

뇌혈류 측정 기기의 개발

0 * * * **
 김 정례, 김 정열, 김 덕원, 남 문현
 *연세대학교 의용공학과 **건국대학교 전기공학과

Development of Cerebral Blood Flow

0 * * * **
 Jeong-Lae Kim, Jeong-Yeol Kim, Deok-Won Kim, Moon-Hyon Nam
 * Yonsei Univ. Dept. Medical Eng.
 **Konkuk Univ. Dept. Electrical Eng.

ABSTRACT

In this paper, principles of Rheoencephalography(REG) was described and REG was designed and developed. Using the developed instrument, REG waveforms of the left and right brain, REG waveform changes by posture, were observed.

It was found that REG waveforms could be observed noninvasively. REG can be easily applied for testing the effect of various drugs related to CBF(Cerebral blood flow) since it is quite sensitive to the relative changes of CBF. Various cerebral diseases can be diagnosed by analyzing the REG waveforms. The area of restricted cerebral blood vessels can be located by arranging the appropriate electrode configuration.

1. 서 론

현재까지 뇌혈류량을 비교적 정확하게 측정할 수 있는 방법은 Kety와 Schmidt[1]에 의해 개발되었다. 이 방법은 환자로 하여금 아산화질소(NO)를 흡입하게 한후 10분 동안 대기중에 배출하게 하는데 이 10분 동안에 뇌정맥의 피가 평형상태에 이르게 된다. 이 기간 동안에 다섯쌍의 동맥과 정맥의 혈액을 채취하여 각각의 아산화질소의 농도도를 그래프로 나타내고 희석공식을 이용하여 뇌세포 100g 당 뇌혈류량을 계산하는데, 측정시간이 오래 걸리뿐만 아니라 재취된 혈액의 아산화질소의 농도도를 또한 측정하여야 하는 번거로움 등이 있고 측정횟수의 제한 등 여러가지 단점들이 있다.

한편, 최근에 개발된 Xenon gas를 이용한 컴퓨터 단층촬영법, 방사선 동위원소를 이용한 감마계수(gamma counter)법 등이 있으나 측정 비용과 난이도, 컷수의 제한 및 상대적 측정 등 여러가지 단점들이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 개발된 것이 유도식 뇌혈류도(Rheoencephalography; REG)인데 이 방법을 쓰면 위에 열거한 단점들은 없으나 첫 방법들과 마찬가지로 절대치의 측정은 힘들고 상대치만을 측정할 수가 있다. 임상에서는 뇌 부위에서의 혈류량의 상대적 및 시간에 따른 상대적 변화만 알아도 대개의 경우 충분하다.

Polzer와 Schufried(1950)[2]가 최초로 뇌혈류량을 측정하기 위해 임피던스 방법을 도입하였는데, 머리위에 한쌍의 전극을 통해 정전류 20KHz정현파로 계속적으로 자극(excitation)시키면서 심장이 박동할 때마다 뇌로 유입되는 혈액이 증가함으로 인해 임피던스가 감소하고 이로 인하여 두 전극상의 전위차가 감소하는 것을 감지할 수 있다는 원리를 이용하였다

2. 뇌혈류량 측정방법

REG는 임피던스 혈류량 측정법(impedance plethysmography)의 원리를 이용한 것으로 그 원리는 인체의 조직중에서 고유저항(150 Ω cm)이 낮은 혈액이 유입되면 그 부위의 임피던스가 감소한다는 것이다.

2-1 임피던스 방법의 원리

인체의 어느 부위에서의 저항은 Ohm의 법칙에 의하여 그 부위를 구성하고 있는 각 조직의 고유저항(resistivity)과 그 부위의 단면적과 길이에 따라서 정해지는데 뇌로 유입되는 척추동맥(Vertical Artery)과 경동맥(Carotid)의 혈류량은 심장의 수축후에 증가하는데 혈액의 고유저항(150 Ω cm)이 낮음으로 인해서 뇌의 전체 임피던스(cerebral basal impedance)가 심장의 이완기 때 보다 감소한다. 한편 정맥의 혈류량과 혈액보다 고유저항이 낮은(65 Ω cm) 뇌척수액(cerebral spinal fluid)은 심장의 주기에 관계없이 일정하기 때문에 임피던스의 변화에는 영향을 미치지 않는다. 따라서 이 감소된 임피던스(ΔZ)과 증가된 혈류량(ΔVol)은 식(1)에서와 같이 상수 K로 연관시켜 선형방정식으로 표현할 수 있다[5].

$$\Delta Vol = -K \cdot \Delta Z \quad (1)$$

고주파(100KHz) 정전류(1mA)를 그림1에서와 같이 한쌍의 자극전극(1,4)를 통해 흘리고 안쪽의 한쌍의 한쌍의 전압측정전극(2,3)을 통하여 자동 전압을 측정하여 그것을 정전류로 나누게 되면 혈류량의 변화에 의한 임피던스 변화(ΔZ)를 측정할 수 있다. 이 임피던스 변화는 전극 2와 3 사이에 위치한 척추동맥과 경동맥의 확장과 수축에 따른 혈류량의 변화에 의한 것이다.

