原 著

新生児脳血流パワーフロー Doppler 4 次元再構成像で認める拍動強度についてのウェーブレット変換による解析

林 隆¹ 木戸久美子¹ 門屋 亮² 山村泰一² 大淵典子² 古賀寛史²
吉富友美³ 深野玲司⁴ 長谷川恵子⁵

¹ 山口県立大学看護学部

² 総合病院山口赤十字病院小児科

³ 山口県済生会豊浦町立病院小児科

⁴ 済生会下関総合病院小児科

⁵ 山口大学医学部附属病院周産母子センター

Wavelet Transform Analysis of Pulsation Strength by Four-dimensional Reconstruction of Power Flow Doppler Images of Neonatal Cerebral Blood Flow

Takashi HAYASHI¹, Kumiko KIDO¹, Ryo KADOYA², Taiichi YAMAMURA², Noriko OHBUCHI², Hirofumi KOGA²,
Tomomi YOSHITOMI³, Reiji FUKANO⁴, Keiko HASEGAWA⁵

¹ Yamaguchi Prefecture University, School of Nursing

² Department of Pediatrics, Yamaguchi Red Cross Hospital

³ Department of Pediatrics, Saiseikai Toyoura Hospital

⁴ Department of Pediatrics, Saiseikai Shimonoseki Hospital

⁵ Maternity and Perinatal Care Units, Yamaguchi University Hospital

Four-dimensional reconstructions of power flow Doppler images disclosed the differences in pulsatility patterns between normal neonates and neonates with asphyxia. The differences could not be explained by conventional quantitative analysis, including blood velocity, resistance index and pulsatility index. There was a minor difference in pulsatility patterns by four-dimensional analysis of PF between two normal neonates. Wavelet analysis disclosed a difference between the two neonates in signal intensity at levels 5 and 6 by use of the Gabor 8 function. There was a positive correlation between the signal intensity in end-diastolic phase at levels 5 and 6 by Gabor 8 and the intensity of the pulsatility patterns in four-dimensional analysis. There were strong bands at levels 5 and 6 in twelve normal neonates, but weak bands in four neonates with asphyxia.

Key Words : power flow Doppler images, 4D reconstruction, pulsation, wavelet transform

はじめに

超音波診断装置および再構成装置の技術的進歩により、3次元表示の精密度が向上したため、パワーフロー Doppler 法 (PF) で表示した血流画像の 4 次元画像処理による血流拍動の詳細な検討が可能になった⁶⁾。少数例の検討では 4 次元画像上認める拍動状態の有無と臨床的重症度とに関係があり、パワーフロー Doppler 画像の 4 次元表示の診断的意義が示されている⁶⁾。しかし、4 次元表示で示される拍動の有無を既存の脳血流定量的パラメーターである血流速度や抵抗比 (RI)、拍

動比 (PI) の検討では説明することが困難であった。これまで Doppler 信号の解析には高速フーリエ変換 (FFT) が用いられてきたが、FFT はリアルタイム表示が出来る反面、一定時間での周波数分解能には限界があった。RI、PI は FFT が得意とする高周波数成分の時間的変動を代表する血流速度のピーク値を基にする評価法であるため、FFT では低周波数成分の評価は十分でなかった。ウェーブレット変換 (WT) は時間分解能と周波数分解能が両立できる¹⁾ことから近年医学領域で注目されている信号解析方法である⁸⁾。FFT では三角関数を分析関数として用いるが、WT では特殊なマザー

Reprint request

林 隆 : 〒753-8502 山口県山口市桜畠 3-2-1 山口県立大学看護学部

Takashi HAYASHI : Yamaguchi Prefectural University, School of Nursing, 3-2-1 Sakurabatake, Yamaguchi 753-8502, Japan

[Received June 11, 2004 ; Accepted July 30, 2004]

Fig. 1 Differences between fast Fourier transform (FFT) and wavelet transform (WT). FFT can show any function as a combination of many trigonometric functions. WT can provide time and frequency information simultaneously with scale transform and shift transform of mother wavelet functions.

