<原 著>

超音波変位計による総頸動脈管軸方向 stiffness parameter β 分布の計測 —健常群, 脳梗塞群の対比—

川崎 健 竹内 光吉 長谷川元治
八木 晋一 中山 淑 柏倉 義弘
荒井 親雄 高山 吉隆 岸 良典
比嘉 康宏

<要 約> 脳動脈硬化の早期発見を目的とし、脳動脈硬化に先行し動脈硬化性病変が出現する総頸動脈の管軸方向弾性特性の分布を計測した。対象は50代, 60代の健常群30例, 脳梗塞群40例, 計70例である。計測部位は総頸動脈鎖骨直上部より頸動脈洞までを4等分し、頸動脈洞(E部)および中枢側D, C, B部の計4点である。計測パラメータはstiffness parameter β である。 β は応力-歪構成法則を指数関数であらわした場合の指数係数で数値の大なる程血管が変形しにくい、すなわち機能的に硬いことを意味する。臨床的には β は次式よりえられる。 $\beta = (\ln Ps/Pd) \cdot Dd / (Ds - Dd)$ (Ps : 最大血圧, Pd : 最小血圧, Ds, Dd 各々の口径)。血管径の計測装置は超音波変位計を用いた。本装置は超音波エコーの位相を追跡するシステムを採用し変位量に対し高い計測精度を有している。これよりえられた口径変位波形から最小血圧時口径 Dd , 最大血圧時口径 Ds , 変位振幅 ΔD をもとめた。また血圧は圧力トランスジューサーを用いた上腕動脈圧の間接的測定法により求めた。

総頸動脈管軸方向口径分布をみると、各群各年代ともB, C, D部に比し頸動脈洞E部の口径が約20%大であった。又脳梗塞群は健常群に比べ各部位の口径とも大であった。口径変位は各部位間に明らかな差はみとめないが、脳梗塞群は健常群に比べ小であった。一方管軸方向の β 分布をみると、健常群では50代, 60代とも総頸動脈の各部位(B, C, D部)の β はほぼ一定で、頸動脈洞部は他部位に比し17~18%大である。脳梗塞群ではこの傾向はさらに増強し、頸動脈洞は総頸動脈に比し33~37%大となる。又、脳梗塞群 β は各年代各部位とも健常群に比し明らかに高値を示し有意差をみとめるが特に頸動脈洞部では45~63%大であった。

以上超音波変位計により非観血的に計測された総頸動脈管軸方向 β 分布特性から生理的脈動流下での力学的な機能特性を評価し、脳動脈硬化を推定する本法は、間接的脳動脈硬化診断法として有効である。

Key word : stiffness parameter β , common carotid artery, carotid sinus, cerebral infarction

I. はじめに

近年社会環境の変化にともない、いわゆる脳卒中の発症病態も出血型から梗塞型へと完全な変貌をとげ、これに対応し脳血管造影, CT等有力な診断法が確立され発症初期の診断治療に大きく貢献している。一方予防医学的見地からは従来の血圧, 血清脂質, 眼底等の間接的検査法でなく直接脳動脈硬化(脳動脈の機能

T. Kawasaki, K. Takeuchi, M. Hasegawa : 東邦大学臨床生理機能学研究室

S. Yagi, K. Nakayama : 上智大学工学部電子工学科

Y. Kashiwakura, C. Arai : 浦和市立病院循環器科

Y. Takayama : 東邦大学 ME

Y. Kishi, Y. Higa : 社保大宮総合病院内科

受付日, 1982. 3. 29.

