

비침습적 대뇌관류 장치의 구현

권성태¹ · 이진^{2*} · 김영길³

Implementation of Non-Invasive Cerebral Perfusion Platform

Seong-tae Kwon¹ · Jean Lee^{2*} · Young-kil Kim³

¹Department of Electronic Engineering, Ajou University, Suwon 16499, Korea

²Department of Electronic Engineering, Ajou University, Suwon 16499, Korea

³Department of Electronic Engineering, Ajou University, Suwon 16499, Korea

요 약

전 인구의 노령화와 더불어 그 위험성이 커지는 질환 중 하나인 뇌졸중은 원인의 80% 정도가 대뇌관류, 즉 뇌로 흐르는 혈류량이 줄어드는 문제로 발생한다. 이러한 뇌졸중의 가장 대표적인 예방법과 치료법 중 하나가 대뇌관류를 증강하는 것이다. 하지만 기존의 대뇌 관류 증강 방식이 주로 침습적인 방법으로 행해져 왔기 때문에, 환자에게 부담을 주고, 다수의 합병증을 유발한다는 문제점이 지적되었다. 이에 본 논문에서는 이러한 침습적 대뇌 관류 증강 방법의 단점을 보완하고자, 비침습적으로 대뇌관류를 증강 시키는 장치를 제안한다. 비침습적 대뇌 관류 증강장치는 환자의 사지에 압박패드를 장착한 후 각 사지의 혈압을 정확히 측정 후, 측정된 혈압을 바탕으로 사지압박을 실시하여 대뇌관류증강을 이룬다. 이는 기존의 침습적 대뇌 관류 증강 방법과는 비교해 대뇌관류 증가율이 상대적으로 조금 부족할 수 있지만 환자에게 부담이 되지 않고 대뇌혈류량을 의미 있게 증가시키기 때문에 환자에게 선택적으로 사용될 수 있다.

ABSTRACT

Shipping Along with the aging of the total population, its importance is greater cause of stroke, which is one of the diseases are listed cerebral perfusion is about 80%, ie that the flow of blood flowing to the brain is reduced as the cause. One of the most typical prophylaxis and treatment of these stroke is to enhance cerebral perfusion. There are several ways to increase cerebral blood flow are a therapy through drugs, through surgery and invasive NeuroFlo. NeuroFlo is to insert a catheter to which a balloon is attached into a patient's artery. However, since the method of enhancing conventional cerebral perfusion have been conducted mainly in invasive method, giving a burden to the patient, the problem of inducing a number of complications were noted. In this paper, an attempt to supplement the shortcomings of such invasive brain perfusion increase method, to provide a device to enhance the non-invasively brain perfusion.

키워드 : 뇌질환, 비침습적, 뇌혈류, 혈류증강

Key word : Cerebroathia, Non-invasive, Cerebral blood flow, Brain perfusion

Received 29 December 2016, Revised 01 February 2017, Accepted 10 March 2017

* Corresponding Author Jean Lee(leejean2012@ajou.ac.kr, Tel: 82-10-5378-0889)

Department of Electronic Engineering, Ajou University, 16499, Korea

Open Access <https://doi.org/10.6109/jkiice.2017.21.5.1016>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서 론

인구의 노령화와 더불어 그 중요성이 커지는 질환 중 하나인 뇌졸중(Stroke)의 원인은 80% 정도가 대뇌관류, 즉 뇌로 흐르는 혈류량 즉 대뇌혈류량(Cerebral Blood Flow)이 줄어드는 것이 원인으로 거론되고 있다. 이러한 뇌졸중의 가장 대표적인 예방법과 치료법 중 하나가 대뇌혈류를 증가시키는 것이다. 특히 허혈성 뇌출혈(Ischemic Stroke) 같은 증상에서는 손상된 대뇌 부위(Stroke size)가 시간이 지날수록 확대되기 때문에 빠른 시간 안에 대뇌로 가는 혈류를 증가시켜 주어야 한다 [1].

현재 이러한 혈류 증가 방법으로 사용되는 것에는 약물에 의한 방법과 직접혈관문합술(EIAB), 간접혈관문합술(EDAS)과 같은 수술적인 방법이 있다[2].

하지만 기존의 대뇌 관류 증강 방식은 약물에 의한 치료방법과 수술적인 치료 또는 침습적인(Invasive) 방법으로 행해져 왔기 때문에 다수의 합병증을 유발한다는 문제점이 지적되었다. 또한 이러한 방법들은 환자에게 큰 부담이 될 수 있다. 이와 관련하여 현재 아주대학교 병원의 홍지만 박사에 의해 출원된 특허가 출원되어 있다. 다음은 특허의 요약이다.

『출원번호 : 10-2013-0046870

발명자 : 홍지만

요약 : 본 발명은 장착된 부분을 압박할 수 있는 4개의 커핑패드 부 및 상기 커핑패드 부에 연결되며, 혈압 감지 모듈 및 압박 제어 모듈을 구비한 제어 부를 포함하며, 상기 커핑패드 부는 각각 압박 패드, 압박 제어 부재 및 혈압감지 부재를 포함하며, 상기 혈압 감지 모듈은 상기 혈압 감지 부재를 이용하여 상기 장착된 각 사지부분의 수축 기 혈압 치를 감지하고, 상기 압박 제어 모듈은 상기 감지된 혈압 치를 기준으로 사용자가 원하는 설정으로 상기 압박 제어 부재를 제어함으로써 압박 패드의 압박 정도를 제어하여, 사지로 가는 혈류를 막아 우회적으로 대뇌 관류를 증강시키는 것을 특징으로 하는, 비침습적 대뇌 관류 증강 장치를 제공한다. 본 발명에 의하여, 침습적으로 이루어질 경우 야기될 수 있는 합병증을 방지하고, 장기간 사지가 압박되어도 환자를 편안한 상태로 유지할 수 있음과 동시에, 효과적으로 대뇌 관류를 증강시킬 수 있다[3].』

