

デジタル信号処理二次微分指先容積脈波による 循環動態評価に関する研究

奈良県立医科大学第1内科学教室

川本篤彦

ESTIMATION OF HEMODYNAMICS BY THE SECOND DERIVATIVE OF THE FINGER-TIP PLETHYSMOGRAM USING DIGITAL SIGNAL PROCESSOR

ATSUHIKO KAWAMOTO

The First Department of Internal Medicine, Nara Medical University

Received March 25, 1992

Summary: The purpose of these studies is to evaluate hemodynamics by the second derivative of the finger-tip plethysmogram (FPTG). We developed a new digital signal processing method for differentiation of the FPTG signal. By our new method, we can understand the exact correspondence in phase between the FPTG and its second derivative.

(1) Subjects were ten patients with ischemic heart disease. ECG, the second derivative of the FPTG by the analog signal process (d^2FPTG_A), and that by the digital signal process (d^2FPTG_D) were recorded simultaneously. Time intervals from peak of the R wave of the ECG to each peak of the d^2FPTG_A or d^2FPTG_D were measured. The intervals determined from the d^2FPTG_A were significantly longer than those obtained from the d^2FPTG_D . In the d^2FPTG_D , the interval from the "a" wave peak to the "e" wave peak can be measured as left ventricular ejection time (ET). During diagnostic cardiac catheterization, right atrial pacing was performed at the rates of 60, 70, 80, 90, 100, 110, and 120/min. At each pacing rate, we measured the ET a total of 50 times by pressure pulse waves of the left ventricle and ascending aorta, the FPTG, and the d^2FPTG_D . The ET determined from the FPTG or the d^2FPTG_D correlated very closely with that obtained from invasive data.

(2) Subjects were 22 patients with ischemic heart disease. Following intravenous nicardipine administration, the "c" wave height of the d^2FPTG_D decreased, and the "d" wave height increased significantly.

Conclusions: (1) Measurement of the ET using the d^2FPTG_D is beneficial for noninvasive evaluation of cardiac systolic performance. (2) Heights of the "c" wave and the "d" wave of the d^2FPTG_D are beneficial parameters for estimation of left ventricular afterload.

Index Terms

digital signal process, ejection time, finger-tip plethysmogram, left ventricular afterload, second derivative

はじめに

指先容積脈波(finger-tip plethysmogram; 以下FPTGと略す)は酸素化ヘモグロビンの吸光度測定を基本原理とした光電式容積脈波計によって記録され、主として細動脈レベルの血管容積変動を反映している¹⁾。従来、ベッドサイドにおける簡便な非侵襲的循環動態評価法として繁用され、駆出時間(ejection time; 以下ET)などの心収縮期時相ならびに弾性指数・切痕指数・心拍効果などの振幅が循環動態の指標とされてきた。これら指標のうち、時相に関する指標の計測点の判定には接線法が用いられているが、接線法によって計測点を正確に判定するには高度の熟練が必要であり、再現性・簡便性の面で問題があった²⁾³⁾。この点を解決するために、関⁴⁾は1972年にFPTGの時定数を従来の2 secから10 msecに短縮したアナログ微分処理によりFPTGの一次微分波(the first derivative of the FPTG; 以下dFPTG)を描記することにより、また小沢⁵⁾は1974年に同様のアナログ処理を2回行ってFPTGの二次微分波(the second derivative of the FPTG; 以下d²FPTG)を描記することにより、FPTGの変曲点および勾配変化の判定を正確かつ容易にすることができるとした(以下、従来のアナログ信号処理によるdFPTG、d²FPTGをそれぞれdFPTG_A、d²FPTG_Aと略記する)。これらの研究⁴⁾⁵⁾によりFPTGの変曲点の判定は容易になったが、微分処理にアナログ信号を用いたため、波形の時相に遅れが生じ、FPTG・dFPTG_A・d²FPTG_A3波形の時相を正確に対応

させて解析することは不可能であった。

そこで著者は本研究において、微分処理過程で時相の遅れを生じない方式として演算回路にデジタル信号処理法を用いたFPTGの一次微分波(以下dFPTG_D)および二次微分波(以下d²FPTG_D)を記録する装置を考案し、従来のFPTGおよびアナログ信号処理法によるd²FPTG_Aと比較検討した。またd²FPTG_Dによる駆出時間の測定について、その正確さを知るため、FPTGによる従来の計測値およびd²FPTG_Dによる計測値を、直接法による計測値と比較検討した。さらに、循環動態の変化がd²FPTG_Dの波形にどのように反映されるかを明らかにするため、心臓への後負荷の減少とd²FPTG_Dの波高変化の関係について検討した。

方 法

1. FPTGおよびd²FPTGの記録方法に関する検討

(1)FPTGの記録装置

従来、FPTGの記録にはFig. 1に示す電気回路を有するフクダ電子社製PT-300改良型が用いられてきた。指の爪床基部を透過した光量はトランスデューサの受光素子で脈波信号として検出され、さらに増幅された後に、演算回路で校正脈波信号として記録器に入力されるよう設計されている。

(2)d²FPTGの記録装置

d²FPTGの記録は従来、FPTG信号をアナログ微分処理する方法によっていた(d²FPTG_A)。著者は時相の遅れを消去するため、デジタル微分処理法によるd²FPTG_D

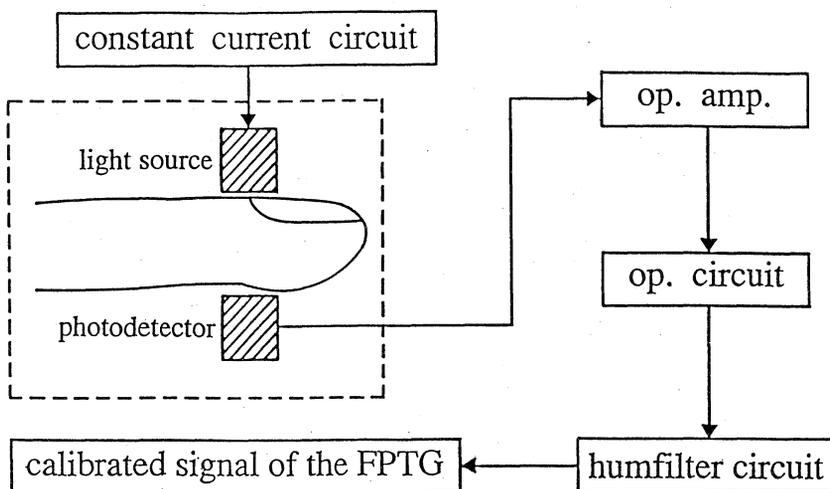


Fig. 1. Electrical circuits for recording FPTG (Fukuda Denshi, Ltd. PT-300).

op. amp. : operational amplifier, op. circuit. : operational circuit, FPTG : finger-tip plethysmogram.

