

촉각 센서를 이용한
비관혈적 혈압측정 시스템의
오차율 보정에 관한 연구

연세대학교 대학원

의 공 학 과

최 유 나

촉각 센서를 이용한
비관혈적 혈압측정 시스템의
오차율 보정에 관한 연구

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2003년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

최 유 나

최유나의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2003년 12월 일

감사의 글

입학한지 엇그제 같은데 벌써 2년이라는 세월이 흘러 그간의 결실로 이 작은 논문을 제출하게 되었습니다. 이 논문이 완성되기까지 제게 도움을 주신 너무나 많은 분들께 이 글로나마 감사를 드리고자 합니다.

먼저 부족한 저와 항상 함께해주신 주님께 감사드립니다.

언제나 아버지와 같이 따뜻하게 사랑으로 격려해주시고 지도해주신 윤형로 교수님께 진심으로 감사드립니다. 바쁘신 와중에도 자상하고 세심하게 논문에 대한 충고를 해주신 이경중 교수님과 운영로 교수님께 깊이 감사드립니다. 6년간 학업을 통해 많은 가르침과 배움의 기회를 주신 이윤선 교수님, 김동윤 교수님, 김영호 교수님, 신태민 교수님, 조효성 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 이철규 교수님께 감사드립니다. 실험에 많은 도움을 주신 전순희 집사님과 원주기독병원 오은아님과 황보순님, 영동세브란스 이비인후과 임직원 일동, 아주대학교 생화학교실원들과 미생물학교실원들, 만리현교회 교우여러분, 그리고 TIC 양명배 선생님께 감사의 말씀을 드립니다.

촉각센서를 공부하기 위하여 한 달간 일본에 머물 때 많은 가르침을 주시고 물심양면으로 지원을 아끼지 않으셨던 Omata 교수님께 감사드리고, 촉각센서에 대하여 전반적으로 세심하게 가르쳐주었던 Murayama 씨에게 감사의 말씀을 드립니다. 한 달 동안 불편하거나 외롭지 않게 많이 신경써준 일본대학 공학부의 모든 학생들과 직원들께 감사합니다.

같은 연구실에서 생활하며 연구실의 어른으로 가르침을 주신 대근오빠, 호준오빠, 택균오빠에게 감사드리고, 또한 수용오빠, 응석오빠, 성빈오빠, 기원오빠에게도 감사를 드립니다. 처음 연구실에 들어왔을 때부터 너무나 잘해주시고 많이 도와주신 찬오오빠, 재국오빠, 해관오빠, 광석오빠, 현웅오빠, 광재오빠, 진술오빠, 연구실 생활을 하며 제게 많이 힘이 돼준 재영오빠, 인철오빠, 계형오빠, 기수오빠에게 감사하다는 말씀을 드립니다. 입학동기 상원오빠, 현순오빠, 영대오빠, 광영오빠, 영광오빠, 관호와 힘들 때 함께해준 임숙, 미혜, 세림, 정진언니에게 감사합니다. 대학원에서 같이 공부한 모든 선·후배님들께도 감사드립니다.

중학교 때부터 함께한 (김)유나, 고등학교 때부터 나의 힘이 되어준 경화, 효연에게 감사합니다. 대학입학 이후로 지금까지 소중한 우정을 간직하고 있는 정인, 현혜, 미현, 희선에게 감사하고, 1학년 때부터 비상이라는 이름아래 만나 지금까지 함께한 효만오빠, 예택오빠, 형원오빠, 형구, 성현, 현기, 재광, 정열, 연식, 정현 및

모든 선배, 동기, 후배들에게 감사합니다. 같은 과에서 선배로 또는 동기로 만나 오랫동안 가깝게 지낸 종문오빠, 태선오빠, 상백오빠, 원, 학부때 친동생처럼 아껴주었던 승우오빠, 진이오빠, 강석오빠, 기훈오빠, 덕원오빠, 용모오빠, 수일오빠, 뮤즈 재영오빠에게도 감사하고 싶습니다. 그리고 대학원 생활 동안 가장 큰 힘이 되어준 민석오빠에게 진심으로 고마움을 전합니다.

힘이 들 때 항상 친구처럼 위로가 되어준 동생 유진이와 유경이, 항상 친손자처럼 아껴주시고 돌보아주신 심순덕 할머니, 언제나 따뜻하고 자애롭게 지켜봐주신 친할머니, 그리고 무한한 사랑으로 이해해주시고 지원해주신 부모님께 너무나 깊이 감사드립니다.

차 례

그림차례	iii
표 차례	v
국문요약	vi
제 1 장 서 론	1
제 2 장 이론적 배경	3
2.1 혈압	3
2.2 혈압 측정 방법	4
2.3 전자혈압계	7
2.3.1 오실로메트릭 방법	7
2.3.2 전자혈압계의 문제점	9
2.3.3 동맥벽의 상태 측정 방법	15
2.3.4 문제점 및 대안	16
2.4 촉각 센서	17
2.4.1 기본 구성	17
2.4.2 촉각 센서의 원리	18
2.4.3 Phase Shift Method	21
2.4.4 촉각 센서를 사용한 동맥의 stiffness 측정	23
제 3 장 실험	24
3.1 실험 조건	24
3.1.1 측정 대상	24
3.1.2 측정 환경 및 시험 수행자(측정자)	24
3.2 실험 방법	25
3.2.1 측정 준비	25
3.2.2 청진법으로 혈압 측정	25
3.2.3 촉각 센서로 맥파 측정	26

3.2.4 Photoplethysmography로 맥파 측정	28
3.2.5 전자혈압계로 혈압 측정	28
3.2.6 반복 측정	28
제 4 장 결과	29
4.1 측정자 간 상관성 확인	29
4.2 전자혈압계의 오차율 계산	31
4.2 Photoplethysmography와 촉각 센서의 데이터 비교	33
4.3 동맥의 stiffness를 반영한 전자혈압계의 오차율 보정	40
4.3.1 수축기 혈압 회귀분석을 통한 오차율 보정	40
4.3.2 확장기 혈압 회귀분석을 통한 오차율 보정	44
제 5 장 결론 및 고찰	48
참 고 문 헌	50
Abstract	54

그림 차례

그림 2.1 오실로메트릭 혈압 측정법	8
그림 2.2 커프 용적과 동맥 컴플라이언스에 따른 특성비율의 변화	11
그림 2.3 Systolic Fraction과 동맥 컴플라이언스에 따른 특성비율의 변화	11
그림 2.4 특성비율에 영향을 주는 여러 인자들	13
그림 2.5 특성비율이 일정할 때 각 인자변화에 따른 혈압 측정 오류 발생률	14
그림 2.6 SI_{DVP} 를 유도하는 방법	15
그림 2.7 촉각 센서의 기본 구성	17
(a) 촉각 센서의 구성	17
(b) 센서 시스템 구성	17
그림 2.8 촉각 센서의 기본 구성 요소들 간의 입출력 관계	22
그림 2.9 Phase shift 원리에 따라 shift하는 공명 주파수	22
그림 2.10 두 번째 피크의 위치를 결정하는 방법	23
그림 3.1 제작한 촉각 센서	26
그림 3.2 촉각 센서를 클립을 사용하여 손목에 고정한 모습	27
그림 3.3 촉각 센서 시스템	27
그림 4.1 측정자 간 수축기 혈압 오차 분포	30
그림 4.2 측정자 간 확장기 혈압 오차 분포	30
그림 4.3 수축기 혈압 측정 오차	31
그림 4.4 확장기 혈압 측정 오차	32
그림 4.5 Photoplethysmography와 촉각 센서로 측정한 ΔT_{DVP}	33
그림 4.6 Photoplethysmography와 촉각 센서를 사용하여 구한 SI_{DVP}	34
그림 4.7 ΔT_{DVP} 검출 프로그램 순서도	35
그림 4.8 촉각 센서로 획득한 digital volume pulse	36
그림 4.9 평균 파형 및 1차 미분 그래프	36
그림 4.10 두 번째 피크가 존재하지 않는 파형	37

그림 4.11 1차 미분에서의 변곡점	37
그림 4.12 두 피크 간 duty cycle	38
그림 4.13 대표 파형의 기울기	39
그림 4.14 Minitab을 사용한 수축기 혈압의 회귀분석	41
그림 4.15 수축기 혈압 오차율 보정	47
그림 4.16 확장기 혈압 오차율 보정	47

표 차 례

표 3.1 측정 대상 분류	24
표 4.1 전자혈압계의 혈압 측정 오차율	32
표 4.2 혈압 측정하여 회귀공식을 구하기 위한 트레이닝셋	40
표 4.3 회귀공식 적용하여 오차율을 분석하기 위한 테스트셋	40
표 4.4 테스트셋 수축기 혈압 오차율	42
표 4.5 동맥의 stiffness index를 사용하여 보정한 수축기 혈압 오차율	43
표 4.6 테스트셋 확장기 혈압 오차율	45
표 4.7 동맥의 stiffness index를 사용하여 보정한 확장기 혈압 오차율	46

국 문 요 약

촉각 센서를 이용한 비관혈적 혈압측정 시스템의 오차율 보정에 관한 연구

현재 가정 및 병원에서 널리 쓰이고 있는 전자혈압계는 최대 진동폭을 명확히 찾아내기 어렵고 동맥의 탄성도(compliance) 및 커프 용적 등에 의해 특성비율이 영향을 받기 때문에 매우 큰 오차율을 가지고 있다. 또한 2005년까지 병원에서의 수는 사용 퇴출에 관한 운동이 추진되는 상황을 고려한다면 현재 사용 중인 전자혈압계의 오차율을 보정하는 것이 매우 중요하다.

본 논문은 촉각 센서를 이용하여 전자혈압계의 오차율의 보정에 관한 연구이다. 오실로메트릭 방법을 사용하는 대부분의 전자혈압계는 특성비율을 적용하여 혈압값을 산출해내는데, 전자혈압계의 혈압값 산출에서 가장 중요한 커프압의 최대 진동폭과 특성비율이 동맥의 탄성도에 가장 크게 영향을 받는다는 점에 착안하여 동맥의 경도를 측정하는 기존의 방법인 photoplethysmography를 사용하지 않고 촉각 센서를 이용하여 측정하여 향후 전자혈압계와 일체화시킬 수 있도록 하였다.

촉각 센서는 움직임에 매우 취약하기 때문에 피검자의 손목이 최대한 움직이지 않고 고정된 위치를 유지하도록 하여 데이터를 획득하였으며, 40Hz low pass filter를 사용하여 전원 잡음과 고주파 잡음을 제거하였다. 측정된 파형을 분석하는 프로그램에 의해 15초 동안 주기적으로 측정된 DVP(digital volume pulse)를 평균하여 대표 파형을 얻어, 대표파형이 시작되는 시작점과 말초에서 반사된 파형인 두 번째 피크간의 시간 지연을 계산하여 이를 ΔT_{DVP} 라 하고 피검자의 신장을 ΔT_{DVP} 로 나눈 값을 $SI_{DVP}(m/s)$, 즉 동맥의 stiffness index라고 하였다. 또한 평균파형의 시작점과 직접 파형인 첫 번째 피크까지의 시간지연값, 전체 주기와 첫 번째 피크와 두 번째 피크 사이의 시간지연값의 비율인 Duty Cycle, 시작점에서부터

첫 번째 피크까지의 기울기 평균값, 첫 번째 피크부터 두 번째 피크 사이에 감소하는 기울기 평균값, 그리고 두 번째 피크에서 평균과형 끝점까지의 기울기를 삼각주기로 정규화한 값을 추출하였다.

추출한 stiffness index와 다른 모든 값들을 이용하여 총 46명의 피검자 (26.8±3.12세; 남:여=32:14명) 중에서 23명의 트레이닝셋에서 회귀분석을 하여 수축기와 확장기 혈압에 관해 각각의 회귀공식을 산출하였다. 또한 나머지 23명의 테스트셋의 데이터에 적용하여 혈압 측정 오차를 보완하였다.

전체 피검자의 혈압 측정 오차는 수축기 -6.51 ± 9.25 mmHg, 확장기 3.83 ± 11.676 mmHg이고, 테스트셋의 혈압 측정 오차는 수축기 -5.50 ± 9.27 mmHg, 확장기 4.34 ± 10.80 mmHg이며, stiffness index와 평균 동맥압(MAP)을 이용하여 보완한 후의 오차는 수축기 2.57 ± 9.05 mmHg, 확장기 2.08 ± 12.75 mmHg로 수축기혈압 오차가 평균과 표준편차 모두 감소되었고 확장기혈압 오차 평균이 감소되었다. 따라서 전자혈압계의 오차를 촉각센서를 사용하여 감소시킬 수 있었고, 향후 촉각센서를 전자혈압계에 삽입하여 오차가 적은 일체형 혈압계로 발전시킬 수 있다는 결론을 얻었다.

핵심되는 말 : 촉각 센서, 전자혈압계, digital volume pulse, stiffness index,
회귀분석, 오차율 보완

제 1 장 서론

심혈관 질환은 개발도상국이나 선진국에서 모두 주요한 사망 원인이며, 고혈압은 심혈관 질환의 주요 위험 요소이다. 실제 우리나라에서도 2002년 9월 26일 발표된 통계청의 사망원인통계를 보면 인구 10만명 당 암이 123.5명으로 1위, 뇌혈관 질환이 73.8명으로 2위, 심장질환이 34.2명으로 3위를 차지하였다[1]. 또한, 2001년 보건복지부에 의해서 실시된 국민건강, 영양조사에 따르면 30세 이상 성인 가운데 29.8%(남자 34.4%, 여자 26.5%)가 수축기혈압 140mmHg이상이거나 확장기혈압 90mmHg 이상, 또는 검사당시 고혈압치료제를 복용하고 있고, 고혈압 유병률은 연령이 증가할수록 규칙적으로 증가하는 추세를 보이고 있다[2].

고혈압은 오랜 기간 동안에 여러 가지 요인이 겹쳐서 나타나며 대부분 별로 증상이 나타나지 않기 때문에 자신도 모르는 사이에 증상이 계속 지속된다. 이렇게 몇 년 동안 지속되다가 점차 심한 합병증을 초래하여 갑자기 사망할 수 있기 때문에 고혈압을 ‘조용히 오는 병’ 또는 ‘보이지 않는 살인자’ 라고 한다. 때문에 정확한 혈압에 관한 중요성이 더욱이 대두되고 있다.

혈압을 측정하는 방법으로는 혈관 내에 직접 카테터를 삽입하여 혈관 내의 압력을 측정하는 직접법과 이를 비관혈적으로 측정하는 간접법이 있다. 간접 측정법에는 청진법(Auscultatory measurement), 촉진법(Palpatory measurement), 플러쉬법(Flush measurement), 오실로메트릭법(Oscillometric measurement), 도플러 초음파법(Doppler Ultrasound measurement), 용적 오실로메트릭법(Volume-Oscillometric measurement), 맥파전파속도법(Pulse wave velocity measurement) 등이 있는데, 이들 중 혈압 측정의 표준으로 여겨지고 있는 것은 간접 측정법 중의 하나인 수은 혈압계를 사용하여 측정하는 청진법과 직접 측정법의 두 가지 이지만 직접법은 비용과 위험성 등의 이유로 연구 목적 또는 중환자실에서 사용되고 있다. 그러나 미국과 유럽 등 선진국에서는 수년전부터 병원 내에서 유해물질을 함유하지 않는 대체물질을 사용하자는 운동이 일어나 의료 산

업에서 수은 사용의 퇴출을 촉구하고 있다. 미국 질병 통제 및 예방센터(Centers for Disease Control and Prevention)에 따르면, 미국 여성 10명 중 1명이 이미 태아의 신경을 손상시킬 수 있을 만큼 혈중 수은농도가 높다고 경고하고 있으며, 미국 EPA는 의료폐기물 소각으로 인하여 의료기관이 4번째로 큰 대기수은 배출원이라고 지목하고 있다. 현재 미국의 1,400개 이상의 의료기관들이 수은퇴출(mercury free)을 선언했으며, 건강한 환경 프로그램(Healthy Environment Program)에 참여하고 있는 병원들은 2005년까지 의료기관에서 배출되는 쓰레기 중에서 수은을 제거하겠다는 목표를 세우고 수은 혈압계와 수은 체온계의 대체를 계획하고 있다[3].

