原 著

新しいアプローチ：B-flow による頸動脈・微小 floating plaque の検出

久米伸治¹ 日比野誠一郎² 小林益樹² 金澤潤一² 三原千恵²
 山根冠児³ 豊田章宏³ 地挽隆夫⁴

¹日比野病院放射線科

²日比野病院脳神経外科

³中国労災病院脳神経外科

⁴GE 横河メディカルシステム株式会社

A New Approach : Detection of Micro-floating Plaque in the Carotid Artery by the B-flow Method

Shinji KUME¹, Seiichirou HIBINO², Masuki KOBAYASHI², Junichi KANAZAWA², Chie MIHARA²,
 Kanji YAMANE³, Akihiro TOYOTA³, Takao JIBIKI⁴

¹Department of Radiology, Hibino Hospital

²Department of Neurosurgery, Hibino Hospital

³Department of Neurosurgery, Chugoku Rosai Hospital

⁴GE Yokogawa Medical Systems

Purpose : In a previous paper we reported the detection of floating plaque (FP) as an area of high brightness by the B-flow method. The purpose of the present study was to analyze this phenomenon in detail, and here we report the mechanism underlying it.

Subjects and methods : Between August 2003 and September 2004, we examined 255 cervical carotid arteries using the B-mode method of ultrasonography (LOGIC 7 system, GE) with a 3-10-MHz broadband linear array transducer. We analyzed the size and oscillation speed of FP, and the frame rate (FR) of the B-flow method. **Results :** Eight FPs were recognized by B-flow imaging in 7 carotid arteries in 6 patients aged between 62 and 86 years. Five of them were men with an average age of 73 years. All the plaques were displayed as areas of high brightness by B-flow imaging. We altered the FR while observing the rate at which flaps were displayed at high brightness, and found high rates of detection at 23 Hz and 16 Hz, indicating that a high FR tends to detect FP at a high rate. The high brightness is thought to be due to weak signal inhibition of FP by tissue equalization. **Conclusion :** B-flow is a useful new approach for detecting micro FP.

Key words : B-flow, floating plaque, carotid arterial ultrasonography, coded excitation, tissue equalization

はじめに

B-flow により頸動脈の floating plaque (FP) が非常に高輝度に描出される現象を以前に我々は報告した⁹⁾。この報告では、B-flow が従来の超音波検査では detect できなかった、微小な FP でさえも detect できる可能性について報告した。しかし、FP が高輝度に描出されるメカニズムを解明するまでには至らなかった。そこで、今回我々は、頸動脈 FP の症例を重ねることで、FP の詳細な観察・計測、至適な撮影条件の検討、そして FP が高輝度に描出されるメカニズムを推察することができたので、技術的な解説を中心に報告する。

対 象

2003 年 8 月から 2004 年 9 月までに 255 症例の頸動脈超音波検査を行った。そのうち、6 症例の 7 血管に FP を 10 病変認めた。この中で、B-flow にて FP の詳細な検討を行うことができた 6 症例、7 血管、8 病変（男性 5 例、女性 1 例、平均年齢 73 歳：62～86 歳）を対象とした。6 症例の詳細と FP の超音波画像を Table 1 と Fig.1 に示す。

方 法

1. 使用機種

超音波診断装置は GE 社製 LOGIQ7 Discovery II (BT2004)

Reprint request

久米伸治：〒731-3161 広島市安佐南区沼田町伴 7955 日比野病院放射線科

Shinji KUME : Department of Radiology, Hibino Hospital, 7955 Tomo, Numata-Cho, Asaminami-Ku, Hiroshima 731-3161, Japan

[Received December 12, 2005 ; Accepted March 17, 2006]

Fig. 1 Ultrasonographic images of flaps.

- A: Flap in case 1 1. Ultrasonographic image of flap 1-1 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 2. Ultrasonographic image of flap 1-2 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 3. Ultrasonographic image of flap 1-3 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 B: Flap in case 2 1. Ultrasonographic image of flap 2 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 C: Flap in case 3 1. Ultrasonographic image of flap 3 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 D: Flap in case 4 1. Ultrasonographic image of flap 4-1 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 2. Ultrasonographic image of flap 4-2 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 3. Ultrasonographic image of flap 4-3 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 E: Flap in case 5 1. Ultrasonographic image of flap 5 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 F: Flap in case 6 1. Ultrasonographic image of flap 6 a. B-mode image b. B-flow image c. Schema
 Arrow (↓) indicates flap site.

