

실시간 디지털 사지 혈류량 측정기 개발

김수찬, *김덕원

연세대학교 생체공학 협동과정

*연세대학교 의과대학 의용공학교실

Development of Real Time Digital Peripheral Plethysmography

S.C. Kim, *D.W. Kim

Bioengineering Program, Yonsei University

*Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

ABSTRACT

Electrical impedance plethysmography is still be one of the simplest and most convenient methods for non-invasive measurement of blood flow, but it has the weak point can not do real-time measurement because of using chart-record or processing after receiving data from analog plethysmography through A/D converter.

In this study, we developed hardware system composed of analog part which include auto-balancing circuit and calibration register and digital part which include 80C196KC, keypad, and LCD. we studied the algorithms for extracting parameter to calculate blood flow and implemented it using general purpose micro controller.

의 노력을 덜어주고, 측정 오차-를 없애기 위해서 마이크로 콘트롤러를 사용하여 기존의 후처리 작업을 실시간으로 처리하여 측정 오차를 줄임과 동시에 측정시 혈류량을 바로 알 수 있는 실시간 사지 혈류량 측정기를 개발하였다.

본 론

1. 측정 원리

인체의 어느 부위에 유입된 혈류와 유출된 혈류의 차이로 인하여 혈관의 부피 변화가 발생하고 이로 인해 그 부위의 임피던스가 변화한다[2].

그림 1과 같이 측정 부위 주위에 lead 1과 lead 4 전극을 통해 일정한 정전류(I)를 흐르게 하고 lead 2와 lead 3을 통해서 전압(V)을 측정하면 식 (1) 오옴의 법칙에 의해 임피던스를 구할 수 있다.1)

$$V = (Z_0 + \Delta Z) \cdot I \quad (1)$$

서 론

여러 형태의 심장 질환은 사지의 혈류량 감소를 일으키므로 심장과 혈관에 관련된 질병을 조기에 발견하기 위한 방법으로 사지의 혈류량이나 혈관의 탄성력(Compliance)을 측정하거나, 혹은 사지의 오른쪽과 왼쪽의 혈류량을 비교한다. 또한 혈관 이식술이 많이 행해지고 있는 요즘, 이 방법을 이용하여 혈관 이식의 성공 여부를 조기에 관찰 할 수도 있다. 따라서 보다 정확하고, 손쉬운 방법으로 사지 혈류량의 정보를 얻을 수 있는 방법이 요구된다. 이에 비관혈적이며서 간편한 임피던스 방법을 이용한 사지 혈류량 측정법이 심혈관 관련 질병의 정량적 진단에 많이 사용되어 왔다[1]. 그러나 기존의 방법들은 아날로그 혈류량 측정기에서 나온 신호를 종이 기록지(chart record)나 A/D 변환기(Analog-to-Digital converter)를 이용해 컴퓨터로 받아들인 다음 후처리(off-line post-processing)를 통해서 혈류량을 계산해 왔다. 이렇게 함으로써 혈류량의 신호를 분석하는 전문가가 필요하게 되고, 또한 분석하는 사람에 따라서 혈류량의 값에 차이를 보일 수 있는 문제점을 가지게 되었다. 그리하여 본 논문에서는 이러한 분석자

여기서 측정된 임피던스($Z_0 + \Delta Z$)는 전극간의 기본 임피던스(base impedance - Z_0)와 혈류량의 변화로 인해 발생하는 임피던스 변화(ΔZ)가 포함되어 있으므로 아날로그 신호 처리를 이용하여 Z_0 와 ΔZ 을 분리하고, ΔZ 을 1차 미분한 후 Kubicek이 제안한 혈류량 공식인 식 (2)에 대입하여 혈류량을 측정한다[2].

$$\text{혈류량}(ml) = \rho \left(\frac{L}{Z_0}\right)^2 \left(\frac{dZ}{dt}\right)_{\max} T \quad (2)$$

Z_0 : 측정 전극 간의 평균 임피던스 [Ω]

ρ : 혈액의 고유 저항 [$150 \Omega \cdot \text{cm}$]

L : lead2, lead3 사이의 거리 [cm]

$\frac{dZ}{dt}$: ΔZ 의 1차 미분 신호 [Ω/sec]

1. 100Hz의 주파수에서는 리액턴스 성분이 저항 성분에 비해 극히 미약하기 때문에 본 시스템은 저항 성분만을 측정하여 이 값을 임피던스 변화로 보았다.

