

シンポジウム

1. 非観血的心循環系モニタリングの現況

劔物 修*

諸 言

心循環モニタリングとして最も重要なことは、見る、聞く、触る、などの五感による患者の注意深い観察である。しかしながら、重症患者をより安全に管理するには、種々の医療機器を用いてのモニタリングが必要であり、これらの要求に応じて各種の手段が用いられてきている。これらの多くは血管内にカテーテルを挿入することなどのいわゆる観血的な手段によるものである。観血的であるがために種々の合併症が問題となり、非観血的 (non-invasive) な方法が望まれ、各種のものが臨床に供されてきている。

心音聴取、間接的動脈圧測定、心電図監視は古くから用いられている非観血的モニタリングであるが、これらから得られる情報には自ずと限界がある。血圧や心拍数の測定のみでは心循環系のモニタリングとしては不十分であることも多く、非観血的手法による心拍出量などの心ポンプ機能を把握する手段が開発され、臨床に応用されてきている。さらには、心臓の形態学的変化を観察することで心機能を知ろうとする方法も普及してきている。

本稿では、左室収縮時相、超音波ドプラー法、パルスオキシメトリーなど、すでに実用化されているものを中心に、心臓核医学的検査法、核磁気共鳴など、今後の臨床応用が期待されるものを含めて、非観血的心循環モニタリングの現況について概説する。

1. 心電図 (ECG) 監視

手術室、ICU における最も一般的なモニタリングのひとつである。ECG は心臓の電氣的活動を知る手段ではあるが、心臓のポンプ機能に関する情報をも提供する。①不整脈、②電解質異常、③心筋虚血、④ペースメーカー機能の異常、などが観察されれば、ポンプ機能にも影響を及ぼすことになる。ディスプレイ電極を用いての CM₅ 誘導が多く使用される。この誘導では V₅ と II 誘導の中間波形が得られ、ST-T 変化に敏感で安定性も高い。ECG モニターはオシロスコープ上で連続的に行うが、異常時には記録することが大切である。麻酔前から異常がある場合はもとより、麻酔中に異常が予測される場合には対照時の記録を残しておく配慮が重要となる。最近マイクロプロセッサ分析の応用により、トレンド記録、不整脈や ST-T 変化のより正確かつ迅速な診断が可能になっている¹⁾。麻酔薬をはじめ各種の心・血管作動薬の効果判定、不整脈の早期診断、治療に威力を発揮している。

2. 血圧測定

非観血的な動脈血圧の測定には①聴診法、②オシレーション法、③ドプラー法、④カフ末梢での血流感知法 (触診法、脈波法、ドプラー法)、があり、いずれの場合にも血圧測定用カフとマノ

表1 動脈カニューレシオンの障害

疼痛
皮下出血、血腫形成
局所感染→敗血症
動脈閉塞、虚血、壊死
仮性動脈瘤
凝固塊遊離→塞栓

*北海道大学医学部麻酔学教室

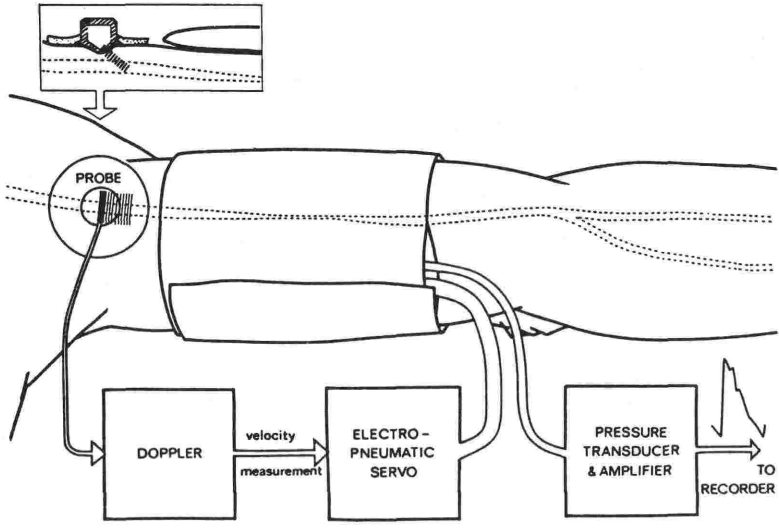


図1 ドプラー・サーボ方式 (文献³) より引用)