Table 1 Profile of floating plaque

No.	Age	Sex	Flap No.	Size of flap [mm]		Oscillation speed [cm/s]	Velocity of blood flow [cm/s]
				Length	Thickness (root-tip)		
Case 1	86y/o	M	Flap1-1	7.0	2.0		
			Flap1-2	1.7	0.6		
			Flap1-3	1.6	0.3	6.5	63
Case 2	71y/o	M	Flap2	8.3	0.1	4.5	72
Case 3	73y/o	M	Flap3	8.5	0.3-0.2	7.3	37
			Flap4-1	7.8	0.3-0.1	12.1	68
			Flap4-2	10.0	0.2-0.1	5.3	59
Case 4	80y/o	M	Flap4-3	2.4	0.2-0.1	4.5	59
			Flap5	2.5	0.3-0.2	4.0	62
Case 6	66y/o	M	Flap6	2.0	0.3-0.1	7.8	74

Flap1-1 and Flap1-2 disappeared before measuring oscillation speed and velocity of blood flow.

を用い, probe は広帯域リニア probe 10L (3~10MHz) を使用した。

2. 検討項目

B-flow で FP が高輝度に描出される原因を追求するため, 本研究では, 被写体側 (FP 側) の要因と B-flow 表示条件側の要因について検討した。

被写体側 (FP 側) の要因としては, FP の大きさと FP が上下に動く振動速度について検討を行った。

B-flow 表示条件側の要因としては, FR (frame rate) について検討を行った。

3. 評価方法

A) 被写体側 (FP 側) の要因

FP の大きさ:

B-flow で, どの程度の大きさの flap まで高輝度に描出されるのかを検討するため, FP の長さ and 厚さを計測した。

FP 振動速度:

低速度で振動する FP に対して, どの程度の振動速度の FP まで高輝度に描出されるのかを検討した。FP の振動速度の計測は, 振動している flap に SV (sample volume) 設定し, PWD (pulsed-wave Doppler) にて最大振動速度を計測した (Fig. 2-B)。この時に設定する SV の幅は, flap が上下に移動する距離が十分に入るように設定し, SV の位置は血管壁を含めないように設定をした。血管壁を含めない理由は, SV の位置が血管壁と重なった場合, 血管壁からの clutter noise が flap の信号と重なり, その分離が難しくなるため, SV の位置を血管壁と重ならないように設定した。また, FP が存在する場所における血流速度は, 血管の向きに対して

Fig. 2 Changes in floating plaque brightness resulting from time phase change.

A: (1 to 5) B-flow images of floating plaque at various time points.
B: Pulsed wave Doppler (PWD) flap oscillation speed measurement.
C: Schema of PWD.

Arrow (↓) indicates flap site. The flap oscillates intensely as blood flows in, resulting in a high-brightness image. Within the blood flow signal of the common carotid artery, the floating plaque signal is detected as a low-speed, high signal. This reinforces the fact that the reflective signal from the floating plaque is higher than that of blood.

60度以内の角度補正をし、SVを血管内腔の幅に合わせ、PWDによって最大血流速度を計測した。

B) B-flow 表示条件側要因

B-flowのFRを変化させ、FPを検出するための空間分解能と時間分解能を評価した。具体的には、音線密度(LD: line density)を変化させることによって、23Hz、16Hz、10Hzの3種類に設定した。

4. 測定条件

症例によりB-flowの表示条件が変化してしまうと正確な評価が出来ないため、B-flow表示条件はすべて一定とした。ただし、focus point位置、dynamic range、B-flow gainについては、臨床で使用する状況に近づけるため、症例ごとに最適な画像が得られるように調節した。以下に、一定に設定したB-Flow表示条件を示す。frequency: 6MHz, depth: 4cm, frame average: 1, focus point: 1, dual beam: OFF, pulse repetition interval: 5

結 果

1. 被写体側 (FP 側) の要因

結果をTable 2に示す。FPの大きさに関する評価では、今回検討したすべての大きさのFPに対して、B-flowでは高輝度に描出された。また、flapの厚さが厚ければ厚いほど、flapが高輝度に描出され、視認性の良い結果となった。そのため、薄くて長いflap (flap2, flap3, flap4-1, flap4-2, flap4-3, flap5, flap6) においては、flap全体が高輝度に描出される場合もあったが、B-modeにおいて、輝度が高く、厚みの厚い付着部の方が高輝度に描出され易い結果となった。そして、B-flowで高輝度に描出されることによって、その存

Table 2 Detecting ability of floating plaque in each FR

Case	FR: 23 [Hz]	FR: 16 [Hz]	FR: 10 [Hz]
Case1 Flap1-3	○	○	○
Case2 Flap2	○	○	○
Case3 Flap3	○	○	○
Case4 Flap4-1	○	○	○
Case4 Flap4-2	○	○	×
Case4 Flap4-3	○	○	○
Case5 Flap5	○	○	○
Case6 Flap6	○	○	×

FR: Frame rate.

○: Flap is detected as high brightness.

×: Flap is not detected.