の記録装置を新しく考案し、前法と比較検討した。Fig. 2 にアナログ処理とデジタル処理の主要電気回路を示す。

アナログ信号処理法：FPTG 信号を時定数の短縮に基づく微分回路とアナログハイカットフィルター回路で処理することにより、 $dFPTG_A$ が記録される。この $dFPTG_A$ 信号を再度同様に微分処理することによって d^2FPTG_A が記録できる。

デジタル信号処理法：本研究では PT-300 改良型からの FPTG 信号を日本電気三栄社製 signal processor 7 T-18 A に入力し、二次微分指先容積脈波 d^2FPTG_D を記録する回路を開発した。FPTG 信号の微分には、サンプリングタイム 2 msec あたりの振幅偏位を 2 msec で除して slope を求める方法を用いた。その微分信号に移動平均法による波形のスムージングを行って $dFPTG_D$ を

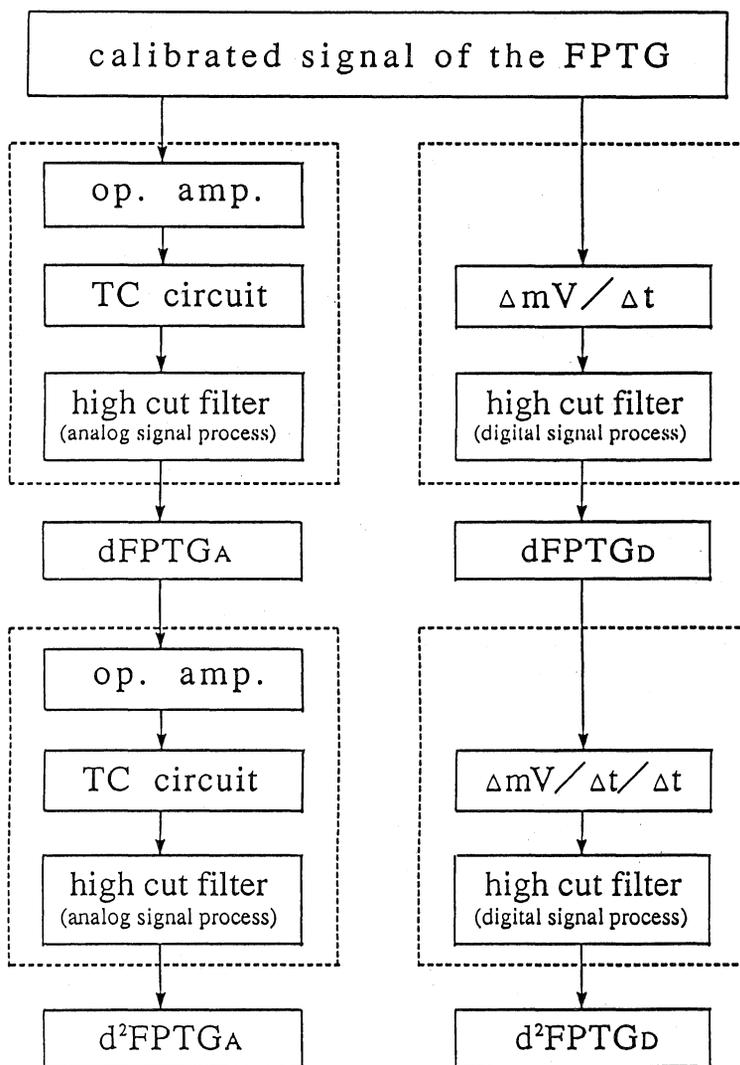


Fig. 2. Electrical circuits for recording $dFPTG_A$, d^2FPTG_A , $dFPTG_D$, and d^2FPTG_D (NEC Sanei, Ltd. 7T-18A).

FPTG : finger-tip plethysmogram, $dFPTG_A$: the first derivative of the FPTG by analog signal processing, d^2FPTG_A : the second derivative of the FPTG by analog signal processing, $dFPTG_D$: the first derivative of the FPTG by digital signal processing, d^2FPTG_D : the second derivative of the FPTG by digital signal processing, TC : time constant.

描記した。移動平均については、PT-300 改良型のアナログ処理ハイカットフィルター特性と遮断周波数が一致するように以下の計算式でポイント数を設定した。

$$\text{遮断周波数} = 0.443 \times \frac{\text{サンプリング周波数}}{\text{スムージング周波数}}$$

この $dFPTG_D$ 信号を同じ方法で再度微分処理して d^2FPTG_D を描記できるようにした。

(3) アナログ微分処理法とデジタル微分処理法におけるフィルター特性(振幅特性・位相特性・信頼度関数)の比較

PT-300 改良型および signal processor 7 T-18 A の微分回路に 0~500 Hz の正弦波を入力し、振幅(amplitude)、位相(phase)および信頼度関数(coherence)についてアナログ微分処理法とデジタル微分処理法におけるフィルター特性の相違点を検討した。

2. d^2FPTG_D に関する臨床的検討

(1) 心収縮期時相に関する検討

1) 対象

対象は虚血性心疾患患者 10 例(陳旧性心筋梗塞患者 7 例, 狭心症患者 3 例)であり、男性 8 例, 女性 2 例, 平均年齢 58 ± 7 歳であった。

2) d^2FPTG_A および d^2FPTG_D における心収縮期時相の比較

d^2FPTG_A と d^2FPTG_D について、どの程度の時相の遅れがあるのか、同一対象の実波形について比較した。

記録：患者を約 15 分間仰臥位で安静にさせ、心電図(第 II 誘導), $FPTG$ と d^2FPTG_A あるいは d^2FPTG_D を同時記録した。 d^2FPTG_A と d^2FPTG_D の各構成波の名称は諸家の報告⁹⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾と同様に、最初の陽性波を a 波, 続く陰性波を b 波, 再上昇波を c 波, 再下降波を d 波, 再々上昇波を e 波とした。Fig. 3 に d^2FPTG_D における構成波とその名称を示す。

計測：心電図第 II 誘導の R 波頂点を基点として、R 波頂点から d^2FPTG_A あるいは d^2FPTG_D の各構成波の頂

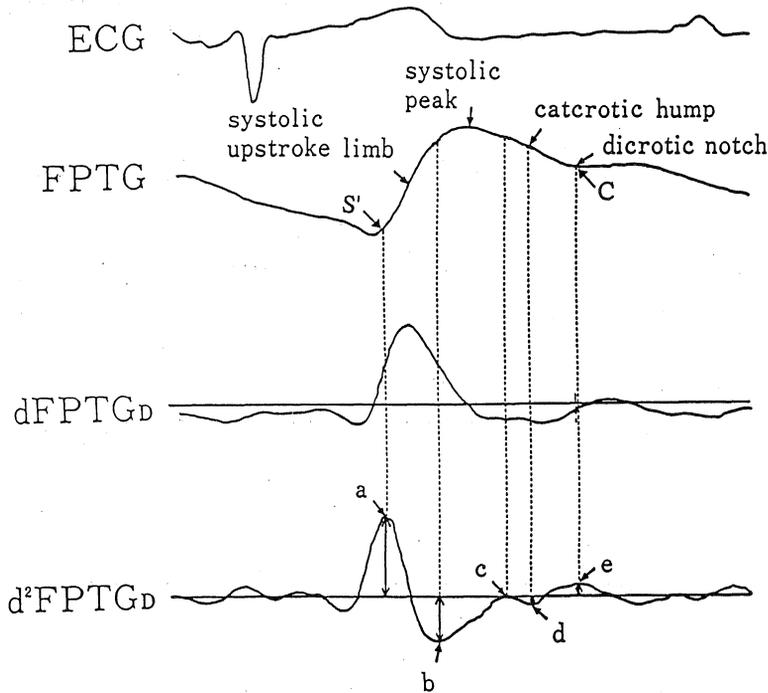


Fig. 3. Simultaneous recordings of ECG, FPTG, $dFPTG_D$, and d^2FPTG_D . Five peaks of the d^2FPTG_D are shown.

ECG : electrocardiogram, FPTG : finger-tip plethysmogram, $dFPTG_D$: the first derivative of the FPTG by digital signal processing, d^2FPTG_D : the second derivative of the FPTG by digital signal processing, S' : starting point of systolic upstroke limb in the FPTG, C : point of dicrotic notch in the FPTG, a : peak of "a" wave, b : peak of "b" wave, c : peak of "c" wave, d : peak of "d" wave, e : peak of "e" wave.

