

# 휴대용 혈압측정 시스템의 설계

연세대학교 대학원

의공학과

노 동 곤

# 휴대용 혈압측정 시스템의 설계

지도 이 윤 선 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2002년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

노 동 곤

# 노동곤의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2002년 12월 일

## 감사의 글

대학원 생활동안 아낌없는 격려와 세심한 지도를 아끼지 않으시며 인생과 학문의 큰 지표가 되어주신 이윤선 교수님께 진심으로 감사드립니다. 부족한 저의 논문을 꼼꼼히 살펴주신 김동윤 교수님과 김영호 교수님께 감사드리고, 항상 충고와 가르침을 주셨던 윤영로 교수님, 이경중 교수님, 윤영로 교수님, 조효성 교수님, 신태민 교수님, 김법민 교수님, 문인혁 교수님, 이철규 교수님, 김한성 교수님께도 감사의 마음을 표합니다.

대학원 생활을 하면서 힘들때면 옆에서 절 도와주시고, 위로해 주셨던 안중수 선생님, 대학원 생활을 함께 한 이성호 선배님, 한상훈, 조광현에게 감사를 드립니다. 바쁜 와중에도 옆에서 도와준 빈즈메디칼의 성빈, 정호형, 계형에게도 깊은 감사를 표하고, 특히 부족한 후배를 아껴주신 기홍이형에게 많은 감사를 드립니다.

항상 모범적인 선배의 모습을 보여주셨던 엄호준 선배님, 전대근 선배님, 임택균 선배님, 김동선 선배님, 성홍모 선배님들께 깊은 감사를 드리며, 친구로써, 동료로써, 항상 옆에 있어줬던 호동, 지금은 옆에 없지만 항상 그리운 재국, 재우, 이웅, 태훈, 준석이를 포함한 모든 93학번 학우들, 선배로써 친구로써 지내왔던 찬오, 동원, 승진, 그리고 항상 열심히 생활하는 모습을 보여줬던 용현이형, 승형, 해관, 광재, 광석, 인철, 유나, 재영, 성재, 상호, 임숙이와 모든 대학원생들에게도 고마움을 전합니다.

마지막으로, 부족한 아들을 항상 사랑으로 대해주셨던 하늘에 계신 그리운 아버님과 사랑하는 어머니, 사랑하는 아내, 아들 유준이, 동생내·외, 조카 기웅이, 장인어른, 장모님, 처남들, 그리고 모든 친척어른들께 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

2002년 12월

노 동 곤 올림

# 차 례

그림차례 .....	ii
표 차례 .....	iii
국문요약 .....	iv
제 1 장 서론 .....	1
제 2 장 이론적 배경 .....	4
2.1 고혈압 .....	4
2.2 혈압측정 방법 .....	6
2.3 오실로메트릭 방법 .....	8
제 3 장 혈압측정 시스템의 설계 .....	11
3.1 전체 시스템 구성 .....	11
3.1.1 전원부 .....	13
3.1.2 모터부 .....	13
3.1.3 신호검출부 .....	16
3.1.4 신호처리부 .....	19
3.1.5 무선 데이터 송·수신부 .....	24
3.1.6 디스플레이부 .....	25
제 4 장 실험 및 고찰 .....	30
4.1 초기 기동토크에 대한 검증 .....	30
4.2 설계한 자동 혈압측정 시스템의 성능 검증 .....	33
4.3 피 측정자의 상태와 혈압의 관계 .....	37
제 5 장 결론 .....	41
참 고 문 헌 .....	42
Abstract .....	45

## 그림 차례

그림 1.1 계단식 가압 방법을 사용한 혈압의 결정 .....	2
그림 2.1 간접법을 사용할 경우의 혈압 결정 .....	7
그림 2.2 오실레이션 파형 .....	8
그림 3.1 시스템 구성도 .....	12
그림 3.2 전체 시스템 .....	12
그림 3.3 전원부 MAX856 / KMC7660 회로 .....	13
그림 3.4 PWM을 사용한 모터구동 신호 .....	14
그림 3.5 PWM을 사용한 모터와 연속적인 모터구동 시의 커프 압력의 변화 .....	15
그림 3.6 커프 .....	17
그림 3.7 커프압력 검출회로 .....	17
그림 3.8 오실레이션 검출회로 .....	18
그림 3.9 커프압력 검출회로와 오실레이션 검출회로를 통과한 후의 신호 .....	18
그림 3.10 기동토크 및 계단식 가압 시점 .....	19
그림 3.11 모터동작 신호에 의한 기동토크 구간 .....	20
그림 3.12 2초 간격의 계단식 가압 신호 .....	21
그림 3.13 계단식 가압을 통한 혈압의 결정 .....	22
그림 3.14 시스템 소프트웨어 블록도 .....	23
그림 3.15 디스플레이 메인화면 .....	29
그림 4.1 수축기 혈압의 비교 .....	36
그림 4.2 이완기 혈압의 비교 .....	36
그림 4.3 심박동수의 비교 .....	37
그림 4.4 앉은 상태와 누운 상태의 비교 .....	39
그림 4.4 서 있는 상태와 누운 상태의 비교 .....	39

## 표 차 례

표 2.1 18세 이상 성인 혈압의 단계적 분류 .....	5
표 3.1 송·수신 데이터 사양 .....	25
표 3.2 혈압측정 시스템의 인식코드 .....	26
표 3.3 혈압측정 시스템의 엔드코드 .....	26
표 3.4 데이터 요청 프로토콜 .....	27
표 3.5 데이터 송신 프로토콜 .....	28
표 4.1 초기 기동토크 결과 데이터 .....	31
표 4.2 설계한 가압방식에 의한 혈압측정 결과 데이터 .....	34
표 4.3 기존의 감압식 시스템에 의한 혈압측정 결과 데이터 .....	35
표 4.4 피 측정자의 상태별 혈압측정 결과 데이터 .....	38

## 국 문 요 약

혈압은 사람의 건강상태를 알 수 있는 가장 기본적인 의학적 파라미터 중 하나이며, 오실로메트릭 방법을 사용한 혈압측정 시스템은 팔 동맥에서 커프를 통해 나타나는 압력을 측정함으로써 혈압수치를 비침습적으로 모니터링하는 장치이다. 현재 보편적으로 사용되고 있는 오실로메트릭 방식의 자동 혈압측정 시스템은 먼저 일정한 압력까지 빠르게 가압을 하고 나서 천천히 감압하는 과정에서 오실레이션 신호를 검출하여 혈압을 계산하는 방식을 사용하고 있다. 이러한 방식은 피 측정자에게 과도한 압력을 미치게 할 수 있으며, 또한 측정시간이 길어지게 되는 원인이 된다.

본 논문에서는 기존의 침습형 혈압측정방법의 위험성 및 불편성 등의 단점과 비침습형 혈압측정 시스템의 커프를 통한 과도한 압력이 유기되는 등의 단점을 보완하기 위해 손목형 커프에 공기를 주입하면서 혈압을 측정하는 손목형 혈압측정 시스템을 설계하였다. 설계한 혈압측정 시스템은 전원부와 압력을 가하는 공기주머니를 포함하는 커프, 신호검출부, 신호처리부, 무선 송·수신부 그리고 디스플레이부로 구성된다. 본 시스템은 혈압측정시 측정대상에게 주는 불편함을 제거하기 위해 무선 송·수신 방법을 사용하여 최대한 편안한 자세로 측정을 할 수 있도록 하였다. 본 논문에서 혈압측정은 현재 자동 혈압측정 시스템에서 주로 사용하고 있는 오실로메트릭 방법을 응용한 가압방식의 오실로메트릭 방법을 사용하였으며, 계단식 가압을 통한 각각의 압력에서 나타나는 오실레이션을 관찰하였고, 최대 크기 오실레이션을 이용한 혈압추정 알고리즘을 사용하여 혈압을 측정하였다.

설계한 시스템은 측정된 혈압값을 플래쉬 메모리에 저장하며, 이 데이터는 추후 의료종사자들이 확인할 수 있도록 하였다. 설계된 자동 혈압측



정 시스템은 기존에 일반적으로 사용되고 있는 자동 혈압측정 시스템과의 수축기, 이완기 혈압과 심박동수의 비교, 분석을 통해 신뢰성을 평가하였다. 수축기 혈압과 이완기 혈압을 결정하기 위한 특성비율은 0.436과 0.671을 사용하였다.

---

핵심되는 말 : 오실로메트릭 방법, 자동 혈압측정 시스템, 계단식 가압,  
특성비율

## 제 1 장 서 론

고혈압은 심혈관계 질환뿐 아니라 인간의 전체 질환 중에서도 가장 흔한 병이다. 의학 통계가 잘 되어있는 미국의 경우, 병원을 찾는 이유 중에서 고혈압이 전체에서 1위를 차지하고 있으며, 국내에서도 경제 및 사회적 으로 서구화, 선진화되면서 가족 중에서 고혈압 환자가 없는 경우가 드물 정도로 되었다. 국내에서 실행한 혈압측정조사를 보면 평균혈압은 연령증가에 따라 점차 증가하는 현상을 보였으며, 중증 고혈압 유병율은 12% 정도이고, 40세 이상의 인구에서는 16~19%, 경계성 고혈압은 25~28% 정도로 나타났고, 이로 인한 고혈압 합병증에 의한 사망을 모두 합치면 전체 사망의 50%를 상회할 만큼 중요한 만성질환 중의 하나이다[1].

고혈압은 그 자체로는 특별한 증상이 없더라도 신체 내에서 여러 장기들에 심각한 손상을 끼쳐 심장비대 및 심부전을 일으키며, 동맥경화증을 일으키거나 악화시켜서 관상동맥질환(협심증, 심근경색증), 뇌졸중, 만성 신부전 그리고 대동맥박리증 등 치명적인 합병증을 가져온다. 미국에서 발표된 연구에 의하면 이완기 혈압이 90 mmHg인 사람에 비해, 이완기 혈압이 105 mmHg인 환자들은 뇌졸중은 4배, 관상동맥질환은 2배 더 발생할 위험이 있으며, 혈압이 높을수록 합병증의 가능성은 더욱 높아진다고 한다. 이에 혈압을 정량적으로 측정할 수 있는 기기의 개발이 요구되고 있다[2].

혈압의 측정방법에는 관혈적으로 동맥 내에 바늘이나 카테터(catheter)를 삽입하여 동맥 내압을 측정하는 직접법(Invasive)[3]과 동맥내의 혈압을 비관혈적으로 측정하는 간접법(Non-Invasive)이 있다. 간접법에는 청진법(Auscultatory method or Korotkoff method)[4], 오실로메트릭 방법(Oscillometric method)[5]-[8], 초음파를 이용한 측정 방법[9] 등이 있으며,

이중에서 근래의 자동 혈압측정 시스템에서는 오실로메트릭 방법을 가장 많이 사용하고 있다. 하지만 이 방법은 일정압력까지 가압한 후, 서서히 감압하면서 혈압을 측정하므로 환자에게 커프압력에 의해 고통을 줄 수 있고, 측정시간이 오래 걸린다는 단점이 있다. 이 단점을 보완하는 방법으로 최근 소개된 방법으로 가압식 오실로메트릭 방법이 있다[10][11]. 이 방법은 커프를 서서히 가압하면서 혈압을 측정하는 방법으로 혈압을 빠르게 측정하고, 환자에게 고통을 주지 않지만, 혈압결정을 위한 오실레이션 데이터량이 적어서 정확한 측정을 하는데에는 어려움이 있었다.

