

パーソナル・コンピューター
を用いたドップラー断層画
像のオン・ライン角度補正

On-line angle correction
of color flow mapping
images using a personal
computer

許 俊鋭
近藤 祐司*
松村 誠
尾本 良三

Shunei KYO
Yuji KONDO*
Makoto MATSUMURA
Ryozo OMOTO

Summary

To quantitatively assess flow area or kinetic energy in color flow mapping (CFM), angle correction, which has been totally ignored using current systems, is now considered indispensable.

To reconstruct flow images using angle-corrected velocity mapping, we incorporated a personal computer (NEC PC-LT) in the cine-memory of a CFM system (Aloka SSD-870). To demonstrate the effect of angle correction on CFM, the maximum left ventricular diastolic flow images were obtained in seven normal adults using the apical long-axis views where the angle of incidence was less than 10 degrees, and the parasternal long-axis view, where the angle of incidence was between 40 and 60 degrees. A 3.5 MHz probe with a 4 KHz pulse repetition frequency at a frame rate of 10/sec was used. Flow area and kinetic energy of the original and angle correction images in the aliased parts and the total flow areas were calculated and expressed as percent values of the control (color correction image of total flow area in the apical view). The total flow area of the original image in the apical view was 96.4% and 87.2% in the parasternal view, or 98.6% by effective angle correction, and the kinetic energy of the original image in the apical view was 94.0% and 58.8% in the parasternal view, or 93.3% by angle correction.

In conclusion, although flow area and kinetic energy of the original image in the parasternal view were significantly less than those of the original and the angle correction images in the apical view ($p < 0.05$), they could effectively be evaluated by angle correction. Thus, this system can contribute to quantitative assessment of CFM.

Key words

Angle correction Color flow mapping Personal computer On-line Kinetic energy

目 的

今日市販されているドップラー断層装置により

描出される画像は、血流に対する超音波ビームの入射角を全く無視した血流速度マッピングを映像化したものである¹⁾。もし我々が表示された異常

埼玉医科大学 第一外科
埼玉県入間郡毛呂山町毛呂本郷 38 (〒350-04)
*アロカ株式会社

The First Department of Surgery, Saitama Medical
School, Morohongo 38, Moroyama-machi, Iruma-
gun, Saitama 350-04
*Aloka Co, Tokyo

Received for publication January 19, 1989; accepted April 28, 1989 (Ref. No. 36-279)

Table 1. Factors influencing color Doppler flow images

A. 2-D Doppler system side	
1)	Transmitting frequency
2)	Pulse repetition frequency
3)	Scanning frame rate (speed)
4)	Scanning direction
5)	Incident angle
B. Patient side	
1)	Hemodynamics (heart rate, blood pressure)
2)	Anatomy of the heart (size, position)

血流の最大面積や, その kinetic energy²⁾ を異常血流の定量化に応用するならば, セクター方式のドップラー断層装置における原理的問題である超音波入射角の影響を無視することはできない. なぜならば, ドップラー画像の面積や速度表示画像に対しては, **Table 1** に示す如く, 患者サイドや装置側の多くの要因が直接・間接的に影響を与え, 画像を歪めてしまい, 結果として表示される血流面積も大きく変化してしまうからである³⁻⁶⁾. 本研究の目的は市販の今日通常の臨床で使用されているドップラー断層装置とパーソナル・コンピューターを用いて, 表示された画像における超音波ビームの入射角の影響を検討し, さらにカラードップラー映像の角度補正を試み, その臨床的妥当性を明らかにすることである.

方 法

セクタースキャン方式のドップラー断層装置 (アロカ SSD870) に組み込まれたシネメモリーを利用して, その中に digital data として記憶された血流速度情報をパーソナル・コンピューター (NEC-PC98LT) に読み取り, セクタースキャン中心線上の血流に対する超音波ビームの入射角 (θ) をマニュアルで与えることにより, 映像全視野の 128 本の各セクタースキャンビームごとに血流に対する入射角を求め, 角度補正計算を行っ

