

다중 생체 신호 측정을 통한  
손목 혈압 측정의 정확도 향상을 위한 연구

연세대학교 대학원

의 공 학 과

정 윤 모

다중 생체 신호 측정을 통한  
손목 혈압 측정의 정확도 향상을 위한 연구

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2010년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

정 윤 모

# 정운모의 석사 학위논문을 인준함

심사위원\_\_\_\_\_인

심사위원\_\_\_\_\_인

심사위원\_\_\_\_\_인

연세대학교 대학원

2010년 12월 일

## 감사의 글

본 논문이 완성되기까지 아낌없는 지도와 관심으로 부족하기만 한 저를 바른 길로 인도해 주신 윤형로 교수님께 진심어린 감사의 인사를 드립니다. 바쁘신 가운데에도 부족한 저의 논문을 살펴주시고 지도해주신 신태민 교수님, 김원기 박사님께 깊은 감사를 드립니다. 학부 생활과 대학원 생활동안 학문적인 측면 뿐 아니라 인격적인 측면에서도 많은 가르침을 주신 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 이용흠 교수님께 감사의 말씀을 올립니다.

지금의 저로 성장하기까지 20년이 넘는 시간동안 묵묵히 뒤에서 아낌없는 사랑을 전해주신 아버지, 어머니, 그리고 동생 운곤에게 감사의 말을 전합니다. 대학원 생활을 잘 마무리 짓고, 힘든 시간들을 이겨 낼 수 있도록 항상 곁에서 응원해 준 보배에게도 고맙다는 말을 전하고 싶습니다.

지난 2년간의 대학원 생활을 하는 동안 많은 조언을 해주시고 도움을 주신 의용계 측 연구실의 많은 선배님들께 감사의 인사를 드립니다. 연구실에서 동고동락하며 많은 도움을 주신 인철형, 연식형, 명현형, 상오형, 옥진형, 인섭형, 영면형, 재훈이, 민용이에게 감사 드립니다. 대학원을 졸업한 후에도 많은 조언을 해주시는 이찬오 선배님, 서광석 선배님, 김해관 선배님, 이계형 선배님, 이광재 선배님, 배기수 선배님, 남기태 선배님, 전석환 선배님, 고준섭 선배님, 박성준 선배님의 많은 관심에 감사드리며, 저의 부족한 부분을 세심하게 알려주고 학업 및 프로젝트 등의 다양한 측면에서의 성장에 많은 도움을 준 명현형에게 다시한번 감사의 마음을 전합니다.

공부한다는 핑계로 항상 바쁘다면서 잘 찾아뵙지도 못했지만 항상 웃으며 저를 반겨주는 고마운 친구들인 원경, 성덕, 웅, 상협, 승민, 중형, 원범, 장수, 그리고 지금도 군에서 고생하고 있을 현민, 우리 불꽃라인 친구들에게 진심으로 고마움을 전합니다.

대학원 생활동안 룸메이트가 되었던 주한이와 대학생활 동안 서로에게 힘이 되어준 영준, 동진, 보람 등의 대학 친구들과, 자주 연락은 못하지만 항상 만나면 누구보다 반가운 고등학교 동창, 현진, 승원, 진경, 기준, 순민, 정규, 웅규, 응재, 기욱, 그리고 바쁘다는 핑계로 정말 만나기 힘들었던 I.F. 친구들 현호, 옥렬, 희정, 남경, 미현에게 감사의 인사를 드립니다.

대학 생활동안 많은 힘이 되고 의지가 되었던 연세대학교 테니스 동아리 Match Point의 동기들에게 감사드리며, 항상 제 부탁에 적극적으로 참여해주고 도움을 주는 우리 사랑스러운 후배님들께 감사를 드립니다. 그리고 언제나 우리 동아리의 정신적 지주가 되어주는 OB 선배님들께 감사의 인사를 드립니다.

마지막으로 끝으로 지금의 저를 있게 해주시고, 저에게 논문을 작성할 수 있도록 사랑과 헌신으로 저를 이끌어 주시고, 오늘이 있기까지 못난 아들을 지켜봐주신 아버지, 어머니께 다시한번 감사의 말씀을 전하면서 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

2010년 겨울  
정 윤 모 올림

# 차 례

그림 차례 .....	iii
표 차례 .....	v
국문 요약 .....	vi
제1장 서론 .....	1
제2장 이론적 배경 .....	4
2.1 혈압(Blood Pressure) .....	4
2.2 혈압 측정 방법 .....	7
2.3 전자 혈압계 .....	11
2.3.1 오실로메트릭 방법 .....	11
2.3.2 코르트코프 사운드 방법 .....	14
2.3.3 전자 혈압계의 문제점 .....	16
2.4 혈압에 영향을 주는 인자들 .....	20
2.4.1 심혈관계의 생리학적 변화 .....	20
2.4.2 외적 변화 요인 .....	23
제3장 연구 방법 .....	25
3.1 실험 장치 .....	25
3.1.1 기준 혈압 측정 .....	26
3.1.2 데이터 획득 .....	29

3.1.3 데이터 수집 .....	33
3.1.4 데이터 분석 .....	34
3.2 실험 조건 .....	37
3.2.1 실험 대상 .....	37
3.2.2 측정 환경 .....	38
3.3 실험 과정 .....	39
3.3.1 측정 준비 및 피검자 안정 .....	40
3.3.2 다중 생체 신호 측정 .....	41
3.3.3 혈압 측정 .....	41
제4장 실험 결과 .....	42
4.1 손목 혈압의 오차율 계산 .....	42
4.2 기준 혈압과 보정 인자들에 대한 다중선형회귀분석 .....	44
4.2.1 이변량 상관계수 분석 및 독립 변수의 선택 .....	44
4.2.2 평균 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석 .....	45
4.2.3 수축기 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석 .....	48
4.2.4 이완기 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석 .....	51
4.3 대조군에 대한 혈압 보정 오차 확인 .....	54
4.4 혈압 보정 다중 회귀 방정식 적용 결과 .....	56
제5장 고찰 및 결론 .....	59
참고 문헌 .....	61
영문 요약 .....	67

## 그 립 차 례

그림 2.1 심혈관 질환에 의한 사망률 변화 추이 .....	4
그림 2.2 JNC 7 혈압의 단계분류 .....	5
그림 2.3 오실로메트릭 혈압측정법 .....	12
그림 2.4 커프 압력 변화와 코르트코프 음 밀도의 관계 .....	14
그림 2.5 Omron 사의 HEM-907 측정 값 Vs. 청진 측정값 오차 .....	18
그림 2.6 동맥 혈압에 영향을 주는 생리학적 인자 .....	20
그림 2.7 연령에 따른 수축기·이완기 혈압의 변화 .....	23
그림 3.1 측정 시스템의 구성 .....	25
그림 3.2 임상 시험에 사용된 청진기 및 수은 혈압계 .....	27
그림 3.3 임상 실험에 사용된 커프의 종류 .....	28
그림 3.4 압력센서(p-2000) Calibration .....	29
그림 3.5 다중 생체 신호 획득 시스템의 구성도 .....	31
그림 3.6 자극강도-시간 곡선 .....	32
그림 3.7 Powerlab Chart 5 프로그램 .....	33
그림 3.8 임상데이터 분석 프로그램 순서도 .....	34
그림 3.9 Labview를 이용한 데이터 분석 프로그램 .....	36
그림 3.10 실험 과정 .....	39
그림 3.11 실험 진행 모습 .....	40
그림 3.12 측정 환경 실례 .....	41



그림 4.1 수축기 혈압 측정 오차 .....	43
그림 4.2 이완기 혈압 측정 오차 .....	43
그림 4.3 평균 혈압 측정 오차 .....	43
그림 4.4 기준 평균 혈압과 보정 평균 혈압의 산점도 .....	46
그림 4.5 기준 수축기 혈압과 보정 수축기 혈압의 산점도 .....	49
그림 4.6 기준 이완기 혈압과 보정 이완기 혈압의 산점도 .....	52
그림 4.7 대조군 보정 혈압과 기준 혈압의 산점도 .....	54
그림 4.8 수축기 혈압 오차율 보정 결과 .....	57
그림 4.9 이완기 혈압 오차율 보정 결과 .....	58
그림 4.10 평균 혈압 오차율 보정 결과 .....	58

## 표 차 례

표 2.1 BHS 혈압계 정확도 규격 .....	16
표 3.1 팔 둘레에 따른 적정 커프 사이즈 .....	28
표 3.2 피검자 전체에 대한 기술 통계량 .....	37
표 3.3 실험군 및 대조군에 대한 기술 통계량 .....	38
표 4.1 손목 혈압과 기준 혈압 오차에 대한 기술 통계량 .....	43
표 4.2 다중공선성의 문제 확인을 통한 독립변수 검증 .....	44
표 4.3 평균 혈압에 대한 다중회귀분석 결과 .....	45
표 4.4 실험군의 보정 평균 혈압 오차 .....	47
표 4.5 수축기 혈압에 대한 다중회귀분석 결과 .....	48
표 4.6 실험군의 보정 수축기 오차 .....	50
표 4.7 이완기 혈압에 대한 다중회귀 분석 결과 .....	51
표 4.8 실험군의 보정 이완기 오차 .....	53
표 4.9 대조군의 기준 혈압과 평균 혈압의 오차율 .....	54
표 4.10 보정된 수축기 및 이완기 혈압 오차율 .....	55
표 4.11 전체 피검자에 대한 혈압 보정 전후 오차율 통계량 .....	56

## 국 문 요 약

### 다중 생체 신호 측정을 통한 손목 혈압 측정의 정확도 향상을 위한 연구

현대사회의 발전과 더불어 삶의 질이 향상되면서 건강 및 의료에 대한 관심이 증가함에 따라 가정 및 학교, 회사 등의 일상생활에서의 질병 예방 차원의 의료 서비스에 대한 사회적 관심이 증가하는 추세이며, 이와 더불어 모니터링 장비들도 단일 요소의 검출에서 벗어나 다중 요소의 검출 및 융합 측정 시스템의 형태로 발전하고 있다. 하지만 이러한 사회적 관심 및 의료 환경의 변화에도 불구하고 중·장년층에서 주로 발생하는 심혈관계 질환에 의한 사망률은 여전히 줄어들지 않고 있어 심혈관 질병을 예방하기 위한 노력이 필요한 실정이다.

심혈관 질환의 기본적인 판단 기준이 되는 인자는 혈압이다. 고혈압은 성인의 20%에서 발생하는 아주 흔한 순환기 질병이지만 적절한 시기에 고혈압을 진단받고, 치료를 받는 사람은 채 절반도 되지 않는다. 이러한 이유는 고혈압이 오랜 기간 동안 여러 요인이 겹쳐서 나타나며 별다른 증상을 수반하지 않기 때문이다. 하지만 별다른 증상이 없다하더라도 고혈압은 관상동맥 질환이나 뇌졸중, 심부전증 등의 심혈관 질환으로 발생할 가능성이 아주 높은 질병이기 때문에 성인의 경우 평상시의 주기적인 혈압 측정이 필수적이다. 주기적인 혈압 측정 중요성의 강조 및 편리한 혈압의 측정에 대한 대중의 요구에 따라 다양한 자동화 전자혈압계들이 보급되었다. 하지만 이러한 자동 전자 혈압계들은 그 정확성에 대한 명확한 검증이 이루어지지 않은 것이 대부분이며, 대다수의 혈압계들이 오실로메트릭 방법만을 사용함으로써 개개인의 혈관 상태 및 기타 신체 정보들에 대한 고려가 되지 않아 그 오차가 상당한 실정이다.

이러한 전자 혈압계를 사용한 혈압 측정의 오차를 해결하기 위해 혈관 상태 및 혈압에 영향을 주는 생리학적 인자들을 측정하고 반영하여 혈압 측정의 정확도를 향상하기 위한 알고리즘의 개발이 필요하다. 물론 혈압계라는 단일 장비의 측면에서는 다중 생체 파라미터들의 반영이 불필요하고 번거로운 작업이 될 수 있지만, Patient Monitor 등의 복합 측정 시스템에서의 혈압 측정의 정확도 향상 측면에서는 꼭 필요한 연구이다.

따라서 본 연구는 현재 진행 중인 다중 생체 신호 측정을 통한 개인용 비침습적 혈관 · 심폐기능 진단기에 대한 연구를 바탕으로 하여, 혈압 오실레이션 신호와 함께 ECG, PPG, Bio-Impedance의 측정을 병행하여 혈압에 영향을 주는 인자들에 대한 정보를 획득하고, 개개인의 신체 정보와 함께 상관성 분석 및 다중선형 회귀분석을 함으로써 손목에서의 혈압 측정의 정확성 향상 방법을 제시한다.

이를 위하여 51명의 피검자 데이터 중 36명의 데이터로부터 다중 생체 신호의 측정을 통해 혈압에 영향을 주는 인자인 혈관상태 정보 및 체임피던스를 산출하였으며, 청진법에서의 혈압 측정 기준 인자인 코르트코프 음의 파워 밀도 변화 분석을 통해 수축기, 이완기, 그리고 평균 혈압 각각에 맞는 선형 회귀 방정식을 산출하였다.

실험군에 대해 산출된 선형 회귀 방정식을 적용하여 보정한 혈압 값과 기준 혈압 값 사이의 비교를 통해 회귀식에 대한 검증을 실시하였고, 15명의 대조군에 대한 회귀 방정식의 적용을 통해 손목에서의 오실로메트릭 혈압 측정에 대한 오차율의 보정 및 정확도 향상 정도를 재검증하였다. 오차율의 표준 편차를 살펴보면, 보정전의 편차는  $\pm 10$  mmHg 내외로 혈압계 기준 규격에 미치지 못하지만 보정 후의 표준편차는  $\pm 8$  mmHg 이내에 모두 포함됨이 확인되어, 다중 생체 신호의 적용을 통한 보정으로 손목에서의 혈압 측정이 혈압계 기준 규격 안에 들어옴을 검증할 수 있다.

추후의 연구에서 다중생체 신호 측정 시스템과 혈압 측정 시스템을 하나의 시스템으로 통합하고, Bio-Impedance 측정에 의한 ICG(Impedance CardioGram) 데이터에 대한 측정 및 검증이 이루어진다면 보다 편리하게 양손에서 더 다양한 생체 신호의 측정이 가능할 것이며, 다양한 연령층과 많은 실험군 및 대조군에 대한 측정을 통하여 회귀 방정식을 재산출하고, 검증한다면 고령 및 저 연령층의 측정 대상에 대해서도 보다 정확한 혈압 측정이 가능할 것이다.

---

핵심되는 말 : 손목 혈압 측정, 맥관 특성, 심혈관계, 다중 생체 신호 측정, 혈류량, 혈압 보정 인자

## 제 1 장 서 론

현대사회의 발전에 의한 삶의 질 향상에 힘입어 건강 및 의료에 대한 사회 전반적인 관심이 크게 증가하고 있다. 이러한 사회적 관심의 증가와 더불어 기존 병원 중심의 단순 질병 치료의 형태에서 벗어나 회사나 학교, 그리고 가정 등의 일상생활에서의 질병의 조기 검출 및 예방을 위한 예방 의료 서비스 형태로의 다양한 변화들이 나타나고 있다. 또한, 단일 생체 신호 측정을 통해 질병을 검출하고 진단하는 것에서 발전하여 다중 생체 신호의 검출 및 융합을 통해 보다 정확하고 신뢰성이 높은 종합적 진단을 위한 복합 측정 시스템에 대한 연구들이 많이 진행되고 있다. 하지만 이러한 의료 서비스 환경의 부분적인 변화에도 불구하고 여전히 암, 순환계 질환 등에 대한 조기 발견이 어려운 실정이며, 특히 순환기 질병 중의 하나인 심혈관 질환에 의한 사망률이 매우 높고 매년 발병률이 증가함에 따라 그 심각성이 대두되고 있다.

전 세계적으로 심혈관 질환은 주요 사망 원인의 하나이며, 그 중 고혈압은 심혈관 질환의 잠재적 위험 요소로 평가된다. 실제 미국의 경우 6천 4백만 명이 혈관계 및 심폐 질환을 가지고 있으며, 이로 인해 한 해의 의료비는 3,680억 달러가 소모되고 있고 우리나라의 경우에도 2009년 발표된 통계청 사망 및 사망원인 통계결과를 보면 인구 10만명 당 암이 140.5명으로 1위, 뇌혈관 질환이 52명으로 2위, 심장질환이 45명으로 3위를 차지하였다[1][2]. 또한, 보건복지가족부의 질병관리본부에 의해 총 2,694명의 만 30세 이상의 성인 표본에 대해 실시된 국민 건강·영양 조사에 따르면 24.9%(남자 26.8%, 여자 22.1%)가 수축기 혈압이 140 mmHg 이상이거나 이완기 혈압이 90 mmHg 이상, 또는 혈압강하제를 복용하며, 고혈압의 유병률은 연령의 증가에 따라 증가 분포를 보이고 있다[3].

고혈압은 우리나라 성인의 약 20%에서 발견되는 아주 흔한 순환기 질환이며, 이에 대한 사회적 관심이 증가하고 있다. 하지만 이러한 사회적 관심의 증가에도 불구하고 고혈압 환자들 중 50% 정도만이 진단을 받고, 진단받은 환자의 절반 정도만이 고혈압 치료를 받고 있으며, 그 중에서도 140 / 90 mmHg 이하로 혈압을 적절하게 유지하고 있는 사람은 채 절반이 되지 않는다. 이러한 이유는 대부분의 고혈압이 오랜 기간 동안에 여러 가

지 요인이 겹쳐서 나타나며 별다른 증상을 수반하지 않은 채로 진행되기 때문이다. 고혈압은 관상동맥 질환, 뇌졸중, 심부전증 등의 심혈관계 질환으로 발전하기까지 15~20년 동안 소리 없이 진행한다[4]. 이렇게 몇 년 동안 지속되다가 점차 심한 합병증을 초래하여 갑자기 사망할 수 있기 때문에 고혈압을 ‘보이지 않은 살인자’라고 한다. 때문에 정확한 혈압의 측정에 대한 중요성이 대두되고 있다.

혈압을 측정하는 방법은 크게 혈관 내에 직접 카테터를 삽입하여 혈관 내부의 압력을 측정하는 직접 측정법과 이를 비침습적으로 측정하는 간접 측정법으로 분류할 수 있다. 간접 측정법에는 촉진법(Palpatory Method), 도플러초음파법(Doppler Ultrasound Method), 청진법(Auscultatory Method), 오실로메트릭법(Oscillometric Method), 용적 오실로메트릭법(Volume-Oscillometric Method), 맥파전파속도법(Pulse Wave Velocity Method) 등이 있고, 이들 중 혈압 측정의 표준으로 인정받는 것은 간접 측정법 중의 하나인 청진법과 직접측정법의 두 가지이지만 직접 측정법은 비용과 위험성 등의 이유로 연구 목적이나 중환자에 한하여 제한적으로 사용되고 있다. 또한, 수은혈압계를 사용하는 청진법의 경우에는 정확한 혈압의 측정을 위해서는 숙달된 측정자에 의한 측정이 필요하며, 수년전부터 병원 내에서 유해 물질을 함유하지 않는 대체 물질을 사용하자는 운동과 더불어 사용이 제한되어 물, 아네로이드, 전자시스템 등으로 대체되고 있다[5].

최근 수은 혈압계의 대체 장비로 가장 많이 사용되고 있는 것은 자동화된 전자 혈압계이다. 전자 혈압 측정법에 대해 여러 가지 방법이 소개되었으나, 상용화된 전자혈압계의 대다수는 오실로메트릭 방법을 사용한다. 이 방법은 커프를 사용하여 피검자의 상완, 손목, 그리고 손가락 등에 수축기 혈압보다 높은 압력을 가해 동맥을 폐색시킨 후 감압하면서 커프에 발생하는 진동특성인 오실레이션(Oscillation)의 폭을 검출하여 일정한 특성 비율을 취하여 혈압 값을 산출한다. 그렇기 때문에 이 방법은 커프의 크기 및 동맥의 Stiffness와 같은 맥관 특성에 종속되어 오차율이 비교적 높은 편이다[6].