Table 1 The profiles of two normal subjects. GA: gestational ages, BW: birth weight, Apg: Apgar score, Vs: Systolic flow velocity, RI: resistance index, ACA: the anterior cerebral artery, BA: the basilar artery

subjects	day	GA	BW	Apg	ACA		BA	
					Vs	RI	Vs	RI
1	1	41wk+4d	3238	9/9	52.9	0.66	62.2	0.691
2	5	37wk+5d	2662	8/9	35.5	0.681	44.1	0.771

Table 2 The profile of controls and patients for wavelet analysis. GA: gestational ages, BW: birth weight,

	n	day on exam	GA (d)	BW (g)	conditions
controls	12	2,67(0~5)	277±9.3	2988±366	
cases	1	0	0	2527	asphyxia
	2	0	0	2300	asphyxia
	3	1	0	2938	asphyxia, neonatal convulsion
	4	1	0	3464	asphyxia

ウェーブレット関数を用いて分析するため、雑音を除去において優れた効果を示す。この特徴を活かし、超音波診断領域では、超音波ドプラ信号の雑音を除去することにより塞栓子の検出で有用性が報告されている^{2-4,11)}。一方、FFTでは時間分解能を確保するためには、周波数分解能が低下し、特に低周波数成分が犠牲になっている。著者らはWTを用いて新生児の脳血流ドプラ信号の解析を行い、低酸素性虚血性脳障害例で低周波数成分に着目することにより、経時的な脳循環の評価ができる可能性を示した⁵⁾。今回PF像の4次元再構成上現れる拍動の差についてWTを用いた脳血流ドプラ音解析を行い検討したので報告する。

対象および方法

I 対象

① 4次元再構成とWT

山口赤十字病院産科で出生した分娩障害のない2例 (Table 1) に対し、PF像の4次元再構成と、前大脳動脈 (ACA)、脳底動脈 (BA) の脳血流ドプラ音情報のWTを行った。

② WT

梅田病院産婦人科で出生した正常新生児12例を正常群、山口大学医学部附属病院周産母子センターNICU入室中の仮死児4例を仮死群 (Table 2) として、WTを実施し、正常群と仮死群の差を検討した。正常群と仮死群の間で、在胎週数と出生体重に統計的な差は認めなかった (Mann-Whitney

のU検定)。

検査の実施にあたり、安全性と検査の主旨を十分に説明し同意を得た。パワーフロードプラ法を用いた一連の研究は山口大学医学部附属病院治験・臨床研究委員会による臨床研究審査を受け、科学的・倫理的に妥当であることを認められている。

II 方法

使用機種はAloka SSD2200 同 5500 (東京、三鷹) で、5 MHz 電子セクタプローブを使用した。経大泉門的にパワーフロードプラ (PF) により頭蓋内の血流像の描出を確認した後、4次元画像再構成装置 (Tomtec/日本光電) を用いて4次元再構成のためのサンプリングを開始した。PF情報のサンプリングはステップ角度 2° でプローブを装着したローターが回転し、PF情報を取り込みながら 180° 回転し終了した。3次元再構成されたBモード+PF画像の内、関心領域を設定し、その中のPF画像成分の割合と全てのBモード画像上の超音波信号で割った値 (%) を color volume index (CVI) とし、1心拍中の拍動程度の定量化を試みた (Fig 2)。PFを用いてACA、BAにおける血流速度を計測し、RI、PIを求めた。血流速度計測時に画像情報とともにドプラ音情報をVTR上に記録した。WTは観測された信号の局所的様子を調べるために、局所的参照波 $\psi(t)$ (これをマザーウェーブレットという) およびそれを拡大・縮小 (a倍) し、時間軸に沿って平行移動 (b時間) してできた参照波 $\psi_a(t)$ を持ちいる解析法である。

Fig 2 The upper and left lower images show the process of deciding on the region of interest (ROI) for examination of the color volume index (CVI). This ROI was the whole brain. CVI is the ratio of the signal of power flow images in the signals of B-mode images. The right lower image shows a three-dimensional reconstruction of the power flow Doppler images overlapped on the ROI for CVI.