の器質的变化)を非観血的に定量評価しうる検査法がもとめられている。しかし頭蓋骨に保護され深部に存在する脳動脈の力学的特性を非観血的に検出することは現時点では困難である。そこで体表から比較的検出しやすい頸動脈の種々の計測値から脳動脈硬化を予測推定しようという試みが報告されている。これらは主として、

1. 動脈硬化の分布波及と言う見地から、弾性血管であり脳動脈硬化に先行する総頸動脈の弾性を検出し脳動脈硬化を予測しようとするもの (Volume elastic modulus¹⁾, Compliance²⁾³⁾, 等)

2. 脳への流入動脈である頸動脈での流体力学的な入力インピーダンスの測定により間接的に脳の循環動態を知ろうとするもの⁴⁾。

等に大別される。

これら諸パラメータは生理的状态で内圧依存性を有するため臨床での実用化にはこれに対する較正の手段が必要である。

われわれは生理的圧範囲内の血管の応力-歪構成法則を管軸の伸び比一定のもとで簡単な指数関数で近似し、その指数係数 β の比較により切り出した動脈の弾性特性を評価しようとする林等の *in vitro* の実験⁵⁾⁶⁾⁷⁾に注目し、実際の生体での適応を目的に非観血的計測可能なパラメータについて検討を加えた結果

1. 臨床的には $\beta = (\ln Ps/Pd) \cdot Dd / (Ds - Dd)$

[Ps: 最大血圧, Pd: 最小血圧, Ds, Dd: 各々の口径] で定義される stiffness parameter β を導入すると脈動流下の生理的圧範囲内では応力-歪の非線形特性を十分表現しうることを、

2. 健常群総頸動脈の β は40代以降加齢により個体差が強くなり各動脈間に明らかな機能的差の出現が認識できること。

3. 頸動脈洞は他に比して特徴的な変化を呈すること。

等を明らかにした⁸⁾。

本稿では、この機能的な差と臨床的な動脈硬化との

相関関係、さらには総頸動脈硬化の程度から脳動脈硬化を予測することの妥当性、等を明らかにすることを目的とし、健常群と脳梗塞群とを対象とし、超音波変位計を用い左右総頸動脈の管軸にそった stiffness parameter β 分布をもとめ両群の対比のもとに検討をすすめた。

II 対 象

対象は50代、60代の健常群および脳梗塞群で健常群は東邦大付属病院および大宮総合病院の職員、家族および健康診断で異常をみとめなかったもの30例である。脳梗塞群は脳卒中発作で上記施設に入院し、CT、脳動脈造影等種々の検査から脳梗塞と診断されたものの内、現在外来通院中の40例である (表1)。

III 方 法

筆者等は動脈の非線形性が評価出来てかつ臨床的に計測可能なパラメータをうるために、生理的な循環動態のもとで、林等の定義を拡張し、次式で定義した stiffness parameter β を導入した⁸⁾。

$$\beta = \frac{\ln (Ps/Pd)}{\Delta D/Dd} \dots\dots\dots (1)$$

ここで Ps (最大血圧), Pd (最小血圧), ΔD (口径変位), Dd (最小血圧時口径) は本計測システムにおいていずれも非観血計測可能なパラメータである。

ΔD および Dd を精度よく計測するためわれわれが用いた超音波変位計の概略を図1に示す。詳細はすでに報告⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾したので省略するが、本装置は位相追跡システムを採用し送信パルス繰返し周波数 5KHZ で最大追従変位速度 12.6cm/sec に設計されており理論通りの性能を有している。被検者を背臥位とし、前頸部を伸展位とした後、計測部位を確認し、超音波プローブを軽く固定する。送信機からの出力パルスがトランスジューサーに加えられ、生体内に中心周波数 5MHZ の広帯域超音波パルスとして放射される。血管等で反射された超音波パルスはトランスジューサーで受波さ

表1 対象

group	age	N	systolic pressure	diastolic pressure	$\ln (Ps/Pd)$
Healthy	50	20	130.6 $\pm$ 16.5	81.3 $\pm$ 9.7	0.47 $\pm$ 0.08
	60	10	136.6 $\pm$ 14.1*	79.4 $\pm$ 11.9	0.55 $\pm$ 0.14
Cerebral infarction	50	18	135.5 $\pm$ 19.9	80.8 $\pm$ 12.5	0.52 $\pm$ 0.08
	60	22	152.9 $\pm$ 20.5*	82.3 $\pm$ 14.6	0.63 $\pm$ 0.15

