

脈波檢出과 이의 有効性 (Detection of Plethysmogram and its Usefulness)

洪 勝 弘*
(Hong, Seung Hong)

要 約

脈波檢出用變換器設計의 기초자료 확립과 設計된 變換器를 이용한 脈拍計構成 및 검출된 波形的 臨牀的 有効性을 검토했다. 光學的 檢出方式에 의한 出力波形成은 大動脈의 生理學的인 理論波形成과 同一한 波形成으로 脈管系의 한 情報로써 이용할 수 있으며 壓電素子에 의한 脈波의 微分波形成은 고령자에게서 잘 나타나지 않는 切痕의 情報가 분명히 표시되어져 驅血時間의 測定이 용이하다. 42名에 대한 平均驅血時間이 0.324 ± 0.027 초로 얻어져 生理學的 理論值과 같으며 脈波傳達時間의 測定可能性이 검토되어졌다.

Abstract

This paper described the establishment of the basic data for the design of the transducer for the detection of plethysmogram, the structure of pulsimeter utilizing the designed transducer and the clinical usefulness of detected waveform of the optical detection method can be utilized as an information of cardiovascular system as physiological theoretical waveform of aorta, and derivative of plethysmogram by piezo electric elements clearly shows the information of incisura which does not appear at the old age and this makes the measuring of ejection time to be easy. The ejection time of average for 42 persons shows 0.324 ± 0.027 sec. and this value is in good agreement with the theoretical value, and the possibility of measuring the velocity of pulse conduction has been studied.

1. 서 론

옛날부터 醫學的, 生理學的으로 연구되어온 人間機能의 중요한 요소인 心血管의 循環動態에 대한 研究는 最近의 電子工學의 발달과 이에 관련된 학문의 발달로 눈부신 발전을 가져오게 되었으며 이의 診斷技術도 많이 발전했다.

心臟의 機械的인 脈動現象, 壓力의 變化, 容積變化 등에 의한 生體表面의 脈動的인 變位등의 循環器系의 활동을 生體外에서 電氣의 信號로 기록하는 것은 순환기 기능의 중요한 情報가 되고 있다. 이 중에서 脈波는 壓力의 발생원인 心臟과 傳播經路인 血管系에 관한 情報가 포함되어 있고 被檢者에 고통과 부담을

주지 않는 非觀血的(noninvasive)인 방법으로 측정될 수 있어서 이의 有効性이 인식되어져 가고있다. 이와 같은 脈波를 검출하기 위해 生體와의 結合方法이 光學的인 것과 機械的인 방식을 利用한 變換器(transducer)가 개발되고 있다. 機械的인 變換器를 설계할 때 生體측의 기계적 특성을 고려한 것이 별로없고 測定對象이 되는 脈動信號의 生理的, 物理的인 규명이 거의 되어있지 않으며[1], 光學的인 방법에 관해서도 지방조직의 산란흡수, 動脈의 分光透過特性등에 대한 명확하지 않은 점이 많으며 生體와 機械系의 접촉점인 變換器에 대해서도 재검토해야할 점이 많다[2][3]. 變換器를 診斷目的으로 使用할 때에는 목적에 적당한 周波數特性, 感度, 動作範圍등이 명확해야 하고 測定할 部位에 따라서도 變換方式이 달라지게 되며 얻어지는 情報의 차이도 있다[4][5].

脈波를 機械的 方式으로 검출하는 경우에 혈액의

* 正會員, 仁荷大學校 工科大學 電子工學科
Dept. of Electronics Engineering, Inha University.
接受日字: 1978年 1月 28日

脈動은 生體內를 전파해서 體表에 전해져 變換素子에 의해 電氣信號로 變換되므로 變換器의 特性은 이 體表面에 부착한 상태에서의 生體를 포함한 特性으로 고려해야 하고 光學的으로 검출하는 경우에는 血液과 生體組織의 光學的 特性 및 生體內의 光學的 傳播特性和 使用光源, 光電變換特性도 고려해야 한다.