이러한 오실로메트릭 측정법은 특수한 상황에 사용되는 침습적 혈압 측정법이나 환경 문제 및 임상의, 간호사 등의 숙달된 측정자에 의한 측정이라는 청진법의 제한적인 요소들이 없이 측정 방법이 용이하고 편리하여 대체 혈압 측정법으로 고려되고 있으나 정확성의 개선이 요구된다. 또한, 오실로메트릭 방법을 사용하지 않은 전자혈압계들 역시 단

일 인자의 측정을 통해 혈압을 검출하는 방식으로, 혈압에 영향을 주는 여러 인자들에 대한 고려가 없이 단순히 하나의 인자만을 가지고 혈압의 변화를 추정하는 상태이다. 지금까지 오실로메트릭 측정법의 오차율 개선과 새로운 혈압 검출에 대한 다수의 연구가 진행되었으나, 생체의 복합적인 기전에 의해 변화되는 맥관계의 특성을 시간이나 속도라는 단일 요소로 규정하고 접근하는 방법이 대부분이라 효과적인 보정 및 혈압 측정이 이루어지지 않고 있어 혈관의 상태 및 혈압에 영향을 주는 생리학적인 인자들이 적용된 새로운 혈압 측정 알고리즘의 개발이 필요하다.

따라서 본 연구에서는 단일 인자의 측정을 통해 혈압을 검출하는 기존 전자혈압계의 문제점을 해결하여 측정의 편의성 및 정확성을 향상시키기 위해 현재 진행 중인 다중 생체 신호 측정을 통한 개인용 비침습적 혈관·심폐기능 진단기에 대한 연구를 배경으로 하여, 오실레이션 성분과 함께 혈압에 영향을 주는 HR(Heart Rate), Body Impedance, 그리고 혈관 상태 대변인자인 PWV 등의 다중 인자들을 동시 측정하고 분석함으로써 손목에서의 혈압 측정의 정확도를 향상시키고자 한다. 또한 청진법의 주요 측정 인자인 Korotkoff Sound의 Power Spectrum Density의 변화를 측정하고, 이들 간의 상관관계 분석과 함께 다중 파라미터에 대한 회귀 분석을 통해 보다 높은 신뢰도를 가지는 새로운 혈압 측정에 대한 접근 방법을 제시하고자 한다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 혈압(Blood Pressure)

심혈관계는 심장과 동맥, 정맥, 그리고 모세혈관을 포함하는 혈관들로 구성된 폐루프 형태의 구조로서 심장에서 박출되는 혈액의 양과 혈관 용적의 변화에 따라 내부의 압력에 변화가 생기며, 심장의 박동 시 혈관 벽에 작용하는 단위 면적당 힘을 혈압이라 한다. 혈압은 개개인의 건강을 진단하는 가장 기본적인 지표이며, 예방 의료 서비스의 확대에 따라 주기적인 측정의 중요성이 강조되고 있다. 또한 혈압은 심혈관계의 기능과 그 상태를 평가하기 위한 중요한 요소로 사용되고 있으며, 성인에서의 고혈압 발생의 증가와 고혈압에 의한 2차적인 심혈관 질환의 발생 증가에 따라 임상 및 가정에서의 혈압 측정의 중요성이 더욱 커지고 있는 추세이다.

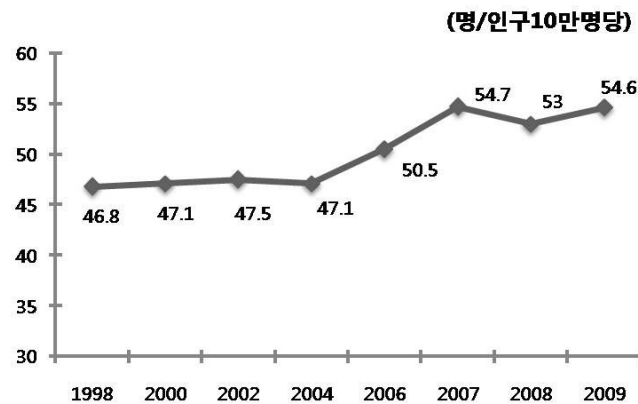


그림 2.1 심혈관 질환에 의한 사망률 변화 추이[2]

일반적으로 혈압은 수축기 혈압, 이완기 혈압, 맥압, 평균 동맥압 등으로 분류할 수 있다. 수축기 혈압(systolic blood pressure, SBP)은 심실이 수축하여 혈액이 동맥 속으로 유입되었을 때의 동맥 내 최고 압력이며, 이완기 혈압(diastolic blood Pressure, DBP)은 심장의 이완에 의해 혈액이 동맥으로 더 이상 유입되지 않고 동맥



에 일시적으로 저장되었던 혈액이 말초혈관으로 흘러나갈 때의 혈관 내 압력으로, 대동맥에 수용되어 있는 혈액의 양에 따라 결정된다. 또한, 수축기 압력과 이완기 압력의 차이를 맥압(Pulse Pressure)이라 하고, 이는 심실의 수축기에 대동맥 혈관 벽에 일시적으로 저장된 에너지(혹은 압력)가 심실의 이완 시에 혈류의 유지를 위해 감소되는 정도라 할 수 있다. 평균동맥압(MAP ; Mean Arterial Pressure)은 한 심장 주기 동안의 평균 혈압을 말하며, 식 [2.1]에 의해 산출이 가능하다[8].

$$MAP = DBP + \frac{SBP - DBP}{3} \quad (2.1)$$

혈압은 그 범위에 따라 고혈압, 정상혈압, 저혈압으로 분류하며, 혈압이 정상 범위보다 높은 경우를 고혈압으로 정의한다. 물론 혈압이 연령에 따라 변한다는 관점에서 보면 정상혈압과 고혈압 사이의 경계가 명확하지는 않지만, JNC 7(The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure)에서는 성인 나이 18세를 포함하여 그 이상의 연령에 대해 140/90 mmHg 이상의 혈압을 고혈압으로 정의하고 있으며, 120-139/80-89 mmHg의 범위를 초기 고혈압으로 정의하고 있다[9].

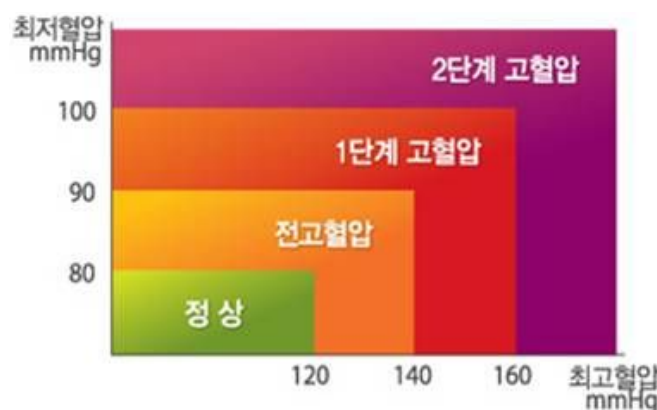


그림 2.2 JNC 7 혈압의 단계분류

고혈압은 심박출량의 증가나 말초혈관저항의 증가, 혹은 두 요인이 함께 증가하여 발생할 수 있다. 임상에서는 질환의 원인이 발견되지 않는 경우의 고혈압을 본태성 고혈압(Essential Hypertension) 또는 일차적 고혈압이라 하며, 특정 원인 질환으로 인해 고혈압이 발생하는 경우를 이차성 고혈압이라 한다. 고혈압의 약 90%에 해당하는 본태성 고혈압에 대해서는 그 원인이 명확히 밝혀지지 않았으나 유전적 요인을 비롯한 성격, 사회적·환경적 요인과 관련이 있는 것으로 추정되고 있다. 고혈압의 나머지 10%는 어떤 다른 임상적인 상태에 의해 기인하는 것으로, 신장질환에 의한 심실절고혈압, 심혈관고혈압, 부신질환(일차성 알도스테론증, 갈색종), 쿠싱증후군, 임신성 고혈압, 대동맥축색증, 갑상선 질환 등에 관련된다. 이와 같은 질환들은 혈관의 변성을 유발하여 혈류에 대한 저항을 증가시키고 혈액 공급의 장애로 이어져 심혈관 질환 같은 또 다른 성인질환으로 발전한다.

120 / 80 mmHg 이하의 혈압을 나타내면 정상 혈압 군으로 정의하며, 수축기 혈압이 100 mmHg 이하인 경우 저혈압이라 한다. 저혈압은 심박출량의 감소나 말초저항의 감소 또는 두 요인이 함께 감소하여 발생할 수 있다. 저혈압도 고혈압과 마찬가지로 본태성 및 이차성 저혈압으로 분류하며, 본태성 저혈압은 젊고 마른 체형의 기능 항진 증상 환자에게서 많이 나타나고, 이차성 저혈압은 내분비 장애 및 심혈관 질환과 함께 혈액량이 감소하는 상황에 관련된다. 저혈압은 고혈압과 대조적으로 결과가 경미하지만, 혈류 공급의 기능 이상을 나타내는 인자이므로 그 중요성이 부각된다[10].

## 2.2 혈압측정방법

혈압측정 방법은 크게 혈관 내에 직접 카테터를 삽입하여 혈관 내부의 압력을 측정하는 직접법(Invasive Method)과 비침습적인 방법인 간접법(Noninvasive method)으로 나뉜다.

혈관내로 카테터를 직접 삽입하는 직접 측정법은 초기에 액체 측정기로부터 발달되었으나 액체 압력 측정기는 관성의 영향에 의해 측정이 원활하지 않아 평균 혈압의 측정에만 사용되었다. 이후 카테터로부터 fluid-filled system을 통하여 연결되거나 카테터 끝에 직접 장착된 압력 변환기를 통해 측정하는 막혈압계의 형태로 발전하였다. 이 장치의 한쪽은 견고한 벽으로 다른 한쪽은 탄력이 있는 막으로 구성이 되어 혈관의 압력이 챔버와 도관사이의 딱딱한 벽을 통해 전달되고, 압력에 비례한 막의 이동이 전기적 신호로 변환되어 혈압 값을 환산한다. 이 때, 측정 부위와 센서가 적당한 액체(생리식염수)로 채워져 있고 내부에 공기방울이 없다면 혈압 측정은 관성과 액체 마찰력에 영향을 받지 않게 되고 연속적인 혈압 신호의 검출이 가능하게 된다. 직접 혈압 측정법을 수행하는 신체중의 가장 일반적인 위치는 요골동맥, 척골동맥, 그리고 대퇴동맥이다. 이러한 직접 측정법은 혈관 내의 압력의 직접적인 측정이 가능하므로 가장 신뢰적인 혈압 값의 측정이 가능하며 각 심박 당 측정이 가능하지만 시술의 위험성과 비용 부담의 문제가 있어 지속적인 혈압의 측정이 필요한 중환자에 대한 측정이나 연구의 목적으로 주로 사용된다.

직접적인 혈압측정법의 문제점을 해결하기 위해 도관의 삽입이 없이 혈압을 측정하는 간접 측정법이 도입되었고, 간접 측정법에는 청진법, 측진법, 플러쉬법, 오실로메트릭법, 도플러 초음파법, 손가락 커프를 사용한 측정, 맥파전달속도를 사용하는 방법 등이 있다.

청진에 의한 혈압 측정 방법은 1905년 Nicolai Korotkoff에 의해 코르트코프 방법이 처음 제안된 이래로 약 100년 동안 임상적인 간접적 혈압 측정법의 기준으로 사용되어 왔다. 청진법은 1박동당 2-3 mmHg의 속도로 커프를 감압할 때, 청진기를 통해 들리는 소리인 코르트코프 음을 다섯 개의 상(Phase)으로 분류하여 혈압을 추정하는 방법

이다. Phase I은 촉진 펄스의 현상과 상응하는 명백한 소리가 발생하며 그 시작 시점이 최고 혈압과 같다. Phase II와 Phase IV에 대한 구분은 정의되지만 초기에는 그 임상적인 의미를 부여하지 않았으며, Phase V는 소리의 사라짐을 의미하고 이때의 혈압을 이완기 혈압으로 정의한다. 청진법에 의한 혈압의 측정 시, 커프의 폭은 팔둘레의 40%, 길이는 80% 정도가 적당하며 청진기를 잘못 위치시키게 되면 오차가 발생할 수도 있다. 때때로 청진음에서 Phase II가 소실되는 청진간극이 발생하여 측정자가 혈압 판단의 어려움이 발생하기도 한다. 이러한 경우에는 촉진으로 결정되는 척골 동맥의 맥이 소거되는 압력보다 20 mmHg 정도 높은 압력까지 커프에 압을 가해 측정함으로써 이를 예방할 수 있다. 이러한 청진법은 코르트코프 음의 발생 시점과 사라지는 시점의 정확한 판단이 필요하므로 경험이 풍부한 숙련자에 의한 측정이 요구된다.

청진 혈압의 측정 시 사용되는 수은 혈압계는 다른 장비들에 비해 오작동이 적고 단일 형태로 다른 회사 제품 간에도 정확성의 차이가 무시될 만큼 작기 때문에 표준으로 자리매김 했으며, 특수한 상황에서 혈압계의 이상으로 수은이 새지 않도록 하는 구조적 개선 이외의 특별한 변화 없이 사용되었다. 수은 혈압계와 더불어 많이 사용된 아네로이드 혈압계는 원형 스케일의 압력이 기록되는 게이지와 연결된 커프 압력의 증가에 따라 게이지가 이동하는 방식의 시스템이다. 이 혈압계는 수은을 사용하지 않아 환경적인 문제는 없으나 정기적이 보정이 요구되고, 다른 회사의 제품 간에 정확도 차이가 심하다. 한 예로 10여 년간 병원에서 이뤄진 아네로이드 혈압계 정확성 검사 결과 1 ~ 44 %까지 불일치가 보고되었다[11].

촉진에 의한 혈압 측정법은 코르트코프 음이 미약할 때 청진과 병행하여 사용한다. 측정자가 커프 아래 쪽 말초의 동맥 박동을 손가락으로 직접 만지면서 상완 커프를 사용하여 커프를 동맥 박동이 소실하는 압력보다 약 30 mmHg 더 가압한 후, 초당 2-3 mmHg의 속도로 감압하여 최초 박동 시작점을 수축기 혈압으로 판단한다. 이완기 혈압은 박동이 급히 적어지는 지점을 촉진하여 결정한다. 이러한 촉진법은 청진법에 비해 다소 정확성의 문제점이 있지만 청진기 없이도 측정이 가능하며, 긴급 상황의 혈압 측정 및 잠음하의 환경, 쇼크에서 코르트코프 음을 확인할 수 없는 경우의 혈압측정에 도움이 되고, 청진법과 병행하는 것으로 혈압 측정의 오차를 줄일 수 있다[12].

플러쉬법은 청진법, 촉진법 등으로 측정이 곤란한 소아의 혈압 측정에 이용되는 방법이다. 상지가 아닌 하지에 소아용 커프를 감고, 우선 고무줄 등으로 커프 아래 방향의 말초를 세게 묶어 말초 혈류를 가능한 적은 상태로 한 후, 커프압을 수축기 혈압보다 높게 가압하고 이 고무줄을 풀어서, 촉진법과 마찬가지로 천천히 감압해 갈 때, 급히 커프보다 말초로 혈액이 흘러 홍조를 나타내는 점의 압력을 수축기 혈압으로 판단한다[12].

오실로메트릭법은 커프 압력을 예상되는 수축기압보다 높게 가압하여 천천히 감압할 때 혈관이 열려 피가 흐르기 시작하면 동맥벽에서 진동이 발생하는데 이 진동(혈압 오실레이션 신호)을 측정하여 혈압을 측정하는 방법이다. 혈압 오실레이션의 최고 진폭 지점에서의 압력을 평균 동맥압으로 결정하고, 커프압의 감소에 따라 변화하는 진폭의 추이를 분석하고, 특성 비율의 적용을 통해 수축기 혈압과 이완기 혈압을 결정한다[10].

도플러 초음파법은 팔 동맥에 위치한 커프 아래 정중앙, 동맥의 바로 위에 초음파 송신기와 수신기를 위치시키고 동맥벽의 움직임에 따른 초음파의 도플러 효과를 이용하여 혈압과 관련된 각 지점을 판단하여 혈압을 측정하는 방법이다. 임상적으로는 청진기형의 혈류계를 커프아래 말초에 위치시키고, 압박한 커프를 감압해 혈류가 다시 열려 도플러 음을 검출한 점에서의 압력을 수축기 압력이라 하며, 혈관 벽의 운동속도가 급격히 늦어져 도플러 편위가 급격히 작아지는 점을 확장기 혈압으로 하는 간이법을 청진법으로 측정 곤란한 환자의 혈압측정에 사용하면 편리하다[5].

손가락 커프에 의한 측정법은 Penaz에 의해 처음 고안되어 커프에 의해 압력이 제공되고 동맥 펄스는 광용적맥파(Photoplethysmography ; PPG)에 의해 검출된다[9]. 손가락 커프법은 기존의 상완 커프에 의한 측정과는 달리 손가락에 커프를 적용하므로 동맥 순환 전체의 혈류가 차단되지 않기 때문에 커프 압력에 따른 PPG 신호의 변화를 분석하여 혈압을 추정하는 방법이다. 심장에서 시작되는 혈액의 압력 펄스가 말초 혈관까지 도달하면서 여러 단계의 분기 지점을 지나는 과정에서 펄스 파형의 변화가 생기게 된다. 따라서 각 혈관마다 파형의 차이가 발생하지만 Penaz가 제시한 ‘무부하의 동맥벽’ 이론에서 세동맥은 소동맥과 관련되고 소동맥은 대동맥과 관련된다.

그러므로 손가락 커프의 차단에 의한 측정은 팔에서 측정하는 기존의 혈압 값에 비해 높거나 혹은 낮게 측정되지만 혈압의 변화를 반영한다는 큰 의미를 갖는다. 현재는 Finapres법으로 명명되었으며, 몇몇의 연구에서 그 유효성이 인정되었다[10].

맥파전파속도법은 동맥압의 증가에 따른 맥파의 속도 증가에 기초한 방법으로 연속적인 혈압측정을 가능하게 한다. 맥파전파속도는 맥파의 동맥 내 이동 시간 및 거리로부터 계산된다. 맥파전파속도를 측정하는 가장 간단한 방법은 가슴에서 측정한 ECG의 R점과 말초에서 광센서를 통해 측정된 맥파의 시작점 간의 간격을 측정하는 것이다. 맥파의 측정 위치는 이마, 귀, 손가락, 또는 손목 등이다[5].

## 2.3 전자 혈압계

### 2.3.1 오실로메트릭 방법

오실로메트릭 방법에 의한 혈압 측정은 1876년 프랑스의 생리학자인 Marey에 의해 처음 도입되었다[13]. 이 방법은 피검자의 상완에 펌프와 압력센서, 그리고 배기 밸브가 연결된 컵을 두르고 컵의 압력을 예상되는 피검자의 수축기압보다 20에서 30 mmHg 이상으로 가압한 후, 배기 밸브를 열어 2-3 mmHg/s의 속도로 배기하면서 컵에서 발생하는 진동성분(oscillation)을 검출한다. 압력 오실레이션은 증가하다가 최대 지점 이후 다시 감소하는 형태를 나타내며 컵 압력이 수축기 혈압보다 높은 지점부터 이완기 혈압보다 낮은 지점까지 연속한다. 이러한 오실레이션을 사용하여 혈압을 판단하는 방법은 두 가지가 있다.

첫 번째 방법은 컵 진동 파형의 특징점(feature point)을 이용하는 방법으로 이는 진동 폭의 급격한 증가 포인트와 최대치에서의 포인트, 그리고 급격한 감소가 발생하는 포인트에서의 압력을 추출하여 이를 각각 수축기와 평균 동맥압과 이완기 혈압으로 평가한다. 그림 2.3과 같이 컵의 압력이 수축기압보다 높아지게 되면 동맥이 완전 폐색되어 혈액이 흐르지 않는다. 이후 배기를 하여 컵의 압력이 수축기 압보다 낮아지면 동맥이 열리게 되며 이때 혈관에는 갑작스런 혈액의 유입으로 난류를 형성한다. 혈액의 난류로 인하여 동맥벽에 소음이 발생하게 되고 이것이 컵에 진동으로 나타난다. 컵에서 관찰되는 진동은 컵압이 낮아짐에 따라 점점 증가하여 최대치를 기록한 후 다시 감소한다. 이때 진폭이 최대가 되는 지점의 압력이 평균 동맥압과 연관이 있다는 것은 직접법과 오실로메트릭법을 병행하여 실험을 수행한 Ramsey에 의해 증명되었다[14]. 이완기 혈압에 대한 명확한 정의는 이루어지지 않았지만 일반적으로 컵압 진폭의 감소율이 갑자기 커지는 지점의 압력이 이완기 혈압으로 알려져 있다.

