

표면 온도가 반영된 열관계 모델링을 통한
PPG 성분의 평가

연세대학교 대학원
의 공 학 과
전 석 환

표면 온도가 반영된 혈관계 모델링을 통한
PPG 성분의 평가

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

전 석 환

전석환의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2008년 12월 일

감사의 글

본 논문이 완성되기까지 부족하기만 한 저를 바른길로 이끌어 주시고 새로운 미래의 꿈을 꿀 수 있도록 끊임없이 가르침을 주신 윤형로 교수님과 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 신태민 교수님, 김영호 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 임창환 교수님, 정용현 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 이용흠 교수님, 권기운 교수님, 임도형 교수님께 감사의 말씀을 올립니다. 특히 제가 이 자리에 설 수 있도록 지도해 주신 윤형로 지도 교수님께 다시 한 번 감사의 말씀을 전합니다. 이 논문을 통해 제 삶에 작지 않은 경계석을 세웠고 이를 기점으로 새로운 미래를 향해 힘찬 발걸음을 내딛도록 하겠습니다.

20년이 넘는 시간 동안 묵묵하게 저의 뒤에서 아낌없는 사랑을 전해주신 할머니, 아버지, 어머니, 가족들에게도 감사의 말씀을 전하고 싶습니다. 특히 대학원 생활을 잘 마무리 짓고, 힘든 시간들을 이겨 낼 수 있도록 항상 곁에서 응원에 준 문지원에게 고맙다는 말을 전하고 싶습니다. 절망의 시간에서 희망의 메시지를 전해주신 매형과 누나에게도 고마움을 전합니다. 그리고 항상 웃음을 전해준 조카 박상우에게 고마움을 전합니다.

대학원 생활 2년 동안 회로에락을 함께하고, 연구실에서 동고동락하며 많은 도움을 주신 의용계측연구실 박성빈 선배님, 정인철 선배님, 서광석 선배님, 김기원 선배님, 김재영 선배님, 배기수 선배님, 이계형 선배님, 고재일 선배님, 남기태 선배님, 이동희, 최한윤, 노연식, 박신우, 고준섭, 심명현, 박성준, 정상오, 윤욱진, 정운모, 황인섭, 김민용, 의공학과와 의 모든 선후배님들께 감사의 말을 전합니다. 비록 길지 않은 대학원 생활이었지만 서로를 의지하고 함께 연구들 진행하면서 만들었던 추억들 평생 잊지 못할 것 같습니다.

공부를 핑계로 잘 찾아뵙지도 못했지만 진심으로 저를 믿고 기다려준 영원한 친구들 우진, 종광, 영길, 남형, 경호, 진, 제 주변의 모든 친구 분들께도 고마운 마음을 전하고 싶습니다.

바이메드시스템에서 사회의 첫걸음을 시작하는 초년생으로써 논문을 마무리할 수 있도록 배려해주신 김진하 사장님과 서용석 책임님께도 감사의 글을 전함

니다. 대학원에서 배운 많은 가르침을 바탕으로 초심을 지키고 겸손하며 항상 배우는 자세로 성실하게 노력하도록 하겠습니다.

끝으로 지금의 저를 있게 해주시고, 저에게 논문을 작성할 수 있도록 사랑과 헌신으로 저를 이끌어 주시고, 용기를 심어주시고, 어려움을 이겨낼 수 있는 가르침을 주신 모든 분들께 다시 한 번 감사의 말씀과 사랑의 마음을 전합니다. 하지만 저의 노력의 결실을 모든 분들께 바치며 이 글을 마칩니다.

2009년 1월
전 석 환 올림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	v
국문 요약	vi
제1장 서론	1
제2장 이론적 배경	4
2.1 Photo-Plethysmography(PPG)	4
2.1.1 PPG 신호 측정	4
2.1.2 Beer-Lambert의 법칙	5
2.1.3 생리학적인 PPG 신호의 특성	8
2.2 PPG 신호의 활용	9
2.2.1 혈중산소포화도(SpO ₂)	10
2.2.2 심박수와 호흡	12
2.2.3 혈압	12
2.2.4 혈관 상태	12
2.3 외부 요인에 대한 PPG 신호의 보상 필요성	14
2.3.1 표면 온도와 PPG 신호의 관계	15
2.4 동맥혈관 모델링	16
2.4.1 Two-element Windkessel(2W) 모델	17
2.4.2 Three-element Windkessel(3W) 모델	20
2.4.3 Four-element Windkessel(4W) 모델	21
2.5 모세혈관계(Microcirculation)모델링	23
제3장 실험 장치 및 방법	25
3.1 실험 장치	25
3.1.1 변온 상자 설계(Temperature chamber design)	25

3.1.2 전체 시스템 구성	26
3.2 실험 방법	29
3.2.1 실험대상	29
3.2.2 표면 온도 측정	29
3.2.3 PPG 신호 측정	30
3.2.4 심혈관계 특성(Cardiovascular characteristics)측정	31
3.2.5 실험 과정	31
제4장 실험 결과	34
4.1 온도 자극에 따른 손가락 표면 온도와 혈압 변화	34
4.2 표면 온도에 따른 PPG 신호의 변화	37
4.3 표면 온도에 따른 심혈관계 특성 변화	40
4.4 심혈관계 특성과 PPG 신호의 상관성	42
제5장 고찰 및 결론	44
5.1 고찰	44
5.1.1 혈관계 모델 제안	47
5.2 결론	52
참 고 문 헌	53
영 문 요 약	59

그림 차례

그림 2.1 일반적인 PPG 측정 시스템의 블럭도	4
그림 2.2 Lambert-Beer의 법칙의 그래프 표현	7
그림 2.3 피부에서의 흡수도와 시간과의 관계	8
그림 2.4 광검출기로부터 획득된 PPG DC 성분의 변화	8
그림 2.5 헤모글로빈의 종류에 따른 파장과 흡수 계수	11
그림 2.6 보상된 PPG 신호를 이용한 심혈관계 평가	14
그림 2.7 온도 변화에 의한 혈압의 변화	15
그림 2.8 혈관계 모델	16
그림 2.9 Two-element Windkessel 전기적 모델	16
그림 2.10 시간에 따른 혈압 변화	19
그림 2.11 Three-element Windkessel 전기적 모델	20
그림 2.12 비선형성 동맥계 모델의 $C_{(P)}$ 와 BP 특성	21
그림 2.13 Four-element Windkessel 전기적 모델	22
그림 2.14 모세혈관계 혈류량 모델	23
그림 3.1 변온 상자	25
그림 3.2 전체 시스템 구성도	26
그림 3.3 4단계 LED Drive 제어 타이밍도	27
그림 3.4 접촉형 온도센서 전압과 온도와와의 관계	28
그림 3.5 냉각실험 동안 Power Lab을 통해 양손에서 획득된 온도와 PPG 신호	30
그림 3.6 Finometer 와 Welchallyn	31
그림 3.7 실험 장치 및 환경 & 센서 측정 위치	32
그림 3.8 실험 과정	32
그림 4.1 온도 자극에 따른 양손의 표면 온도 변화	34
그림 4.2 온도 자극에 따른 혈압의 변화	34
그림 4.3 각 실험대상별 양손의 온도 변화 범위	35
그림 4.4 표면 온도 변화에 따른 PPG 신호 변화	37
그림 4.5 왼쪽 중지 손가락에서 Finometer를 이용하여 측정된 심혈관계 특성	40
그림 5.1 본 연구에서 측정된 온도 변화에 따른 PPG 성분들의 변화	45

그림 5.2 온도에 의한 영향을 고려한 혈관계 모델	47
그림 5.3 혈관계 모델의 구성과 PPG 신호	48
그림 5.4 시간에 따른 모세혈관의 압력의 변화	50

표 차 례

표 2.1 PPG 신호의 활용 분야	10
표 4.1 냉각과 가열 실험 전, 후의 양손의 표면 온도와 혈압 변화	36
표 4.2 각 실험대상별 왼쪽 손가락에서 측정된 PPG 신호와 온도의 상관성	38
표 4.3 각 실험대상별 오른쪽 손가락에서 측정된 PPG 신호와 온도의 상관성	39
표 4.4 각 실험대상별 온도 변화와 HR, SV, CO, TPR의 상관성	41
표 4.5 각 실험대상별 PPG 신호와 HR, SV, CO, TPR의 상관성	42

국 문 요 약

표면 온도가 반영된 혈관계 모델링을 통한 PPG 성분의 평가

본 연구는 PPG 신호를 이용하여 심혈관계의 특성과 기능을 평가할 때, 온도의 제어 또는 보상 필요성을 제안하고 검증하기 위한 것이다.

Photo Plethysmograph(PPG)는 심혈관계와 모세혈관 순환의 생리학적이고 병리학적인 정보를 포함한다. PPG 측정 기술은 광원과 광검출기를 피부에 접촉시키고 투과, 반사, 분산, 흡수에 의해 광원으로부터의 빛의 양의 변화를 광검출기를 통해 전기적인 전압으로 변화시켜 혈류량의 변화를 간접적으로 측정하는 기술이다. 그러므로 손가락 끝에서 측정된 PPG 신호는 전체적인 혈관계의 변화를 반영하지만, 측정부위의 국부적인 혈관 상태나 조직의 변화에 의해 신호의 왜곡을 보인다.

따라서 본 연구는 변온 상자(temperature chamber)를 이용하여 내부 공기 온도를 변화 시키는 방법을 적용하여 온도 변화에 따른 PPG 신호 성분과 심혈관계 특성들을 직접적으로 비교하였으며, 실험을 통해 획득된 결과와 기존 혈관계 모델들을 이용한 온도가 고려된 새로운 혈관계 모델링을 통해 온도에 의한 PPG 성분들의 의미와 변화를 검증 및 검토하였다.

온도 변화에 따른 PPG 성분의 변화는 직접적인 온도 변화에 영향을 받은 왼쪽 손뿐만 아니라 오른쪽 손의 PPG 신호 또한 유사한 변화를 확인 할 수 있었다. 왼쪽 손가락에서 측정된 PPG DC Foot(DCFL), PPG DC Peak(DCPL), 오른쪽 손가락에서 측정된 PPG DC Foot(DCFR)와 PPG DC Peak(DCPR) 모두 온도가 증가함에 따라 개인별 상관성의 차이는 있었지만 -0.854 ± 0.109 , -0.850 ± 0.118 , -0.880 ± 0.191 , -0.877 ± 0.183 (Mean \pm SD)로 음의 상관성이 나타났고, 왼쪽 손가락에서 측정된 PPG AC Gap(ACGL)과 오른쪽 손가락에서 측정된 PPG AC Gap(ACGR)은 0.684 ± 0.261 ,

0.672±0.464(Mean±SD)로 양의 상관성이 나타남을 확인할 수 있었다.

심박수(Heart Rate), 일회 박출량(Stroke Volume), 심박출량(Cardiac Output)은 손가락 피부 표면 온도가 증가함에 따라 유의한 변화를 확인할 수 없었으며, 총 말초 저항(Total Peripheral Resistance)은 현저히 감소하는 현상을 확인할 수 있었다. 또한 PPG 성분과 심혈관계 특성 성분들과의 상관성 비교를 통해 심장에서 박출되는 혈류량은 PPG DC 성분으로, 말초혈관의 저항은 PPG AC 성분의 진폭으로, 간접적인 방법을 통해 측정 가능함을 확인할 수 있었으며 이들 요소들은 외부 온도에 의해 직접적으로 영향을 받음을 확인할 수 있었다. 또한 본 연구에서 새롭게 제안한 표면 온도 요소를 고려한 혈관계 모델을 통해 이들 요소들의 변화와 의미들을 검증할 수 있었다.

핵심되는 말 : Photo-Plethysmography, DC 성분, AC 성분, 표면 온도, 혈류량, 혈압, 심혈관계, 혈관계 모델, 변온 상자

제 1 장 서 론

본 연구는 PPG 신호를 이용하여 심혈관계의 특성과 기능을 평가할 때, 온도의 제어 또는 보상 필요성을 제안하고 검증하기 위한 것이다.

Photo Plethysmograph(PPG)는 피부 표면에 가까운 혈관의 혈액 부피의 변화를 측정하는 비관혈적 방법이다. PPG는 말초부위로부터 측정되며 심혈관계와 모세혈관 순환의 생리학적이고 병리학적인 무수한 정보를 포함한다[1]. 이 측정 기술의 원리는 Hertzman(1938)에 의해 처음으로 사용되었다. 광원과 광검출기를 피부에 접촉시키고 투과, 반사, 분산, 흡수에 의해 광원으로부터의 빛의 양의 변화를 광검출기를 통해 전기적인 DC 전압으로 변화시킨다. 검출된 빛의 강도는 몇몇의 요소들에 의해 변화한다. 이들 요소들은 조직, 피부, 뼈, 혈관계의 혈액량 등이다. 혈액은 다른 조직의 구성물질보다 높은 흡수 계수(absorption coefficient)를 가진다[2]. 그러므로 조직에서 혈액 부피의 변화는 빛의 투과(transmission) 또는 반사(reflection)로 관찰할 수 있다고 잘 알려져 있다[3].

PPG는 비관혈적으로 말초 세동맥에서 혈류의 변화를 관찰하기 위해 사용될 수 있는 간편하고 저렴한 광학적 기술이다. PPG 신호는 심장 박동과 동시에 혈류의 변화를 관찰할 수 있는 AC성분과 호흡이나 교감신경계의 활동, 온도 조절의 특성을 반영하는 DC 성분으로 구성된다[3][4][5][6].

말초 세동맥의 용적 맥파가 대동맥 기시부와 상행 대동맥과 같은 중추 맥파와 매우 근사성을 가지고 있다는 연구들이 진행되었고, PPG 변화의 원인은 아직까지 완전하게 밝혀지지 않았지만 이것은 일반적으로 심혈관계에 대한 평가가 가능한 정보를 제공할 수 있다고 알려져 왔다. X. F. Teng의 연구 결과에서도 볼 수 있듯이 PPG 파형의 변화는 말초혈관의 변화를 반영하고 심혈관계를 반영할 수 있다[7][8]. 이와 같이 PPG 신호는 말초 동맥에서 동맥혈의 용적 변화를 추적함으로써 동맥 혈류 순환에 영향을 미치는 말초 혈관의 질병을 검출하거나, 말초 혈관과 대동맥 탄성도 평가, 혈관계의 혈류 저항, 혈압과 심박출량의 기능을 평가

하고 산소포화도를 측정하는 분야에 널리 사용되고 있다[9][10].

최근 이 기술은 컴퓨터 기반의 디지털 신호 처리의 발전으로 다양한 분야에서 주목 받고 있으며, 특히, 모바일 기술을 요구하는 분야에서 큰 관심을 받고 있다. 하지만 PPG 신호는 광센서와 광검출기를 이용하여 현광, 투과, 반사, 분산과 같은 측정부위와 광원의 광학적 상호 현상을 통해 간접적으로 심혈관계의 상태를 측정하므로[11] 광검출기에 의한 광흡수량에 영향을 줄 수 있는 프로브를 조직에 부착시키는 방법, 프로브와 측정부위 사이의 압력, 측정자의 각성, 온도, 환경 순응 등과 같은 외부적인 요인들에 영향을 받는다. 이에 따라 PPG에 관련된 광학적인 현상을 연구하는 현재까지 연구자들은 외부요인들의 중요성을 강조해왔으며 임상 생리학적으로 PPG를 보다 정확하게 측정할 뿐 아니라 보다 신뢰할 수 있는 심혈관계 기능을 평가하기 위한 외부요인들의 영향에 관한 연구가 요구되어왔다[10].

피부 표면온도(skin temperature)의 변화는 혈관의 수축(vasoconstriction)과 이완(vasodilation)에 의한 자연적인 체온조절 과정에 의해 발생된 결과로 해석할 수 있다. 비록 손가락 끝에서 측정된 PPG 신호는 전체적인 혈관계의 변화를 반영하고 많은 생리학적 정보를 포함하지만[1][4][12] 측정부위의 국부적인 혈관의 상태나 조직의 변화에 의해 신호의 왜곡을 보인다.

이와 관련된 기존 연구로 Mendelson과 Ochs(1988)은 팔뚝에 반사성 센서(reflectance sensor)를 부착한 후 온도 증가에 따른 PPG 신호와 피부 온도간의 상관관계를 실험하였다[13]. 또한 Stround 팀(1994)은 혈류와 손가락 온도 사이의 상관관계를 밝혔다[14]. 이들의 연구에서는 PPG 신호의 AC 성분만을 관찰하였고, 개인별 생리학적, 해부학적 심혈관계의 차이에 의해 개인별 차이는 있지만 온도가 증가함에 따라 선형적인 증가현상이 나타난다는 결과를 보고하였다. 하지만 이들의 연구는 생리학적 변화를 실험을 통해 검증하였으며 실제 환경과 차이가 있는 실험 방법을 통해 검증하였다.

본 연구는 심혈관계 특성과 기능을 평가하기 위해 PPG 신호를 사용할 때, 온도의 제어 또는 보상을 제안하기 위함이다. 측정 부위의 피부 표면온도 변화에 따른 PPG 신호의 변화와 다양한 심혈관계의 특성 변화를 비교, 검토하기 위해 변은

상자(temperature chamber)를 이용하여 내부 공기 온도를 변화 시키는 방법을 적용하였으며 실험 대상의 신체 노출 부위의 온도 변화를 이용하여 실험자의 생리학적 변화들을 유도하였다. 또한 온도 변화에 따른 PPG 신호 성분과 심혈관계 특성 파라메타들을 측정하고 직접적인 비교에 의해 평가되었으며, 실험을 통해 획득된 결과와 새로운 혈관계 모델링을 통해 온도에 의한 PPG 성분들의 의미와 변화를 검증 및 검토하였다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 Photo-Plethysmography(PPG)

광학적 기술을 이용하여 말초부위의 혈액량의 변화를 측정하는 진단 방법을 Photo-Plethysmography(PPG)라고 한다[15]. PPG 신호의 측정 원리는 Hertzman(1938)에 의해 처음으로 사용되었다. 광원과 광검출기를 피부에 접촉시키고 투과, 반사, 분산, 흡수에 의해 광원으로부터의 빛의 양의 변화를 광검출기를 통해 전기적인 DC 전압으로 변화시킨다. 검출된 빛의 강도는 몇몇의 요소들에 의해 변화한다. 이들 요소들은 조직, 피부, 뼈, 혈관계의 혈액량 등이다. 혈액은 다른 조직의 구성물들보다 높은 흡수 계수(absorption coefficient)를 가진다[2]. 그러므로 조직에서 혈액 부피의 변화는 빛의 투과 또는 반사로 관찰할 수 있다고 잘 알려져 있다[3].