이에 본 연구에서는 기존의 감압식 오실로메트릭 방법과 최근 연구되고 있는 가압식 오실로메트릭 방법의 장점들을 이용하여, 일정시간동안 커프에 압력을 연속적으로 가한 후, 원하는 커프압력에서부터는 계단식 가압을 통해 혈압을 측정할 수 있는 휴대용 자동 혈압측정 시스템을 설계하였으며, 측정된 수축기 혈압과 이완기 혈압은 추후에 의료종사자가 언제든지 데이터를 볼 수 있도록 하였다.

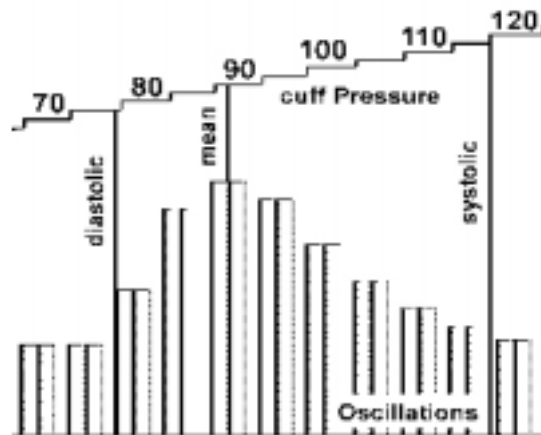


그림 1.1 계단식 가압방법을 사용한 혈압의 결정

그림 1.1과 같은 계단식 가압을 통해 혈압을 측정함으로써 손목에 과도한 압력이 미치는 것을 미연에 방지하였고, 정량적인 측정을 하였다. 또한 무선 송·수신부를 사용하여 혈압측정 시스템을 착용했을 때 시스템 본체와 원격제어부 사이의 모든 연결선들을 제거하여 편안하고 안정된 상태에서 혈압을 측정할 수 있도록 하였다. 이를 통해 고혈압 환자가 가정 및 병원에서 혈압의 조절과 건강유지를 위해 스스로 진단을 수행하는데 편의를 도모하고, 일반인들도 건강관리차원에서 보다 쉽게 혈압을 측정하는데 보다 실질적으로 도움을 주고자 하였다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 고혈압

혈액은 동맥을 통해 온 몸을 순환하면서 산소가 풍부한 혈액을 심장에서부터 다른 조직과 기관들에 전달해 준다. 일단 산소가 동맥을 통해 조직과 기관에 전달되고 난 후 산소가 줄어든 혈액은 정맥을 통해 심장으로 되 돌아온다. 심장은 이 혈액을 폐로 보내서 새로운 산소로 채우고, 심장으로 돌아온 혈액은 다시 대동맥을 통해 온몸으로 순환을 하게 된다. 혈압은 혈액이 몸 속을 순환하면서 동맥벽을 누르는 압력을 말한다.

사람의 몸은 다양한 자극에 대해 심장, 혈관, 신경계, 신장과 여러 가지 호르몬간의 복잡한 상호작용을 통해 혈압을 스스로 감지하고 조절한다. 혈압은 다양한 인자들에 의해 상승할 수 있다. 수면 중에는 우리 몸이 휴식을 취하므로 산소가 풍부한 혈액의 필요가 감소하기 때문에 혈압이 낮아지고, 운동을 할 때에는 많은 양의 산소가 필요하기 때문에 혈압이 높아진다. 사람의 몸의 필요에 따라 혈압이 하루에도 여러 번 오르락내리락 하는 것은 정상적인 일이다. 따라서 고혈압이라고 진단할 수 있는 것은 혈압이 정상범위보다 높은 상태로 계속 지속될 때 비로소 고혈압이라고 볼 수 있다.

고혈압 여부를 말해주는 여러 가지 위험인자들이 있다. 이 중 체중, 식사, 생활방식 등은 인위적으로 조절할 수 있는 위험인자들의 예이다. 또한 음주, 흡연 등은 혈압을 상승시키는데, 이들은 인간의 의지에 의해 완전히 배제될 수도 있는 위험인자들인 반면, 연령, 유전적 요인, 인종, 성별 등의 위험인자들은 변화시킬 수 없는 것들이다. 심장이 내보내는 혈액의 양이 증가하거나 동맥을 통해 흐르는 혈액에 대한 혈관 벽의 저항이 증가되면

고혈압(Hypertension or High blood pressure)이 발생한다. 즉 혈액이 좁아진 동맥을 통해 흐르면 혈액의 흐름을 유지하기 위해 심장이 더 강하게 펌프질을 해야 한다. 혈압이 높아지면 심장뿐만 아니라 동맥에 가해지는 부담이 커진다. 이러한 부담이 커진다는 것은 심장이 매우 힘들게 일해야만 한다는 것을 의미한다. 그 결과 심장은 크기가 증가하고 몸 전체로 혈액을 내보내는 효율이 점차적으로 떨어지게 된다. 고혈압은 심혈관계 질환뿐 아니라 인간의 전체 질환 중에서도 가장 흔한 병이다. 미국의 경우 병원을 찾는 이유 중에서 고혈압이 1위를 차지하고 있으며, 국내에서도 고혈압 환자가 많이 발생하고 있는 추세이다.

표 2.1 18세 이상 성인 혈압의 단계적 분류

분 류	수축기 혈압(mmHg)	이완기 혈압(mmHg)
적 정 혈 압	< 120	< 80
정 상 혈 압	< 130	< 85
높은 정상혈압	130 ~ 139	85 ~ 89
<b>고 혈 압</b>		
1 도	140 ~ 159	90 ~ 99
2 도	160 ~ 179	100 ~ 109
3 도	≥ 180	≥ 110

표 2.1의 1999년 세계보건기구와 국제고혈압학회에서 밝힌 혈압의 단계적 분류를 보면, 적정혈압은 수축기 혈압이 120 mmHg미만, 이완기 혈압이 80 mmHg 미만이고, 수축기 혈압이 139 mmHg미만, 이완기 혈압이 89 mmHg 미만일 경우, 정상혈압으로 구분하고, 수축기 혈압이 140 mmHg 이상이고, 이완기 혈압이 90 mmHg 이상일 경우 고혈압으로 정의하고 있다[12]. 최근에는 혈압 관리가 뇌졸중 예방에 핵심이라는 연구결과가 계속

나오고 있을 정도로 혈압에 대한 연구가 꾸준히 지속되고 있다[13].

고혈압은 완치되지 않고 단지 조절될 뿐이다. 따라서 치료는 평생 계속 되어야 하기 때문에 혈압측정 시스템이 반드시 필요하다.

## 2.2 혈압측정 방법

혈압의 측정방법에는 직접법과 간접법이 있다. 직접법은 관혈적 방법으로 동맥 내에 바늘 또는 카테터(catheter)를 넣어 압력 변환계를 통해 직접 동맥 내압을 측정하는 방법으로 매 심박동마다의 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정한다. 이 방법은 가장 정확하기는 하나 환자에게 고통과 비용 그리고 무엇보다 위험성이 따르고, 재현성이 적어 연구 목적이나 중환자실에서 이용되고 있다.

간접법은 동맥 내의 혈압을 비관혈적으로 측정하는 방법으로 직접법보다는 못하지만 거의 신뢰할 만한 수축기 혈압과 이완기 혈압을 얻을 수 있으며, 환자에게 고통을 주지 않고, 위험성이 적어서 근래에는 많이 사용되고 있다. 간접법에는 청진법, 오실로메트릭 방법, 초음파를 이용한 측정 등이 있다. 청진법은 1905년 러시아의 군의관인 Korotkoff에 의해 소개되었다. 그는 실험을 통해 커프가 감긴 팔에 압력을 가한 후, 서서히 감압할 때, 청진기를 사용하여 혈압을 결정할 수 있는 소리를 발견했다. 청진법은 비교적 정확하지만, 자동 혈압측정 시스템에 이용함에 있어서 소리를 검출하는 마이크로폰을 사용해야 한다는 측면에서 접촉면과의 잡음이 심하고, 마이크로폰의 위치를 정확히 맞추어 줘야 한다는 단점을 가지고 있다[14].

오실로메트릭 방법(Oscillometric method)은 프랑스의 생리학자인 Marey(1876)에 의해 처음 소개되었다. 커프압이 수축기 혈압보다 큰 압력

에서부터 이완기 혈압보다 작은 압력으로 감압될 때, 커프에서 특정한 패턴을 갖는 오실레이션들이 관찰되었다. 이 방법은 평균압을 검출할 수는 있지만, 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 명확한 기준이 없기 때문에 수축기 혈압과 이완기 혈압의 검출을 위한 다양한 연구들이 진행되어 왔다[15][16]. 오실로메트릭 방법은 직접 수축기 혈압과 이완기 혈압을 검출하는 방법이 아니므로, 청진법보다 정확도는 약간 떨어지지만, 잡음에 의한 에러가 적고, 센서를 정위치 시켜야하는 불편함이 없어 근래의 자동 혈압측정 방법으로 가장 많이 사용되는 방법이다[14].

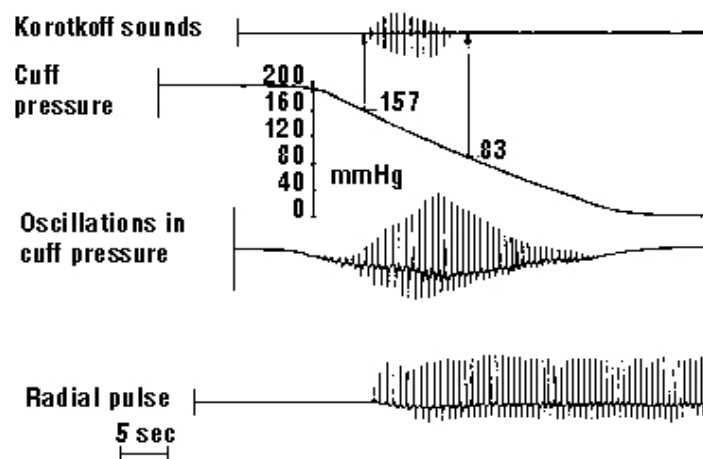


그림 2.1 간접법을 사용할 경우의 혈압 결정

R파 시간 간격 기술(R-wave Time Interval Technique)은 커프의 압력이 증가함에 따라 압력파가 심장주기와 연관되어 딜레이가 점차 증가되어 간다는 것을 이용한 방법이다[17]. 이 방법의 시간적으로 기준이 되는 심장 파라미터로는 ECG의 R파가 자주 사용되어진다. Arzbaecher와 Novotney



(1973)는 R파와 관계가 있는 코로코프음의 시간적인 딜레이를 측정했다.

초음파를 이용한 방법은 혈관계의 여러 가지 상태에서 혈액과 혈관 벽의 움직임을 감지하는 도플러(Doppler) 센서를 사용하는 방법으로 유아와 저혈압 환자에게도 사용할 수 있고, 잡음이 많은 환경에서도 사용할 수 있는 장점을 가지지만, 측정대상이 움직이면 센서와 혈관 벽을 왕복하는 초음파 신호의 경로에 변화를 주게 된다는 단점을 가지고 있다.

### 2.3 오실로메트릭 방법

팔에 감긴 커프의 압력과 커프에서 발생하는 작은 오실레이션 크기들의 상관관계로부터 혈압을 검출하는 혈압측정 방법이 오실로메트릭 방법(Oscillometric method)이다. 근래에는 자동적이고 이동적인 혈압측정 장치에는 환자에 부착하는 커프에 특별한 변환기나 마이크로폰이 필요없는 오실로메트릭 방법이 가장 많이 쓰이고 있다.

