



## 저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공 학 박 사 학 위 논 문

황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한  
인체 활력징후 변이 양상

2014년 2월

부 산 대 학 교 대 학 원

의 공 학 협 동 과 정

손 정 만

공 학 박 사 학 위 논 문

황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한  
인체 활력징후 변이 양상

지도 교수 전 계 록

2014년 2월

부 산 대 학 교 대 학 원

의 공 학 협 동 과 정

손 정 만

# 손정만의 공학박사 학위논문을 인준함

2013 년 12 월 26 일

위 원 장 백 승 완 인

위 원 전 계 록 인

위 원 신 범 주 인

위 원 신 정 욱 인

위 원 정 동 근 인

# 목 차

I. 서 론 .....	1
II. 연구 내용 .....	9
2.1 황토의 특성 .....	9
2.1.1 황토의 일반적 특성 .....	9
2.1.2 황토볼의 특성 .....	11
2.2 원적외선의 특성 .....	15
2.2.1 원적외선의 일반적 특성 .....	15
2.2.2 원적외선의 에너지 .....	19
2.2.3 원적외선의 생리적 효과 .....	21
2.3 광전용적맥파 .....	24
2.3.1 광전용적맥파의 측정 .....	24
2.3.2 맥파전달시간 측정을 위한 맥파 특징점 검출 .....	28
2.3.3 맥파전달시간의 측정 .....	30
2.4 심박변이 .....	32

2.4.1 심전도 .....	32
2.4.2 심박변이 신호 .....	35
2.4.3 심박변이 신호 추출 .....	38
2.4.4 심박변이 신호의 추세제거 방법 .....	42
2.4.5 심박변이 신호의 재표본화 .....	46

### III. 연구 대상 및 방법 ..... 48

3.1 실험 환경 및 대상자 .....	48
3.1.1 실험 환경 및 조건 .....	48
3.1.2 실험 대상자 .....	49
3.1.3 실험 방법 .....	50
3.2 생체신호 측정 .....	53
3.2.1 심전도 신호 획득 .....	54
3.2.2 맥파 신호 획득 .....	55
3.2.3 체온 및 혈류량 측정 .....	56
3.3 심박변이 신호 분석 방법 .....	57
3.3.1 시간영역 분석 방법 .....	58
3.3.2 주파수영역 분석 방법 .....	60

3.3.3 추세제거 변동 분석 방법 .....	65
3.3.4 비선형 복잡도 분석 방법 .....	69
3.3.5 심박변이 신호의 통계 처리 .....	73
<b>IV. 실험 결과 및 고찰 .....</b>	<b>74</b>
4.1 실험 결과 분석 방법 .....	74
4.2 심전도 신호 분석 .....	75
4.2.1 시간영역 분석 .....	75
4.2.2 주파수영역 분석 .....	86
4.2.3 프랙탈 상관성 분석 .....	101
4.2.4 비선형 복잡도 분석 .....	110
4.3 맥파 신호 분석 .....	114
4.4 체온 및 혈류량 분석 .....	118
<b>V. 결론 .....</b>	<b>123</b>
<b>참고문헌 .....</b>	<b>128</b>

## LIST of FIGURES

Fig. 1. The test results of far-infrared radiation of the losses using FT-IR Spectrometer .....	14
Fig. 2. Spectrum bandwidth of far-infrared ray .....	15
Fig. 3. Spectral transmittance and reflectance .....	17
Fig. 4. The measuring methods of PPG .....	25
Fig. 5. The configuration of the reflective PPG and measuring principle, and measured waveform .....	27
Fig. 6. A proposed detecting method of the characteristic point of the photoplethysmogram .....	30
Fig. 7. A measuring principle of PTT .....	31
Fig. 8. The formation mechanism of the ECG signal, components of the special excitatory and conductive system of the heart, and it's action potential shapes .....	34
Fig. 9. The extraction process of HRV signal .....	35
Fig. 10. The ECG signal before and after applied to the band pass filter .....	39
Fig. 11. R peak point detection methods of ECG and extraction process of time series HRV signal: (a) R peak point detection methods and (b) extraction process of time series HRV signal .....	41



Fig. 12. Block diagram of bio-signal measurement system .....	49
Fig. 13. A proposed sequential flowchart for measuring vital sign using the loess ball mattresses .....	52
Fig. 14. Electrocardiogram measuring device and the electrode mounting position .....	54
Fig. 15. A appearance of attach to the PPG sensor and acquired the pulse wave waveform .....	55
Fig. 16. Body temperature and blood flow meter .....	56
Fig. 17. Examples of division for the frequency .....	63
Fig. 18. The changing trends of the m_RRi and m_STD_RRi of ten experimental subjects according to the before and after experiment .....	77
Fig. 19. The changing trends of the m_HR and m_STD_HR of ten experimental subjects according to the before and after experiment .....	81
Fig. 20. The changing trends of the m_RMSSD and m_STD_RMSSD of ten experimental subjects according to the before and after experiment .....	85
Fig. 21. The PSD changing trends of the m_fft_VLF and m_STD_fft_VLF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment .....	88

Fig. 22. The PSD changing trends of the m_ar_VLF and m_STD_ar_VLF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment .....	89
Fig. 23. The PSD changing trends of the m_fft_LF and m_STD_fft_LF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment .....	92
Fig. 24. The PSD changing trends of the m_ar_LF and m_STD_ar_LF of ten experimental subjects in frequency domain applied to AR model according to the before and after experiment .....	93
Fig. 25. The PSD changing trends of the m_fft_HF and m_STD_fft_HF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment .....	95
Fig. 26. The PSD changing trends of the m_ar_HF and m_STD_ar_HF of ten experimental subjects in frequency domain applied to AR model according to the before and after experiment .....	96
Fig. 27. The PSD changing trends of the m_fft_LF/HF and m_STD_fft_LF/HF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment .....	99
Fig. 28. The PSD changing trends of the m_ar_LF/HF and m_STD_ar_LF/HF of ten experimental subjects in frequency domain applied to AR model according to the before and after experiment .....	100

Fig. 29. The changing trends of the $m\_SD1$ and $m\_STD\_SD1$ of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment .....	103
Fig. 30. The changing trends of the $m\_SD2$ and $m\_STD\_SD2$ of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment .....	104
Fig. 31. The changing trends of the $m\_α_1$ and $m\_STD\_α_1$ of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment .....	107
Fig. 32. The changing trends of the $m\_α_2$ and $m\_STD\_α_2$ of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment .....	108
Fig. 33. The changing trends of the $m\_α_2$ and $m\_STD\_α_2$ of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment .....	109

Fig. 34. A statistical distribution characteristic of the m_ApEn and m_STD_ApEn of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the nonlinear complexity analysis in the before and after experiment .....	111
Fig. 35. The changing trends of the m_SampEn and m_STD_SampEn of ten experimental subjects applied to the nonlinear complexity analysis according to the before and after experiment .....	113
Fig. 36. A statistical distribution characteristic of the m_Temp. and m_STD_Temp. in the before and after experiment .....	120
Fig. 37. A statistical distribution characteristic of the m_BFR and m_STD_BFR in the before and after experiment .....	122

## LIST of TABLES

Table 1. The chemical composition rate of the loess components .....	10
Table 2. Characteristics of the loess forming a honeycomb structure ...	13
Table 3. The test results of far-infrared radiation of the losses using FT-IR spectrometer .....	14
Table 4. Application areas of the far-infrared ray .....	18
Table 5. Definition of the applying parameters for HRV analysis in time domain .....	59
Table 6. The relevant nervous system associated with the frequency domain analysis of HRV signal .....	62
Table 7. A distribution aspect of the m_RRi and STD_RRi of HRV in time domain according to the step-by-step temperature change when step is ten .....	78
Table 8. A statistical distribution characteristic of the mean HR(m_HR) and standard deviation of HR(STD_HR) in time-domain which is measured at different stages of temperature .....	82
Table 9. A distribution aspect of the average of root mean square of successive difference (RMSSD) of RRi in time domain according to the step-by-step temperature change .....	85

Table 10. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the very low frequency(fft_VLF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change .....	88
Table 11. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the very low frequency(ar_VLF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change .....	89
Table 12. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the low frequency(fft_LF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change .....	92
Table 13. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the low frequency(ar_LF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change .....	93
Table 14. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the high frequency(fft_HF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change .....	95
Table 15. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the high frequency(ar_HF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change .....	96



Table 16. A statistical distribution characteristic of the ratio of the power spectrum density(LF/HF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change .....	99
Table 17. A statistical distribution characteristic of the ratio of the power spectrum density(LF/HF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change .....	100
Table 18. A statistical distribution characteristic of the SD1 in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change .....	103
Table 19. A statistical distribution characteristic of the SD2 in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change .....	104
Table 20. A statistical distribution characteristic of the $\alpha_1$ in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change .....	107
Table 21. A statistical distribution characteristic of the $\alpha_2$ in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change .....	108

Table 22. A statistical distribution characteristic of the approximate entropy(ApEn) applied to the nonlinear complexity analysis according to each step of step-by-step temperature change .....	111
Table 23. A statistical distribution characteristic of the sample entropy (SampEn) applied to the nonlinear complexity analysis according to each step of step-by-step temperature change .....	113
Table 24. A distribution aspect of the right_PTT according to each step of step-by-step temperature change .....	116
Table 25. A distribution aspect of the left_PTT according to each step of step-by-step temperature change .....	117
Table 26. A distribution aspect of the body temperature according to each step of step-by-step temperature change .....	120
Table 27. A distribution aspect of the blood flow rate according to each step of step-by-step temperature change .....	122



# I. 서론

원적외선(far infrared ray)은 빛의 파장영역 중 약 4 ~ 1,000  $\mu\text{m}$ 까지의 파장 대역을 지니는 전자파의 일종으로 1800년에 독일의 천문학자인 F. W. Herschel이 태양광선에 관한 분광 연구를 수행하던 중에 가시광선 (380 ~ 770 nm)과 다른 파장 대역인 장파장 대역의 빛에서 열 효과 현상을 처음 발견하였으며, 1835년에 A. Ampere는 이것이 가시광선과 같은 종류의 광파라고 정의하여 오늘날의 적외선에 관한 기초를 구축하였다[1]-[4]. 원적외선은 에너지의 강도가 크지 않기 때문에 물질을 구성하는 분자들의 화학적인 구조를 변화하지 않는 상태에서 건조나 가공이 가능하다. 따라서 원적외선은 물질 표면을 가공하는 도장 분야, 가전제품의 에너지 분야, 식품 보관의 재료분야, 정밀 센서 계측 분야, 광통신의 통신 분야 등 다양한 분야에서 널리 사용되어지고 있다[2]-[4]. 특히, 원적외선은 건강과 관련된 침구, 보조용구, 의료기 등에 대한 사용이 확대되고 있는 실정이다. 원적외선의 에너지는 중간 매체를 이용하지 않아도 물체에 직접 도달하기 때문에 인체의 심부까지 열을 전달할 수 있으므로 표재성 열에너지에 비해 효율이 높은 특징을 지니고 있다[4],[5]. 그리고 인체의 심부 즉, 피부 내부에서 4 ~ 5 cm까지 침투한 원적외선은 조직에 흡수되어 자기발열을 발생시켜 온열 효과를 나타내며 파동 효과에 의해 인체 기능을 향상시키는 작용을 수행한다. 이러한 원적외선은 다양한 물질에서 방사되기 때문에 원적외선 방사 재료 및 효과에 대한 관심이 증가하고 있으며, 이에 대한 연구가 다양하게 진행되고 있다.

자연에서 원적외선을 방사하는 물질들 중 대표적인 물질인 황토(loess)는

0.002 ~ 0.005 mm의 입자들로 이루어진 함수 산화철과 무수 산화철을 함유한 규토와 다른 다양한 광물로 구성된 자연 상태의 흙을 말한다. 특히, 황토는 우리나라 토양의 30% 이상이 황토 지대이며 지역별로 황토의 구성성분의 함유율이 다르게 구성되어 있다[2]. 일반적으로 황토에는 석영이 60 ~ 70% 함유되어 있으나 그 함량은 최저 40%에서 최고 80%까지 다양하게 구성되어 있다. 이 외에 황토에는 장석과 운모가 10 ~ 20%, 탄산염광물이 5 ~ 35%, 그리고 약 2 ~ 5%의 실트는 각섬석, 인회석, 흑운모, 녹니석, 남정석, 녹립석, 석류석, 휘석, 금홍석, 규전석, 십자석, 전기석, 지르콘 등과 같은 중광물들로 구성되어 있다[6],[7]. 그리고 카타라아제(catalase), 디페놀옥시다아제(diphenol oxidase), 사카라아제(saccharase), 프로테아제(protease) 등의 효소가 포함되어 있다[7]. 이러한 구성 물질들로 구성된 황토는 건축물, 도구, 주방용품 등에서 사용되어 왔으며 최근에는 의복, 식품 등으로까지 사용이 확대되고 있다. 그러나 황토에 대한 문헌은 명의별록, 왕신양면술, 산해경, 조선왕조실록, 본초강목, 향약집성방 등의 몇몇 문헌에만 나와 단편적으로 기술되어 있고 황토의 효능이나 효과에 대한 임상적 연구는 아직까지는 초기 단계인 실정이다.

온열치료는 1899년 독일 W. Busch가 피부감염으로 인해 지속적인 고열이 있었던 환자에서 육종(sarcoma)이 자연 치유되는 현상을 보고한 이후 많은 연구들이 진행되었다[8]. 우리나라에서는 1980년대 말부터 온열을 이용하여 종양 치료의 목적으로 시행하기 시작하였고, 최근에는 체내 깊숙한 부위까지 끌고 루 열을 전달할 수 있는 온열치료기기가 개발되면서 많은 환자들에게 사용되어지고 있다. 이러한 온열치료에는 신체 외부에서 피부 깊숙이 침투할 수 있는 에너지원이 필요하게 되고 이를 위하여 열작용이 크고 침투력이 강한 원적외선에 관한 연구가 활발해지기 시작하였다. 원적외선의 온열은 동식물의 성

장촉진, 물의 활성화, 식물의 선도유지, 맛의 증가, 탈취 및 숙성 효과가 있으며[3],[4], 인체에는 피하심층의 온도상승, 미세 혈관의 확장, 혈액순환의 촉진, 신진대사의 강화, 조직재생능력의 증가 등에 효과가 있다고 알려져 있다 [9]-[15]. 최근에는 운동 후 원적외선 온열이 심혈관계에 미치는 영향[16], 온 열 마사지에 대한 혈액 및 생화학 검사 변인의 영향[17], 심폐기능과 혈중 젖산(lactic acid) 및 산소 소비량에 미치는 영향[18], 월경 곤란증에 미치는 영향 [19] 등 원적외선 온열치료에 관한 다양한 연구가 진행되고 있다.

현대의학은 과거의 질병에 대한 환자의 치료중심의 의학에서 위험인자를 미리 파악하고 개선함으로써 건강한 삶을 위한 예방중심의 의학으로 변모해가고 있으며 이러한 현상은 한의학, 재활의학 등과의 치료에 대한 협진을 통해 다양한 방법의 치료를 모색하고 있다. 또한 천연약재, 황토, 게르마늄, 숯, 식물 등과 같은 자연의 천연재료(natural material)를 활용한 대체의학도 병행하여 발전되고 있다. 최근 원적외선의 온열효과에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며 원적외선을 방사하는 천연재료의 활용이 많아지고 있다. 그 중 우리나라 자연에서 많은 부분을 차지하는 황토에 대한 관심도 높아져 다양한 제품이 출시되고 그에 대한 다양한 연구가 진행되고 있다.

심박변이(heart rate variability, HRV) 신호는 Hon과 Lee가 태아절박가사 연구에서 심박동수의 뚜렷한 변화가 있기 전에 박동과 박동 사이 간격의 변화가 미리 감지된다고 보고하였다[20]. 이 연구에서 HRV 신호가 임상적인 지표로 처음 사용되었으며 인체 내부의 변화나 병적인 상태에 대한 선행 지표로 사용될 수 있다는 가능성을 제시하였다. 1973년 Sayers는 박동과 박동 사이에 내재된 생리적인 리듬이 있음을 규명하였고[21], Ewing 등은 당뇨병환자의 자율신경병증(autonomic neuropathy)을 진단하기 위하여 HRV 신호를 이용한

임상실험을 실시하였다[22]. 1978년 Wolf 등에 심근 경색 후 환자 사망률을 관찰한 결과 HRV 신호가 줄어든 환자가 더 위험하다고 보고하면서 임상적으로 HRV 신호에 대한 연구가 활성화되었다[23]. 이 연구의 결과를 바탕으로 많은 연구자들이 HRV 신호에 관한 연구를 수행하였으며, 1980년대 후반에는 HRV 신호가 급성 심근경색환자의 사망률을 예측할 수 있는 독립적이고도 강력한 예측인자로 적용되었다. 그 이후 전 세계 많은 임상전문의와 학자들이 자신의 고유 영역에 HRV 신호를 적용하려는 시도가 많아지면서 다양한 연구 방법들이 제시되었다. 그 결과, HRV 신호의 분석은 수년간 심혈관계 자율조절계(cardiovascular autonomic regulation system)의 가장 일반적인 분석 방법으로 이용되면서 시간영역과 주파수영역 등에서 통계적인 기법을 적용하여 여러 가지 상황별로 정량화하는 연구가 수행되었다. 1981년 Akselrod 등은 HRV 신호 연구에 공학에서 적용되는 주파수분석 기법을 도입하여 다양한 발생 원인에 의해 생성된 생리적인 리듬을 분석함으로써 생체 조절 메커니즘을 역으로 유추하려고 시도하였다[24]. 이러한 시도는 디지털 의료 장비가 개발되고 고성능 컴퓨터의 사용이 용이해짐에 따라 더욱 정밀한 분석이 가능하게 되었고, HRV 신호의 연구 영역이 자율신경계의 활동과 관련된 모든 질환으로 확산되는 계기가 되었다. 또한 비선형 역학 및 카오스(chaos) 이론을 기반으로 한 비선형계이론(non linear system theory)을 적용하여 복잡한 HRV 신호의 역학을 정량화하려는 분석방법들이 제시되었다. 이는 기존의 시간영역 및 주파수영역 분석 방법들을 보완하려 시도되었으나 생체 시계열 신호의 특성상 잡음이 많고 제한된 데이터 길이와 비정상성을 내포하고 있기 때문에 전통적인 비선형 분석 기법으로는 신뢰성 있는 결과를 도출하지 못하였다. 최근에는 이러한 문제점들을 보완하기 위하여 HRV 신호의 복잡성과 불규칙성 또는 무



작위성을 정량화하는 방법, 즉 근사 엔트로피(approximation entropy, ApEn)와 표본 엔트로피(sample entropy, SampEn) 방법들이 개발되었다. 근사 엔트로피는 기존의 Kolmogorov 엔트로피의 수정된 형태로 상대적으로 적은 데이터를 사용하여 신호를 발생시키는 계의 무작위성과 예측성을 정량화하는 지수이다. 즉 결정론적 카오스(deterministic chaos)와 무작위적 과정(stochastic process)을 포함하는 복잡계(complex system)의 시계열(time series) 데이터를 정량적으로 구분하는 지수이다[25],[26]. 그러나 근사 엔트로피는 비교적 적은 양의 데이터를 이용하여 복잡성의 변화를 조사할 수 있지만 데이터의 길이에 의존적이기 때문에 적절한 보정이 필요한 단점을 지닌다[27]. 표본 엔트로피는 근사 엔트로피가 지니고 있는 문제점을 보완한 방법으로 데이터의 길이에 의존적성이 높아 짧은 데이터에 대해서는 이론 값 보다 적은 값을 나타내므로 계산결과의 상대적인 비교에서 일관성 있는 결과를 나타내지 못하는 문제점을 수정 보완하였다[28],[29]. 또 다른 비선형적 접근 방법으로 수년전부터 프랙탈(fractal)의 가장 기본적인 특징인 자기유사성을 이용한 분석 방법들이 HRV 신호에 적용되고 있다. 시계열 HRV 신호는 프랙탈의 구조와 유사하고, 1/f 진동처럼 다양한 시간에 걸쳐 자기유사성을 나타낸다[30],[31]. 따라서 시계열 HRV 신호의 1/f 특징을 적용하여 다양한 환자군에 대해 기존 분석 방법과 비교 검토하는 연구가 진행되었다. 그리고 프랙탈 축척(fractal scaling) 성질을 정량화하는 방법으로 주파수영역에서의 1/f 잡음 분석법과 시간영역에서의 추세제거 변동분석(detrend fluctuation analysis, DFA) 방법이 많이 적용되고 있다[32]-[37]. 그 외에 HRV 신호의 분석 결과에 대한 신뢰성을 높이기 위하여 다양한 방법들이 연구되고 있으며 시계열 신호에서의 추세제거(detrend)도 그 중 하나이다. 시계열 신호에서 추세(trend)란 전체 구간에서 관찰되는 어떤 성

질의 느리고 점진적인 변화를 의미하는 것으로 시계열 신호분석에서 전처리과정으로 사용되어지고 있다[38],[39].

본 연구에서는 황토볼(loess ball)에서 방사되는 원적외선이 인체에 미치는 효과에 대한 기초연구로서 원적외선 온열효과에 대한 인체 활력징후의 변화를 분석하여 과학적으로 임상적 유용성의 판단 근거를 마련하고자 하였다. 인체 활력징후는 심전도(electrocardiogram, ECG), 맥파(photoplethmogram, PPG), 체온(temperature, Temp.) 그리고 혈류속도(blood flow rate, BFR) 등을 이용하였으며 실험에 사용된 황토는 자연 상태에서의 원적외선 방출 특성을 유지하고자 화학적 변형을 일으키지 않도록 제조된 황토볼 매트(loess ball mattress)를 사용하였다. 실험방법에 대한 프로토콜은 다음과 같다. 실험 대상자의 1 회 측정시간은 총 50분으로 실험 전 10 분간 휴식을 취한 후 생체신호를 측정하였다. 심전도와 맥파에서는 총 10 단계로 온열을 가하지 않은 상태의 5 분(1 단계)과 황토볼 매트 온도 40℃로 유지시키는 각 5 분씩(2, 3 단계), 온도를 45℃로 유지시키는 각 5 분씩(4, 5 단계), 온도를 50℃로 유지시키는 각 5 분씩(6, 7 단계), 온도를 55℃로 유지시키는 각 5 분씩(8, 9 단계), 그리고 황토볼 매트 온도 55℃를 제거한 후 5 분(10 단계)으로 구분하였으며 체온과 혈류량은 5 단계로 실험 온열을 가하지 않은 상태의 5 분 후(1 단계), 황토볼 매트 온도 40℃로 10 분간 유지시킨 후(2 단계)와 온도를 45℃로 10 분간 유지시킨 후(3 단계), 온도를 50℃로 10 분간 유지시킨 후(4 단계) 그리고 황토볼 매트 온도 55℃로 10 분간 유지시킨 후 온열을 제거한 후(5 단계)로 구분하여 생체신호를 측정하여 분석하였다.

본 연구에서는 온도변화 단계별 HRV 신호, PTT, 체온, 혈류속도 등의 변이 양상을 분석하기 위하여 아래와 같은 분석 기법들을 적용하였다.

첫째, 실험에 의해 추출된 HRV 신호를 시간영역 분석, 주파수영역 분석, 프랙탈 상관성 분석법인 추세제거 분석(detrended fluctuation analysis, DFA), 비선형 복잡도 분석 기법들을 적용하여 분석하였다. 시간영역 분석의 추출 파라미터는 HRV 신호의 평균 시간간격(mean RR interval, m\_RRi)과 HRV 신호의 시간간격의 표준편차(standard deviation of RR interval, STD\_RRi), HRV 신호의 평균 심박수(mean heart rate, m\_HR)과 HRV 신호의 심박수의 표준편차(standard deviation of heart rate, STD\_HR), HRV 신호의 시간간격의 제곱근 평균(root mean square of the successive difference, RMSSD) 등이다. 주파수영역 분석의 추출 파라미터는 HRV 신호를 고속푸리에변환(fast Fourier transform, FFT) 및 자기회귀(auto regressive, AR) 모델을 적용하여 주파수영역별 즉, 극저주파(very low frequency)영역, 저주파(low frequency, LF)영역 그리고 고주파(high frequency, HF)영역의 파워스펙트럼밀도 (power spectrum density, PSD)를 구하여 fft\_VLF, ar\_VLF, fft\_LF, ar\_LF, fft\_HF, ar\_HF, fft\_LF/HF, ar\_LF/HF 등이다. 비선형의 프랙탈 상관성 분석으로 DFA(detrended fluctuation analysis)의 단주기 상관성 파라미터  $\alpha_1$ 과 장주기 상관성 파라미터  $\alpha_2$ 의 파라미터를 추출하였으며, 푸앵카레 그래프(poincare plot)의 SD1(standard deviation 1), SD2(standard deviation 2)의 파라미터 그리고 비선형 복잡도 분석의 근사 엔트로피(approximate entropy, ApEn)와 표본 엔트로피(sample entropy, SampEn)를 파라미터로 추출하였다.

둘째, 실험에 의해 획득된 맥파 신호와 심전도 신호를 이용하여 맥파전달시간(pulse transit time, PTT)의 파라미터를 추출하였으며, 실험방법 프로토콜의 5 단계를 적용하여 체온과 혈류량의 파라미터를 추출하였다.

셋째, 각각 추출된 파라미터들을 분석 프로토콜에 의해 분석하였다. 분석 프로토콜은 다음과 같다. 먼저 『분석 프로토콜 1』은 5 단계 또는 10 단계의 온도변화 단계별 실험 대상자들 각각의 파라미터들의 분포 양상을 분석하였고 『분석 프로토콜 2』는 온도변화 단계별 전체 실험 대상자에 파라미터들의 평균치 분포 양상을 분석하였으며 『분석 프로토콜 3』은 실험 전(experimental step 1, S1)과 실험 후(experimental step 10, S2)로 구분하여 전체 실험 대상자에 대한 파라미터들의 평균치 변이 양상을 분석하였다.

넷째, 상기와 같은 일련의 과정에 의해 산출된 파라미터들의 통계적 유의성을 계산하기 위하여 SPSS 10.0(SPSS, Chicago, IL) 통계 프로그램을 사용해서 통계처리 하였다. Independent t-test를 이용해서 비교되는 두 군의 사이의 p-value 값을 계산하여 0.05 이하인 경우를 통계적으로 유의한 결과로 고려하였다. 또한 각 비교군들에 대해 분석치들의 상관성을 정량적으로 비교하기 위하여 Bivariate correlation analysis를 이용하여 각 분석치들에 대한 상관계수를 계산하였다. 이 경우에도 p-value 값을 계산하여 95% 신뢰도 범위에서  $p < 0.05$  이하인 경우에 통계적으로 유의한 결과로 고려하였다.



## II. 연구 내용

### 2.1 황토의 특성

#### 2.1.1 황토의 일반적 특성

황토(loess)는 석영조면암, 안산암, 화강암 등이 열수작용 및 풍화작용에 의하여 분해되어 생성된 광물로서 점토광물이 약 40 ~ 80%, 그 외에 석영(quartz), 장석(feldspar), 각섬석(hornblende), 침철석(goethite), 깁사이트(gibbsite) 등으로 구성되어 있다. 점토광물로는 수산화층간 버미큘라이트(hydroxy-inter-layered vermiculite, HIV), 카오리나이트(kaolinite), 할로이사이트(halloysite), 일라이트(illite), 운모/질석(mica/vermiculite) 혼합층 광물, 녹니석(chlorite) 등이 포함되어 있다. 적색에 가까운 황토에서는 카오리나이트와 HIV가 많이 포함되어 있으며, 황색에 가까운 황토에는 일라이트와 할로이사이트가 상대적으로 많이 포함되어 있다. 황토는 모암 중의 장석과 운모 등의 광물이 화학적 풍화작용을 받아 일라이트, 할로이사이트, 운모/질석 혼합층 광물, HIV 등으로 변화되고 최종적으로 카오리나이트로 변화는 양상을 지닌다.

황토의 주 화학성분은  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ,  $2\text{H}_2\text{O}$  등이 많고,  $\text{CaO}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$  등은 다소 적게 함유되어 있다. 황토에 포함된 미량성분은 P, S, Zr, Sr, Ba, Rb, Ce 등이 대체로 많은 함량을 나타내고, 다음으로 Li, V, Cr, Zn, Co, Ni, Cu, Y, Nb, Pb, Th 등이 약 10 ppm 이상 포함되어 있다. 일반적인 황토의 구성성분별 화학적 조성비를 나타내면 Table 1과 같다.

표 1. 황토 구성성분별 화학적 조성비

Table 1. The chemical composition rate of the loess components

Component	SiO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	CaO	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	MgO	Na <sub>2</sub> O	K <sub>2</sub> O
Content (%)	40~50	20~30	8	5~6	2	2	2

황토 입자의 크기는 주로 0.02 ~ 0.05 mm (무게비의 50%)이고 공극률(50 ~ 55%)이 크다[40]. 황토 입자의 결정구조는 실리카(silica) 4 면체와 알루미늄(alumina) 8 면체가 각각 판상 결정형으로 이루어져 있으며, 두 판상 결정형이 1:1로 형성된 2 층 구조로 구성되어 있다. 따라서, 공극률이 50% 이상인 벌집 모양과 같은 특수 구조를 형성하기 때문에 통기성이 우수하고 오염물질의 흡착력이 우수한 특징을 가지고 있다[41],[42]. 또한 열을 인가하면 원적외선을 방사하는 특징을 지니고 있다[42].

황토의 미생물학적 효소성분은 카탈라아제(catalase), 디페놀옥시디아제(diphenol-oxydase), 프로테아제(protease), 사카라아제(saccharase) 등이며, 이들의 기능은 다음과 같다. 카탈라아제는 과산화수소를 물과 산소로 분해하여 생물에게 적절한 토양환경을 만들어 주는 역할을 수행하고, 디페놀옥시디아제는 분자 내에 포함된 산소의 작용에 의해 발생하는 산화반응과 분해력으로 중금속을 분해하는 역할을 수행하며, 프로테아제는 단백질을 아미노산으로 가수분해 시키는 역할, 사카라아제는 당을 분해하는 역할을 수행한다. 이 외에 독소제거, 분해, 비료요소, 정화작용 등의 역할도 수행한다고 알려져 있다[42],[43].

일반적으로 알려져 있는 황토의 효능은 크게 두 가지 즉, 자연환경에 미치는 영향과 인체에 미치는 영향으로 구분하고 있다. 먼저, 황토가 자연환경에

미치는 효능은 다음과 같다. 노폐물과 냄새 등의 분해 기능과 탈취 효과가 탁월하고 보온성, 방음성, 소취, 해충 퇴치, 곰팡이 방지 효과가 우수하며 황토 자체가 숨 쉬며 살아 있어 자연적으로 습도 조절 기능을 수행한다. 또한, 원적외선 방출과 아늑한 분위기 제공으로 집에서 생활하는 것만으로도 건강에 매우 유익하다. 다음으로, 황토가 인체에 미치는 효능은 다음과 같다. 혈액 흐름을 원활하게 하고 신진대사를 활발하게 하여 통증완화 및 몸을 따뜻하게 하며 노폐물과 중금속 등을 배출시킨다. 그리고 마음을 진정시켜 심신을 튼튼하게 하고 아침 기상 시 상쾌하고 활력이 넘치게 한다. 체내 독소를 제거하고 염증을 제거하며 암을 억제하는 효능을 지닌다. 또한, 관절염, 근육통, 요통, 자율신경 실조증(autonomic dysfunction)에 좋고, 체내 노폐물을 분해하고 자정능력이 있어 피부미용에 효과를 나타낸다. 그리고 쾌변 및 피로회복(과산화지질 제거기능) 효과와 항균 효과도 탁월하며, 공기를 음 이온화하여 건강에 좋은 영향을 미친다고 알려져 왔다[2],[44]-[45].

### 2.1.2 황토볼의 특성

황토의 가장 근본적인 효능은 동물이나 식물의 성장에 관여하는 원적외선을 다량 방사하는 것으로 알려져 있다. 황토는 표면이 넓은 수많은 공간이 복층으로 구성되어 있는 벌집구조 형태를 지니고 있다. 그리고 황토의 주 구성 성분은 Table 1에 기술한 바와 같이 규소( $\text{SiO}_2$ )이기 때문에 벌집구조 내에 태양 에너지인 원적외선을 다량으로 저장하고 있다[42]. 원적외선을 다량 저장한 황

토에 열을 가하면 분자활동이 활성화되어 원적외선이 황토의 외부로 방출되고 방출된 원적외선은 다른 물질에 흡수되게 된다. 그러나 황토에 150℃ 이상으로 온도를 인가하면 황토 내에 함유된 효소 및 미네랄 등 유효성분들이 대부분 파괴되어 황토 흙으로서의 기능을 상실하고 벌집구조 형태를 지니지 못하게 된다[3]-[4]. 본 연구에 사용한 황토볼 매트(HD-MT-JW-7200, Living In Hwangto Co., Korea)에 내장되어 있는 황토볼은 효소 및 미네랄 성분이 파괴되지 않도록 제조공정을 다르게 적용하여 제조되었기 때문에 황토 본연의 성질을 유지하며, 벌집구조 형태를 보존하였다.

본 연구를 진행하기 이전에 Living In Hwangto Co.에서 제조한 황토볼의 물리화학적인 특징 즉, 황토볼 구성성분에 대한 X-선 회절 패턴 분석(X-ray diffraction, XRD), 조직 관찰, 원적외선 방사 특성 등에 관한 자료를 정리한 결과는 아래와 같다.

첫 번째, 황토볼 구성성분에 대한 XRD 결과 황토는 장석과 석영이 주요 구성 광물이고, 점토질은 견운모와 고령토로 구성되었다. 그리고 황토의 구성성분 및 비율은  $\text{SiO}_2$  72.3 wt%,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  13.0 wt%,  $\text{Fe}_2\text{O}_3$  6.00 wt%,  $\text{K}_2\text{O}$  2.18 wt%,  $\text{MgO}$  1.05 wt%, 그리고 기타 5.47 wt%이었다.

두 번째, 황토볼의 조직관찰 결과 미세 구조인 실트(silt)나 점토(clay)의 입자는 0.04 mm이하이었고, 카오리나이트( $\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_5(\text{OH})_4$ )의 판상형 및 침상형과 할로이사이트( $\text{Al}_2\text{Si}_2\text{O}_5(\text{OH})_4\text{NH}_2\text{O}$ )의 벌집구조형으로 구성되어 열적으로 안정한 특성을 지니고 있었다. 참고로 한국건자재시험연구원에서 시험한 황토의 물리화학적 특성을 Table 2에 나타내었다.

세 번째, 황토볼의 원적외선 방사 특성을 관찰하기 위하여 황토볼을 40℃로 가열한 후 FT-IR(fourier transform infrared spectroscopy)을 사용하여 한국

건자재시험연구원에서 시험한 결과 흑체(black body) 대비 원적외선 방사율은 0.927% 이었고, 방사에너지는  $3.74 \times 10^2 \text{ W/m}^2$ 으로 보고되었다. 시험성적의 결과는 Table 3과 같으며, 파장별 Spectrum의 측정 그래프는 Fig. 1에 나타내었다. Fig. 1에서 알 수 있듯이 Living In Hwangto Co.에서 제조한 황토볼은 물을 비롯한 인체 유기물의 고유 파장을 거의 포함하고 있었다.

표 2. 벌집구조 황토의 특성

Table 2. Characteristics of the loess forming a honeycomb structure

	measuring items	measuring instruments	characteristics
1	Color	Visual observation	Orange ~ Maroon
2	True density	Helium gas substitution method	2.81 g/cm <sup>3</sup>
3	Bulk density (Static) (Dynamic)	Fluidity measurement	0.87 g/cm <sup>3</sup> 1.23 g/cm <sup>3</sup>
4	Particle size distribution	Masyersizer 2000	D50 = 20.3 μm
5	Crystal structure	Powder X-ray diffraction pattern	Structure determination
6	Geometric shape	SEM photo observation	Honeycomb structure of Halloysite
7	Thermal Analysis (TGA) (DSC)	SDT Q600	Weight change, Change of state
8	Chemical composition	EDS or XRF	Check the major and minor components
9	Specific surface area	BET method	23.0 m <sup>2</sup> /g
10	Micro pores distribute	Hg-porosimetry	Dpore = 10.3 nm



표 3. FT-IR 분광기를 사용한 황토의 원적외선 방사 시험 성적

Table 3. The test results of far-infrared radiation of the losses using FT-IR spectrometer

	Measuring items	Test results
1	Emissivity (5 ~ 20 $\mu\text{m}$ )	0,927 (-)
2	Radiation energy (W/m <sup>2</sup> - $\mu\text{m}$ )	374
3	Frequency range (wave length)	2,200/cm(4.5 $\mu\text{m}$ ) ~ 550/cm(18 $\mu\text{m}$ )
4	Test agency	Korea Conformity Laboratories

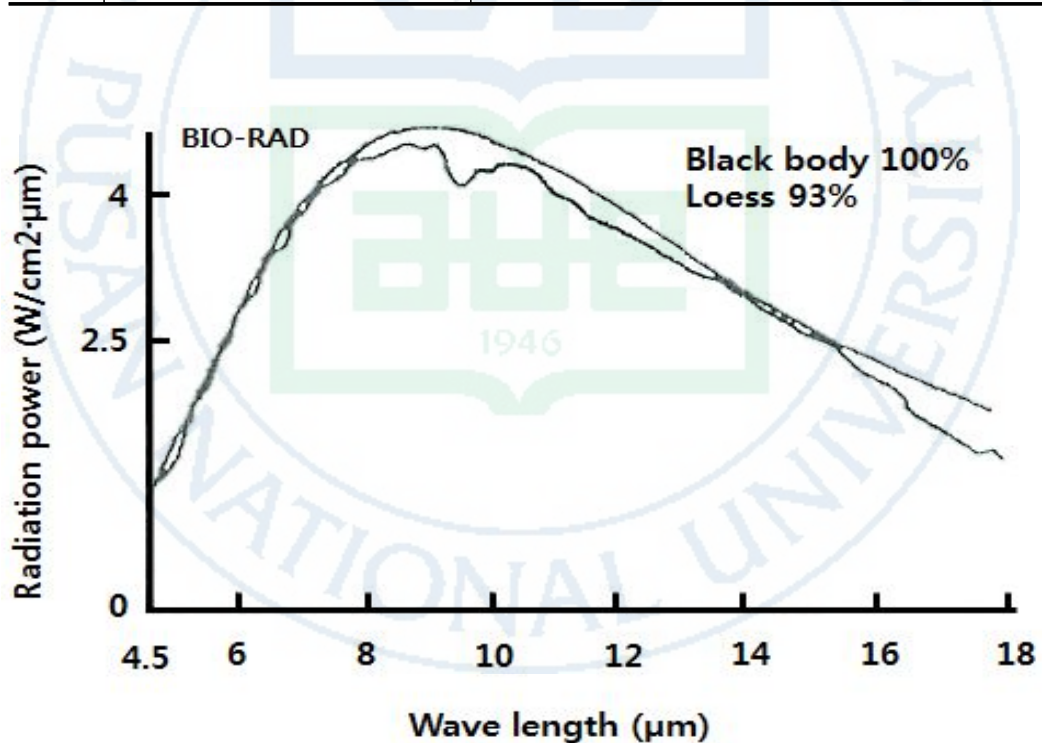


그림 1. FT-IR 분광기를 사용하여 황토의 원적외선 방사 특성을 측정한 결과  
Fig. 1. The test results of far-infrared radiation of the losses using FT-IR Spectrometer.

## 2.2 원적외선의 특징

### 2.2.1 원적외선의 일반적 특징

원적외선은 약 4 ~ 1,000  $\mu\text{m}$ 의 파장대역을 지니는 적외선으로 전자파의 일종이다. 국제전기표준회의(International Electrotechnical Commission, IEC)에서는 0.8 ~ 2  $\mu\text{m}$  파장의 근적외선(short wave infrared radiation: near infrared ray), 2 ~ 4  $\mu\text{m}$  파장의 중적외선(meddle wave infrared ray), 그리고 4 ~ 1,000  $\mu\text{m}$  파장의 원적외선(long wave infrared radiation: far-infrared ray)으로 분류하고 있다[3]. 그러나 국제조명위원회(Commission Internationale de l'Eclairage, CIE)에서는 단색광의 파장이 가시광선의 복사의 파장보다도 크고 1,000  $\mu\text{m}$ 보다 작은 복사로 정의하여 명확한 대역을 구분하지 않고 있다 [46]. 원적외선의 스펙트럼 대역을 Fig. 2에 나타내었다.

