

가압식 비침습적 대뇌 혈류 증가 장치의 구현

이진^{1*} · 유형곤² · 김영길³

Implementation of Non-Invasive Pressurized Cerebral Perfusion Platform

Jean Lee^{1*} · Hyung-gon Yu² · Young-kil Kim³

^{1*}Department 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

뇌경색의 대표적인 치료법과 예방법중 하나는 대뇌혈류를 증가시키는 방법이다. 대뇌 부위로 가는 혈류량을 우회적으로 증가시켜 최종대뇌 손상부위를 최소화 하는 것을 목표로 한다. 이와 같은 대뇌 혈류를 증가시키는 방법은 약물에 의한 치료방법과, 수술에 의한 방법 등 침습적으로 행해져왔다. 하지만 이러한 침습적인 방법은 환자에게 수술의 부담을 주며 합병증 등의 위험에 노출되어 있는 단점이 있다. 본 논문에서는 이러한 침습적인 치료방법의 단점을 보완하고자 비침습적 대뇌 혈류 증가 장치를 제안한다. 기존의 대뇌 혈류 증가 장치의 단점을 보완하기 위해 가압식 측정법을 적용하여 환자의 사지 혈압을 정확하게 측정하고 사지압박을 실시하여 대뇌부위로 가는 혈류량을 우회적으로 증가시켜 혈류증강 치료를 실시한다. 이는 기존의 침습적 대뇌혈류증강 치료와 비교하여 합병증의 우려가 없고 환자에게 부담을 주지 않으며 대뇌혈류량을 의미 있게 증가시키기 때문에 환자에게 선택적으로 사용될 수 있다.

ABSTRACT

One of the treatments and preventions of strokes such as ischemic stroke is to increase cerebral blood flow. This aims to minimize the size of the stroke by increasing the quantity of blood to the cerebral region circuitously. Several ways to increase cerebral blood flow are a therapy though drugs and through surgery. However these invasive method giving a burden to the patient, the problem of inducing a number of complications were noted. In this thesis, we propose a non-invasive brain flow enhancer to complement the disadvantages of such invasive treatment methods. To compensate for the shortcomings of the existing devices, the patient's blood pressure is accurately measured and the blood pressure is applied to the extremities, thereby increasing blood flow to the femoral region to produce blood clotting treatments. Although somewhat inadequate blood flow increases compared to conventional devices, blood flow can be significantly increased, which can be selectively.

키워드 : 사지압박, 혈류량, 뇌경색, 비침습적

Key word : Limbs pressure, Blood flow rate, Cerebral infarction, Non-invasive

Received 10 May 2017, Revised 24 May 2017, Accepted 29 May 2017

* Corresponding Author Jean Lee(E-mail:leejean2012@ajou.ac.kr, Tel:82-31-219-2378)

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

Open Access <https://doi.org/10.6109/jkiice.2017.21.9.1752>

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)은 크게 흑이 터지는 지주막하 출혈성, 뇌혈관이 막히는 뇌경색, 뇌혈관이 터지는 뇌출혈 3가지로 분류된다. 이 중 80%는 뇌경색이 차지하고 있는데 이러한 뇌경색의 주요 원인은 대뇌혈류 감소, 즉 뇌로 흐르는 대뇌혈류량(Cerebral Blood Flow)이 줄어드는 것이 원인으로 거론되고 있다. 이러한 뇌경색의 치료방법은 뇌 손상부위의 진행을 늦추고 막힌 혈관을 열기 위한 중재시술과 혈류증강 치료이다. 이 중 대뇌혈류 증강 치료는 뇌경색의 치료 중 가장 중요한 치료로 손상된 대뇌 부위의 손상부위가 시간이 지날수록 확대되기 때문에 빠른 시간 안에 대뇌 혈류량을 증가시켜야 손상 부위를 최소화 할 수 있다[1].

하지만 이러한 대뇌혈류증강 치료는 현재 수술적인 치료방법과 약물적인 치료 방법 등으로 침습적으로 행해져오고 있다. 수술적인 치료방법의 대표적인 치료법은 직접혈관문합술(EIAB)와 간접혈관문합술(EDAS)과 같은 방법이 있다[2]. 이러한 수술적인 치료방법은 다수의 합병증을 유발한다는 문제점이 지적되어 왔으며 약물적인 치료방법은 환자에게 큰 부작용을 야기할 가능성이 있다. 이와 관련하여 현재 아주대학교 병원의 홍지만 박사에 의해 특허가 출원 되어 있다. 다음은 특허의 요약이다.