点までの時間(R-a, R-b, R-c, R-d, および R-e 時間)を計測した。

3) FPTG および d^2 FPTG_D における ET の計測

FPTG と d^2 FPTG_D の同時記録例(健康男性, 26 歳)について ET の計測法を示す(Fig. 4)。FPTG による ET (以下 ET_F と称する)の計測は従来の方法¹⁾²⁾にしたがい、縮期立上がり開始時点(S')と切痕(C)を接線法で判定し、両時点間の時間を ET_F として求めた。一方、 d^2 FPTG_D による ET (以下 ET_D と称する)については、a 波頂点から e 波頂点までの時間を計測して ET_D とした。

(2) 直接法による ET の測定

1) 対象と検査方法

対象は前項と同一の虚血性心疾患患者 10 例である。検査に先立ってその内容および必要性を説明し文書で承諾を得たうえで、診断的冠動脈造影時に待機的に右室内に挿入していた電極カテーテルを右房内に留置し、また Millar 社製カテ先チップマノメータ SPC-784 A を左室内に留置して、左室圧波および上行大動脈圧波を同時記録した。

2) 心拍数の変換

心拍数の変換は右房ペースングによりペースングレートを毎分 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120 の 7 段階とした。ただし、自発心拍数よりも少ないレートでのペースングは実施しなかった。また、ペースングレート増加時に、1:1 の正常房室伝導が行われなくなった場合には、それ以上のレートでのペースングは実施しなかった。実際に行った右房ペースングは計 50 回であった。

3) 記録と計測

各ペースングレート時の左室圧波、上行大動脈圧波、FPTG、および d^2 FPTG_D を同時記録し、各圧波・脈波からそれぞれ ET を計測した。左室・大動脈圧波からは、Murgor¹²⁾の方法に従って、収縮早期に左室圧が大動脈圧と等しくなる時点から大動脈圧波の切痕までの時間を ET (以下 ET_P)として計測した。一方、 d^2 FPTG_D は signal processor 7 T-18 A のモニター上で a 波頂点および e 波頂点を決定し、両頂点間の時間すなわち ET_D が自動計測されるようプログラムした。

左室・大動脈圧波から直接法で計測した ET_P を ET_F および ET_D と比較し、心拍数の変化が ET におよぼす影響についても比較検討して、ET_F および ET_D の簡易検

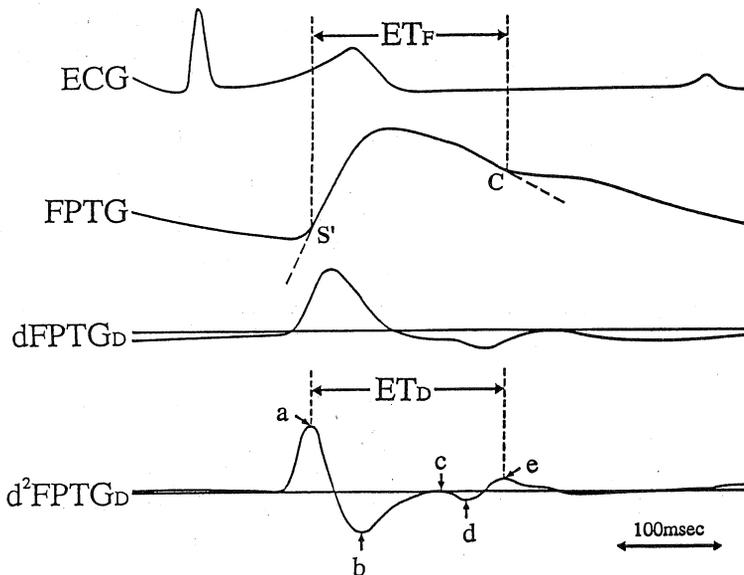


Fig. 4. Simultaneous recordings of ECG, FPTG, d FPTG_D, and d^2 FPTG_D. Left ventricular ejection time can be measured from FPTG and d^2 FPTG_D.

ECG : electrocardiogram, FPTG : finger-tip plethysmogram, d FPTG_D : the first derivative of the FPTG by digital signal processing, d^2 FPTG_D : the second derivative of the FPTG by digital signal processing, S' : starting point of systolic upstroke limb in the FPTG, C : point of dirotic notch in the FPTG, ET_F : left ventricular ejection time determined from the FPTG, ET_D : left ventricular ejection time determined from the d^2 FPTG_D.

査法としての有用性を評価した。

(3) d^2FPTG_D の波高変化に関する検討

塩酸ニカルジピン(以下ニカルジピン)を静脈内投与して左室後負荷を減少させた際の d^2FPTG_D の波高変化、 ET_D および循環動態指標の変化について検討した。

1) 対象

虚血性心疾患患者 22 例(男性 18 例, 女性 4 例, 平均年齢 58 ± 6 歳, 陳旧性心筋梗塞 15 例, 狭心症 7 例)を対象とし, 全患者に検査の内容および必要性を説明して文書で承諾を得た。

2) 検査と減負荷法

診断的冠動脈造影の際に, 大腿静脈から Swan-Ganz カテーテルを, 大腿動脈から動脈内カニューラを挿入した。FPTG のピックアップヘッドは左第 2 指に装着した。冠動脈造影前に, 循環動態の安定していることを確認したうえでニカルジピンを $5 \mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ の速度で 10 分間静脈内に投与した。このニカルジピン投与の開始直前および終了直前に FPTG および d^2FPTG_D を同時記録した。

3) 計測法

d^2FPTG_D の記録から各構成波の波高, ET_D を計測した。 d^2FPTG_D 構成波の波高は各波の頂点で計測し(Fig. 3), 波高が負の値を示す場合は, 負の方向へ深くなれば減高, 浅くなれば増高として評価した。 ET_D は a 波頂点から e 波頂点までの時間として計測し, その心拍数による補正值(ET_C)は教室の心拍補正式¹³⁾を用いて求めた。

$$\text{心拍補正式} \quad ET_C = ET + HR - 70$$

(ET_C : 駆出時間補正值, HR: 心拍数)

さらに Swan-Ganz カテーテルを介して, ニカルジピン投与前後の肺動脈圧・肺動脈楔入圧・右房内を測定し, 熱希釈法で心拍出量を測定した。血圧は直接法により連続して測定した。これらの測定値をもとに, 心拍出係数 ($1/\text{min}/\text{m}^2$)・1 回拍出係数 ($\text{ml}/\text{beats}/\text{m}^2$)・全身血管抵抗係数 ($\text{dynes} \cdot \text{sec} \cdot \text{cm}^{-5} \cdot \text{m}^2$) を算出した。

3. 統計学的解析

心電図 R 波頂点から d^2FPTG の各構成波頂点までの時間に関する d^2FPTG_A と d^2FPTG_D の比較, ならびにニカルジピン投与による循環動態諸指標と d^2FPTG_D 構成波高の変化については Student の対応のある t 検定を用いた。また ET_P と ET_F あるいは ET_D との相関については一回帰を用いて検討した。

成 績

1. アナログ微分処理法とデジタル微分処理法におけるフィルター特性

従来のアナログ微分処理法と signal processor 7 T-18 A によるデジタル微分処理法におけるフィルター特性を Fig. 5 に示す。FPTG および $dFPTG$ 信号の周波数帯域は 0~10 Hz であり, その周波数帯域における振幅特性には両処理法の間で差がなかった。位相特性は, アナログ微分処理法では入力信号の周波数が減少するに伴って, 位相の遅れが増大するのに対し, デジタル微分処理法では周波数が増減しても位相のずれは生じなかった。信頼度関数については両法ともに高値を示した。

以上, FPTG の微分波の振幅はデジタル微分処理法とアナログ微分処理法においてほぼ一致していた。時相については, アナログ微分処理では時相の遅れが生じ, しかもその遅れが入力信号の周波数によって変化するのに対し, デジタル微分処理では時相の遅れを生じなかった。