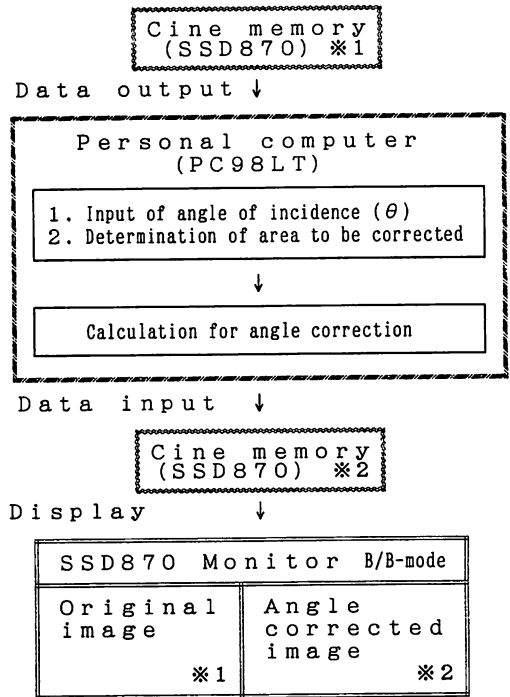


Fig. 1. Flow chart and system for angle correction of color flow mapping using commercially available 2-D Doppler system (Aloka SSD-870) and personal computer (PC98LT).

た. これらの補正された情報を補正前と同じ条件で市販のドップラー断層装置のモニター画面上に血流映像として表示するために, 装置のシネメモリーに再び書き込んだ. モニター上の表示は, 角度補正前後の比較を容易にするために B/B モードを用い, 左側に角度補正前, 右側に角度補正後のカラー血流映像を表示させた (Fig. 1). 対象として正常成人 7 例について僧帽弁流入血流速度分布の定量的評価を行い, さらに Sahn¹⁾ の提唱する kinetic energy ($KE = MV^2$, $M = \text{mass}$; $V = \text{velocity}$) を算出した. 傍胸骨左室長軸像および心尖部左室長軸像上, 一人の検者が最大血流面積の僧帽弁流入血流映像を得るべく, 心電図同期をかけ, 同じタイミングでシネメモリーに記録した. 3.5 MHz の探触子を用い, 繰り返し周波数は 4 KHz, フレーム・レートは 10/秒で検査を行っ

た。傍胸骨左室長軸像の僧帽弁流入血流と映像視野中心線上の超音波ビームとのなす角度は 10° 以下であり、心尖部左室長軸像の僧帽弁流入血流と超音波ビームとのなす角度は $40\sim 60^\circ$ であった。傍胸骨および心尖部左室長軸像の角度補正前の映像 (original image=OR) と補正後の映像 (angle corrected image=AC) を心尖部左室長軸像の角度補正後の映像を 100% として対比した。同一症例に関し 5 回の計測を行い、その平均値を用いて統計処理を行った。統計学的有意差は unpaired

t-test を用いた。

結 果

1. 血流面積の角度補正

本システムを用いて行った正常成人 (32 歳, 男性) の左室流入血流画像の角度による変化を Fig. 2a に示す。心尖部左室長軸像 10° および 30° (上) および傍胸骨左室長軸像 45° および 60° (下) の 4 つの入射角度について、角度補正前 (OR), 補正後 (AC) をそれぞれのパネルの左と右に示す。