本研究는 光學的인 脈波檢出方法和 機械的인 檢出方法을 이용한 脈波檢出用變換器設計의 기초자료 확립과 이들 變換器로부터 檢出된 脈波로부터 驅血時間 등을 測定하여 生理學的인 理論値와 比較하여 臨床的 有効성을 검토했다.

2. 心臟의 拍動現象

心臟은 이의 自動的인 收縮과 발브의 작용에 의해 펌프로 동작하여 血液循環의 原動力이 되는데 心房과 心室에 대한 容積과 內壓의 變化는 心臟機能에 관한 중요한 量이다[6]. 이외에도 心筋收縮에 수반하는 電氣的 變化, 形의 變化, 발브의 열고 닫힘에 의한 心音 등도 중요한 정보들이다. 이들의 관계를 그림 1에 표시했는데 a에서 心室의 수축이 개시하고 b는 心室內壓이 大動脈血壓과 같게 될 때이고 c에서 內壓은 다시 大動脈血壓과 같게 되어 大動脈발브는 폐쇄된다. d에서 房室발브가 열려 血液은 心房으로부터 心室에 유입한다. 이러한 大動脈의 內壓變化가 細動脈의 內壓을 變化시키게 되어 容積變化로 표현되는데 그림 1의 점선으로 표시한 大血管系의 變化를 非觀血的인 方法으로 生體末梢部에서 검출되어지는 것이 바람직한 것이다.

3. 脈波의 光學的인 測定條件

光電變換器는 여러 종류가 있으나 손쉽게 사용되어

질 수 있는 것이 光導電素子들이다. 光導電素子를 脈波信號檢出用으로 사용할 때 여러가지 測定條件이 요구된다. 즉, 感度特性, 分光感度特性, 動作應答特性, 溫度特性 등이 있다. 이들에 관해 고찰해 보면 다음과 같다.

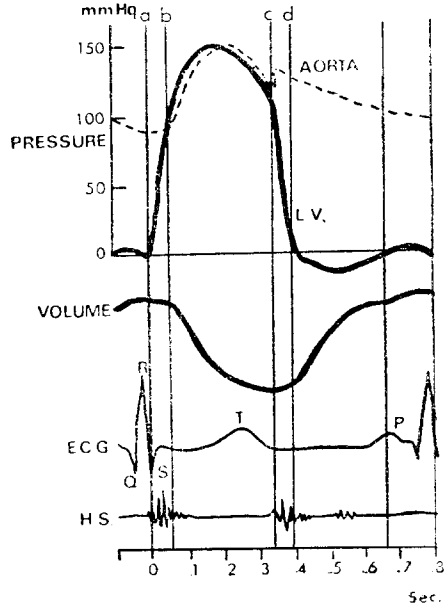


그림 1. 心臟拍動에 수반하는 여러 現象

- a: 房室辨閉鎖
- b: 大動脈辨開放
- c: 大動脈辨閉鎖
- d: 房室辨開放

Fig. 1. Various phenomena for cardiovascular system.

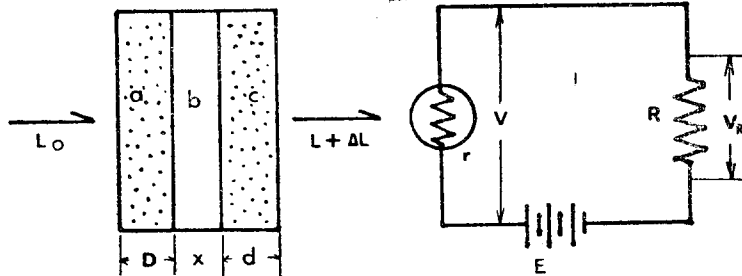


그림 2. 光電脈波의 測定原理

Fig. 2. The measuring principle of the photoplethysmogram.