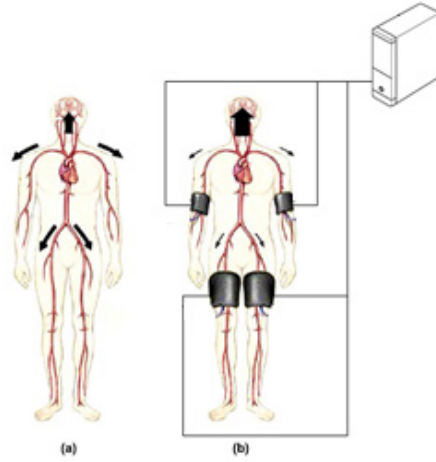


Fig. 1 Principle of cerebral perfusion

이에 본 논문에서는 기존의 Invasive한 대뇌 혈류 증가 방법의 단점을 보완하고자 출원된 특허에 기반 하여 비침습적(Non-invasive)인 대뇌혈류 증가 장치(Non-invasive Cerebral Blood Flow Increase System)를 제안하고 구현하였다.

비침습적 대뇌혈류증가 장치는 위의 그림1과 같이 환자의 사지를 적절하게 압박하여 대뇌관류를 증가시킨다. 그림(a)는 정상상태에서의 혈류의 흐름을 도식화한 것이고 그림(b)는 system을 착용한 후에 대뇌로가는 혈류량이 증가하는 것을 도식화 한 것이다. 이때 압박은 환자의 혈압에 비례하여 하는 것이 적절하다. 너무 과하게 압박하게 될 경우 환자의 고통을 수반할 수 있고 막힌 혈류로 인해 괴사가 진행될 수 있다. 반대로 느슨히 압박할 경우 목적인 대뇌 혈류의 증가가 원활히 되지 않을 것이다. 따라서 환자의 혈압의 맞춰 적절한 압력으로 압박을 가할 수 있도록 제어해야 한다. 이를 위해 환자 사지 각각의 혈압측정이 필수적이다.

제안하는 System은 환자의 사지 혈압을 각각 정확하게 측정하고, 측정된 혈압을 바탕으로 사지를 압박할 수 있게 한다. 혈압측정이 완료되면 설정된 압력으로 압박을 일정 시간 동안 가압하고 일정시간 감압하는 Cycle 반복하여 대뇌관류의 우회적 증가를 실시한다. 압박을 가하는 시간은 환자에 맞춰 조절이 가능하다. 이는 사용자가 환자의 상태에 따라 치료하는 것에 용이하게 작용할 수 있다. 또한 대뇌혈류증가 장치는 휴대

가 가능하여 응급 시나 가정 등 원하는 곳에서 치료를 진행할 수 있다.

행할 수 있다. 직접혈관문합술과 간접혈관문합술과의 병합 등 여러 가지 기법을 조합하여 수술을 시행하고 있다.

II. 논문 관련된 이론

2.1. 대뇌관류 증강치료

뇌질환의 원인 중 가장 많은 부분을 차지하고 있는 것은 뇌혈류의 감소이다. 뇌혈류의 감소를 보상하기 위해서는 대뇌관류의 증강을 위한 치료가 필수적이며 환자의 임상적 증상 상태와 병의 진행도에 맞추어서 치료방법을 결정한다. 현재 대뇌 관류 증강 치료는 침습적으로 행해져 왔으며, 침습적대뇌 관류 증강 치료 방법으로는 크게 약물치료와 수술적 치료 두 가지로 나뉜다. 약물치료는 뇌허혈 증상이 유발된 직후에 우선적으로 시행하여 증상을 완화시키고 뇌 보호를 우선적으로 하여 실시한다. 그러나 장기적인 복용으로 치료효과를 기대할 수 있는 약물 치료는 아직까지는 없다. 수술적 치료는 뇌혈류를 증가시키기 위한 직접혈관문합술(EIAB)과 간접혈관문합술(EDAS)로 나눌 수 있다.

직접혈관문합술은 주로 성인에게 사용되고 있는 수술 술기이며 측두동맥과 중대뇌동맥을 이어주는 수술이 대표적인 시술이다. 뇌혈관이 좁아지거나 막혀 혈류 예비능력이 떨어진 뇌경색 환자에게 새로운 혈관을 우회, 연결함으로써 혈류량을 증가시켜 뇌손상을 치료, 예방하는 치료법이다. 직접혈관문합술은 재혈관화률(Revascularization rate)이 매우 높고 수술 후 치료가 간단한 장점이 있지만, 일시적인 혈류 차단이 필요하다. 따라서 수술도중 혈관손상의 가능성이 높다. 또한 소아의 경우 혈관이 가늘어 수술이 매우 어렵다[4].

간접혈관문합술은 뇌-경막-혈관 성형술을 대표적으로 볼 수 있다. 두개골과 뇌경막을 열고, 두개 밖의 혈관을 뇌 표면에 얹어 신생혈관이 뇌 안으로 자라게 하여 허혈이 생긴 부위에 혈류를 공급하는 수술이다. 간접혈관문합술은 직접혈관문합술에 비해 시술이 비교적 간단하고 수술 합병증이 적지만, 재혈관화률이 조금 낮으며 혈관형성에 시간이 필요하다.