T : 대동맥 밸브가 열려있는 시간 [sec]

식 (2)을 통해서 구한 사지 혈류량은 사지의 굵기에 따라 달라질 수 있으므로 객관성을 높이기 위해 식 (3)을 이용하여 분당 100ml의 조직 내에서의 사지 혈류량으로 환산하여 측정하였다.

$$\text{혈류량 (ml/min/100ml)} = \text{혈류량} \times \frac{100}{\text{체적}} \times \text{심박수} \quad (3)$$

여기서 체적은 팔을 하나의 원통으로 보고 lead 2, lead 3 사이의 둘레 중 중간 값을 택하여 식 (4)을 이용하여 체적을 측정하였다.

$$\text{체적} = \frac{1}{4\pi} P^2 L \quad [\text{ml/min/100ml}] \quad (4)$$

여기서 P 는 팔의 둘레이다.

2. 전체 시스템 구성

그림 1은 본 시스템의 전체 블록도로 미세한 혈류량의 변화에 의한 임피던스 변화를 전압으로 변환하는 아날로그 부와 이렇게 얻은 신호로부터 식 (2)의 공식에 들어갈 파라미터를 추출하고 계산하는 디지털 부로 크게 나뉜다.

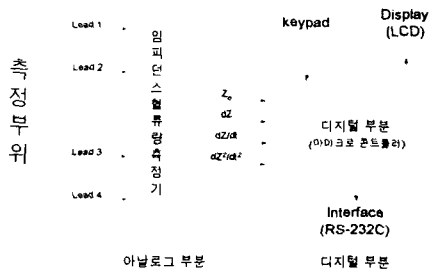


그림 1. 혈류량 측정기의 블록 다이어그램
Fig 1. Block diagram of plethysmography

2.1 아날로그 부

그림 2와 같이 아날로그 부는 100kHz 발진기, 외부 부하에 관계없이 1mA의 출력을 갖는 정전류원, 변조된 임피던스 변화를 복조시키는 복조부, 복조된 신호에서 Z_0 와 ΔZ 을 분리해 내는 자동 보정 회로, 전압 변화를 임피던스 변화로 환산해 주기 위한 보정 신호 발생부, 안전을 위한 신호 분리부, 증폭기와 필터로 나뉜다.

발진기 및 정전류원

크기 변화가 거의 없는 wein-bridge oscillator를 이용하여 주파수가 100kHz인 정현파를 만들어, OP AMP의 feedback 부분을 이용한 floating load 방식의 전압-전류 변환 회로를 통해 정전류원을 만들었다. 이때의 최대 부하 저항은 5kΩ으로 100kHz에서의 Ag-AgCl 전극과 피부 사이의 임피던스가 1kΩ 미만

인 것을 감안하면 정전류원으로 볼 수 있다.

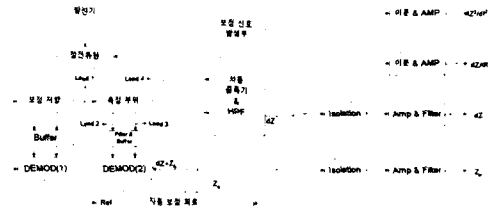


그림 2. 아날로그 부분의 블록 다이어그램
Fig. 2. Block diagram of analog part

자동 보정 회로

Z_0 에 비해 ΔZ 은 약 1/1000 정도에 지나지 않으므로 DEMOD(2)의 출력 $Z_0 + \Delta Z$ 에서 미세한 ΔZ 을 얻기 위해 고이득의 DC 증폭기를 거치면 증폭기의 출력이 포화되고, 단순한 AC 증폭기를 사용하면 ΔZ 에 왜곡을 가할 수 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 $Z_0 + \Delta Z$ 의 신호에서 Z_0 에 해당되는 신호를 제거한 후 증폭해야만 한다.

그림 3은 12 bit DAC 하나와 SAR(Successive approximation register) 두 개, 비교기 2개, 그리고 차동 증폭기 하나로 이루어진 본 시스템의 자동 보정 회로(Automatic balancing circuit)의 블록 다이어그램이다.

