

광학 센서를 이용한 비관혈적 혈압  
측정의 오차율 보정에 관한 연구

연세대학교 대학원  
의 공 학 과  
고 재 일

광학 센서를 이용한 비관혈적 혈압  
측정의 오차율 보정에 관한 연구

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함




2006년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

고 재 일

고재일의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 윤형로   
심사위원 이경중   
심사위원 신채민 

연세대학교 대학원

2006년 12월 일

## 감사의 글

항상 한결같은 가르침을 주시고 따뜻한 격려와 바른 길을 제시해 주신 윤형로 교수님께 진심으로 감사드립니다. 부족한 저의 논문을 세심히 살피시고 지도해주신 이경중 교수님과 신태민 교수님께 깊이 감사드립니다. 학부와 대학원 과정에서 많은 가르침을 주신 이윤선 교수님, 이경중 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이용흠 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님께 감사드립니다. 그리고 여러 가지 많은 도움을 주신 안종수 선생님께 감사드립니다.

학업과 인생의 선배로서 본보기가 되어주신 전대근 선배님, 염호준 선배님, 임택균 선배님, 김응석 선배님, 문재국 선배님, 김해관 선배님, 이진술 선배님, 한상돈 선배님, 이현웅 선배님께 감사드립니다. 의용계측 연구실에서 함께 하며 많은 조언을 해주신 박성빈 선배님, 김기원 선배님, 김재영 선배님, 이계형 선배님, 배기수 선배님께 감사드립니다. 바쁜 회사 일정에도 연구실 후배들에게 관심을 갖고 많은 조언을 해주신 서광석 선배님, 이광재 선배님께 감사드립니다. 대학원 생활 동안 함께하며 논문을 쓰기위한 기반을 마련해 준 정인철 선배님께 고마움을 전합니다. 아직 학위 과정에 있는 이동희, 남기태, 노연식, 최한윤, 박신우, 전석환, 심명현, 고준섭, 박성준에게도 고마움과 격려를 전합니다. 그 외 모든 의공학과 대학원 선배님과 후배님께 감사의 말씀을 드립니다.

많이 부족한 사위에게 따뜻한 마음으로 격려해주신 장인, 장모님께 감사드리며 모든 처가 식구들께도 감사드립니다. 인생의 지표가 되어주신 아버지와 헌신으로 저를 이끌어 주신 어머니께 깊은 존경과 사랑의 마음을 전합니다. 학위 과정 동안 어려운 일에 대해 함께 고민해주고 마음의 안식처가 되어준 사랑스런 아내 문정에게 보다 밝은 미래를 향해 도약하는 남편이 될 것임을 다짐합니다.

제가 이 자리에 있기까지 함께한 고마운 분들께 이 작은 결실을 바칩니다.

2006년 12월

고 재일 올림

# 차 례

그림 차례	iii
표 차례	iv
국문 요약	v
제 1 장 서론	1
제 2 장 이론적 배경	4
2.1 혈압	4
2.2 혈압 측정	6
2.3 전자 혈압 측정	9
2.3.1 오실로메트릭방법	9
2.3.2 전자 혈압계 문제점	11
2.4 기존의 혈압 보정 방법	13
2.4.1 PPG 신호	13
2.4.2 시간 지연을 이용한 보정	14
2.4.3 문제점 및 대안	17
2.5 PPG 변화에 의한 보정	18
2.5.1 신호의 특성	19
2.5.2 DAPL	20
2.5.3 APP	21
2.5.4 AMP	21
제 3 장 하드웨어 및 시스템 구성	22
3.1 전체 시스템 구성	22
3.1.1 기준 혈압 측정	23
3.1.2 전자 혈압 측정	25
3.1.3 PPG 신호 측정	26
3.1.4 데이터 수집	28
3.1.5 데이터 분석	29

3.1.6	실험 환경 구성	32
3.2	실험 조건	33
3.2.1	임상 실험 고려 사항	33
3.2.2	측정 대상	35
3.3	실험 순서	36
3.3.1	측정 준비	36
3.3.2	측정 시작	36
3.3.3	단계별 혈압 측정	37
제 4 장	결과	38
4.1	전자혈압계의 오차율 계산	38
4.2	PPG와 기준 혈압의 상관 분석	41
4.2.1	수축기 혈압과의 상관 분석	41
4.2.2	평균 혈압과의 상관 분석	43
4.3	다중회귀분석을 통한 혈압 보정	44
4.3.1	수축기 혈압 보정	45
4.3.2	평균 혈압 보정	47
4.3.3	이완기 혈압 보정	49
4.3.3	전자혈압계 보정 결과	51
제 5 장	결론	54
5.1	향후 과제	55
참 고 문 헌		57
영 문 요약		61

## 그림 차례

그림 2.1. 오실로메트릭 혈압 측정 .....	10
그림 2.2. PTT 신호의 획득 .....	15
그림 2.3. PPG 파형의 시점 .....	16
그림 2.4. RAT 신호의 획득 .....	16
그림 2.5. 혈압 측정시 PPG 신호 측정 .....	18
그림 2.6. 말초 혈류 및 커프 압력 신호 .....	19
그림 3.1. 측정 시스템 구성 요소 .....	22
그림 3.2. 청진기 구성 .....	23
그림 3.3. 측정 환경 실례 .....	24
그림 3.4. 측정 환경 모델 .....	25
그림 3.5. 전자 혈압 측정 장치 .....	26
그림 3.6. PPG 신호 측정 구성도 .....	26
그림 3.7. LED 구동 타이밍 .....	25
그림 3.8. Powerlab Chart Tool .....	28
그림 3.9. 분석 프로그램 순서도 .....	29
그림 3.10. Labview를 이용한 PPG 분석 .....	31
그림 3.11. 실험 환경 실례 .....	32
그림 3.12. 임상 실험에 사용된 종류별 커프 .....	34
그림 4.1. 수축기 혈압 측정 오차 .....	39
그림 4.2. 이완기 혈압 측정 오차 .....	39
그림 4.3. 평균 혈압 측정 오차 .....	39
그림 4.4. 기준 수축기 혈압과 PPG 신호 사이의 산포도 .....	41
그림 4.5. 기준 평균 혈압과 PPG 신호 사이의 분포도 .....	43
그림 4.6. 수축기 혈압 오차율 보정 .....	52
그림 4.7. 평균 혈압 오차율 보정 .....	52
그림 4.8. 이완기 혈압 오차율 보정 .....	53

## 표 차 례

표 3.1. 피검자 전체의 기술통계량	35
표 3.2. 실험군과 대조군의 기술통계량	35
표 4.1. 전체 데이터의 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대한 기술통계량	40
표 4.2. Ref_Sys와 DAPL의 통계분석	42
표 4.3. Ref_Sys와 APP의 통계분석	42
표 4.4. Ref_Mean과 DAPL의 통계분석	43
표 4.5. Ref_Mean과 AMP의 통계분석	43
표 4.6. 실험군 혈압 분포 기술통계량	44
표 4.7. 대조군 혈압 분포 기술통계량	44
표 4.8. PPG 신호의 수축기 혈압에 대한 다중회귀분석 결과	45
표 4.9. PPG 신호를 사용하여 보정한 수축기 혈압 오차율	46
표 4.10. PPG 신호의 평균 혈압에 대한 다중회귀분석 결과	47
표 4.11. PPG 신호를 사용하여 보정한 평균 혈압 오차율	48
표 4.12. PPG 신호를 사용하여 보정한 이완기 혈압 오차율	50
표 4.13. 혈압 보정 전후 오차율 통계량	51



## 국 문 요 약

### 광학 센서를 이용한 비관혈적 혈압 측정의 오차율 보정에 관한 연구

본 논문은 광학 센서를 이용하여 전자혈압계의 오차율을 보정하는데 그 목적이 있다. 전자혈압계에서 사용하는 오실로메트릭 방법은 피검자의 맥관 특성에 종속적이기 때문에 측정자에 따라 오차를 갖게 된다. 이러한 측정 오차를 개선하기 위한 기존 연구는 생체 신호 간의 시간 지연을 맥관 특성으로 결정하기 때문에 복잡한 맥관 계통을 효율적으로 반영하지 못하고, 측정 과정에서 필연적으로 발생하는 동기성의 문제가 제기된다. 이에 반해 광학 센서를 이용한 보정 방법은 맥관 특성 요소에 종속되지 않고 단일 신호로부터 분석되기 때문에 효율적이다.

광학적인 방법에 의한 전자혈압계의 오차율 보정은 별도의 장비를 도입하지 않고, 산소포화도 측정 장치의 정보를 이용하게 된다. 커프 가압에 의한 혈관 폐색 후 개방은 커프에서 발생하는 오실레이션 변화와 더불어 말초혈관의 혈류에도 영향을 미치게 된다. 피검자 혈압 이상의 커프 압력에서 혈관은 폐색되고 말초혈류는 소멸하며, 혈압 이하의 커프 압력에서 혈관 개방과 함께 다시 말초 혈류가 발생하게 된다. 이 때 말초 혈류의 소멸 시점부터 재발생 시점까지의 간격(DAPL)은 일정 속도로 낮아지는 커프 압력과 관련하여 변화되므로 전자혈압계의 오차 보정 요소로 사용 가능하다. 그리고 혈류 발생 지점에서의 커프 압력(APP)은 혈압보다 커프 압력이 낮아지는 시점으로 수축기 혈압과 관련되고 말초혈류의 재출현 시점 이후 말초 혈류의 최대 진폭 지점에서 커프 압력(AMP)은 혈관 개방 후 혈류가 증가되는 최대 시점에서의 압력으로 평균 혈압과 관련하여 보정 요소로 사용할 수 있다.

검증을 위해 27명의 피검자를 선정하고 각 피검자는 혈압 변화 유도 단계를 포

함한 4 단계의 실험 절차를 통해 각각의 혈압값이 획득되었다. 그리고 피검자는 실험군과 대조군의 두 개 집단으로 나누어 실험군에 대해 회귀분석을 하였고, 실험군에서 산출한 회귀공식을 대조군에 적용하여 광학적 신호에 의한 혈압 오차율 보정을 검증하였다. 실험에 사용한 전자 혈압계는 측정값의 최대 평균 오차가  $\pm 5\text{mmHg}$  이내 이고 최대 표준 편차가  $8\text{mmHg}$  이하를 만족하는 규격인 EN 1060-3:1997에 승인된 제품임에도 불구하고 측정결과 전체 측정 오차 평균이  $5\text{mmHg}$  이상으로 혈압계 규격을 만족하지 못했다. 이러한 오차에 대해 광학 신호에서 추출한 DAPL, APP, AMP의 정보를 이용하여 측정 혈압을 보정한 결과는 수축기, 평균, 이완기 혈압에 대해 각각  $-0.6 \pm 4.4 \text{ mmHg}$ ,  $-1.0 \pm 3.9 \text{ mmHg}$ ,  $-1.3 \pm 5.4 \text{ mmHg}$ 로 오차율의 평균이 크게 개선되었고, 표준 편차 또한 감소했다.

---

핵심되는 말 : 전자혈압계, 광학 센서, 혈압 보상, PPG,

## 제 1 장 서 론

본 논문은 혈압 보정의 요소로 혈압 측정시 혈관 상태 변화에 따른 말초 혈류 변화를 광학 센서로 검출하여 커프 압력에 따른 혈관 폐색 및 재개방 시점을 추정하고 수축기와 이완기 혈압과의 관련 정도를 판단하여 전자혈압계의 오차율을 보정하는데 목적이 있다.

고혈압은 우리나라 성인의 약 20%에서 발견되는 아주 흔한 순환기 질환이다. 이에 대한 사회의 관심이 증가함에도 불구하고 고혈압 환자 중 50% 만이 진단을 받고, 진단받은 환자의 약 50%가 고혈압 치료를 받고 있다. 그 중에서도 140 / 90 mmHg 이하로 혈압을 적절하게 유지하는 사람은 50%도 되지 않는다. 결국 성인 고혈압 환자 중 약 12%만 적절하게 치료받고 있다. 이러한 이유는 대부분의 고혈압이 증상을 나타내지 않기 때문이다. 고혈압은 관상동맥질환, 뇌졸중, 심부전증 등의 심혈관계 질환으로 발전하기까지 15~20년 동안 소리 없이 진행된다. 이는 고혈압의 특성으로 생활에 크게 불편을 주지 않기 때문에 초기에 발견되지 않아서 치료가 늦어진다. 그리고 많은 연구를 수행했음에도 불구하고 고혈압의 정확한 원인이 밝혀지지 않았기에 치료의 어려움이 있다.[1]

반면에 수많은 연구에서 고혈압을 치료하면 심혈관계 사망률이 감소된다는 것이 밝혀졌다. 특히 뇌졸중의 발생과 이로 인한 사망은 현저히 감소된다. 고혈압 치료에 관한 많은 연구들의 실험 조건이 조금씩 상이하긴 하지만 대표적인 14개의 연구를 종합하여 39,908명의 결과를 메타 분석한 결과는 고혈압의 치료가 심혈관계 질환의 사망률을 감소시키는데 효과적인 것을 제시한다. 따라서 건강 증진을 위해서 고혈압의 예방 활동과 더불어 고혈압 환자를 조기에 판단하는 방법이 요구된다. 일반적으로 고혈압 환자를 평가하는 것은 4단계로 이루어진다. 첫 번째는 혈압을 측정하여 고혈압의 정도를 결정하는 것이다. 혈압의 측정은 의료기관에서 수은 혈압계로 측정하는 것이 가장 정확하지만 상황 변화에 따른 이상 혈압 변화를 동반하므로 측정 환경의 고려 및 반복 측정이 요구된다. 이에 비해 자가 혈압 측정은 가정에서 전자혈압계를 이용하여 측정하는 방법으로 평상시 혈압을 측정

할 수 있으나 측정 장비에서 발생하는 오차로 인해 부정확한 단점이 있다. 환자 평가의 다음 단계들은 이차성 고혈압 유무 탐색, 고혈압으로 인한 표적장기 손상의 유무 파악과 동맥경화의 위험인자 발견, 심혈관 질환에 대한 위험의 계층화등인데 이는 첫 번째 단계에서 고혈압에 대한 평가 이후에 의료기관을 통해 이루어지는 과정이므로 고혈압을 진단하고 치료하는 데 가장 기본적이고 필수적 것은 정기적으로 혈압을 관리하는 것을 알 수 있다.[2]

혈압 측정 방법은 크게 직접법과 간접법으로 나눌 수 있다. 직접법은 관혈적 혈압 측정법이라고도 하며 혈관 수축제와 혈관 이완제 등의 사용으로 지속적인 동맥압 측정이 필요한 경우 요골동맥(radial) 및 대퇴동맥(femoral)등에 삽입하여 측정한다. 직접법은 연속적이고 정확한 혈압을 제공하지만 시술의 위험성과 비용 등의 이유로 동물 실험에 사용되거나 특정 중환자에게 적용된다. 간접법은 비관혈적 혈압 측정법이라고 하며 청진법 (Auscultatory measurement), 촉진법 (Palpatory measurement), 오실로메트릭법 (Oscillometric measurement), 플러쉬법 (Flush measurement), 도플러 초음파법 (Doppler Ultrasound measurement), 맥파전파속도법 (Pulse wave velocity measurement) 등이 있다. 간접 혈압 측정법 중에서 청진에 의한 혈압 측정법만 신뢰성 있는 혈압으로 인정된다. 그러나 청진법은 수은혈압계를 사용하여 혈압을 측정하게 되므로, 수년전부터 병원 내에서 유해물질을 함유하지 않는 대체물질을 사용하자는 운동과 더불어 미국과 유럽 등 선진국에서는 점진적으로 사용이 제한되고 있다. [3][4]

그러므로 혈압을 측정하는 방법으로 청진법을 제외한 다른 비관혈적 혈압 측정 방법이 선호되고 있는 데, 이 중 오실로메트릭 방법에 의한 측정법이 가장 일반적으로 상용되고 있다. 오실로메트릭 방법을 사용한 전자혈압계는 청진법과 마찬가지로 피검자 상완에 커프를 사용하여 수축기 혈압보다 높은 압력으로 가압하여 동맥을 폐색시킨 후 감압하면서 혈압을 측정하는 방법이다. 커프의 감압 과정 동안 상완에서 나타나는 소리를 이용하여 혈압을 알아내는 청진법과 달리 오실로메트릭방법은 커프에서 발생하는 진동 특성인 오실레이션을 검출하여 일정한 특성비율을 적용하고 혈압을 산출한다. 따라서 이 방법은 커프 압력에 영향을 줄 수 있는 커프 크기나 측정 부위의 맥관 특성 등에 종속되어 혈압 측정 오차가 비교

적 높은 편이다.[5][6]

오실로메트릭 측정법은 특수한 상황에 사용되는 관혈적 혈압 측정법과 환경 문제로 제한되는 청진 혈압측정법에 비해 측정 방법이 용이하고 사용의 제한이 적은 대체 혈압 측정법으로 고려되고 있으나 이에 앞서 정확성의 개선이 촉구된다. 오실로메트릭 측정법의 오차율 개선을 위한 연구는 주로 추가적인 생체신호와의 연관성에 기초하여 피검자의 맥관 정보를 혈압 측정시 반영하는 방향으로 진행되어 왔다. 대표적으로 심전도를 이용한 PPT (Pulse Transit Time) 보정 방법과 말초혈류의 반향파 (RAT : Reflection Pulse Time)를 이용한 보정 방법이 있다. 이러한 방법은 피검자에 다양한 부위에 다양한 센서를 적용하여 측정하므로써 발생하는 시간 지연을 획득하고 이를 맥관 특성의 영향으로 규정하여 혈압 보정의 요소로 사용하는 것이다. 그러나 이러한 방법들은 생체의 복합적인 기전에 의해 변화되는 맥관 특성을 단일 요소로 규정하므로써 효과적인 보정이 이루어지지 않고 있다.