다음 그림 2와 그림 3은 직접혈관문합술과 간접혈관문합술의 방법을 도식적으로 보여 준다. 혈관문합술은 환자의 상태에 따라서 다양한 방법으로 수술이 시

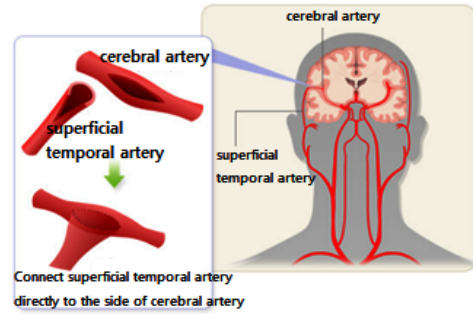


Fig. 2 principle of EIAB

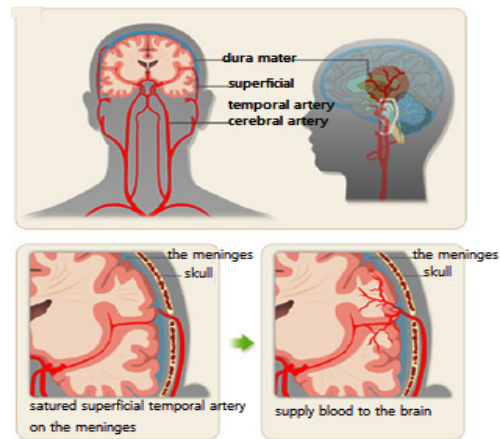


Fig. 3 principle of EDAS

2.2. 오실로메트릭법

오실로메트릭 측정법은 평균동맥압을 측정 한 후, 특정 비례식을 적용하여 최고혈압과 최저혈압을 추정하여 혈압을 측정하는 방식이다. 혈액이 흐르지 않을 때까지 커프의 압력을 가하였다가 커프내의 압력을 조금씩 감압시킨다. 커프내의 압력이 감소하면 혈관의 확장 과 수축에 의해 진동이 발생하고 커프의 압력이 감소할 수록 진동은 점점 커진다[5,6]. 커진 진동은 최대 진동 폭을 기록하고 다시 감소하다가 소멸된다. 이때 진폭의 크기가 최대가 되는 지점이 평균 동맥압이 된다. 평균 동맥압이 측정된 지점을 기준으로 이전의 값 중 최대 진폭 크기의 45%~57% 되는 지점의 해당 압력을 최고

혈압으로 추정하고, 평균 동맥압이 측정된 지점을 기준으로 이후의 값 중 최대 진폭 크기의 74%~82% 되는 지점의 해당 압력을 최저혈압으로 추정한다.

그림4는 오실로메트릭 측정법의 측정과정을 도식화하여 보여준다. cuff pressure는 cuff의 내부압력으로 측정도중 서서히 감압하면서 cuff pressure가 조금씩 감소되는 것을 그래프에서 확인할 수 있다. oscillation은 cuff pressure가 감소됨에 따라 서서히 증가하였다가 최댓값을 기록하고 소멸하는 것을 그래프상에서 확인할 수 있다. oscillation이 최대 진동폭을 기록한 시점의 cuff 압력을 MAP으로 추정하고 최대 진동폭의 55%의 크기에 해당하는 시점의 cuff 압력은 수축기혈압 80%의 해당하는 시점의 cuff 압력이 이완기혈압이다[7]. 따라서 본 연구에서는 오실로메트릭 측정법을 활용하여 Oscillation이 최대인 시점을 정확하게 검출하여 환자의 정확한 평균동맥압(MAP)을 측정하여 MAP에 비례하여 사지압박을 진행한다.

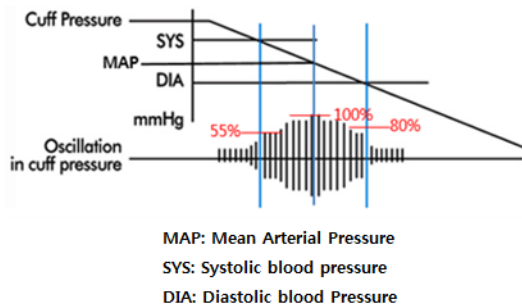


Fig. 4 Oscillometric

2.3. 혈압의 개요

혈압(arterial blood pressure)은 혈관 내의 혈액이 혈관 벽에 미치는 압력을 뜻하며 혈관의 종류와 심박출량 및 저항으로 작용하는 말초혈관에 의해 혈압은 달라진다. 혈압은 산소와 영양분의 운반체인 혈액을 순환시키는 원동력으로 몸이 필요로 하는 에너지에 따라 비례적으로 변화한다. 혈압계로 측정하는 혈압은 동맥혈압을 의미하여 이는 동맥 내의 압력으로 수축 시 심실에서 대동맥으로 흐르는 혈액이 대동맥에 미치는 압력을 의미한다. 동맥 혈압은 심장의 박동주기에 따라 변화한다[8].

수축기 혈압(systolic pressure)이란 심장이 수축할 때

동맥벽에 가해지는 혈압이 최대가 되는 시점을 말하며 심실 이완기 혈압(diastolic pressure)은 심장이 이완할 때 동맥벽에 가해지는 압력이 최저가 되는 시점으로 이때 혈액은 이동하지 않지만 혈관 내에 있는 혈액을 혈관이 압박하고 있으므로 압력이 존재하게 되는데 이 압력을 의미한다. 평균 동맥압이란 심장의 한주기 동안의 동맥압의 평균값을 의미하며 수축기와 이완기혈압의 중간 값을 갖지 아니하며 이완기쪽에 가까운 값을 갖는다.

III. 제안하는 System

3.1. 제안하는 System의 동작원리 및 구조

기존의 이루어지고 있는 대뇌관류 증강 치료는 크게 약물적 치료와 수술적 치료로 나뉜다. 약물적 치료는 일시적으로 증상을 완화할 수 있지만 장기적으로 치료 효과를 기대할 수 있는 약물은 아직 없다. 수술적 치료는 현재 대표적으로 직접혈관문합술과 간접혈관문합술이 있다. 하지만 이러한 수술적인 치료방식은 혈류를 일시적으로 차단해야하기 때문에 혈관손상의 가능성이 높고 혈관 형성기간이 길며 많은 합병증을 유발한다는 단점이 있기에 본 논문에서 제안하는 System은 비침습적 대뇌관류 증강장치를 제안한다.

