
모듈방식의 가정용 혈압 측정 시스템 구현

이종수* · 노영아* · 이상용* · 박종억* · 김영길*

An Implemetation of Non-invasive Blood Pressure System Using Variable Characteristic Ratio

Jong-su Lee* · Young-ah Roh* · Sang-yong Lee* · Jong-euk Park* · Young-kil Kim*

요 약

혈압을 측정하는 방법에는 침습적(Invasive)인 방법과 비침습적(Non-invasive)인 방법이 있는데 침습적인 방법에 의한 혈압측정의 경우 정확한 값을 얻는 반면에 그 사용법이 복잡하고 환자에게 불편하므로 중환자의 경우를 제외한 경우 대부분 비침습적인 방법에 의해 혈압을 측정한다.

현재 전자 혈압계의 경우 대부분이 오실로메트릭(Oscillometric) 방법을 사용하여 기본적인 시스템을 구성하고 여기에 여러 가지 알고리즘을 부가적으로 적용하고 있다 .

본 연구에서 이러한 혈압 측정 시스템을 개발하기 위해 커프(Cuff)의 압력을 제어, 측정하고 측정된 데이터를 필터링하여 혈압을 측정할 수 있도록 알고리즘을 구성하였다. 통신방식으로는 개발된 시스템의 모든 기능이 개인용 컴퓨터(Personal Computer)와의 통신을 통해 이루어지도록 구성되어져 있으며, 측정된 혈압값은 개인용 컴퓨터에 저장되도록 하였다. 사용된 통신방식은 비동기 직렬 통신 방식(RS-232)인 패킷방식을 사용하였고 솔레노이드(Solenoid) 밸브를 이용한 자동 또는 급속 배기 방법을 이용하여 커프의 압력을 감압(Deflation)하였다. 혈압측정 알고리즘은 기본적인 오실로메트릭 방법과 가변 비율을 적용한 실시간 최대 진폭 알고리즘(Real Time Maximum Amplitude Algorithm)을 사용하였다. 또한 정확한 측정을 위해 보간법(Interpolation), 자동 재가압 알고리즘(Auto Re-inflation Algrithm)등을 부가적으로 사용하여 정확한 최고혈압(Systolic Blood Pressure), 최저혈압(Diastolic Blood Pressure), 평균혈압(Mean Blood Pressure)의 값을 구하는 연구를 하였다.

ABSTRACT

There are two methods in blood pressure measurement ; Invasive methode and Non-invasive method. The Invasive methode can get the blood pressure measurement but, patient feel uncomfortable. So Non-invasive methode used generally. The Oscillometric method is typical Non-Invasive method. This method is commonly used to measure BP in electric sphygmomanometer and has various algorithm.

In this paper it is described about a algorithm, it controls, determinates the cuff pressure, and filters the measured BP data. This system can interface with PC(personal computer) by RS-232 and save the measured data in PC. This system deflates the cuff pressure by Solenoid valve.

The main algorithm are oscillometric and maximum amplitude algorithm(MAA). MAA has various

* 아주대학교 전자공학과

접수일자: 2001. 12. 14

measured oscillation, it depends on patient's age, height, weight and arm circumference size. In this paper proposed system can measure Systolic BP, Diastolic BP, and Mean BP using Interpolation, Auto Reinflation algorithm.

1. 서 론

혈압이란 인체의 순환기를 순환하는 혈액이 혈관 벽에 미치는 압력이며, 혈압에는 일반적으로 최고혈압, 최저혈압의 두 종류가 있다. 이러한 혈압은 인간의 건강 상태를 진단하는 가장 기초적인 단계로써 중요하다.[1]

혈압과 관련된 여러 가지 병증에서 고혈압은 중년기 이후의 성인에서 많이 발생하는 순환기 계통의 만성, 비 전염성 질환으로 가장 흔하고도 관리가 잘 안 되는 성인병의 하나로서 그 발병율은 점차 높아지고 있다.

고혈압 그 자체는 뚜렷한 증상이 없는 것이 보통이므로 그 진행 결과를 모르고 지내다가 우연히 발견되는 수가 많으며 생명을 위협하는 여러 가지 합병증을 초래하며, 이들 합병증은 치명률이 매우 높기 때문에 큰 문제가 된다. 그러나 고혈압에 대한 원인적인 치료는 불가능한 경우가 대부분이므로 평소 규칙적으로 혈압을 측정하는 방법과 같이 예방에 치중함이 바람직하다.

오늘날 우리의 생활수준이 향상되므로써 평균 수명이 점진적으로 연장되어 인구의 노령화를 초래하여 고혈압의 발병율은 점차 높아질 것이고, 중년기 이전의 성인에서도 점차적으로 그 질환이 증가하는 추세이다. 이에 따라 스스로의 건강에 대한 인식이 크게 높아져서 자기 신체에 대한 사전 예방을 위해 혈압, 체온 등 기초적인 신체변화를 가정에서 손쉽게 주기적으로 측정하고자 하는 욕구가 증대되어 모듈방식의 가정용 혈압계의 개발이 필요하게 되었다.

