



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권으로부터 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 석 사 학 위 논 문

수면 초기 실내 온도 변동이
인체 생리에 미치는 영향



2007년 2월

부 경 대 학 교 대 학 원

냉 동 공 조 공 학 과

신 효 준

공 학 석 사 학 위 논 문

수면 초기 실내 온도 변동이
인체 생리에 미치는 영향

지도교수 정 석 권

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함



2007년 2월

부 경 대 학 교 대 학 원

냉 동 공 조 공 학 과

신 효 준

신효준의 공학석사 학위논문을 인준함

2006년 12월



주 심 공학박사 최 광 환 인

위 원 공학박사 김 종 수 인

위 원 공학박사 정 석 권 인

목 차

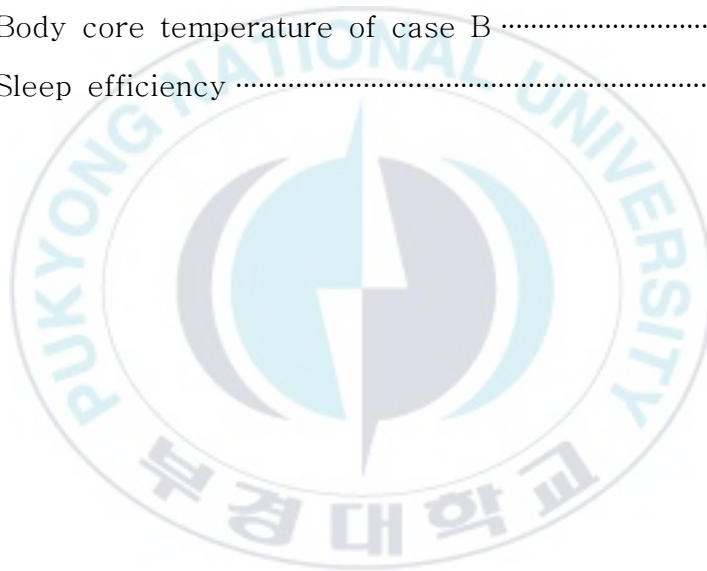
List of figures	iii
List of tables	v
Nomenclature	vi
Abstract	ix
제1장 서 론	1
1.1 연구 배경 및 목적	1
1.2 기존 연구	3
1.3 연구 범위 및 방법	5
제2장 수면과 인체 생리 관련 기초 이론	6
2.1 수면	6
2.1.1 수면의 정의	6
2.1.2 수면과 체온 변화	7
2.1.3 생리 신호	8
2.1.4 수면 단계	14
2.1.5 수면 평가	20
2.2 체온 및 피부 온도	28
2.2.1 심부 온도	28
2.2.2 평균 피부 온도	32
2.3 인체와 주변 환경과의 열교환	33
2.3.1 인체의 열평형	33
2.3.2 피부를 통한 현열 교환	34

2.3.3 피부를 통한 증발열 손실	35
2.3.4 호흡을 통한 열손실	37
제3장 수면 초기 실내 온도 변동 실험	39
3.1 실험 기간 및 장소	39
3.1.1 실험 기간	39
3.1.2 실험 장소	39
3.2 실험 방법 및 조건	40
3.2.1 실험 방법	40
3.2.2 실험 조건	43
3.3 피험자	46
3.4 실험 결과	48
3.4.1 실내 온도	48
3.4.2 실내 습도	49
3.4.3 실내 CO_2 농도	50
3.4.4 평균 피부 온도	51
3.4.5 심부 온도	53
3.4.6 수면 효율	54
3.4.7 침수면 지연 시간	55
제4장 결 론	56
참고문헌	58
감사의 글	61

List of figures

Fig. 2.1	Change of body temperature by time of day	7
Fig. 2.2	Sticking position of EEG electrode	11
Fig. 2.3	Change from wake to sleep stage 1	15
Fig. 2.4	Sleep stage 2	16
Fig. 2.5	Sleep stage 3	17
Fig. 2.6	Sleep stage 4	18
Fig. 2.7	REM sleep stage	19
Fig. 2.8	Sleep state analysis system	22
Fig. 2.9	Data collection program	24
Fig. 2.10	Sleep state analysis program	24
Fig. 2.11	Sleep state analysis algorithm	25
Fig. 2.12	REM sleep(MIT-HIB Polysomnographic Database)	26
Fig. 2.13	Distribution of body temperature	29
Fig. 2.14	Range of body core temperature by activity state	31
Fig. 3.1	Experimental environment	39
Fig. 3.2	Physiology signal pre-test	40
Fig. 3.3	Experimental process	41
Fig. 3.4	Sticking position of skin temperature measurement sensors	42
Fig. 3.5	Sticking position of physiology signal measurement sensors	42
Fig. 3.6	Algorithm of case A	45
Fig. 3.7	Algorithm of case B	45

