
비침습적 대뇌관류 장치의 구현

이진* · 권성태* · 김영길*

*아주대학교

Implementation of Non-Invasive Cerebral Perfusion Platform

Jean Lee* · Seong-tae Kwon** · Young-kil Kim**

*Ajou University

E-mail : leejean2012@ajou.ac.kr

요 약

전 인구의 노령화와 더불어 그 중요성이 커지는 질환 중 하나인 뇌졸중의 원인의 80%정도가 대뇌관류, 즉 뇌로 흐르는 혈류량이 줄어드는 것을 원인으로 거론되고 있다. 이러한 뇌졸중의 가장 대표적인 예방법과 치료법중 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.

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. 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.

Therefore, 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

cerebral, perfusion, non-invasive, brain perfusion

1. 서 론

인구의 노령화와 더불어 그 중요성이 커지는 질환 중 하나인 뇌졸중의 원인은 80%정도가 대뇌관류, 즉 뇌로 흐르는 혈류량이 줄어드는 것을 원인으로 거론되고 있다. 이러한 뇌졸중의 가장 대표적인 예방법과 치료법중 하나가 대뇌관류를 증강하는 것이다. 하지만 기존의 대뇌 관류 증강 방식이 주로 침습적인 방법으로 행해져 왔기 때문에 다수의 합병증을 유발한다는 문제점이 지적되었다. 또한 침습적인 방법은 환자에게 큰 부담이 될 수 있다. 이에 본 논문에서는 이러한 침습적

대뇌 관류 증강 방법의 단점을 보완하고자, 비침습적으로 대뇌관류를 증강 시키는 장치를 제안한다.

비침습적 대뇌관류증강 장치는 환자의 사지를 적절하게 압박하여 대뇌관류를 증가시킨다. 하지만 사지압박은 환자의 사지로 가는 혈류를 일정 수준으로만 막을 수 있는 것이 적절하다. 만약 너무 과하게 압박하게 될 경우 환자의 고통을 수반할 수 있고 막힌 혈류로 인한 괴사가 진행할 수 있다. 반대로 느슨히 압박할 경우 목적인 대뇌관류의 증가가 원활히 되지 않을 것이다. 따라서 환자의 혈압의 맞춰 적절한 압력으로 압박을 가할 수

있도록 설정해야한다. 이를 위해 환자 각 사지의 혈압측정이 필수적이다.

본 system은 환자의 사지 수축기 혈압을 각각 정확하게 측정하고, 측정된 혈압을 바탕으로 환자에게 적합한 설정치를 결정해 사지를 압박할 수 있게 한다. 혈압측정이 완료되면 설정된 압력으로 압박을 일정 시간 가하고 일정시간 풀어주는 방법을 반복하여 대뇌관류 증가를 실시한다. 압박을 가하는 시간은 환자에 맞춰 조절가능하며 또 압박을 가하는 정도도 환자의 수축기 혈압 대비 몇%를 가할지 설정할 수 있다. 이는 사용자가 환자의 상태에 따라 조작할 수 있다. 또한 대뇌관류 증강 장치는 휴대가 가능하여 가정 등 원하는 곳에서 치료를 진행할 수 있다.

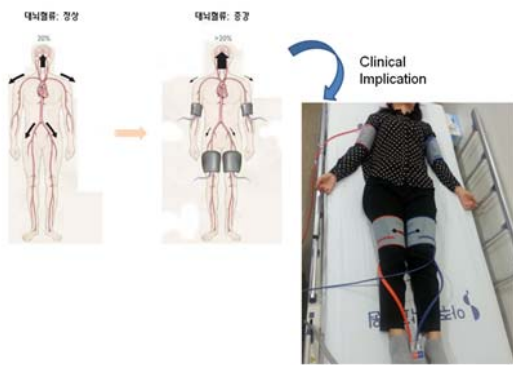


그림 1. 대뇌관류 증강 원리

II. 논문 관련된 이론

1. 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.

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.

2. 오실로메트릭법

오실로메트릭 측정법은 평균동맥압을 측정한 후, 특정 비례식을 적용하여 최고혈압과 최저혈압을 추정하여 혈압을 측정하는 방식이다. 혈액이 흐르지 않을 때까지 커프의 압력을 가하였다가 커프 내의 압력을 조금씩 감압시킨다. 커프내의 압력이 감소하면 혈관의 확장과 수축에 의해 진동이 발생하고 커프의 압력이 감소할수록 진동은 점점 커진다. 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 최고혈압으로 추정하고, 평균 동맥압이 측정된 지점을 기준으로 이후의 값 중 최대 진폭 크기의 74%~82% 되는 지점의 해당 압력을 최저혈압으로 추정한다. 그림2 는 cuff를 임계점까지 가압한 뒤 감압시키면서 oscillation이 발생하고 소멸하는 과정을 시간에 따라 그래프로 표기한 그림이다. 최대 진동폭을 기록한 시점의 cuff 압력은 MAP이고 최대 진동폭의 55%의 크기에 해당하는 시점의 cuff 압력은 수축기혈압 80%의 해당하는 시점의 cuff 압력이 이완기혈압이다.