오실로메트릭 방법은 1876년에 Marey에 의해 처음으로 제시되었으며, 그는 커프압의 변화에 따라 나타나는 특정한 패턴의 오실레이션을 관찰했다.

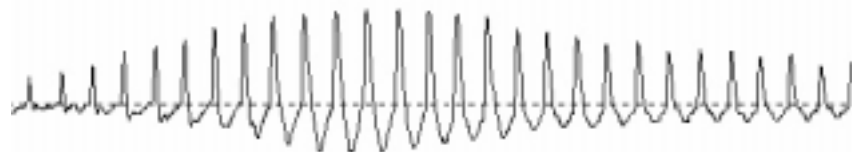


그림 2.2 오실레이션 파형

커프의 압력은 수축기 압력보다 20~30 mmHg 정도 높게 초당 20~30 mmHg의 속도로 빠르게 가압한 후, 초당 2~3 mmHg의 비율로 확장기 압력보다 낮게 천천히 공기를 빼면서, 검출되는 오실레이션의 크기를 비교한다. 오실레이션에서 수축기와 이완기 혈압의 검출은 평균압을 검출하는 알고리즘을 사용하여 오실레이션의 크기가 최고점에 도달할 때의 커프압을 평균압으로 추정하는 MAA(Maximum Amplitude Algorithm)[15][18]를 가장 많이 이용한다. 이 알고리즘은 최대 오실레이션이 실제로 커프압과 평균 동맥압(MAP ; Mean Arterial Pressure)과 같다고 정의된 것에 기초를 둔다. 그리고 Marey의 초기 가설과는 다르게 오실레이션의 시작은 수축기 압력 바로 위의 커프압에서 발생한다는 것을 알 수 있었다. 초기의 오실로메트릭 방법은 평균압을 검출할 수는 있지만, 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 명확한 기준이 없기 때문에 수축기압과 이완기압 검출에 대한 다양한 연구들이 진행되어 왔다[15][16].

Geddes는 청진법을 기준으로 최대 크기 오실레이션과 수축기압 및 이완기압을 분석하였다[15]. 그는 수축기압과 이완기압에서 발생하는 각각의 커프 오실레이션 크기와 최고 커프 오실레이션 크기 사이에 비례적인 관계인 특성비율(CR ; Characteristic Ratio)이 존재한다고 하였다. 그리고 그는 실험을 통해 최대 오실레이션 크기의 약 50%에 해당하는 커프 오실레이션에 수축기압이 추정되고, 최대 오실레이션 크기의 75-80%일 때, 이완기압이 추정된다고 설명했다. 그러나 이 특성비율은 커프의 특성 및 인체 조직을 통한 커프로부터 전달되는 압력의 특성, 혈관의 특성 등에 의해 상당히 큰 변동성을 가지며[19], 이 변동성에 의해 특성비율은 사람에 따라 10-20%의 변동성을 지닌다.

Forster와 Turney[20]는 오실로메트릭 모델을 만들어 평균혈압, 수축기 혈압, 이완기 혈압을 결정하는 여러 가지 파라미터를 분석하였다. 그들은

오실로메트릭 파형의 절정치를 이용하여 평균 동맥압을 추정할 수 있다는 결론을 내렸으나, 수축기압과 이완기압에서의 특성비율은 동맥압 파형 형태와 동맥 compliance에 의해 강한 영향을 받는다고 하였다.

수축기 혈압의 특성비율  $CR_{sys}$ 는 오실로메트릭 파형에서 최대 오실레이션의 크기  $P_{max}$ , 수축기 혈압의 오실레이션의 크기  $P_{sys}$ 에 의해 식(2.1)과 같이 구할 수 있다.

$$CR_{sys} = \frac{P_{sys}}{P_{max}} \quad (2.1)$$

그리고 이완기 혈압의 특성비율  $CR_{dia}$ 는 오실로메트릭 파형에서 최대 오실레이션의 크기  $P_{max}$ , 이완기 혈압의 오실레이션의 크기  $P_{dia}$ 에 의해 식(2.2)과 같이 구할 수 있다.

$$CR_{dia} = \frac{P_{dia}}{P_{max}} \quad (2.2)$$

본 연구에서 사용하는 특성비율(Characteristic Ratio)은 고정값을 사용하였고, 수축기 혈압의 특성비율은 0.436(평균오차= $\pm 0.018$  / 표준편차= $\pm 0.00053$ )을, 이완기 혈압의 특성비율은 0.671(평균오차= $\pm 0.020$  / 표준편차= $\pm 0.00055$ )을 사용하였다.

## 제 3 장 혈압측정 시스템의 설계

오실로메트릭 방법을 사용한 가압식 자동 혈압측정 시스템은 손목형 커프를 사용하고, 모터를 사용하여 압력을 계단식으로 가압하면서 혈압을 측정하고, 측정된 데이터의 저장이 가능하도록 메모리 기능을 갖춘 휴대용 가압방식의 자동 혈압측정 시스템이다. 커프에 압력을 계단식으로 가하면서 최대 오실레이션이 검출되는 지점의 커프 압력을 평균혈압으로 결정하고, 최대 오실레이션을 기준으로 최대 오실레이션이 나타나기 이전의 오실레이션 중 크기가 67.1%인 오실레이션이 나타나는 지점의 압력을 이완기 혈압으로 결정하며, 최대 오실레이션이 나타난 후에 그 크기가 43.6 %의 오실레이션이 나타나는 지점의 압력을 수축기 혈압으로 결정한다.

### 3.1 전체 시스템 구성

본 연구에서 설계한 시스템은 건전지(1.5V×2개, AAA형 알카라인 건전지)를 사용한 전원부와 커프에 압력을 가하는 모터부, 커프를 통해 커프 압력신호와 오실레이션 신호를 검출하는 신호검출부, 검출된 신호들을 처리하는 신호처리부, 시스템본체와 원격제어부(PC)를 연결하는 무선 데이터 송·수신부, 마지막으로 디스플레이부로 구성되어진다. 시스템에 사용한 저전력 마이크로 컨트롤러로는 60KB 플래쉬 메모리와 2KB RAM, 12 bit A/D 변환기, 절약모드에서는 단지 1.6 $\mu$ A가 소모되며, 48개의 I/O 포트를 내장한 MSP430F149를 사용하였다.

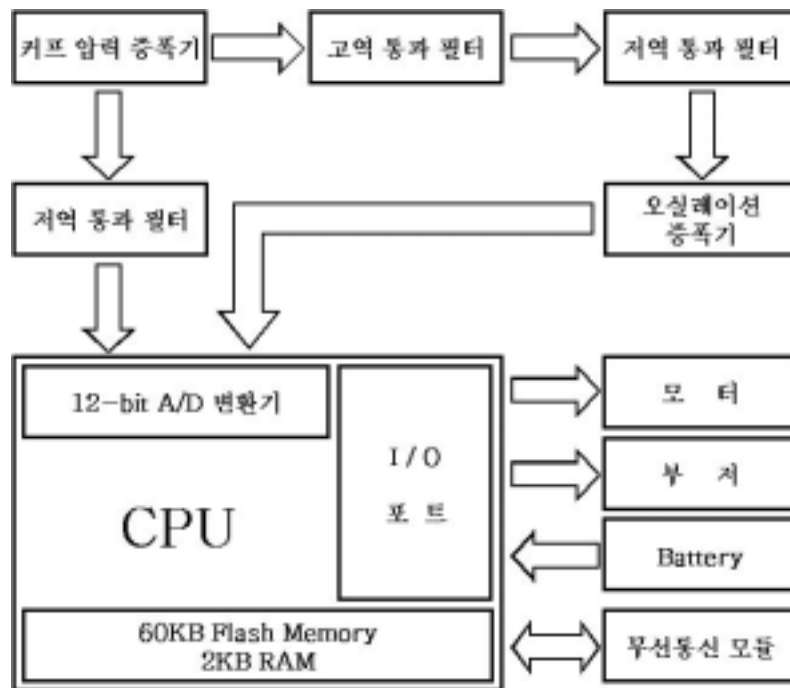


그림 3.1 시스템 구성도



그림 3.2 전체 시스템

### 3.1.1 전원부

가압식 자동 혈압측정 시스템의 전원은 AAA형 알카라인 건전지 2개를 사용한 +3 Volt로 구동되며, DC-DC Converter인 MAX856을 사용하여 +5 Volt를 얻고, 다시 LMC7660을 사용하여 -5 Volt를 얻는다. MAX856은 0.8 Volt에서도 안정적으로 전원을 공급할 수 있으며, Low Battery Detect 기능이 내장되어있어 배터리로 구동되는 시스템에 유용하다. 그리고  $200\mu\text{A}$ 의 낮은 공급 전류를 필요로 하고, 97% 이상의 효율로 전압을 전환할 수 있다. 그림 3.3은 본 논문에서 설계한 전원부 회로이다.

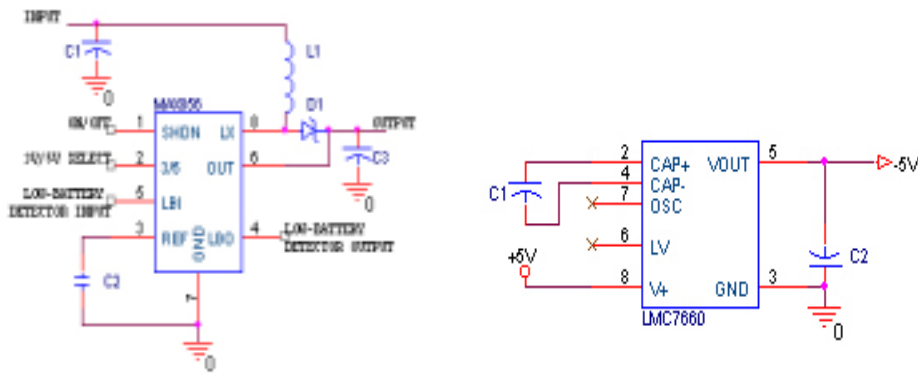


그림 3.3 전원부 MAX856 / LMC7660 회로

### 3.1.2 모터부

본 연구에서 사용한 DC 모터는 +3V에서 동작이 가능하고, 모터를 연속적으로 동작시킬 때 360mA가 소모되는 모터를 사용하였다. 커프에 공기

유입 시 전력 소모를 줄이고, 공기 주머니에 천천히 공기를 유입시키기 위해서 모터를 PWM(Pulse Width Modulation)으로 구동시켰으며, 이를 통해 모터에서 소모하는 전류를 240mA까지 줄였고, 공기주머니에 공기를 천천히 유입시킬 수 있다. 그림 3.4는 PWM을 사용하여 모터를 구동시킬 때의 신호를 검출한 것으로 하이 레벨에서만 모터가 동작하며, 하이 레벨 신호의 듀티비는 38%이고, 로우 레벨 신호의 듀티비는 62%이다.