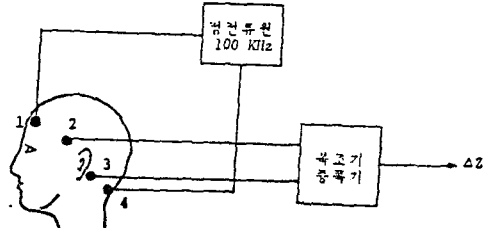


그림1 뇌혈류량 측정의 schematic diagram

그러나 ΔZ 파형을 통해서 뇌혈류량(CBF)을 구할 수 있는 방법은 아직 밝혀지지 않았다. 그 이유는 뇌의 구조는 흉부의 구조와 같은 실린더 모델(cylinder model)로 해석할 수 없는 복잡한 구조로 혈관이 연결되어 있기 때문에 식 1에서의 상수 K를 구할 수 없다[3].

2-2 RBG의 파형변수

RBG(rheoencephalography)는 뇌순환계(cerebral circulation system)에 관한 정보를 다른 측정 방법과는 달리 아무런 고통 없이 간단하게 측정할 수 있다. 또한 RBG는 임상적인 변화에 민감하고 뇌혈액 동력학적(cerebral dynamic) 변화를 관찰할 수 있으나 RBG파형을 해석하는 문제는 쉽지 않다. RBG의 파형의 중요한 파라미터(parameter)는 다음 세가지로 나누어진다[4].

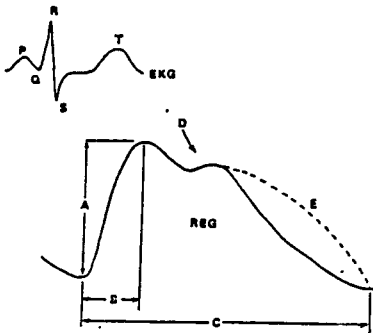


그림2 RBG 파형과 변수

그림2에서 RBG 파형과 그 변수들을 보여주고 있다.

첫째, 초기에 최고치로 상승하는 속도로 뇌혈관의 수축성을 표현하는 가장 중요한 파라미터인데 일반적으로 전체 심장의 주기에 대해 상승하는데 필요한 시간을 백분율(%)로 표시한다. 정상인의 경우 16-25%의 범위를 갖고 있으며 나이가 증가함에 따라 증가한다.

둘째, RBG 파형의 최고치의 크기로 뇌혈류량에 비해 단위는 Ω 이다. 일반적으로 각 대상자 대뇌부의 좌반구(hemisphere)와 우반구를 동시에 측정하여 비교하는데 중요한 파라미터이다.

마지막으로 RBG 파형의 하강지점(descending limb)인데 이 파라미터는 하강하는 속도와 "diastolic notch" 점을 통과한 후의 2차 진동의 정도와 모양으로 나타난다.

여기서 A는 최고치의 크기, B는 최고치로 상승하는 시간, C는 심장의 한주기, D는 diastolic notch 또는 2차 진동의 시작점을 나타내고 E는 하강지점을 나타내는데 점선으로 표시한 부분은 하강곡선보다 더 천천히 또는 훌륭하게 하강하는 경우를 표현한다.

3. 실험 및 고찰

그림3은 본 논문에서 구성한 뇌혈류량 측정 장치의 블록 선도이다[5].

본 논문에서 인체 실험을 하기 위한 실험 장치는 그림4와 같이 구성하였다.

측정 대상자는 정상인으로 판단되는 1명의 남자를 선택하였고, 전극은 1회용 ECG(Ag-AgCl: 3M) 전극을 사용하였으며, 전극의 위치는 그림1에서 보듯이와 같다.