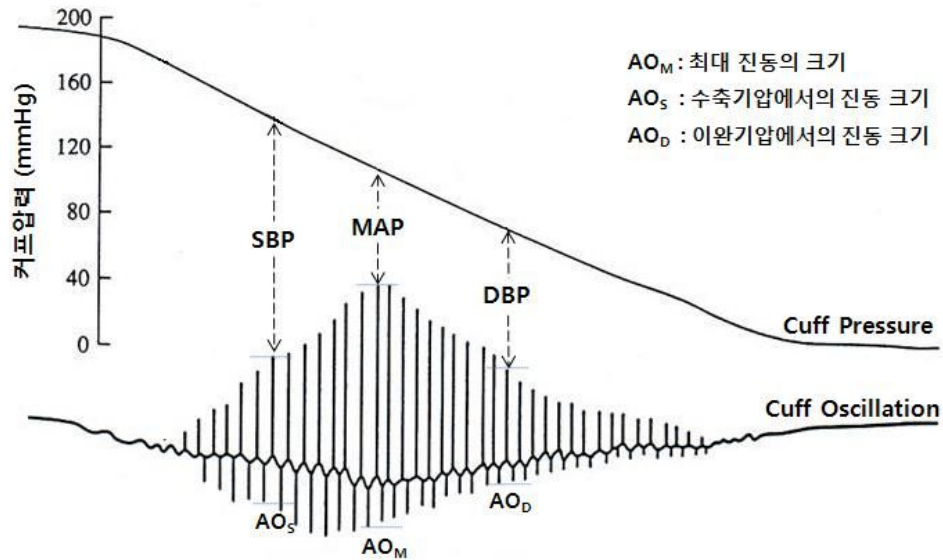


그림 2.3 오실로메트릭 혈압측정법

두 번째 방법은 그림 2.3과 같이 커프 압력의 진동 파형의 최대치를 평균 동맥압으로 보고 최대 지점의 전과 후에 대해 최대 지점 진동 폭의 일정 비율에 해당하는 지점의 압력을 수축기와 이완기 혈압으로 결정하는 특성비율(characteristic ratio)을 이용하는 방법이다. 이러한 특성비율은 1983년 Geddes에 의해 정의되었다. Geddes는 실험을 통해 수축기에 대해 약 47 ~ 57%(typical 55%), 이완기에 대해 75~82%(typical 82%)의 특성비율이 추정됨을 보였다[6]. 그림 2.3에서 나타난 것과 같이 최대 진동의 크기를  $AO_M$ , 수축기압에서의 진동 크기를  $AO_S$ , 이완기 압에서의 진동 크기를  $AO_D$ 라고 정의 하면, 특성 비율은 식 [2.2]와 같이 나타난다. 현재 사용하는 대부분의 전자 혈압계는 이러한 특성 비율을 사용하여 수축기와 이완기 혈압을 검출한다.



$$CR_S = \frac{AO_S}{AO_M} \quad (2.2)$$

$$CR_D = \frac{AO_D}{AO_M} \quad (2.3)$$

$CR_S$  : 수축기 혈압 특성 비율       $CR_D$  : 이완기 혈압 특성 비율

이러한 오실로메트릭 혈압 측정법은 동맥 박동이 감지 가능한 곳이면 어느 부위에  
서도 혈압 측정이 가능하며 커프 외에 신체에 위치하는 어떠한 트랜스듀서도 필요하  
지 않고 커프의 위치에 비교적 자유로운 편이며, 측정이 용이하여 혈압 측정이 미숙  
한 사람이나 또는 피검자 자신이 혈압을 측정할 수 있다. 또한 음이 아닌 동맥박동의  
파형 패턴을 분석하므로 기계적 진동에서 비롯된 저주파 노이즈를 제외한 주변의 소  
란한 잡음 환경에서도 측정이 가능하며, 환자나 기타 보호자에 의해서도 손쉽게 혈압  
의 측정 및 커프의 제거가 용이하다는 이점이 있다.

### 2.3.2 코르트코프 사운드 방법

청진에 의한 혈압 측정의 문제점들을 해결하기 위해 혈압 측정의 기본 인자인 코르트코프 음의 획득 및 그 분석에 대한 다양한 연구가 진행되어왔다. Nicolai Korotkoff에 의해 처음 코르트코프 음이 발견되었을 당시에는 그 음을 네 개의 상(Phase)으로 분류하였으며 추후의 연구에서 제 5상(Phase V)이 추가되어 코르트코프 음은 총 5개의 상으로 분류하였다[5].

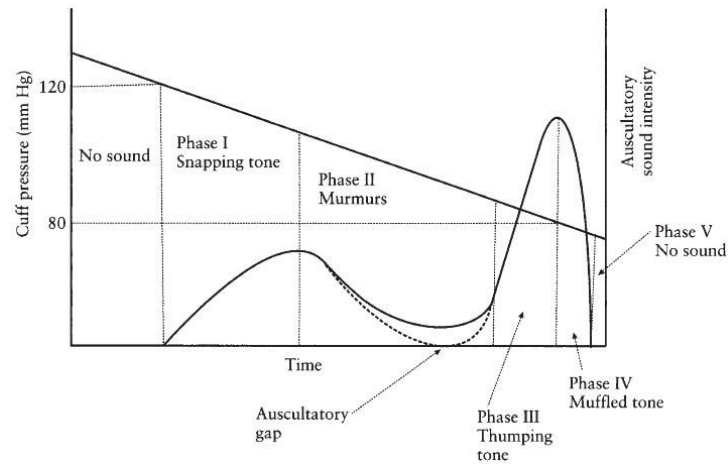


그림 2.4 커프 압력 변화와 코르트코프 음 밀도의 관계

Phase I은 촉진 펄스에 상응하는 크고 깨끗하게 끊어지는 날카로운 톤을 가지는 소리가 발생하며 소리의 시작 지점에서의 압력이 수축기혈압(혹은 최고혈압)과 같다. Phase II는 murmur와 비슷한 소리 특성을 보이며, 커프의 가압이 충분하지 못할 경우 음이 손실되는 청진간극(Auscultatory Gap)이 발생하기도 한다. Phase III는 Phase I과 비슷한 특성을 가지는 가장 큰 소리 특성을 보인다. Phase II와 Phase III의 정의는 가능하지만 일반적으로 임상적인 의미를 부여하지는 않는다. Phase IV는 순간적으로 억제된 듯한 톤을 가지며, Phase V는 소리의 완전한 사라짐을 의미한다. 이 시점에서의 혈압을 이완기혈압(최소혈압)으로 정의한다[12].

이러한 코르트코프 음의 위상 특성이 밝혀지면서 음의 발생 기전을 밝혀내기 위한 연구들이 진행되었고, 초기의 연구에서 코르트코프 음(Korotkoff Sound)의 기원에 대해 명확히 밝혀낸 바는 없지만, 음의 기원을 갑작스런 혈류흐름의 변화로 보는 Flow Origin Theory와 혈관 내부의 압력의 급격한 변화로 보는 Pressure Origin Theory의 두 측면에서 음의 발생 기전에 대한 해석을 하고 있으며, 코르트코프 음의 검출을 위한 녹음시스템과 주파수 성분 분석에 대한 연구들도 진행되었다. 1914년 Hooker와 Southworth는 카본마이크를 사용하여 사운드를 측정하여 모세관전위계(capillary electrometer)를 사용하여 확인하였고, 1926년 Korn은 1500개의 청진음을 획득하여 코르트코프 음의 주파수성분이 40-256Hz이고, 단지 2.5% 정도가 250Hz 이상에 존재한다는 것을 확인했으며, 1959 - 1964년에 걸쳐 사람과 개를 대상으로 진행된 연구에서 Geddes는 그래픽적인 레코딩을 시도하여 코르트코프 음의 성분들이 25~200Hz 사이에 있고, 주성분이 25~80Hz이며 100Hz 근처에서는 작은 진폭의 성분들이 존재함을 확인하였다[15]. 또한 1966년 Ware와 Anderson은 안정상태, 운동상태, 운동 후 상태에서 획득된 코르트코프 음의 스펙트럼을 분석함으로써 운동 시의 주파수 성분의 변화에 대해 관찰하였으며, 1968년 Geddes는 piezoelectric crystal 형태의 마이크를 이용하여 마이크 위치에 따른 코르트코프 음의 검출 정도에 대한 비교를 하였다[16][17].

이러한 연구들에 힘입어 1990년대 이후로는 청진법을 대체할 수 있는 자동화 시스템에 대한 연구가 진행 중이다. 초기의 자동화 시스템의 연구는 대부분 청진법에서 발생할 수 있는 측정자의 오차를 줄이기 위한 것으로, O' Brien의 1995년의 연구에서는 audiovisual technique을 적용하여 혈압계 수치를 캠코더로 찍으면서 동시에 마이크로폰을 이용하여 코르트코프 음을 녹음한 뒤, 재확인하는 방법이 제안되었고[18], 상용 전자혈압계 회사들에서도 컵 내부에 마이크로폰을 두어 코르트코프 음을 측정하고 진폭(amplitude)을 분석하여 혈압을 검출해 내는 장비들의 개발이 진행되었다. 하지만 이러한 진폭 분석 방법들은 수축기 혈압의 결정에는 비교적 문제가 없으나 이완기 혈압의 결정에서 진폭의 경계에 대한 문제점을 가지며, 약간의 움직임이나 주변의 소음에도 노이즈가 발생하여 진폭 검출의 어려움이 있기 때문에 주로 오실로메트릭 방법을 보완하기 위한 방법으로 사용된다.

### 2.3.3 전자 혈압계의 문제점

혈압 측정의 편의성 제공을 위해 다수의 자동 전자 혈압계들이 개발됨에 따라 그 정확성의 확인을 위한 기준 규격이 마련되었다. 1987년 AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation)는 장비의 정확성 검증 프로토콜을 포함하는 혈압계 규격을 제시하였고[19], 1990년에는 BHS(the British Hypertension Society)에서 프로토콜을 제시하였다[20].

AAMI의 규격에 따르면, 20-250 mmHg의 범위에서의 측정의 85%에서 평균오차가 5 mmHg 이하이고, 표준편차가  $\pm 8$  mmHg 이하여야 하며, 측정의 95%에서 정확도가 10mmHg 이상이어야 한다.

BHS의 프로토콜에서는 정확도를 최상위 등급 A에서 최하위 등급 D까지의 네 개의 등급으로 나누었다. 이러한 등급은 5, 10, 15 mmHg의 오차 범위에 대해 누적 적용되며, 규격을 만족하기 위해서는 B 등급 이상이어야만 한다. 아래의 표 [2.1]과 같이 BHS의 프로토콜이 AAMI의 규격보다 덜 엄격하며, 이러한 등급은 수축기 혈압과 이완기 혈압에 대해 따로 적용된다.

표 2.1. BHS 혈압계 정확도 규격

Grade	Absolute difference between standard and test device		
	$\leq 5$	$\leq 10$	$\leq 15$
A	60%	85%	95%
B	50%	75%	90%
C	40%	65%	85%
D	Worse than C		

위와 같이 보다 편리한 혈압 측정을 위한 자동화 전자 혈압계의 개발에 따른 혈압계 정확도에 대한 기준이 마련되면서 전자 혈압계의 정확성을 향상하고자 하는 노력이 지속되고 있다. 하지만 사용방법의 편리함 및 그 신뢰성을 인정받아 주로 사용되는 자동 전자 혈압 측정 장치는 오실로메트릭 방법을 사용하는 전자 혈압계이다. 앞

에서 언급한 바와 같이 오실로메트릭 혈압 측정법은 혈압을 직접 측정하는 것이 아니라 커프에서 발생하는 최대 진동 폭에서의 압력을 평균 동맥압이라 가정하고 이 진동 폭과 일정한 비율을 가지는 특성비율을 경험적으로 결정하여 이때의 압력을 수축기와 확장기 혈압으로 계산해내는 방법이기 때문에 여러 가지 에러 발생 요인을 가진다. Ursino와 Cristalli의 연구에서 오실로메트릭 방법을 사용한 비침습적 혈압 측정은 최대 10-15%의 오차가 발생할 수 있다고 밝히고 있다[21]. 다양한 회사의 많은 장비들이 AAMI나 BHS의 규격을 만족하고 사용되고 있지만 만족스러운 수준은 아니며, BHS의 A 등급의 규격을 만족하지 못하는 장비도 많은 수에 이른다. 이러한 오실로메트릭 장비의 문제를 개선하기 위해 혈압 시뮬레이터 등의 혈압 모의실험 장비가 개발되었고, 내부 규격으로 2 mmHg의 허용범위를 두고 장비의 테스트가 이루어진다. 그러나 시험장비 역시 사람에 의해 만들어진 파형에 기초하여 장비를 판단하고 있으므로 실제 혈압계에 적용되었을 때 피검자에 의하거나 장비에 의해 발생하는 오류의 근본적인 해결은 하지 못하고 단지 장비간의 신뢰성 개선을 위한 방법으로 사용된다.

오실로메트릭 방법을 사용한 혈압 측정에서 커프의 최대 진동 폭을 정확하게 찾아내는 것은 매우 어렵다. 진동 폭이 최대가 되는 지점은 뾰족한 한 점으로 나타나는 것이 아니라 평평한 고원 모양의 플래토로 나타나는 경우가 많이 때문에 이 압력 범위 내에서 어떠한 점을 평균 동맥압으로 할 것인가에 대한 명확한 정의가 불분명하며, 또한 잡음이 많은 환경에서는 더욱 측정이 용이하지 않다.

최대 진동 폭의 측정을 정확하게 선정하고 알맞은 특성 비율을 적용하기 위한 방법은 제조 회사마다 고유의 방법을 사용하는데 ‘Algorithm of Parameter identification Point’로 지정하여 공개하지 않으므로 알고리즘에 대한 유효성을 직접적으로 판단하기는 어렵다. 더구나 임상 환경에서의 실험 결과에 의하면, 최대 진폭 알고리즘에 의한 혈압 결정은 평균 동맥 압력 뿐 아니라 동맥의 해부학적 특성, 혈압의 파형 모양, 펄스의 압력, 팔의 조직과 커프의 특성, 커프의 크기, 심박수 등이 펄스의 envelope의 형태에 영향을 주므로 오실로메트릭 방법을 사용한 혈압 값의 결정에 중요한 영향을 미치게 된다. 또 다른 신뢰성 평가 방법은 다양한 오실로메트릭 장비에 대해 동일한 모의 압력파형을 제공하고 혈압측정의 정확성을 평가하는 것이다. Amoor와 Scoot의

실험에 의하면 정상 혈압 과형에 대한 반복 측정에서는 장비간의 차이가 크지 않지만, 고혈압 실험에서는 큰 차이를 낸다. 이는 회사마다 최대 진폭 지점, 수축기와 이완기 지점의 선정을 위해 다른 알고리즘을 사용하기 때문이다[22].

일반적으로 최대 진폭 알고리즘을 사용한 혈압 측정 시 펄스 압력이 증가하거나 동맥의 경직도가 증가하는 경우에는 정상 혈압의 펄스 압력 과형에 비해 상대적으로 진동 과형의 envelope이 뭉개진 형태를 갖게 되고, 실제 보다 평균 동맥압을 낮게 어렵게 잡는다. 따라서 나이가 들거나 동맥의 탄성도가 떨어지는 사람의 경우에는 낮게 측정된 평균 동맥압의 영향으로 실제보다 높은 혈압 값이 제시되게 된다. 예를 들어 BHS의 규격 레벨 A를 만족한 6개의 장비에 대한 실험에서 160/100 mmHg의 고혈압에서는 BHS의 레벨 B를 만족하는 수준으로 신뢰성이 감소하였다. 그리고 이러한 알고리즘에 의해 혈압을 추정하는 방식은 시스템 분석에 의한 방법보다는 경험적 데이터에 의존하여 수축기와 이완기를 산출하므로 오류가 발생하며, 특히 고정된 특성 비율을 사용하는 경우에는 10-15%의 측정 오차가 발생할 수 있다[23]. 이러한 결과는 비교적 정확하다고 알려져 있는 장비에서도 나타났으며, 그 정확성을 인정받아 임상에 적용되어 사용 중인 Omron사의 전자 혈압계와 청진법에 의한 측정을 비교한 William과 Yusra의 연구에서도 확인할 수 있다[24].

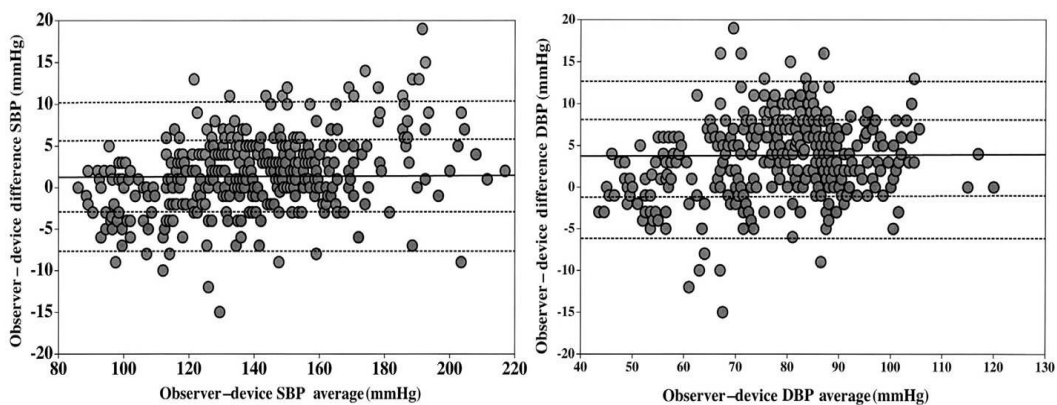


그림 2.5 Omron사의 HEM-907 측정 값 Vs. 청진 측정값 오차

그림 [2.5]에서 수축기와 이완기 혈압의 측정에서 정상 혈압군에 대해서는 측정의 오차가 만족할만한 수준이지만, 고혈압군의 경우에는 그 측정의 오차가 크게 나타남을 확인할 수 있다.

오실로메트릭 방법을 사용하지 않은 전자 혈압 측정의 유형으로는 코르트코프 방법, 맥파전달속도법, Finapres 방법 등이 있다. 코르트코프 전자 혈압계는 청진법에서 사용하는 코르트코프 음을 마이크로폰을 이용해 전기적 신호로 바꾸어 이를 분석하는 방법을 사용한다. 코르트코프 음의 분석은 크게 진폭과 스펙트럼 분석의 두 가지로 나뉘며, 과거에 개발된 대부분의 코르트코프 장비들은 단순한 진폭의 분석을 통해 사운드의 나타남과 사라짐을 측정하는 방법을 사용하였다. 하지만 이러한 방법은 주변 소음, 마이크로폰의 위치, 그리고 고혈압 환자에서의 미약한 음 등에 의해서 검출에 어려움이 있을 수 있어 혈압의 검출에 상당한 오차를 가져올 수 있다. 그러므로 스펙트럼 분석에 대한 새로운 접근이 필요하다.

맥파전달 속도법은 동맥압의 증가에 따른 맥파의 속도 증가에 기초한 방법으로 지속적인 혈압 측정이 가능하지만, 생체의 복합적인 기전에 의해 변화되는 맥관의 특성을 시간이나 속도라는 단일 요소로 규정하고 접근하기에 그 보정에 한계가 있다. Finapres 방법은 ‘무부하의 동맥벽’ 이론에 근거하여 손가락 커프의 압력 변화에 따른 PPG 신호의 변화를 분석하여 혈압을 측정하는 방법으로 혈압의 변화를 반영한다는 점에는 연구 및 사용 가치가 있지만 팔에서 측정하는 기존의 혈압 값에 비해 높거나 낮은 측정값을 나타내며 그 오차가 상당하다.

