

사지 혈류에 따른 코일의 투자율 변화를 이용한 반지형 용적맥파 시스템 설계

이영재[○], 이재호^{*}, 임민규^{*}, 박희정^{*}, 이정환^{*}

^{*}건국대학교 의료생명대학 의학공학과

e-mail: {zetzyj[○], jwlee95^{*}}@kku.ac.kr

Development of ring-type plethysmograph system using variance of coil permeability by blood flow

Young-Jae Lee[○], Jae-Ho Lee^{*}, Min-Gyu Lim^{*}, Hee-Jung Park^{*}, Jeong-Whan Lee^{*}

^{○*}Dept. of biomedical Engineering, Konkuk University

● 요약 ●

본 논문에서는 코일을 이용한 비접촉 방식의 맥파 측정 시스템의 효율적인 설계 방안을 제시한다. 인덕턴스와 커패시턴스의 값에 따라 발진 주파수가 변동되는 콜피츠 발진기를 사용함으로써 혈류의 흐름에 따른 인덕턴스의 변화를 측정하였다. 실험은 2가지로 구성되며 첫 번째는 코일 위에 손가락을 올려놓은 상태로 측정하는 방식이며 두 번째는 반지 형식으로 감겨진 코일을 손가락 끝에 착용하였을 때이다. 코일 내부에서 가장 높은 자력선 밀도를 가지므로 첫 번째 방식보다 두 번째 방식에서 더 높은 투자율의 변화를 감지할 수 있다. 결과적으로 광용적맥파 신호와의 비교 실험을 통하여 맥파로서의 유의성을 검증하였다.

키워드: 비접촉(non-contact), 생체신호(bio-signal), 인덕턴스(inductance), 투자율(permeability)

I. 서론

맥파 신호의 다양한 분석방법의 연구에 따라 운동선수의 건강 관리나 자율신경의 교감/부교감의 활성화 비율을 통한 정서 상태 분석 및 심전도와의 PTT(Pulse Transition Time)를 이용한 혈압 추정 알고리즘 등 다양한 정보를 얻어낼 수 있다. 현재까지의 맥파 측정에서의 가장 보편적인 방법으로는 광용적맥파(photoplethysmogram, PPG)를 이용한 것이며 비접촉 방식에서 커패시턴스를 이용하여 심장의 전위 변화를 통한 심박을 측정하는 연구도 수행되어져왔다[1]. 하지만 PPG 신호의 경우 외부로부터의 광간섭을 제거하기 위한 덮개가 반드시 필요하며 지속적인 광원의 구동으로 인해 소비전류가 높은 편이다.

본 논문에서는 비접촉 방식 중 인덕턴스의 변화를 이용하여 두 가지 실험방법에 따른 맥파 신호를 얻는 효과적인 방법을 제시하였다.

특성을 갖는다.

$$L = \frac{N\Phi}{i} = \mu_0 n^2 Al \quad (1)$$

여기서 L 은 인덕턴스, $N\Phi$ 는 자속쇄교수, μ_0 는 투자율, n은 권선밀도, Al은 코일의 부피를 나타낸다. 제작된 코일에서의 권선밀도와 코일의 부피는 부동변수이므로 주변의 물질의 투자율에 의한 변화로 인해 인덕턴스 값이 결정된다. 그림 1은 콜피츠 발진기(Colpitts oscillator)의 회로이며 발진 주파수 공식은 식 2와 같고 인덕턴스의 변화에 따른 민감도는 식 3으로 나타내어진다.

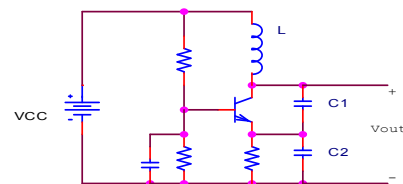


그림 1. 콜피츠 발진기 회로

Fig. 1. Schematic of colpitts oscillator

II. 본론

1. 이론적 배경

1.1 인덕턴스를 이용한 측정방법

코일에서의 인덕턴스는 식 1과 같이 나타내어지며 주변의 물질의 투자율(magnetic permeability)에 의하여 인덕턴스가 변하는

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{L \frac{C_1 C_2}{C_1 + C_2}}} \quad (2)$$

$$S_L = \frac{\partial f_0}{\partial L} = -\frac{1}{2} \frac{f_0}{L} \quad (3)$$

1.2 시스템 구성

전체 시스템은 그림 2와 같으며 감지코일의 인덕턴스에 따라서 발진주파수가 달라지며 그 때 발생한 신호를 중심 주파수 1.4MHz 를 기준으로 위상 동기 루프(PLL)에서 두 주파수를 비교 하여 그에 따른 위상 차이를 DC 레벨의 전압 값으로 출력한다. 그 후 계장증폭기를 이용한 증폭 및 필터를 설계하였다.