2.1.1 PPG 신호 측정

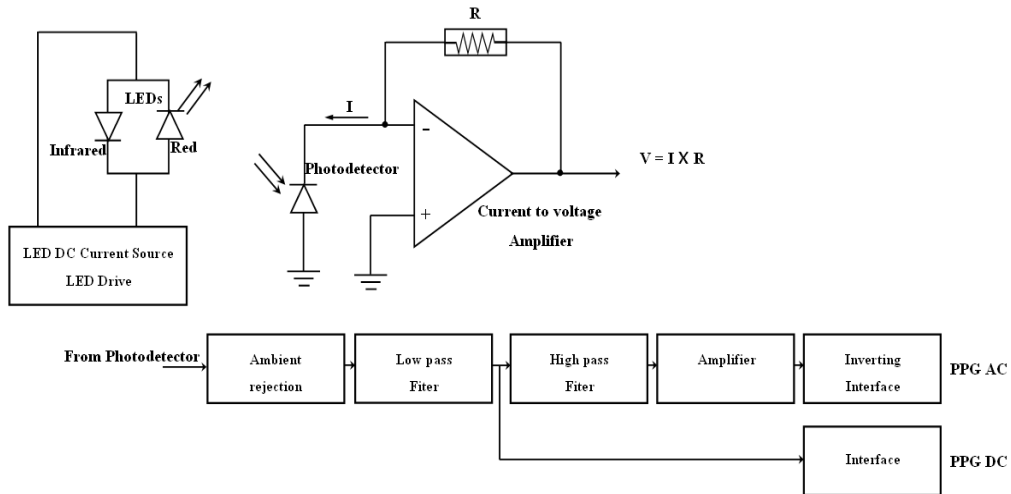


그림 2.1. 일반적인 PPG 측정 시스템의 블럭도

그림 2.1과 같이 PPG 신호를 측정하기 위한 센서는 일반적으로 660nm와 940nm의 파장을 가진 Light Emitter Diodes(LEDs)의 광원과 Photodetector(PD)의 광검출기로 구성된다. 광검출기에서 검출된 신호는 저역통과 필터를 통해 PPG 신호의 DC성분을 추출하며, 고역통과 필터와 증폭을 통해 AC성분을 추출한다.

2.1.2 Beer-Lambert의 법칙

Beer-Lambert의 법칙은 광원의 주어진 파장에서 투사되고 균질한 매질을 통과할 때 투사된 빛과 통과된 빛의 강도에 대한 상관관계를 나타낸다. 이 법칙은 PPG 신호가 측정되는 부위에서 혈관 수축적 순환 상태로부터 투과한 빛에 대한 상관관계의 평가를 위해 다음의 방정식을 이용한다[16].

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\epsilon_a C_a V_a - \epsilon_v C_v V_v - \epsilon_t C_t V_t) \quad (1)$$

$$\frac{I_t}{I_0} = \exp(-\epsilon_t C_t V_t) \quad (2)$$

I_0 : 광원에서 투사한 빛의 강도

I : 혈액과 조직에 투과한 빛의 강도

I_t : 조직만을 투과한 빛의 강도

수식 (1)는 혈액과 조직에 의해 투과된 빛의 관계를 나타내고, 수식 (2)는 오직 조직에 의해 투과된 빛과 광원과의 관계를 나타낸다. ϵ_a , ϵ_v , ϵ_t 는 동맥, 정맥, 조직에서의 흡수이며 각각의 상수 C_a , C_v , C_t 는 그들의 농도이고, V_a , V_v , V_t 는 그들의 부피를 나타낸다. 수식 (1)을 수식 (2)로 나누면 수식 (3)을 얻을 수 있다.

$$\frac{I}{I_t} = \exp(-\epsilon CV) \quad (3)$$

V : 총 혈액량 ϵ : 총 혈액의 평균 흡수 계수

따라서 수식 (3)에서 $V = V_a + V_v$ 이고 $\epsilon = (\epsilon_a V_a + \epsilon_v V_v) / V$ 이다. 수식 (1)의 C_a 와 C_v 는 헤모글로빈의 농도(hematocrit)를 나타낸다. C_v 의 조건은 정신적 스트레스 동안 증가함을 알 수 있다. 그러나 변화는 거의 몇 %에 불과하다[17]. 결론적으로 C_v 와 C_a 는 정상 순환 상태의 총 혈액(C)의 평균 농도로 일정하여 같은 것으로 해석할 수 있다. 따라서 $C_a = C_v = C$ 로 표현되어진다.

손의 동맥과 정맥 혈관은 혈관수축 신경 자극에 매우 민감한 것으로 알려져 있다[18]. 그리고 반사성 정맥수축과 혈관수축이 독립적으로 발생하는 현상은 없다[19]. 그것은 alpha-adrenergic 교감신경 활성화에 대한 변화가 손가락 끝에서 동맥과 정맥 사이의 혈관 상태에 대응되어진 변화를 알아보기에 적절하다고 볼 수 있다. 따라서 $\lambda = V_v / V_a$ (동맥과 정맥 혈액량의 비율)로 놓을 때 ϵ 은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\epsilon = \left[\frac{1}{(\epsilon + 1)} \right] \epsilon_a + \left[\frac{1}{(\epsilon + 1)} \right] \epsilon_v \quad (4)$$

특히 ϵ 는 혈액량에 상관된 변화에 의해 영향을 받지 않는다. 따라서 수식 (3)에서 V 에 상응하는 I / I_t 의 미분계수는 다음 수식을 표현한다.

$$\frac{\delta \left(\frac{I}{I_t} \right)}{\delta V} = -\epsilon C \left(\frac{I}{I_t} \right) \quad (5)$$

그리고 수식 (5)은 다음의 수식 (6)을 정리할 수 있다.

$$\Delta V_a = (\epsilon C)^{-1} \Delta \frac{I_a}{I} \quad (6)$$

총 혈액량은 동맥혈액량 뿐만 아니라 정맥 혈액량의 평균과 맥동성 요소로 구성되어 있다. 맥동이 동맥부에서만 관측되어질 때 ΔV 와 대응되는 ΔI 는 수식 (6)에서 ΔV_a 와 ΔI_a 로 다시 변환되어진다. 실제 PPG 신호의 측정에서 투과된 빛의 감쇠가 전압을 낮추는 것처럼 보일 때 ΔI_a 와 I 의 값은 각각 (-)와 (+)의 부호를 가진다. 그렇기 때문에 $-\Delta I_a$ 는 이미 수식 (6)에서 ΔI_a 에 대해 (+)를 가지기 위해 ΔI_a 로 대체되어진다[16][20].

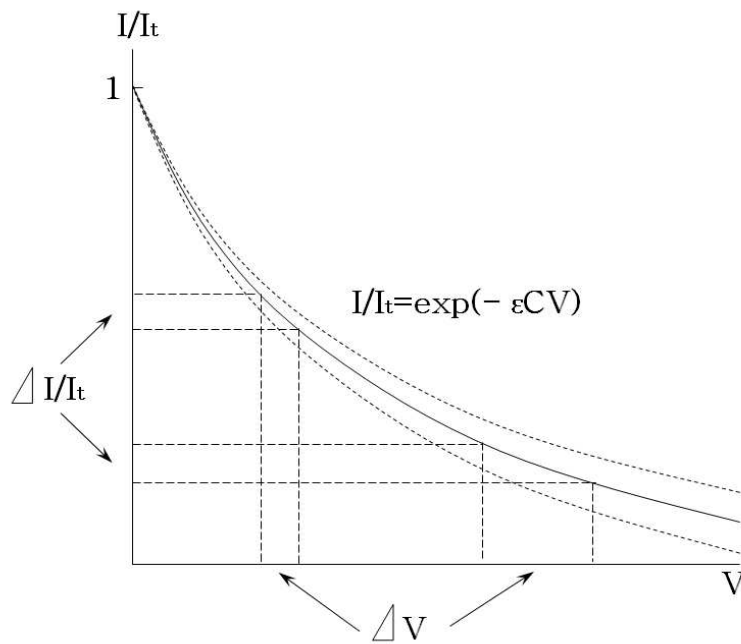


그림 2.2. Lambert-Beer의 법칙의 그래프 표현

따라서 위의 수식들은 그림 2.2와 같이 표현할 수 있다. 이와 같은 근거를 바탕으로 PPG 신호는 광원을 이용하여 혈액의 변화량을 측정할 수 있다.

2.1.3 생리학적인 PPG 신호의 특성

광검출기에서 획득된 전기적 신호는 그림 2.3에서 볼 수 있듯이, 유동성 동맥의 혈액 흡수에 의한 AC 성분, 동맥과 정맥, 조직의 흡수에 의한 DC offset으로 분리되며 심장 박동에 의해 혈액량 과형이 발생한다[21].

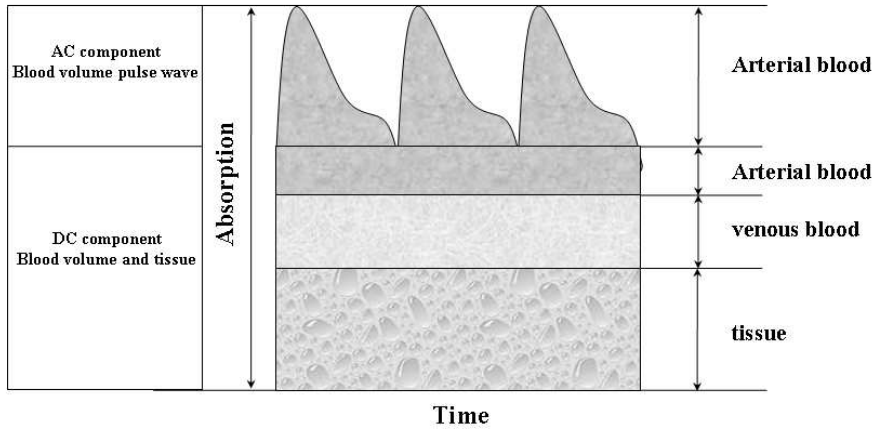


그림 2.3. 피부에서의 흡수도와 시간과의 관계

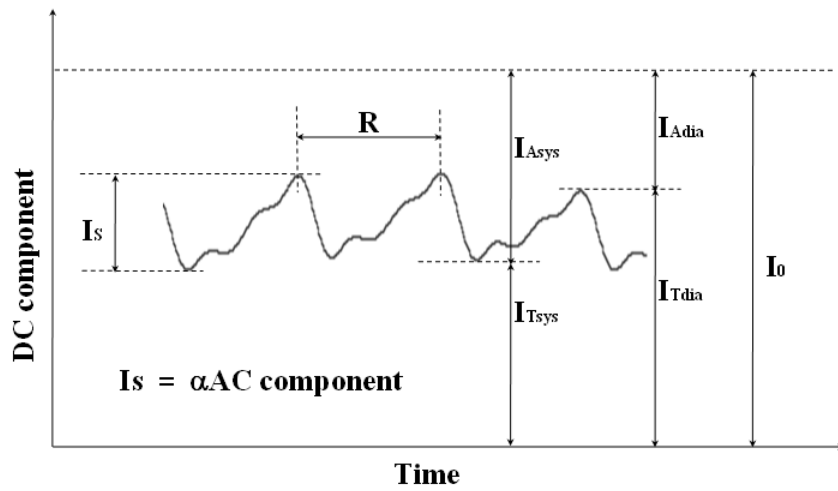


그림 2.4. 광검출기로부터 획득된 PPG DC 성분의 변화

$$\Delta Blood Volume = ACcomponent \quad (7)$$

$$Blood Volume = Const. - DCcomponent \quad (8)$$

PPG 신호는 제공된 전체 전류(I_0)에 연관된 투과 전류(I_T), 흡수 전류(I_A), 맥동 성분 전류(I_S), 주기(R)와 같은 요소들을 가진다. I_T 는 조직 혈액량에 반비례하고, I_S 는 수축기동안 조직 혈액량 증가에 비례하며, R 은 실제적인 심장순환 주기이다. 광원으로부터의 총 광량은 I_0 라고 하였을 때 광검출기에 검출된 PPG 신호의 DC 성분은 혈류량에 따라 그림 2.4와 같이 변화하며 나타난다. DC 성분의 I_S 는 동맥에 의한 유동성 혈류량을 반영하며 AC 성분과 비례함을 알 수 있다.

그러므로 광검출기에서 획득된 PPG 신호의 AC 성분은 혈액의 변화량을 나타내므로 수식 (7)과 같이 표현할 수 있으며, 동맥 혈관에서 혈액량의 유동에 의해 발생하므로 동맥 혈관의 상태를 반영할 수 있다. 또한 광검출기에서 획득된 DC 성분(DC offset 과 AC 성분을 포함)은 동맥 혈관뿐만 아니라 정맥과 모세혈관의 혈액의 부피를 반영할 수 있다. 따라서 수식 (8)와 같이 DC 성분의 변화는 혈액 부피와 직접적인 반비례관계를 가진다[8].

2.2 PPG 신호의 활용

PPG는 임상학적으로 다양한 생리학적 진단과 심혈관계의 기능과 특성을 평가하는데 활용되고 있다. 인체 심혈관계(cardiovascular system)는 순환을 담당하는 주요 장기 시스템으로서 크게 보아 혈액(blood), 심장(heart), 혈관(vessels)의 세 부분으로 구성되며, 심혈관계의 생리학적 변화를 좌우하는 요인들로는 심근세포의 생리적 특성, 심장의 활동 상태, 혈관과 혈액의 역학적 특성 및 신경계와 호르몬에 의한 자율조절기능(ANS;autonomous nerve system)이 있으며 이들의 상호작용에 의해 신체의 혈액순환이 이루어진다[22]. 따라서 비관혈적으로 측정 가능한 PPG는 비록 간접적인 심혈관계의 상태를 반영하지만 표 2.1과 같이 다양한 분야에 활용되고 있다. PPG 신호는 표 2.1과 같이 다양한 분야에 활용되고 있다.

표 2.1. PPG 신호의 활용 분야(John Allen, 2007)

분류	Clinical applications of PPG signal
Clinical physiological	Blood oxygen saturation
	Heart rate
	Blood pressure
	Cardiac output
Vascular assessment	Respiration
	Arterial disease
	Arterial compliance and ageing
	Endothelial function
	Venous assessment
	Vasospastic conditions
Autonomic function	Microvascular blood flow and tissue Viability
	Vasomotor function and thermoregulation
	Blood pressure and heart rate variability

2.2.1 혈중산소포화도(SpO₂)

Pulse Oximetry는 현재 임상의학적으로 환자의 상태를 모니터링하기 위한 장비로써 널리 사용되어 왔다[13]. 그림 2.5는 디옥시헤모글로빈(Hb)과 옥시헤모글로빈(HbO₂)의 빛의 파장에 따른 흡수 계수를 보여준다. 그림에서 보는 것과 같이 적색광이 옥시헤모글로빈을 통과할 때 흡수율은 디옥시헤모글로빈 보다 낮고 적외광이 통과할 때 흡수율은 디옥시헤모글로빈 보다 크다[23].

이 차이는 현재까지 산소포화도를 계산하기 위한 기본 이론으로써 사용되어 왔다. 이 이론을 살펴보면 흡수도는 투과거리와 헤모글로빈의 농도에 종속적이며 일반적으로 산소포화도를 얻기 위해 적색광과 적외광의 LED 2개를 선택한다. 또한 광학적 흡수도를 통해 산소포화도를 계산하기 위해 비선형적인 보정 과정을 거친다. 흡수도는 혈구혈장비율(hematocrit)과 혈액의 부피에 종속적이다. 덧붙여 산소포화도는 혈관의 해부학적 차이와 혈관을 흐르는 혈류량의 차이에 의

존한다. 흡수도는 시간에 따라 변하게 되는데 혈관에서 수축기에 최고값을 가지고 이완기에 최저값을 가진다. 이는 혈압에 의해 혈관에 혈액의 변동이 발생하기 때문이다.