이처럼 기존의 전자 혈압 측정법들은 정확도에 상당한 오차를 보이는데, 이러한 오차는 단일 요소의 측정에 의한 혈압의 검출에서 기인한다. 심장 및 혈관들을 포함하는 맥관계는 혈액의 이동이라는 단순한 기전에 의한 움직임을 가지는 것이 아니라 혈관의 특성, 심박출량의 변화, 심박수의 변화 등의 다양한 요소들이 가지는 복합적인 기전에 의해 변화한다. 하지만 기존의 혈압 측정법들은 이러한 복합적인 요소들에 대한 고려가 없이 압력, 소리, 시간, 속도 등의 단일 요소로서 혈압을 정의함으로써 혈압 측정의 정확성 문제를 해결하지 못하고 있다. 이에 따라 심혈관계의 상태를 나타내는 인자들이 고려된 혈압 측정 방법의 제안이 필요하다.

## 2.4 혈압에 영향을 주는 인자들

### 2.4.1 심혈관계의 생리학적 변화

Closed loop 구조인 심혈관계의 상태를 대변해주는 혈압은 심장의 생리학적인 기능 변화와 혈관 상태의 변화 등의 다양한 심혈관계 상태의 변화에 큰 영향을 받는다. 그렇기 때문에 동맥 혈압의 변화에 영향을 주는 다양한 생리학적 인자들이 존재하며, 그 중 주요 인자는 그림 [2.6]과 같다.

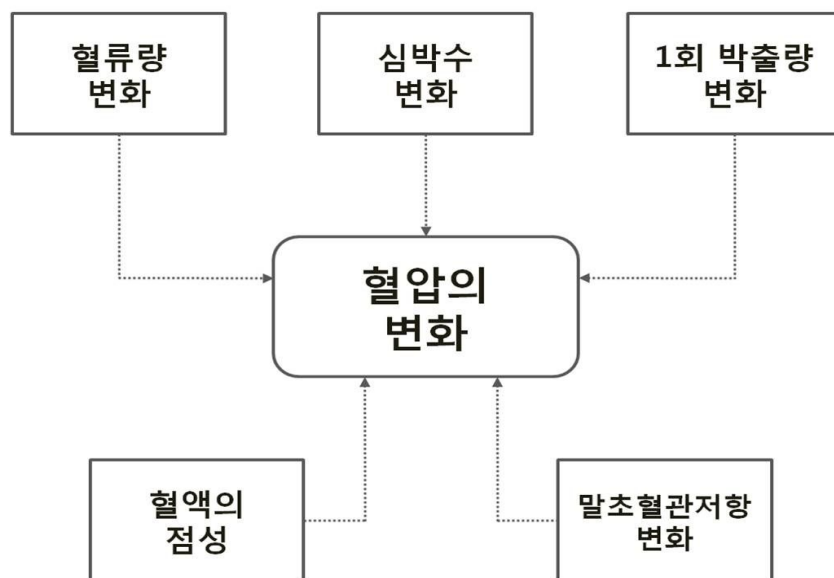


그림 2.6 동맥 혈압에 영향을 주는 생리학적 인자

혈압의 변화는 근본적으로 심장에서 박출되는 혈액의 양인 심박출량(Cardiac Output)과 말초혈관저항(Peripheral vascular resistance)의 변화에 기인한다. 정상적인 혈압은 심박출량과 혈관 상태의 균형 관계에 의해 유지된다[25]. 따라서 수식 [2.4]와 같이 심박출량과 혈관 저항의 변화량을 측정할 수 있다면 혈압의 변화량 역시 측정이 가능하다.



$$Blood\ pressure \propto Cardiac\ output \times Peripheral\ vascular\ resistance \quad (2.4)$$

$$Cardiac\ output = Heart\ rate \times Stroke\ volume \quad (2.5)$$

심박출량은 수식 [2.5]에 나타난 것과 같이 1회 박출량과 심박수의 곱으로 검출이 가능하다. 심박출량의 측정은 다양한 방법들이 존재하며, 그 중 대표적인 비침습적 측정법으로는 심혈관 초음파와 ICG(Impedance CardioGram)이 있다. 심혈관 초음파의 경우 장비가 크고, 매우 고가이며 장비에 숙달된 전문가에 의한 측정이 이루어지며, ICG의 경우에는 초음파에 비해 간단한 측정이 가능하다. ICG 장비에서의 심박출량의 측정은 기본적으로 1회 박출량을 측정하고 이에 심박수를 구하는 방법을 통해 측정하며, 임피던스의 변화를 통해 혈류의 가속도 인자(acceleration index), 속도 인자(velocity index), PEP(pre ejection period), LVET(left ventricular ejection time) 등의 검출도 가능하다.

혈압에 영향을 주는 또 다른 인자인 혈관계의 상태(혈관 말초 저항, 혈액의 점성)는 페루프의 형태를 갖는 심혈관계의 특성에 의해 말초 부위의 혈액의 변동에 의해 발생되는 PPG 신호 성분의 분석을 통해 다양한 평가가 가능하다[26].

혈류량은 Hagen-Poiseuilles 법칙(HPL)에 의해 수식 [2.6]으로 나타낼 수 있다.

$$V = \frac{\pi r^4}{8\eta l} \Delta P \quad (2.6)$$

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (2.7)$$

$$\begin{array}{ll} \Delta P : \text{압력 차이} & r : \text{반경} \\ \eta : \text{액체의 점성} & l : \text{관의 길이} \end{array}$$

압력과 부피, 그리고 저항의 관계를 이용하여 수식 [2.6]을 수식 [2.7]과 같이 저항에 대한 형태로 표현할 수 있으며, 혈류량과 저항이 혈관 반경의 네제곱에 각각 정비례, 반비례함을 알 수 있다. 그러므로 이 두 변수는 관의 길이나 압력차, 점성의 변화보다는 관의 직경 변화에 더 영향을 받을 것이며, 이러한 직경의 변화는 혈관 말초의

저항 성분에 상당한 영향을 받는다. 또한 원통 탄성관에 흐르는 유체 방정식은 수식 [2.8], [2.9]로 표현되며, 식 [2.10]은 Moen-Korteweg 방정식으로 불리며 동맥의 맥파 전달속도(pulse wave velocity, PWV)를 나타내는데 이용된다[27].

$$\frac{\alpha^2 p}{\alpha z^2} = \frac{1}{(hE/2ap)} \frac{\alpha^2 p}{\alpha t^2} = \frac{1}{C_0^2} \frac{\alpha^2 p}{\alpha t^2} \quad (2.8)$$

$$C_0 = \sqrt{\frac{hE}{2r_1 p}} \quad (2.9)$$

$$E = \Delta P \left( \frac{r_2}{\Delta r_2} \right) \quad (2.10)$$

$C_0$ : 맥파 전달 속도	$h$ : 동맥벽의 두께	$E$ : 탄성계수
$r_1$ : 내부 반지름	$p$ : 혈액의 밀도	$\Delta p$ : 내부 압력의 변화
$r_2$ : 외부 반지름	$\Delta r_2$ : 외부 반지름의 변화량	

이와 같은 근거를 바탕으로 맥파전달시간(pulse transit time, PTT)과 맥파전달 속도를 이용한 혈관의 상태 평가 연구가 진행되었으며, Oxford 연구팀은 비침습적 혈압 측정법인 Finapres 방법을 이용하여 PTT와 비교 연구한 결과 PTT가 혈압에 반비례한다는 결과를 제시하였다[28]. 또한 PPG 신호의 2차 미분을 이용한 혈관계 평가 연구도 다양한 분야에서 진행되고 있다[29].

## 2.4.2 외적 변화 요인

생리학적인 내부 기전 이외에도 혈압 측정 시기, 온도와 습도, 운동, 정신적 스트레스, 음식, 동통, 연령, 성별, 비만 정도 등의 혈압에 영향을 주는 다양한 요인들이 존재한다. 그 중에서도 연령의 증가에 따른 혈압의 변화에 대해서는 다양한 보고가 있으며, 연령은 혈압의 변화와 직접적인 연관성을 보인다.

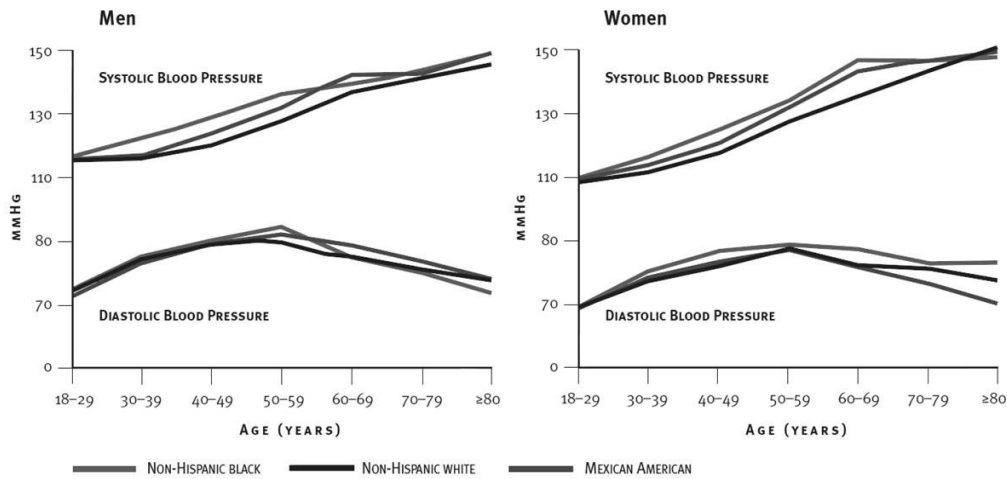


그림 2.7 연령에 따른 수축기 · 이완기 혈압의 변화[9]

그림 [2.7]은 연령에 따른 수축기와 이완기 혈압 값의 변화를 나타낸다. 수축기 혈압의 경우, 연령의 증가에 따른 증가 곡선을 보인다. 하지만 이완기 혈압의 경우에는 연령의 증가에 따른 상승 곡선을 보이다가 50세를 전후하여 다시 하강하는 형태를 보인다. 즉, 나이가 들에 따라 심혈관 질환의 예측인자로서의 중요성이 이완기 혈압에서 수축기 혈압을 거쳐 맥압으로 이행됨을 확인할 수가 있으며, 나이 및 성별과 혈압의 상관성에 대한 확인이 가능하다.

비만은 이미 성인병의 위험 인자로 여러 질환에 관여하고 있으며, 특히 고혈압의 위험 인자로 연령과 함께 매우 큰 비중을 차지하고 있다[30]. 비만을 판단하는 지표로는 체중, 체질량지수, 골밀도 검사, 총 체액 측정, 피부 두께 측정, Ponderal Index 등이 있으며, 이들 중 가장 널리 사용되는 것은 체질량지수(body mass index, BMI)인데, 이는 체중(Kg)을 신장의 제곱( $M^2$ )으로 나눈 것으로 인체의 전체 체지방과 매우 높은 상관관계를 가진다[31]. 또한 체임피던스의 측정을 통한 체지방 및 체지방률의 검출을 통해 비만을 판단할 수 있다.

이처럼 혈압 측정 시에 고려해야 할 다양한 생리학적 내적 요인과 외적 요인들이 존재한다. 그러므로 기존의 단일 인자의 측정을 통한 혈압 검출에서 더 나아가 다양한 연관 인자들을 고려한 혈압 측정 방법의 제시가 필요하다.

## 제 3 장 연구방법

### 3.1 실험 장치

그림 [3.1]은 손목에서의 오실로메트릭 혈압측정의 정확성 향상을 위한 실험에서 사용한 시스템의 구성을 나타내고 있다. 측정 시스템은 기준 혈압 측정을 위한 상완 오실로메트릭 혈압 측정 장치와 손목 오실로메트릭 혈압 측정 모듈, 다중 생체 신호 측정 모듈등의 데이터 획득을 위한 하드웨어, 각각의 데이터의 ADC 및 저장을 위한 데이터 수집 장치, 그리고 데이터 분석 장치로 구분할 수 있다.

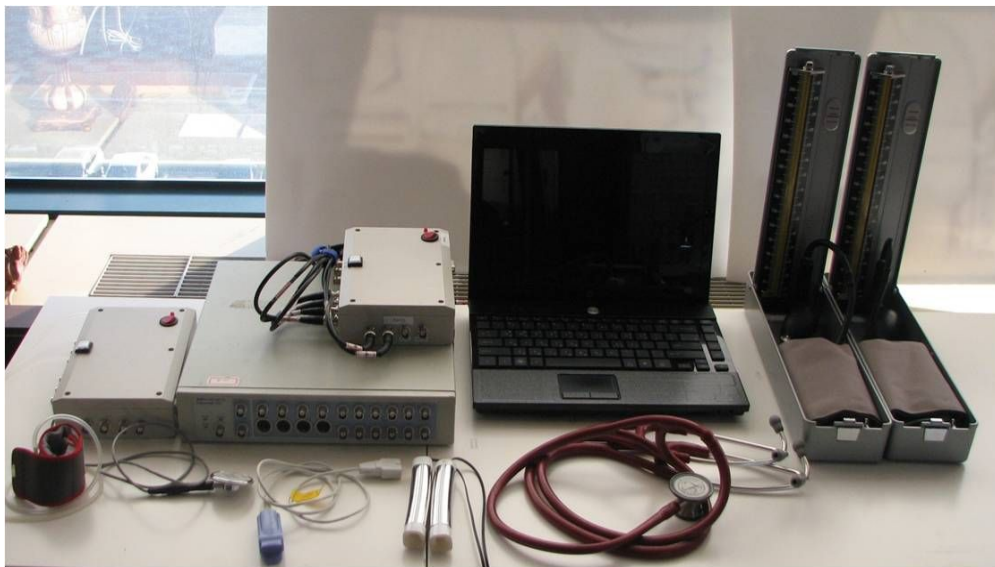


그림 3.1 측정 시스템의 구성

### 3.1.1 기준 혈압 측정

가장 정확한 기준 혈압의 측정 방법은 혈관에 카테터를 삽입하는 직접 측정법이지만, 위험성과 비용의 측면 때문에 본 연구에서는 직접 측정법이 아닌 수은 혈압계를 이용한 청진 혈압 측정법을 이용하여 기준 혈압을 획득하였다. 청진 혈압 측정법은 측정자의 감각에 의존하는 방법이므로 관측 오류를 포함하며, 이러한 관측 오류에 대해 Geoffrey Rose는 세 가지로 분류하였다. 첫째는 관측자의 집중부족 및 청진기 등의 기구적인 미약에 의해 코르트코프 음의 청취에 방해가 되는 체계적 오류(systematic error)이고, 둘째는 측정 혈압 값의 표현에서 측정자가 마지막 자리 숫자를 선호하는 숫자로 선택하여 발생하는 오류(terminal digit preference)이며, 셋째는 관측자가 측정대상의 사전 기록을 기반으로 측정값을 예측하여 실제 측정 혈압보다 낮거나 높게 혈압을 선택하는 오류(observer prejudice or bias)이다.

이러한 관측자로 인해 발생하는 오류의 최소화를 위해 AAMI SP10에서는 기준 혈압의 측정에 다음과 사항을 권고하고 있다. 기준 혈압을 측정하기 위해 훈련된 관측자가 서로 차폐된 상태에서 동시에 청진 혈압 측정을 하여 두 관측자가 동시에 측정한 데이터의 차이가 10mmHg 이내의 조건을 만족하는 경우에 한하여 두 측정 데이터의 평균 혈압을 기준 혈압으로 제시하며, 전체 데이터의 90% 이상이 5mmHg 범위를 만족할 때 유효하다[20].

기준 혈압의 측정에는 연세대학교 원주의과대학 간호학과 소속의 숙련된 간호사 3분이 관측자 및 관리자의 역할을 수행하였고, AAMI 권고사항을 참고하여 관측자에 의한 오류를 최소화하고자 하였다. 코르트코프 음의 미약함에 대한 문제를 해결하고 두 명의 관측자가 동시에 코르트코프 음을 듣도록 하기 위해 청진기(3M Littmann Cardiology III)를 사용하여 측정의 효율성을 높였으며, 혈압계의 부정확함에 의한 체계적인 오류를 최소화하고자 수은 혈압계 Yamasu Model.600(Yamasu, Japan)을 사용하였다. 또한 서로 차폐된 공간에 두명의 관측자를 위치시켜 동시에 코르트코프 음을 청취하도록 하였으며, 독립적으로 1명의 관리자를 두어 두 관측자의 혈압을 비교하여 유효성을 판단한 후 기준 혈압을 획득하도록 하였다. 측정된 두 혈압값의 차이

가 유효 범위를 벗어나는 경우에는 혈관계의 회복시간을 고려하여 5분의 시간이 경과된 후에 재측정을 진행하였다.



그림 3.2 임상 시험에 사용된 청진기 및 수은 혈압계

혈압 측정 시, 피검자가 편하게 앉아있는 상태에서 측정을 진행하도록 실험 환경을 구성하여 피검자의 팔이 심장의 높이에 위치하도록 했으며 피검자로 하여금 편안함을 유지하도록 하였으며, 안정 상태를 유도하였다. 그리고 일반적인 상황과 달리 치료 관계자를 마주함에 따라 심리적 요인에 의해 혈압이 갑자기 상승하는 것(평소 환경보다 10mmHg 이상 상승)을 WCH(white coat hypertension)이라 하는데, 이와 같은 특이사항의 최소화를 위해 측정자는 측정 환경에서 5분에서 10분의 휴식 후 측정을 시작하였다[32].

그 밖의 혈압 측정의 큰 에러 요인의 하나는 커프의 사이즈이다. 혈압 측정에 사용되는 커프는 상완 둘레 전체를 감쌀 수 있어야 하며, 이상적인 커프의 공기주머니 폭은 팔 둘레의 40%, 길이는 80%가 되어야 한다. 특히 최근의 연구에서 직접법을 통해 측정한 동맥 내의 혈압값과 간접법을 통해 측정된 혈압값의 비교에서 커프가 팔의 둘레의 46% 폭을 가질 때에 그 오차가 최소화 된다고 한다. 표 [3.1]에 측정자의 팔 둘레에 맞는 커프 사이즈가 제시되어 있다[33].

표 3.1. 팔 둘레에 따른 적정 커프 사이즈

Arm Circumstance(cm)	The cuff size according to the arm circumstance	
	the subject of measurement	Cuff Size
22-26	small adult size	12*22 cm
27-34	adult size	16*30 cm
35-44	large size	16*36 cm
45-52	adult thigh size	16*42 cm

피검자가 혈압을 측정하기 전에 위팔의 둘레를 측정하고 피검자에 맞는 커프를 그림 [3.3]에 제공된 커프들을 이용하여 최적의 혈압 측정 조건을 구성하였다.



그림 3.3 임상 실험에 사용된 커프의 종류

마지막 고려사항은 커프의 정확한 위치이다. 혈압의 측정 시, 커프의 공기 주머니 부분이 위팔 동맥의 중심 부위를 정확하게 누르지 않는다면 측정의 오차가 발생할 수 있다. 따라서 정확한 혈압 측정을 위해 커프의 공기 주머니 고무가 상완의 동맥을 지나도록 위치시키고 동맥의 맥동을 느낄 수 있는 팔오금의 2-3 cm 위에 커프의 끝을 위치시켰다.



### 3.1.2 데이터 획득

데이터 획득부의 다중 생체 신호 측정 시스템은 각각의 측정 데이터에 따라 NIBP, ECG, Bio-Impedance, PPG 측정시스템으로 구분이 가능하다. NIBP 측정 시스템에서는 손목형 혈압 커프를 사용하여 왼쪽 손목에서 압력신호 및 오실레이션 신호를 측정하였고, 청진기 형태의 마이크를 제작하여 손목에서의 코르트코프 음의 변화를 전기적으로 측정하였다. 압력신호의 측정에는 P-2000 501G 압력센서(Copal Electronics 社, Japan)를 사용하였으며, 압력센서의 전압에 대한 상관관계는 아래의 그림 [3.4]와 같으며 전압 성분의 압력 성분으로의 변화식은 수식[3.1]에 제시되어 있다.