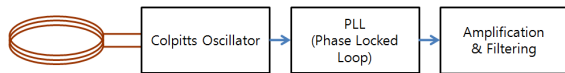


그림 2. 전체 시스템 블록도
Fig. 2. Block Diagram of total system

실험에 사용되어진 코일의 모양은 그림 3과 같으며 지름 0.5파 이 동선에 반지름 0.8mm로 권선은 10회로 하였다.

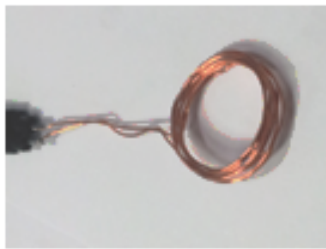


그림 3. 측정 코일의 형태
Fig. 3. Shape of sensing coil

2. 실험 프로토콜

실험은 그림 4와 같이 두 가지 방법으로 진행하였다. 첫 번째는 코일 위에 손가락을 얹어서 자기장이 수직으로 영향을 주도록 하였으며 두 번째 실험은 자기장과 손가락이 서로 평행하도록 측정 하였고 발진 회로와 센서는 모두 동일하게 하였다.

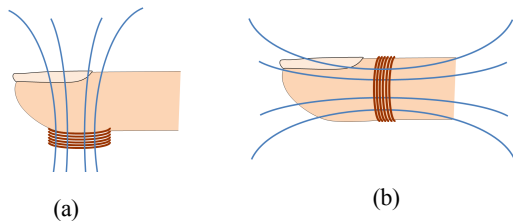
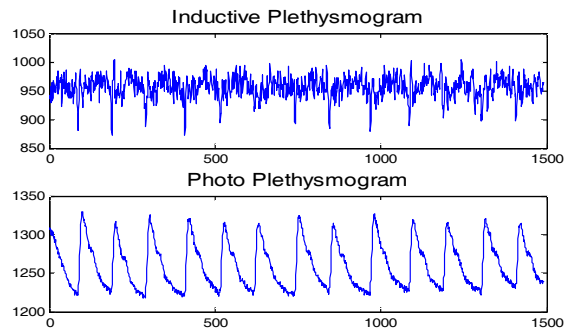


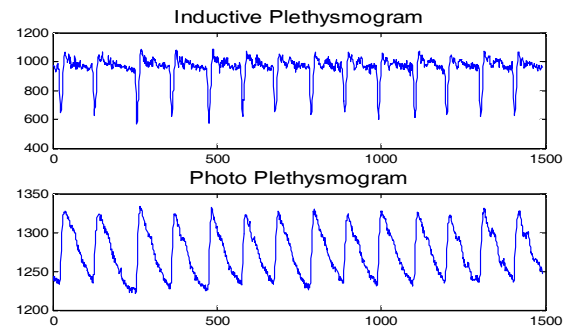
그림 4. 측정방법; 코일 위에 손가락을 얹는 방식(a)과 반지 형태로 착용한 방식(b)
Fig. 4. Method of measurement; place a finger on the coil(a) and ring type wearing(b)

IV. 결론

그림 5 (a)는 첫 번째 실험 방법을 이용한 결과이다. 맥파에 의한 신호 변화가 관찰되나 그 변화량이 매우 작다. (b)는 두 번째 실험 방법을 통한 결과이며 자력선의 밀도가 손가락 내부에 많은 영향을 주도록 하는 방식이 맥파 신호를 명확하게 얻는 효과적인 방법이라는 결론을 얻을 수 있다.



(a)



(b)

그림 5. 측정 파형; 실험 1의 결과파형(a)과 실험 2의 결과 파형(b)
Fig. 5. Measured signal; result of 1st exp(a) and 2nd(b)

감사의 글

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

참고문헌

[1] J.H.Oum, H.J.Koo and S.C.Hong, "Non-contact heartbeat sensor using LC oscillator circuit," IEEE EMBS Conference, pp. 4455-4458, 2008
[2] Y.M.Chi, T.P.Jung and G.Cauwenbergh, "Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review," IEEE Reviews in biomedical Engineering, Vol. 3, pp. 106-119, 2010