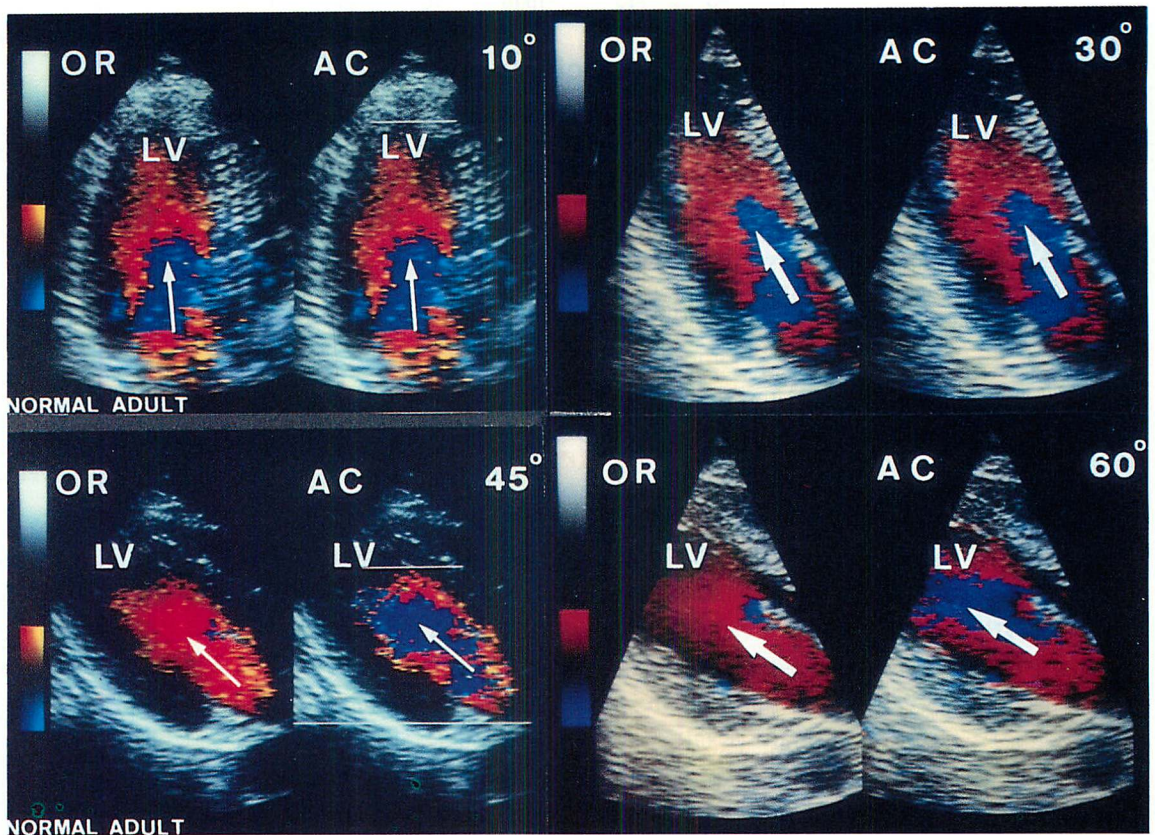


Fig. 2a. Diastolic mitral flow images of a normal 32-year-old male at incident angles of 10, 30, 45, and 60 degrees on the left side of each panel, and their angle-corrected images in the right side of each panel.

Although the original images with angles-of-incidence of 45 and 60 degrees lost their central aliased areas, they reappeared by the angle correction.

OR=original image; AC=angle corrected image.

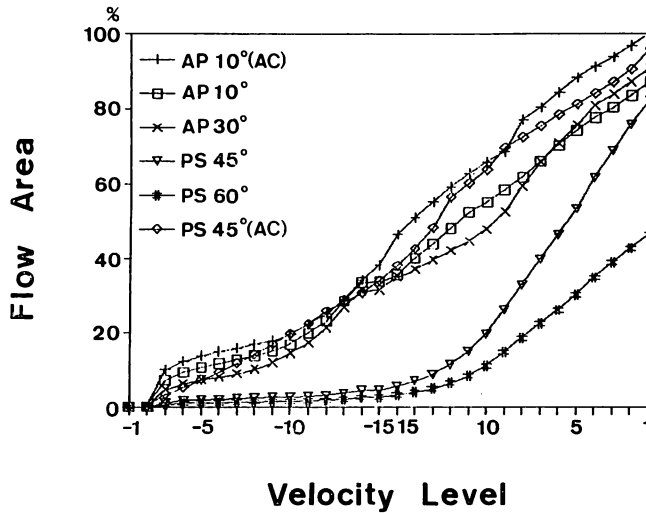


Fig. 2b. Cumulative percent flow areas for each velocity level of the diastolic mitral flow image of a normal 32 year-old male at angles of incidence of 10 [AP 10] and 30 [AP 30] degrees in the apical long-axis view (AP), and 45 [PS 45], and 60 [PS 60] degrees in the parasternal long-axis view (PS) and angle-corrected flow images in angles of incidence of 10 [AP 10(AC)] and 45 [PS 45(AC)] degrees.

Values are expressed as percent values of the total areas of the angle-corrected flow areas in an angle of incidence of 10 degrees in the apical long-axis view.

AP=apical view; PS=parasternal view; AC=angle correction.