본 시스템에 사용된 혈압측정 알고리즘은 기본적으로 오실로메트릭 방법과 실시간 최대 진폭 알고리즘(Real Time Maximum Amplitude Algorithm)을 사용하고, 보간법(Interpolation), 자

동 재가압 알고리즘(Auto Reinflation Algorithm)등을 부가적으로 사용하여 구성하였다. 모듈형으로 구현된 혈압계로 측정되어진 혈압값들은 개인용 컴퓨터

와의 연결을 통해서 그 혈압값이 저장되어 언제든지 자신의 혈압값의 변화를 관찰하고, 장기간에 걸친 혈압의 관리를 통해 혈압과 관련된 질환을 미리 예방할 수 있도록 구성하였다.

II. 본 론

1. 혈압 측정 원리

혈압 측정 방법에는 동맥에 여러 종류의 도관을 삽입하여 이를 다시 적절한 압력계(manometer)나 압력 트랜듀서(pressure transducer)에 연결하여 측정하는데, 또는 그 도관의 침단에 압력 트랜듀서를 장치하여 이를 전자기구에 연결하여 측정하는 침습적인 방법이 있다.[1][2] 하지만 임상적으로는 언제나 이것을 적용할 수는 없으며, 측정 시 환자에게 불편하므로 아주 위급한 상황에 있는 중환자 또는 수술시 사용되고 있으며, 흔히 동맥압 측정에는 비침습적인 혈압 측정 방법이 이용된다. 이러한 비침습적인 혈압 측정에는 촉진법(Palpatory method), 청진법(Auscultatory), 오실로메트릭 방법(Oscillometric Method), 초음파 방법(Ultrasound Method)등이 사용되고 있다.[4]

표1. 의 경우 비침습적인 방법에 의한 여러 가지 방법들을 비교한 표로써 촉진법의 경우 최고혈압 측정만이 가능하며 청진법의 경우 최고, 최저혈압의 측정이 가능하지만 이 방법은 측정자가 능숙하여야 하며 최저혈압을 일관되게 측정할 수 없으며, 시끄러운 환경에서는 측정하기 어려운 단점을 가지고 있다. 또한 초음파 방법의 경우에 있어서는 측정 대상이 움직이면 센서와 혈관벽을 왕복하는 초음파 신호의 경로에 변화를 주어 혈압의 정확한 측정이 어려운 단점이 있는 관계로 대부분의 비침습적 전자혈압계의 경우 오실로메트릭 방법을 사용하여 혈압을 측정하고 있다.

2. 오실로메트릭 방법

오실로메트릭 방법은 상완부에 커프를 감고 압력을

가하였을 때 커프내에 커프의 압력과 더불어 신체로부터 발생하는 동맥압이 전달되는데, 이 동맥압을 오실레이션 이라고 하고, 커프에 전달된 동맥압만을 추출하여 혈압값을 측정하는 방법을 말한다. 이 방법은 1876년 Marey에 의해 처음으로 소개되었다.[2][3]

표 1. 혈압 측정의 간접적인 방법 비교
Table 1. Comparison with Non-invasive Blood Pressure

방법(Method)	최고 (Systolic)	평균 (Mean)	최저 (Diastolic)
촉진(Palpatory)	가능	불가능	불가능
청진(Auscultatory)	가능	불가능	가능
오실로메트릭(Oscillometric)	가능	가능	가능
초음파(Ultrasonic)	가능	불가능	가능

이 방법의 원리는 그림1.과 같이 피측정자의 상완부에 커프를 감고 압력을 가하게 되면 최고 혈압의 값을 지나는 어느 순간 동맥압이 나타나지 않는 맞물림(occlusion)지점이 나타나게 되는데 이때에는 커프에 전달되는 어떠한 오실레이션도 없다. 그러다 압력을 감소시키면 동맥압은 어느 순간 다시 나타나기 시작하여 최고의 지점에 도달한 후 커프의 압력이 차츰 감소할수록 커프와 동맥혈은 닿지 않게 되므로 동맥압은 점차 감소한 후 사라지게 된다.



그림 1. 오실로메트릭 방법의 원리
Fig. 1. Principle of Oscillometric Method

그림2. 는 이러한 원리에 의한 오실로메트릭 방법에 의하여 얻어진 오실레이션 파형이다. 이때 처음으로 나타나는 동맥압이 최고혈압이고 사라지는 지점이 최저혈압이라고 Marey는 생각하였지만 Posey와 Geddes(1969)에 의해 가장 높은 진폭을 가지는 부분이 평균혈압이라는 것이 실험을 통하여 밝혀졌다.[2][3][4][5]

커프내의 동맥압을 이용한다는 점은 변함이 없지만 혈압 값을 찾는 것은 그 후 여러 가지 알고리즘이 개

발되어 변화하였다. 하지만 오실로메트릭 방법은 평균혈압값을 알 수 있는 유일한 방법으로 지금까지 널리 사용되고 있는 방법이다.