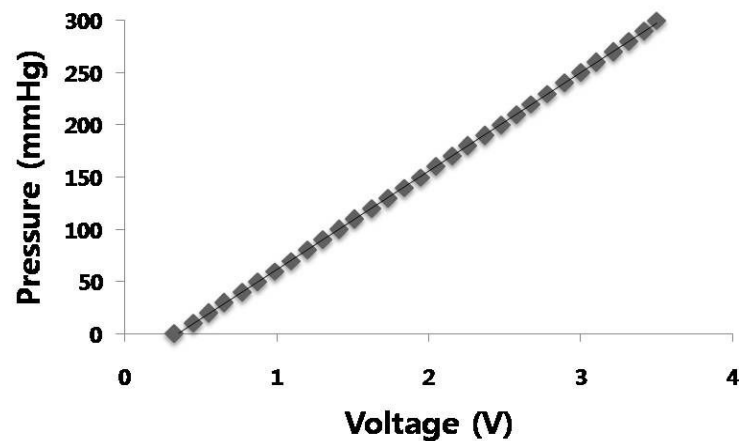


그림 3.4 압력센서(P-2000) Calibration

$$Y(p) = 94.31 X(p) - 31.77 \quad (3.1)$$

Y : 압력      X: 전압

그림 [3.5]는 다중생체신호 측정 시스템의 구성을 나타낸다. 압력센서를 통해 얻어진 신호에 대한 10Hz 2차 저역통과 필터링을 통해 압력 신호의 DC 성분 변화를

검출하였고, 0.5Hz 1차 고역통과 필터링과 증폭을 통해 DC 성분에 포함된 작은 진동 성분(혈압 오실레이션)을 검출하였다.

코르트코프 음의 검출에는 콘덴서마이크 CMS-58(BSE, Korea)를 사용하였으며, 보다 명확한 음의 획득을 위해 청진기의 형태로 마이크로 폰을 제작하여, 요골 동맥에서 코르트코프 음의 변화를 검출하였다. 검출된 코르트코프 음은 전치증폭기를 통해 1차적인 증폭을 하였으며, 샤프한 형태의 신호를 검출하기 위해 10-100Hz 대역통과 필터링을 하였다[34].

ECG 측정 시스템은 양팔에서 ECG Lead I 신호의 측정이 가능하도록 구성하였다. 신호측정에 사용된 전극은 전도성이 좋고 생체 적합성이 우수한 2가 크롬 도금 전극을 사용하였으며, 제임피던스와의 동시 측정이 가능하도록 아날로그 하드웨어를 설계하였다. 전극을 통해 양손에서 측정된 신호의 차동 증폭을 통해 ECG 신호를 추출하였고, 고주파 잡음의 제거 및 기저선 변동의 제거를 위해 0.1 - 130Hz의 통과 대역을 가지도록 2차 대역통과 필터링을 하였으며, 증폭을 통해 LEAD I의 ECG 신호를 검출하였다.

또한 PTT(PWV)의 검출을 위해 필요한 PPG 신호의 측정을 위해 Webster's Pulse Oximeter System을 참고하여 시스템을 설계하였다[35]. PPG 센서는 890nm 파장의 적외선 LED와 900nm의 중심 응답 주파수를 가지는 photo detector(PD)로 구성된 센서(Hurev 社, Korea) 사용하였고, PD에 의해 검출된 신호는 0.5Hz 2차 고역통과 필터링과 20Hz 2차 저역통과 필터링을 하여 PPG의 AC 성분을 추출하였다. LED에 공급되는 전류는 LED 드라이브를 통해 일정하게 하였고, 아날로그 신호처리 회로에서 증폭률은 일정하게 유지하였다.

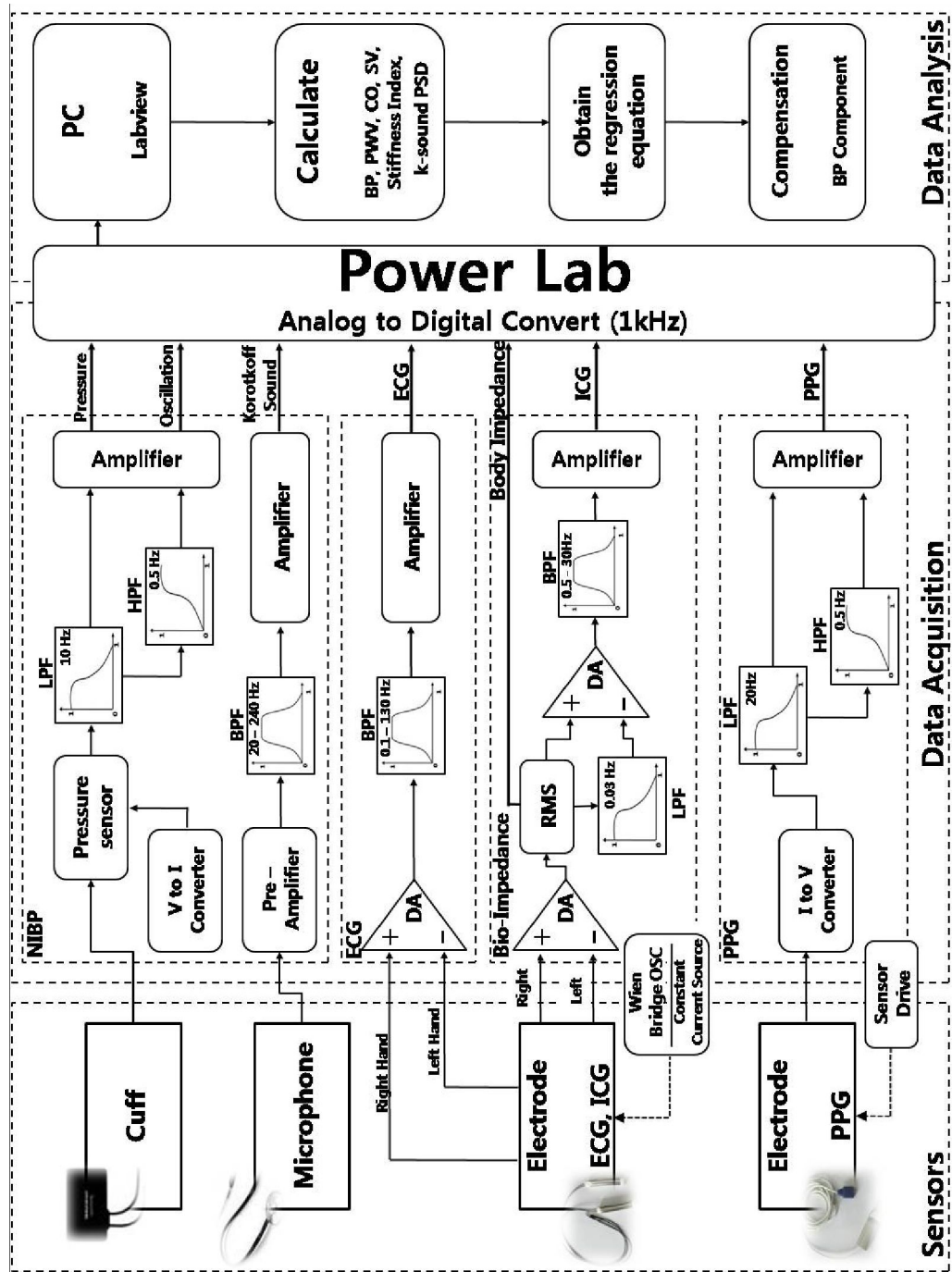


그림 3.5 다중 생체 신호 측정 시스템의 구성도

임피던스 측정 시스템을 사용하여 체임피던스 성분을 추출하였다. 임피던스 측정 시스템은 측정 대상에 인가되는 전류의 제한이 용이한 정전류 방식의 Tetra Polar Electrode Method를 채택하여 주파수에 따른 임피던스 영향을 최소화하였다. Wien Bridge OSC와 Howland Current Source를 사용해 정현파 정전류원을 인체에 인가해 인체 내부의 임피던스를 측정하였으며, 이때 사용되는 정전류는 어떠한 생체 조직과 반응을 일으키지 않는 강도와 주파수 범위 안에 있어야 한다.

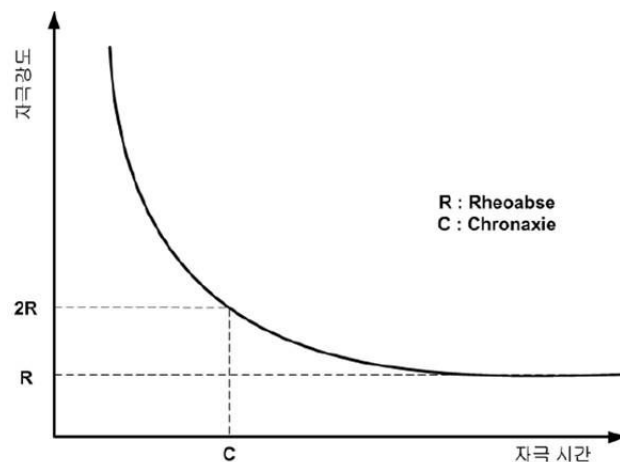


그림 3.6 자극강도-시간곡선

그림 [3.6]은 흥분성 조직과 외부 입력과의 관계를 나타낸다. 흥분성 조직은 일정한 강도 이상의 신호가 일정시간 이상 자극할 때에만 활동전위를 나타낸다. 강도가 작아 오랜 시간 동안 자극을 주어도 활동전위가 발생하지 않는 최대 자극을 rheobase라 하고, rheobase의 두 배 큰 자극이 활동 전위를 발생 시키는데 필요한 시간을 chronaxie라 한다[36]. 따라서 체임피던스 측정 시에는 그림 3.7의 자극강도-시간곡선 그래프의 아랫부분을 사용해야하며, 이 부분은 사용되는 주파수가 높고, 크기가 작아야 함을 보여준다. 그러므로 주파수 50kHz, 전류 500uA를 사용하였다.

### 3.1.3 데이터 수집

모듈에서 측정되는 생체신호의 수집을 위해 Powerlab 16sp(AD Instrument 社, Australia)를 사용하였다. Powerlab은 16개의 채널에 대해 동시 측정 및 선별적 기록, 그리고 저장이 가능하며, 수집된 데이터의 텍스트 변환이 용이하여 분석 프로그램에서 호환성이 우수하다. 실험에서는 1000 sample/s로 ECG, Body Impedance, PPG AC, PPG DC, Pressure, Oscillation, Korotkoff Sound의 신호를 수집하였다. 그림 [3.7]은 AD Instrument 社에서 제공하는 Powerlab의 데이터수집 소프트웨어인 Chart 5를 이용하여 데이터를 수집한 결과를 보여준다.

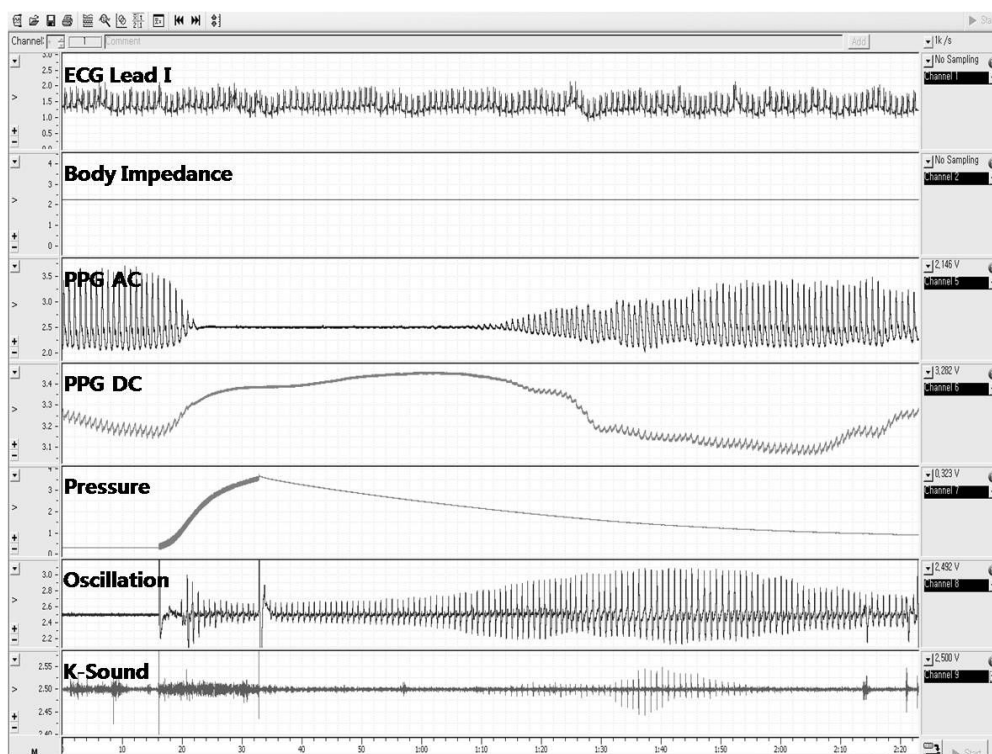


그림 3.7 Powerlab Chart 5 프로그램

### 3.1.4 데이터 분석

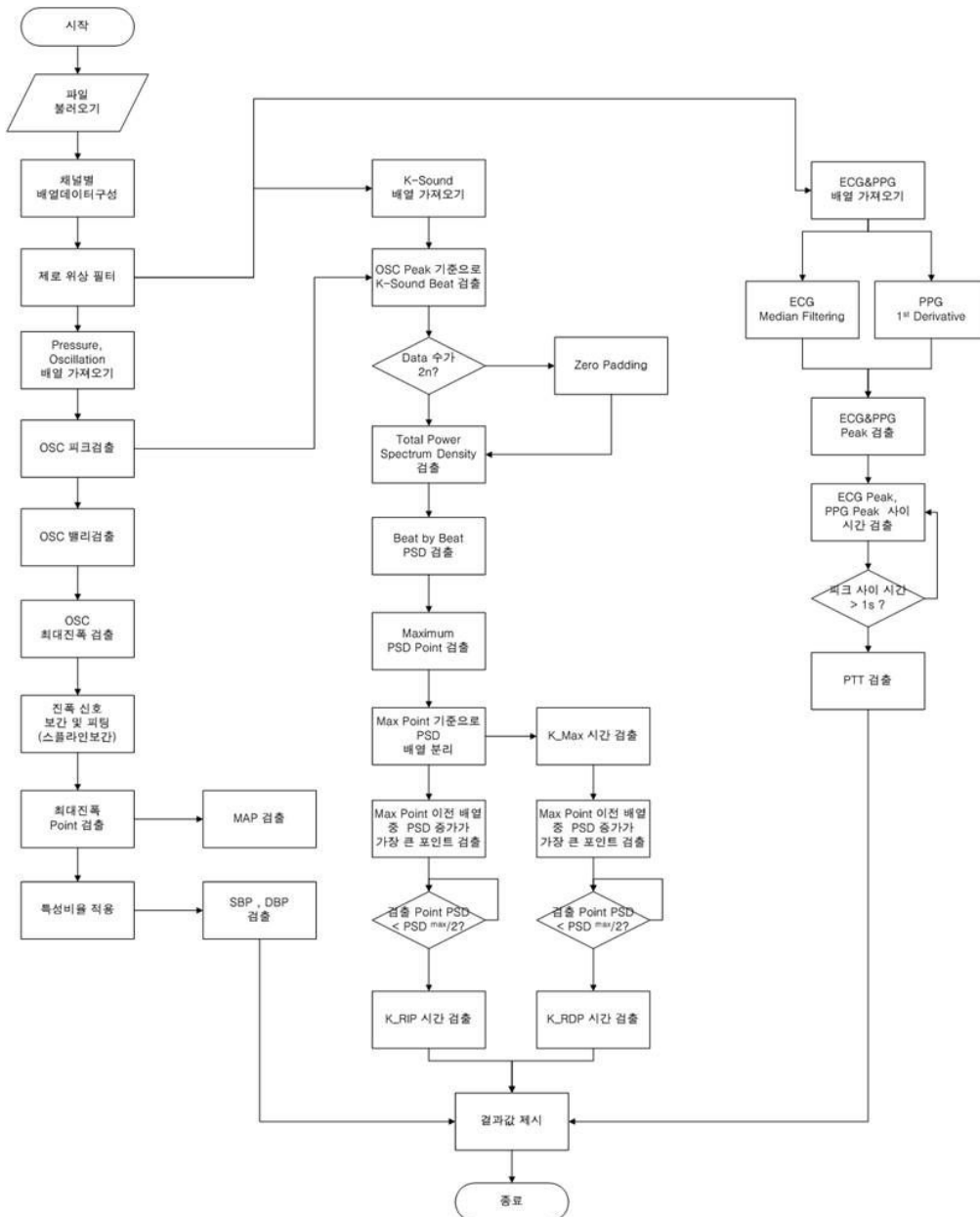


그림 3.8 임상데이터 분석 프로그램 순서도

측정 시스템을 통해 획득된 데이터는 Powerlab의 Chart5 소프트웨어에 의해 유효 구간에 대하여 배열형태의 텍스트 파일로 전환된다. 전환된 데이터는 IBM PC 기반의 Labview 8.6(National Instrument 社)을 이용하여 구현한 프로그램에 의해 분석되고 혈압의 보상 요소들이 획득된다. 그림 [3.8]은 프로그램의 순서도를 나타내고 있다. 수행의 시작과 동시에 저장된 텍스트 데이터를 불러들여 각 채널별 데이터를 배열에 따라 분류하였으며 FIR 버터워스 저역통과필터를 이용하여 노이즈를 제거하였다. 분석 과정에서 각각의 포인트에 맞는 압력 값을 산출해야 하므로 시간지연이 없는 제로 위상 필터를 사용하였다.

혈압신호의 분석에는 최대진폭 알고리즘(maximum amplitude algorithm, MAA)을 사용하였다. 기본적으로 오실레이션 신호의 피크(혈압 오실레이션 각 비트에서의 최대 값)를 검출하고 각 피크 사이에서의 최소값을 밸리(혈압 오실레이션 각 비트에서의 최소 값)로 검출하여, 차이를 구해 오실레이션의 진폭 신호를 추출하였다. 추출된 진폭신호는 스플라인 보간법을 사용하여 보간하였다. 보간된 신호는 가우시안 피크 피팅을 통해 신호의 Envelope을 추출하였고, 추출된 Envelope에서의 최대 피크 포인트에서의 압력 값을 MAP로 하였다. MAP의 검출 후, 특성 비율을 적용하여 SBP와 DBP를 산출하였다. 특성 비율은 SBP의 경우 55%, DBP의 경우 82%를 사용하였으며, 이 비율은 Geddes의 실험에서 경험적으로 획득된 비율이다[6].

코르트코프 음의 분석은 Power Spectrum Density(PSD)의 변화에 그 초점을 맞추었다. 오실레이션 피크를 기준으로 하여 코르트코프 신호를 beat by beat로 분류하였다. 분류된 신호의 푸리에 변환을 위해 Zero Padding을 통해 데이터의 수를  $2^n$ 개로 맞춰 주었으며, 각 비트에 따른 구간에 대한 PSD를 검출하여 그 변화를 확인하였다. PSD의 변화에서 그 크기가 최대가 되는 지점을  $K_{max}$ 라 정의하였고,  $K_{max}$  이전의 배열에서 최대 PSD 진폭의 70% 이하의 크기를 가지는 데이터 중에서 PSD의 급격한 증가가 나타나는 지점을  $K_{rip}$ (rapidly increasing point),  $K_{max}$  이후의 배열에서 최대 PSD 진폭의 70% 이하의 크기를 가지는 데이터 중에서 PSD의 급격한 감소가 나타나는 지점을  $K_r$ (rapidly decreasing point)로 정의하였고, 각 지점사이의 시간을  $K_{max-rip}$ ,  $K_{rdp-max}$ ,  $K_{rdp-rip}$ 로 정의하였다.

PTT의 검출에는 ECG 및 PPG의 피크 포인트 사이의 시간을 구하는 방법을 적용하였다. ECG의 피크 검출에는 Median Filtering을 사용하여 원신호와의 차이를 통해 R-Peak를 부각시켜 검출하는 방법을 사용하였고, PPG 신호의 경우에는 미분을 통해 피크를 검출하였다. 또한 두 피크 사이의 시간이 1s이상인 신호의 경우는 예외로 판단하여 제외하였다.