Fig. 3.8	Indoor air temperature of case A	48
Fig. 3.9	Indoor air temperature of case B	48
Fig. 3.10	Indoor relative humidity	49
Fig. 3.11	Indoor CO_2 density	50
Fig. 3.12	Mean skin temperature of case A	51
Fig. 3.13	Mean skin temperature of case B	52
Fig. 3.14	Distribution of MST in comfort range	52
Fig. 3.15	Body core temperature of case A	53
Fig. 3.16	Body core temperature of case B	53
Fig. 3.17	Sleep efficiency	54



List of tables

Table 2.1	Sleep stage criteria	21
Table 2.2	Agreement rate of sleep state analysis algorithm and MIT-HIB Polysomnographic Database	27
Table 2.3	Heat production in stable state	28
Table 2.4	Equations to estimate MST(quoted from Tanabe)	32
Table 3.1	Measurement item and equipment	43
Table 3.2	Initial indoor conditions	43
Table 3.3	Korean mean body size(2004 Size Korea)	47
Table 3.4	Conditions of subjects	47
Table 3.5	SWS latency	55

Nomenclature

A	Skin surface area of human body	$[m^2]$
C	Convection heat loss	$[W/m^2]$
C_{pa}	Specific heat of air	$[kJ/kg^\circ C]$
C_{res}	Rate of convection heat loss from respiration	$[W/m^2]$
E_{diff}	Rate of evaporative heat loss from diffusion	$[W/m^2]$
E_{max}	Maximum evaporation potential	$[W/m^2]$
E_{res}	Rate of evaporative heat loss from respiration	$[W/m^2]$
E_{rsw}	Rate of evaporative heat loss from sweat	$[W/m^2]$
E_{sk}	Rate of total evaporative heat loss from the skin	$[W/m^2]$
f_{cl}	Clothing area factor	$[-]$
H	Height	$[m]$
h	Overall heat transfer efficient by convection and radiation	$[W/m^2h^\circ C]$
h_c	Convection heat transfer coefficient	$[W/m^2^\circ C]$
h_e	Convection evaporative heat transfer resistance at the clothing surface	$[W/m^2kPa]$
h_{fg}	Heat of water vaporization	$[kJ/kg]$
h_r	Linear radiative heat transfer coefficient	$[W/m^2^\circ C]$
L	Heat storage	$[W/m^2]$

m	Body mass	[kg]
M	Rate of metabolic energy production	[W/m^2]
m_{rsw}	Rate at which sweat is secreted	[kg/sm^2]
$\dot{m}_{res}$	Pulmonary ventilation rate	[kg/s]
p_a	Water vapor pressure in the ambient air	[kPa]
$p_{sk,s}$	Water vapor pressure at the skin	[kPa]
Q	Total rate of heat loss through respiration	[W/m^2]
$\dot{Q}$	Total rate of heat loss from the skin and clothing	[W/m^2]
R	Radiation heat loss	[W/m^2]
$R_{e,cl}$	Evaporative heat transfer resistance of the clothing surface	[m^2kPa/W]
R_{cl}	Heat transfer resistance of the clothing surface	[m^2kPa/W]
t_a	Temperature of inhaled air	[$^{\circ}C$]
t_{cl}	Clothing surface temperature	[$^{\circ}C$]
t_{ex}	Temperature of exhaled air	[$^{\circ}C$]
t_o	Operative temperature	[$^{\circ}C$]
$\overline{t_{sk}}$	Mean skin temperature	[$^{\circ}C$]
t_{sk}	Skin temperature	[$^{\circ}C$]
w	Fraction of the wetted skin surface	[-]
w_{rsw}	Skin wet ratio by sweat	[-]
W_a	Specific humidity of inhaled air	[-]
W_{ex}	Specific humidity of exhaled air	[-]
EEG	Electroencephalogram	[-]