최근 병원이나 가정에서 수은 혈압계 대체용으로 가장 많이 사용되고 있는 것은 전자 혈압계이다. 하지만 전자 혈압계는 그 정확성 면에서 매우 높은 오차율을 나타내고 있다[4]. 전자 혈압계는 대부분 오실로메트릭 방법을 사용하는데 오실로메트릭 방법은 혈압을 직접 측정하는 것이 아니고 커프에 발생하는 진동의 폭을 검출하여 일정한 특성비율을 취하여 혈압값을 산출하는 방식[5]이므로 그 자체적 오차율이 높으며, 커프의 크기 및 동맥의 stiffness에 크게 영향을 받는다[4][6].

본 연구에서는 수은 혈압계의 대체를 위하여 보다 정확한 전자 혈압 측정 장비의 개발이 시급하다고 판단하여 동맥의 stiffness를 측정할 수 있는 새로운 센서와 전자혈압계의 오실로메트릭 방법을 결합하여 전자혈압계의 오차를 보완하는 방법을 제안하고자 한다.

본 연구에서는 photoplethysmography를 사용하여 혈관의 stiffness를 나타내는 인자를 산출할 수 있음에 착안하여 촉각 센서를 사용하여 손목에서 plethysmogram을 측정하고 여기서 얻은 파형과 photoplethysmography에서 얻은 파형에서 각각 stiffness index를 산출하여 비교하여 분석하고, 일체형 혈압계에 적용 가능한 촉각센서를 사용하여 전자혈압계의 오차를 보완하고자 한다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 혈압

심실이 수축함으로써 대동맥으로 박출된 혈액의 일부는 동맥을 통하여 말초로 이동되나 많은 분량의 혈액은 말초로 운반되지 못하고 일시적으로 대동맥 및 동맥 내에 수용된다. 이때 맥관계는 그 탄력성 때문에 확장한다. 이로써 대동맥 및 동맥은 그 자체의 용적보다 많은 양의 혈액을 수용하기 때문에 이들 혈관 내에는 압력이 생기게 되며, 이를 동맥 혈압이라고 한다. 보통 혈압이라면 이를 지칭하게 된다. 그러므로 혈압은 맥관벽이 얼마나 탄력성을 갖고 있느냐, 얼마나 많은 양의 혈액이 심장으로로부터 박출되느냐, 또는 얼마나 많은 양의 혈액이 말초로 흘러가느냐에 의하여 결정된다. 이러한 압력은 혈액이 산소와 영양분을 신체 각 조직의 구석구석까지 운반하기 위해 꼭 필요하며, 혈압은 환자의 건강상태를 판단하기 위한 기준으로써 의학에서 매우 중요한 위치를 차지하고 있다[7].

혈압은 수축기 혈압, 확장기 혈압, 맥압, 평균 동맥압 등으로 분류할 수 있다. 수축기 혈압(Systolic Pressure)은 심근의 수축에 의해서 심실내의 혈액이 대동맥으로 박출될 때의 혈관 내 최고압력이며, 확장기 혈압(Diastolic Pressure)은 수축기에 대동맥에 일시 저장되었던 혈액이 말초혈관으로 흘러 나간 후 확장될 때의 혈관 내 압력으로, 얼마나 많은 양의 혈액이 대동맥에 계속 수용되어 있느냐에 따라서 결정된다. 또한, 심실 수축기에 대동맥 혈관벽에 일시적으로 저장된 에너지(또는 압력)는 심실이 이완하는 동안에도 혈류를 계속 유지시키므로 감소되는데, 이때 감소된 에너지가 맥압(Pulse Pressure)에 해당된다. 평균 동맥압(Mean Arterial Pressure)은 한 심장 주기 동안의 평균 혈압을 말하며, 수축기와 확장기 혈압을 알고 있다면 식 2.1에 의하여 산출할 수 있다[8].

$$\text{평균동맥압} = \text{확장기혈압} + \frac{\text{수축기혈압} - \text{확장기혈압}}{3} \quad (2.1)$$

2.2 혈압측정 방법

혈압을 측정하는 방법으로는 직접 혈관 내에 도관을 삽입하여 압력을 측정하는 직접법(Invasive method)과 비관혈적으로 측정하는 간접법(Noninvasive method)이 있다.

직접법은 카테터를 동맥이나 정맥에 삽입하여 혈압을 측정하는 방법이다. 혈압은 fluid-filled system을 통하여 카테터와 연결되거나 카테터 끝에 직접 장착된 압력 변환기를 통하여 측정된다. 직접 혈압 측정법을 수행하는 신체중의 가장 일반적인 위치는 요골동맥, 척골동맥, 또는 대퇴동맥이다. 직접법은 각 심박 당 혈압 측정을 가능하게 하지만 위험성과 비용 부담이 크기 때문에 주로 연구에 사용된다.

간접법에는 청진법, 촉진법, 플러쉬법, 오실로메트릭법, 도플러 초음파법, 용적 오실로메트릭법, 맥파전파속도법 등이 있다.

청진법은 현재의 임상적인 간접적 혈압 측정법의 기준으로 되어있다. 상완동맥의 맥박을 확인해 그 위에 막형의 청진기를 커프의 밑에서 일부 걸리도록 가볍게 놓은 후 가압해 혈압 측정점 부근에서는 1박동당 2mmHg의 속도로 커프압을 감압한다. 코로트코프음이 들리기 시작해서, 툭툭하는 희미하고 청명하며 두드리는 듯한 음이 계속되는 제 1상을 수축기 혈압으로, 최후의 소실하는 제 5상을 확장기 혈압으로 한다. 커프의 폭은 팔둘레의 40%, 길이는 80%가 되어야 하며 청진기를 잘못 위치시키면 오차가 발생할 수 있다. 제 2상이 소실되는 청진간극(Auscultatory gap) 현상이 발생하면 측정자가 수축기압을 100mmHg까지 과소평가하게 하게 될 수 있으므로 촉진으로 결정되는 척골동맥의 맥이 소거되는 압력보다 20mmHg 정도 높은 압력까지 폐색 커프를 부풀린 후 측정하는 방법으로 이를 예방할 수 있다. 청진법으로는 평균 동맥압을 측정할 수 없다.

촉진법은 청진법에서 코로트코프음이 너무 작아서 측정할 수 없을 때 사용한다. 커프보다 말초의 동맥 박동을 손가락으로 만지면서, 청진법과 같이 상완 커프를 사용하여 커프를 동맥 박동이 소실하는 압력보다 약 30mmHg 더 가압한 후, 2박동에 2-3mmHg의 속도로 감압해서 최초 박동의 시작점을 수축기 혈압으로 판정하는 방법이다. 확장기 혈압은 상완동맥의 청진법의 급히 박동이 적어지는 점을 촉진해 확장기 혈압으로 한다. 이 방법은 정도의 문제점이 있지만 청진기가 불필요하며, 긴급 시에 혈압측정 및 잡음하의 환경, 쇼크에서 코로트코프음을 들을 수 없는 경우 등에의 혈압 측정에 도움이 되고, 또한 청진법과 병용하는 것으로 보다는 큰 혈압측정 오차를 피할 수 있다.

플러쉬법은 청진법, 촉진법으로도 측정 곤란한 소아의 혈압 측정에 이용되는 방법이다. 상지가 아닌 하지에 소아용 커프를 감아, 우선 탄성 포대(包袋) 등으로 커프보다 말초를 세계 묶어 말초혈을 가능한 한 적은 상태로 한 후, 커프압을 수축기 혈압보다 높게 가압하고 이 탄성 포대를 풀어서, 촉진법의 때와 똑같이 서서히 감압해 갈 때, 급히 커프보다 말초로 혈액이 흘러 적미를 나타내는 점의 압력을 수축기 혈압으로 하는 방법이다.

오실로메트릭법은 커프 압력을 예상되는 수축기압보다 높게 가압하여 서서히 감압할 때 혈관이 열려 피가 흐르기 시작하면 동맥벽에서 진동이 발생하는데 이 진동을 측정하여 혈압을 측정하는 방법이다. 커프 압력의 최고 oscillation이 발생하는 압력이 평균 동맥압과 대응한다고 본다. 커프압이 감소함에 따라서 변화하는 진폭의 정점의 추이를 분석하여 수축기 혈압은 그 추이가 높아지는 시점, 확장기 혈압은 그 내려오기 시작하는 점을 선택하는 경우가 많다.

도플러 초음파법은 약 8MHz의 두 개의 압전 결정체를 사용하여 커프의 정 중앙, 동맥의 바로 위에 위치시키고 하나의 결정이 초음파를 발생시키고, 다른 하나의 결정이 반사되어 온 초음파를 수신하여 혈압을 측정하는 방법이다. 커프가 감압하여 수축기 혈압보다 낮아지게 되면 동맥이 열리거나(O) 닫히거나(S) 하는 움직임을 나타내는데 이것을 분석하여 혈압을 간접적으로 측정한다. O의 개시를 수축기 혈압이라 하며, 수축기 혈압 이하에서는 O와 S는 분리되지만, 확장기 혈압 근방에서 다시 가까워져 커프압이 더욱 감소하면 O와 S의 운동이 없어지기 때문

에 이 시점을 확장기 혈압이라 한다. 임상적으로는 청진기형의 혈류계를 커프보다 말초에 장착하고, 압박한 커프를 감압해 혈류가 다시 열려 도플러 음을 검출한 점을 수축기 혈압으로 하며, 혈관 벽의 운동속도가 급격히 늦게 되어 도플러 편위가 급격히 작아지게 되는 muffling점을 확장기 혈압으로 하는 간이법을 청진법으로 측정 곤란한 환자의 혈압측정에 사용하면 편리하다.

용적 오실로메트릭법은 커프의 내의 압력 진동 대신에 커프 아래의 동맥의 용적의 변동을 사용한다는 점을 제외하고는 오실로메트릭법과 비슷하다. 커프압을 감소시키는 동안 발생하는 용적 변화의 시작점을 수축기 혈압으로 하고, 변동 폭이 최대가 되는 지점의 압력을 평균 동맥압으로 정한다. 확장기 혈압을 결정하는 기준은 명확히 정의되지 않았다.

맥파전파속도법은 동맥압이 증가하면 동맥을 따라 전달되는 맥파의 속도가 증가한다는 사실에 기초한 방법이다. 이 방법은 정확하고 연속적인 혈압 측정을 가능하게 한다. 맥파전파속도는 맥파가 동맥의 어느 한 위치에서 다른 위치로 이동하는 시간으로부터 계산된다. 맥파전파속도를 측정하는 가장 간단한 방법은 어느 한 위치에서의 ECG의 R점과 다른 위치에서의 대응하는 맥파의 시작점 간의 간격을 측정하는 것이다. 맥파를 측정하기 위해서는 광센서를 사용하며, 측정 위치는 이마, 귀, 손가락, 또는 손목 등이다.

2.3 전자혈압계

2.3.1 오실로메트릭 방법

일반 가정이나 병원 등에서 사용하고 있는 전자식 자동 혈압계는 대부분 오실로메트릭 방법을 사용한다. 오실로메트릭 방법은 앞에서 설명한 것과 마찬가지로 간접 혈압 측정법의 한 가지이다.

오실로메트릭 방법을 이용한 동맥 혈압의 측정은 1885년 프랑스의 생리학자 Marey에 의해서 처음 시도되었다[9]. 오실로메트릭 방법은 피검자의 상완에 펌프와 압력 센서, 그리고 배기 밸브에 연결된 커프를 두르고 커프의 압력을 예상되는 피검자의 수축기압보다 20에서 30mmHg 이상으로 가압한 후, 배기 밸브를 열어 2-3mmHg/sec의 속도로 배기를 하며 혈압 측정한다. 이때 커프에서 발생하는 진동을 사용하여 동맥압을 추정한다. 커프에서 발생하는 진동을 사용하여 수축기와 확장기 혈압을 판단하는 방법은 두 가지가 있다.

첫 번째 방법은 진동 폭이 증가하고 최대치에 이르고 다시 감소하여 소실되는 지점의 압력을 측정하여 이를 각각 수축기와 평균 동맥압과 확장기 혈압으로 평가하는 방법이다. 그림 2.1과 같이 커프에 수축기압보다 높은 압력이 가해지게 되면 동맥은 완전히 폐색되게 되고 혈액은 흐르지 않는다. 이후 배기를 하여 커프의 압력이 감소하여 수축기압보다 낮아지게 되면 동맥이 열리게 되며 이때 혈관에는 혈액이 흐르게 되며 난류를 형성하게 된다. 혈액의 난류로 인하여 동맥벽에는 소음이 발생하게 되고 이로 인해 커프에는 진동이 발생한다. 커프에서 관찰되는 진동은 커프압이 낮아짐에 따라 점점 증가하여 최대치를 기록한 후 다시 감소한다. 이때 진폭이 최대가 되는 지점의 압력이 평균 동맥압과 연관이 있다는 것이 커프압의 진동과 직접법을 병행하여 시행한 Ramsey의 실험에서 밝혀졌다[10]. 확장기 혈압에 대한 명확한 정의는 이루어지지 않았지만 일반적으로 커프압 진폭의 감소율이 갑자기 기울기를 바꾸는 지점의 압력이 확장기 혈압으로 알려져 있다.