* $p < 0.05$

図1 我々が用いた超音波変位計のブロックダイアグラム

図2 計測部位、総頸動脈 B.C.D 各部および頸動脈洞 E 部の 4 部位を計測した。
ICA：内頸動脈、ECA：外頸動脈

れ、受信機で増幅され、モニターブラウン管に表示される。記録者はこの波形から心拍に同期して左右に変動する総頸動脈前後壁のエコーを確認し、位相追跡システムを作動させ口径変位波形を記録する。えられた口径変位波形より最小血圧時口径および最大血圧時口径間の変位振幅をもとめ同時に圧力トランスジューサーを用いた上腕動脈圧の間接的測定法¹¹⁾¹²⁾により Ps. Pd をもとめ各々を (1) 式に代入し β をうる。

計測部位は、左右総頸動脈鎖骨直上部 (A 部) より頸動脈洞までの距離を 4 等分し、頸動脈洞 (E 部) および中極側へ順に D, C, B 部の計 4 点である (図 2)。
本計測系の精度についてはすでに報告⁸⁾したので省略するが、全体の計測誤差は、実用上十分である。

IV. 結 果

1. 総頸動脈管軸方向口径および口径変位分布 (図 3, 表 2)
- 健常群, 脳梗塞群の管軸方向口径分布を年代別にみると、両群いずれの年代でも総頸動脈各部位 (B, C,

表 2 健常群, 脳梗塞群の年代別, 部位別, 口径, 口径変位および β

Age			Healthy			Cerebral infarction			Probability		
			50 (n = 40)			50 (n = 36)					
Sites			Dd	ΔD	β	Dd	ΔD	β	Dd	ΔD	β
	B	$\bar{x}$ SD	7.49 0.78	0.39 0.10	9.34 2.45	7.94 1.09	0.37 0.12	12.23 4.04	NS	NS	0.001
	C	$\bar{x}$ SD	7.56 0.75	0.41 0.11	9.09 2.40	7.97 1.03	0.38 0.13	11.81 3.41	NS	NS	0.001
	D	$\bar{x}$ SD	7.95 0.84	0.39 0.11	9.93 2.39	8.39 1.19	0.37 0.14	12.59 3.45	NS	NS	0.001
	E	$\bar{x}$ SD	9.31 1.14	0.41 0.12	11.18 2.71	9.78 1.53	0.34 0.14	16.73 6.06	NS	0.05	0.001
Age			60 (n = 18)			60 (n = 41)			Probability		
Sites			Dd	ΔD	β	Dd	ΔD	β	Dd	ΔD	β
	B	$\bar{x}$ SD	7.89 0.72	0.41 0.13	11.39 2.37	8.61 0.79	0.33 0.11	17.08 5.16	0.01	0.05	0.001
	C	$\bar{x}$ SD	7.96 0.78	0.42 0.12	10.97 2.48	8.71 0.83	0.37 0.09	14.82 3.65	0.01	NS	0.001
	D	$\bar{x}$ SD	8.2 0.64	0.44 0.12	11.03 2.52	9.17 0.95	0.35 0.08	16.19 4.00	0.001	0.01	0.001
	E	$\bar{x}$ SD	9.52 1.15	0.43 0.11	13.06 3.76	10.40 1.14	0.32 0.12	21.33 7.53	0.01	0.01	0.001

(Dd, ΔD = mm)

図3 健常群, 脳梗塞群の年代別, 総頸動脈口径および口径変位分布.