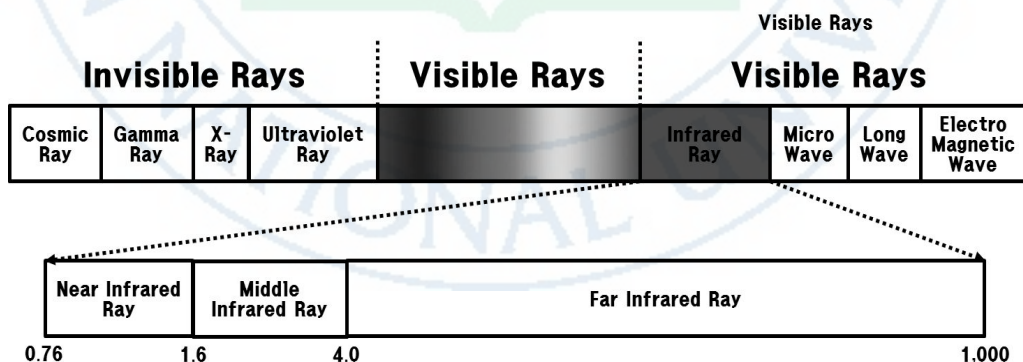


그림 2. 원적외선의 스펙트럼

Fig. 2. Spectrum bandwidth of far-infrared ray.

이러한, 원적외선은 1800년에 독일의 천문학자인 F. W. Herschel이 태양광선의 분광 연구 중에 가시광선 스펙트럼의 끝에 위치한 장파장대역에서 열 효과 현상을 처음으로 발견하였으며, 1835년에 A. Ampere는 이것이 가시광선과 같은 종류의 광파라고 정의하였다. 그리고 1876년부터 의학계에서 질병치료에 활용되기 시작하였다[3],[46].

원적외선은 1938년 미국의 포드사에서 자동차 도장건조부분에 적용하여 산업분야에 적용되기 시작하였고, 1968년 일본의 이시카와는 원적외선을 이용한 사우나 기기를 최초로 개발하였다, 1978년 일본에서는 석유에너지 정책에서 벗어나고자 대체 에너지로 원적외선에 대한 연구개발이 활발하게 진행되었다. 우리나라는 1980년대에 접어들어 학계 및 산업체를 중심으로 원적외선 히터 및 세라믹 코팅제의 연구를 시작으로 다양한 제품이 출시되기 시작하였고, 현재는 고온에서의 원적외선 세라믹스에 의한 가열 및 건조제품을 비롯하여 건축, 난방, 섬유, 식품선도 유지, 치료보조기구, 건강, 주방 등 다양한 분야에서 사용되고 있다[46].

열의 전달은 전도(conduction), 대류(convection), 그리고 방사(radiation)의 3가지로 분류된다. 이들 중 전도와 대류는 고체 또는 유체 등의 매체를 통하여 열이 전달된다. 원적외선은 대류나 전도가 아닌 방사에 의해 열을 전달하고, 열이 중간매체의 가열 없이 열원으로부터 직접 피사물에 방사되어 열로 변환되는 전자파 특유의 특성을 지니고 있다. 열에너지가 물체에 흡수되면 물체를 구성하는 분자를 여기상태로 천이시켜 발열을 촉진하는 흡수 특성을 나타낸다[3],[4]. 모든 물질은 절대영도 ( $-273^{\circ}\text{C}$ ) 이상의 온도를 가지고 있으며, 물질을 구성하는 원자 또는 분자가 외부에서 에너지를 받으면 기저(ground)상태에서 여기(excited)상태로 변화한 후 일정 시간이 경과하면 다시 기저상태로 되돌아



간다. 이때 여기상태에서 기저상태로 되돌아 갈 때 에너지 차이에 해당하는 열을 방사한다[4]. 또한, 방사된 열은 다른 물질에서 각기 다른 특성으로 반사와 투과 현상을 발생시킨다. 일례로, 물과 피부에 대한 분광 투과율과 반사율은 Fig. 3과 같다.

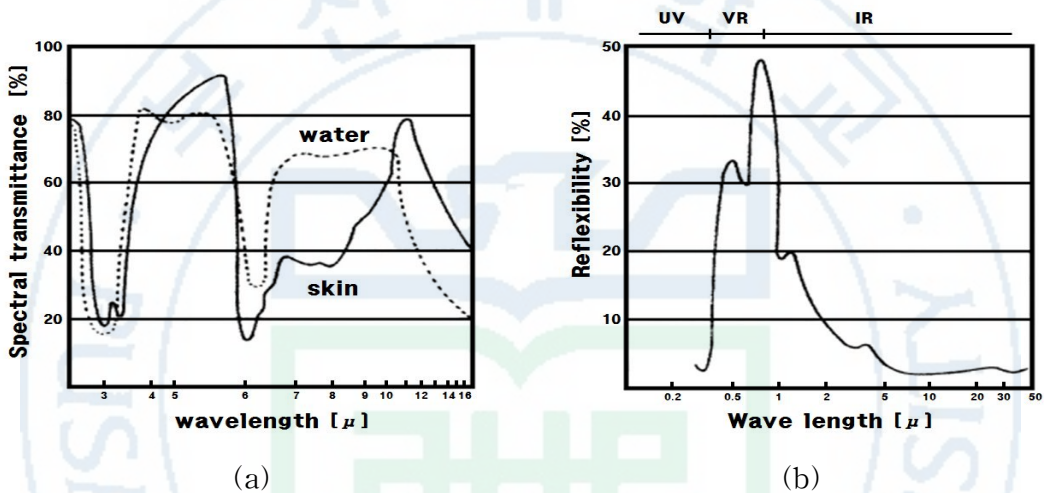


그림 3. 분광투과율 및 반사율: (a) 피부와 물의 분광 투과율, (b) 피부의 반사율

Fig. 3. Spectral transmittance and reflectance: (a) Spectral transmission of the skin and water and (b) reflectivity of the skin.

원적외선은 대상 물체를 균일하게 가열하고 가열시간을 단축시키는 특성을 지니고 있다. 특히, 에너지 절약효과, 선택적 가열가능, 열분해의 억제 특성이 높아 생체의 육성촉진, 세포의 활성화, 식품의 향미보존, 생체의 온열효과, 혈행의 촉진작용, 선도유지, 숙성효과, 냄새제거 그리고 습도조절 등에 효과를 지니고 있어 다양한 분야에 응용되고 있다[4],[47],[48]. Table 4와 같이 원적외선은 다양한 응용분야에 사용되고 있다.

표 4. 원적외선의 응용분야

Table 4. Application areas of the far-infrared ray

	Applications	Applicable sector
Heat	Building materials	Interior materials, Cladding, Gypsum board, Wallpaper, Brick, Tile
	Industrial	Heat : Molding of the thermoplastic resin, Glass and ceramic ware warm-up, Thaw frozen foods, Metal coating Drying : Part of the coating, Paint drying, Print Drying, Dry chemicals, Food Drying, Dry manure Resin : Resin Hardening, Banking, Adhesion Plastic : Resin process, Heat Shrink Plastic : Baking and Confectionery, Fishery Heating : Local heating, Heating plant, Floor heating panels
	Health & Medical	Sauna, Hyperthermia therapy, Pack of medical purposes , Heated mattresses, Heating appliances
	Dishwashing	Cooking Equipment
Non-Heat	Dishwashing	Food storage(Plastic, Ceramic, Glass), Maintenance of freshness poly bag, Bucket, Cooking plate, Refrigerator deodorant, Rice washing machine
	Daily supplies	Jewelry, Accessory, ceramics, Shower supplies, Packing materials, Socks, Underclothing, Quilt, Pillow, Sheet, Fibers, Cover, Mattress
	Health & Medical	Various bands, Belt, Lining, Insole, Pad, Necklace Bracelet, Paz
Raw Material	Synthetic raw materials	Antibacterial ceramic, Liquid ceramic, Fine Ceramics
	Natural raw material	Siliceous, Alumina, Silica component , Magnesia minerals, Charcoal etc...

## 2.2.2 원적외선 에너지

원적외선의 특징 중 가장 중요한 특성은 방사 기능이라고 할 수 있다. 각종 물질을 구성하는 분자의 구조는 그 분자를 구성하는 원자와 원자의 질량, 구조상의 집합 방법이나 배열상태에 따라 달라진다. 분자가 지니는 고유 진동수와 같은 원적외선을 입사하면 원자 및 원자단에 원적외선이 흡수되어 공명현상을 발생시키고 다른 진동수를 지니는 원적외선이 입사되면 공진현상을 발생시킨다. 이러한, 공진현상으로 분자 내에 큰 에너지가 발생하고 일부는 활성화 에너지로 변화되어 분자들의 움직임을 활성화시킨다. 진동과 회전에 의한 쌍극자 변화는 대부분의 물체를 구성하는 분자의 전자 및 정공이 천이되어야 하므로 이를 위해 가시광선 또는 자외선 영역의 에너지를 필요로 한다. 적외선은 여러 가지 진동과 회전상태 사이의 에너지 차이가 작은 분자에만 주로 국한되어 일어나고, 적외선 영역의 복사선을 흡수 또는 방출하려면 그 분자는 진동과 회전운동에 의한 쌍극자 모멘트의 변화를 일으켜야 한다. 여기에 같은 파장의 적외선을 조사하면 공명현상에 의해 적외선의 에너지는 분자에 흡수되어 그 분자 또는 분자단은 여기상태로 된다. 그리고 이 분자의 고유진동수와 일치하지 않는 파장의 적외선은 분자 내를 투과 또는 반사하게 된다. 이러한 조건하에서 복사선의 전기장은 분자와 작용할 수 있고 분자의 진동 및 회전운동에 변화를 일으킬 수 있으며 방사선의 진동수가 분자의 자연 진동수와 일치할 때는 에너지의 천이가 일어나고 분자의 진동 진폭이 변화하게 된다. 그 결과 방사선의 흡수 또는 방출이 일어나게 된다. 이와 비슷하게 비대칭 분자가 그 질량중심의 주위로 회전할 때 주기적 쌍극자 변동이 일어나고 복사선과 상

호작용을 할 수 있게 된다[3],[4].

일반적으로 물체에 전달되는 에너지는 그 물체가 흡수, 반사 그리고 투과되는 에너지의 합으로 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$1 = \alpha + \rho + \tau \quad (1)$$

여기서,  $\alpha$ 는 흡수율,  $\rho$ 는 반사율, 그리고  $\tau$ 는 투과율을 나타낸다.

흑체(black body)는 입사하는 모든 복사선을 완전히 흡수하는 물체로 방사와 투과를 하지 않는다. 물체(선택 방사체)가 방사하는 전자파 에너지는 동일한 온도의 흑체에서 방사되는 에너지에 비해서 상대적으로 작다. 이 때 선택 방사체로부터 방사되는 전자파 에너지와 흑체로부터 방사되는 전자파 에너지의 비를 방사율(emissivity)이라고 하며, 그 값은 0에서 1까지의 값을 갖는다[49]. 따라서, 흑체에서는  $\rho = \tau = 0$ 이고  $\alpha = 1$ 이며, 불투명 물체에서는  $\tau = 0$ 이므로 온도 평형상태에 있을 경우, 물체가 방사하는 에너지는 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$E = 1 - \rho \quad (2)$$

방사에너지는 물체의 에너지 준위가 다른 준위로 이동할 때 발생하는 에너지 천이현상에 의해 발생된다. 방사되는 전자파 에너지는 방사물체 내에 존재하는 여러 에너지 준위에서 발생하는 에너지 천이 현상에 의해 결정된다. 따라서, 외부에서 입력되는 열에 의해 여기상태가 결정되고, 매우 큰 열이 인가

되는 경우 물체에 존재하는 여러 에너지 준위에서 기저상태로 천이되는 모든 방사에너지가 합쳐진다. 원적외선 방사는 분자 내부에너지의 변화, 원자간 결합의 진동과 분자간 상호작용에 기초한 에너지 천이의 결과로써 발생한다. 즉, 방사에너지는 물체표면의 단위면적당, 단위 시간에 반구면 공간 전체에 방사되는 에너지로 방사발산도(radiation divergence) 라고도 하며 단위는  $[W/m^2]$  이다[50].

### 2.2.3 원적외선의 생리적 효과

원적외선의 다른 주요 특징은 침달력, 공명, 흡수 작용이다. 이들 중 침달력은 인체 또는 물체의 표면뿐만 아니라 내부 깊이 침투하는 특성이며, 이러한 특성을 이용하여 의료분야에서는 각종 질병 치료분야 및 건강증진에 이용되고 있다. 그리고 공명과 흡수 작용은 분자간 진동을 유발시키는 주파수 대역의 원적외선이 인체에 흡수되어 공명이 발생하는 현상이다. 일반적으로 물질을 구성하고 있는 분자의 진동수는 원적외선 파장대역 범위 내에서 발생되므로 이 파장대역의 원적외선이 물질에 조사되면 흡수되어 분자의 공명현상이 발생하여 진동이 점점 심하게 되어 진동 에너지를 발생하게 된다. 이러한 현상에 의해 증폭된 진동 에너지의 일부는 자기발열에 의해 열로 변화하고 일부는 분자운동을 활성화시키는 활성화 에너지로 작용하게 된다. 원적외선이 인체 내에서 공명과 흡수현상이 나타나게 되면 체내 30 ~ 50 mm의 심부까지 침투하고, 공명현상이 발생하지 않을 경우에는 피부의 1 ~ 2 mm에서 흡수되고 나머



지는 반사된다[51],[52]. 인체는 수분이 약 75%이고 나머지가 단백질 및 지방 등으로 구성된 유기체로서 공명현상이 일어나면 분자 내에 큰 에너지가 발생하여 대부분이 열에너지로 변환되고 일부는 활성화 에너지로 변하여 분자를 활성화시킨다. 유기체인 인체는 체온이 평균 36.5℃로서, 일종의 천연 열원인 생물학적 적외선 방사원이며, 최대 분광방사는 9.5  $\mu\text{m}$  정도이다. 광선은 생체에 흡수되지 않고 반사되지만 근적외선은 일부만 흡수되고 나머지는 반사된다. 반면에 원적외선은 생체 내에 흡수되고 침투되어 자기발열 현상을 유발하므로 온열효과와 발한효과를 가져온다[52]. 타 연구자들에 의해 선행된 연구에서 원적외선은 모세혈관의 확장, 혈액순환의 촉진, 조직의 활성화, 신진대사의 촉진, 노폐물 및 유해금속 등을 배출하는 효과가 있다고 보고되었다[51]-[53].

인체의 피부 복사 파장과 유사한 8 ~ 14  $\mu\text{m}$  영역의 원적외선은 대기층(atmosphere layers)의 파장영역인 7 ~ 14  $\mu\text{m}$ 의 파장과도 일치한다는 사실에서 인간이 태양에너지를 최대로 활용하였음을 알 수 있으며, 인체는 대기로부터 복사된 원적외선 영역의 에너지를 흡수한다는 사실을 알 수 있다[54]. 체표면에서 복사되는 3 ~ 50  $\mu\text{m}$  파장의 에너지 중에서 46%를 차지하는 8 ~ 14  $\mu\text{m}$  파장의 원적외선이 인체에 흡수되면 물과 유기체 화합물의 흡수 스펙트럼과 일치하고 공명흡수와 분자 및 원자의 공명, 공진운동을 통하여 체세포의 신진대사활성화를 얻을 수 있다[54],[55]. 원적외선은 인체에 혈액순환촉진, 신진대사의 활성화, 각종 호르몬의 분비촉진, 신경계 및 경락체계의 활성화, 물분자의 활성화 등을 통하여 치료 의학적 수단과 동시에 예방 의학적 건강유지 목적에 부합한다고 증명되면서 원적외선 분야의 산업이 발전하였다. 그러나 원적외선을 응용한 제품 가운데는 효과가 인정된 제품도 있으나 과학적 근거가 명확하지 않은 제품도 있기 때문에 원적외선 관련 산업을 촉진하기 위해서

는 그 효과에 대한 검토가 강력하게 요구되고 있는 실정이다[54].

동물을 대상으로 원적외선 온열요법의 생리적 효과에 관한 선행연구에서는 파장대역이 4 ~ 16  $\mu\text{m}$ 인 원적외선을 방사하는 작은 세라믹 원반을 사용한 결과 쥐에게서 성장의 촉진, 불면증과 혈액순환 개선의 효과가 나타났다[55]. 돼지의 복부에 원적외선이 방사되는 세라믹 패널(panel)을 적용한 결과, 한 시간 방사 후에 유선 정맥의 혈류량이 34% 증가하고, 귀 정맥(ear vein)의 혈류량이 17%로 증가하였다고 발표되었으며[56] 원적외선을 방사하는 바이오 세라믹(bioceramics)을 백쥐의 경구에 투여한 연구에서 세라믹스에서 방사되는 원적외선이 백쥐의 소화기관 및 생리작용 전반을 활성화시켜 성장을 촉진하는 현상이 나타났다고 보고되었다[57]. 그리고 류마티스 관절염(rheumatoid arthritis)을 유발시킨 흰쥐에게 원적외선 전신 조사 방식을 이용한 온열 치료를 시행한 결과 관절 연골 손상, 염증세포들의 침윤 등이 현저히 감소하여 원적외선 온열 치료가 류마티스 관절염 증상을 완화시키는데 효과적이라고 보고되었다[58]. 또한, 원적외선을 피부에 조사한 결과 체온 변화를 유발하는 효과를 나타내었으며, 원적외선 물질을 함유한 제품이 피부 온도변화에 영향을 미친다고 보고되었다[47],[59]. 원적외선이 인체에 미치는 영향을 정리하면 다음과 같다. 원적외선은 일반 열보다 약 80배 정도의 깊이로 피부 내부 30 ~ 50 mm까지 심층으로 침투하여 세포를 1분에 2,000번 이상 미세하게 진동시킨다. 이러한 진동에 의해 세포조직을 활성화시켜 생명활동을 더욱 왕성하게 하고, 열에너지를 발생시켜 유독성 물질, 노폐물 및 중금속 등이 땀으로 방출하는 기능을 수행한다. 또한 혈전을 분해하여 혈액순환을 촉진시키고 혈액을 정화하여 맑게 해주며 노화방지, 신진대사 촉진, 만성피로, 새집증후군 등의 발현을 억제하는 기능을 수행한다.

## 2.3 광전용적맥파

### 2.3.1 광전용적맥파의 측정

Mahohmed는 1870년에 동맥 혈관에서 발생하는 펄스를 임상에 처음으로 적용하였으며, Rourke는 모세혈관 부위에서 측정한 맥파를 분석하여 맥박압(pulse pressure)에 대한 정량적인 분석을 시도하였다[61]~[63]. 이후 맥파 신호분석은 초음파와 함께 비침습적인 방법으로 동맥 혈관의 특성을 쉽게 파악할 수 있는 대표적인 방법으로 사용되고 있다[64]. 특히, 맥파전달시간(pulse transition time, PTT)과 맥파전도속도(pulse wave velocity, PWV)는 동맥경화를 판별하는 중요한 도구로 사용되고 있다[65]~[68]. 맥파 신호를 획득하는 방법에는 크게 침습적인 방법과 비침습적인 방법으로 구분되며, 일반적으로 사용의 간편성 때문에 비침습적인 방법이 널리 사용되어지고 있다. 비침습적인 방법에 의해 맥파 신호를 획득하는 방법은 두 가지 즉, 압력맥파(pressure pulse wave)와 용적맥파(volume pulse wave, pletysmograph) 방법으로 구분된다. 이들 중 압력맥파는 혈관이 위치한 피부 위에 압력 측정 변환기를 부착하여 혈관에 인가되는 압력을 측정하며, 용적맥파는 혈관을 관류하는 혈액량을 측정한다. 임상에서는 주로 용적맥파를 측정하여 진단에 활용하고 있다[68].

용적맥파를 측정하는 방법은 손가락의 모세혈관 부위에 센서를 부착하여 수은주의 용적변화를 전기저항으로 변환시켜 기록하는 스트레인게이지(strain gauge)법, 교류전류를 인가하여 용적의 변화에 따른 임피던스(impedance)의 변화를 측정하는 임피던스법, 그리고 손가락에 광센서를 부착하여 모세혈관의



용적 변화를 측정하는 광전용적맥파(photoplethysmogram, PPG)법 등이 있으며, 임상에서는 주로 PPG법을 주로 사용하고 있다[69].

심장이 수축하면 좌심실에서 대동맥으로 박출되는 혈액은 대동맥, 동맥, 소동맥 그리고 세동맥을 거쳐 모세혈관으로 관류하며 혈관 내의 혈액량은 심주기(cardiac cycle)에 따라 변화하게 된다. 즉, 혈관의 혈액량은 심장의 수축기에 용적이 증가하고 이완기에 감소하게 된다. 이러한 혈액량의 변화를 모세혈관에서 측정하는 PPG법은 반사형과 투과형의 두 가지로 구분된다[68],[70]. 이들 방식을 그림으로 나타내면 Fig. 4와 같다.

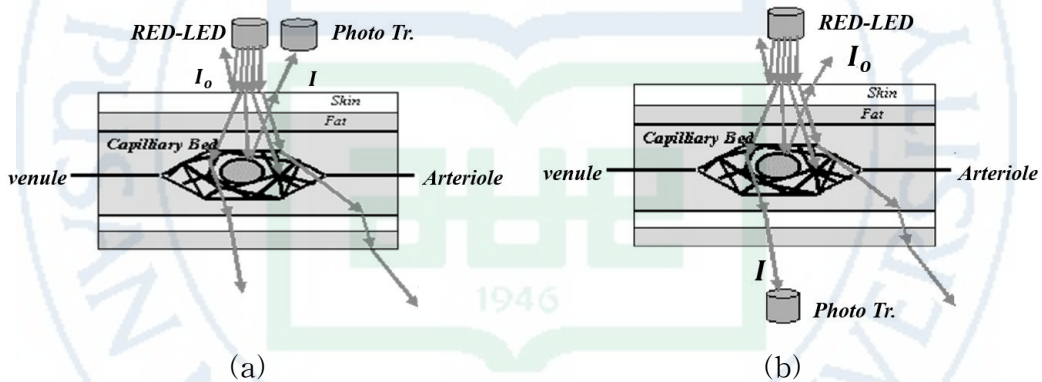


그림 4. 광전용적맥파 측정 방법: (a)반사형, (b) 투과형

Fig. 4. The measuring methods of PPG: (a) reflective and (b) transmission.

손가락이나 귓볼 등에 PPG 센서를 부착하고 적색광(red light)을 조직에 입사시킨 후 반사 또는 투과되는 광의 강도를 측정하는 투과도(transmittance, T)를 간단히 표현하면 식 (3)과 같다.

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (3)$$

여기서,  $I_0$ 는 조직에 입사되는 광의 강도를 나타내고,  $I$ 는 조직을 투과 또는 조직에서 반사되는 광의 강도를 나타낸다. 또한 광의 흡수도(absorbance,  $A$ )를 표시하면 식 (4)와 같다.

$$A = -\log_{10} T \quad (4)$$

식 (3)을 식 (4)에 대입하여 계산하면 Lambert-Beer의 법칙이 성립되어 식 (5)와 같이 PPG법에 의한 광의 흡수도를 구할 수 있다.

$$A = \log_{10} \left( \frac{I_0}{I} \right) = c \varepsilon l (\ln 10) \quad (5)$$

여기서,  $\varepsilon$ 는 조직의 광학적 흡수계수,  $c$ 는 조직의 농도, 그리고  $l$ 은 광학적 경로를 나타낸다. 일반적으로 고정된 자세에서 일정량의 광을 조직에 입사시키면 심장의 활동에 따라  $l$ 은 변화하고  $\varepsilon$ 과  $c$ 는 일정한 특성을 가진다. 그리고  $l$ 을 변화시키는 요인은 말초부위의 혈류량의 변화이다.

PPG는 모세혈관에 흐르는 혈류량을 검출하기 위하여 광센서를 부착하기 쉬운 손가락이나 귓볼에 부착하여 모세혈관을 관류하는 혈액량의 변화를 측정한다. 광센서는 발광부와 수광부로 구성되며, 발광부는 주로 적색광(640 ~ 689 nm) LED(light emitted diode)를 사용하고 수광부는 광다이오드(photo diode)

또는 광트랜지스터(photo transistor)를 사용한다. 일례로, 반사형 PPG 광센서의 구조 및 측정 방법과 광센서에 의해 획득된 맥파 신호를 도시하면 Fig. 5와 같다.

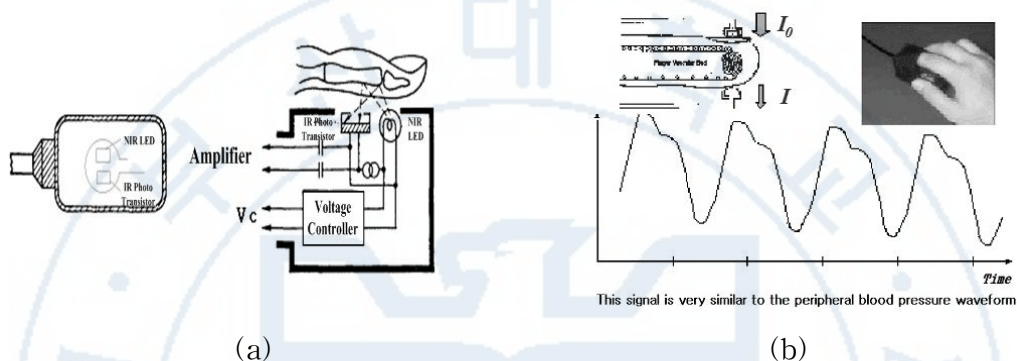


그림 5. 반사형 PPG 센서의 구성과 측정 원리 및 파형: (a) 구성, (b) 측정 원리 및 파형

Fig. 5. The configuration of the reflective PPG and measuring principle, and measured waveform: (a) configuration and (b) measuring principle and measured waveform.

PPG의 측정원리는 다음과 같다. 심주기마다 또는 심주기 동안 모세혈관을 관류하는 혈액량은 변화하기 때문에 혈액의 색깔과 같은 적색 광을 조사시키면 혈액이 적색 광을 흡수한다. 따라서, 모세혈관을 관류하는 혈액의 양이 많을 경우 혈액에 흡수되는 적색 광이 증가하게 되어 혈관으로부터 반사 및 투과되는 광량은 적어지게 된다. 즉 조사되는 광과 반사되는 광의 경로가 길어지게 되어 모세혈관으로 반사 또는 투과되는 광의 양이 적어지게 된다. 반대로 모세혈관을 관류하는 혈액의 양이 적을 경우에는 조사되는 적색 광이 혈액에 흡수되는 광량이 적어지므로 혈관으로부터 반사 및 투과되는 광량은 증가

하게 된다. 즉 조사되는 광과 반사되는 광의 경로가 짧아지기 때문에 모세혈관으로 반사 또는 투과되는 광의 양이 증가하게 된다. 이러한 기전에 의해 모세혈관으로부터 측정되는 광 신호인 전류를 반전 연산증폭기(inverted operational amplifier)를 사용하여 전압으로 변환한 파형이 맥파 신호이다.

본 연구에서는 손가락에 착용하여 모세혈관 내 이동하는 혈액량의 변화를 검출할 수 있는 투과형 PPG 센서를 이용하였으며, 오른손과 왼손의 검지에서 PPG를 측정하였다. PPG 데이터를 획득하기 위하여 샘플링 주파수(sampling frequency)는 1 kHz로 설정하였으며 획득된 데이터는 컴퓨터에 저장되어 심전도 신호와 함께 분석하였다.

### 2.3.2 맥파전달시간 측정을 위한 맥파 신호의 특징점 검출

맥파 신호는 실험 대상자의 오른손과 왼손의 검지에 투과형 PPG 센서를 부착하여 각각 획득하였으며, 심전도 신호와 함께 분석하여 심장에서부터 각각의 손가락까지 혈액이 전달되는 PTT를 측정하고자 하였다. 맥파 신호의 특징점은 맥파 신호의 최고점인 1차 미분의 정점이나 신호의 최저점인 2차 미분의 정점, 그리고 기조선과 1차 미분의 정점에서의 접선이나 교점, 이완기의 기저점 등 다양한 방법을 사용하고 있다[64],[68],[70].

본 연구에서는 심장이 수축하여 좌심실로부터 혈액이 박출된 후 모세혈관까지 이동하는 시간으로 산출하기 위하여 맥파 신호의 발생 시점을 특징점으로 사용하였다. 즉 손가락의 모세혈관에 혈액이 전달되어 맥파 신호가 발생하는

시작점을 특징점으로 정의하였다. 따라서, 손가락에서 맥파 신호의 발생 시점은 심전도의 QRS 군 이후에 발생하게 되며 맥파 발생 시점은 사람마다 달리 나타나게 된다. 혈액이 혈관을 이동할 때 혈관의 유순도와 탄성도, 혈관의 길이, 혈액의 점성 등 다양한 특성이 원인으로 발생하여 PTT는 다르게 나타난다. 그러나 동일한 사람의 짧은 시간동안에는 이러한 특성의 변화가 거의 없어 PTT는 심장의 활동성에 따라 변화하게 된다.

맥파 신호의 특징점을 검출하기 위하여 심전도 신호의 QRS 군의 R 정점과 맥파 신호의 1차 미분의 정점을 이용하였으며, 이는 실험 대상자의 손가락 움직임에 의해 발생하는 근전도 신호나 외부에서 발생하는 잡음 등으로 맥파 신호의 왜곡 시에도 정확한 특징점을 검출하고 검출 시간을 최소화하기 위하여 이용하였다. 즉, R 정점이 발생한 시점 이후에서 맥파 신호의 1차 미분 정점이 발생한 시점의 이전 사이에서 특징점을 검출할 수 있도록 창(window)의 범위를 설정하였으며 이는 맥파 신호가 포화되었을 경우에는 다음 심전도의 QRS 군이 발생하기 전에 맥파 신호의 1차 미분 정점은 발생하지 않기 때문에 검출 오류를 비교적 쉬운 방법으로 제거할 수 있고 검출 데이터의 길이를 제한하여 검출 시간을 줄일 수 있기 때문이다. 또한, 기저선 제거 및 고조파 등의 잡음 제거를 위한 전처리과정에서는 0.1 Hz 이하의 고역통과필터(high pass filter, HPF)와 60 Hz 대역의 대역저지필터(band stop filter, BSF)로 구성하였다. 그리고 1차 미분의 정점을 찾기 위하여 적절한 창(window)의 크기를 설정하였고, 심전도 QRS 군의 R 정점과 맥파 신호의 1차 미분의 정점이 발생한 시점 사이에서 전처리과정을 수행하지 않은 맥파의 원 신호에서 특징점을 검출하였다. 이는 전처리과정으로 특징점 발생시점의 왜곡을 제거하여 정확한 특징점을 검출하기 위함이다. 맥파 신호의 특징점 검출 방법을 Fig. 6에 나타내었다.



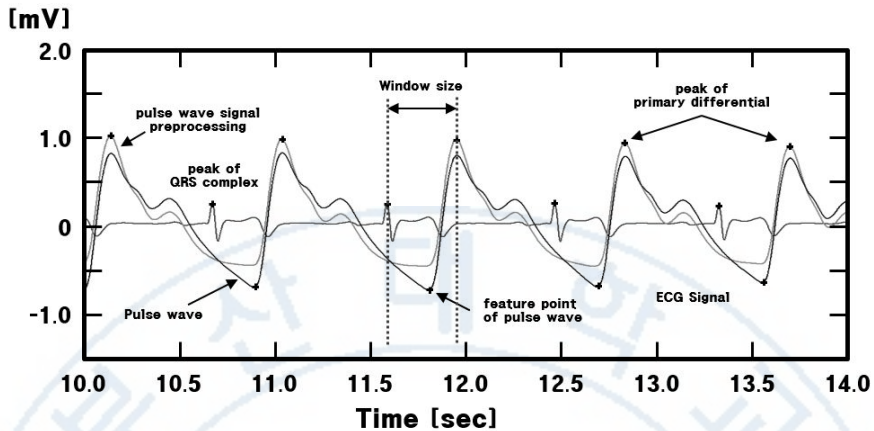


그림 6. 제안한 PPG 신호의 특징점 검출 방법

Fig. 6. A proposed detecting method of the characteristic point of the photoplethysmogram.

### 2.3.3 맥파전달시간의 측정

PTT는 심장에서 발생하는 맥동성 압력파가 대동맥 관막으로부터 모세혈관까지 전달되는 시간으로 순환기계에서 혈관의 긴장도나 유순도를 측정하는 PWV 측정법의 일부로서 순환기계 연구에 널리 사용되어지고 있다. 동맥벽의 탄성 성질에 대한 생리적 현상은 심장에서 박출된 혈액의 박동성을 완충하고 모세혈관에 일정한 흐름을 제공하는 것이다[71],[72]. 맥파의 속도는 별도의 동맥혈관에서 동일한 심장주기의 맥동 상이의 시간간격을 의미하며 심전도와 맥파의 특징점을 이용하여 PTT를 측정한다[64],[68],[69]. 특히, 측정부위까지 혈관의 거리, 혈관의 구경, 그리고 혈관벽의 구조적 특성에 의존적이며 혈관 탄성도의 반대 개념인 유순도에 비례한다. 혈관계의 질환, 당뇨병 그리고 노령화

가 진행되는 동안 동맥의 유순도는 감소함에 따라 PTT도 감소하게 된다. 이는 혈관계의 질환이나 그 이외의 질환의 진단 보조 수단으로 이용되어지기도 한다. PTT의 측정은 혈관 직경의 변화를 직접 관찰하려는 이전의 많은 방법들과는 달리 비침습적이고 신속하며 재현성이 높은 편이다[73]~[75].

이러한, PTT의 분석은 임상적으로 많이 시도되고 있으며 정확성이 높은 특징점 검출, 혈류속도 측정의 알고리즘 개발, 혈관특성이나 혈관 관련 질병에 대한 이용 등 다양한 방법으로 연구되고 있다. 또한 한의학에서도 압맥을 이용한 과학적 접근방법의 연구도 활발히 진행 중이며 환자모니터링 시스템에 적용이 시도되고 있다. 최근에는 심전도의 측정보다 시스템이 간단히 구현되고 측정방법이 간편하여 심장, 혈관 등의 관련검사에 적용이 시도되고 있으며 그에 대한 분석 알고리즘에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

본 연구에서는 심전도 신호와 오른손과 왼손의 검지에서 각각 측정한 맥파 신호를 이용하여 심전도 신호의 QRS 군의 R 정점과 맥파 신호의 발생 시점 간의 시간 차이를 PTT로 선정하였다. 즉, Fig. 7과 같이 심장에서부터 박출된 혈액이 손가락 모세혈관까지 도달하는 시간을 측정하였다.

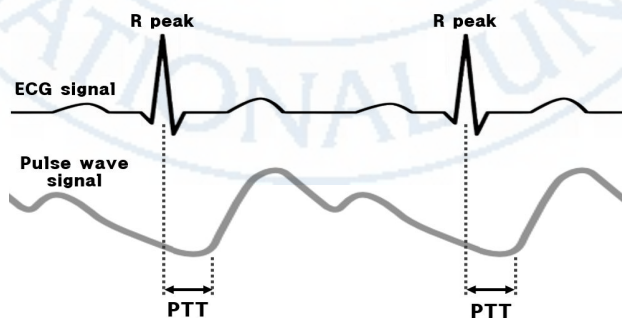


그림 7. PTT의 측정 원리

Fig. 7. A measuring principle of PTT.

## 2.4 심박변이

### 2.4.1 심전도

인체의 심장 내에는 특수한 세 가지의 심장근(cardiac muscle) 즉, 심방근(atrial muscle), 심실근(ventricular muscle), 그리고 특수흥분전도근(special excitatory and conductive muscle) 섬유가 존재한다. 이들 중 특수흥분전도근 섬유는 심방과 심실에 분포되어 특수흥분전도 시스템을 구성한다. 즉 동방결절(sinoatrial node), 방실결절(atrioventricular node), 방실속(bundle of His), 좌·우의 각(right and left bundle branch), 그리고 푸르키네 섬유(purkinje fiber) 등으로 구성되어 있다[76]. 이들 특수흥분전도 시스템은 각각 고유의 활동전위(action potential)를 발생시킨다. 특수흥분전도 시스템의 구성요소들에서 발생한 활동전위들을 벡터 합(summation of vector)을 하면 심장 내의 심전도 신호로 나타나게 된다. 심장 내의 심전도 신호는 전기적인 신호로서 체표면까지 전달되므로 체표면에 전극을 설치하여 기록한 파형을 심전도 신호라고 한다. 이러한 특수흥분전도 시스템의 구성요소들과 구성요소들에서 발생하는 활동전위의 형태와 심전도 신호를 Fig. 8에 나타내었으며, 간략화한 설명은 아래와 같다.

우심방의 우측 상변에 존재하는 동방결절은 페이스메이커(pacemaker) 역할을 수행하며, 거의 규칙적으로 전기적인 흥분파(cardiac impulse)를 발생시킨다. 동방결절에서 발생한 흥분파는 동방결절과 방실결절 사이의 경로(pathway) 즉, 전방(anterior internodal tract), 후방(posterior internodal tract),

정중방(middle internodal tract), 그리고 우심방의 동방결절과 좌심방 사이의 경로인 바우만 번들(Bachman's bundle)을 통하여 전달되고, 각각의 경로로 전달된 흥분파는 방실결절까지 매우 빠른 속도(약 1.5 ~ 4 m/s)로 전도된다. 또한 각 경로로 전도된 흥분파는 주위의 심방근으로 약 0.3 m/s 속도로 전도된다. 이러한 과정에 의해 결국에는 심방근 전체를 탈분극(depolarization) 시키며, 이 때 발생하는 파가 심전도 신호의 P 파(P wave)이다. 방실결절에 전도된 흥분파는 약 0.1초의 시간지연을 거친 후 방실속으로 전도된다. 시간지연을 시키는 이유는 심방에 저장된 혈액을 모두 심실로 펌핑하기 위함이다. 히스속으로 전도된 흥분파는 좌·우 심실 사이의 중격(septum)의 심내막(endocardial)에 존재하는 좌·우의 각을 통해 푸르키네 섬유로 매우 빠른 속도(약 1.5 ~ 4 m/s)로 전도되며, 이때 소요되는 시간은 약 0.3초이다. 그리고 심실근의 심내막에서 심외막(epicardial)으로 약 0.3 ~ 0.5 m/s 속도로 흥분파가 전도되어 심내막에서 심내막까지는 약 0.03초 이내에 전도된다. 푸르키네 섬유로 전도된 흥분파는 주위의 심실근으로 약 0.3 ~ 0.5 m/s 전도되어 심실근 전체를 탈분극 시킨다. 이 때 발생하는 파가 심전도 신호의 ORS 군(QRS complex)이다. 그 후 탈분극된 심실근은 재분극(repolarization) 과정을 거쳐 분극(polarization) 상태로 복귀된다. 이 때 심실근은 re-entry 과정에 의해 분극화되며, 심실근 전체가 분극화되는 과정에서 발생하는 파형이 심전도 신호의 T 파(T wave)이다[76].

상기에서 언급한 심장의 특수흥분전도 시스템에 의해 심장은 주기적으로 수축과 이완을 반복적으로 수행하며, 이에 의해 심장은 혈액을 주기적으로 펌핑하여 인체의 각 조직에 공급하게 된다. 심장에는 자율신경계(autonomous nervous system, ANS) 즉, 교감신경계(sympathetic nervous system)과 부교

감신경계(parasympathetic nervous system)이 분포되어 있다. 대개 심방에는 부교감 신경이 교감신경보다 많이 존재하며, 심실에는 교감신경이 부교감 신경보다 많이 분포되어 있다. 이러한 자율신경계에 의해 심장의 특수흥분전도 시스템이 제어를 받기 때문에 심박동은 자율신경계의 기능에 따라 변화하게 된다[77].

상기에서 언급한 바와 같이 심전도 신호는 정상적인 심전도 신호는 P 파, QRS 군, T 파 등 크게 세 가지로 구성된다[76].