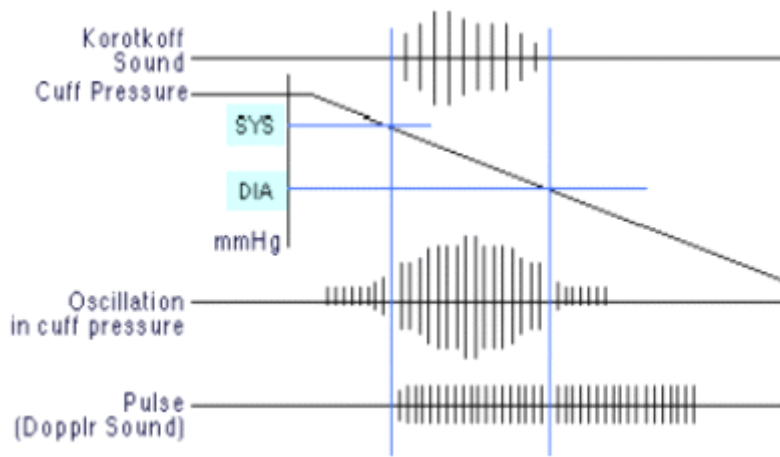


그림 2.1 오실로메트릭 혈압 측정법

두 번째 방법은 커프 압력의 진동 파형의 최대치를 평균 동맥압으로 보고 이 최대 진동 폭의 일정 비율에 해당하는 지점의 압력을 수축기와 확장기 혈압으로 결정하는 특성비율(characteristic ratio)을 이용하는 방법이다. 이러한 특성비율은 1933년 Geddes에 의해서 도입되었다[5]. Geddes는 최대 진동 폭의 약 50%에 해당하는 커프 진동 폭에서 수축기압이, 75-80%에 해당하는 진동 폭에서 확장기압이 추정된다는 이론을 제시하였다. 커프 압력의 진동의 크기와 커프압과의 관계를 나타내는 파형인 오실로메트릭 파형에서 P_s 를 수축기압, P_d 를 확장기압, P_m' 을 추정된 평균 동맥압, AP_m' 을 최대 진동의 크기, AP_s 는 수축기압에서의 진동 크기, AP_d 는 확장기압에서의 진동 크기를 나타낸다고 하면, 특성비율을 식 2.2로 나타낸다. 이때 CR_s 는 수축기압에서의 특성비율이고 CR_d 는 확장기압에서의 특성비율이다. 현재 사용되고 있는 전자 혈압계는 대부분 이러한 특성 비율을 사용하여 수축기와 확장기 혈압을 검출하고 있다.

$$\begin{aligned}
 CR_s &= \frac{AP_s}{AP_m} \\
 CR_d &= \frac{AP_d}{AP_m'} \quad (2.2)
 \end{aligned}$$

오실로메트릭 방법은 동맥박동이 감지 가능한 곳이면 어느 부위에서도 혈압 측정이 가능하며 커프 외에 어떤 특별한 센서나 마이크로폰이 피검자에게 부착되지 않아도 되고, 측정이 용이하여 혈압 측정이 미숙한 사람이나 또는 피검자 자신이 혈압을 측정할 수 있다. 또한 음이 아닌 동맥박동의 파형패턴을 분석하므로 잡음에 대해 비교적 관별이 용이하고 청진법처럼 정확히 동맥 위에 놓아야 하는 번잡함이 없으며 코로트코프음이 작은 소아 및 쇼크 상태 환자의 혈압 측정이 가능하다는 이점이 있다.

2.3.2 전자혈압계의 문제점

자동 혈압측정 장치는 보통 비관혈적 혈압 측정방식의 하나인 오실로메트릭 방법을 가장 많이 사용하고 있기 때문에 비관혈적 혈압 측정 방식 및 오실로메트릭 방법 자체가 가지고 있는 에러 발생 요인을 포함하고 있다. 비관혈적 혈압 측정 방식에서 정확한 혈압값을 측정하기 어려운 이유는 측정 결과에 영향을 미칠 수 있는 다수의 상이한 생리학적 인자들과 측정에 관여되어 있는 여러 가지 기계적이고 혈류 역학적인 현상의 복잡성에 기인한다. 오실로메트릭 방법은 혈압을 직접 측정하는 것이 아니라 커프에서 발생하는 최대 진동 폭을 평균 동맥압이라고 가정하고 이 진동 폭과 일정한 비율을 가지는 특성비율을 경험적으로 결정하여 이 때의 압력을 수축기와 확장기 혈압으로 계산해 내는 방법이기 때문에 여러 가지 에러 발생 요인을 가지고 있다. Ursino와 Cristalli의 연구에서 오실로메트릭 방법을 사용한 비관혈적인 혈압 측정은 수축기압, 평균 동맥압, 확장기압을 추정하는

데 최대 10-15%의 오차가 발생할 수 있다고 서술하고 있다[4].

커프에서 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 커프 진동 폭은 커프압이 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[11]. 또한 커프와 팔 사이의 컴플라이언스와 커프 크기의 상호작용이 오실로메트릭 펄스 크기의 envelope의 형태에 영향을 주므로 오실로메트릭 방법을 사용한 혈압값의 결정에 중요한 영향을 미치게 된다[11].

특성비율은 사람에 따라 10-20%의 차이가 있는데[12] 이는 커프 용적과 동맥의 컴플라이언스, 심주기와 맥파의 지연시간의 비를 나타내는 Systolic Fraction(SF) 등의 영향을 받는다(그림 2.2, 그림 2.3).

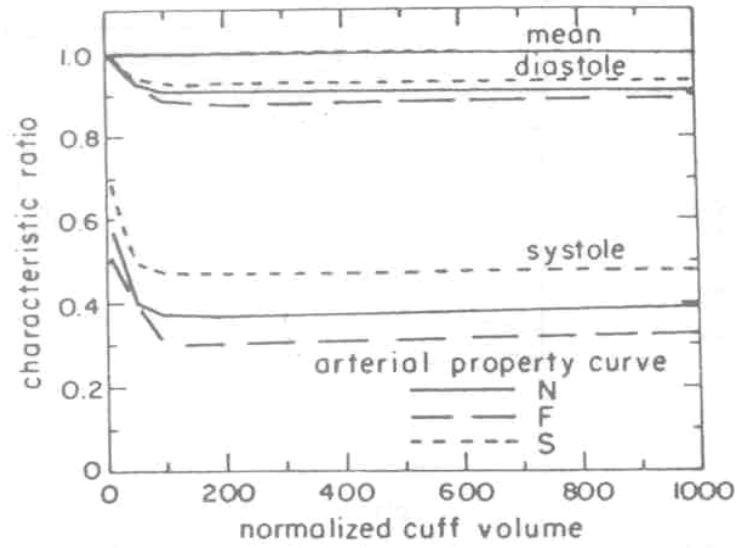


그림 2.2 커프 용적과 동맥 컴플라이언스에 따른 특성비율의 변화[6]

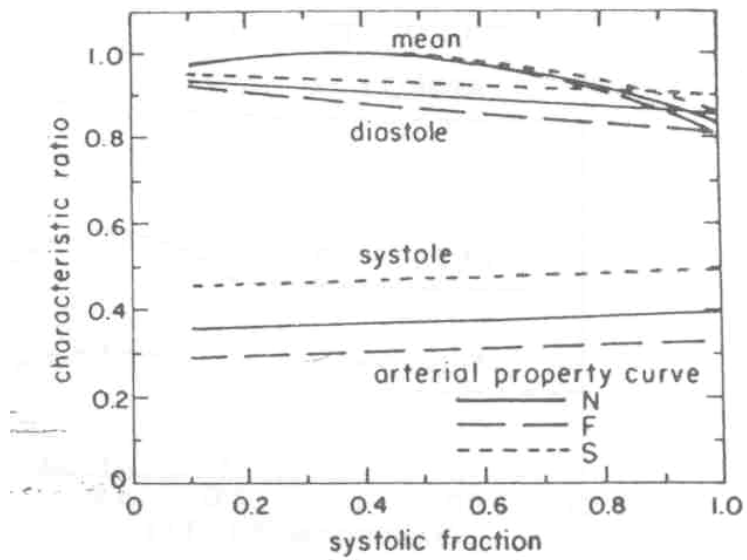
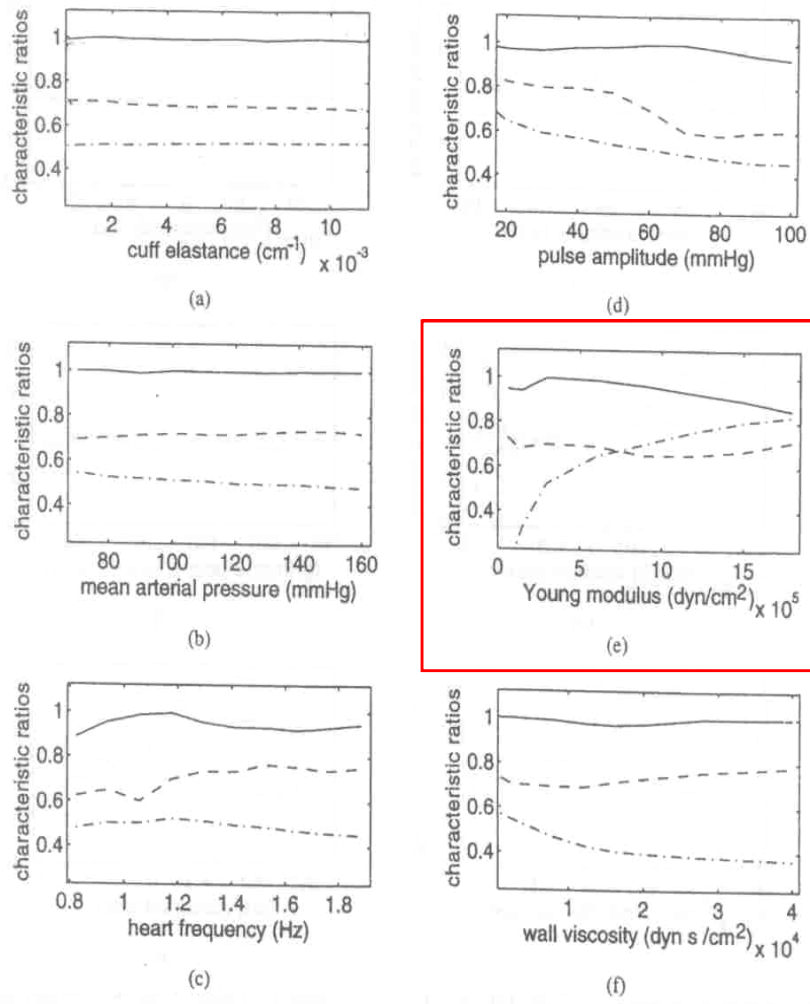


그림 2.3 Systolic Fraction과 동맥 컴플라이언스에 따른 특성비율의 변화[6]

그림 2.2에서 동맥의 용적으로 정규화된 커프 용적은 특성비율에 그다지 큰 영향을 주지 않는 것을 알 수 있지만 정규화된 커프 용적이 100 이하일 때는 수축기와 확장기 혈압의 특성비율이 급격히 증가하는 것을 볼 수 있으며, 특히 확장기 특성비율이 평균 동맥압의 특성비율과 유사해지는 것을 볼 수 있다. 따라서 커프 용적 100 이하의 커프를 사용하면 정확성에 문제가 생길 수 있다. 또한 arterial property curve에서 N은 normal case, F는 flexible case, S는 stiff case로 각각 동맥의 컴플라이언스가 변화함에 따라 수축기와 확장기 특성비율이 변화함을 알 수 있다. 그림 2.3은 커프 용적을 일정하게 했을 때 SF에 따라서 특성비율이 변화함을 보여준다. 평균 동맥압의 특성비율이 SF가 0.3에서 0.5 사이에서는 1에 가까운 값을 가지나, 전체적으로 보았을 때 약 20%까지 변화하는 것을 볼 수 있다. 이것은 오실로메트릭 방법에서의 커프 진동 폭이 최대가 되는 압력이 항상 평균 동맥압이 되는 것은 아니라는 것을 말해준다. 수축기와 확장기 특성비율 역시 SF가 변화함에 따라서 약 10% 정도 변화한다. 하지만 평균 동맥압을 정확하게 추정하는데 있어서 가장 큰 영향을 주는 것이 SF이므로 오차를 보정할 수 있는 가장 중요한 인자라고 볼 수 있다[6].

그림 2.4와 그림 2.5도 특성비율이 동맥 혈관 벽의 역학적인 요인인 탄성과 동맥압의 peak to peak 크기 등에 영향을 받는다는 것을 보여준다. 나이가 들면 혈관 벽의 stiffness가 증가하고 그에 따라서 동맥압 최대치 간의 크기가 증가할 수 있는데 이러한 변화는 수축기 특성비율에는 커다란 증가를, 확장기 특성비율에는 감소를 가져와 고정된 특성비율을 사용하는 자동혈압계가 확장기, 평균 동맥압, 수축기 혈압을 심각하게 과대평가하는 결과를 초래하게 된다. 이러한 진단 오류를 범하지 않기 위해서는 동맥벽의 상태를 평가하는 방법이 동반되어야한다[4].



확장기(---)
 평균동맥압(실선)
 수축기(-·-)

그림 2.4 특성비율에 영향을 주는 여러 인자들[4]

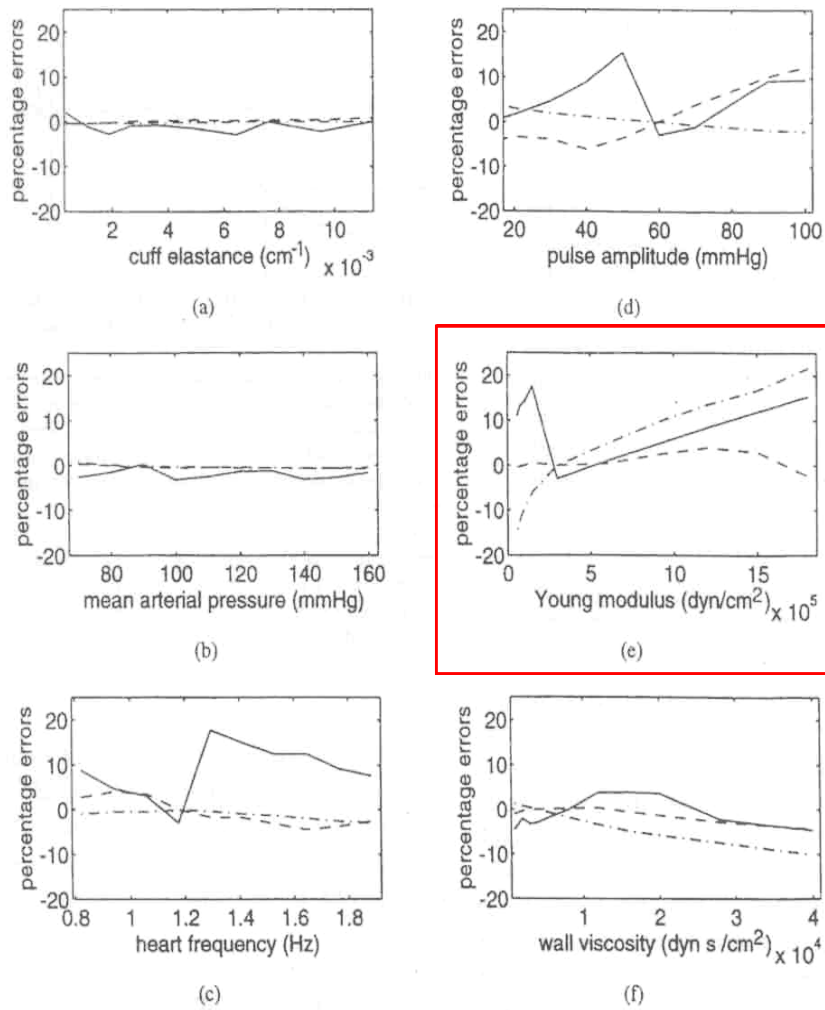


그림 2.5 특성비율이 일정할 때 각 인자변화에 따른 혈압 측정 오류 발생률[4]

