

機器紹介

経頭蓋的超音波 Doppler 法

大川 一美*

Doppler 効果による血流計測の応用により脳、末梢循環検査法の基礎を作ったのは1960年里村、金子らが最初である¹⁾。しかし骨に(音響インピーダンスが著しく異なる物質) 囲まれている頭蓋内の血管の血流測定は、1982年 Aaslid らの経頭蓋骨的超音波 Doppler 法 (transcranial Doppler : TCD)²⁾が導入されるまで約20年の年月がかかった。この TCD は無侵襲でリアルタイムに脳循環動態の変動をとらえられる検査法であり、装置もコンパクトなのでベッドサイド、手術室での脳循環のモニターとしての有用性も認められている。ここでは当院で使用している米国 Medasonics 社製 TCD 装置 (cerebrovascular diagnostic system : CDS) を紹介する (図 1)。この装置は、パルス (PW) と連続波 (CW) の2種類のプローブがある。それぞれを用い頭蓋外と頭蓋内血管または、2つの PW プローブを用い2箇所頭蓋内血管の血行動態を同時に検査でき、24時間までは選択した間隔で血流情報が記録でき長時間のモニタリングが可能である。

装 置

PW プローブは、発振超音波周波数 2 MHz、発振超音波出力は15%~700%まで増減できる。700%は ISATA (超音波ビームの断面積にわって平均した音の強さの時間平均値) で532mW/m²である。測定深度は、25~120mmまで5mm間隔で調節でき、観測部位 (sample volume) は7mmと13mmが選択できる。CW プローブは、①4 MHz、②8 MHzがある。①は透過深度1.5~7.5cmで深部動脈の検査用、②は透過深度0.25~3.5cmで表面の末梢血管に適している。モニター画面には、内

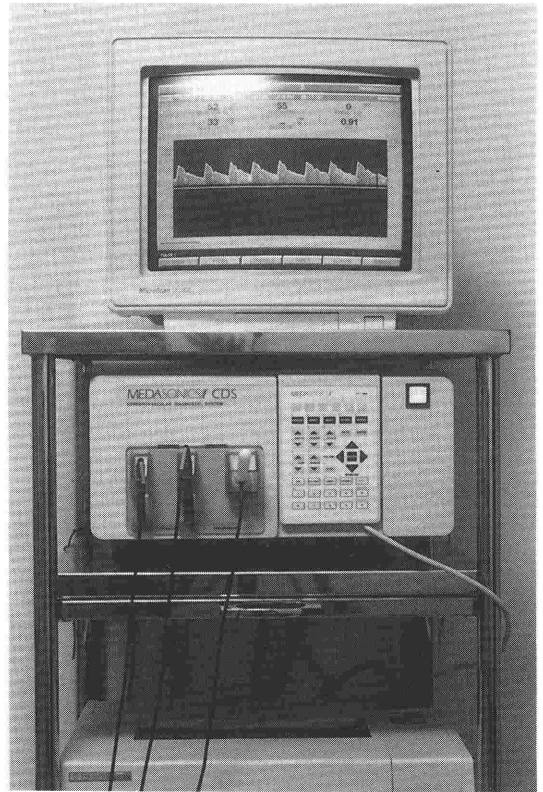


図1 Medasonics 社製 TCD 装置

蔵されたコンピュータによりドプラ偏位スペクトラムを fast fourier transform (FFT) 解析し、リアルタイムにスペクトラム (ソノグラム) 表示する。プローブに向かう血流はプラス、遠ざかる血流はマイナスのスペクトラムとなる。心電図同調平均機能によりドプラのパワーを増減せずに信号を増幅させノイズの多い環境下でも診断情報を得ることができる。また、外部モニターの信号 (心電図, SpO₂, P_{ET}CO₂) をドプラ信号に対比させ

*帝京大学麻酔科

て表示できる。超音波が透過し媒質から戻ってきたドプラ信号パワーを測定表示してくれるので目標血管の同定操作が容易である。また RS232インターフェイスにより外部からのコンピュータ制御も容易である。

測定原理

周波数 F_0 の超音波を体表面より入射すると入射超音波は、主として血液中の血球（動きのあるもの）に反射される。この時、ドプラ効果をうけ周波数 $F_0 + F_d$ の反射波を生ずる。（図2）

両者間には次式が成立する。

$$F_0 + F_d = F_0 \times \frac{C + V \cos \theta}{C - V \cos \theta}$$

- C：生体中の音速 (m/s)
- V：血管を流れる血流の流速 (m/s)
- θ ：超音波と流れのなす角度 (°)