<i>ECG</i>	Electrocardiogram	[-]
<i>EOG</i>	Electrooculogram	[-]
<i>EMG</i>	Electromyogram	[-]
<i>MST</i>	Mean skin temperature	[°C]
<i>PLMS</i>	Periodic limb movement syndrome	[-]
<i>RLS</i>	Restless leg syndrome	[-]
<i>SWS</i>	Slow wave sleep	[-]

Subscript

<i>a</i>	Air
<i>c</i>	Convection
<i>cl</i>	Clothing
<i>e</i>	Evaporation
<i>ex</i>	Exhalation
<i>fg</i>	Fluid to gas
<i>i</i>	Indoor surface
<i>o</i>	Operation
<i>pa</i>	Pressure of air
<i>r</i>	Radiation
<i>res</i>	Respiration
<i>rws</i>	Sweat
<i>sk</i>	Skin

Effect of Indoor Temperature Change on Human Body Physiology at Forepart of Sleep

Hyo Jun Shin

Department of Refrigeration and Air Conditioning Engineering,
Graduate School, Pukyong National University

Abstract

Existent researches about indoor thermal environment had been focused on to seek human's comfort in daytime. Also researches about thermal comfort during the sleeping time that is important time for resting and recharging to modern people had been seldom existed.

At present, as global warming phenomenon is being continued, most people are going through inconvenience by sultriness during sleeping time when sweltering night in summer. Therefore we need another control method of air conditioner to keep human's thermal comfort. This research recognized about optimal temperature in forepart of sleep to maintain proper skin temperature and comfort sleep when indoor air is cooled by air conditioner in sweltering summer night.

Ambient temperature is a common factor of the environment, but some of its effects on human body physiology are still unknown. The effects of ambient temperature on human sleep have

been increasingly studied in the last decade, the main reason being that in animals thermoregulatory processes have been found present in SWS and absent in REM sleep.

In laboratory situations, the general interest was first focused on low and mainly high ambient temperatures fluctuation has been paid to the influence of ambient temperatures fluctuation around thermoneutrality. It appears, however, that even slight changes of the ambient temperature within the thermoneutrality zone can induce modifications of sleep structure.

The body core temperature shows a strong circadian rhythm, with a usual range of variation of about 1°C. It has been suggested that this is due to an endogenous variation of the thermoregulatory set point, which is higher in the afternoon than in the morning. However, body core temperature also varies in response to a variety of imposed behavioral and external stimuli, including sleep, physical activity, postural changes, ambient temperature and meals. It has been a common observation that body temperature falls after sleep onset, both in entrained and in free-running conditions. As it appears that thermoregulatory responses are sleep stage-dependent, it is important to determine whether or not thermal sensitivity is sleep stage dependent.

As result in this research, we had found the fact that particular change of air-conditioner temperature helps to maintain comfort skin temperature and body core temperature during the sleeping hours.

제1장 서론

1.1 연구 배경 및 목적

지구 온난화 현상이 가속화되면서 여름철에 실외 기온이 25℃를 넘는 열대야 현상의 발생일수는 점점 증가하고 있다. 이처럼 여름철에 열대야 발생일수가 증가하면서 대부분의 사람들은 무더위로 인해 수면을 취하는데 불편을 호소하고 있다.

일반적으로 건물의 공기조화는 인간의 주 활동시간인 낮 시간 동안에만 이루어지며 야간에는 실시하지 않는 것이 보통이다. 하지만 열대야 현상이 발생하는 여름철 야간 수면시간 동안에는 재실자가 쾌적하고 편안한 수면을 취할 수 있는 별개의 공기조화 조건이 필요하다.

현대인들의 실내 활동시간이 증가함에 따라 실내 재실환경에 관한 연구는 곳곳에서 활발히 진행되었다. 이처럼 실내 재실환경에 대한 연구가 활발히 진행된 이유는 쾌적한 실내 환경이 업무의 효율을 증대시키고 재실자의 건강을 유지하는데 매우 중요한 요소이기 때문이다. 기존의 실내 온열환경에 관한 연구는 주로 낮 시간 동안 인간의 쾌적감을 추구하는데 초점이 맞추어져 왔다. 하지만 사회가 점차 발전하면서, 치열한 경쟁 속에서 바쁘게 살아가는 현대인들에게 있어 가장 중요한 휴식 및 재충전의 시간인 수면시간 동안의 온열쾌적감에 관한 연구는 거의 없었다.