제안하는 System은 환자의 팔과 다리 안쪽부분에 Cuff를 장착한 후 환자의 사지 혈압을 각각 정확하게 측정하고, 측정된 혈압을 바탕으로 Cuff의 압력을 Control 함으로서 사지를 압박할 수 있게 한다. 혈압측정이 완료되면 설정된 압력으로 압박을 일정 시간 동안 가압하고 일정시간 감압하는 Cycle 반복하여 대뇌관류의 우회적 증가를 실시한다. 압박을 가하는 시간은 환자에 맞춰 조절이 가능하다. 본 system은 사지의 혈압측정 및 압박을 위해 pump, solenoid valve, pressure sensor와 이를 제어하기 위한 MCU로 구성되어 있다. 그림 5는 system의 구성도이다. system을 구현하기 위해 pump, solenoid valve, pressure sensor 그리고 analog filter 가 한 모듈을 이룬다. 사지(팔 2, 다리 2)의 혈압측정과 압박을 위해 총 4개의 모듈이 사용되고 있으며 이를 MCU로 제어하여 system을 구현한다.

Control Part 는 4ch module의 Pump와 Solenoid valve를 독립적으로 제어한다. 그리고 각 module의

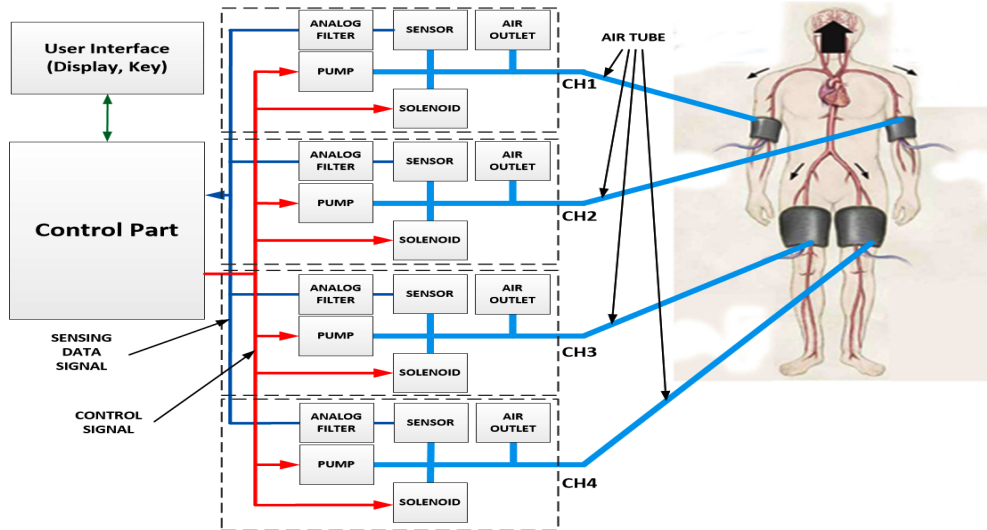


Fig. 5 System diagram

Sensor에서 측정된 신호는 Analog Filter를 거쳐 Control part에서 Digital data로 변환되어 입력된다. Control Part에는 사용자에게 상태를 알려줄 수 있는 Display 장치와 사용자의 입력을 받을 수 있는 Key 등 User interface가 연결되어 있다.

본 system을 구현하기 위해 사용되는 하드웨어의 특성은 8비트 저전력 마이크로프로세서로 8-channel, 10-bit ADC와 Clock 16MHz에서 16MIPS 가 요구된다. 본 system에서의 프로그램은 복잡한 연산을 필요로 하지 않고 알고리즘 또한 단순하기 때문에 고성능의 마이크로프로세서를 필요로 하지 않는다.

System의 동작 원리는 그림 6와 같다. 먼저 팔과 다리, 사지에 착용한 Cuff에 Pump를 이용해 팔은 170mmHg, 다리부위는 220mmHg 까지 가압을 한 후 서서히 감압을 하면서 Oscillometric방법을 응용해 사지 각각의 평균동맥압(MAP)을 측정한다. 평균동맥압(MAP) 측정이 끝나면 cuff에 가득 차있는 공기를 배출한 후 각 사지의 측정된 MAP에 해당하는 압력만큼 각 Cuff를 가압한다. 미리 설정된 시간에 따라 가압기와 휴지기를 가진 후 앞의 초기 동작을 반복하여 치료를 실시한다. 가압 시간과 휴지 시간은 의사에 판단에 따라 설정 한다. 다만 너무 오랫동안 가압을 할 경우 사지에 혈류가 부족해 저서 괴사나 고통이 수반 될 수 있으므로 주의 한다. 임상적인 Test 결과로 기기의 초기 설정

값은 3분 가압기와 2분 휴지기로 설정되어 있다.

초기 설정 값이 3분 가압기와 2분 휴지기로 설정되어 있는 이유는 환자에게 무한정으로 가압을 한다고 해서 환자의 대뇌관류 증강이 계속 이루어지지 않기 때문이다.