본 논문에서는 비침습적인 혈압 측정법 중에서 기본적으로 많이 사용되고 있는 오실로메트릭 방법을 사용하여 혈압계를 구성하였다.

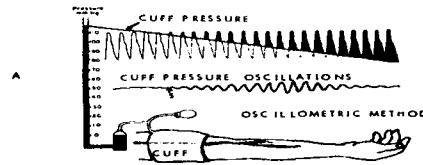


그림 2. 동맥압의 오실레이션
Fig. 2. Oscillation of Arterial Blood Pressure

3. 혈압계의 구성

본 논문에서 구현한 비침습적인 전자혈압계는 시스템의 구현상 크게 두 부분으로 나뉜다. 펌프(pump)와 솔레노이드(solenoid)밸브로 구성되어 있는 압력(Pneumatic)부분과 압력부분을 컨트롤하고 받은 신호를 처리하는 회로부분으로 구분할 수 있다. 2개의 솔레노이드 밸브는 배기 역할을 수행하게 된다. 공기 펌프는 챔버(chamber)가 연결되지 않은 상태이므로 압력센서의 원활한 동작을 위하여 챔버의 역할을 할 수 있도록 튜빙 과정에서 루프형태로 호스를 연결하였다. 또한 이 시스템은 RS-232C 패킷방식을 사용하여 개인용 컴퓨터와의 통신을 통하여 제어하도록 되어있다. 그림3.은 혈압계의 하드웨어 구성도 이다.

시스템의 아날로그부는 압력센서인 Motorola사의 MPX5050GP를 사용하여 커프의 압력과 커프내에 전달되어진 동맥압을 입력받도록 되어있다. 입력된 아날로그 신호는 각각 OP-AMP로 증폭되며, 증폭된 신호는 저역통과 필터와 고역통과 필터를 거치도록 구성되어 있다. AMP는 비반전 증폭기의 형태이며, 증폭기의 이득은 정밀 가변저항에 의해 결정된다.

증폭기를 지난 신호는 커프 내부의 압력값만을 얻기 위해 차동 증폭기를 사용한 2차 체비셰프(Chebyshev) 저역통과 여파기를 사용하며, 고역통과 여파기의 경우는 얻어진 신호 중 맥압(Pulsation)만을 추출하기 위한

것으로 기본적으로는 고역통과 역할을 하며 증폭 시 고주파 노이즈를 제거하도록 되어있다.

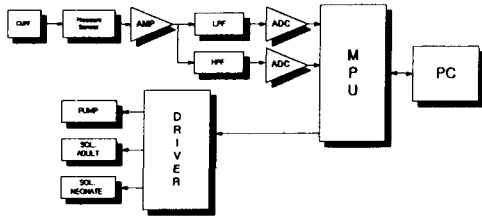
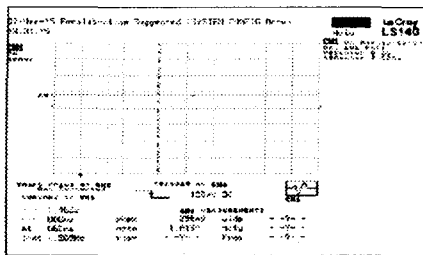
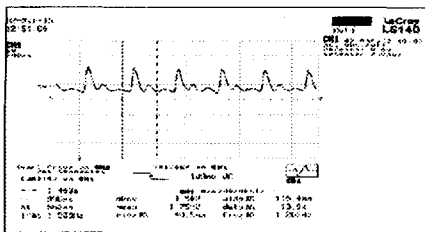


그림 3. 혈압계의 구성도
Fig 3. Construction of Sphygmomanometer

증폭기 및 고역통과 여파기, 저역통과 여파기를 통과한 아날로그 신호는 아날로그 디지털 변환기(Analog to Digital Convert : ADC)에 연결된다. 최종 아날로그 출력은 현재 커프 내부의 압력값을 나타내는 CH0와 커프에 전달된 오실레이션의 값을 나타내는 CH1으로 나뉜다. 그림4는 실험자의 좌측 팔에 커프를 연결한 후 오실로스코프로 측정된 파형이다.



(a) 커프의 압력 파형(CH0)



(b) 커프에 전달된 동맥압 파형(CH1)