『출원번호 : 10-2013-0046870

발명자 : 홍지만

요약 :요약 : 본 발명은 환자의 각 사지 혈압을 정확하게 측정하여 측정된 혈압을 기준으로 사용자가 원하는 설정으로 사지압박을 실시, 사지로 가는 혈류를 막아 우회적으로 대뇌 관류를 증가시키는 것을 특징으로 하는, 비침습적 대뇌 관류 증강 장치를 제공한다[3].』

이에 본 논문에서는 특허를 기반으로 가압식 비침습적 대뇌 혈류 증가 장치를 제안한다. 본 system은 사지압박을 통해 환자의 사지로 가는 혈류를 일정 수준 막아 우회적으로 뇌로 가는 혈류량을 증가시키는 system이다. 다음 그림1은 대뇌혈류증강 원리를 표현한 그림과 실제 치료중인 사진이다. 가압식 대뇌 혈류 증가 장치는 환자의 각 사지 혈압을 독립적으로 측정하여 혈압에 맞는 적절한 압력으로 사지를 압박한다. 이때 압박 시간, 압박 압력을 환자의 맞추어 설정가능하며 system

의 휴대가 가능하게 하여 공간의 제약 없이 치료가 가능하다. 출원된 특허의 요구조건으로는 정확한 혈압 측정, 혈압 측정 시간의 단축 그리고 압력제어로 대뇌 혈류량의 증가이다. 본 system은 이러한 특허의 요구조건을 모두 충족하게 설계 하였다.

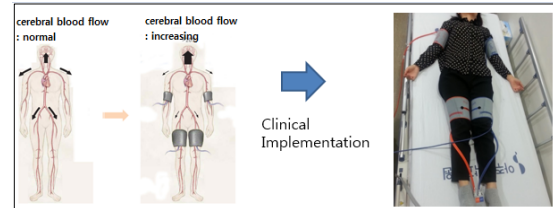


Fig. 1 Principle of cerebral blood flow increasing

기존의 비침습적 대뇌 혈류 증가 장치[4]는 감압식 oscillometric 측정법을 바탕으로 측정된 혈압을 바탕으로 사지압박을 실시한다. 하지만 감압식 대뇌 혈류 증가 장치는 특허의 요구 조건인 측정속도 단축의 한계점을 지니고 있다. 이러한 감압식 대뇌 혈류 증가 장치의 단점을 보완한 가압식 대뇌 혈류 증가 장치는 측정시간이 기존 system의 비교하여 44초에서 25초로 약 1.7배 단축되었으며, 측정도중 환자에게 가하는 최대압력이 140mmHg 로 기존 system이 환자에게 가하는 최대압력이 200mmHg 와 비교하였을 때 환자에게 가하는 압력이 훨씬 적으므로 환자에게 가하는 부담이 적게 설계 하였다.

1.1. 뇌혈관질환의 예후 및 치료

뇌혈관질환은 크게 뇌경색과 뇌출혈 두 가지 유형으로 나눌 수 있다. 이 중 뇌경색은 뇌혈관질환의 80% 가까운 비중을 차지하고 있다. 뇌경색은 혈전이나 색전 등으로 뇌혈관이 막혀 혈액의 공급이 부족한 부분이 뇌 기능을 상실하는 것으로, 뇌질환 환자의 9% 만이 완치를 하게 되고 73%는 불안정한 회복이 이루어져 여러 가지 장애를 남기고 나머지 18%는 사망에 이르게 된다. 이러한 뇌경색의 치료는 막힌 혈관을 열기 위한 중재시술과 동시에 감소된 혈류량을 보상하기 위해 대뇌혈류 증가 치료가 필수적이다[5]. 대뇌혈류증가 치료는 뇌출혈 환자의 경우 손상 부위가 더 악화되기 때문에 주로 뇌경색 환자 대상으로 치료가 이루어진다.

1.2. 대뇌혈류 증강 치료

최근 발표된 뇌졸중 연구에 관한 논문[6]에 따르면 뇌경색의 가장 큰 원인은 뇌 혈류량의 감소로 거론되고 있다. 뇌손상이 진행된 후에 뇌 혈류 감소를 보상하기 위해 대뇌혈류 증강 치료가 신속하게 이루어져야 뇌손상부위의 확장을 막을 수 있다. 다음 그림2는 뇌경색 환자의 대뇌혈류 증강 치료가 성공적으로 이루어진 예와 아닌 예의 비교의 관한 설명이다. 그림 A의 빨간색으로 표시된 부위는 뇌경색으로 인한 최초의 뇌손상부위이다. 초록색으로 표시된 부위는 아직 손상되지 않았지만 앞으로 손상가능성이 있는 부위이다. 대뇌 혈류 증강 치료가 성공적으로 이루어질 경우 그림B와 같이 뇌손상부위가 확장되지 않고 최초의 뇌손상부위만이 최종 손상부위가 된다. 하지만 그림C와 같이 대뇌혈류증강 치료가 성공적으로 이루어지지 않을 시 그림A의 초록색으로 표시된 손상가능성이 있는 부위까지 뇌손상부위가 확장되게 된다.