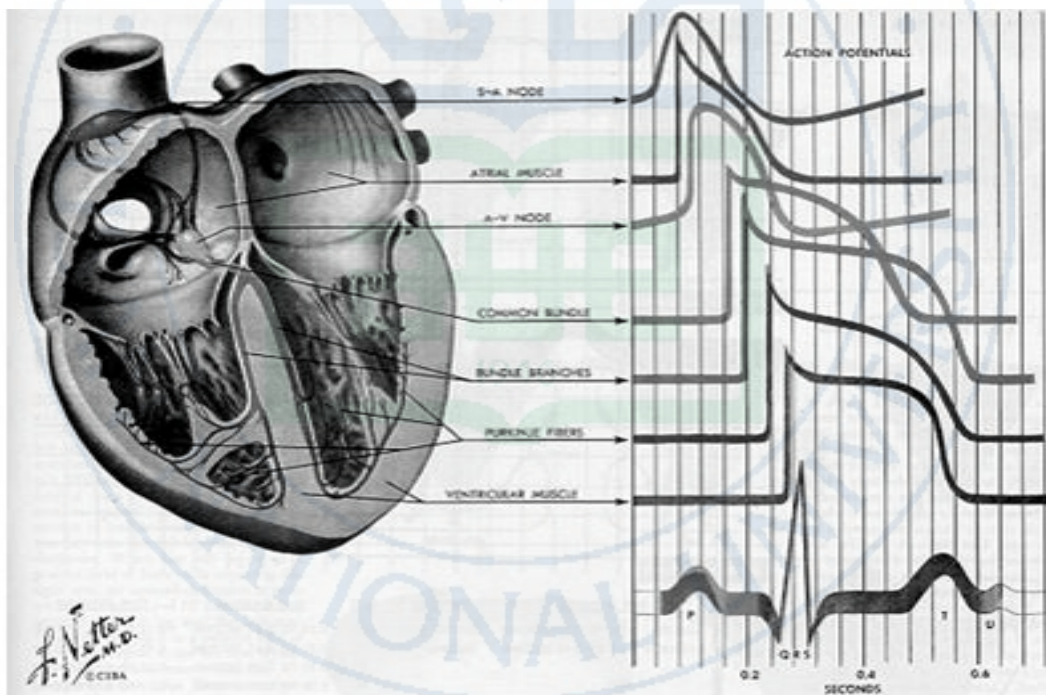


그림 8. 심장의 특수흥분전도 시스템의 구성 요소들과 이들의 활동전위 형태와 심전도 신호 형성 기전

Fig. 8. The formation mechanism of the ECG signal, components of the special excitatory and conductive system of the heart, and it's action potential shapes.



## 2.4.2 심박변이 신호

심박변이(heart rate variability, HRV) 신호는 심전도 신호에 나타나는 분당 심박수(heart rate, HR)의 변화를 의미하는 것이 아니라 하나의 심장 주기로부터 다음 심장 주기 사이의 변이를 측정하는 것이다. 즉, HRV는 끊임없이 변화하는 심혈관계 제어 메커니즘에 있어 심전도 신호의 R-R 간격의 변동 특징을 관찰하고 심장박동의 변화 추이를 정량화한 것이라 정의할 수 있다. 심전도 신호로부터 HRV를 추출하는 과정을 도시하면 Fig. 9와 같다. Fig. 9(a)는 심전도 신호를 나타내며, Fig. 9(b)는 Fig. 9(a)의 신호로부터 R과 정점들을 검출한 후 심전도 신호의 R과 정점이 나타나는 시간 위치에 R과 정점들 사이의 시간간격을 진폭으로 나타낸 형태이다. 즉 검출된 R과 정점들 사이의 시간간격을 시계열 신호로 변화시켜 시간 축에 재배열하여 시간에 따라 변화하는 심박동 변이를 나타낸 이벤트(event) 신호가 HRV 신호이다.

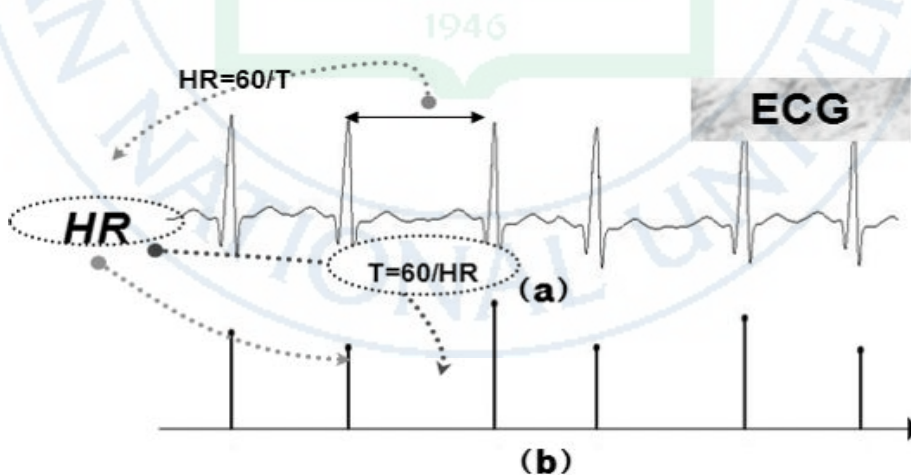


그림 9. HRV 신호 추출 과정

Fig. 9. The extraction process of HRV signal.

자율신경계는 체내·외적인 환경변화에 대하여 내적 환경의 균형을 유지하는 역할을 수행하며, 생명 유지 활동 및 신체 내의 항상성(homeostasis)을 유지하여 건강한 생활을 영위할 수 있도록 관여한다. 자율신경계의 기능은 여러 가지 신체활동과 관계가 깊으며, 신체활동에 선행되거나, 동시에 병행되거나 또는 활동 후에 반응하기도 한다. 여기서, 신체활동에 선행되는 반응은 응급상황의 예측, 운동경기 시작 전의 여러 신체 반응 등에 해당된다. 그리고 동시에 병행되는 반응은 운동기간 동안의 반응에 해당하고, 활동 후에 나타나게 반응은 외부 자극을 받았을 때 나타내는 반응에 해당한다. 이들 중 어느 경우에서든지 자율신경계는 여러 신체 상태의 균형을 교정하여 평형을 유지하고, 또 여러 감정 지배하의 행동을 원활히 수행하기 위하여 지원을 하는 기능을 수행한다. 일반적으로 교감신경과 부교감신경은 동일한 장기에 같이 분포되어 서로 길항작용을 하나, 드물게는 협동적으로 작용하여 신체의 균형을 이룬다 [78],[79].

순환계(circulation system)는 조직에서 요구하는 혈액을 공급하여 산소, 영양소, 호르몬 등을 전달하고 노폐물을 운반할 뿐만 아니라 체온조절, 혈압 조절 등을 담당하게 된다. 심혈관계(cardio vascular system)의 제어 시스템은 매우 정교하고 복잡할 뿐만 아니라 개체간의 차이도 매우 크게 나타난다. 심혈관계는 주로 자율신경계에 의해 지배를 받지만 상위중추에 의해서도 영향을 받는다. 심혈관계 제어와 직접적인 관련이 있는 중추로는 심장중추(cardiac center), 호흡중추(respiratory center), 혈관운동중추(vasomotor center)들이며, 이들 중추는 압력수용체(baroreceptor), 화학수용체(chemoreceptor), 기계적 변형수용체(mechanoreceptor) 등에서 일으킨 반사를 구심성 신경섬유를 통하여 전달받는다. 안정 시 심혈관계를 제어하는 가장 큰 제어변수는 심박동수와 혈

압이며, 이 두 가지 파라미터는 서로 보완적인 관계를 가지고 심혈관계의 항상성을 유지하는 척도로 사용되고 있다. 심박동수는 페이스메이커인 동방결절에서 1분 동안 발생시키는 흥분 횟수와 동방결절에 대한 자율신경계의 영향 정도에 의해 결정된다. 인체가 안정상태일 경우에는 교감신경에 의해 동방결절에서 1분 동안 약 100회 정도 흥분되지만, 자율신경 중 미주신경(vagus nerve)의 흥분은 교감신경보다 우세하기 때문에 약 80회/분으로 감소하게 된다. 그리고 수면 시에는 미주신경의 흥분이 증가하여 심박동수는 더욱 감소하게 된다. 반대로 신체에 어떠한 정신적이거나 육체적인 스트레스가 가해지면 교감신경이 흥분하게 되고 심박동수는 증가하게 된다. 교감신경의 흥분은 심박동수만 증가시키는 것이 아니라 심장의 특수흥분전도 시스템을 보다 활성화시켜 심근의 수축력 또한 증가하게 된다. 이러한 일련의 반응에 의해 심박출량(cardiac output)이 증가되고, 혈관 수축과 더불어 혈압 상승을 유발시킨다. 부교감신경은 이와 반대의 효과 즉, 심박동수를 감소시키며, 심장의 특수흥분전도시스템의 활성화도 저하, 심근의 수축력 감소 등에 의해 심박출량은 감소되고 혈압 강하를 유발시킨다. 자율신경계는 이러한 상반된 작용을 통하여 심혈관계의 항상성을 유지한다.

이러한 기전에 의해 HRV 신호는 끊임없이 다양한 형태로 변화하므로 HRV 신호를 분석하기 위하여 다양한 분석 방법들에 관한 연구가 수행되었다 [80]-[83].

### 2.4.3 심박변이 신호 추출

HRV에 대한 연구가 시작되면서부터 심전도 신호로부터 정확한 R파 정점을 검출하는 방법들이 많이 소개되었다. 심전도 신호의 R 파 정점을 검출하기 위하여 QRS 군의 특징적인 모양을 적용하는 방법[24], 부호화를 이용하여 QRS 군을 검출하는 방법[84], ST-segment를 검출하는 방법[85]-[87], Wavelet 변환을 이용한 방법[88]-[90], 시간에 따른 R 파의 확률적 모델을 바탕으로 하는 Hidden Markov 모형[91],[92] 등 다양한 방법에 관한 연구들이 수행되었다. 이러한 방법들은 생체로부터 심전도 신호를 획득하는 장비의 특성이나 측정 환경에 따라 서로 다른 파라미터들의 설정이 요구되고 필요에 따라 측정 또는 분석 경험에 따라 다른 전처리과정이 요구된다. HRV 신호는 시간에 따른 이웃한 R 파 정점들 간의 시간간격으로 재구성된 시계열이기 때문에 심전도에서 HRV 신호를 추출하기 위해서는 R 파 정점을 정확하게 검출하여야 한다. R 파 정점 검출은 HRV 신호 추출 외에 빈맥이나 서맥 또는 심실세동 등의 모니터링에도 많이 이용되고 있다. 그러나 다양한 심질환에 의한 비정상적인 형태를 나타내는 QRS 군으로부터 정확한 R 파 정점을 검출하는 방법은 현재에도 많은 연구가 수행되고 있다.

본 연구에서는 실험 대상자로부터 획득한 심전도 신호에서 R파의 정점을 검출하기 위하여 디지털 필터(digital filter)와 지수함수(exponential function)를 이용하였다. 일반적으로 심전도 신호를 획득하는 장비의 특성에 따라 심전도의 신호의 R 파의 정점이 다르게 나타나지만, 외부 잡음과 근전도의 의한 기저선의 요동(fluctuation)과 고조파 혼입(interference) 및 실험 대상자의 심

장의 위치에 따라 QRS 군의 R파 보다 T파가 상대적으로 크게 나타나는 경우에는 R파의 정점 검출에 오류 및 누락이 발생할 수 있다. 따라서, 심전도 신호의 주파수 대역 중 차단주파수(cutoff frequency)가 5 ~ 20 Hz 사이인 대역 통과필터(bandpass filter)를 적용하여 R파의 정점 검출이 용이하도록 1차 전처리과정을 수행하였다. Fig. 10에 대역통과필터의 적용 전과 적용 후의 심전도 파형을 나타내었다.

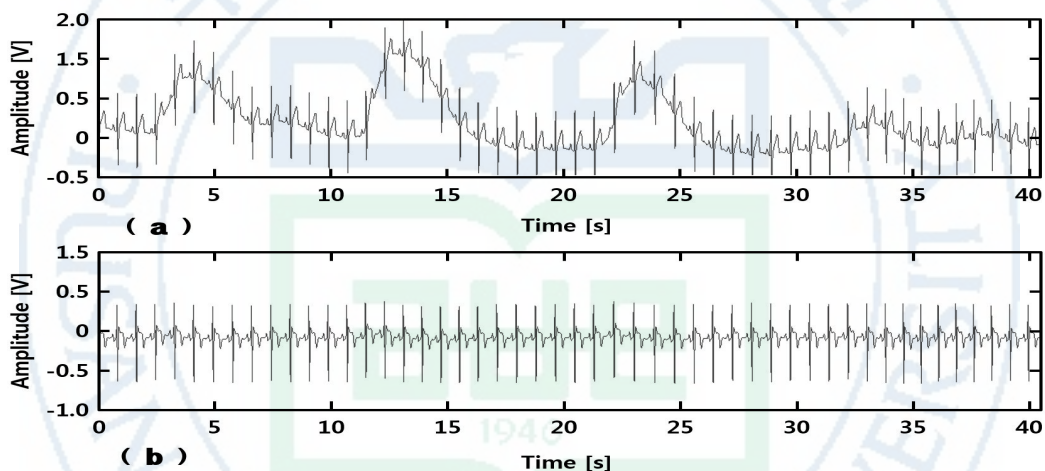


그림 10. 대역통과필터 적용 전과 적용 후의 심전도 신호: (a) 적용 전, (b) 적용 후

Fig. 10. The ECG signal before and after applied to the bandpass filter: (a) before applied to bandpass filter and (b) after applied to bandpass filter.

1차 전처리과정인 디지털 필터를 적용한 심전도에서 R파의 정점을 검출하기 위해 지수함수적으로 감소하는 필터를 사용하였다. 일반적으로 이전의 R파의 정점을 검출한 후 다음 R 파의 정점을 검출하기 위하여 일정한 넓이의 창(window)을 설정하고 문턱치(threshold)를 적용하는 방법을 사용한다. 그러나



창의 넓이는 실험 대상자마다 RR 간격이 다르게 나타나므로 창의 넓이를 정확하게 설정하기는 매우 어렵다. 예를 들어 만약 아주 빠른 빈맥(tachycardia)의 경우 상대적으로 RR 간격이 좁아지므로 창의 넓이를 일정하게 두면 R파의 정점이 오버랩(overlap)되어 심할 경우 두 개 또는 세 개의 R 정점이 창 내에 존재할 수 있게 된다. 그리고 만약 아주 느린 서맥(bradycardia)인 경우 창의 넓이를 일정하게 두면 R파의 정점이 나타나지 않거나 누락될 수 있다. 또한, 문턱치를 적용하는 경우에는 심전도 신호의 T파가 크면 두 개의 R파 정점으로 잘못 인식 할 수 있다. 따라서, 분석하고자 하는 심전도 신호마다 적당한 창의 크기와 문턱치를 설정하여야 하는 문제점이 대두된다.

본 연구에서는 창의 넓이를 심주기에 관계없이 일정하게 설정하는 방식을 적용하지 않고 R 파의 정점 검출 후 다음 R 파의 정점까지 지수함수적으로 감소하는 신호를 발생시켜 R 파의 정점을 검출하는 방법을 적용하였으며, 검출 방법은 다음과 같다. 첫 번째, 일정한 창의 넓이를 적용하여 창 내에 존재하는 최고점을 찾아 최초의 R 파의 정점을 검출하였다. 검출된 최초의 R 파 정점을 다음의 R 파의 정점을 찾는 기준이 된다. 두 번째, 이전에 구한 R 파의 정점으로부터 S-T 분절(S-T segment)이 80 ~ 120 ms보다 큰 일정한 지연시간(delay time)을 발생시켰다. 이는 심장의 이상으로 QRS 군보다 T 파의 정점이 크게 나타날 경우 R 파의 정점 검출에 대한 오류를 제거하기 위함이다. 세 번째, 이전 R 파의 정점으로부터 다음 QRS 군과 만날 때까지 지수함수적으로 감소하는 검출선(detection line)을 생성하였다. 검출선을 지수함수적으로 감소시키는 이유는 다음 QRS 군의 정점이 이전의 R 파 정점보다 작을 경우 문턱치를 적용하는 방법보다 정확성을 향상시키기 위함이다. 네 번째 검출선과 다음 QRS 군과 만나는 교점에서부터 QRS 군의 값과 동일한 값으로

검출선을 증가시켰다. 다섯 번째, 검출선이 증가하다가 하강하는 변곡점을 다음의 R파의 정점으로 설정하였다. 단, 일정한 범위 내에서 다시 증가를 반복할 경우에는 R 파의 정점으로 설정하지 않고 다음 변곡점을 R 파의 정점으로 설정하였다. 왜냐하면 기침(coughs), 몸부림(squirm) 등의 아티팩트(artifact), 근전도 신호의 혼입에 의해 발생하는 간섭(interference), 외부 환경으로부터 발생하는 잡음(artifact), 그리고 심장의 이상 활동에 의해 나타나는 QRS 군의 왜곡(distortion)에 의한 R 파의 정점 검출 오류를 제거하기 위함이다. 이러한 방법을 반복적으로 수행하여 일련의 R 파의 정점을 검출하였으며, 검출된 R 정점들 사이의 시간간격으로 일련의 시계열(time series) HRV 신호를 추출하였다. 본 연구에 적용된 심전도 신호의 R파 정점 검출 방법과 시계열 HRV 신호를 추출하는 과정을 도시하면 Fig. 11과 같다.

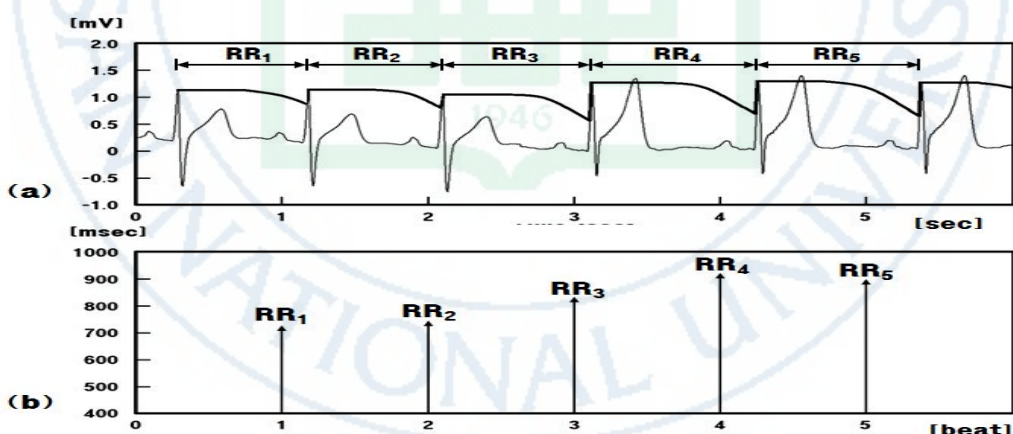


그림 11. 심전도 신호의 R 정점 검출 방법과 시계열 HRV 신호 추출 과정:  
(a) R 정점 검출 방법, (b) 시계열 HRV 신호 추출 과정

Fig. 11. A R peak point detection methods of ECG and extraction process of time series HRV signal: (a) R peak point detection methods and (b) extraction process of time series HRV signal.

## 2.4.4 심박변이 신호의 추세제거 방법

시계열(time series) 신호에서의 추세(trend)란 시계열 데이터의 전체 구간에서 관찰되는 느리고 점진적인 변화를 의미한다. 추세제거(detrend)는 시계열 데이터에 포함된 추세를 통계적 또는 수식적인 모델에 의해 제거하는 방법이다. 시계열 HRV 신호에는 느린 추세 또는 비교적 낮은 저주파 진동을 포함하기 때문에 추세제거는 HRV 신호의 전처리과정의 한 단계로 필요하다.

일반적으로 HRV 신호 분석에서 왜곡을 발생시키는 추세를 제거하기 위한 전처리과정(preprocessing)으로 끝점매칭(end point matching), 평균감산(mean subtraction), 그리고 평준화(normalization) 등의 방법이 적용되고 있다. 그러나 이러한 방법만으로는 보다 다양하고 복잡한 추세가 포함되어 있는 HRV 신호의 추세제거에 한계가 있다. 따라서, 효과적으로 추세를 제거하기 위해 선형 추세제거, 연속적인 미분 필터를 이용한 추세제거, 다항식을 이용한 추세제거, smoothness priors 추세제거 방법 등 새로운 많은 방법들이 적용되고 있다[93].

선형 추세제거 방법은 선형회귀 근사화(linear regression approximation) 기법을 적용하여 HRV 신호의 직류성분을 제거하고 교류성분의 신호로만 나타내게 된다. 그러나 HRV 신호에 백색잡음(white noise)에 가까운 신호가 포함될 경우에는 추세를 거의 제거하지 못하며, 비정상성에 의해 선형 추세가 발생하는 생리학적인 시계열 데이터인 경우에도 추세를 제거하기가 어렵다[94],[95]. 연속적인 미분 필터를 이용한 추세제거 방법은 다른 필터와 마찬가지로 적절한 전달함수(transfer function)를 이용하여 HRV 신호의 추세를 제

거하는 방법이다. 그러나 동일한 시간간격의 데이터에는 전달함수를 구하기는 어렵지 않으나, HRV와 같이 시간간격이 불규칙하고 대상자의 변이성이 크게 발생하는 데이터의 경우에는 적절한 전달함수를 구하기가 매우 힘들다. 필터의 특성상 느린 심박의 연속 미분은 빠른 심박의 연속 미분보다 더 낮은 주파수들을 통과시켜 신경피드백(neural feedback)의 시간적인 특성에 의해 부분적으로 결정되는 복잡한 HRV 신호에서는 분석 대상과 조건에 따라 전달함수가 다르게 다루어져야 한다. 다항식을 이용한 추세제거 방법은 HRV 신호와 같은 시계열에 포함되어 있는 임의의 복잡한 추세를 인접한 선형 추세들의 결합에 의해 근사화(approximation)시켜 추세를 제거하는 방법이다. 그러나 다항식을 이용한 추세제거 방법은 HRV 신호의 추세가 대부분 선형일 경우에만 효과적으로 제거된다[95],[96]. Smoothness priors 추세제거 방법은 정상적인 RR 신호와 저주파의 주기적인 추세성분으로 구성된 과형을 관찰행렬(observation matrix), 회귀 파라미터(regression parameter), 관찰오차(observation error) 등을 이용하여 방법으로 일반적으로 저주파 성분의 추세를 제거하기 위해 최소제곱 방법(method of least squares)이 많이 사용되고 있다[96]–[98].

본 연구에서는 HRV 신호에서의 추세제거를 위해 Tarvainen이 제시한 smoothness priors 추세제거 방법을 사용하였다[99]. Smoothness priors 추세제거 방법은 최근에 비선형 추세제거 방법으로 많이 알려진 방법이며, 이 방법을 간략하게 언급하면 다음과 같다. 시계열 심전도 신호 RR 간격이 식 (6)과 같이 두 가지의 성분으로 구성되어 있다고 가정한다.

$$z = z_{stat} + z_{trend} \quad (6)$$

여기서,  $z_{stat}$ 는 RR 시계열의 정상성이 보장되는 부분이고,  $z_{trend}$ 는 낮은 주파수의 비 주기적인 추세 성분을 의미한다. 따라서, 추세 성분을 식 (7)과 같이 선형적인 모델로 나타낼 수 있다.

$$z_{trend} = H\theta + v \quad (7)$$

여기서,  $H$ 는 관찰행렬(observation matrix)이고,  $\theta$ 는 회귀(regression) 파라미터이며,  $v$ 는 관찰오차(observation error)를 나타낸다. 따라서, 추세제거의 추정치인  $z_{trend} = H\theta$ 의 오차를 최소화하기 위해  $\theta$ 를 산출하며, 이를 위해 최소 제곱법을 적용한다. 최소 제곱의 해  $\hat{\theta}_\lambda$ 는 아래의 식 (8)과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$\hat{\theta}_\lambda = \arg \min \{ \| H\theta - z \|^2 + \lambda^2 \| D_d(H\theta) \|^2 \} \quad (8)$$

여기서,  $\lambda$ 는 정규화 파라미터이고,  $D_d$ 는  $d$ 차 미분의 근사값을 의미한다. 식 (8)의 해는 아래와 같이 식 (9)와 식 (10)의 수식으로 나타낼 수 있다.

$$\hat{\theta}_\lambda = (H^T H + \lambda^2 H^T D_d^T D_d H)^{-1} H^T z \quad (9)$$

$$\hat{z}_{trend} = H\hat{\theta}_\lambda \quad (10)$$



여기서,  $\hat{\theta}_\lambda$ 는 제거되어야 할 추정된 추세 성분을 의미한다. 관찰행렬  $H = I \in R^{(N-1) \times (N-1)}$ 의 선택은 시계열  $z$ 의 특성에 따라 정해질 수 있다[99]. 식 (9)의 정규화 부분은 정규화 행렬  $D_d$ 가 가장 최소로 되는 해를 구한다. 2차 미분 행렬이 0(zero)인 공간은 모두 일차 곡선으로 나타나기 때문에 2차 미분 행렬이 시계열 심전도 RR 간격의 비주기적인 추세를 추정하기 위해 적합하다. 2차 미분 행렬  $D_2 \in R^{(N-3) \times (N-1)}$ 은 식 (11)과 같이 나타낼 수 있다.

$$D_2 = \begin{bmatrix} 1 & -2 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & 2 & 1 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & 1 & -2 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

그리고 Gersch의 방법에 따라 추세가 제거된 고정 RR 시계열은 다음과 같이 식 (12)로 나타낼 수 있다[5].

$$z_{stat} = z - H\hat{\theta}_\lambda = (I - (I + \lambda^2 D_2^T D_2)^{-1})z \quad (12)$$

본 연구에서는 이상과 같은 Smoothness priors의 방법을 적용하여 HRV 신호에 포함된 추세를 제거하였다.

## 2.4.5 심박변이 신호의 재표본화

시계열 데이터에 포함되어 있는 주파수 성분을 조사하기 위해 일반적으로 사용하는 고속푸리에변환(fast Fourier transform, FFT) 또는 자기회귀(auto regression, AR) 모델 등은 대부분 일정한 시간간격으로 표본화된 데이터에 적용한다. 그러나 시계열 HRV 신호는 심박동 사이의 시간간격을 시간영역에서 진폭으로 나타내기 때문에 시간에 대해 불규칙적인 신호들로 구성된다. 만약, HRV 신호의 간격이 일정하다면 파형은 직류성분과 일치하기 때문에 주파수영역에 대한 분석이 무의미해 진다. 그러나 HRV 신호는 주위환경뿐만 아니라 인체 내부 시스템 즉, 순환 시스템, 호흡 시스템, 내분비 시스템 등의 변화를 반영하며 특히 자율신경계의 영향에 따라 불규칙하게 변화하므로 시계열 HRV 신호에 FFT 또는 AR 모델과 같은 방법들을 적용하기 위해서는 시계열 HRV 신호를 일정 시간간격으로 재표본화(resampling) 과정이 필요하다 [100],[101].

HRV 신호의 재표본화를 위해 적용되고 있는 방법으로는 Tacho 재표본화 방법, 다항식 보간 방법, 스플라인 보간 (spline interpolation) 방법 등이 있다 [21],[102],[103]. 이들 방법 중 Tacho 재표본화 방법[21]은 Berger에 의해 소개되었으며, HRV 신호의 'cycle/second plane'을 'cycle/beat plane'으로 변환하는 방법으로 구현이 간단하여 짧은 시간에 분석이 가능하고 시스템 적용 시 회로 구성의 간편한 장점을 지니고 있다. 그러나 대개 짧은 시간 획득되는 데이터 처리에 적용하므로 장시간 측정된 데이터에 적용할 경우에는 경계점 주위에서 많은 왜곡을 발생할 수 있으므로 주파수 분석에 적용 시 분석 결과에 오류를

나타낼 수 있다. 다항식 보간 방법은 3차 이상의 고차 다항식 함수를 사용하여 내삽(interpolation)시켜 재표본화 하는 방법으로 일정한 시간간격으로 정해진 재표본화 비율에 따라 데이터를 재구성한다. 그러나 이 방법은 변동이 심한 장시간의 데이터에 적용하기에는 적합하지 않은 단점을 지닌다. 스플라인 보간(spline interpolation) 방법은 구간 간격 보간 다항식 중 가장 발전된 방법으로 일반적으로 가장 많이 사용되고 있다. HRV 시계열에서 급격히 변화하는 구간에 대해 다항식 내삽으로 근사화(approximation) 할 경우 큰 오차가 발생한다. 근사화의 정확도는 다항식 함수의 차수를 무조건 증가시킨다고 향상되지 않으며, 급격하게 변화하는 구간에 대해 선형 근사화 기법을 적용하면 매끄럽지 못한 곡선으로 나타난다. 이러한 경우 주어진 구간을 여러 개의 소구간으로 구분하고, 소구간 별로 보다 낮은 차수의 다항식을 사용하여 매끄러운 곡선을 만들 수 있다. 따라서, 소구간 사이를 연결하는 연속적인 내삽은 step-wise 방법과 선형 또는 spline 함수를 사용한다[102],[103]. 일반적으로 직선인 2차 다항식보다는 3차 다항식을 많이 사용하기 때문에 3차 spline 내삽법(cubic spline interpolation method)이라고 한다.

본 연구에서는 구현이 쉽고 간편한 spline 보간법을 이용하여 RR 간격을 재표본화 하였다.

### Ⅲ. 연구 대상 및 방법

#### 3.1 실험 환경 및 대상자

본 연구에서는 황토볼 매트에서 방사되는 원적외선에 의한 인체 활력징후의 변이 양상을 관찰하기 위하여 다음과 같이 실험의 환경과 상태를 유지하여 동일한 조건하에서 실험 대상자들의 생체신호를 측정 및 획득하였다.

##### 3.1.1 실험 환경 및 조건

실험실의 환경은 일상생활에서와 유사한 실내 온도 20 ~ 25℃, 실내 습도 40 ~ 60% 이내로 유지시켰으며 침대 매트리스 위에 황토볼 매트를 설치하여 실험을 수행하였다. 황토볼 매트에는 온열을 제어할 수 있는 컨트롤러에 의해 매트에 내장된 열선을 20 ~ 70℃까지의 범위 이내에서 임의로 온도 제어가 가능하다. 또한, 황토볼 매트의 온도 유지를 위하여 보온 덮개를 사용하였다.

인체 활력징후를 측정하기 위해 사용된 생체신호 측정 시스템의 구성도는 Fig. 12와 같다. 실험 중 연속적으로 심전도 신호와 맥파 신호를 계측하기 위하여 생체신호계측기(P800, PhysioLab C0., Korea)를 사용하였으며, 온도는 귓속형 적외선 온도계(ear type infrared thermometer, IRT4520, Braun GMBH Co., Germany)을 사용하여 측정하였고 혈류량은 혈류량계(blood flow rate meter, FAL 21, Advance company Co., Japan)을 사용하여 계측하였다.

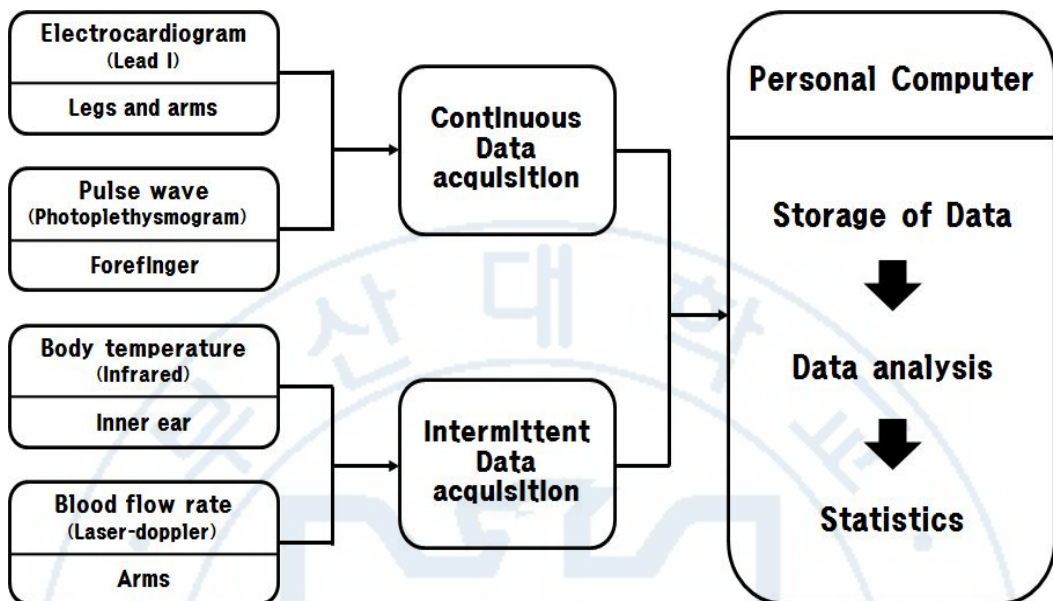


그림 12. 생체신호 측정 시스템의 구성도

Fig. 12. Block diagram of bio-signal measurement system.

### 3.1.2 실험 대상자

실험에 참가한 대상자는 20 대 4 명, 50 대 5 명, 70대 1 명으로 남자 8명 여자 2명으로 선정하였으며, 평균 나이  $43.5 \pm 16.6$ 세, 평균 신장  $165.7 \pm 8.3$  mm, 평균 몸무게  $64.3 \pm 5.7$  kg이었다. 선정된 실험 대상자들에게 실험의 목적 및 실험 방법을 설명한 후 동의를 구하였으나, 양산부산대학교병원의 의료 윤리위원회의 승인은 득하지 않았다. 실험 대상자들의 평상시 인체 활력징후를 측정하기 위하여 실험 대상자를 상대로 생체신호 측정 전 2 시간 이내에는 운동과 식사, 음주를 금하도록 하였으며 심전도 신호에 영향을 미치지 않도록 1 시간 이내에는 카페인이나 타르 등의 섭취를 금하도록 하였다.



### 3.1.3 실험 방법

본 연구에서는 실험에 참가한 대상자들을 상대로 황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한 인체 활력징후 변이 양상을 관찰하기 위하여 다음과 같은 실험 방법에 의해 실험을 수행하였다. 실험 대상자 1인의 측정시간은 총 50분이며, 황토볼 매트와 온도를 인가하지 않은 상태인 실험 전 5분, 황토볼 매트의 온도를 40°C에서 55°C까지 변화시키며 40분, 그리고 황토볼 매트의 온도를 차단시킨 상태에서 5분 동안 활력징후 신호를 측정하였다. 먼저, 실험 전 5분 동안 온도를 인가하지 않은 황토볼 매트와 앙아위 자세로(supine posture) 누워 편안한 휴식을 취한 후 인체 활력징후를 측정하였다. 즉 심전도, 맥파, 체온 그리고 혈류량 등을 5단계 또는 10단계로 구분하여 측정하였다. 1단계는 황토볼 매트 가온 전의 일반매트 환경에서 5분 동안 측정하였고, 2단계부터 9단계까지는 황토볼 매트와 온도를 변화시키면서 측정하였으며, 10단계는 황토볼 매트의 온열을 제거한 후 일반매트 환경에서 5분간 측정하였다.

심전도와 맥파는 실험시간 동안 연속적(continuous)으로 획득하였으며 획득한 심전도와 맥파는 AD변환(analog to digital converter)되어 PC에 저장되었다. 그리고 체온과 혈류량은 각 단계의 10분마다 간헐적으로 5회 측정하여 기록한 후 PC에 저장하였다. 심전도는 상기의 2.4.3절과 2.4.4절 그리고 2.4.5절의 전처리과정을 거쳐 3.3절의 분석방법에 의해 인체 활력징후 변이 양상을 분석하였다. 그리고 맥파는 상기의 2.3.2절과 2.3.2절의 전처리과정을 거쳐 분석하였고, 체온과 혈류량은 각 단계별 변화추이를 분석하였다.

## 3.2 생체신호 측정

황토볼 매트와 원적외선 방사에 대한 인체 활력징후의 변이 양상을 분석하기 위하여 심전도, 맥파, 체온, 그리고 혈류량의 각 생체신호를 측정하였으며 일련의 과정을 Fig. 13에 나타내었다.

생체신호의 측정은 실험 전(1 단계), 각 온도 단계별(2 단계 ~ 9 단계) 그리고 실험 후(10 단계)로 구분하여 진행하였다. 즉, 실험 초기 온열을 가하지 않은 일반매트 환경에서의 5 분(1 단계), 황토볼 매트의 온도를 40℃로 유지시키는 초기 5 분(2 단계)과 후기 5 분(3 단계), 황토볼 매트의 온도를 45℃로 유지시키는 초기 5 분(4 단계)과 후기 5 분(5 단계), 황토볼 매트의 온도를 50℃로 유지시키는 초기 5 분(6 단계)과 후기 5 분(7 단계), 황토볼 매트의 온도를 55℃로 유지시키는 초기 5 분(8 단계)과 후기 5 분(9 단계), 그리고 황토볼 매트의 온열을 제거한 후 일반매트 환경에서의 5 분(10 단계)으로 구분하였으며 심전도와 맥파를 실험 전체 구간 동안에 대하여 연속적인 데이터를 획득하였다. 그리고 체온과 혈류량은 실험 전체 구간 동안에 대하여 5단계로 구분하여 간헐적으로 측정하였다. 실험 초기 온열을 가하지 않은 일반매트 환경에서의 5 분 후(1 단계), 황토볼 매트의 온도를 40℃로 10 분간 유지시킨 후(2 단계)과 황토볼 매트의 온도를 45℃로 10 분간 유지시킨 후(3 단계), 황토볼 매트의 온도를 50℃로 10 분간 유지시킨 후(4 단계) 그리고 황토볼 매트의 온도를 55℃로 10 분간 유지시킨 후 온열을 제거하여 5분간 유지하는 일반매트 환경에서의 초기(5 단계)로 구분하였다. 즉 심전도와 맥파의 10단계 중 1단계, 3단계, 5단계, 7단계, 10단계에서 간헐적으로 측정하여 기록하였다.

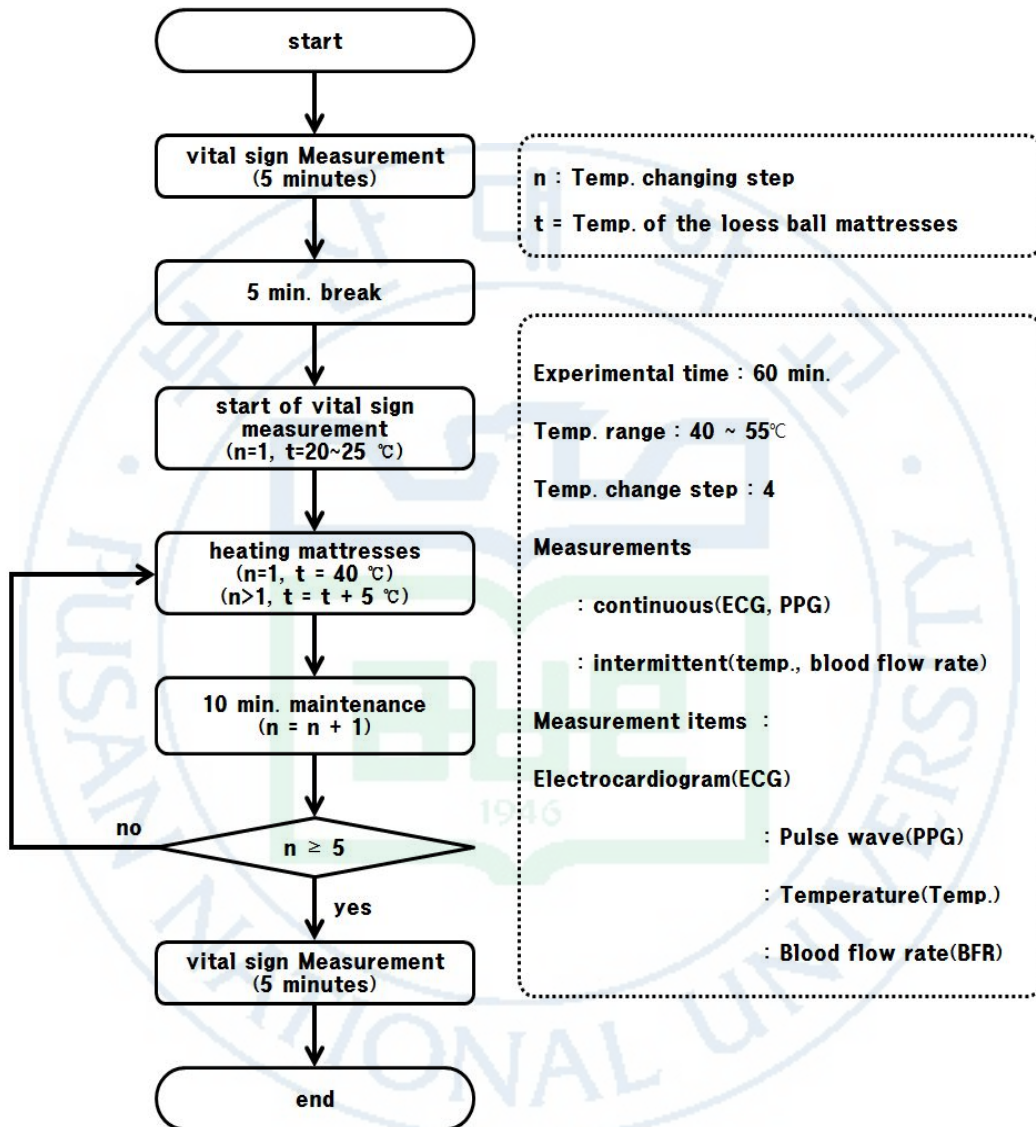


그림 13. 황토볼 매트를 사용하여 활력징후를 측정하기 위한 순서도

Fig. 13. A proposed sequential flowchart for measuring vital sign using the loess ball mattresses.