傍胸骨左室長軸像の OR では心尖部左室長軸像で見られる aliasing はほとんど見られないが, AC では傍胸骨左室長軸の左室流入血流映像の中央部に, 心尖部左室長軸像と同様の aliasing が見られるようになり, 画像イメージそのものも似かよっていることから, 心尖部左室長軸像およびその角度補正像の速度レベル分布に極めて近く補正されたと考えられた. この4つの画像の実際の表示面積の速度レベルごとの加算グラフが Fig. 2b である. 心尖部左室長軸像 10° と 30° は OR でも類似した速度分布を示しているが, 傍胸骨左室長軸像 45° と 60° では入射角度の影響が強くて, 特に aliasing 領域(マイナス記号 [-1~-15] で示された領域)を中心に速度分布が消失している. Fig. 2b には心尖部左室長軸像 10° と傍胸骨左室長軸像 45° の角度補正像の速度分布も併せて表示されているが, 心尖部左室長軸像 10° では角度補

正の影響はほとんど見られないのに比べ, 傍胸骨左室長軸像 45° では角度補正により大きく速度分布が変化し, 有効に補正されていることが示されている.

2. Kinetic energy の角度補正

Kinetic energy の計算 ($KE=MV^2$) では速度の因子がより大きな比重を占めるため, 入射角度の影響がより強く出る. Fig. 3 は Fig. 1 に示したとの同じ症例で, 心尖部左室長軸像 (10°) と傍胸骨左室長軸像 (45°) における血流面積の各速度レベルの kinetic energy の加算グラフであるが, 高い速度を持つ aliasing 領域(マイナス領域)の消失が kinetic energy の計算においてより大きな影響を示した.

3. 傍胸骨左室長軸像と心尖部左室長軸像の血流面積および kinetic energy の比較

正常成人7例における傍胸骨左室長軸像の僧帽

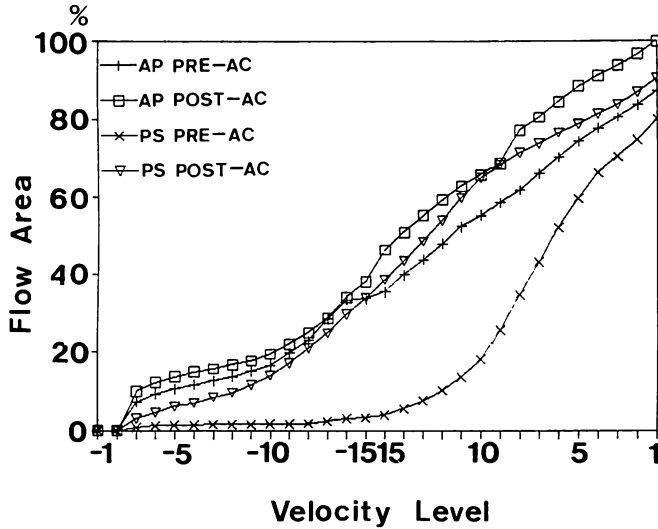


Fig. 3a. Cumulative percent flow areas for each velocity of the diastolic mitral flow image of a normal 32-year-old male at angles of incidence 10 degrees (AP PRE-AC) in the apical long-axis view and 45 degrees (PS PRE-AC) in the parasternal long-axis view, with their angle-corrected flow images (AP POST-AC, PS POST-AC).

Values are percentages of the total anglecorrected flow areas at an angle of incidence 10 degrees in the apical long-axis view.

PRE-AC=before angle correction ; POST-AC=after angle correction.

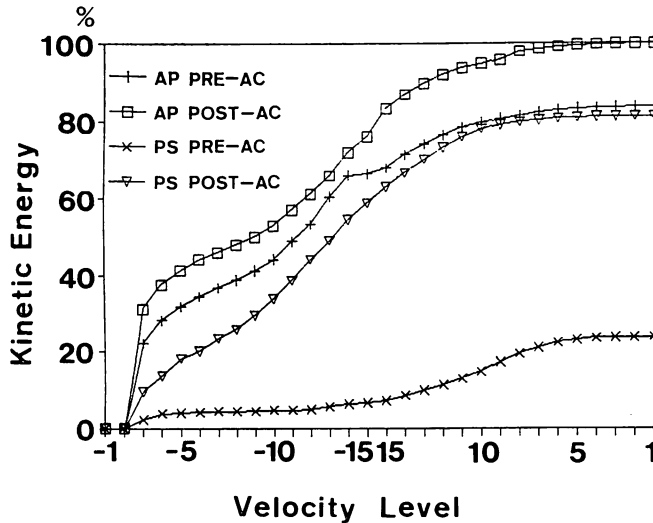


Fig. 3b. Cumulative percent kinetic energy for each velocity level of the diastolic mitral flow images of a normal 32-year-old male at an incident angles of incidence 10 degrees (AP PRE-AC) in the apical long-axis view and 45 degrees (PS PRE-AC) in the parasternal long-axis view and their angle-corrected flow images (AP POST-AC, PS POST-AC).