生体中の音速は血流速度よりも大きく $C \gg V$ の関係にあるから上式は

$$F_d = \frac{2 \times V \times \cos \theta}{C} \times F_0$$

と近似できる。これを変形すると

$$V = \frac{C}{2 \times \cos \theta} \times \frac{F_d}{F_0}$$

既知の F_0 を送信し、C、 θ は一定であるため F_d を測定すると血流速度 V は計算によって求められる。基礎実験より F_d は、流速、 $\cos \theta$ に比例すること、および超音波出力や超音波走行中の反射、吸収による減衰に関係ないことが確かめられている。これで F_d を正確に測定できれば流速が定量的に求められる。

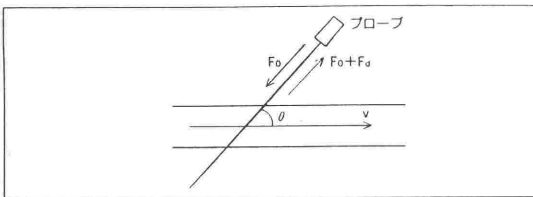


図2 Doppler法の原理

- F_0 ：入射波の超音波周波数 (Hz)
- $F_0 + F_d$ ：反射波の超音波周波数 (Hz)
- F_d ：ドプラシフト周波数 (Hz)
- V：血流の流速 (m/s)
- C：生体中の音速 (m/s)
- $\cos \theta$ ：ビームと流れのなす角度 (°)

測定法

頭蓋内血管の検索には、超音波信号が著しく減衰しない“window” (acoustic window) を選ぶことが大切である³⁾。（図3）

Transtemporal window より willis 輪を含む脳底動脈、orbital window より眼動脈、内頸動脈サイフォン部、transforaminal window より椎骨動脈、脳底動脈、後下小脳動脈、submandibular window より内頸動脈がそれぞれ検索できる。目標とする血管の血流信号の確認は、プローベからの深度、角度、血流の方向性、連続する血管の圧迫による信号の変化により行なう。しかし、動脈の空間的關係を熟知しないと検出、同定までに多少時間がかかる。また、目標とする動脈とビームのなす角度（入射角）は 30° では 5% 程度であるが約 60° を越えるとその誤差は急速に大きくなるが、この入射角を知ることはできないので測定値の評価には注意が必要である。表1に測定法、正常値を示す。

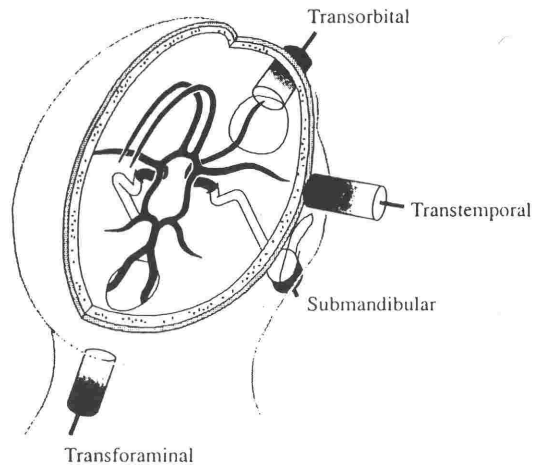


図3 超音波ビーム入射部位 “window”

波形の分析

流速の計測だけでなく波形の分析で以下の情報が求められる³⁾。（図4）

- ① 収縮期、拡張期最大流速、平均流速 (PSV, EDV, \bar{V})

平均流速には、瞬時スペクトルの平均値とピー

表1 測定法, 正常値 (**文献4)

Artery	Transducer Position	Depth of Sample Volume [mm]	Direction of Flow	Spatial Relationship ACA/MCA Bifurcation	Mean Velocity** [cm/sec]	Response Ipsilateral Carotid Compressions
MCA[M1]	Transtemporal	30-60	Toward	Same	55±12	Obliteration Diminishment
ACA/MCA Bifurcation	Transtemporal	55-65	Bidirectional	—	—	Identical to ACA/MCA
ACA[A1]	Transtemporal	60-80	Away	Anterior and Superior	50±11	Obliteration Diminishment Reversal
PCA[P1] *Fetal Origin	Transtemporal	60-70	Toward	Posterior and Inferior	39±10	No Change Augmentation Diminishment* Obliteration*
PCA[P2] *Fetal Origin	Transtemporal	60-70	Away	Posterior and Inferior	40±10	No Change Diminishment* Obliteration*
TICA	Transtemporal	55-65	Toward	Inferior	39±9	Obliteration Reversal
OA	Transorbital	40-60	Toward	—	21±5	Obliteration
Carotid Siphon [Supraclinoid] [Genu] [Parasellar]	Transorbital	60-80	Away Bidirectional Toward	—	41±11 — 47±14	Obliteration Reversal
VA	Transforaminal	60-90	Away	—	38±10	—
BA	Transforaminal	80-120	Away	—	41±10	—