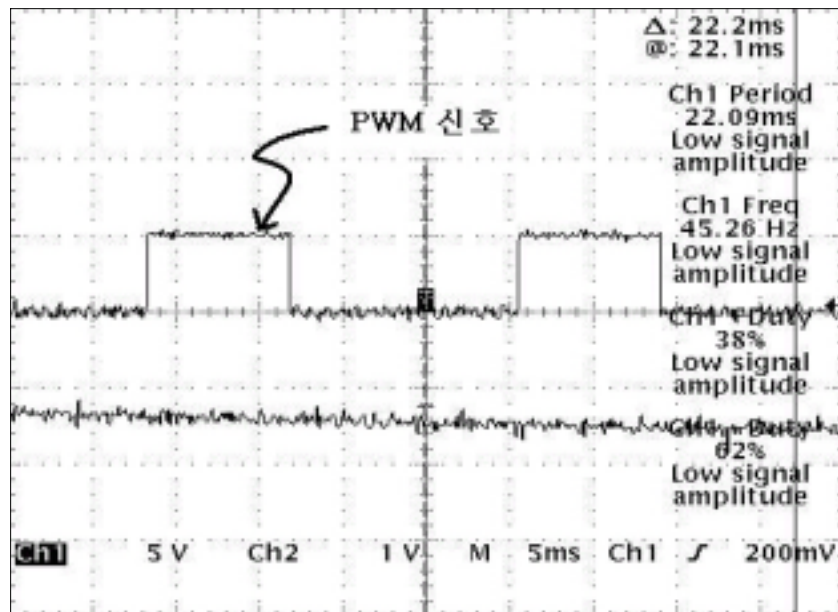
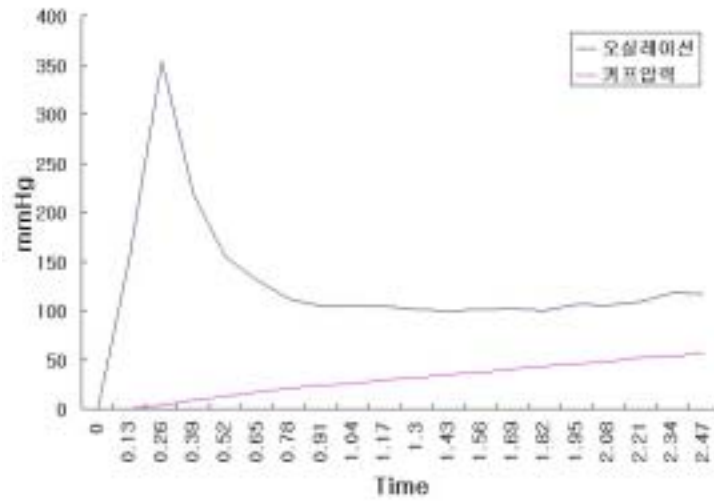
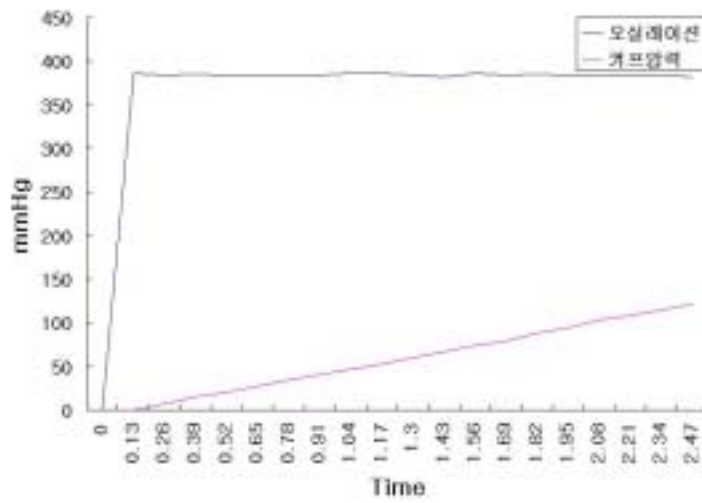


그림 3.4 PWM을 사용한 모터구동 신호

그림 3.5는 커프에 공기를 유입시킬 때, PWM을 사용하여 공기를 유입시킨 경우와 PWM을 사용하지 않고 연속적으로 공기를 유입시킨 경우를 나타낸 것이다.



(a) PWM 구동시



(b) 연속적인 구동시

그림 3.5 PWM을 사용한 모터와 연속적인 모터 구동시의 키프압력의 변화



그림 3.5 (a)는 PWM을 사용하여 모터를 구동한 경우, 연속적인 구동시보다 공기주머니에 유입되는 공기의 양이 상대적으로 적음을 알 수 있었으며, PWM을 사용한 모터는 오실레이션 파형에 서서히 영향을 미치면서도 짧은 시간에서만 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 그림 3.5 (b)는 연속적인 가압을 사용했을 경우이며 빠른 시간에 영향을 미치고, 또한 PWM을 사용했을 경우에 비해 상대적으로 영향을 미치는 시간이 오래 지속됨을 알 수 있었다.

### 3.1.3 신호검출부

휴대용 혈압측정 시스템의 신호검출부에서는 커프의 압력과 오실레이션을 검출을 위해 실리콘 압력센서를 사용하였으며, 오실레이션 신호를 검출하기 위하여 1Hz의 고역 통과 필터와 3Hz의 저역 통과 필터를 사용하였다. 실리콘 반도체 센서는 보정되지 않은 온도오차를 많이 내포하고 있으며, 간단한 온도보상을 위해서 정 전류로 구동시킬 필요가 있고, 센서를 정 전류로 구동시킬 때 온도로 인하여 브리지 저항이 증가하면 센서 브리지에 걸리는 전압이 상승한다. 이때 센서의 Full Scale Output은 센서의 감도와 브리지 전압의 곱으로 결정되므로, 브리지 전압의 상승은 Full Scale Output의 증가로 나타난다. 센서 설계 시에  $TCR(\text{브리지 저항의 온도계수}) = -TCS(\text{브리지 저항 감도의 온도계수})$ 로 정확하게 선택할 수 있으며, 보상문제가 간단히 해결 될 수 있다.



그림 3.6 커프

본 연구에서 사용한 실리콘 센서는 브리지 저항의 온도계수와 브리지 저항감도 계수가 조화를 이루는 센서이므로 전류 소스원으로 전압 레퍼런스를 이용하였으며, 증폭기를 통하여 출력전압을 얻었다.

연구에서 사용한 커프는 손목형 커프이며, 전체 길이는 29cm, 폭은 7cm이며 공기주머니의 폭은 6cm, 길이는 16cm이다. 그림 3.6은 본 연구에서 사용한 커프의 그림이다.

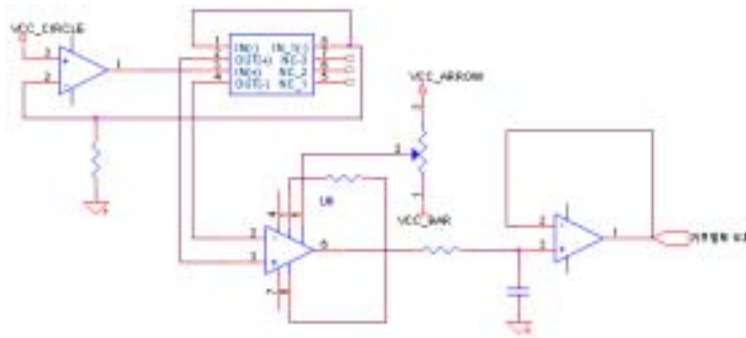


그림 3.7 커프압력 검출회로

그림 3.7은 실리콘 센서 AD620을 이용하여 커프의 압력을 검출하기 위

한 회로이다.

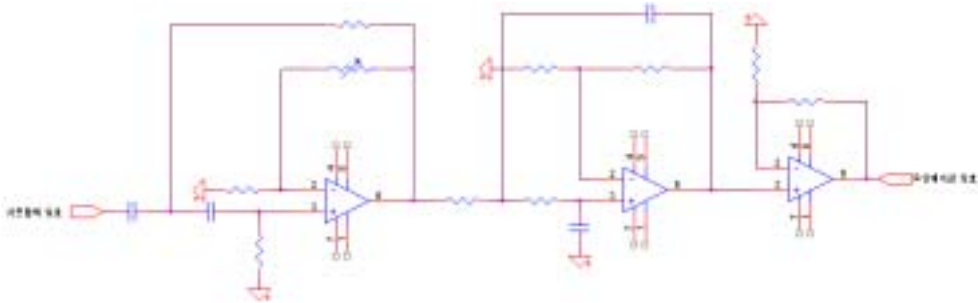


그림 3.8 오실레이션 검출회로

그림 3.8은 실리콘 센서를 통해 얻은 커프의 압력 신호를 고역 통과 필터와 저역 통과 필터를 통과시켜 오실레이션을 검출하기 위한 회로이다.

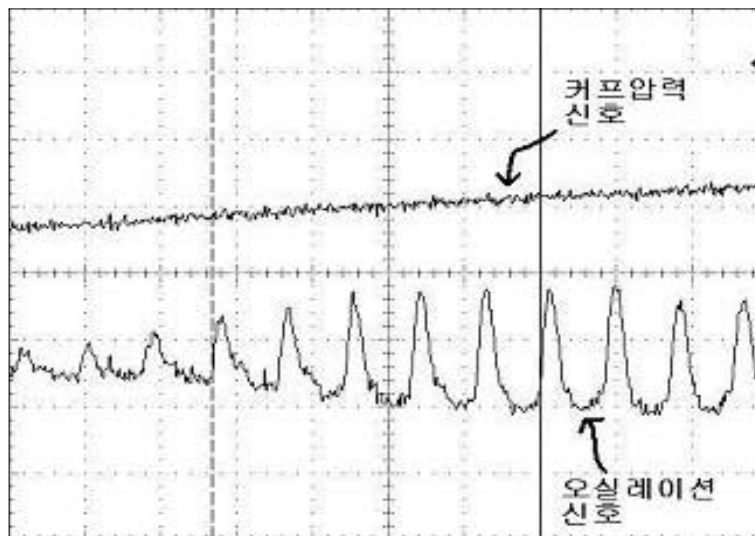


그림 3.9 커프압력 검출회로와 오실레이션 검출회로를 통과한 후의 신호  
그림 3.9는 커프압력 검출회로와 오실레이션 검출회로를 통하여 얻어진 커프

프압력 곡선과 오실레이션 신호를 나타낸 것이다.

### 3.1.4 신호처리부

본 연구에서는 측정된 커프의 압력과 검출된 오실레이션 신호를 처리하기 위하여 마이크로 컨트롤러에 내장된 12비트 A/D 컨버터를 사용하였으며, 데이터 샘플링은 100Hz를 사용하였다. 커프에 압력을 기동토크로 인해 커프의 압력변화가 생기기 때문에, 본 연구에서는 커프에 공기를 주입한 초기에 나타나는 기동토크가 나타난 이후 처음으로 오실레이션이 검출되는 시점부터 계단식 가압을 시작하였으며, 그림 3.10은 커프의 공기를 주입한 후, 나타나는 기동토크와 계단식 가압의 시점을 나타낸 것이다.