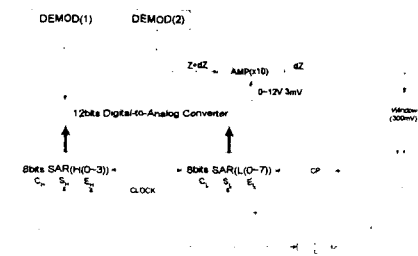


그림 3. 자동 보정 회로
Fig. 3. Automatic balancing circuit

DAC의 기준 전압으로 사용하기 위해 DEMOD(1)의 출력은 그림 2의 보정 저항(500Ω)에 정전류 1mA가 흐를 때 12V가 되도록 맞추었다. 이렇게 함으로써 정전류의 변화가 조금 발생하더라도 Z_0 도 함께 변화하여 오차를 줄일 수 있다. 증폭기의 출력이 윈도우 비교기의 범위에서 벗어나면 SAR를 동작시켜 Z_0 에 아주 근접하게 A/D 변환하고 이를 DAC의 입력에 넣어 DAC의 출력이 Z_0 에 해당되는 전압을 만들고 DEMOD(2)을 통해 복조된 lead 2와 lead 3간의 측정 부위의 임피던스 $Z_0 + \Delta Z$ 를 Z_0 와 차동 증폭하여 ΔZ 을 얻는다. 이 출력이 설정한 윈도우 비교기 내에 들어가면 SAR이 작동을 멈추고 Z_0 가 고정된다[3]. 본 시스템에서는 윈도우 비교기를 $\pm 20\text{mV}$ 로 설정하였다.

필터

차동 증폭기에서 나온 출력에는 호홉과 같은 저주파의 노이즈가 많이 섞여있으므로 이를 제거하기 위해 VCVS를 이용한 cut-off 주파수가 0.5Hz인 2차 butterworth 필터를 사용하였고, 디지털 부로 넘어가기 직전에 sampling시 aliasing을 막기 위해 anti-aliasing filter로 증폭기와 함께 cutoff가 40Hz의 저역 통과 필터를 삽입하였다.

보정신호 발생부

보정 신호는 출력 전압과 실제 임피던스 간의 관계를 scaling해 주는 역할을 하는 것으로 출력 전압을 임피던스 값으로 환산하는데 이용된다.

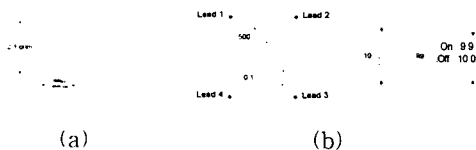


그림 4. (a) 2V/1Ω/sec인 신호, (b) base-impedance에 0.1Ω의 저항 변화를 만드는 회로
Fig. 4. (a) 2V/1Ω/sec signal, (b) Circuit to change 0.1Ω register at base-impedance

ICL 8038을 이용하여 톱니파를 만들고, 이를 포화시켜서 그림 4-(a)와 같이 rising time이 100ms이고 임피던스가 0.1Ω 변화할 때 출력 전압이 2V가 되도록 보정 신호를 만들었다. 따라서 이 파의 기울기는 1Ω/sec를 가지며 이 신호를 미분기를 통과시켜서 기울기가 1Ω/sec일 때, 2V/Ω/sec의 미분 값을 가지도록 미분기의 이득을 조정하여 scaling 해 준다. (참고, 0.1Ω의 변화는 그림 4-(b)처럼 10Ω과 99Ω을 병렬로 연결하여 만들었다)

이렇게 만들어진 신호는 출력 전압은 임피던스 값으로 변화시켜주는 신호로 사용되며, 혈류량을 측정할 때 ΔZ, dZ/dt의 기준이 된다.

선원부와 신호 분리부

선원의 분리를 DC-DC converter에 LC filter를 결합하여 만들었으며 그림 2와 같이 아날로그 부에서 신호 분리 회로 전단까지 사용되는 것으로 op-amp 용으로 +15V와 자동 옵셋 조정 회로에 사용되는 전압 +5V를 공급한다.

그림 5는 신호 분리 회로로써 4N28이 선형구간에 서 작동하도록 저항 R3를 사용하여 옵셋을 -7.5V로 맞추고 OP-Amp(U1A)을 이용하여 전압을 전류로 변환한다. 4N28을 통해서 전달된 신호는 다시 OP-Amp(U2A)를 이용하여 전류를 전압으로 변환한다. Optocoupler 4N28은 입력 신호가 ±0.6V 이내이고 수파수가 100Hz보다 낮을 경우 비선형성에 의한 오차는 3.5%보다 적으므로 비선형적인 문제를 없다고 볼 수 있다.