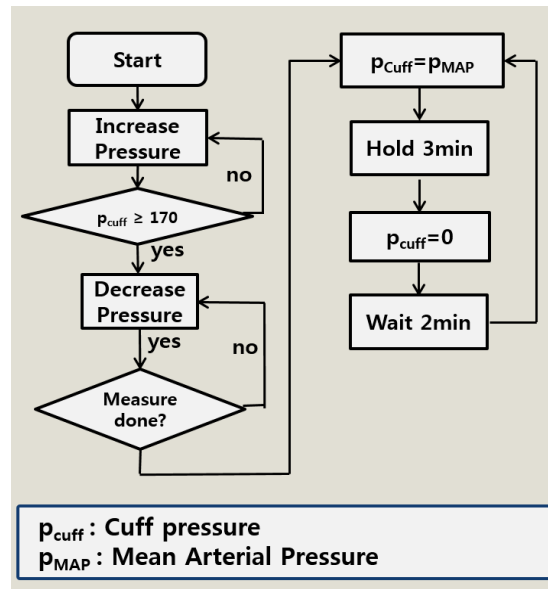


Fig. 6 System flow chart

p_{cuff} : Cuff pressure
 p_{MAP} : Mean Arterial Pressure

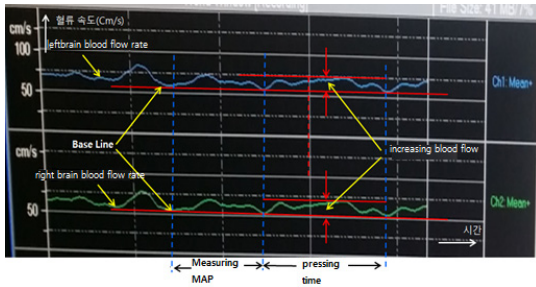


Fig. 7 Display of TCD experiment result

그림 7은 TCD장비로 뇌의 혈류속도를 측정된 결과의 일부이다. 뇌의 혈류속도 증가는 곧 대뇌관류의 증가를 뜻하기 때문에 대뇌관류증강 실험은 TCD장비를 이용하여 뇌의 혈류속도를 측정하여 이루어진다. 그림 7의 파란선과 초록은 각각 좌뇌와 우뇌의 혈류속도이다. 그래프에서 볼 수 있듯이 가압기에 혈류속도가 증가하였다가 조금씩 감소하는 것을 확인할 수 있다. 이는 가압기때 혈류속도가 증가하였다가 일정시간 가압기가 유지되면 환자의 혈관이 조금씩 확장되면서 혈류속도가 감소하는 것으로 판단된다.

따라서 무한정 가압을 하여도 대뇌관류증강이 이루어지지 않는다고 판단하여 혈류속도가 감소하기 시작하는 시간을 측정하여 초기 가압기 설정 값을 3분으로 설정하였다. 물론 이는 환자마다 모두 다르기 때문에 의사의 판단에 따라 가압 시간과 휴지 시간을 조절할 수 있다. 휴지 시간은 가압기 이후에 환자의 사지에 무리가 가지 않게 하기 위해 필수적으로 필요하며 가압기가 3분으로 설정하였을 때 환자의 확장된 혈관이 어느 정도 기존의 상태로 돌아오는 시간이 필요하기 때문에 2분으로 설정하였으며 휴지기가 너무 짧을 경우 혈관이 조금씩 확장되어 대뇌관류증강 효과를 극대화 하지 못하기 때문에 임상 test 결과 휴지기의 초기 값을 2분으로 설정하였다.

3.2. MCU

본 연구를 위한 시스템 제작 시 아날로그-디지털 변환(ADC)와 디지털 필터 및 핵심 알고리즘의 프로세싱을 위해 사용된 MCU는 ATmega128 로서 프로그램 자체가 매우 단순하고 가볍기 때문에 고성능 MCU를 사용하지 않고 8bit 마이크로프로세서인 ATmega128을 사용하였다[9].

ATmega128은 고성능/저소비전력형의 8bit 마이크로컨트롤러로서 RISC 구조를 사용하여 16MHz에서 16MIPS의 명령처리 속도를 나타낸다. 이는 본 프로그램을 처리하기 위해 충분하다. 그림 8은 ATmega128의 Pin 구조이다.

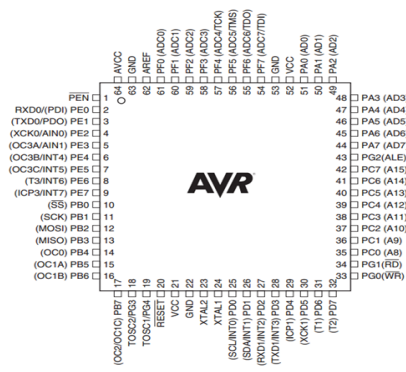


Fig. 8 Pin architecture of ATmega128

3.2.1. Cuff

본 연구의 필요한 Cuff는 팔압박용과 다리압박용, 두 가지로 나뉜다. 팔 압박용 cuff는 혈압을 측정할 때 가장 많이 사용하는 Omron사의 Cuff를 사용하였다. 팔에 사용되는 커프는 너비 12cm 이다. 다리 측정에 사용된 커프는 발목 측정용 cuff인데 허벅지 측정용 cuff를 사용하지 않은 이유는 허벅지 측정용 cuff는 면적이 매우 커 pump를 통해 압력을 높이는데 걸리는 시간이 매우 걸리기 때문에 가압시간을 줄이고자 발목용 cuff를 사용하였다. 다리의 측정되는 cuff의 너비는 약 17cm 이다.

3.2.2. Pump

Cuff를 가압시키기 위해 사용된 그림 9의 Pump (P54A02)는 정격전압이 DC6V이며 필요전류는 220mA이다. 가압 속도는 분당 1500 cc가 가능하며 최대 압력은 90 KPa로 혈압을 측정하기에 충분하다[10].



Fig. 9 DC air pump(P54A02)

3.2.3. Solenoid Valve

본 연구를 위해 사용된 그림10의 Solenoid Valve 는 OL0116CC 모델로 정격전압 6V에 혈압계용 solenoid valve로 제작된 모델이다. 해당 솔레노이드 밸브는 system의 동작이 멈추어있을 때 cuff 내부에 있는 공기를 배출하기 위해 사용된다[11].



Fig. 10 Solenoid Valve(KSV05B)

3.2.4. Pressure sensor

본 연구를 위해 사용된 압력센서는 MPXV5050-GP 그림 11로 정격전압 6V 혈압계용 압력센서이다. 해당 압력센서는 cuff내부의 압력과, 환자의 맥박이 뛰는 oscillation 두 가지를 측정하게 된다. 센서의 신호에 Low pass filter를 적용하여 cuff 내부의 절대압력을 측정하게 되고, High pass filter를 적용하여 oscillation을 측정한다[12].