이러한 점을 고려하여 혈압 보정의 요소로 피검자의 맥관 특성을 반영하는 것이 아니라, 청진법에 의한 혈압 측정시 혈관 폐색과 개방에 따라 발생하는 코르트 코프음을 이용하여 정확한 혈압을 획득하는 것에 착안하여 혈압 측정시 혈관 상태 변화에 따른 말초 혈류 변화를 통해 커프 압력에 따른 혈관 폐색 및 재개방 시점을 추정하고 수축기와 이완기 혈압과의 관련 정도를 판단하여 이를 오실로메트릭 혈압 측정법의 오차 개선 요소로 사용하고자 한다. 특히 입원 환자의 경우 심전도, 혈압, 산소포화도등이 기본적으로 모니터링 된다. 따라서 혈압 보상 요소를 검출하기 위해 추가적인 장치를 적용하거나 특별한 제약 조건을 제시하지 않고 혈압 측정시 산소포화도 장치에서 획득되는 말초 PPG 신호를 이용하여 전자혈압계의 오차보정이 가능하므로 적용 가능성이 높다. 본 연구에서는 말초 PPG 신호에서 혈압 보정 요소를 검출하는 알고리즘을 제시하고, 다양한 혈압군으로 구성된 피검자에 적용하여 오실로메트릭 전자혈압계의 오차 보정 가능성을 검증하고자 한다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 혈압

일반적으로 혈압은 동맥 혈압을 의미하는 데, 동맥 혈압은 심장박동에 의해 변동한다. 심실이 수축하여 혈액이 동맥 속으로 유입되었을 때의 압력을 수축기 압력이라 하고 심장이 확장하여 혈액이 동맥 속으로 유입되지 않을 때도 동맥벽의 탄성 특성에 의해 혈압은 0 또는 음압이 되지 않고 일정 압력을 유지하는데 이때의 압력을 확장기 또는 이완기 혈압이라 한다. 수축기 압력에서 이완기 압력을 뺀 값을 맥압이라 정의하는 데, 맥압은 심장으로부터 유입되는 혈액량이 증가하거나 다양한 원인으로 수반되는 맥관 계통의 경직에 의해 증가하게 된다. [7]

혈압은 고혈압, 정상 혈압, 저혈압으로 분류한다. 혈압이 정상 범위보다 높으면 고혈압 상태가 된다. 물론 혈압이 연령에 따라 변한다는 관점에서 보면 정상혈압과 고혈압간의 명확한 경계를 지을 수 없지만 JNC 7(The Seventh Report of the Joint National Committee on Prevention, Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure)은 성인 나이 18세를 포함하여 그 이상의 연령에 대해 140 / 90 mmHg 이상의 혈압을 고혈압으로 정의한다. 고혈압은 심박출량을 증가시키거나 말초저항을 증가시키거나 두 요인이 함께 증가하여 발생할 수 있다. 임상에서는 고혈압은 원인 질환이 발견되지 않은 경우 본태성 고혈압 (essential hypertension) 또는 일차적 고혈압이라 하고 원인 질환이 있고 이로 인해 고혈압이 발생하는 경우를 이차적 고혈압이라 한다. 고혈압의 약 90%에 해당하는 본태성 고혈압에 대해 명백한 원인이 밝혀진 바는 없으며 유전자 요인을 비롯한 성격, 사회적, 환경적 요인과 관련되는 것으로 추정된다. 고혈압의 나머지 10%는 어떤 다른 임상적인 상태에 따른 이차적인 고혈압은 신장질환에 의한 심실질고혈압, 심혈관고혈압, 부신질환(일차성 알도스테론증, 갈색종), 쿠싱증후군, 임신성 고혈압, 대동맥축착증, 갑상선 질환, 약제 등에 관련된다. 이와 같은 고혈압은 혈관의 변성을 일으키며 혈류에 대한 저항을 증가시키고 혈액공급의 장애로 연장되어 성인 질환

으로 발전한다.[8]

일반적으로 고혈압 환자는 약 20 - 40 대에 초기 고혈압 단계를 경험한다. 이 단계에서는 간헐적으로 혈압이 상승되며 생활습관 개선 등의 노력으로 혈압은 정상화될 수 있다. 이러한 시기는 약 10년간 지속되며 30 - 50 세에는 고혈압이 지속되는 단계에 이르며 치료하지 않으면 약 10년 후에는 합병증이 발생하는 단계에 이른다. 또한 고혈압은 여러 장기에 손상을 야기하는 데 이를 표적장기 손상이라 한다. 표적장기 손상이 발생하는 중요한 기전으로 혈관내의 압력 증가와 동맥경화의 촉진 작용이 있다. 혈관 내 압력이 증가하여 급성 심부전, 뇌출혈 등이 발생하며, 동맥경화 촉진작용으로 협심증, 심근경색과 같은 질환이 발생한다.[2]

정상 혈압 군은 120 / 80 mmHg 이하의 혈압으로 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 분류된다. 본태성 저혈압은 젊고 마른 체형을 가지고 기능 항진 증상을 보이는 사람에서 많다. 이차성 저혈압은 내분비 장애 및 심혈관 질환과 함께 혈액량이 감소하는 상황과 관련된다. 저혈압의 경우 고혈압과 대조적으로 병리적인 결과가 경미하여 혈류 공급의 기능이상인 경우에만 중요성이 부각된다.[9]

## 2.2 혈압 측정

혈관내로 카테터를 직접 삽입하는 직접 혈압측정법은 초기에 액체 압력 측정기로부터 발달되었다. 그러나 액체 압력 측정기는 관성의 영향을 받아 측정이 원활하지 않아 평균 혈압을 추정하는 데만 사용되었다. 이후 발전된 형태인 막혈압계는 빨리 변화하는 혈압을 측정할 수 있게 되었다. 이 장치의 한 쪽은 견고한 벽으로 다른 한쪽은 탄력이 있는 막으로 구성되어 혈관의 압력이 챔버와 도관사이의 딱딱한 벽을 통해 전달되고, 압력에 비례한 막의 이동은 전기적 신호로 변환되어 혈압 값을 환산된다. 측정부위와 측정 센서가 적당한 액체(생리식염수)로 채워져 있고 공기 방울이 없다면 혈압측정은 관성과 액체 마찰력에 영향을 받지 않게 되고 연속적인 혈압의 신호를 검출할 수 있다. 이러한 직접 혈압 측정법은 동맥혈관에서 직접 압력을 측정 할 수 있으므로 가장 신뢰적인 혈압값을 제공하지만 시술의 위험성과 비용 등의 문제가 있다.

따라서 비침습적으로 혈압을 측정 할 수 있는 방법이 연구되었는데, 이러한 측정 방법을 간접 혈압측정법이라 한다. 간접 혈압측정법 중에서 청진에 의한 혈압측정은 수은, 아네로이드 혈압계와 함께 사용되며, 코르트코프 방법이 등장한 이후 정확성의 승인으로 100년 동안 혈압 측정을 위한 측정 방법으로 어떤 실질적인 개선 없이 사용되어왔다. 이와 같은 청진 측정법은 신뢰성을 기초로 오랜 시간동안 임상적인 혈압 측정법의 주축이었으나 의료폐기물 소각으로 인한 대기수는 제한을 위한 수은 퇴출 운동과 더불어 보다 편리한 간접혈압 측정법의 등장으로 인해 점차 사용이 감소되는 추세이다. 현재는 측정의 편리함을 추구하는 다양한 혈압계를 평가하기 위한 기준 혈압 제공 방법으로 선호되고 있다.

청진에 의한 혈압 측정시 발생하는 코르트코프음은 동맥벽의 거친 혈류와 진동의 결합으로 발생되는데 일반적으로 5개의 상(phase)으로 분류한다. Phase I은 촉진 펄스의 현상과 상응하는 명백한 소리가 발생하며 시작 시점이 최고혈압과 같다. Phase II에서 Phase IV의 구분은 정의되나 임상적인 의미는 부여하지 않는다. Phase V는 소리의 사라짐을 의미하고 최소 혈압과 같다. 이와 같이 청진법은



코프트코프음의 발생 시점과 사라지는 시점을 정확히 판단하고 혈압값을 기록해야 하므로 경험이 풍부한 숙련자에 의한 측정이 요구된다.[10]

청진 혈압 측정시 사용되는 수은 혈압계는 다른 장비들에 비해 오작동이 적고 단일된 형태로 다른 회사 제품 간에도 정확성의 차이가 무시할 만큼 작기 때문에 항상 표준으로 자리매김했다. 따라서 특수한 상황에서 혈압계의 이상으로 수은이 새지 않도록 하는 구조적 개선이외의 특별한 변화 없이 사용되었다. 수은 혈압계와 더불어 많이 사용된 아네로이드 혈압계는 원형 스케일의 압력이 기록되는 게이지와 연결된 컵 압력의 증가로 팽창되는 기계적 시스템으로 구성되어있다. 이 혈압계는 수은을 사용하지 않으므로 환경문제와는 관련이 없으나 정기적인 보정이 요구되고 다른 회사의 제품 간에 정확도 차이가 심한편이다. 한 예로 10여 년간 병원에서 이루어진 아네로이드 혈압계 정확성 검사 결과 1%에서 44%까지 불일치가 보고되었다.[11][12]

촉진에 의한 혈압 측정은 코로트코프음이 미약할 때 청진과 병행하여 혈압을 측정하는 방법이다. 주로 요골 동맥의 박동을 측정자가 직접 만지면서 상완 컵프를 사용하여 컵프를 동맥 박동이 소실하는 압력보다 약 30mmHg 더 가압한 후, 2박동에 2-3mmHg의 속도로 감압해서 최초 박동의 시작점을 수축기 혈압으로 판정하는 방법이다. 확장기 혈압은 급히 박동이 적어지는 점을 촉진해 확장기 혈압으로 한다. 이러한 촉진법은 청진법에 비해 다소 정확성에 문제가 있지만 청진기 없이도 측정이 가능하며 응급 환경이나 주변의 잡음이 심한 경우 혈압을 측정할 수 있는 장점이 있다.

플러쉬법은 청진법, 촉진법으로도 측정 곤란한 소아의 혈압 측정에 이용되는 방법이다. 상지가 아닌 하지에 소아용 컵프를 감아, 우선 고무줄등으로 컵프보다 말초를 세게 묶어 말초혈을 가능한 한 적은 상태로 한 후, 컵프압을 수축기 혈압보다 높게 가압하고 이 고무줄을 풀어서, 촉진법의 때와 똑같이 서서히 감압해 갈 때, 급히 컵프보다 말초로 혈액이 흘러 홍조(flush)를 나타내는 점의 압력을 수축기 혈압으로 하는 방법이다.

초음파에 의한 혈압 측정법은 팔동맥에 위치한 컵프 아래에 초음파 송신기와 수신기를 적용하여 동맥벽의 움직임에 따른 초음파의 도플러 효과를 이용하여 혈

압과 관련된 각 지점을 판단하는 방법이다. 이러한 방법은 코프트코프 사운드가 매우 약한 환자에 대해 적용하면 효율적으로 수축기 혈압을 검출할 수 있으며 발목을 비롯한 다양한 부위에서 혈압 측정을 가능하게 하므로 혈압 측정의 비교 연구에 사용가능하다. 그리고 초음파 센서에 의한 혈압 측정은 초음파 센서 위치가 매우 중요한 데, 커프 아래의 동맥 바로 위에 위치시켜야만 정확한 혈압 측정이 가능하다.

손가락 커프에 의한 측정법은 Penaz에 의해 처음 고안되어 커프에 의해 압력이 제공되고 동맥 펄스는 광학적 PPG에 의해 검출된다[7]. 이 측정 방법은 기존의 커프를 사용하는 방법과 달리 손가락에 커프가 제공되므로 순환 전체의 혈류가 차단되지 않기 때문에 커프 압력에 따른 PPG신호 변화를 분석하여 혈압을 추정하는 방법이다. 심장에서 시작되는 혈액의 압력 펄스는 말초 혈관까지 도달하면 여러 단계의 분기지점을 지나게 되는 데, 이 과정에서 펄스 파형의 변화가 이루어진다. 따라서 각 혈관마다 파형의 차이가 발생하지만 Penza가 제시한 ‘무부하의 동맥벽’ 이론에서 세동맥은 소동맥과 관련되고 소동맥은 대동맥과 관련된다. 그러므로 손가락에 커프 차단에 의한 혈류 변동을 이용하여 혈압 추정이 가능하다. 실제로 혈압 측정시 손가락 커프에 의한 측정은 팔에서 측정하는 기존의 혈압값에 비해 높거나 낮게 측정되지만 혈압의 변화를 반영한다는 큰 의미를 갖는다. 현재는 Finapres 방법으로 알려져 연구되고 있으며 몇몇의 유효성이 인정되었다.

## 2.3 전자 혈압 측정

### 2.3.1 오실로메트릭 방법

오실로메트릭 방법에 의한 혈압 측정은 1876년 Marey에 의해 처음 도입되었다. 이 방법은 피검자의 상완에 커프를 두르고 예상되는 수축기 혈압보다 20 ~ 30 mmHg 이상으로 가압 후 초당 2 ~ 3 mmHg의 속도로 배기하면서 커프에서 발생하는 오실레이션을 검출한다. 압력 오실레이션은 증가하다가 최대 지점이후 감소하는 형태를 나타내며 수축기압보다 높은 지점에서부터 이완기보다 낮은 지점까지 연속된다. Ramsey는 직접법과 오실로메트릭법을 병행하여 최대 오실레이션의 지점이 평균 내부 동맥압과 관련됨을 증명하였다.[13][14]

혈압을 획득하는 방법은 커프 진동의 최대 지점을 평균 동맥압으로 결정하고 최대 지점의 전과 후에 대해 최대 지점 진동 폭의 일정 비율에 해당하는 진동 지점을 결정하여 수축기와 이완기 혈압을 결정하게 된다. 이러한 과정에서 적용되는 일정 비율을 특성 비율이라 정의하며, 특성비율은 Geddes에 의해 정의되었다. Geddes는 실험을 통해 수축기에 대해 45 ~ 57 % (Typical 55%), 이완기에 대해 75 ~ 82 % (Typical 82%)의 특성비율이 추정됨을 보였다.[5]

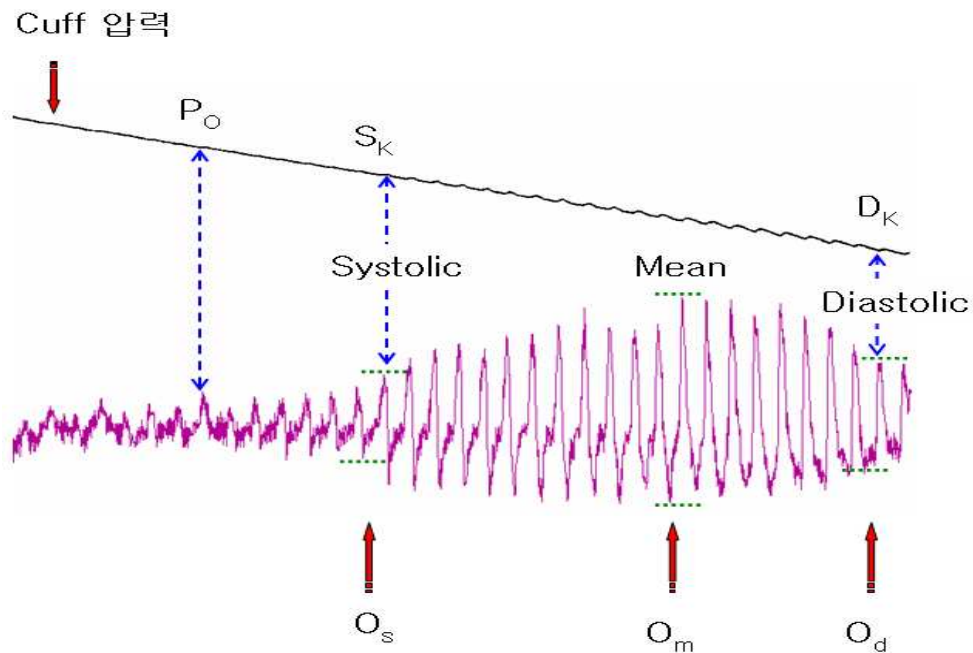


그림 2.1 오실로메트릭 혈압 측정

그림[2.1]에서  $P_0$ 는 오실레이션이 시작되는 지점을 의미하고  $S_K$ 는 코르트코프 음의 출현 시점으로 실제 수축기 혈압을 나타내며  $D_K$ 는 소멸 시점으로 실제 이완기혈압을 나타낸다. 그리고 커프 압력 변화를 AC coupling하고 증폭시킨 오실레이션 파형에서  $O_s$ 는 수축기 추정지점,  $O_m$ 는 최대 오실레이션 지점  $O_d$ 는 이완기 추정지점으로 나타낼 수 있다. 따라서 Geddes는 수축기에 대한 특성비율은  $O_s / O_m$  로, 이완기의 특성비율은  $O_d / O_m$  로 정의하여 혈압 산출에 적용하였다.. [15]

이러한 오실로메트릭 혈압 측정법의 장점은 팔위 동맥에 위치하는 어떠한 트랜스듀서도 필요하지 않기 때문에 커프의 위치에 비교적 자유로운 점이다. 이동 환경의 혈압 측정시에 기계적 진동에서 비롯된 저주파 노이즈를 제외한 주변이 소란한 잡음 환경에서도 측정이 가능하며, 환자나 기타 보호자에 의해서도 손쉽게 혈압의 측정 및 커프 제거가 용이하다.

