHg に修正して得られた値を脈波伝播速度とした. なお, 本計測は心臓カテーテル検査の 24-36 時間前に行った.

Table 1 Minimum circumference (C_{min}), increase in circumference (ΔC) and pulse pressure (ΔP) at each site

	Portion	S1	S2	S3	S4	S5	S6
C_{min} (mm)	NIHD	71.7±8.9	67.4±7.8	62.7±7.1* ¹	53.2±6.3* ²	45.7±6.9* ²	31.2±7.4* ²
	IHD	72.3±8.3	68.7±7.8	58.9±11.1* ²	53.4±8.6* ²	45.0±7.5* ²	30.4±5.2* ²
ΔC (mm)	NIHD	5.11±1.44 [†]	5.26±1.38 [†]	4.00±1.15	2.38±0.71	1.63±0.92 [†]	0.96±0.56
	IHD	4.09±1.21 [†]	3.96±1.25 [†]	3.10±1.29	1.92±0.61	1.11±0.44 [†]	0.77±0.35
ΔP (mmHg)	NIHD	57.1±19.3	57.7±19.0	58.3±19.3	59.1±22.0	58.5±19.4	58.5±19.4
	IHD	63.9±18.3	64.0±18.2	64.8±19.2	59.5±16.3	65.6±19.0	64.6±18.1

*¹ $p < 0.01$, *² $p < 0.001$ vs S1, [†] $p < 0.05$.

Data are indicated as mean value ± standard deviation (SD).

IHD=ischemic heart disease group; NIHD=non-ischemic heart disease group; S1=thoracic descending aorta; S2=diaphragma portion; S3=2 cm above the renal artery; S4=2 cm below the renal artery; S5=just above the bifurcation; S6=common iliac artery

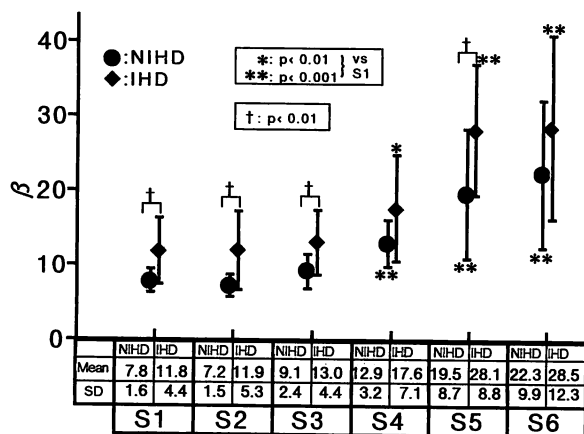


Fig. 3 Regional changes in stiffness parameter, β

β increased after branching of the renal artery and increased much more toward the periphery in comparison with the thoracic descending aorta in both groups. At all portions except S4 and S6, β was significantly larger in the IHD than the NIHD group.

Abbreviations as in Table 1.

3. 統計処理

β および Th/D に関しては F -test により等分散の検定を行った後、2 群間の値の分散が等しいと判断されたものは unpaired Student's t -test を、等しくないとは判断されたものは Welch's t -test を行い、 β と脈波伝播速度の相関に関しては最小二乗法による直線回帰を行った。 $p < 0.05$ をもって有意差の判定とした。

結 果

1. エコー像計測の再現性

Interobserver variability, intraobserver variability は、血管周囲長に関しては、それぞれ直線回帰で $r = 0.95$,

0.97 であり、誤差 (平均 ± 標準偏差) は ±3.9%, ±3.3% であった。血管内径に関してはそれぞれ直線回帰で $r = 0.93, 0.96$ であり、誤差は ±4.1%, ±3.3% であった。Th に関しては、それぞれ直線回帰で $r = 0.94, 0.95$ であり、誤差は ±4.2%, ±3.8% であった。