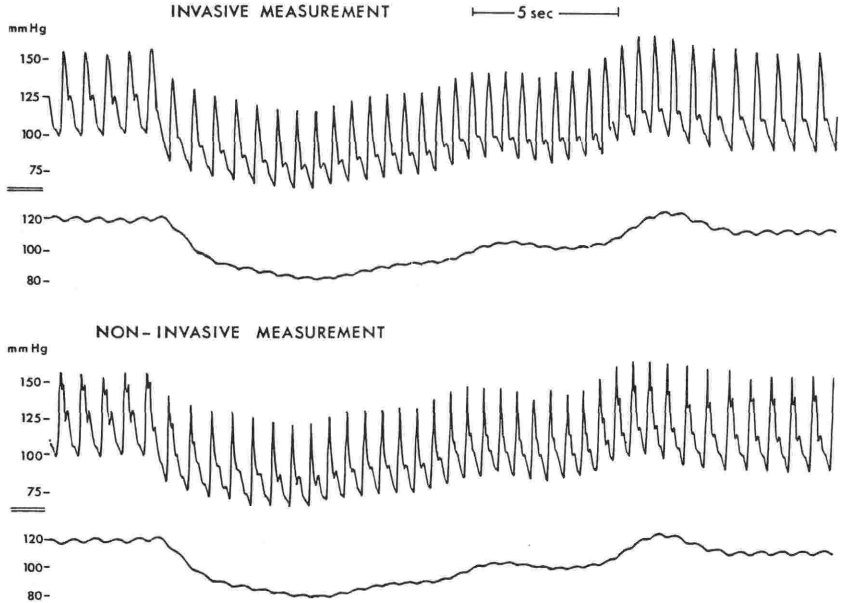


図2 観血的 (上段) と非観血的 (下段) 血圧波形の比較 (文献³) より引用)

メーターを使用する²⁾。非観血的方法と観血的な方法とによる血圧測定値に良い相関が得られても、①一拍毎の血圧値が得られる、②頻回の動脈血ガス分析が可能である、の2点から血管内にカテーテルを挿入しての観血的方法による動脈血圧測定が頻用されている。しかしながら、観血的方法では①種々の障害 (表1) が危惧される、②末梢循環不全状態では末梢での動脈血圧は不正確と

なる、などの問題が残る。最近では、コトコ音を検出、カフ内圧の振動 (オシレイション) 検出が精密にできるようになり、マイクロコンピュータの応用で、各種の自動血圧計が臨床に供されている。カフ内圧、内圧下降速度なども正確に調整でき、収縮期血圧 40~60 mmHg でも測定が可能となっている。また、超音波ドプラーサーボ法 (図1) を応用し、一心拍毎の記録も可能と

なった³⁾。図2にみるように、この方法で得られた血圧波形、血圧値の変化は観血的方法で得られたものと極めて近似している。上腕にカフを巻く代わりに、指にカフを巻いたり、橈骨動脈にトノメーターを置くことで、血圧測定が可能であり、臨床応用が期待されている。非観血的方法で一心拍毎の連続した血圧測定が可能となれば、動脈血ガス分析に匹敵する手段が要求される。経皮的 PO_2 、 PCO_2 モニターは実用化されており、後述する脈波オキシメトリーと呼気終末 CO_2 の組み合わせで、ある程度解決できるものと考えられる。

3. 心機能測定

1) 心エコー図

左室径や左室断面画像から左室容量、心拍出量、駆出率、左室円周方向線維短縮速度などを求めて心機能の評価する。Mモード法、断層法のほかに、ドプラー法の導入により、逆流、シャントの定量化が可能となっている⁴⁾。心エコー図による形状のみの評価から心内圧情報の評価も可能で、心カテーテル法に代わるものとして期待される。これまでの体表面からの測定に加えて経食道エコー図(TEE)が開発、応用され、麻酔科領域での臨床使用が容易になってきている⁵⁾。TEEは左室機能不全をより早期に感知し、肺動脈カテーテルでは何ら異常

のない場合でも、心筋壁の収縮障害を知ることができる⁶⁾。TEE用のプローブが大きいので、小児あるいは意識下患者での使用が困難である。また、プローブが固いために、生体に対する悪影響も懸念される。プローブの小型化などの改善が望まれる。