在を確認することができた微小FP (flap1-2, flap1-3) を認めた。

振動速度の評価でも、今回検討したすべての振動速度のflapが高輝度に描出された。flapの振動速度は、いずれのflapも4.5~12.1 [cm/s]と、ほぼ同程度の振動速度であり、周囲を流れる血流の速度には依存していなかった。また、その振動速度は血管の血流速度に比べて、非常に遅いものであった。PWDでは、flapの信号は、flapの周囲を流れる血流信号の中に、高信号に描出される成分としてbase lineの上下方向に現れていた (Fig. 2-B)。また、Fig. 2-CはFig. 2-Bのschemaであるが、FPが高輝度に描出されるタイミングは、flap部に血流が流れ込んでくる時に激しく振動し、B-flowにて高輝度に描出されることが確認出来た (Fig. 2-A)。

2. B-flow 表示条件側の要因

結果をTable 2に示す。FRを変化させてflapが高輝度に描出される度合いをみると、FRが23Hz、16Hzの場合には高率に検出されたが、FRが10Hzの場合には、検出率が低下するという結果となった。よって、FRは高いほどflapを高率に検出する傾向が示された。

考 察

1. B-flow の画像理論

B-flowとは、coded excitation^{1-9,11,12,14,15)}とtissue equalization^{2,4-6,8,9,12)}という技術を用いてB-modeで血流表示をする画像表示法である。従来のB-modeでは、tissueの信号が高く、bloodの信号が低いので (Fig. 3-A-1)、B-modeでtissueが白く描出され、bloodが黒く描出される (Fig. 3-A-2)。B-flowでは、coded excitationという技術を用いることにより、赤血球からの微小な反射信号を増強することが可能となった (Fig. 3-B-1)。しかし、それに伴ってtissueの信号も上昇し、この状態で画像化を行うと、B-modeでgainを上げただけの状態になる (Fig. 3-B-2)。ここで、B-flowは、tissue equalizationという信号抑制処理を行う。tissue equalizationとは、CDI (color Doppler image) で用いられるMTI (moving target indication) filter^{10,13)}のような、一種の高域通過filterと考えることが出来る。Tissue equalizationの信号抑制処理²⁾は、静止している物体、あるいは、動きの遅い物体に対して、信号抑制をかける処理である。その結果、静止しているtissue

Fig. 3 B-flow processing.

- A-1. Signal received from ordinary transmission.
- A-2. Image A-1 (B-mode).
- B-1. Received signal intensified by coded excitation.
- B-2. Image B-1.
- C-1. Received signal suppressed by tissue equalization.
- C-2. Image C-1 (B-flow).

には信号抑制が強くなり、動きのある blood には信号抑制がほとんどかからないことになる (Fig. 3-C-1). これにより、tissue と blood の信号強度が同程度になり、B-mode で tissue と blood を同時に描出することが可能となった (Fig. 3-C-2). これが、B-flow の画像理論である。

2. FP 検出のメカニズム

以上の画像理論より、B-flow で高輝度に描出される要因としては、より速く動くものが高輝度に描出されることになる。そこで、今回の検討では、被写体側の要因としては flap が上下に移動する振動速度と、B-flow 表示条件側の要因としては FR の評価をした。

A) 被写体側 (FP 側) の要因

結果は画像理論とは異なるもので、flap が上下に移動する振動速度は、周囲を流れる血流速度よりも遅くなっていた。B-flow の画像理論では、移動速度の遅い FP は、移動速度の速い血流より低輝度に描出されるはずであるが、FP においてはその逆となった。この原因は、tissue equalization による信号抑制処理に原因があると考えられた。ここで B-flow における tissue, flap, blood の反射信号の関係をみってみる。まず、B-mode で得られる tissue, flap, blood の反射信号は Fig. 4-A-1 のような関係にあり、それにより得られる画像は Fig. 4-A-2 である。B-flow では coded excitation により tissue, flap, blood の反射信号が増強され (Fig. 4-B-1), Fig. 4-B-2 のような画像が得られる。次に tissue equalization により、その移動速度に応じた信号抑制を受ける (Fig. 4-C-1)。つまり、静止している tissue には信号抑制が強くなり、速く動いている blood には信号抑制がかかりにくいことになる。ここで flap は、移動速度が blood に比べて非常に遅いものの、移動しているため、信号抑制が tissue より弱くなる。また、今回検討した flap は、B-mode でその存在を確認できること

Fig. 4 B-flow processing of floating plaque.

- A-1. Signal received from ordinary transmission.
- A-2. Image A-1 (B-mode).
- B-1. Received signal intensified by coded excitation.
- B-2. Image B-1.
- C-1. Received signal suppressed by tissue equalization.
- C-2. Image C-1 (B-flow).
- Arrow (↓) indicates flap site.