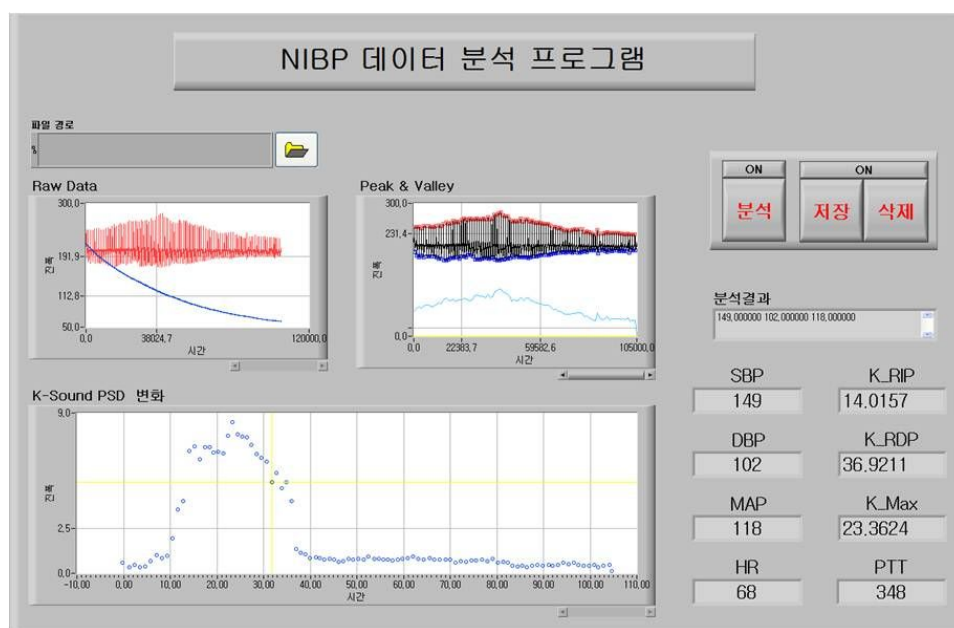


그림 3.9 Labview를 이용한 데이터 분석

이러한 알고리즘을 기반으로 Labview를 프로그래밍하였으며, 그림 [3.9]는 Labview의 결과화면인 Front Panel을 나타낸다. 좌측 상단부터 오실레이션 및 압력 데이터, 피크 검출 및 보간, 코르트코프 음의 변화 검출 그래프가 나타나있다. 그래프에서 피크의 점을 붉은 색, 밸리의 점을 파란색으로 표시하여 Peak Detection의 결과에 대한 시각적 확인이 가능하여 에러를 줄일 수 있다. 분석의 결과로서 SBP, DBP, MAP, HR, K\_rip, K\_rdp, K\_max, PTT 등이 제시되었음을 확인할 수 있다.



## 3.2 실험 조건

### 3.2.1 실험 대상

총 51명(남자 33명, 여자 18명)의 피검자를 대상으로 실험을 실시하였으며, 넓은 연령 및 혈압 범위를 가지는 피검자를 모집하여 다양한 혈관의 상태 및 넓은 혈압 범위의 대상자에 대하여 실험을 진행하였다. 실험 전 모든 피검자들은 실험에 관한 간단한 교육을 받았으며 연구 참여 동의서를 작성하였다. 표 [3.2]는 피검자 전체에 대한 연령, 신장, 체중, 팔 길이, 팔 둘레에 대한 기술통계량을 나타낸다.

표 3.2. 피검자 전체에 대한 기술 통계량

	기술통계량				
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
age	51	20.00	92.00	40.8627	24.64226
height	51	138.00	187.50	166.5745	10.56085
weight	51	39.80	98.80	67.4627	16.19038
arm length	51	59.00	51.60	73.3961	5.39199
arm circumstance	51	20.00	35.10	27.0000	3.80452
유효수(목록별)	51				

피검자에 대한 기술통계량의 도표에서 폭넓은 실험군 분포를 보임을 확인할 수 있으며, 특히 팔 둘레의 경우 child size부터 adult large size까지 4 단계의 실험군을 모두 포함함을 확인할 수 있다. 또한 표 [3.3]은 결과 분석 단계에서 전체 피검자를 실험군과 대조군으로 나누었을 때의 기술 통계량을 나타낸다.

표 3.3. 실험군 및 대조군에 대한 기술 통계량

	실험군 기술통계량				
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
age	36	20.00	92.00	42.9167	26.82368
height	36	138.00	187.50	166.3694	10.86228
weight	36	39.80	98.80	66.0847	16.38803
arm length	36	59.00	81.60	73.1944	5.40529
arm circumstance	36	20.00	35.10	26.6972	4.07533
유효수(목록별)	36				

	대조군 기술통계량				
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
age	15	20.00	86.00	35.9333	18.25011
height	15	149.00	181.30	167.0667	10.14823
weight	15	44.60	91.70	70.7700	15.75284
arm length	15	65.00	81.50	73.8800	5.51688
arm circumstance	15	20.20	31.70	27.7267	3.06139
유효수(목록별)	15				

### 3.2.2 측정 환경

정확한 혈압의 측정을 위한 조건으로는 방의 온도, 운동, 알콜이나 니코틴의 소비, 측정자의 팔의 위치 및 자세, 근육의 긴장, 방광의 팽창, 대화, 주변의 노이즈 등이 있다. 이러한 다양한 요인들이 피검자의 혈압 변화를 일으키며, 특히 자세에 있어 다리를 꼬았을 때의 수축기 혈압은 2 - 8 mmHg까지 증가하고, 측정자가 의자에 기대어 앉지 않는다면 이완기 혈압이 6 mmHg까지 증가한다[37]. 따라서 임상 실험 환경은 피검자들이 상의를 탈의할 것을 고려하여 적정 실내 온도 25 - 27°C를 유지하였다. 또한 모든 피검자들은 측정 전 12시간 동안 음주를 피하도록 하였고, 실험 전 4시간 동안 편안한 상태를 유지하도록 하였으며 흡연을 피하도록 하였고, 물을 제외한 음식물 섭취와 특히 카페인을 금하게 하였다. 이것은 니코틴, 카페인과 같이 혈액의 흐름과 혈관 상태에 영향을 주는 요인들은 최소화하여 보다 신뢰할 수 있는 데이터 획득을 위해 제한되었다.[38].

### 3.3 실험 과정

실험 과정은 크게 측정 준비 과정과 데이터 획득 과정으로 분류 할 수 있다. 측정 준비 과정에는 개인 정보의 기록 및 동의서를 작성하고, 키, 체중, 팔 길이, 팔 둘레 등의 신체 정보를 측정한다. 또한 측정을 마친 피검자는 전극을 부착하고 실험을 준비하게 된다. 데이터 획득 과정에서는 피검자의 안정 상태 유지를 위한 휴식 과정과 혈압과 연관된 인자들에 대한 측정이 이뤄지는 생체 신호 측정 과정, 기준 혈압 및 손목 혈압 측정이 이뤄지는 혈압 측정 과정으로 구성된다. 전체적인 실험 과정은 아래의 그림[3.10]과 같다.

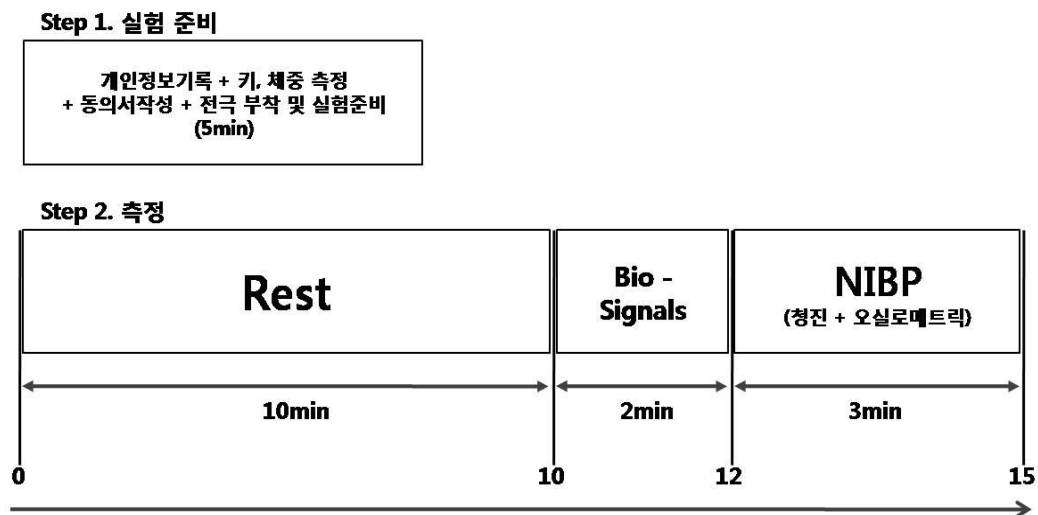


그림 3.10 실험 과정

### 3.3.1 측정 준비 및 피검자 안정

피검자가 실험을 위해 도착하면 기본적인 인적 사항을 기록하고 실험과정 중 발생할 수 있는 위험성(커프 가압의 이상 등)을 고려해 실험과 관련된 동의서를 작성한다. 기록을 마친 피검자는 실험에 대한 유의 사항을 숙지하도록 하며, 보조 실험자에 의해 신장, 체중, 팔길이, 팔둘레가 측정 및 기록된다. 실험 준비가 완료된 피검자는 전극 및 커프를 부착하고 의자에 편하게 앉아서 10분간의 휴식을 취한다. 피검자의 심장 높이와 혈압 측정 커프의 높이가 동일하도록 의자에 기대서 앉아 측정을 하였으며, 손목 커프의 위치를 심장 높이에 맞추기 위해 쿠션을 사용하여 팔을 지탱하도록 하였다. 양손에는 ECG 및 Impedance의 측정을 위한 전극이 위치하고, 왼손 검지에는 집게형 PPG 센서(Hurev 社)가 위치한다. 또한 기준 혈압의 측정을 위해 오른팔 상완에 커프가 위치하며, 손목 혈압 측정을 위해 왼팔 손목에 커프와 마이크가 위치하였다.



그림 3.11 실험 진행 모습

### 3.3.2 다중 생체 신호 측정

생체 신호의 측정 단계에서는 혈압의 변화에 영향을 받는 인자들의 검출을 위해 다양한 Bio-Signal을 측정하는 단계이다. 이 단계에서는 ECG, Body Impedance, PPG 신호를 2분간 측정하였다. ECG와 Body Impedance 신호는 양손에서 2가 크롭 손잡이형 전극을 통해 측정하였으며, PPG는 집게형 센서를 이용하여 왼손 검지에서 측정하였다.

### 3.3.3 혈압 측정

혈압의 측정은 피검자가 의자에 편안한 자세로 기대어 앉은 상태에서 진행되었다. 혈압은 시간의 흐름에 따라 빈번한 변화를 보이기 때문에 기준혈압의 측정과 손목에서의 혈압 측정을 동시에 진행하였다. 특정 동맥 혈관 질환 및 뇌혈관 질환을 가지고 있는 환자가 아닌 경우에는 양팔의 혈압이 거의 동일하거나 그 차이가 매우 적다고 알려져 있으므로 동시 측정을 위해 기준혈압은 오른팔 상완에서 측정하였으며, 손목 혈압은 손목형 커프를 이용하여 왼쪽 손목에서 측정하였다. 손목 혈압의 측정은 팔의 위치에 따라 그 측정값에 영향을 많이 받기 때문에 커프의 높이가 심장 높이와 되도록 비슷하게 되도록 하완에 쿠션을 받쳐주었다[39].

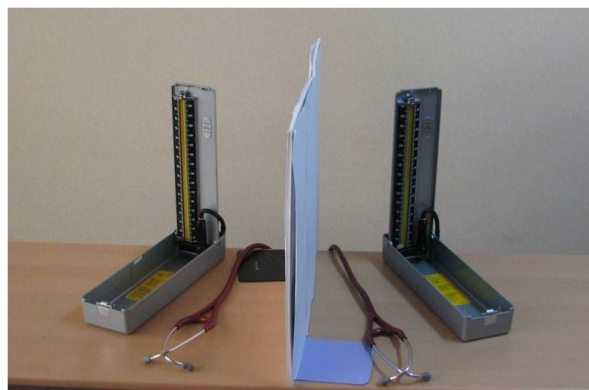


그림 3.12 측정 환경 실례

## 제 4 장 실험 결과

본 실험은 총 51명의 피검자를 대상으로 4단계의 실험 절차를 통해 SBP, DBP, MAP 각각의 혈압 값이 획득되었다. 다중 생체 신호의 측정에 의한 혈압의 보정 검증은 다음과 같은 과정으로 진행되었다. 첫째, 본 실험에 기준 혈압 측정법으로 사용된 수은 혈압계를 이용해 획득된 청진 혈압 값과 제작된 손목형 전자 혈압계에서 획득된 혈압 값을 비교하여 그 오차를 분석한다. 둘째, 혈압과 개인 신체 정보, PTT, HR, K-Sound 밀도변화 등의 인자들에 대한 상관 분석을 실시하여 혈압 보정 인자로서의 타당성을 제시한다. 셋째, 실험군의 36개 데이터에 대하여 보정 인자들과 기준 혈압과의 다중회귀분석을 통하여 회귀 방정식을 산출하고, 회귀 방정식을 측정 혈압값에 적용하여 회귀 방정식에 대한 검증을 한다. 마지막으로 15개의 대조군 데이터에 보정회귀공식을 적용하여 혈압의 보정 전후 오차율에 대한 통계 분석을 실시하여 새로운 혈압 보정 방법을 검증한다.

### 4.1 손목 혈압의 오차율 계산

실험 데이터에 대하여 기준 혈압과 손목 혈압을 비교하여 오차를 계산했다. 혈압의 측정 오차는 손목 혈압 측정치에서 기준 혈압치를 감산하여 구하였다. 이때, 평균 혈압의 경우에는 청진법으로 직접적인 측정이 불가능하므로 수식 [2.1]을 이용하여 평균 혈압을 산출하고 비교하였다. 표[4.1]은 수축기, 이완기, 평균 혈압에 기술통계량을 나타내며, 그림 [4.1], [4.2], [4.3]은 오차율 분포를 나타내고 있다. 전체적으로 손목의 오실로메트릭 혈압이 기준 혈압보다 높은 값을 나타내고 있음을 알 수 있다.

표 4.1. 손목 혈압과 기준 혈압 오차에 대한 기술 통계량

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Err_SBP_raw	51	6.00	44.00	23.3529	8.74717
Err_DBP_raw	51	-14.00	44.00	17.0588	10.36033
Err_MAP_raw	51	-5.00	44.00	18.1373	10.96544
유효수(목록별)	51				

그림 4.1 수축기 혈압 측정 오차

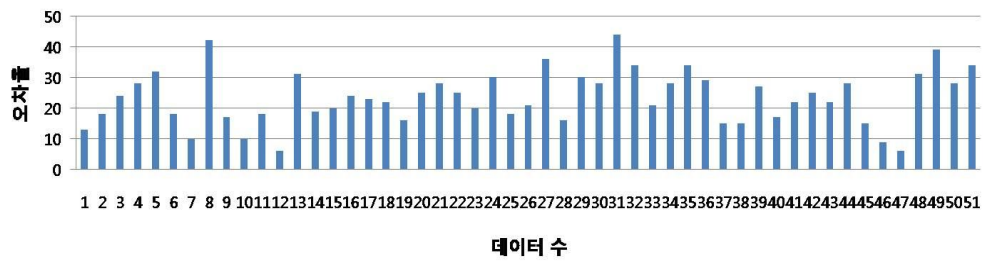


그림 4.2 이완기 혈압 측정 오차

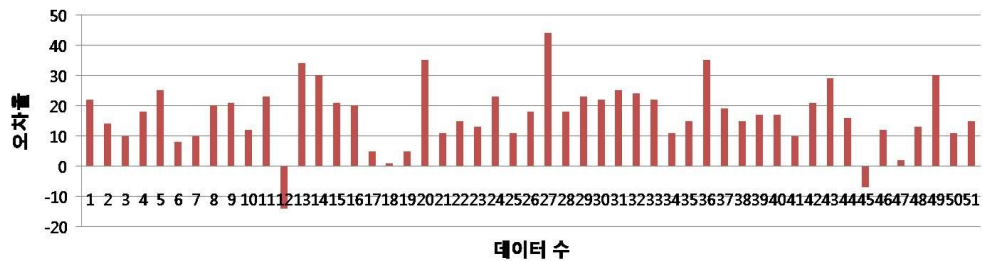
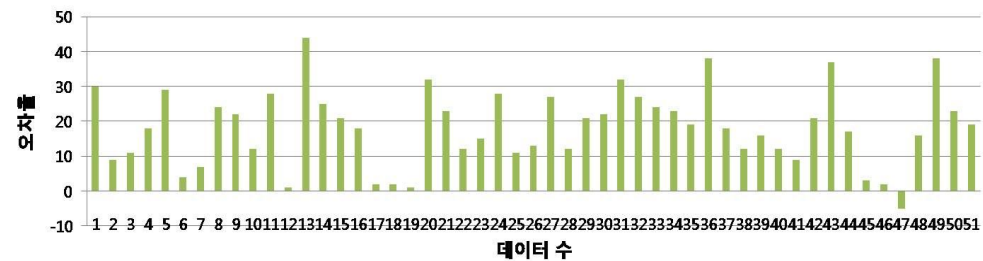


그림 4.3 평균 혈압 측정 오차



## 4.2 기준 혈압과 보정 인자들에 대한 다중선형회귀분석

본 연구를 위한 데이터의 통계적 처리는 SPSS 17.0 통계 분석 툴을 사용하여 진행하였으며, 모든 통계적 유의 수준은  $p < 0.05$ 로 설정하여 95%의 신뢰구간 이내에서 유의하도록 설정하였다. 실험에 대한 다중 선형 회귀 분석에 앞서 각 인자들과 혈압과의 상관성 확인 및 독립 변수를 선택하기 위한 작업을 진행하였으며, 선택된 독립 변수들을 적용하여 후진 제거법을 통해 다중 선형 회귀 분석을 진행하였다.

### 4.2.1 이변량 상관계수 분석 및 독립변수의 선택

통계 프로그램에 데이터를 입력한 후, 우선적으로 측정된 데이터들에 대한 이변량 상관 계수 분석을 통해 기준 혈압과 높은 상관성 및 유의성을 가지는 인자들을 분류하였다. 상관 계수 분석 시, 다른 변수에 대해 종속됨이 확실한 변수들은 제외하였다.

다중 회귀 분석에서 독립변수들 간의 상관관계가 높으면 하나의 변수만이 투입이 되며, 나머지 변수들이 갖는 고유한 설명력은 매우 낮아지게 된다. 그러므로 다중 회귀 방정식의 추출에서 이변량 상관 계수 분석을 통해 선택된 보정 인자들의 독립적인 변수로서의 적용이 가능성을 알아보기 위해 다중공선성 검증 작업을 거쳐 종속적 변수들에 대한 검증을 하였으며, 분산 분석을 통해 유의성을 확인 하였다. 아래와 같은 값을 나타내는 경우 다중공선성 문제가 없다. 검증된 독립변수들 중 기준 혈압과의 상관성 및 유의성이 높은 인자들을 선택하였다.

표 4.2. 다중공선성의 문제 확인을 통한 독립변수 검증

다중 공선성 문제가 없는 경우	
· Tolerance(공차한계) > 0.1	· VIF = 1/Tolerance
· VIF < 10	



#### 4.2.2 평균 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석

수축기와 이완기 혈압의 근본적인 결정 기준인 평균 혈압을 추정하기 위해 다중회귀 분석을 하였다. 다중회귀분석에 사용되는 독립변수의 선택은 다중공선성의 문제점이 없는 인자를 기본 선택 기준으로 하였으며, 분산분석 결과를 통해 독립변수로서의 유의성을 가지는 인자들을 추출하였다. 생리학적(이론적) 유효 변수의 선택을 통해 보다 상관성 및 유효성이 높은 최적의 모형을 설정하도록 하여 아래의 수식 [4.1]의 최종 회귀 방정식을 산출하였다.

$$MAP_{comp} = 0.648MAP - 4.615Sex - 0.806K_{max-rip} + 0.02PTT + 37.545 \quad (4.1)$$

$MAP$  : 오실로메트릭 평균 혈압     $PTT$  : 맥파 전달 시간  
 $K_{max-rip}$  : 코르프코프 파워의 최대 증가점과 최고점 사이의 시간

표 4.3. 평균 혈압에 대한 다중회귀분석 결과

모형 요약					
모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차	
1	0.934 <sup>a</sup>	0.873	0.856	6.65426	
분산 분석					
모형	제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률
회귀모형	9367.796	3	3122.599	71.414	.000 <sup>a</sup>
1 잔차	1399.204	32	43.725		
합계	10767.000	35			

a. 예측값 : (상수), Sex, MAP, Kmax-rip, PTT  
b. 종속변수 : R\_MAP

표[4.3]에는 측정 대상에 대한 평균 혈압의 다중회귀분석을 통한 회귀 방정식의 추출 결과가 제시되어 있다. 평균 혈압의 다중회귀분석 모형에는 SEX, MAP, Kmax-rip, PTT의 인자들이 사용되었으며,  $R^2 = 0.873$ ,  $p < 0.000$ 의 상관성과 유의성을 가지는 회귀 방정식을 얻을 수 있었으며, 데이터 군 사이의 분산과 데이터 사이 분산의 비율인 F-value가  $F = 71.414$ 로 2보다 크므로 데이터 군 사이의 통계적인 유의성이 있음을 확인할 수 있었다.