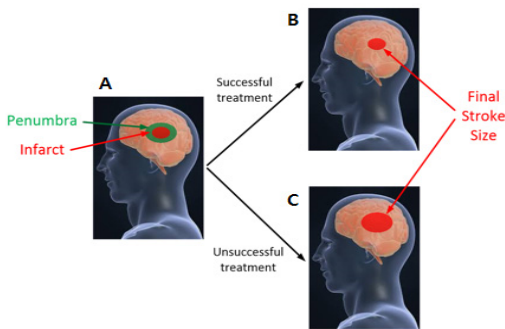


Fig. 2 Importance of cerebral blood flow increasing

대뇌혈류 증강 치료는 주로 침습적으로 행해져 왔다. 치료방법은 크게 수술에 의한 치료방법과 약물에 의한 방법으로 나뉜다. 수술에 의한 치료방법으로는 대표적으로 직접혈관문합술(EIAB)와 간접혈관문합술(EDAS) [7] 등이 있으며 약물적 치료방법은 혈전 용해제, 혈압 상승제등이 있다.

1.3. 오실로메트릭법

오실로메트릭법은 가장 대표적인 혈압측정법으로서 기계에 적용하기 가장 유리한 혈압측정법이다. 현재 시중에 판매되고 있는 혈압계의 대부분이 오실로메트릭법으로 혈압측정이 이루어지고 있다. 본 system에서는 오실로메트릭법을 활용하여 환자의 혈압을 측정하고,

측정된 혈압을 바탕으로 사지압박을 실행하게 된다.

오실로메트릭법의 혈압 측정방식은 팔에 커프를 장착한 후 혈액이 흐르지 않을 때까지 (약 200mmHg) 압력을 가한 후 서서히 공기를 배출시키면서 커프를 감압한다. 이때 커프를 감압시키면서 oscillation이 발생하게 되는데 발생한 oscillation은 점점 증가하였다가 쇠퇴값을 기록하고 다시 감소하다가 소멸된다. 그림5는 오실로메트릭법의 측정과정을 도식적으로 보여준다.

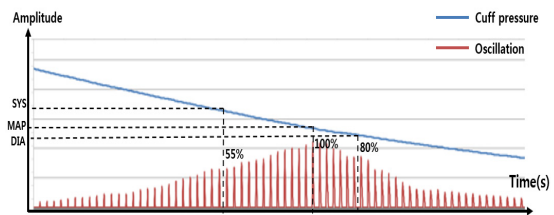


Fig. 3 Oscillometric

그림 3의 파란색 그래프는 cuff내부의 압력이고 빨간색 그래프는 oscillation이다. cuff 내부압력을 서서히 감압함에 따라 oscillation이 발생하기 시작하여 oscillation의 크기가 최고가 되는 시점의 cuff 내부압력을 평균동맥압(MAP)으로 추정하고 통계에 의한 비례식을 적용하여 수축기혈압 (SYS)와 이완기혈압 (DIA)를 추정하는 혈압측정법이다[8].

II. 제안하는 System

2.1. System의 개요

제안하는 System은 사지 압박을 통해 대뇌로 가는 혈류량을 우회 증가시키는 system으로서 사지 압박은 측정된 각 사지의 평균동맥압(MAP)을 바탕으로 실시한다. 이 때 혈압측정은 오실로메트릭법을 활용하여 혈압을 측정하되, 기존의 사용되고 있는 커프를 감압시키면서 발생하는 oscillation을 측정하는 오실로메트릭법이 아닌 커프를 가압시키면서 발생하는 oscillation을 측정하는 가압식 오실로메트릭법을 활용하여 평균동맥압 (MAP)을 측정한다. 기존 방식과 달리 가압식으로 측정하게 되면 특허의 요구 조건인 시간 단축에 매우 큰 이점이 있으며, 측정도중 환자에게 가하는 최대압박치가 감압시 최대 200mmHg에서 가압시 최대 140mmHg정

도로 감소하여 환자에게 주는 부담을 크게 감소시킬 수 있는 이점이 있다.

본 system은 침습적인 대뇌 혈류 증강 치료와 비교하여 혈류 증가량이 상대적으로 낮지만, 수술에 의한 합병증이나 약물에 의한 부작용 유발 가능성이 전혀 없고 환자에게 부담을 덜어줄 수 있으며, 휴대가 가능하기 때문에 공간의 제약 없이 원하는 곳에서 치료가 가능한 장점이 있다.

2.2. System 동작원리

System의 동작원리는 사지의 커프를 착용한 후에 커프를 가압시키면서 사지의 혈압을 독립적으로 측정한다. 혈압 측정이 완료되면 커프 내부 공기를 배출한 후에 측정된 각 사지의 평균동맥압(MAP)의 해당하는 압력을 커프에 가하고 3분의 가압기를 가진다. 3분이 지난 후 커프에 공기를 모두 배출하여 2분의 휴지기를 가진다. 휴지기 이후에는 다시 가압기와 휴지기를 계속 반복하면서 치료를 실시한다. 그림4는 system flow chart이다.