### 3.2.1 심전도 신호 획득

심전도 유도법은 크게 정면유도법(frontal lead method), 횡축유도법(transverse lead method), 종축유도법(sagittal lead method)으로 구분한다. 먼저, 정면유도법은 표준사지유도(standard limb lead)와 증강유도(augmented limb lead)로 구분된다. 표준사지유도는 사지에 전극을 부착한 후 두 전극 사이의 전위를 측정하는 방법이며, Lead I, Lead II, Lead III 신호를 획득할 수 있다. 그리고 증강유도는 표준사지유도에 의해 구한 세 가지 신호들 중 두 가지 신호들 간의 벡터 합(vector summation)에 의해 aVR, aVL, aVF 신호를 획득할 수 있다. 참고로, Lead I과 Lead II 신호의 벡터 합에 의해 aVR신호를 획득하고, Lead I과 Lead III 신호의 벡터 합에 의해 aVL신호를 획득하며, Lead II와 Lead III 신호의 벡터 합에 의해 aVF 신호를 획득할 수 있다. 다음으로, 횡축유도법은 가슴부위에 여섯 개의 전극을 부착한 후 부착한 전극과 접지 사이의 전위를 측정하는 방법으로 V1, V2, V3, V4, V5, V6 신호를 획득할 수 있다. 그 다음으로 종축유도법은 심근이 활성화되는 과정을 규명하고자 할 때 사용된다[75],[79].

본 연구에서는 표준사지유도법 중 Lead I 신호를 이용하였으며, 오른쪽 다리를 접지로 설정하고, 오른팔(right arm)과 왼팔(left arm)에 Ag-AgCl 전극을 부착한 후 실험 대상자가 안정된 상태에서 심전도를 측정하였다. 전극의 부착 위치는 팔꿈치와 손목 사이인 왼쪽 및 오른쪽 팔목, 발과 종아리 사이인 오른쪽 발목에 전극을 부착하였다. 그리고 측정 중 근전도에 따른 잡음을 최소화하기 위해 양아위 자세로 편안하게 누운 상태에서 측정하였다. 심전도

신호는 실험 중 연속적으로 측정하였으며, 1 kHz로 샘플링 하였고 12 비트(bit)로 양자화(quantization)하여 PC에 저장하였다. 심전도 신호를 측정하기 위해 사용한 측정 장비 및 전극을 부착한 위치는 Fig. 14와 같다.



그림 14. 심전도 신호 측정 장비 및 전극 부착 위치

Fig. 14. Electrocardiogram measuring device and the electrode mounting position.

### 3.2.2 맥파 신호 획득

심주기마다 또는 심주기 동안 모세혈관을 관류하는 혈액량은 변화하기 때문에 혈액의 색깔과 같은 적색 광을 조사시키면 혈액이 적색 광을 흡수한다. 따라서, 모세혈관을 관류하는 혈액의 양이 많을 경우 혈액에 흡수되는 적색 광이 증가하게 되어 혈관으로부터 반사 및 투과되는 광량은 적어지게 된다. 이러한 기전에 의해 모세혈관으로부터 측정되는 광 신호인 전류를 반전 연산증폭기(inverted operational amplifier)를 사용하여 전압 파형으로 변환하여 맥파



를 획득한다. 맥파의 측정은 Fig. 15와 같이 오른손과 왼손의 검지에 PPG 센서를 부착하여 맥파 신호를 측정하였으며, 1 kHz로 샘플링 하였고 12 bit로 양자화하여 PC에 저장하였다.

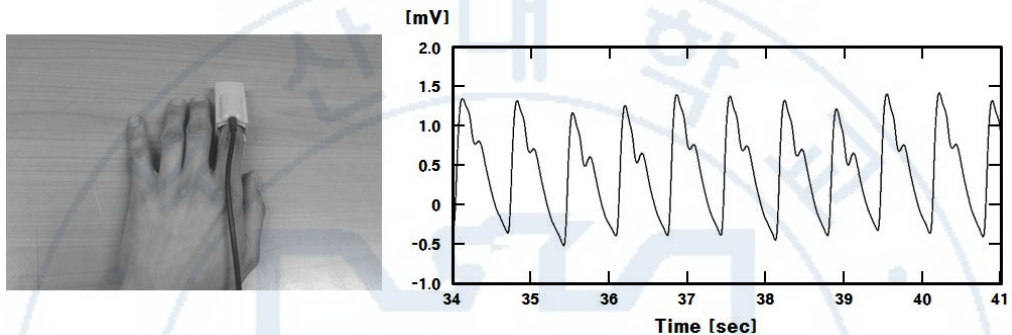


그림 15. PPG 센서 착용 모습 및 획득된 맥파 신호 파형

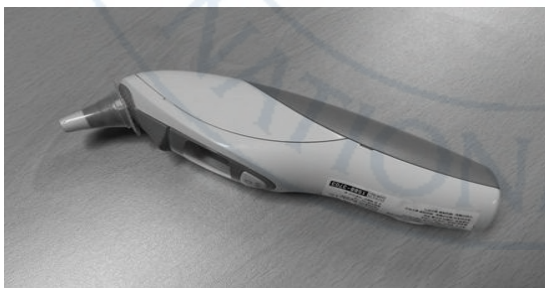
Fig. 15. A appearance of attach to the PPG sensor and acquired the pulse wave waveform.

### 3.2.3 체온 및 혈류량 측정

황토볼에서 발생하는 원적외선의 특징은 상기 2.1.2절에서 언급한 바와 같이 세 가지 주요 특징 즉, 심달력, 공명, 흡수 기능을 지니고 있다. 따라서, 황토볼 매트에서 방사되는 원적외선이 실험 대상자들의 체온 변화에 어떠한 영향을 미치는지를 살펴보기 위해 실험온도의 각 단계마다 체온을 측정하여 기록하였다. 체온은 거의 전적으로 신경계의 피드백 기전에 의해 조절되며 모든 피드백 기전은 시상하부에 위치한 온도조절중추(temperature regulating

centers)를 통해 작동한다. 따라서, 뇌의 시상하부와 같은 혈액을 공유하기 때문에 인체의 체내 온도를 정확히 반영하는 직장(rectal)에서 온도를 측정하여야 한다. 그러나 직장이나 구강의 경우 실험 대상자의 불편 또는 불쾌한 감정과 위생의 문제로 인하여 적외선 방식으로 체내 온도를 측정하는 디지털 체온계를 사용하여 고막의 온도를 측정하였다. 본 연구에서는 피실험자의 체온을 측정하기 위해 34.0 ~ 42.2 °C의 범위에서  $\pm 0.2$  °C의 정확도를 가지는 infrared Thermometer IRT4520(Braun GMBH Co., Germany)을 사용하였다.

또한, 실험 대상자들의 혈류량 변화를 측정하기 위하여 레이저 도플러 효과를 이용한 혈류량 측정기(FAL 21, Advance Co., Japan)을 사용하였으며, 실험 대상자들의 혈관 위치가 다르기 때문에 왼팔의 혈관이 잘 나타나는 부위에 센서를 부착한 후 측정하였다. 측정의 위치와 측정 시의 센서 압력에 따라 혈관 내의 혈류량의 변화에 영향을 최소화하기 위하여 실험 진행 중 센서의 위치를 고정시켜 일정한 시간간격으로 1회씩 총 5회 측정하였다. 실험에 사용된 체온계와 혈류량 측정기를 Fig. 16에 나타내었다.



(a)



(b)

그림 16. 체온 측정 및 혈류량 측정기: (a) 적외선 체온계, (b) 혈류량 측정기  
Fig. 16. Body temperature and blood flow meter: (a) Infrared thermometer (b) blood flow meter.

### 3.3 심박변이 신호 분석 방법

#### 3.3.1 시간영역 분석 방법

심전도 신호에서 추출된 HRV 신호를 분석하고자 할 경우 가장 간단한 방법 중 한 가지 방법은 시간영역에서 HRV 변화 양상을 분석하는 방법이다. 초기 연구에서는 심전도 신호의 RR 간격들의 평균이나 표준편차와 같은 통계적인 계산에 의해 구해진 파라미터들을 분석하였다. 대표적으로 널리 사용되었던 파라미터는 평균 심박수(mean heart rate, m\_HR)이며, 이 지표는 안정된 시간동안 간단한 계산에 의해 구할 수 있다. m\_HR을 제외한 다른 파라미터 즉, AVNN(average value of all normal to normal intervals), SDNN(standard deviation of all normal to normal intervals), STD\_HR(standard deviation of all normal to normal heart rate) 등은 심전도 신호의 R 과 정점을 정확하게 검출하여야만 산출할 수 있다[79],[104].

HRV 신호를 이용한 시간영역에서의 분석은 최소한 5분 이상의 심전도 신호를 획득하여 분석하며, 길게는 병원 또는 일상생활에서의 24 시간 동안 획득한 심전도 신호에서 잡음이 혼입되지 않은 안정된 구간을 추출하여 분석한다. 심장의 박동 대 박동 또는 단주기 동안의 HRV는 심박변이의 빠른 진동을 나타내며, 장주기 동안의 HRV는 느린 진동을 반영한다[79],[104]. HRV 신호를 시간영역에서 분석하기 위하여 적용한 파라미터들은 Table 5와 같다.

표 5. 시간 영역에서 HRV 신호 분석을 위한 적용한 파라미터들의 정의  
Table 5. Definition of the applying parameters for HRV analysis in time domain

Parameter	Definition of the parameters
AVNN (m_RRi)	average value of all normal to normal RR intervals
SDNN (STD_ RRi)	standard deviation of all normal to normal RR intervals
mean HR (m_HR)	mean heart rate
STD_HR	Standard deviation of heart rate values
RMSSD	the square root of the mean squared differences of successive normal to normal RR intervals

시간영역에서의 분석방법은 획득된 심전도 신호로부터 검출된 연속적인 RR 간격을 바로 적용하여 사용할 수 있기 때문에 비교적 결과를 간단히 산출할 수 있다. 그러나 정상적인 심전도에서의 m\_HR 또는 평균 RR 간격(AVNN)이 중요하고 연속적인 RR 내에서의 변동을 측정하는 여러 변수가 존재하며 심박변이의 길이에 의존적이기 때문에 동일한 길이의 심전도 데이터로 비교·분석하여야 한다[79],[104]. 일반적으로 사용되는 파라미터에서 측정구간 전체 시계열 HRV 신호들 중 정상 구간에 대한 평균과 표준편차를 나타내는 mean HR, AVRR, STD\_HR 그리고 SDNN을 사용하였다.

일정구간에서의 획득된 심전도 신호로부터의 정상적인 연속적인 RR 간격을 이용하여 SDNN을 구하는 식은 다음과 같다.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (13)$$

여기서,  $RR_i$ 는  $i$ 번째의  $RR$  간격의 값을 나타내고,  $N$ 은 연속적인 구간의 총  $R$  정점의 수를 나타낸다. 즉,  $SDNN$ 은 연속적인  $RR$  간격 내의 전체적인 심박동 변화를 반영한다.

시간영역에서  $HRV$  신호의  $RR$  간격 변화를 분석하기 위해  $RMSSD$ (Root Mean Square of Successive Difference) 파라미터를 사용하였다.  $RMSSD$ 는 연속적인  $RR$  간격들의 차이에 대한 평균제곱의 제곱근(square root of the mean squared)을 나타내며, 일반적으로 부교감 신경계의 활성화 지표로 사용된다[93].  $RMSSD$ 를 산출하는 식은 다음과 같으며 단위는  $ms$ 이다.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (D_i)^2} \quad (14)$$

여기서,  $D$ 는 각각의 이웃하는  $RR$  간격의 차를 나타내며, 아래와 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} D_1 &= RR_2 - RR_1 \\ D_2 &= RR_3 - RR_2 \\ &\vdots \\ D_{N-1} &= RR_N - RR_{N-1} \end{aligned} \quad (15)$$

여기서,  $N$ 은 전체  $RR$  간격의 수,  $n-1$ 은 간격 차의 수를 나타낸다.



### 3.3.2 주파수영역 분석 방법

HRV 신호를 이용한 주파수영역에서의 분석 기법은 1960년대 후반부터 적용되어 지금까지 널리 사용되고 있다[21],[105]. 시간영역에서의 분석과 비교하여 주파수영역에서의 분석의 가장 큰 장점은 신호에 포함된 특정한 주파수 성분들에 대한 분석이 가능하고 스펙트럼 분석에 대한 효율적인 계산과 합리적인 결과를 얻을 수 있다. 또한, 전력스펙트럼밀도(power spectral density, PSD)는 신호에 포함된 전력이 특정한 주파수에서 어떠한 전력 밀도의 분포를 가지는지를 나타내는 것으로 PSD 분석은 주파수의 함수로서 신호의 주파수 분산에 대한 기본적인 정보를 제공하여 독립적인 방식의 수학적 알고리즘을 적용할 수 있다. 신호  $x(t)$ 에 대한 시간 자기 상관함수를  $R_{xx}(\tau)$ 라 하면 위너-킨친(Wiener-Khinchine) 정리를 이용하여 PSD를 구하게 된다.

$$S_x(f) = \mathcal{F}[R_{xx}(\tau)] = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{|X(f)|^2}{T} \quad (16)$$

여기서,  $|X_T(f)|^2$ 은 에너지 신호  $x_T(t)$ 의 에너지 밀도 스펙트럼이다.

따라서, 신호  $x(t)$ 의 평균전력은 식(17)에 의해 산출된다.

$$P_{avg} = \int_{-\infty}^{\infty} S_x(f) df \quad (17)$$

그러나 두 개 이상의 신호의 스펙트럼 응답을 구별할 수 있는 능력 즉, 주

파수 분해능의 제한으로 성능에 한계가 있다[24],[106],[107]. 주파수영역에서의 분석은 시계열에서의 HRV 신호를 다른 진폭과 주파수의 복소함수의 합으로 연속된 RR 간격의 서열을 분해하는 방법을 사용한다. 이를 위하여 고속푸리에 변환(Fast Fourier Transform, FFT) 방법이나 자기회귀적(autoregressive, AR) 모델 등이 적용된다[106]. HRV 신호의 시간영역에서의 분석과 달리 처리되어야 할 데이터의 양과 과정이 많으나 최근 마이크로프로세서의 기술의 발전으로 실시간으로 주파수영역에서의 계산이 가능하게 되었다[108].

HRV 신호의 주파수영역에서의 PSD는 주파수에 따른 자율신경계의 활동 관계를 나타낸 것으로 극저주파(Very Low Frequency, VLF) 성분, 저주파(Low Frequency, LF) 성분, 고주파(High Frequency, HF) 성분 그리고 LF/HF의 비(Ratio of LF and HF) 등의 주요 스펙트럼 성분은 2 ~ 5 분간의 심전도 신호의 기록에서 계산되어 파라미터로 이용되고 있으며, 이러한 스펙트럼의 변화는 교감신경과 부교감신경의 자율신경계의 활동도, 호흡의 조절, 체온의 조절, 혈압의 조절 그리고 교감신경과 부교감신경의 자율신경계의 활동도 등의 생리적 요인에 의해 영향을 나타낸다[108],[109].

시간영역에서의 HRV 신호를 FFT 방법을 적용하면 주파수영역에서의 각 주파수 대역별 PSD의 분포 특성을 알 수 있다. HRV 신호의 주파수영역 분석의 파라미터와 관계되는 인체의 기관이나 신경계를 Table 6에 나타내었고 주파수 영역에서의 구분은 Fig. 17에 나타내었다.

주파수 영역에서 HRV 신호의 분석은 Table 6에서와 같이 VLF, VF 그리고 LF 등 크게 3가지 영역으로 구분하여 정량화할 수 있다. VLF 영역은 0.0033 ~ 0.04 Hz의 주파수 대역으로 체온 조절계, Renin-angiotensin system, 호르몬의 활동 등에 영향을 나타내고 있고 LF 파라미터는 영역은 0.04 ~

0.15 Hz의 주파수 대역으로 교감신경계, 압수용기(baroreceptor), 혈관운동(vasomotor) 등의 영향을 나타내고 있으며 특히, 저주파 영역의 피크는 교감신경 및 부교감신경의 활동변화와 관련되어 정신적인 부하 등에 의해 피크가 증가하는 혈압성 변동을 나타낸다. HF 영역은 0.15 ~ 0.4 Hz의 주파수 대역으로 주로 부교감신경계와 호흡계(respiratory system) 및 반사계(reflex system) 등의 영향을 나타내고 있으며 부교감신경의 활동변화에 따라 긴장하면 피크가 감소하는 경향이 나타나고 긴장을 풀면 증가하는 호흡성 변동을 나타낸다. 그리고 LF/HF 파라미터는 LF의 교감신경계와 HF의 부교감신경계의 자율균형(automatic balance) 상태를 평가하기 위해 주로 사용된다[110],[111].

표 6. HRV 신호의 주파수영역 분석 파라미터들과 유관한 신경계  
Table 6. The relevant nervous system associated with the frequency domain analysis of HRV signal

Range Frequency	frequency range	Relevant nervous system
VLF	0.0033 ~ 0.04Hz	Renin-angiotensin system, Thermo regulatory system, Vasomotor center
LF	0.04 ~ 0.15Hz	Sympathetic nervous system, Parasympathetic nervous system, Baroreflex center, Blood pressure regulatory system
HF	0.15~0.4Hz	Parasympathetic nervous system Respiratory center
LF/HF	Automatic balance	Autonomic Balance of the sympathetic and the parasympathetic nervous system

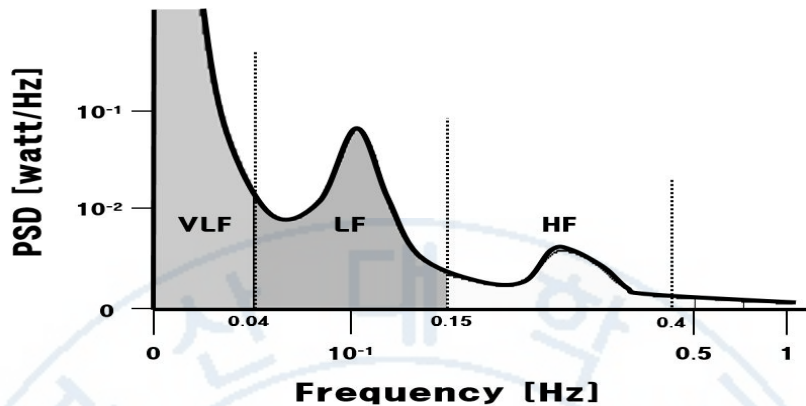


그림 17. 주파수 영역 구분의 예

Fig. 17. Examples of division for the frequency.

AR 모델을 근거로 한 HRV 신호의 파워스펙트럼 해석은 비침습적으로 자율신경의 영향을 정량화하는데 폭넓게 사용되고 있다. 이는 추정 결과가 처리되는 데이터의 수에 의존하지 않고 FFT를 이용한 방법보다 파워스펙트럼의 모양이 매끄러우며 HRV 신호의 평가 파라미터로 다루기 쉽기 때문이다[112], [113]. 그러나 AR 모델을 이용하여 우수한 분해능을 얻기 위해서는 모델의 차수 선택을 정확하게 설정하여야만 한다. 만약, 모델의 차수 설정이 너무 클 경우에는 피크가 나타나는 잡음성분이 포함되고, 모델의 차수 설정이 너무 적을 경우에는 스펙트럼 패턴이 평탄하여 중요한 특징을 나타내지 않는 경우가 발생한다. 특히, 짧은 시간동안의 데이터를 처리하는 HRV 신호와 같이 데이터 수가 적을 경우에는 모델 차수의 선정에 따라 분해능에 영향을 많이 받아 분석이 어려울 경우가 발생하기도 한다[112]-[115].

획득된 심전도로부터 추출된 HRV 신호를 분석하기 위해 AR 모델의 전력 스펙트럼밀도를 추정하는 방법은 다음과 같다. AR 모델은 현재의 출력은 현

재의 입력과 과거의 출력에 의해 결정되는 방법으로 시계열  $\{x(n)\}$ 에 대하여 이전의  $p$ 점의 값  $x_{n-1}, \dots, x_{n-p}$ 으로 현재 값  $x_n$ 을 예측한다[113]. AR 시계열 모델은 식 (18)과 같이 나타낼 수 있다.

$$x_n = \sum_{k=1}^p a_k x_{n-k} + e_n \quad (18)$$

여기서,  $a_k$ 는 AR의 계수이고,  $e_n$ 은 예측오차이다.

Burg 알고리즘은 선형예측이론과 최대 엔트로피 스펙트럼 추정 사이의 관계를 나타낸 것으로 전방과 후방의 선형예측 오차 에너지의 합을 사용하여 제한된 최소자승 방법으로 AR 모델 계수와 분산을 추정하고, 자기상관 함수를 사용하지 않으므로 계산이 단순하다. 또한 자기상관함수를 사용하지 않고 AR 계수  $a_k$ 를 구할 수 있으므로 HRV 신호와 같은 짧은 구간에서의 전력스펙트럼 해석에 유용하다[111],[116]. Burg 알고리즘으로부터 구한 AR 파라미터  $\{a_{11}, a_{22}, \dots, a_{pp}, \sigma_p^2\}$ 를 식 (19)에 대입하여 AR 모델의 PSD를 추정할 수 있다.

$$P_{AR}(f) = \frac{\sigma_p'^2 \cdot \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_{pk} e^{-i2\pi f_j} \right|^2} \quad (19)$$

여기서,  $\sigma_p^2$ 은 예측오차의 전력을 나타내고  $a_{pk}$ 는 Burg 알고리즘으로부터 구한 AR 계수를 나타내며  $p$ 는 AR 모델 차수를 나타낸다.



### 3.3.3 추세제거 변동 분석 방법

시계열의 신호를 분석하는 방법 중 하나인 자기상관함수(autocorrelation function)는 한 시점의 신호와 다른 시점의 신호와의 상관성을 나타내는 함수로서 시계열에서 서로 다른 시점의 신호들 사이의 관련성을 정량화하는 방법으로 사용되어지고 있다. 그러나 생체신호와 같이 외부에 의한 잡음에 민감하고 비정상성 상태(non-stationary state)에 있으며 지속 시간을 알 수 없는 서로 다른 경향을 나타낸다면 일반적인 자기상관함수를 사용하는 것이 바람직하지 않다. 즉, 시간의 흐름에 따라 획득하는 심전도 신호는 시계열 데이터로써 일정시간에 생체로부터 획득된 신호이다. 심전도의 특성상 잡음의 크기를 가정할 수 없고 분석에 따른 시간의 제약으로 인하여 장시간 분석이 어려워 불편 값들을 계산하여 그 시계열의 특성을 분석하는 것은 힘들다. 그러나 이러한 시간에 대한 특성을 분석하고자 시계열 HRV 신호에서 장주기(long-term)적 상관성에 대한 연구가 수행되고 있으며 이는 시간의 변화에 따른 시계열의 변동을 측정하여 프랙탈(fractal) 구조를 규명한다. 즉, 상관차원분석을 위해서는 많은 양의 데이터를 축적하여야 하고 적절한 신호대 잡음비를 유지하여야 하지만 다양한 변화를 나타내는 생체신호 시계열 데이터로서는 조건을 만족시키기 어려운 상황이므로 시계열의 생체신호가 비항정상상태에 있어도 적용이 가능한 추세제거 변동 분석(Detrended Fluctuation Analysis, DFA) 방법이 사용되고 있다[35],[117],[118]. 또한, DFA는 심장 박동의 역학[119],[120], 신경 세포의 돌기[33], 인간의 걸음걸이[121], 장시간의 날씨에 대한 기록[122], 구름의 구조[123], 경제 시계열[124],[125], 고체 물리학[126] 등의 분야에서 연구되고

있다.

DFA는 스케일링 지수 분석법(scaling exponent analysis method)으로써 시계에 따른 시계열 변동의 크기를 외부 요인 등에 의해 야기된 경향성을 제거하여 스케일링 지수를 정량화함으로써 비교적 쉽게 신호에 내포된 상관특성을 구할 수 있다[127],[128].

자기회귀 모델이나 FFT를 이용하여 상관성을 분석하는 방법은 생체신호와 같이 비항정상태의 시계열 데이터에는 적합하지 않다. 그러나, DFA 방법은 비항정상태의 시계열 HRV 신호에 내포되어 있는 장주기적 상관성 분석과 잡음과 구별되는 상관특성의 분석에 적합하다[79],[129]. DFA 알고리즘은 무작위 걸음 운동의 평균제곱근(root-mean-square, RMS) 분석 방법을 수정한 방법으로 전처리과정을 수행하지 않고 시계열의 RR 간격으로부터 구할 수 있는 장점이 있다. 시계열 RR 간격의 데이터로부터 DFA를 산출하는 과정은 다음과 같다[130].

첫 번째로, 전체 데이터의 길이  $i = 1, 2, \dots, N$  인  $RR(k)$  데이터를 각각 식 (20)의 평균과의 식 (21)와 같이 차를 적분한다.

$$RR_{avg.} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N RR(k) \quad (20)$$

$$y(i) = \sum_{k=1}^i [RR(k) - RR_{avg.}] \quad (21)$$

여기서,  $y(i)$ 는  $i$  개의 RR 간격  $RR(k)$ 와 RR 간격의 평균  $RR_{avg.}$ 의 차를 적분

값으로 각각의 RR 간격에서 평균  $RR_{avg.}$ 을 빼는 것은 계산과정에서 디트랜딩에 의해 제거될 수 있기 때문이다.

두 번째로, 시계열 데이터의 길이  $N$ 이 창 크기  $t$ 의 정수배가 아니기 때문에 데이터의 끝부분이 남아 동일한 창 크기로 겹치지 않기 위해 식 (22)와 같이 적분된 시계열  $y(i)$ 를 나눈다.

$$N_t = \int \left( \frac{N}{t} \right) \quad (22)$$

그리고 남은 데이터의 끝부분도 포함시키기 위해 위와 동일한 방법으로 데이터의 끝부분부터 반대방향으로 반복하여  $2L_t$  개의 모든 창을 얻는다.

세 번째로, 길이가  $t$ 인  $2L_t$  개의 창에 대하여 최소 자승법에 의해 식 (23)과 같이 각 데이터에 대한 선형 추세를 계산한다.

$$F_t^2(\nu) = \frac{1}{t} \sum_{i=1}^t [y(\nu-1)t+i - y_\nu(i)]^2 \quad (23)$$

여기서,  $y_\nu(i)$ 는  $\nu$ 의 다항식을 나타내고, 특정 창을  $\nu = 1, \dots, N_t$ 라 한다. 각 창에 대한 추세는 DFA1, DFA2, DFA3 등의 1차, 2차, 3차 이상의 고차 다항식 맞춤을 수행할 수 있다.

네 번째로 모든 창에 대한 변동의 평균을 식 (24)로 산출한다.

$$F_t = [\frac{1}{2N_t} \sum_{\nu=1}^{2N_t} F_t^2(\nu)]^{1/2} \quad (24)$$

창의 크기가 늘어나면, 창 내부의 변이 값이 증가하고 작은 창의 변이는 큰 창의 변이와 자기 유사성을 가지기 때문에 멱함수의 관계가 성립한다. 따라서, 식 (25)와 같이 변이 값은 축척지수에 의해 정량화 될 수 있다.

$$\alpha = \frac{\log_{10} F(t)}{\log_{10} t} \quad (25)$$

여기서, 기울기  $\alpha$  값이 1이면  $1/f$  잡음이고, 0.5는 백색잡음 (white noise) 그리고 1.5는 Brownian 잡음에 가까운 신호라고 알려져 있다.

본 연구에서는 탈경향 변동 분석의 창의 크기에 따라 일정한 문턱 시간 크기를 기준으로 짧은 주기와 긴 주기의 상관성으로 구분하여 각각의 구간에 대한 기울기 값을 각각  $\alpha_1$ 과  $\alpha_2$ 로 계산하여 정량화하였다.

### 3.3.4 비선형 복잡도 분석 방법

비선형의 동적 분석은 생물학적 시스템을 이해하기에 좋은 방법 중 하나로 임상 심장 혈관 연구에 적용되고 있다[28]. 이러한 비선형 동적 분석인 엔트로피(Entropy) 방법은 불규칙성 또는 무작위성을 정량화하는 방법으로 근사 엔트로피(Approximate Entropy, ApEn), 표본 엔트로피(Sample Entropy, SampEn), 재규격화 엔트로피(Renormalized Entropy), 이진 엔트로피(Binary Entropy), 조건 엔트로피(Conditional Entropy), 최대 엔트로피(Maximal Entropy Principle, MEP) 등이 사용되고 있다[26],[28],[29],[131]–[136]. 그 중 ApEn 방법과 SampEn 방법을 사용하여 다양한 동적 변화 양상을 나타내는 시계열 신호의 비선형 복잡도를 분석하고 있다.

표본 엔트로피는 기준점을 제외하고 계산하기 때문에 근사 엔트로피 알고리즘보다 간단하고, 계산시간도 짧은 특징을 가지고 있다. 그리고, 근사 엔트로피와 달리 데이터의 길이에 독립적이고, 상대적 일관성을 지니는 계산 결과를 나타낸다[28],[29].

심전도 신호로부터 추출된  $N$  개의 RR 간격 시계열을  $u(1), u(2), \dots, u(N)$ 를 표준 엔트로피로 산출하는 과정은 다음과 같다[26],[137].

RR 간격 시계열을 길이  $m$  벡터로 나타내면  $x(1), x(2), \dots, x(N-m+1)$ 으로 표현되며 식 (26)과 같이 매립할 수 있다. 벡터 사이의 거리가 해당 요소간의 최대의 절대 차이로 정의된다.

$$x(i) = u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1) \quad (26)$$



여기서,  $m$ 은 매립차원을 나타내고는  $i$ 는  $1 \leq i \leq N-m+1$ 으로  $N$ 은 RR 간격의 수를 나타낸다.

또한, 기준점  $i$  각각에 대한  $r$  내에 있는 매립된 점의 밀도는 식 (27)과 같이 나타낼 수 있다.

$$C_i^m(r) = \frac{\text{number of } \{j\} \text{ such that } d[x(i), x(j)] \leq r}{N-m+1} \quad (27)$$

여기서, 기준반경  $r$ 을 상태공간의 반경 0에서 1사이로 규격화(normalize)하면  $1/r$ 을 등분하는 크기로 정의 하였다.

상태공간에 매립된 임의의 벡터 점들을 각각  $x(i)$ ,  $x(j)$ 라 하고, 이 두 점 사이의 maximum norm을 다음의 식 (28)과 같이 나타낼 수 있다.

$$d[x(i), x(j)] = \max_{k=1,2,\dots,m} (|u(i+k-1) - u(j+k-1)|) \quad (28)$$

따라서,  $C_i^m(r)$ 의 log 값의 평균을 정의하면 식 (29)와 같이 나타낼 수 있다.

$$C^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} C_i^m(r) \quad (29)$$

또한, 상관차원  $\beta_m$ 은 식 (30)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\beta_m = \lim_{r \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{\log C^m(r)}{\log r} \quad (30)$$

표준 엔트로피는  $C^m(r)$ 과  $C^{m+1}(r)$ 의 차이로 식 (31) 또는 식 (32)와 같이 나타낼 수 있다.

$$SampEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [C^m(r) - C^{m+1}(r)] \quad (31)$$

$$SampEn(m, r, N) = C^m(r) - C^{m+1}(r) \quad (32)$$

일반적으로 시계열의 HRV 신호에 관한 연구 결과에서는 시계열 HRV 신호의 표준편차의 약 15%, 20% 크기로 설정하도록 제안되었다[138]. 데이터 전처리에 따라 표준 엔트로피의 분포가 급격하게 달라지기 때문에 사전에 데이터의 특성에 맞는 적당한 필터인자를 결정하여야 한다.

본 연구에서는 매립차원  $m$ 은 2, 그리고 표준편차는 20%( $r = 0.2 SDNN$ )로 구분하여 표준 엔트로피를 산출하였다.

근사 엔트로피는 표준 엔트로피와 달리 기준 거리 내에 있는 데이터의 수에 대한 정보를 이용하기 때문에 기준 이내의 잡음 크기에 대하여 결과에 영향을 받지 않는다. 즉,  $m$ 차원에 매립된 상태 벡터 점들이  $m+1$  차원에서 얼마만큼 벗어나는 정도를  $\log$  값으로 나타낸 값으로 RR 간격의 시계열이 규칙적이고 결정론적인 경우의 근사 엔트로피는 작은 값을 가지나, 불규칙적인 경우 근사 엔트로피는 큰 값을 가지게 된다.

1983년 Grasberger와 Procaccia는 시계열 데이터로부터 속도를 계산하기 위해 E-R 엔트로피와 동기된 수식을 개발하였으며, 이는 시계열 데이터를 사용하기 위한 중요한 엔트로피로 사용되어지고 있다. 따라서, 식 (18)을 E-R 엔트로피를 적용하여  $C_i^m(r)$ 의  $\log$  값의 평균을  $\Phi^m(r)$ 이라 하면 식 (33)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{j=1}^{N-m+1} \ln C_j^m(r) \quad (33)$$

따라서, 근사 엔트로피는 차원에 따른  $\Phi^m(r)$ 의 차이로 식 (34) 또는 (35)와 같이 정의된다.

$$ApEn(m, r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\Phi_m(r) - \Phi^{m+1}(r)] \quad (34)$$

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (35)$$

결과적으로 근사 엔트로피는 데이터의 길이에 매우 의존적으로 데이터의 길이가 짧을 경우 이론 값과 산출 값의 오차가 크게 발생한다. 근사 엔트로피는 끌개분포의 규칙성과 불규칙성을 측정하는 양을 나타낸다.

본 연구에서는 표준 엔트로피와 동일하게 매립차원  $m$ 은 2, 그리고 표준편차는 20%( $r = 0.2 SDNN$ )로 구분하여 근사 엔트로피를 산출하였다.

### 3.3.5 심박변이 신호의 통계처리

시계열 HRV 신호의 통계적 유의성을 계산하기 위하여 SPSS 10.0(SPSS, Chicago, IL) 통계 프로그램을 사용해서 통계처리 하였다. Independent t-test를 이용해서 비교되는 두 군의 사이의 p-value 값을 계산하여 0.05 이하인 경우를 통계적으로 유의한 결과로 고려하였다. 또한 각 비교군들에 대해 분석치들의 상관성을 정량적으로 비교하기 위해 Bivariate correlation analysis를 이용하여 각 분석치들에 대한 상관계수를 계산하였다. 이 경우에도 p-value 값을 계산하여 95% 신뢰도 범위에서  $p < 0.05$  이하인 경우에 통계적으로 유의한 결과로 고려하였다.

## IV. 실험 결과 및 고찰

### 4.1 실험 결과 분석 방법

본 연구에서는 상기 3 장에서 언급한 방법에 의해 획득한 생체 활력징후 신호들을 분석하기 위하여 아래와 같은 세 가지 분석 방법을 제시하였다.

첫째, 분석 프로토콜 1에서는 황토볼 매트 단계별 온도변화에 따른 실험 대상자들 파라미터들 각각의 분포 양상과 선형성을 분석하여 각 실험 대상자들의 파라미터에 대한 유의성을 검토하였다. 그리고 선형성을 검증하기 위하여 선형추이(linear trend) 방법인 R-square와 independent plot 방식을 적용하였다.

둘째, 분석 프로토콜 2에서는 황토볼 매트의 온도변화 단계별 실험 대상자 전체에 대한 파라미터들 각각의 평균치 분포 양상을 분석하였다. 즉 단계별 온도변화에 따른 전체 실험 대상자 10명의 파라미터별 평균을 구하여 변화 양상을 분석한 후 유의성을 검토하였다. 그리고 선형성을 검증하기 위하여 선형추이 방법인 R-square와 independent plot 방식을 적용하였다.

셋째, 분석 프로토콜 3에서는 실험 전(experimental step 1, S1) 단계와 실험 후(experimental step 10, S2) 단계로 구분한 후 실험 대상자 전체에 대한 S1과 S2에서 각각의 파라미터들의 평균치 변이 양상을 분석하고 유의성을 검토하였다. 그리고 선형성을 검증하기 위하여 선형추이 방법인 R-square와 independent plot 방식을 적용하였다.



## 4.2 심전도 신호 분석

본 연구에서는 실험 대상군들로부터 획득한 심전도 신호를 상기 2.4.3절의 방법을 적용하여 시계열 HRV 신호를 재구성하였다. 재구성된 HRV 신호를 2.4.4절부터 2.4.5절까지에서 언급한 전처리과정을 거친 후 시간영역 분석, 주파수영역 분석, 추세제거 변동 분석, 비선형 복잡도 분석 기법을 적용하여 HRV 신호 분석 파라미터들을 추출하였다. 추출된 HRV 신호 분석 파라미터들은 상기 3.2절에서 언급한 황토볼 매트 단계별 온도변화에 따른 파라미터들이며, 파라미터들 각각의 변이 양상을 관찰하였다.

### 4.2.1 시간영역 분석

HRV 신호를 분석하기 위하여 추출한 파라미터는 심박변이 신호의 평균 시간간격(mean RR interval,  $m\_RR_i$ )과 심박변이 신호의 시간간격의 표준편차(standard deviation of RR interval,  $STD\_RR_i$ ), 심박변이 신호의 평균 심박수(mean heart rate,  $m\_HR$ )과 심박변이 신호의 심박수의 표준편차(standard deviation of heart rate,  $STD\_HR$ ) 그리고 심박변이 신호의 시간간격의 제곱근 평균(root mean square of the successive difference,  $RMSSD$ ) 등이다. 추출한 파라미터들을 분석하기 위하여 온도변화 단계를  $i(1 \sim 10)$ , 실험 대상군을  $j(1 \sim 10)$ 로 표기하였다. 참고로 실험 대상자 10명에 대한 단계별 온도변화에 따른 평균 심박변이 신호의 평균  $m\_RR_{ij}$ 로 표기하고  $m\_RR_{19}$ 는 9 번째

실험 대상자의 온도변화 1 단계에서의 심박변이 신호의 시간간격의 평균을 의미한다.

본 연구에서는 상기에서 언급한 파라미터들이 황토볼 매트 온도변화에 따라 변화하는 양상을 관찰한 결과는 아래와 같다.

첫 번째, 분석 프로토콜 1에서 황토볼 매트의 단계별 온도변화에 따른 심박변이 신호의 평균 시간간격( $m\_RRi$ )과 표준편차( $STD\_RRi$ )의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 7에 나타내었다. Table 7에서 분석 프로토콜 1에 따른 각 실험 대상자마다  $m\_RRi$  값이 지속적인 감소 또는 감소와 증가를 반복하는 양상을 관찰할 수 있었다. 그리고 각 단계별로 발생하는 심박변이 신호의 시간간격의 표준편차( $STD\_RRi$ )의 범위가 너무 넓어서 단계별 온도변화에 따른 평균 시간간격이 서로 겹쳐서 나타나는 현상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상은 생체 내의 온도 조절 메커니즘이 Table 6의 VLF 파라미터와 관련이 있기 때문이라 생각된다. VLF 파라미터의 주파수 범위가 0.0033 ~ 0.04 Hz이기 때문에 이를 시간영역으로 변환하면 0.0033 Hz인 경우 303초, 0.04 Hz인 경우에는 25초에 인체 내의 온도조절계(thermo regulatory system)의 반응에 따라  $m\_RRi$ 가 변화하게 된다.