2.2 디지털 부

디지털 부는 그림 1과 같이 크게 범용 마이크로 컴퓨터인 80C196KC와 ROM, RAM 등이 포함된

디지털 부, lead 2와 lead 3간의 간격과 사지의 둘레를 입력 할 수 있는 키패드, 계산된 혈류량을 사용자에게 보여 주기 위한 디스플레이 부와 데이터를 PC에 저장할 수 있도록 하는 통신 포트가 구성되어 있다[4].

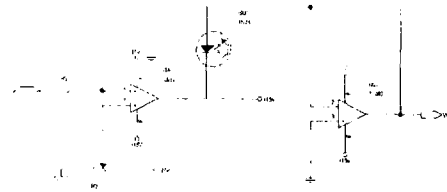


그림 5. 신호 분리부 회로
Fig. 5. Signal isolation circuit

디지털 부에서는 임피던스 혈류량 측정기에서 얻은 아날로그 신호를 자체 8개의 A/D port 중 처음 세 개를 사용하여 샘플링 주파수를 100Hz로 하여 데이터를 받은 후, 키패드를 통하여 입력된 몇 가지 파라미터와 아래의 알고리즘을 이용하여 구한 dZ/dt의 최고점과 T를 식 (2), (3)에 대입하여 혈류량을 계산한다.

다음은 앙상블 평균법을 이용해 혈류량 측정에 필요한 파라미터를 추출하는 알고리즘(P1-P15)이다[5].
P1. 5초간 받은 데이터 중에서 dZ/dt의 처음 1초 동안에서 최대값을 구하여 베이스 라인과 최대값의 중간 값을 threshold로 설정한다.

- P2. pulse = 0을 대입한다.
- P3. 최대값 이후 threshold 값보다 높은 값을 스킵한다.
- P4. threshold 값보다 낮은 값을 스킵한다.
- P5. threshold 값보다 높은 값을 스킵한다.
- P6. P4와 P5 구간 사이에서 최대값과 그것에 해당하는 인덱스(데이터가 저장된 배열의 위치)를 찾는다.
- P7. pulse에 1을 더한다.
- P8. pulse가 3미만이면 P4로 가서 반복한다.
- P9. 각 peak의 인덱스를 기준으로 하여 인덱스 전의 30(0.3sec)과 인덱스 후의 100(1sec)까지 평균을 낸다.
- P10. 평균한 값에서 최대값을 구한다. (그림 8(b)의 ㉔점)
- P11. 최대값의 index에서 dZ²/dt²를 backward로 스캔하여 기저선과 만나는 시간(밸브가 열리는 시점)을 찾는다. (그림 8(b)의 ㉕점)
- P12. 최대값에서 threshold보다 높은 값을 스킵한다.
- P13. 이 시점으로부터 0.3sec 이내에서 dZ이 최소값을 갖는 인덱스를 찾는다. (그림 8(b)의 ㉖점)
- P14. dZ의 최소값에서 dZ²/dt²를 backward로 스캔하여 기저선과 만나는 시간(밸브가 닫히는 시점)을 찾는다. (그림 8(b)의 ㉗점)
- P15. P1으로 가서 반복한다.

실험 및 결과

사지 혈류량을 측정하기 전에 전압 변화를 저항 변화로 변환하기 위한 보정 작업이 필요하다.

그림 6은 Z_0 를 0 Ω -500 Ω 변화 시켰을 때의 출력 전압을 관찰한 것으로 저항 변화에 대한 전압 변화가 선형적인 관계를 보여주고 있으며, 그림 7은 실제 외부에 0.1 Ω 의 저항 변화를 시켰을 때의 출력 전압이 2V가 변화되도록 이득을 조정한 후 기울기가 0.1 Ω /100ms가 되는 보정 신호의 출력이 2V/ Ω /sec가 됨을 확인하였다.