그림 2는 脈波의 測定原理圖로써 血液이외의 組織을 血液과 같은 濃度, 같은 吸光係數를 갖인 두께 D의 等價의 液層 a와 두께 d의 部分 c와 拍動的으로 變化하는 두께 x의 部分 b로 혈관을 포함한 生체조직을

모델화하여 생각한다. 이 모델에 入射光量을 L_0 , 透過光量을 L , 吸光係數를 ϵ , 濃度 c , 液層의 두께를 h 라 하면 入射光과 투과광의 光量에 관한 Lambert-Beer식을 적용하여

$$L = L_0 \exp(-\varepsilon c h) \quad (1)$$

를 얻는다. 여기서 $h = D + d + x$ 이고 D 와 d 는 일정하다고 가정하여 상수 k 라 두면

$$\begin{aligned} L &= L_0 \exp[-\varepsilon c (D + d + x)] \\ &= k L_0 \exp(-\varepsilon c x) \end{aligned} \quad (2)$$

脈波에 의해 생기는 透過光量의 變化分은

$$\begin{aligned} \Delta L &= L_{x=0} - L_{x=x} \\ &= k L_0 [1 - \exp(-\varepsilon c x)] \\ &= k L_0 [\varepsilon c x - \frac{1}{2} (\varepsilon c x)^2 + \dots] \end{aligned} \quad (3)$$

실제에 $\varepsilon c x$ 는 매우 적어 $1 \gg \varepsilon c x$ 이므로 (3)식에서 2차항 이상을 생략하여 생각할 수 있다. 즉,

$$\Delta L = k L_0 \varepsilon c x = K x \quad (4)$$

이 된다. 여기서 K 는 $K = k L_0 \varepsilon c$ 로 상수이다. (4)식의 透過光量의 變化分 ΔL 는 血液量의 拍動의 變化分에 비례함을 알 수 있다. 光電素子の 受光面照度가 拍動에 수반하여 ΔL 만큼 變化했을 때 저항 R 양단의 전압 V_R 이 ΔV_R 만큼 변화하므로 이 ΔV_R 를 증폭기로서 脈波로 표현할 수 있다. 그림 2에서

$$V_R = E - V = IR \quad (5)$$

$$I = G V^\alpha L^\beta \quad (6)$$

이다. 여기서 G, α, β 는 素子の 材料, 형태, 製法방법 등에 의해 정해지는 값으로 대략 $\alpha = 1.0 \sim 1.1$, $\beta = 0.5 \sim 1.0$ 이다. 여기서 $\alpha = 1$ 이라고 하면

$$V_R = \frac{G R L^\beta \cdot E}{G R L^\beta + 1} \quad (7)$$

이 식으로부터 感度 ($\Delta V_R / \Delta L$)를 구하면

$$\frac{dV_R}{dL} = \frac{G R \beta L^{\beta-1} \cdot E}{(G R L^\beta + 1)^2} \quad (8)$$

즉, $\Delta V_R =$ 變換器感度 $\times \Delta L$ 이 된다. 또 ΔL 이 L 에 비례

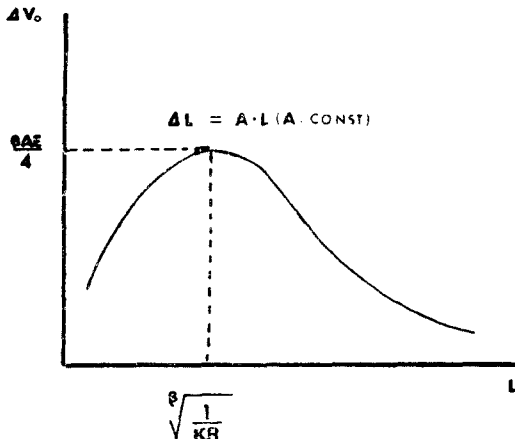


그림 3. 受光面照度에 의한 信號레벨의 變化
Fig.3. Output signal level versus intensity of illumination for light absorption surface.