から、もともと tissue と同程度に反射信号が高いと考えられるため、tissue equalization による信号抑制が不十分だと、その信号強度は非常に高いものとなる (Fig. 4-C-1). よって、B-flow で flap が、移動速度の速い血流よりも高輝度に描出されるものと考えた (Fig. 4-C-2). また、薄くて長い flap においては、付着部のみが高輝度に描出される例が多く、B-flow のみの診断では過小評価される可能性が示唆された。この原因は、薄くて長い flap の場合は、先端部の厚みは非常に薄く、エコー輝度も非常に低いため、B-flow で捉えにくいものと考えた。また、大きさによる評価では、非常に小さな FP (flap1-2, flap1-3) であっても B-flow では高輝度に描出され、診断の一助となった。

B) B-flow 表示条件側の要因

B-flow 表示条件側の要因としての FR の評価では、FR が高いほど flap の検出率が高くなる傾向が示された。通常、LD を下げて FR を高くすると空間分解能は劣化するが、flap を検出するための空間分解能は、今回の検討では、高い FR でも十分であった。そのため、B-flow で flap を優位に検出するためには、空間分解能よりは、時間分解能を重視する方が良いと考えられ、FR は最低でも 16Hz は確保すべきと思われた。その原因は、FR が高いほど上下に振動する flap を捉える frame 数が多いため、視覚的に認識されやすいことが考えられた。

3. FP 検出の有用性及至適撮影条件

頸動脈閉塞性病変は、たとえ狭窄度が高度でない状態でも、血栓の性状によっては脳梗塞の塞栓源となりうる。かねてより超音波検査は血栓の性状を観察できる有効な手段として繁用されてきたが、塞栓源となる危険性の高い FP が検出できればより有効な検査となる。

今回の検討結果から、B-flow 表示条件を以下に示す条件

に設定しておけば、たとえ微小な FP であっても検出が可能であると考えられた。

B-flow 表示条件

frequency : 6MHz

frame average : 1

focus point : 1

pulse repetition interval : 5

FR : 16Hz 以上

以上の技術的な考察から、B-flow は FP の簡便かつ有用な検出法として、今後の脳卒中診療に役立つ可能性が確認できた。

結 語

B-flow が FP を高輝度に描出するメカニズムについて考察し、微小 FP を検出する新しいアプローチについて報告した。

文 献

- 1) Bucek RA, Reiter M, Koppensteiner I, Ahmadi R, Minar E, Lammer J : B-Flow Evaluation of Carotid Arterial Stenosis : Initial Experience. *Radiology* 225: 295-299, 2002
- 2) Chiao RY, Mo LY, Hall AL, Miller SC, Thomenius KE : B-Mode Blood Flow (B-Flow) Imaging. *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium* 2: 1469-1472, 2000
- 3) Haider B, Lewin PA, Thomenius KE : Pulse Elongation and Deconvolution Filtering for Medical Ultrasound Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 45: 98-113, 1998
- 4) 橋本浩 : エコー法の新しい展開 B-Flow. *medicina* 37: 404-407, 2000
- 5) 橋本浩 : B-Flow の技術とその臨床結果. *Neurosonology* 14: 30-32, 2001
- 6) 地挽隆夫 : 1. 装置 2) 符号化送信の超音波診断装置への応用. *臨床検査* 45: 1175-1179, 2001
- 7) 地挽隆夫 : コード変調送信による超音波イメージング. *医学物理* 21: 136-141, 2001
- 8) 地挽隆夫 : 血流イメージングの改良と応用. *INNERVISION* (20・9): 8-10, 2005
- 9) 久米伸治, 日比野誠一郎, 小林益樹, 金澤潤一, 山根冠児, 豊田章宏, 三原千恵 : B-flow により発見し得た微小 floating plaque の一例. *Neurosonology* 18: 29-32, 2005
- 10) Morris G, Harkness L : *Airborne Pulsed Doppler radar*. 2ed., Norwood, MA : Artech House, 1996, pp. 147-172.
- 11) O'Donnell M : Coded Excitation System for Improving the Penetration of Real-Time Phased-Array Imaging Systems. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 39: 341-351, 1992
- 12) 小笠原正文 : B-Flow の原理と応用. 別冊・医学のあゆみ 超音波医学最前線—新技術と臨床応用: 24-28, 2004
- 13) Skolnik MI : *Introduction to Radar Systems*. Second Edition : Tokyo : McGraw-Hill Japan 101-151, 1983
- 14) Takeuchi Y : An investigation of a spread energy method for medical ultrasound systems. Part one : theory and investigation. *Ultrasonics* 17: 175-182, 1979
- 15) Takeuchi Y : An investigation of a spread energy method for medical ultrasound systems. Part two : proposed system and possible problems. *Ultrasonics* 17: 219-224, 1979