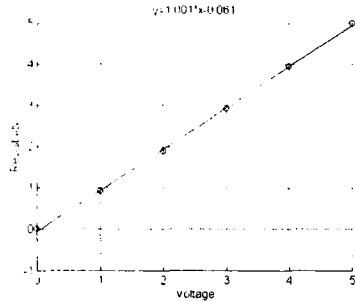


그림 6. Z_0 에 대한 선형성 확인

Fig. 6. Test of linearity about Z_0

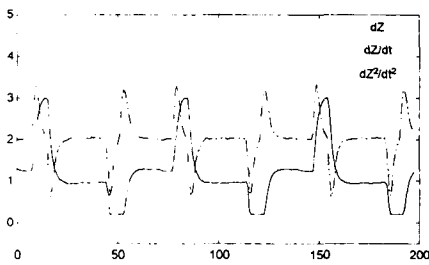


그림 7. dZ/dt 신호 확인

Fig. 7. Test of dZ/dt signal

그림 8은 Ag-AgCl 전극을 팔에 부착하여 혈류량을 측정하여 위에서 언급한 알고리즘을 적용시킨 결과로써 그림 8-(a)는 ensemble average를 하기 전이며, 그림 8-(b)는 앙상블 평균 한 결과이다[5].

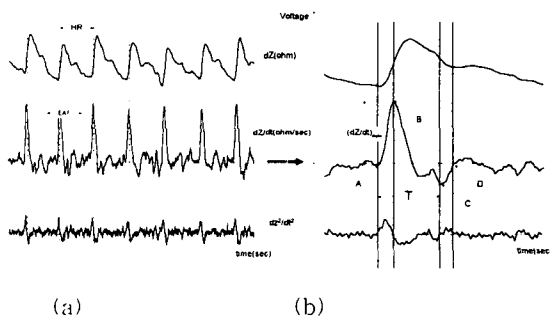


그림 8. (a) 아날로그 부에서 받은 신호, (b) 디지털 부에서 3 주기 ensemble average를 취한 후의 신호

Fig. 8. (a) Acquired signal from analog part (b) 3-period ensemble averaged signal from digital part

우 3-11ml/min/100ml이 정상 범위인데 이 범위에 들어감을 확인할 수 있었다[2].

	측정 부위	L (cm)	Z_0 (Ω)	P (ml)	HR	dZ/dt (Ω /s)	T (s)	flow	ml/min/100ml
1	왼팔	13	90	21	76	0.91	0.27	0.8	14
2	왼팔	10	56	20	67	0.46	0.24	0.5	11
3	오른팔	13	89	20	70	0.73	0.28	0.7	11
4	오른팔	13	89	20	70	1.01	0.29	0.9	16
5	왼쪽다리	16	30	35	76	0.09	0.27	0.7	6

표 1. 혈류량 측정 파라미터와 계산된 혈류량

Table 1. Blood flow measurement parameters and calculated blood flow

고찰

본 시스템은 Z_0 의 범위가 0-500 Ω 까지 되므로 심박출량이나 기타 다른 부위에서의 혈류량도 측정이 가능하며, 혈압과 함께 측정하여 혈관 탄성력 측정에도 이용될 수 있다.

혈류량에 의한 임피던스 변화는 아주 미세하여 노이즈에 상당히 민감하여 노이즈 제거를 위한 많은 알고리즘이 나와 있으나, 본 시스템은 앙상블 평균법을 이용하여 호흡에 의한 저주파 영향에 민감하다. 그러나, 디지털 부에 cutoff 주파수를 가변할 수 있는 디지털 고역 통과 필터를 사용하면 이러한 노이즈를 상당히 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

참고 문헌

- [1] Q.U. Minghai, Z. Yujian, J.G. Webster, and et al : "Motion Artifact from Spot and Band Electrodes During Impedance Cardiography", Trans. on Bio. Eng., Vol. BME-33, No.11, pp.1029-1035, Nov. 1986
- [2] L.A. Geddes, Principles of Applied Biomedical Instrumentation, 1975
- [3] T.M.R. Shankar, J.G. Webster : "Design of an automatically balancing electrical impedance plethysmography," J. of Clin. Eng., pp.129-134, Apr.-Jun.,1984
- [4] Intel 80C196KC/KD User's Manual, Intel Corp. 1992
- [5] D.W. Kim, C.G. Song and M.H. Lee : "A new ensemble averaging technique in impedance cardiography for estimation of stroke volume during treadmill exercise," Frontiers Med. Biol. Eng., Vol.4, No.3, pp.179-188, 1992

표 1은 정상인을 대상으로 사지의 혈류량을 측정 한 것으로 팔의 경우 3-17ml/min/100ml, 다리의 경