하는 것이라 하면 $\Delta L = A \cdot L$ 로 하여

$$\Delta V_R = \frac{G R \beta L^{\beta-1} \cdot E}{(G R L^\beta + 1)} \times \Delta L = \frac{G R \beta A L^\beta \cdot E}{(G R L^\beta + 1)^2} \quad (9)$$

이다. 여기서 A 는 상수이다. 이 식을 그래프로 표시하면 그림 3과 같이 되는데 이 그림에서 $L = 1/\beta \sqrt{KR}$ 인 照度에 대해 전폭이 최대가 되고 이 값보다 밝거나 어두우면 波高値가 낮아진다. 그리고 부하저항 R 의 값은 $R = 1/GL^\beta$ 로 했을 때 감도가 최대가 됨을 알 수 있다

4. 機械的인 檢出方式의 特性

脈波의 機械的인 檢出方式으로 生體에 變換器를 直接接觸시켰을 때 變換器의 共振周波數는 다음과 같다. 變換器의 接觸子위에 적은 질량 m_a 을 두어 振動裝置에 의해 진동시켰을 때의 공진주파수 f_{0a} 는

$$f_{0a} = 1/2\pi \sqrt{c(m_a + m)} \quad [\text{Hz}] \quad (10)$$

가 된다. 이 식에서 c 는 變換器의 콤프라이언스 (compliance), m 는 變換器의 等價質量, m_a 는 接觸子위에 가해진 질량이다. 다음에 m_a 와 값이 다른 질량 m_b 를 놓고 진동시켰을 때 공진주파수 f_{0b} 는

$$f_{0b} = 1/2\pi \sqrt{c(m_b + m)} \quad [\text{Hz}] \quad (11)$$

이므로 (10)식과 (11)식으로부터 c 는

$$c = (1 - \omega_{0b}^2 / \omega_{0a}^2) / \omega_{0a}^2 \cdot m_b \quad (12)$$

이 된다. 그러므로 變換器의 等價質量 m 는

$$m = (m_b \omega_{0b}^2 - m_a \omega_{0a}^2) / (\omega_{0a}^2 - \omega_{0b}^2) \quad (13)$$

이 된다. 變換器의 感度는 다음과 같이 구해진다. 즉 진동장치에 가속도 검출기구가 있을 때 공진상태보다 낮은 어느 주파수에서 速度를 v , 接觸子 위에 質量 M (kg)를 장치했을 때 變換機構에 가한 힘은

$$F = \omega (M + m) v \quad [\text{N}] \quad (14)$$

이다. (14)식의 ω 는 $\omega = 2\pi f$ 로 측정하는 주파수에 관계되고, m 는 變換機構의 等價質量 [kg]이어서 가해진 動的인 힘에 대해서 感度を 알 수 있다. 變換器의 周波數特性은

$$f_0 = 1/2\pi \sqrt{c \cdot m} \quad (15)$$

의 관계로 표시되는데 脈波의 信號상 脈波計의 周波數特性은 대략 0.5Hz에서 100Hz까지 평탄한 周波數特性을 얻을 수 있어야 하며 특별한 前置增幅器 없이도 1mV 이상의 信號振幅을 얻을 수 있도록 선정되어야 하고 電氣的인 임피던스도 낮은 것이 요구된다.

5. 脈波計設計 및 結果

光學的인 檢出方式의 變換器에 사용되는 光源으로서 生體에 熱的인 傷害를 주지 않도록 照度가 1~10lux정

도의 비교적 낮은 光源이 적당하다. 그러므로 變換器素子를 선택할때는 이 照度範圍내에서의 應答特性, 感度特性을 고려해야 하고 光電脈波의 成因이 血液中の H_2O_2 와 H_2 의 比의 변화에 기인된다고 추정되어지므로 長波長成分에 感度가 最大가 되는 光導電素子를 선택하여 설계해야 한다 [7]. 이 조건에 만족되는 素子가 CaS_2 光導電素子이다. 光導電素子の 저항값은 전력소모, 증폭기의 입력저항, 誘導雜音을 고려하여 $10k\Omega$ 에서 $100k\Omega$ 의 것이 선정되어진다. 變換器素子로 사용한 CaS_2 光電素子の 應答特性으로 $rise\ time=100ms$, 感

衰時間 $80ms$ 의 값이 측정에 의해 얻어졌다. 光源의 最適照度는 $7lux$ 가 얻어졌다 (FACOM 230-15의 전자계산기에 의해 산출).