2.3.3 동맥벽의 상태 측정 방법

노화에 의하여 발생하게 되는 동맥의 stiffness 증가는 맥파속도(pulse wave velocity, PWV) 증가의 원인이 되며[13][14][15], 상지의 말초혈압과 용적 파형의 윤곽에 영향을 미친다[16]. 이러한 윤곽의 변화는 부분적으로, 대동맥 stiffness가 증가하여 이에 따라 PWV가 증가하고 압력 파형이 말초순환부위에서 반사되어 대동맥과 상지로 돌아오는 시간을 단축시켜 결과적으로 심주기 동안 반사파가 일찍 도착하게 되는 이유가 된다[17]. Millasseau 등은 경동맥에서 대퇴부 사이의 맥파속도를 측정하여 대동맥의 stiffness를 측정하였다[18]. 대동맥의 stiffness를 나타내는 지수인 SI_{DVP} 는 피검자의 신장(h)을 손가락에서 photoplethysmography를 사용하여 측정한 digital volume pulse(DVP)에서 직접파와 반사파 사이의 시간 지연(ΔT_{DVP})을 구한 값으로 나누어 구한다(그림 2.6). DVP에서의 시간 지연은 PWV

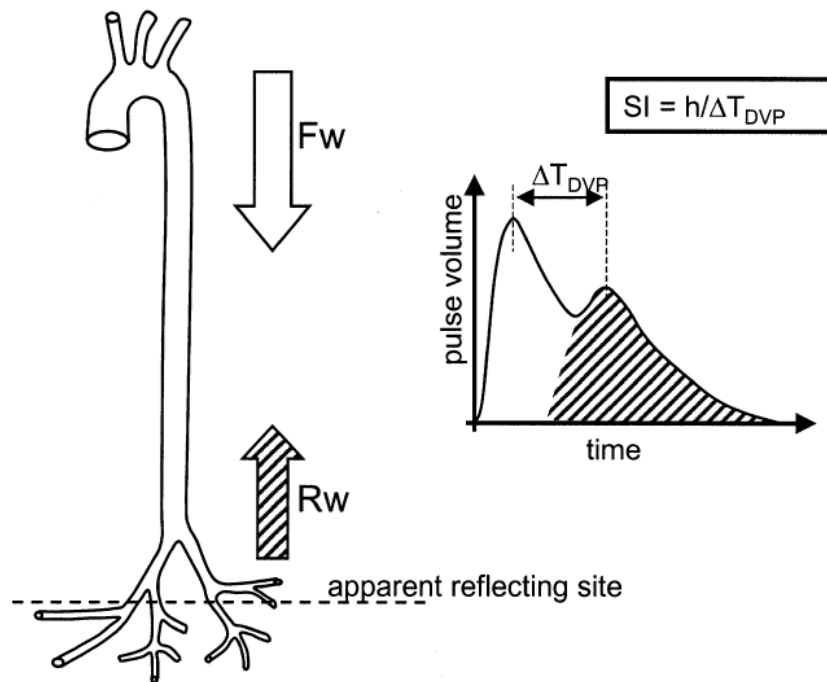


그림 2.6 SI_{DVP} 를 유도하는 방법

에 의해서 영향을 받기 때문에 SI_{DVP} 에 의한 stiffness의 측정이 PWV를 사용한 그것과 상관성을 가진다($r = 0.65$, $P < 0.0001$). 그러므로 말초부위에서 photo-plethysmography를 사용하면 비관혈적인 방법으로 동맥의 stiffness를 측정할 수 있다[18].

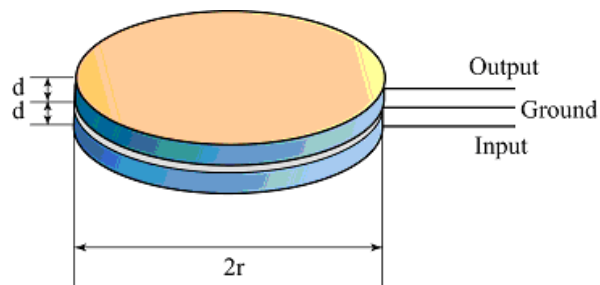
2.3.4 문제점 및 대안

앞에서 설명한 것과 같이 손가락에서 photoplethysmography를 사용하여 동맥의 stiffness를 산출할 수 있지만, 여기에서 사용한 광센서는 전자혈압계에 삽입하여 일체형 혈압계로 만들기에는 여러 가지 면에서 부적합하다. 따라서 일체형 혈압계를 개발하기 위해서는 이에 적합한 다른 센서의 도입이 불가피하다. 그러므로 본 논문에서는 촉각 센서를 사용하여 동맥의 stiffness를 측정하고, 평균파형으로부터 평균파형의 시작점과 직접 파형인 첫 번째 피크까지의 시간지연값, 첫 번째 피크와 두 번째 피크 사이의 시간지연값의 Duty Cycle, 시작점에서부터 첫 번째 피크까지의 기울기 평균값, 첫 번째 피크부터 두 번째 피크 사이에 감소하는 기울기 평균값, 그리고 두 번째 피크에서 평균파형 끝점까지의 기울기를 심주기로 정규화한 값을 추출하였다.

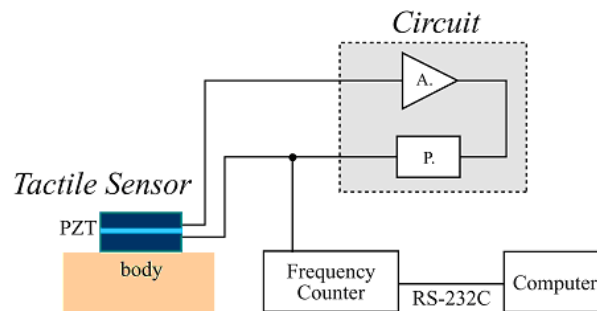
2.4 촉각센서

2.4.1 기본 구성

그림 2.7은 센서와 조합된 피드백 회로로 이루어진 촉각센서의 기본 구성을 나타낸다. 그림 2.7(a)에서와 같이 센서는 lead zirconate titanate로 만들어진 접시 모양의 세라믹 압전 센서(piezoelectric ceramic transducer) 두 개가 접합된 형태로 이루어져 있다. 센서의 한쪽 면은 ultrasonic transducer로, 다른 한쪽은 vibration pickup으로 사용되도록 디자인 되었다.



(a)



(b)

그림 2.7 촉각 센서의 기본 구성

(a) 촉각 센서의 구성

(b) 센서 시스템 구성

2.4.2 촉각 센서의 원리

촉각 센서의 원리는 contact compliance method[19]와 phase shift method[20]에 기초하고 있으며 S. Omata의 연구[21][22]에서 기술되고 있다. 구동 압전 소자의 전극에 변화하는 전압이 가해지면 압전 소자는 자유롭게 진동하게 되며 longitudinal wave를 전달한다. 이때 진동 주파수가 센서 소자의 고유 공명 주파수와 같다면 센서 소자 내에서 고정된 파형이 발생한다. 길이 l 의 센서의 한쪽 면이 알려지지 않은 임피던스 Z_x 와 접촉하게 되면 시스템은 load되고, unloaded와 loaded condition에서의 공명 주파수의 차이값 Δf_0 은 식 2.3과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Delta f_0 = -\frac{V_0}{2\pi l} \cdot \frac{\beta}{Z_0} \quad (2.3)$$

위의 식에서 V_0 는 등가 속도, Z_0 는 센서의 등가 임피던스이며, β 는 알려지지 않은 물질의 임피던스 Z_x 의 리액턴스이고, Z_x 는 식 2.4로 표현된다.

$$Z_x = \alpha + j\beta \quad (2.4)$$

여기에서 α 는 저항, j 는 일반 복소수를 나타내는 허수단위이며, [19]에 따르면 β 를 적절하게 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\beta = \omega m_x - \frac{1}{\omega C_x} \quad (2.5)$$

여기에서

$$m_x = \frac{\rho S}{10(1-\nu)} (S)^{1/2} \quad (2.6)$$

$$C_x = \frac{1}{2} \left(\frac{\pi}{S} \right)^{1/2} \frac{(1-\nu^2)}{E} \quad (2.7)$$

가 되며 ρ 는 밀도, ν 는 Poisson's ratio, E 는 Young's modulus, S 는 접촉 면적 πr^2 이고 이때의 r 은 접촉 면적의 반지름을 나타낸다. m_x 는 inertia term, C_x 는 표면 컴플라이언스이므로 stiffness는 $k_x = \frac{1}{C_x}$ 가 된다. 위의 식 (2.6)과 (2.7)에서와 같이 inertia term m_x 는 반지름 r 의 세제곱 형태로 나타낼 수 있으며, stiffness k_x 는 r 로 나타낼 수 있음을 알 수 있다. 촉각센서의 접촉 면적의 반지름 $r < 1.0$ 이라면, stiffness k_x 는 inertia term m_x 보다 커지게 되고, 반면에 $r > 1.0$ 이면 stiffness k_x 는 무시할 수 있다. 따라서 stiffness loading effect에 의해서 발생하는 공명 주파수의 변화는 식 2.8로 나타내며

$$\Delta f_0 = \frac{1}{2\pi^2} \left(\frac{k_x}{Z_0} \right) \quad (2.8)$$

질량하중의 경우,

$$\Delta f_0 = - \frac{k_0}{2\pi^2 Z_0} \left(\frac{m_x}{m_0} \right) \quad (2.9)$$

k_0 는 등가 stiffness, m_0 는 센서 시스템의 등가 임피던스에 대한 등가 질량이 된다. 따라서 센서의 공명곡선은 이동하게 되고 결과적으로 유도 주파수에 대한 함수인 위상차 곡선도 이동하게 된다.

Loaded condition에서 촉각센서는 혈류에 의해서 발생하는 신체 표면의 움직임

을 PZT 표면과 신체 표면 사이의 흡수계수의 변화로 감지한다. 혈류가 PZT 표면에 압력을 가하게 되면 PZT 표면과 신체 표면과의 접촉 상태가 단단해지게 되고 결과적으로 흡수계수가 증가한다. 입력(ultrasonic transducer)과 출력(vibration pickup) 간의 전압 변화의 위상차는 신체 표면의 흡수계수에 따라서 결정되며 이러한 현상은 간단한 forced vibration resonance model에 의해서 다음과 같이 설명할 수 있다.

$$m_0 \frac{d^2\delta}{dt^2} + r_0 \frac{d\delta}{dt} + k_0\delta = F_\nu \sin(\omega t) + F_s \sin(\omega t + \phi) \quad (2.10)$$

위 식에서 r_0 는 센서 시스템의 등가 임피던스에 대한 등가 저항, ω 는 각속도, F_ν 는 초음파 변환기의 추진력의 크기이고 즉, $F_\nu \sin(\omega t)$ 는 입력 전압을 나타낸다. F_s 는 신체 표면 흡수계수와 센서와 신체 표면 사이의 거리에 대한 함수이다. ϕ 는 거리에 대한 함수이다. 이 공명 시스템에 대한 응답 δ 는 다음과 같이 간단하게 표현할 수 있으며

$$\delta = A \sin(\omega t + \theta) \quad (2.11)$$

여기에서

$$\theta = \tan^{-1} \frac{r_0 \omega - (k - m\omega^2)\mu}{(k - m\omega^2) + r_0 \omega \mu} \quad (2.12)$$

$$\mu = \frac{F_s \sin \phi}{F_\nu + F_s \cos \phi} \quad (2.13)$$

가 된다. 따라서 흡수계수에 대한 함수 F_s 는 주어진 각속도 ω 에서의 위상차 θ 를 측정해서 계산할 수 있다.

2.4.3 Phase Shift Method

식 (2.12)에서 나타난 위상차는 그림 2.8에 나타난 새로운 위상변환회로[20]에 의해 높은 신호 대 잡음비로 측정될 수 있다. Vibration pickup은 진동을 검출하여 전압으로 변환하여 증폭부와 위상변환회로를 통하여 driving PZT로 귀환된다. 센서를 통하여 변화하는 전압의 위상변화는 θ_1 으로 표현하였고, 위상변환회로를 통한 위상변화는 θ_2 로 표현하였다. 이 시스템에서 $\theta_1 + \theta_2 = 0$ (그림 2.9)일 때, 증폭이 될 수록 위상변환회로는 센서부를 자신의 공명주파수 f_0 로 몰아가게 된다. 센서가 load되면 공명곡선은 물질의 음향 임피던스에 따라서 변화하고 센서는 $\theta_1 + \Delta\theta_1 = -(\theta_2 + \Delta\theta_2)$ 가 되는 새로운 주파수($f_c = f_0 - \Delta f_c$)에서 공명한다. 특히, 이 회로는 센서부의 위상 변화를 공명 주파수를 조절함으로써 보상한다. 이 시스템은 귀환 시스템이 PZT 변환기의 기계적인 진동과 전기적 회로의 공명을 결합시켜 속도 공명 시스템으로 동작하게 되므로 센서의 신호 대 잡음비가 매우 뛰어나다.

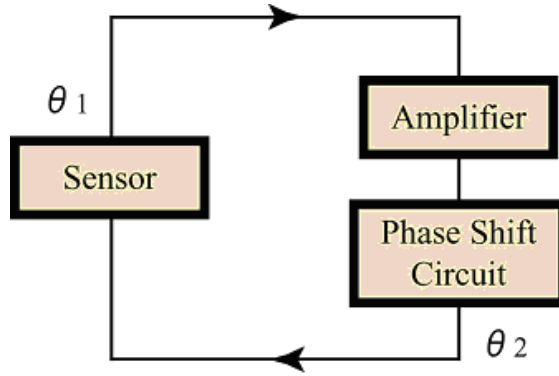


그림 2.8 촉각센서의 기본 구성 요소들 간의 입출력 관계

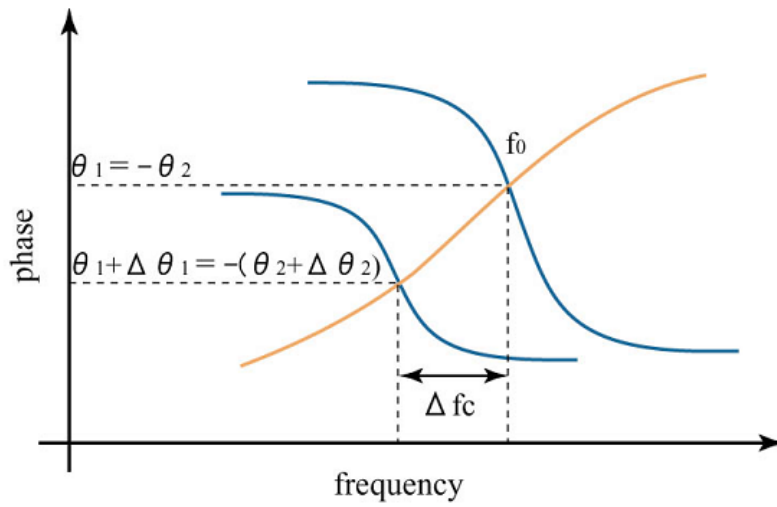


그림 2.9 Phase shift 원리에 따라 shift하는 공명 주파수

2.4.4 촉각 센서를 사용한 동맥의 stiffness 측정

촉각 센서를 사용하여 동맥의 stiffness를 측정하기 위하여 우선 촉각센서를 사용하여 얻은 파형과 photoplethysmography를 사용하여 얻은 파형을 비교하였다. 촉각 센서로 손목에서 맥이 뛰는 곳에서 파형을 측정하였고, 같은 손의 손가락에서 photoplethysmography를 사용하여 파형을 측정하여 파형의 시작점과 두 번째 피크간의 시간 지연 값을 산출하여 비교하였다. 각각에서 얻은 DVP를 미분하여 시간 지연 값을 구하였는데 이때 두 번째 피크가 존재하지 않는 파형에서는 파형의 시작점과 미분하여 첫 번째 피크 이후의 미분 값 중 0과 가장 가까운 지점과의 시간차를 산출하였다(그림 2.10).