ク流速の時間平均とがあり、本装置では心周期5回の瞬時スペクトルの平均値を計算し表示する。これには正確に波形をトレースしなければならない。そこで図4に示したようにA1=A2となるような走行線にて求める方法もある。

② Systolic upstroke

心収縮期初期におこる急峻な波動成分である。心臓から血流測定部位の血管に閉塞などの問題がある場合、この斜度が減少したり、収縮期に発現する時期が遅れる。

③ Pulsatility index (PI)

$$PI = \frac{PSV - EDV}{V}$$

Pulsatility とは心周期中の最大流速の変動性で

PI は、これの量的指標である。絶対的の血流速度とは異なり血流と超音波ビームの入射角に依存しない指標である。しかし他の要因（心拍出量、血液粘性、血管のコンプライアンスなど）に影響をうける。そこで次のような指標がある。

Pulsatility transmission index (PTI)

$$PTI = \frac{PI}{PI_{ref}} \quad (PI_{ref} : \text{対側の PI})$$

④ Spectral distribution

流速成分の強さを示し、この成分が縦方向に広がれば広く分布し狭ければ流速成分がそろっていることを示す。

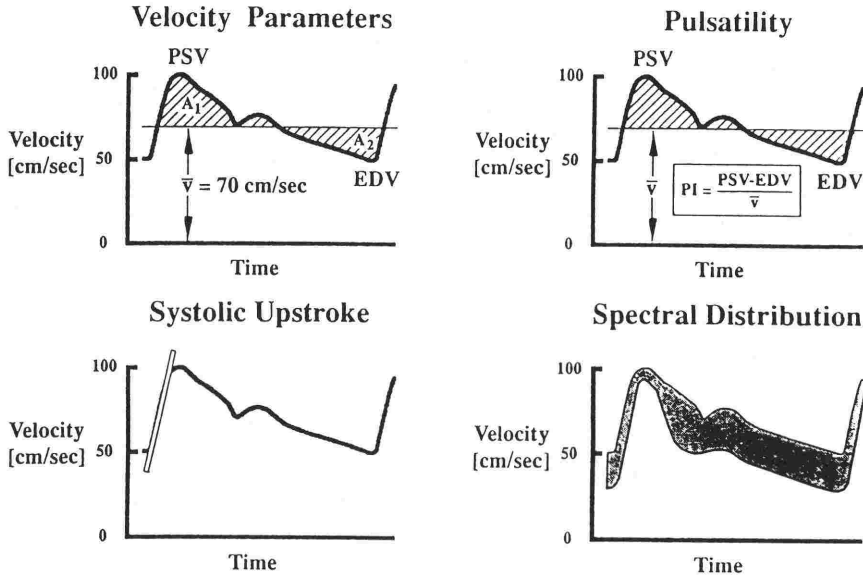


図4 波形の分析

PSV : peak systolic velocity
 EDV : end diastolic velocity
 \bar{V} : mean velocity
 PI : pulsatility index

脳血管の CO₂ 反応性の評価

脳の主幹動脈の血管径は PaCO₂ 25~60mmHg の範囲では変化しないとされており主幹動脈の血流速度の変化は、末梢血管の収縮、拡張による。この脳血管の CO₂ 反応性は頭蓋内病変の重症度によって変化するので反応性を知ることが有用な診断の指標になる。本装置では、Ringelstien ら⁵⁾の報告している公式が内蔵されておりプロトコルに従い測定を行なうとその値を表示されるようになっている。

まとめ

TCD の臨床応用としては、頭蓋内血管の閉塞、攣縮、塞栓の検出、脳血管の薬理作用の評価、内頸動脈剝離術や心臓外科手術中の脳循環のモニターなど数多くの報告がある。一方、プローベの装着維持が難しい、測定技術の熟練度によって測定値に誤差が生ずる可能性があるなど問題点もあ

る。しかし脳循環の急激な変動を非侵襲的、リアルタイムにモニターできることは極めて有用であると考えられる。

文 献

- 1) Satomura S, Kaneko Z : Ultrasonic blood rheograph. Proceeding of the 3rd International Conference of Medical Electronics 254-258, 1960 (London)
- 2) Aaslid R, Markwalder TM, Nornes H : Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arteries. J Neurosurg 57 : 769-774, 1982
- 3) NeWell DW, Asalid R, Fujioka KA, et al : Anatomy of freehand examination. In transcranial Doppler, New York, Raven Press, 1992 pp9-31
- 4) Ringelstein EB : A practical guide to transcranial Doppler sonography. In: Weinberger J, ed. Noninvasive imaging of cerebrovascular disease. New York, Alan R. Liss, 1989, pp75-121
- 5) Ringelstein EB, Siebers C, Ecker S, et al : Noninvasive assessment of CO₂-induced cerebral vasomotor response in normal individuals and patients with internal carotid artery occlusion. Stroke 19 : 963-969, 1988