2) 超音波ドプラー法

本法による大動脈の血流速度とAモードエコー図からの大動脈径を測定することで心拍出量が求められる。大動脈径はパルス反射用超音波トランスジューサーを用い、経胸壁的に大動脈起始部のエコー図を描出させて大動脈内径を計測する。大動脈を円柱と仮定して断面積を算出する(図3)。次に持続波ドプラーモードで上行大動脈内の赤血球の移動により発生するドプラー偏移を検出する。偏移周波数は速度に変換され収縮速度積分が算出される(図4)。これと断面積から1回拍出量を算出する。このようにして求めた心拍出量と熱希釈法で得られた値と良く相関するとされている⁷⁾⁸⁾。Aモードによる大動脈径の測定は不安定なので、TEEによるMモードで大動脈弁エコー図を記録して大動脈内径を測定したり、 $Y=0.4X+2.2$ (男性)、 $Y=0.4X+2.1$ (女性) [Y = 大動脈起始部内径(cm)、 X = 体表面積(cm^2)]なる関係式を用いるなどの工夫もされている⁹⁾。

3) 左室収縮時相 (STIs)

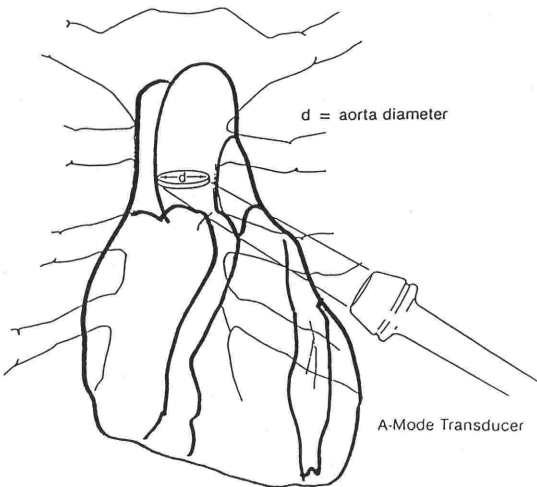


図3 Aモードによる大動脈径の測定

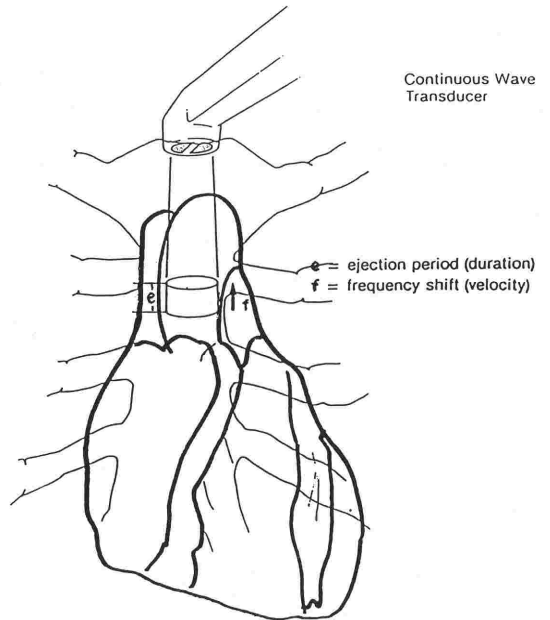


図4 持続波ドプラーによる血流速度の測定

非観血的に頸動脈波, 心電図, 心音図を同時に記録することで得られる前駆出時期 (PEP:pre-ejection period), 左室駆出時間 (LVET:left ventricular ejection time) および PEP/LVET (Weissler 係数), $1/PEP^2$ が非観血的に心機能を知る手段として心臓病学の分野では確立されている。①薬理的な見地から, 麻酔薬や麻酔中に使用される各種薬物の左室機能に及ぼす経時的な効果を観察する一手段として, また②麻酔中の心循環系モニタリングの一手段としての応用が期待される²⁾。血圧測定と STIs とをくみあわせることで DPTI (diastolic pressure time index) と TTI (tension time index) を計算し, 心筋での酸素需給バランスを反映するとする DPTI/TTI 比を求めることができる。PEP/LVET を心機能の指標とし, DPTI/TTI を心筋酸素バランスの指標として, それぞれ X 軸, Y 軸にプロットすることができる。図5は硬膜外麻酔とエンフルレン/笑気麻酔 (GOE) について, 麻酔前後で比較したものである。GOE により心機能が低下 (PEP/LVET 比増加) するが, 心筋酸素バランスは麻酔後も良く保たれていることが理解される¹⁰⁾。図6は GOE 麻酔で PEP/LVET 比の増加が見られる (a → b) が, この時点で各種の交感神経作動薬を投与するとメトキサミン, エフェドリンは別と