본 연구에서는 실험 전 5분 (1 단계)과 실험 후 5분 (10단계)으로 구분한 후 실험 중에는 10분 단위로 황토볼 매트의 온도를 조절하였고 온도를 조절한 10분을 5분씩 구분하여 온도변화 단계를 구분하였으므로 Table 6의 LF 파라미터의 주파수 범위 이내 또는 이외에 포함될 수 있기 때문에 온도변화 각 단계별 심박변이 신호의 평균 시간간격( $m\_RRi$ )의 변별력은 저하되는 현상이 발생되었다고 판단된다. 즉 황토볼 매트의 원적외선의 온열 효과는 약물이나 외부의 충격과 같은 급격한 자극과 달리 생체 내에서 서서히 변화하는 요인으로

작용하기 때문에 온도변화 각 단계별  $m\_RRi$ 의 변별력이 저하되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석 결과에서는 황토볼 매트에 의한 원적외선 방사 효과로 인하여  $m\_RR_{ij}$ 가 감소하는 양상을 관찰할 수 있었다. 여기서,  $m\_RR_{ij}$ 는 전체 실험 대상자 10명에 대한 단계별 온도변화에 따른  $m\_RRi$ 의 평균 $[(object\_01\_m\_RRi + object\_02\_m\_RRi + \dots + object\_10\_m\_RRi)/10]$ 을 의미한다. 그러나  $m\_RR_{ij}$ 의 표준편차인  $STD\_RR_{ij}$ 의 평균( $m\_STD\_RR_{ij}$ )이 넓게 분포되어 온도변화 단계별  $m\_RR_{ij}$ 의 변별력은 저하되었다.

분석 프로토콜 3에 따른 분석결과를 Fig. 18에 나타내었으며 평균 시간간격( $m\_RRi$ )과 시간간격의 표준편차( $m\_STD\_RRi$ ) 파라미터는 실험 전 단계인 S1보다 실험 후 단계인 S2에서 50 ms 이상 적게 나타났지만 표준편차가 크게 발생하였다. 즉 S1 단계( $855.62 \pm 59.45$ )와 S2 단계( $804.68 \pm 57.33$ )가 겹치는 양상을 관찰할 수 있었다( $p > 0.05$ ). 따라서 시간간격의 평균을 나타내는 파라미터  $m\_RRi$ 는 심박변이 분석용 파라미터로 적용할 수 없음을 알 수 있었다.

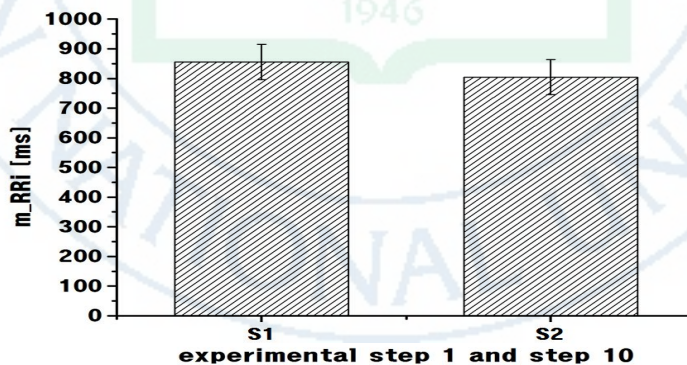


그림 18. 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균 시간간격( $m\_RRi$ )과 시간간격의 표준편차( $m\_STD\_RRi$ )의 변화 추이

Fig. 18. The changing trends of the  $m\_RRi$  and  $m\_STD\_RRi$  of ten experimental subjects according to the before and after experiment.

표 7. 시간영역에서 단계별 온도변화에 따른 HRV 신호의 평균 시간간격 (m\_RRi)과 표준편차(STD\_RRi)의 분포 양상

Table 7. A distribution aspect of the m\_RRi and STD\_RRi of HRV in time domain according to the step-by-step temperature change when step is ten

	Mean and STD of RRi									
	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	942.47 ±42.26	896.66 ±42.80	890.72 ±50.88	860.33 ±48.93	862.57 ±45.11	845.45 ±57.86	830.41 ±56.14	823.63 ±57.01	835.1 ±52.42	826.36 ±49.98
Object_02	814.43 ±44.19	811.03 ±44.91	810.62 ±44.50	812.01 ±50.71	808.82 ±51.22	804.64 ±49.29	790.03 ±50.03	772.91 ±44.87	754.56 ±38.33	749.37 ±41.96
Object_03	844.70 ±33.95	839.72 ±34.80	831.46 ±43.15	822.59 ±43.95	828.48 ±49.77	819.84 ±52.62	817.89 ±39.27	813.38 ±34.37	813.69 ±32.82	794.07 ±33.75
Object_04	842.72 ±45.04	843.41 ±41.42	834.80 ±53.82	829.85 ±49.45	831.07 ±46.97	825.44 ±51.09	816.18 ±47.62	805.71 ±43.91	803.01 ±53.39	796.33 ±34.51
Object_05	840.41 ±36.74	835.58 ±36.60	838.72 ±40.91	845.09 ±34.21	844.28 ±37.04	839.90 ±36.48	833.64 ±39.06	840.10 ±36.41	844.04 ±48.89	835.65 ±46.60
Object_06	837.77 ±31.40	878.70 ±40.42	854.83 ±62.55	837.03 ±56.66	762.43 ±29.76	771.21 ±32.75	769.03 ±32.16	756.12 ±32.36	765.60 ±35.54	757.68 ±31.38
Object_07	976.83 ±32.55	984.32 ±44.92	989.55 ±34.16	975.92 ±39.84	971.48 ±44.94	978.36 ±46.04	963.07 ±52.20	962.68 ±38.73	949.03 ±44.83	949.00 ±48.01
Object_08	774.75 ±20.20	785.21 ±31.81	783.86 ±23.46	783.00 ±29.68	794.43 ±25.12	800.59 ±33.22	802.46 ±32.22	779.34 ±33.79	736.59 ±49.48	756.42 ±63.93
Object_09	834.71 ±48.31	810.94 ±47.44	825.27 ±43.90	798.62 ±43.79	785.74 ±43.18	797.54 ±42.19	778.00 ±43.02	767.87 ±43.82	767.91 ±46.62	766.72 ±43.40
Object_10	847.45 ±27.17	836.86 ±43.04	828.74 ±41.25	842.37 ±31.82	832.26 ±34.10	828.44 ±37.10	823.21 ±30.90	816.71 ±25.98	819.35 ±26.25	815.17 ±30.02



두 번째, HRV 신호의 m\_HR과 STD\_HR의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 8에 나타내었다. Table 8에서 분석 프로토콜 1에 따른 각 실험 대상자마다 m\_HR 값이 지속적인 증가 또는 증가와 감소를 반복하는 양상을 관찰할 수 있었다. 그리고 각 단계별로 발생하는 HRV 신호의 STD\_HR의 범위가 약간 넓어서 단계별 온도변화에 따른 m\_HR이 서로 겹치는 현상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상이 발생하는 이유는 다음과 같다. 일반적으로 HR은 1분당 심장의 박동수를 의미하며 심전도 신호의 R 정점 사이의 시간간격의 수를 60초로 나누어(60초/RR 간격의 수) 산출한다. 심박수는 ANS에서 교감신경계의 영향을 받으면 심박수가 상승하며 부교감신경계의 영향을 받으면 심박수가 감소하게 된다. 그리고 깊은 호흡(deep respiration)을 할 경우에는 폐 용적(pulmonary capacity)이 증가하며 이에 따라 흉곽(thorax) 내의 공기(air gap)이 커져서 삼차원 볼륨 도체(three dimension volume conductor)로 형성된 인체의 임피던스(impedance)가 증가하기 때문에 심전도의 R 정점의 진폭이 적어짐에 따라 심박수가 증가하는 양상을 나타낸다. 반면에 얇은 호흡(swallow respiration)을 할 경우에는 깊은 호흡과 반대의 기전이 작용하여 된다. 또한, 상기의 HRV 신호의 m\_RRi와 같이 Table 6의 HF 파라미터와 관련되어 HRV 신호의 m\_HR는 HRV m\_RRi와 반비례 관계가 성립하기 때문에 인체 내의 온도 조절계의 반응에 따라 m\_HR이 변화하게 된다. 상기에서 언급한 기전에 의해 황토볼 매트 온도변화 단계별 HRV 신호의 m\_HR의 변별력은 약간 저하되는 현상이 발생하게 되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 황토볼 매트에 의한 원적외선 방사 효과로 인하여 실험 대상자 전체의 단계별 온도변화에 따른 m\_HRi가 비교적 선형적으로 증가하는 양상을 관찰할 수 있었다. 그러나 m\_HRi의 표준편차의



평균인  $m\_STD\_HRi$ 가 넓어서 온도변화 단계별  $m\_HRi$ 의 변별력은 거의 없었  
 을 관찰하였다. 그리고 실험 대상자 전체의 단계별 온도변화에 따른  
 $m\_RMSSDi$ 가 증가 및 감소 또는 감소 및 증가 하는 양상을 관찰할 수 있었  
 으며,  $m\_RMSSD$ 의 표준편차가 너무 넓기 때문에 온도변화 단계별  
 $m\_RMSSDi$ 의 변별력은 거의 없었다. 또한 실험 대상자들의 RMSSD 선형추  
 이에서 추세선으로부터 크게 벗어나는 값들이 존재하여 황토볼 매트  
 의 영향을 관찰하는 프로토콜로는 부적합함을 알 수 있었다. 그러나 각  
 실험 대상자 마다 다음과 같은 공통적인 양상을 관찰할 수 있었다. 먼저,  
 온도변화 1 단계(실험 전 5분)에서 2 단계(온도를 40℃로 가열 후 5분)  
 까지는 전체 실험 대상자의 RMSSD가 감소하였다. 이러한 현상은 온  
 도변화 1 단계인 상온에서는 호흡도 일정하게 유지하고 자율신경계  
 가 균형 상태를 유지하였으나, 온도변화 2 단계에서는 황토볼 매  
 트에 의해 방사되는 원적외선의 심달력에 의해 혈관이 확장되어  
 혈류속도가 증가하므로 심박동율인 HR이 증가하여 HRV 신호의  
 시간간격은 짧아지는 현상에 의해 나타난 결과라고 판단된다. 다  
 음으로, 온도변화 4 단계와 5 단계(온도를 45℃로 가열한 후 10  
 분 동안)에서는 RMSSD가 증가하는 현상이 발생되었다. 이러한  
 현상은 부교감신경계의 활성화도 억제 작용이 교감신경계 활  
 성도 억제 작용보다 증가하여 부교감신경계 활성화도가 증가함  
 에 따라 심박신호의 시간간격의 차이가 증가함에 의해 나타난  
 결과라고 판단된다. 다음으로, 온도변화 6 단계와 7 단계 (온  
 도를 50℃로 가열 후 10분 동안)에서 7 단계까지는 RMSSD가  
 감소하는 현상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상은 황토볼 매  
 트에 의해 인체에 인가되는 온도가 증가함에 따라 부교감신  
 경계의 활성화도 억제 작용이 교감신경계 활성화도 억제 작  
 용보다 감소하여 교감신경계 활성화도가 증가 현상에 의한  
 결과이라고 판단된다. 그리고 온도가 체열

에 비해 상대적으로 높기 때문에 호흡율이 증가하여 심전도의 R파의 진폭이 감소하고 정맥환류(venous return)의 증가에 의해 HR가 증가함에 의해 심전도 신호의 시간간격의 차이가 감소하는 현상에 의한 결과이라고 판단된다. 다음으로, 온도변화 1 단계에 비해 온도변화 10 단계에서 RMSSD가 상당히 많이 감소하는 양상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상은 상기에서 언급한 부교감신경계의 활성화도 억제 작용과 온열에 의한 호흡수 증가 현상에 의해 나타난 결과이라고 판단된다.

분석 프로토콜 3에 따른 m\_HR과 m\_STD\_HR의 분석 결과를 Fig. 19에 나타내었다. Fig. 19에서 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 분당 약 5 회 증가하는 양상이 관찰되었고, 이는 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타냄을 관찰할 수 있었다( $p < 0.05$ ). 즉 S1 단계( $70.55 \pm 4.63$ )와 S2 단계( $75.12 \pm 5.10$ )는 구별되며 황토볼 매트 사용으로 심박수가 증가하는 결과를 나타내었다. 따라서 m\_HR은 심박변이 분석용 파라미터로 적용이 가능함을 알 수 있었다.

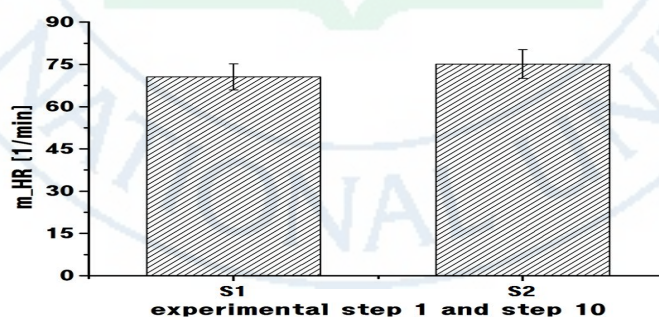


그림 19. 실험 전 · 후 실험 대상자 10명의 평균 심박수(m\_HR)과 심박수의 표준편차(m\_STD\_HR)의 변화 추이

Fig. 19. The changing trends of the m\_HR and m\_STD\_HR of ten experimental subjects according to the before and after experiment.

표 8. 온도 단계에 따른 시간영역에서의 심박수의 평균(m\_HR) 및 표준편차 (STD\_HR)의 분포 특성

Table 8. A statistical distribution characteristic of the mean HR (m\_HR) and standard deviation of HR (STD\_HR) in time-domain which is measured at different stages of temperature

	Mean and STD of HR (m_HR and STD_HR)									
	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	63.795 ±2.955	67.072 ±3.308	67.591 ±4.064	69.979 ±4.207	69.759 ±3.843	71.310 ±5.018	72.595 ±5.070	73.208 ±5.225	72.136 ±4.611	72.877 ±4.475
Object_02	73.887 ±4.005	74.210 ±4.185	74.236 ±4.012	74.169 ±4.499	74.475 ±4.654	74.848 ±4.605	76.254 ±4.877	77.891 ±4.558	79.721 ±4.041	80.314 ±4.427
Object_03	71.145 ±2.846	71.573 ±2.924	72.352 ±3.689	73.151 ±3.978	72.855 ±8.068	73.651 ±8.170	73.527 ±3.505	73.896 ±3.093	73.857 ±2.960	75.696 ±3.218
Object_04	71.400 ±3.813	71.31 ±3.493	72.181 ±4.800	72.564 ±4.425	72.424 ±4.070	72.960 ±4.438	73.757 ±4.213	74.686 ±4.023	75.025 ±4.663	75.485 ±3.228
Object_05	71.529 ±3.111	71.945 ±3.173	71.708 ±3.496	71.115 ±2.904	71.204 ±3.166	71.573 ±3.151	72.134 ±3.442	71.555 ±3.125	71.326 ±4.151	72.019 ±3.938
Object_06	71.719 ±2.706	68.428 ±3.180	70.569 ±5.208	72.023 ±5.066	78.817 ±3.106	77.940 ±3.333	78.156 ±3.258	79.499 ±3.429	78.539 ±3.665	79.329 ±3.396
Object_07	61.490 ±2.030	61.085 ±2.839	60.706 ±2.116	61.585 ±2.573	61.897 ±2.957	61.465 ±2.951	62.499 ±3.694	62.426 ±2.502	63.365 ±3.041	63.389 ±3.268
Object_08	77.497 ±2.0128	76.536 ±3.057	76.614 ±2.330	76.738 ±2.914	75.602 ±2.402	75.075 ±3.155	74.892 ±3.045	77.135 ±3.404	81.814 ±5.346	79.886 ±6.713
Object_09	72.127 ±4.274	74.250 ±4.497	72.915 ±4.003	75.355 ±4.139	76.590 ±4.195	75.444 ±4.054	77.359 ±4.335	78.393 ±4.483	78.432 ±4.920	78.513 ±4.562
Object_10	70.874 ±2.278	71.887 ±3.720	72.576 ±3.577	71.328 ±2.664	72.215 ±2.986	72.572 ±3.275	72.989 ±2.765	73.541 ±2.374	73.305 ±2.407	73.706 ±2.767

세 번째, HRV 신호의 RMSSD의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 9에 나타내었다. 일반적으로 RMSSD는 단기간 심박동의 분산을 반영하며 심장에 분포된 자율신경계 중 부교감신경계의 활성화도 억제(activity blocker) 작용이 증가하는 현상을 평가하기 위해 사용된다. 즉 Table 6의 HF (high frequency)에 관련된 신경계인 호흡계(respiration system)와 부교감신경계의 활성도를 반영한다. Table 9에서 분석 프로토콜 1에 따른 각 실험 대상자마다 RMSSD는 지속적인 감소 또는 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. 이러한 현상은 상기에서 언급한 기전에 의해 교감신경과 부교감신경의 상호 작용으로 인하여 황토볼 매트 온도변화 단계별 HRV 신호의 RMSSD의 변별력은 저하되는 현상이 발생하게 되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 황토볼 매트에 의한 원적외선 방사 효과로 인하여 실험 대상자 전체의 단계별 온도변화에 따른 m\_RMSSDi가 증가 및 감소 또는 감소 및 증가 하는 양상을 관찰할 수 있었으며 m\_RMSSD의 표준편차의 큰 값으로 온도변화 단계별 m\_RMSSDi의 변별력은 나타나지 않았다. 또한 실험 대상자들의 RMSSD 선형추이에서 추세선으로부터 크게 벗어나는 값들이 존재하여 황토볼 매트의 영향을 관찰하는 프로토콜에는 부적합 것으로 관찰되었다. 그러나 각 실험 대상자마다 다음과 같은 공통적인 양상을 관찰할 수 있었다. 먼저, 온도변화 1 단계(실험 전 5분)에서 2 단계(온도를 40℃로 가열 후 5분)까지는 전체 실험 대상자의 RMSSD가 감소하였다. 이러한 현상은 온도변화 1 단계인 상온에서는 호흡도 일정하게 유지하고 자율신경계가 균형 상태를 유지하였으나 온도변화 2 단계에서는 황토볼 매트에 의해 방사되는 원적외선의 심달력에 의해 혈관이 확장되어 혈류속도가 증가하므로 심박동을인 HR이 증가하여 HRV 신호의 시간간격은 짧아지는 현상에 의해



나타난 결과라고 판단된다. 다음으로, 온도변화 4 단계와 5 단계(온도를 45℃로 가열한 후 10분 동안)에서는 RMSSD가 증가하는 현상이 발생되었다. 이러한 현상은 부교감신경계의 활성화도 억제 작용이 교감신경계 활성화도 억제 작용보다 증가하여 부교감신경계 활성화도가 증가함에 따라 심박신호의 시간간격의 차이가 증가함에 의해 나타난 결과라고 판단된다. 다음으로, 온도변화 6 단계와 7 단계 (온도를 50℃로 가열 후 10분 동안) 에서 7 단계까지는 RMSSD가 감소하는 현상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상은 황토볼 매트에 의해 인체에 인가되는 온도가 증가함에 따라 부교감신경계의 활성화도 억제 작용이 교감신경계 활성화도 억제 작용보다 감소하여 교감신경계 활성화도가 증가 현상에 의한 결과이라고 판단된다. 그리고 온도가 체열에 비해 상대적으로 높기 때문에 호흡율이 증가하여 심전도의 R파의 진폭이 감소하고 정맥환류의 증가에 의해 HR가 증가함에 의해 심전도 신호의 시간간격의 차이가 감소하는 현상에 의한 결과이라고 판단된다. 다음으로, 온도변화 1 단계에 비해 온도변화 10 단계에서 RMSSD가 상당히 많이 감소하는 양상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상은 상기에서 언급한 부교감신경계의 활성화도 억제 작용과 온열에 의한 호흡수 증가 현상에 의해 나타난 결과이라고 판단된다.

분석 프로토콜 3에 따른 분석 결과를 Fig. 20에 나타내었으며 사용 전 단계인 S1에 보다는 사용 후 단계인 S2에서 약 6 ms 감소하는 양상이 관찰되었고 이는 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타냄을 관찰할 수 있었다( $p < 0.05$ ). 즉 S1 단계( $23.57 \pm 7.63$ )와 S2 단계( $17.12 \pm 4.64$ )는 구별이 가능하며 황토볼 매트의 사용으로 감소하는 양상의 결과를 나타내었다. 따라서 RMSSD는 심박변이 분석용 파라미터로 적용이 가능함을 알 수 있었다.



표 9. 시간영역에서 단계별 온도변화에 따른 HRV 신호의 시간간격 차이의  
제공근 평균(RMSSD) 분포 특성

Table 9. A distribution aspect of the average of root mean square of  
successive difference (RMSSD) of RRi in time domain according to the  
step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	25.000	21.146	19.113	20.148	21.204	22.063	19.264	18.322	17.480	17.786
Object_02	35.067	32.969	33.337	33.501	35.705	36.332	26.452	24.521	21.731	21.200
Object_03	26.913	24.597	25.782	24.236	38.766	40.424	27.447	25.317	23.901	19.719
Object_04	31.804	28.312	29.952	28.750	29.288	31.838	27.948	24.112	27.227	19.460
Object_05	30.139	28.189	31.140	28.435	28.816	28.918	27.988	25.608	26.761	25.317
Object_06	14.076	14.084	15.104	13.054	14.420	12.566	12.089	14.277	11.432	12.026
Object_07	20.057	19.212	18.309	20.051	22.542	22.070	18.040	16.512	17.517	16.834
Object_08	11.431	12.678	11.727	11.707	13.407	14.516	13.608	12.127	11.429	11.443
Object_09	21.145	19.639	20.480	18.810	22.616	22.145	19.865	19.240	18.120	16.579
Object_10	20.054	19.764	20.569	15.839	15.839	14.665	13.614	13.326	12.597	10.873

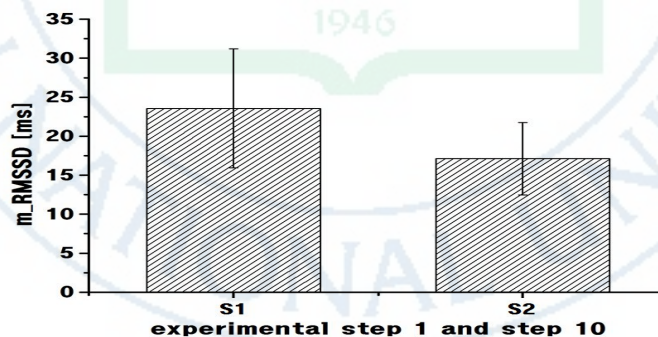


그림 20. 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균 시간간격의 제공  
근 평균(m\_RMSSD)과 시간간격의 제공근 평균의 표준편차(m\_STD\_RMSSD)  
의 변화 추이

Fig. 20. The changing trends of the m\_RMSSD and m\_STD\_RMSSD of  
ten experimental subjects according to the before and after experiment.

## 4.2.2 주파수영역 분석

실험 대상자로부터 획득한 심전도 신호의 HRV 신호를 분석하기 위하여 2.4.2절과 2.4.3절 그리고 2.4.4절에서 언급한 전처리과정을 적용하여 주파수영역에서 HRV 신호 분석 파라미터들을 추출하였다. 추출한 파라미터는 FFT 기법과 AR 모델을 각각 적용하여 극저주파 성분(fft\_VLF, ar\_VLF), 저주파 성분(fft\_LF, ar\_LF), 고주파 성분(fft\_HF, ar\_HF) 그리고 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비(fft\_LF/HF, ar\_LF/HF) 등이다. 상기의 4.2.1절의 시간영역 분석과 동일하게 10 단계로 구분하였으며 황토볼 매트 온도 변화시키면서 각 단계별 파라미터들의 변화 양상을 관찰한 결과는 아래와 같다.

첫 번째, 온도변화 단계에 따른 HRV 신호에 FFT 기법을 적용하여 극저주파 영역의 전력스펙트럼밀도(fft\_VLF)의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 10에 나타내었고, AR 기법을 적용하여 극저주파 영역의 전력스펙트럼밀도(ar\_VLF)의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 11에 나타내었다. Table 10과 Table 11에서 분석 프로토콜 1에 따른 각 실험 대상자마다 fft\_VLF와 ar\_VLF 파라미터는 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되어 유의성이 없음을 나타내었다. 그러나 40℃(2, 3 단계), 45℃(4, 5 단계), 50℃(6, 7 단계) 등 온도가 변화하는 시점보다는 동일한 온도 내에서 변화량의 차이가 관찰되었다. 이러한 현상은 황토볼 매트의 온도를 제어하는 하드웨어 특성과 인체 내의 온도 조절 메커니즘의 특성에 관련되기 때문이라 생각된다. 온도를 단계별로 변화시키는 황토볼 매트의 경우 사용되는 열선의 특성과 매트 사용자의 안전을 고려하여 온도조절기에서 설정한 온도로 즉각적으로 변화되지 않고 일정

시간동안 변화하도록 제작되었다. 즉 온도조절기에서 설정 온도를 조정하게 되면 조절 시점보다 시간 지연된 뒤 황토볼 매트 온도 온도 설정 온도로 맞추어지므로 온도 설정 시점으로 구분한 시간 내에서 서서히 변화하는 양상을 나타내었다. 그리고 실험 대상자의 인체 내 온도 조절 메커니즘의 반응 시점과 반응 속도에 따라 설정 온도에서 증가와 감소의 양상이 다르게 나타나게 된다. 따라서 실험 전( $\text{fft\_VLF}_{1j}$ ,  $\text{ar\_VLF}_{1j}$ )과 실험 후( $\text{fft\_VLF}_{10j}$ ,  $\text{ar\_VLF}_{10j}$ )를 제외한 10분 단위로 설정된 황토볼 매트의 온도는  $\text{fft\_VLF}_{2j}$  ( $\text{ar\_VLF}_{2j}$ )와  $\text{fft\_VLF}_{3j}$  ( $\text{ar\_VLF}_{3j}$ ),  $\text{fft\_VLF}_{4j}$ ( $\text{ar\_VLF}_{4j}$ )와  $\text{fft\_VLF}_{5j}$  ( $\text{ar\_VLF}_{5j}$ ), 그리고  $\text{fft\_VLF}_{6j}$ ( $\text{ar\_VLF}_{6j}$ )와  $\text{fft\_VLF}_{7j}$ ( $\text{ar\_VLF}_{7j}$ ) 등 동일한 온도 내에서 크게 변화되는 현상이 발생되었으며, 실험 대상자 마다 실험 전과 실험 후의  $\text{fft\_VLF}$  파라미터가 증가하거나 감소하는 각기 다른 양상을 관찰할 수 있었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서도 각 실험 대상자마다  $\text{fft\_VLF}$ 와  $\text{ar\_VLF}$  파라미터의 선형추이에서도 증가하거나 감소하는 각각 다른 경향이 관찰되었다. 즉 선형 추세선에서 크게 벗어나는 값들이 관찰됨에 따라 온도변화 단계와 각 파라미터의 값은 상관성이 없음을 나타내었다.

분석 프로토콜 3에 따른 분석결과를 Fig. 21과 Fig. 22에 각각 나타내었다. 극저주파 성분의 전력스펙트럼밀도  $m\_fft\_VLF$ 와  $m\_ar\_VLF$ 의 결과에서 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 약 2배 정도 증가하는 양상이 나타났지만, 표준편차가 크게 발생하여 통계적 유의성이 나타나지 않았다 ( $p>0.05$ ). 즉  $\text{fft\_VLF}$ 의 S1 단계( $446.88 \pm 221.24$ )와 S2 단계( $977.54 \pm 770.77$ ),  $\text{ar\_VLF}$ 의 S1 단계( $564.95 \pm 284.4$ )와 S2 단계( $914.62 \pm 468.54$ )에서 각각 표준편차가 겹치는 양상을 관찰할 수 있었다. 따라서 극저주파 성분의 전력스펙트럼밀도는 심박변이 분석용 파라미터로 적용할 수 없음을 알 수 있었다.

표 10. FFT를 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 극저주파 전력 스펙트럼밀도(fft\_VLF)의 분포 특성

Table 10. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the very low frequency(fft\_VLF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	519.73	476.02	1221.8	1318.1	314.64	1058.1	1714.2	2056.6	1247.0	772.13
Object_02	695.18	705.11	881.58	1342.4	1021.9	971.44	1810.3	1313.2	513.45	591.48
Object_03	496.86	263.83	1078.7	589.11	693.79	638.29	462.15	566.89	393.77	271.43
Object_04	727.90	464.64	1556.5	2195.1	1316.5	968.46	1187.5	410.09	1169.5	705.14
Object_05	418.17	439.94	558.53	328.32	213.91	350.00	221.58	646.41	963.67	1601.7
Object_06	195.86	497.83	1173.0	481.88	315.16	652.54	381.58	191.91	276.81	292.67
Object_07	484.11	2003.1	518.15	833.12	977.66	2021.1	3686.4	1312.0	2016.8	1444.2
Object_08	175.12	530.50	190.93	471.88	231.88	441.30	1217.6	238.73	916.37	2791.2
Object_09	645.81	645.86	259.50	400.64	292.74	429.51	321.36	426.62	767.07	707.36
Object_10	110.06	760.15	1111.6	581.04	565.8	805.75	851.29	131.39	422.89	598.07

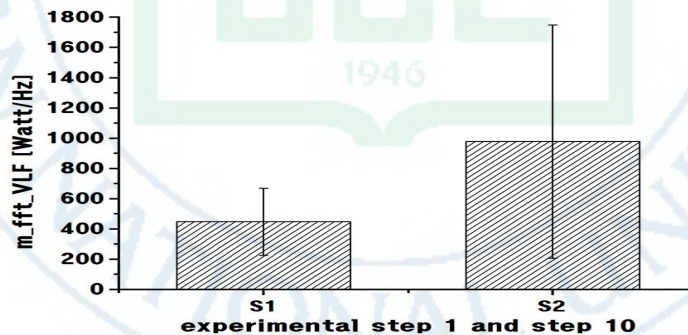


그림 21. FFT를 적용한 주파수영역에서 실험 전·후 실험 대상자 10명의 평균 극저주파 성분(m\_fft\_VLF)과 극저주파 성분의 표준편차(m\_STD\_fft\_VLF)의 전력스펙트럼 변화 추이

Fig. 21. The PSD changing trends of the m\_fft\_VLF and m\_STD\_fft\_VLF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment.



표 11. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 극저주파 전력스펙트럼밀도(ar\_VLF)의 분포특성

Table 11. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the very low frequency(ar\_VLF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	847.50	942.95	1344.4	1033.1	647.00	1743.8	1612.0	1782.1	1557.9	1286.0
Object_02	772.84	664.59	753.97	1064.0	1049.8	805.92	1333.0	969.49	705.47	860.89
Object_03	370.11	434.97	974.38	927.11	581.34	811.84	714.52	513.56	495.07	474.76
Object_04	780.10	791.68	1433.2	1209.9	901.01	1135.9	1101.3	982.15	1681.6	655.23
Object_05	411.38	455.19	665.10	236.70	264.42	220.21	461.40	419.72	1229.1	1105.3
Object_06	441.20	806.89	1494.3	1421.2	246.31	507.95	492.94	368.34	654.53	331.20
Object_07	467.73	1364.9	699.11	914.73	1182.6	1279.0	1914.9	1147.7	1425.0	1480.5
Object_08	158.98	629.32	283.00	470.43	289.61	623.18	619.12	628.96	1252.4	1734.3
Object_09	1068.0	1022.1	569.92	899.97	299.47	275.22	343.91	409.76	801.69	705.32
Object_10	331.67	1103.3	1024.6	484.10	608.54	841.14	497.63	306.41	347.51	512.72

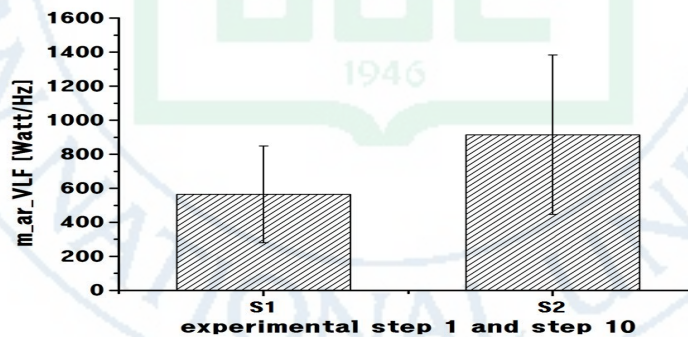


그림 22. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 실험 전·후 실험 대상자 10명의 평균 극저주파 성분(m\_ar\_VLF)과 극저주파 성분의 표준편차(m\_STD\_ar\_VLF)의 전력스펙트럼 변화 추이

Fig. 22. The PSD changing trends of the m\_ar\_VLF and m\_STD\_ar\_VLF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment.



두 번째, 황토볼 매트와 단계별 온도변화에 따른 HRV 신호에 FFT 기법을 적용하여 저주파 영역의 전력스펙트럼밀도(fft\_LF)의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 12에 나타내었고, AR 기법을 적용하여 저주파 영역의 전력스펙트럼밀도(ar\_LF)의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 13에 나타내었다. Table 12에서 각 실험 대상자마다 fft\_LF가 증가와 감소를 반복하는 양상을 관찰할 수 있으며, Table 13에서도 각 실험 대상자마다 ar\_LF가 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. 이러한 현상은 실험 대상자마다 ANS의 작용이 다르게 나타나기 때문이라 생각한다. ANS의 조화로운 균형에 의해 심장은 신체 조건의 변화와 주위 환경의 변화에 대응하여 비교적 규칙적인 조율성을 가지고 박동한다. 즉, 부교감신경과 교감신경은 서로 길항적으로 작용하여 황토볼 매트 온도의 상승으로 교감신경이 작용하고 그로 인하여 인체 내의 평형을 유지시키기 위해 부교감 신경이 작용한다. 따라서 교감신경의 작용을 대변하는 저주파 영역의 전력스펙트럼밀도는 부교감신경의 작용에 의해 증가와 감소를 반복하는 양상이 나타나게 된다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 황토볼 매트에 의한 원적외선 방사 효과로 인하여 온도가 상승할수록 증가하다가 45℃와 50℃에서 가장 크게 나타났다가 이후 점차 감소하는 양상이 관찰되었다. 이러한 변이 양상은 상기의 분석 프로토콜 1에서 기술한 바와 같이 교감신경이 점차 활성화되어 3 단계 또는 4 단계에서부터 부교감신경이 활성화되어 나타나는 결과라고 판단된다. 그러나 실험 대상자마다 편차가 크게 나타남에 따라 전체 m\_STD\_fft\_LF와 m\_STD\_AR\_LF의 범위가 넓어서 m\_fft\_LF와 m\_ar\_LF의 파라미터는 온도변화 단계에서의 변별력은 거의 없음을 알 수 있었다.

분석 프로토콜 3에 따른 분석결과를 Fig. 23과 Fig. 24에 각각 나타내었다. 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 증가하는 양상이 나타났지만 표준편차가 크게 발생하였다. 즉 fft\_LF에서의 S1 단계( $396.0 \pm 187.45$ )와 S2 단계( $604.96 \pm 357.63$ ), ar\_LF에서의 S1 단계( $455.9 \pm 190.88$ )와 S2 단계( $514.21 \pm 274.72$ )에서 각각 표준편차가 겹치는 양상을 관찰할 수 있었다. 또한, S1 단계보다는 S2 단계에서 표준편차가 상당히 크게 나타남에 따라 S2 단계에서는 실험 대상자마다 매우 큰 편차를 나타내고 있다( $p > 0.05$ ). 따라서 저주파 성분의 전력스펙트럼밀도는 심박변이 분석용 파라미터로 적용할 수 없음을 알 수 있었다.

표 12. FFT를 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 저주파 전력스펙트럼밀도(fft\_LF)의 분포 특성

Table 12. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the low frequency(fft\_LF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	603.55	542.62	390.63	725.00	742.44	1172.8	1055.6	815.68	517.94	1354.8
Object_02	439.08	710.12	729.87	651.72	460.34	1039	387.62	348.96	509.88	572.30
Object_03	394.14	359.25	680.94	480.56	478.18	656.51	330.10	444.76	281.33	619.56
Object_04	550.37	616.73	317.84	740.73	761.37	1068.1	532.84	403.84	597.06	473.85
Object_05	427.66	313.41	375.90	353.91	444.89	756.74	493.13	583.43	459.92	660.11
Object_06	274.31	291.19	218.38	436.07	479.17	283.17	488.65	730.79	495.37	500.65
Object_07	192.37	253.57	269.86	435.32	478.37	464.78	410.23	399.49	735.67	422.27
Object_08	163.42	229.35	95.545	157.00	173.26	258.86	263.52	133.82	176.27	167.54
Object_09	711.04	648.60	982.82	633.76	1249.4	1448.1	1243.0	1429.3	1163.4	1045.1
Object_10	204.01	245.86	348.11	283.89	317.78	274.58	291.91	228.37	181.74	233.43

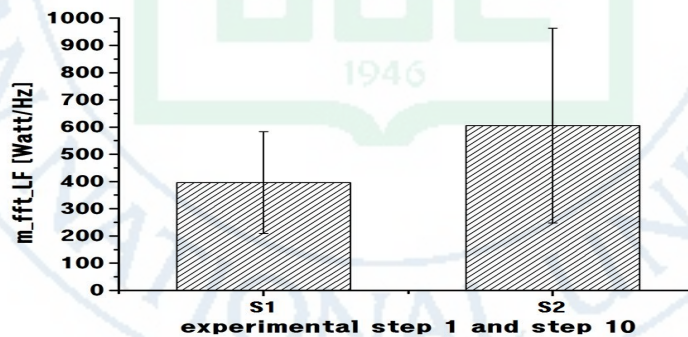


그림 23. FFT를 적용한 주파수영역에서 실험 전·후의 실험 대상자 10명의 평균 저주파 성분(m\_fft\_LF)과 저주파 성분의 표준편차(m\_STD\_fft\_LF)의 전력스펙트럼 변화 추이

Fig. 23. The PSD changing trends of the m\_fft\_LF and m\_STD\_fft\_LF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment.

표 13. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 저주파 전력스펙트럼밀도(ar\_LF)의 분포특성

Table 13. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the low frequency(ar\_LF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	665.11	493.51	450.68	937.85	1037.8	1110.2	986.84	876.26	872.03	904.91
Object_02	430.27	569.51	593.79	668.9	731.7	781.43	456.23	502.19	390.06	561.71
Object_03	487.92	476.03	485.47	508.56	619.12	651.99	378.31	410.63	340.50	463.07
Object_04	681.18	430.03	515.76	598.08	810.43	812.71	580.52	519.02	675.27	361.98
Object_05	425.94	431.63	413.83	461.69	596.43	670.60	620.79	509.07	441.25	439.65
Object_06	357.35	312.17	356.51	336.97	464.00	368.30	405.28	518.37	339.52	516.85
Object_07	428.42	477.75	405.87	346.11	539.27	536.56	362.76	245.86	477.66	551.43
Object_08	146.95	171.46	165.56	138.87	239.15	269.82	239.62	161.54	170.19	170.39
Object_09	717.56	672.70	1075.5	778.15	1293.1	1251.6	1337.5	1373.1	1054.8	1012.7
Object_10	218.31	294.96	373.85	325.81	289.11	302.72	310.09	225.78	185.18	159.39

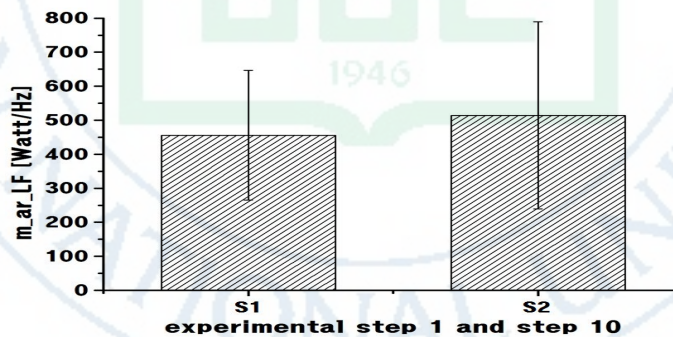


그림 24. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 실험 전·후의 실험 대상자 10명의 평균 저주파 성분(m\_ar\_LF)과 저주파 성분의 표준편차(m\_STD\_ar\_LF)의 전력스펙트럼 변화 추이

Fig. 24. The PSD changing trends of the m\_ar\_LF and m\_STD\_ar\_LF of ten experimental subjects in frequency domain applied to AR model according to the before and after experiment.