그림 4. 오실로스코프 측정 파형
Fig 4. Wave Form Oscilloscope

4. 혈압 측정 알고리즘

비침습적인 방법에 의한 혈압 측정의 경우 기본적으로 사용되고 있는 오실로메트릭 방법에 의하여 얻어진 파형은 그림 5. 와 같다.[2] 이 파형 중에서 최고의 진폭을 가지는 부분이 평균동맥압의 값과 일치한다는 것이 1969년 Posey 와 Geddes에 의하여 실험적으로 이 사실이 증명되었다.[2][3][4][5] 이후 실험을 통하여 최대진폭 알고리즘은 1980년 Mauck 에 의해 실험되었는데, 이 실험의 내용은 오실레이션의 최고값을 가지는 진폭의 50%에 해당하는 부분의 값이 최고혈압의 값과 일치하고, 최고진폭의 80%에 해당하는 부분이 최저혈압의 값과 일치한다는 것을 여러 번의 실험 결과로 알게되었다.[2][3][4][5][6] 그 후에 최고의 진폭에 적절한 비율을 적용하여 혈압 값을 찾아내는 알고리즘을 최고 진폭 알고리즘이라 하였다. 대부분이 120mmHg일 경우 최대진폭/오실레이션의 진폭의 비율은 0.55정도 된다.[2][3][4][5][6][7] 또한 최저혈압이 80mmHg 일 경우 그 비율은 0.82정도 된다. 하지만 최대 진폭 알고리즘에서 최고혈압과 최저혈압을 결정하는 가장 중요한 벡터인 평균동맥압의 오실레이션은 환자의 연령이나 키, 몸무게, 성별, 팔의 두께에 따라 다양하게 나타난다.[1][2][4][5][6] 예를 들어 20-40대의 경우 남자가 같은 나이의 여자에 비하여 혈압 값이 높게 나타나지만 50-60대가 되면 여자가 남자보다 혈압이 높게 나타난다.[1][2]

또한 나이가 많아질수록 혈관의 탄력성이 떨어지고 혈관 벽에 이물질이 부착되어 혈압값이 높아진다.[1] 기존의 혈압을 측정하는 전자혈압계의 대부분이 최고진폭 알고리즘을 적용하고 있지만 대부분이 여러 가지 혈압값의 변동인자에 대하여 고려하지 않고 고정적인 비율을 적용하고 있다. 고정된 비율을 적용함으로써 환자의 연령이나 키, 몸무게, 팔의 두께 등과 같은 여러 가지 변동 요인에 따라 최대 진폭 즉, 평균 동맥압 값은 변하게 되는데, 이러한 변동 사항에 대하여 고려하지 않는 비율을 적용하였으므로 당연히 혈압 값의 오차 발생률이 높았다.

본 논문에서는 오실로메트릭 방법중 선형 감압 기술을 사용하여 압력을 뺀 후 얻어진 동맥압에 고정적인 비율이 아닌 얻어진 동맥압의 최고 진폭의 값에 따라 실시간으로 가변적인 비율을 식 4-1와 같이 적용하여 혈압값을 측정하였다.

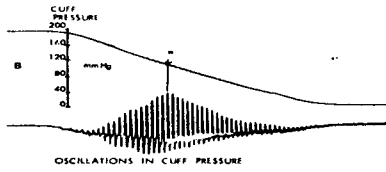


그림 5. 오실로메트릭 파형
Fig 5. Wave Form Oscillometric

$$SBP = MAP_{oscillation} \times CR_{SBP}$$

$$DBP = MAP_{oscillation} \times CR_{DBP} \quad (4-1)$$

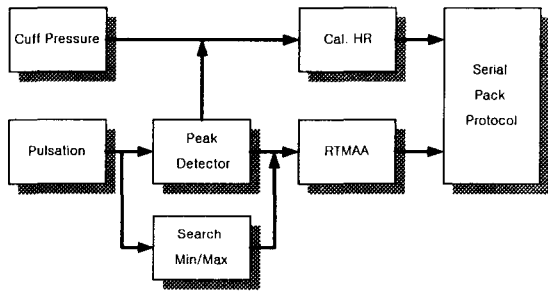


그림 6. 소프트웨어 구성도
Fig 6. Software Blockdiagram

이러한 가변적인 비율을 적용하여 실시간 최대진폭 알고리즘을 구현하기 위한 알고리즘 구성도는 그림6. 과 같다. 본 시스템에 적용한 기본적인 최대 진폭 알고리즘을 실시간으로 구현한 이유는 혈압 측정 시간을 단축 시킬 수 있기 때문이다. 혈압을 측정하는데 있어서 측정 시간이 중요한 이유는 혈압을 측정하기 위해 사용되는 커프를 피측정자의 팔에 감싸기 때문에 오랜 시간 동안 측정을 하면 커프를 통해 가해지는 압력 때문에 몸속에 혈액이 제대로 순환되지 않는다. 이는 혈관 질환의 환자들에게는 치명적인 사고를 일으킬 수 있고, 이로 인하여 몸 상태에 약간의 변동이 생겼을시 발생하는 불규칙한 오실레이션으로는 정확한 평균, 최고, 최저 혈압값을 얻을 수 없기 때문이다. 이 알고리즘의 동작은 우선 혈압 측정을 위해 가압을 하고, 감압을 시작하면 오실레이션이 발생한다. 이때 실시간 최대진폭 알고리즘을 이용하여 평균 혈압값을 얻은 후 컴퓨터로 데이터를 전송하게 된다. 컴퓨터에서는 받은 데이터에 가변 비율을 적용하여 최저, 최고 혈압값을

찾고, 그 때의 커프 압력을 알아낸 후 그 값에서 약 5~10mmHg가 더 감압된 후에 급속 배기 시킨다.이 알고리즘을 적용함으로써 피측정자의 상태에 따라서 기존의 혈압 측정 시스템 보다 약 30초~1분 정도가 줄어드는 결과를 얻었다.