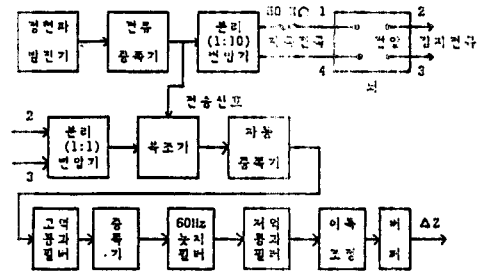


그림3 뇌혈류량 측정장치의 블록선도

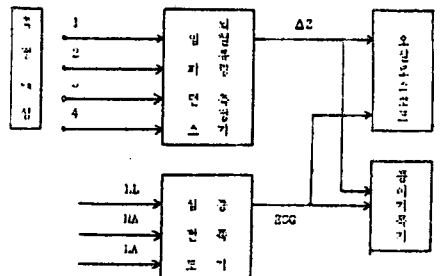


그림4 실험 장치의 블록 선도

양쪽 뇌의 혈류량을 비교하기 위해서 앉은 자세에서 왼쪽 뇌와 오른쪽 뇌에서 측정된 결과가 그림5와 그림6인데 각각의 B/C의 평균치가 왼쪽과 오른쪽에서 16.42%로 나타났고, RBG파형은 약간 차이는 있지만 거의 비슷한 형태로 변화하고 있음을 알 수 있었다.

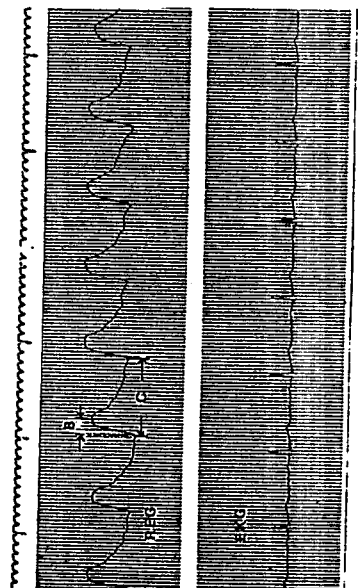


그림5

참 고 문 헌

[1] S.S. Kety and C.F. Schmidt, The determination of cerebral blood flow in man by the use of nitrous oxide in low concentration, *Am. J. Physiol.*, 143:53-66, 1945.
 [2] K.F. Polzer, F. Schuhfried, and H. Heeger, *Rheography*, *Brit. Heart J.*, 22:140-148, 1950.
 [3] L.A. Geddes and L.E. Baker, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*, 2nd. Ed., Wiley-Interscience, N.Y., 300-310, 277-282, 367-375, 1972.
 [4] K. Lifshitz, *Rheoencephalography: I. Review of the technique*, *J. Nerv. Mental Disease* 136:388-398, 1963.
 [5] 김 덕현, 김 정열, 고 한우, 김 남현, 김 원기, "임피던스 심장기록법을 이용한 심장기능의 측정", *의공학회지*, 9(1):109-115, 1988.6
 [6] K. Lifshitz, *Rheoencephalography: II. Survey of clinical applications*, *J. Nerv. Mental Disease*, 137:285-296, 1963.

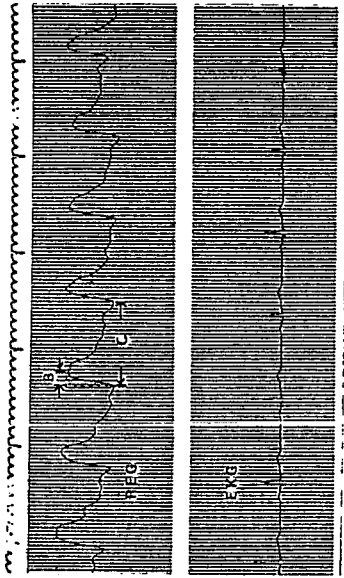


그림 6. 인공적으로 만들어진 뇌혈류 측정 결과

4. 결 론

본 논문에서는 신경과의 진단과 검사에 유용한 도구인 RBG 측정방법에 대해 고찰하고, 구성된 측정장치를 이용하여 다음과 같은 중요한 결과를 얻었다.

1. 본 논문에서 구성된 측정장치는 매 박동시의 상대적 뇌혈류량을 비관혈적으로 측정할 수 있음을 확인하였으며, 앞으로 임상실험을 통하여 측정기기의 재현성, 신뢰성등을 보완하면 임상에서 사용될 수 있을 것이다.
2. RBG가 약물투여 전과 후의 상대적인 뇌혈류량 변화에 민감하므로 뇌혈류량에 관계되는 뇌약품의 성능검사에 간접적으로 이용될 수 있다[6].
3. RBG 파형분석으로 뇌혈관과 경동맥의 경화증, 뇌혈관 부전증, 협전증등 동맥의 여러가지 질병의 진단에 사용될 수 있다[6].
4. 전극 위치에 따라 뇌의 각 부분의 뇌혈류량 상대치를 알수 있어 뇌혈관의 이상부위를 간접하게 찾을 수 있다[6].

앞으로 최적의 측정전극의 위치에 대한 연구와 외부 경동맥에서 혈류량 변화에 의한 임피던스 변화와 내부 경동맥에서의 변화의 관계에 관한 연구와 측정시 발생하는 움직임에 의한 영향(motion artifact) 제거에 관한 연구가 지속적으로 이루어져야 할 것이다.