機械的인 變換方式은 최근에 개발된 日本東北金屬의 NEPEC-21 세라믹 壓電素子 [8]를 응용하여 直接接觸式으로 설계했으며 等價質量의 測定은 스틱커를 개조하여 전력증폭기에 의해 동작되는 振動源에 의해 측정했다. 그림 4는 等價質量測定原理圖이다. 측정된 等價質量은 $6gr$ 이 고 이 脈波檢出用變換器의 크기는 $20mm \times 15mm \times 25mm$ 로 하여 生體에 부담감을 주지 않도록

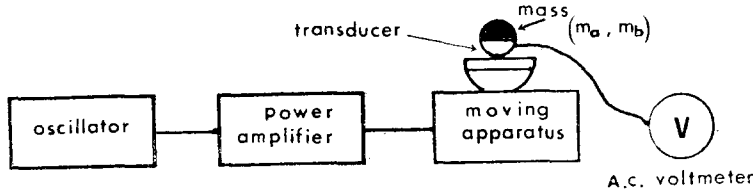


그림 4. 變換器의 等價質量測定系
Fig.4. Measurement system of equivalent mass for the mechanical transducer.

설계했다(그림 7).

脈波計設計은 그림 5와 같이 0레벨의 변동이 없는 방식으로 저전력용이고 경제적인, 소형으로 설계되도록 op Amp를 채용하여 增幅部, 波形變換部, 表示部로 구성되어 있다. analog表示方式은 두 波高間의 간격을 적분하여 진류계에 맥박수가 연속지시되도록 했으며 digital表示方式은 두 波高間의 時間表示와 이 時間을 다시 1分間脈拍數로 환산하여 두 필드마다 脈拍

數가 指示되도록 디지털·컴파레이터를 이용하여 설계했다.

機械的檢出方式의 壓電素子自體는 電氣的으로 靜電容量이고(數 $10PF$), 脈波의 基本周波數로 $0.5Hz$ 정도까지 생각하면 變換素子の 電氣的인피던스는 數 $M\Omega$ 이다. 이 방식의 脈波檢出增幅器는 入力抵抗 數 $10M\Omega$ 이상의 增幅部로 증폭해야 한다. 그러나 本 研究에서는 원래의 脈波를 變形시킨 微分波를 검출하기위해 低

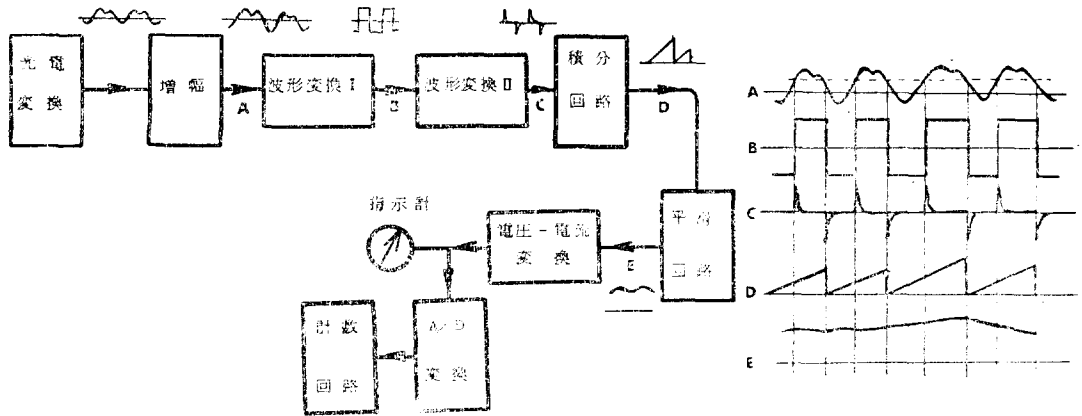


그림 5. 脈拍計의 構成과 各部의 波形
Fig.5. Block diagram of pulsimeter and it's waveforms.

入力 抵抗을 갖인 增幅器를 사용하여 脈波의 微分波를 검출했다[9]. 波形의 기록은 熱 pen式 기록계(日本光電)로 측정했는데 그림 6a는 光電式에 의한 檢出波形이고 그림 6b는 壓電素子變換器에 의해 검출된 微分波

이다. 이 微分波에서는 充電式脈波計에서 잘 나타나지 않는 切痕(incisura)의 정보가 잘 나타나서 診斷情報로서의 驅血時間測定이 용이하다. 외래환자 42명에 대해 얻은 驅血時間測定結果는 表 1과 같다.