기본적인 알고리즘 외에 적용한 알고리즘 중에 두 번의 보간(Interpolation)법이 사용되는데, 최대 진폭을 알아내기 위한 기존의 방법에서는 불규칙한 오실레이션이 발생할 경우 불규칙 패턴이 발생되게 된다. 정상적인 혈압 측정 상태에서는 이 알고리즘을 수행하지 않아도 정확한 최대 진폭을 찾아낼 수 있지만, 혈압 측정에 있어서 피측정자의 움직임이나 주변의 충격, 피측정자의 몸 상태의 변화에 의해서 혈압의 오실레이션에 급격한 변화가 일어난다. 이때에 발생하는 불규칙 패턴을 없애기 위해서 1차 보간법을 수행한다. 이 알고리즘을 수행함으로써 정확한 평균 혈압값을 알아낼 수 있다. 정밀도 높은 최대 진폭을 찾아내야만 정밀도 있는 최고 혈압값과 최저 혈압값을 찾아낼 수 있기 때문에 이는 매우 중요한 알고리즘이다. 2차 보간법은 1차 보간법을 수행하여도 개선되지 않는 문제점들을 해결하면서 평균, 최고, 최저 혈압값들을 결정 짓는 마지막 알고리즘이다.

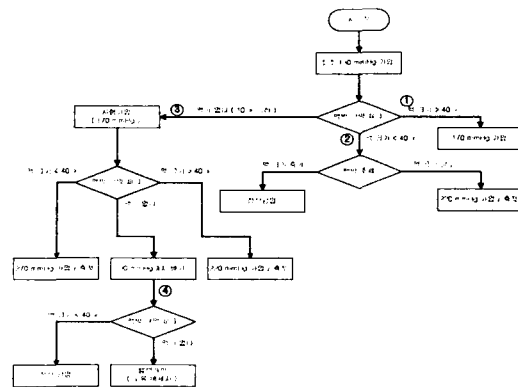


그림 7. 자동 재가압 알고리즘을 이용한 혈압측정 흐름도
Fig 7. Flowchart of blood pressure measurement Using Auto Reinflation Algorithm

시스템 구현에 적용된 또 다른 알고리즘인 자동 재가압 알고리즘(Auto Reinflation Algorithm)은 혈압을 측정 하고자 하는 사람의 혈압 상태가 어떠한지를 미리 체크한 후에 어떤 방식으로 혈압을 측정할지를 결정하는 알고리즘으로서 그림7.은 이 알고리즘이 수행

되는 흐름도이다.

5. 실험결과

오실로미터릭 방법에 의하여 구현된 혈압계는 그림 8. 과 같고, 그림 9. 는 선형 감압을 하였을 때 커프에 전달된 동맥압이 신호처리 과정을 거친 후의 파형이다. 이렇게 구현된 시스템의 정확성을 실험하기 위한 가장 정확한 비교 방법은 침습적인 방법에 의한 비교 방법이다. 하지만 침습적인 방법의 경우 피 측정자의 복부 내부에 있는 동맥혈에 카테터를 삽입한 후 혈압 측정이 가능하므로 개복수술을 필요로 한다. 이러한 불편함 때문에 차선택으로 선택한 비교 방법은 현재 시중에 판매중인 몇가지 제품을 선정하여 그것들과 혈압값을 비교하면서 본 논문에서 적용한 가변적인 비율이 어느 정도 정확한지를 알아보았으며, 실험군들을 선정하여 한달 동안의 혈압을 측정하여 그 변화 그래프를 나타내었다.



그림 8. 구현된 시스템
Fig 8. System Implementation



그림 9. 신호처리 후 동맥압
Fig 9. Artery Pressure after Signal Processing

우선 구현된 시스템의 특성을 측정하기 위하여바이오텍(Biotek)사의 비침습적 혈압측정 시뮬레이션(Simulation) 장비인 BP-Pump를 이용하였다. 실험방법은 BP-Pump의 최고, 최저 혈압값을 여러 단계로 설정한 후 연속적인 반복 실험을 하였고, 그 결과 오차

범위 안에서 동작하는 결과를 얻었다. 그림 10.은 구현된 혈압계의 실험에 사용된 BP-Pump 이다.