### 2.3.2 전자 혈압계 문제점

오실로메트릭에 의한 혈압 측정은 매우 보편화되었다. 다양한 회사의 많은 장비가 AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation)나 BHS(British Hypertension Society)의 규격을 만족하고 사용되고 있지만 만족스러운 수준은 아니다. 또한 BHS의 A등급(측정 평균 5mmHg 이내)의 임상 규격을 만족하지 못하는 장비도 많은 수에 이른다. 이에 따라 다양한 오실로메트릭 장비를 검사하기 위한 방법으로 혈압 모의실험 장비를 개발하고 내부 규격으로 2mmHg의 허용범위를 두고 장비의 테스트가 이루어지고 있다. 그러나 이러한 시험 장비는 사람에 의해 만들어진 과형으로 장비를 판단하고 있으므로 실제 혈압계에 적용되었을 때 피검자에 의하거나 장비에 의해 발생하는 오류를 근본적으로 해결하지는 못하고 다만 장비간의 신뢰성 개선을 위한 방법으로 사용되고 있다.

앞에서 언급한 바와 같이 오실로메트릭 혈압 측정법의 기본 알고리즘은 최대 진폭 지점 기준으로 수축기와 이완기 혈압을 추정하는 것이다. 그러나 컵에서 발생하는 최대 진동 폭을 정확하게 찾아낸다는 것은 매우 어렵다. 진동 폭이 최대가 되는 지점은 뾰족하게 한 점으로 나타나는 것이 아니라 평평한 고원 모양의 플래토로 나타나기 때문에 이 압력 범위 내에서 어떠한 점을 평균 동맥압으로 할 것인가에 대한 명확한 정의가 불분명하다. 또한 최대 컵 진동 폭은 컵압이 평균 동맥압과 확장기 혈압 사이에 있을 때 발생하는데 이 값은 플래토 레벨에 있는 다른 값들과 차이가 매우 작아 잡음이 많은 실험 환경에서는 측정이 용이하지 않다.

따라서 최대 진폭 지점을 가장 정확하게 선정하고 알맞은 특성 비율을 적용하는 것이 중요한 데, 이러한 분석 방법은 제조회사 마다 'Algorithm of Parameter identification Point'로 지정하여 공개하고 있지 않으므로 혈압을 분석하는 알고리즘의 유효성을 직접 판단하기는 어렵다. 따라서 다양한 실험 방법에 의해 전자혈압계의 신뢰성 평가가 이루어진다. 한 예로 관혈적인 혈압 측정과 최대 진폭 지점 알고리즘을 사용한 방법의 비교시에 평균 동맥 압력의 차이는 보통 5mmHg에 해

당하나 특수한 경우 개인에 따라 관혈적 방법에 의한 혈압에 40%에 해당하는 평균 압력을 나타내기도 한다. 더구나 임상 환경에서 이루어진 실험 결과에 의하면, 최대 진폭 알고리즘에 의한 혈압 결정은 평균 동맥 압력보다 동맥의 해부학적 특성, 혈압의 파형 모양, 펄스 압력, 팔 조직과 커프의 기구적 특성, 커프 크기, 심박수 등에 영향 받는다. 또 다른 신뢰성 평가 방법은 다양한 오실로메트릭 장비에 대해 동일한 모의 압력파형(오실로메트릭 파형)을 제공하고 혈압 측정을 통해 평가하는 것이다. 대표적으로 Amoor 와 Scoot은 다양한 회사와 제품에 대해 반복 측정을 통해 정상 혈압 파형에서는 장비간의 차이가 크지 않다는 것을 나타냈다. 그러나 200 / 150 mmHg의 고혈압 실험에서는 수축기 혈압에 대해 189 ~ 210 mmHg, 이완기 혈압에 대해 136 ~ 157 mmHg의 큰 차이를 나타냄을 보였다. 이와 같이 동일한 오실로메트릭 파형을 제공함에도 불구하고 전자 혈압계의 측정값이 크게 차이를 보이는 이유는 회사마다 최대 진폭 지점, 수축기와 이완기 지점 선정을 위한 알고리즘을 다르게 사용하고 있기 때문이다. [16][17][18]

일반적으로 최대 진폭 알고리즘을 사용하여 혈압 측정시 펄스 압력이 증가하거나 동맥의 경직도가 증가하면 실제보다 평균 압력을 낮게 어렵잡는다. 따라서 나이가 들거나 동맥의 탄성도가 떨어지는 사람이 혈압을 측정하게 되면 낮아진 평균 압력의 영향으로 실제보다 높은 혈압값이 제시된다. 예를 들어 BHS의 규격 레벨 A를 만족한 6개의 장비에 대해 실험해 본 결과 160 / 100 mmHg의 고혈압에서는 BHS의 레벨 B를 만족하는 수준으로 신뢰성이 감소하였다. 그리고 이러한 알고리즘에 의해 혈압을 추정하는 방법이 시스템 분석에 의한 방법보다는 경험적 데이터에 의존하여 수축기와 이완기를 산출하므로 오류를 발생한다. 특히 고정된 특성 비율을 적용하여 오실로메트릭 혈압 측정시 실제 혈압에 비해 최대 10 ~ 15 %의 측정 오차가 발생할 수 있다. [16][19]

이와 같이 오실로메트릭 방법에 의한 혈압 측정은 편리한 혈압 측정 조건을 제공하지만 장비에 따라 오차율이 심한 편이다. 그리고 오실레이션의 최대 진폭 지점을 이용한 혈압 추정법은 비교적 신뢰적인 혈압값을 제공하긴 하지만 일부 측정자에 대해서는 왜곡된 혈압값을 제시하는 경우가 있다. 따라서 이러한 점을 보상하기 위한 연구가 오래전부터 진행되었다.

## 2.4 기존의 혈압 보정방법

피검자의 맥관 특성에 따라 변화되는 오실레이션 파형과 경험적 근거에 따른 특성 비율 적용으로 인해 오실로메트릭 전자혈압계는 큰 오차를 나타낸다. 이러한 점을 보완하기 위해 추가적인 생체 신호를 이용하여 혈압 변화에 따른 시간 지연 변화를 획득하고, 이를 맥관 특성 반영요소로 규정하여 혈압 보정에 이용하는 방법이 주로 연구되었다.

### 2.4.1 PPG 신호

Photo-Plethysmography(PPG)는 1938년 미국의 Hertzman과 독일의 Mattes, Hauss에 의해 같은 시기에 소개되었다. PPG는 비관혈적인 방법으로 혈액의 흐름을 관찰할 수 있으므로 이상적인 측정법이지만 양적 수치는 제공할 수 없고 비울적인 값만을 추정할 수 있으므로 생체 정보로 활용하기 위해 다양한 연구가 요구된다. PPG는 보통 두 개의 성분으로 분류하는 데, PPG의 DC 성분은 센서가 접촉한 부분의 적혈구 양을 대변하고 PPG의 AC 성분은 센서 아래로 흐르는 혈류의 파동성을 나타낸다. 이러한 점에 대해 Fairs는 PPG 신호와 도플러 혈류 측정장비를 이용하여 비교 연구한 결과 PPG가 혈액의 흐름을 측정하기에 이상적이라는 것을 결론지었다. 여기서 PPG 신호의 파동 성분은 심장의 펌프 작용에서 비롯되기 때문에 측정 신호를 이용하여 특정 혈관 계통의 순환 변화 정보를 획득할 수 있다. 그러나 PPG 신호 측정시 펄스 파형의 모양과 진폭은 신호 검출 센서의 위치나 피부 표면의 상태 등에 의해 왜곡된 신호가 측정될 수 있으므로 측정에 대한 적절한 기준 및 방법이 요구된다.

일반적으로 PPG 신호 측정에 사용되는 광원은 혈액에 포함된 디옥시헤모글로빈(Hb)과 옥시헤모글로빈(HbO<sub>2</sub>)을 고려하여 적색광과 근적외광의 파장대의 빛을 이용한다. 적색광이 옥시헤모글로빈을 통과할 때 흡수율은 디옥시헤모글로빈보다

낮고 적외광이 통과할 때 흡수율은 디옥시헤모글로빈 보다 크다. 이러한 특성은 현재 말초에서 산소포화도를 측정하기 위한 기본개념으로 사용되고 있다. 이와 같이 PPG 신호는 시간의 함수 형태로 조직을 통한 빛의 투과를 측정하게 된다. 그리고 PPG 신호의 성분 중 AC 성분은 보통 0.01 ~ 6 Hz 대역에 포함되고 보통 0.5 ~ 2 Hz에 해당하는 성분이 두드러지는 데, 일반적인 사람의 경우 심박수가 0.9 ~ 1.17 Hz(1분에 55 ~ 70번)에 해당하기 때문에 나타나는 결과이다.

PPG 신호는 수술실에서 마취사가 환자의 혈류 파형의 수를 인지하는 데 사용되고 다양한 환경(스포츠 관련 환경 등)에서 심박수를 측정하는 용도로 사용된다. 그리고 PPG 신호를 이용하여 스트레스나 외부적으로 적용된 약물에 의한 말초 모세혈관의 변화 상태를 관찰할 수도 있다. 또한 PPG 신호는 온도 증가에 따른 모세혈관 확장 결과를 즉시 나타낼 수 있고, 손바닥이나 손가락의 지점에서 혈류 차단에 따른 변화 시점 검출이 가능하다. [20]

## 2.4.2 시간 지연을 이용한 보정

위에서 기술한 바와 같이 말초에서 측정된 PPG 신호를 이용하면 심장에서 뿜어져 나온 혈액의 흐름을 검출할 수 있으므로 다양한 분석방법에 의해 순환 정보를 검출하게 된다. 가장 대표적인 방법은 PTT(Pulse Transit Time)이다. 일반적으로 PTT는 동맥 혈관의 두 지점을 선정하여 연속된 혈액의 흐름이 있을 때 펄스 파형의 소요 시간을 의미한다. 이러한 동맥의 압력파형의 속도는 혈압의 크기와 직접적으로 연관되는 데, 혈압의 급격한 증가는 혈관의 긴장을 증가시키고 그에 의해 동맥벽이 경직되어 PTT는 짧아지게 된다. 반대로, 혈압이 감소하는 경우는 혈관의 경직도가 감소되어 PTT는 증가된다. 현재까지 내부 혈관에 직접 적용한 혈압 측정과 PTT간의 비교 연구 결과가 발표된 바는 없으나 Oxford 연구 팀은 비관적 혈압 측정법인 Finapres 방법을 이용하여 PTT와 비교 연구한 결과 PTT가 혈압과 반비례한다는 결과를 제시하였다. 그리고 PTT는 특정 지점 및 시



간에서 절대값을 추정할 수는 없으나 짧은 주기 동안의 혈압 변화를 예측할 수 있다는 사실에 기초하여 1970년 이래로 다양한 곳에서 다양한 시나리오를 기반으로 연구가 진행되고 있다. [21]

기본적으로 PTT는 연속적인 두 지점간의 시간 지연을 측정하나, 최근에 보다 편리한 방법으로 그림[2.2]과 같이 심전도의 R 또는 Q 파형을 심장의 동맥 밸브의 개방 시점으로 지정하여 PTT의 시작 지점을 선정하게 된다. 그리고 말초에서 측정된 PPG 신호를 통해 펄스 파형의 도착시점을 획득하여 동맥 혈류의 이송 시간을 계산하게 된다. 도착시점은 보편적으로 PPG 최대 높이의 25%나 50%에 해당하는 시점(장비간의 차이가 있지만)을 기준으로 결정한다.[22]

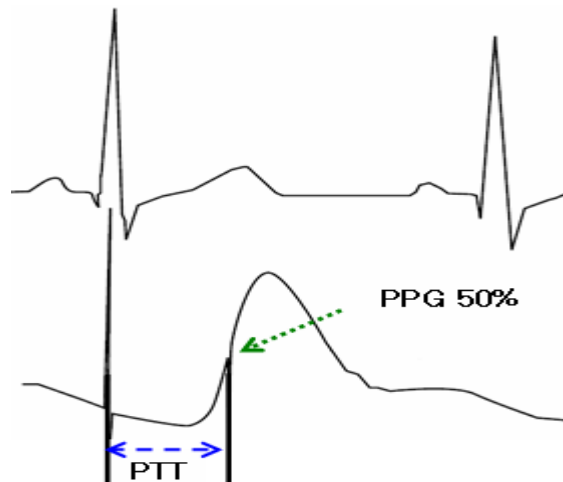


그림 2.2 PTT 신호의 획득

시간 지연의 정보를 통해 혈압의 변화를 추정하는 방법은 PTT이외에 RAT(Reflected wave arrival time)이 있다. PTT가 심전도의 R과 시점부터 PPG의 기시점까지 시간 지연을 통해 정보를 획득한다면, RAT는 심전도의 정보 없이 말초에서 측정되는 PPG에서 발생하는 파형의 간격에 의해 정보를 획득한다. PPG 파형은 그림[2.3]과 같이 5개의 시점으로 구분할 수 있다. 첫 번째는 맥파의 시작점을 의미하며 좌심실이 수축하고 대동맥압이 급상승하는 시점으로 A(기시점 :

appearance point), 두 번째는 심수축에 의한 급속한 혈액 방출로 인해 PPG의 크기가 최고에 이르는 시점으로 P(충격파 : Percussion), 세 번째는 충격파가(P)가 대동맥에서 동맥으로의 분기점에서 반사되어 나타나는 파형으로 T(조랑파 : Tidal wave), 네 번째는 대동맥압이 좌심실 압력보다 높아져 대동맥판이 닫히는 시점으로 수축기로부터 이완기로 전환되는 시점으로 I(절흔 : Incisura), 마지막으로 동맥의 분기점이나 말초 부위에서 반사되어 돌아온 반사파가 중복되어 나타나는 파형인 D(중복파 또는 반사파 : Dicrotic)로 구분된다. [23]

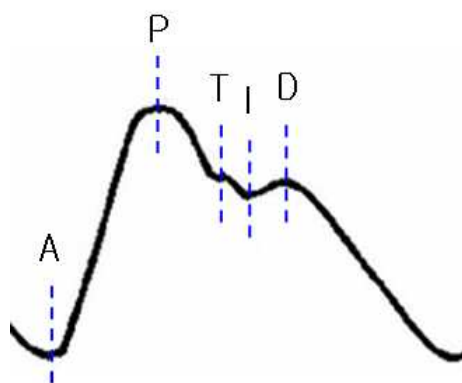


그림 2.3 PPG 파형의 시점

그림[2.4]과 같이 RAT는 A에서부터 D까지의 간격 변화를 의미하며, PTT와 상관되므로 혈압의 변화 추정요소로 사용된다.

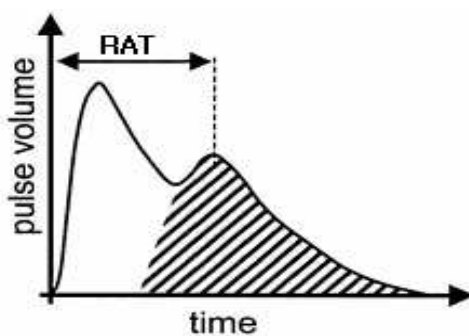


그림 2.4 RAT 신호의 획득

### 2.4.3 문제점 및 대안

혈압의 변화를 추정하거나 보정하기 위해 측정하는 방법들은 몇몇의 제한성을 갖는다. PPG는 측정자의 움직임에 민감하고, PTT를 이용한 BP Index의 검출은 측정자의 왕성한 활동 근육에 의해 부정확해지거나 기대 시점을 놓치게 된다. 그리고 PPG, ECG, BP의 신호는 동기성이 정확하지 않다. 각 신호마다 생체에서 검출하기 위해 사용하는 센서가 상이하고 여러 신호 중에서 원하는 생체를 검출하기 위한 필터 과정에 차이가 있어 같은 시점의 신호에 대해서도 위상 지연이 발생하게 된다. 이러한 지연은 PTT에 자연스럽게 포함되고 BP index 정보의 왜곡을 초래하게 된다. 마지막으로 심장 수축에 의한 전기적 자극시점인 R peak는 실제로 심장의 대동맥 판막이 물리적으로 움직일 때까지 지연을 갖게 된다. 이러한 지연을 PEP(pre ejection period)라 한다. PEP는 비관혈적으로 측정할 수 없기 때문에 PTT 검출시에 자연적으로 PEP를 포함하게 된다. PEP는 실제로 PTT에 비해 매우 작은 수치이지만 심박수가 낮은 환자에 대해서는 PEP의 영향이 고려되어야 한다. RAT의 경우는 심전도 신호의 기준 시점을 사용하지 않고 PPG의 파형만으로 BP Index를 추정하므로 측정의 편리함은 제공되지만, PTT와 RAT 간의 상관 정도( $r=0.70$ ,  $P<0.0001$ )가 높지 않기 때문에 PTT를 이용한 BP Index 보다 정확성이 낮아지게 된다. [21][23]

이와 같이 몇몇 생체 신호간의 관련성에 기초한 혈압 추정 방법들은 측정 조건의 원인으로 왜곡되거나 신호 검출 단계에서 자연적으로 발생하는 시간 지연으로 인해 오류를 포함하게 된다. 이러한 오류들은 측정 환경의 개선을 통해 보완할 수 있고, 자연적으로 발생하는 시간 지연은 실제 신호에 비해 무시할 정도로 작은 수치이므로 크게 문제가 되지 않는다. 반면에 가장 심각한 문제는 여러 연령층에서 나타나는 동맥의 맥관 특성이 정형화되어 있거나 단순하지 않음에도 불구하고 혈압 추정을 위한 맥관 특성 연구들이 시간 지연과 같은 단일성에서 비롯된다는 것이다. 따라서 본 연구에서 제공하는 알고리즘은 혈압을 보정하기 위해 생체 신호간의 관련성에 기초한 단일 요소로써 맥관 특성을 규정짓는 것이 아니라 혈압

측정시 말초에서 변하는 PPG를 획득하고 독립적으로 혈압을 추정할 수 있는 요소를 검출하고 추정하고자 한다.