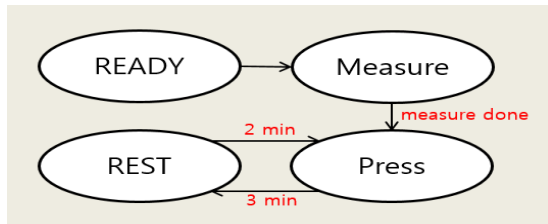


Fig. 4 System flow chart

가압기와 휴지기의 시간설정은 optional한 부분이며 환자의 상태에 따라 의사에 판단으로 시간을 조정할 수 있다. 가압기의 초기값을 3분으로 설정한 이유는 임상 시험 결과 사지압박중 시간이 3분 후 부터 환자의 혈관이 압력에 적응하여 혈관이 점점 확장됨에 따라 혈류증가량이 감소되기 때문에 초기값을 3분으로 설정하였다. 휴지기 없이 계속 사지압박을 진행할 경우 환자에게 고통이 수반될 수 있기 때문에 휴지기는 필수적이다. 휴지기의 초기값을 2분으로 설정한 이유는 임상시험결과 대뇌 혈류량이 감소되지 않는 선에서 환자의 몸에 충분한 휴식을 주기 위해 2분으로 설정하였다.

2.3. System의 구성

본 system은 사지의 혈압측정 및 압박을 위해 pump,

solenoid valve, pressure sensor와 이를 제어하기 위한 MCU로 구성되어 있다. 그림5는 system의 구성도이다.

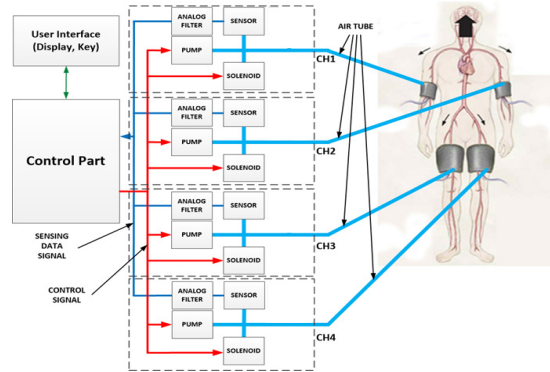


Fig. 5 System block diagram

System을 구현하기 위해 pump, solenoid valve, pressure sensor 그리고 analog filter 가 한 모듈을 이룬다. 사지(팔2, 다리2)의 혈압측정과 압박을 위해 총 4개의 모듈이 사용되고 있으며 이를 MCU로 제어하여 system을 구현한다.

본 연구를 위한 system 제작시 analog-digital 변환(ADC)와 디지털 필터 및 핵심 알고리즘의 프로세싱을 위해 사용된 MCU는 ARM Cortex-M4 이다[9]. MCU 선정기준은 CPU speed 120MHz 이상, memory 256KB SRAM, 12-bit ADC를 기준으로 선정하였다. 그 외에 추가적인 기능으로 LCD module, Systick Timer를 포함한 TI 사의 tm4c129x 로 선정하였다. 그림6은 tm4c129x의 주요 스펙이다.

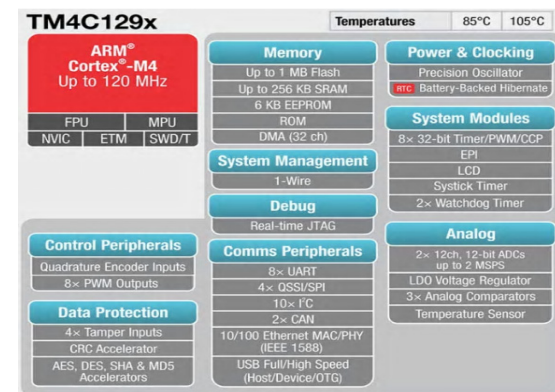


Fig. 6 Spec of MCU

커피를 가압하기 위해 사용된 pump(KPM27D)는 정격전압 6V, 필요전류 220mA로 가압속도가 분당 1500cc 이며 최대압력은 90KPa로 혈압을 측정하고 사지압박을 하기 위해 충분한 스펙이다[10].

커피 내부의 공기를 배출하기 위해 사용된 solenoid valve(KSV05B)는 정격전압 6V, 필요전류 60mA로 최대 배기 속도는 50cc 탱크 기준 300mmHg에서 14mmHg 까지 배기되는 수준으로 사지압박 이후에 급속배기가 가능하다[11]. 그림7는 사용된 pump와 solenoid valve의 사진이다.