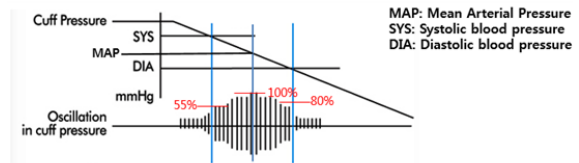


그림 2. Oscilometric 측정과정

III. 제안하는 system

1. System의 동작원리

1. 팔, 다리 네 부위에 커프를 착용 하고 압력을 임계점 (팔: 170mmHg, 다리: 200mmHg) 까지 증가시킨다.
2. 오실로메트릭법을 이용하여 팔,다리 네 부위의 최고혈압을 각각 측정한다.
3. 혈압측정이 완료되면 커프내의 압력을 제거한다.
4. 측정된 최고혈압의 60% (optional)의 해당하는 압력을 약 3분 동안 가하고 2분 쉬는 동작을 반복한다.

그림3은 system의 동작흐름도이다.

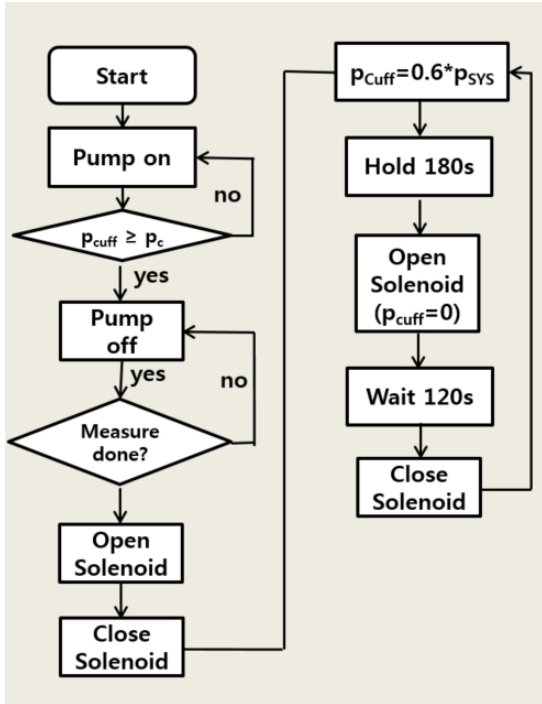


그림 3. system 동작원리 흐름도

2.1.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.

ATmega128은 고성능/저소비전력형의 8bit 마이크로컨트롤러로서 RISC 구조를 사용하여 16MHz에서 16MIPS의 명령처리 속도를 나타낸다. 이는 본 프로그램을 처리하기 위해 충분하다. 그림4는 ATmega128의 구조이다.

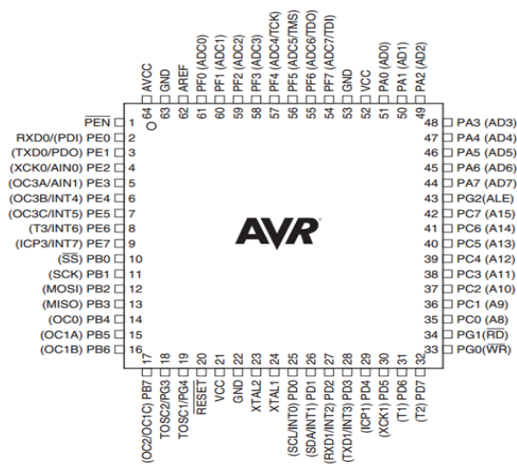


그림 4. ATmega128 Pin 구조

2.2.Cuff

본 연구의 필요한 Cuff는 팔압박용과 다리압박용, 두가지로 나뉜다. 팔 압박용은 시중에서 혈압을 측정할 때 흔히 사용하는 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 높이는 데 걸리는 시간이 매우 길리기 때문에 가압 시간을 줄이고자 발목용 cuff를 사용하였다. 다리의 측정되는 cuff의 너비는 약 17cm 이다.

2.3.Pump

Cuff를 가압시키기 위해 사용된 Pump (P54A02)는 정격전압이 DC6V이며 필요전류는 220mA이다. 가압 속도는 분당 1500 cc가 가능하며 최대 압력은 90 KPa로 혈압을 측정하기에 충분하다. 해당 모델의 pump는 시중에 파는 혈압계에서 많이 사용하는 DC펌프이다.

2.4.Solenoid Valve

본 연구를 위해 사용된 Solenoid Valve 는 OL0116CC 모델로 정격전압 6V에 혈압계용 솔레노이드 밸브로 제작된 모델이다. 해당 솔레노이드 밸브는 측정을 하고있지 않을 때 커프 내의 공기를 모두 빼기위해 사용된다.