## 2.5 PPG 변화에 의한 보정

본 연구에서 제시한 새로운 혈압 보정 방법은 그림[2.5]과 같이 커프를 두른 피검자 팔의 말초에 광학 센서를 부착하고 청진 측정 방법에서 착안하여 혈압 측정시 나타나는 말초 혈류의 변화를 이용하는 것이다. 이러한 방법은 입원 환자의 경우 추가적인 장비 도입 없이 산소포화도 측정 장치에서 PPG 신호를 획득할 수 있으므로 직접 적용이 가능하고, 단일 신호만을 이용하므로 PTT에 의한 보정에서 발생하는 동기성 문제가 해결된다. 또한 PPG 신호의 성분과 혈압 간의 높은 상관성을 기초로 보정이 이루어지므로 효과적이다.

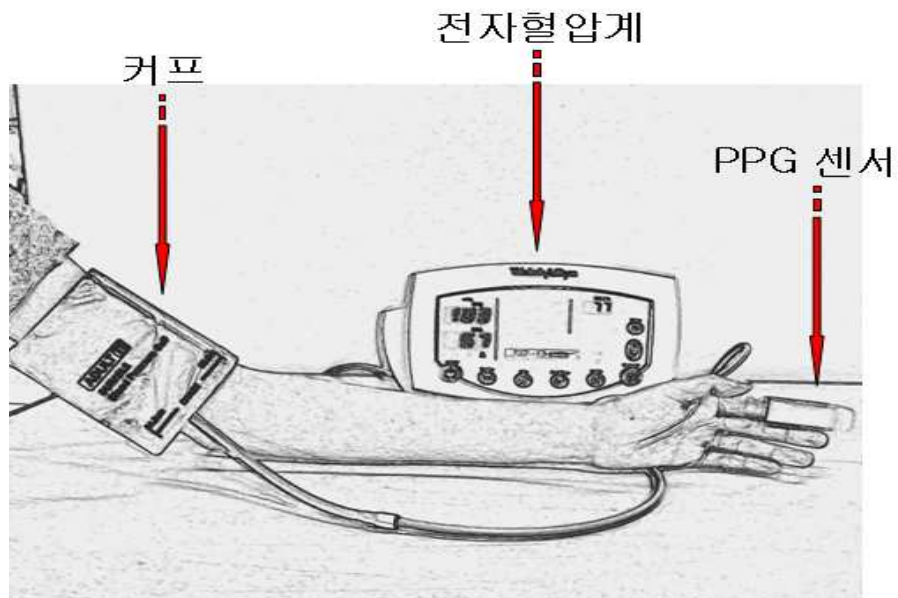


그림 2.5 혈압 측정시 PPG 신호 측정

## 2.5.1 신호의 특성

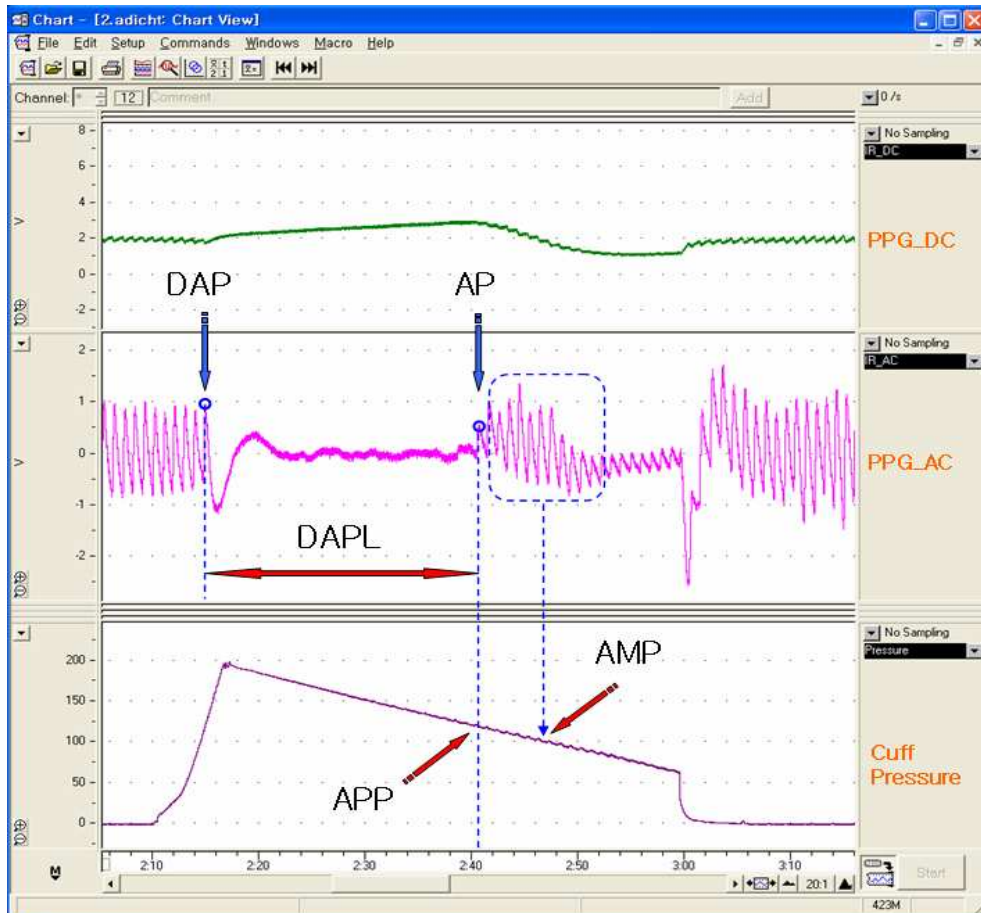


그림 2.6 말초 혈류 및 커프 압력 신호

그림[2.6]은 전자 혈압 측정시 PPG 신호의 변화와 커프 압력의 변화를 나타내는 그래프이다. 그림에서 볼 수 있듯이 커프의 공기 유입과 함께 상완에 위치한 커프 압력이 증가되며, 수축기 혈압 이상의 커프 압력에서 혈관 폐색과 함께 말초에 위치한 PPG 센서의 신호 또한 변한다. PPG의 DC성분은 혈관 폐색과 함께 증가되는 경향을 보이는데, 이는 혈류량 감소로 인해 투과되는 빛의 양이 증가되면

서 나타나는 현상이다. PPG의 AC성분의 경우는 혈관 폐색과 함께 파동성 성분이 사라지는 것이 관찰된다.

이와 같이 PPG 파형을 분석하면 커프 압력에 의해 혈관이 차단되는 지점인 DAP(Disappear Point)와 커프 배기를 통해 혈관이 다시 개방되어 혈류가 발생하는 지점인 AP(Appear Point)를 검출할 수 있고, 이를 통해 수축기 혈압을 추정한다. 그림에서 제시된 AP이후에 PPG의 AC성분을 살펴보면, 오실로메트릭 혈압 측정법에서 커프 배기 기간 동안 혈관이 재개방되면서 나타나는 압력의 오실레이션과 유사한 파형이 발생한다. 그러므로 AP 이후의 PPG의 AC성분을 분석하여 최대 진폭 지점을 찾아 그때의 커프 압력 값을 획득하고, 이 값을 이용하여 평균혈압을 추정한다.

그러나 이완기 혈압의 경우, 전자혈압계와 병행된 PPG 신호에서 추정 요소를 검출하기가 어렵다. 전자혈압계는 커프에서 발생하는 오실레이션을 획득하여 최대 진폭 지점을 찾고 특성 비율을 적용하여 혈압을 산출하는 특성상 이완기 지점을 검출하는 즉시 완전 배기를 수행하므로써 피검자의 스트레스를 최소화하도록 설계되었다. 따라서 신체 구조상 상완보다 심장으로 부터 멀리 떨어진 말초의 PPG 신호는 이완기의 정보가 전달되기 전에 커프 개방단계로 이어져 많은 혈류가 유입되어 말초 PPG에 기대되는 특정 정보를 잃게 된다. 그림에서 보이는 바와 같이 커프 압력이 급격히 떨어지는 지점에서 PPG의 성분 모두가 크게 변하면서 기존의 PPG 파형을 잃게 된다. 그러므로 본 연구에서는 이완기 혈압 보상을 위해 간접적으로 혈압 추정 수식에 적용하여 수축기와 평균혈압으로부터 보상된 이완기 혈압을 제공한다.

## 2.5.2 DAPL

DAPL(Disappear to Appear Point Length)는 전자혈압계에 의한 커프 가압시 혈관 폐색으로 인해 말초 PPG 신호가 사라진 지점(DAP)로부터 재출현 시점(AP)까지의 간격을 의미한다. 일반적으로 혈압 측정을 위해 커프 가압이 빠르게 이루

어지고 이후 배기 단계에서는 2 ~ 3 mmHg/s의 일정속도로 커프 압력이 감소한다. 따라서 커프 가압 단계에 도달하는 최대 압력이 설정되고 일정 속도로 배기가 이루어진다면 DAPL은 혈압 정보와 상관된다. 즉, DAPL의 증가는 혈관 폐색 이후 혈류 재출현 시점이 지연되는 것으로 혈압이 낮아지는 것을 의미하고 DAPL의 감소는 혈압이 높아진 것을 의미한다.

### 2.5.3 APP

APP(Appear Point Pressure)는 AP에 해당하는 전자혈압계의 압력값을 의미한다. 청진법에 의한 혈압 측정시 측정자는 청진기를 이용하여 코르토코프 사운드를 청취하는 동시에 수은 혈압계의 눈금을 주시한다. 또한 측정자의 검지를 피검자의 요골동맥위에 위치시키고 맥을 동시에 확인하여 보다 정확한 수축기 혈압을 측정한다. 혈관 폐색 후 커프 압력 감소로 인한 재개방은 중단된 혈류의 시작을 의미하고 이는 요골동맥에서 맥을 발생시키고 PPG 신호의 재출현을 나타낸다. 비록 몇몇의 경우 특히 낮은 수축기에 대해 코르토코프 사운드가 PPG 재출현 시점 전에 나타나거나 그 반대인 경우가 있지만, 코르토코프 사운드의 시작과 PPG 파형의 재출현에서 나타나는 결과는 높은 상관성을 갖는다. 따라서 APP는 수축기 혈압 보정 요소로 사용된다. [24]

### 2.5.4. AMP

AMP(Appear Maximum Pressure)는 AP 이후에 PPG의 AC 파형의 최대 진폭 지점에서 전자혈압계의 압력값을 의미한다. AP 이후 PPG 파형은 진폭이 점차 증가하다 최대 지점 이후 감소하는 형태로 커프의 오실레이션 파형과 유사한 형태를 나타낸다. 혈관 재개방으로 인한 혈액의 유입이 말초에 미치는 영향은 반영하는 것으로 AP이후의 최대 진폭에서 커프 압력값을 획득하고 평균 혈압 보정요소 사용한다.

## 제 3 장 시스템 구성 및 실험

### 3.1 전체 시스템 구성

그림[3.1]은 PPG 신호를 이용한 오실로메트릭 혈압 측정법의 보상을 위한 실험에서 사용한 시스템의 구성을 나타내고 있다. 측정 시스템은 기준 혈압 측정, 전자 혈압 측정, PPG 신호 획득, 데이터 수집, 데이터 분석으로 구분할 수 있다.



그림 3.1 측정 시스템 구성 요소



### 3.1.1 기준 혈압 측정

가장 정확한 기준 혈압은 관혈적 방법으로 혈관에 압력 센서를 삽입하는 방법이지만, 비용과 위험성 측면에 있어 고려되지 않는다. 따라서 수은 혈압계를 이용한 청진 혈압 측정법을 이용하여 기준 혈압을 획득한다. 청진법은 측정자의 감각에 의존한 혈압 측정방법으로 관측자 오류를 포함한다. 이러한 관측 오류에 대해 Geoffrey Rose는 세 가지로 분류하였는데, 첫째는 기구적인 미약 및 관측자의 집중 부족으로 인한 코프트코프 사운드의 청취가 방해받는 체계적 오류(systematic error)이고 둘째는 측정값을 표현할 때 마지막 자리 숫자를 측정자가 선호하는 숫자(일반적으로 0)를 선택하므로 발생하는 오류(Terminal digit preference)이다. 셋째는 관측자가 측정자의 사전 기록을 기반으로 측정값을 예측하므로써 실제 측정 혈압 보다 높거나 낮게 혈압을 선택하는 오류(observer prejudice or bias)이다.



그림 3.2 청진기 구성

위에서 제시한 관측자의 오류를 해결하기 위해 AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation) SP10에서 다음과 같은 사항을 권고하고 있다. 기준 혈압을 측정하기 위해 서로 차폐된 두 명의 훈련된 관측자가 동시

에 측정을 하며 조건을 만족하는 혈압값에 대해 두 사람의 평균 혈압을 기준혈압으로 제시한다. 또한 두 관측자가 동시 측정한 데이터는 10mmHg 차이에 대해서만 인정되며, 전체 데이터의 90%이상이 5mmHg 범위를 만족할 때 유효하다. [28]



그림 3.3 측정 환경 실례

이러한 지침을 참조하여 체계적 오류를 최소화 하고자 수은 혈압계(Welchallyn SK-II)를 사용하고, 코르트코프음의 미약문제를 해결하기 위해 청진기(3M Littmann Cardiology III) 3개를 이용하여 그림[3.2]와 같이 구성하여 관측자가 효율적으로 측정할 수 있도록 구성하였다. 그리고 3명의 측정자를 선정하여 그림 [3.3][3.4]과 같이 2명의 관측자는 차폐된 공간에서 동시에 혈압을 측정하고 1명의 관리자는 두 관측자의 혈압을 비교하여 유효성을 판단 후 기준혈압을 획득하였다. 측정결과 유효 범위를 벗어날 경우 5분의 시간 경과 후 재측정을 지시받았으며, 2회 이상의 오류시 관리자가 참여하여 재측정하므로써 혈압의 유효성을 판단하였다. 임상실험의 숙련된 관측자 역할은 연세대학교 의과대학 간호학과 교수님 세 분이 담당했고, 측정에 앞서 초기 훈련과정을 수행하여 전체 결과의 90%이상이 5mmHg 오차범위 내에 포함됨을 확인하였다.



그림 3.4 측정 환경 모델

### 3.1.1 전자 혈압 측정

보정하고자 사용된 오실로메트릭 전자 혈압 측정 부분은 의료 기관에서 내원 환자의 혈압을 주기적으로 모니터링 하는 데 사용하는 장비인 Welchallyn 社의 53000 모델(EN 1060-3:1997 applied)을 사용하였다. 그림[3.5]에서 볼 수 있듯이 전자혈압계의 압력제공 밸브에 T자 형태의 커넥터를 이용하여 혈압계에서 제공하는 압력이 커프를 팽창시키는 동시에 수은 혈압계의 수은 기둥 변화를 일으키도록 구성하여 두 혈압의 동시 측정을 가능하도록 구성하였다. 그리고 전자혈압계의 압력 센서 초단에서 발생하는 신호를 데이터 수집 장치에 직접 연결하여 전자혈압계의 압력에 대한 전기적 신호를 분석 가능하도록 구성하였다. 실험에 앞서 수은 혈압계와 전자혈압계에 동일한 압력을 제공해서 압력에 따른 센서의 전기적 신호(Voltage)를 검출하고 압력과 전압간의 수식을 획득하였다. 식[3.1]에 전압에 대한 압력의 수식이 제공되어 있다.

$$Pressure = 144.93 \times Voltage - 44.9283 \quad (\text{식 } 3.1)$$



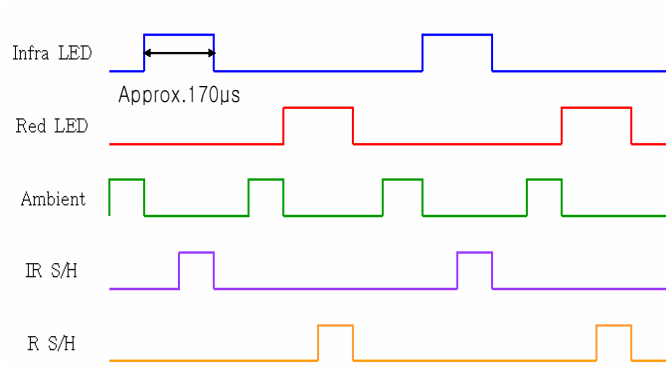
그림 3.5 전자 혈압 측정 장치

### 3.1.3 PPG 신호 측정



그림 3.6 PPG 신호 측정 구성도

PPG 신호 측정부는 그림[3.6]와 같이 LED 구동, 센서 장치, 신호 획득 과정으로 구성된다. 광학적인 방법에 의한 말초 혈류 측정시 LED는 항상 켜진 상태가 아니라 일정 주기로 on / off를 반복하도록 구성되어있다. 일반적으로 말초 혈류 검출 시스템은 적외선 광원(Red)과 근적외선(Infra Red) 광원이 동시에 사용되므로 교차적 작동이 요구되고, 신호 검출 과정에서는 Sample and Hold와 연관되어 광학적 신호 검출 과정에서 외부 자연 노이즈에 의한 잡음을 제거하는데 사용된다. 이러한 점을 반영하여 LED 구동 부분의 순서는 그림[3.7]과 같이 구성되며 마이크로컨트롤러 MSP430에 의해 제공된다.