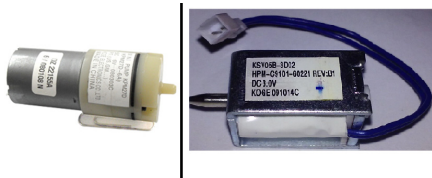


Fig. 7 Pump and Solenoid valve

혈압측정과 사지압박을 위해서는 cuff의 내부압력과 oscillation 두 가지를 측정해야한다. cuff의 내부압력과 oscillation을 측정하기 위해 사용되는 pressure sensor (mpxv5050gp)는 측정 압력 범위가 최대 375mmHg로 본 system에 사용하기 적합하다[12]. 그림8은 사용되는 pressure sensor의 사진이다.

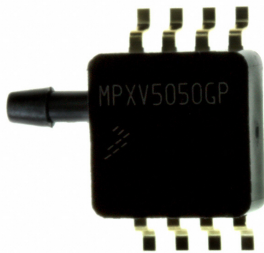


Fig. 8 Pressure sensor

Pressure sensor로 측정된 압력신호는 cuff내의 실제 압력과 혈류가 흐를 때 생기는 oscillation 신호의 합성 성분이다. 따라서 커피 내부의 압력과 oscillation 신호를 각각 측정하기 위해서는 두 성분을 분리하여 측정하게 된다. 실제 커피 내부 압력을 측정하기 위해서는 oscillation 신호를 제거해야 한다. 이를 위해 Low Pass Filter(LPF)를 적용하여 oscillation 신호를 제거하였다. 이때의 차단주파수는 1.2Hz로 설계하였다.

Oscillation 신호를 측정하기 위해서는 신호의 DC 성분을 제거해야한다. 이를 위해 High pass filter(HPF) 적용하여 oscillation 신호를 측정 가능하도록 Amplification 하였다[13]. 이때의 차단주파수는 1.2Hz로 설계하였으며 Amplifier는 약 67 Vo/Vin의 Gain을 갖도록 설계하였다. Amplifier 뒷단에 신호가 증폭될 때 noise 성분이 포함될 수 있으므로 LPF를 한 번 더 적용하여 설계하였다. 이와 같이 처리된 신호들을 MCU의 ADC를 이용하여 digital 신호로 입력받아 cuff의 내부압력과 oscillation을 측정하게 된다. 그림9는 pressure sensor로 측정된 신호의 processing 흐름도이다.

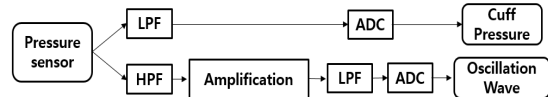


Fig. 9 Pressure sensor signal processing flow chart

그림10은 실제 구현한 system이다. A part는 pump가 배치되어 있고, B part는 solenoid valve가 배치되어 있으며 C part에는 pressure sensor와 sensor에서 측정된 신호를 처리하는 Analog filter로 구성되어 있다. 그림과 같이 pump, solenoid valve, pressure sensor가 한 호스로 연결되어 커피를 연결하여 혈압을 측정하고 압박한다.

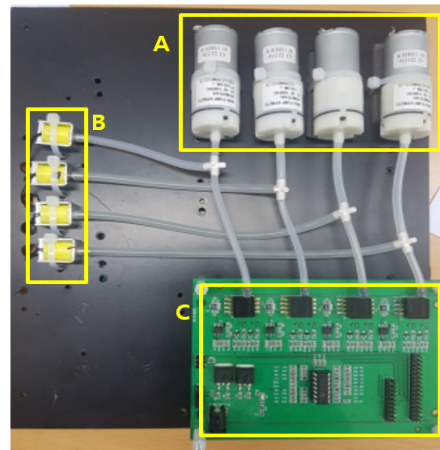


Fig. 10 realized system

2.4. MAP 측정 알고리즘

적절한 사지압박을 위해 환자의 평균동맥압을 정확히 측정하는 것은 매우 중요하다. 본 system에서는 정확

한 평균동맥압 측정을 위해 오실로메트릭법을 활용하여 혈압측정을 진행한다. 기존의 오실로메트릭법은 커프의 압력을 약 200mmHg 까지 가압한 후에 커프의 공기를 서서히 빼면서 감압하면서 발생하는 oscillation 최대값을 측정하여 그 시점의 cuff 내부의 압력을 평균동맥압으로 추정하지만, 본 system에서는 측정시간을 단축하기 위해 커프를 서서히 가압시키면서 발생하는 oscillation을 측정해 oscillation의 최댓값일 때의 cuff 내부압력을 평균동맥압으로 추정하는 방식으로 측정한다. 다음 그림11은 커프를 가압함에 따라 oscillation이 발생되고 평균동맥압을 추정하는 과정을 도식적으로 보여준다. 첫 번째 파란 그래프는 커프의 내부 압력이며 가압함에 따라 내부의 압력이 상승하는 것을 확인할 수 있다. 두 번째 주황색 그래프는 측정된 oscillation 그래프이며 커프 내부의 압력이 증가되면서 oscillation이 발생하면서 점점 증가하였다가 최댓값을 기록하고 다시 감소하는 것을 확인할 수 있다.