Values are percentages of the total angle-corrected flow area at an angle of incidence 10 degrees in the apical long-axis view.

弁流入血流の面積および kinetic energy は, 心尖部左室長軸像の僧帽弁流入血流に比べ, 統計的有意差 ($p < 0.05$) をもって小さく表示された. 心尖部左室長軸像の全血流領域の角度補正像を 100% とした場合, 各条件で得た僧帽弁流入血流の全面積は, 心尖部左室長軸像の角度補正前のオリジナル画像 (OR) で 96.5%, 傍胸骨左室長軸像の OR では 87.2%, aliasing 領域の面積は心尖部左室長軸像の OR で 36.3%, 傍胸骨左室長軸像の OR で 17.8% であった. また, 各条件で得た僧帽弁流入血流の kinetic energy は全血流領域では, 心尖部左室長軸像の角度補正前の OR で 94.0%, 傍胸骨左室長軸像の OR では 58.8%, aliasing 領域は心尖部左室長軸像の OR で 75.2%, 傍胸骨左室長軸像の OR で 40.6% であった. しかし角度補正を行った場合, 全血流領域, aliasing 領域ともに, 傍胸骨左室長軸像と心尖部左室長軸像の original 画像における血流面積, および kinetic energy での有意差はなくなった (Tables 2a, b).

考 按

本報におけるセクタースキャン方式のドップラー断層装置では, 血流に対する超音波ビーム入射角の影響を全く無視して血流速度マッピングを映像化しているため, 各 pixel に表示されている血流速度は, 正しくはそれぞれ角度補正を要する⁷⁾. これはドップラー断層装置の開発初期より指摘されてきたが, 二次元映像視野に実時間で展開される複数の血流に対する超音波ビーム入射角を把握することが困難であることに加え, たとえ把握できたとしても, それらの入射角を用い, 二次元血流映像上で複数の血流速度マッピングをそれぞれ区別して角度補正することは不可能に近いと考えられてきた. 一方, ドップラー断層法による定性的診断では, 角度補正を無視した血流速度マッピングでも十分な診断精度が得られてきたのも事実である⁸⁻¹⁰⁾. しかしいったんドップラー断層画像の定量化という問題に取り組み始めた場合, 臨床

Table 2a. Blood flow area

	Aliasing area		Total area	
	PS	AP	PS	AP
OR	17.8 ±3.6	36.3 ±2.8	87.2 ±5.1	96.5 ±1.5
AC	34.9 ±3.0	37.8 ±3.3	98.6 ±7.0	100 (CONT)

(n=7) Data=mean±SEM

Values are percentages of the total area of the angle-corrected flow image in the apical long-axis view (CONT).

OR=original flow image; AC=angle corrected flow image; AP=apical long-axis view; PS=parasternal long-axis view; CONT=control.

Table 2b. Kinetic energy

	Aliasing area		Total area	
	PS	AP	PS	AP
OR	40.6 ±7.5	75.2 ±2.2	58.8 ±7.3	94.0 ±2.2
AC	69.1 ±3.6	78.0 ±2.0	93.3 ±5.2	100 (CONT)

(n=7) Data=mean±SEM

Values are percentages of the total kinetic energy of the angle-corrected flow image in the apical long-axis view (CONT).

Abbreviations: see Table 2a.