<LED drive Sequence>

그림 3.7 LED 구동 타이밍

센서 장치는 접촉형 센서나 집게형 센서 모두 사용가능하며 본 실험에서는 재사용가능한 집게형 센서(Nellcor 社 OxiMax Reusable Sensor)를 사용하였다. 접촉식 센서에 비해 사용이 간편하고 집게형태로 구성되어 외부 노이즈에 의한 1차적 차폐효과가 있다. 집게의 윗면에 PD(Photo Diode), 아랫면에 LED가 위치되고 실리콘에 의해 고정되어있다.

말초 혈류의 변화는 센서 장치의 PD에서 빛의 정보가 전류 신호로 변환되며, 신호 검출 단계에서는 Current to Voltage Converter를 통해 전압으로 변환된다. 그림[3.7]의 LED 구동타이밍은 신호 획득 과정에도 적용되어 해당 LED 켜졌을 때 신호가 수집(sample)되며 다음 주기까지 기억(Hold)되는 형태로 반복되어 선별적 신호만 신호처리 단계를 거친다. PPG 신호는 주로 저주파 대역의 성분으로 구성되나 개인차 또는 심박률에 의해 고주파 성분이 포함될 수 있다. 따라서 0.05 ~ 20 Hz의 대역을 설정하여 신호 처리하였다.

### 3.1.4 데이터 수집

그림[3.1]의 중앙에는 데이터 수집 장치인 Powerlab 8sp (AD Instruments 社)가 제시되어 있다. Powerlab은 8개 채널에 대해 동시 측정이 가능하며, 연속되는 데이터를 선별적으로 기록 및 저장이 가능하다. 또한 수집된 데이터의 텍스트 변환이 용이하여 기타 프로그램에서 호환성이 우수하다. 실험에서는 200 sample/s로 PPG의 성분별 신호(추가적 분석을 위한 PPG 적외선 영역 신호 및 근적외선 영역의 신호에 대해 AC 성분 및 DC 성분)와 전자혈압계의 압력 신호를 동시에 수집하였다. 그림[3.8]는 Powerlab에서 제공하는 Chart 프로그램을 이용하여 데이터를 수집한 결과를 보여준다. 추가적인 분석을 목적으로 PPG를 포함한 심전도, 손가락의 온도 및 접촉 압력, 커프 압력 등을 수집하였으며, 본 연구에서는 PPG 신호와 커프의 압력 신호만으로 분석하였다.

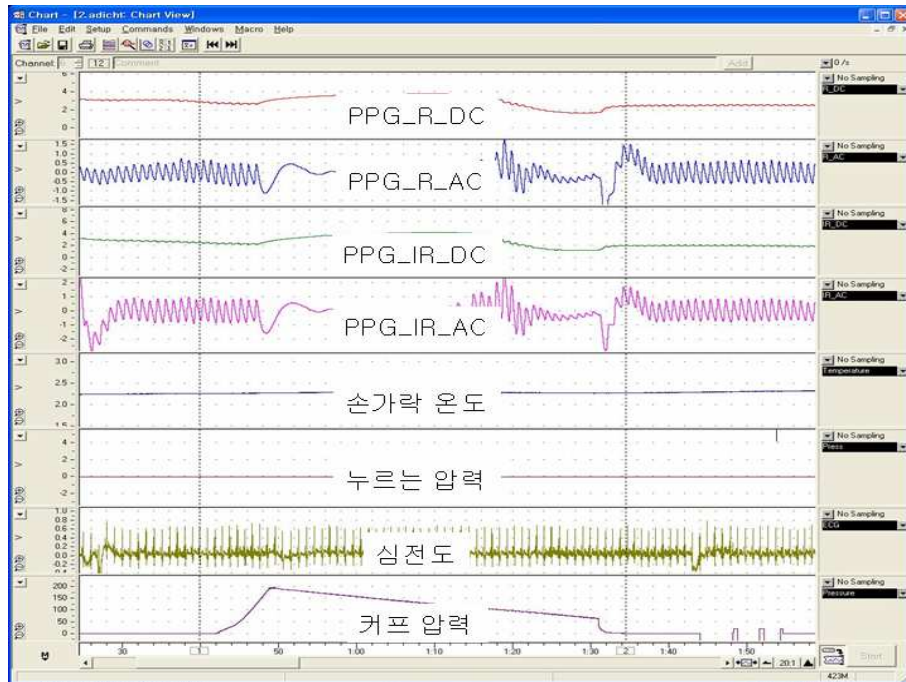


그림 3.8 Powerlab Chart Tool

### 3.1.5 데이터 분석

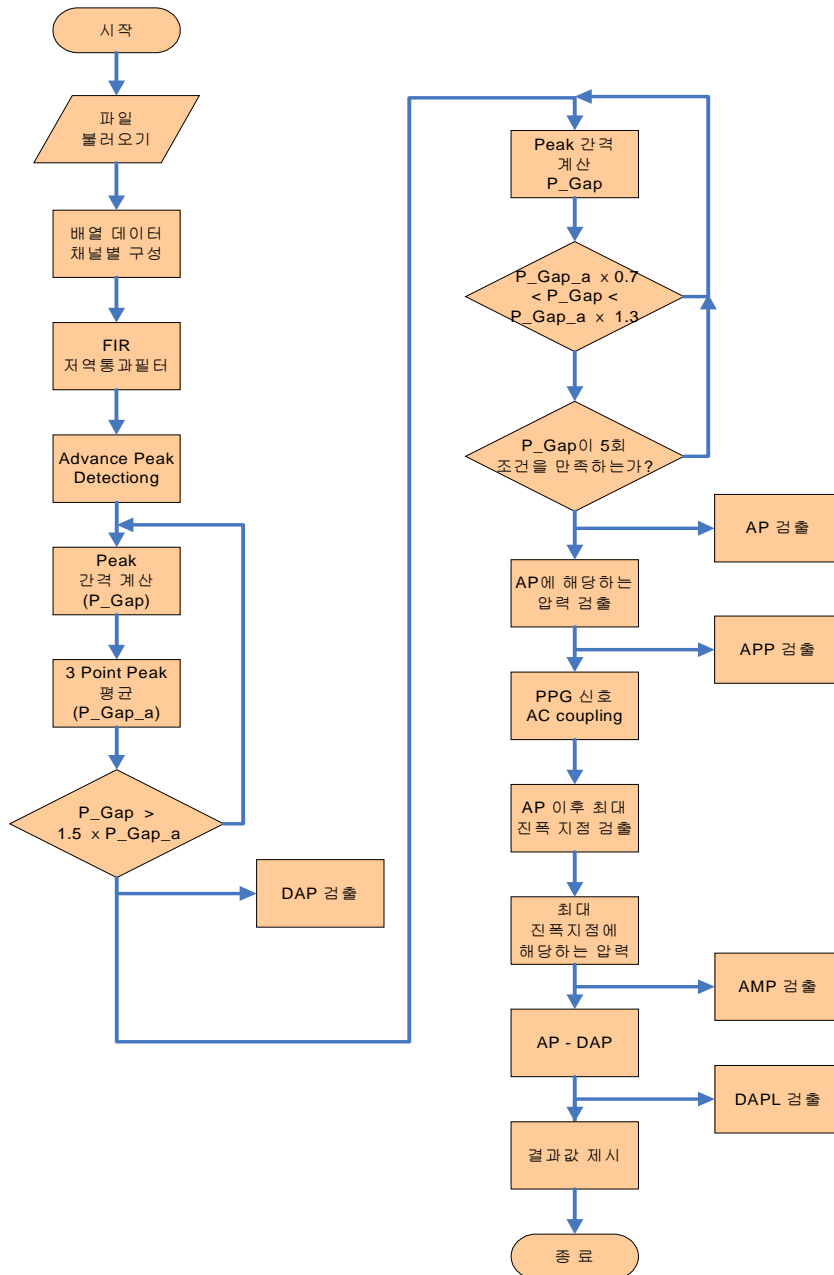


그림 3.9 분석 프로그램 순서도

실험을 위해 구성된 시스템을 통해 획득된 데이터는 Powerlab Chart 프로그램에 의해 유효 구간에 대해 배열 텍스트 파일로 전환된다. 전환된 데이터는 IBM PC 기반의 Labview 8.0을 이용하여 구성된 프로그램에 의해 분석되고 혈압 보상의 요소들이 획득된다. 그림[3.9]는 프로그램 순서도를 나타내고 있다. 수행 시작과 함께 텍스트 파일을 불러들이고 배열 형식의 파일을 각 채널 별 데이터로 분류한다. 각 채널별 데이터는 FIR 저역통과 필터를 이용하여 노이즈를 제거한다. 분석 과정에서 PPG의 신호 분석을 통해 각 지점을 획득하고 지점에 해당하는 커프 압력 정보를 획득해야 하므로 동일 시간 지연을 갖는 필터를 구성하고 적용했다. 신호 처리 후 PPG 신호의 AC 성분을 기초로 Peak지점과 Valley지점 분석이 이루어진다. 혈압 측정 과정에서 PPG 신호가 크게 변화되고 이에 따른 AC 파형의 기저선 또한 크게 변화되는 점을 고려하여 Peak 검출시 threshold가 이전 파형 정보에 기초하여 가변되는 알고리즘을 적용하여 PPG 파형을 추적하면서 Peak Detection이 이루어지도록 하였다. (Advance Peak Detection)

DAP의 검출은 Peak Detection 후에 피크 간격을 모니터링 하면서 3 포인트의 간격 평균을 업데이트한다. 만약 새로 생성된 포인트 간격이 기존의 평균 간격에 1.5배 이상인 지점이 발생하면 바로 전 시점을 DAP 지점으로 선정한다. AP지점은 사라지는 시점 전까지의 피크 간격 평균의 0.7배 이상 1.3배 이하의 피크 간격 점이 5개 이상 연속되면 재출현이 이루어진 것으로 판단하고 5개의 피크 중 첫 번째 피크점을 AP 지점으로 선정하고 AP에 해당하는 지점의 압력값을 APP로 획득한다. 또한 AMP를 검출하기 위해 AP 지점 이후의 PPG 신호의 최대 진폭지점을 산출하고 해당하는 커프 압력값을 획득한다.



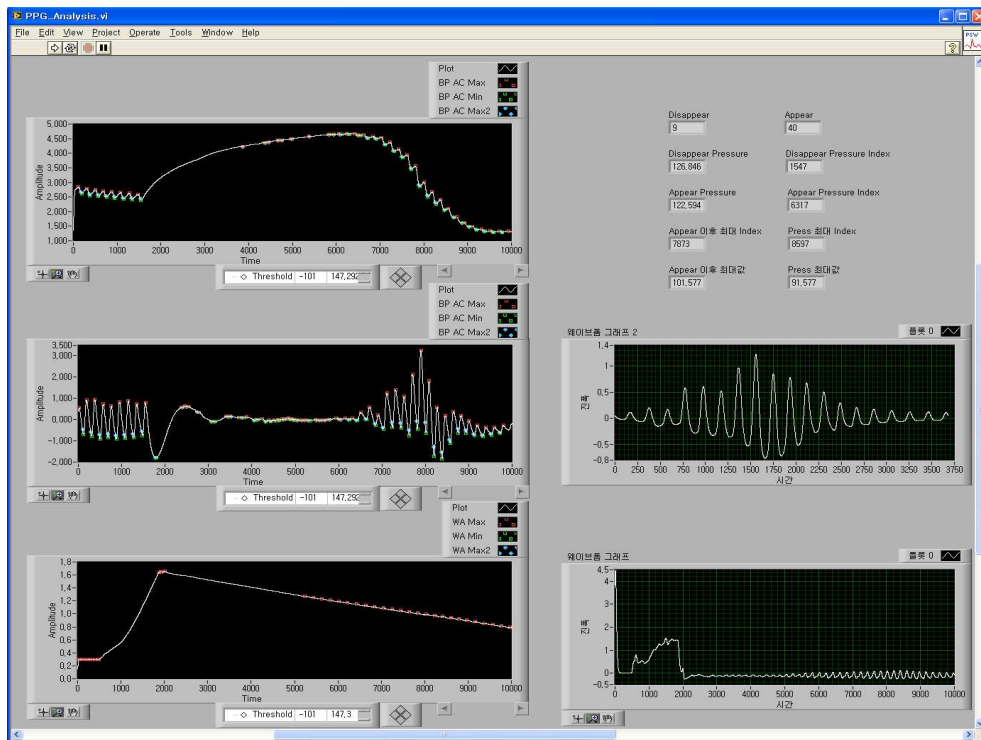


그림 3.10 Labview를 이용한 PPG 분석

이러한 알고리즘을 기반으로 Labview를 프로그래밍하였으며 그림[3.10]에 분석 결과를 제공한 Labview Front Panel이 제시되어있다. 우측 상단부터 PPG\_DC, PPG\_AC\_, 커프압력의 그래프가 나타나있다. 그래프에서 Peak점은 적색 원으로 표시되며 Valley 지점은 녹색 원으로 표시되도록 하여 Peak Detection 결과를 시각적으로 확인할 수 있다. 오른쪽 상단의 그래프는 AP 지점이후 PPG\_AC 파형의 AC Coupling 결과이고 하단 그래프는 커프 압력 신호를 AC Coupling 나타낸 것이다.

### 3.1.6 실험 환경 구성

그림[3.11]는 위에서 언급한 시스템을 실제 실험 환경에 적용한 모습이다. 피검자는 가운데 위치하게 되며 피검자를 기준으로 정면에 측정 시스템이 구성되어 있고 데이터 수집을 관리하는 진행자와 마주하게 된다. 피검자의 좌측에는 기준 혈압을 측정할 수 있는 시스템이 구성되어 있고 측정시 피검자의 좌측 팔을 책상 위에 가볍게 올렸을 때 피검자의 심장 높이, 팔의 커프 위치, 수은 혈압계 위치, 전자혈압계의 위치가 평행하도록 실험환경을 구성하였다.



그림 3.11 실험 환경 실례

## 3.2 실험 조건

### 3.2.1 임상 실험 고려 사항

정확한 혈압 측정을 위해 고려되는 조건으로 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 때 수축기 혈압은 2 ~ 8mmHg까지 증가하고, 측정자가 실험 테이블에서 의자에 기대어 앉지 않는다면 확장기 혈압이 6mmHg까지 증가한다. 따라서, 임상 실험 환경은 높은 연령의 피검자들이 상의를 탈의할 것을 고려하여 실내 온도 25 ~ 27℃를 유지하였고, 혈압 측정 전에 음주나 흡연을 금하고 조용한 환경을 유지했다.[25]

혈압 측정시 앉게 되는 의자의 높낮이를 조정할 수 있도록 구성하여, 측정시 피검자의 팔이 심장 높이에 지지받으면서 위치하도록 했으며 다리를 꼬지 않은 체로 편안하게 의자에 등을 기대 상태를 유지하였다. 그리고 일반적인 상황과 달리 치료 관계자 특히 의사를 마주함에 의해 혈압이 갑자기 상승하는 것(평소 환경보다 10mmHg 이상 상승)을 WCH (white coat hypertension)이라 하는데, 이와 같은 특이사항을 최소화하기 위해 측정자는 측정 환경에서 15분에서 20분의 휴식 후 측정을 시작하였다.[26]

또한 혈압 측정의 큰 에러 요인은 커프 사이즈이다. 커프 사이즈는 팔 전체를 감쌀 수 있도록 크기와 면적이 정확해야 하며 이상적인 커프의 공기주머니 폭은 팔둘레의 40%, 길이는 80%가 되어야 한다.(길이 대 폭의 비는 2:1) 특히 최근 연구에서 동맥의 혈압과 측정된 혈압을 비교하면 커프가 팔의 둘레의 46% 폭을 가질 때 에러가 최소화 된다고 한다. 아래에 팔둘레에 맞는 커프 사이즈가 제시되어 있다.[27]

팔의 둘레가 22~26 :small adult size : 12\*22 cm

팔의 둘레가 27~34 :adult size :16\*30 cm

팔의 둘레가 25~44 :large size :16\*36 cm

팔의 둘레가 45~52 :adult thigh size 16 \*42cm

피검자가 혈압을 측정하기 전에 위팔의 둘레를 측정하고 피검자에 맞는 커프를 그림[3.12]에 제공된 Welchallyn 社의 Durable Blood Pressure Cuff를 이용하여 최적의 혈압 측정 조건을 구성하였다.