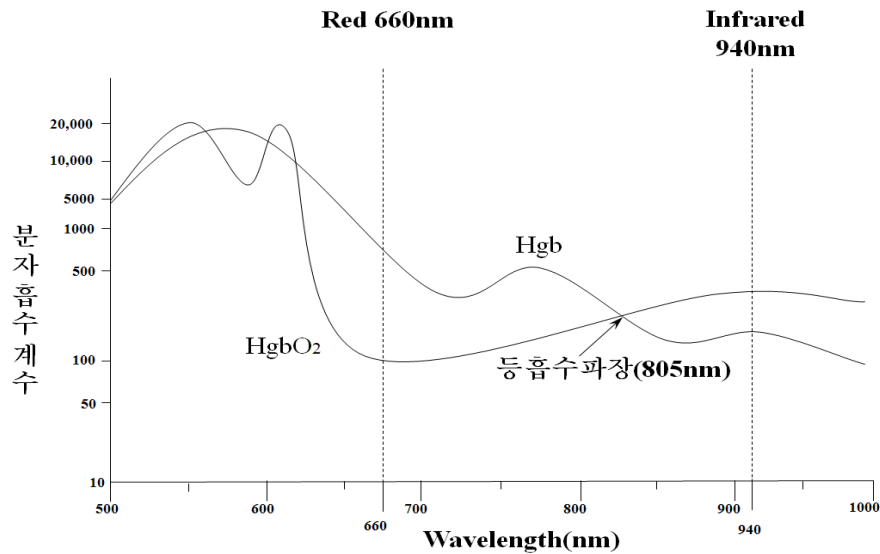


그림 2.5. 헤모글로빈의 종류에 따른 파장과 흡수 계수

즉 수축기에 적혈구가 조직에 더 많은 산소헤모글로빈을 운반하는 것이다. 그러므로 수축기에 일시적으로 증가하는 산소헤모글로빈의 양에 따라 흡수하는 조직의 일시적인 체적 증가뿐만 아니라, PPG 신호의 DC 성분과 동맥관 조직을 통해 전달되는 pulse oximeter의 맥파의 전압도 일시적으로 증가하게 된다. 따라서 전형적인 pulse oximeter의 출력 전압은 혈압의 파형을 따른다. 그러므로 pulse oximeter는 기본적으로 심박수를 계산할 수 있다. 또한 보정 후에는 산소포화도 뿐만 아니라 혈압도 계산할 수 있는 것이다[24][25][26].

2.2.2 심박수와 호흡

심박수와 호흡은 임상의학적으로 중요한 파라메타 중의 하나이며 필수적으로 측정해야 하는 요소이다. PPG 신호의 AC 성분 분석을 통해 심장의 수축과 이완은 분석 가능하며, 심장의 박동에 의해 PPG 신호의 AC 성분은 주기적으로 발생한다. 또한 PPG 신호의 DC 성분은 혈관의 활동이나 온도조절 의해 느리게 변화하며 저주파 영역은 호흡률에 의해 영향을 받는다[27].

2.2.3 혈압

혈압은 심장이 수축과 이완을 하는 동안 혈액이 혈관을 따라 흐를 때 혈관에 작용하는 압력을 말한다. 혈압은 심박출량(Cardiac output)과 말초혈관 저항(Peripheral vascular resistance)에 의해 영향을 받는다[28]. 그리고 정상적인 혈압은 심박출량과 혈관 상태의 균형 관계에 의해 유지된다[29]. 따라서 수식 (9)와 같이 심박출량과 혈관 저항의 변화량을 측정할 수 있다면 혈압의 변화량은 측정할 수 있다. 또한 수식 (10)에서 일회 심박출량은 PPG 신호의 AC 성분의 변화에 직접적으로 영향을 미친다.

$$\text{Blood pressure} \propto \text{Cardiac output} \times \text{Peripheral vascular resistance} \quad (9)$$

$$\text{Cardiac output} = \text{Heart rate} \times \text{Stroke volume} \quad (10)$$

이와 같은 근거를 바탕으로 PPG 신호를 이용한 다양한 혈압 측정 방법, Finapres법(Finger Arterial Pressure measurement), 촉각센서의 Phase Shift법, 맥파 전달 시간을 이용한 방법 등이 연구 진행 중이다[30][31].

2.2.4 혈관 상태

PPG 신호는 말초 부위의 혈액의 변동에 의해 발생하는 신호로 측정부위의 혈관 상태를 반영하지만 심혈관계는 closed loop이므로 PPG 신호의 성분들을 분석하므로 다양한 혈관계의 상태를 평가할 수 있다[10][32].

혈류량은 Hagen-Poiseuilles 법칙(HPL)에 의해 수식 (11)로 나타낼 수 있다.

$$V = \frac{\pi r^4}{8\eta l} \Delta P \quad (11)$$

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4} \quad (12)$$

ΔP : 압력 차이 r : 반경
 η : 액체의 점성 l : 관의 길이

수식 (11)을 저항에 대해서 표현한다면 수식 (12)로 나타낼 수 있고 혈류량과 흐름에 대한 저항이 반경의 4 제곱에 각각 정비례, 반비례함을 알 수 있다. 그러므로 이 두 변수는 관의 길이나 압력차, 점성 변화보다는 관의 직경 변화에 더 크게 영향을 받는다. 따라서 이상적인 혈관의 상태라면 PPG 신호에서 AC 성분의 진폭의 변화는 혈관의 직경에 의해 영향을 받을 것이다. 또한 원통 탄성관에 흐르는 유체에 대한 파동 방정식은 수식 (13), (14)로 얻어진다. 식(15)은 Moen-Korteweg 방정식으로 불리며 동맥의 PWV(Pulse wave velocity)를 나타내는데 이용된다[33].

$$\frac{\alpha^2 p}{\alpha z^2} = \frac{1}{(hE/2ap)} \frac{\alpha^2 p}{\alpha t^2} = \frac{1}{C_0^2} \frac{\alpha^2 p}{\alpha t^2} \quad (13)$$

$$C_0 = \sqrt{\frac{hE}{2r_1 p}} \quad (14)$$

$$E = \Delta P \left(\frac{r_2}{\Delta r_2} \right) \quad (15)$$

C_0 : 맥파 전달 속도 h : 동맥벽의 두께 E : 탄성계수
 r_1 : 내부 반지름 p : 혈액의 밀도 Δp : 내부 압력의 변화
 r_2 : 외부 반지름 Δr_2 : 외부 반지름의 변화량

이와 같은 근거를 바탕으로 PTT(Pulse trans time)와 PWV를 이용한 혈관의 상태를 평가하는 연구가 진행되었다[34][35]. 또한 PPG 신호의 2차 미분을 이용한 혈관계 평가 연구도 다양한 분야에서 진행되고 있다[36].

2.3 외부 요인에 대한 PPG 신호의 보상 필요성

PPG 신호는 광센서와 광검출기를 이용하여 현광, 투과, 반사, 분산과 같은 측정부위와 광원의 광학적 상호 현상을 통해 간접적으로 심혈관계의 상태를 측정하므로[11] 광검출기에 의한 광흡수량에 영향을 줄 수 있는 프로브를 조직에 부착시키는 방법, 프로브와 측정부위 사이의 압력, 측정자의 각성, 온도, 환경 순응등과 같은 외부적인 요인들에 영향을 받는다[10].

손가락 끝에서 측정된 PPG 신호는 전체적인 심혈관계의 변화를 반영하는 많은 생리학적 정보를 포함하지만[1][4] 측정부위의 국부적인 혈관의 상태나 조직의 변화에 의해 신호의 왜곡을 가지고 온다[24][37]. 따라서 외부적인 요인들을 보상할 수 있다면 PPG 신호를 이용하여 심혈관계의 기능과 상태를 보다 정확하게 평가할 수 있을 것이다. 그림 2.6은 보상된 PPG 신호를 이용한 심혈관계의 기능과 상태를 평가하기 위한 모식도를 나타낸다.

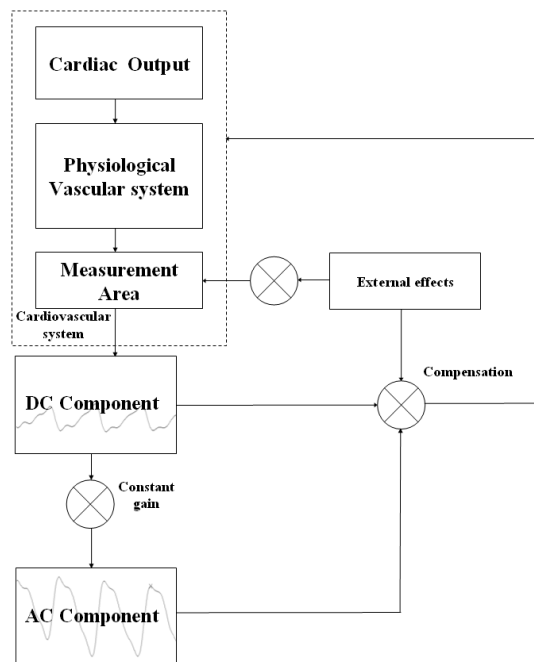


그림 2.6. 보상된 PPG 신호를 이용한 심혈관계 평가

2.3.1 표면 온도와 PPG 신호의 관계

PPG 신호를 측정하기 위한 측정 부위의 표면 온도는 체온과 주변 환경에 의해 영향을 받으며, 국부적인 온도의 변화는 조직의 수축과 말초 혈관의 수축을 발생시키며 혈액의 흐름에 영향을 미칠 것이다. Mendelson과 Ochs(1988)은 팔뚝에 반사성 센서(reflectance sensor)를 부착한 후 온도 증가에 따른 PPG 신호와 피부 온도간의 상관관계를 실험하였다[13]. 또한 Stround 팀(1994)은 혈류와 손가락 온도 사이의 상관관계를 밝혔다[14]. 이들의 연구에서는 PPG 신호의 AC 성분만을 관찰하였고, 개인별 생리학적, 해부학적 심혈관계의 차이에 의해 개인별 차이는 있지만 온도가 증가함에 따라 선형적인 증가현상이 나타난다는 결과를 보고하였다. 하지만 이들의 연구는 생리학적 변화를 실험을 통해 검증하였으며 실제 환경이 아닌 얼음물을 이용하여 실험을 하였다.

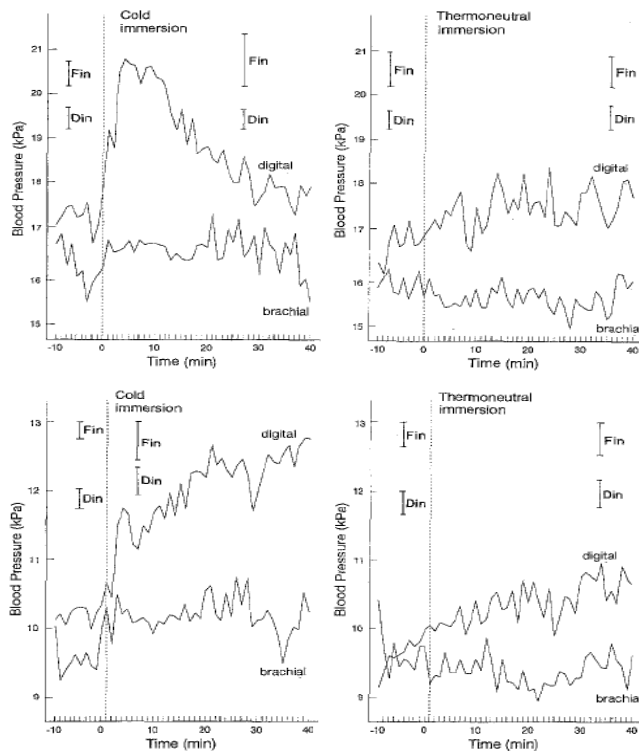


그림 2.7. 온도 변화에 의한 혈압의 변화

Stround 팀(1994)의 실험의 결과는 그림 2.7와 같다. PPG 신호를 이용하여 손가락에서 측정된 손가락 동맥(digital arteries) 혈압은 온도에 의해 직접적으로 영향을 받는다. 따라서 상완 동맥(brachial arteries)에서 측정된 혈압과 비교하였을 때, 큰 오차가 나타나는 것을 알 수 있다. 이 같은 현상은 손가락의 온도 변화에 의한 측정 부위의 혈관상태의 변화라고 볼 수 있다. 하지만 PPG 신호를 이용한 보다 신뢰할 수 있는 심혈관계의 평가를 위해서는 온도에 의한 보상과 검증이 필요하다.

2.4 동맥혈관 모델링

심장의 수축과 이완에 의해 발생된 혈액의 흐름은 대동맥을 지나, 소동맥과 말초혈관을 거쳐 정맥에 도달한다. 심혈관계의 기능과 상태를 평가하기 위해서는 동맥의 동적인 혈압과 혈류량의 변화 관계를 분석하여야 한다. 따라서 비관혈적이며 연속적으로 측정 가능한 PPG 신호는 심혈관계의 기능과 상태를 평가하기에 유용하다. 하지만 광을 이용하여 간접적으로 말초 혈관의 혈류의 변화를 측정하는 PPG 신호를 이용하기 위해서는 혈관계의 모델링이 필요하다.

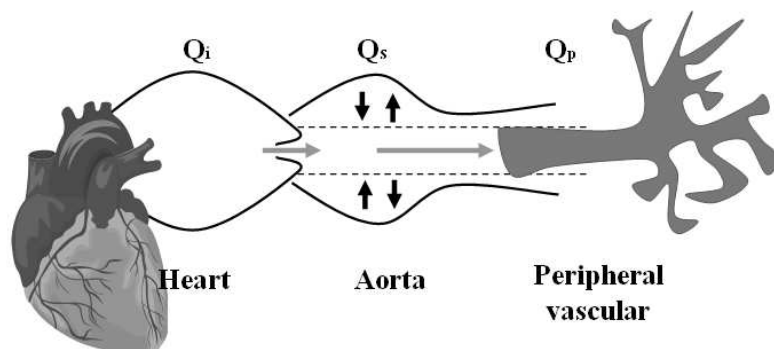


그림 2.8. 혈관계 모델

따라서 동맥에서 동적인 혈압과 혈류의 변화를 측정하기 위해 총 동맥 탄성 (total arterial compliance)과 총 동맥 저항(total arterial resistance)을 고려한 모델링 연구는 계속적으로 진행되어왔다[38].

$$Q_i = Q_S + Q_P \quad (16)$$

C_i : 심실에서 박출되는 혈류 용적

Q_S : 대동맥 혈류 용적

Q_P : 말초혈관 혈류 용적

그림 2.8의 혈관 모델은 심장, 대동맥, 말초혈관으로 구성된다. 심장의 심실 수축과 이완 작용에 의해서 박출되는 혈류량의 변화에 따른 대동맥과 말초혈관에서의 변화 및 특성을 설명하고 있다. 수식 (16)과 같이 대동맥과 말초혈관에 유입되는 혈류량에 비례한 용적의 변화는 각각의 혈류량에 비례한 용적의 변화량의 합과 같다는 것을 의미한다.

대동맥은 심실에서 박출되는 혈류량과 압력에 의해서 탄성을 갖게 되는데 이 탄성에 의해서 대동맥에 유입되는 혈류량이 증가하거나 감소함으로써 말초혈관까지 혈류가 흐를 수 있도록 하므로 이는 마치 캐패시터의 충전 원리와 동일한 것으로 간주할 수 있다[39].

2.4.1 Two-element Windkessel(2W) 모델

Two-element windkessel(2W) 모델은 저항과 캐패시터로 구성된다. 혈관계의 전기적 등가회로는 그림 2.9과 같이 제안하였다. 여기서 캐패시터는 대동맥에서의 혈류량 증가 및 감소에 대한 용적변화를 나타내고 저항은 말초혈관에서 혈압의 감소로 인한 혈류량 감소 요소를 의미한다.

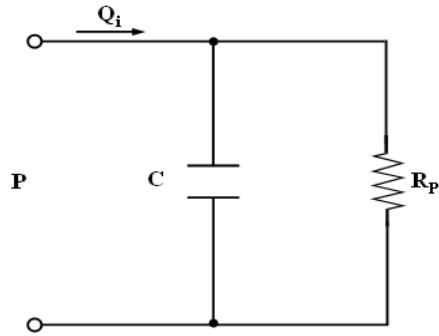


그림 2.9. Two-element Windkessel 전기적 모델

대동맥의 혈류변화에 대한 용적 변화는 수식(17)과 같고 심장의 심실로부터 유입되는 압력(P)은 시간변화에 따른다. 또한 말초혈관에서의 시간에 따른 용적변화는 대동맥에 비하여 무시할 수 있을 정도이므로 이를 간략화하여 단순히 말초저항과 압력에만 영향을 받는 것으로 해석할 수 있다.

대동맥과 말초혈관에 유입되는 혈류량에 비례한 용적변화는 시간에 따라 변화하는 대동맥의 용적변화와 말초혈관의 용적변화의 합과 같다. 이 용적변화는 시간에 대한 함수이므로 수식 (18) 같이 나타낼 수 있다.

$$Q_S = C \frac{dP}{dt}, \quad Q_P = \frac{P}{R_P} \quad (17)$$

$$Q_i(t) = C \frac{dP}{dt} + \frac{P}{R_P} \quad (18)$$

R_P : 말초저항

이완기 혈압에서 혈류가 흐르지 않는다는 것을 전제로 한 계산식이므로 이완기에서 $Q_i(t)$ 는 0으로 나타낼 수 있다. 시정수가 $\tau = R_P C$ 일 때, 임의의 시간영역에서 인체의 동맥계에 나타나는 동맥압($BP(t)$)은 수식 (19)과 같으므로 이를 시간에 대하여 도식화하면 그림 2.9와 같이 나타낼 수 있다.

$$BP(t) = P_0 \exp\left(-\frac{t}{R_p C}\right) \quad (19)$$

BP: 동맥압

따라서 그림 2.10를 통해 혈관계의 수축도를 간단히 구할 수 있다. 혈압의 수축기와 이완기에서의 변화를 시간에 대하여 해석하여 혈관계의 이완기의 동맥 수축도를 수식 (20)와 같이 계산할 수 있다.

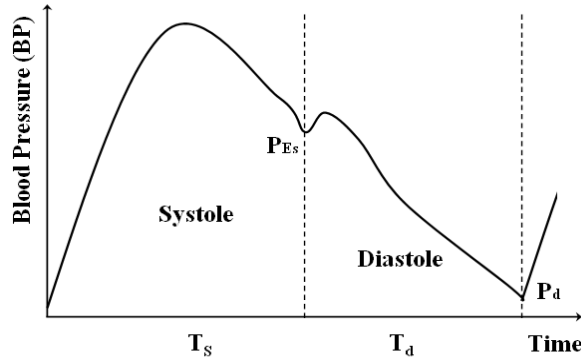


그림 2.10. 시간에 따른 혈압 변화

$$C\tau = \frac{T_d}{R \ln\left(\frac{P_{Es}}{P_d}\right)} \quad (20)$$

P_{Es} : 수축기 끝 혈압 P_d : 이완기 혈압
 T_s : 수축기 시간 T_d : 이완기 시간

혈관계의 수축도는 혈관의 상태 및 혈류 상태를 좌우함으로써 중요한 지수이다. 시간에 따른 혈압을 수식화하고 수축도를 계산하면, 인체의 혈관 및 혈류 상태를 진단할 수 있다. 하지만 2W 모델은 심장 박동수 즉, 주파수를 고려하지 않았으며 등가회로에서 나타낸 캐패시터는 주파수 변화에 따른 임피던스의 변화 요소를 고려해야 한

다.