して, エホチール®, カルニゲン®, ドブタミン®では対照値に戻る (b → c)。エンフルレンによる心機能の抑制は交感神経 β- 刺激作用のある薬物により回復されることが理解される¹¹⁾。

気管内チューブの口側端に圧トランスジューサーあるいはニューモタコグラフを接続して得られる気管内心気図では, PEP は直接測定できることや頸動脈では波形の立ち上がりや切痕が不明瞭なことがあるが, 気管内拍動波は明瞭であるとして麻酔中のモニタリングに適しているとするグループもある。拍動波の流量変化は麻酔深度に応じて変化し, 収縮期に相当する振幅の減少は麻酔薬による心筋抑制を示すとされている⁹⁾。最近, 私共は心音図を除いて頸動脈波と心電図とから, PEP, LVET を求め, STIs の測定をより簡素化した。表2は従来の方法で得られたものと, 簡便法でのものを10人ずつの健康成人で比較検討したものであり, 両者に有意差は認められなかった。頸動脈波測定装置, 心電図モニター及び自動血圧計とパーソナルコンピューターを組み合わせることで, STIs と DPTI/TTI 及び血圧の自動分析装置を試作した。

表3は著者自身のデータ分析結果であるが, 5分毎のこのような分析が可能であり, 精度の改善, 小型化が実現すれば, 麻酔中ないし ICU など

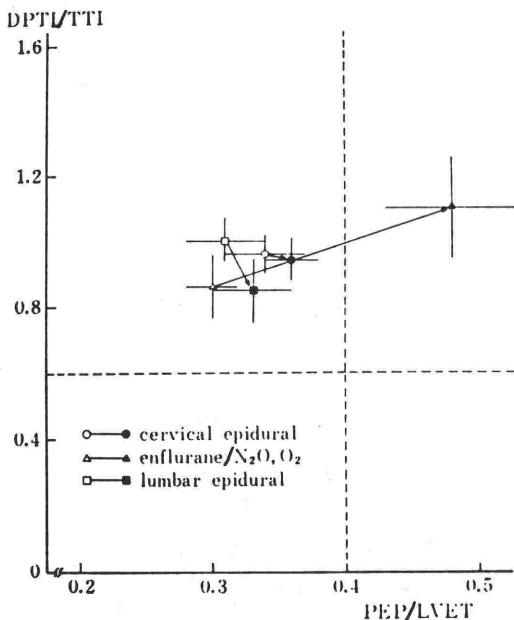


図5 全麻, 硬麻の DPTI/TTI, PEP/LVET 比に及ぼす影響

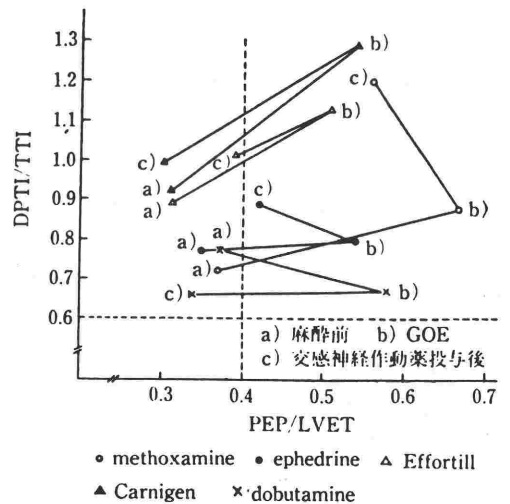


図6 GOE と各種交感神経作動薬投与の DPTI/TTI, PEP/LVET に及ぼす影響

表2 従来の方法(上段)と簡便法(下段)による STIs 値の比較(平均値±SD)

PEPI	LVETI	PEP/LVET	DPTI/TTI
140±20	357±14	0.39±0.06	0.889±0.18
123±17	392±20	0.34±0.03	0.960±0.06

の臨床使用が可能と期待している。さらに PEP/LVET 比と DPTI/TTI 比の X-Y プロットの自動化も可能である。

表3 マイクロプロセッサによる STIs 及び関連諸量の分析

Data number:001
 Patient name:Kemmotsu
 Age:46 Sex:male
 Date:03-12-1986
 Time:14:27:26
 Comment:

No.	PEP (msec)	LVET (msec)
1.	92.0	264.0
2.	96.0	260.0
3.	92.0	270.0
4.	92.0	272.0
5.	86.0	278.0
6.	88.0	276.0
Av.	91.0	270.0

HR=71 PEPI=119.5 LVETI=377.0
 PEP/LVET=0.337 1/PEP²×10⁻⁶=120.8
 EF=0.70 Dp=74 Sp=122
 DPTI=36 TTI=44 DT=572.3
 DPTI/TTI=0.809

4) インピーダンス法

複数のスポット電極を体表に装置する必要があり、電極の位置が手術野である場合も多く、又電気メスの影響も受けやすく麻酔中の使用にはかなりの制限がある。首上部に平行につけられた2個と胸部下部に平行につけられた4個の注入電極の間に高周波数定常低電流(70 kHz・25 mA)が流され、その内側につけられた6個の感知電極で、胸部内抵抗に比例する高周波数電圧を感知する。測定された胸部インピーダンス変化から次式で一回

$$\text{拍出量} = \frac{C^2 \cdot L}{3520} \times T \times \Delta 2 / \text{sec}$$

(C: 下方感知電極レベルの胸郭円周,
 L: 前面後面の感知電極間隔の算術平均,

T: 心室駆出時間, Δ2/sec: インピーダンス最大変化率, Z₀: 胸部基本抵抗).

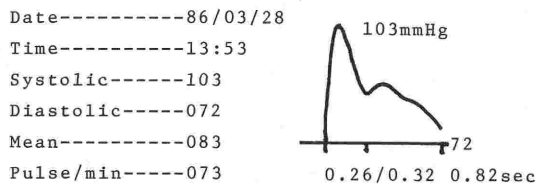
本法で得られた心拍出量は熱希釈法と良く相関するとされている⁸⁾。測定装置の改良に伴い注入、感知電極は4個ずつで十分となり、アーチファクトの混入は減少した。術前、術後、およびICU、CCUでの使用には応用可能である。

5) 圧脈波からの心拍出量測定

観血的に得られる圧脈波から心拍出量を算出する試みは古くからなされている。最近、非観血的に圧脈波を plural pressure wave percussion time method (CPPP 方式) という方法で求めようとする自動血圧計が本法において市販された。詳細な理論はここでは割愛するが、図7にみられるように、SV, CO, CI, TPR, PRP (pressure rate product) などが内蔵のコンピューターにより分析される。これまでの少ない臨床経験から、かなり信用できそうな成績が得られている。残念ながら、血圧低下時の測定には不向きのように、改良が必要となろう。

6) 心臓核医学検査

心筋梗塞の診断における核医学検査は高価なガンマカメラ・コンピューターシステムが必要となり、アイソトープを使用するために、その使用には限界があるが、非観血性、反復性、簡便性が故に今日かなりの普及をみている¹²⁾¹³⁾。心筋梗塞の



120		
115		
107		
103 119	-	PRP-----07519
100 095	-	SV-----074
096 084	-	CO-----05.38
093 077	-	CI-----03.0
090 071	-	BSA-----1.80
087 063	-	TPR-----1230
084 055	-	
082 051	-	
079 046	-	
076 033	-	
074 033	-	
072 029	-	
069		
067		

図7 PPP方式による心拍出量の測定

表4 心筋梗塞の画像診断率

I. 心エコー診断率			
	症例数	%	
診断可能	70	73.6	
診断不能	25	26.3	
合計	95	100.0	
II. 心筋シンチグラム診断率			
	症例数	%	
診断可能	58	95.0	
診断不能	3	5.0	
合計	61	100.0	

新鮮期には 99 m Technetium による部分的陽性像描出法 (hot spot scanning), 慢性期には 201 Thallium による部分的欠損描出法 (cold spot scanning) が用いられる。心筋梗塞の画像診断率を心エコーと心筋シンチグラムで比較すると後者の方が良い成績である¹³⁾ (表4)。