인간이 살아가는 동안 깨어서 활동하는 시간은 전체의 2/3이고, 잠을 자는 시간은 전체의 1/3이다. 신생아의 경우는 하루 24시간 중에 16시간 동안 수면을 취하며, 노인의 경우 5~6시간 동안 수면을 취한다. 인간을 대상으로 한 기존 학문들은 주로 인간이 깨어서 활동하고 있는 동안의 생각과 행동을 논하는 것이 대부분이었다. 반면 인간 생명 현상의 1/3에 해당하는 수면에 대한 관심은 상대적으로 적었다. 수면시간은 인체의 심리

적, 생리적 회복과 에너지 보충의 시간으로 인간에게 없어서는 안 될 필수적인 시간이다. 그러므로 인간의 수면에 관한 연구는 앞으로 더욱 활발히 진행되어야 할 것이다.

수면에 관한 기존 연구는 대부분 임상적 측면 즉, 수면장애와 관련된 병의 진단과 치료에 관심이 모아졌다. 그리고 소수의 연구자에 의해서 실내 온도가 수면단계의 변화에 미치는 영향¹⁾, 체온 조절의 반응과 수면단계의 관계²⁾에 대한 연구가 행하여졌다. 하지만 이러한 연구들은 단순히 현상을 밝히는 수준에 그쳐, 야간 수면시간 동안 실내 온도를 적절하게 조절하기 위한 기초 연구로서는 미흡한 실정이다. 이러한 이유로 야간의 수면시간 동안 쾌적하고 편안한 수면상태를 유지할 수 있는 실내 온열환경에 대한 연구의 필요성은 더욱 강조되고 있다.

본 연구에서는 여름철에 에어컨을 사용하여 실내를 냉방시킬 때 침실 온열환경 조건에 따른 수면 초기 수면상태와 인체 생리반응의 변화 형태를 수면실험을 통해 관찰함으로써, 입면시간을 단축시키고 기상 시까지 쾌적한 수면상태를 유지할 수 있는 침실 온열환경 조건에 대한 기초 자료를 마련하고자 한다.

1.2 기존 연구

인체는 주위환경과 열교환을 하기 때문에 실내 온도는 수면시 체온 변화와 관련이 있고, 그것은 수면의 깊이에도 영향을 미친다. 현재까지 실내 온도 조건에 따른 수면구조의 변화 및 특정 수면단계(예를 들어 REM 수면)에서의 체온조절 반응에 대한 연구 등이 소수 연구자들에 의해 진행되어 왔다.

Muzet A. 등³⁾은 열적 쾌적 영역에서 실온의 미세한 변화는 인체의 열교환에 영향을 주어 체온 변화와 직결되며, 수면 중 체온의 사이클과 수면단계는 밀접한 관계가 있다는 것을 밝혀냈다.

Haskell E. H. 등⁴⁾은 피험자를 대상으로 실내온도에 따른 수면단계의 변화에 대한 실험을 하였다. 이 연구에서는 열적으로 중립영역에 있는 실내 온도는 입면시간에 크게 영향을 주지 않으며, 열적 중립영역보다 낮은 온도조건 보다는 높은 온도조건이 수면에 방해가 적음을 밝혀냈다.

한편, Rohles F. H. 등⁵⁾은 수면시 주위환경의 온도는 수면 각 단계의 유지 시간에 영향을 미치지 못하며, 인간의 체온은 수면의 단계와 직접적인 관계가 없다고 주장하였다. 이 연구에서는 쾌적수면의 조건으로 21.1℃~32.2℃의 환경온도를 제시하였다.

Hiroyuki Ogino 등⁶⁾은 침상내 온도 및 습도가 수면에 미치는 영향을 조사하였다. 이 연구에서는 편안하게 수면을 취할 수 있는 인체 피부온도의 조건으로 34.5℃~35.6℃의 범위를 제시하였다.

Morie Miyazawa 등⁷⁾은 계절에 따른 침상기후와 수면경과에 대하여 조사하였다. 이 연구에서는 인간이 발 부위의 온도가 따뜻해질 때 수면을 취한다고 주장함으로써 발 부위 온도의 중요성을 언급하였다. 그리고 쾌적한 수면을 취할 수 있는 침상 내 온도는 32℃~34℃, 습도는 45%~55% 범위로 제시하였다.