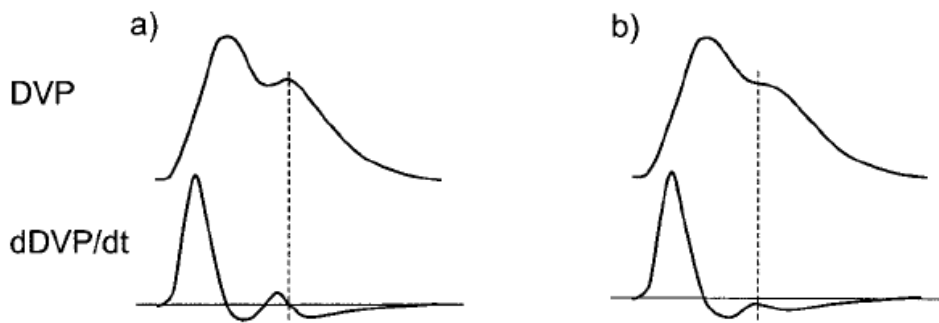


그림 2.10 두 번째 피크의 위치를 결정하는 방법

피검자의 신장을 위와 같이 구한 시간 지연 값(ΔT_{DVP})으로 나누어 photoplethysmography와 촉각센서를 사용한 각각의 SI_{DVP} 값을 구하여 이들의 상관성을 분석한 결과 $r = 0.793$, $p < 0.0001$ 이라는 결과를 얻어, 촉각 센서로 동맥의 stiffness를 산출할 수 있다는 결론을 얻었다.

제 3 장 실험

3.1 실험 조건

3.1.1 측정 대상

22-37세의 피검자 46명(26.8 ± 3.12 세; 남:여=32:14명)을 대상으로 한쪽 팔에서 실험을 수행하였다. 피검자의 상완둘레는 21-36cm(27.6 ± 3.58 cm)로 35cm를 초과하는 사람은 1명(2.2%), 25-35cm 사이의 값을 가지는 사람은 34명(73.9%), 그리고 25cm 미만의 값을 가지는 사람은 11명(23.9%)이었다. 신장은 151-183cm(168.75 ± 7.74 cm)이었다. 피검자 중에는 심장질환 환자가 2명, 뇌수술 환자 1명, B형 간염 경험자 1명, 늑막염 경험자 1명, 안면마비 경험자 1명, 고혈압 판정 경험자 4명, 저혈압 판정 경험자 3명으로 총 13명(28.3%)이 특이사항을 가지고 있었다. 표 3.1은 피험자의 혈압을 측정한 후 측정 대상을 정상혈압, 고혈압, 저혈압으로 분류하여 나타낸 표이다.

표 3.1 측정 대상 분류

	남	여	계
정상혈압	25	10	35
고혈압	7	0	7
저혈압	0	4	4
계	32	14	46

3.1.2 측정 환경 및 시험 수행자(측정자)

강원도 원주에 위치한 연세대학교에서 시험을 수행하였으며 측정자는 수동식

으로 청진법을 사용하여 혈압을 측정하는데 경험이 많은 사람 두 명(각각 경력 8년, 7년, 원주기독병원)을 선정하였고 그 중 한 명(경력 8년)이 혈압계의 배기를 조절하였다.

3.2 실험 방법

3.2.1 측정 준비

대상의 측정 자세는 기본적으로 앉아서 진행하였다. 피검자의 신장을 측정하고, 측정을 수행할 팔의 상완 부분에서 가장 볼록한 부분에서 상완동맥을 측정하였다.

3.2.2 청진법으로 혈압 측정

청진법을 이용하여 혈압을 측정하도록 설계된 기기로 수은혈압계(YAMASU-600, Japan)를 사용하였다. 배기 밸브 속도는 측정자 임의로 조절 가능한 것을 사용하여 측정하였다.

커프를 두르기 전 커프를 평평하게 눌러 커프에 잔존하는 압력을 모두 제거한 후 피검자 상완에 두르고 측정자 두 명이 동시에 들을 수 있는 청진기(KaWe, REF 43650, Germany)를 상완동맥(brachial artery)에 위치시킨다. 가압을 할 때 처음 100mmHg까지는 빠르게 가압을 한 후 청진기로 맥이 들리지 않는 시점까지 20mmHg 단위로 지속적으로 가압하였다. 이때, 최고 도달 압력을 기록하였다. 감압 속도는 3mmHg/sec로 하여 수축기와 확장기 혈압을 측정하였다. 한번 측정할 때 측정 시간이 60초 이상 걸리지 않도록 하였다.

3.2.3 촉각센서로 맥파 측정

청진법으로 혈압을 측정한 동일한 팔의 손목에서 맥이 뛰는 곳을 찾아내어 그림 3.1의 촉각센서를 장착하고 피검자의 팔의 위치를 동일하게 하기 위하여 일정한 높이와 위치에 팔을 고정하도록 하였고 최대한 움직이지 않는 상태에서 측정하였다. 촉각센서에 동일한 압력을 주기 위하여 그림 3.2와 같이 클립을 사용하여 촉각센서를 고정하였다. 그림 3.3은 촉각 센서 시스템의 전체 구성이다. 15초 동안 측정을 수행하였다.

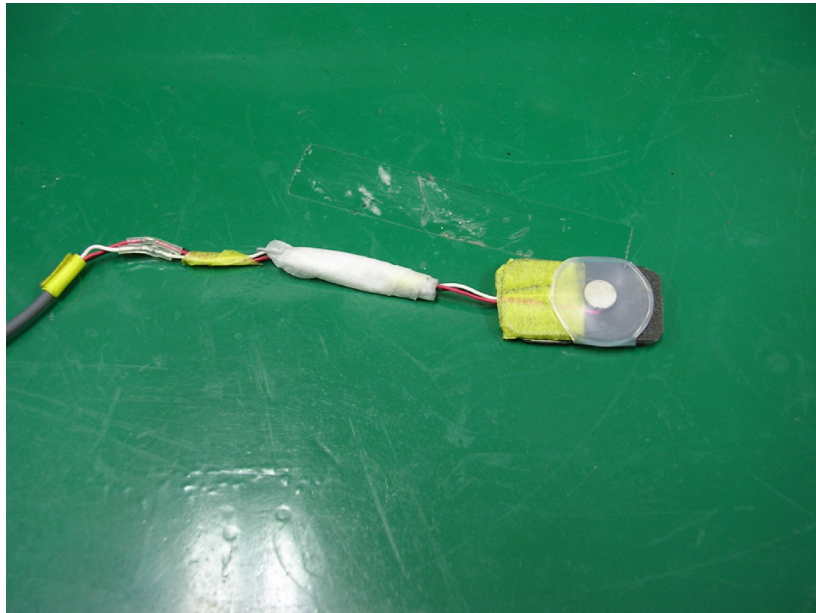


그림 3.1 제작한 촉각 센서

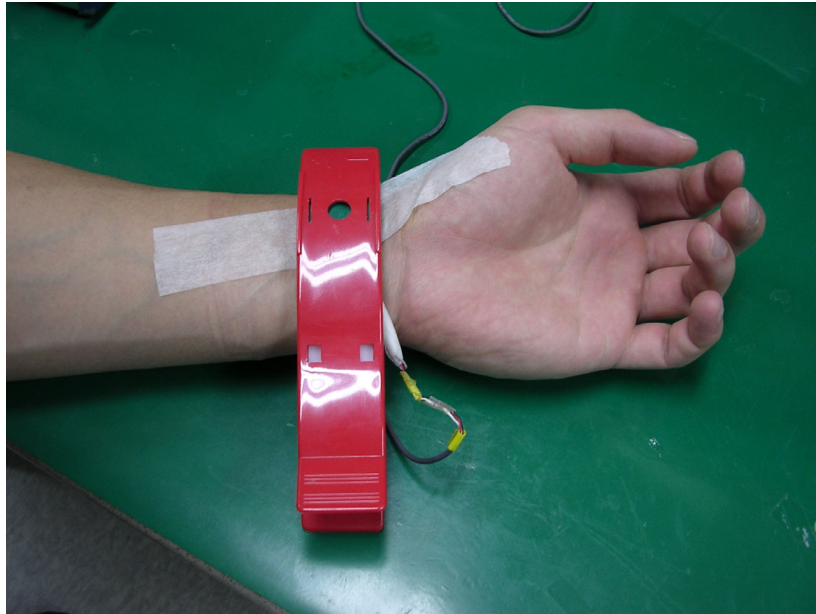


그림 3.2 측각 센서를 클립을 사용하여 손목에 고정된 모습

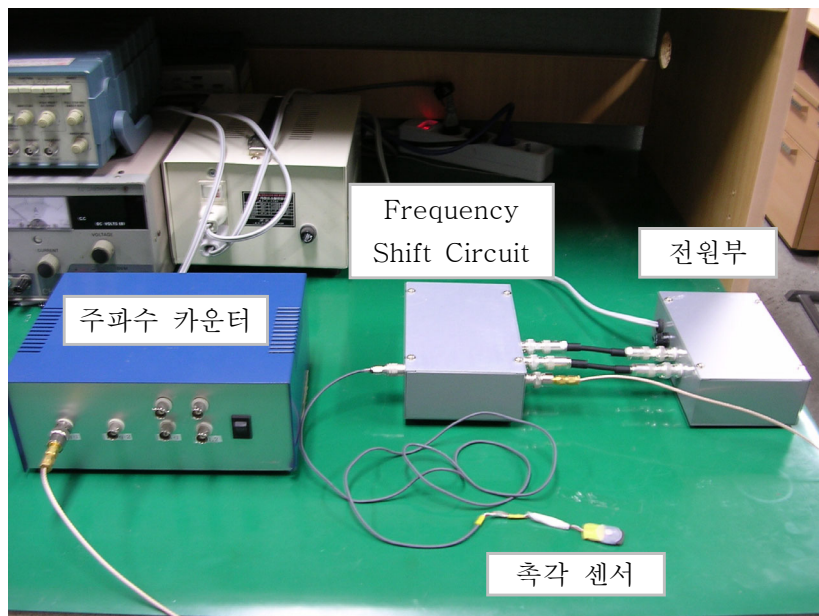


그림 3.3 측각 센서 시스템

3.2.4 Photoplethysmography로 맥파 측정

앞의 실험을 수행한 동일한 팔의 손가락에 Microprocessor MSP430F149를 이용한 photoplethysmography 측정 장치를 장착하고 15초 동안 맥파를 측정하였다. Photoplethysmography를 이용한 측정 역시 촉각센서를 측정할 때와 마찬가지로 일정한 높이와 위치에서 최대한 움직임을 제어하면서 측정을 하였다.

3.2.5 전자혈압계로 혈압 측정

전자혈압계(Welch Allyn, NIBP Developer's Kit)의 커프에 잔존하는 압력을 눌러 제거한 후 동일한 팔의 상완에 두르고 피검자의 수축기와 확장기 혈압을 측정하였다. 커프의 bladder는 최소 팔 둘레의 80%가 되어야 하는데 정상이거나 마른 팔에서는 35cm bladder가 강력히 추천[23]되므로 상완둘레 25.3-34.3cm 대 상용(Welch Allyn, 97S657)을 사용하였다.

3.2.6 반복 측정

수은혈압계, 촉각센서, photoplethysmography, 그리고 자동혈압계를 이용한 측정 주기를 모두 세 번 반복하였다. Auscultatory gap의 영향을 배제하기 위하여 수은혈압계로의 측정에서 두 번째 측정 시에는 최고 도달 압력에 30mmHg를 더한 압력까지 가압하여 측정하였고, 세 번째는 두 번째보다 30mmHg를 더한 압력까지 가압하여 측정하였다. 혈압계를 사용한 측정 이후에는 최소 1분의 시간 간격을 두어 커프의 압력에 의해서 영향을 받았던 혈관과 혈류가 정상 상태로 돌아온 이후에 다음 측정을 수행하였으며, 한 대상 당 한 주기의 측정 시간이 총 10분에서 30분 이내가 되도록 하였다.

제 4 장 결과

본 연구에서는 National Instruments의 LabVIEW 7.0을 사용하여 촉각 센서와 photoplethysmography의 데이터를 수집하였고 Matlab 6.5를 이용하여 피크점 및 두 피크 간의 시간 지연을 추출하였다. 피검자 총 46명을 실험군과 대조군의 두 개의 집단으로 나누어 실험군 23명의 데이터를 사용하여 회귀분석을 하였고, 대조군 23명의 데이터에 적용하여 결과 값을 산출하였다.

4.1 측정자 간 상관성 확인

미국 의료기기 진흥협회(Association for the Advancement of Medical Instrument, AAMI)의 미국 국제 규격 ANSI/AAMI 중 전자식 자동 혈압계에 관한 규격을 나타내고 있는 SP10에 의하면 전자식 자동 혈압계를 평가하기 위해서는 청진법을 사용하여 혈압을 측정하는데 경험이 많은 두 사람을 선정하여 동시에 측정해야 하며, 두 측정자 간 혈압측정치는 전체 측정 데이터의 95% 이상이 $\pm 10\text{mmHg}$ 내에 분포하고, 동시에 85% 이상은 $\pm 5\text{mmHg}$ 이내에 분포하여야 한다. 그러므로 두 측정자가 동시에 혈압을 30번 측정하여 측정자 간 오차를 계산하였다(그림 4.1, 그림 4.2). 그림 4.1에서 수축기 혈압에서의 두 측정자 간 오차의 전체 데이터가 $\pm 10\text{mmHg}$ 내에 분포하고, 30개 중 28개(93%)의 데이터가 $\pm 5\text{mmHg}$ 내에 분포함을 확인할 수 있다. 그림 4.2에서 확장기 혈압에서의 두 측정자 간 오차의 전체 데이터 중 29개(96.7%)의 데이터가 $\pm 10\text{mmHg}$ 내에 분포하며, 27개(90%)의 데이터가 $\pm 5\text{mmHg}$ 내에 분포함을 볼 수 있다.