RI 心血管造影法は注入されたアイソトープのカウンタ処理により, 心室容積, 駆出率, 心拍出量の算出はもとより肺循環時間, シャントの有意などが測定できる¹³⁾ (図8)。心臓核医学的検討は運動負荷時の反応, 長期的臨床追跡, 薬物療法の効果判定などに広く応用される。近い将来にはモノクロナールミオシン抗体を用いた心筋イメージ

ジングの応用, 心筋グルコース代謝などの測定も可能となり, 心筋血流異常, 局所的な心筋代謝変化, 心筋機能変化及び心ポンプ機能障害との関連性などの究明に役立つと思われる¹²⁾。ICU での使用は一部の施設で実施されており¹³⁾, 麻酔中の使用も決して不可能ではないと思われる。

7) 核磁気共鳴 (NMR)¹⁴⁾¹⁵⁾

NMR は手術室での使用は無理としても, 術前評価や術後の経過をみる上で大きな診断手段となりうる。機能面の検索と同時に代謝モニタリングの意味が大きいと思われる。低酸素症, 組織の酸素化, pH 変化, さらには組織の毛細管流量測定までが可能となれば, 周術期の患者管理に大きな貢献をもたらすものと思われる。

4. 末梢循環機能測定

1) レーザードプラー血流計

プローブ先端から発振されるレーザー光 (2 mW, He-Ne) は接触された皮膚の半径 1 mm の半球形部分に到達し, 毛細血管中の赤血球に対するドプラー効果を電気信号に変換して数量化する (図9)。電磁血流測定法, 容積脈波測定法, サーモグラフィー法, クリアランス法などに比較して, ①非観血的, 直接的, 連続的に測定が可能であ

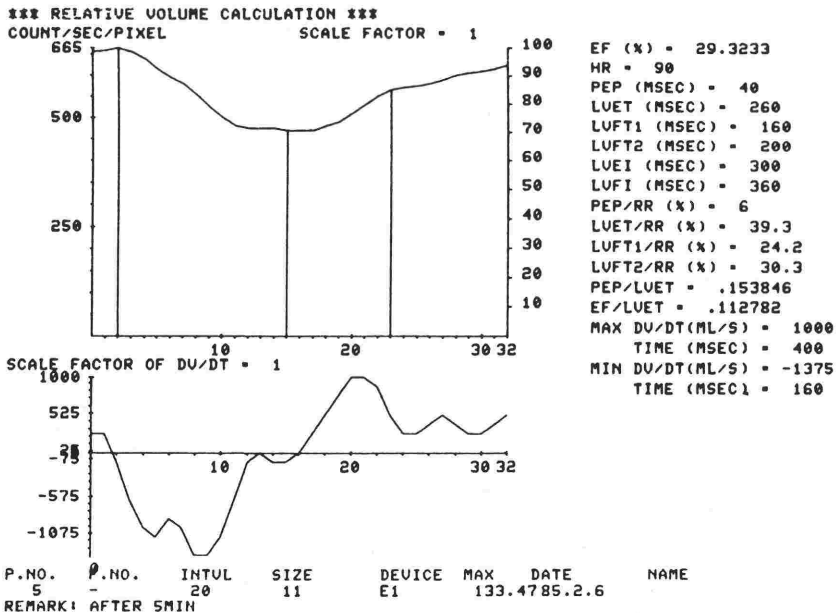


図8 Tc-99m 心プールイメージによる心機能評価。前壁梗塞例の左室容積曲線を上段に, 微分による dv/dt 曲線を下段に示す。本例の EF は29.3%と低下している。

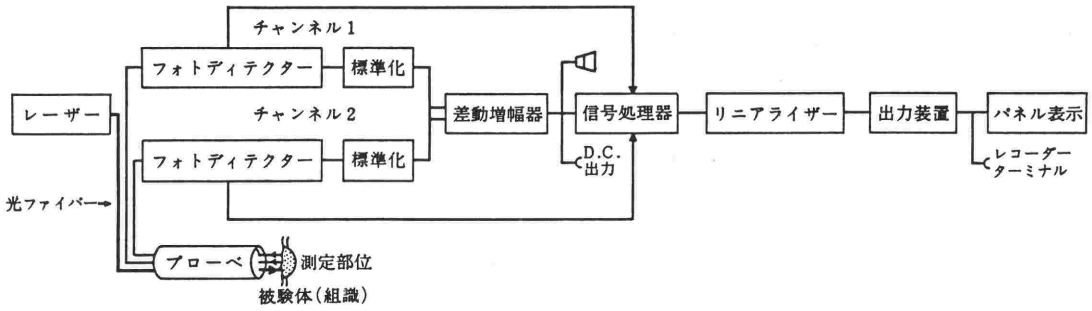


図9 レーザー・ドプラーの血流計の動作原理ブロック図

る。②再現性、信頼性に富み、定量的測定が可能である、などの利点が生かされ、各領域で使用されている。麻酔の効果や血圧制御の影響、麻酔中や ICU での末梢循環の評価に活用されている¹⁶⁾。