Fig. 6 に, 実際の症例(健常男性, 26 歳)における ECG, FPTG, $dFPTG_A$, $dFPTG_D$, d^2FPTG_A および d^2FPTG_D の同時記録を示す。アナログ信号処理による $dFPTG_A$ および d^2FPTG_A は, それぞれデジタル信号処理による $dFPTG_D$ および d^2FPTG_D より明らかな時相の遅れを示している。振幅については差がなかった。

2. d^2FPTG における心収縮期時相

(1) 心電図 R 波頂点から d^2FPTG_A および d^2FPTG_D の構成波頂点までの時間

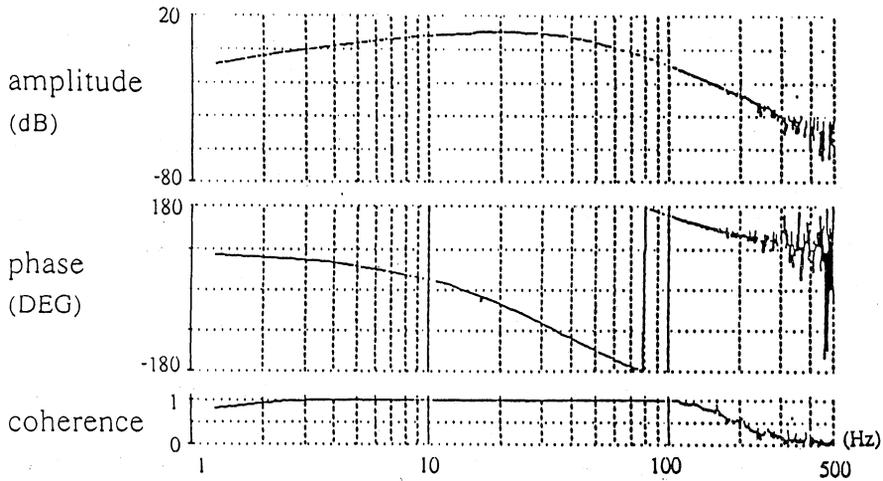
心電図(第 II 誘導)の R 波頂点を基点として d^2FPTG_A および d^2FPTG_D の各構成波の頂点までの時間を計測した。

d^2FPTG_A : R-a 時間 223.8 ± 22.7 msec, R-b 時間 310.4 ± 25.3 msec, R-c 時間 382.0 ± 26.0 msec, R-d 時間 446.8 ± 29.7 msec, R-e 時間 522.4 ± 27.2 msec であった。

d^2FPTG_D : R-a 時間 190.4 ± 22.1 msec, R-b 時間 272.8 ± 24.7 msec, R-c 時間 348.6 ± 9.9 msec, R-d 時間 410.6 ± 31.7 msec, R-e 時間 485.6 ± 20.4 msec であった。

d^2FPTG_A と d^2FPTG_D の比較: 各構成波の頂点までの時間は d^2FPTG_D におけるよりも d^2FPTG_A における測定値が延長しており ($p < 0.01$), d^2FPTG_A では構成波の頂点がすべて d^2FPTG_D よりも有意に遅れていた (Fig. 7)。各頂点時間について d^2FPTG_A と d^2FPTG_D の差 (Δ) を求めると, Δ R-a 時間が 33.4 ± 2.4 msec, Δ R-b 時間が 37.6 ± 4.3 msec, Δ R-c 時間が 33.4 ± 5.8 msec, Δ R-d 時間が 36.2 ± 3.2 msec, Δ R-e 時間が 36.8 ± 8.6 msec であった。つまり, d^2FPTG_A と d^2FPTG_D における頂点時間の差 (Δ) は各構成波によって相違していた。

analog filter (TC 10msec)



digital filter

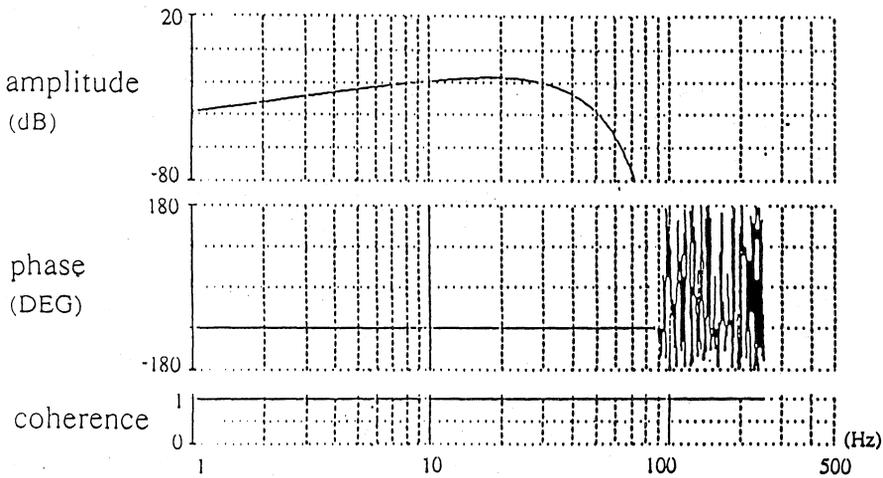


Fig. 5. Comparison of characteristics between analog and digital signal processings.

(2)心拍数変換とET_Dの関係

各症例における右房ペースングによる心拍数の変化とET_P, ET_F, ET_Dの変化の関係をFig.8に示す。どの計測法についても、ETは心拍数の増加に比例して短縮した。ET_PとET_Fの相関係数は0.94、ET_PとET_Dの相関係数は0.95であり、いずれも正の相関(p<0.01)を示した(Fig. 9)。

3. 後負荷の変化と循環動態、d²FPTG_D波高の関係

(1)ニカルジピン投与による循環動態指標の変化

Table 1に示すように、ニカルジピン投与により心拍数は増加し(p<0.01)、収縮期血圧(sBP)・拡張期血圧

(dBP)はいずれも低下した(p<0.01)。平均肺動脈圧(mPAP)は上昇し(p<0.01)、心拍出係数(CI)・1回拍出係数(SI)はいずれも増加した(CI; p<0.01, SI; p<0.05)。全身血管抵抗係数(SVRI)は減少(p<0.01)したが、肺動脈楔入圧(PCWP)・右房圧(RAP)は有意の変化を示さなかった。

(2)ニカルジピン投与によるET_Cの変化

Fig. 10に示すように、ET_Dの心拍数による補正值ET_Cはニカルジピン投与により軽度であるが有意に延長した(p<0.05)。

(3)ニカルジピン投与によるd²FPTG_Dの波高変化

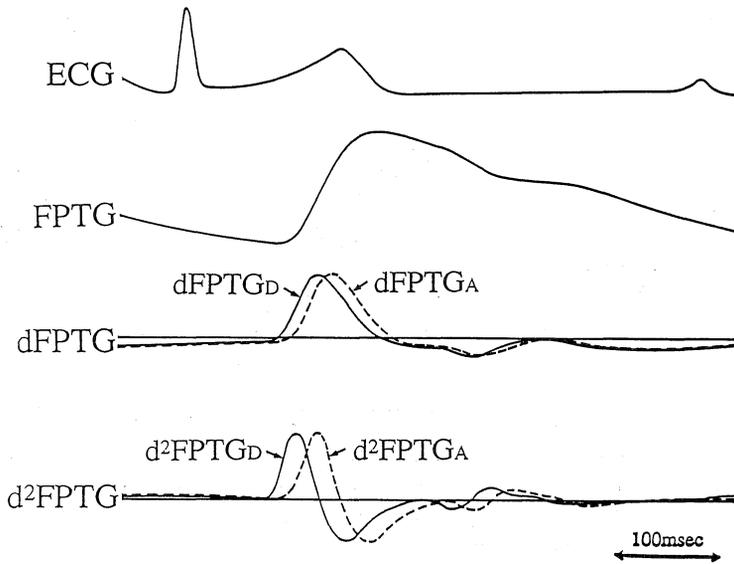


Fig. 6. Simultaneous recordings of ECG, FPTG, $dFPTG_A$, d^2FPTG_A , $dFPTG_D$, and d^2FPTG_D .