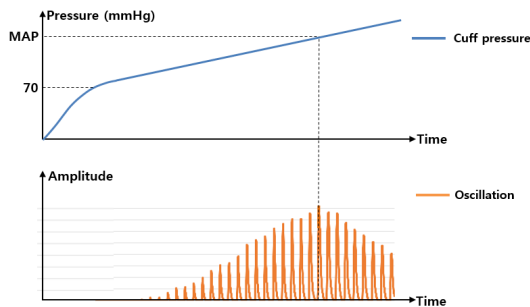


Fig. 11 Oscillometric

이 때 혈압측정 과정에서 cuff 내부압력이 70mmHg 전까지는 빠른속도로 가압되고 그 이후로 부터는 천천히 가압되는 것을 그래프에서 확인할 수 있다. 그 이유는 사람의 MAP이 평균 100mmHg 이고 아무리 혈압이 낮더라도 MAP이 70mmHg 보다 낮지 않기 때문에 70mmHg 전까지의 oscillation 측정은 무의미하다. 따라서 70mmHg까지는 pump 출력을 최대로 하고 측정이 시작되는 70mmHg 이후부터 pump를 pwm제어 하여 커프의 가압속도를 최대한 linear하게 증가시켜 정확한 MAP 측정을 실행한다.

2.5. 측정시간 단축 알고리즘

본 system은 측정도중 측정시간을 단축하기 위하여

측정을 끝까지 진행하지 않고 중간의 측정을 종료하여 측정시간을 단축한다. 혈압 측정으로 측정하고자 하는 것은 환자의 MAP이기 때문에 MAP은 oscillation의 peak가 되는지점 커프 내부압력이다. 즉, oscillation이 증가하여서 peak 값을 기록하고 감소하는 부분의 측정은 무의미하다. 따라서 본 system은 oscillation의 peak값만 획득하여 MAP 확보 후 측정을 종료하여 측정시간을 단축한다. 끝까지 측정했을 때의 소요시간 40초 정도 대비하여 15~20초 정도로 측정시간이 단축되는 것을 확인 할 수 있다. 그림 12는 끝까지 측정했을 때와 MAP확보 후 측정을 종료 했을 때의 그래프를 비교한 것이다. 측정을 끝까지 진행했을 때와 비교하여 측정시간이 많이 단축된 것을 확인할 수 있다.

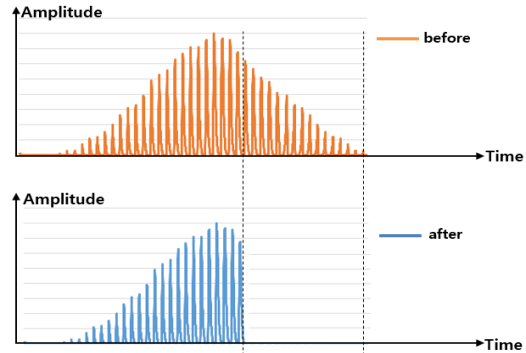


Fig. 12 Measuring time saving algorithm

III. 실험결과 및 분석

3.1. 혈압측정시간 실험 결과 및 분석

특허의 첫 번째 요구조건인 혈압측정시간 단축의 정도를 확인하기 위해 정상지원자 5명을 대상으로 혈압측정시간 실험을 진행하였다. 표1은 혈압측정시간 실험의 실험 결과이다.

Table. 1 Measuring time experiment result

No	measuring time (s)
1	23
2	27
3	30
4	25
5	23
Average	25.6

실험결과 측정시간 평균 25.6 초의 결과를 확인할 수 있다. 이는 기존의 감압식 측정법을 활용한 대뇌혈류 증가 장치의 측정시간 평균 44.2초와 비교하여 약 1.72 배정도 빠른 측정 속도이다[14]. 특히의 첫 번째 요구조건인 측정시간 단축을 충족함을 확인할 수 있다.

3.2. 혈압측정 실험 결과 및 분석

특히의 두 번째 요구조건인 정확한 혈압측정을 검증하기 위해 정상지원자 10명을 대상으로 혈압 측정 실험을 진행하였다. 측정 전 10분 동안은 흡연 또는 격한 운동을 금지한 상태로 실험을 진행하였다. 본 실험은 시중에서 사용되고 있는 자동 혈압계와 본 system을 10분의 간격을 두고 한 번씩 측정하여 측정결과를 비교하였다. 실험에 사용된 자동혈압계는 OMRON사의 HEM-7121을 사용하였다. 다음 그림13은 실험에 사용된 HEM-7121 이다.