2. 動脈局所弾性

各部での最小血管周囲長 (C_{min}), 1 心周期内の血管周囲長増加分 (ΔC) および脈圧 (ΔP) は **Table 1** のとおりであった。 C_{min} は両群とも S3 より末梢で有意に減少し、 ΔC は S4, S6 以外の部位で冠動脈疾患群に比し、非冠動脈疾患群の増加分が多かった。 β は、両群において胸部下行部 (S1) から腎動脈分枝上部 (S3) までは有意な変化はなく、腎動脈分枝下部 (S4) より末梢で胸部下行大動脈に比し有意に増加した。また、各部位における非冠動脈疾患、冠動脈疾患両群の比較では、腎動脈分枝上部 (S3) より中枢側と総腸骨動脈分枝部直上 (S5) で冠動脈疾患群は非冠動脈疾患群より有意に高値を示し、その他の部位でも冠動脈疾患群は非冠動脈疾患群より高い傾向を示した (**Fig. 3**)。

3. 血管壁厚

非冠動脈疾患群のうち、最も若年の 35 歳と 36 歳の 2 例を除く 13 例で、intimal leading edge と sonolucent zone, および最外側の高輝度エコー帯の 3 層構造が全周性に、もしくは部分的に明瞭に観察された。若年の 2 例においては、明らかな sonolucent zone を認めなかったが、最外側の高輝度エコー帯と intima-media complex は判別可能であり、その厚さの計測は可能で

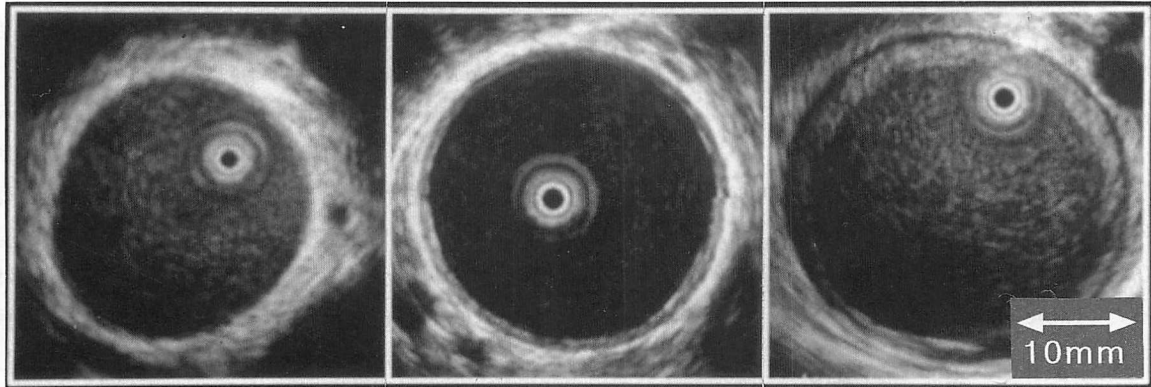


Fig. 4 Echograms of the abdominal aorta in a 35-year-old woman with NIHD (left), a patient over 40 years old with NIHD (middle), and a patient with IHD (right)

The sonolucent zone was clearly observed in all patients except for the two patients under 40 years old with NIHD. The intima-media complex was thickened in the IHD patient. Abbreviations as in Table 1.

Table 2 Mean value of wall thickness (Th) and luminal diameter (D) at each site

Portion		S1	S2	S3	S4	S5	S6
Th (mm)	NIHD	0.85 ± 0.22 ^{†2}	0.79 ± 0.26 ^{†2}	0.71 ± 0.24 ^{†2}	0.86 ± 0.11 ^{†1}	0.86 ± 0.34 ^{†2}	0.67 ± 0.25 ^{*1}
	IHD	1.19 ± 0.28 ^{†2}	1.29 ± 0.50 ^{†2}	0.97 ± 0.27 ^{*1}	1.17 ± 0.37 ^{†1}	1.21 ± 0.32 ^{†2}	0.91 ± 0.31 ^{*2}
D (mm)	NIHD	22.8 ± 2.8	21.5 ± 2.5	20.0 ± 2.3 ^{*1}	16.9 ± 2.0 ^{*2}	14.5 ± 2.2 ^{*2}	9.9 ± 2.3 ^{*2}
	IHD	23.1 ± 2.6	22.0 ± 2.4	19.0 ± 3.5 ^{*2}	17.2 ± 2.6 ^{*2}	14.5 ± 2.2 ^{*2}	9.8 ± 1.6 ^{*2}

*¹ $p < 0.05$, *² $p < 0.01$ vs S1, ^{†1} $p < 0.05$, ^{†2} $p < 0.01$. Abbreviations as in Table 1.