2.4.2 Three-element Windkessel(3W) 모델

2W 모델은 낮은 주파수에서만 유효함으로 심장에서 가장 가까운 대동맥의 특성 임피던스를 고려한, 혈압의 고주파 성분에 대한 해석을 위한 개선된 혈관계 모델은 그림 2.11과 같다. 3W 모델은 2W 모델에서 동맥의 특성 저항 성분을 추가하였다.

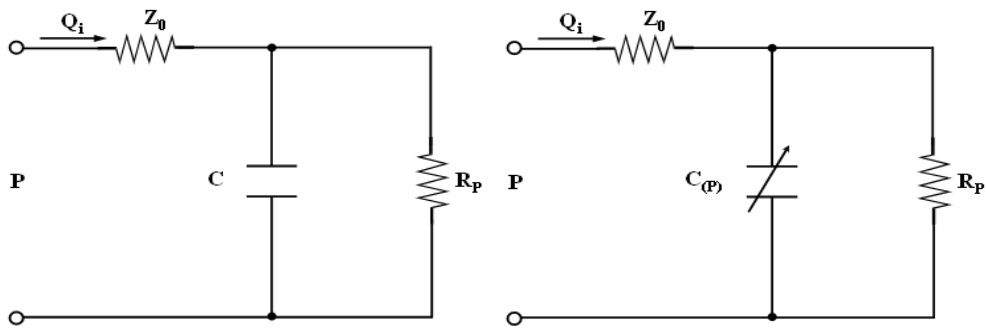


그림 2.11. Three-element Windkessel 전기적 모델

주파수가 증가할수록 캐패시터의 임피던스 Z_0 가 감소함으로 혈류량에 비례한 용적변화 $C(p)$ 가 일어난다. 즉 혈압의 고주파 성분에 대한 해석은 혈관계의 임피던스를 고려해야하며 이를 고려한 혈압에 대한 용적변화는 그림 2.12와 같이 혈압과 대동맥의 용적변화 사이에는 반비례 관계가 성립하고, 그 변화는 비선형성의 동맥계 모델을 갖는다. 이는 혈관계의 수축도에 영향을 주는 요소로 수축도의 변화는 동맥내 혈류 반사, 혈관의 경직도(stiffness)와 함께 혈관의 상태 및 혈류의 상태를 진단하는 중요한 지표임을 알 수 있다.

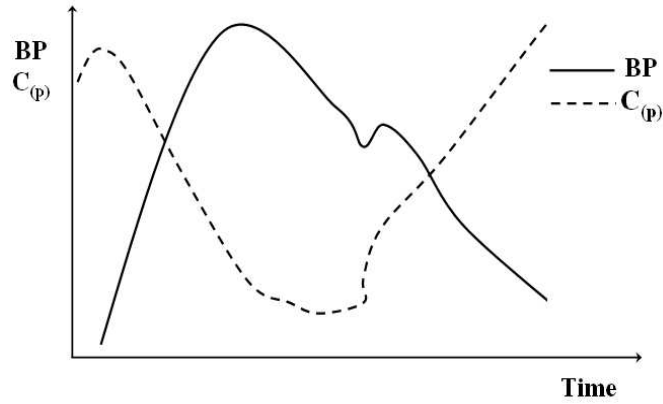


그림 2.12. 비선형성 동맥계 모델의 $C_{(P)}$ 와 BP 특성

3W 모델은 대동맥 혈관의 특성 임피던스를 고려하여 수식 (21)와 같이 혈류량을 나타낼 수 있다. 그리고 혈압과 혈류량의 관계는 수식 (22)와 같이 정리할 수 있다[40][41][42].

$$Q_i(t) = C \frac{dP_{C(P)}(t)}{dt} + \frac{P_{C(P)}(t)}{R_P} \quad (21)$$

$$P(t) + RC \frac{dP(t)}{dt} = (R + Z_0)Q_i(t) + Z_0 RC \frac{dQ_i(t)}{dt} \quad (22)$$

$P_{C(P)}$: C 성분 압력 Z_0 : 대동맥 특성 임피던스

2.4.3 Four-element Windkessel(4W) 모델

3W 모델은 고주파 성분에 대한 해석을 위해 대동맥의 특성 임피던스를 고려하였지만 혈류의 관성을 포함시키지 않았다. 4W 모델은 대동맥의 혈류의 관성을 포함하며 그림 2.13와 같이 나타낼 수 있다[43].

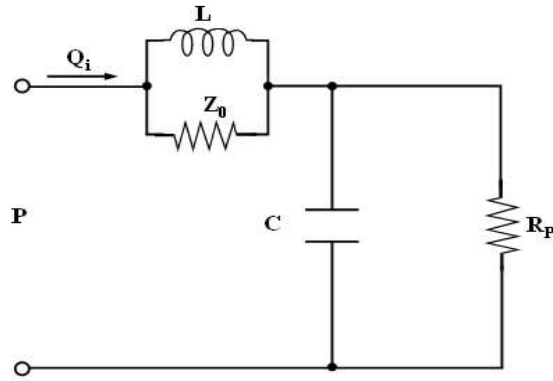


그림 2.13. Four-element Windkessel 전기적 모델

동맥혈관의 말초혈관으로 갈수록 점차 가늘어진다. 동맥혈관의 총 유체관성 (L_i)은 수식 (23)과 같이 나타낼 수 있다.

$$L_i = \int_0^{l_s} c_u \frac{\rho}{A(\chi)} d\chi \quad (23)$$

l_s : 혈관 길이 ρ : 혈액의 점성
 A : 혈관 단면적 c_u : Womersley의 이론에 따른 속도 계수

4W 모델의 구성 성분에 대한 혈압과 혈류량은 수식 (24), 수식 (25)과 같이 정리할 수 있다.

$$\frac{dP_{C(P)}(t)}{dt} = -\frac{1}{RC}P_{C(P)}(t) + \frac{1}{C}Q_i(t) \quad (24)$$

$$\frac{dQ_L(t)}{dt} = -\frac{Z_0}{L}Q_L(t) + \frac{Z_0}{L}Q_i(t) \quad (25)$$

$P_{C(P)}$: C 성분 압력 Z_0 : 대동맥 특성 임피던스 Q_L : L 성분 혈류

2.5 모세혈관계(Microcirculation) 모델링

PPG 신호를 이용한 심혈관계 평가를 위해서는 모세혈관계의 특성을 반영한 모델링도 요구된다. PPG 신호는 측정 부위의 혈류량을 간접적으로 측정할 수 있다. 앞에 언급한 동맥혈관계 모델들은 말초혈관을 저항으로 단정하고 있지만 실제 말초부위 혈관들도 다양한 성분들을 가지고 있다. 따라서 보다 신뢰할 수 있는 심혈관계의 평가를 위해서는 말초부위의 혈관계에 대한 정확한 모델이 요구 된다.

그림 2.14 모세혈관계의 모델을 나타낸다. 대동맥을 지난 압력을 P_A , 혈류량을 Q_A 라고 가정하면 말초부위의 혈류량 변화를 나타내는 PPG 신호는 Q_P 와 관계가 있다. 이것은 수식 (26)과 같이 나타낼 수 있다.

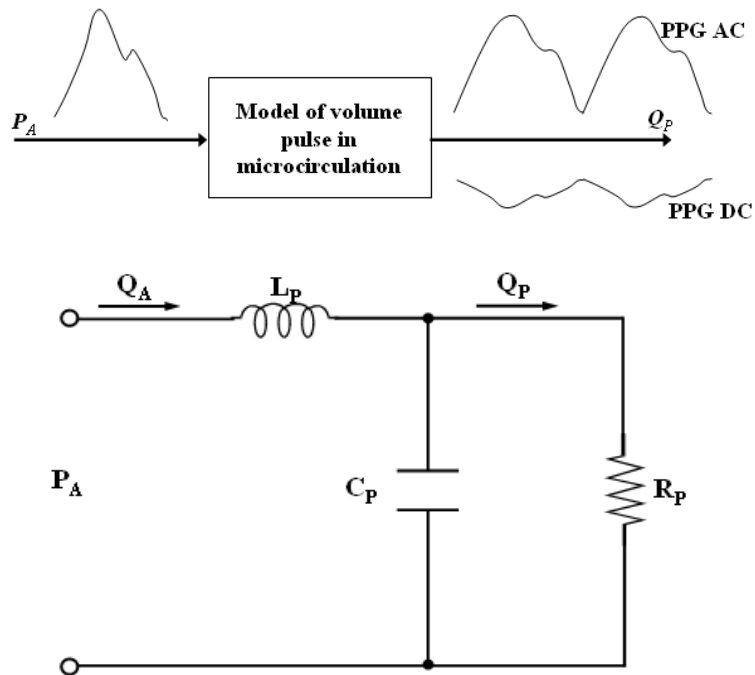


그림 2.14. 모세혈관계 혈류량 모델

$$\frac{d^2 Q_P(t)}{dt} + \frac{1}{RC} \frac{dQ_P(t)}{dt} + \frac{1}{LC} Q_P(t) = \frac{1}{RLC} P_A \quad (26)$$

R_P : 총 모세혈관 저항 L_P : 동맥에서 모세혈관으로 유체관성 C_P : 모세혈관 탄성

수식 (26)을 통해 알 수 있듯이, 말초부위에서 측정된 PPG 신호는 직접적인 혈류량의 변화를 측정할 수 없지만 간접적인 변화량을 측정할 수 있을 것이다[1].

제 3 장 연구 방법

3.1 실험 장치

3.1.1 변온 상자 설계(Temperature chamber design)

외부 온도를 차단을 하고, 손가락 표면 온도를 변화시키기 위한 찬 공기와 따뜻한 공기를 효과적으로 제공할 수 있는 변온 상자를 그림 3.1과 같이 제작하였다. 변온 챔버의 전체적인 몸체부분은 폴리프로필렌(polypropylene)을 이용하였고 손을 넣을 수 있는 전면의 구멍부분에는 탄력성이 있는 실리콘을 이용하였다. 전면과 후면의 사각형 창은 변온 챔버 내부에서 실험을 진행하는 동안 손가락을 관찰하기 위해 투명 아크릴을 이용하였다. 변온 챔버 내부에는 4개의 원통형 관이 있고 각 각의 원통형 관마다 팬(fan)을 설치하였고 작은 구멍들을 만들었다.

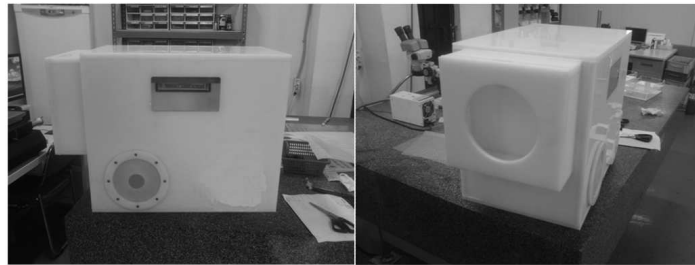
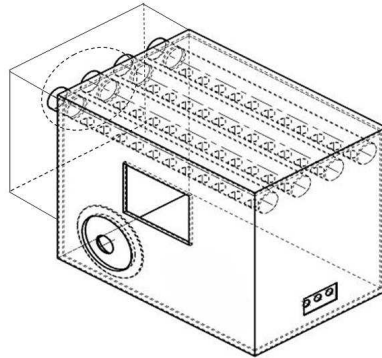


그림 3.1. 변온 상자

이것은 측면의 큰 구멍을 통해 들어온 찬 공기와 따뜻한 공기가 원활하게 제 공되고 직접적으로 손가락의 표면에 전달되지 않도록 하고 변온 상자의 내부 온도를 균일하게 변화시키기 위해 디자인 되었다. 공기 입구의 반대쪽 측면을 보면 작은 구멍들이 있다. 이것은 실험 중 변온 상자의 내부 공기를 빼기 위한 출구로써 개폐가 가능하도록 디자인 하였다.

3.1.2 전체 시스템 구성

본 연구에서 Transmission mode PPG 신호와 표면 온도를 측정하기 위해 그림 3.2와 같이 설계하였다.

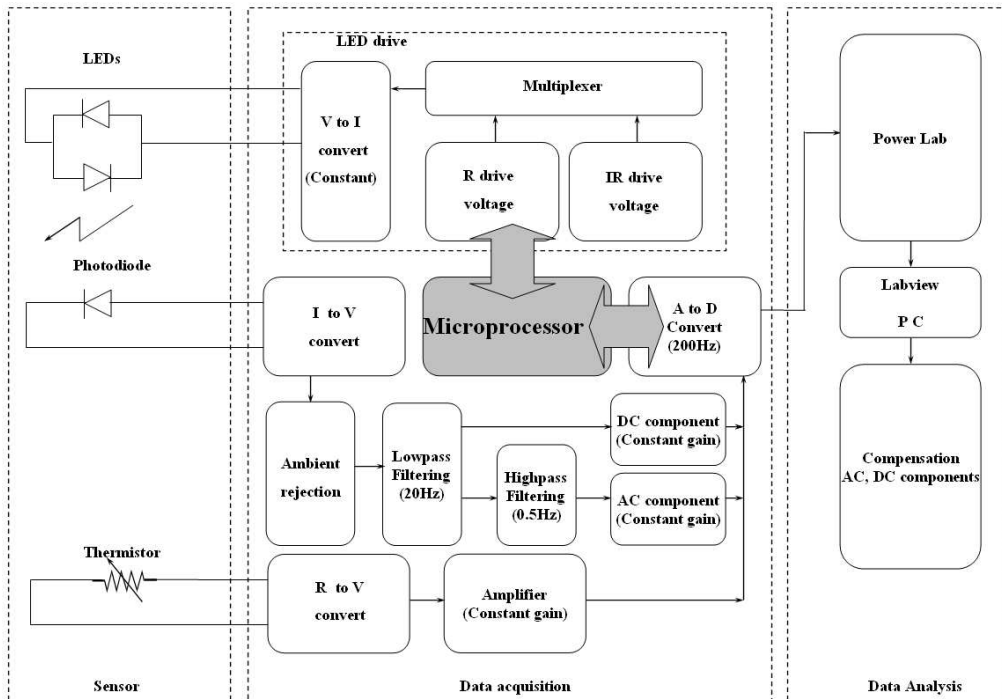


그림 3.2. 전체 시스템 구성도

PPG 신호와 표면 온도를 측정하는 센서부, 측정된 신호를 처리하는 데이터 획득부와 측정된 데이터의 분석부로 크게 나눌 수 있다. PPG 신호를 측정하기 위해 Webster's pulse oximeter system[13]을 참조하여 설계하였다. PPG 센서는 890nm 파장을 가진 적외선 LEDs와 900nm의 중심 응답 주파수를 가지는 photo-detector(PD). photo-detector(PD)에 의해 검출된 각 PPG 신호는 cut-off 주파수 20Hz로 Lowpass 필터링, 0.05Hz로 Highpass 필터링을 하여 각각 DC, AC성분을 추출하였다. LED drive에 공급되는 전류는 항상 일정하게 하였고 Microprocessor(Atmega128)를 이용하여 그림 3.3과 같이 제어 하였으며 아날로그 신호처리 회로에서 증폭률은 일정하게 유지하였다.

각 파장의 LEDs는 4단계 중 1, 3단계에서 각각 켜진다. 그리고 LED가 꺼져 있는 동안 전 단계에서 켜진 LED 신호의 주변 신호를 제공한다. 따라서 신호는

각 단계의 안정화 이후 약간의 지연을 가지고 다음 단계가 시작되기 전에 측정된다. LED 구동은 PPG 신호 측정 장치의 필수 요건으로 주변 환경에 의한 빛의 오차를 제거하기 위해 설계되었다.

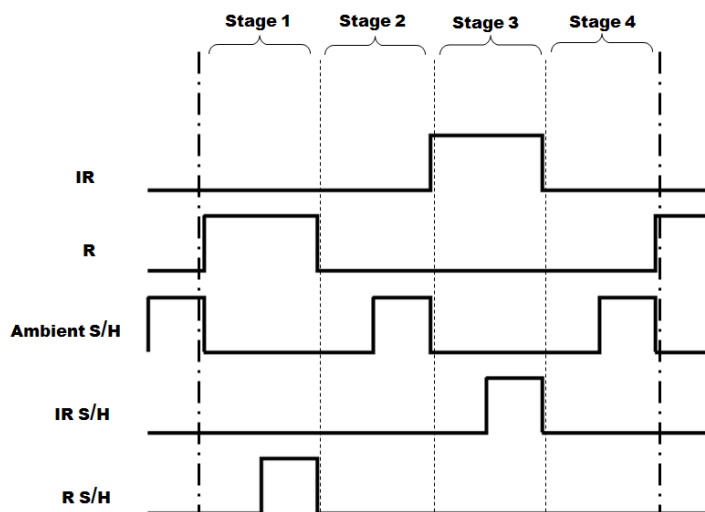


그림 3.3. 4단계 LED Drive 제어 타이밍도

손가락의 표면 온도 변화는 양쪽 약지 손가락에서 접촉형 온도센서(LNTG473FW, Lattron, Korea)를 통해 연속적으로 획득되었으며 Blackbody Source(982I, SOTECE, England)를 이용하여 calibration을 실시하고 전압의 변화를 온도로 보정하였다.