Fig. 13 Blood pressure gauge (HEM-7121)

아래 표 2는 피험자 10명의 혈압측정 결과이다.

Table. 2 Blood pressure measuring experiment result

No	SYSTEM(mmHg)		HEM-7121(mmHg)	
	SYS	DIA	SYS	DIA
1	133	78	136	76
2	115	75	118	74
3	125	67	121	67
4	120	81	121	81
5	126	80	126	80
6	139	83	137	85
7	124	79	122	79
8	140	85	140	83
9	123	78	123	80
10	113	76	114	76
Average	124.9	78.7	126.8	77.6
standard deviation	8.51	4.62	8.36	4.45

혈압측정 실험 결과 system의 경우 수축기혈압 평균 124.9 mmHg, 자동혈압계의 경우 수축기혈압 평균 126.8 mmHg의 결과를 확인할 수 있었다. 실험 결과 system의 측정혈압 결과는 시중에서 사용되고 있는 자동혈압계와 비교하였을 때 매우 유사한 결과를 보임을 확인할 수 있었다. system의 수축기혈압측정 결과인 124.9 mmHg 는 자동혈압계 측정결과 95% 신뢰구간인 [121.6, 132]에 포함되는 결과가 보임을 확인할 수 있었다. 이완기혈압의 경우 system은 평균 78.7 mmHg, 자동혈압계는 77.6mmHg 의 결과를 확인하였다. 이완기혈압 측정결과 역시 자동혈압계 95% 신뢰구간인 [74.8, 80.3]에 포함된 결과를 확인하였다. 혈압측정 실험 결과 본 system의 혈압측정은 자동혈압계와 비교하여 매우 정확하게 이루어짐을 확인하였다.

3.3. 대뇌혈류 증강 실험 결과 및 분석

본 system을 사용해 대뇌혈류 증강 치료를 하였을 때 대뇌혈류증가 효과가 어느 정도의 효과가 있는지를 검증하기 위해 정상지원자 10명을 대상으로 대뇌혈류 증강 실험을 진행하였다. 실험은 아주대학교 병원 신경외과의 도움을 받아 진행하였다. 실험 방법은 본 system을 착용하고 사지압박을 진행하면서 TCD(Transcranial doppler) 검사 장비를 이용하여 피험자의 양쪽의 중대뇌 동맥의 혈류 속도를 측정 하였다. 혈관 직경이 일정한 경우 혈류 속도가 증가하면 혈류량을 증가했음을 간접적으로 추론 할 수 있기 때문에, 혈류 속도의 증가는 곧 혈류량의 증가로 추정할 수 있다. TCD검사는 측두골에 초음파를 통과시켜 두 개 내 혈류 속도와 혈류역학을 실시간으로 알아 볼 수 있는 검사이다. 측정에 사용한 장비는 PIONEER사의 TC8080[15]이라는 장비를 사용하였다. 실험은 2.0-MHz 탐침을 이용하여 깊이 48-64mm 에서, 표본량 15mm, 출력 115 mW//cm2 환경에서 측정 하였다. 그림14는 TCD장비와 장비의 PROBE를 착용한 모습이다.

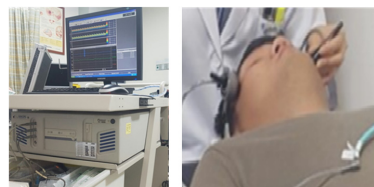


Fig. 14 TCD Equipment

다음 그림 15는 TCD 장비의 display 화면 중 일부이다. 화면 중 녹색으로 그려진 그래프는 대뇌로 가는 혈류속도를 측정된 그래프이다. 먼저 사지압박을 실시하기 전의 대뇌 혈류속도를 base로 측정하고 그 후 사지압박을 실시하여 혈류속도의 변화를 관찰하였다. 그림의 노란점선으로 표시된 순간에 사지압박을 실시하였고 그 후 약 3분 동안 압박을 유지하였다. 그래프의 결과와 같이 사지압박을 실시한 직후부터 혈류속도가 급격히 상승함을 확인할 수 있었으며 상승한 혈류속도는 압박기 동안 계속 유지됨을 확인할 수 있었다.

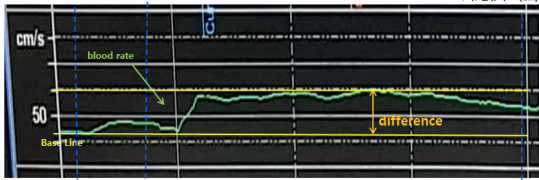


Fig. 15 TCD display result

표 3은 피험자 10명을 대상으로 한 대뇌혈류 증강 실험 결과이다.