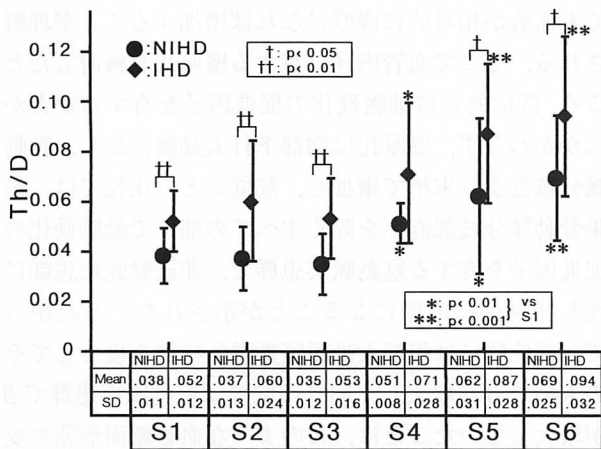


Fig. 5 Regional changes in wall thickness/luminal diameter ratio (Th/D)

Th/D increased after branching of the renal artery and increased much more toward the periphery in comparison with the thoracic descending aorta in both groups. At all portions except S4, Th/D was significantly larger in the IHD than the NIHD. Abbreviations as in Table 1.

あった。冠動脈疾患群では全例で sonolucent zone が明瞭に観察され、非冠動脈疾患群と比べ intimal leading

Table 3 Correlation between β and PWV

Portion	r	p value
S1	0.65	<0.01
S2	0.71	<0.01
S3	0.59	<0.01
S4	0.60	<0.01
S5	0.49	<0.01
S6	0.33	NS

β of the thoracic descending aorta and diaphragma portion correlated with PWV better than β of the abdominal aorta. β of the common iliac artery was independent of PWV. NS = not significant. Other abbreviations as in Fig. 2, Table 1.

edgeの肥厚と sonolucent zoneの拡大を認めた (Fig. 4).

Intima-media complexの幅(Th), 最小血管内径(D)は Table 2のとおりであった。Thはすべての部位で非冠動脈疾患群に比し冠動脈疾患群で有意に厚かった。また、Dは両群ともS3より末梢で有意に減少した。Th/Dは、両群において胸部下行(S1)から腎動脈分枝上部(S3)までは有意な変化はなく、腎動脈分枝下部(S4)より末梢で胸部下行大動脈に比し有意に増加した。各部位における両群の比較では腎動脈分枝下部(S4)を除く

すべての部位で、冠動脈疾患群は非冠動脈疾患群より有意に高値を示した (Fig. 5).

4. 脈波伝播速度と局所弾性の関係

脈波伝播速度は 5.2 m/sec から 11.4 m/sec に分布し、 β との相関関係は S1-S6 でそれぞれ 0.65, 0.71, 0.59, 0.60, 0.49, 0.33 (S1-S5 では $p < 0.01$, S6 では有意差なし) であった (Table 3).

考 案

血管の弾性特性、いわゆる“硬さ”は動脈硬化を評価する基本的な指標の一つである。これを直接的に計測するためには、血管内圧-血管周囲長あるいは径関係を得ることが必要で、*in vitro* では摘出動脈片の静的圧変化に対する変形を計測するという方法で、動脈各部の弾性特性が計測されている^{17,18)}。しかしながら、ヒト *in vivo* では瞬時血管断面形態を精度よく計測しうる方法が現在のところ、高周波超音波法や血管径の計測精度が向上するエコートラック法などの超音波法以外にはほとんどなく、それらによる血管弾性の計測も経皮的アプローチでは頸動脈^{4,5)}、大腿動脈あるいは腹部大動脈の一部^{19,20)} に、また経食道アプローチでは胸部大動脈⁶⁻⁸⁾ に限られている。