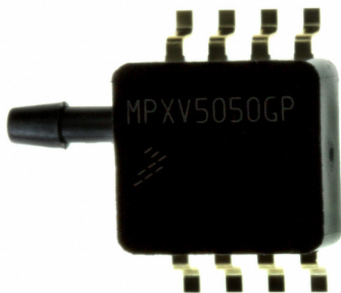


Fig. 11 Pressure sensor (mpxv5050gp)

3.2.5. 혈압측정의 관한 신호처리 흐름도

그림 12는 압력센서에서 측정된 압력신호의 흐름도이다. 압력센서로 측정된 신호는 LPF를 적용하여 ADC

를 하게 되고 해당 신호는 커프의 절대압력을 측정에 사용된다. 두 번째로 HPF를 적용한 신호는 증폭단을 지나 다시 LPF를 적용하여 ADC로 하여서 Oscillation 측정에 사용된다.

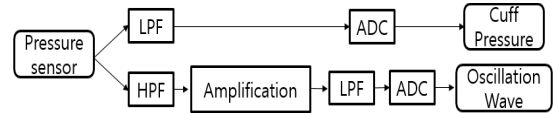


Fig. 12 Flow chart of signal-processing

3.2.6. 구현한 system

다음의 그림13은 실제 구현한 System의 모습이다. 그림에서 A부분은 전체 System을 제어하는 Control Part이다. B부분은 4개의 pump와 Solenoid valve, Pressure sensor, Air outlet으로 구성된 module이다. C 부분은 Pressure sensor로 측정된 signal의 처리를 위한 Analog filter + Amplifier 부분이다. D는 사용자에게 상태를 표시해 주고 사용자의 입력을 받는 user interface 이다. 그리고 E는 w전체 system의 전원을 공급하는 부분이다.

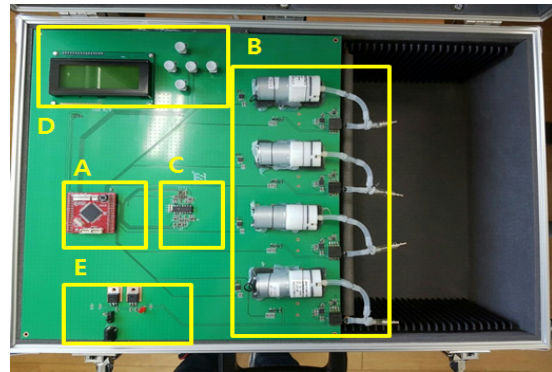


Fig. 13 Pressure sensor (mpxv5050gp)

3.3. pump 가압 알고리즘

혈압 측정시 팔부위에 해당하는 cuff의 압력은 170mmHg, 다리부위의 해당하는 cuff의 압력은 220mmHg 까지 압력을 올린다. 팔 부위의 가압시간은 다리부위보다 비교적 짧기 때문에 다리부위를 먼저 100mmHg까지 가압을 한 후, 팔부위의 압력과 다리부위의 압력이 50mmHg 차이를 유지하게끔 pump를 on

하였다 off하는 작동을 반복하면서 팔부위의 cuff의 압력은 170mmHg, 다리부위의 cuff의 압력은 220mmHg에 동시에 도달하게한다. 이는 사지의 혈압측정을 동시에 시작하기 위함이다. 측정을 동시에 시작하지 않을 경우 가압중인 pump로 인해 전기 noise가 심하게 발생할 수 있기 때문이다.

3.3.1. Peak 검출 알고리즘

Oscillometric 측정법을 활용해 평균동맥압을 측정하기 위해서는 oscillation의 peak값을 정확히 검출하는 것이 매우 중요하다. 따라서 HPF를 적용한 신호 oscillation값중 가장 큰값을 peak값으로 인지한다. 맥박이 한번 뛰는 시간을 1 cycle로 정의할 때 5 cycle동안 peak로 같은 값이 인지될 경우 해당 신호를 peak로 확정하고 혈압측정을 종료한다.

3.3.2. Oscillation 보정 알고리즘

ADC로 받은 Oscillation은 조금의 noise를 포함하고 있기 때문에 정확한 혈압측정을 방해한다[13]. 따라서 Oscillation 보정 알고리즘을 저장된 신호의 data값을 일부 보정한다. 신호1,2,3,4,5가 순차적으로 입력된다고 가정할 때 신호2가 신호1,3보다 클 경우, 신호2를 noise로 인지하고 1과3의 평균값으로 신호2를 보정한다. 마찬가지로 신호2가 신호1,3보다 작을 경우도 noise로 인지하고 신호1,3의 평균값으로 신호를 보정한다. 그림14는 Oscillation 보정 알고리즘을 적용하여 신호의 변화의 한 예시이다.

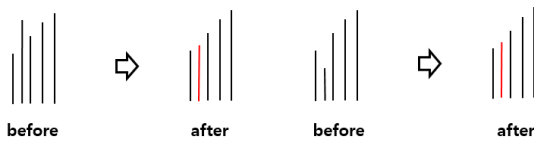


Fig. 14 Oscillation compensate algorithm

IV. 실험결과 및 분석

적절한 대뇌관류증강을 위해서는 정확한 혈압측정이 필수적이다. 따라서 구현된 System으로 혈압측정이 정확하게 이루어지는지 확인하기 위해 15명의 피험자를 대상으로 혈압 측정 실험을 진행하였다.

혈압 측정 시 피험자가 앉아서 혈압측정을 진행할 경우 다리의 해당하는 혈압이 매우 높게 나오기 때문에, 피험자는 누워서 혈압측정을 진행하였다. 측정 전 10분 동안은 흡연을 금지하였으며, 격한 운동을 금한 상태로 실험을 진행하였다. 혈압측정실험은 시중에서 사용하고 있는 자동혈압계와 본 시스템의 혈압계를 10분 간격을 두고 측정하여 측정결과를 비교하였다. 실험에 사용된 자동혈압계는 OMRON사의 HEM-7121을 사용하였다.