2) パルス(波形型)オキシメーター

酸素飽和度 (SaO₂) の測定は循環・呼吸管理上有用であり、これまで種々の方法が行われてきている(表5)。波形型オキシメーターは測定部を透過した光の強度が心臓の拍動に同期して変化していることを応用したものである。透過光強度の変化は心拍動に伴う測定部の動脈血の体積変化(光電脈波)によるもので、皮膚、筋肉、骨などの影響を受けずに動脈血のみを光吸収を求めることが可能である。加熱などによる測定部の動脈血化、虚血操作は不要であり、患者にとっても不快感を与えず、安定した測定ができる。最近、国内で開発されたパルスオキシメーターでは①SaO₂の高精度化、②測定部の動きによる雑音の検出、光原発強度のゆらぎの補償、回路の経時変化の自動補償などによる信頼性の向上、③プローブケーブルの軽量化により雑音の軽減と操作性の向上、④投光部、受光部はガラスファイバーで、本体と

患者が電的に絶縁することによる安全性の向上、などが特徴とされ、臨床応用を拡大した。麻酔中の末梢循環モニターとしてはもとより、片肺換気時、心臓外科手術時などにおける SaO₂ の連続的モニターとしても有用である¹⁷⁾。パルスオキシメーターと呼気終末 CO₂ モニターの併用は頻回の動脈血採血を不要にする。

3) 深部温モニター

熱流補償法(図10)を応用した体温測定は、直腸温、食道温などの中枢深部温を体表面から測定する。外気温度の影響を受けずに手足の末梢深部温度も測定できる。中枢部(額)と末梢(足底)の深部温を較差を測定することで末梢循環状態を知ることができ、体外循環時、ショック患者の管理、

表5 SaO₂ 測定法の種類

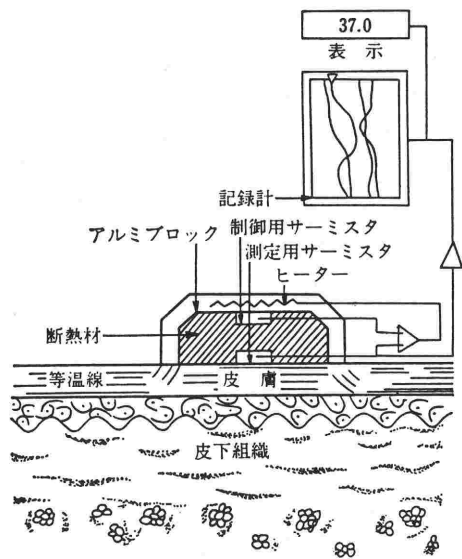
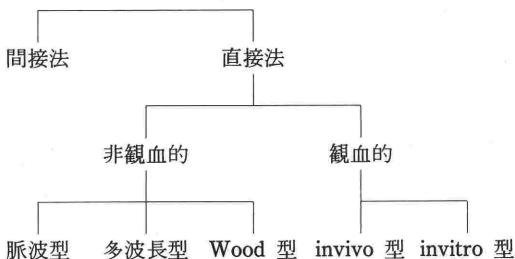
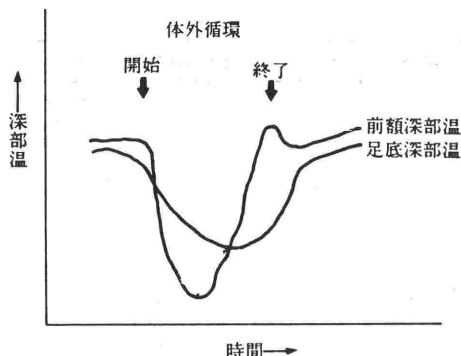