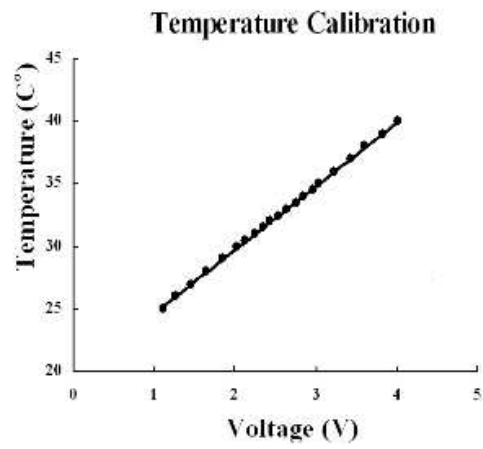


그림 3.4. 접촉형 온도센서 전압과 온도와의 관계

온도 calibration 결과는 그림 3.4와 같고, 보정된 수식 (27)을 POWER LAB(ML880, AD Instrumentation)에 적용하여 데이터를 획득하였다.

$$Y(t) = 5.073X(t) + 19.568 \quad (27)$$

Y : 온도 X : 전압

3.2 실험 방법

3.2.1 실험 대상

16명(남15, 여1, 나이 26.4 ± 2.1)의 실험자를 대상으로 실험을 실시하였으며 모든 실험자는 심혈관 질환을 가지고 있지 않으며 약물 처치 중이 아닌 건강한 사람들을 대상으로 진행하였다. 실험 전 모든 실험자들은 실험에 관한 간단한 교육을 받았으며 연구 참여 동의서를 작성하였다.

모든 실험자들은 실험 전 12시간 동안 흡연과 알코올, 극심한 운동을 피하도록 하였고 실험 전 4시간 동안 편안한 상태를 유지하도록 하였으며 물을 제외한 음식물 섭취와 특히 카페인을 금하게 하였다. 이것은 운동, 니코틴, 카페인과 같이 혈액의 흐름과 혈관 상태에 영향을 주는 요인들을 최소화하고 피부 표면 온도 변화에 따른 보다 신뢰할 수 있는 데이터 획득을 위해 제한되어졌다[44].

3.2.2 표면 온도 측정

변온 상자의 내부 온도 변화에 의해 발생된 손가락 표면 온도의 변화는 양쪽 약지 손가락에서 접촉형 온도센서(LNTG473FW, Lattron, Korea)를 위치시키고, 12bit 분해능을 갖는 Power Lab(ML880, AD Instrumentation, Australia)을 이용하여 200Hz의 샘플링 주파수로 데이터를 획득하였다. 또한 적외선 카메라 (TH5104, NEC, Japan)를 이용하여 5분마다(0, 5, 10, 15, 20, 25, 30min) 양 손의 표면 온도분포를 주기적으로 측정하였다.

변온 상자 내부의 온도 변화에 따르는 양손의 표면 온도변화를 실험 중 육안으로 관찰하기 위해 적외선 카메라를 이용하여 매 5분마다 온도 분포 데이터를 획득하였으며 육안으로 분석되었다. 심혈관 질환이 없는 건강한 피실험자를 대상으로 실험을 실시하였으므로 모든 손가락의 온도분포는 동일하다는 전제하에 적외선 카메라도 측정된 온도 이미지에서 센서가 위치하지 않은 부분의 온도를 측정하고 접촉형 온도 센서를 이용하여 측정된 온도데이터와 비교하였다.

3.2.3 PPG 신호 측정

PPG 프로브에 광원과 광검출기의 거리와 접촉력에 따르는 신호의 변화를 최소화 하고 온도 변화에 의한 변화만을 측정하기 위하여 집게형 프로브(DS-100A, Nellcor, Japan)를 이용하였다. 양손에서 측정되는 PPG 신호들은 증폭률을 조정하여 동일 조건에 동일한 신호가 검출되도록 조절하였다. 분석된 파장은 890nm의 적외선 영역이다. 양쪽 집게 손가락에서 photo-detector에 의해 검출된 각 PPG 신호는 cut-off 주파수 20Hz로 Lowpass 필터링, 0.05Hz로 Highpass 필터링을 하여 각각 DC, AC성분을 추출하였으며 12bit 분해능을 갖는 Power Lab(ML880, AD Instrumentation, Australia)을 이용하여 200Hz의 샘플링 주파수로 데이터를 획득하였다.

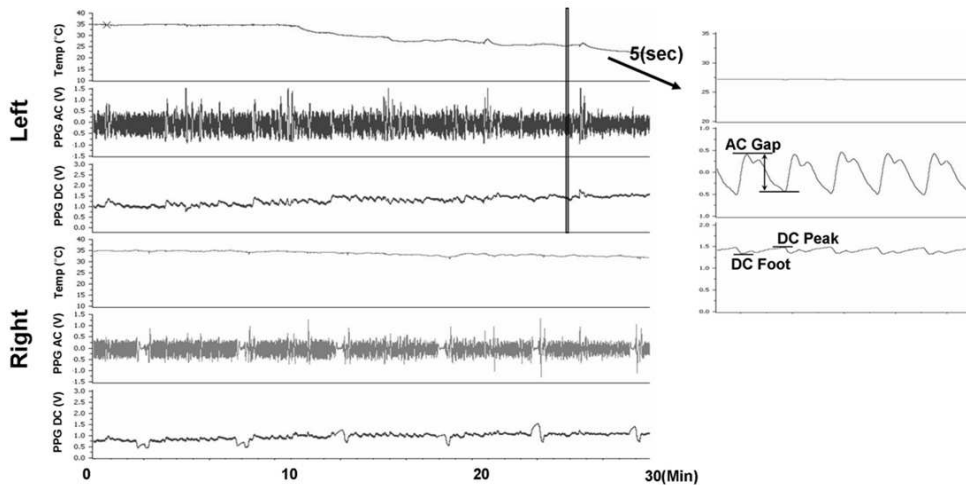


그림 3.5. 냉각실험 동안 PowerLab을 통해 양손에서 획득된 온도와 PPG 신호

그림 3.5는 냉각실험 중 측정된 데이터를 나타낸다. 그림 3.4에서 왼쪽은 냉각실험 30분 동안 측정된 데이터를 나타낸다(양손의 온도, PPG DC, PPG AC). 그림 3.5의 오른쪽은 외측 손에서 측정된 5초 동안의 데이터를 확대한 것이다. 본 연구에서 분석된 PPG 성분들을 표시하였다. 획득된 PPG DC 신호의 Peak와 Foot를 검출하고 구간별 평균값을 측정하여 양손의 DC Peak와 DC Foot를 각각 구하였다.

또한 PPG AC 신호의 진폭(Peak to Peak)을 검출하고 구간별 평균값을 측정하여 양손의 AC Gap을 각각 구하였다.

3.2.4 심혈관계 특성(Cardiovascular characteristics) 측정

손가락 표면 온도의 변화에 따른 연속적인 심박출량(cardiac output), 일회 박출량(stroke volume), 심박수(heart rate), 총 말초혈관 저항(total peripheral resistance)을 측정하기 위해 Finometer(Model-1, FMS, Netherlands)를 이용하였다[45][46][47][48][49]. 왼쪽 중지 손가락에서 연속적인 혈압 측정을 위해 비침적 방법으로 손가락 동맥 혈압(digital artery)을 측정하는 Finometer를 사용하였으며, 오른쪽 팔 상완에서 오실로메트릭 혈압계(Model-53000, Welchallyn, USA)를 이용하여 주기적으로 5분마다(0, 2.5, 7.5, 12.5, 17.5, 22.5, 27.5min) 혈압(central)을 측정하였다(그림3.6).



그림 3.6. Finometer와 Welchallyn 혈압계

3.2.5 실험 과정

국부적인 손의 표면 온도 변화에 따른 PPG 신호 변화를 측정하기 위해 공기 온도를 변화 시킬 수 있는 변온 상자와 냉각 온열 장치, PPG 신호를 측정할 수 있는 장비를 그림 3.2의 시스템 구성도와 같이 제작하였다. 또한 혈관의 특성들과

혈압을 측정하기 위해 그림 3.6의 Finometer와 Model-53000 혈압측정 장비를 이용하였다. 냉각 온열 장치를 통해 찬 공기와 따뜻한 공기를 제공하여 온도 변화를 유도(온열: $\sim 48.6 \pm 0.43^\circ\text{C}$ 냉각: $\sim 13.6 \pm 0.60^\circ\text{C}$)하였고 변온 상자를 이용하여 피 실험자의 냉각 온열 부위와 외부와의 차단을 제공하였다. 실험을 진행하는 동안 실험실 내 온도는 $24.9 \pm 0.90^\circ\text{C}$ 를 유지하였다. 전체적인 실험 장비들은 그림 3.7과 같다.

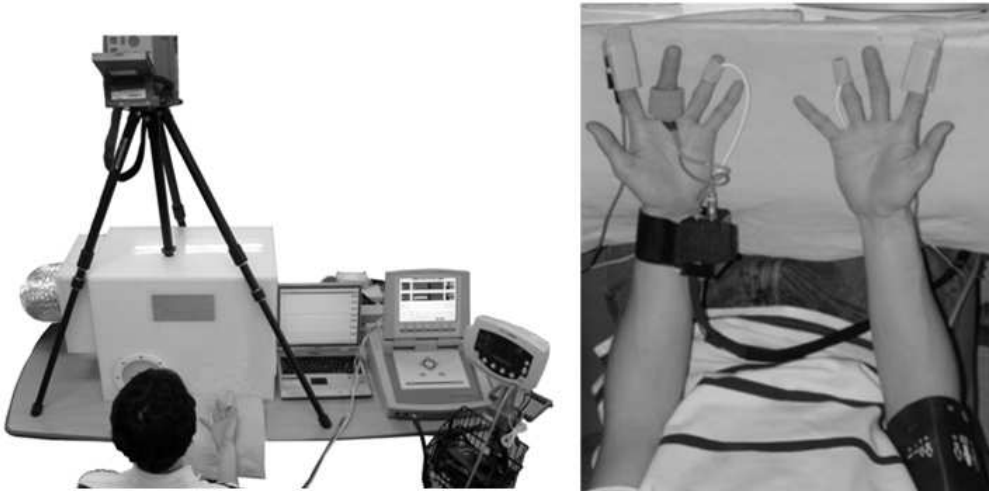


그림 3.7. 실험 장치 및 환경, 센서 측정 위치

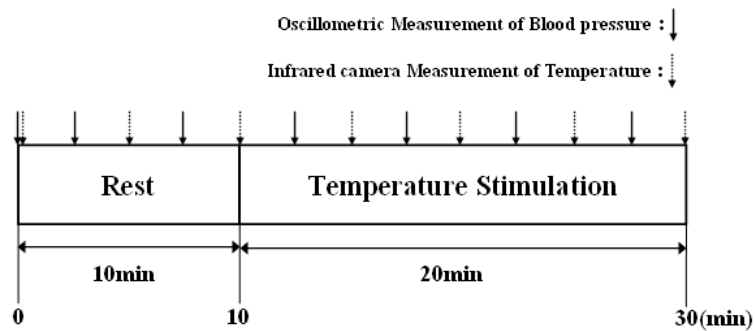


그림 3.8. 실험 과정

전체적인 실험 과정은 그림 3.8과 같다. 모든 피 실험자들은 냉각 실험 3회, 가열 실험 3회가 각각 진행되었으며 실험을 진행하는 동안 손을 안정적으로 유지하도록 편안하게 앉은 자세로 테이블 위에 자신의 심장 위치에 손을 올려 놓았다. 이 후 왼쪽 손은 팔꿈치 위까지 변온 상자 내부에 위치시키고 오른쪽 손은 변온 상자 외부에 위치시켰다. 냉각실험과 가열실험 모두 초기 10분 동안은 실험실내 온도와 동일한 환경에서 PPG 신호와 심혈관계 특성, 혈압을 획득하였고 변온 상자의 온도를 변화시키며 20분 동안 동일한 신호를 연속적으로 획득하였다. 오른 상완의 혈압과 온도분포의 정보는 중복되지 않게 매 5분의 간격으로 측정되었다.

제 4장 실험 결과

4.1 온도 자극에 따른 손가락 표면 온도와 혈압 변화

그림 4.1과 4.2는 시간축의 중심을 기준으로 왼쪽은 냉각 실험, 오른쪽은 가열 실험의 결과이다.

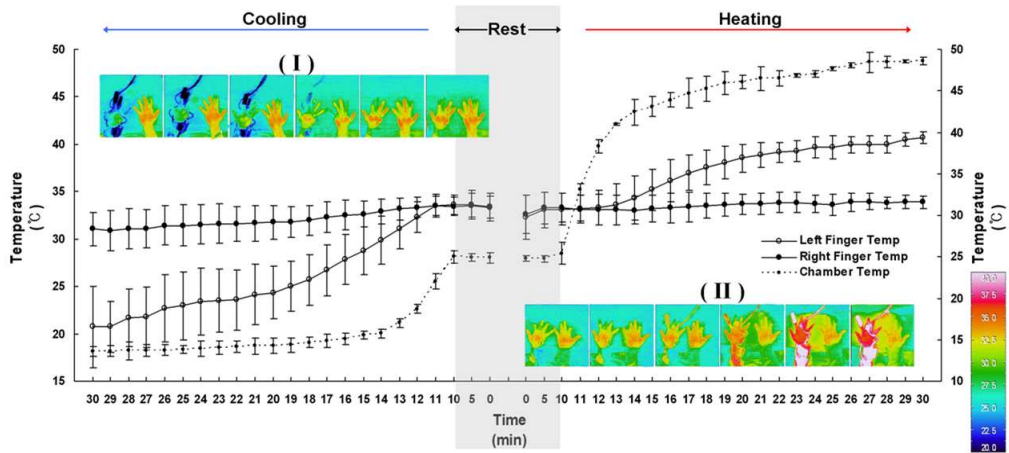


그림 4.1. 온도 자극에 따른 양손의 표면 온도 변화

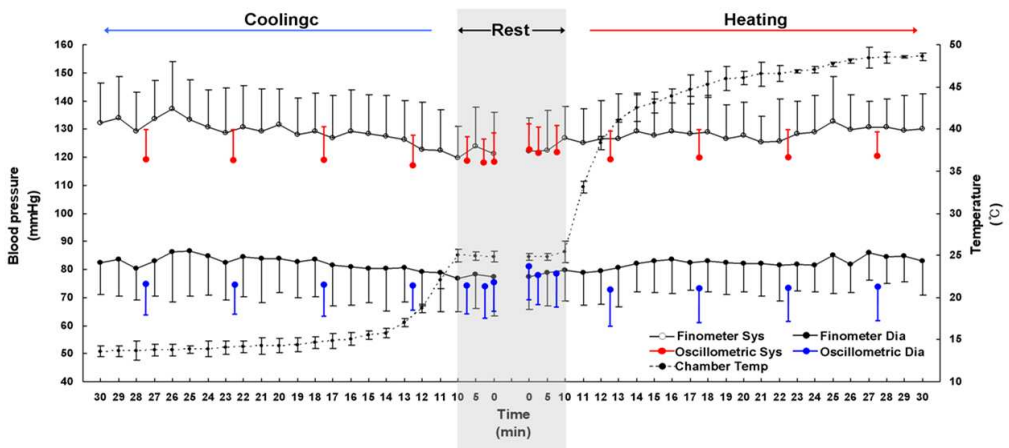


그림 4.2. 온도 자극에 따른 혈압의 변화

그림 4.1에서는 변온 상자 내부 온도 변화에 의해 접촉형 온도센서에서 획득된 연속적인 왼 손과 오른 손의 연속적인 피부 표면온도 변화와 주기적 영상 온도 데이터를 얻었다. 실험을 진행하는 동안 적외선 카메라를 이용하여 측정된 주기적 영상 온도 데이터(I, II)와 시간 별 손가락의 표면 온도와 혈압 변화 결과는 평균값과 표준편차로 표현하였다.

그림 4.2는 연속적인 왼 손의 중지 손가락에서 측정된 소동맥 혈압(digital artery)은 Finomertter를 이용하여 측정하였고, 주기적인 오른쪽 팔의 상완에서 측정된 대동맥 혈압(central)은 Model-53000을 이용하여 측정하였다. 시간 별 표면 온도의 변화는 평균과 표준편차로 표현하였다.

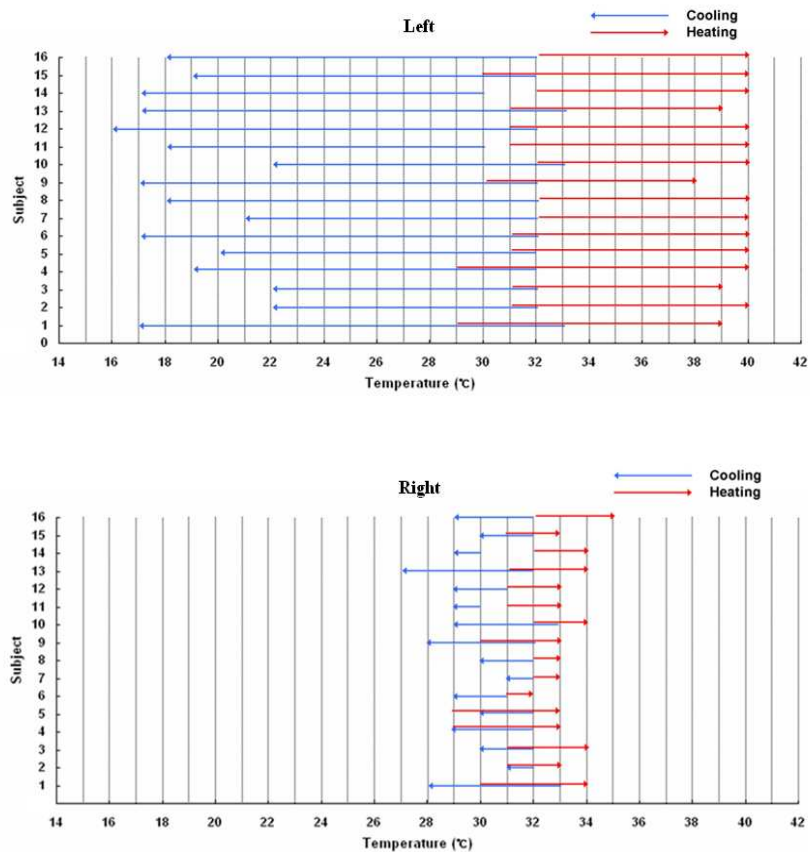


그림 4.3. 각 실험대상별 양손의 온도 변화 범위

그림 4.3을 통해 확인할 수 있듯이, 온도 자극에 따른 양손의 표면 온도 변화는 개인별로 약간의 차이가 발생하였고 표면온도가 23도에서 39도까지는 모든 실험자의 표면 온도 변화를 관찰할 수 있었다.