Fig 3 Graphs showing chronological changes in the color volume index (CVI) in a single cardiac cycle consisting of 12 frames of three-dimensional image. The intensity of the dynamics was stronger in subject 2 than in subject 1.

$$\psi_a(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{(t-b)}{a}\right)$$

参照波 $\psi_a(t)$ をいくつか用意して、これらと観測された信号との関係を調べることで、任意の関数を時間分解能と空間分解能を保証し解析できる (Fig. 1)¹⁰⁾。VTR の音情報 (アナログデータ) をパソコン (Windows98) 上にデジタルデータとして取り込み、ウェーブレット解析を実施した。WT はフリーウェアソフト (戸田浩制作) 積分ウェーブレット変換 IWT ツール⁵⁾ を使用した。同ソフトを用いることによりアナログデータのデジタル化と同時にウェーブレット変換が可能となる。サンプリング周波数は 22050Hz、量子化ビット数 8 ビット、5 秒間のドプラ音データを WT した。マザーウェーブレットは低周波数成分に多様性のみられた Gabor 8 関数を用いた。

Fig 4 Wavelet analysis of cerebral Doppler flow signal performed with the Gabor 8 function. Subject 1 showed an increased signal intensity (oval rings) at level 5~6 in the anterior cerebral artery.

結 果

① 4 次元再構成と WT 解析

4 次元再構成を試みた正常児 2 例では、主要血管の詳細な 3 次元構造を描出でき、ACA、中大脳動脈 (MCA) といった主要血管とレンズ核線条体動脈 (LSA) の拍動を描出した。血管の拍動は ACA、MCA の近位部では僅かであったが、末梢部分では比較的はっきりした。2 症例で拍動の程度に差を認め、1 例目の拍動がやや弱かった。2 症例について、CVI を計算すると、1 例目と 2 例目の拍動の違いを定量化でき、1 例目で 1 心拍中の PF 信号の変動が弱く、4 次元画像上拍動の弱いことが定量的に評価できた (Fig. 3)。1 例目の ACA の抵抗比 (RI): 0.660、拍動比 (PI): 1.062、BA の RI: 0.691、PI: 1.138、2 例目は ACA の RI: 0.681、PI: 1.237、BA の RI: 0.771、PI: 1.464 だった。両者の ACA、BA において記録した脳血流ドプラ音の WT 結果を比較した。先行研究¹⁾で認めた前収縮期にレベル 7~8 付近に認める有効成分の出現様態には一定せず、2 例とも ACA では認めず、BA で弱い信号を認めた。同じ Gabor8 関数をマザーウェーブレットとした WT で、ゲインの調整により Level 5~6 に注目したところ、2 例とも ACA と BA とともに拡張期末に信号強度が増すことが判明した (Fig. 4)。拍動の明瞭な 2 例目と比較して、拍動の弱かった 1 例目では拡張末期のレベル 5~6 の信号が减弱していた (Fig. 5)。

② WT 解析

正常児 12 名と仮死児 4 例の ACA における脳血流ドプラ信号に対し、Gabor8 関数をマザーウェーブレットとする WT

Fig 5 Figures comparing the signal intensity at level 5~6 with Gabor 8 wavelet transform analysis in the anterior cerebral artery between subject 1 and 2. The signal intensity at end-diastolic phase was stronger in case 2 (dotted oval rings) than in case 1 (oval rings).