図4 健常群の年代別総頸動脈管軸方向 β 分布

図5 脳梗塞群の年代別総頸動脈管軸方向 β 分布

D 部)に比し頸動脈洞E部の口径は約20%大であった。そしてすべての部位で60代は50代に比し約2~10%大で加齢による増加傾向をみとめた。又脳梗塞群の口径は健常群に比べ50代では有意差をみとめないが、60代では約10%大で、危険率0.01~0.001で、有意差をみとめた。

一方口径変位は頸動脈各部位および頸動脈洞部の間に明らかな差をみとめなかったが、脳梗塞群の口径変位は50代B, C, D部で6~8%減の傾向を示し、特に

頸動脈洞で約20%減となり明らかな有意差をみとめた ($p < 0.05$)。又60代B, C, D部で10~20%減, 頸動脈洞(E)で約25%減となり、C部を除く各部位で有意差をみとめた ($p < 0.01 \sim 0.05$)。

2. 総頸動脈管軸方向 β 分布(図4, 図5, 図6, 表2)

健常群50代60代の総頸動脈管軸方向の β 分布をみると、50代では総頸動脈B, C, D部は5~14, 頸動脈洞は6~17の範囲に分布し、B, C, D部に比しE部が

図6 健常群, および脳梗塞群の年代別, 総頸動脈管軸方向 β 分布の比較

やや大である症例を多数みとめる。平均値でみると B, C, D, E 部それぞれ 9.4, 9.1, 9.9, 11.2 とこの傾向は明らかである。60代では50代に比べ各部位とも β はやや大となり, B, C, D 部で 6~16, E 部で 7~19 の範囲に分布し, 平均値でみると順に 11.4, 11.0, 11.0, 13.1, であった。50代に比べ各部位とも 17~18% 大であった。

脳梗塞群では50代ですでに, B, C, D 部 7~20, E 部 7~32 と健常群に比べ高く幅広い分布に変わる。平均値でみると 12.3, 11.8, 12.6, 16.7 となり同年代健常群に比し, B, C, D 部は約 30% 大, 頸動脈洞 E 部は約 50% 大となり明らかな有意差をみとめる ($P < 0.001$)。60代になると各部位 β はさらに大となる。総頸動脈各部位 (B, C, D) は 7~26, 頸動脈洞 (E 部)

7~41 とさらに高く幅広い分布となり, 平均値でみると B, C, D, E 部それぞれ 17.1, 14.8, 16.2, 21.3 であった。同年代健常群と比較すると, 総頸動脈各部位 (B, C, D) で約 45% 大, 頸動脈洞 (E 部) で約 63% 大となり, 健常群との差はさらに大となった ($p < 0.001$)。すなわち 50代, 60代とも脳梗塞群の総頸動脈各部位の β は健常群に比し明らかに大で有意差をみとめるが, その差は頸動脈洞部で最も大であった。

V. 考 按

脳循環障害の検査法には方法論的には, 脳循環障害の原因となる血管病変そのものを検出する方法と, その血管病変により惹起された状態を検出する方法とに大別される。そして前者の最も一般的で又診断的意義の高い検査法は現在でも脳血管造影であり, 後者では観血的方法で, 全脳循環測定, N_2O 法, 非観血的検査法としては CT が代表的検査法である。これらの検査法の診断的意義はそれぞれに高いが, 装置, 検査手技, 検査費用等の面より明らかに精密検査に属し, 外来でスクリーニングテストや経時的なくり返し観察に用いるには無理がある。そこで非観血的で簡便な血管病変の検出を目的とし, 総頸動脈を対象として, 超音波ドプラ法による血流速波形⁴⁾, ドプラーアンギオグラフィ (ドップスキャン)¹³⁾¹⁴⁾ の検査法が考案されている。これらの方法は血管壁の物性を計測するわけではなく, 血管壁病変に伴う血管内腔の狭窄に起因する血流速波形の変化や血管の狭窄病変そのものを検出する方法であるが, ある程度進行した狭窄病変の検出法としては非常に有効で, 臨床上広く用いられている。