図10 深部温の測定原理



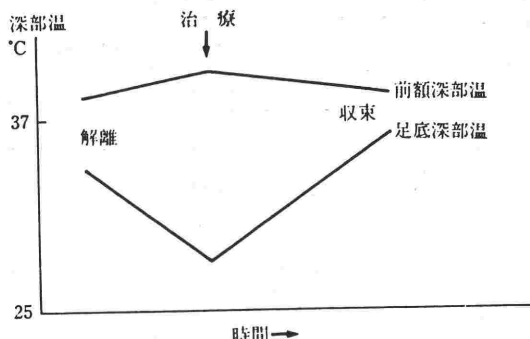
血管拡張薬の効果判定などに応用される (図11)。

結 語

非観血的心循環系モニタリングは今後ますます発展すると思われる。すでに臨床応用が盛んに行われているものでも更に改良, 改善されるはずであり, 将来が期待されるものはその安全性と信頼性が約束される必要がある。非観血的であるからといって得られた情報が信頼性に乏しいものであってはならないし, 同時に高価すぎたり, 装置が大がかりすぎてもいけない。開発する側と使用する側が十分協議検討を重ねながらより適切な非観血的心循環系モニタリングの開発, 普及に努める必要があろう。

参考文献

- 1) Kotrly, K., Kotter, G. S., Mortara, D., et al.: Intraoperative detection of myocardial ischemia with ST segment trend monitoring system. *Anesth Analg* 63:343-345, 1984.
- 2) 剣物 修: 麻酔中のモニタリングのコツ 循環(1)—非観血的モニタリング, *臨床麻酔* 7: 635~641, 1983.
- 3) Aaslid, R., Brubakk, A. O.: Accuracy of an ultrasound doppler servo method of noninvasive determination of instantaneous and mean arterial blood pressure. *Circulation* 64:753-759, 1981.
- 4) 松尾裕英, 千田彰一: 超音波の応用: 心機能とその指標, 沖野 遙編, p. 136~160, 南山堂, 1983.
- 5) Matsumoto, M., Okay, M., Strom, J., et al.: Application of transesophageal echocardiography to continuous intraoperative monitoring of left ventricular performance. *Am J Cardiol* 46:95-105,



- 6) Schluter, M., Hinrich, A., Wolfgang, T., et al.: Transesophageal two dimensional echocardiography: Comparison of ultrasonic and anatomic sections. *Am J Cardiol* 53:1173-1178, 1984.
- 7) Lee, L., Huntsman, P. D., Douglas, K., et al.: Noninvasive doppler determination of cardiac output in man: Clinical validation. *Circulation* 67:593-603, 1983.
- 8) 鈴木 照, 上松治孝, 山本道雄: 非観血的心拍出量モニターの術中使用経験—熱希釈法と比較して—, *循環制御* 6: 147~150, 1985.
- 9) 米村栄茲, 福島和昭: 非観血的心機能の評価法, *臨床麻酔* 9: 1297~1306, 1985.
- 10) 仲田房蔵, 剣物 修, 田中 亮: 全身麻酔, 硬膜外麻酔の心筋酸素需給バランスに及ぼす影響—非観血的的手法による評価—, *北里医学* 13: 489~493, 1983.
- 11) 仲田房蔵, 剣物 修, 田中 亮: Enflurane/N₂O 麻酔における各種交感神経作動薬の心機能, 心筋酸素需給バランスに及ぼす影響, *循環制御* 4: 487~493, 1983.
- 12) 小林 毅: 虚血性心疾患の心臓核医学的診断法の進歩, *北海道医学雑誌* 60: 782~786, 1985.
- 13) 上嶋権兵衛, 齊藤 徹, 山崎純一ほか: CCU における虚血心活動状態の画像診断, *循環制御* 6: 517~523, 1985.
- 14) Kaufman, L., Crooks, L., Sheldon, P., et al.: The potential impact of nuclear magnetic resonance imaging on cardiovascular diagnosis. *Circulation* 67:251-257, 1983.
- 15) Fenichel, D. M.: The Missouri controversy: Is NMR ready for clinical use? *JAMA* 250:11-13, 1983.
- 16) 今井 真, 伊藤久美子, 野村靖宏ほか: レーザードプラー血流計のアレンジ変法への応用, *循環制御* 7: 635~641, 1986.
- 17) Yalderman, M., New, W.: Evaluation of pulse oximetry. *Anesthesiology* 59:349-352, 1983.