現在までの動脈各部の“硬さ”についての検討で、イヌ *in vitro* では胸・腹部大動脈に比し大腿動脈で弾性係数が上昇し²¹⁾、ヒト *in vitro* では頸動脈に比し大腿動脈で伸展性が低下し¹⁶⁾、ヒト *in vivo* では頸動脈、腹部大動脈に比し大腿動脈で伸展性が低下すると報告されており¹⁹⁾、大動脈や頸動脈に比し末梢の大動脈で血管が硬いことが示されている。また、動脈硬化促進因子による動脈伸展性への影響についても、胸部大動脈^{7,8)}、もしくは腹部大動脈の限局した部位²⁰⁾での検討が行われているが、ヒト *in vivo* で大動脈各部の弾性を詳細に計測し、かつそれに及ぼす動脈硬化促進因子の影響を検討したものはほとんどみられない。また動脈の弾性と壁厚との関連は、血管壁厚を *in vivo* で精度よく計測しうる方法がほとんどなかったため、検討されていない。

本研究では、ヒト胸部下行大動脈から総腸骨動脈までの各部における硬さを、血管内エコー図法を用いて瞬時の各部の血管周囲長を計測することにより、血圧依存性の少ない硬さの指標 stiffness parameter, β を求

めて評価した。その結果、大動脈伸展性は部位的には、動脈硬化促進因子を有するか否かにかかわらず、胸部大動脈に比し腹部大動脈腎動脈分枝部より末梢で低下し、さらに末梢にいくほど低下の程度は大きくなることが示された。また、動脈硬化促進因子を有する群では有さない群に比べ、両群の年齢に有意差がなかったにもかかわらず、すべての部位で伸展性は低下ないし低下傾向を示した。なお、加齢に伴い動脈が硬くなることが示されているが^{6,7,17)}、この点に関しては今回の対象の年齢構成に偏りがあったため、加齢に伴い β が増す傾向は認められたものの明らかにはできなかった。

ところで、今回用いた stiffness parameter, β は血管壁の材料としての硬さそのものではなく、血管局所断面での血管壁全体としての“みかけの硬さ”を表す指標である。脈波伝播速度もまた Moens-Korteweg の式

$$PWV = (E/\rho \times Th/D)^{1/2}$$

E =ヤング弾性率; ρ =血液密度

で与えられることから理解されるように、動脈壁固有の弾性特性のみならず、動脈の径に対する壁厚比にも規定される“みかけの硬さ”を表す指標である。すなわち“みかけの硬さ”は、動脈壁自体の弾性特性が同じでも血管が相対的に肉厚になれば増加することが理解される。そこで血管内径に対する壁厚比を検討したところ、部位的には動脈硬化の促進因子を有するか否かにかかわらず、壁厚比は胸部下行大動脈に比し、腎動脈分枝部より末梢で増加し、部位ごとの比較では、総腸骨動脈分岐部直上を除くすべての部位で動脈硬化の促進因子を有する冠動脈疾患群で、非冠動脈疾患群に比し相対的に肉厚になることが示された。したがって、部位的には腹部大動脈腎動脈分枝部を境としてその末梢で β が増大し、同じ部位では冠動脈疾患群で β が増大していたことは、このような血管断面形態の変化が大きく関与していると考えられた。血管壁は動脈硬化に伴う血管壁構造の変化の一つとして肥厚してくとされており^{11,12)}、今回の検討でも冠動脈疾患群では非冠動脈疾患群に比し壁厚が増大していたことは従来の報告と一致する。また、冠動脈疾患群だけではなく非冠動脈疾患群においても腎動脈分枝部より末梢において壁厚比が増大したことは、そのような形態的变化と加齢との関係は明らかにできていないものの、対象が中年者-高齢者であるところから、加齢による動

脈硬化が腎動脈分枝より末梢でより進展することを表している可能性も考えられた。

血管の硬さを規定するもう一つの因子である壁固有の弾性特性については、血管壁の組織性状が関与する。大動脈はその中膜に変形しやすい弾性線維¹⁸⁾を多く含み伸展性に富む血管(弾性血管)であるが、末梢に進むに従い弾性線維は減少し、変形性に乏しい膠原線維と平滑筋が増加して^{22,23)}、硬さを増した血管(筋性血管)へと移行する。したがって、大動脈の下部から末梢では壁そのものが硬くなり、それが大動脈の伸展性低下をもたらしている可能性があるが、壁固有の弾性特性は今後の研究課題である。