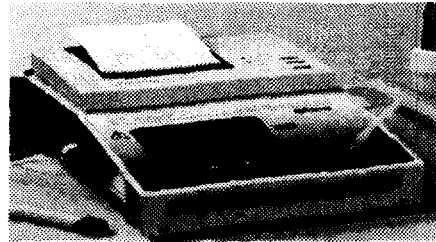
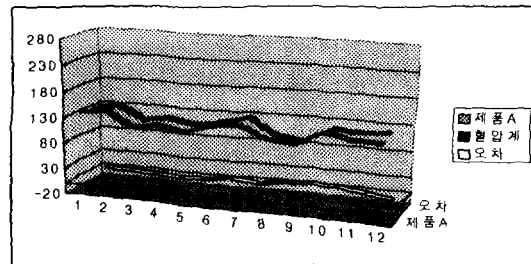
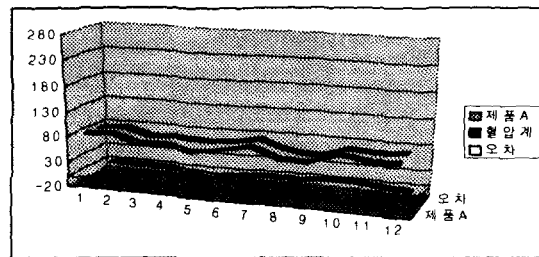


그림 10. 혈압계의 테스트 장비
Fig 10. Tester of Sphygmomanometer

이런 결과를 바탕으로 가변적인 비율의 정확성을 알아보기 위한 실험 중 측정자의 다양한 상태에 대하여 얼마만큼 정확하게 측정되어지는가를 알아보기 위하여 제품A, B에 대하여 피 실험군에 대한 구현된 혈압계의 값을 비교해 보았으며, 시간에 대한 측정값을 비교하기 위해 실험 횟수에 대하여서도 각각 비교해 보았으며, 마지막으로 심박수 측정의 정확성도 비교해 보았다.



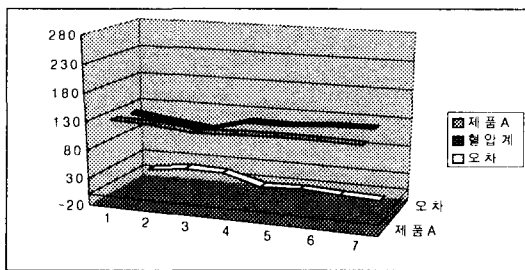
(a) 최고혈압



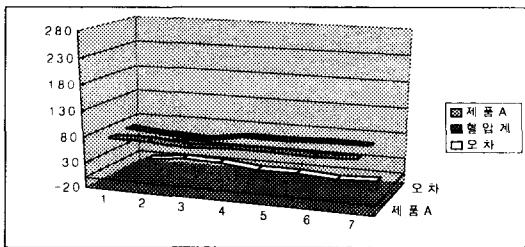
(b) 최저혈압

그림 11. 피 실험군별 비교 그래프(제품 A)
Fig 11. Comparison Graph with patients(Product A)

그림 11.은 제품 A와 구현된 혈압계와의 피 실험군 별 비교를 나타낸 그래프이다. 실험방법은 12명의 실험군이 제품 A와 구현된 혈압계로 7회 측정하여 7회의 평균을 실험군별로 구하여 최고, 최저 혈압과 오차를 나타내어 비교하였다. 그림 11 (a). 의 그래프는 최고혈압을 그림 11 (b). 는 최저혈압을 비교한 그래프로서 그 변화추이가 서로가 비슷하다는 것을 알 수 있다. 결국 구현된 혈압계가 제품 A와 비교하여 그 변화 추이가 비슷하다는 것을 알 수 있다.



(a) 최고혈압



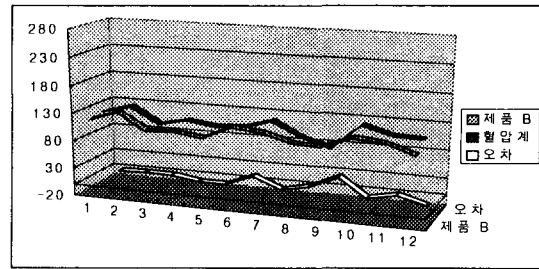
(b) 최저혈압

그림 12 실험 횟수별 비교 그래프(제품 A)
Fig 12. Comparison Graph with the number of times Experiment(Product A)

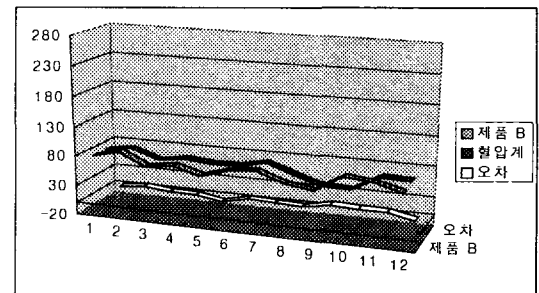
그림12 (a)와 12(b)는 실험 횟수별 비교를 위한 그래프이다. 실험방법은 실험군 12명이 보름동안 7회 측정하였는데, 실험 횟수별로 평균을 구하여 오차와 함께 비교하였다. 그림 12 (a).의 경우는 최고혈압에 대한 비교를 그림12 (b).의 경우엔 최저혈압에 관한 비교 그래프이다.

이 그래프는 다양한 시간에 측정한 혈압값들이 제품 A와 비교하여 그 변화 추이가 비슷한 것을 알 수 있다.

그림 13.은 다양한 실험군에 대하여 제품 B와 구현된 혈압계로 혈압을 측정하여 그 변화를 비교하기 위한 그래프이다.