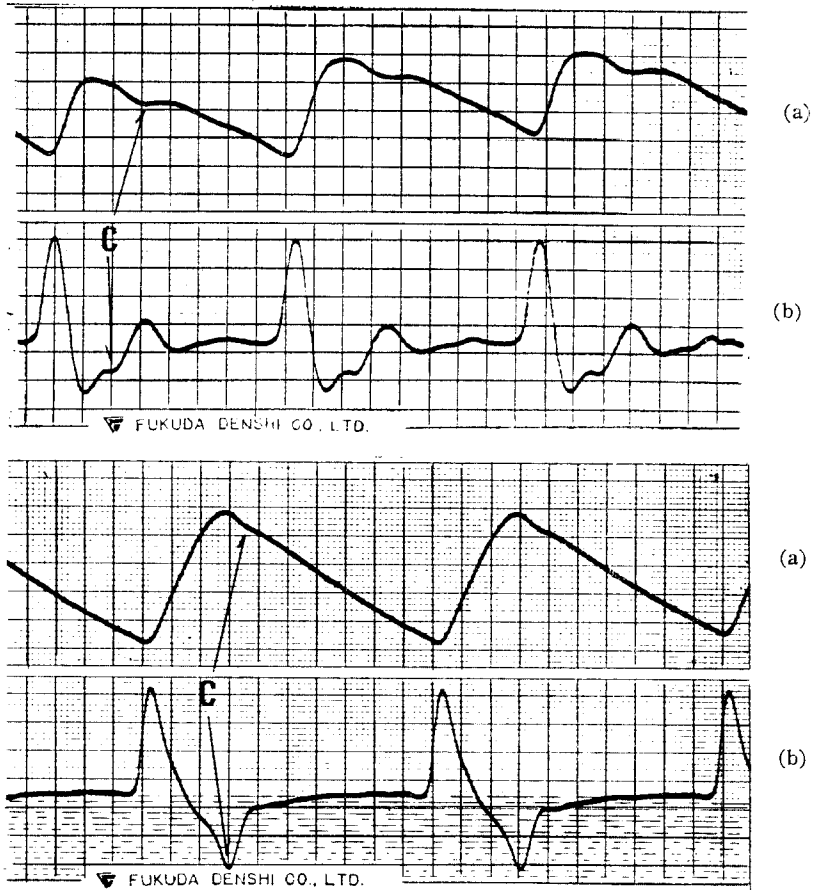


그림 6. 光學的인 脈波 (a)와 機械的인 檢出方法에 의한 微分波形 (b). c가 切痕
 Fig.6. Photoplethysmogram (a) and the derivative wave by mechanical detection method (b). c is incisura.

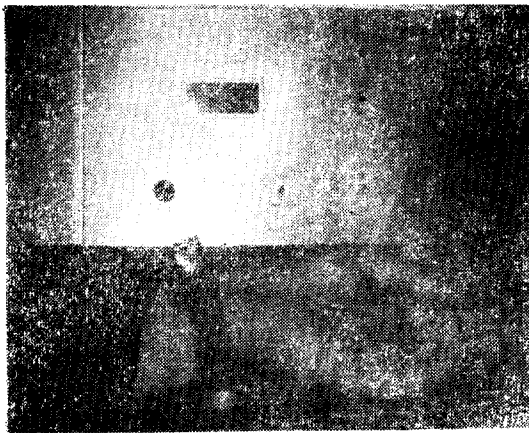


사진 1. 設計된 裝置와 臨床應用
 Photo 1. Photograph of designed system and clinical application.

AGE GROUP	No. of EX AM.	LEFT PULSE	RIGHT PULSE
		MEAN ± S.D.	MEAN ± S.D.
~29	9	0.313 ± 0.045	0.301 ± 0.021
30~39	12	0.322 ± 0.020	0.336 ± 0.028
40~49	11	0.325 ± 0.022	0.314 ± 0.039
60~	10	0.333 ± 0.017	0.325 ± 0.025
Total	42	0.324 ± 0.027	0.320 ± 0.018

표 1. 左右脈波로 부터 算出한 驅血時間(秒)

Table 1. Ejection time computed from the left and right pulse (second).