2.5.Pressure sensor

본 연구를 위해 사용된 압력센서는 MPXV5050GP로 정격전압 6V 혈압계용 압력센서이다. 해당 압력센서로 크게 두가지를 측정하게되는데, Low pass filter를 거친 신호는 cuff 내부의 절대압력을 측정하게되고, High pass filter를 거친 신호는 oscillation을 측정하는 것이다.

2.6.혈압측정의 관한 신호처리 흐름도



그림 5. 신호처리 흐름도

그림5는 압력센서에서 측정된 압력신호의 흐름도이다. 압력센서로 측정된 신호는 LPF를 적용하여 ADC를 하게되고 해당 신호는 커프의 절대압력을 측정에 사용된다. 두 번째로 HPF를 거친 신호는 증폭단을거쳐 다시 LPF를 적용하여 ADC로 하여서 Oscillation 측정에 사용된다.

3.1 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 네 부위의 압력을 임계점까지 올린다.

3.2 Peak 검출 알고리즘

HPF를 거친 신호를 ADC로 받아 1cycle에서의 가장 큰값만 배열에 저장하고 나머지 값들은 사용하지 않는다. 이렇게 배열에 저장한 값이 다음에 저장된 값과 비교를 해가며 5번 이상 peak 값으로 인지할 경우 해당 신호를 peak로 인지한다.

3.3 Oscillation 보정 알고리즘

ADC 로 받은 Oscillation은 조금의 noise를 포함하고 있기 때문에 정확한 혈압측정을 방해한다. 따라서 Oscillation 보정 알고리즘을 통해 배열의 저장된 1 cycle 의 신호값을 일부 보정해준다. 현재 받은 신호의 값이 바로 직전의 신호값보다 작고, 바로 다음의 신호값보다 작을 경우 직전 신호와 다음신호의 평균값으로 보정한다. 또한 현재 받은 신호의 값이 바로 직전의 신호값보다 크고 바로 다음 신호값보다 클 경우 역시 직전 신호와 다음 신호의 평균값으로 보정한다.

표1은 혈압측정 실험을 15명의 정상지원자를 대상으로 진행하였다. 실험자는 시중에 판매되고 있는 Omron사 자동혈압계(HEM-7121)와 본 연구의 사용되는 system으로 혈압측정을 10분의 시간차를 두고 실험을 진행하였으며, 실험 결과 수축기 혈압 평균 1.6mmHg 차이가 났으며 오차율 1.26%에 해당하는 결과이다. 또한 이는 95% 신뢰구간에 포함된 결과로 굉장히 정확한 실험결과이다. 실험 결과 이완기혈압 평균 0.8mmHg 차이가 났으며 오차율 1.03%로 이 또한 95% 신뢰구간에 포함된 결과이다. 본 system의 혈압측정결과는 자동혈압계와 비교해 매우 정확도 높은 측정결과를 보임을 확인할 수 있다.

2.대뇌관류증강 실험 결과

본 연구를 위해 15명의 정상 지원자를 대상으로 실험한결과, 본 system을 착용하고 사용하고 있는 동안 평균 30% 정도의 대뇌 관류 증강 효과를 이룩함을 확인하였다. 그림6은 실제 실험을 진행하는 과정과 뇌혈류량이 증가함을 확인할 수 있는 실험 결과이다.

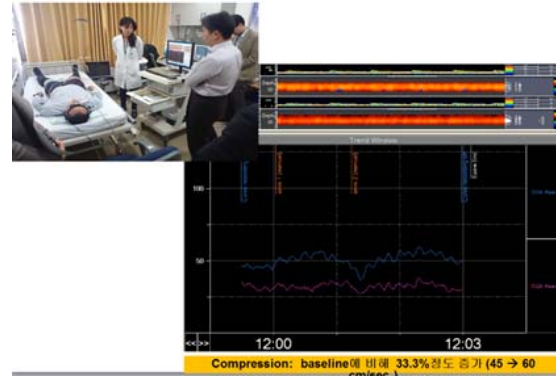


그림 6. 대뇌관류 증강 원리

IV. 결 론

1.혈압측정실험 결과

표1.혈압측정실험 결과

피험자 번호	System		자동혈압계	
	수축기	이완기	수축기	이완기
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
평균	125.3	76.7	126.9	77.5
표준 편차	8.646	6.925	8.322	7.274

참고문헌

- [1] 이필재, 이중 커프 오실로메트릭법을 이용한 비침습 동맥압 측정시스템의 설계, 8, 2012
- [2] 김인녕, 오실로메트릭 파형 변화를 통한 평균 동맥압 추정 방법 연구, 15, 2010
- [3] 오홍식, 계단식 감압을 적용한 오실로메트릭 방법에서의 혈압 검출, 42, 2008
- [4] 홍지만, 비침습적 대뇌 관류 증강 장치, 아주대학교 산학협력단, 5, 2013