냉각 실험과 가열 실험 모두 초기 10분 동안은 변온 상자 내부의 온도 변화가 없는 상태를 유지시켰고 이후 20분 동안 온도를 상승, 하강시켰다. 실험 중 왼쪽 손은 변온 상자 내부에, 오른쪽 손은 외부에 위치시켰으므로 직접적으로 영향을 받은 왼쪽 손의 표면 온도는 변온 상자의 온도변화에 따라 오른쪽 손보다 급격한 변화가 나타남을 확인할 수 있었다(그림 4.3. 왼쪽 손 16도~40도, 오른쪽 손 27도~35도). 적외선 카메라를 이용한 표면 온도 변화의 결과는 그림 4.1의 결과를 통해 접촉형 온도센서의 데이터와 동일함을 알 수 있으며, 각 손에서의 피부온도 분포의 변화를 확인할 수 있다. 냉각 실험에서 변온 상자 내부 온도가 하강함에 따라 피부 표면 온도가 24도 이하로 내려간 이후 온도변화는 완만해지고, 가열실험에서는 37도 이상부터 피부 표면 온도 변화가 완만해짐을 확인할 수 있었다. 냉각실험과 가열실험 전, 후의 온도와 혈압의 변화는 표4.1의 데이터와 같다.

표 4.1. 냉각과 가열 실험 전, 후의 양손의 표면 온도와 혈압 변화(Mean±SD)

Variables		Cooling			Heating		
		Before	After	After- Before	Before	After	After- Before
Finometer (mmHg)	Systolic	121.5±13.4	132.1±14.1	13.0±8.9	123.8±12.4	130.1±12.3	4.4±10.6
	Diastolic	77.4±12.6	82.3±11.2	7.9±8.0	78.7±11.5	82.9±12.2	4.7±7.7
Oscillometric (mmHg)	Systolic	118.4±10.7	119.2±10.9	1.5±7.2	122.5±9.5	120.1±9.2	-0.6±4.7
	Diastolic	74.6±10.7	74.3±11.3	-1.5±10.9	80.545±12.3	73.3±12.2	-2.8±7.8
Temperature (°C)	Left Temp	33.5±1.3	20.8±4.3	-12.6±2.7	32.8±1.9	40.7±0.6	8.2±2.5
	Right Temp	33.5±1.2	31.1±1.8	-2.5±1.5	33.1±1.7	33.9±0.9	1.2±1.8
	Chamber Temp	24.9±0.6	13.6±0.6	-11.3±0.2	24.9±0.7	48.6±0.4	24.0±0.3

그림 4.2와 표 4.1에서 확인할 수 있듯이, 온도 자극을 적용하지 않은 초기 10분 동안 rest 상태에서는 Model-53000을 이용하여 오른쪽 팔의 상완에서 측정된

대동맥 혈압(central)과 왼쪽 중지 손가락에서 Finomerter를 이용하여 왼 손 중지 손가락에서 측정된 소동맥 혈압(digital artery)이 거의 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 그러나, 변온 상자의 내부 온도를 변화시켜 왼쪽 손에 온도 자극을 적용하였을 때, Model-53000을 이용하여 측정된 혈압(central)은 온도변화에 큰 영향 받지 않았다. 하지만 Finomerter를 이용하여 측정된 혈압(digital artery)은 온도 변화에 영향을 받았다.

4.2 표면 온도에 따른 PPG 신호의 변화

양 손가락에서 측정된 표면 온도 변화에 따른 PPG 신호의 각 성분들 변화는 초기 10분 동안, rest 상태에서 획득된 평균 표면 온도에서 PPG 신호의 각 성분들의 평균값을 1로 하고, 표면 온도 변화에 따라 PPG 신호의 각 성분들을 정규화(normalization)를 통해 비교하였다.

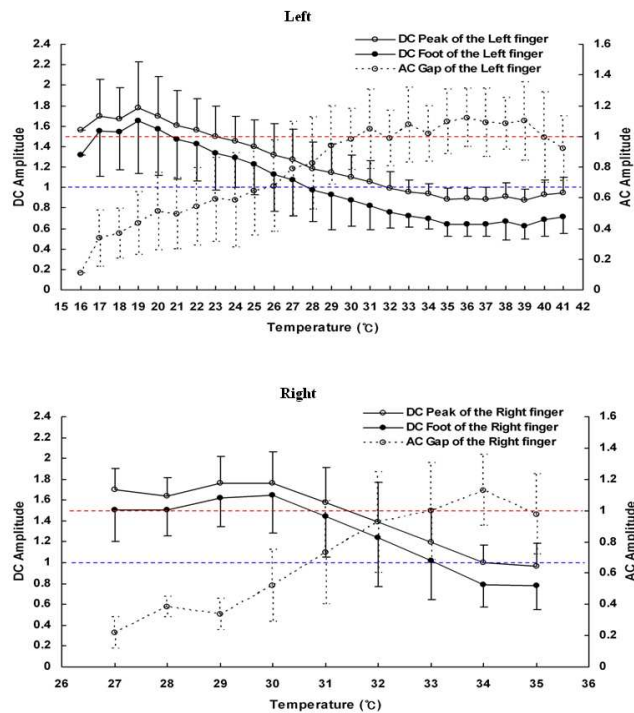


그림 4.4. 표면 온도 변화에 따른 PPG 신호 변화

그림 4.4는 온도 자극을 실시한 20분간 손가락 피부 표면 온도 변화에 따르는 PPG 신호의 변화를 나타낸 것이다. 손가락 피부 표면 온도가 증가함에 따라서 양손의 PPG DC Peak와 Foot은 모두 감소하였으며, PPG AC Gap은 증가하는 현상을 확인할 수 있었다. 각 온도마다 모든 피 실험자의 평균 값을 분석하였으므로 급격한 온도변화가 나타난 왼쪽 손가락에서 획득된 신호는 전체 실험대상의 데이터가 포함하지 않는 23도 이하와 39도 이상인 구간에서 신뢰할 수 없는 결과를 보였다.

표 4.2 각 실험대상별 왼쪽 손가락에서 측정된 PPG 신호와 온도의 상관성

Variables	DCFL		DCPL		ACGL		N	
	Correlation	Significant	Correlation	Significant	Correlation	Significant		
	(R)	(P)	(R)	(P)	(R)	(P)		
Subject	1	-0.947	0.000	-0.943	0.000	0.941	0.000	24
	2	-0.701	0.001	-0.692	0.001	0.718	0.001	19
	3	-0.937	0.000	-0.938	0.000	0.872	0.000	18
	4	-0.810	0.000	-0.812	0.000	0.236	0.290	22
	5	-0.711	0.000	-0.717	0.000	0.414	0.062	21
	6	-0.634	0.001	-0.594	0.002	0.694	0.000	25
	7	-0.768	0.000	-0.712	0.000	0.894	0.000	20
	8	-0.939	0.000	-0.945	0.000	0.720	0.000	23
	9	-0.980	0.000	-0.981	0.000	0.936	0.000	22
	10	-0.973	0.000	-0.975	0.000	0.315	0.190	19
	11	-0.790	0.000	-0.793	0.000	0.689	0.000	23
	12	-0.842	0.000	-0.838	0.000	0.817	0.000	26
	13	-0.946	0.000	-0.941	0.000	0.924	0.000	24
	14	-0.937	0.000	-0.945	0.000	0.747	0.000	24
	15	-0.895	0.000	-0.888	0.000	0.914	0.000	22
	16	-0.943	0.000	-0.943	0.000	0.108	0.624	23

표 4.2와 표 4.3은 손가락 표면 온도가 변화함에 따라 변화하는 PPG 신호의 각 성분들에 대한 상관성을 나타낸 결과이다. 표 4.2와 4.3에서 확인할 수 있는 것처럼 모든 실험자의 N이 다른 것을 알 수 있다. 이것은 각 실험자가 가지는 온도의 단계를 의미한다.

표 4.3 각 실험대상별 오른쪽 손가락에서 측정된 PPG 신호와 온도의 상관성

Variables	DCFR		DCPR		ACGR		N	
	Correlation	Significant	Correlation	Significant	Correlation	Significant		
	(R)	(P)	(R)	(P)	(R)	(P)		
Subject	1	-0.888	0.001	-0.887	0.001	0.898	0.001	7
	2	-1.000	0.014	-1.000	0.019	0.979	0.000	3
	3	-0.603	0.205	-0.597	0.210	0.804	0.004	5
	4	-0.988	0.000	-0.987	0.000	0.299	0.565	5
	5	-0.912	0.031	-0.909	0.033	-0.664	0.021	5
	6	-0.970	0.030	-0.970	0.030	0.930	0.000	4
	7	-0.967	0.164	-0.919	0.259	0.389	0.746	3
	8	-0.229	0.771	-0.261	0.739	-0.202	0.798	4
	9	-0.928	0.008	-0.933	0.007	0.836	0.001	6
	10	-0.926	0.003	-0.927	0.003	0.921	0.000	7
	11	-0.846	0.154	-0.839	0.161	0.807	0.001	4
	12	-0.950	0.004	-0.948	0.004	0.902	0.000	5
	13	-0.912	0.002	-0.912	0.002	0.829	0.001	8
	14	-0.962	0.038	-0.966	0.034	0.985	0.000	4
	15	-0.967	0.033	-0.967	0.033	0.936	0.000	4
	16	-0.951	0.000	-0.952	0.000	0.942	0.000	7

직접적인 온도 변화에 영향을 받은 왼쪽 손뿐만 아니라 오른쪽 손의 PPG 신호 또한 유사한 변화를 확인 할 수 있었다. 왼쪽 손가락에서 측정된 PPG DC Foot(DCFL), PPG DC Peak(DCPL), 오른쪽 손가락에서 측정된 PPG DC Foot(DCFR)와 PPG DC Peak(DCPR) 모두 온도가 증가함에 따라 개인별 상관성의 차이는 있었지만 -0.854 ± 0.109 , -0.850 ± 0.118 , -0.880 ± 0.191 , -0.877 ± 0.183 (Mean \pm SD)로 음의 상관성이 나타났고, 왼쪽 손가락에서 측정된 PPG AC Gap(ACGL)와 오른쪽 손가락에서 측정된 PPG AC Gap(ACGR)은 0.684 ± 0.261 , 0.672 ± 0.464 (Mean \pm SD)로 양의 상관성이 나타남을 확인할 수 있었다.

4.3 표면 온도에 따른 심혈관계 특성 변화

온도 자극에 의해 Finometer를 이용하여 획득된 각 데이터의 변화는 초기 10분 동안, rest상태에서 획득된 평균 표면 온도에서 각 데이터의 평균값을 1로 하고, 표면 온도 변화에 따른 각 데이터는 정규화(normalization)를 통해 비교하였다.

그림 4.5는 온도 자극을 실시한 20분간 손가락 피부 표면 온도 변화에 따른 각 데이터 변화량의 평균과 표준편차의 결과를 나타낸 것이다.

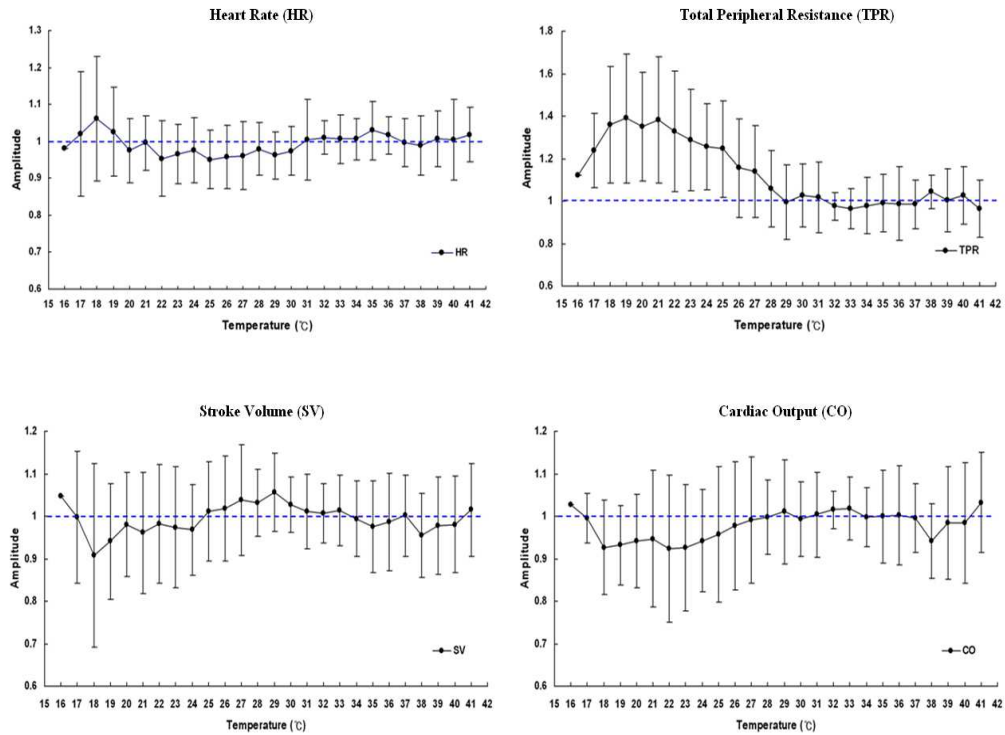


그림 4.5. 왼쪽 중지 손가락에서 Finometer를 이용하여 측정된 심혈관계 특성

Heart Rate(HR), Stroke Volume(SV), Cardiac Output(CO)은 손가락 피부 표면 온도가 증가함에 따라 유의한 변화를 확인할 수 없었으며, Total Peripheral Resistance(TPR)는 현저히 감소하는 현상을 확인할 수 있었다.

표4.4는 왼쪽 손가락 피부 표면 온도 변화에 따르는 각 실험대상별 HR, SV, CO와 TPR의 상관성을 나타낸다.

표 4.4. 각 실험대상별 온도 변화와 HR, SV, CO, TPR의 상관성

Variables	HR		SV		CO		TPR		N
	Correlation	Significant	Correlation	Significant	Correlation	Significant	Correlation	Significant	
	(R)	(P)	(R)	(P)	(R)	(P)	(R)	(P)	
1	0.272	0.198	- 0.117	0.585	0.048	0.825	- 0.466	0.022	24
2	0.593	0.007	- 0.806	0.000	0.736	0.000	- 0.654	0.002	19
3	- 0.213	0.396	- 0.099	0.696	- 0.172	0.495	- 0.504	0.033	18
4	- 0.637	0.001	- 0.521	0.013	0.701	0.000	- 0.770	0.000	22
5	0.752	0.000	0.110	0.636	0.645	0.002	- 0.904	0.000	21
6	0.514	0.009	- 0.120	0.569	0.382	0.060	- 0.800	0.000	25
7	0.673	0.001	0.634	0.003	0.768	0.000	- 0.849	0.000	20
8	0.368	0.084	0.288	0.183	0.427	0.042	- 0.809	0.000	23
9	- 0.070	0.755	0.597	0.003	0.408	0.060	- 0.629	0.002	22
10	0.804	0.000	0.444	0.057	0.856	0.000	- 0.758	0.000	19
11	0.840	0.000	- 0.488	0.018	0.107	0.626	- 0.443	0.034	23
12	0.791	0.000	- 0.331	0.099	0.632	0.001	- 0.878	0.000	26
13	- 0.466	0.022	0.813	0.000	0.566	0.004	- 0.812	0.000	24
14	- 0.759	0.000	0.496	0.014	0.152	0.477	- 0.630	0.001	24
15	- 0.209	0.350	0.349	0.111	0.251	0.260	- 0.760	0.000	22
16	0.256	0.239	- 0.769	0.000	- 0.384	0.071	- 0.754	0.000	23

HR, SV와 CO는 손가락 피부 표면 온도가 변화함에 따라 각각 상관성 0.232 ± 0.528 , -0.006 ± 0.519 , 0.194 ± 0.476 (Mean \pm SD)로 눈에 띄는 상관성이 나타나지 않았고 각 실험자별 상관성의 차이는 있었지만 TPR은 -0.714 ± 0.403 로 음의 상관성이 확인할 수 있었다.

4.4 심혈관계 특성과 PPG 신호의 상관성

표 4.5는 온도 변화에 따라 변화된 PPG 신호와 HR, SV, CO와 TPR의 상관성을 나타낸다.