Table. 3 Pressure cerebral perfusion experiment

		blood flow rate (Cm/s)		
No		base	pressed	rate of increase
1	left	50	56	112%
	right	62	69	111.3%
2	left	40	44	110%
	right	47	56	119.1%
3	left	30	37	123.3%
	right	34	41	120.6%
4	left	58	68	117.2%
	right	47	53	112.8%
5	left	37	45	121.6%
	right	40	66	165%
6	left	38	45	118.4%
	right	56	66	117.9%
7	left	41	45	119.7%
	right	43	51	118.6%
8	left	39	52	133.3%
	right	42	54	128.6%
9	left	54	63	116.7%
	right	55	72	130.9%
10	left	58	70	120.7%
	right	54	63	116.7%
Average		46.2	55.8	121.2%

표 3은 조금 더 명확하게 증가율을 확인하기 위해 피험자 10명의 base 혈류속도와 사지압박 도중 혈류속도를 비교하여 증가율을 계산하였다. 표의 left와 right는 피험자의 좌뇌와 우뇌의 혈류속도를 뜻한다. 실험결과 system을 착용하고 혈류속도를 측정하였을 때 평상시 (Base line) 대비 평균 21% 가량 혈류속도가 증가함을 확인할 수 있었다. 이는 피험자의 체형과 특성에 따라 어느 정도의 차이는 있지만 전반적으로 의미 있는 증가량을 보임을 확인할 수 있다.

IV. 결론

본 논문은 기존의 침습적으로 행해져온 대뇌혈류증강 치료의 문제점을 제시하고 이에 제시한 문제점을 보완하기 위해 기존에 출원된 특허를 기반으로 하여 system을 제안하고 구현하였다. 또한 기존의 가압식 방식의 system의 측정 속도 단축의 한계를 인지하고 해당 문제점을 해결하기 위해 다른 방식으로 system을 제안하고 구현하였다. 이에 특허에서 요구하는 측정시간 단축, 정확한 혈압측정 그리고 장비 착용시 대뇌로 가는 혈류량 증가를 모두 충족시켰으며 궁극적인 목표인 대뇌혈류량의 증가가 의미 있게 증가함을 확인하였다. 본 system의 대뇌혈류 증가량은 기존의 침습적인 방법들과 비교하였을 때 상대적으로 증가량이 부족할 수 있지만, 환자에게 부담이 되지 않기에 비침습적인 방법으로 혈류량을 증가시켜 환자에 따라 선택적으로 사용될 수 있다. 또한 구현한 장치가 휴대할 수 있을 정도로 크지 않기 때문에 공간의 제약이 적고 수술로 인한 합병증이나 약물로 인한 부작용등을 예방할 수 있다.

ACKNOWLEDGMENTS

This study is as study made by the support of Ajou University research Year 2017, thanks to the university headquarters.

REFERENCES

- [1] Y. S. Yoon, "A study of symptoms and treatments seeking behavior in acute stroke patients," M.S. thesis Yonsei University, Seoul, 2005.
- [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] S. T. Kwon, "Implementation of Non-Invasive Cerebral Perfusion Platform," *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 21, no.5, pp. 1016-1026, May 2017.
- [5] H. S. Yoo, "Computational of the hemodynamics in Moyamoya disease using 3D cerebral vascular model," M.S. thesis, Kangwon University, Kangwon-do, ME, 2017.
- [6] H. E. Park, "Reduced rCBV in perfusion-weighted MR images predicts poor outcome after thrombolysis in acute ischemic stroke," M. S. thesis, Donga University, Busan, 2012.
- [7] J. Y. Kim, "Analysis of the results of EDAS with ribbon EGS operation for the treatment," M.S. thesis, Seoul University, Seoul, ME, 1998.
- [8] A. Y. Jeon, "Extimation of mean blood pressure by oscillometric method," Ph. D. dissertation, Busan university, Busan, 2014.
- [9] ARM cortex-M4. [internet]. Available: <http://kr.mouser.com/new/Texas-Instruments/ti-tm4c129x-mcu/>.
- [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] B. L. Lee, "Design of Motion artifacts Filter of PPG Signal based on Kalm an filter and Adaptive filter," *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 18, no. 04, pp. 986-991, April 2014.
- [14] J. K. Seo, "Study on Implementation of Cerebral Blood Flow Increasing System," Ph D. dissertation, Ajou University, Suwon, 2017.
- [15] TC8080. [Internet]. Available: <http://www.bio-medicine.org/medicine-products/EME-Pioneer-TC-8080-4280-1/>.



이진(Jean Lee)

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



유형곤(Hyung-gon Yu)

2013년 아주대학교 전자공학과 학사
2013~ 현재 아주대학교 전자공학과 석사과정
※관심분야 : 임베디드 시스템, 센서 네트워크



김영길(Young-kil Kim)

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