산출된 회귀 방정식의 1차적 검증을 위해 실험군의 혈압 데이터에 회귀 방정식을 적용하여 기준 평균 혈압과 보정 혈압 사이의 오차를 확인해보았다. 회귀 방정식을 통해 산출된 보정 혈압과 기준혈압의 산점도는 그림[4.4]와 같으며 표[4.4]는 혈압 보정 결과를 나타낸다. 아래의 산점도에서 보정 혈압과 기준 혈압 사이의 유의성( $p < 0.05$ ,  $R^2 = 0.775$ )을 시각적으로 확인할 수 있다.

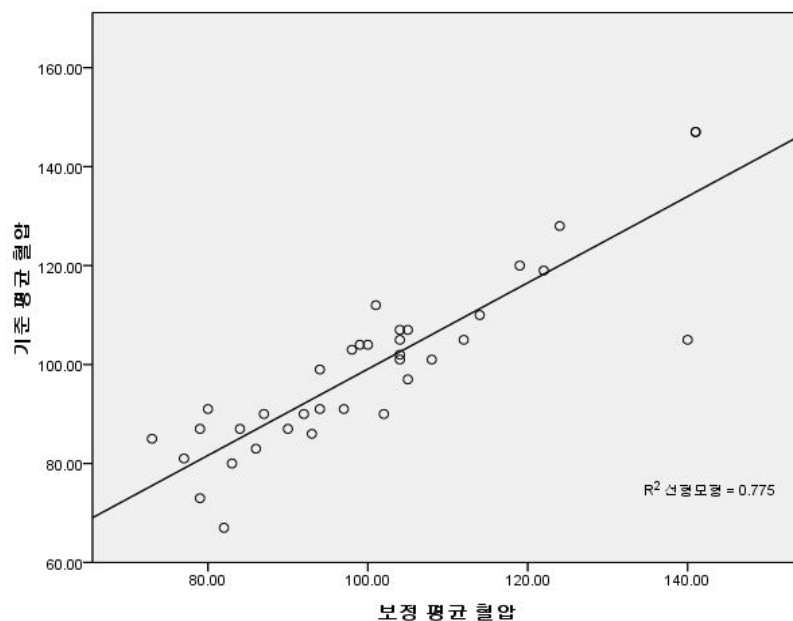


그림 4.4 기준 평균 혈압과 보정 평균 혈압의 산점도

표 4.4. 실험군의 보정 평균 혈압 오차

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
MAP_ref	36	67.00	147.00	99.5000	17.53934
MAP_comp	36	73.00	141.00	100.4722	17.70470
Err_MAP_comp	36	-12.00	15.00	0.1944	6.44901
유효수(목록별)	36				

표 [4.4]는 기준 평균 혈압에 대한 보정 평균 혈압의 오차를 수치적으로 제시하고 있다. 보정 혈압에서 기준 혈압을 감산하여 구한 오차에 대한 평균과 표준편차가  $0.1944 \pm 6.44901$  mmHg으로 나타남에 따라 혈압계 기준 규격을 만족시킬 수 있는 수준의 회귀 방정식이 추출되었음이 확인 가능하다.

### 4.2.3 수축기 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석

수축기 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석에서도 평균 혈압에 사용하였던 방법을 사용하여 다중공선성의 문제점이 없는 인자를 기준으로 하여 추출하였고, 생리학적(이론적) 유효 변수의 선택을 통해 보다 상관성 및 유효성이 높은 최적의 모형을 설정하도록 하였으며, 최종적으로 다중 선형 회귀 분석의 후진제거법을 적용하여 아래의 수식 [4.2]의 최종 회귀 방정식을 산출하였다.

$$SBP_{comp} = 0.827SBP - 0.194Age + 1.641Arm_c - 1.091BMI - 23.892 \quad (4.2)$$

$SBP$  : 오실로메트릭 수축기혈압  
 $Arm_c$  : 팔둘레  $BMI$  : 체질량지수

표 4.5. 수축기 혈압에 대한 다중회귀 분석 결과

모형 요약					
모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차	
1	0.915 <sup>a</sup>	0.838	0.817	8.44925	
분산 분석					
모형	제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률
회귀모형	11425.666	4	2856.417	40.012	.000 <sup>a</sup>
1 잔차	2213.084	31	71.390		
합계	13638.750	35			

a. 예측값 : (상수), Age, Arm\_c, BMI, SBP

b. 종속변수 : R\_SBP

표[4.5]에는 측정 대상에 대한 수축기 혈압의 다중회귀분석을 통한 상관 정도가 제시되어있다. 수축기 혈압의 다중회귀분석 모형에는 Age, Arm\_curcumstance, BMI, SBP의 인자들이 사용되었으며, 평균 혈압에 비해 다소 높은 유의성( $R^2 = 0.838$ ,  $p < 0.05$ )을 가지는 회귀 방정식을 얻을 수 있으며, 분산분석을 통해 추출된 유의확률( $p < 0.000$ )과 F-value의 확인에서  $F = 40.012$ 의 수치를 나타내  $F > 2$ 이므로 데이터 군 사이의 통계적인 유의성이 존재함을 확인할 수가 있었다. 또한 이러한 회귀 방정식의 적용을 통해 산출된 보정 혈압과 기준혈압의 상관성을 나타내는 산점도는 그림[4.5]와 같으며, 이를 통해 기준 수축기 혈압과 보정 수축기 혈압 사이의 상관성을 시각적으로 확인이 가능하다.

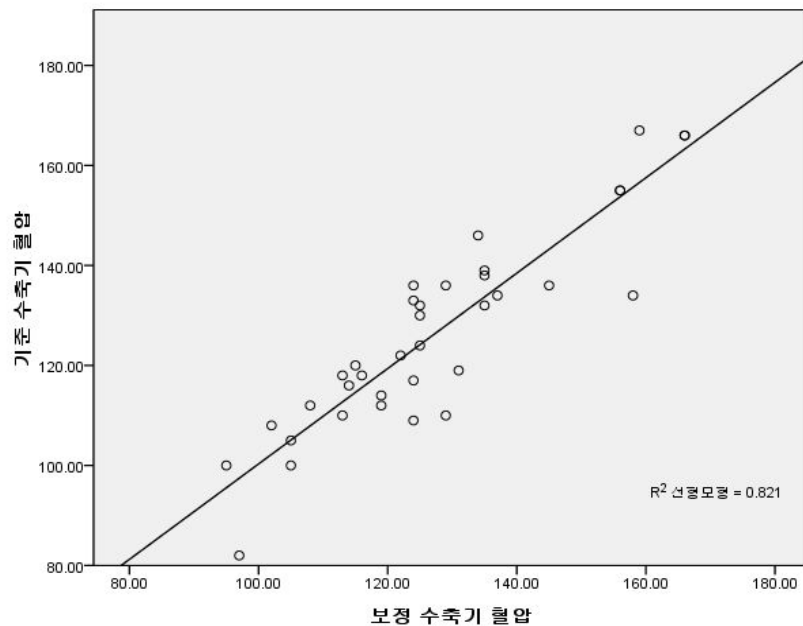


그림 4.5 기준 수축기혈압과 보정 수축기혈압의 산점도

표 4.6. 실험군의 보정 수축기 오차

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
SBP_ref	36	82.00	167.00	126.4167	19.74028
SBP_comp	36	95.00	166.00	127.3611	18.74514
Err_SBP_comp	36	-12.00	19.00	0.2222	7.43010
유효수(목록별)	36				

표 [4.6]은 기준 수축기 혈압에 대한 보정 수축기 혈압의 오차를 수치적으로 제시하고 있다. 회귀 방정식의 적용을 통해 보정된 수축기 혈압에서 기준 수축기 혈압을 감산하여 구한 오차율에 대한 평균과 표준편차는  $0.2222 \pm 7.43010$  mmHg를 나타냈으며 이러한 수치는 혈압계의 통과 기준인  $5 \pm 8.000$  mmHg 이하의 수치이므로, 이를 통해 혈압 보정에 적용이 가능한 수축기 회귀 방정식이 산출되었음을 확인 할 수 있다.

#### 4.2.4 이완기 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석

이완기 혈압 추정을 위한 다중선형회귀분석에서도 앞에서 수행한 방법을 사용하여 다중공선성의 문제점이 없는 인자를 기준으로 하여 추출하였고, 생리학적(이론적) 유효 변수의 선택을 통해 보다 상관성 및 유효성이 높은 최적의 모형을 설정하도록 하였으며, 후진제거법을 사용하여 95% 신뢰구간에 들어오지 못하는 변수들을 제거하여 아래의 수식 [4.3]의 최종 회귀 방정식을 산출하였다.

$$DBP_{comp} = 0.585MAP - 4.594Sex - 1.127K_{max-rip} + 34.611 \quad (4.3)$$

$MAP$  : 오실로메트릭 평균 혈압

$K_{max-rip}$  : 코르프코프 파워의 최대 증가점과 최고점 사이의 시간

표 4.7 이완기 혈압에 대한 다중회귀 분석 결과

모형 요약					
모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차	
1	0.910 <sup>a</sup>	0.828	0.812	7.54208	
분산 분석					
모형	제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률
회귀모형	8766.049	3	2922.016	51.369	.000 <sup>a</sup>
1 잔차	1820.256	32	56.883		
합계	10586.306	35			

a. 예측값 : (상수), Sex, MAP, K\_max-rip

b. 종속변수 : R\_DBP

표[4.7]에는 측정 대상에 대한 이완기 혈압의 다중회귀분석을 통한 상관 정도가 제시되어있다. 이완기 혈압의 다중회귀분석 모형에는 Sex, MAP, K\_max-rip의 인자들이 사용되었으며,  $R^2 = 0.828$ ,  $p < 0.000$ 으로 수축기 회귀 방정식 보다는 낮은 상관성을 보이지만 높은 수준의 상관성을 갖는 회귀 방정식을 얻을 수 있었으며, 분산분석 결과에서  $p < 0.05$ 의 유의확률에서  $F = 51.369$ 의 값이 나타내므로 데이터 군 사이에서 통계적인 유의성이 나타남을 확인할 수가 있었다.

실험군의 이완기 혈압 데이터에 대한 회귀 방정식의 적용을 통해 산출된 보정 혈압과 기준 혈압 사이의 관계는 그림[4.6]의 산점도와 같으며, 산점도를 통해 보정 혈압과 기준 혈압 사이의 유의성을 시각적으로 확인할 수 있다.

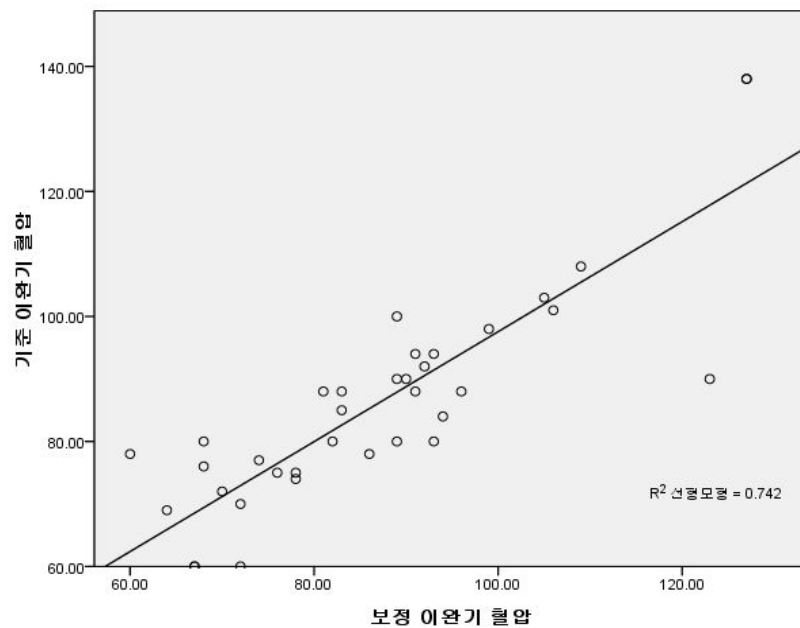


그림 4.6 기준 이완기 혈압과 보정 이완기 혈압의 산점도



표 4.8. 실험군의 보정 이완기 오차

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
DBP_ref	36	60.00	138.00	86.1389	17.39155
DBP_comp	36	60.00	127.00	87.0000	17.03274
Err_DBP_comp	36	-18.00	13.00	0.0278	7.22095
유효수(목록별)	36				

표 [4.8]은 기준 이완기 혈압에 대한 보정 이완기 혈압의 오차를 수치적으로 제시하고 있다. 기준 이완기 혈압에 대한 보정된 이완기 혈압의 오차는 평균 0.0278 mmHg, 표준편차 7.22095 mmHg의 수치를 나타냈으며, 이를 통해 혈압 보정에 적용 가능한 이완기 회귀 공식이 산출되었음을 확인할 수 있었다.

### 4.3 대조군에 대한 혈압 보정 오차 확인

실험군에 대한 오차 확인을 통해 검증된 회귀 방정식을 대조군의 데이터에 적용하여 다중 생체 신호 및 신체 정보의 적용을 통한 손목 혈압 측정의 오차율 보정에 대한 검증을 하였다.

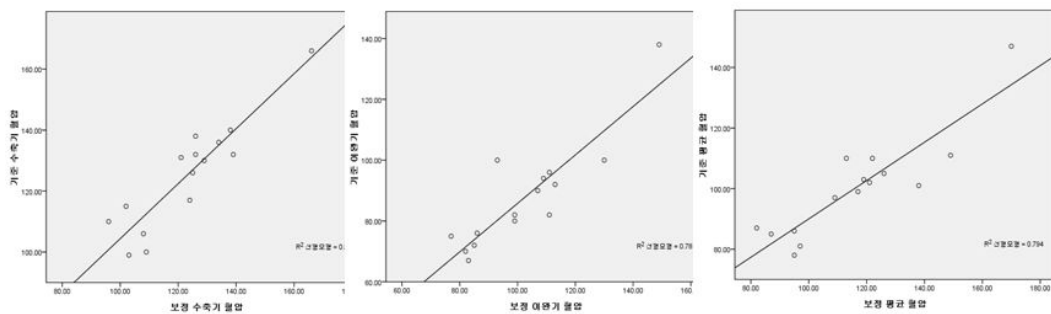


그림 4.7 대조군 보정 혈압과 기준 혈압의 산점도

그림[4.7]은 대조군의 수축기, 이완기, 평균 혈압 각각에 대한 기준 혈압과 보정 혈압의 산점도를 나타낸다. 산점도의 점 분포에서 실험군에 비해서는 상관성이 떨어지지만 각각의 보정 혈압과 기준 혈압간의 유의성이 존재함을 확인할 수 있다. 또한 아래의 표 [4.9]에는 기준 혈압과 보정 혈압 사이의 오차의 평균 및 표준 편차에 대한 내용이 제시되어 있다. 표에 제시된 수치에서 각각의 혈압오차의 평균 및 표준편차가 AAMI와 BHS의 기준인 평균 :  $\pm 5$  mmHg, 표준편차 :  $\pm 8$  mmHg 이내임을 확인할 수 있다. 표 [4.10]은 수축기 및 이완기 혈압의 초기오차율과 보정 후 오차율을 보여주고 있다.

표 4.9. 대조군의 기준 혈압과 보정 혈압의 오차율

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Err_SBP_comp	15	-12.00	9.00	-0.2667	6.46382
Err_DBP_comp	15	-14.00	9.00	-2.1333	7.49158
Err_MAP_comp	15	-15.00	12.00	-0.8667	7.14009
유효수(목록별)	15				

표 4.10 보정된 대조군 수축기 및 이완기 혈압 오차율

수축기 혈압						이완기 혈압					
	손목 혈압	기준 혈압	보정 혈압	오차	보정 오차		손목 혈압	기준 혈압	보정 혈압	오차	보정 오차
1	151	136	134	15	-2	1	80	99	84	19	4
2	153	138	126	15	-12	2	96	111	91	15	-5
3	157	130	129	27	-1	3	90	107	88	17	-2
4	143	126	125	17	-1	4	82	99	85	17	3
5	128	106	108	22	2	5	76	86	86	10	-8
6	157	132	126	25	6	6	92	113	95	21	3
7	182	140	138	22	-2	7	82	111	94	29	12
8	127	99	103	28	4	8	67	83	70	16	3
9	146	131	121	15	-10	9	100	93	85	-7	-15
10	124	115	102	9	-13	10	70	82	70	12	0
11	116	110	96	6	-14	11	75	77	70	2	-5
12	131	100	109	31	9	12	72	85	79	13	7
13	171	132	139	39	7	13	100	130	104	30	4
14	194	166	166	28	0	14	138	149	127	11	-11
15	151	117	124	34	7	15	94	109	91	15	-3

#### 4.4 혈압 보정 다중 회귀 방정식 적용 결과

표 4.11 전체 피검자에 대한 혈압 보정 전후 오차율 통계량

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Err_SBP_raw	51	6.00	44.00	23.3529	8.78717
Err_SBP_comp	51	-14.00	19.00	-0.4706	7.45212
Err_DBP_raw	51	-14.00	44.00	17.0588	10.36033
Err_DBP_comp	51	-18.00	13.00	-0.2353	7.13747
Err_MAP_raw	51	-5.00	44.00	18.1373	10.96544
Err_MAP_comp	51	-12.00	15.00	0.0588	6.39191
유효수(목록별)	51				

손목 혈압 측정의 오차율 개선을 위해 피검자 정보 및 생체 신호에 대한 다중선형 회귀분석을 실시하여 보정수식을 획득하였고, 실험군 데이터에 대해 획득한 보정 수식을 적용 및 확인하여 회귀 방정식에 대한 1차 검증을 하였으며, 검증된 회귀 방정식을 대조군의 데이터에 적용하여 보정 전과 보정 후의 오차율 변화를 확인하여 오차율 보정을 검증하였다. 회귀 방정식에서는 청진 혈압과 직접적인 상관성을 보이는 오실로메트릭 손목 혈압 측정값들이 모두 t-value 9이상으로 가장 큰 기여도를 가짐을 확인할 수 있었으며, 그 외의 생체 신호 데이터들이 보정데이터로 사용되었음을 확인할 수 있었다.

표[4.11]에서는 전체 피검자 데이터에 대한 보정 전후에 대한 혈압의 오차율에 대해 기술통계분석을 실시한 결과를 나타내고 있다. 보정 전의 오차는 손목 혈압에서 기준 혈압을 감산하여 구하고, 보정 후 오차는 보정된 손목 혈압에서 기준 혈압을 감산하여 구한다. 보정 전의 혈압의 평균 분포는 모두 5 mmHg 이상으로 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대해 모두 기준 혈압보다 높게 측정됨을 알 수 있다. 보정 후 혈압은 평균이  $\pm 1$  mmHg 이내로 감소되어 효과적인 보정이 이루어졌음을 확인할 수 있다.

오차율의 표준 편차를 살펴보면, 보정전의 편차는  $\pm 10$  mmHg 내외로 혈압계 기준 규격에 미치지 못하지만, 보정 후의 표준편차는  $\pm 8$  mmHg 이내에 모두 포함됨을 확인할 수 있었다.

그림 [4.8], [4.9], [4.10]에서는 수축기와 이완기, 그리고 평균 혈압의 오차 보정 전후의 결과를 시각적으로 제시하고 있다. 분포도에서 파란색 원으로 표시된 점들은 보정전의 데이터 분포를 나타내며, 빨간색으로 표시된 점들은 보정후의 데이터 분포를 나타낸다. 가로로 제시된 선은 오차율의 평균을 표시하고 있으며, 평균 및 평균 값을 중심으로 한 데이터들의 분산 분포를 통해, 혈압의 오차율이 개선되었음을 시각적으로 확인할 수가 있다.