動脈硬化性の真性大動脈瘤は腎動脈分枝下部大動脈に多発することが知られている^{22,24,25)}。その機序としては、腎動脈より末梢で栄養血管(vasovasorum)の分布が減少している²⁶⁾ことや、血管内径の減少により発生する血流の乱れ^{22,27)}といったレオロジカルな因子で、この部位に動脈硬化が進展しやすいためではないかとされているが、今回の検討で実際に腎動脈分枝部より末梢で壁伸展性が低下していることが示されたことは、真性動脈瘤の発症と動脈硬化との間に深い関連があることを示唆していると考えられる。

血管内エコー図法による血管壁構造の描出については、現在まで筋性動脈の壁は3層構造として観察されるが²⁸⁻³⁰⁾、中膜に high echoic な弾性線維の豊富な弾性血管では、血管壁の3層が描出されにくい^{12,31)}と報告されている。しかし、われわれの研究では、弾性血管である大動脈においても、非冠動脈疾患群の年齢の低い2例を除き、3層構造が全周性、もしくは部分的に明瞭に観察された。その理由は、加齢により中膜の弾性線維の断裂、変性が起こるため³²⁾、中膜の echogenicity が低下して sonolucent に描出されると考え

られた。あるいは、今回用いた血管内エコー装置の分解能が従来のものより優れているため、わずかな組織性状の差を描出しえたことによる影響も考えられる。なお、intima-media complex の幅は動脈の力学的性質を支配する内膜と中膜の厚さの和にほぼ相当する¹⁵⁾ため、これを壁厚として用いた。

脈波伝播速度は総腸骨動脈を除くすべての部位において β と正の相関関係を示し、とくに胸部下行大動脈および横隔膜部大動脈の β と高い相関を示した。その理由としては、末梢に比べ中枢側では β が小、すなわち血管が軟らかく、脈波伝播時間が長いいため、大動脈全体の脈波伝播時間に占める中枢部分での脈波伝播時間の割合が大きく、それが脈波伝播速度全体に及ぼす影響が大きくなるためと考えられた。

総 括

1. 血管内エコー図法を用いてヒト大動脈各部の局所伸展性を計測した。大動脈伸展性は、冠動脈疾患合併・非合併群ともに、胸部下行大動脈に比し、腹部大動脈の腎動脈分枝部を境として、その下部より末梢において低下した。また、各部位において冠動脈疾患群は、非冠動脈疾患群に比し大動脈の伸展性は有意に低下、ないし低下傾向を示した。
2. 血管内径に対する壁厚比は、両群とも胸部下行大動脈に比し腎動脈分枝部より末梢において有意に増加し、腎動脈分枝下部を除くすべての部位において、冠動脈疾患群で非冠動脈疾患群に比し有意に増大した。壁伸展性の低下には、相対的な壁厚の増大が大きく関与していると考えられた。
3. 脈波伝播速度(PWV)は壁伸展性に富む部位、すなわち局所の脈波伝播速度の遅い胸部大動脈の弾性特性の影響を強く受けているものと考えられた。

要 約

血管内エコー図法を用いてヒト動脈各部の局所弾性を壁形態とともに計測し、さらに局所弾性と大動脈全体の動脈硬化の指標である脈波伝播速度との関連を検討した。

対象は、冠動脈疾患群 21 例(平均年齢 59.3 歳)と非冠動脈疾患群 15 例(平均年齢 54.3 歳)の計 36 例である。胸部下行中央部(S1)、横隔膜部(S2)、腹部大動脈腎動脈分枝上部(S3)・下部(S4)、総腸骨動脈分岐部直上(S5)、総腸骨動脈(S6)で、8F、15 MHz の探触子を使用して血管断層像を記録し、各部位での最大・最小血管周囲長(C_{max} , C_{min})、最小血管内径(D)、intima-media complex の幅(Th)を計測した。これらより硬化指標である stiffness parameter, β [$\beta = 1n(P_{max}/P_{min})/(C_{max}/C_{min} - 1)$, $P_{max, min}$: 最大・最小血圧]と血管径に対する壁厚比の Th/D を算出した。脈波伝播速