Kazue Okamoto-Mizuno 등¹⁾은 수면 전반부와 후반부에서 덥고 습한 실내 공기환경에 노출되는 상황이 인간의 수면단계와 신체온도에 미치는 영향을 조사하였다. 이들은 수면 전반부에 인체가 덥고 습한 환경에 노출되면 심수면(서파수면)이 억제되고 노출 시간이 길어질수록 각성단계가 증가하며 심부온도의 하강시간이 지연되는 현상이 나타나지만, 수면 후반부에 덥고 습한 환경에 노출될 경우에는 이러한 현상이 나타나지 않는다는 사실을 발견하였다.



1.3 연구 범위 및 방법

1.3.1 연구 범위

본 연구에서는 여름철 열대야 조건에서 에어컨을 사용하여 실내를 설정 온도까지 떨어뜨려 유지시켰을 경우, 실내 온도의 변동이 피험자의 초기 수면 상태와 체온 등 인체 생리의 변화에 미치는 영향에 대해서 알아보고자 하였다. 피험자의 수면 상태 분석에서는 뇌파(EEG), 안구전도(EOG), 근전도(EMG) 등의 생리신호 데이터를 활용하여 수면 단계를 분석하였고, 이를 통해 심수면 지연 시간(SWS latency)과 수면 효율을 구하였다. 또한 평균 피부 온도와 심부 온도 데이터를 활용하여 초기 수면시 실내 온도의 변동이 인체에 미치는 영향을 분석하였다.

1.3.2 연구 방법

본 연구에서는 신체 건강한 남녀 피험자 10명을 선발하여 여름철 야간에 수면 실험을 실시하였다. 수면 실험에서는 피험자의 신체에 피부 온도와 심부 온도, 생리 신호 측정 센서를 부착한 후, 수면 초기에 실내 온도를 각각 설정 온도 24℃와 26℃로 떨어뜨려 유지하면서 수면시 생리 신호, 피부 온도와 심부 온도의 변화를 비교 분석하였다. 피험자는 2시간 동안 열대야 환경에 충분히 적응을 한 뒤에 실험을 실시하였으며, 실험 기간 동안에는 수면에 영향을 미칠 수 있는 인자를 철저히 배제하도록 하였다.

제2장 수면과 인체 생리 관련 기초 이론

2.1 수면

2.1.1 수면의 정의

수면은 인간의 본능적인 행동 중 하나이다. 그러므로 인간은 학습하지 않고도 자연스럽게 잠을 잘 수 있다. 식욕이나 성욕과 마찬가지로, 수면은 그에 대한 강한 욕구에 따라 본능적으로 행동을 하게 된다. 그리고 이러한 수면 욕구가 충족되었을 때 자동적으로 편안함 또는 즐거움을 보상으로 받게 된다.

수면 시간은 인간에게 있어서 가장 중요한 휴식 시간이며, 육체적·정신적 기능들을 재충전하는 시간이다. 이러한 수면의 역할에 대해서는 많은 연구자들이 다양한 학설을 주장하고 있다. 그 중에서 가장 일반적인 것으로 두 가지의 생물학적 역할을 들 수 있다. 하나는 외부 리듬에 체내의 활동과 휴식을 같이 조화시키려 하는 적응 행동으로서의 수면이다. 즉 수면은 생체 시계의 지배를 크게 받고 있는 것이다. 다른 하나는 자신의 내부 환경에 대응해서 적극적으로 활동을 저하시키는 능동적 생리 기능이다. 특히 인체가 적정 체온을 유지하기 위해서는 많은 에너지를 필요로 하는데, 수면에 문제가 있을 경우 이러한 에너지 생산 기능에 문제가 발생할 수 있다. 그러므로 체온을 유지하기 위한 필수 조건으로서의 수면은 고차원적인 생리 기능으로 볼 수 있다⁸⁾.

잠을 자는 동안 인체는 완전히 활동을 멈추는 것이 아니라 꾸준한 활동을 하며 생리적으로 다양한 변화 형태를 보인다. 이러한 변화 형태들 중에서 가장 큰 변화를 나타내는 것으로 체온 변화와 뇌파의 변화를 들 수 있다.

2.1.2 수면과 체온 변화

인체의 심부 온도는 1°C 이내의 범위에서 뚜렷한 일주기성을 나타내며 이것은 수면 중에도 계속 이어진다. 일반적으로 체온은 수면 초기에 상승하며 새벽녘에 가장 낮은 값을 나타낸 후, 잠에서 깨기 직전에 상승하기 시작한다. Fig. 2.1에는 잠잘 때와 깨어있을 때 인체의 체온 리듬을 나타내었다.