4.1. 혈압측정 실험

표 1은 혈압측정결과를 정리한 표이다. 실험 결과 수축기혈압 평균 1.6mmHg의 차이를 보였다. 이는 오차율 1.26%에 해당하는 결과이다. 또한 이는 95% 신뢰구간에 포함된 결과로 굉장히 정확한 실험결과로 판단된다. 실험 결과 이완기혈압은 평균 0.8mmHg 차이가 났으며 오차율 1.03%로 이 또한 95% 신뢰구간에 포함된 결과이다. 본 system은 정확한 혈압측정이 필수인만큼 혈압측정결과는 자동혈압계와 비교해 매우 정확도 높은 측정결과를 보임을 확인할 수 있다.

Table. 1 Experiment result of blood pressure measurement

No	System		tonometer	
	SYS	DIA	SYS	DIA
1	120	81	123	80
2	130	75	133	77
3	126	80	124	82
4	140	90	144	91
5	138	86	139	87
6	129	76	127	76
7	115	74	118	75
8	116	78	119	77
9	118	71	120	72
10	110	68	116	69
11	125	67	122	67
12	120	80	120	82
13	124	64	129	65
14	135	83	133	87
15	134	77	137	75
Average	125.3	76.7	126.9	77.5
standard deviation	8.646	6.925	8.322	7.274

4.2. 대뇌관류증강 실험 결과

본 system의 대뇌관류증강 원리는 측정된 환자의 MAP에 비례하여 사지압박을 통해 이루어진다. 따라서 측정된 환자의 MAP의 비례하여 어느 정도로 압박할 때 대뇌관류증강 효과가 극대화 되는지 알기위해 아주대학교 병원에서 10명의 정상 지원자를 대상으로 대뇌관류 증강 실험을 진행하였다. 실험 방법은 system을 착용한 피험자에게 가압기 동안 압박치를 환자의 MAP대비 75%, 100%, 125% 로 주어 실험을 진행하여 각 실험마다 대뇌관류증강 효과의 차이를 비교하였다. 대뇌관류 변화의 차이는 TCD(Transcranial doppler) 검사 장비를 이용하여 피험자 양쪽의 중대뇌동맥의 혈류 속도를 측정하였다.

혈관 직경이 일정한 경우 혈류 속도가 증가하면 혈류량이 증가했음을 간접적으로 추론 할 수 있다. TCD검사는 측두골에 초음파를 통과시켜 두 개내 혈류속도와 혈류역학을 실시간으로 알아 볼 수 있는 검사이다. 측정에 사용한 장비는 PIONEER 사의 TC8080 을 이용하였다. 아래의 그림 15는 system을 이용하여 대뇌관류증강 실험을 하는 모습이고, 그림 16은 실험에 사용한 TC8080 TCD장비의 모습이다.

본 대뇌관류증강 실험은 아주대학교 병원 신경외과 홍지만 교수의 자문을 받아 실험을 진행하였다. 현재 본 연구의 system은 prototype으로 대뇌관류증강 측면으로 보았을 때 연구가 더 필요로 하다고 판단되며 추후에 연구가 더 진행된 후 IRB에 임상연구 신청을 하여 IRB의 승인을 받을 예정이다.



Fig. 15 brain perfusion experiment



Fig. 16 TCD (TC8080)

표 2, 3, 4은 각각 측정된 환자의 MAP대비 75%, 100%, 125% 로 가압을 하였을 때 혈류속도를 측정한 실험 결과이다. 혈류속도는 좌뇌, 우뇌 따로 측정하였으며, Base는 system 적용 전 환자의 혈류속도이다. system 적용 후 Base 대비 혈류속도의 증가율로 대뇌관류증가율을 추정한다.

Table. 2 Experiment result of perfusion experiment when press by 75% of MAP

P=MAP*0.75, velocity of blood flow(Cm/s)						
No.	Base		result after treatment			
	right	left	right		left	
1	70	64	79	113%	68	106%
2	37	43	42	114%	45	105%
3	45	53	50	111%	62	117%
4	47	44	57	121%	53	120%
5	36	32	38	106%	32	100%
6	34	45	39	115%	30	67%
7	49	61	59	120%	70	115%
8	51	44	65	127%	54	123%
9	40	45	62	155%	50	111%
10	49	61	54	110%	88	144%
Average increasing rate	-		119%		111%	
			115%			

Table. 3 Experiment result of perfusion experiment when press by 100% of MAP

P=MAP*1, velocity of blood flow(Cm/s)						
No.	Base		result after treatment			
	right	left	right		left	
1	70	64	78	114%	69	107%
2	37	43	42	114%	47	109%
3	45	53	59	131%	69	130%
4	47	44	72	153%	67	152%
5	36	32	42	117%	40	125%
6	34	45	40	118%	54	120%
7	49	61	55	112%	69	113%
8	51	44	67	131%	58	132%
9	40	45	50	125%	55	122%
10	49	61	57	116%	64	103%
Average increasing rate	-		123%		121%	
			122%			

Table. 4 Experiment result of perfusion experiment when press by 125% of MAP

P=MAP*1.25, velocity of blood flow(Cm/s)						
No.	Base		result after treatment			
	right	left	right		left	
1	70	64	87	124%	70	109%
2	37	43	44	119%	48	112%
3	45	53	61	136%	74	140%
4	47	44	53	113%	51	116%
5	36	32	37	103%	34	106%
6	34	45	41	121%	49	109%
7	49	61	54	110%	59	97%
8	51	44	67	131%	54	123%
9	40	45	50	125%	53	118%
10	49	61	54	110%	63	103%
Average increasing rate	-		119%		113%	
			116%			