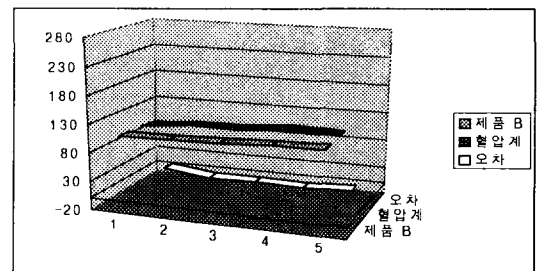


(a) 최고혈압

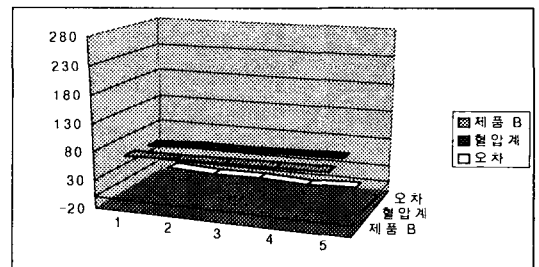


(b) 최저혈압

그림 13. 피 실험군별 비교 그래프(제품 B)
Fig 13. Comparison Graph with patients(Product B)



(a) 최고혈압



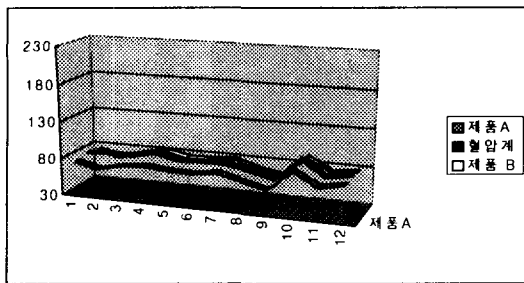
(b) 최저혈압

그림 14. 실험 횟수별 비교 그래프(제품 B)
Fig 14. Comparison Graph with the number of times Experiment(Product B)

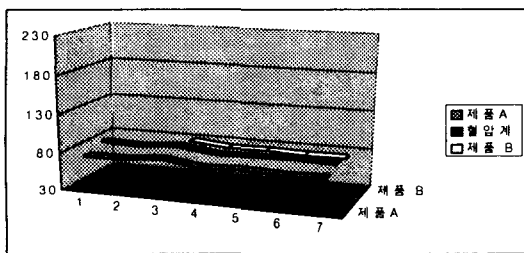
실험방법은 실험군12명이 5회 측정하여 실험군별로 평균을 구하여 최고, 최저혈압값과의 오차를 구하는 방법을 사용하였고, 그 결과를 비교하였다. 이 그래프에서도 변화의 추이가 비슷하다는 것을 알 수 있다.

그림 14.는 제품 B와 실험횟수별로 혈압값의 변화를 비교한 그래프이다. 실험방법은 실험군 12명이 5회 측정하였을 때 그 횟수마다 평균을 취하여 비교한 그래프이다. 이 그래프에서 변화 추이가 비슷하다는 것을 알 수 있다.

그림 15.는 제품 A, B 와 구현된 혈압계로 측정되어진 심박수에 대한 비교 그래프이다. 심박수에 대한 비교도 피실험군별과 실험 횟수별로 비교하고 그 변화 추이를 분석해 보았다. 위와 같은 실험으로 본 논문에서 구현된 시스템의 정확성을 증명하였다.



(a) 피 실험군별 비교 그래프



(b) 실험 횟수별 비교 그래프

그림 15. 심박수의 비교 그래프
Fig 15. Comparison Graph of Heart Rate

그림 16.은 구현된 혈압계로 피실험군을 한달 간 실험하여 얻어진 혈압값을 개인용 컴퓨터에 저장하여 얻어진 그래프를 나타낸 것이다.

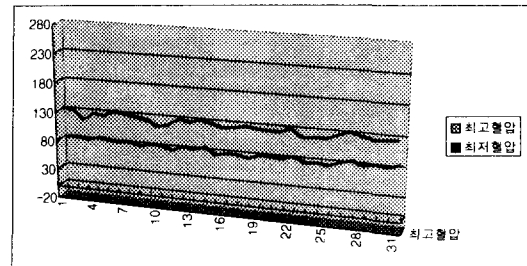


그림 16. 한달간 측정된 혈압값의 그래프
Fig 16. The Graph of Blood Pressure measurement for a month

III. 결론

본 논문에서는 인간의 건강 상태를 측정하는 가장 기본적인 방법중의 하나인 혈압을 측정하기 위한 비침습적인 혈압계를 구현하였다. 시스템을 구현하기 위하여 비침습적인 혈압 측정 시스템에 가장 널리 사용되고 있는 오실로메트릭 방법을 사용하여 시스템을 구현하였다.