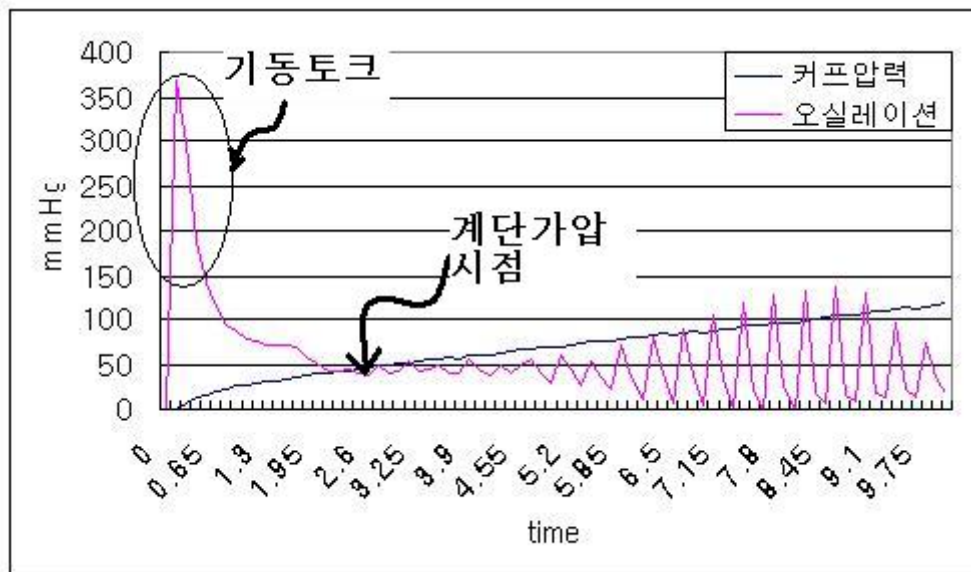


그림 3.10 기동토크 및 계단식 가압 시점

계단식 가압의 주기는 2초로 하였으며, 모터를 가압한 후 500ms 동안은 모터를 기동시키기 위한 PWM신호로 인해 커프의 압력변화가 발생한 것에 의한 것이므로 데이터를 처리하지 않았으며, 500ms의 지연시간은 모터를 통한 계단식 가압을 할 때 생기는 모터에 의한 커프의 압력변화를 제거하기 위해서이다.

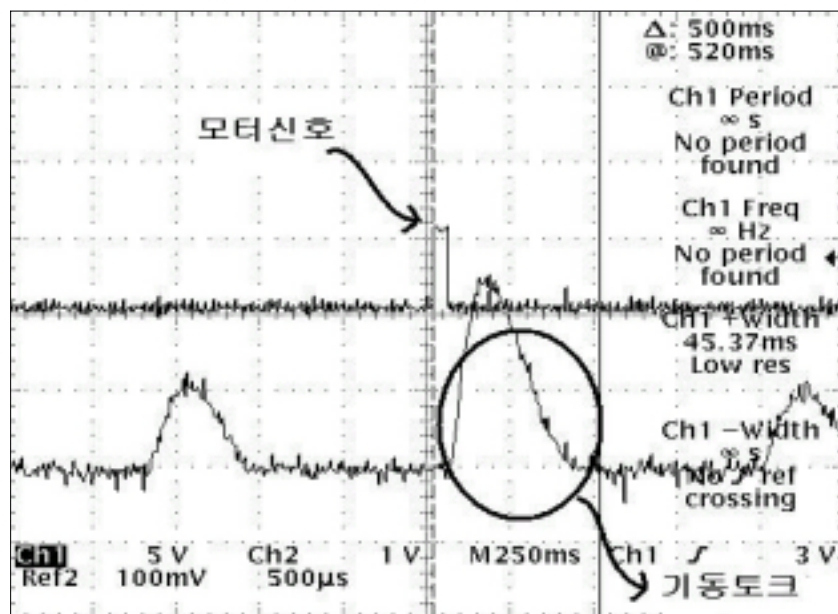


그림 3.11 모터동작 신호에 의한 기동토크 구간

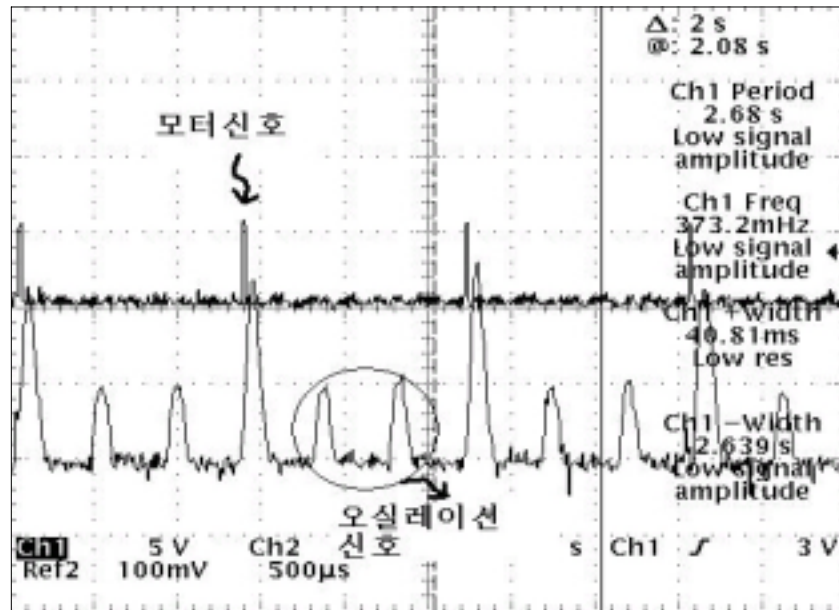


그림 3.12 2초 간격의 계단식 가압신호

그림 3.11은 모터를 동작시킨 초기에 오실레이션 검출회로를 통해 나타나는 기동토크 구간을 나타낸 것이다. 모터신호가 인가된 후 500ms 동안의 구간에서 나타남을 알 수 있다. 또한 그림 3.12는 모터를 동작시켰을 경우 나타나는 신호와 이때의 오실레이션 신호를 동시에 나타낸 그림이다. 모터 신호는 2초 간격으로 동작함을 볼 수 있고, 그 사이에 두 개의 오실레이션 신호가 나타남을 알 수 있다. 또한 이때 나타나는 두 오실레이션의 시간 간격을 통해 심박동수를 계산하였다.

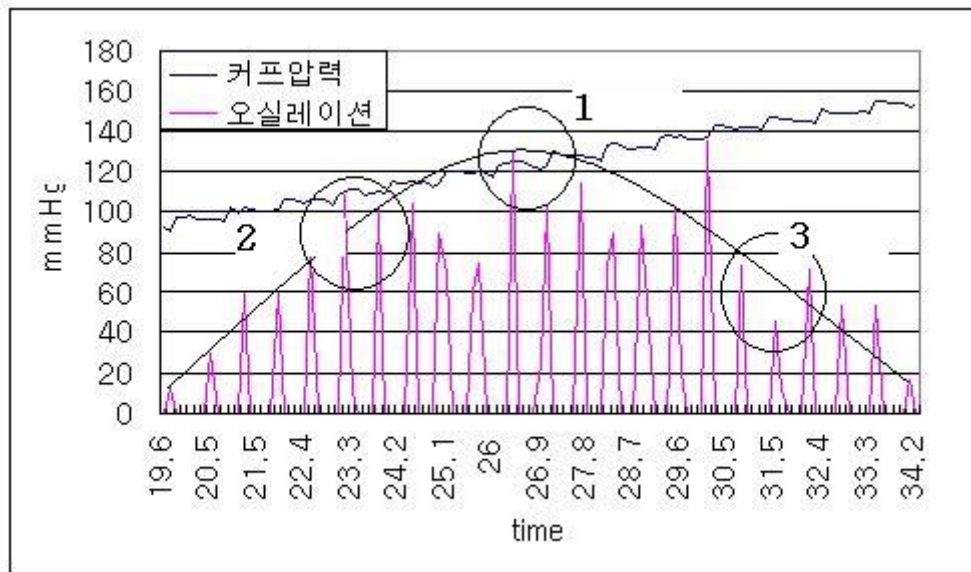


그림 3.13 계단식 가압을 통한 혈압의 결정

그림 3.13은 오실레이션의 크기에 따른 수축기 혈압과 이완기 혈압을 나타내었다. 구간 1은 최대 크기의 오실레이션이 나타나는 시점이고, 이 오실레이션이 나타나기 이전의 오실레이션 중에서 크기의 최대크기 오실레이션의 67.1%에 해당되는 오실레이션에 대응하는 커프압력을 이완기 혈압으로 결정하고, 최대크기 오실레이션이 나타난 이후, 그 크기가 43.6%의 오실레이션이 나타나는 지점의 커프압력을 수축기 혈압으로 결정하였다.

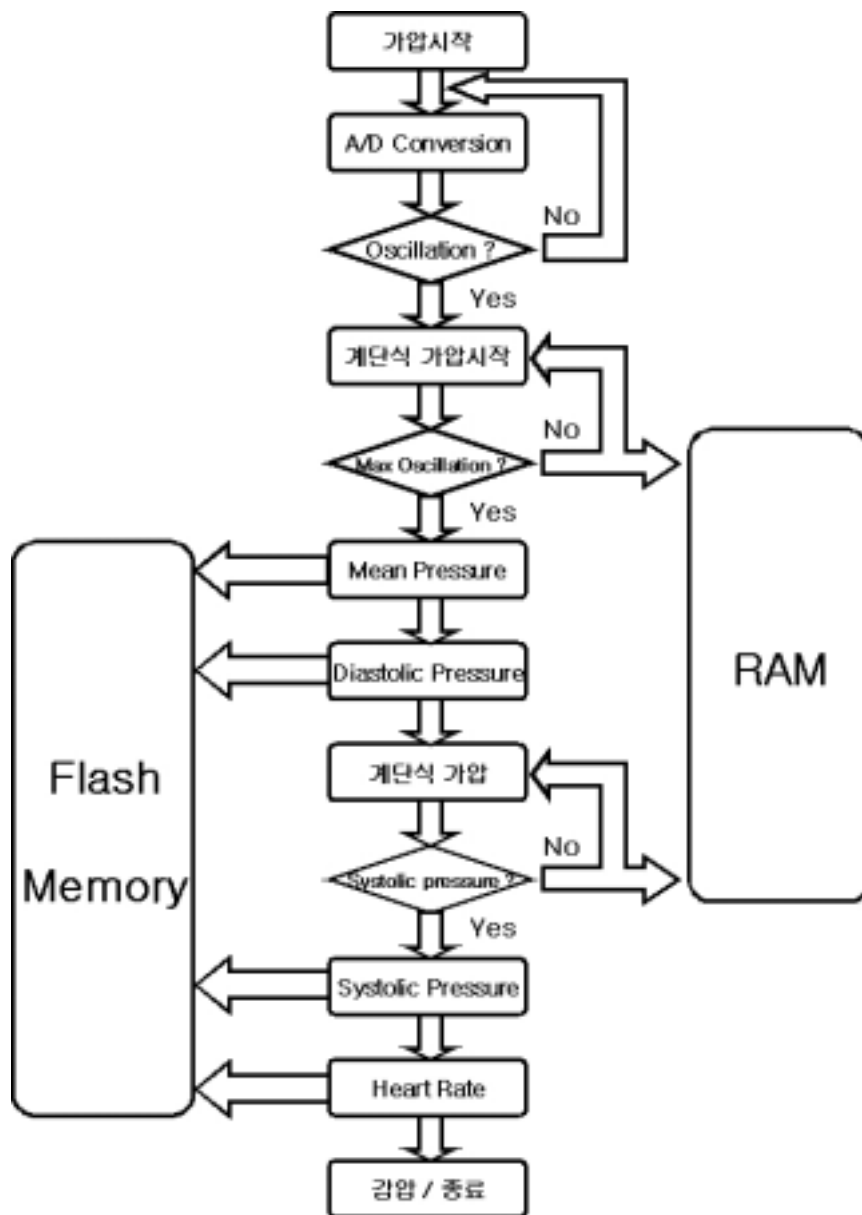


그림 3.14 시스템 소프트웨어 블록도

그림 3.14는 본 연구에 구현된 소프트웨어의 블록도이다. 혈압을 측정하



기 위해 가압을 시작하면 먼저 계단식 가압을 개시하기 위해 아날로그-디지털 변환기를 통해 첫 번째 오실레이션이 나타나는 지를 감시한다. 만약 오실레이션이 나타나게 되면 계단식 가압을 개시하고, 혈압측정을 위한 과정을 수행하게 된다. 계단식 가압을 통해 각각의 커프압력에서 오실레이션들의 크기를 비교하여 최대 크기의 오실레이션이 나타나는지를 검사한다. 만약 최대 크기의 오실레이션이 나타나게 되면 이때의 압력을 평균 혈압으로 결정하고, 이전의 오실레이션 데이터 중에서 최대 오실레이션 크기의 67.1%에 해당되는 오실레이션을 찾아서 그때의 커프 압력을 이완기 혈압으로 결정한다. 최대 크기의 오실레이션을 검출한 이후에도 계단식 가압을 계속하여 최대 오실레이션 크기의 43.6%에 해당되는 오실레이션이 나타나게 되면 이때의 커프 압력을 수축기 혈압으로 결정하고, 검출된 오실레이션들간의 시간 간격을 통해 심박동수를 계산을 수행한다. 이때의 데이터들은 마이크로 컨트롤러에 내장된 플래쉬 메모리에 저장되고, 이 저장된 데이터들은 추후 무선 송·수신부를 통해 원격제어부에서 데이터를 디스플레이 하게 된다.