ECG : electrocardiogram, FPTG : finger-tip plethysmogram, $dFPTG_A$: the first derivative of FPTG by analog signal processing, d^2FPTG_A : the second derivative of FPTG by analog signal processing, $dFPTG_D$, the first derivative of FPTG by digital signal processing, d^2FPTG_D : the second derivative of FPTG by digital signal processing.

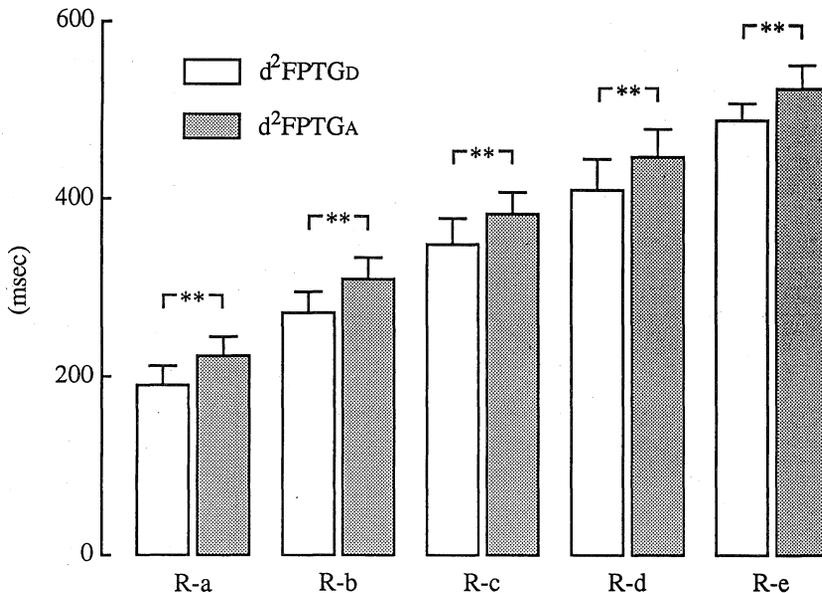


Fig. 7. Time intervals from peaks of R wave of electrocardiogram to peaks of d^2FPTG_D or d^2FPTG_A .

R-a : Interval from peak of R wave to peak of "a" wave, R-b : Interval from peak of R wave to peak of "b" wave, R-c : Interval from peak of R wave to peak of "c" wave, R-d : Interval from peak of R wave to peak of "d" wave, R-e : Interval from peak of R wave to peak of "e" wave. mean \pm SD, n=10, ** : $p < 0.01$.

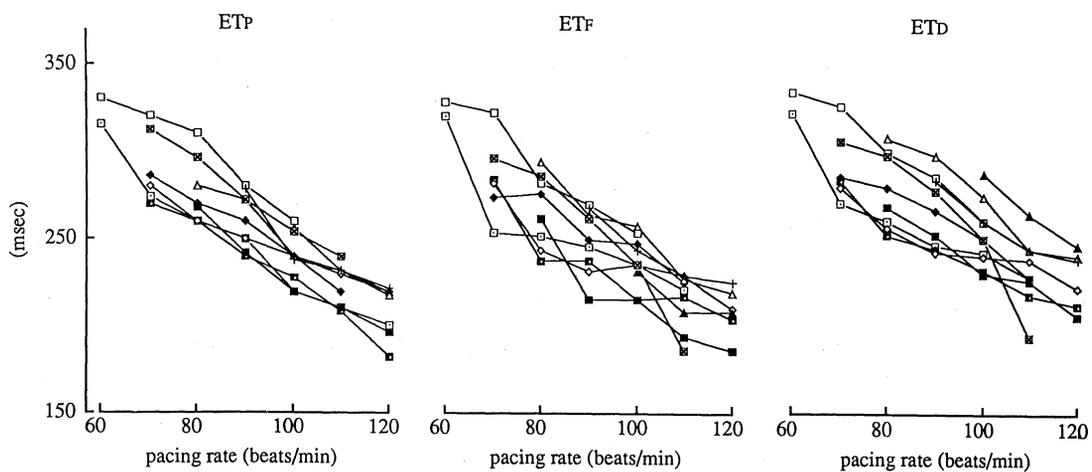


Fig. 8. Changes in left ventricular ejection time (ET) determined from pressure data, FPTG, and d²FPTG_D following transition of pacing rates.
 ET_P : ET determined from pressure pulse waves of left ventricle and ascending aorta, ET_F : ET determined from FPTG, and ET_D : ET determined from d²FPTG_D.

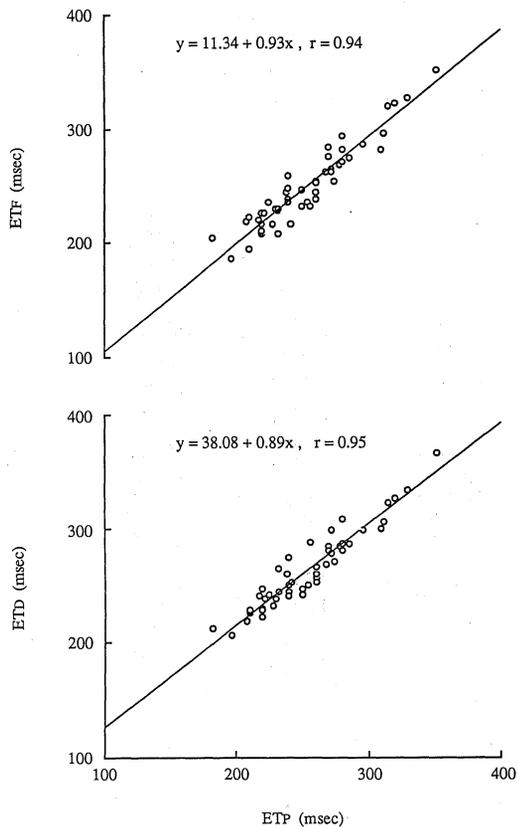


Fig. 9. Correlations between ET_P and ET_F or ET_D.

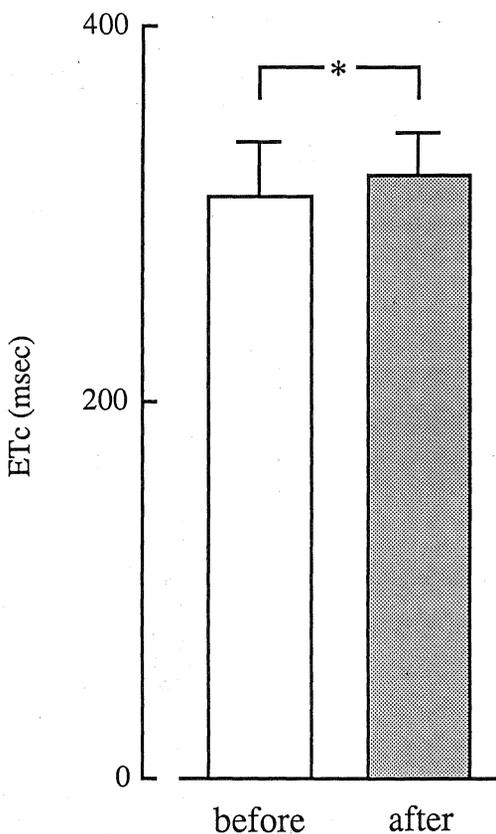


Fig. 10. Changes in the corrected ejection time (ET_c) following nicardipine administration.
 ET_c = ET + HR-70, mean ± SD, *: p < 0.05.