그림 3.12 임상 실험에 사용된 종류별 커프

마지막으로 커프의 정확한 위치를 고려했다. 커프는 공기 주머니 부분이 위팔 동맥의 중심을 정확히 지나지 않는다면 측정의 오류가 발생한다. 따라서 정확한 혈압 측정을 위해 커프 공기 주머니 고무가 위팔 동맥을 지나도록 위치시키고 동맥의 맥동을 느낄 수 있는 팔오금의 2 ~ 3cm 위에 커프의 끝이 위치시켰다.

### 3.2.2 측정 대상

피검자는 총 27명(남자 13명, 여자 14명)으로 과거에 혈압 이상으로 인해 치료 받은 적이 있거나 현재 혈압 관련 약물을 복용중인 환자를 위주로 모집하고 일부 정상 및 저혈압의 피검자 또한 포함시켜 넓은 혈압 범위에 대해 실험을 진행하였다. 특히 실험 과정 중 혈압 상승을 유도하는 과정이 포함되므로 혈압 관련 약물을 복용 중인 피검자는 실험 당일도 평상시와 동일하게 약물 복용을 권고하였다.

표 3.1 피검자 전체의 기술통계량

기술통계량					
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
연령	27	24.00	82.00	53.0741	18.16575
신장	27	143.00	181.00	162.2593	9.50543
체중	27	48.60	105.70	71.1148	15.68264
팔둘레	27	21.30	35.30	26.8630	3.36042
유효수 (목록별)	27				

표[3.1]은 피검자 전체에 대한 연령, 신장, 체중, 팔 둘레의 기술통계량을 나타낸다. 폭넓은 실험군 분포를 보이며, 특히 팔 둘레의 경우 Child size에서부터 Large adult size까지 4단계의 실험군을 모두 포함한다.

표 3.2 실험군과 대조군의 기술통계량

기술통계량					
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
실험군-연령	14	24.00	82.00	52.4286	20.33456
실험군-신장	14	150.00	181.00	163.2143	8.85940
실험군-체중	14	49.00	105.70	71.6143	16.55698
실험군-팔둘레	14	21.30	32.30	26.5000	3.28423
유효수 (목록별)	14				

기술통계량					
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
대조군-연령	13	25.00	73.00	53.7692	16.31029
대조군-신장	13	143.00	180.00	161.2308	10.41756
대조군-체중	13	48.60	99.80	70.5769	15.33945
대조군-팔둘레	13	22.30	35.30	27.2538	3.53025
유효수 (목록별)	13				

표[3.2]는 결과 분석 단계에서 전체 피검자를 실험군과 대조군으로 나누었을 때 피검자가 간의 분포를 나타낸다.

### 3.3 실험 순서

#### 3.3.1 측정 준비

피검자가 측정을 위해 도착하면 기본적인 인적사항을 기록하고 실험과정 중 만해하나 발생할 수 있는 위험성(혈압 상승 유도시 적용되는 운동)을 고려해 실험과 관련된 서약서를 작성한다. 기록을 마친 피검자는 혈압 측정시 유의 사항을 숙지토록 하며, 실험 보조원에 의해 신장, 체중, 팔둘레가 측정 및 기록된다. 실험 준비가 완료된 피검자는 휴식 공간에 앉아 15분이상의 충분한 휴식을 취한다.

#### 3.3.2 측정 시작

피검자의 심장 높이에 맞춰 의자의 높낮이가 조절되고, 왼팔의 상완에 커프 및 청진기가 위치한다. 왼손의 검지에는 집게형 PPG 센서(Nelloco 社)를 부착한다. 측정준비가 완료되면, 피검자의 자세를 점검하고 측정을 시작한다. 한 피검자에 대해 동시에 청진 혈압과 자동혈압이 획득되도록 구성하여 커프의 가압 (최대 가압 압력 200mmHg로 설정) 및 감압은 전자혈압계의 프로토콜에 의해 자동적으로 이루어지고 전자혈압계 측정 과정에서 발생하는 코프트코프 사운드를 두 명의 관측자가 청취하고 수은 혈압계를 주시해서 청진혈압과 자동혈압이 동시에 측정된다. 청진에 의해 획득된 두 혈압 수치는 관리자에 의해 유효성이 판단되며 오차 범위를 벗어난 경우 재측정이 지시되며, 5분의 휴식 후 재측정이 이루어진다. 측정

이 완료된 피검자는 대기 상태 및 다음 측정 상태를 준비하며 휴식을 취한다.

### 3.3.3 단계별 혈압 측정

본 임상 실험은 27명의 피검자에 대해 각각 4단계의 상태를 설정하여 개개인의 혈압 변화를 유도하고 이에 따른 혈압을 측정한다. 초기 단계는 안정화 단계로 피검자가 충분히 안정을 취한 후 혈압을 측정한다. 두 번째 단계는 측정 준비상태에서 Hand Grip 운동기구를 이용하여 피검자로 하여금 2분간 운동을 지속하도록 해서 혈압 상승을 유도한다. 이때 Hand Grip 운동은 PPG 신호의 왜곡을 고려하여 오른손(PPG 센서는 왼손)으로만 진행한다. 2분의 운동 시간 경과 후 즉시 피검자의 혈압 측정이 이루어진다. 세 번째 단계는 다시 안정화 단계로 평상시 혈압을 측정하고 마지막 단계는 두 번째 단계와 마찬가지로 혈압 상승을 유도하여 측정을 수행한다. 이러한 실험 절차를 수행함에 있어 한 피검자에 대해 연속적으로 4단계를 수행하지 않고 피검자를 3명씩 조를 이루어 각 단계별로 피검자를 측정한다.

## 제 4 장 결과

본 실험은 2006년 1월에 진행되었으며, 연세대학교 원주 의과대학교 부설 원주 기독교병원 응급의학과, 간호학과와의 협조로 실시하였다. 27명의 피검자에 대해 실험이 진행되었고 피검자는 4 단계의 실험 절차를 통해 각각의 혈압값이 획득되었다.

PPG 신호에 의한 혈압 보정 검증은 다음과 같은 과정으로 진행된다. 첫째, 본 실험에서 사용한 전자혈압계의 측정값을 기준 혈압과 비교하여 오차율을 산출하고 혈압계 장비규격에 만족하는지 판단한다. 둘째, 혈압과 PPG의 성분인 DAPL, APP, AMP에 대해 각각 상관 분석을 실시하여 혈압 보정 요소로서의 타당성을 제시한다. 셋째, 실험군의 56개 데이터(14명 × 4단계)에 대해 PPG 신호의 보정 요소와 기준 혈압 간의 다중회귀분석을 통하여 보정 회귀 공식을 산출하고, 이 보정 회귀 공식을 대조군의 52개 데이터(13명 × 4단계)에 적용하여 대조군 혈압의 보정 전후 오차율에 대해 통계분석을 실시하여 새로운 혈압 보정 방법을 검증한다.

### 4.1 전자 혈압계의 오차율 계산

실험 전체 데이터에 대해 청진에 의한 기준 혈압과 비교하여 오차를 계산했다. 혈압의 측정 오차는 기준 혈압에서 전자혈압계에서 측정한 혈압을 감산해서 구했다. 그림[4.1][4.2] [4.3]에는 각각 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대해 오차율 분포를 나타내고 있다. 부분적 차이는 있지만 전반적으로 오차가 양을 값을 나타내므로 전자혈압계의 혈압이 청진에 의한 기준 혈압보다 낮게 측정되고 있다는 것을 알 수 있다. 평균 혈압의 경우는 청진법에 의해 직접 산출 할 수 없으므로 평균 혈압 산출 공식(식 4.1)을 이용하여 산출하고 비교하였다.[29]

$$Mean\ Pressure = Diastolic\ Pressure + \frac{Systolic\ Pressure - Diastolic\ Pressure}{3}$$

(식 4.1)



그림 4.1 수축기 혈압 측정 오차

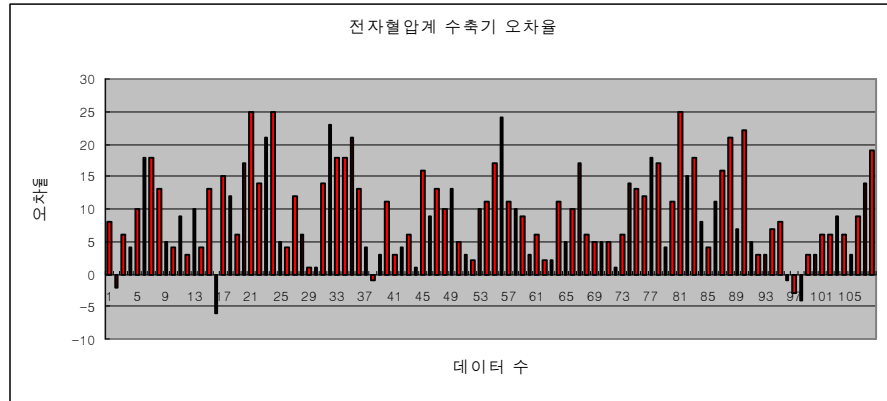


그림 4.2 이완기 혈압 측정 오차

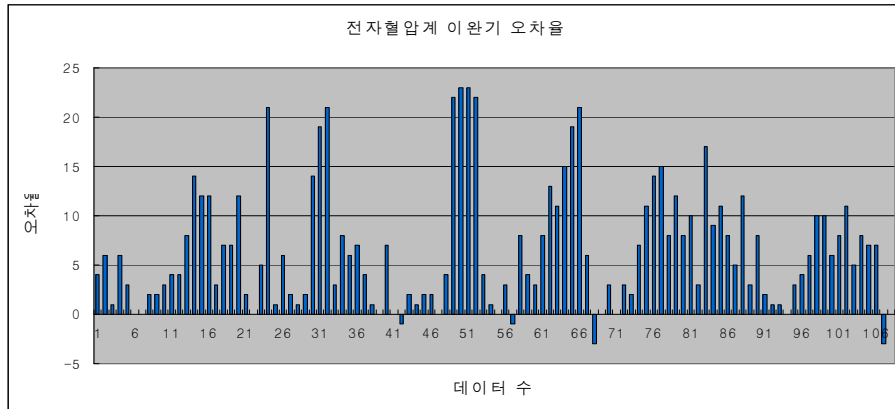
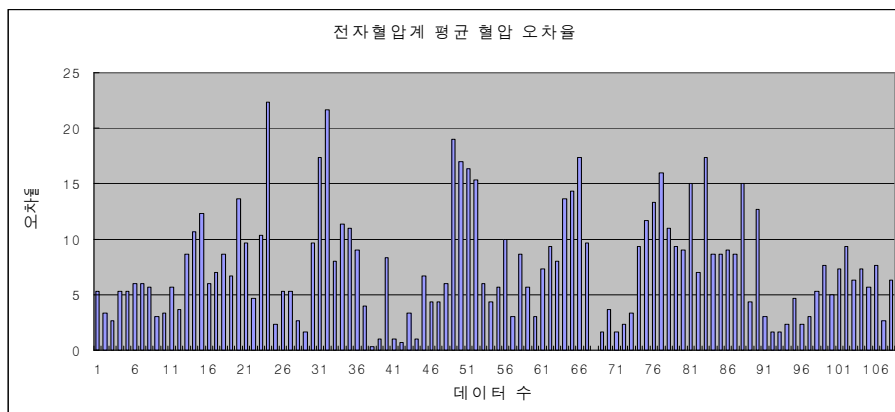


그림 4.3 평균 혈압 측정 오차



표[4.1]~[4.3]에는 위에서 제시한 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대한 측정 오차의 통계량을 보이고 있다. 수축기  $9.2 \pm 6.9$  mmHg, 이완기  $6.5 \pm 6.2$  mmHg, 평균  $7.4 \pm 4.8$  mmHg 로 나타났다. 미국 의료기기 국제 규격 ANSI/AAMI에서는 전자혈압계 평가에 대한 지침으로 85명의 실험군에 대해 3개의 데이터 셋을 추출하여 총 255개의 데이터 평가를 권고하고 있으며, 평가 결과는 평균  $\pm 5$  mmHg 이내에 표준 편차 8 mmHg 이하를 적합으로 판정하고 있다.[1]

AAMI 규격에 준해 볼 때 실험 결과는 혈압의 각 요소에서 표준편차는 만족하나 평균값이 벗어나는 것을 판단된다. 실험에서 사용한 전자혈압계는 의료기관에서 입원환자의 지속적인 혈압을 비관혈적으로 모니터링 하는 장비로 혈압 측정시 획득되는 압력신호를 다양하게 분석하여 혈압을 제시하는 신뢰성 있는 장비이다(EN 1060-3:1997 applied model). 실험 결과에서 전체 혈압 데이터의 표준 편차가 8mmHg 이내에 포함되므로 재현성 있는 측정이 이루어지고 있으나 전체적으로 기준혈압보다 낮은 혈압값을 산출하므로써 평균이 만족 범위를 벗어나게 된다.

이러한 경우 실제 혈압이 높은 상태의 환자임에도 불구하고 정상 혈압으로 판단되어 혈압을 조절하는 적절한 조치가 이루어지지 않을 수 있다. 따라서 정확한 혈압 정보의 제공을 위해 혈압 측정시 말초의 혈류 변화를 통해 보정을 실시하였다.

표 4.1 전체 데이터의 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대한 기술통계량

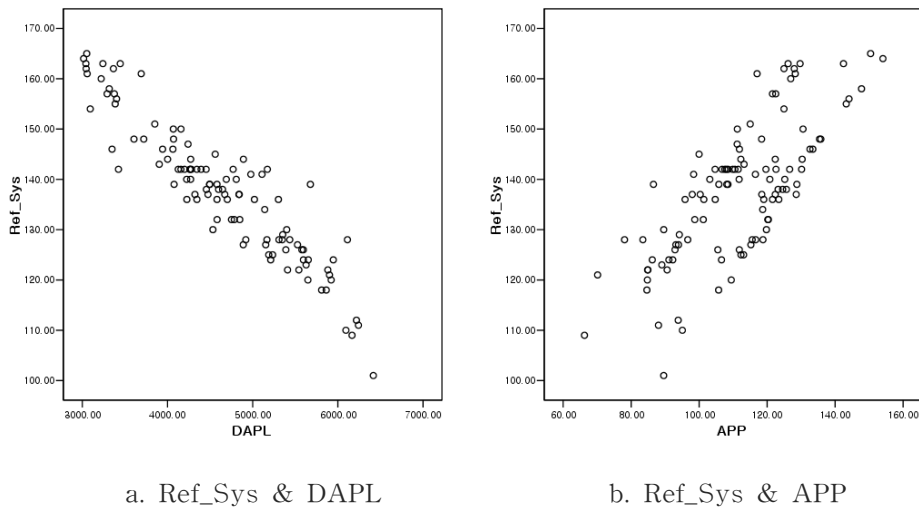
**기술통계량**

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Error_Sys	108	-6.00	25.00	9.2407	6.90370
Error_Dia	108	-3.00	23.00	6.5463	6.21181
Error_Mean	108	.00	22.33	7.4444	4.88391
유효수(목록별)	108				

## 4.2 PPG와 기준 혈압의 상관분석

### 4.2.1 수축기 혈압과의 상관분석

그림 4.4 기준 수축기 혈압과 PPG 신호 사이의 산포도



그림[4.4]\_a에 기준 수축기 혈압(Ref\_Sys)과 말초혈류 소멸 후 재출현 시점 거리(DAPL)의 산점도가 제시되어 있다. 전자혈압계의 혈압 측정시 커프 감압 단계에서 커프의 압력과 동맥 혈압의 압력보다 낮아 질 때 혈류가 발생하며 이는 말초에서 PPG 파형으로 나타난다. 따라서 재출현 시점이 빠르다는 것은 혈압이 높다는 것을 의미하고, 반대로 재출현 시점의 지연은 혈압이 낮다는 것을 의미한다. 그림[4.4]\_a에서 기준 수축기 혈압과 DAPL은 음의 상관 특성을 나타낸다. 표[4.2]에는 Ref\_Sys와 DAPL 간의 상관 정도가 제시되어 있다.