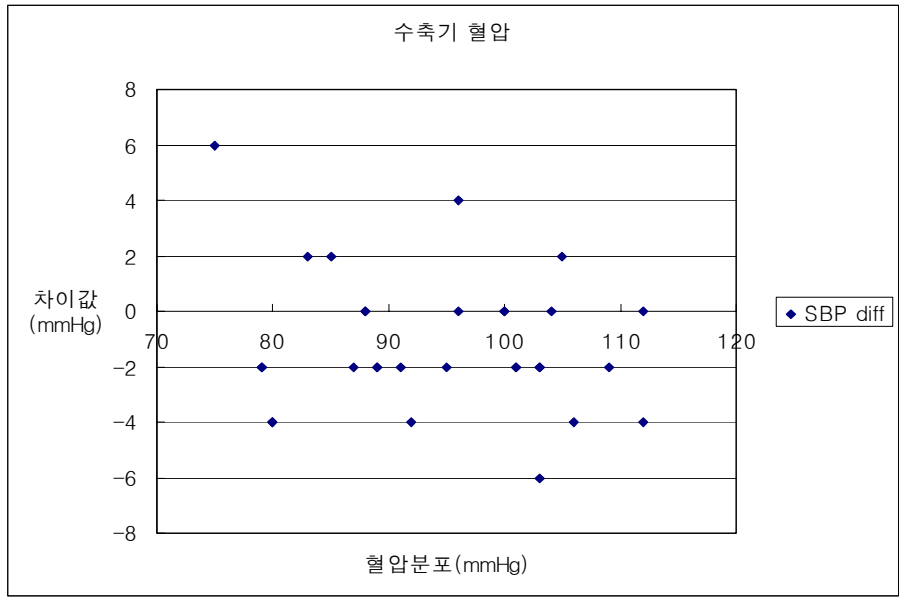


그림 4.1 측정자 간 수축기 혈압 오차 분포

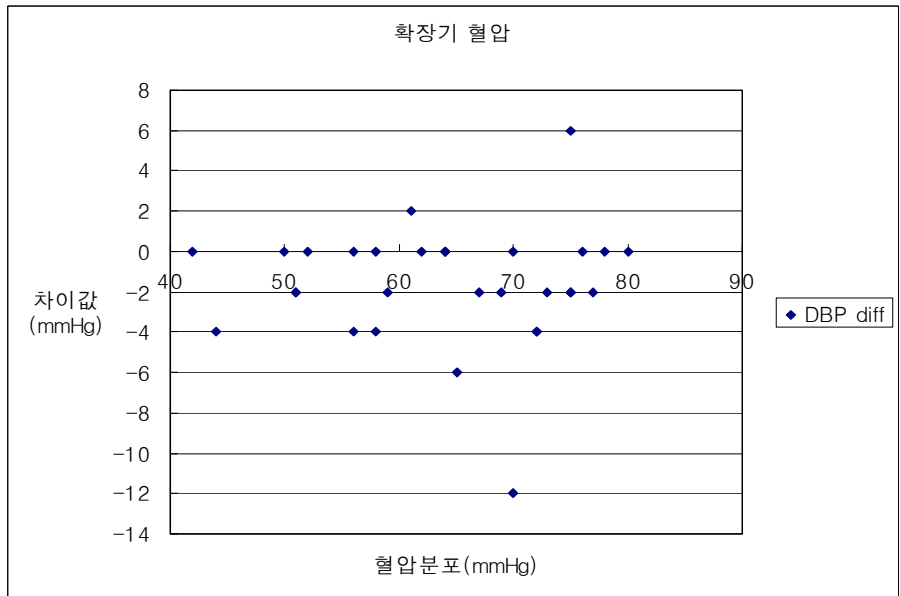


그림 4.2 측정자 간 확장기 혈압 오차 분포

4.2 전자 혈압계의 오차율 계산

각각의 피검자에게서 측정된 세 쌍의 청진법 데이터와 세 쌍의 전자 혈압계 데이터의 평균을 수축기와 확장기 혈압에서 각각 구하여 청진법 데이터에서 전자 혈압계 측정 데이터를 감하여 피검자 총 46명에 대한 혈압 측정값 오차에 대한 평균을 구하였다(그림 4.3, 그림 4.4).

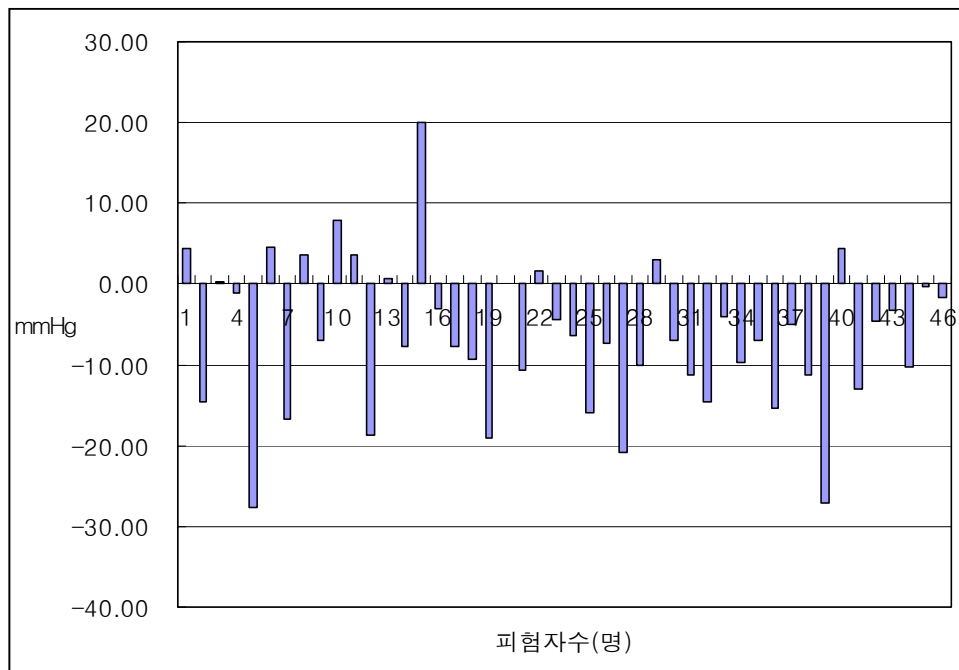


그림 4.3 수축기 혈압 측정 오차

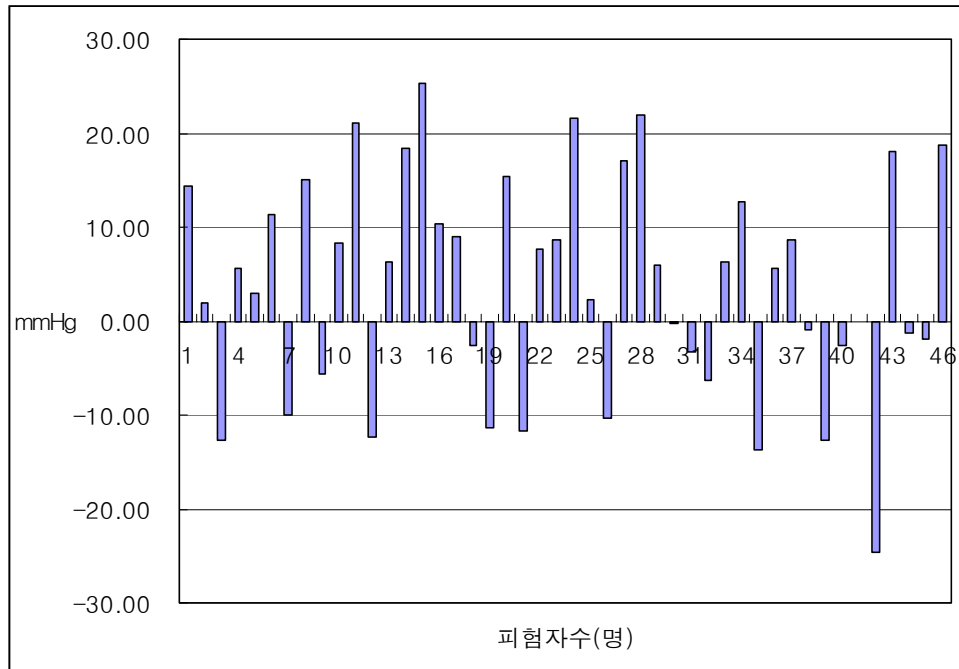


그림 4.4 확장기 혈압 측정 오차

계산된 측정 오차는 수축기 -6.51 ± 9.25 mmHg, 확장기 3.83 ± 11.67 mmHg로, AAMI SP10에서 정한 5 ± 8 mmHg에 훨씬 못 미치는 측정 수준을 보이고 있다(표 4.1).

표 4.1 전자혈압계의 혈압 측정 오차율

	평균	표준편차
수축기	-6.51	9.25
확장기	3.83	11.67

4.3 Photoplethysmography와 촉각 센서의 데이터 비교

전자 혈압계의 높은 오차율에 영향을 미치는 요인 중의 하나인 동맥의 stiffness에 대한 영향을 고려하여 오차율을 보정하기 위하여, 동맥의 stiffness에 대한 지수를 측정하는데 촉각 센서를 사용하였다. 새로운 방법인 촉각센서를 사용하기 위해, 한 사람 당 세 번씩 총 46명의 피검자로부터 기존의 동맥 stiffness 지수 측정에 사용되는 photoplethysmography와 촉각 센서를 사용해서 얻은 각각의 digital volume pulse에서 과형의 시작점과 두 번째 피크 사이의 시간을 구해 직접 파와 반사파의 시간 지연(ΔT_{DVP})을 구하였다. 피검자의 신장을 ΔT_{DVP} 값으로 나누어 stiffness index(SI_{DVP})를 구하여 photoplethysmography와 촉각 센서로 구한 값이 서로 상관관계가 있음을 확인하였다(그림 4.5, 그림 4.6). Photoplethysmography와 촉각 센서로 구한 ΔT_{DVP} 값은 상관계수 $r = 0.693$, $p < 0.0001$ 이고, SI_{DVP} 값은 $r = 0.793$, $p < 0.0001$ 로 서로 상관관계가 있고 통계적으로 유의한 값을 확인하였다.

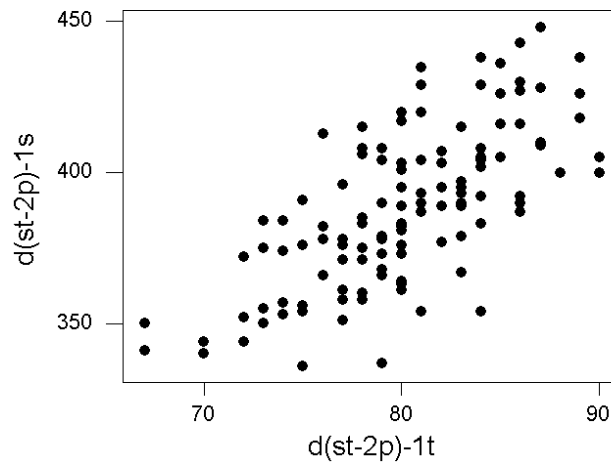


그림 4.5 Photoplethysmography와 촉각 센서로 측정 한 ΔT_{DVP}

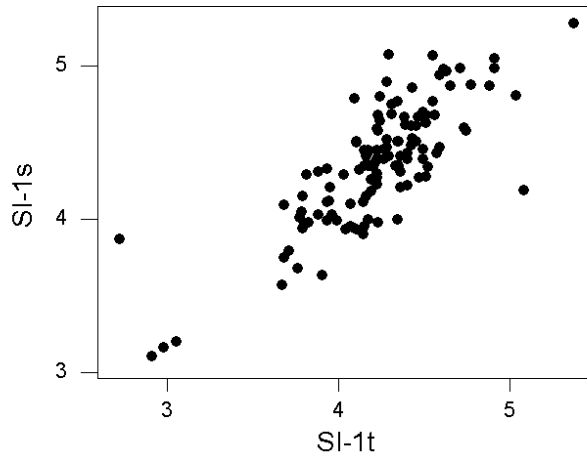


그림 4.6 Photoplethysmography와 촉각 센서를 사용하여 구한 SI_{DVP}

피검자로부터 수집한 15초의 digital volume pulse에서 위의 데이터를 계산하기 위하여 Matlab 6.5를 사용하여 구현한 시스템의 프로그램의 순서도는 그림 4.7와 같다. 수집된 데이터에서 잡음을 제거한 후 파형을 화면에 표시한다. 표시된 파형에서 template을 설정하여 본 파형과 cross correlation을 하여 peak 값을 구하고 이 값을 이용하여 파형을 각 주기마다 잘라내어 모두 더하여 평균 파형을 구한다. 이렇게 평균한 파형을 1차 미분하여 0점 교차점을 찾아 digital volume pulse의 시작점과 두 번째 피크가 발생하는 지점을 찾아낸다. 만약 0점 교차점의 개수가 3보다 작다면 두 번째 피크가 발생하지 않은 것이므로 2차 미분을 하여 0점과 가장 가까운 지점을 찾아내고 프로그램을 끝낸다.

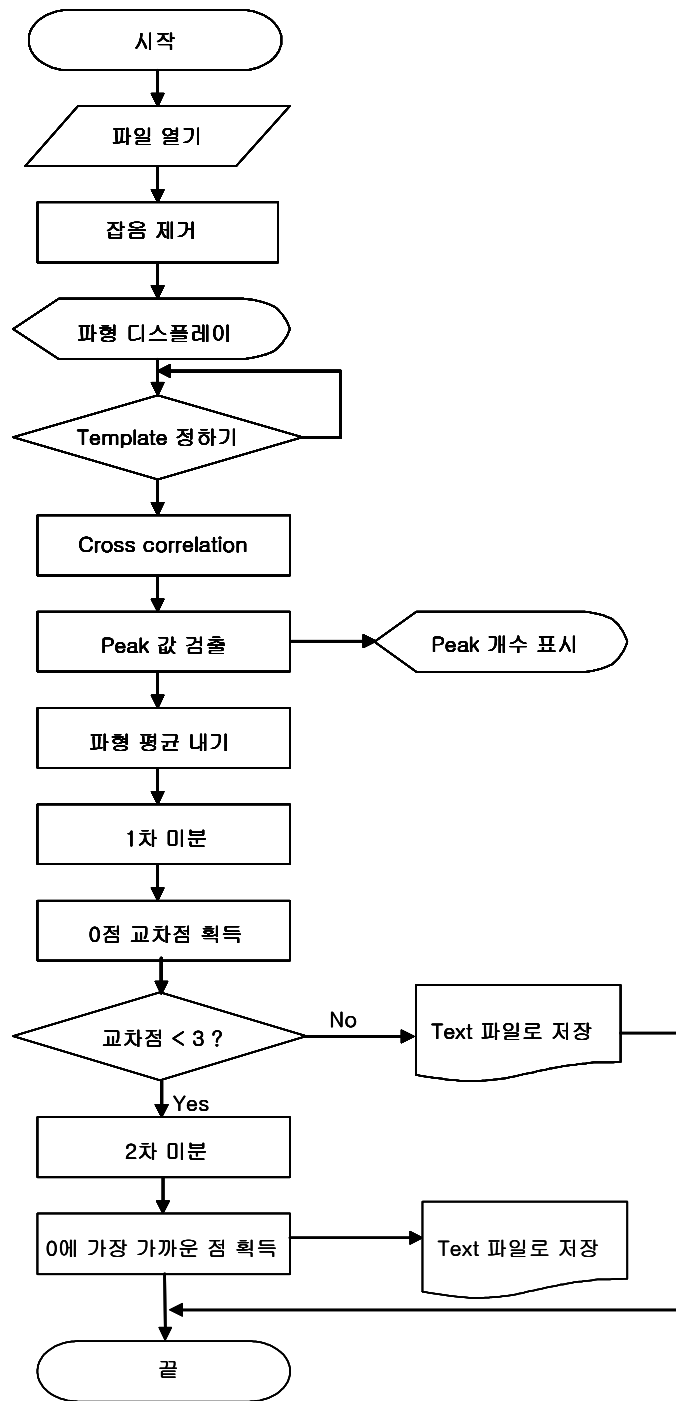


그림 4.7 ΔT_{DVP} 검출 프로그램 순서도

그림 4.8은 촉각센서로 얻은 피검자의 DVP이다.