### 3.1.5 무선 데이터 송·수신부

MSP430F149의 플래쉬 메모리에 저장된 데이터들은 433MHz의 무선 데이터 대역폭으로 원격제어부(PC)로 전송하였으며, 전송 속도는 9600bps이다. 표 3.1은 송·수신 모듈로 사용한 데이터의 사양이다.

표 3.1 송·수신 데이터 사양

	공급전원	전류	변조 대역폭	신호 왜곡
송신부	3 V	4 mA	20 kHz	5 %
수신부	3 V	4 mA	20 kHz	5 %

무선으로 데이터를 송·수신할 경우 433MHz의 같은 대역에서는 신호의 간섭이 발생 할 수 있는데, 신호의 간섭을 피하기 위하여 본 연구에서는 송신할 8비트의 데이터 중 상위 4비트는 혈압측정 시스템 각각의 고유 인식 번호이며, 하위 4비트는 측정된 혈압 데이터로 분류하여 전송하였으며, 총 열 여섯 대의 혈압계를 동시에 측정할 수 있도록 설계하였으며, 본 논문에서는 하나의 자동 혈압측정 시스템을 사용하여 실험하였다.

### 3.1.6 디스플레이부

RS-232C 통신 방식은 1:1 근거리(15m 이내) 통신에 적합하며, 통신 거리를 연장하고자 하는 경우에는 통신 라인도 길어진다는 단점이 있으므로 본 연구에서는 무선 송·수신 방식을 사용하여 플래쉬 메모리에 저장된 데이터를 원격제어부(PC)로 전송하여 저장된 데이터를 확인하였다.

#### 3.1.6.1 데이터 수신 프로토콜

혈압측정 시스템과 원격제어부에서의 디스플레이 화면의 기본적인 프로토콜 순서는 각각의 혈압측정 시스템의 인식코드와 엔드코드로 구성된다. 표 3.2는 혈압측정 시스템에 사용된 인식코드이며, 각 시스템에 사용된 인식 코드는 A0h-AFh의 16진수를 사용하였고, 표 3.3은 각 코드의 엔드코드

는 FFh를 사용하였다.

표 3.2 혈압측정 시스템의 인식코드

시스템 인식코드				각 시스템의 번호			
1	0	0	1	X	X	X	X

표 3.3 혈압측정 시스템의 엔드코드

시스템 인식코드				각 시스템의 번호			
1	1	1	1	1	1	1	1

원격제어부의 디스플레이부에서 해당되는 혈압측정 시스템에 데이터를 요청하는 코드 총 2바이트로 되어 있다. 첫 번째 바이트는 데이터를 요청하는 혈압측정 시스템의 해당번호이고, 두 번째 바이트는 엔드코드로 되어 있다. 프로토콜은 표 3.4와 같다.

표 3.4 데이터 요청 프로토콜

혈압측정 시스템 번호	데이터 엔드코드
A0h	FFh
A1h	FFh
A2h	FFh
A3h	FFh
A4h	FFh
A5h	FFh
A6h	FFh
A7h	FFh
A8h	FFh
A9h	FFh
AAh	FFh
ABh	FFh
ACh	FFh
ADh	FFh
A Eh	FFh
AFh	FFh

### 3.1.6.2 데이터 송신 통신 프로토콜

혈압측정 시스템에서 원격제어부의 디스플레이 화면으로 데이터를 송신할 경우는 첫 번째 바이트 중 4비트는 시스템 인식코드이고, 두 번째 4비트는 데이터이다. 측정된 데이터가 모두 전송되면, 데이터 엔드코드가 혈압측정 시스템에서 원격제어부로 전송된다. 표 3.5는 16개의 휴대용 혈압계를 사용할 경우 해당 코드를 나타낸 것이다.



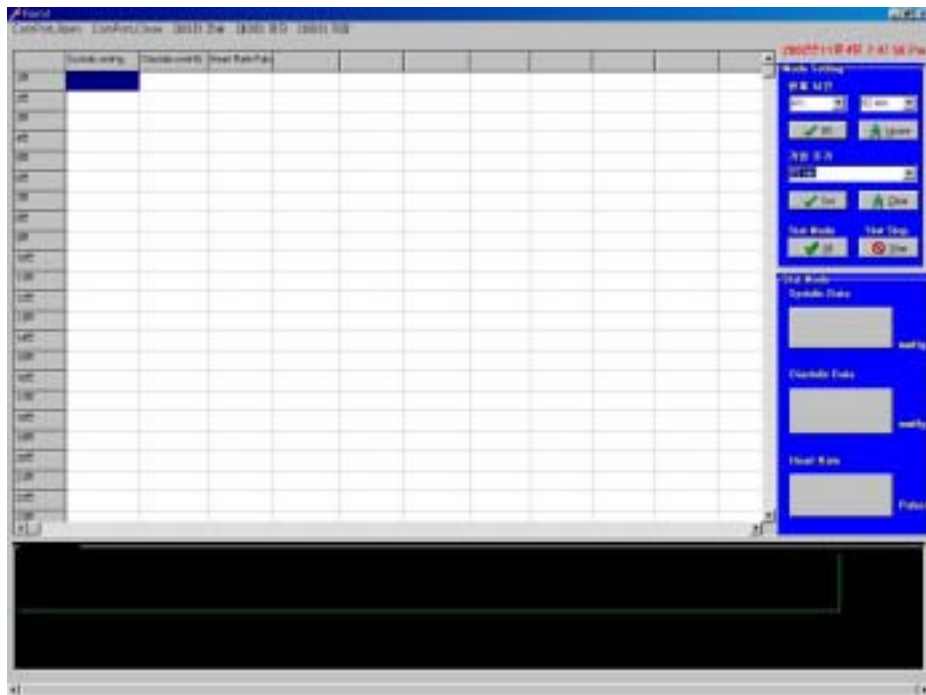


그림 3.15 디스플레이 메인화면

## 제 4 장 실험 및 고찰

본 연구에서는 설계한 시스템의 성능을 평가하기 위해 세 가지 실험을 수행하였다. 첫째, 혈압측정 초기의 커프에 공기를 주입하기 시작할 때 나타나는 초기의 기동토크에 대해 검토하였고, 둘째, 시스템의 타당성을 검증하기 위해 기존의 자동혈압계와의 비교·분석을 하였으며, 실험을 위한 수축기 혈압 및 이완기 혈압의 계산을 위한 특성비율에는 수축기 혈압에서는 0.436을 사용했고, 이완기 혈압은 0.671을 사용하여 혈압을 계산하였다. 마지막으로 휴대용인 점을 감안하여 피 측정자의 측정상태에 따른 혈압의 변화를 실험하였다.

### 4.1 초기 기동토크에 대한 검증

혈압측정을 개시하는 시점에서 모터로부터 커프 속의 공기주머니에 공기를 주입할 때 나타나는 신호로써, 속이 빈 공기주머니에 갑자기 많은 양의 공기가 주입되면서 나타난다. 이 신호는 최대 크기의 오실레이션 신호보다도 더 크게 나타나며, 혈압을 계산할 때에는 이 신호는 배제한 상태에서 혈압을 계산하도록 설계하였다.

표 4.1 초기 기동토크 결과 데이터

Subject No.	성별 / 나이	팔목 둘레 (cm)	기동토크 크기 (mmHg)	기동토크 유지시간 (sec)	오실레이션이 나타나는 시간 (sec)	Reference 평균혈압 sys/dia (mmHg)
1	여/22	13.8	386.5	0.65	1.69	109/66
2	여/21	14	390.4	0.65	1.56	108/66
3	여/21	14	384.3	0.65	1.56	113/72
4	여/21	14.4	386.5	0.78	1.69	122/86
5	여/21	14.5	385.3	0.78	1.95	110/72
6	여/21	14.7	384.8	0.78	1.95	117/78
7	여/21	14.8	362.2	0.65	1.56	126/80
8	남/25	14.9	362.9	0.78	1.69	134/84
9	남/28	15.2	387.6	0.78	2.21	138/91
10	남/25	15.3	386.4	1.17	2.73	147/107
11	남/27	15.7	389.7	1.04	2.86	118/81
12	남/28	15.8	378.5	1.04	2.86	134/86
13	여/36	16	372.2	0.52	1.3	107/72
14	남/30	16	380.8	0.91	1.82	122/78
15	남/27	16.1	388.6	0.78	2.34	132/92
16	남/30	16.2	384.0	0.91	1.95	123/82
17	남/25	16.9	387.6	1.04	2.47	136/90
18	남/29	17	375.6	0.91	1.95	131/81
19	남/24	17.1	385.3	1.04	2.6	143/94
20	남/32	17.2	386.5	0.91	2.86	139/82
21	남/25	17.6	374.1	1.17	2.99	144/92
22	남/26	17.9	387.6	1.17	2.86	152/103
23	남/28	18.1	384.1	1.04	2.6	155/101
24	남/31	19	379.5	0.91	2.73	147/97
25	남/32	19.1	294.8	0.78	2.47	151/103
26	남/31	19.7	367.9	1.04	2.6	140/96

표 4.1을 통해 혈압측정 초기에 나타나는 기동토크는 팔목의 굵기에 따



라 나타나는 크기는 변화가 없고, 단지 혈압에 따라 기동토크 유지시간과 오실레이션이 나타나기 시작하는 지점의 시간적인 차이가 나타남을 볼 수 있다. 기동토크 유지시간이 1초 미만인 Subject들의 경우, 오실레이션이 대체로 2초 이내에 나타나며, 이동토크 유지시간이 1초 이상인 Subject들은 오실레이션이 나타나기까지 2초 이상이 걸림을 알 수 있다. 기동토크 시간이 가장 짧게 유지되는 Subject No. 13과 중간 단계인 Subject No. 14, 그리고 가장 길게 유지 것 중 하나인 Subject No. 22에 대해 살펴보면, Subject No. 13은 기동토크 시간이 0.52초로 가장 짧게 유지됨을 알 수 있다. 이 측정자의 참조 평균혈압은 수축기 혈압이 107mmHg이고, 이완기 혈압이 71mmHg이다. 중간 단계인 Subject No. 1번은 기동토크 시간이 0.91초이며, 이때의 참조 평균혈압은 수축기 혈압이 122mmHg, 이완기 혈압이 78mmHg이다. 마지막으로 기동토크 시간이 1.17초로 가장 긴 Subject No. 22의 참조 평균혈압을 살펴보면, 수축기 혈압이 152mmHg, 이완기 혈압이 99mmHg로 나타났다. 이를 통해 혈압이 초기 혈압 측정 초기에 모터의 동작으로부터 나타나는 기동토크가 나타나서 유지되는 시간의 길이에 영향을 줄 수 있었다. 먼저 저혈압에 속하는 Subject No. 13의 경우 기동토크가 나타나는 시간도 가장 짧았으며, 고혈압에 속하는 Subject No. 22의 경우에는 기동토크가 유지되는 시간이 1.17초로 나타남을 알 수 있다.