度は吉村らの方法で計測した。

β は、両群において S4 より末梢で有意に増加した。部位ごとの両群の比較では、S4 と S6 以外の部位で、冠動脈疾患群は非冠動脈疾患群より有意に高値を示した。Th/D は、両群において S4 より末梢で増加した。部位ごとの両群の比較では、S4 を除くすべての部位で、冠動脈疾患群は非冠動脈疾患群より高値を示した。脈波伝播速度は S1-S5 で β と正の相関を示し、とくに S1, S2 の β と高い相関を示した。

大動脈伸展性は、胸部大動脈に比し、腹部大動脈腎動脈分枝部より末梢で、また各部位においては一部を除き冠動脈疾患群で非冠動脈疾患群に比し低下していた。血管径に対する壁厚比は、胸部大動脈に比し、腹部大動脈腎動脈分枝部より末梢で、また各部位においては、一部を除き冠動脈疾患群で非冠動脈疾患群に比し増大しており、これが伸展性の低下に関与していると思われた。脈波伝播速度は壁伸展性に富む、すなわち局所の脈波伝播速度の遅い胸部大動脈の弾性特性の影響を強く受けると考えられた。

J Cardiol 1995; 25: 189-197

文 献

- 1) 吉村正蔵, 長谷川元治, 矢部喜正, 林 知己夫, 中山 淑, 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 1976; 24: 376-386
- 2) 長谷川元治: ヒト大動脈脈波速度に関する基礎的研究. 慈恵医大誌 1970; 85: 742-760
- 3) 稲垣義明, 増田善昭: 動脈硬化と脈波. 血と脈管 1972; 3: 1059-1066
- 4) Salonen R, Seppanen K, Rauamaa R, Salonen JT: Prevalence of carotid atherosclerosis and serum cholesterol levels in Eastern Finland. *Arteriosclerosis* 1988; 8: 788-792
- 5) Handa N, Matsumoto M, Maeda H, Hougaku H, Ogawa S, Fukunaga R, Yoneda S, Kimura K, Kamada T: Ultrasonic evaluation of early carotid atherosclerosis. *Stroke* 1990; 21: 1567-1572
- 6) Pasierski TJ, Brinkley PF, Pearson AC: Evaluation of aortic distensibility with transesophageal echocardiography. *Am Heart J* 1992; 123: 1288-1292
- 7) Matsuzaki M, Ono S, Tomochika Y, Michishige H, Tanaka N, Okuda F, Kusukawa R: Advances in transesophageal echocardiography for the evaluation of atherosclerosis lesions in thoracic aorta: The effects of hypertension, hypercholesterolemia, and aging on atherosclerotic lesions. *Jpn Circ J* 1992; 56: 590-602
- 8) Nishino M, Masugata H, Yamada Y, Abe H, Hori M, Kamada T: Evaluation of thoracic aortic atherosclerosis by transesophageal echocardiography. *Am Heart J* 1994; 127: 336-344
- 9) Cieszynski T: Intracardiac method for the investigation of structure of the heart with the aid of ultrasonics. *Arch Immun Ter Dow* 1960; 8: 551-557
- 10) Gussenhoven EJ, Essed CE, Lancee CT, Mastik F, Frietman P, van Egmond FC, Reiber J, Bosch H, van Urk H, Roelandt J: Arterial wall characteristics determined by intravascular ultrasound imaging: An in vitro study. *J Am Coll Cardiol* 1989; 14: 947-952
- 11) Mallery JA, Tobis JM, Griffith J, Gessert J, McRae M, Moussabek O, Bessen M, Moriuchi M, Henry WL: Assessment of normal and atherosclerotic arterial wall thickness with an IVUS imaging catheter. *Am Heart J* 1990; 119: 1392-1400
- 12) Nissen SE, Gurley JC, Grines CL, Booth DC, McClure R, Berk M, Fischer C, DeMaria AN: Intravascular ultrasound assessment of lumen size and wall morphology in normal subjects and patients with coronary artery disease. *Circulation* 1991; 84: 1087-1099
- 13) Tobis JM, Mallery JA, Gessert J, Griffith J, Mahon D, Bessen M, Moriuchi M, McLeay L, McRae M, Henry WL: Intravascular ultrasound cross-sectional arterial imaging before and after balloon angioplasty in vitro. *Circulation* 1989; 80: 873-882
- 14) Pignoli P, Tremoli E, Poli A, Oreste P, Paoletti R: Intimal plus medial thickness of the arterial wall: A direct measurement with ultrasound imaging. *Circulation* 1986; 74: 1399-1406
- 15) Nishimura RA, Edwards WD, Warnes CA, Reeder GS, Holmes DR, Tajik AJ, Yock PG: Intravascular ultrasound image: In vitro validation and pathologic correlation. *J Am Coll Cardiol* 1990; 16: 145-154
- 16) Hayashi K, Sato M, Handa H, Moritake K: Biomechanical study of the constitutive laws of vascular walls. *Exp Mechanics* 1974; 14: 440-444
- 17) Hayashi K, Handa H, Nagasawa S, Okumura A, Moritake K: Stiffness and elastic behavior of human intracranial and extracranial arteries. *J Biomech* 1980; 13: 175-184
- 18) 平 修二, 林 紘三郎, 佐藤正明, 半田 肇, 森竹浩三: 血管壁のバイオメカニクス的研究: 有限要素法による血管壁の応力解析. 材料 1974; 23: 437-443
- 19) Kawasaki K, Sasayama S, Yagi S, Asakawa T, Hirai T: Noninvasive assessment of the age related changes in stiffness in major branches of the human arteries. *Cardiovasc Res* 1987; 21: 678-687
- 20) Imura T, Yamamoto K, Satoh T, Mikami T, Yasuda H: Arteriosclerotic changes in the human abdominal aorta in vivo in relation to coronary heart disease and risk factors. *Atherosclerosis* 1988; 73: 149-155
- 21) Bergel DH: The dynamic elastic properties of the arterial wall. *J Physiol* 1961; 156: 458-469