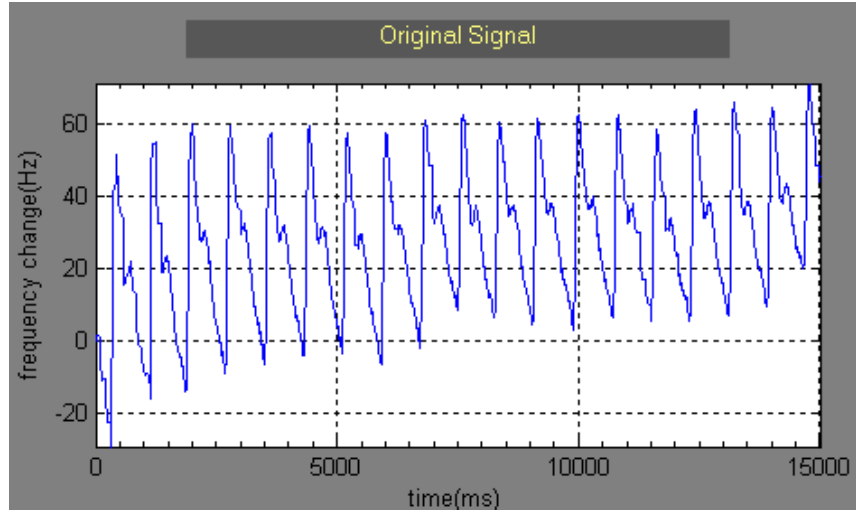


그림 4.8 촉각 센서로 획득한 digital volume pulse

이 파형에서 template을 정해 평균 파형을 구해 이를 미분하였다(그림 4.9).

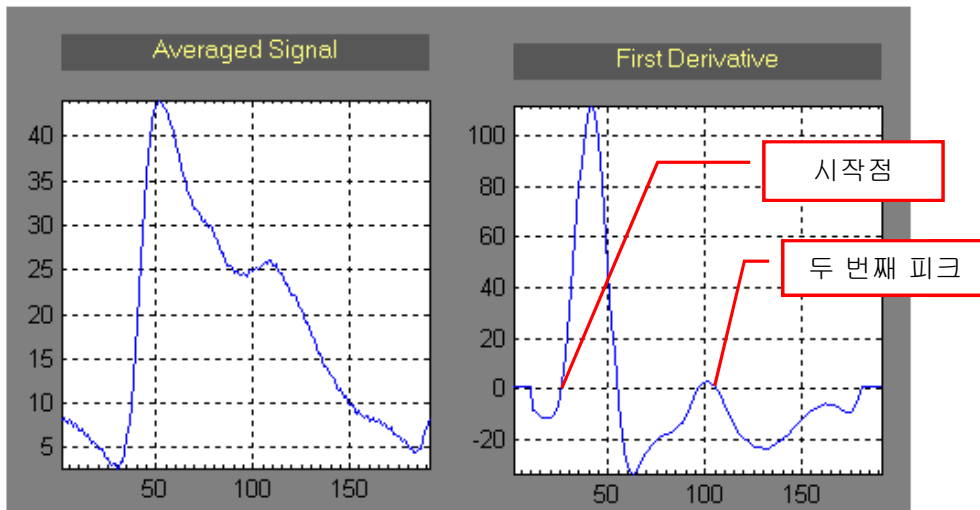


그림 4.9 평균 파형 및 1차 미분 그래프

두 번째 피크가 존재하지 않는 파형(그림 4.10)에서는 2차 미분을 하고 1차 미분에서 0에 가장 가까운 변곡점을 찾아내었다(그림 4.11).

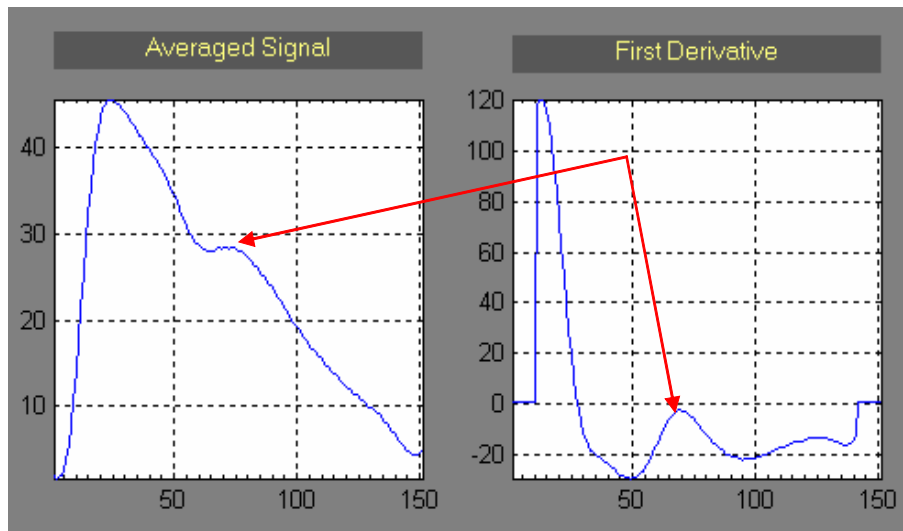


그림 4.10 두 번째 피크가 존재하지 않는 파형

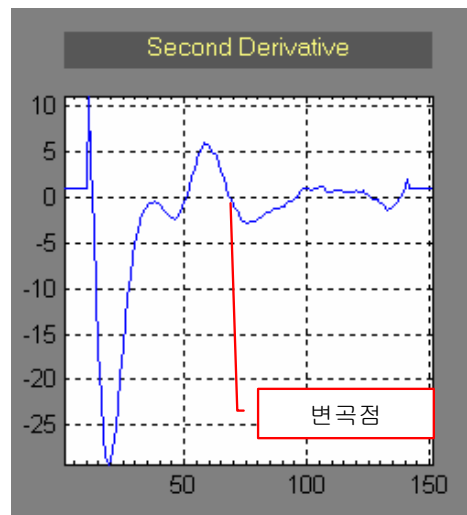


그림 4.11 1차 미분에서의 변곡점

두 피크 사이의 거리에 대한 Duty Cycle을 구하기 위하여 전체 주기 a 와 두 피크 간 시간차 b 를 구하여 Duty Cycle을 계산하였다(그림 4.12, 식 4.1).

$$DutyCycle(\%) = \frac{b}{a} = \frac{\text{두 피크 간 시간차}}{\text{전체주기}} \times 100 \quad (4.1)$$

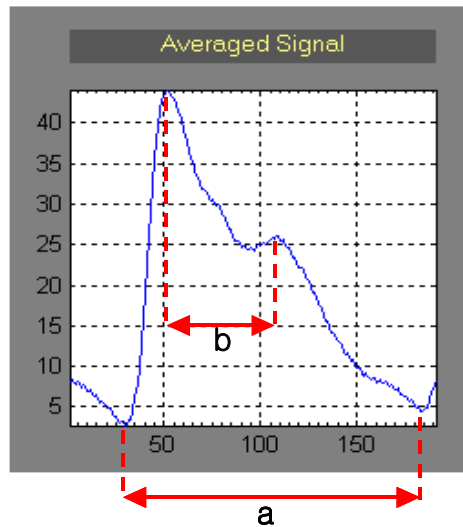


그림 4.12 두 피크 간 duty cycle

파형의 시작점에서부터 첫 번째 피크까지 증가하는 기울기를 각 점에 대하여 구한 값의 평균을 구하여 기울기 1의 평균을 구하고, 첫 번째 피크부터 두 번째 피크 사이에 감소하는 기울기를 각 점에 대하여 구한 값의 평균을 구하여 기울기 2의 평균을 구하였다. 두 번째 피크에서 파형의 끝점까지의 기울기인 기울기 3은 두 번째 피크에서의 값과 끝점에서의 값을 구하여 감소한 값을 구하고 이를 심장 주기로 정규화하여 기울기 3을 구하였다(그림 4.13).

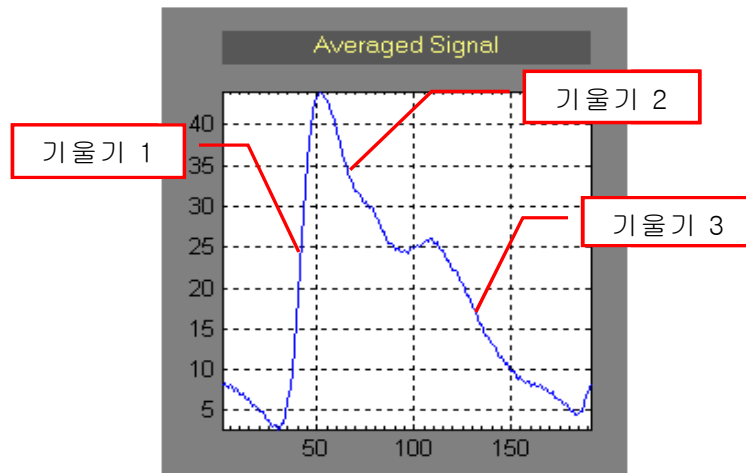


그림 4.13 대표 파형의 기울기

4.4 동맥의 stiffness를 반영한 전자혈압계의 오차율 보정

46명의 피검자를 정상혈압군과 고혈압군, 그리고 저혈압군이 비슷하게 포함되도록 23명의 트레이닝셋과 23명의 테스트셋으로 나누고(표 4.2, 표 4.3) 트레이닝셋에서 통계분석 툴 Minitab을 사용하여 수축기와 확장기 혈압에 대하여 회귀분석을 하였다.

표 4.2 혈압 측정하여 회귀공식을 구하기 위한 트레이닝셋

	정상혈압군	고혈압군	저혈압군	계
남자	11	3	0	14
여자	7	0	2	9
계	18	3	2	23

표 4.3 회귀공식 적용하여 오차율을 분석하기 위한 테스트셋

	정상혈압군	고혈압군	저혈압군	계
남자	14	4	0	18
여자	3	0	2	5
계	17	4	2	23

4.4.1 수축기 혈압 회귀분석을 통한 오차율 보정

청진법으로 측정한 수축기 혈압값($SBP_{Auscultatory}$)을 최종 응답값으로 두고 전자혈압계로 측정한 수축기 혈압값($SBP_{Oscillometric}$)과 촉각센서로 측정한 동맥의 stiffness index($SI_{Tactile}$), 평균 동맥압(MAP), 첫 번째 피크에서 두 번째 피크까지의 시간차의 Duty Cycle(D_{p-p}), 파형 시작점으로부터 첫 번째 피크까지의 기울기의 평균값($slope1$), 그리고 파형 시작점에서부터 첫 번째 피크까지 도달 시간($d(st-1p)$)을 예상값으로 정하여 회귀분석을 하였다(그림 4.14)

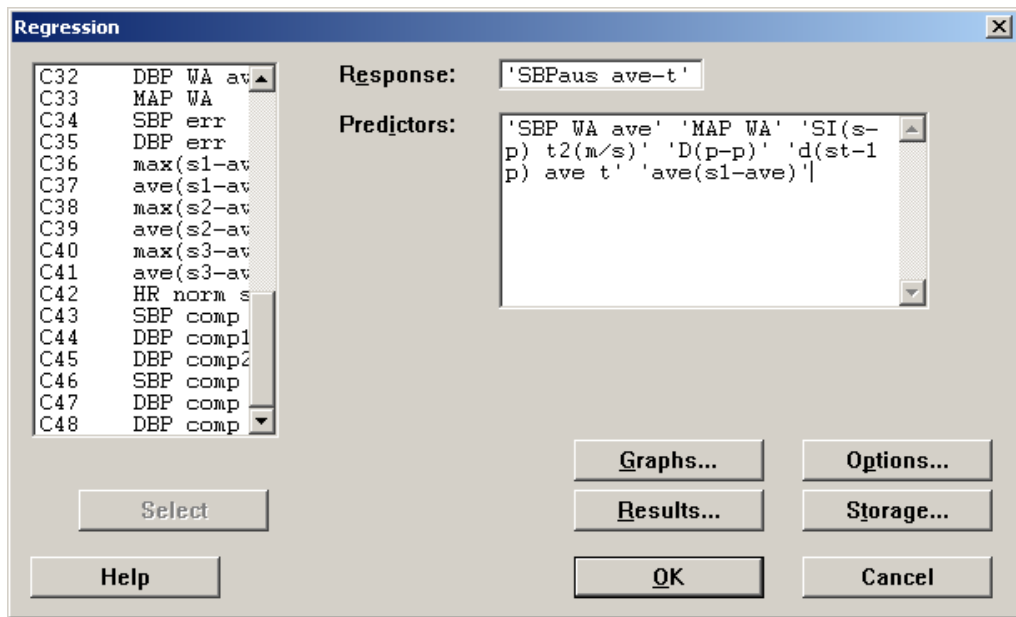


그림 4.14 Minitab을 사용한 수축기 혈압의 회귀분석

수축기 혈압에 대한 회귀공식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 SBP_{Auscultatory} = & 9.1 + 0.419SBP_{Oscillometric} + 1.05MAP - 4.98SI_{Tactile} \\
 & - 0.072D_{p-p} - 0.36d(st-1p) - 0.005slope1
 \end{aligned}
 \tag{4.2}$$

이에 대한 R-Sq 값은 78.1%이고 $p < 0.0001$ 로 통계적으로 유의한 관계를 가짐을 확인하였다. 식(4.2)의 회귀공식을 테스트셋에 적용하였다. 테스트셋의 수축기 혈압 전자혈압계 오차율은 표 4.4와 같다. 회귀공식을 테스트셋에 적용한 후 오차율을 계산하였다(표 4.5). 표 4.4와 표 4.5에서 오차율의 평균이 -5.50mmHg 에서 2.57mmHg 로 개선되었고 표준편차가 9.27mmHg 에서 9.05mmHg 로 개선되었다. 이를 그림으로 나타내었다(그림 4.15).

표 4.4 테스트셋 수축기 혈압 오차율

수축기 혈압			
피검자	전자혈압계	청진법	오차
1	112.67	91.83	-20.83
2	127.33	108.67	-18.67
3	124.00	108.00	-16.00
4	123.67	109.00	-14.67
5	108.67	97.33	-11.33
6	120.33	109.67	-10.67
7	111.33	101.67	-9.67
8	122.00	114.33	-7.67
9	123.33	116.00	-7.33
10	120.00	113.00	-7.00
11	96.33	91.33	-5.00
12	105.33	101.00	-4.33
13	120.33	117.33	-3.00
14	100.00	99.00	-1.00
15	123.00	123.00	0.00
16	124.67	127.67	3.00
17	119.33	123.00	3.67
18	119.67	105.00	-14.67
19	126.33	126.67	0.33
20	120.00	124.33	4.33
21	115.67	135.67	20.00
22	104.67	94.33	-10.33
23	94.67	99.00	4.33

수축기 혈압 오차 = -5.50 ± 9.27 mmHg

표 4.5 동맥의 stiffness index를 사용하여 보정한 수축기 혈압 오차율

수축기 혈압			
피검자	보정한 값	청진법	오차
1	101.22	91.83	-9.39
2	116.78	108.67	-8.11
3	121.37	108.00	-13.37
4	116.94	109.00	-7.94
5	92.97	97.33	4.37
6	112.30	109.67	-2.64
7	102.89	101.67	-1.22
8	104.10	114.33	10.24
9	120.60	116.00	-4.60
10	112.46	113.00	0.54
11	93.09	91.33	-1.75
12	96.76	101.00	4.24
13	113.16	117.33	4.17
14	91.80	99.00	7.20
15	117.92	123.00	5.08
16	121.25	127.67	6.41
17	108.35	123.00	14.65
18	105.67	105.00	-0.67
19	121.26	126.67	5.41
20	117.15	124.33	7.19
21	108.53	135.67	27.14
22	96.67	94.33	-2.34
23	84.58	99.00	14.42

수축기 혈압 오차 = 2.57 ± 9.05 mmHg

4.4.2 확장기 혈압 회귀분석을 통한 오차율 보정

청진법으로 측정된 확장기 혈압값($DBP_{Auscultatory}$)을 최종 응답값으로 두고 전자혈압계로 측정된 확장기 혈압값($DBP_{Oscillometric}$)과 촉각센서로 측정된 동맥의 stiffness index($SI_{Tactile}$), 평균 동맥압(MAP), 첫 번째 피크에서 두 번째 피크까지의 시간차의 Duty Cycle(D_{p-p}), 두 번째 피크에서부터 파형의 끝점까지의 감소값을 심장주기로 정규화한 값($slope3_{HR}$), 그리고 첫 번째 피크에서 두 번째 피크 사이의 기울기 감소값의 평균값($slope2$)을 예상값으로 정하여 회귀분석을 하였다. 확장기압의 회귀공식은 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 DBP_{Auscultatory} = & 46.0 - 0.989DBP_{Oscillometric} + 2.31MAP - 15.6SI_{Tactile} \\
 & - 0.852D_{p-p} + 8.40slope3_{HR} - 0.435slope2
 \end{aligned}
 \tag{4.3}$$

이에 대한 R-Sq값은 78.7%, $p < 0.0001$ 이다. 식(4.3)을 테스트셋에 적용하여 확장기 혈압 오차율을 보정한 것을 표 4.6과 4.7로 나타내었다. 확장기 혈압 오차율의 평균값이 4.34mmHg에서 2.08mmHg로 보정되었다. 하지만 표준편차가 10.80mmHg에서 12.75mmHg로 커짐으로써 데이터가 좀 더 분산되었다(그림 4.16).