인체의 생명이 지속되는 동안에는 꾸준히 열을 발생시키기 때문에 주위 환경과 열교환을 하게 된다. 비록 인체의 심부 온도($36.5 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$)의 변화는 크지 않더라도 외피 부분에 속하는 피부의 온도는 실내 온도 조건에 영향을 많이 받는다. 결국 주위 환경과 인체의 열교환을 통해 인체는 열을 방출하여야 할 것인지 열을 발생시켜야 할지를 결정하게 된다. 이러한 인체의 체온 조절 과정은 항상성 유지를 위한 인체의 기초적인 신진대사에 속하지만 수면 중에 발생하는 뇌파와도 밀접한 관계가 있다.

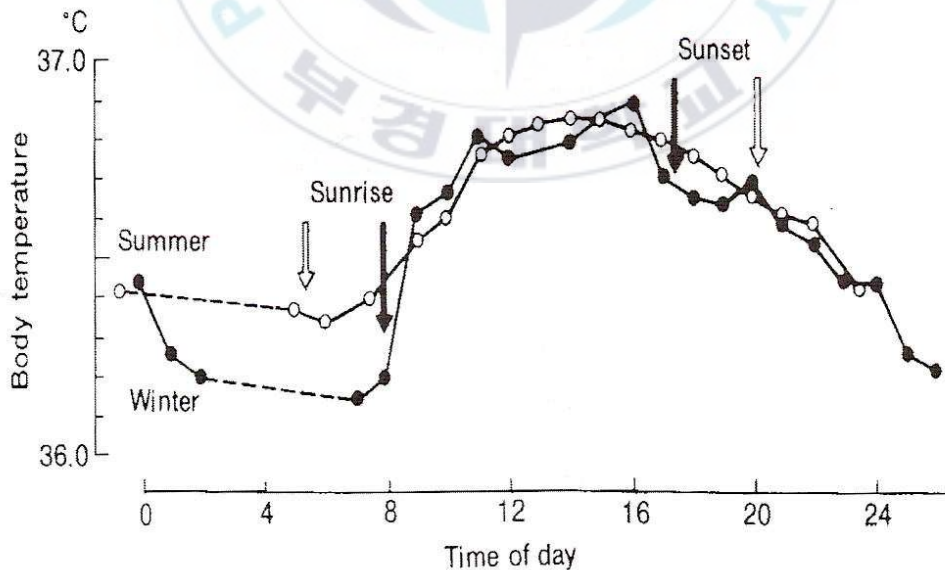


Fig. 2.1 Change of body temperature by time of day⁸⁾

2.1.3 생리 신호

수면 단계는 1·2·3·4단계의 Non-REM 수면과 REM 수면으로 분류되어지는데, 이것은 Rechtschaffen과 Kales에 의해서 주장된 수면 단계 분류 방법⁹⁾으로 국제적인 표준안으로 사용되고 있다. 수면 단계 분석에는 뇌파, 심전도, 안구전도, 근전도 등의 생리 신호가 사용된다.

1) 뇌파

뇌파(EEG; Electroencephalogram)는 뇌의 전기적인 활동을 두피 표면에 부착한 전극에 의해 비침습적으로 측정된 전기 신호를 말하며, 뇌파에 반영되는 뇌의 전기적인 활동은 주로 신경 세포에 의해서 발생한다.

일반적으로 뇌파는 매우 복잡한 패턴으로 진동하는 파형 형태로 보이므로 뇌파 파형 그대로를 시각적으로 관찰하는 것은 그다지 유용하지가 않다. 그러므로 흔히 뇌파를 관찰할 때에는 주파수에 따라 뇌파를 분류하는 파워 스펙트럼 분석(power spectrum analysis)을 이용한다. 이 때 사용되는 파워 스펙트럼 분석은 뇌파가 특정 주파수로 진동하는 단순 진동들의 선형적 결합이라고 가정하고, 뇌파 전극을 통하여 얻어진 신호에서 각각의 주파수 성분을 분석하여 그 크기(power)를 표시한 것이다¹⁰⁾.