図7 健常例の眼底所見 (Scheie 分類) の差による容積単性率, β の変化

われわれはさらに動脈硬化の初期病変いわば pre-clinical stage での血管病変の検出を目的とし、超音波変位計を用い血管の口径とその変位分、および血圧の各因子から求められる種々のパラメータにつき検討を重ねて来た。そして容積弾性率, compliance 等は強い圧依存性を有するため臨床的にはこれに対する較正の手段が不可欠であることを確認した。そこで林等が in vitro の実験で立証した次式の臨床的な適応の可能性について検討を進めた。

$$\ln (P_x/P_o)=\beta(D_x/D_o-1) \cdots \cdots \cdots (2)$$

Po : 基準内圧 (100mmHg), Do : Po 時外径

Px : 各内圧, Dx : Px 時外径

そして臨床的に求めうる各因子におきかえて次式を誘導し,

$$\beta=(\ln P_s/P_d) \cdot D_d/(D_s-D_d) \cdot (D_o/D_d)=\beta^*(D_o/D_d) \cdots \cdots \cdots (3)$$

さらに生体の総頸動脈を含む弾性型の動脈では生理的圧範囲内と言う条件下で $\beta=\beta^*$ が成り立つことを立証し生体計測に関する基礎的検討を行った。

その中で計測部位を多点計測としたのは、総頸動脈は形態的にも機能的にも異なる頸動脈洞を含んでいるため、総頸動脈全体の機能を調べるには、頸動脈洞を含む多点計測が必然的に要求されること、初期には好発部位に局所的に発生しやすい特色をもつ動脈硬化の検出には多点計測が有利であること、さらには臨床本質的に伴う計測誤差の評価および偶発的誤差の解消等を目標としたためである。

筆者らが総頸動脈硬化から脳動脈硬化を予測しようとする根拠は、病理学的には大動脈硬化が脳冠動脈等臓器動脈硬化に先行し、高度大動脈硬化性病変を有する症例の約70%と高頻度に脳動脈硬化がみとめられること¹⁵⁾、臨床的には大動脈脈波速度法により非観血的にえられた脈波速度値が大なる症例(高度の大動脈硬化例)の約60%に脳動脈硬化が存在することが白川¹⁶⁾、長谷川¹⁷⁾等により報告されており、系統的動脈硬化の分布波及と言う見地から、大動脈あるいは頸動脈硬化の指標となるパラメータをもとめ脳動脈硬化を予測することは興味ある手法と思われることなどである。そこでわれわれはさらに、腹部大動脈に匹敵する豊富なエラスチン量をもつ弾性血管であり、解剖学的には脳への直接の流入動脈でありかつ直接間接に脳循環に大きく関与している総頸動脈に着目し実験を重ねた。まず病理学的に総頸動脈中膜のエラスチン含量と脳動脈硬化の関連を検討し、エラスチン量の少ない症例(総

頸動脈硬化の強い症例)ほど脳動脈硬化の発生頻度と程度が強いことをみとめた。そして臨床的には超音波変位計を用い非観血的に計測した総頸動脈硬化を反映する種々のパラメータ(容積弾性率, compliance, β)と脳動脈硬化の指標である眼底所見との対比を行い、各パラメータの数値から総頸動脈硬化が強いと予測される症例ほど、眼底所見が高度であることを確認している(図7)。これらのデータおよび諸家の報告¹⁸⁾¹⁹⁾から、系統的動脈硬化の発生および分布波及は、脳動脈よりみると、大動脈、総頸動脈、脳動脈という経路をとる確率がきわめて高いことを確認し、総頸動脈の硬化現象を非観血的にとらえ、脳動脈硬化の早期発見の可能性について実験を重ねた。

今回の計測では脳動脈硬化の有無による差をはっきりさせるため、対象を全くの健常例と脳梗塞発症者に限定した。こうしてえられた stiffness parameter β は各年代、各部位とも健常群に比べ脳梗塞群が明らかに高値を示した。中でも頸動脈洞(E部)は50~60%大とその差はさらに著明であった。これらのことは健常群に比べ脳梗塞群の総頸動脈の機能が全体的に大きく変化していることを意味し、臨床的には広範な動脈硬化性病変の存在が示唆される。総頸動脈全体に差が認められたのは対象が全くの健常人と脳梗塞発症者の対比であるため脳動脈に先行し硬化性病変が発生する総頸動脈では広範に動脈硬化が進行していたためと思われる。頸動脈洞が他部位に比し高値を示したが、これは健常群ですでに40代以降で頸動脈洞部の β 値が高値を示し分散も大となることから、総頸動脈硬化に起因する機能的変化が頸動脈洞部に最も早期に発生することが強く示唆される。これらの結果から