또한, 오실레이션이 나타나는 시간에서는 가장 빠르게 오실레이션이 나타나는 Subject No. 13의 경우, 가압을 시작한 후 오실레이션이 나타나는 데 걸리는 시간이 1.3초이고 이때의 참조혈압은 수축기 혈압이 107 mmHg, 이완기 혈압이 72 mmHg로 가장 낮게 나타났으며, Subject No. 21의 경우 가압을 시작하고 2.99초 후에 오실레이션이 나타남을 볼 수 있었고 이 경우 참조 혈압은 수축기 혈압이 144 mmHg, 이완기 혈압이 92 mmHg로 고혈압군에 속함을 알 수 있다.

위의 결과를 통해, 고혈압인 경우 모터 동작 초기에 발생하는 기동토크에 의한 영향을 저혈압인 경우보다 더 오래 받는다는 것을 알 수 있었고, 오실레이션이 나타나는 시간도 더 늦게 나타남을 알 수 있었다.

## 4.2 설계한 자동 혈압측정 시스템의 성능 검증

본 연구에서 설계한 가압식 자동혈압 측정 시스템의 성능을 검증하기 위하여, 타사 제품과의 비교·분석을 수행하였다. 타사제품은 오실로메트릭 방법을 사용하는 비관혈적 자동혈압측정 시스템으로써 커프의 압력을 감압하면서, 오실레이션 신호를 얻도록 설계된 기기이다. 본 실험에서는 20대 이상 남·여 26명을 대상으로 실험하였으며, 두 시스템을 사용하여 동시에 측정할 수 없기 때문에 두 시스템 중 하나의 시스템을 랜덤하게 선택하여 먼저 혈압을 측정을 하고, 측정이 끝난 후 바로 나머지 기기를 사용하여 혈압을 측정하고, 이를 세 번 반복하였다. 평균혈압에서 수축기 혈압과 이완기 혈압을 계산하기 위한 특성비율은 수축기 혈압의 특성비율은 0.436, 이완기 혈압은 0.671이다. 이 실험을 통해 수축기 혈압, 이완기 혈압, 심박동수에 관한 데이터를 획득하여 표 4.2에 그 결과를 나타내었고, 기존의 감압식 자동혈압 측정 시스템을 사용한 결과 데이터는 표 4.3에 나타내었다.

표 4.2 설계한 가압방식에 의한 혈압측정 결과 데이터

Subject No.	수축기 혈압				이완기 혈압				심박동수			
	1	2	3	평균	1	2	3	평균	1	2	3	평균
1	121	125	123	123	79	80	80	80	54	54	53	54
2	139	137	138	138	81	80	83	81	73	72	73	73
3	140	142	142	141	93	92	91	92	83	84	81	83
4	107	106	109	107	75	71	71	72	79	79	79	79
5	150	148	151	150	100	99	104	101	81	81	80	81
6	140	139	140	140	95	96	93	95	74	74	75	74
7	133	135	136	135	82	83	82	82	83	82	81	82
8	112	107	110	110	65	64	67	65	98	96	96	97
9	109	109	108	109	67	67	65	66	73	73	71	72
10	119	118	119	119	79	77	80	79	69	68	66	68
11	125	127	125	126	79	83	80	81	71	71	70	71
12	154	150	153	152	99	101	101	100	65	66	67	66
13	120	116	119	118	82	85	83	83	92	90	90	91
14	113	110	110	111	73	71	74	73	79	80	79	79
15	115	111	111	112	74	68	75	72	78	78	76	77
16	124	123	125	124	85	82	81	83	78	77	77	77
17	125	130	130	128	84	85	86	85	71	72	70	71
18	133	139	136	136	90	88	90	89	65	66	66	66
19	131	133	130	131	89	90	92	90	66	64	65	65
20	129	134	133	132	93	88	92	91	96	96	97	96
21	144	141	144	143	95	96	96	96	68	67	70	68
22	151	150	149	150	101	103	100	101	75	77	77	76
23	134	136	133	134	85	80	85	83	66	68	64	66
24	145	145	146	145	103	105	100	103	82	80	81	81
25	149	147	147	148	96	97	96	96	76	75	74	75
26	119	121	125	122	81	83	82	82	70	71	69	70

표 4.3 기존의 감압식 시스템에 의한 혈압측정 결과 데이터

Subject No.	수축기 혈압				이완기 혈압				심박동수			
	1	2	3	평균	1	2	3	평균	1	2	3	평균
1	125	120	121	122	77	82	76	78	52	56	55	54
2	140	136	142	139	87	80	78	82	73	74	72	73
3	145	142	144	144	91	92	92	92	83	84	82	83
4	106	106	108	107	73	70	69	72	77	79	81	79
5	154	149	150	151	105	101	102	103	81	81	80	81
6	142	138	139	140	96	97	96	96	74	74	74	74
7	130	136	128	131	80	82	82	81	86	82	81	83
8	113	107	106	109	67	58	74	66	96	96	102	98
9	106	113	105	108	71	65	62	66	70	72	77	73
10	121	117	113	117	78	77	79	78	66	71	71	69
11	127	126	124	126	82	84	74	80	70	72	69	71
12	159	151	155	155	106	104	92	101	63	66	66	65
13	122	115	117	118	84	85	74	81	88	94	93	92
14	112	105	112	110	72	70	73	72	79	77	81	79
15	118	109	113	113	76	63	77	72	79	78	77	78
16	127	123	116	122	90	81	86	86	83	74	78	78
17	129	134	139	134	86	85	87	86	70	72	72	71
18	136	141	136	138	89	87	96	91	64	66	66	65
19	132	135	142	136	88	91	92	90	65	67	67	66
20	129	133	134	132	94	86	96	92	96	98	94	96
21	144	140	146	143	93	94	95	94	68	70	66	68
22	150	153	154	152	100	111	97	103	79	72	74	75
23	135	135	132	134	94	78	80	84	68	65	65	66
24	148	146	147	147	111	107	102	107	81	86	78	82
25	150	145	145	147	106	93	92	97	75	78	76	76
26	120	123	127	123	82	80	83	82	73	67	69	70

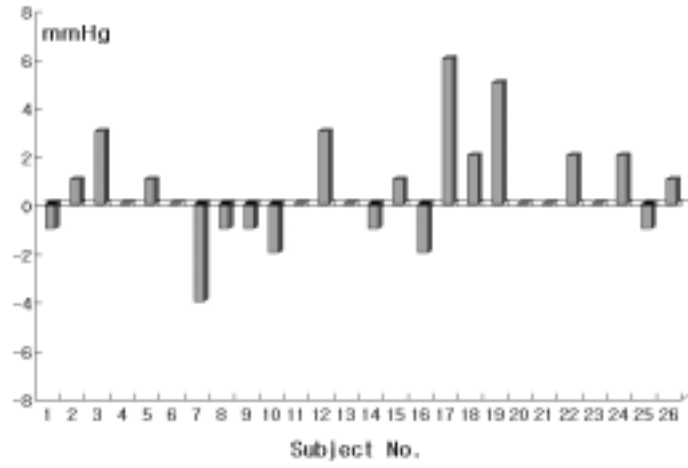


그림 4.1 수축기 혈압의 비교

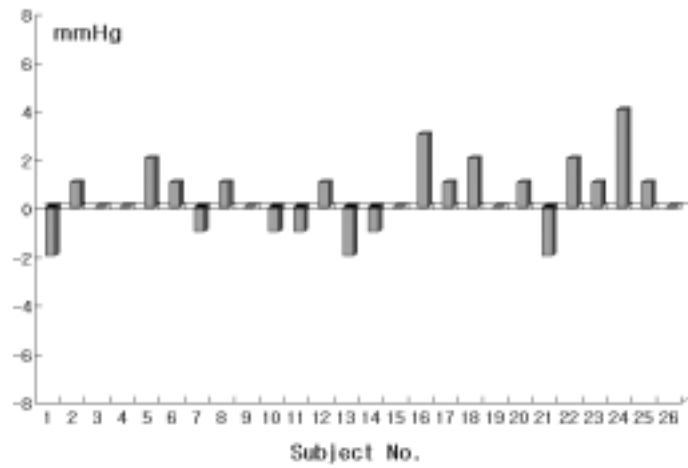


그림 4.2 이완기 혈압의 비교

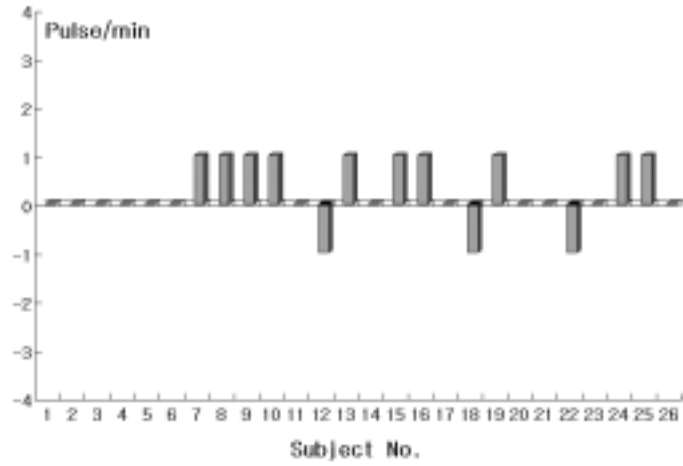


그림 4.3 심박동수의 비교

그림 4.1은 타사제품을 기준으로 본 연구에서 설계한 시스템과의 평균 수축기 혈압의 차이를 비교한 그림으로 평균 수축기 오차는  $\pm 1.54$  mmHg, 이때의 표준편차는  $\pm 4.77$  mmHg로 나타났으며, 그림 4.2에서는 타사제품을 기준으로 두 시스템 사이의 평균 이완기 혈압의 차이를 비교한 그림으로써 평균 이완기 혈압차는  $\pm 1.19$  mmHg, 표준편차는  $\pm 2.35$  mmHg임을 알 수 있었으며, 그림 4.3은 두 시스템의 심박동수를 비교한 그림으로 평균오차 및 표준편차가  $\pm 0.5$  pulse/min 으로 동일하게 나타남을 볼 수 있었다.

### 4.3 피 측정자의 상태와 혈압의 관계

본 연구에서 설계한 휴대용 혈압측정 시스템을 사용하여 측정 시 피 측

정자의 상태에 관한 분석을 수행하였다. 피 측정자의 상태는 앉은 자세, 서 있는 자세, 누워있는 자세로 구분하여 남·여 26명을 대상으로 측정하였다.