Fig 6 Results of Gabor 8 analysis focusing on level 5~6 in the control group. All subjects showed the same tendency for the signal intensity at level 5~6 to be increased in end-diastolic phase in the anterior cerebral artery. The bar indicates the increased signals.

を実施し，結果のうちレベル5~6に注目した．正常群ではいずれも拡張末期に信号強度が増加した（Fig 6）が，仮死例では逆に拡張末期に信号強度が低下した（Fig 7）．

考 察

我々の実施した少数例の検討によると，頭蓋内血流 PF

像の4次元表示による拍動の有無が臨床的な脳障害の重症度，神経学的予後と良く相関した⁶⁾．しかし，既存の血流速度に基づく定量的指標である収縮期血流速度やRI，PIからはPF像4次元表示における拍動の有無を説明できる差がなく，拍動の意味を十分に説明するのは困難であった．今回の検討ではまず，視覚的拍動を定量化するためにCVIを導

Fig. 7 Results of Gabor 8 analysis focusing on level 5~6 in the pathological group. All cases showed the same tendency for the signal intensity at level 5~6 to be decreased in end-diastolic phase in the anterior cerebral artery. The dotted bar indicates the decreased signals.

入した。CVIにより正常例ではあるが、2例について認めた視覚的（みための）拍動の差（強弱）を定量化することが出来た。CVIは拍動を定量化する上で有用な方法だと考えた。また関心領域を設定することにより、より限局した拍動の定量化が出来る可能性がある。今回の検討は正常児を対象として実施したため、拍動の有無を比較することは出来なかったが、2例の間に生理的な範囲であるが、拍動強度に差を認めたためWTを用いることで拍動の意義付けを試みた。拍動強度は2例間で異なったが、2例ともRLPIは正常範囲にあった⁷⁾。両者で認めたPF像4次元表示の拍動強度の差を手がかりに、WTを用いた分析で2例のドプラ音情報の差を検討した。

PF像4次元表示を実施した2例に対するWTではレベル7~8ではBAのみに淡い信号を認め、ACAのみに先行研究で認めた傾向（正常群ではACAのみにレベル7~8に信号を認めた⁷⁾は示さなかった。次に、同じGabor8関数をマザーウェーブレットとしたWTでゲインの調整により、レベル5~6に認める拡張期末の信号に注目した。4次元画像上、拍動の比較的小さい1例めでは、WT上認める拡張期末のレベル5~6の信号強度が低く、拍動の強い2例目ではレベル5~6の信号強度が高かった。この点に着目し、在胎週数と出生体重に差の無い、正常群と仮死群で拡張期末のレベル5~6の信号強度を比較した。正常群12例で実施したGabor8関

数をマザーウェーブレットとしたWTでは、全てレベル5~6で拡張期末に強い信号を認めた。一方、仮死群4例の検討では、レベル5~6では拡張期末にむしろ信号強度が低下する傾向を得られた。これらを総合すると、Gabor8関数をマザーウェーブレットとしたWTにより、レベル5~6で拡張期末に認める信号の強度は脳循環の指標となる可能性が示されたことになる。今後、症例の更なる蓄積と同一症例の経時的変化を明らかにすることにより、WTの有用性を明確にすることが出来るものと考ええる。

PF像4次元表示の強弱とGabor8関数をマザーウェーブレットとしたWTで拡張期末に認めるレベル5~6の信号強度は相関があり、レベル5~6の信号強度は仮死群で低下したことから、重度脳障害で脳血流のPF像4次元表示が不可能な症例の病態として、拡張期の血流動態の関与が示唆される。通常の脳血流循環動態は、収縮期だけでなく、拡張期にも順方向にかなりの血流が流れている。しかし、拡張期の血流は心臓の拍出による血圧でまかなわれるのではなく、拡張した動脈に一旦貯留された血液を拡張期末梢方向に流すことによると考えられている⁹⁾。血管の伸縮性が保たれていると拡張期には、血流音の中に拡張した動脈の収縮（血管ポンプ）による音成分が入る可能性がある。しかし、血管の伸縮性が破綻した状態では、血流のほとんどが収縮期にのみ移動するために、4次元再構成では拍動として画像化でき