1. 総頸動脈硬化は頸動脈洞において先行した特徴的な変化を呈する。

2. 脳梗塞例では総頸動脈における有意の硬化を呈する。

3. 臨床的には総頸動脈管軸方向の β 分布の計測から、脳動脈への硬化波及の程度を推定することが可能である。

等3点が明らかとなった。

超音波変位計により非観血的に計測される総頸動脈 stiffness parameter β の分布特性から総頸動脈硬化の程度を判定する本法は、非観血的脳動脈硬化の診断法として、臨床的にきわめて有効な方法であると考えられる。

文 献

- 1) 木下重博, 八木晋一: 超音波変位計による頸動脈弾性特性の測定. 医用電子と生体工学第13巻特別号: 409—410, 1975
- 2) Furuhashi H, et al: Noninvasive method to measure the cerebral and carotid vascular characteristics. Proc of XI IFMBE: 553—554, 1976.
- 3) Furuhashi H, et al: Noninvasive measurement of cerebral vascular properties by analog simulation method. Proc of 2nd German-Japanese congress of angiology: 394—396, 1981.
- 4) Kanno R, et al: Noninvasive measurement of hydro-liquid impedance property of cerebral vascular system and its clinical application. MEDIS: 537—581, 1978.
- 5) 林紘三郎, 佐藤正明, 新見英幸, 半田 肇, 森竹浩三, 奥村 厚: 血管壁の構成法則の有限変形理論による解析. 医用電子と生体工学 13: 35—40, 1975.
- 6) 林紘三郎: バイオニックスの現状(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: 1—5, 1975
- 7) 森竹浩三: 脳動脈瘤の成因ならびに増大, 破裂機序に関するバイオメカニクス. 第一部 脳動脈の組織構築と力学的特性に関する研究. 日本外科宝函 44: 87—109, 1975.
- 8) 川崎 健, 竹内光吉, 長谷川元治, 八木晋一, 中山 淑, 高山吉隆: 超音波変位計による非観血的総頸動脈硬化判定法. 脈管学 22: 241—248, 1982.
- 9) Nakayama K, et al: Ultrasonic measurement of arterial wall movement utilizing phase-tracking system. Proc of Xth ICMBE: 318, 1973.
- 10) 千石正文, 八木晋一, 中山 淑: 位相検出型変位測定についての検討. 第25回日本超音波医学会講演論文集: 59, 1974.
- 11) 木下重博, 八木晋一, 中山 淑, 長谷川元治他: 圧力トランスジューサーによる間接血圧測定の自動認識. 医用電子と生体工学第14巻特別号: 88, 1976.
- 12) 笠倉貞一, 小松 寿, 長谷川元治, 中山 淑, 他: 圧力トランスジューサーによる自動血圧測定. 脈管学 19: 336—341, 1979.
- 13) Barnes RW, Bone GE, Reinertson JE, et al: Noninvasive ultrasonic carotid angiography: Prospective validation by contrast angiography. Surgery 80: 328, 1976.
- 14) Barnes RW: Noninvasive diagnostic technique in vascular disease. In: Doppler ultrasonic angiology. Bernstein EF (ed), CV Mosby Company, Saint Louis, 40—48, 1978.
- 15) 吉村正蔵, 長谷川元治, 他: 脈波伝播速度と動脈硬化. 臨床病理 21: 79—86, 1973.
- 16) 白川幹郎: 脈波速度による臓器動脈硬化の推定. 慈医誌 89: 1—16, 1974.
- 17) 長谷川元治: ヒト大動脈脈波速度に関する基礎的研究. 慈医誌 85: 742—760, 1970.
- 18) Fisher CM: Clinical picture of cerebral arteriosclerosis. Minnesota Med 38: 839, 1955.
- 19) Malcolm W Jr, George PS, Clark HM, Nelson WB: Relationship of degree of atherosclerosis of internal carotid system in brain of women to age and coronary atherosclerosis. Circulation 18: 7—18, 1958.