- 22) Dobrin P : Pathophysiology and pathogenesis of aortic aneurysms. *Surg Clin North Am* 1989; **69** : 687-703
- 23) Apter JT : Correlation of visco-elastic properties of large arteries with microscopic structure. *Circ Res* 1966; **19** : 104-121
- 24) Maniglia R, Gregory JE : Increasing incidence of arteriosclerotic aortic aneurysms. *Arch Pathol* 1952; **54** : 298-305
- 25) Carson J, Sternby NH : Aortic aneurysms. *Acta Chir Scand* 1964; **127** : 466-473
- 26) Dobrin PB, Baker WH, Gley WC : Elastolytic and collagenolytic studies of arteries : Implications for the mechanical properties of aneurysms. *Arch Surg* 1984; **119** : 405-409
- 27) Vollmar JF, Paes E, Pauschinger P, Henze E, Friesch A : Aortic aneurysms as late sequelae of above-knee amputations. *Lancet* 1989; **II** : 834-845
- 28) Tobis JM, Mallery JA, Mahon D, Lehmann K, Zalesky P, Griffith J, Gessert J, Moriuchi M, McRae M, Dwyer ML : Intravascular ultrasound imaging of human coronary arteries in vivo : Analysis of tissue characterizations with comparison to in vitro histological specimens. *Circulation* 1991; **83** : 913-926
- 29) Potkin BN, Bartorelli AL, Gessert JM, Neville RF, Almagor Y, Roberts WC, Leon MB : Coronary artery imaging with intravascular high-frequency ultrasound. *Circulation* 1990; **81** : 1575-1585
- 30) Yock PG, Johnson EL, Linker DT : IVUS : Development and clinical potential. *Am J Cardiac Imaging* 1988; **2** : 185-193
- 31) Lockwood GR, Ryan LK, Gotlieb AI, Lonn E, Hunt JW, Liu P, Foster FS : In vitro high resolution intravascular imaging in muscular and elastic arteries. *J Am Coll Cardiol* 1992; **20** : 153-160
- 32) 長谷川元治, 安部信行, 竹内光吉 : 顕微分光測光法によるヒト頸動脈構築素材の定量 : 中膜組織エラスチン, コラーゲン, 糖蛋白の年齢傾向と硬化特性. *動脈硬化* 1983; **11** : 821-827