표 4.4 피 측정자의 상태별 혈압측정 결과 데이터

Subject No.	앉은 상태 (mmHg)		서 있는 상태 (mmHg)		누워있는 상태 (mmHg)	
	수축기 혈압	이완기 혈압	수축기 혈압	이완기 혈압	수축기 혈압	이완기 혈압
1	123	80	137	85	118	74
2	138	81	150	92	134	76
3	141	92	152	100	136	86
4	107	72	126	85	102	70
5	150	101	160	108	145	94
6	140	95	153	106	134	91
7	135	82	152	95	130	79
8	110	65	131	76	107	63
9	109	66	127	75	105	63
10	119	79	138	91	115	75
11	126	81	140	92	121	77
12	152	100	163	109	149	96
13	118	83	137	95	115	79
14	111	73	130	84	107	69
15	112	72	129	86	109	68
16	124	83	137	96	120	79
17	128	85	140	97	124	81
18	136	89	150	100	132	85
19	131	90	147	102	127	87
20	132	91	145	104	127	88
21	143	96	158	106	140	91
22	150	101	162	112	145	96
23	134	83	150	95	130	80
24	145	103	159	111	141	97
25	148	96	161	106	144	91
26	122	82	137	90	117	78

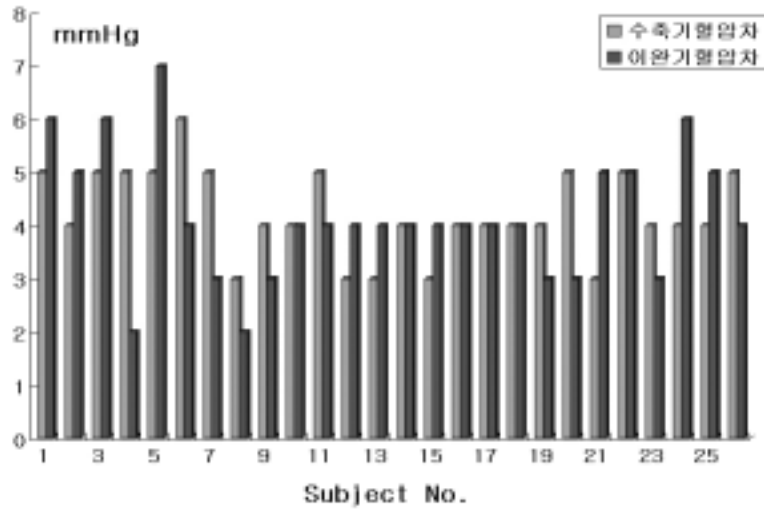


그림 4.4 앓은 상태와 누운 상태의 비교

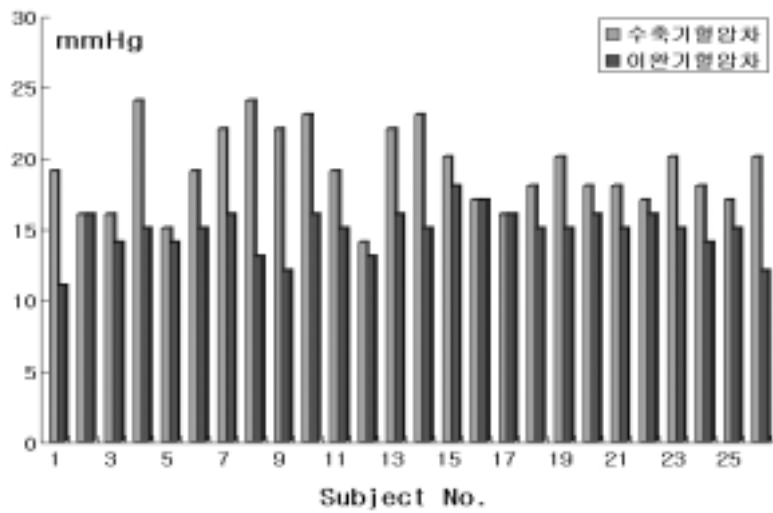


그림 4.5 서 있는 상태와 누운 상태의 비교



그림 4.4에서 통해 심장과 동등한 위치에서 측정한 누운 상태의 수축기 혈압이 가장 낮게 나타났으며, 앉은 상태인 경우 누운 상태의 수축기 혈압보다 평균 4.23 mmHg만큼 더 높게 나타났으며, 서서 측정한 경우에는 누워서 측정한 경우보다 평균 19.12 mmHg만큼 높게 나타났음을 알 수 있었고, 그림 4.5에서도 역시 누운 상태에서의 이완기 혈압이 가장 낮게 나타났으며, 앉은 상태에서의 이완기 혈압은 누운 상태보다 평균 4.15 mmHg만큼 높게 나타났으며, 서서 측정한 경우에는 누운 상태의 측정보다 평균 14.81 mmHg 더 높게 나타났다.

## 제 5 장 결 론

본 논문은 24시간 동안 혈압의 연속적인 모니터링을 해야하는 고혈압 환자들의 편의를 도모하고자 설계하였다. 계속 커프를 팔에 감고 있어야 하는 피 측정자에게 과도한 압력이 가해지는 것을 막기 위해 기존의 방식과는 다른 가압방식을 이용한 오실로메트릭 방법을 사용하여 혈압을 측정하고자 하였다. 설계한 자동 혈압측정 시스템의 성능을 평가하기 위한 실험 결과 얻은 결론은 아래와 같다.

첫째로, 기동토크에 대한 검증에서는 혈압에 따라 기동토크가 미치는 시간이 달라짐을 알 수 있었다. 고혈압인 경우 더 오래 영향을 받았으며, 저혈압의 경우는 짧은 시간동안에만 영향을 받음을 알 수 있었다.

둘째로, 설계한 시스템의 성능을 검증하기 위해 수축기 혈압의 특성비율은 0.436, 이완기 혈압의 특성비율은 0.671로 결정하여 MINITAB 13.20을 사용하여 분석하였을 때, 수축기 혈압의 경우  $R^2=98.1\%$ ,  $P=0.000$ 이고, 이완기 혈압의 경우  $R^2=98.6\%$ ,  $P=0.000$ , 심박동수의 경우에는  $R^2=99.6\%$ ,  $P=0.000$ 의 상당한 신뢰도를 갖는 결과를 얻을 수 있었다.

마지막으로 피 측정자의 상태별 혈압의 변화에서는 누운 상태의 혈압이 가장 낮게 나타났고, 다음으로 앉아서 측정했을 때이고, 서서 측정한 경우는 이전의 두 경우와는 상당히 많은 차이를 보임을 알 수 있었다.

그러나, 본 논문에서는 설계한 혈압측정 시스템을 직접법이나 청진법과의 비교·분석을 하지 않았고, 같은 방식을 사용하는 혈압계와의 비교·분석도 수행하지 않았기 때문에 향후 이러한 비교·분석을 수행하여 시스템에 대한 더욱 신뢰할 만한 평가가 필요하다.

## 참 고 문 헌

- [1] 보건복지부, “2001년도 고혈압·당뇨관리사업 지침”, 2001
- [2] [http://snuh.snu.ac.kr/Web/info\\_second/sense/11.htm](http://snuh.snu.ac.kr/Web/info_second/sense/11.htm)
- [3] Geddes LA, “Cardiovascular Devices and their Applications”, Wiley, 1984
- [4] G.M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, “The Korotkoff sound”, Ann. Biomedical Eng., Vol. 17, pp325-359, 1989
- [5] E. J. Marey, “Pression et vitesse du sang” Physiologic Experimentale, Masson, Paris, Vol. 2, pp. 307-343, 1876
- [6] JCBT Moraes, and M Cerulli, “A Strategy for Determination of Systolic, Mean and Diastolic Blood Pressures from Oscillometric Pulse Profiles”, IEEE, Vol. 27, pp. 211-214
- [7] Lee A. Taylor, Ronald G. Bennett, and Thomas J. Dorsett, “The Application of Signal Averaging to the NIBP Oscillometric Waveform”, IEEE, pp. 691-692, 1997
- [8] J. N. Amoores, W. B. Geake, and D. H. Scott, “The Effects of Pulse Rate, Artefact and Pulse Strength on Oscillometric Non-Invasive Blood Pressure Measurements”, IEEE, pp. 1977-1978, 1997
- [9] Ware R.W., Laenger C.J., “Indirect blood pressure measurement Doppler ultrasonic kinetoarteriography” Proc 20th Ann Conf. Eng Med Biol. Vol. 9, pp. 27-30, 1967
- [10] M. Nakajima, T. Komatsu, T. Kimura, Y. Fujiwara, Y. Shimada, “Evaluation of a new Oscillometric Blood Pressure Monitor by

- Cuff Inflation Method", *Anesthesiology*, Vol. 85, pp. A401, 1996
- [11] N. Morioka, M. Ozaki, K. Ozaki, DI Sessler, T. Matsukawa, and H. Suzuki, "Measurement of Non-Invasive Oscillometric Blood Pressure During Cuff Inflation, Rather than Deflation", *Anesthesiology*, Vol. 87, pp. A431, 1997
- [12] "1999 World Health Organization - International Society of Hypertension Guidelines for the Management of Hypertension", WHO, ISH, Vol. 17, pp. 151-183, 1999
- [13] "혈압관리로 뇌졸중 막아라", *MedicalObserver Clinical Focus*, Vol. 122, pp. 11, 2002
- [14] Gary Drzewiecki, "Noninvasive Assessment of Arterial Blood Pressure and Mechanics", *The Biomedical Engineering Handbook*, pp. 1196-1202, 1995
- [15] L. A. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure", *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 10, pp. 271-280, 1982
- [16] K. G. Ng and C. F. Small, "Changes in oscillometric pulse amplitude envelope with cuff size: Implications for blood pressure measurement criteria and cuff size selection", *J. Biomed. Eng.*, Vol. 15 pp 279-282, 1993
- [17] Carruthers M., Taggart P., "Validation of a new, inexpensive, non-invasive miniaturized blood pressure monitor", *J Amb Mon*, Vol. 1, pp. 163-170, 1988
- [18] J. A. Posey, L. A., H. Williams and A. G. Moore, "The meaning

of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure: Part I", *Cardiovasc. Res. Center Bull.*, Vol 8, pp. 15-25, 1969"

- [19] M. Ursino and C. Cristalli, "A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement", *IEEE*, Vol. 43, pp. 761-778, 1996
- [20] F. K. Forster and D. Turney, "Oscillometric determination of diastolic, mean, and systolic blood pressure. A numerical model", *ASME. J. Biomed. Eng.*, Vol. 108, pp 359-364, 1986

# ABSTRACT

## Design of the Ambulatory Blood Pressure Monitoring System

Roh Dong Kon

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Blood pressure is one of the most fundamental parameters which reflects physical conditions medically, and the blood pressure measurement system using oscillometric method is a non-invasive blood pressure measurement device by measuring arterial pressure through a cuff. In general, commercial blood pressure measurement devices calculate blood pressure by detecting oscillation signals while inflating cuff pressure rapidly then deflating slowly. That measurement method applies excessive pressure to the patient and also takes a long time.

In this paper, we designed a wrist blood pressure system which measure blood pressure during the inflation in the wrist cuff. This system has advantages in safety and comfortableness compared to invasive measurement method and also makes up the excessive pressure inflation into cuff in non-invasive measurement method. The hardware system consists of a main power unit, a bladder in cuff unit,

signal detection units, signal processing units, a wireless data transmission unit and a data display unit. Our system can make patient comfortable during measurement because it used wireless data transmission. We used inflation oscillometric method applied to conventional deflation oscillometric method, and we observed oscillation signals in each pressure level by stepping up inflation, then we determined blood pressure using MAA(Maximum Amplitude Algorithm).

This system can save blood pressure values into flash memory, and then these saved data can be checked by medical doctors or nurses. We evaluated reliability of this system by comparing and analyzing systolic, diastolic blood pressure, and heart rate with other commercial blood pressure measurement devices. Characteristic ratio values used to determine systolic and diastolic blood pressure were 0.436 and 0.671 respectively.

---

Keyword : Oscillometric method, Automatic blood pressure measurement system, stepping inflation, Characteristic ratio