ず，WT では拡張期に正常では認める音成分を認めなくなることが推測できる．このような状態でも僅かの血球成分は順方向に移動するため，FFT による最大血流速度を測定すると血流速度は検出できることになる．4次元再構成上，PF 画像を拍動表示出来ないにもかかわらず，血流速度は収縮期，拡張期ともに計測できる現象は，FFT を用いることにより血流の中の最大の血流速度のみを表示するという特性を持つことに起因するものと考えた．今回の検討で拡張期の血流が脳循環に重要な影響を与えている可能性が示唆された．PF 像の4次元再構成はPF による血流波形表示や血流速度の評価では評価できない拡張期の血行動態を画像化しうる可能性がある．推測の域を出ないが，拡張期の血行動態を画像化することにより，RI PI のような定量的パラメーターでは評価できなかった低酸素虚血による脳血管（動脈）の伸展性の破綻状態を簡便に評価できる可能性がある．

結 語

PF 画像の4次元再構成は脳循環の指標となりうる可能性が示された．4次元再構成画像の拍動の強さは，WT を用いた解析により，拡張期末の低周波数成分（レベル5～6）の出現強度と関係のあることが分かった．ドプラ音のWT 解析により，拡張期末に認める信号の強度の強弱が脳循環の指標となる可能性が示された．4次元再構成上認める拍動はRI PI 等の既存の定量的指標では評価できない拡張期の循環動態を反映している可能性がある．

文 献

- 1) 新井康平：ウェーブレット解析の基礎理論．東京：森北出版，2001，pp22-23
- 2) Aydin N, Marvasti F, Markus HS: Embolic Doppler ultrasound signal detection using discrete wavelet transform. IEEE Trans Inf Technol Biomed 8: 182-190, 2004

- 3) Aydin N, Padayachee S, Markus HS: The use of the wavelet transform to describe embolic signals. Ultrasound Med Biol 25: 953-958, 1999
- 4) Devuyst G, Darbellay GA, Vesin JM, Kemeny V, Ritter M, Droste DW, Molina C, Serena J, Sztajzel R, Ruchat P, Lucchesi C, Dietler G, Ringelstein EB, Despland PA, Bogousslavsky J: Automatic classification of HITS into artifacts or solid or gaseous emboli by a wavelet representation combined with dual-gate TCD. Stroke 32: 2803-2809, 2001
- 5) 林 隆，長谷川恵子，吉富知美，深野玲司：新生児脳血流ドプラ波形のウェーブレット変換による波形解析．Neurosonology 16: 28-32, 2003
- 6) 林 隆，長井 裕，武田香苗，伊住浩史，中田雅彦，西河美希，吉富友美，市山高志，古川 漸：新生児虚血性低酸素性脳障害におけるパワーフロードプラ像の4次元再構成の有用性．Neurosonology 13 (supplement): 66, 2000
- 7) Hayashi T, Ichiyama T, Uchida M, Tashiro N, Tanaka H: Evaluation by colour Doppler and pulsed Doppler sonography of blood flow velocities in intracranial arteries during the early neonatal period. Eur J Pediatr 151: 461-465, 1992
- 8) 石川康宏：臨床医学のためのウェーブレット解析．東京：医学出版，2000，pp221-240
- 9) 増田善昭：動脈波の臨床．東京：メジカルビュー社，2003，pp37-47
- 10) 戸田 浩：Wavelet 最新信号解析技術の理論と実践．月刊Cマガジン，東京：ソフトバンク，1998，12 pp28-51
- 11) Zhang Y, Wang Y, Wang W, Liu B: Doppler ultrasound signal denoising based on wavelet frames. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control 48: 709-716, 2001