표 4.2 Ref\_Sys와 DAPL의 통계분석

모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차
1	.929 <sup>a</sup>	.864	.862	4.99971

a. 예측값: (상수), DAPL

표 4.3 Ref\_Sys와 APP의 통계분석

모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차
1	.746 <sup>a</sup>	.556	.552	9.02155

a. 예측값: (상수), APP

고혈압 이외의 특별한 심혈관 질환이 없는 남성을 대상으로 청진에 의한 수축기 혈압과 PPG의 재출현 시점간의 상관관계를 연구한 결과에 따르면, 수축기와 PPG의 재출현 시점은 높은 상관관계( $r^2 = 0.959$ ,  $N = 44$ )를 나타낸다. 그러나 임상 실험을 진행한 결과는 상이했다. 임상실험은 위의 실험 과정과 달리 여성을 포함하고 특정 질병 환자를 배제하지 않은 일반적인 피검자를 대상으로 진행하였다. 또한 피검자를 대상으로 한 혈압 변화 유도 과정을 포함하기 때문에 보다 포괄적인 범위를 대상으로 실험이 진행되었다고 할 수 있다. 이러한 원인으로 상관성이 낮아졌으나  $r^2$ 가 0.5이상으로 두 요소 간에는 양의 상관성이 있다고 판단할 수 있다. 그림[4.4]\_b는 Ref\_Sys와 말초 혈류 재출현 시점에서의 커프 압력(APP)간에 산점도가 제시되어 있고, 표[4.3]에는 상관정도가 제시되어 있다.[24]

## 4.2.2 평균 혈압과의 상관분석

그림 4.5 기준 평균 혈압과 PPG 신호 사이의 분포도

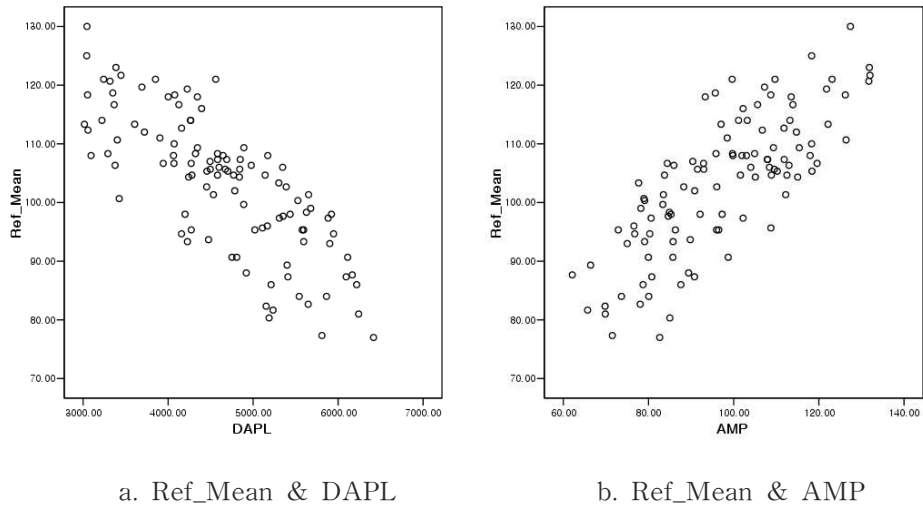


표 4.4 Ref\_Mean과 DAPL의 통계분석

### 모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차
1	.774 <sup>a</sup>	.599	.596	7.42291

a. 예측값: (상수), DAPL

표 4.5 Ref\_Mean과 AMP의 통계분석

### 모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차
1	.776 <sup>a</sup>	.602	.598	7.39788

a. 예측값: (상수), AMP

그림[4.5]과 표[4.4][4.5]에는 기준 평균 혈압(Ref\_Mean)과 DAPL, AMP 각각의 산점도가 나타나있고 상관성이 제시되어 있다. 피검자간의 다양한 특성을 반영하

여 상관 정도가 다소 낮은 편이지만, DAPL의 경우 기준 혈압과 음의 상관성을 나타내고, AMP는 양의 상관성을 나타내는 것을 알 수 있다.

### 4.3 다중회귀분석을 통한 혈압보정

앞에 언급한 각 요소 간의 상관성에 기초하여 전자혈압계에서 측정된 수축기, 이완기, 평균혈압을 보정하기 위해 SPSS 12.0 통계 분석 툴을 이용하였다. 실험의 분석 방법은 다음과 같다. 전체 데이터를 실험군과 대조군으로 나누어 실험군의 데이터 56개를 이용하여 다중회귀분석을 실시하고 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대한 각 보정 회귀 공식을 산출한다. 그리고 전자 혈압계의 측정 데이터에 보정 회귀식을 적용하여 보정된 혈압값을 획득한다. 마지막으로 기준 혈압과 전자 혈압간의 오차를 산출하고, 기준 혈압과 보정 전자 혈압간의 오차를 산출하여 효과적인 보정이 이루어졌는지 판단한다.

표 4.6 실험군 혈압 분포 기술통계량

기술통계량					
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Ref_Sys	56	101.00	165.00	135.1429	14.41770
Ref_Dia	56	57.00	106.00	81.1250	11.28323
Ref_Mean	56	77.00	125.00	99.1310	11.04201
유효수 (목록별)	56				

표 4.7 대조군 혈압 분포 기술통계량

기술통계량					
	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Ref_Sys	52	118.00	163.00	140.4231	11.92846
Ref_Dia	52	64.00	114.00	91.3462	11.91948
Ref_Mean	52	82.67	130.00	107.7051	10.74413
유효수 (목록별)	52				

표[4.6][4.7]는 전체 실험에 대해 각 군별 기준혈압의 분포를 나타내고 있다.

### 4.3.1 수축기 혈압 보정

언급한 바와 같이 수축기 혈압은 DAPL과 APP에 상관된다. 따라서 다중회귀 분석의 독립 변수로 청진에 의한 기준 혈압을 설정하고 종속변수로 전자혈압계의 수축기혈압, DAPL, APP를 설정하여 실험군에 대해 SPSS 분석을 진행했다. 통계 분석결과 다음과 같은 보정 수식(식 4.2)을 산출하였다.

$$SBP_{Auscultatory} = 0.399SBP_{Oscillometric} - 0.010DAPL + 0.035APP + 128.921$$

(식 4.2)

표[4.8]에 실험군 수축기 혈압의 다중회귀분석을 통한 상관 정도가 제시되어있다. 표[4.9]는 실험군에서 산출한 회귀공식을 대조군에 적용하여 전자혈압계의 혈압 보정 결과를 나타낸다.

표 4.8 PPG 신호의 수축기 혈압에 대한 다중회귀분석 결과

#### 모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차
1	.942 <sup>a</sup>	.887	.881	4.97346

a. 예측값: (상수), APP, W\_Sys, DAPL

#### 분산분석<sup>b</sup>

모형	제공합	자유도	평균제공	F	유의확률
1 선형회귀분석	10146.620	3	3382.207	136.736	.000 <sup>a</sup>
잔차	1286.237	52	24.735		
합계	11432.857	55			

a. 예측값: (상수), APP, W\_Sys, DAPL

b. 종속변수: Ref\_Sys

표 4.9 PPG 신호를 사용하여 보정한 수축기 혈압 오차율

	전 자 혈 압	청 진 혈 압	보 정 혈 압	오 차	보 정 오 차		전 자 혈 압	청 진 혈 압	보 정 혈 압	오 차	보 정 오 차
1	152	163	160	11	3	27	140	158	157	18	1
2	145	155	158	10	-3	28	114	122	119	8	3
3	119	128	127	9	1	29	119	123	123	4	0
4	123	126	126	3	0	30	131	142	143	11	-1
5	131	137	139	6	-2	31	138	154	157	16	-3
6	130	132	139	2	-7	32	129	150	144	21	6
7	130	132	137	2	-5	33	150	157	159	7	-2
8	126	137	140	11	-3	34	135	157	154	22	3
9	115	120	119	5	1	35	119	124	128	5	-4
10	118	128	127	10	1	36	115	118	119	3	-1
11	131	148	149	17	-1	37	119	122	124	3	-2
12	132	138	141	6	-3	38	113	120	120	7	0
13	125	130	138	5	-8	39	122	130	127	8	3
14	141	146	150	5	-4	40	143	142	148	-1	-6
15	133	138	140	5	-2	41	143	140	147	-3	-7
16	135	136	140	1	-4	42	143	139	149	-4	-10
17	131	137	137	6	0	43	142	145	143	3	2
18	128	142	133	14	9	44	159	162	166	3	-4
19	125	138	137	13	1	45	136	142	143	6	-1
20	128	140	137	12	3	46	136	142	144	6	-2
21	121	139	137	18	2	47	142	151	151	9	0
22	125	142	135	17	7	48	138	144	148	6	-4
23	130	134	134	4	0	49	143	146	156	3	-10
24	133	144	137	11	7	50	133	142	143	9	-1
25	125	150	142	25	8	51	149	163	160	14	3
26	131	146	145	15	1	52	142	161	153	19	8



### 4.3.2 평균 혈압 보정

평균 혈압은 DAPL과 AMP에 상관된다. 따라서 다중회귀분석의 독립 변수로 청진에 의한 기준 혈압을 설정하고 종속변수로 전자혈압계의 평균 혈압, DAPL, AMP를 설정하여 실험군에 대해 SPSS 분석을 진행했다. 통계분석결과 다음과 같은 보정 수식(식 4.3)을 산출하였다.

$$MBP_{Auscultatory} = 0.643MBP_{Oscillometric} - 0.002DAPL + 0.146AMP + 37.915$$

(식 4.3)

표[4.10]에 실험군 평균 혈압의 다중회귀분석을 통한 상관 정도가 제시되어있다. 표[4.11]는 실험군에서 산출한 회귀공식을 대조군에 적용하여 전자혈압계의 혈압 보정 결과를 나타낸다.

표 4.10 PPG 신호의 평균 혈압에 대한 다중회귀분석 결과

#### 모형 요약

모형	R	R 제곱	수정된 R 제곱	추정값의 표준오차
1	.919 <sup>a</sup>	.845	.836	4.46656

a. 예측값: (상수), MAP, W\_Mean, DAPL

#### 분산분석<sup>b</sup>

모형	제곱합	자유도	평균제곱	F	유의확률
1 선형회귀분석	5668.521	3	1889.507	94.711	.000 <sup>a</sup>
잔차	1037.408	52	19.950		
합계	6705.929	55			

a. 예측값: (상수), MAP, W\_Mean, DAPL

b. 종속변수: Ref\_Mean

표 4.11 PPG 신호를 사용하여 보정한 평균 혈압 오차율

	전 자 혈 압	청 진 혈 압	보 정 혈 압	오 차	보 정 오 차		전 자 혈 압	청 진 혈 압	보 정 혈 압	오 차	보 정 오 차
1	119	122	127	3	-5	27	103	121	117	17	4
2	114	123	124	9	-1	28	89	97	95	9	2
3	92	97	101	6	-4	29	90	98	97	9	2
4	92	95	100	3	-5	30	89	98	101	9	-3
5	98	106	105	7	0	31	99	108	110	9	-2
6	98	107	108	9	0	32	92	107	102	15	4
7	99	107	108	8	-1	33	102	106	113	4	-7
8	95	108	105	14	3	34	96	108	107	13	1
9	84	98	93	14	5	35	83	86	92	3	-6
10	89	106	99	17	7	36	82	84	91	2	-7
11	102	112	113	10	-1	37	82	84	91	2	-7
12	105	105	113	0	-7	38	80	83	90	2	-7
13	100	101	109	2	-8	39	85	89	91	5	-2
14	103	107	114	4	-7	40	114	117	119	2	-2
15	104	106	112	2	-6	41	116	119	122	3	-3
16	103	105	112	2	-7	42	113	118	118	5	0
17	101	104	110	3	-6	43	113	121	118	8	3
18	99	108	106	9	2	44	125	130	131	5	-1
19	96	108	105	12	3	45	109	116	114	7	2
20	94	107	105	13	2	46	109	118	113	9	5
21	90	106	103	16	3	47	115	121	122	6	-1
22	94	105	103	11	1	48	111	118	118	7	0
23	95	105	105	9	0	49	113	119	118	6	1
24	100	109	109	9	0	50	106	114	114	8	0
25	98	113	109	15	4	51	118	121	122	3	-1
26	101	108	112	7	-4	52	113	120	119	6	1

### 4.3.3 이완기 혈압 보정

전자혈압계의 특성으로 인해 이완기 혈압의 정보가 말초 혈관에 나타나기 전에 완전배기가 이루어지므로 정보가 소실된다. 따라서 본 연구에서는 수식[4.4]에 보정 수축기 혈압과 보정 평균 혈압을 적용하여 보정 이완기 혈압을 산출하였다. [29]

$$DiastolicPressure = \frac{3MeanPressure - SystolicPressure}{2} \quad (\text{식 } 4.4)$$

표[4.12]는 실험군에서 산출한 회귀공식을 대조군에 적용하여 산출한 보정 수축기 혈압과 보정 평균 혈압을 이용하여 보정 이완기 혈압을 나타내었다.

표 4.12 PPG 신호를 사용하여 보정한 이완기 혈압 오차율

	전 자 혈 압	청 진 혈 압	보 정 혈 압	오 차	보 정 오 차		전 자 혈 압	청 진 혈 압	보 정 혈 압	오 차	보 정 오 차
1	102	101	110	-1	-9	27	85	102	97	17	5
2	99	107	107	8	0	28	76	85	83	9	2
3	78	82	88	4	-6	29	75	86	83	11	3
4	77	80	87	3	-7	30	68	76	80	8	-4
5	82	90	89	8	1	31	80	85	87	5	-2
6	82	95	92	13	3	32	73	85	82	12	3
7	84	95	94	11	1	33	78	81	90	3	-9
8	79	94	88	15	6	34	76	84	84	8	0
9	68	87	80	19	7	35	65	67	75	2	-8
10	74	95	86	21	9	36	66	67	77	1	-10
11	88	94	95	6	-1	37	64	65	74	1	-9
12	92	89	99	-3	-10	38	64	64	74	0	-10
13	87	87	95	0	-8	39	66	69	74	3	-5
14	84	87	95	3	-8	40	100	104	104	4	0
15	90	90	97	0	-7	41	103	109	109	6	0
16	87	90	98	3	-8	42	98	108	103	10	5
17	86	88	96	2	-8	43	99	109	105	10	4
18	84	91	93	7	-2	44	108	114	113	6	1
19	82	93	90	11	3	45	95	103	99	8	4
20	77	91	89	14	2	46	95	106	97	11	9
21	74	89	85	15	4	47	101	106	107	5	-1
22	78	86	87	8	-1	48	97	105	103	8	2
23	78	90	90	12	0	49	98	105	99	7	6
24	84	92	96	8	-4	50	93	100	100	7	0
25	84	94	92	10	2	51	103	100	103	-3	-3
26	86	89	95	3	-6	52	99	99	102	0	-3

### 4.3.4 전자혈압계 보정 결과

표 4.13 혈압 보정 전후 오차율 통계량

기술통계량

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
Err_Sys	52	-4.00	25.00	8.5769	6.43625
Com_Err_Sys	52	-10.40	9.30	-5.684	4.40048
Err_Dia	52	-3.00	21.00	6.9038	5.44585
Com_Err_Dia	52	-10.26	9.18	-1.2891	5.37161
Err_Mean	52	.00	17.33	7.4615	4.49214
Com_Err_Mean	52	-7.98	6.58	-1.0488	3.85665
유효수 (목록별)	52				

전자혈압계의 오차율 개선을 검증하기 위해 피검자를 실험군과 대조군으로 크게 분류한 후 실험군에 대해 SPSS 다중회귀분석을 실시하고 보정 수식을 획득하였다. 실험군에서 획득한 보정 수식을 대조군에 적용하여 보정전과 보정후의 오차율 변화에서 PPG에 의한 전자혈압계 오차율 보정을 검증하였다.

표[4.13]에는 PPG 신호의 각 성분을 이용하여 전자 혈압계의 보정 전후에 대한 혈압의 오차율에 대해 기술통계분석을 실시한 결과를 나타내고 있다. 보정 전 혈압 오차는 기준 측정 혈압에서 전자 혈압계에 의해 측정된 혈압을 감산해서 구하고, 보정 후 혈압 오차는 기준 측정 혈압에서 PPG의 신호를 통해 산출한 회귀공식에 의해 보정된 혈압을 감산해서 구한다. 보정 전 혈압의 평균 분포가 모두 5 mmHg 이상으로 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대해 모두 기준 혈압보다 낮게 측정되고 있음을 알 수 있다. 보정 후 혈압의 평균은  $\pm 1$  mmHg 내외로 감소되어 효과적인 보정이 이루어졌음을 알 수 있다.

오차율의 표준 편차를 살펴보면, 실험에 사용한 오실로메트릭 전자혈압계가 표준 편차의 장비 규격인 8mmHg 이내에 모두 포함된다는 것을 알 수 있다. 그리고 보정 후 각 혈압의 요소에 대한 표준 편차가 조금씩 낮아진 결과를 확인할 수 있다.

이와 같은 보정 전후 결과는 그림[4.6][4.7][4.8]에서 수축기, 평균, 이완기 혈압에 대해 제시되어 있다. 분포도에서 가로로 제시된 선은 오차율의 평균을 표시하고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 혈압의 오차율이 개선되었음을 시각적으로 확인할 수 있다.