대부분의 뇌파는 불규칙하며 일반적인 패턴을 관측할 수 없다. 그러나 경우에 따라서는 뚜렷한 패턴을 나타내는데 그들 중 어떤 파형들은 간질과 같은 뇌의 이상 상태를 나타내는 파형이다. 또 다른 몇몇의 파형들은 정상인들에게서 나타나며 다음과 같이 네 그룹 중의 하나로 분류된다^{10~11)}.

① α 파 : $8 \sim 13\text{Hz}$ 의 파로 눈을 감고 광자극을 차단하거나, 조용하면서도 안정된 대뇌 상태를 갖고 있으며 깨어있는 정상인에게서 나타난다. 일반적으로 규칙적인 파동의 형태로 연속적으로 나타나며, 두정부와 후두부에

서 가장 크게 기록되고 전두부에서 가장 작게 나타나는 특성이 있으며 $30 \sim 50\mu V$ 의 진폭이 큰 규칙적인 리듬을 보인다. 특히 안정된 α 파가 나타나는 때는 눈을 감고 진정한 상태에 있을 때이며, 눈을 뜨고 물체를 주시하거나 정신적으로 흥분하게 되면 α 파는 억제된다. 이러한 현상을 " α 저지"라고 한다.

② β 파 : $14 \sim 30Hz$ 의 파로 광자극을 주거나 무언가에 주의를 집중하거나 정신 활동이 활발할 때 빠르고 진폭이 작은 β 파가 발생한다. 정점 부위와 정면 부위에서 많이 검출되며, 깨어 있을 때, 말할 때와 같이 모든 의식적인 활동을 할 때 나타난다. 특히, 불안한 상태나 긴장시, 복잡한 계산 처리시에 우세하게 나타나기도 한다.

③ θ 파 : $4 \sim 7Hz$ 의 파가 수면 초기, 꾸벅꾸벅 조는 시기에 출현한다. 주로 아이들의 두정과 측면 부위에서 발생하고 낙망, 좌절 상태에서 감정적으로 많은 스트레스를 받고 있는 성인에게서 발생된다.

④ δ 파 : $1 \sim 3Hz$ 로 수면 중, 깊이 잠든 상태에서 나오며 물질 대사가 저하했을 때 나타난다. 만약 깨어있는 사람에게서 δ 파가 평균 범위보다 매우 많이 나타난다면 대뇌 피질 부위의 악성 종양, 마취 또는 혼수상태와 관련된 질병일 수 있다. 만약 건강한 정상인의 경우인데도 δ 가 두드러진다면 뇌파 측정시 눈을 깜빡이거나 몸을 심하게 움직인 경우가 대부분이다.

⑤ γ 파 : β 파보다 더 빠르게 진동하는 형태로 정서적으로 더욱 초조한 상태이거나 추리, 판단 등 고도의 인지 정보 처리와 관련이 깊다.

두부 상부의 다수 부위로부터의 뇌파를 동시에 기록할 수 있는 유도수로서 뇌파계를 분류하면 12, 16, 24, 32, 64채널 등이 있으며, 심전도 파형의 기록용으로 별도의 1채널을 더 가지고 있다. 뇌파의 진폭, 주파수, 연속성, 부위에 따른 고유한 특수 파형 부위간의 위상차 등에서 진단 정보를 얻는다.

뇌파 수집 전극은 대뇌 조직으로부터의 이온 전류를 EEG 전치 증폭기에 사용되는 전류로 변형시킨다. 전기적인 특성은 사용되는 금속의 종류에 따라 결정된다. 표면 전극으로는 주로 $Ag-AgCl$ 을 사용한다.

전극은 일반적으로 지름 $8mm$ 의 접시 전극을 사용하고, 경우에 따라 바늘 전극을 사용하는 경우도 있다. 일반적으로 세 종류의 전극 부착 방법이 이용되고 있는데 첫째는 한 쌍의 각 전극간에 나타난 전위를 측정하는 방법으로, 뇌는 좌우대칭이므로 전극을 부착하면 일반적으로 전위차가 작게 나타나는데, 만약 좌우차가 크면 장애를 의심하게 된다. 둘째는 하나의 단극 리드와 떨어진 부위에 부착한 다른 기준 전극 간에 나타난 전위를 측정하는 방법이며 이 방법은 국소적인 전기 활동을 측정하는데 필요하다. 셋째는 하나의 단극 리드와 나머지 모든 전극들의 평균 위치와의 사이에 존재하는 전위를 측정하는 방법이다.