실험결과 MAP대비 75%, 100%, 125%로 가압시 대뇌관류 증가율은 각각, 15%, 22%, 16% 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 사지압박을 통해 대뇌관류 증강효과가 극대화 되는 압박치는 측정된 MAP만큼 가하였을 때 22%의 대뇌관류 증가가 이루어지는 것을 확

인할 수 있었다. MAP 대비 100%로 가압하는 것보다 125%로 가압하는 것이 증강효과가 더 큰 이유는 혈관이 큰 압력에 적응하여 조금씩 혈관의 직경이 커지면서 혈류속도가 감소하는 것으로 판단된다. 실험결과 대뇌관류 증가가 22%로 의미 있게 증가함을 확인하였다. 하지만 이는 예상했던 증가율보다는 다소 떨어지는 실험 결과이다. 대뇌관류 증가율이 예상보다 떨어지게 된 원인은 압박 진행시 cuff가 사지압박을 확실하게 하지 못하는 것으로 판단된다. 압박용 cuff를 개선하면 더 좋은 결과가 있을 것으로 판단된다.

V. 결론

본 논문에서 기존에 출원된 특허에 기반 하여 System을 제안하고 실제 구현하였다. 구현된 System은 특허에서 필요로 하는 정확한 혈압 측정을 구현하였으며 실제 측정된 평균동맥압에 비례하여 가압 했을 때 대뇌로 가는 혈류량이 22% 상승하는 것을 확인하였다. 이는 현재 간접혈관문합술의 혈류증가량이 60% 정도임을 감안할 때 수술적인 방법에 비해서 혈류량의 증가율이나 상대적으로 부족할 수 있지만 환자에게 부담이 되지 않는 비 침습적인 방법으로 대뇌 혈류량을 의미 있게 증가시킬 수 있으므로 환자에 따라 선택적으로 사용될 수 있다. 또한 구현된 장치가 휴대할 수 있을 정도로 크지 않게 구현되므로 사용 시 공간의 제약이 적고 수술로 인한 합병증 등에서 자유롭다.

현재 구현된 System은 아직 Prototype으로 Cuff를 기존의 혈압측정용 Cuff를 개조하여 사용함으로 인해 체형에 따라 혈류 증가량이 떨어지는 경우가 발견되었다. Cuff의 개량과 가압시 측정소음 등 앞으로 개선해야 될 부분이 더 있을 것으로 보인다.

ACKNOWLEDGMENTS

This study is as study made by the support of Ajou University research Year 2016, thanks to the university headquarters.

REFERENCES

- [1] H. J. Kim, "The economic burden of stroke and continuity of care, medical costs &health outcomes of hypertension," Ph D. dissertation, Korea University, Seoul, MA, 2013.
- [2] D. S. Kim, D. S. Yoo and P. W Huh, "The recent trend of the surgical treatment for pediatric as well as adult onset moyamoya disease," *Journal of Korean Neurosurgical Society*, vol. 30, no. 11, pp. 800-804, Sep. 2001.
- [3] J. M. Hong et al, Noninvasive cerebral perfusion enhancing device, KR patent 10-1456938, Ajou University, Suwon, 2013.
- [4] D. S. Jung, D. S. Kim, and J. K. Kang, "STA-MCA Anastomosis in Ischemic Stroke," *Symposium Journal of Korean Neurosurgical Society*, vol. 18, no. 4, pp.588-597, Sep. 1989.
- [5] D. J. Kim and Y. S. Kim, "Measuring Blood Pressure Using Oscillation Signal from an Automatic Sphygmomanometer," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, vol. 61, no. 11, pp.1720-1724, Nov. 2012.
- [6] P. J. Lee, "Design of Noninvasive Arterial Blood Pressure Measurement System by Using Double-Cuff Oscillometric Method," M. S. thesis, Konkuk University, Chungcheongbuk-do, 2012.
- [7] J. M. Son, "Implementation and estimation of the blood pressure measuring system using Oscillometric method," M.S. thesis, Busan University, Busan, 2004.
- [8] J. S. Kim, "Stroke and Sensory Symptoms", *Korean Journal of Stroke*, vol. 1, no. 2, pp. 108-117, Nov. 1999.
- [9] ATmega128. [Internet]. Available: <http://www.atmel.com/images/doc2467.pdf>.
- [10] KPM27D. [Internet]. Available: [http://www.yujinelectric.com/img/pdf/KPM27D\(U\).pdf](http://www.yujinelectric.com/img/pdf/KPM27D(U).pdf).
- [11] KSV05B. [Internet]. Available: <http://www.yujinelectric.com/img/pdf/KSV05B.pdf>.
- [12] MPXV5050gp. [Internet]. Available: <http://farnell.com/datasheets/673750.pdf>.
- [13] H. S. Choi, H. D. Park and K. J. Lee, "Development of Interference Reduction Algorithm for Ambulatory Blood Measurement," *Journal of Information and Control Symposium*, vol. 1, no. 1, pp.131-132, Apr. 2008.



권성태(Seong-tae Kwon)

2012년 아주대학교 산업대학원 정보전자 석사
 2015년 아주대학교 의용공학과 박사과정 수료
 1900년 ~ 삼성전자 VD(사) 개발팀 재직
 ※관심분야 : 임베디드 시스템, 의료용 Display



이진(Jean Lee)

2016년 아주대학교 전자공학과 학사
 2016년 ~ 현재 아주대학교 전자공학과 석사과정
 ※관심분야 : 임베디드 시스템, Mobile 의료정보 시스템



김영길(Young-kil Kim)

1978년 고려대학교 전자공학과 학사
 1980년 한국과학기술원 석사
 1984년 ENST(프랑스)박사
 1984년 ~ 현재 아주대학교 전자공학과 교수
 ※관심분야 : 임베디드 시스템, 초음파 의료기기, Mobile 의료정보 시스템, RFID Platform