Abstract

The Measurement of the Stiffness Parameter β -distribution Along the Common Carotid Artery by the Ultrasonic, Phase-Locked Echo Tracking System—Comparison Between the Healthy and the Cerebral Infarction Groups—

Takeshi Kawasaki, Kokichi Takeuchi, Motoharu Hasegawa* Shinichi Yagi,
Kiyoshi Nakayama**, Yoshitaka Takayama***, Yasuhiro Higa,
Yoshinori Kishi****, Yoshihiro Kashiwakura,
Chiko Arai*****

This study was proceeded with intention to detect the cerebral arteriosclerosis at the early stage. We measured the stiffness parameter β distribution along the common carotid artery because the sclerotic grade of the carotid artery was going ahead of the cerebral arteriosclerosis. Materials consisted of 30 cases in the healthy group and 40 cases in the cerebral infarction group, whose ages ranged from 50 to 69 years old. Measured sites were four points (B,C,D,E) along the common carotid artery including the carotid sinus (E). Measuring parameter was the stiffness parameter β . β was a coefficient when the constitutional relationship of stress-strain was expressed in the exponential function. The more β increased, the more stiff the arterial wall. We could calculate β by the following equation clinically. $\beta = (\ln Ps/Pd) \cdot Dd/(Ds-Dd)$, where Ps was the maximum pressure, Pd the minimum pressure and Ds and Dd were the diameters in Ps and Pd respectively. β did not have the pressure dependence within the physiological pressure range. Measuring system used in this study was the ultrasonic, phase-locked echo tracking system. We got Dd and ΔD from the waves of the diameter change during the cardiac cycle recorded by this system. Blood pressure (Ps,Pd) was measured on the upper arm by the indirect measuring method

using the pressure transducer. Then we calculated β by the equation mentioned above. In the practical use the error of β was within $\pm 5\%$. Now we got the diameter distribution along the common carotid artery. The diameter of carotid sinus (E) was about 20% larger than that of the other sites in both groups and in both ages, and the diameter of the cerebral infarction group was larger than that of the healthy one. The diameter change (ΔD) had no clear difference among 4 sites. But ΔD of the cerebral infarction group was clearly smaller than that of the healthy one. Now we got β distribution along the common carotid artery. In the fifties of the healthy group, β of each site (B,C,D,E) were 9.34, 9.09, 9.93 and 11.18 respectively, and in those of the cerebral infarction group, β were 12.23, 11.81, 12.59 and 16.73. In the sixties of the healthy group, β were 11.39, 10.97, 10.03 and 13.06, and in those of the cerebral infarction group, β were 17.08, 14.82, 16.19 and 21.33. Namely, β of the cerebral infarction group was higher than that of the healthy group in any sites. We could clearly recognize the significant difference between both groups, and especially β in carotid sinus was 45–63% larger than that of the healthy group. In summary we could recognize the sclerotic change first in carotid sinus among the all sites of the common carotid artery. The cases with severe cerebral arteriosclerosis always had the severe carotid arteriosclerosis. So we concluded that the noninvasive measurement of characteristic β distribution along the common carotid artery was useful as an indirect diagnostic method of cerebral arteriosclerosis.

Key word: Stiffness parameter β , common carotid artery, carotid sinus, cerebral infarction

*Central Clinical Laboratory, Faculty of Medicine, Toho University

**Faculty of Science & Technology, Sophia University

***Department of ME, Toho University

****Department of Internal Medicine, Omiya Sogo Hospital

*****Department of Cardiology, Urawa City Hospital