的にスキャン条件を一定に保つことに最大限努力しても, 得られた血流画像にかなりのバラツキがあることが広く認識されており^{11,12)}, さらに表示画像に対する入射角度の影響をまったく無視して議論を進めることは, 極めて大きな誤差を容認しながら定量化を試みることを意味し¹⁾, 診断精度を高めることに貢献することは認め難い. 例えば傍胸骨左室長軸像では, 僧帽弁前尖逸脱例において, 左房後壁に向かう MR jet は捉え易いが, 後尖逸脱による左房前壁に向かう MR jet は捉えにくく, jet の面積や到達距離により半定量的の評価を行えば過小評価することがしばしばである. こ

れは左房前壁に向かう MR jet の方向が傍胸骨左室長軸像では超音波ビームに対して直角に近い関係にあるため、角度補正を無視して評価する場合、当然生じ得る現象である。すなわち、FFT パルス・ドップラー法や連続波ドップラー法を含め、ドップラー心エコー図法が角度依存性であるという物理的性質に起因しているのである。

しかしドップラー断層において角度補正を行うためには、FFT パルス・ドップラー法や連続波ドップラー法と異なり、二次元表示画像内の一本一本の各走査線に対し血流に対する超音波入射角を与え、極めて複雑な操作を行うことが必要となり、また映像全視野に描出されている複数の血流を同時に取り扱うとすれば、そのような操作は事実上不可能に近くなる。しかし映像全視野の血流映像を対象とするのではなく、定量的に評価したい特定の1つの血流に限って角度補正を行うとするならば、それは我々の所有する装置と知識で不可能なことではない。最近のドップラー断層装置はシネメモリーとして速度マッピング情報を digital data として装置内に記憶しており、装置と外部の市販のパーソナルコンピューターを接続することで、これらの速度マッピング情報をコンピューター処理することが可能となった。きわめて単純な僧帽弁流入血流を対象とした今回の検討では超音波ビーム、入射角が 30° 以下であるならば、それほど入射角の影響は大きくないが、 45° 以上の場合には画像の歪みは大きく、角度補正が必要と考えられ、このことはすでに報告したコンピューター・グラフィックによるシミュレーション検討の結果とよい一致を示した⁶⁾。今回は最大限一回の aliasing しか生じ得ない正常人の左室流入血流を対象として検討したが、aliasing を2回以上生じるような高い速度を持つ血流や乱流では、角度補正はさらに複雑で、困難な作業が要求される。また今回は心内血流方向が直線であると仮定し、マニュアルで超音波ビームの入射角を与え、速度マッピングの角度補正を試みたが、複雑な心内血流方向を1つのベクトルで表現し得ない

こともある。しかし適当な関心領域の設定によりある程度までの角度補正が可能であり、本報告では正常人における左室流入血流において、血流面積や kinetic energy の算出上 on-line で角度補正を行い、入射角の影響を除くことに成功した。今後この方式により、ドップラー断層の定量化に関する研究が飛躍的に進歩する事が期待される。

結 論

血流に対して超音波ビームの入射角が 40° 以上の場合、傍胸骨左室長軸像における僧帽弁流入血流の面積および kinetic energy は、心尖部左室長軸像の僧帽弁流入血流に比べ、統計的に有意に ($p < 0.05$) 小であったが、これらの有意差を解消するのみに角度補正は有効であった。ドップラー断層装置のシネメモリーを利用したドップラー血流速度情報の定量的コンピューター処理は、角度補正も含め、今後のドップラー断層映像の定量的評価に貢献し得るものと考えられた。

要 約

ドップラー断層のカラー血流映像を用い、心内血流を定量的に評価しようとする試みは数多く報告されてきたが、そのほとんどは超音波ビームと血流のなす角度 (θ) を無視するか、あるいはそれと平行した血流 ($\theta = 0$) に関してのみ、定量化を試みたものであった。しかしカラー血流映像の普遍的な定量的評価を目指すためには、超音波入射角度の表示画像に対する影響を検討し、必要に応じた補正は不可欠と考えられる。今回、ドップラー断層画像の角度補正を市販のドップラー断層装置 (アロカ SSD-870) を用いて試みた。

装置のシネメモリーシステムより速度情報をオン・ライン接続したパーソナルコンピューター (NEC PC-LT) に取り込み、中心線上の超音波ビームと血流のなす角度情報 (θ) をマニュアルで与え、これを計算処理して角度補正を行い、再度装置のシネメモリーシステムに補正された速度情報を戻し、角度補正像を再現した。

本法の有効性を検討する目的で, 正常成人7名の左室流入血流を, 同時相・同条件 (3.5 MHz 探触子, 繰り返し周波数 4 KHz) で心尖部および傍胸骨左室長軸像上で観察し, それぞれ角度補正処理した. 心尖部画像の角度補正後の血流面積を100%とした元の心尖部画像の血流面積は96.5%, 傍胸骨画像は補正前で87.2%, 補正後で98.6%の血流面積であった. Kinetic energy ($KE = MV^2$)を同様に計算したところ, それぞれ100%, 94%, 59%, 93%であった.