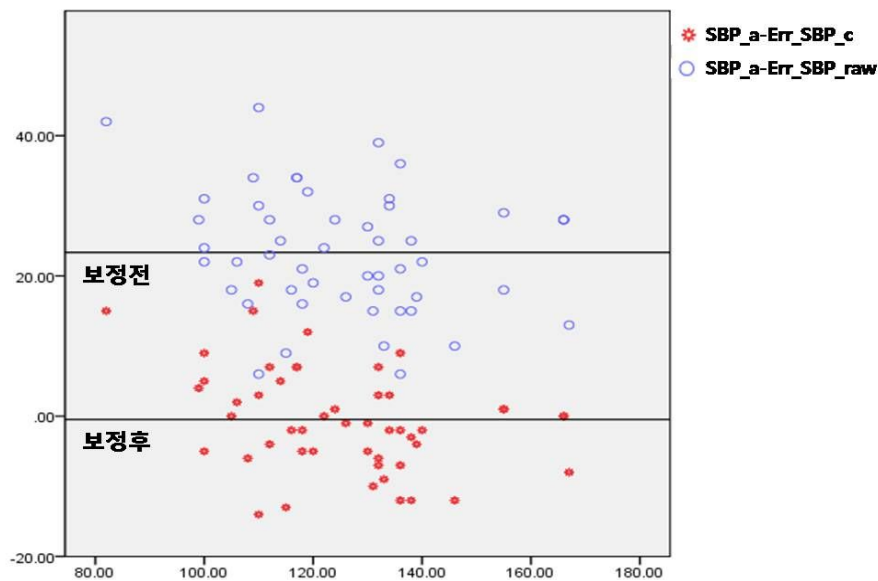


그림 4.8 수축기 혈압 오차율 보정 결과 (O : 보정전, \* : 보정후)

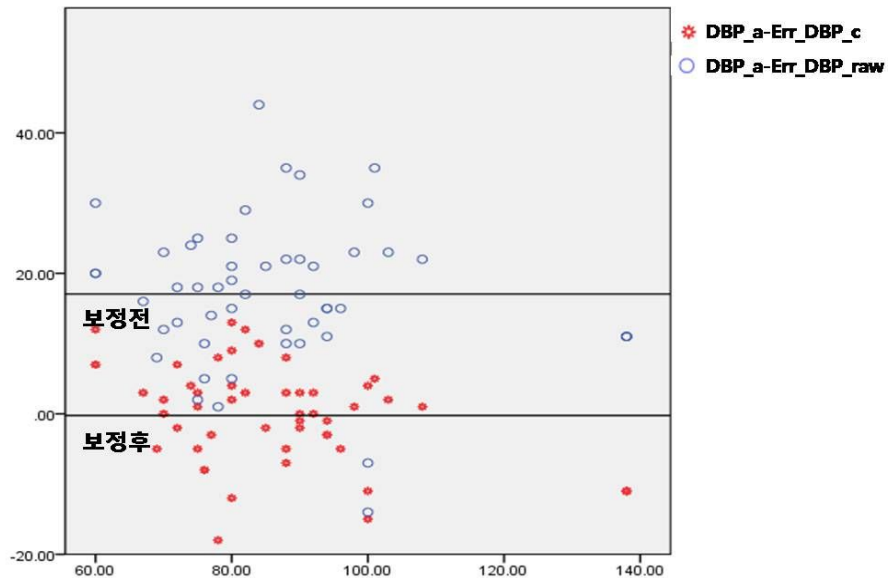


그림 4.9 이완기 혈압 오차율 보정 결과 (O : 보정전, \* : 보정후)

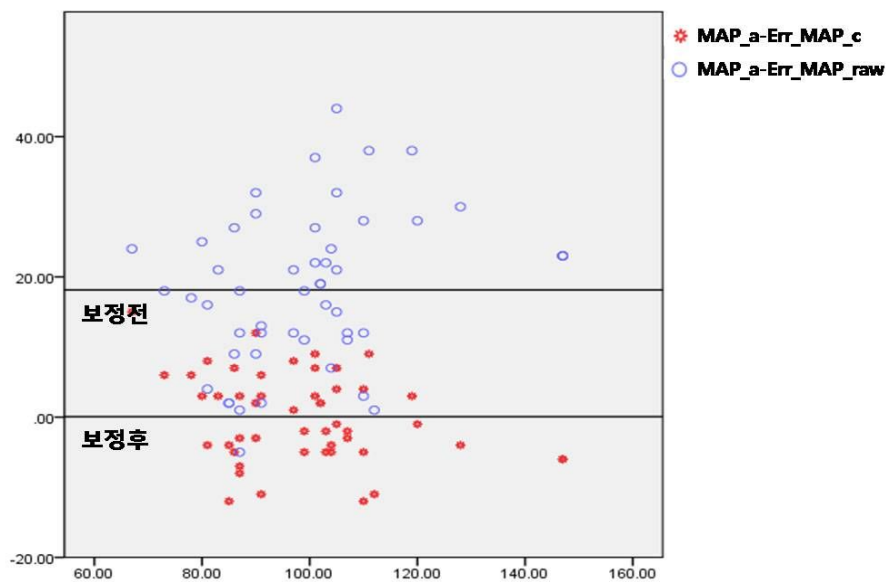


그림 4.10 평균 혈압 오차율 보정 결과 (O : 보정전, \* : 보정후)

## 제 5 장 고찰 및 결론

본 논문에서는 고혈압 진단의 기본이 되는 가정 및 일상생활에서의 주기적인 혈압 측정의 편의성 및 정확성 향상을 위해 손목에서의 혈압 측정방법의 정확도 향상에 대한 연구를 진행하였다. 보다 편리하고 정확한 혈압 측정 장치에 대한 대중의 요구에 대하여 오실로메트릭 전자혈압계가 대부분의 조건을 만족하고 있다. 하지만 혈압의 오실레이션 신호는 혈압의 변화 뿐 아니라 다양한 측정 조건 및 측정자의 신체 상태의 변화에 민감하므로 측정의 오류가 발생할 수 있으며, 혈압 오실레이션의 최대 진폭 지점에 대한 정확한 정의 및 특성 비율의 불분명 함으로 인하여 각각의 장비 사이의 오차가 높은 실정이다. 따라서 본 연구에서는 보다 편리한 혈압의 측정을 위해 손목에서 혈압을 측정하였으며, 양손에서의 다중 생체 신호 측정을 통해 맥관특성의 변화를 반영하는 혈압 측정의 방법을 제시하였다.

51명의 피검자를 대상으로 수은 혈압계를 이용한 간호사의 청진에 의한 혈압 측정을 통해 기준 혈압 데이터를 획득하였으며, 동시에 본 논문에서 구성한 다중 생체 신호 측정 시스템을 이용하여 피검자 개개인의 생체 신호의 변화를 측정하였다. 임상 실험을 통해 획득된 기준 혈압 데이터와 다중 생체 신호, 그리고 피검자 개인 신체 정보를 이용하여 오실로메트릭 손목 측정 혈압의 보정을 위한 회귀 방정식의 검출을 위해서 다중선형회귀분석을 실시하였다. 다중선형회귀분석에는 성별, 나이, 팔길이, 팔둘레, 심박수, 오실로메트릭 손목 혈압, 맥파전달시간, 그리고 코르트코프 음의 파워 변화 등의 인자들이 사용되었으며, 이변량 상관성 분석 및 독립변수 검증을 통해 상관성 및 유효성이 높은 최적의 모델을 선정하여 다중 선형 회귀 방정식을 검출하였다. 회귀 방정식을 통해 보정된 혈압 값들과 기준 혈압 값들 사이의 오차는 평균 혈압의 경우  $0.0588 \pm 6.39191$ , 수축기 혈압의 경우  $-0.4706 \pm 7.45212$ , 이완기 혈압의 경우  $-0.2353 \pm 7.13747$ 의 분포를 보여 그 값이 유의함을 확인할 수 있었다.

본 연구를 통해 검출되는 다중 생체 신호가 손목에서의 전자 혈압계의 오차 보정 요소를 제공할 수 있음을 제시하였다. 각 신호는 피검자의 양손에서 측정이 가능하므

로 측정에 크게 어려움을 주지 않으며, 만약 혈압 측정 장치와 함께 하나의 시스템으로 제작한다면 측정의 편리함 및 정확성을 제공할 수 있을 것이다. 또한 현재 구성된 시스템에서 추출이 가능한 Body Impedance의 분석을 통해 체지방률을 환산하여 보정 요소로 사용한다면 보다 효과적인 보정이 이뤄질 것이라 생각되며, 현재의 시스템에서 Impedance 측정을 통한 양손에서의 Cardiac Output(혹은 Stroke Volume)의 측정에 대한 유의성 및 정확성이 향상된다면 SV 및 CO 역시 또다른 보정인자로 활용하여 더욱더 정확성이 향상된 보정 수식의 제시가 가능할 것이라 생각된다.



## 참 고 문 헌

- [1] American Heart Association, 2003
- [2] 통계청, 2009년 사망 및 사망원인 통계결과보고
- [3] 보건복지가족부, 질병관리본부, 2007년 국민건강 영양조사 만성질환 현황편
- [4] 이원로, “임상심장학”, 고려의학, 471, 2002
- [5] Matthew Ward, Jeremy A Langton, Blood Pressure Measurement, Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care&Pain, No. 4, Vol. 7, pp. 122-126, 2007
- [6] Geddes, L.A., M.L., Voelz, M., Combs, C., Reiner, D., Characterization of the oscillometric methods for measuring indirect blood pressure. Ann. Biomed. Eng., Vol. 10, pp. 271-280, 1983
- [7] Eric P. Widmaier, Hershel Raff, Kevin T. Strang, Vander's Human Physiology 10th Edition, Mc Graw Hill, pp. 424-426, 2009
- [8] W. Gregory Downs, Michael P. Burns, Andrew R. Nara, Blood Pressure (BioPhysical Measurement Series), SpaceLabs Inc., 1989
- [9] Chobanian AV, Bakris GL, Black HR, Cushman WC, Green LA, Izzo JL, Jr, Jones DW, Materson BJ, Oparil S, Wright JT, Jr, Roccella EJ, Joint National Committee

on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure; National Heart, Lung, and Blood Institute; National High Blood Pressure Education Program Coordinating Committee. Seventh Report of The Joint National Committee on Prevention, Detection, and Treatment of High Blood Pressure: the JNC 7 Complete report., 2004

- [10] 고재일, “광학 센서를 이용한 비관혈적 혈압 측정의 오차율 보정에 관한 연구”, 연세대학교 의공학과 석사학위 논문, 2006
- [11] Canzanella VJ, Jensen PL, Schwartz GL. Are Aneroid Sphygmomanometers Accurate in Hospital and Clinic Settings., Arch Intern Med.. 161, 792~731, 2001
- [12] L. A. Geddes, The Human Press Inc., HandBook of Blood Pressure Measurement, pp. 66-70, 1991
- [13] Marey, E.J., La Methode Graphique dans les Sciences Experimentaleset Principalement en Physiologie et en Medicine, Paris: Masson, 1885.
- [14] Ramsey III, M., Noninvasive blood pressure determination of mean arterial pressure, Med. Biol. Eng. Comp., Vol. 17, pp. 11-18, 1979
- [15] L. A. Geddes, W. A. Spencer, H. E. Hoff, Graphic Recording of the Korotkoff Sounds, Am. Heart J., Vol. 57, No.3, 1959
- [16] R. W. Ware, W. L. Anderson, Spectral Analysis of Korotkoff Sounds, IEEE Transitions on Bio-Medical Engineering, Vol. BME-13, No. 4, 1966

- [17] L. A. Geddes, A. G. Moore, The Efficient Detection of Korotkoff Sounds, Med&biol. Engng., Vol. 6, pp. 603-609, 1968
- [18] Eoin O'Brien, Neil Atkins, A new audiovisual technique for recording blood pressure in research : the Sphygmocorder, Journal of Hypertension, Vol. 13, pp. 1734-1737, 1995
- [19] Association for the Advancement of Medical Instrumentation, American national standard. Electronic or automated sphygmomanometers, ANSI/AAMI SP 10-1987, Arlington, VA: AAMI, 1987, 25.
- [20] E. O'Brien, J. Petrie, W. Littler et al., The British Hypertension Society protocol for the evaluation of automated and semi-automated blood pressure measuring device with special reference to ambulatory systems, J. Hypertension 8:607-619, 1990
- [21] Ursino, M., Cristalli, C., A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 43, pp. 761-778, 1996
- [22] Amoore JN, Scott DHT, Can simulators evaluate systematic differences between oscillometric non-invasive blood pressure monitors, Blood Press Monit, Vol. 5, pp. 81-89, 2000
- [23] O'Brien E., Atkins N., Mee F., O'Malley K., Comparative accuracy of six ambulatory devices according to blood pressure levels, J Hypertens, Vol. 11, pp. 673-675, 1993

- [24] William B. White, Yusra Anis Anwar, Evaluation of the overall efficacy of the Omron office digital blood pressure HEM-907 monitor in adults, Blood Pressure Monitoring, Vol. 6, No. 2, pp. 107-110, 2001
- [25] Roger H, "Heart rate and orthostatic stress", *Clinical autonomic research*, vol.10, pp.323-325, 2000.
- [26] Allen J, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement." *Physiol. Meas.*, vol.28, pp.R1 - R39, 2007.
- [27] 김태균, 조아름, 최병철, 백승완, "전신마취 및 경막외 마취에서 손·발가락의 맥파 전달시간차의 변화." *대한마취과학회지*, vol.53, no.1, pp.21-6, 2007.
- [28] Parry Fung, Guy Dumont, Craig Ries, Chris Mott, Mark Ansermino, Continuous Noninvasive Blood Pressure Measurement by Pulse Transit Time, Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004
- [29] 김성우, 이주형, 남기창, 김수찬, 차은종, 김덕원, "PPG 2차 미분을 이용한 정상인과 당뇨병 환자의 말초혈관 탄성도 비교." *대한전자공학회지*, vol.44, pp.15-20, 2007.
- [30] Kamal Rahmouni, Marcelo L. G. Correia, William G. Haynes, Allyn L. Mark, Obesity-associated Hypertension : New Insights Into Mechanisms, Hypertension, Vol. 45, pp. 9-14

- [31] Spiegelman D, Israel RG, Bouchard C, Willett WC : Absolute fat mass percent body fat, and body fat distribution : Which is the real determinant of blood pressure and serum glucose? Am J Clin Nutr 55 : 1033-1044, 1992
  
- [32] Thomas G. Pickering, MD, DPhil; John E. Hall, PhD; Lawrence J. Apple, MD; Bonita E. Falkner, MD; John Graves, MD; Martha N. Hill, RN, PhD; Daniel W. Jones, MD; Theodore Kurtz, MD; Sheldon G. Sheps, MD; Edward J. Roccella, PhD, MPH, "Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans and Experimental Animals Part 1: Blood Pressure Measurement in Humans", Hypertension, pp. 149-151, January, 2005
  
- [33] Marks LA, Groch A, Optimizing cuff width for noninvasive measurement of blood pressure., Blood Press Monit, Vol. 5, pp.153-158, 2000
  
- [34] V. Jazbinsek, J. Luznik, Z. Trontelj, Non-Invasive Blood Pressure Measurements : Separation of The Arterial Pressure Oscillometric Waveform From the Deflation using Digital Filtering, EMBEC'05, 2005
  
- [35] Webster JG, "Design of Pulse Oximeters", Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 1997
  
- [36] 서광석, "다중 주파수 체임피던스를 이용한 부분 체성분 추정에 관한 연구", 연세대학교 의공학과 대학원 석사학위 논문, 2004
  
- [37] Peters GL, Binder SK, Campbell NR. The effect of crossing legs on blood pressure : a randomized single-blind cross-over study, Blood Press Monit., Vol. 4, pp. 97-101, 1999

- [38] Jason WD, Paul AM, James DS and Charles LS, "Effects of caffeine on blood pressure, heart rate, and forearm blood flow during dynamic leg exercise." J. Appl. Physiol., vol.85, pp.154-9, 1998.
- [39] Ali Reza Khoshdel, Shane Carney, Alastair Gillies, The impact of arm position and pulse pressure on the validation of a wrist-cuff blood pressure measurement device in a high risk population, International Journal of General Medicine, Vol. 3, pp. 119-125, 2010

## **ABSTRACT**

### **A study on improvement of the accuracy of Noninvasive Blood Pressure Measurement Using Multiple bio-signals**

Jung, Woon Mo

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

As the quality of life is enhanced along with development in modern society, an interest in health and medical care increases. Thus, it is the tendency of being grown a social interest in medical service in the dimension of preventing disease in daily life such as home, school, and company. In addition to this, even the monitoring equipments are being developed into fusion measurement system in multiple elements with escaping from detecting single element. However, in the face of this social interest and of a change in medical environment, the mortality caused by cardiovascular disease, which occurs mainly in the middle-aged groups, is not reducing yet. Thus, it is needed an effort for preventing cardiovascular disease.

An element, which becomes the basic judgement reference for cardiovascular disease, is blood pressure. Hypertension is a very common cardiovascular disease, which occurs in 20% of adults. However, people, who are diagnosed and cured hypertension timely, fail to be just half. This reason is because hypertension is shown by being overlapped several factors for a long period, and is not accompanied by special symptom. However, even if hypertension has no special symptoms, it is a disease that has so high possibility of occurring as coronary artery disease or cardiovascular diseases such as stroke or cardiac failure. Thus, periodic blood pressure measurement at ordinary times is essential to adult. According to the

emphasis on importance of measuring periodic blood pressure and to the demand of the consumers for measuring blood pressure easily, diverse automated electronic blood pressure monitors were supplied. However, these automated electronic blood pressure monitors are possessed by the majority of having failed to be verified clearly on its accuracy. Almost electronic blood pressure monitors use only oscillometric method. Thus, its error is considerable because of failing to be considered on individual blood vessel status and other body information.

To solve the error of measuring blood pressure using electronic blood pressure monitors, the development in algorithm is needed for improving accuracy of measuring blood pressure by measuring and reflecting physiological elements of influencing the blood vessel status and blood pressure. Of course, in the aspect of single equipment called blood pressure monitor, the reflection of multiple bio-parameters may be unnecessary and cumbersome work. However, in the aspect of enhancing accuracy of measuring blood pressure in the complex measurement system such as Patient Monitor, it is a certainly necessary.

Accordingly, this study carries out the measurement of ECG, PPG, and Bio-Impedance along with blood flow oscillation signal side by side, based on a research on non-invasive vascular and cardiopulmonary function equipment for an individual through measuring multiple bio-signal, which is now under development, acquires information on elements of influencing blood pressure, and carries out correlation analysis and Multiple Linear Regression Analysis along with body information on each individual, thereby suggesting how to enhance accuracy of measuring blood pressure on the wrist.

For this, we calculated the blood vessel status and body-impedance informations which are elements of influencing the blood pressure through measuring multiple bio-signals from 36 data out of 51 subjects' data. Also, analyzing a change of power spectrum density of korotkoff sound which is the reference element of measuring blood pressure in auscultatory method. As a result, we obtained compensation equations which related SBP, DBP, and MAP by the multiple linear regression analysis.



Verification on regression method was carried out through comparing between the compensation blood pressure value and the reference blood pressure value by applying linear regression equations, which were calculated on experimental group. Through applying the regression method on control group with 15 people, it re-verified the improvement level in compensation and accuracy of error rate on oscillometric blood pressure measurement on the wrist. The standard deviation of error rate before compensation is  $\pm 10$  mmHg or so, thereby failing to reach the reference specification of blood pressure monitor. However, the standard deviation after compensation was confirmed to be included all within  $\pm 8$  mmHg. Thus, the measurement of blood pressure on the wrist can be verified to be included in the reference specification of blood pressure monitor with compensation through applying multiple bio-signal.

When a future research is performed the measurement and verification of ICG(Impedance CardioGram) on measuring Bio-Impedance in addition to integrating the multiple bio-signal measurement system and the blood pressure measurement system, diverse bio-signals will be possibly measured on both hands more conveniently. Given re-calculating and verifying regression method through measuring on diverse age brackets and many experimental groups & control groups, the more accurate blood pressure measurement will be available even on the measurement subjects in the older and younger age brackets.

---

Key Words : Wrist NIBP, Vascular status, Cardiovascular system, Multiple bio-signals, BP compensation