세 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 HRV 신호에 FFT 기법을 적용하여 fft\_HF의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 14에 나타내었고, AR 기법을 적용하여 ar\_HF의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 15에 나타내었다. Table 14에서 각 실험 대상자마다 fft\_HF가 증가와 감소를 반복하는 양상을 관찰할 수 있으며, Table 15에서도 각 실험 대상자마다 ar\_HF가 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. 이러한 현상은 상기의 저주파 영역의 fft\_LF와 ar\_LF의 파라미터와 같이 실험 대상자마다 ANS의 작용이 다르게 나타나기 때문이라 생각한다. 따라서 주파수영역에서의 저주파 성분과 고주파 성분을 각각 독립적으로 관찰하는 방법보다는 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비율을 관찰하는 방법이 바람직하다고 판단되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 fft\_HF 파라미터보다 ar\_HF 파라미터의 표준편차가 작게 관찰되었으나 변화 양상은 유사하게 관찰되었다. 그러나 온도변화 단계별 m\_fft\_HF와 m\_ar\_HF의 파라미터에서 증가와 감소를 각 실험 대상자마다 다른 양상이 관찰되었고, 각각의 표준편차 평균인 m\_STD\_fft\_HF와 m\_STD\_ar\_HF의 범위가 넓어서 m\_fft\_HF와 m\_ar\_HF의 파라미터는 온도변화 단계에서의 변별력은 거의 없음을 알 수 있었다.

분석 프로토콜 3에 따른 분석결과를 Fig. 25와 Fig. 26에 각각 나타내었으며, VLF와는 반대로 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 감소하는 양상이 나타났지만 표준편차가 크게 발생하였다. 즉 fft\_HF에서의 S1 단계( $218.08 \pm 177.62$ )와 S2 단계( $113.91 \pm 109.78$ ), ar\_HF에서의 S1 단계( $222.70 \pm 185.47$ )와 S2 단계( $106.68 \pm 83.29$ )에서 각각 표준편차가 겹치는 양상을 관찰할 수 있었다. 특히 S2 단계에서는 전력스펙트럼의 평균과 표준편차가 거의 같아 통계적으로 유의성을 관찰할 수 없었다. 따라서 고주파 성분의 전력스펙트럼밀도는 심박변이 분석용 파라미터로 적용할 수 없음을 알 수 있었다.



표 14. FFT를 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 고주파 전력스펙트럼밀도(fft\_HF)의 분포 특성

Table 14. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the high frequency(fft\_HF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	215.34	184.83	120.40	130.99	83.29	205.48	111.10	118.10	65.879	93.623
Object_02	588.82	513.47	629.12	535.92	500.49	629.23	322.28	287.60	276.61	247.25
Object_03	188.63	141.40	165.94	231.92	151.96	453.44	121.89	113.82	76.047	71.353
Object_04	362.46	267.20	198.30	338.87	296.24	435.65	251.91	156.19	175.61	125.23
Object_05	392.69	283.78	303.43	330.22	439.52	362.25	299.07	275.84	281.39	368.57
Object_06	43.402	41.795	62.317	38.906	65.420	37.794	64.109	64.017	34.750	34.826
Object_07	86.994	101.13	98.284	106.06	122.66	113.49	114.53	73.644	80.921	57.394
Object_08	55.781	53.800	41.679	61.908	45.285	70.859	71.194	40.738	41.306	36.956
Object_09	157.30	136.69	116.76	103.83	150.11	165.29	111.14	94.680	80.931	66.699
Object_10	89.431	107.16	103.64	116.24	71.583	66.692	51.660	70.578	42.327	37.236

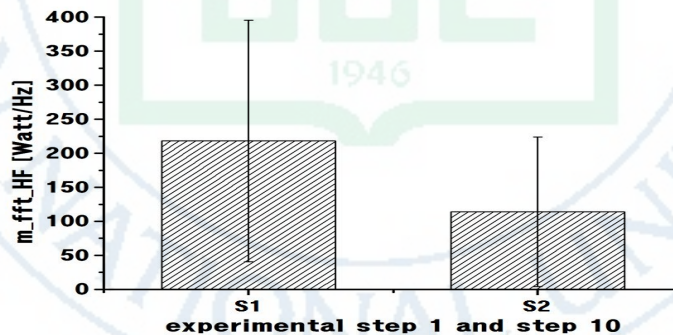


그림 25. FFT를 적용한 주파수영역에서 실험 전·후의 실험 대상자 10명의 평균 고주파 성분(m\_fft\_HF)과 고주파 성분의 표준편차(m\_STD\_fft\_HF)의 전력스펙트럼 변화 추이

Fig. 25. The PSD changing trends of the m\_fft\_HF and m\_STD\_fft\_HF of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment.

표 15. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 고주파 전력스펙트럼밀도(ar\_HF)의 분포 특성

Table 15. A statistical distribution characteristic of the power spectral density of the high frequency(ar\_HF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	222.10	146.00	118.66	112.58	117.60	163.27	109.66	102.60	91.610	97.608
Object_02	639.53	482.16	543.12	506.39	564.46	627.96	331.23	287.02	236.27	220.98
Object_03	175.35	171.79	224.59	184.90	462.98	513.02	166.79	125.79	98.104	90.861
Object_04	319.41	228.44	269.23	269.96	259.00	357.91	295.32	174.71	249.19	97.433
Object_05	403.44	309.18	394.26	386.44	387.82	362.21	301.89	254.24	312.20	290.58
Object_06	41.809	46.427	63.027	46.995	77.257	54.826	49.603	64.344	35.599	40.929
Object_07	116.88	102.93	106.97	116.63	143.30	130.13	93.557	84.370	85.900	66.272
Object_08	52.134	54.634	52.472	54.233	63.221	76.238	80.387	53.281	49.201	48.600
Object_09	147.04	130.10	113.38	135.64	155.53	119.48	108.11	92.522	96.738	77.043
Object_10	109.33	112.53	129.86	80.660	76.027	69.821	57.331	55.751	47.804	36.483

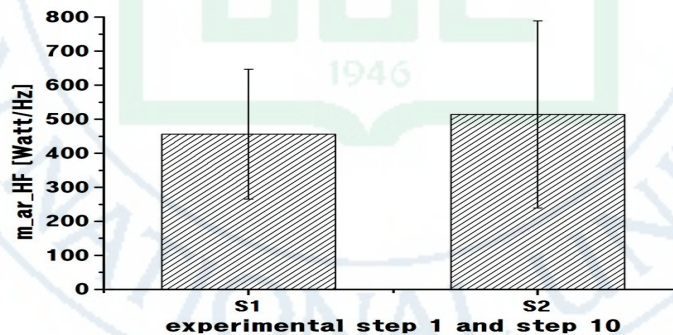


그림 26. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 실험 전·후의 실험 대상자 10명의 평균 고주파 성분(m\_ar\_HF)과 고주파 성분의 표준편차(m\_STD\_ar\_HF)의 전력스펙트럼 변화 추이

Fig. 26. The PSD changing trends of the m\_ar\_HF and m\_STD\_ar\_HF of ten experimental subjects in frequency domain applied to AR model according to the before and after experiment.

네 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 황토볼 매트 단계별 온도변화에 따른 HRV 신호에 FFT 기법을 적용하여 고주파 영역에 대한 저주파 영역의 전력 스펙트럼밀도 비율( $\text{fft\_LF/HF}$ )의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 16에 나타내었고 AR 기법을 적용하여 고주파 영역에 대한 저주파 영역의 전력스펙트럼 밀도 비율( $\text{ar\_LF/HF}$ )의 변화 양상을 관찰한 결과를 Table 17에 나타내었다. Table 16에서 각 실험 대상자마다  $\text{fft\_LF/HF}$ 가 증가와 감소를 반복하는 양상을 관찰할 수 있으며 Table 17에서도 각 실험 대상자마다  $\text{ar\_LF/HF}$ 가 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. 그러나 실험 전(1st) 단계보다 실험 후(10th) 단계에서 크게 증가하는 양상이 관찰됨에 따라 주파수 영역에서의 분석에서 고주파 영역보다는 저주파 영역이 활성화됨을 나타내고 있다. 이러한 현상은 실험 대상자마다 ANS의 작용의 시점과 크기가 달리 나타나기 때문이며 황토볼 매트의 원적외선 방사로 인하여 부교감신경의 활성화도가 상대적으로 높게 나타났었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 표준편차인  $\text{m\_STD\_fft\_LF/HF}$  파라미터보다  $\text{m\_SD\_ar\_LF/HF}$  파라미터가 작게 관찰되었으나 변화 양상은 유사하게 관찰되었다. 실험 대상자 전체의 온도변화 단계별  $\text{m\_fft\_LF/HF}$ 와  $\text{m\_ar\_LF/HF}$ 는 증가하는 양상이 관찰되었다. 그러나 각각의 표준편차 평균인  $\text{m\_STD\_fft\_LF/HF}$ 와  $\text{m\_STD\_ar\_LF/HF}$ 의 범위가 넓어서  $\text{m\_fft\_LF/HF}$ 와  $\text{m\_ar\_LF/HF}$ 의 파라미터는 온도변화 단계에서의 변별력은 거의 없음을 알 수 있었다.

분석 프로토콜 3에 따른 분석결과를 Fig. 27과 Fig. 28에 각각 나타내었다. Fig. 27과 Fig. 28에서 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 크게 증가하는 양상을 나타내었으며 이는 통계적으로 유의한 분포 특성을 나

타내고 있음을 관찰할 수 있었다( $p < 0.05$ ). 즉  $\text{fft\_HF}$ 에서의 S1 단계( $2.65 \pm 1.67$ )와 S2 단계( $7.92 \pm 5.23$ ),  $\text{ar\_HF}$ 에서의 S1 단계( $3.15 \pm 2.25$ )와 S2 단계( $6.41 \pm 4.17$ )의 구별이 가능하며 황토볼 매트 사용으로 저주파 영역이 고주파 영역보다 활성화되는 결과를 나타내었다. 따라서 고주파 영역에 대한 저주파 영역의 성분 비율( $m_{\text{fft\_LF/HF}}$ ,  $m_{\text{ar\_LF/HF}}$ )은 심박변이 분석용 파라미터로 적용이 가능함을 알 수 있었다. 또한, FFT의 방법이 AR 모델 방법보다 통계적 유의성이 높게 나타나  $\text{fft\_LF/HF}$ 의 파라미터가 심박변이 분석용 파라미터로 더 적합함을 알 수 있었다( $p < 0.01$ ).

표 16. FFT를 적용한 주파수영역에서 단계별 온도변화에 따른 저주파 성분과 고주파 성분의 전력스펙트럼밀도 비율(LF/HF)의 분포 특성

Table 16. A statistical distribution characteristic of the ratio of the power spectrum density(LF/HF) in frequency domain applied to FFT according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	2.8028	2.9359	3.2445	5.5345	8.9140	5.7073	9.5006	6.9065	7.8621	14.471
Object_02	0.7457	1.3830	1.1601	1.2161	0.91979	1.6512	1.2028	1.2133	1.8433	2.3147
Object_03	2.0895	2.5406	4.1035	2.0721	3.1467	1.4479	2.7081	3.9075	3.6994	8.6830
Object_04	1.5184	2.3082	1.6028	2.1859	2.5701	2.4517	2.1152	2.5856	3.3999	3.7839
Object_05	1.0890	1.1044	1.2389	1.0717	1.0122	2.0890	1.6489	2.1151	1.6345	1.7910
Object_06	6.3203	6.9674	3.5043	11.208	7.3244	7.4925	7.6221	11.416	14.255	14.376
Object_07	2.2113	2.5073	2.7457	4.1043	3.9000	4.0954	3.5818	5.4246	9.0912	7.3574
Object_08	2.9297	4.2630	2.2923	2.5360	3.8260	3.6533	3.7014	3.2849	4.2674	4.5334
Object_09	4.5202	4.7451	8.4171	6.1041	8.3230	8.7612	11.184	15.096	14.375	15.669
Object_10	2.2812	2.2943	3.3588	2.4423	4.4393	4.1171	5.6505	3.2357	4.2937	6.2689

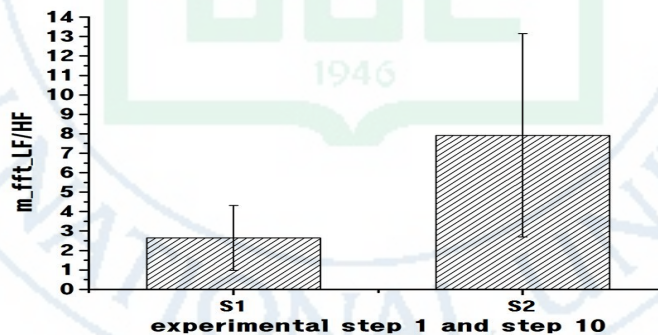


그림 27. FFT를 적용한 주파수영역에서 실험 전·후의 실험 대상자 10명의 평균 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비( $m\_fft\_LF/HF$ )과 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비의 표준편차( $m\_STD\_fft\_LF/HF$ )의 변화 추이

Fig. 27. The PSD changing trends of the  $m\_fft\_LF/HF$  and  $m\_STD\_fft\_LF/HF$  of ten experimental subjects in frequency domain applied to FFT according to the before and after experiment.



표 17. AR 모델을 적용한 주파수영역에서 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비율(LF/HF)의 전력스펙트럼밀도 분포 특성

Table 17. A statistical distribution characteristic of the ratio of the power spectrum density(LF/HF) in frequency domain applied to AR model according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	2.9946	3.3801	3.7981	8.3304	8.8250	6.8001	8.9990	8.5407	9.5190	9.2709
Object_02	0.6728	1.1812	1.0933	1.3209	1.2963	1.2444	1.3774	1.7497	1.6509	2.5419
Object_03	2.7826	2.771	2.1615	2.7504	1.3372	1.2709	2.2682	3.2645	3.4708	5.0965
Object_04	2.1326	1.8824	1.9157	2.2155	3.1291	2.2707	1.9658	2.9708	2.7098	3.7152
Object_05	1.0558	1.3960	1.0496	1.1947	1.5379	1.8514	2.0563	2.0023	1.4134	1.5130
Object_06	8.5472	6.7240	5.6562	7.1707	6.0060	6.7175	8.1704	8.0562	9.5375	12.628
Object_07	3.6656	4.6415	3.7942	2.9675	3.7632	4.1231	3.8774	2.9141	5.5607	8.3207
Object_08	2.8188	3.1384	3.1551	2.5606	3.7828	3.5392	2.9808	3.0318	3.4591	3.5060
Object_09	4.8800	5.1707	9.4859	5.7367	8.3141	10.475	12.372	14.841	10.904	13.145
Object_10	1.9968	2.6211	2.8789	4.0393	3.8027	4.3357	5.4089	4.0497	3.8737	4.3687

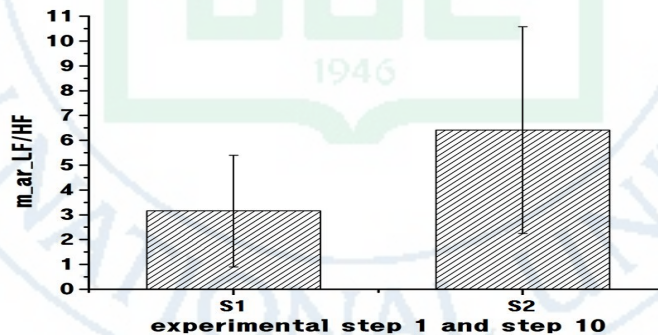


그림 28. FFT를 적용한 주파수영역에서 실험 전·후의 실험 대상자 10명의 평균 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비( $m_{ar\_LF/HF}$ )과 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비의 표준편차( $m\_STD_{ar\_LF/HF}$ )의 변화 추이

Fig. 28. The PSD changing trends of the  $m_{ar\_LF/HF}$  and  $m\_STD_{ar\_LF/HF}$  of ten experimental subjects in frequency domain applied to AR model according to the before and after experiment.

### 4.2.3 프랙탈 상관성 분석

황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한 HRV 신호의 분석을 위하여 시간영역과 주파수영역에서 외에 심전도 신호에 내재되어 있는 규칙성을 정량화하는 프랙탈 상관성 분석에서 파라미터를 추출하였다. 추출한 파라미터는 Poincare plot을 이용한 SD1, SD2 파라미터와 DFA에서의  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$  등이다. 이러한 파라미터들이 황토볼 매트의 온도 변화에 따라 변화하는 양상을 관찰하였으며 10 단계로 구분한 후 각 단계별 파라미터들의 변화 양상을 관찰한 결과는 아래와 같다.

첫 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 Poincare plot를 이용하여 SD1과 SD2의 결과를 각각 Table 18과 Table 19에 나타내었다. Table 18에서 각 실험 대상자마다 SD1 값이 감소 또는 감소와 증가를 반복하는 양상을 관찰할 수 있었다. 또한, 상기의 주파수영역에서의 AR 모델 기법을 적용한 ar\_HF 파라미터와 유사한 변화 양상이 관찰되었다. 그리고 Table 19에서도 각 실험 대상자마다 SD2 값이 증가와 감소를 반복하는 양상을 관찰할 수 있었다. 이러한 현상은 심장의 활동 변화가 자율신경계 뿐 아니라 혈액학, 전기생리학, 호르몬 등의 복합 상호작용에 의해 불규칙하게 변화하기 때문이라 판단된다. 또한, Poincare plot에서의 SD1은 심박변이 신호의 단기 변이도를 나타내는 것으로 심박변이 신호의 주파수영역 분석에서의 고주파영역과 같이 부교감신경의 활성도를 나타내기 때문에 유사한 변이 양상이 관찰되고 있다. 그러나 각 실험 대상자마다 SD1과 SD2의 값이 증가와 감소로 변화 양상이 다르게 나타나기 때문에 황토볼 매트의 단계별 온도변화에 대한 변별력은 저하되는 현상이 관

찰되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 상기의 시간영역이나 주파수영역에서와 마찬가지로 표준편차  $m\_STD\_SD1$ 과  $m\_STD\_SD2$ 의 평균이 넓게 분포되어 온도변화 단계별  $m\_SD1$ 과  $m\_SD2$ 의 변별력은 거의 나타나지 않았다. 그러나  $m\_SD1$ 의 경우, 분석 프로토콜 1과 마찬가지로 주파수 영역의 저주파 성분이나 고주파 성분의 변화 양상과 유사한 변이 양상이 관찰되었다. 즉 45℃에서 50℃로 변화되는 구간에서 증가한 후 다시 실험 후 단계까지 감소하는 변화 양상이 관찰되었다. 그러나  $m\_SD2$ 에서는 온도변화 단계마다 감소와 증가를 반복하는 양상이 관찰되었다. 또한,  $SD1$ 과  $SD2$  값의 선형성에 대한 경향 분석에서는  $SD2$ 에서는 실험 대상자 마다 증가하거나 감소하는 각기 다른 경향이 관찰되었으나,  $SD1$ 의 선형 추세에서는 실험 대상자 8을 제외하고는 실험 전 단계보다 실험 후 단계에서 감소하는 변화가 관찰되었다. 그러나 온도변화 단계에서 선형 추세선에서 넓게 분포되어 변별력은 나타나지 않았다.

분석 프로토콜 3에 따른  $SD1$ 과  $SD2$ 의 분석결과를 Fig. 29와 Fig. 30에 각각 나타내었다. 실험 전 단계인  $S1$ 에 보다는 실험 후 단계인  $S2$ 에서  $SD1$ 은 감소하고  $SD2$ 는 증가하는 양상을 나타내었다. 따라서  $SD1$ 에서만 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타냄을 관찰할 수 있었다( $p < 0.05$ ). 즉  $SD1$ 에서는  $S1$  단계( $16.69 \pm 5.41$ )와  $S2$  단계( $12.13 \pm 3.29$ )의 구별이 가능하며  $SD2$ 에서는  $S1$  단계( $48.20 \pm 11.96$ )와  $S2$  단계( $58.54 \pm 14.99$ )의 표준편차가 겹치는 양상을 관찰할 수 있었다. 따라서 poincare plot의  $SD1$  파라미터는 심박변이 분석용 파라미터로 적합하였으나,  $SD2$  파라미터는 심박변이 분석용 파라미터로 부적합을 알 수 있었다.

표 18. 단계별 온도변화에 따른 비선형 분석에서의 SD1의 분포 특성

Table 18. A statistical distribution characteristic of the SD1 in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	17.707	14.976	13.542	14.268	15.017	15.628	13.641	12.977	12.379	12.595
Object_02	24.831	23.345	23.607	23.724	25.282	25.726	18.729	17.361	15.386	15.010
Object_03	19.058	17.418	18.256	17.161	27.451	28.623	19.435	17.926	16.924	13.962
Object_04	22.520	20.048	21.209	20.358	20.739	22.544	19.790	17.073	19.279	13.778
Object_05	21.343	19.960	22.050	20.135	20.405	20.477	19.819	18.134	18.951	17.927
Object_06	9.9679	9.9741	10.696	9.2485	10.209	8.8973	8.5593	10.109	8.0945	8.5146
Object_07	14.206	13.608	12.968	14.203	15.966	15.633	12.777	11.695	12.406	11.923
Object_08	8.0936	8.9762	8.3032	8.2891	9.4929	10.278	9.6353	8.5862	8.0918	8.1026
Object_09	14.973	13.906	14.501	13.319	16.014	15.680	14.066	13.622	12.830	11.740
Object_10	14.200	13.996	14.565	11.216	11.216	10.384	9.6405	9.4359	8.9198	7.6990

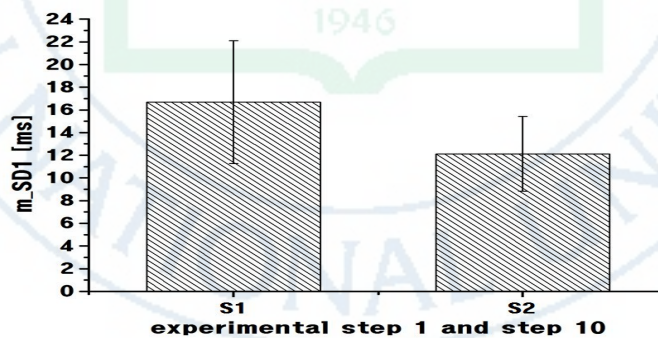


그림 29. 프랙탈 상관성 분석에 의한 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균 SD1(m\_SD1)과 SD1의 표준편차(m\_STD\_SD1)의 변화 추이

Fig. 29. The changing trends of the m\_SD1 and m\_STD\_SD1 of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment.



표 19. 단계별 온도변화에 따른 비선형 분석에서의 SD2의 분포 특성

Table 19. A statistical distribution characteristic of the SD2 in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	57.105	58.599	70.214	67.814	61.691	80.108	78.095	79.455	73.088	69.602
Object_02	57.213	58.813	58.108	67.235	67.882	64.670	68.298	61.075	52.042	57.476
Object_03	43.902	45.945	58.306	59.761	64.721	68.708	51.929	45.210	43.194	45.686
Object_04	59.664	55.121	73.202	66.994	63.167	68.666	64.284	59.691	72.991	46.844
Object_05	47.255	47.808	53.559	44.045	48.244	47.377	51.532	48.175	66.390	63.426
Object_06	43.243	56.196	87.746	79.502	40.813	45.487	44.676	44.622	49.628	43.556
Object_07	43.842	62.106	46.487	54.401	61.555	63.234	72.819	53.352	62.245	66.778
Object_08	27.346	44.124	32.022	41.101	34.270	45.847	44.595	46.931	69.518	90.119
Object_09	66.711	65.702	60.37	60.458	58.953	57.613	59.224	60.467	64.701	60.136
Object_10	35.740	59.155	56.565	43.548	46.949	51.455	42.650	35.529	36.078	41.805

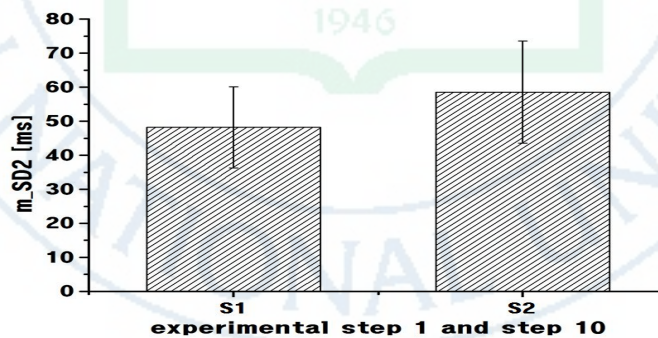


그림 30. 프랙탈 상관성 분석을 적용한 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균 SD2(m\_SD2)과 SD2의 표준편차(m\_STD\_SD2)의 변화 추이

Fig. 30. The changing trends of the m\_SD2 and m\_STD\_SD2 of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment.



두 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 DFA를 이용하여 분석한  $\alpha_1$ 과  $\alpha_2$ 에 대한 결과를 각각 Table 20과 Table 21에 나타내었다. Table 20에서 각 실험 대상자마다  $\alpha_1$  값이 감소 또는 감소와 증가를 반복하는 양상을 관찰할 수 있으며 Table 21에서  $\alpha_2$  값 역시 감소 또는 증가를 반복하는 양상을 관찰되었다. 이러한 현상은  $\alpha_1$ 과  $\alpha_2$  파라미터가 심박변이 신호의 단주기와 장주기의 변화를 나타내므로 서로 길항적 또는 협동적 작용이 함께 나타난 결과라고 판단된다. DFA는 프랙탈 상관성의 존재 또는 부재를 정량화하는 방법으로 비정상성적인 시계열에서 장주기 상관성을 찾아내는 중요한 도구로 사용되고 있으며, 정상인의 건강한 사람은 축적 지수가 거의 1에 가까우나 신체의 상태에 따라 매우 크게 변화되는 경향이 있다. 따라서 대상자들의 연령 분포가 20대에서부터 70대까지 다양하며, 건강 상태 및 질환의 유·무 등 매우 다양하기 때문에 나타난 결과라고 판단된다.

분석 프로토콜 2에 따른 전체 실험 대상자의 각각의 파라미터에 대한 평균( $m_{\alpha_1}$ ,  $m_{\alpha_2}$ )과 표준편차( $m_{STD_{\alpha_1}}$ ,  $m_{STD_{\alpha_2}}$ )를 구하여 온도변화 단계별 변화 양상을 분석하였다.  $m_{\alpha_1}$ 는 증가하는 양상이 관찰되었고,  $m_{\alpha_2}$ 는 초기에 증가하다가 45℃와 55℃에서 한 번씩 감소하는 양상이 관찰되었다. 그러나 각각의 표준편차가 넓어서 온도단계별 변별력은 거의 나타나지 않았다. 그리고 선형성 경향 분석에서는  $\alpha_1$ 의 경우 실험 대상자 8을 제외하고는 실험 전 단계보다 실험 후 단계에서 큰 폭으로 증가함이 관찰되었고,  $\alpha_2$ 는 실험 대상자마다 각기 다르게 관찰되었다. 그러나  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$  파라미터는 온도변화 단계별 변별력은 나타나지 않았다.

분석 프로토콜 3에 따른  $\alpha_1$ 과  $\alpha_2$  파라미터에 실험 전과 실험 후의 분석결

과를 Fig. 30과 Fig. 31에 각각 나타내었으며,  $\alpha_2/\alpha_1$  파라미터의 분석 결과를 Fig. 32에 나타내었다. 실험 전 단계인 S1 보다는 실험 후 단계인 S2에서  $\alpha_1$ 은 증가하였고  $\alpha_2$ 는 감소하는 양상을 나타내었으며 S2 단계에서의 표준편차는 크게 발생하였다. 즉  $\alpha_1$ 에서는 S1 단계( $0.90 \pm 0.05$ )와 S2 단계( $1.00 \pm 0.20$ ),  $\alpha_2$ 에서는 S1 단계( $0.74 \pm 0.11$ )와 S2 단계( $0.71 \pm 0.19$ )로 표준편차가 겹치는 양상이 관찰되었고, 통계적으로 유의성은 없었다( $p>0.05$ ). 또한,  $\alpha_2/\alpha_1$  파라미터에 대한 분석 결과는 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 감소하는 양상을 나타내었으며 표준편차가 크게 발생하였다. 즉 S1 단계( $1.16 \pm 0.06$ )와 S2 단계( $1.01 \pm 0.17$ )에서 표준편차가 겹치는 양상이 관찰되었고, 통계적으로도 유의성은 나타나지 않았다( $p>0.05$ ). 따라서 DFA의  $\alpha_1$  파라미터와  $\alpha_2$  파라미터, 그리고  $\alpha_2/\alpha_1$  파라미터는 심박변이 분석용 파라미터로 부적합을 알 수 있었다.

표 20. 단계별 온도변화에 따른 비선형 분석에서의  $\alpha_1$ 의 분포 특성

Table 20. A statistical distribution characteristic of the  $\alpha_1$  in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	1.2961	1.4163	1.4100	1.5335	1.6353	1.6196	1.6162	1.6080	1.6217	1.5838
Object_02	0.8824	1.0088	1.0119	1.0857	0.9751	1.0589	1.1885	1.1892	1.2745	1.1585
Object_03	1.2569	1.2115	1.2038	1.3038	1.1632	1.2092	1.2418	1.2473	1.2156	1.3677
Object_04	1.2077	1.1694	1.1315	1.2242	1.1412	1.2244	1.2331	1.2553	1.2463	1.2770
Object_05	0.9747	1.0838	0.9642	0.9515	1.1110	1.2514	1.2083	1.1350	1.0896	1.1482
Object_06	1.4759	1.4779	1.5280	1.5546	1.3993	1.5131	1.6168	1.6693	1.6218	1.5041
Object_07	1.3664	1.5830	1.4150	1.4423	1.4056	1.3622	1.6462	1.4417	1.6139	1.6784
Object_08	1.3258	1.4927	1.4161	1.3900	1.4311	1.3718	1.3720	1.3268	1.4432	1.4582
Object_09	1.3357	1.5032	1.6456	1.5670	1.6158	1.6595	1.8004	1.6269	1.6308	1.7313
Object_10	1.2347	1.2566	1.4209	1.3708	1.3683	1.4796	1.5484	1.4109	1.4506	1.5484

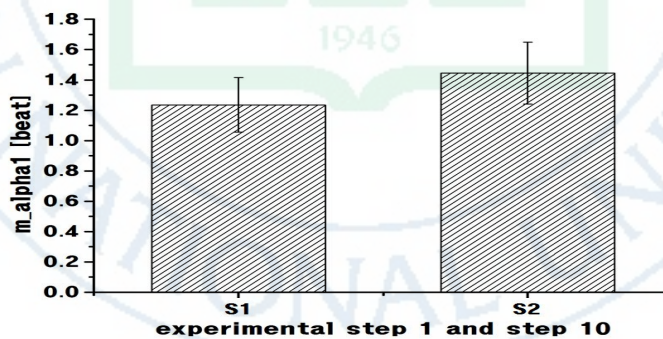


그림 31. 프랙탈 상관성 분석을 적용한 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균  $\alpha_1$ ( $m_{\alpha_1}$ )과  $\alpha_1$ 의 표준편차( $m_{STD_{\alpha_1}}$ )의 변화 추이

Fig. 31. The changing trends of the  $m_{\alpha_1}$  and  $m_{STD_{\alpha_1}}$  of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment.

표 21. 단계별 온도변화에 따른 비선형 분석에서의  $\alpha_2$ 의 분포 특성

Table 21. A statistical distribution characteristic of the  $\alpha_2$  in nonlinear analysis according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	0.91575	0.81139	1.1062	1.08110	0.73998	0.88579	0.98163	1.04960	0.84394	0.90358
Object_02	0.88806	0.85967	0.8931	1.03560	1.04050	0.98107	1.17770	1.15570	0.94349	0.97750
Object_03	0.85081	0.87926	0.94475	1.28130	0.88112	0.95587	0.97297	0.74491	0.84511	0.93825
Object_04	0.95542	1.08560	1.26330	1.17080	0.89778	1.06020	1.14850	1.01600	1.07990	0.98421
Object_05	0.82500	0.93482	1.01350	0.80965	0.77721	0.68003	0.82837	0.73828	1.12580	1.11070
Object_06	0.91843	0.95513	1.14510	0.82544	0.50172	0.81796	1.01610	0.61970	0.89289	0.70150
Object_07	0.98904	1.11410	0.87947	1.04410	0.95893	0.97013	1.28740	1.18360	0.95281	0.94278
Object_08	0.90355	1.04360	0.87136	1.15420	0.94166	0.99145	1.04550	1.16350	1.01490	1.34720
Object_09	0.89302	0.89858	0.63126	0.74792	0.47470	0.46265	0.54077	0.61833	0.82374	0.78914
Object_10	0.86975	1.19200	1.13760	0.80444	1.07280	1.15870	1.00290	0.97461	1.06480	1.28430

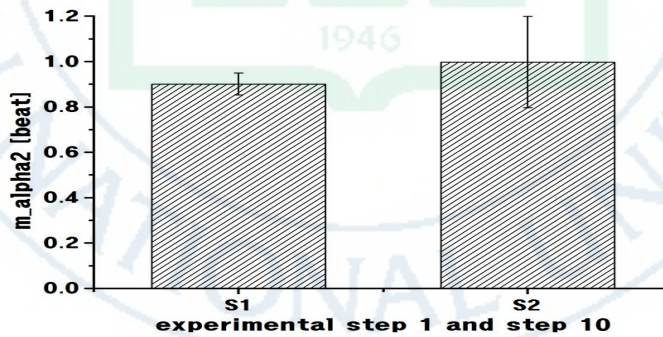


그림 32. 프랙탈 상관성 분석을 적용한 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균  $\alpha_2$ ( $m_{\alpha_2}$ )과  $\alpha_2$ 의 표준편차( $m_{STD_{\alpha_2}}$ )의 변화 추이

Fig. 32. The changing trends of the  $m_{\alpha_2}$  and  $m_{STD_{\alpha_2}}$  of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment.

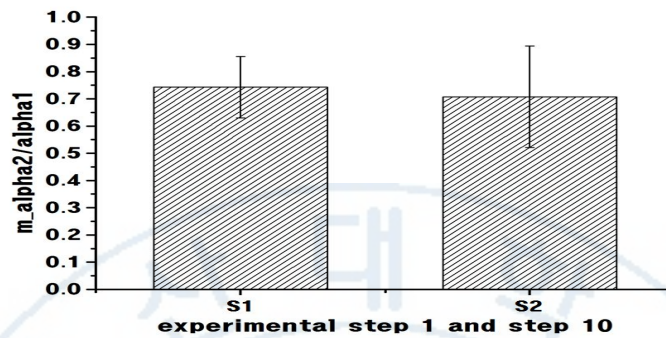


그림 33. 프랙탈 상관성 분석을 적용한 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균  $\alpha_2$ ( $m_{\alpha_2}$ )과  $\alpha_2$ 의 표준편차( $m_{STD_{\alpha_2}}$ )의 변화 추이

Fig. 33. The changing trends of the  $m_{\alpha_2}$  and  $m_{STD_{\alpha_2}}$  of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the fractal correlation analysis according to the before and after experiment.



#### 4.2.4 비선형 복잡도 분석

본 연구에서는 HRV 신호의 분석을 위하여 비선형 복잡도 분석을 수행하였으며 대표적인 파라미터로 사용되는 근사엔트로피(ApEn)와 표본엔트로피(SampEn)를 파라미터로 추출하였다. 각 파라미터의 기준 반경은 끝개 반경 표준편차의 20%( $r = 0.2 \text{ SDNN}$ )로 적용하여 관찰한 결과는 아래와 같다.

첫 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 온도변화 단계별 ApEn의 결과를 Table 22에 나타내었으며 감소 또는 감소와 증가를 반복하는 양상이 관찰되어 실험 전 단계보다 실험 후 단계에 감소하였다. ApEn은 정상인의 경우 1보다 조금 큰 값을 나타내고 있으나, 원적외선에 의한 심부열의 상승으로 심장 박동의 주기가 변화되기 때문에 시간이 경과될수록 감소하는 양상이 관찰되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 m\_ApEn의 분석 결과 온도변화 단계에 따라 감소하는 양상이 관찰되었다. 그러나 단계가 증가할수록 m\_STD\_ApEn도 같이 증가하여 넓게 분포됨에 따라 변별력은 없음을 알 수 있었다. 또한, 선형성 경향에서는 증가하는 양상이 관찰되었으나, 선형 추세선에서 넓게 분포되어 황토볼 매트와 온도변화 단계별 변별력은 나타나지 않았다.

분석 프로토콜 3에 따른 전체 실험 대상자의 평균(m\_ApEn)과 표준편차(m\_STD\_ApEn)의 결과를 Fig. 34에 나타내었다. 비선형 복잡도 분석에서 ApEn 파라미터는 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 감소하는 양상이 관찰되었으며 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내었다( $p < 0.05$ ). 즉 S1 단계( $0.16 \pm 0.06$ )와 S2 단계( $1.01 \pm 0.17$ )는 구별되며 황토볼 매트의 사용으로 ApEn이 감소하는 결과를 나타내었다. 따라서 ApEn은 심박변이 분석용 파라미터로 적용이 가능함을 알 수 있었다.

표 22. 비선형 복잡도 분석을 적용한 단계별 온도변화에 따른 근사엔트로피 (ApEn)의 분포 특성

Table 22. A statistical distribution characteristic of the approximate entropy(ApEn) applied to the nonlinear complexity analysis according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	1.1086	1.0876	1.0163	1.0092	1.0290	0.9635	0.9548	0.9570	0.9703	0.9406
Object_02	1.1781	1.2103	1.1758	1.2264	1.2207	1.1903	1.1967	1.2007	1.1693	1.1208
Object_03	1.2038	1.2226	1.1520	1.1518	1.1827	1.1489	1.1892	1.1850	1.1419	1.1894
Object_04	1.1680	1.1670	1.1591	1.1103	1.0793	1.0992	1.0568	1.1107	0.9764	1.1673
Object_05	1.1920	1.2000	1.2292	1.1071	1.2183	1.1949	1.1861	1.2211	1.1532	1.1751
Object_06	1.0835	1.0585	0.8092	0.7440	1.0248	0.9924	0.9935	0.92887	0.9041	0.9449
Object_07	1.1585	1.0749	1.1039	1.1328	1.1268	1.0557	0.9599	1.0788	1.0622	1.0249
Object_08	1.2098	1.0745	1.1545	1.0963	1.1822	1.1125	1.0911	1.0216	0.8034	0.6222
Object_09	1.0474	1.0573	1.0267	1.0508	0.9791	0.9821	1.0048	0.99748	0.9783	0.9703
Object_10	1.2316	1.1537	1.1447	1.1188	1.0827	1.0347	1.1039	1.1768	1.1587	0.9548

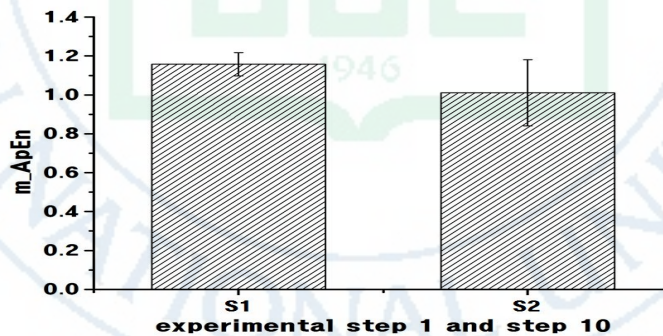


그림 34. 비선형 복잡도 분석을 적용한 실험 전·후 실험 대상자 10명의 HRV 신호의 평균 근사엔트로피(m\_ApEn)와 근사엔트로피의 표준편차(m\_STD\_ApEn)의 변화 추이

Fig. 34. A statistical distribution characteristic of the m\_ApEn and m\_STD\_ApEn of the HRV signal about ten experimental subjects applied to the nonlinear complexity analysis in the before and after experiment.