結論として, 血流に対して超音波ビームの入射角が40°以上の場合, 傍胸骨左室長軸像の僧帽弁流入血流の面積および kinetic energy は, 心尖部左室長軸像の僧帽弁流入血流に比べ, 統計的に有意に ($p < 0.05$) 小さく表示され, 角度補正によりその有意差はなくなった. したがってドップラー断層装置のシネメモリーを利用した血流速度情報のコンピューター処理は, 血流映像の定量的評価に貢献し得るものと考えられた.

文 献

- 1) Kondo Y, Kyo S, Matsumura M, Omoto R: Computer analysis of two-dimensional Doppler: Influence of frame rate, scanning direction and incident angle. *Jpn J Med Ultrasonics* 15: 1-10, 1988
- 2) Sahn D: Instruction and physical factors related to visualization of stenotic and regurgitant jet by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 12: 1354-1365, 1988
- 3) Kyo S, Kondo Y, Takamoto S, Matsumura M, Yokote Y, Omoto R: Effect of scanning direction and frame rate on the area of flow image in phased-array color Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 11: 98A, 1988
- 4) 許 俊鋭, 近藤祐司, 松村 誠, 高本真一, 尾本良三: ドップラー断層速度情報の computer 分析. *日超医講演論文集* 53: 417-418, 1988
- 5) 許 俊鋭, 近藤祐二, 鈴木 聖: ドップラー断層表示画像の時間分解能に関する検討. *日超医講演論文集* 50: 547-548, 1987
- 6) Kyo S, Kondo Y, Takamoto S, Matsumura M, Yokote Y, Omoto R: Scanning frame rate and direction dependent variability in flow image of phased-array color Doppler: Computer-graphic analysis. *Circulation* 76 (Suppl IV): 526, 1987
- 7) 許 俊鋭, 近藤祐司, 松村 誠, 山田 泉, 高素映子, 小林俊樹, 横手祐二, 尾本良三: 小児循環器領域に置けるドップラー断層表示画像の問題点: 特にスキャン速度・スキャン方向・入射角度の影響の検討. *日小児循環器会誌* 5: 384-388, 1990
- 8) Omoto R, Yokote Y, Takamoto S, Kyo S, Ueda K, Asano H, Namekawa K, Kasai C, Kondo Y, Koyano A: The development of real-time two-dimensional Doppler echocardiography and its clinical significance in acquired valvular disease. *Jpn Heart J* 25: 325-340, 1984
- 9) Miyatake K, Izumi S, Mitsunori O, Kinoshita N, Asanuma H, Nakagawa H, Yamamoto K, Takamiya H, Nimura Y: Semiquantitative grading of severity of mitral regurgitation by real-time two-dimensional Doppler flow imaging technique. *J Am Coll Cardiol* 7: 82-88, 1986
- 10) Kyo S, Omoto R, Takamoto S, Ueda K, Emoto H, Asano H, Yokote Y: Real-time two-dimensional Doppler echocardiography in congenital heart disease: Its clinical significance. *J Cardiogr* 14: 785-801, 1984
- 11) Smith MD, Spain MG, Grayburn PA, Kwan OL, Nissen S, DeMaria AN: Intraobserver and interobserver variability in the quantitation of regurgitant jet area in patients with mitral and aortic regurgitation. *Circulation* 74 (Suppl 2): II-131, 1986 (abstr)
- 12) Kwan OL, Spain MG, Booth DC, Smith MD, DeMaria AN: Temporal variability in the size of the flow disturbance by color Doppler flow imaging in patients with valvular regurgitation. *Circulation* 74 (Suppl 2): II-145, 1986 (abstr)
- 13) Wong M, Matsumura M, Suzuki K, Omoto R: Technical and biologic sources of variability in the mapping of aortic, mitral and tricuspid color flow jet. *Am J Cardiol* 60: 847-851, 1987
- 14) Kyo S, Takamoto S, Takanawa E, Matsumura M, Yokote Y, Omoto R: Does color flow mapping allow the cath. lab. to be bypassed in surgery of congenital heart disease? *in Color Doppler Flow Imaging* (Roelandt J ed). Martinus Nijhoff, Dordrecht, 1986 pp 107-121