표 4.5. 각 실험대상별 PPG 신호와 HR, SV, CO, TPR의 상관성(Mean±SD)

N=16								
Variables		HR	SV	HR*SV	CO	TPR	DCPL	ACGL
HR	Correlation (<i>R</i>)	1						
	Significant (<i>P</i>)							
SV	Correlation (<i>R</i>)	-0.228 ±0.234	1					
	Significant (<i>P</i>)	0.447 ±0.322						
HR *	Correlation (<i>R</i>)	0.455 ±0.201	0.723 ±0.259	1				
	Significant (<i>P</i>)	0.150 ±0.198	0.073 ±0.235					
SV	Correlation (<i>R</i>)	0.424 ±0.207	0.738 ±0.253	0.992 ±0.010**	1			
	Significant (<i>P</i>)	0.183 ±0.215	0.065 ±0.232	0.000 ±0.000**				
CO	Correlation (<i>R</i>)	-0.725 ±0.389	-0.633 ±0.356	-0.762 ±0.222	-0.769 ±0.223	1		
	Significant (<i>P</i>)	0.001 ±0.034**	0.050 ±0.126	0.002 ±0.023**	0.002 ±0.234**			
TPR	Correlation (<i>R</i>)	0.142 ±0.338	-0.140 ±0.419	-0.571 ±0.204	-0.646 ±0.159	0.522 ±0.168	1	
	Significant (<i>P</i>)	0.334 ±0.333	0.203 ±0.2	0.016 ±0.132	0.009 ±0.017**	0.029 ±0.053		
DCPL	Correlation (<i>R</i>)	0.260 ±0.245	0.247 ±0.345	0.462 ±0.368	0.475 ±0.363	-0.782 ±0.099	-0.780 ±0.106	1
	Significant (<i>P</i>)	0.414 ±0.364	0.250 ±0.253	0.053 ±0.184	0.039 ±0.161	0.003 ±0.062**	0.008 ±0.002**	
ACGL	Correlation (<i>R</i>)							
	Significant (<i>P</i>)							

**유의확률 $P<0.01$ 수준에서 유의한 상호관계

표 4.5에서 볼 수 있듯이 각각 측정된 HR, SV로 계산된 CO과 Finometer에서 측정된 CO는 0.992 ± 0.01 (Mean±SD) 높은 상관성을 확인할 수 있었다. DCPL은 심

혈관계 특성 중 CO와 가장 높은 -0.646 ± 0.159 (Mean \pm SD) 상관성이 나타났으며 ,
ACGL은 TPR과 가장 높은 -0.782 ± 0.099 (Mean \pm SD) 상관성을 확인할 수 있었다.
비록 온도 자극에 의해 변화된 normalization 데이터들의 상관성 분석이지만 PPG
신호의 성분들에 대한 심혈관계의 평가 가능성을 확인할 수 있었다.

제 5장 고찰 및 결론

5.1 고찰

온열, 냉각 실험에서 온도 자극 전 10분 동안의 rest 상태의 결과들은 유의할만한 변화 또는 영향이 발생하지 않았다. 실험대상자 개개인별 혈관의 수축과 이완은 온도 자극에 대하여 미약하게 발생하지만 이는 자연적인 체온조절 과정에 의해 발생된 결과이다.

제시된 방법은 공기상에서의 온열, 냉각 방법을 사용하였으며 그다지 강도가 세지 않는 온열, 냉각 자극을 사용하였다. 각 20분의 온도 자극 동안 발생된 실험대상의 손가락 피부 표면 온도 변화는 변온 상자의 온도변화와 함께 냉각과정을 통해 냉각되었으며 온열과정을 통해 가열되었다. 심혈관 질환이 없는 건강한 실험자를 대상으로 실험을 실시하였으므로 모든 손가락의 온도분포는 동일하다는 전제하에 적외선 카메라도 측정된 온도 이미지에서 센서가 위치하지 않은 부분의 온도를 측정하고 접촉형 온도 센서를 이용하여 측정된 온도데이터와 비교하였다.

측정된 결과는 생리학적으로 제시된 사지의 온열 증성과정에 따라 손가락 피부 표면 온도가 가변 되었으며, 이에 따라 초기 온도 자극 동안은 급격한 변화가 나타나지만 지속적인 온도 자극에 완만한 변화의 형태를 보였다. 그리고 실험대상자의 개인별 생리학적 차에 의해 동일한 변화가 나타나지는 않았다. 실험 중 왼쪽 손은 변온 상자 내부에, 오른쪽 손은 외부에 위치시켰으므로 직접적으로 영향을 받은 왼쪽 손의 표면 온도는 변온 상자의 온도변화에 따라 오른쪽 손보다 급격한 변화가 나타남을 확인할 수 있었다

냉각하지 않은 오른손의 데이터는 왼손의 변화와 비교할 때 M.A.shroud의 실험과 같이 현저한 변화를 보이지 않았으나 같은 형태의 지속적인 감소 현상을 가졌으며 온열과정에서도 마찬가지로 지속적인 증가를 보였다[14]. 이 결과는 온도자극을 받지 않은 손가락 일지라도 국부적 냉각을 받는 곳의 영향이 실험대상의 내부 체온조절 메커니즘에 영향을 미치고 이로 인해 상호 관련된 현상이 발생하게

됨을 알 수 있었다. 이 또한 개인의 생리학적 차가 발생함을 살펴볼 수 있다.

온도자극을 통해 발생된 왼 손의 중지손가락에서 측정된 소동맥 혈압(digital)과 심부의 혈압(central)을 반영하는 오른 상완에서의 혈압에서 손가락의 위치는 심장의 높이와 일치시켰으므로 hydrostatic pressure의 영향은 제거되었다. 온도자극 동안 발생된 손가락에서 측정된 수축과 이완의 혈압(digital artery) 변화는 온열 냉각의 모든 실험 과정에 있어 미비한 변화 또는 변화가 없는 중심혈압(central)과 달리 증가 현상을 보였으며, 실험 전 후의 값의 차이는 명확했다. 이것은 온열, 냉각에 의해 유도된 왼손의 생리학적 상태 변화에 따른 결과라 생각되며 이 생리학적 상태는 혈류와 혈관의 변화에 기인된 온도 순응에 대한 메커니즘에 의해서이다.

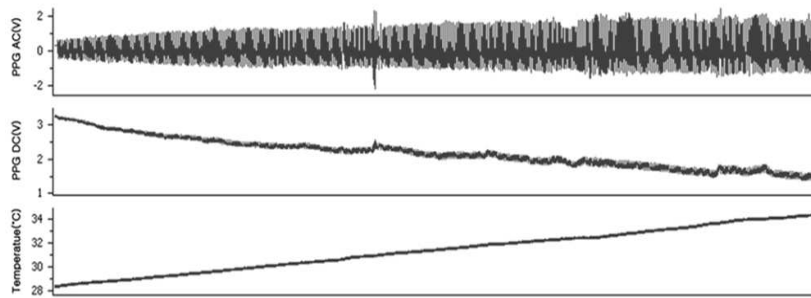


그림 5.1. 본 연구에서 측정된 온도 변화에 따른 PPG 성분들의 변화

PPG 신호는 측정부위에서 광원으로부터의 빛이 피부, 동맥혈, 정맥혈, 조직 등에 투과되고 광 검출기에 도착한 빛에 의해 혈액량의 변화에 따라 전압 신호로써 나타난다[24]. 심장이 수축할 때 혈관의 혈액량이 최대가 되면 DC 신호는 최소값이 나타나고 심장이 이완할 때 혈액량이 최소가 되면 DC 신호는 최대값이 나타난다. PPG DC 신호는 측정 부위의 조직과 혈관이 포함하고 있는 혈액량을 반영한다[12]. 또한 PPG AC 신호는 측정 부위의 혈관에 흐르는, 심장 비트에 의한 발생하는 미세한 혈액량의 변동을 반영한다[23]. 따라서 AC 신호는 혈관의 상태를 나타낼 수 있다. 앞서 언급한 바와 같이 PPG로부터 유도된 성분은 혈류량의 변화를

의미하며 이로 인해 PPG DC값으로부터 출력된 전압의 값이 커질 때 혈류량 감소, 작아질 때 혈류량 증가를 또한 PPG AC값은 출력된 전압의 값이 커질 때 beat 당 유동되는 혈류량 증가 작아질 때 혈류량 감소를 반영한다[8]. 분석은 왼손과 오른손을 구분하여 나타냈으며 측정된 결과를 통해 알 수 있듯이 왼손의 신뢰 범위(23~39℃)에서 온도 증가에 따라 그림 5.1과 같이 PPG DC의 감소와 PPG AC의 증가를 보인다. 또한 오른손의 경우에서도 가변 범위는 작으나 동일한 결과를 얻을 수 있었다. 이와 같은 결과는 열 조절을 위해 손의 혈관 이완과 수축을 능동적으로 한다는 사실에[50][51] 기인하여 국부에 유도된 온열, 냉각 반응을 통해 도관의 상태가 영향을 받음에 따라 실험에 제공된 냉각과정에서는 혈관 수축을 야기하며 온열 과정에서는 혈관 이완을 야기한다는 생리학적 현상에 일치된다. 즉 혈관 벽의 냉각은 긴축적 용량 손실을 발생시키며 온열은 용량의 부가를 발생한다. 하지만 결과를 통해 알 수 있듯이 냉각실험에서는 기존 연구와 명확히 일치하였지만 온열 실험에서는 냉각보다는 약한 결과가 나타났다. 이 현상은 열에 대한 반응이 지역적 가열에 대한 것보다 냉각에 대해 좀 더 좀 더 자극을 받으며 인체는 열 보다 큰 추위에 대한 보호 현상을 지지한다[51].

PPG 변화의 결과는 체온의 변화와 연계되어 체온조절이 혈류조절에 의해 주로 달성된다는 이론 즉 혈관 수축과 이완에 의해 몸이 환경에서 체온을 조절하고 열 손실의 증가, 감소를 위해 혈액의 분포를 조절하는 현상을 설명할 수 있다[50].

온도에 따른 Finometer로 측정된 4개의 심혈관계 특성은 국부적인 부위의 현상을 반영하는 것이 아니라 전체 몸의 변화를 나타낸다[52]. 결과적으로 전체적인 HR, SV, CO의 변화는 온도에 따른 상호 연관성을 보이지 못했으며 TPR의 경우 냉각 처치 시 증가하는 현상을 보였다. 이 결과는 국부적 온도의 변화에 있어 국부적인 혈관의 수축에 따른 총 혈관계 저항 성분의 변화가 야기됨을 나타낸다. 즉 손과 손가락 반응이 그들의 기능적 중요성과 그들의 열손실의 조절에서 탁월한 효과를 가지므로[50][51] 다른 요소와는 달리 TPR에 영향을 전달함을 알 수 있다. 통계적으로 처리된 데이터를 바탕으로 PPG의 성분들은 심부의 TPR, CO과 관련됨을 알 수 있다. 이 결과는 국부부위에서 측정된 PPG는 중추 혈류의 이동과 관련된다는 사실을 입증하며 이로 인해 심혈관계 평가가 가능하다는 가설을 지지한

다[10][53].

임상적 근거에 바탕을 둔 생리학적 변화에 대한 우리의 정의는 실제의 환경과 가까운 공기 냉각 온열 방식을 통해 설계된 변온 상자와 임상적 장비에 의해 시간, 변온 상자 온도, 양손의 피부온도의 변화에 따른 심혈관계의 특성 변화에 의해 설명되었다. 또한 기존 연구에서 제기한 실험결과와 비교되었다. 이를 통해 심혈관계 특성의 변화와 말초 혈관의 변화를 설명하는 PPG 신호를 사용하는 임상장비 사용하는데 있어서 우리의 제안은 명확히 반영되어야 한다. PPG 신호를 통한 정확한 심혈관계 평가 가능성은 절대적으로 온도에 대한 고려가 요구된다는 점이며 이는 보다 정확한 심혈관계 평가의 우선 항목이 될 것이다.

5.1.1 혈관계 모델 제안

동맥 혈관계의 모델 중 Four-element Windkessel(4W)과 모세혈관계(Microcirculation) 모델을 결합하고 온도에 의한 영향을 고려한 혈관계 모델을 제안하였다. 그림 2.12에서 4W 모델의 총 말초혈관 저항(R_p)은 모세혈관계의 모든 성분들을 저항으로만 표현하였다. 하지만 말초부위에서 측정되는 PPG 신호를 이용한 심혈관계 평가를 위해서는 추가적인 요소들이 요구된다. 따라서 그림 2.13이 나타내는 모세혈관계의 모델은 말초부위 혈관계를 세분화하여 각각의 성분들을 나누었다.

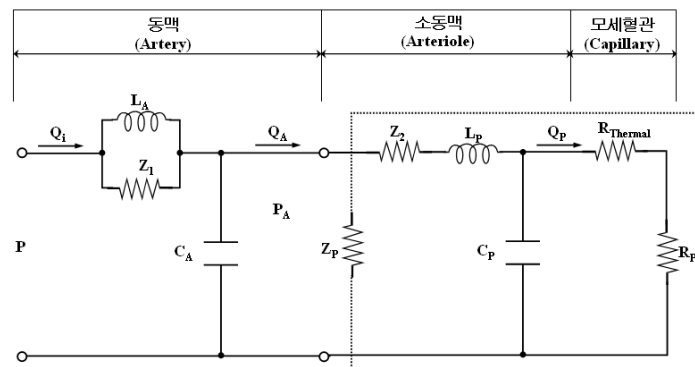


그림 5.2. 온도에 의한 영향을 고려한 혈관계 모델

본 연구에서 제안하고자 하는 혈관계 모델은 소동맥의 저항 성분(Z_2)과 온도에 의한 저항성분($R_{Thermal}$)을 부가적으로 결합시켜 그림 5.2와 같이 제안하였다. 이것은 모세혈관의 혈류량을 비관혈적으로 간편하게 측정할 수 있는 PPG 신호를 이용한 심혈관계 상태와 기능을 평가하기 위한 것이다. 그림 5.3과 같이 혈관계 모델을 부분적으로 나눌 수 있다. 심장에 박출된 혈액량은 Q_i , 동맥 혈관에 작용하는 압력은 P_A 이라고 가정하면 수식 (28)과 같이 정리할 수 있다.

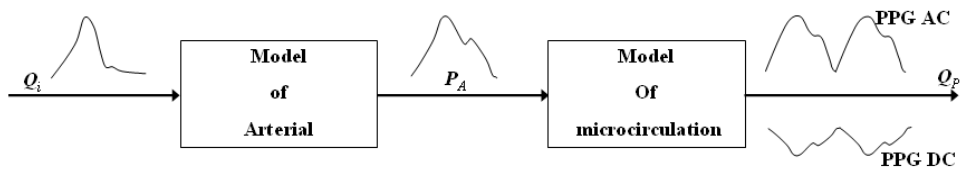


그림 5.3. 혈관계 모델의 구성과 PPG 신호

$$Q_i(t) = C_A \frac{dP_A(t)}{dt} + \frac{P_A(t)}{Z_P} \quad (28)$$

C_A : 동맥 혈관 용적 Z_P : 총 말초혈관계 저항

P_A 는 동맥에 작용하는 압력의 가정하였으므로 동맥 혈압의 변화라고 할 수 있고, 심장의 수축과 이완에 따라 수축기 혈압과 이완기 혈압으로 변화한다. 따라서 전기적 모델에서 동맥 혈압의 변화는 모세혈관계 모델의 전압원의 변화라고 볼 수 있다. 모세혈관계의 전기적 모델을 수식 (29), 수식 (30)과 같이 나타낼 수 있다.

$$L_P \frac{dQ_A(t)}{dt} + Z_2 Q_A(t) + P_P(t) = P_A(t) \quad (29)$$

$$Q_A(t) = C_P \frac{dP_P(t)}{dt} + \frac{P_P(t)}{R_{Thermal} + R_P} \quad (30)$$

P_P : 모세혈관 압력

수식 (29), 수식 (30)을 동맥 혈압의 변화에 대한 2차미분방정식으로 정리하면 수식 (31)와 같이 정리할 수 있다. 모세혈관에 흐르는 혈류량은 수식 (32)로 나타낼 수 있다.

$$\frac{d^2 P_P(t)}{dt^2} + \left(\frac{1}{(R_{Thermal} + R_P) C_P} + \frac{Z_2}{L_P} \right) \frac{dP_P(t)}{dt} + \frac{Z_2 + R_{Thermal} + R_P}{(R_{Thermal} + R_P) L_P C_P} P_P(t) = P_A(t) \quad (31)$$

$$Q_P(t) = \frac{P_P(t)}{R_{Thermal} + R_P} \quad (32)$$

모세혈관 압력 $P_P(t)$ 는 동맥 압력 $P_A(t)$ 에 직접적으로 영향을 받으며, 모세혈관에 흐르는 혈류량은 모세혈관 저항에 의해 영향을 받는다. 그리고 광검출기로부터 획득된 PPG DC 성분은 모세혈관에 흐르는 혈류량에 반비례 관계를 갖는다. 이와 같은 사실을 바탕으로 PPG DC 성분에 대한 관계식은 수식 (33)과 같이 정리할 수 있다. 따라서 PPG DC 성분은 혈류량의 변화를 간접적으로 측정할 수 있음을 알 수 있고, 부가적으로 동맥 혈압과 혈관의 상태가 일정하다고 가정할 때, 온도에 의해 영향을 받는 저항성분에 대한 보상이 요구된다는 것을 수식 (33)을 통해 알 수 있다.

$$PPG_{DC}(t) = \alpha - Q_P(t) = \alpha - \frac{P_P(t)}{R_{Thermal} + R_P} \quad (33)$$

α : 상수

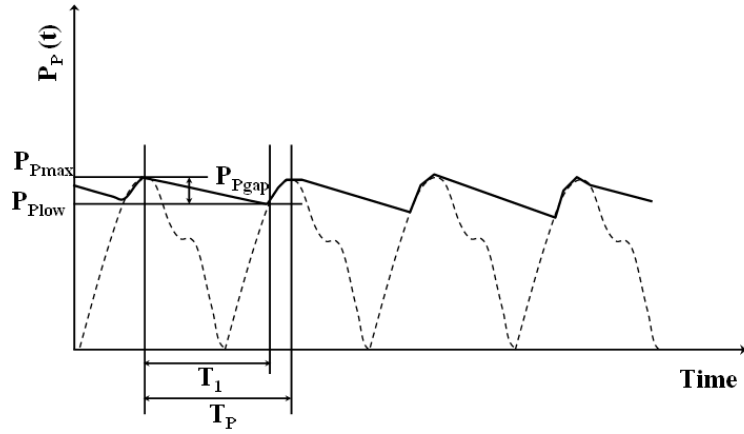


그림 5.4. 시간에 따른 모세혈관의 압력의 변화

말초혈관계의 캐패시터와 저항은 정류회로의 구조와 동일하다. 따라서 시간에 따른 모세혈관의 압력의 변화는 그림 5.4와 같이 나타낼 수 있다. 심박의 주기가 T_P 라고 하면 심장의 수축과 이완에 따라 모세혈관의 압력은 P_{Pmax} , P_{Plow} 로 변화하고 수식 (34), 수식 (35)와 같이 나타낼 수 있다.