표 4.6 테스트셋 확장기 혈압 오차율

수축기 혈압			
피검자	전자혈압계	청진법	오차
1	56.67	73.67	17.00
2	69.33	57.00	-12.33
3	74.33	76.67	2.33
4	70.33	64.00	-6.33
5	61.33	60.33	-1.00
6	65.00	53.33	-11.67
7	59.67	72.33	12.67
8	61.67	70.67	9.00
9	77.67	67.33	-10.33
10	66.00	65.67	-0.33
11	57.00	65.67	8.67
12	58.33	67.00	8.67
13	66.00	76.33	10.33
14	56.33	62.00	5.67
15	73.00	88.33	15.33
16	71.33	77.33	6.00
17	59.33	80.50	21.17
18	63.00	65.00	2.00
19	71.67	59.00	-12.67
20	78.00	92.33	14.33
21	66.67	92.00	25.33
22	58.67	57.33	-1.33
23	48.33	45.67	-2.67

확장기 혈압 오차 = 4.34 ± 10.80 mmHg

표 4.7 동맥의 stiffness index를 사용하여 보정한 확장기 혈압 오차율

수축기 혈압			
피검자	보정한 값	청진법	오차
1	57.70	73.67	15.97
2	78.29	57.00	-21.29
3	73.69	76.67	2.97
4	62.63	64.00	1.37
5	46.76	60.33	13.57
6	58.57	53.33	-5.23
7	64.82	72.33	7.51
8	52.40	70.67	18.26
9	81.70	67.33	-14.37
10	62.46	65.67	3.21
11	73.41	65.67	-7.75
12	62.56	67.00	4.44
13	81.14	76.33	-4.80
14	58.62	62.00	3.38
15	74.41	88.33	13.92
16	86.64	77.33	-9.31
17	73.03	80.50	7.47
18	77.07	65.00	-12.07
19	74.99	59.00	-15.99
20	70.99	92.33	21.34
21	63.29	92.00	28.71
22	60.20	57.33	-2.87
23	46.40	45.67	-0.73

확장기 혈압 오차 = 2.08 ± 12.75 mmHg

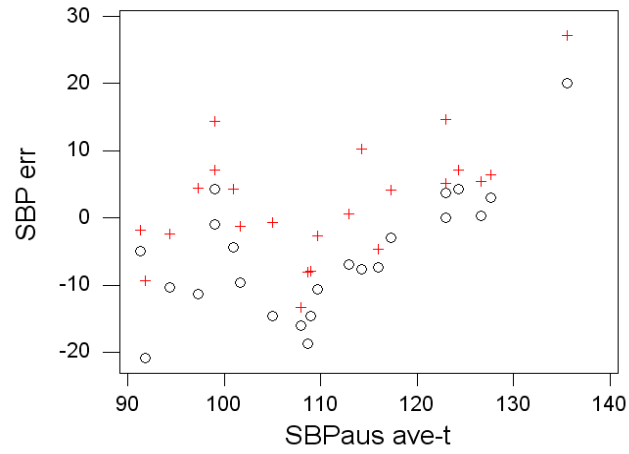


그림 4.15 수축기 혈압 오차율 보정(○: 보정하기 전, +: 보정한 후)

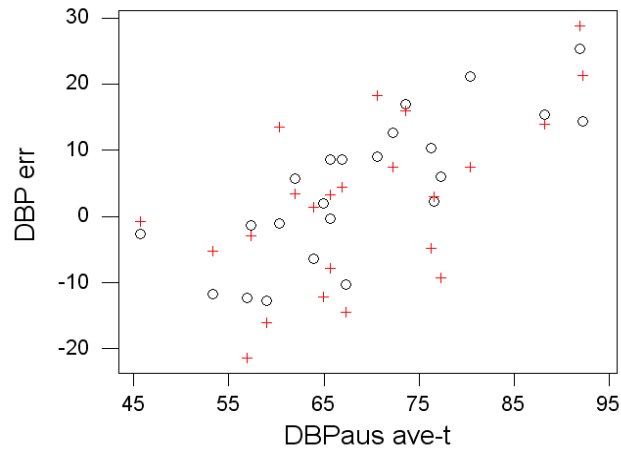


그림 4.16 확장기 혈압 오차율 보정(○: 보정하기 전, +: 보정한 후)

제 5 장 결론 및 고찰

본 논문을 통해서, 촉각 센서로 수집한 digital volume pulse를 사용하여 동맥의 stiffness에 대한 지수인 stiffness index를 추출하고, 추출된 stiffness index로 전자혈압계가 가지는 높은 오차율을 개선하는 시스템을 구축하여 보다 정확한 전자혈압계의 일체형 모델로 발전시키기 위한 초석을 마련하였다.

대부분의 전자혈압계가 사용하고 있는 오실로메트릭 방법에서 에러를 발생시키는 가장 큰 요인인 동맥의 stiffness를 측정하기 위해서 제안된 방법은 Millasseau 등이 제안한 방법[18]과 상관관계를 보여 본 논문에서 제안한 방법으로 측정한 stiffness index가 통계적으로 유의한 값을 가짐을 확인할 수 있다.

Photoplethysmography와 촉각 센서로 digital volume pulse 측정 시 동시에 데이터 수집을 하지 못하고 각각 연이어 측정함으로 인한 오차 발생 가능성이 있을 수 있다. 또한 피검자의 혈압군을 구분할 때 의료계 전문가에 의해 진단을 받은 경우도 있었으나 전체적으로, 측정된 청진법 확장기 데이터를 보고 90mmHg 이상의 값을 가지는 사람을 임의로 고혈압군으로 분류하였고, 수축기와 확장기 혈압이 모두 100mmHg와 60mmHg 이하의 값을 가지는 사람을 저혈압군으로 분류하였고, 혈압 이상 진단을 받은 사람의 경우도 거의 대부분 혈압 강하제를 복용하여 측정에 어려움이 있었다. 그리고 피검자의 혈압을 측정할 때 팔 둘레 35cm 이하의 커프를 사용하였는데 피검자 중 한명이 35cm를 초과하는 사람이 있었으나 그에 상응하는 커프를 사용하지 못하고 한 가지 크기의 커프를 사용한 것도 오차의 원인이 될 수 있다고 생각된다. 또한 혈압의 측정에 있어서 오랜 기간을 두고 혈압을 측정하여 이에 대한 평균을 낸 것이 아니라 단시간에 측정이 이루어져서 오는 오차의 가능성도 있을 수 있다. 더욱이 통계분석을 함에 있어서 피검자의 수가 많지 않아 트레이닝셋과 테스트셋을 나누어 적용을 할 때 각 셋의 수가 적어서 발생하는 오차가 클 것으로 예상된다.

하지만 전자혈압계 시장에서 전 세계적으로 인정을 받고 있는 Welch Allyn사의 전자 혈압계로 혈압을 측정해 본 결과 높은 오차율을 확인함으로써 현재 전자

혈압계의 위치를 확인할 수 있었고, 피검자를 트레이닝셋과 테스트셋으로 나누어 실험을 통하여 얻은 stiffness index값을 사용하여 회귀분석을 한 후 얻어진 회귀 공식에 적용시켜 본 결과 수축기 혈압 오차율이 평균적으로 감소하였고 오차의 분산도 개선되었으며, 전자혈압계에서 특히 큰 오차율을 가지는 확장기 혈압의 오차율이 평균적으로 개선됨을 확인할 수 있었다. 이에 덧붙여, 촉각 센서로 측정된 digital volume pulse에서 더욱 많은 다른 인자들을 추출하여 더 많은 피검자에게 실험을 하여 적용하는 방향으로의 접근이 이루어진다면 현재 AAMI 기준 범위에 들지 못하는 표준 편차를 감소시키는 것도 가능하리라 생각된다. 즉, 촉각 센서를 사용한 digital volume pulse에 대한 좀 더 자세한 이해에 관한 연구로의 접근과 보다 정확한 측정 과정이 이루어진다면 향후 촉각 센서를 전자혈압계에 삽입시켜 보다 정확하게 혈압을 측정할 수 있는 일체형 혈압계의 개발이 가능하리라고 본다.

참고문헌

- [1] 통계청, 2002년 사망원인통계결과

- [2] 보건복지부, 한국보건사회연구원, 2001년도 국민건강 영양조사 총괄편

- [3] A new era: The elimination of mercury sphygmomanometers. Going Green: A resource kit for pollution in health care, Health Care Without Harm, 2004

- [4] 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

- [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., Vol. 10, pp. 271-280, 1983

- [6] Foster, F. K., Turney, D., Oscillometric determination of diastolic, mean and systolic blood pressure - A numerical model, J. Biomed. Eng., Vol. 108, pp. 359-364, 1986

- [7] 이병희, 생리학, 신광출판사, 1996

- [8] W. Gregory Downs, Michael P. Burns, Andrew R. Nara, Blood Pressure(BioPhysical Measurement Series), SpaceLabs Inc., 1989

- [9] Marey, E.J., *La Methode Graphique dans les Sciences Experimentales et Principalement en Physiologie et en Medicine*, Paris: Masson, 1885.
- [10] Ramsey III, M., Noninvasive blood pressure determination of mean arterial pressure, *Med. Biol. Eng. Comp.*, Vol. 17, pp. 11-18, 1979.
- [11] Ursino, M., Cristalli, C., Mathematical modeling of noninvasive blood pressure estimation techniques - part II: Brachial hemodynamics, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 117-125, 1995
- [12] K. -G. Ng and C. F. Small, Changes in Oscillometric pulse amplitude envelope with cuff size: implications for blood pressure measurement criteria and cuff size selection, *J. Biomed. Eng.*, Vol. 15, pp. 279-282, 1993
- [13] Bramwell, J. C. and Hill, A. V., Velocity of transmission of the pulse and elasticity of arteries. *Lancet* i, pp. 891-892, 1922
- [14] Avolio, A. P., Chen, S. G., Wang, R. P., Zhang, C. L., Li, M. F. and O'Rourke, M. F., Effects of aging on changing arterial compliance and left ventricular load in a northern Chinese urban community. *Circulation* 68, pp. 50-58, 1983
- [15] Avolio, A. P., Deng, F. q., Li, W. Q., et al., Effects of aging on arterial distensibility in populations with high and low prevalence of hypertension: comparison between urban and rural communities in China. *Circulation* 71, pp. 202-210, 1985

- [16] Kelly, R. P., Hayward, C. S., Avolio, A. P. and O'Rourke, M. F., Non-invasive determination of age related changes in the human arterial pulse. *Circulation* 80, pp. 1652-1659, 1989
- [17] Nichols, W. W. and O'Rourke, M. F., *McDonald's blood flow in arteries. Theoretical, experimental and clinical principles*, Arnold, London, 1998
- [18] Millasseau, S. C., Kelly, R. P., Ritter, J. M. and Chowienczyk, P. J., Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis, *Clinical Science* 103, pp. 371-377, 2002
- [19] Kleesattel C. and Gladwell G.M.L., The contact-impedance meter-1. *Ultrasonics*, pp. 175-180, 1968
- [20] Omata S. and Terunuma Y., New tactile sensor like the human hand and its applications. *Sensors and Actuators A* 3, pp. 9-15, 1992
- [21] Lindahl O., Omata S. and Ängquist K.A., A tactile sensor for detection of physical properties of human skin in vivo. *Journal of Medical Engineering & Technology* 22, pp. 147-53, 1998
- [22] Murayama Y., Constantinou E.C, and Omata S., Fabrication of Micro Tactile Sensor for the measurement of micro scale local elasticity. *Sensors and Actuators*, in press
- [23] Petrie, J. C., O'Brien, E. T., Littler, W. A., Swiet, M. DE., Recommendations on blood pressure measurement, *British Medical*

Journal, Vol. 293, pp. 611-615, 1986

ABSTRACT

A Study on Compensation of Error Rate in Noninvasive Blood Pressure Measurement System Using Tactile Sensor

Choi, Yoonah

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Automated digital sphygmomanometers generally used recently in hospitals or for household use have high error rate. For few years, in America and Europe, usage of mercury in hospitals has been a problem and there is a movement of hospitals to get rid of mercury-using medical devices by the year 2005. Therefore, compensation of error rate in automated sphygmomanometer became very important.

Purpose of this paper is to use tactile sensor to compensate the error rate. Most automated sphygmomanometers use oscillometric method and characteristic ratio to estimate systolic and diastolic blood pressure. However, from the face that maximum amplitude of oscillometric waveform and characteristic ratio are affected by compliance of aorta and large arteries, a method to measure the stiffness of arteries by using tactile sensor was chosen in order to integrate it with sphygmomanometer in the

future instead of using photoplethysmography.

Since tactile sensor is very weak in movements, efforts were made to maintain subject's arm fixed, and 40Hz low pass filter was used to eliminate noise from power source and high frequency noise. Analyzing program was made to get time delay between first and second peak of averaged digital volume pulse(ΔT_{DVP}), and subject's height was divided by ΔT_{DVP} to calculate stiffness index of arteries(SI_{DVP}).

Regression equations of systolic and diastolic pressure using SI_{DVP} and mean arterial pressure(MAP) were computed from training set(23 subjects) among total 46 subjects(age : 27 ± 3.1 , male : female=32:14) and were tested in 23 subjects to compensate error rate.

Error rate in total subjects were systolic -6.51 ± 9.25 mmHg, diastolic 3.83 ± 11.67 mmHg, and those in test set were -5.50 ± 9.27 mmHg and 4.34 ± 10.80 mmHg each. Consequently, error rates were compensated especially in diastolic pressure using SI_{DVP} , various slopes from digital volume pulse and MAP to systolic 2.57 ± 9.05 mmHg and diastolic 2.08 ± 12.75 mmHg.

Key words : tactile sensor, sphygmomanometer, digital volume pulse,
stiffness index, regression analysis, compensation of error rate