두 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 황토볼 매트 온도변화 단계별 SampEn의 결과를 Table 23에 나타내었으며, ApEn과 유사하게 SampEm도 감소 또는 감소와 증가를 반복하는 양상이 관찰되었다. 이러한 현상은 SampEn이 ApEn보다 시계열의 길이에 대한 의존성과 계산의 효율성을 다소 낮으나 규칙성 또는 예측성을 정량화하는 분석 방법으로 유사한 양상을 나타내고 있다. 또한, 대부분의 실험 대상자에서 증가와 감소가 뚜렷이 관찰되었으며, 이는 원적외선이 인체에 영향을 미치고 있음을 관찰할 수 있었다. 즉 원적외선에 의한 심부열의 상승으로 심장 박동의 주기가 빠르게 변화되기 때문에 시간이 경과될수록 감소하는 양상이 관찰되었다.

분석 프로토콜 2에 따른 분석결과에서는 SampEn의 변화 폭은 적게 감소하는 양상이 관찰되었다. 그러나 m\_STD\_SampEn이 넓게 분포함에 따라 온도변화 단계에 따른 변별력은 저하됨을 알 수 있었다.

분석 프로토콜 3에 따른 비선형 복잡도 분석에서 SampEn 파라미터에 대한 분석 결과를 Fig. 35에 나타내었다. 실험 전 단계인 S1에 보다는 실험 후 단계인 S2에서 감소하는 양상이 관찰되었으며, 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내었다( $p < 0.05$ ). 즉 S1 단계( $1.60 \pm 0.23$ )와 S2 단계( $1.17 \pm 0.31$ )는 확연히 구별되었으며, 황토볼 매트의 사용으로 SampEn이 감소하는 결과를 나타내었다. 따라서 SampEn은 심박변이 분석용 파라미터로 적용이 가능함을 알 수 있었다.

표 23. 비선형 복잡도 분석을 적용한 단계별 온도변화에 따른 표본엔트로피 (SampEn)의 분포 특성

Table 23. A statistical distribution characteristic of the sample entropy(SampEn) applied to the nonlinear complexity analysis according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	1.5259	1.3361	1.1563	1.1431	1.2479	1.0548	1.0584	1.0388	1.0626	1.0200
Object_02	1.7499	1.7212	1.7099	1.5865	1.6766	1.6767	1.4849	1.5480	1.4876	1.3540
Object_03	1.7450	1.7065	1.3503	1.4232	1.3508	1.2547	1.6443	1.6657	1.5297	1.5550
Object_04	1.5511	1.6473	1.3621	1.3910	1.3887	1.3589	1.2902	1.3574	1.0144	1.5320
Object_05	1.8474	1.9191	1.8302	1.6136	1.8790	1.7763	1.7166	1.7917	1.4588	1.4497
Object_06	1.3112	1.1827	0.7913	0.6916	1.2091	1.0915	1.0935	1.0608	0.9088	1.0167
Object_07	1.5992	1.3693	1.5395	1.5595	1.4844	1.3668	1.1150	1.3027	1.3002	1.1418
Object_08	1.4958	1.2194	1.4053	1.2382	1.4845	1.2854	1.2973	1.0965	0.7454	0.54187
Object_09	1.2093	1.2181	1.2076	1.1291	1.0809	1.0971	1.1330	1.1347	1.0582	1.0404
Object_10	1.9446	1.3574	1.3836	1.3964	1.3152	1.1643	1.3140	1.4342	1.3832	1.0039

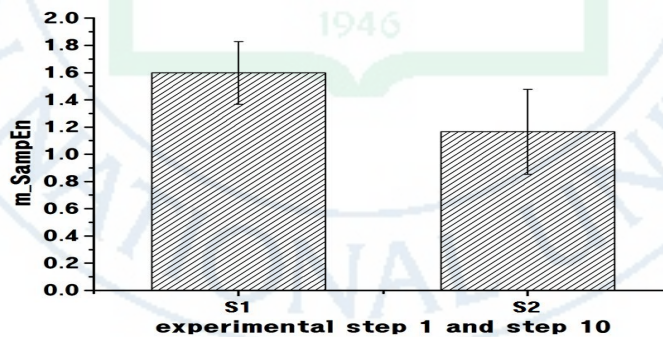


그림 35. 비선형 복잡도 분석을 적용한 실험 전·후 HRV 신호의 평균 표본엔트로피(m\_SampEn)와 표본엔트로피의 표준편차(m\_STD\_SampEn)의 변화 추이  
Fig. 35. The changing trends of the m\_SampEn and m\_STD\_SampEn of ten experimental subjects applied to the nonlinear complexity analysis according to the before and after experiment.



### 4.3 맥파 신호 분석

맥파 신호를 분석하기 위하여 상기 2.3.2절의 전처리과정을 거쳐 2.3.3절에서와 같이 심전도 신호와 오른손가락과 왼손가락의 맥파 신호의 각 특징점을 검출하였고, 각 특징점 사이의 시간차이를 산출한 PTT(right\_PTT, left\_PTT)를 파라미터로 추출하였다. 추출한 파라미터는 심장에서부터 오른손가락과 왼손가락의 모세혈관까지 혈액이 이동하는 시간으로 심장의 박동 주기와 혈관의 길이 및 특성 그리고 혈압에 의존적이다[75].

본 연구에서는 황토볼 매트 온도 변화에 따라 PTT가 변화하는 양상을 관찰하기 위해 황토볼 매트의 온도는 상기의 심박변이 신호의 분석과 동일하게 총 10단계로 구분하였고, PTT의 변화양상을 분석하기 위해 선형추이 방법을 적용하였다. 그리고 온도 단계별(i) 변화와 실험 대상군(j)을 구분하는 방법도 심박변이 신호 분석과 동일하게 적용하였다. 각 단계별 PTT의 변화 양상을 관찰한 결과는 아래와 같다.

분석 프로토콜 1에 따른 right\_PTT와 left\_PTT의 변화 양상을 관찰한 결과를 각각 Table 24와 25에 나타내었으며, 각 실험 대상자마다 감소 또는 증가를 반복하는 양상을 관찰할 수 있었다. 실험 대상자마다 증가 또는 감소하는 모양은 각기 다른 양상을 나타내었다. 이러한 현상은 교감신경의 항진 이외의 혈관의 특성이나 혈액의 점성 그리고 혈압과 관련이 있기 때문이라 생각된다. 일반적으로 교감신경의 활성화는 심장의 활동성이 증가시킴으로써 심박변이 신호의 RR 간격은 감소하고 심박수는 증가하며 혈액의 속도가 높아지는 현상이 발생하여 PTT는 감소하게 된다.



분석 프로토콜 2에 따른 전체 실험 대상자의 평균( $m\_right\_PTT$ ,  $m\_left\_PTT$ )과 표준편차( $m\_STD\_right\_PTT$ ,  $m\_STD\_left\_PTT$ )을 구하여 온도변화 단계별 변화 양상을 분석하였다. 온도변화 단계에 따라  $right\_PTT$ 와  $left\_PTT$ 에서 증가와 감소를 반복적으로 나타내고 있으며, 실험 전 단계와 실험 후 단계의 비교에서도 증가와 감소를 각기 나타내었다. 또한 실험 대상자 4, 8, 10의 경우  $right\_PTT$ 와  $left\_PTT$ 의 차이가 크게 발생하였다. 이는 오른팔과 왼팔에 대한 혈관의 유순도나 상태가 다르기 때문이라 판단된다. 맥파전달시간은 체온, 혈류속도에 따라 다르게 나타나며 이는 심장의 박동이나 혈관의 상태 등의 여러 가지 요인에 의해 발생에 따라 변화하게 된다. 따라서  $right\_PTT$ 와  $left\_PTT$ 의 변화 양상은 표준편차의 범위가 넓어 온도변화 단계별 변별력이 저하됨을 알 수 있었다.

분석 프로토콜 3에 따른 실험 대상자의 오른손가락과 왼손가락으로 구분하여 산출된 PPT를 이용하여 전체 실험 대상자의 평균 시간간격을 황토볼 매트 사용하기 전 단계(S1 단계)와 황토볼 매트를 사용한 후 단계(S2 단계)로 구분하여  $right\_PTT$ 와  $left\_PPT$ 의 인체 활력징후 변이 양상에 대한 파라미터로 적합한지를 분석하였다. 먼저  $right\_PTT$  파라미터의 분석 결과는 다음과 같다. 황토볼 매트 사용 전 S1 단계와 사용 후 S2 단계의 값의 변화는 거의 발생하지 않았으며, 실험 전과 실험 후  $right\_PTT$  파라미터 값의 변화에 비해 표준편차가 상대적으로 매우 크게 발생하였다. 즉 S1 단계( $207.9 \pm 15.42$ )와 S2 단계( $207.43 \pm 14.03$ )가 겹치는 양상을 관찰할 수 있었으며, 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내지 않았다( $p>0.05$ ). 따라서  $right\_PTT$ 는 황토볼 매트 사용에 대한 파라미터로 적용할 수 없음을 알 수 있었다.

표 24. 단계별 온도변화에 따른 오른 손가락의 맥파전달시간(right\_PTT)의 분포 특성

Table 24. A distribution aspect of the right\_PTT according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	222.57 ±3.54	222.65 ±3.57	225.43 ±3.85	224.96 ±5.58	223.42 ±5.53	224.90 ±3.88	224.07 ±6.68	221.30 ±4.33	223.77 ±5.39	219.13 ±8.03
Object_02	203.59 ±2.51	210.18 ±3.74	213.09 ±5.26	214.29 ±7.66	213.74 ±7.39	212.21 ±4.36	212.22 ±4.61	211.53 ±4.69	208.72 ±9.45	209.85 ±4.08
Object_03	212.82 ±7.86	214.01 ±7.49	218.08 ±11.92	215.65 ±11.55	213.40 ±14.51	211.43 ±21.38	211.14 ±17.87	213.61 ±14.84	213.71 ±15.88	214.24 ±11.21
Object_04	210.95 ±5.24	208.06 ±8.99	210.81 ±13.17	210.67 ±8.97	210.98 ±7.43	209.63 ±7.71	202.95 ±15.78	207.32 ±8.84	208.78 ±8.26	207.14 ±8.02
Object_05	217.00 ±6.08	213.81 ±5.41	211.69 ±5.85	212.51 ±4.83	211.50 ±6.16	211.18 ±6.06	211.87 ±7.98	213.14 ±4.66	213.29 ±6.95	213.00 ±7.31
Object_06	211.84 ±15.32	211.84 ±15.32	207.94 ±11.90	203.73 ±12.88	193.62 ±15.17	192.53 ±20.32	192.64 ±21.12	188.40 ±23.11	187.25 ±25.99	196.56 ±16.19
Object_07	206.03 ±16.81	209.05 ±17.41	210.65 ±19.15	213.15 ±19.08	214.11 ±14.25	214.50 ±18.93	207.99 ±20.39	208.09 ±16.71	205.31 ±26.75	208.97 ±23.76
Object_08	188.20 ±4.22	194.73 ±7.21	195.95 ±4.70	191.44 ±4.07	194.77 ±6.80	197.61 ±6.47	195.80 ±7.11	211.84 ±6.60	203.03 ±7.92	200.20 ±7.57
Object_09	214.62 ±22.97	217.78 ±17.65	224.15 ±15.02	218.92 ±19.81	217.50 ±22.64	200.63 ±24.73	203.65 ±17.55	202.47 ±23.86	206.48 ±18.31	209.26 ±14.29
Object_10	191.65 ±6.13	195.81 ±12.63	189.99 ±22.55	199.17 ±6.26	198.29 ±9.13	198.74 ±10.23	200.07 ±9.50	199.45 ±7.90	197.50 ±8.71	196.58 ±7.36

표 25. 단계별 온도변화에 따른 왼손가락의 맥파전달시간(left\_PTT)의 분포 특성

Table 25. A distribution aspect of the left\_PTT according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th
Object_01	229.17 ±3.84	229.89 ±3.27	230.70 ±4.03	231.85 ±4.75	230.49 ±4.85	229.41 ±4.83	230.23 ±3.84	226.65 ±6.15	232.11 ±7.29	228.56 ±3.19
Object_02	206.32 ±3.49	214.78 ±4.13	214.11 ±7.75	213.31 ±10.30	211.35 ±9.55	211.19 ±4.29	209.81 ±11.00	209.26 ±10.94	208.94 ±5.00	209.39 ±4.89
Object_03	213.03 ±11.69	214.85 ±12.00	210.26 ±10.18	211.26 ±13.19	208.30 ±14.16	207.79 ±17.19	208.87 ±17.86	207.91 ±16.64	206.98 ±16.38	214.20 ±12.59
Object_04	201.54 ±8.52	196.67 ±10.83	205.30 ±10.83	203.38 ±10.18	201.90 ±10.18	200.79 ±10.29	188.13 ±20.87	194.28 ±15.90	196.79 ±13.77	207.03 ±7.51
Object_05	210.64 ±7.51	207.81 ±8.69	205.98 ±8.93	206.13 ±8.04	204.68 ±11.51	204.18 ±10.63	206.12 ±5.78	206.59 ±4.99	208.47 ±8.84	208.83 ±6.33
Object_06	210.66 ±7.74	207.86 ±8.54	206.45 ±10.34	205.84 ±8.65	201.37 ±10.88	199.85 ±11.98	200.46 ±13.47	197.06 ±12.60	197.90 ±10.20	198.21 ±8.59
Object_07	211.53 ±13.96	204.94 ±16.13	206.48 ±17.72	208.60 ±17.02	206.92 ±16.48	207.91 ±16.21	203.16 ±13.14	205.97 ±12.45	208.73 ±13.07	209.16 ±14.27
Object_08	178.94 ±5.31	178.98 ±9.29	177.65 ±10.59	173.34 ±9.48	177.72 ±9.90	179.38 ±12.04	176.03 ±12.80	189.05 ±6.63	187.78 ±9.06	187.21 ±8.85
Object_09	215.47 ±20.56	218.01 ±20.03	221.00 ±16.86	219.65 ±17.76	219.31 ±18.26	206.51 ±22.35	205.25 ±20.46	207.76 ±21.08	208.75 ±16.29	208.99 ±18.49
Object_10	183.92 ±3.31	188.69 ±5.67	188.57 ±8.17	192.22 ±7.12	192.03 ±4.54	193.31 ±4.77	194.50 ±4.58	193.20 ±4.42	191.72 ±3.68	190.76 ±3.81

## 4.4 체온 및 혈류량 분석

황토볼 매트에서 방사되는 원적외선의 영향에 의한 인체 활력징후의 변이 양상을 관찰하기 위하여 생체신호 중 심전도와 맥파는 연속적으로 데이터를 획득하였으나, 혈압 및 체온 그리고 혈류량은 실험 동안 5회 측정하였으며 각 측정 단계의 설명은 다음과 같다. 실험 초기 황토볼 매트에 온도를 인가하지 않은 상태에서 온도 인가 5분 전(1 단계)과 황토볼 매트의 온도가 40℃를 유지하는 10분 후(2 단계), 황토볼 매트의 온도가 45℃를 유지하는 10분 후분(3 단계), 황토볼 매트의 온도가 50℃를 유지하는 10분 후(4 단계) 그리고 황토볼 매트의 온도가 55℃에서 황토볼 매트의 온도를 차단한 상태인 실험 종료 5분 전(5 단계)으로 구분하였다. 이와 같이 5 단계로 구분한 후 각 단계별 파라미터들의 변화 양상을 관찰하였다. 그리고 실험 대상군에 대한 각 파라미터 분석을 위하여 온도변화 단계를  $i(1 \sim 5)$ , 실험 대상군을  $j(1 \sim 5)$ 로 표기하였다. 그리고 추출한 파라미터는 체온(Temp) 그리고 혈류량(BFR) 등으로 각 분석 파라미터의 온도변화에 따라 변화하는 양상의 결과는 다음과 같다.

첫 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 각 실험 대상자의 단계별 온도 변화에 따른 체온의 결과를 Table 26에 나타내었다. Table 26에서 실험 전체 시간동안 평균 체온은  $36.08 \pm 0.37 \sim 36.98 \pm 0.07^{\circ}\text{C}$ 로 큰 변화는 나타나지 않았으며 증가와 감소를 반복하는 양상이 나타났었다. 또한,  $\text{Temp}_{i1}$ ,  $\text{Temp}_{i2}$ ,  $\text{Temp}_{i3}$ ,  $\text{Temp}_{i4}$ 의 경우에는 실험 전보다 감소하는 양상이 관찰되었다. 그리고  $\text{Temp}_{i10}$ 을 제외하고는 황토볼 매트의 온도가 50℃에서 55℃의 변화 단계에서 변곡점이 발생하는 양상을 나타내었다. 이는 체내의 열생산과 열이동 그리고 열손실의 작용에 의한 항상성(homeostasis)이 작용하였기 때문이라 판단된다. 즉 외

부 온도의 강도에 따라 인체 내의 열평형(heat balance)의 빠르게 작용하여 온도가 비교적 낮은 구간에서는 큰 변곡점들이 나타나지 않았으나 황토볼 매트  
의 온도가 상승할수록 큰 변곡점들이 나타났었다.

분석 프로토콜 2에 따른 전체 실험 대상자의 평균(m\_Temp)과 표준편차(m\_STD\_Temp)를 구하여 온도변화 단계별 변화 양상을 분석한 결과, 황토볼 매트의 온도가 40℃와 45℃까지는 감소하는 양상을 보였으나 이후 50℃와 55℃ 그리고 실험 후 단계에서는 증가하는 양상을 관찰할 수 있었다. 그러나 표준편차의 차이가 실험 후 단계를 제외하고는 표준편차가 크게 나타남에 따라 황토볼 매트의 각 온도 단계별 체온의 변화는 변별력이 저하됨을 알 수 있었다. 이러한 현상은 시상하부의 온도조절중추(temperature regulating centers)에서 체온이 높거나 낮은 체온이 감지되면 즉각적으로 반응을 일으켜 혈관확장과 수축, 발한과 입모, 열생산의 증가와 감소를 일으켜 일정한 체온을 유지하기 때문에 황토볼 매트에 의한 체온 변화는 시간에 따른 연속적인 측정으로 분석이 가능하리라 판단된다.

분석 프로토콜 3에 따른 황토볼 매트의 사용 전과 사용 후에 대한 전체 실험 대상자의 평균 체온(m\_Temp)을 Fig. 36에 나타내었다. Fig. 36에서 m\_Temp 파라미터에 대한 분석 결과는 사용 전(S1)과 사용 후(S2)에서 거의 일정하게 나타났으며 표준편차도 변화량에 비해 크게 발생하였다. 즉 S1 단계( $36.56 \pm 0.39$ )와 S2 단계( $36.67 \pm 0.13$ )의 표준편차가 겹치는 양상이 관찰되어 황토볼 매트의 사용 전과 사용 후의 체온에 대한 변화는 거의 없는 것으로 나타났다. 통계적으로도 유의성이 관찰되지 않았다( $p > 0.05$ ). 따라서 실험 대상자로부터 추출한 m\_Temp 파라미터는 황토볼 매트의 원적외선 방사에 의한 인체 활력징후 분석용 파라미터로 부적합을 알 수 있었다.



표 26. 단계별 온도 변화에 따른 체온의 분포 특성

Table 26. A distribution aspect of the body temperature according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	mean
Object_01	36.7	36.5	36.5	36.4	36.5	36.52±0.10
Object_02	37.1	37.0	36.9	37.0	36.9	36.98±0.07
Object_03	37.1	36.9	36.7	36.4	36.7	36.76±0.23
Object_04	36.9	37.0	36.7	36.6	36.7	36.78±0.15
Object_05	36.6	36.6	36.4	36.3	36.7	36.52±0.15
Object_06	36.4	36.5	36.3	36.9	36.7	36.56±0.22
Object_07	36.4	36.5	36.7	36.9	36.7	36.64±0.17
Object_08	36.0	35.8	36.0	35.8	36.8	36.08±0.37
Object_09	36.3	36.6	36.5	36.7	36.5	36.52±0.13
Object_10	36.1	36.0	36.1	36.5	36.5	36.24±0.22

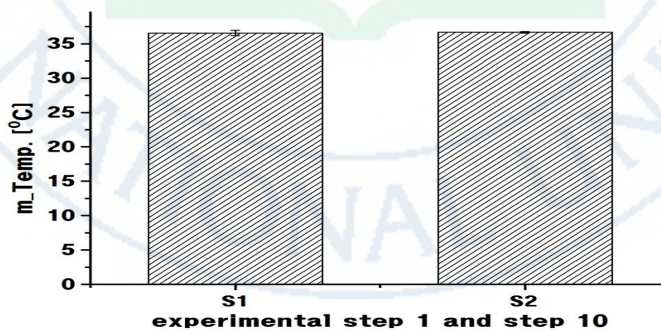


그림 36. 실험 전·후 평균 체온(m\_Temp.)과 체온의 표준편차(m\_STD\_Temp.)의 변화 추이

Fig. 36. A statistical distribution characteristic of the m\_Temp. and m\_STD\_Temp. in the before and after experiment.

두 번째, 분석 프로토콜 1에 따른 황토볼 매트 온도변화 단계별 혈류량(BFR)의 측정 결과를 Table 27에 나타내었다. Table 27에서 온도변화 단계별 혈류량은 각 실험 대상자마다 증가하는 양상이 관찰되었다. 그러나 실험 대상자마다 증가하는 혈류량의 값은 다르게 나타났으며, BFR<sub>102</sub>에서 약간 증가하였다가 감소하는 양상이 관찰되었다. 이는 황토볼 매트의 온도가 증가할수록 ANS에 의한 심장의 활동성의 변화, 혈관의 유순도 변화 그리고 혈압의 변화 등 다양한 영향으로 증가하였다고 판단된다. 상기의 시간영역과 주파수영역에서의 심박변이 신호의 변화 분석에서 심박변이 신호의 시간간격이 짧아지고 고주파영역에 비해 저주파영역의 활성도가 높으며 혈관 내의 혈액량을 증가시키는 요인들이 복합적으로 작용하였다고 판단된다.

분석 프로토콜 2에 따른 전체 실험 대상자의 평균(m\_BFR)과 표준편차(m\_STD\_BFR)를 구하여 온도변화 단계별 변화 양상을 분석하였다. 분석 결과 m\_BFR의 값이 증가하였으나 m\_STD\_BFR 범위 이내에서 변화됨에 따라 m\_BFR 파라미터에 대한 온도변화 단계별에 따른 변별력은 거의 없었다.

분석 프로토콜 3에 따른 실험 전(S1 단계)과 실험 후(S2 단계)에 대한 전체 실험 대상자의 평균 혈류량(m\_BFR)을 Fig. 37에 나타내었다. m\_BFR 파라미터에 대한 분석 결과는 다음과 같다. S1 단계와 비교하여 S2 단계의 혈류량이 증가하는 양상이 관찰되었으며 실험 대상자의 온도 변화 단계별 증가 양상과 일치하였다. 즉 S1 단계( $2.86 \pm 1.86$ )와 S2 단계( $5.38 \pm 3.08$ )에 표준편차는 일부 겹치는 것은 관찰되었으나 통계적으로 유의한 분포를 나타내었다( $p < 0.05$ ). 따라서 m\_BFR 파라미터는 황토볼 매트의 원적외선 방사에 의한 인체 활력징후 분석용 파라미터로 적합함을 알 수 있었다.

표 27. 단계별 온도 변화에 따른 혈류량의 분포 특성

Table 27. A distribution aspect of the blood flow rate according to each step of step-by-step temperature change

	1st	2nd	3rd	4th	5th	mean
Object_01	1.8	2.1	2.5	3	3.2	2.52±0.53
Object_02	1.3	4.9	10.6	11.2	11.5	7.90±4.09
Object_03	3.7	4.1	4.5	4.7	5.1	4.42±0.48
Object_04	2.3	2.9	3.1	3.5	3.7	3.10±0.49
Object_05	7.5	8	8.1	8.7	8.8	8.22±0.48
Object_06	3.1	5.9	6.6	7.5	8	6.22±1.72
Object_07	1.6	1.9	2.6	2.8	2.9	2.36±0.52
Object_08	1.7	2.1	2.7	3.2	3.5	2.64±0.67
Object_09	3.8	4.1	4.5	5	5.2	4.52±0.53
Object_10	1.8	2	1.7	1.7	1.9	1.82±0.12

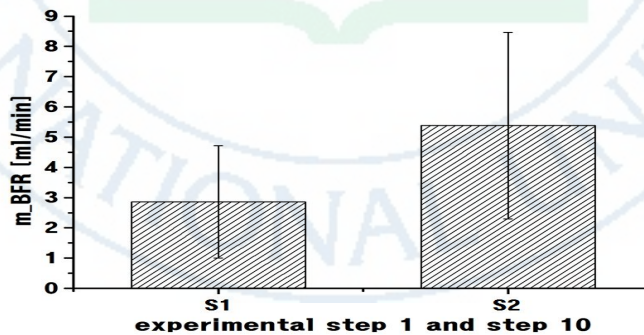


그림 37. 실험 전·후 평균 혈류량(m\_BFR)과 혈류량의 표준편차(m\_STD\_BFR) 변화 추이

Fig. 37. A statistical distribution characteristic of the m\_BFR and m\_STD\_BFR in the before and after experiment.

## V. 결론

본 연구에서는 황토볼 매트에서 방사되는 원적외선이 인체 활력징후에 미치는 영향을 분석하고자 하였다. 황토볼 매트의 온도변화 단계를 실험 전 단계, 온도가 40 ~ 55℃까지 8단계, 실험 후 단계로 총 10 단계로 구분한 후 각 온도변화 단계별 HRV 신호와 PTT의 변이 양상을 관찰하였으며 체온과 혈류량은 5 단계로 구분하여 변이 양상을 관찰하였다. 이를 위해 실험 대상자 10명에 대하여 심전도와 맥파 신호는 실험기간 중 50 분간 연속적으로 획득하였으며, 체온과 혈류량은 각각 5 회 측정하였다. 측정된 각 신호들을 분석하기 위해 적용한 방법은 다음과 같다. 먼저, 심전도 신호에서 R 정점의 특징점을 선정하여 HRV 신호를 추출하였으며, HRV 신호를 분석하기 위하여 시간영역, 주파수영역, 프랙탈 상관성 분석, 추세제거 분석, 비선형 복잡도 분석 등의 방법들을 적용하였다. 그리고 ECG 신호의 R 파 정점과 PPG 신호의 특징점 간의 시간간격을 산출한 후 PTT를 추출하여 분석하였다. 측정한 각각의 생체신호에 대하여 분석 방법별로 적용한 파라미터는 아래와 같다.

첫 번째, HRV 신호를 분석하기 위하여 시간영역과 주파수영역 그리고 비선형에서 파라미터를 추출하였다. 시간영역 분석을 위하여 HRV 신호의 평균 시간간격( $m\_RRi$ ), 시간간격의 표준편차( $STD\_RRi$ ), 평균 심박수( $m\_HR$ )와 표준편차( $STD\_HR$ ), 그리고 HRV 신호의 시간간격의 제곱근 평균(RMSSD)을 산출하여 파라미터로 사용하였다. 다음으로, 주파수영역 분석을 위하여 추출한 시계열 HRV 신호를 FFT 기법과 AR 모델 기법을 적용하여 극저주파( $fft\_VLF$  and  $ar\_VLF$ ), 저주파( $fft\_LF$  and  $ar\_LF$ ), 고주파( $fft\_HF$  and

ar\_HF) 등의 전력스펙트럼밀도)와 고주파 성분에 대한 저주파 성분의 비율 (fft\_LF/HF and ar\_LF/HF)을 산출하여 파라미터로 사용하였다. 그 다음으로, 프랙탈 상관성 분석을 위하여 Poincare plot의 SD1과 SD2, 추세제거 분석을 위해 DFA 기법을 적용하여 단주기 상관성인  $\alpha_1$ 과 장주기 상관성인  $\alpha_2$ 를 산출하여 각각 파라미터로 사용하였다. 마지막으로, 비선형 복잡도 분석을 위하여 근사엔트로피(ApEn)와 표본엔트로피(SampEn)를 산출하여 파라미터로 사용하였다.

두 번째, PPG 신호를 분석하기 위하여 심전도 신호의 R 정점에서부터 PPG 신호의 특징점까지 소요되는 시간으로 오른쪽 검지와 왼쪽 검지에서 산출한 PTT(right\_PTT and left\_PTT)를 파라미터로 사용하였다.

세 번째, 실험 대상자의 심부열의 변화와 혈관 내의 혈액량 변화를 분석하고자 체온(Temp.)과 혈류량(BFR)을 각각 파라미터로 사용하였다.

이러한 파라미터들을 사용하여 온도변화 단계별 실험 대상자들의 각 파라미터들의 분포 양상을 관찰하였고 온도변화 단계별 실험 대상자 전체에 대한 파라미터들의 평균치 분포 양상을 관찰하였으며 실험 전과 실험 후 실험 대상자 전체에 대한 파라미터들의 평균치 변이 양상을 관찰하였다. 이러한 일련의 분석 방법을 적용하여 분석한 결과는 다음과 같다.

첫 번째, 온도변화 단계별 실험 대상자들 각각의 파라미터들의 분포 양상 (분석 프로토콜 1)에 대한 분석 결과는 다음과 같다. 먼저, 시간영역에서 HRV 신호를 분석한 결과 m\_RRi, m\_HR, RMSSD 파라미터는 지속적으로 증가하거나 감소하는 양상이 관찰되었다. 다음으로 주파수영역에서 HRV 신호를 분석한 결과 fft\_VLF, ar\_VLF, fft\_LF, ar\_LF, fft\_HF, ar\_HF, fft\_LF/HF 그리고



ar\_LF/HF 파라미터에서 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. 또한, 프랙탈 상관성 분석에 의한 SD1과 SD2, 추세제거 분석에 의한  $\alpha_1$ 과  $\alpha_2$ , 비선형 복잡도 분석에 의한 ApEn과 SampEn 등을 분석한 결과 감소와 증가를 반복하였다. 그 다음으로, right\_PTT, left\_PTT 파라미터는 실험 대상자마다 감소 또는 증가를 반복하는 각기 다른 양상을 나타내었고, Temp. 파라미터는 변화 폭이 크지 않으면서 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. 그리고 BFR 파라미터의 값은 실험 대상자 10명 중 9명이 지속적으로 증가하는 양상을 관찰하였다. 따라서, 온도변화 단계별 실험 대상자들의 각 파라미터의 분포 양상은 실험 대상자마다 다른 양상을 나타내었고 표준편차의 값이 넓게 분포되어 온도변화 단계별 변별력은 아주 저하됨을 알 수 있었다.

두 번째, 온도변화 단계별 실험 대상자 전체에 대한 파라미터들의 평균치 분포 양상(분석 프로토콜 2)에 대한 분석 결과는 다음과 같다. 시간영역에서 m\_RRi는 감소, m\_HR는 증가하는 양상이 관찰되었고 RMSSD는 감소와 증가를 반복하는 양상이 관찰되었다. 다음으로 주파수영역에서 fft\_VLF, ar\_VLF, fft\_LF, fft\_HF, ar\_LF 그리고 ar\_HF는 증가와 감소를 반복하는 양상이 관찰되었다. fft\_LF/HF와 ar\_LF/HF는 증가하는 양상이 관찰되었다. 그리고 프랙탈 상관성 분석에 의한 SD1과 SD2, 추세제거 분석에 의한  $\alpha_1$ 과  $\alpha_2$ , 비선형 복잡도 분석에 의한 ApEn과 SampEn, right\_PTT와 left\_PTT, Temp., 그리고 BFR 파라미터의 값들은 상기 첫 번째 분석 결과와 유사한 경향을 나타내었다. 따라서, 온도변화 단계별 전체 실험 대상자들 평균치 분포 양상에서 일부 파라미터에서 지속적으로 증가하거나 감소하는 양상이 관찰되었으나 표준편차의 값이 넓게 분포되어 온도변화 각 단계별 변별력은 저하됨을 알 수 있었다.

세 번째, 실험 전(S1)과 실험 후(S2)로 구분하여 실험 대상자 전체에 대한 파라미터들의 평균치 변이 양상(분석 프로토콜 3)을 분석한 결과는 다음과 같다. 먼저, 시간영역에서  $m\_RRi$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 50 ms 이상 작게 관찰되었지만 표준편차가 크게 발생하였다. 그리고  $m\_HR$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 분당 약 5회 증가하는 양상이 관찰되었으며, 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내었다( $p<0.05$ ). 또한, RMSSD 파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 약 6 ms 감소하는 양상이 관찰되었으며, 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내었다( $p<0.05$ ).

다음으로, 주파수영역에서  $fft\_VLF$ 와  $ar\_VLF$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 약 2 배 정도 증가하는 양상이 관찰되었지만, 표준편차가 크게 발생하여 통계적 유의성이 나타나지 않았다. 그리고  $fft\_LF$ 와  $ar\_LF$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 증가하는 양상이 관찰되었다.  $fft\_HF$ ,  $ar\_HF$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 감소하는 양상이 관찰되었다. 또한,  $fft\_LF/HF$ ,  $ar\_LF/HF$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 크게 증가하는 양상이 관찰되었고, 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내고 있다( $p<0.05$ ). 그 다음으로, 프랙탈 상관성 분석에서  $SD1$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 감소하는 양상이 관찰되었고,  $SD2$  파라미터는 증가하는 양상이 관찰되었다. 그리고  $SD1$ 에서 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타내었다( $p<0.05$ ). 그 다음으로, 추세제거 분석에서는  $\alpha_1$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 증가하는 양상이 관찰되었다. 그리고  $\alpha_2$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 증가하는 양상이 관찰되었다. 그 다음으로, 비선형 복잡도 분석에서  $ApEn$ 과  $SampEn$  파라미터는 S1 단계보다 S2 단계에서 감소하는 양상이 관찰되었고, 통계적으로

유의한 분포 특성을 나타내고 있다( $p < 0.05$ ).

상기에서 언급한 파라미터들 중에 황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한 HRV 신호 분석에 도움이 될 수 있는 파라미터로는 시간영역의 m\_HRV, RMSSD 파라미터와 주파수영역의  $\text{fft\_LF/HF}$ ,  $\text{ar\_LF/HF}$  파라미터이었고, 프랙탈 상관성 분석에서는 SD1 파라미터, 그리고 비선형 복잡도 분석에서는 ApEn 파라미터와 SampEn 파라미터 등이 통계적으로 유의한 분포 특성을 나타냄을 관찰할 수 있었다.

상기에서 언급한 분석 결과 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다. 분석 프로토콜 1과 분석 프로토콜 2을 적용하여 시간영역, 주파수영역, 프랙탈 상관성, 그리고 비선형 복잡도 분석 등에 의해 황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한 활력징후(vital sign) 증진 효과를 분석한 결과 통계적으로 유의한 분포 특성을 관찰할 수 없었다. 그러나 분석 프로토콜 3을 적용하여 분석한 결과 황토볼 매트와 원적외선 방사에 의한 활력징후 증진 효과를 관찰할 수 있었다.

## 참고문헌

- [1] J. S. Dover, T. J. Phillips, and K. A. Arndt, “Cutaneous effects and therapeutic uses of heat with emphasis on infrared radiation”, Journal of the American Academy of Dermatology, Vol. 20, No. 2, pp. 278-286, 1989.
- [2] H. Z. Hwang, J. K. Lee, and N. Y. Kang, “A fundamental study on the performance improvement of hwangto plaster”, Korea Institute of Ecological Architecture and Environment, Vol. 5, No. 3, pp. 49-56, 2005.
- [3] C. H. Kim, M. J. Song, C. B. Park, and J. W. Lee, “원적외선의 방사와 응용 1”, Journal of the Korean Institute of Electrical Engineers, Vol. 41, No. 3, 1992.
- [4] C. H. Kim, M. J. Song, C. B. Park, and J. W. Lee, “원적외선의 방사와 응용 2”, Journal of th Korean Institute of Electrical Engineers, Vol. 41, No. 10, 1992.
- [5] Y. Caihong, W. Xiaobo, V. Shouxun, and X. Chunsheng, “Information extraction of red clay and siliceous limestone in red clay-type gold deposit in southwestern guizhou, china, using short-wave infrared reflectance data of ASTER”, International Conference on Geoinformatics, pp. 1-5, 2010.
- [6] D. Dzombak, and F. Morel, “Adsorption of inorganic pollutants in aquatic systems”, Journal of Hydraulic Engineering, Vol. 113, No. 4, 1987.

- [7] Y. S. Kim, and J. C. Lee, "The dye-property of loess in hair according to temperatures", Korean Society of Cosmetology, Vol. 16, No. 1, pp. 201-210, 2010.
- [8] G. Grile Jr., "The effects of heat and radiation on cancers implanted on the feet of mice", American Journal of Cancer, Vol. 23, pp. 372-380, 1963.
- [9] A. Michalsen, S. Loer, D. Melchart, and G. Dobos, "Changes of short-time heart rate variability during hyperthermia treatment with infrared a whole body irradiation", Forsch Komplementarmed, Vol. 6, No. 4, pp. 212-215, 1999.
- [10] Z. Chenfeng, M. D. S. M. Stephen, and A. M. Weiner, "Effect of biological water in the far-infrared absorption spectrum of myoglobin studied by terahertz time-domain spectroscopy", Conference on Lasers and Electro-Optics(CLEO), Vol. 2, pp. 1-3, 2004.
- [11] J. Miyakoshi, M. Hiraoka, M. Takahashi, E. Kano, M. Abe, and S. I. Heki, "Skin responses to step-up and step-down heating in C3H mice", International Journal of Radiation Oncology\*Biology\*Physics, Vol. 9, No. 10, pp. 1527 - 1532, 1983.
- [12] S. B. Lee, "Effects of the heat therapy on changes of immune activities in human body", Korea Contents Association, Vol. 9, No. 1, pp. 285-292, 2009.
- [13] R. H. Poindexter, E. F. Wright, and D. F. Murchison, "Comparison of moist and dry heat penetration through orofacial tissues", Journal of Craniomandibular Practice, Vol. 20, No. 1, pp. 28-33, 2002.



- [14] R. M. Borrell, R. Parker, E. J. Henley, D. Masley, and M. Repinecz, "Comparison of in vivo temperatures produced by hydrotherapy, paraffin wax treatment, and fluidotherapy", *Journal of the American Physical Therapy Association*, Vol. 60, No. 10, pp. 1273-1276, 1980.
- [15] H. J. Ha, K. T. Kim, J. L. Kim, and H. H. Lee, "Effect of jeoyeol(heat injection) therapy on blood pressure and skin temperature of human body", *Journal of Naturopathy*, Vol. 2, No. 1, pp. 67-73, 2013.
- [16] S. D. Min, "Implementation of far-infrared warming effect evaluation system on cardiovascular system after treadmill exercise", Master's degree, Yonsei University, 2003.
- [17] N. H. Yeo, "The effect of far infrared radiation sportswear on isokinetic shoulder strength", *The Korean Journal of Education*, Vol. 40, No. 1, pp.317-326, 2001.
- [18] N. H. Yeo, and J. H. Lee, "The effect of far infrared radiation sportswear on cardiopulmonary, blood lactate, and excess postexercise oxygen consumption during maximal exercise in college male students", *The Korean Journal of Physical Education*, Vol. 39, No. 4, pp. 546-553, 2000.
- [19] Y. R. Hong, "Effects of heat therapy using a far infrared rays heating element for dysmenorrhea in high school girls", *Journal of Korean Acad Nurs*, Vol. 41, No. 1, pp. 142-149, 2011.
- [20] E. H. Hon, and S. T. Lee, "Electronic evaluation of the fetal heart rate patterns preceding fetal death, further observations", *Am. J. Obstet. Gynecol.*, Vol. 87, pp. 814-826, 1965.

- [21] B. M. Sayers, "Analysis of heart rate variability", *Ergonomics*, Vol. 16, No. 1, pp. 17-32, 1973.
- [22] D. J. Ewing, C. N. Martin, R. J. Young, and B. F. Clarke, "The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes", *American Diabetes Association, Diabetes Care*, Vol. 8, No. 5, pp. 491-498, 1985.
- [23] M. M. Wolf, G. A. Varigos, D. Hunt, and J. G. Sloman, "Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction", *The Medical Journal of Australia*, Vol. 2, No. 2, pp. 52-53, 1978.
- [24] S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Berger, and R. J. Cohen, "Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control", *Science*, Vol. 23, No. 4504, pp. 220-222, 1981.
- [25] P. Grassberger, and I. Procaccia, "Estimation of the kolmogorov entropy from a chaotic signal", *Physical Review A*, Vol. 28, No. 4, pp. 2591-2593, 1983.
- [26] S. M. Pincus, "Approximate entropy as a measure of system complexity", *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, Vol. 88, No. 6, pp. 2297-2301, 1991.
- [27] D. Sapochnikov, M. H. Muria, and M. S. Gotsman, "Detecting of regularities in heart rate variations by linear and non-linear analysis: Power spectrum versus approximate entropy", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 48, No. 3, pp. 201-209, 1995.