Table 1. Changes in hemodynamic parameters following nicardipine administration

		before	after
Heart rate	(beats/min)	68.3±8.6	74.6±8.8**
sBP	(mmHg)	120.0±19.7	106.0±16.1**
dBp	(mmHg)	58.4±15.4	49.2±14.1**
mPAP	(mmHg)	11.0±4.1	12.4±4.1**
PCWP	(mmHg)	5.7±4.4	5.6±3.6
RAP	(mmHg)	3.8±3.1	3.8±2.8
CI	(l/min/m ²)	3.0±0.4	3.6±0.7**
SI	(ml/beats/m ²)	45.2±8.3	48.0±9.8*
SVRI	(dynes·sec·cm ⁻⁵ ·m ²)	811.3±275.3	608.4±243.5**

sBP : systolic blood pressure, dBp : diastolic blood pressure, mPAP : mean pulmonary arterial pressure, PCWP : pulmonary capillary wedge pressure, RAP : right atrial pressure, CI : cardiac index, SI : stroke index, SVRI : systemic vascular resistance index, * : p<0.05, ** : p<0.01.

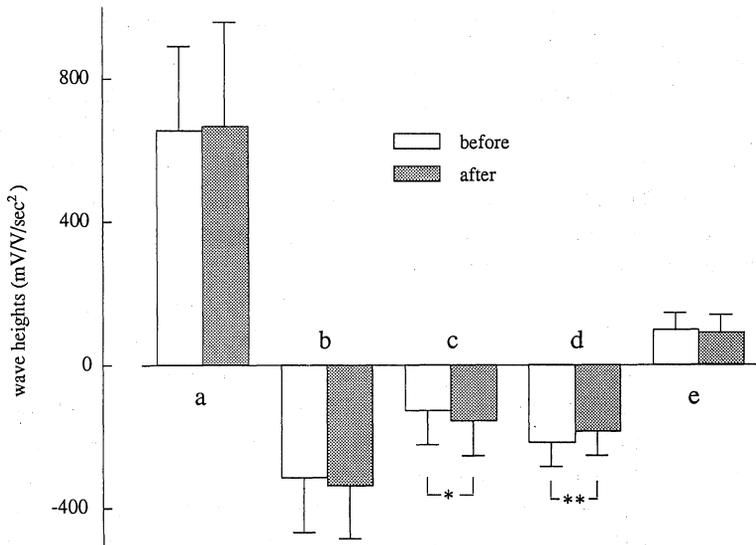


Fig. 11. Changes in the wave heights of d²FPTG_D following nicardipine administration.

a : "a" wave, b : "b" wave, c : "c" wave, d : "d" wave, e : "e" wave. mean±SD, n=22, * : p<0.05, ** : p<0.01.

Fig. 11 に示すように、ニカルジピン投与により a 波が増高し、b 波が減高する傾向が認められたが、有意の変化ではなかった。c 波高は -128.1±98.5 から -154.3±101.6 mV/V/sec²に減少し (p<0.05), d 波高は -217.0±69.9 から -186.0±68.1 mV/V/sec²に増加した (p<0.01)。e 波は減高傾向を示したが、有意の変化ではなかった。

考 案

1. 心時相分析における問題点

(1)FPTG の時相

従来、FPTG では心時相分析に縮期昇脚時間(upstroke time; UT), 駆出時間(ejection time; ET), 頂点時間(peak time; PT), 減衰駆出時間(reduced ejection time; RT), 弛緩間隔(time interval diastole; C-S)が循環動態を表す指標として計測されている¹⁾²⁾³⁾。UT は FPTG の縮期立上がり開始時点(S')から縮期上昇脚の頂点(P)までの時間, ET は S'から切痕(C)までの時間として計測するが、S'点は FPTG の縮期上昇脚の開始直後に、C 点は縮期下行脚の切痕に至る直前で接線を引いて

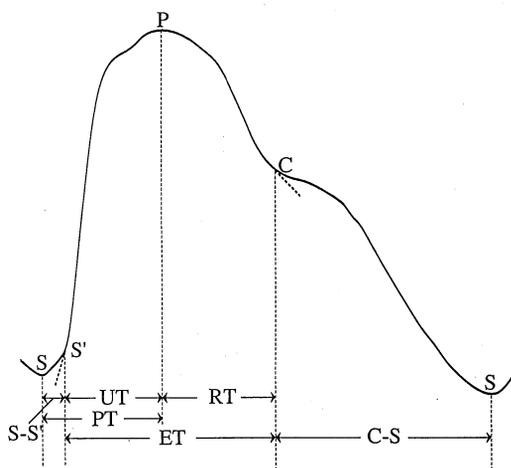


Fig. 12. Schema of the wave form of FPTG. Systolic and diastolic time intervals can be measured using this pulse wave. UT ; upstroke time, RT ; reduced ejection time, ET ; ejection time, C-S ; time interval diastole.

接点を判定する必要があった(Fig. 12). FPTG による時相分析では頸動脈圧波や大動脈圧波と比較して波形の勾配変化が緩徐であるため、時相の計測点の認識に熟達した手技が必要であり、簡便性・再現性のうえで問題があった。

(2) d^2 FPTG_A の時相

FPTG の計測におけるこのような問題を解決するため、関⁹⁾、小澤⁹⁾はアナログ信号処理による FPTG の一次微分波・二次微分波を記録し、FPTG とその微分波を対比して FPTG の波形・時相の解析を行った。高沢ら¹⁰⁾¹¹⁾は虚血性心疾患患者を対象にして、ニトログリセリンあるいはアンジオテンシン投与前後に FPTG と d^2 FPTG_A を同時記録し、両波形の変化を分析している。その結果、 d^2 FPTG_A の a 波頂点が駆動圧波を反映する FPTG の収縮期前半の成分に、d 波頂点が反射波を反映する収縮期後半の成分に時相が対応すると推論した。これまでアナログ処理二次微分波の時相の遅れについて明らかにされていなかったため、これらの研究の中で、時相に関する解析結果には大きな疑問を残すことになった。

著者はアナログ信号処理微分波形には原波形である FPTG と比較して時相の遅れを生じる可能性があると考え、本研究においてその事実を証明した。すなわち、アナログ信号処理は、Fig. 6 に示すように、一次微分波・二次微分波ともに FPTG および d^2 FPTG_D 波形から遅延している。しかも Fig. 5 に示すように、FPTG 信号の周波数が増加すると微分処理過程における時相の遅延度

が増加することになる。つまり、1 個の d^2 FPTG_A 波形についても、それを構成する a,b,c,d,e 波はそれぞれ周波数成分が異なるので、各構成波における時相の遅れは同一でない。また個体差や記録時の生理的状態によって循環動態が相違すれば、それも d^2 FPTG_A における時相の遅れに影響することになる。アナログ信号処理は、そのフィルター特性によって時相に遅れを生じるので、時相分析に問題があるといえる。

(3) d^2 FPTG_D の時相

そこで著者は FPTG と real time で対応する微分波形を得るため、微分処理過程で時相に遅れを生じないフィルター特性(振幅特性・位相特性・信頼度関数)を示すデジタル信号処理法を演算回路に使用し、 d FPTG_D、 d^2 FPTG_D を描記することにした。