측정 알고리즘으로는 기존에도 사용되고 있는 최대진폭 알고리즘을 기본으로 하였다. 하지만 기존 알고리즘의 경우 이 알고리즘에 가장 중요한 벡터인 최대진폭 또는 평균동맥압의 오실레이션이 피 측정자의 연령, 성별, 키, 몸무게, 팔의 두께 등에 따라 다양하게 나타나는데 이러한 요인을 생각하지 않은 채 고정적인 비율을 적용하였다. 본 논문에서는 이러한 기존의 알고리즘을 사용하여 발생하는 오차의 다양한 원인을 최대한 감소시키기 위하여 여러가지 요인에 의하여 다양하게 나타나는 최대진폭 즉, 평균 동맥압에 가변적인 비율을 적용하였고, 측정 시간을 단축 시키기 위해 실시간으로 측정 가능하도록 구성하였다.

또한 정확한 측정을 위해 두 번의 보간법, 자동 재가압 알고리즘등을 부가적으로 사용하였다.

구현된 혈압계의 정확성을 비교하기 위한 가장 정확한 비교방법인 침습적인 혈압측정 방법은 개복수술을 필요로 하는 관계로 병행하여 비교 분석하지는 못하였다. 이러한 불편함 때문에 차선책으로 시스템의 특성을 측정하기 위하여 바이오텍사의 비침습적 혈압 측정 시뮬레이션 장비인 BP-Pump를 가지고 실험을 하여 구현된 시스템의 신뢰성을 확인하였다.

시스템의 성능을 측정하기 위하여 현재 시중에서 판매되고 있는 제품을 선택하여 여러 가지로 비교, 분석해 보았다. 그 결과 현재 판매되고 있는 제품과 비교하여 그 값의 오차의 범위가 적었으며 실험결과와 변화 추이가 비슷한 것을 알 수 있었다. 측정 시간에 있어서도 본 시스템은 재 가압 알고리즘이 수행되는 측정 상태에서도 1분 미만의 측정 시간을 기록하여 다른 제품과 비교하였을 때 보다 빠른 측정을 구현하였다. 또한 한달 간의 실험을 통하여 혈압값이 개인용 컴퓨터에 저장되는 것을 확인하였으며 저장된 결과를 그래프를 사용하여 표현하였다.

본 모듈형 혈압계를 구현함으로써 가정에서 자기 신체에 맞는 특성 비율에 따른 혈압값을 주기적으로 쉽게 측정할 수 있다. 따라서 사전에 고혈압을 예방할 수 있는 방법을 제시하였다. 하지만 정확한 혈압값의 비교를 위해 병원과 연계된 다양한 실험등이 수반되어야 하는것이 개선해야 할 점들이다.

참 고 문 헌

- [1] 강두희 편, "생리학", 신광출판사, pp8-59, 1988
- [2] L. A. Geddes, ME. PHD, "Hanfbok of Blood Pressure Measurement", Humana Press Inc. , pp. 88-93, 1991
- [3] Maynard Romsey, " Blood Pressure Monitoring: Automatic Oscillometric Devices ", Journal of Clinical Monitoring, Vol.7, Number1, 1991
- [4] P. D. Baker etc, " Theoretical Analysis of Non invasive Oscillometric Maximum Amplitude Algorithm for Eatimation Mean Blood Pressure", Med. Biol. Eng. Comput, Vol.35, pp.271-278, 1997
- [5] DRZEWIECKI. G, HOOD. R, "Theory of the Oscillometric Maximum and the Systolic and Diastolic Detection Ratio", Biomed. Eng, Vol.22 pp.88-96, 1994
- [6] JCTB Moreaes, M Cerulli, PSNG, "Development of a New Oscillometric Blood Pressure Measurement Systm", Computer in Cardiology, Vol. 26, pp.467-470, 1999
- [7] M · Nakagaware, K · Yamakoshi, " A Portable

Instrument for Noninvasive Monito ring of Beat-by-Beat Cardiovascular Haemodynamic Parameters Base on the Volume Compersation and ElectricalAdmittance Method", Med · Biol · Eng · Comput, pp17-25, 2000

저 자 소 개

이종수(Jong-Yong Lee)

1997년 아주대학교 전자공학과 공학사
 1999년 아주대학교 전자공학과 공학석사
 1999년~현재 아주대학교 전자공학과 박사과정
 ※주관심분야 : Multimedia , Mobile, 임베디드 시스템, 의료전자

이상용(Sang-Yong Lee)

2000년 배재대학교 전자공학과 공학사
 2000년~현재 아주대학교 전자공학과 석사과정
 ※ 주관심분야 : 생체전자, Mobile, 임베디드 시스템

박종억(Jong-Euk Park)



1998년 아주대학교 전자공학과 공학사
 2000년~현재 아주대학교 전자공학과 석사과정
 * 주관심분야 : 디지털 신호처리, 임베디드 시스템

김영길(Young-Kil Kim)



1978년 고려대학교 전자공학과 공학사
 1980년 한국 과학원 산업전자공학과 공학석사
 1984년 ENST(France) 공학박사
 1984년 9월 ~ 현재 아주대학교 교수
 ※ 주관심분야 : 디지털 신호처리, 초음파 의료 장비, 의료용 통신장치 개발, 선박 전자 (소나, 수중 초음파 모델)