$$P_{Plow} = P_{Pmax} e^{-\frac{T_1}{C_p(R_{Thermal} + R_p)}} \quad (34)$$

$$P_{Pgap} = P_{Pmax} - P_{Plow} = P_{Pmax} - P_{Pmax} e^{-\frac{T_1}{C_p(R_{Thermal} + R_p)}} = P_{Pmax} (1 - e^{-\frac{T_1}{C_p(R_{Thermal} + R_p)}}) \quad (35)$$

T_1 : 방전시간

시정수 ($\tau = RC$)를 $\tau \gg T_1$ 라고 가정하면 수식 (36)와 같은 근사 식이 성립한다. 또한 수식 (35)을 수식 (37)과 같이 정리할 수 있다. 수식 (37)을 전류에 관한 식으로 정리하면 수식 (38)과 같이 나타낼 수 있다.

$$e^{-\frac{T_1}{C_P(R_{Thermal} + R_P)}} \cong 1 - \frac{T_1}{C_P(R_{Thermal} + R_P)} \quad (36)$$

$$P_{Pgap} = P_{Pmax} \frac{T_1}{C_P(R_{Thermal} + R_P)} \quad (37)$$

$$Q_{Pgap} = Q_{Pmax} \frac{T_1}{C_P(R_{Thermal} + R_P)} \quad (38)$$

광검출기에서 획득된 PPG AC 성분의 진폭은 심장의 수축과 이완에 따른 모세혈관의 혈류량의 변화량과 비례 관계를 갖는다. 따라서 수식 (39)와 같이 PPG AC 성분은 모세혈관의 시정수에 영향을 받으며, PPG AC 성분의 말초혈관의 상태를 간접적으로 측정할 수 있음을 알 수 있다. 하지만 심박수와 혈압, 혈관의 상태가 일정하다고 가정하면 온도에 의해 영향을 받는 저항성분에 대한 보상이 요구됨을 알 수 있다.

$$PPG_{AC}(t) = \beta Q_{Pgap}(t) = \beta Q_{Pmax} \frac{T_1}{C_P(R_{Thermal} + R_P)} \quad (39)$$

β : 상수

5.2 결 론

현재의 연구는 공기상에서의 온열, 냉각 방법을 사용한 그다지 강도가 세지 않은 온열, 냉각 방법을 사용하였다. 온도 자극을 통해 발생된 젊은 건강한 실험 대상 16명의 양손에서 측정된 온도, 혈압, PPG 신호, Finometer로부터의 심혈관계 특성 중 일부는 온도에 영향을 받았다. 실험의 결과는 PPG 신호와 TPR이 국부적 온도자극에 의해 영향을 받음을 나타낸다. 또한 상완에서 측정된 중심혈압(central)의 변화가 없음에도 불구하고 손가락에서 측정된 혈압(digital artery)은 큰 변화가 발생하였다.

이와 같은 결과들은 국부적인 온열, 냉각 자극 또는 온도가 가변되는 환경에서 말초 부위에서 측정되는 PPG 신호를 이용하여, 심혈관계 기능 및 상태를 평가하기 위해서는, 제안된 혈관계 모델에 근거하여 온도에 대한 제어 및 PPG 신호 성분의 보상이 요구되어야 한다.

온도가 고려된 혈관계모델을 통해 수식 (33)을 유도하였고 이를 이용하여 PPG DC 성분은 혈류량의 변화를 반영하지만 말초부위의 온도에 영향을 받음을 증명하였으며, 실험을 통해 동일한 결과를 확인할 수 있었다. 수식 (39)을 통해 PPG AC 성분은 혈관의 상태 변화를 반영하지만 이것 또한 온도에 영향을 받음을 증명하였으며, 실험을 통해 동일한 결과를 확인할 수 있었다.

PPG 성분들의 의미를 제안된 혈관계 모델을 통해 증명하였다. 이를 바탕으로 실험을 통해 검증하였다. 하지만 보다 신뢰할 수 있는 표준 장비와 비교 실험을 통한 검증이 필요할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Wang Y, Zhang S, Yang YM, Luo ZC, Zhang JH and Zeng YJ, "An analysis of frequency response for blood flow of volume pulse in microcirculation." *Biomed. Mater. Eng.*, vol.15, no.3, pp.189-97, 2005.
- [2] Nijoe JA, Dorlas JC and Mahieu HF, "Photoelectric plethysmography - some fundamental aspects of the reflection and transmission method." *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, vol.2, no.3, pp.205-15, 1981.
- [3] Kraitl J, Ewald H and Gehring H, "An optical device to measure blood components by a photoplethysmographic method." *J. Opt. A: Pure. Appl. Opt.*, vol.7, pp.S318 - 24, 2005.
- [4] Spigulis J, "Optical noninvasive monitoring of skin blood pulsations." *Applied Optics*, vol.44, pp.1850 - 7, 2005.
- [5] Davis DL and Baker CN, "Comparison of changes in blood volume and opacity in dog digital pad and tongue." *J. Appl. Physiol.*, vol.27, no.5, pp.613-8, 1969.
- [6] Zhang Q, Lindberg LG, Kadefors R and Styf J, "A non-invasive measure of changes in blood flow in the human anterior tibial muscle." *European Journal of Applied Physiology*, vol.84, no.5, pp.448-52, 2001.
- [7] Teng XF, Zhang YT, "The effect of contacting force on photoplethysmographic signals." *Physiol. Meas.*, vol.25, pp.1323-35, 2004.
- [8] Nitzan M, Babchenko A and Khanokh B, "Very low frequency variability in arterial blood pressure and blood volume pulse." *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol.37, pp.54 - 8, 1999.
- [9] Nitzan M, Babchenko A, Khanokh B and Landau D, "The variability of the photoplethysmographic signal - a potential method for the evaluation of the autonomic nervous system." *Physiol. Meas.*, vol.19, pp.93-102, 1998.

- [10] Allen J, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement." *Physiol. Meas.*, vol.28, pp.R1 - R39, 2007.
- [11] Anderson RR, Parrish JA "The optics of human skin." *Journal of Investigative Dermatology*, vol.77, pp.13 - 9, 1981.
- [12] Nitzan M, Vatine JJ, Babchenko A, Tsenter J, Stessman J, "Simultaneous measurement of the photoplethysmographic signal variability in the right and left hands." *Lasers in Medical Science*, vol.13, pp.189 - 95, 1998.
- [13] Webster JG, "*Design of Pulse Oximeters*," Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia, 1997.
- [14] Stroud MA, James DP, Railton D and Sowood PJ, "Digital and brachial artery blood pressure measurements during peripheral, cold-induced vasoconstriction." *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol.68, pp.134-8, 1994.
- [15] Kamal AA, Harness JB, Irving G, Mearns AJ, "Skin photoplethysmography—a review." *Comput Methods Programs Biomed.*, vol.28, no.4, pp.257-69, 1989.
- [16] Yukihiro S, Gohichi T and Ken-ichi Y, "Normalised pulse volume(NPV) derived photo-plethysmographically as a more valid measure of the finger vascular tone." *Int. J. psych.*, vol.41, pp.1-10, 2001.
- [17] Muldoon MF, Bachen EA and Manuck SB, "Acute cholesterol responses to mental stress and change in posture." *Arch Intern. Med.*, vol.152, pp.775-80, 1992.
- [18] Wood JE, "*The veins, normal and abnormal function*," Little Brown, Boston, 1965
- [19] Gow BS, Bohr DF, Somlyo AP and Sparks HV, "Circulatory correlates: vascular impedance, resistance, and capacity.", *Handbook of physiology. The Cardiovascular System: Vascular Smooth Muscle*, sect.2, II. American Physiological Society, Bethesda, pp.353-408, 1980.
- [20] Gohichi T and Yukihiro S, "Examination of normalized pulse volume -

blood volume relationship: toward a more valid estimation of the finger sympathetic tone." *International Journal of Psychophysiology*, vol.48, no.3, pp.293-306, 2003.

[21] Woods AM, MD, Queen JS and Lawson D, "The Influence of Peripheral Circulatory Changes on Function of the Pulse Oximeter." *International Anesthesia Research* vol.73, pp.765-71, 1991.

[22] 심은보, 고희중, 윤찬현, "인체 심혈관계의 이론적 분석을 위한 시스템 시뮬레이션모델에 관한 연구." *Journal of control automation and system engineering*, vol.10, no.12, 2004.

[23] 김윤영, "맥박산소농도계의 산소포화도 추출을 위한 계산모델 설계에 관한 연구." 연세대학교 의용전자공학과 석사학위 논문, 1997.

[24] 정인철, "PPG 신호를 이용한 심혈관 기능 및 혈압의 추정에 관한 연구." 연세대학교 의용전자공학과 석사학위 논문, 2004.

[25] Kyriacou PA, Powell S, Langford RM and Jones DP, "Investigation of oesophageal photoplethysmographic signals and blood oxygen saturation measurements in cardiothoracic surgery patients." *Physiol. Meas.*, vol.23, pp.533 - 45, 2002.

[26] Northrop RB, "Noninvasive instrumentaion and measurement in medical diagnosis." *CRC Press LLC*, vol.15, pp.399-404, 2001.

[27] Schultz-Ehrenburg U and Blazek V, "Value of quantitative photoplethysmography for functional vascular diagnostics: current status and prospects Skin." *Pharmacol. Appl. Skin Physiol.*, vol.14, pp.316-23, 2001.

[28] Roger H, "Heart rate and orthostatic stress." *Clinical autonomic research*, vol.10, pp.323-325, 2000.

[29] Gareth BG, "The pathophysiology of hypertension-Clinical review." *B.M.J.*, vol.322, 2001.

[30] Pen'az J, "Photoelectric measurements of blood pressure, volume and flow in the finger." *Digest 10th Int Conf. Med.Biol. Eng.*, pp.104, 1973.

- [31] Naschitz JE, "Pulse transit time by R-wave-gated infrared photoplethysmography: review of the literature and personal experience." *J. Clin. Monit. Comput.*, vol.18, pp.333-42, 2004.
- [32] Shelley K and Shelley S, "Pulse Oximeter waveform: photoelectric plethysmography." *Clinical monitoring: practical applications for anesthesia*, 2001.
- [33] 김태균, 조아름, 최병철, 백승완, "전신마취 및 경막외 마취에서 손·발가락의 맥파 전달 시간차의 변화." *대한마취과학회지*, vol.53, no.1, pp.21-6, 2007.
- [34] Payne RA, Symeonides CN, Webb DJ and Maxwell SR, "Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure." *J. Appl. Physiol.*, vol.100, pp.136-41, 2006.
- [35] Pitson D, Chhina N, Knijn S, van Herwaarden M and Stradling J "Changes in pulse transit time and pulse rate as markers of arousal from sleep in normal subjects." *Clin. Sci.*, vol.87, pp.269-73, 1997.
- [36] 김성우, 이주형, 남기창, 김수찬, 차은종, 김덕원, "PPG 2차 미분을 이용한 정상인과 당뇨병 환자의 말초혈관 탄성도 비교." *대한전자공학회지*, vol.44, pp.15-20, 2007.
- [37] Teng XF and Zhang YT, "The effect of applied sensor contact force on pulse transit time." *Physiol. Meas.*, vol.27, pp.675-84, 2006.
- [38] Burattini R, Natalucci S, "Complex and frequency-dependent compliance of viscoelastic windkessel resolves contradictions in elastic windkessels." *Medical Engineering & Physics*, vol.20, no.7, pp.502-14, 1998.
- [39] Crabtree VP and Smith PR, "Physiological models of the human vasculature and photoplethysmography." *Loughborough university*, le11 3tu, 2003.
- [40] Cappello A, Cnudi G, and Lamberti C, "Identification of the three-element windkessel model incorporating a pressure-dependent compliance." *Annals of biomedical engineering*, vol.23, pp.164-77, 1995.

- [41] Parthimos D, Edwards DH and Griffith TM, "Comparison of chaotic and sinusoidal vasomotion in the regulation of microvascular flow." *Cardiovascular Research*, vol.31, pp.388-99, 1996.
- [42] Shim Y, Pasipoularides A, Straley CA, Hampton TG, Soto PF, Owen CH, Davis JW and Glower DD, "Arterial windkessel parameter estimation: a new time-domain method." *Annals of biomedical engineering*, vol.22, pp.66-77, 1994.
- [43] Stergiopoulos N, Westerhof BE and Westerrhof N, "Total arterial inertance as the fourth element of the windkessel model." *Am. J. physiol. Heart. Circ. Physiol.*, vol.276, pp.81-8, 1999.
- [44] Jason WD, Paul AM, James DS and Charles LS, "Effects of caffeine on blood pressure, heart rate, and forearm blood flow during dynamic leg exercise." *J. Appl. Physiol.*, vol.85, pp.154-9, 1998.
- [45] Willem JW, Jeroen VG, Gert AV, Anton HV and Karel HW, "Reconstruction of brachial artery pressure from noninvasive finger pressure measurements." *Circulation*, vol.94, pp.1870 - 5, 1996.
- [46] Imholz BP, Wieling W, Montfrans GA and Wesseling KH, "Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology." *Cardiovasc. Res.*, vol.38, pp.605 - 16, 1998.
- [47] Imholz BP, Langewouters GJ, Montfrans GA, Parati G, Goudoever J, Wesseling KH, Wieling W and Mancia G, "Feasibility of ambulatory, continuous 24-hour finger arterial pressure recording." *Hypertension*, vol.21, pp.65 - 73, 1993.
- [48] Rongen GA, Willem JW and Montfrans GA, "Comparison of intrabrachial and finger blood pressure in healthy elderly volunteers." *Am. J. Hypertens.*, vol.8, pp.237 - 48, 1995.
- [49] Mark PM, Wesseling KH, Pott F, Jenstrup M, Goudoever J, Secher NH and Lieshout JJ, "Continuous stroke volume monitoring by modelling flow

from non-invasive measurement of arterial pressure in humans under orthostatic stress." *Clinical Science*, vol.97, pp.291 - 301, 1999.

[50]Huizenga C, "A model of human physiology and comfort for assessing complex thermal environments." *Building and Environment*, vol.36, pp.691 - 9, 2001.

[51]Huizenga C, "Skin and core temperature response to partial-and whole-body heating and cooling." *Journal of Thermal Biology*, vol.29, pp.549 - 58, 2004.

[52]Parati G, Ongaro G, Bilo G, Glavina F, Castiglioni P, Di Rienzo M and Mancia G, "Non-invasive beat-to-beat blood pressure monitoring: new developments." *Blood Pressure Monitoring*, vol.8, pp.31 - 6, 2003.

[53]Linderkamp O, "Peripheral Circulation in the Newborn: Interaction of Peripheral Blood Flow, Blood Pressure, Blood Volume, and Blood Viscosity." *Eur. J. Pediatr.*, vol.129, pp.73-81, 1978.

ABSTRACT

Estimation Using Vascular Model Concerned For Skin Surface Temperature

Photoplethysmography (PPG) is observed from peripheral arterial that can provide physiological and pathological information about the circulation of cardiovascular system and peripheral vessels. PPG is an optical technique that can be used to non-invasively observe changes in blood flow. A PPG signal indirectly measures the change in blood flow through aspects such as scattering, absorption, reflection, transmission, and fluorescence using the optical sensor and the photodetector with electrical DC voltage.

Although PPG signals measured in the peripheral arteriole have generally been known to reflect cardiovascular conditions, indirectly through measurement aspects such as fluorescence, permeation, reflection, and diffusion using optical sensors and optical detectors, or optical interaction of the light source, they are affected by external factors.

However, this study is to compare and analyse diverse changes in the PPG signal and cardiovascular parameters (cardiac output, stroke volume, heart rate, and total peripheral resistance) in relation to the changes in skin surface temperature from the measurement area, the air temperature in the chamber was controlled. After that, physiological changes of the subjects were induced using changes in the skin surface temperature of the exposed areas. Evaluation was made by the direct comparison of experiment results and new vascular model.

PPG signals changing in accordance with the finger skin surface temperature changes. It could be seen that the PPG signals of the right hand is similar to that of the left hand which was directly affected by temperature changes.

Left foot of DC(LFDC), Left peak of DC(LPDC), Right foot of DC(RFDC) and Right peak of DC(RPDC) all had differences in individual correlation with the increase in temperature, but with the figures -0.854 ± 0.109 , -0.850 ± 0.118 , -0.880 ± 0.191 , -0.877 ± 0.183 (Mean \pm SD) negative correlations were revealed, and Left gap of AC(LGAC) and Right gap of AC(RGAC) with 0.684 ± 0.261 , 0.672 ± 0.464 (Mean \pm SD) showed positive correlations.

Heart Rate (HR), Stroke Volume (SV), and Cardiac Output (CO) showed slight increases with the rise in finger skin surface temperature, and considerable reduction was seen in the Total Peripheral Resistance (TPR). The results of correlation between the cardiovascular characteristic parameters and the components of PPG signal, show the possibility indirectly to estimate that PPG DC reflects blood volume, and PPG AC reflects vascular compliance and resistance. This study has been verified by using new vascular model concerned for skin surface temperature.

Keywords : Photo-Plethysmography, DC component, AC component, Skin surface temperature, Blood volume, Blood pressure, Cardiovascular system, Vascular model, Temperature chamber