この d^2 FPTG_D と、前項で述べた d^2 FPTG_A について、それぞれ各構成波の頂点時間 R-a, R-b, R-c, R-d および R-e 時間を測定し、各時間値について両波形間の差(Δ)を求めてみると、各構成波にみられるΔが一致せず、 d^2 FPTG_A では構成波によって時相の遅延度に差のあることが示された。この点からもアナログ処理波形による d^2 FPTG_A では正確な時相分析が不可能といえる。

2. 心収縮期時相の分析

(1)ET について

心収縮期時相のうち、駆出時間 ET は心収縮性に関する有用な指標として確立されている¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾。左室収縮期に左室から大動脈へ血液が駆出されている時間であり、循環動態をベッドサイドで非侵襲的に反復・連続的に観察できる指標として有用である。したがって ET を用いた報告¹⁷⁾¹⁸⁾¹⁹⁾²⁰⁾は多い。しかし、FPTG による ET の測定は前述のごとく計測点の判定に熟練を要し、再現性に問題がある。Quarry-Pigott ら²¹⁾は、微分波を用いた簡便な ET 計測法としてイアーデンシトグラム的一次微分波から ET を求め、イアーデンシトグラムおよび頸動脈波から求められる ET と有意に相関したと報告している。

(2) d^2 FPTG_D による ET_D の測定

従来アナログ微分処理による d^2 FPTG_A は、上述のように、FPTG における変曲点の判定には利用できない。また、 d^2 FPTG_A の a 波頂点と e 波頂点の頂点間時間は d^2 FPTG_D から求めた ET_D と一致せず、 d^2 FPTG_A からは ET 値を正確に計測することが不可能といえる。そこで著者は本研究で FPTG の二次微分波 d^2 FPTG_D による ET_D の計測を行った。これまでに FPTG のデジタル信号処理二次微分波から ET_D を計測した報告はみられない。

FPTG と d^2 FPTG_D を対比すると、Fig. 4 に示したよ

うに d^2FPTG_D の a 波頂点は FPTG の縮期立上がり開始直後の急速な速度変化時(S'点)に, e 波頂点は FPTG の切痕に至る直前の急速な速度変化時(C点)に対応する。したがって FPTG において S'-C 時間として計測する ET_F は, d^2FPTG_D を使用すれば a 波頂点から e 波頂点までの時間 ET_D として計測され, ET_F の計測に比べて容易かつ客観的な計測が可能である。すなわち, d^2FPTG_D は FPTG と real time で一致するため, 客観性・再現性のある正確な ET の計測に有用といえる。

(3) ET_D の心拍補正

今回の成績では, ペーシングレートの変換による心拍数の増加に追従して, ET_D の短縮を認めた。つまり ET は心拍数によって変化するため, 心拍数の異なる場合の ET の評価にあたっては, その心拍数補正が必要になる。ET の心拍補正法については Bazett²²⁾の補正式が報告されているが, 教室の Ishikawa ら¹³⁾は日本人に関する ET の心拍補正式($ET_C = ET + HR - 70$)を発表している。著者の研究対象は日本人であるので, ET_D の心拍数補正には Ishikawa ら¹³⁾の補正式を使用した。

(4) ET_D の直接法による評価

FPTG および d^2FPTG_D から求められる ET_F および ET_D はともに直接法による ET_F と高度の相関を示し, いずれも非侵襲的方法として有用性が高い。 ET_F 計測と ET_D 計測の簡便性を比較すると, 前者は FPTG 上で接線法によって判定される 2 点間の時間を計測するという煩雑な作業を要するので, msec 単位の精度が要求される計測法としては再現性に欠ける。一方, d^2FPTG_D ではコンピュータ解析によって計測点を客観的に決定することができ, 2 点間の時間計測が自動的に容易に実施できるので, FPTG による ET_F の計測より優れているといえる。

3. 循環動態の評価

(1) 循環動態と脈波形の関係

FPTG と循環動態の変化: FPTG は主に細動脈レベルにおける血管容積変動を表しているが, その波形変化は細動脈の血管抵抗だけでなく心収縮性, 大動脈レベルの血管弾性など種々の要因によって規定される。この点について, FPTG では各変曲点における波高の比をとることによって, 弾性指数・切痕指数・心拍効果などの循環動態諸指標を求める試みがなされた¹²⁾が, いまだに仮説の域を出ず, また各変曲点における脈波波形の勾配変化を定量化する発想も進展していない。

アナログ処理微分波と循環動態の変化: 佐野ら⁹⁾はアナログ微分信号処理による d^2FPTG_A 波形を 7 パターンに分類し, 加齢・高血圧・虚血性心疾患の存在によって

そのパターンが変化すると報告した。 d^2FPTG_A の波形変化と循環動態との関連についても検討⁷⁾⁸⁾⁹⁾がすすめられてきたが, 波形の定性的なパターン認識からは循環動態に関する情報は得られず, d^2FPTG_A 構成波の波高変化を循環動態の評価に用いる試みがなされている¹⁰⁾¹¹⁾。

しかし, FPTG 信号を従来のアナログ信号で微分処理する方法では時相の遅れが生じるため, d^2FPTG_A の波高変化を計測しても, その各波が FPTG のどの変曲点の勾配変化に相当するのかが不明であり, d^2FPTG_A の波高変化から循環動態の変化を推測する方法はできていない。

デジタル処理微分波と循環動態の変化: FPTG と real time の d^2FPTG_D 曲線を記録するという著者の着想は, FPTG の変曲点の勾配変化を d^2FPTG_D の波高として計測することを可能にし, かつその波高変化の循環動態上の意義を FPTG との正確な時相対応のもとに考察することを可能にした。つまり, d^2FPTG_D により FPTG の波形情報をより客観性の高い情報とすることができた。なお, デジタル信号処理による d^2FPTG_D 曲線の波高はアナログ信号処理による d^2FPTG_A 曲線の波高と一致するようにプログラムしているので, 波高変化に関しては, d^2FPTG_D 上の計測値と d^2FPTG_A 上の計測値を同様に評価することが可能である。

(2) 後負荷の減少と d^2FPTG_D 波高変化との関係

後負荷の指標: 大動脈・動脈の圧波について検討した報告によると, 反射波の波高が細動脈硬化の程度によって影響されるという²³⁾。 Kelly ら²⁴⁾は各年代の健常者を対象にして非侵襲的に頸動脈圧波・大腿動脈圧波を記録し, 圧波収縮期前半の第 1 ピーク波高と後半の第 2 ピーク波高の比(第 1 ピーク波高/第 2 ピーク波高)から, “augmentation index”を算出し, この指標が加齢によって上昇することを認め, 細動脈硬化の進展に伴う後負荷の増大を反映すると述べている。

FPTG は主に細動脈レベルの血管容積変動を記録しているが, 細動脈は抵抗血管として機能しているので, これまでも FPTG や d^2FPTG_A を用いて血管抵抗を評価しようとする試みがなされてきた。高沢ら¹⁰⁾¹¹⁾は虚血性心疾患患者を対象にニトログリセリンあるいはアンジオテンシンを投与して後負荷を変化させると, FPTG が上行大動脈圧波の波形と同様の变化傾向を示し, 収縮期前半の第 1 ピーク(前隆波)に比して後半の第 2 ピーク(後隆波)が後負荷の減少によって減高し, 後負荷の増大によって増高するとして, FPTG により非侵襲的に後負荷の変化を把握できると述べている。