그림 4.6 수축기 혈압 오차율 보정 (O : 보정 전, \* : 보정 후)

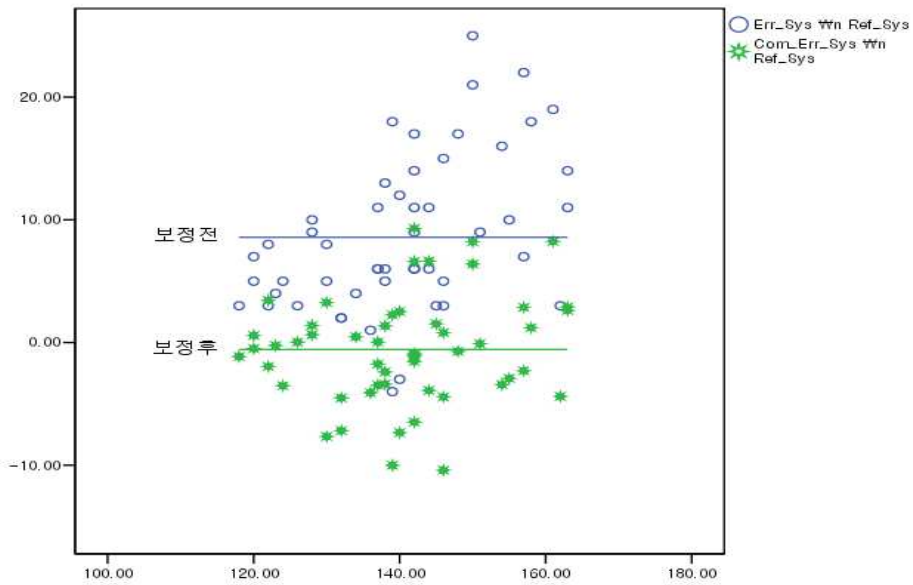


그림 4.7 평균 혈압 오차율 보정 (O : 보정 전, \* : 보정 후)

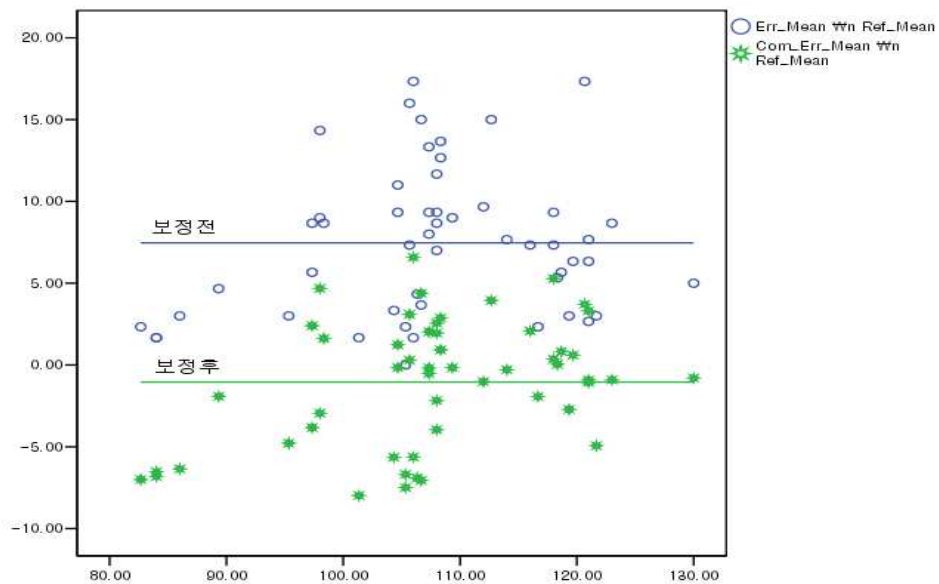
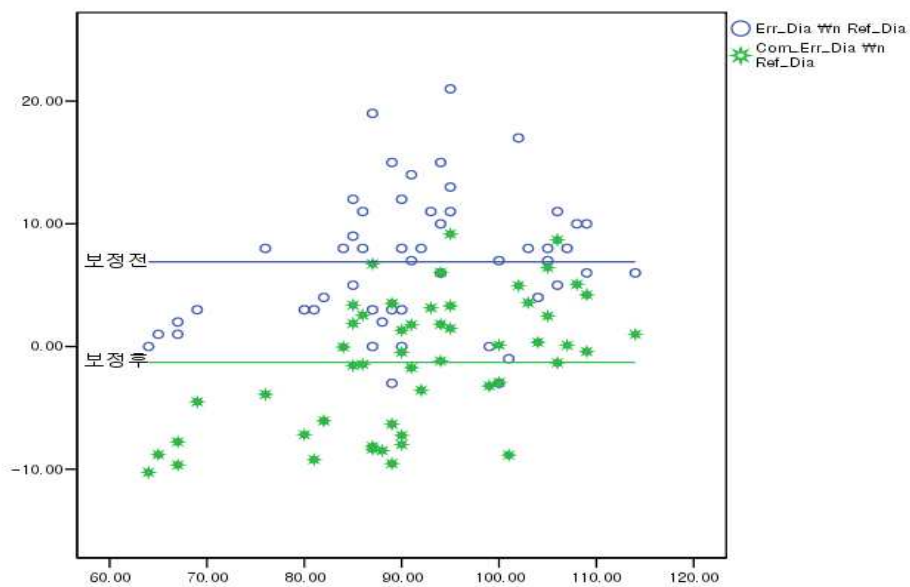


그림 4.8 이완기 혈압 오차율 보정 (O : 보정 전, \* : 보정 후)



## 제 5 장 결론

본 논문을 통해서 말초에서 측정되는 PPG 신호를 이용하여 혈압 측정시 컵프 가압에 따른 말초 혈류의 변화를 관찰하고, 변화의 특징점을 선정 및 검출하여 오실로메트릭 전자혈압계의 오차율 보정을 위한 새로운 알고리즘을 제시하였다.

고혈압 진단의 기본이 주기적인 혈압 측정인 점을 감안하여, 보다 편리하고 정확한 혈압 측정 장치가 요구되는 데 오실로메트릭 전자혈압계가 대부분의 조건을 만족하고 있다. 그러나 오실레이션이 혈압의 변화 뿐 아니라 다양한 측정 조건 및 측정자 상태에 의해 변화되므로 측정 오류를 발생할 수 있고, 오실레이션의 최대 진폭 지점에 대한 정의의 불분명성으로 인해 장비간의 오차가 높은 실정이다. 따라서 오실로메트릭 전자혈압계의 오차율 보정을 위해 생체 신호를 추가적으로 검출하여 신호 간에 발생하는 시간 지연에 기초하여 맥관 특성을 판단하고 보정하는 연구가 진행되고 있다. 그러나 이러한 연구는 신호간의 동시성에 기초하기 때문에 측정과정에서 자연적으로 발생하는 오류들을 제거하기가 쉽지 않고, 혈압의 변화를 단일 요소인 시간 지연에 의해 추정할 수 있을 만큼 맥관 계통의 변화가 단순하지 않기 때문에 효율적이지 못하다.

비관혈적인 혈압 측정법 중 청진법에 의한 혈압 측정값은 신뢰성이 보장된다. 청진에 의한 혈압 측정은 오실로메트릭 전자혈압계와 같은 원리로 측정을 하지만, 측정자에 의해 혈압의 각 시점에 해당하는 코르트코프 사운드를 청취하므로써 정확한 혈압을 획득할 수 있다. 이러한 점에 착안하여 PPG에 의한 혈압 보정은 컵프 압력 변화에 따른 혈류의 변화를 소리로 획득하는 것이 아니라 광학적인 방법으로 검출하고 혈압 보정 요소로 적용하는 것이다. 혈압 측정시 말초 PPG 신호에서 나타나는 변화의 특징점을 DP, AP, AM으로 선정하고, 혈류가 소멸되었다가 재출현하는 지점간의 간격을 DAPL로, 재출현 지점의 컵프 압력을 APP로, 재출현 지점 이후 PPG 최대 진폭지점에서의 압력을 AMP로 산출한다. 그리고 DAPL과 APP를 적용하여 수축기 혈압을 보정하고, DAPL과 AMP를 적용하여 평균 혈압을 보정한다. 이완기 혈압의 경우 전자혈압계의 측정 프로토콜로 인해 PPG신호의



왜곡이 이루어지므로 보정 수축기 혈압과 보정 이완기 혈압을 통해 산출한다.

제시된 PPG를 이용한 혈압 보정 알고리즘을 검증하기 위해, 27명의 피검자에 대해 실험을 진행하였다. 각 피검자는 4 단계의 실험 절차를 통해 각각의 혈압값이 획득된다. 실험 결과 혈압계 시장에서 인정받고 있는 Welychally 혈압계의 전체 측정 오차가 평균 5mmHg 이상으로 실제 혈압보다 낮게 측정됨을 확인하였다. 따라서 PPG에 의한 혈압 보정 검증을 위해 전체 피검자는 실험군과 대조군의 두 개 집단으로 나누어 실험군 14명과 대조군 13명으로 구성하였다. 실험군에 대해 회귀 분석을 하였고, 분석결과 산출된 보정 회귀 공식을 대조군에 적용하여 보정 혈압 값을 산출하였다. 실험 결과 대조군의 보정 전 혈압의 각 요소가 5mmHg 이상의 오차율을 나타낸 것에 반해, 보정 후 혈압은 수축기, 이완기, 평균에 대해 모두 5mmHg 이내의 오차율을 나타냈다. 오차율의 표준 편차 또한 적은 수치이지만 감소되었음을 확인할 수 있다.

본 연구를 통해 말초에서 검출되는 PPG 신호 독립적으로 전자혈압계의 오차 보정 요소를 제공할 수 있음을 제시하였다. PPG에 의한 보정 방법은 심전도를 이용한 PTT에 비해 측정이 간편하며, PPG신호의 RAP를 이용한 방법보다 정확하다. 그리고 맥관 계통의 복잡성을 단일 요소로 규정하여 상관 분석하는 데에서 비롯되는 오류에서 벗어 날수 있고, 단일 신호에서 보정요소를 추출하므로써 장비간의 동시성에 영향 받지 않으므로 효과적이다. 따라서 PPG에 의한 혈압 보정은 보다 편리한 방법으로 효율적인 보정 요소를 제공한다.

## 5.1 향후 과제

말초 혈류의 변화는 전자 혈압계의 측정 프로토콜에 제한된다. 일반적으로 전자혈압계는 측정자의 편의를 제공하기 위해 오실레이션의 최대 진폭 지점 검출 이후 이완기 특성비율에 해당하는 지점이 검출되는 즉시 완전 배기를 수행한다. 이로 인해 이완기 혈압에 대한 말초 신호 변화와 동시에 신호의 왜곡이 이루어지

때문에 이완기에 대한 보정 요소를 직접 산출할 수 없다. 따라서 전자 혈압계의 측정 프로토콜 변화를 통해 이완기 혈압에 해당하는 말초 변화에 대한 연구가 필요하다. 또한 혈압 측정시 말초 혈류의 변화는 DC 성분에서도 관찰된다. 커프 가압시 혈류의 감소는 DC 성분의 증가 현상으로 나타나고 수축기 이하의 커프 압력에서 DC성분이 점차 감소하는 현상을 나타는 데, 여기서 DC성분의 증가 후 감소되는 현상이 측정자에 따라 다양한 형태를 나타내므로 함께 고려되어야 할 정보로 생각된다.

## 참 고 문 헌

- [1] 이원로, “임상심장학”, 고려의학, 471, 2002
- [2] 이영우 편저, “순환기학”, 일조각, p 193 - 226, 2001
- [3] A new era: The elimination of mercury sphygmomanimeters. Going Green: A resource kit for pollution in health care, Health Care Without Harm, 2004
- [4] 최유나, “촉각 센서를 이용한 비관혈적 혈압측정 시스템의 오차율 보정에 관한 연구”, 연세대학교 의공학과 석사학위 논문, 2003
- [5] Geddes, L.A., M.L., Voelz, M., Combs, C., Reiner, D., Characterization of the oscillometric methods for measuring indirect blood pressure. Ann. Biomed. Eng. 10:271-280, 1983
- [6] 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
- [7] 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, Evaluation, and Treatment of High Blood Pressure: the JNC 7 complete report. Hypertension. 2003 ; 42 : 1206~1252.
- [8] Hainsworth, R., Linden, R.J. : Reflex Control of Vascular Capacitance.

In: Guyton, A.C., Yong, D.B. (Eds), cardiovascular Physiology III, Vol. 18, p67. Baltimor : university Park Press 1979

[9] 김명석 외 16인 공저, "인체 생리학", 고려의학, p 600 ~ 605, 1999

[10] Yarows SA, Qian K. Accuracy of aneroid sphygmomanometers in clinical usage: University of Michigan experience. Blood Press Monit. 2001 ; 6 : 101~106.

[11] Canzanello VJ, Jensen PL, Schwartz GL. Are Aneroid Sphygmomanometers Accurate in Hospital and Clinic Settings Arch Intern Med. 2001 ; 161 : 729~731.

[12] Mion D, Pierin AM. How accurate are sphygmomanometers J Hum Hypertens. 1998 ; 12 : 245~248.

[13] Mauck GW, Smith CR, Geddes LA, Bourland JD. The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure part ii. J Biomech Eng. 1980;102:28~33.

[14] Yelderman M, Ream AK. Indirect measurement of mean blood pressure in the anesthetized patient. Anesthesiology. 1979 ; 50 : 253~256.

[15] Ramsey III, M., Noninvasive blood pressure determination of mean arterial pressure, Med. Biol. Eng. Comp, 17:11-18, 1979.

[16] Gorbach M, Quill TJ, Lavine ML. The relative accuracies of two automated noninvasive arterial pressure measurement devices. J Clin Monit 1991 ; 7 : 13~22.

[17] Baker DP, Westenskow DR, Kuck K. Theoretical analysis of non-invasive oscillometric amplitude algorithm for estimating mean blood pressure. Med Biol Eng Comput 1997 ; 35 : 271~278.

- [18] Amoores JN, Scott DHT. Can simulators evaluate systematic differences between oscillometric non-invasive blood pressure monitors Blood Press Monit 2000 ; 5 : 81~89.
- [19] O'Brien E, Atkins N, Mee F, O'Malley K. Comparative accuracy of six ambulatory devices according to blood pressure levels. J Hypertens 1993; 11:673~675.
- [20] A.A.R. Kamal, .B.Harness, G.Irving and A.J. Mearns, Skin photoplethysmography. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 28 (1989) 257~269
- [21] 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
- [22] Robin P Smith, Jerome Argod, Jean-Louis Pepin, Patrick A Levy, Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications, Thorax 1999 ; 54 ; 452~457
- [23] 이현웅, “말초혈관 혈류 측정을 이용한 비관혈적 혈압 추정법에 대한 연구”, 연세대학교 의용공학과 석사학위 논문, 2003
- [24] Meir Nitzan, Chaim Rosenfeld, A. Teddy Weiss, Ehud Grossman, Amikam Patron, and Alan Murray, "Effects of External Pressure on Arteries Distal to the Cuff During Sphygmomanometry" ,IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 52, NO. 6, pp.1120~1127 JUNE 2005
- [25] Peters GL, Binder SK, Campbell NR. The effect of crossing legs on

blood pressure: a randomized single-blind cross-over study. Blood Press Monit. 1999 ; 4 : 97~101.

[26] Thomas G. Pickering, MD, DPhil; John E. Hall, PhD; Lawrence J. Appel, 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, January 2005 , pp149~151

[27] Marks LA, Groch A. Optimizing cuff width for noninvasive measurement of blood pressure. Blood Press Monit. 2000 ; 5 : 153~158.

[28] American National Standard, ANSI/AAMI SP10:2002 & ANSI/AAMI SP10 : 2002 / A1 : 2003 P20~21

[29] W. Gregory Downs, Michael P. Burns, Andrew R. Nara, Blood Pressure (BioPhysical Measurement Series), SpaceLabs Inc.

## ABSTRACT

### A study on compensation of Error Rate in Noninvasive Blood Pressure Measurement System Using Optical Sensors

Ko, Jaeil

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Hypertension, a kind of adult diseases, is a common disease whose occurrence is increased as humans get older. To prevent it, regular medical care is needed with checking one's blood pressure. Though automated digital sphygmomanometers are concerned as the alternative way to check one's blood pressure in the hospital these days since the use of mercury is restricted. But it still has some error rate. So additional improvement is needed.

Purpose of this paper is to use optical sensor to compensate the error rate. Most automated sphygmomanometers use oscillometric method and characteristic ratio to estimate systolic and diastolic blood pressure. But the maximum amplitude of oscillometric waveform and characteristic ratio is dependent on characteristic of vascular that it will have some error rate naturally. To reduce the error rate, existing methods regard time delay measured from signals as characteristic of vascular. But it cannot reflect complex vascular system effectively and it is constrained to have problem with

time difference of measuring. On the other hand, the way of use the variance of distal blood to determine the phase of cardiac cycle is independent of vascular characteristic element. It also effective as it is analyzed from single signal.

Normally, ECG, blood pressure,  $S_pO_2$ , respiration will be monitored for the patient who is in hospital treatment. The compensation of automated digital sphygmomanometers with optical method needs not additional equipment. It uses the information of  $S_pO_2$ . Vascular occlusion and release by pressurization affects to the variance of the oscillation amplitude and to the blood through distal vascular. Vascular will be occluded and distal blood flow will be disappeared as the cuff pressure is get over the blood pressure and vascular also will be released and distal blood flow will appear when the cuff pressure is below the blood pressure. It can be used for the blood pressure compensating element because Disappear-Appear Point Length(DAPL) can be determined single signal of PPG. Systolic and diastolic blood pressure can be compensated using the correlation of Appear-Point-Pressure(APP) and Appear-Maximum Pressure(AMP).

In clinical test, patients are selected concerning sex ratio, various age groups, various blood pressure type because automated digital sphygmomanometers are used in public. After selecting 27 patients, blood pressure is obtained through 4-staged clinical test protocol including blood pressure raising stage. Patients are divided to 14-training group and 13-testing group. Regression analysis is treated to the data of training group. The result of analysis is applied to testing set. The result of test showed the average error rate of automated digital sphygmomanometers over 5mmHg ranging out of standard. On the



other hand, the result of using DAPL, APP, AMP extracted from PPG signal is highly improved that it ranged  $0.6 \pm 4.4$  mmHg,  $-1.0 \pm 3.9$  mmHg,  $-1.3 \pm 5.4$  mmHg. The standard deviation also was decreased.

---

Key words : sphygmomanometers, optical sensor, BP compensation, PPG