- [28] J. S. Richman J. and J. R. Moorman, "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy", American Journal of Physiology, Vol. 278, pp. H2039-H2049, 2000.
- [29] D. E. Lake, J. S. Richman, M. P. Griffin, and J. R. Moorman, "Sample entropy analysis of neonatal heart rate variability", American Journal of Physiology, Vol. 283, pp. R789-R797, 2002.
- [30] M. Kobayashi, and T. Mysha, "1/f Fluctuation of heartbeat period", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-29, No. 6, pp. 456-457, 1982.
- [31] P. C. Ivanov, L. A. Nunes Amaral, A. L. Goldberger, S. Havlin, M. G. Rosenblum, H. E. Stanley and Z. R. Struzik, "From 1/f noise to multifractal cascades in heartbeat dynamics", Chaos, Vol. 11, No. 3, pp. 641-652, 2001.
- [32] K. Hu, P. Ch. Ivanov, Z. C. Carpena and H. E. Stanley, "Effect of trends on detrended fluctuation analysis", Physical Review E., Vol. 64, pp. 011114-1-12, 2001.
- [33] S. Blesic, S. Milosevic, D. Stratimirovic, and M. Ljubisavljevic, "Detrended fluctuation analysis of time series of a firing fusi motor neuron", Physica. A: Statistical Mechanics and its Applications, Vol. 268, No. 3-1, pp. 275-282, 1999.
- [34] C. S. Yoo, and S. H. Yi, "Effects of Detrending for Analysis of Heart Rate Variability and Applications to the Estimation of Depth of Anesthesia", Journal of the Korean Physical Society, Vol. 44, No. 1, pp. 561-568, 2004.

- [35] J. W. Kantelhardt, E. Koscielny-Bunde, Henio H. A. Rego, S. Havlin, and A. Bunde, "Detecting long-range correlations with detrended fluctuation analysis", *Physica. A*, Vol. 295, No. 3-4, pp. 441-454, 2001.
- [36] P. Talkner, and R. O. Weber, "Power spectrum and detrended fluctuation analysis: Application to daily temperatures", *Physical Review E*, Vol. 62, No. 1, pp. 150-160, 2000.
- [37] K. Ivanova, and M. Ausloos, "Application of the detrended fluctuation analysis (DFA) method for describing cloud breaking", *Physica. A: Statistical Mechanics and its Applications*, Vol. 274, No. 1-2, pp. 349-354, 1999.
- [38] I. P. Mitov, "A method for assessment and processing of biomedical signals containing trend and periodic components" *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, No. 9, pp. 660-668, 1998.
- [39] D. A. Litvack, T. F. Oberlander, L. H. Carney, and J. P. Saul, "Time and frequency domain methods for heart rate variability analysis: A methodological comparison", *Psychophysiology*, Vol. 32, No. 5, pp. 492-504, 1995.
- [40] [2.1.1-1] Y. Z. Su, H. L. Zhao, W. Z. Zhao, and T. H. Zhang, "Fractal features of soil particle size distribution and the implication for indicating desertification", *Geoderma*, Vol. 122, No. 1, pp. 43-49, 2004.
- [41] [2.1.1-2] S. J. Kim, "Settling characteristics of natural loess particles in seawater", *Journal of the Korean Society of Fisheries and Aquatic Science*, Vol. 32, No. 6, pp. 706-712, 1999.

- [42] [2.1.1-3] Y. S. Kim, and J. C. Lee, “The dye-property of loess in hair according to temperatures”, Korean Society of Cosmetology, Vol. 16, No. 1, pp. 201-210, 2010.
- [43] [2.1.1-4] J. Y. Park, “Facial pack and bathing compositions based on Hwangto(Korean loess) and preparation thereof”, United States Patent, 7235266, 2007.
- [44] [2.1.1-5] Y. J. Kwon, and S. S. Bae, “A study of korean traditional physical therapy hwantoh”, The Korean Society of Physical Medicine, Vol. 2, No. 2, pp. 237-241, 2007.
- [45] [2.1.1-6] B. H. Cho, “Manufacture of the far infrared ray emission materials and analysis of the characterization of materials”, The Korean Society of Analytical Science, Vol. 21, No. 4, pp. 279-283, 2008.
- [46] [2.2.1-2] Y. J. Han, “Bibliographic study on effects of far-infrared radiation therapy”, Master’s degree, Kyonggi University, 2010.
- [47] [2.2.1-4] K. H. Hu, and W. T. Li, “Clinical effects of far-infrared therapy in patients with allergic rhinitis”, Engineering in Medicine and Biology Society(EMBS 2007), pp. 1479-1482, 2007.
- [48] [2.2.1-5] Y. R. Hong, “Effects of heat therapy using a far infrared rays heating element for dysmenorrhea in high school girls”, Journal of Korean Academy of Nursing, Vol. 41, No. 1, pp. 141-148, 2011.
- [49] [2.2.2-3] N. S. Bang, “Measurement and evaluation for far-infrared radiation heating generator on the homeostasis maintenance of human body”, Master’s degree, Yonsei University, 2003.



- [50] [2.2.2-4] J. O. Park, and T. S. Choi, "Far infrared radiation characteristics by temperature variation of transition element oxides", Journal of Korean Institute of Illuminating and Electrical Installation Engineers, Vol. 9, No. 6, pp.32-40, 1995.
- [51] [2.2.3-1] S. Inou, and M. Kabaya, "Biological activities caused by far-infrared radiation", International Journal of Biometeorology, Vol. 33, No. 3, pp. 145-150, 1989.
- [52] [2.2.3-2] S. Y. Yu, J. H. Chiu, S. D. Yang, Y. C. Hsu, W. Y. Lui, and C. W. Wu, "Biological effect of far-infrared therapy on increasing skin microcirculation in rats" Photodermatology. Photoimmunology & Photomedicine, Vol. 22, No. 2, pp. 78 - 86, 2006.
- [53] [2.2.3-3] T. K. Leung, C. M. Lee, S. Y. Tsai, Y. C. Chen, and J. S. Chao, "A pilot study of ceramic powder far-infrared ray irradiation(cFIR) on physiology: Observation of cell cultures and amphibian skeletal muscle", Chinese Journal of Physiology, Vol. 54, No. 4, pp. 247-254, 2011.
- [54] [2.2.3-4] H. W. Baik, "원적외선 복사특성에 관한 온열효과", The Society of Rashion and Textile Industry, Vol. 3, No. 3, pp. 195-199, 2001.
- [55] [2.2.3-5] J. Y. Kim, J. S. Kim, S. S. Bae, and R. J. Park, "The effects of far-infrared on type II collagen induced mouse and the relative cytokine computerize programming", The Journal of Korean Society of Physical Therapy, Vol. 15, No. 1, pp. 1-21, 2003.

- [56] [2.2.3-6] K. B. Kwon, I. H. Kim, J. W. Hong, T. H. Moon, S. Y. Choi, and H. B. Seok, "Effects of far infrared radiological materials on immune response and changes of fecal microorganism in pigs", Journal of Korean Society of Veterinary Science, Vol. 41, No. 1, pp. 37-42, 2001.
- [57] [2.2.3-7] J. Y. Kim, S. K. Park, J. S. Kim, and R. J. Park, "The effect of far-infrared on survival rate of mice", The Journal of Korean Society of Physical Therapy, Vol. 13, No. 3, pp. 561-567, 2001.
- [58] [2.2.3-8] T. Kihara, S. Biro, Y. Ikeda, T. Fukudome, T. Shinsato, A. Masuda, M. Miyata, S. Hamasaki, Y. Otsuji, S. Minagoe, S. Akiba, and C. Tei, "Effects of repeated sauna treatment on ventricular arrhythmias in patients with chronic heart failure", Circulation Journal, Vol. 68, pp. 1146-1151, 2004.
- [59] [2.2.3-10] G. J. Choi, "원적외선에 대한 이해와 활용", Journal of Korea science of sports training association, Vol. 77, pp. 91-97, 2001.
- [60] [2.3.1-1] F. A. Mahomed, "The physiological and clinical use of the sphygmograph", Med Times Gazette, Vol. 1, pp. 62-64, 1872.
- [61] [2.3.1-2] M. F. O'Rourke, and D. E. Gallagher, "Pulse wave velocity", Journal of Hypertension. Supplement, Vol. 14, pp. S147-S157, 1996.
- [62] [2.3.1-3] C. H. Chen, E. Nevo, B. Fetics, P. H. Pak, F. C. P. Yin, W. L. Maughan, and D. A. Kass, "Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure", American Heart Association, Vol. 95, pp. 1827-1836, 1997.

- [63] [2.3.1-4] M. F. O'Rourke, A. Pauca, and X. J. Jiang, "Pulse wave analysis", Vol. 51, No. 6, pp. 507-522, 2001.
- [64] [2.3.1-5] M. Saito, M. Matsukawa, T. Asada, and Y. Watanabe, "Noninvasive assessment of arterial stiffness by pulse wave analysis", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Vol. 59, No. 11, pp. 2411-2419, 2012.
- [65] [2.3.1-6] K. Cruickshank, L. Riste, S. G. Anderson, J. S. Wright, G. Dunn, and R. G. Gosling, "Aortic pulse-wave velocity and its relationship to mortality in diabetes and glucose intolerance: An integrated index of vascular function?", American Heart Association, Vol. 106, pp. 2085-2090, 2002.
- [66] [2.3.1-7] A. Qasem, and A. Avolio, "Determination of aortic pulse wave velocity from waveform decomposition of the central aortic pressure pulse", Hypertension, Vol. 51, pp. 188-195, 2008.
- [67] [2.3.1-8] B. E. Westerhof, J. P. van den Wijngaard, J. P. Murgo, and N. Westerhof, "Location of a reflection site is elusive consequences for the calculation of aortic pulse wave velocity", Hypertension, Vol. 52, pp. 478-483, 2008.
- [68] [2.3.1-9] D. K. Jung, K. N. Kim, K. S. Yeon, B. C. Choi, and D. J. Suh, "Detection of radial pulse wave by photoplethysmogram", Korean Journal of Life Science, Vol. 13, No. 1, pp. 42-46, 2003.
- [69] [2.3.1-10] H. Y. Kim, K. H. Kim, and M. W. Song, "A study of photoelectric plethysmography system for the measurement SpO<sub>2</sub>", Korea Society of Computer Information, Vol. 18, No. 2, pp. 39-42, 2010.

- [70] [2.3.1-11] H. Y. Kim, and K. H. kim, "Comparative studies on the measurement of photoelectric plethysmography between reflection and transmission", Summer Conference on The Korean Institute of Electrical Engineers, pp. 14-16, 2010.
- [71] [2.3.3-1] A. Long, L. Rouet, A. Bissery, O. Goeau-Brissonniere, and M. Sapoval, "Aortic compliance in healthy subjects: Evaluation of tissue doppler imaging" *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 30, No. 6, pp. 753 - 759, 2004.
- [72] [2.3.3-2] A. Long, L. Rouet, A. Bissery, P. Rossignol, D. Mouradian, and M. Sapoval, "Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue doppler imaging: Correlation with aneurysm size," *Journal of Vascular Surgery*, Vol. 42, No. 1, pp. 18 - 26, 2005.
- [73] [2.3.3-6] J. I. Davies, and A. D. Struthers, "Pulse wave analysis and pulse wave velocity: A critical review of their strengths and weaknesses" *Journal of Hypertension*, Vol. 21, No. 3, pp. 463 - 472, 2003.
- [74] [2.3.3-7] K. Hirata, M. Kawakami, and M. F. O'Rourke, "Pulse wave analysis and pulse wave velocity—A review of blood pressure interpretation 100 years after Korotkov", *Circulation Journal*, Vol. 70, No. 10, pp. 1231 - 1239, 2006.
- [75] [2.3.3-8] S. Laurent, J. Cockcroft, L. V. Bortel, P. Boutouyrie, C. Giannattasio, D. Hayoz, B. Pannier, C. Vlachopoulos, I. Wilkinson, and H. S. Boudier, "Expert consensus document on arterial stiffness: Methodological issues and clinical applications", *European Heart*

- Journal, Vol. 27, No. 2 Expert consensus document on arterial1, pp. 2588 - 2605, 2006.
- [76] [2.4.1-1] A. C. Guyton, and J. E. Hall, "Textbook of medical physiology", Elsevier Saunders, pp. 103-160, 2006.
- [77] [2.4.1-2] P. Nicolini, M. M. Ciulla, C. de Asmundis, F. Magrini, and P. Brugada, "The prognostic value of heart rate variability in the elderly, changing the perspective: From sympathovagal balance to chaos theory", Pacing and Clinical Electrophysiology, Vol. 35, No. 5, pp. 621 - 637, 2012.
- [78] [2.4.2-1] A. Bunde, S. Havlin, J. W. Kantelhardt, T. Penzel, J. H. Peter, and K. Voigt, "Correlated and uncorrelated regions in heart-rate fluctuations during sleep", Phys. Rev. Lett., Vol. 85, No. 17, pp. 3736-3739, 2000.
- [79] [2.4.2-2] C. K. Peng, S. Havlin, H. E. Stanley, and A. L. Goldberger, "Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series", Chaos, Vol. 5, No. 1, pp. 82-87, 1995.
- [80] [2.4.2-3] A. J. Camm, M. Malik, J. T. Bigger Jr., G. Breithardt, S. Cerutti, R. J. Cohen, P. Coumel, E. L. Fallen, H. L. Kennedy, R. E. Kleiger, F. Lombardi, A. Malliani, A. J. Moss, J. N. Rottman, G. Schmidt, P. J. Schwartz, and D. H. Singer, "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use", Journal of European Heart, Vol. 17, pp. 354-381, 1996.



- [81] [2.4.1-4] J. Pumpila, K. Howorka, D. Groves, M. Chester, and J. Nolan, "Functional assessment of heart rate variability: Physiological basis and practical applications" *International Journal of Cardiology*, Vol. 84, No. 1, pp. 1-14, 2002.
- [82] [2.4.1-5] D. Nunan, G. R. Sandercock, and D. A. Brodie, "A quantitative systematic review of normal values for short-term heart rate variability in healthy adults", *Pacing and Clinical Electrophysiology*, Vol. 33, pp. 1407-1417, 2010.
- [83] [2.4.1-6] P. Nicolini, M. M. Ciulla, C. de Asmundis, F. Magrini, and P. Brugada, "The prognostic value of heart rate variability in the elderly, changing the perspective: From sympathovagal balance to chaos theory", *Pacing and Clinical Electrophysiology*, Vol. 35, No. 5, pp. 621 - 637, 2012.
- [84] [2.4.3-2] J. Pan, and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm", *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
- [85] [2.4.3-3] P. W. Hsia, J. M. Jenkins, Y. Shimoni, K. P. Gage, J. T. Santinga, and B. Pitt, "An automated system for ST segment and arrhythmia analysis in exercise radionuclide ventriculography", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. BME-33, No. 6, 1986.
- [86] [2.4.3-4] M. Haghighi, S. Mohammadzadeh, M. Taherpour, B. Faghfuri, A. F. Fazelifar, A. Alizadeh, M. A. Rad, and M. A. Sadr-Ameli, "ST-segment depression as a risk factor in hypertrophic cardiomyopathy", *EP Europace*, Vol. 11, No. 5, pp. 643-649, 2009.

- [87] [2.4.3-5] C. A. Bustamante, S. I. Duque, A. Orozco-Duque, and J. Bustamante, "ECG delineation and ischemic ST-segment detection based in wavelet transform and support vector machines", Pan American Health Care Exchanges(PAHCE), pp.1-7, 2013.
- [88] [2.4.3-6] C. Li, C. Zheng, and C. Tai, "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 42, No. 1, pp. 21-28, 1995.
- [89] [2.4.3-7] E. Bacry, J. F. Muzy, and A. Arneodo, "Singularity spectrum of fractal signals from wavelet analysis: Exact results", Journal of Statistical Physics, Vol. 70, No. 3/4, pp. 635-674, 1993.
- [90] [2.4.3-8] J. F. Muzy, E. Bacry, and A. Arneodo, "Wavelets and multi fractal formalism for singular signals: Application to turbulence data", Physical Review Letters, Vol. 67, pp. 3515-3518, 1991.
- [91] [2.4.3-9] R. Silipo, G. Deco, R. Vergassola, and C. Gremigni, "nonlinear hidden dynamics by means of markov models", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 46, No. 8, pp. 978-986, 1999.
- [92] [2.4.3-10] D. A. Coast, R. M. Stern, G. G. Cano, and S. A. Briller, "An approach to cardiac arrhythmia analysis using hidden markov models", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 37, No. 9, pp. 826-836, 1990.
- [93] [2.4.4-1] M. P. Tarvainen, P. O. Ranta-aho, and P. A. Karjalainen, "An advanced detrending method with application to HRV analysis", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 49, No. 2, 2002.

- [94] [2.4.4-2] D. A. Litvack, T. F. Oberlander, L. H. Carney, and J. P. Saul, "Time and frequency domain methods for heart rate variability analysis: A methodological comparison", *Psychophysiology*, Vol. 32, No. 5, pp. 492-504, 1995.
- [95] [2.4.4-3] I. P. Mitov, "A method for assessment and processing of biomedical signals containing trend and periodic components" *Medical Engineering & Physics*, Vol. 20, No. 9, pp. 660-668, 1998.
- [96] [2.4.4-4] S. W. Porges and R. E. Bohrer, "The analysis of periodic processes in psychophysiological research" *Psychophysiology: Physical Social and Inferential Elements*, pp. 708 - 753, 1990.
- [97] [2.4.4-5] W. Gersch, "Smoothness priors", in *New Directions in Time Series Analysis Part II*, , Springer New York: Springer-Verlag New York, Vol. 46, pp. 113 - 146, 1993.
- [98] [2.4.4-6] R. J. Shiller, "A distributed lag estimator derived from smoothness priors", *Econometrica*, Vol. 41, No. 4, pp. 775-788, 1973.
- [99] [2.4.4-7] P. A. Karjalainen, J. P. Kaipio, A. S. Koistinen, and M. Vauhkonen, "Subspace regularization method for the single-trial estimation of evoked potentials", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 46, No. 7, pp. 849-860, 1999.
- [100] [2.4.5-1] G. D. Clifford, and L. Tarassenko, "Quantifying errors in Spectral estimates of HRV due to Beat Replacement and Resampling", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 4, pp. 630-638, 2005.

- [101] [2.4.5-2] S. S. Abeysekera, U. R. Abeyratne, and S. B. Goh, "Spectral information changes in obtaining heart rate variability from tachometer R-R interval signals", *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 28, No. 1-2, pp. 149 - 155, 2000.
- [102] [2.4.5-4] R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon, and R. J. Cohen, "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 33, No. 9, pp. 900 - 904, 1986.
- [103] [2.4.5-5] N. Lippman, K. M. Stein, and B. B. Lerman, "Comparison of methods for removal of ectopy in measurement of heart rate variability", *American Journal of Physiology, Heart and Circulatory Physiology*, Vol. 267, pp. H411 - H418, 1994.
- [104] [3.3.1-2] G. G. Berntson, J. T. Bigger Jr., D. L. Eckberg, P. Grossman, P. G. Kaufmann, M. Malik, H. N. Nagaraja, S. W. Porges, J. P. Saul, P. H. Stone, and M. W. Van Der Molen, "Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats", *Psychophysiol*, Vol. 34, pp. 623-648, 1997.
- [105] [3.3.2-2] D. G. Galloway, and B. F. Womack, "An application of spectral analysis and digital filtering to the study of respiratory sinus arrhythmia", *Electronics Research Center, University of Texas at Austin*, No. 71, 1969.
- [106] [3.3.2-4] S. M. Kay, and S. L. Marple, "Spectrum analysis: A modern perspective", *Proceedings of the IEEE*, Vol. 69, No. 11, pp. 1380-1419, 1981.

- [107] [3.3.2-5] P. Bloomfield, "Fourier analysis of time series: An introduction", Wiley Series in Probability and Mathematical Statistics, New York, pp. 57-62, 1976.
- [108] [3.3.2-6] [2.2.4-1] D. Bansal, M. Khan, and A. K. Salhan, "A review of measurement and analysis of heart rate variability", International Conference on Computer and Automation Engineering 2009(ICCAE '09), pp. 243-246, 2007.
- [109] [3.3.2-7] M. Pagani, F. Lombardi, S. Guzzetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzinelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell'Orto, and E. Piccaluga, "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", Circulation Research, Vol. 59, pp. 178-793, 1986.
- [110] [3.3.2-8] [2.2.4-2] P. D. Welch, "The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms", IEEE Trans on Audio Electroacoustics, Vol. 15, No. 2, 1967.
- [111] [3.3.2-9] J. A. Hirsch, and B. Bishop, "Respiratory sinus arrhythmia in humans: How breathing pattern modulates heart rate", American Journal of Physiology, Vol. 241, No. 4, pp. 620-629, 1981.
- [112] [3.3.2-10] N. H. Kim, E. S. Lee, H. K. Min, E. H. Lee, and S. H. Hong, "Spectral analysis of hear rate variability in ECG and pulse-wave using autoregressive model", The Korea Institute of Signal Processing and Systems, Vol. 1, No. 1-1, pp. 15-22, 2000.



- [113] [3.3.2-11] N. H. Kim, J. H. Shin, Y. H. Han, e. H. Lee, H. K. Min, and S. H. Hong, "A study on the selection algorithm of AR model order for spectral analysis of heart rate variability", The Institute of Electronics and Information Engineers, Vol. 38, No. 6, pp. 56-64, 2001.
- [114] [3.3.2-12] G. D. Pinna, R. Maestri, and A. D. Cesare, "Application of time series spectral analysis theory: Analysis of cardiovascular variability signal", Med. Biol. Eng. Comput, Vol. 34, No. 2, pp. 142-148, 1996.
- [115] [3.3.2-13] D. J. Christini, A. Kulkarni, S. Rao, E. R. Stutman, F. M. Bennett, J. M. Hausdorff, N. Oriol, and K. R. Lutchén, "Influence of autoregressive model parameter uncertainty on spectral estimates of heart rate dynamics" Ann Biomed Eng., Vol. 23, No. 2, pp. 127-134, 1995.
- [116] [3.3.2-14] S. B. Kesler, "Generalized burg algorithm for beamforming in correlated multipath field", IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing, Vol. 7, 99. 1481 - 1484, 1982.
- [117] [3.3.3-2] Y. Shena, E. Olbricha, P. Achermannb, and P. F. Meiera, "Dimensional complexity and spectral properties of the human sleep EEG", Clinical Neurophysiology, Vol. 114, No. 2, pp. 199-209, 2003.
- [118] [3.3.3-3] J. M. Lee, D. J. Kim, I. Y. Kima, K. S. Park, and S. I. Kim, "Nonlinear analysis of human sleep EEG using detrended fluctuation analysis", Medical Engineering & Physics, Vol. 26, No. 9, pp. 773-776, 2004.

- [119] [3.3.3-4] H. E. Stanley, L. A. N. Amaral, A. L. Goldberger, S. Havlin, P. Ch. Ivanov, and C. K. Peng, "Statistical physics and physiology: Monofractal and multifractal approaches", *Physica A*, Vol. 270, p. 309-324, 1999.
- [120] [3.3.3-5] P. A. Absil, R. Sepulchre, A. Bilge, and P. Gerard "Nonlinear analysis of cardiac rhythm fluctuations using DFA method", *Physica A*, Vol. 272, pp. 235-244, 1999.
- [121] [3.3.3-7] C. K. Peng, J. M. Hausdorff, S. Havlin, J. E. Mietus, H. E. Stanley, and A. L. Goldberger, "Multiple-time scales analysis of physiological time series under neural control", *Physica A*, Vol. 249, pp. 491-500, 1998.
- [122] [3.3.3-8] E. Koscielny-Bunde, H. E. Roman, A. Bunde, S. Havlin, and H. J. Schellnhuber, "Long-range power-law correlations in local daily temperature fluctuations", *Philosophical Magazine B*, Vol. 77, No. 5, pp. 1331-1340, 1998.
- [123] [3.3.3-9] K. Ivanova, and M. Ausloos, "Application of the detrended fluctuation analysis(DFA) method for describing cloud breaking", *Physica A*, Vol. 274, pp. 349-354, 1999.
- [124] [3.3.3-10] M. Ausloos, N. Vandewalle, Ph. Boveroux, A. Minguet, and K. Ivanova, "Applications of statistical physics to economic and financial topics", *Physica A*, Vol. 274, pp. 229-240, 1999.
- [125] [3.3.3-11] M. Ausloos, and K. Ivanova, "Introducing False EUR and false EUR exchange rates", *Physica A*, Vol. p. 353-366, 2000.

- [126] [3.3.3-12] J. W. Kantelhardt, R. Berkovits, S. Havlin, and A. Bunde, "Are the phases in the anderson model long-range correlated?", *Physica A*, Vol. 266, pp. 461-464, 1999.
- [127] [3.3.3-13] P. Albrecht, and R. J. Cohen, "Estimation of heart rate power spectrum bands from real-world data: Dealing with ectopic beats and noisy data", *Computers in Cardiology*, pp. 311-314, 1988.
- [128] [3.3.3-14] H. Kantz and S. T. chreiber, "Nonlinear time series analysis", Cambridge University Prss, 2003.
- [129] [3.3.3-16] C. K. Peng, S. V. Buldyrev, A. L. Goldberger, S. Havlin, M. Simons, and H. E. Stanley, "Finite-size effects on long-range correlations: Implications for analyzing DNA sequences" *Physical Review E*, Vol. 47, No. 5. pp. 3730-3733, 1993.
- [130] [3.3.3-17] T. Penzel, J. W. Kantelhardt, L. Grote, J. H. Peter, and A. Bunde, "Comparison of detrended fluctuation analysis and spectral analysis for heart rate variability in sleep and sleep apnea", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 50, No. 10, pp. 1143-1151, 2003.
- [131] [3.3.4-4] J. Kurths, A. Voss, P. Saparin, A. Witt, H. J. Kleiner, and N. Wessel, "Quantitative analysis of heart rate variability" *Chaos*, Vol. 5, No. 1, pp. 88-94, 1995.
- [132] [3.3.4-5] D. Cysarz, H. Bettermann, and P. V. Leeuwen, "Entropies of short binary sequences in heart period dynamics", *American Journal of Physiology*, Vol. 278, pp. H2163-H2172, 2000.

- [133] [3.3.4-6] A. Porta G. Baselli, D. Liberati, N. Montano, C. Cogliati, T. Gneccchi-Ruscone, A. Malliani, and S. Cerutti, "Measuring regularity by means of a corrected conditional entropy in sympathetic flow", *Biol. Cybern.*, Vol. 78, No. 1, pp. 71-78, 1998.
- [134] [3.3.4-7] A. Porta, S. Guzzetti, N. Montano, R. Furlan, M. Pagani, A. Malliani, and S. Cerutti, "Entropy, entropy rate, and pattern classification as tools to typify complexity in short heart period variability series", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 48, No. 11, pp. 1282-1291, 2001.
- [135] [3.3.4-8] A. O. Schmitt, and H. Herzel, "Estimating the entropy of DNA sequences" *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 188, No. 3, pp. 369-377, 1997.
- [136] [3.3.4-9] M. Xiao, Z. Z. Zhu, J. Liu, and C. Y. Zhang, "A new method based on entropy theory for genomic sequence analysis", *Acta Biotheoretica*, Vol. 50, No. 3, pp. 155-165, 2002.
- [137] [3.3.4-11] P. Grassberger, and I. Procaccia, "Measuring the strangeness of strange attractors", *Physica D: Nonlinear Phenomena*, Vol. 9, No. 1-2, pp. 189-208, 1983.
- [138] [3.3.4-12] P. Grassberger, and I. Procaccia, "Dimensions and entropies of strange attractors from a fluctuating dynamics approach", *Physica D: Nonlinear Phenomena*, Vol. 13, No. 1-2, pp. 34-54, 1984.

# Change Aspects of the Vital Signs Using a Far-infrared of Loess Ball Mattress

Jung-Man Shon

Dept. of Interdisciplinary Program in Biomedical Engineering,  
Graduate School Pusan National University

## Abstract

In this study, effect on the body's vital signs by far-infrared radiation being radiated from the loess ball mattress was analyzed. The stages of change in the temperature of the loess ball mattress were classified as the steps for a total of 10 experimental steps: pre-experimental step, 8 steps in temperature of 40°C ~ 55°C, and after experimental step. The aspect of variation in the heart rate variability (HRV), pulse transition time (PTT), body temperature (BT), and blood flow rate (BFR) were observed. To perform experiment, the ECG and PPG were



continuously measured for 10 subjects during the experiment. And signals of the BT and BFR were measured five times.

The measured vital sign signals were analyzed by applying a variety of analytical techniques such as following. In order to analyze HRV signal, time domain, frequency domain, correlation analysis of fractal, detrended fluctuation analysis (DFA), and non-linear complexity analysis were applied. And the PTT signal was extracted to analyzed PPG signal. The extracted parameters to analyze the each vital signs are as follows.

First, for analyzing of the time series HRV signal, the following parameters were extracted. In order to analysis in time domain, the mean RR interval ( $m\_RRI$ ) of the HRV signal, the standard deviation of RR interval ( $STD\_RRI$ ), mean heart rate ( $m\_HR$ ) with standard deviation of heart rate ( $STD\_HR$ ), and the root mean square of the successive difference ( $RMSSD$ ) of HRV signal were extracted as the parameters. And the power spectral density (PSD) such as very low frequency( $fft\_VLF$  and  $ar\_VLF$ ), low frequency( $fft\_LF$  and  $ar\_LF$ ), and high frequency ( $fft\_HF$  and  $ar\_HF$ ) were extracted as the parameters by applying fast Fourier transform (FFT) and auto regressive (AR) model techniques. And the proportion ratio of the low frequency component/the high frequency component, that is  $fft\_LF/HF$  and  $ar\_LF/HF$  were extracted as the parameters. Furthermore, the standard deviation 1 ( $SD1$ ) and standard deviation 2 ( $SD2$ ) of Poincare plot applied to correlation analysis of fractal were extracted as the parameter. And the short term period correlations ( $\alpha 1$ ) and a long term period correlations ( $\alpha 2$ ) parameters were extracted by applying detrended fluctuation analysis(DFA) technique for remove the trend of the HRV signal. Finally, the approximation entropy ( $ApEn$ ) and sample entropy ( $SampEn$ ) were extracted as the parameters applied to the nonlinear complexity analysis.

Second, for analyzing of the PTT signal, the  $right\_PTT$  and  $left\_PTT$  were extracted as the parameters. Where, the PTT signal were calculated time intervals between the characteristic point of the PPG signal and peak point of the R wave in QRS complex of the ECG signal. And the PPG (right and left) signals measured at right thumb and left thumb.

Third, the body temperature (BT) and the blood flow rate (BFR) were measured

as the parameters.

Using the above-mentioned parameters, the following three analysis methods were applied. First, the distribution aspect of the each parameters of each subjects was observed according to each step in ten steps of the temperature change (experimental protocol 1). Next, the distribution aspect of the average of the parameters for all subjects was observed according to each step in ten steps of the temperature change (experimental protocol 2). Finally, the distribution aspect of the average of the parameters for all subjects were observed before and after the experiment (experimental protocol 3).

The results of analysis by a series of process mentioned above are as follows.

First, applying the experimental protocol 1, the following phenomenons were observed by the analytical result about the distribution aspects of the each parameters for the each subjects according to each step in ten steps of the temperature change. In the time domain, the analytical results of the HRV signal was observed that the values of the parameters of the  $m\_RRi$ ,  $m\_HR$ , and the  $RMSSD$  were continuously increasing or decreasing aspect. And the analytical result of the HRV signal in frequency domain observed that the values of the parameters of the  $fft\_VLF$ ,  $ar\_VLF$ ,  $fft\_LF$ ,  $ar\_LF$ ,  $fft\_HF$ ,  $ar\_HF$ ,  $fft\_LF/HF$ , and  $ar\_LF/HF$  were repeatedly increasing and decreasing aspect. Also, the analytical results of the  $SD1$  and  $SD2$  values by fractal correlation analysis, the  $\alpha1$  and  $\alpha2$  values by DFA analysis, and the  $ApEn$  and  $SampEn$  values by nonlinear complexity analysis were observed increasing and decreasing repeatedly. And the analytical result of the PTT signal was observed that the values of the parameters of the  $right\_PTT$  and  $left\_PTT$  indicated repeatedly increasing and decreasing aspect according to each subjects. Whereas, the results of analysis of the Temp parameter was observed that the it's values indicated repeatedly increasing and decreasing aspect within a narrow range. And the results of analysis of the BFR parameter was observed that it's value indicated continuously increasing aspect in nine out of ten subjects. Therefore, the values of standard deviation were widely distributed and the distribution aspect of each parameters were indicated different, the discriminative power with respect to the temperature change of the step-by-step was observed very degraded.

Second, applying the experimental protocol 2, the following phenomenons were observed by the analytical result about the distribution aspects of the average values of the parameters for the all subjects according to each step in ten steps of the temperature change. In the time domain, the analytical results of the HRV signal was observed that the values of the parameters of the m\_RRi was decreased, the m\_HR was increased, and the RMSSD was continuously increasing or decreasing aspect. And the analytical result of the HRV signal in frequency domain observed that the values of the parameters of the fft\_VLF, ar\_VLF, fft\_LF, ar\_LF, fft\_HF, and ar\_HF were repeatedly increasing and decreasing aspect. Whereas the values of the parameters of the fft\_LF/HF and ar\_LF/HF were observed increasing aspect. Also, the analytical results of the SD1 and SD2 parameter's values by fractal correlation analysis, the  $\alpha1$  and  $\alpha2$  parameter's values by DFA analysis, and the ApEn and SampEn parameter's values by nonlinear complexity analysis, right\_PTT and left\_PTT parameter's by PTT analysis, Temp parameter, and the BFR parameter value were observed increasing and decreasing repeatedly similar to the results of the first experimental analysis. Therefore, the values of standard deviation were widely distributed and the distribution aspect of each parameters were indicated different, the discriminative power with respect to the temperature change of the step-by-step was observed very degraded.

Third, applying the experimental protocol 3, the following phenomenons were observed by the analytical result about the variation aspects of the average values of the parameters for the all subjects according to before experimental (temperature step 1, S1) and after experimental (temperature step 10, S2). In the time domain, the analytical results of the HRV signal was observed that the values of the parameters of the m\_RRi was indicated smaller than 50 ms in step 2 than step 1, but the standard deviations of the m\_RRi was significantly occurred. And the m\_HR parameter was observed approximately five times per minute increase in step 2 than step 1, the distribution characteristics of the statistically significant was shown ( $p < 0.05$ ). In addition, the RMSSD parameter was also observed about 6 ms decreased in step 2 than step 1, the distribution characteristics of the statistically significant was shown ( $p < 0.05$ ). Next, although

the  $\text{fft\_VLF}$  and  $\text{ar\_VLF}$  parameters in a frequency domain were observed about 2 times increasing in step 2 than step 1, the statistically significant did not shown because the standard deviation was caused largely. And the  $\text{fft\_LF}$  and  $\text{ar\_LF}$  parameters were observed increasing in step 2 than step 1. Also, the  $\text{fft\_HF}$  and  $\text{ar\_HF}$  parameters were observed decreasing in step 2 than step 1. In addition, the  $\text{fft\_LF/HF}$  and  $\text{ar\_LF/HF}$  parameters were also observed significantly increased in step 2 than step 1, the statistically significant distribution characteristic shown ( $p < 0.05$ ). And the value of SD1 parameter in fractal correlation analysis decreased in step 2 than step 1, the SD2 parameter was shown increasing aspect. And the SD1 parameter shown the statistically significant distribution characteristic ( $p < 0.05$ ). Next, the value of parameter  $\alpha_1$  in DFA analysis was increased in step S2 than S1 and the parameter  $\alpha_2$  increased in step S2 than step S1. Then, the parameters of ApEn and SampEn in the nonlinear complexity analysis were decreased in step S2 than step S1, the statistically significant distribution characteristic shown ( $p < 0.05$ ).

Among the parameters mentioned above, the parameters which could be helpful in analyzing HRV signal by far-infrared radiation of the loess ball mattress are as follows. The parameters of  $m\_HR$  and  $RMSSD$  in the time domain, the parameters of  $\text{fft\_LF/HF}$  and  $\text{ar\_LF/HF}$  in the frequency domain could be helpful in analyzing HRV signal. And the SD1 parameter in fractal correlation analysis, the parameters of SampEn and ApEn in the linear complexity analysis could be helpful in analyzing HRV signal. These parameters shown statistically significant distribution characteristic.

The analysis results of mentioned above, the following conclusion could be derived. The results of analysis by applying the analytical methods such as the time and frequency domain, the fractal correlation, and nonlinear complexity method according to the acquired data by applying the experimental protocol 1 and experimental protocol 2, the effect on the body's vital signs by far-infrared radiation being radiated from the loess ball mattress did not reflect promoting effect of vital sign. However, the analytical results of applying the experimental protocol 3, the effect on the body's vital signs by far-infrared radiation being radiated from the loess ball mattress was observed.



## 감사의 글

이 한편의 논문을 마치면서 그동안 부족한 저에게 아낌없는 격려와 많은 도움을 주신 분들에게 좁은 지면이나마 진심으로 감사한 마음을 전합니다.

먼저, 저를 학문의 길로 인도하시어 아낌없는 격려와 인자하신 모습으로, 때로는 희망의 채찍으로 어려움을 헤쳐 나갈 수 있는 지혜와 용기를 주시고 부족한 논문이 마지막까지 완성될 수 있도록 지도해주신 전계록 교수님께 진심으로 감사드립니다.

그리고 당신의 학위처럼 논문이 완성되기까지 세심한 검토와 지도편달을 아끼지 않으신 백승완 교수님, 힘들 때나 어려울 때마다 학문적 길을 알려주시고 희망의 말씀을 해주신 정동근 교수님, 밝은 미소와 따뜻한 격려로 언제나 한결같은 마음으로 지도해주신 신정욱 교수님, 묵묵히 뒤에서 논문 지도와 격려를 주신 신범주 교수님께 감사드립니다. 그리고 항상 모자란 후배에게 세심한 배려와 아낌없는 조언과 바람직한 인생을 알려주신 최병철 교수님께도 감사드립니다.

또한, 저에게 많은 것을 가르쳐 주시고 올바른 학문적 방법을 제시해 주신 김광년 선배님, 김기련 선배님, 예수영 선배님께 감사드리며 무궁한 발전을 기원합니다. 항상 힘들어 하는 후배에게 따뜻한 위로와 격려로 힘을 주신 장영훈 교수님, 엄상희 교수님, 엄상훈 원장님, 정도운 교수님께도 감사한 마음을 전합니다.



대학원 연구실에서 밤낮을 가리지 않고 연구에 직접 참여하여 자신의 일처럼 도움을 주신 박근철 후배님, 장우영 후배님, 김수성 후배님 그리고 오정미 선생님께 고마움을 표합니다.

세상의 거센 파도와 바람으로부터 든든한 울타리가 되어준 사랑하는 나의 가족이자 언제나 막내를 아껴주신 누님과 매형, 큰형님과 큰형수님, 작은형님과 작은형수님 그리고 삼촌을 잘 따라준 나의 조카 두현, 두한, 혜인, 병훈, 병준, 병현, 병하 그리고 미혜에게도 고마운 마음을 전합니다.

마지막으로, 오늘이 있기까지 한결같은 마음을 믿어주시고 끝없는 사랑으로 저를 키워주시고 지켜주신 아버지, 어머님께 감사드립니다. 그리고 부족한 사위를 언제나 믿어주시고 항상 주시기만 하시는 장모님과 학위를 무사히 마칠 수 있도록 하늘에서 저의 가정을 돌봐주신 장인어른께도 감사드립니다. 무엇보다 어려운 여건 속에서도 착하고 성실하게 사랑으로 가족을 이끌어 주면서 저를 뒷받침해준 영원히 사랑하는 나의 아내 정아, 어린나이에든 바쁜 아빠의 빈자리를 이해하고 응원해주며 입가에 웃음을 전해주는 사랑스런 나의 아들 민영이에게 고마움을 전합니다.

2013년 마지막 날에

손 정 만 올림