しかし, FPTG または d^2FPTG_A の判読には前述の問題が残されていることから, 著者は FPTG のデジタル信

号処理によって $d^2\text{FPTG}_D$ を描記し、循環動態の変化が $d^2\text{FPTG}_D$ 波形にどのように反映されるかを検討するために、ニカルジピンによる後負荷の減少と $d^2\text{FPTG}_D$ の波高変化の関係について観察した。ニカルジピンの静脈内投与では血管拡張作用による血圧・SVRI の低下、心拍数・CI の増加がみられ、後負荷の減少に伴って $d^2\text{FPTG}_D$ の a 波と d 波が増高し、b 波、c 波および e 波が低下する傾向が認められた。このうち、c 波の低下と d 波の増高が有意であり、c 波頂点は FPTG の収縮期第 1 ピークと第 2 ピークの間の移行時点に、d 波頂点は第 2 ピークに対応していた。つまり、これらの波高変化は後負荷の減少を反映するものであり、とくに $d^2\text{FPTG}_D$ における c 波高および d 波高は循環動態における後負荷の変化を客観的に正確に評価し得る指標として有用といえる。

以上、ベッドサイドにおける循環動態の簡易検査法としてこれまで使用されてきた FPTG のデジタル信号処理波形 $d^2\text{FPTG}_D$ について、その特性、 ET_D の計測および循環動態解析への応用について考察した。

結 語

光電指先容積脈波(FPTG)のデジタル信号処理二次微分波($d^2\text{FPTG}_D$)の記録装置を考案して、アナログ信号処理二次微分波($d^2\text{FPTG}_A$)の問題点を明らかにし、 $d^2\text{FPTG}_D$ から求めた左室駆出時間(ET_D)および波高変化の意義について検討した。

1. $d^2\text{FPTG}_D$ との対比によって、 $d^2\text{FPTG}_A$ における時相の遅延を明らかにした。その遅延度は原波形からの入力信号周波数によって左右されるため、心拍数・構成波の影響を受け、被験者、記録時によっても異なる。

2. $d^2\text{FPTG}_D$ によって、FPTG における勾配変化の定量的観察を可能とし、左室駆出時間 ET_D の正確で再現性のある計測法を確立した。 ET_D は直接法による測定値 ET_P と高度の相関を示した。

3. ニカルジピンの静脈内投与による左室後負荷の減少により、 $d^2\text{FPTG}_D$ の c 波が有意に減高し、d 波が有意に増高した。心血行動態における後負荷の変化は $d^2\text{FPTG}_D$ の c 波高および d 波高の変化に反映される。

謝 辞

終りに、恩師石川兵衛教授のご指導ご校閲に深甚の謝意を表するとともに、ご校閲ご助言をいただいた第 2 生理学講座榎 泰義教授、第 2 外科学講座榊 寿右教授に深謝いたします。さらに直接ご指導いただきました籠島忠講師に感謝致します。あわせて第 1 内科学講座心臓グループ諸兄のご協力に感謝いたします。

本論文の要旨は第 26 回日本臨床生理学会(1989 年 10 月、東京)、第 27 回日本臨床生理学会(1990 年 10 月、長崎)および第 10 回アジア太平洋心臓病会議(1991 年 10 月、ソウル)において発表した。

文 献

- 1) 吉村正治：図説臨床脈波(吉村正蔵、吉村正治、三島好雄編)。医学書院、東京、1971。
- 2) 吉村正治：脈波判読の実際。中外医学社、東京、1968。
- 3) Chirife, R., Pigott, V. M. and Spodick, D. H. : Measurement of the left ventricular ejection time by digital plethysmography. Am. Heart J. 82: 222, 1971.
- 4) 関 博人：時定数を変えた指先容積脈波について。脈波 2: 29, 1972。
- 5) 小澤禎治：指先容積脈波の二次微分波(加速度脈波)のパターンと非観血的心機能計測値(STI)との相関並びに Preloading の影響。脈波 8: 22, 1978。
- 6) 佐野裕司、片岡幸男、生山 匠、和田光明、今野廣隆、川村協平、渡辺 剛、西田明子、小山内博：加速度脈波による血液循環の評価とその応用。労働科学 61: 129, 1985。
- 7) 島田直樹、吉田勝美、渡辺徹太郎：加速度脈波の健康指標としての意義。日衛誌。45: 241, 1990。
- 8) 橋本武次：妊婦の加速度脈波に関する研究。日本臨床生理学会雑誌 16: 317, 1986。
- 9) 関 博人：加速度脈波について。第 1 報。日本女子衛生短期大学紀要 7: 13, 1987。
- 10) 高沢謙二、伊吹山千晴：加速度脈波。現代医療 20: 948, 1988。
- 11) 高沢謙二、前田和哉、飯田信之、瀬戸俊邦、藤田雅巳、内野秀治、矢部 潔、佐藤信也、芦矢浩章、今泉 満、伊吹山千晴：加速度脈波。現代医療 20: 1716, 1988。
- 12) Murgu, J. P., Altobelli, S. A., Dorethy, J. F., Logsdon, J. R. and MacGranahan, G. M. : Normal ventricular ejection dynamics in man during rest and exercise. Amer. Heart Ass. Monogr. 46: 92, 1975。
- 13) Ishikawa, H., Honjo, A., Kagoshima, T., Doi, M., Nonaka, H. and Saishin, M. : Left ventricular ejection time measured by finger-tip plethysmography in healthy young Japanese. Its correction for heart rate. Jpn. Circ. J. 39: 133,

- 1975.
- 14) **Weissler, A. M., Peeler, R. G. and Roehll, W. H.** : Relationships between left ventricular ejection time, stroke volume, and heart rate in normal individuals and patients with cardiovascular disease. *Am. Heart J.* **62** : 367, 1961.
 - 15) **Garrard, C. L., Weissler, A. M. and Dodge, H. T.** : The relationship of alterations in systolic time intervals to ejection fraction in patients with cardiac disease. *Circulation* **42** : 455, 1970.
 - 16) **Ahmed, S. S., Levinson, G. E., Schwartz, C. J. and Ettinger, P. O.** : Systolic time intervals as measures of the contractile state of left ventricular myocardium in man. *Circulation* **46** : 559, 1972.
 - 17) **荒井 裕, 星野由美子, 戸枝哲郎, 山添 優, 森川正嗣, 林 千治, 津田隆志, 矢沢良光, 柴田 昭** : 両室ペースングの心収縮時相に及ぼす影響. *心臓* **17** : 828, 1985.
 - 18) **Ochi, T., Hamada, M., Kazatani, Y., Shigematu, Y., Sekiya, M., Ito T. and Kokubu, T.** : Noninvasive evaluation of left ventricular function by systolic time intervals in essential hypertension with angina pectoris. *Jpn. Circ. J.* **48** : 1299, 1984.
 - 19) **前田利裕, 日浅芳一, 原田道則, 相原 令, 坂東正章, 中井義廣, 片岡義彦, 森 博愛** : エルゴノビン誘発狭心症発作時の左心機能指標. 左室収縮時間を中心に. *最新医学* **41** : 409, 1986.
 - 20) **松谷正秀, 杉浦哲朗, 岩坂壽二, 高橋延行, 長谷川正, 高山康夫, 斧山英毅, 稲田満夫** : 心筋梗塞症例の日常生活動作における心血行動態変化 : 24 時間連続イヤー・デンストグラフィー記録による左室収縮時間を用いて. *J. Cardiol.* **18** : 55, 1988.
 - 21) **Quarry-Pigott, V., Chirife, R. and Spodick, D. H.** : Ejection time by ear densitogram and its derivative. *Circulation* **48** : 239, 1973.
 - 22) **Bazett, H. C.** : An analysis of the time-relations of electrocardiogram. *Heart* **7** : 353, 1920.
 - 23) **O'Rourke, M. F.** : Arterial function in health and disease. Edinburgh, Churchill Livingstone, 1982.
 - 24) **Kelly, R., Hayward, C., Avolio, A. and O'Rourke, M.** : Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse. *Circulation* **80** : 1652, 1989.