6. 結 論

變換器에 요구되는 感度特性, 應答特性 등을 검토하여 脈波計設計條件을 제시했으며 光電變換方式에 의해 검출된 파형은 心周期에 대응하여 大動脈에서 생긴 內

壓變化가 손끝까지 전달되어서 얻어진 손끝의 細動脈의 內壓變化를 容積變化로 表現하는 容積脈波의 理論波形과 잘 일치한다. 檢出回路는 IC化하여 小形이며 값싸게 구성되며 波形의 0 레벨변동이 없도록 回路를 고안하여 적용했으므로 운동중의 脈波檢出에 특히 유용성이 있다. 디지털화 장치도 1분간의 計數方式이 아니고 두 피크(peak)간격으로 부더 脈拍數를 계산하는 直讀式으로 대학병원에 장기간 臨床에 응용한 결과 유용성이 입증되었다.

壓電式變換器에 의한 脈波의 微分波는 고령자에게서 잘 나타나지 않는 切痕(incisura)에 해당하는 정보가 확실하게 표현되어지므로 驅血時間測定에 유용했다. 얻어진 微分波는 波形의 橫軸에 대한 變化를 定量的으로 평가하기 쉽고 파형굴곡의 제동현상의 불확실성을 해소할 수 있었다. 임상적으로는 生體에의 장치방법이 간단하고 견고하여 低價格으로 제작되는 이점이 있다. 外來患者로부터 얻어진 平均驅血時間은 0.324 ± 0.027 sec로 生理學的인 理論値와 비슷한 값을 얻었다. 壓電變換器는 熱的安定度도 좋았으며 10mV以上の 진폭이 얻어져 특별한 前段增幅器가 없어도 波形이 기록되어지고 무게가 20gr정도로 피검자에 부담감을 주지 않는다.

驅血時間의 平均値는 42名에 대한 것으로 어느정도의 有効성이 입증되었으나, 앞으로 症例를 증가시켜가면서 脈波傳達速度測定 등도 검토할 예정이며 脈波의 生成原因의 규명, 血液의 光學的性質, 機械的 變換器를 이용한 脈波計에 관한 特性의 규명에 대해서도 앞으로의 연구과제로 두었다.

[附 記]

本 研究를 위해 많은 助言과 臨床데이터를 제공해준 李鳳敎教授, 東京大學의 齊藤正男博士, 大島正光博士에 감사드리며 本 研究가 光云工科大学附設電子技術研究所의 1977年度 研究費에 의해 실시된 것임을 附記해 둔다.

參 考 文 獻

1. Zdrojowski, R.J., Pisharotry, N.R.: Optical transmission and reflection by blood. IEEE Trans. Bio-Med. Eng., BME 17-2, 122, 1970.
2. Curtis C. Johnson: Optical diffusion in blood. IEEE Trans. Bio-Med. Eng., BME 17-2, 129, 1970.
3. 小林健二: 光에 의한 指尖脈波와 그 光學的 特性 日本메카노카디오그래프研究會資料, 1971年 10月.
4. 稻垣義明: 容積脈波와 血行動態. 脈管學, 9, 103, 1969.
5. Daris, M., et al: Improved Transducer for external recording of arterial pulse waves. IEEE Trans. Bio-Med. Eng., BME 10-4, 173, 1963.
6. 眞島英信: 生理學, 335, 文光堂, 東京, 1975.
7. Longini, R.L., Zdrojowski, R.: A note on the theory of back scattering of light by living tissue. IEEE Trans. Bio-Med. Eng., BME 15-1, 4, 1968.
8. Tokin.: NEPEC. 78~108, 東北金屬(雜), 日本東京都, 1972年
9. 洪 勝弘의: 脈波의 微分波檢出과 그 有効性, 第 18回 日本 ME學會 大會論文集, 2a-E-8, 480, 1977년