EEG 신호의 진폭, 위상 및 주파수는 전극의 배열에 의존한다. 이 위치는 전두, 두정부, 측두 및 두개 영역에 근거를 두고 있다. 가장 널리 사용하고 있는 방법은 국제 EEG 협회에서 정한 '10-20 EEG 전극 배열 시스템'¹²⁾이다. 이 시스템에 의해 머리를 네 개의 표준점, 즉 코, 외후두용기, 좌우 귀로 나눌 수 있다. 예를 들면, 유도 Fp1은 전두부에 있으며 다른 유도과 함께 원 위에 있다. 총 20개의 전극 중 접지시키기 위한 한 개의 접지 전극과 19개의 측정용 전극으로 이루어진다. 유연성 테이프자로 코와 외후두용기의 거리를 측정하여 전극을 설치하고 이 길이의 전후좌우

10%, 20%, 20%, 20%에 해당하는 거리를 머리 위에 점으로 표시한다. 정점, 즉 C전극은 중앙 위치에 놓이게 한다. 19개의 전극을 머리 표면에 부착하고 피험자의 머리 부분을 접지시키기 위한 1개의 보조 전극이 설치된다. 전극 배열은 단극 배열과 쌍극 배열 방법이 있다. 단극 배열은 컷볼과 같은 공통 중심점에 연결되어 있는 여러 개의 스칼프리로 구성되어 있다. 그러므로 전극 1개는 모든 채널에 공통으로 작용한다. Fig. 2.2에는 10-20 EEG 전극 배열 시스템의 전극 부착 위치를 나타내었다.

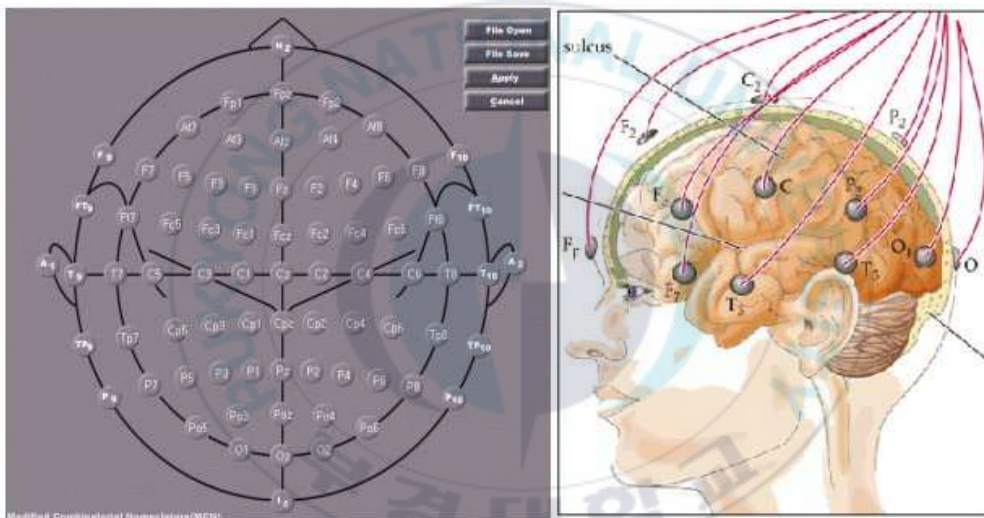


Fig. 2.2 Sticking position of EEG electrode¹⁰⁾

쌍극 배열은 머리에 부착한 전극을 상호 연결함으로써 얻을 수 있다. 이렇게 해서 종합된 모든 신호는 3개의 단자를 가진 차동증폭기로 들어가며, 기준을 잡기 위해 제3의 연결법을 이용한다.

본 연구에서 뇌파의 주파수 스펙트럼 분석은 뇌파 신호를 0.1 ~ 30Hz의 대역통과 디지털 필터에 통과시켜 필터링된 신호를 FFT(Fast Furier Transform)하여 주파수 스펙트럼을 살펴본 후, 각 주파수 대역을 δ 파

($0.1 \sim 4Hz$), θ 파($4 \sim 8Hz$), α 파($8 \sim 13Hz$), β 파($13 \sim 30Hz$)로 구분하였다. 이 때 대역별 주파수 구간을 선택하여 그 전력 스펙트럼의 밀도를 계산한 뒤 구간별 총합에 대한 δ 의 상대적인 값도 살펴보았다.

2) 심전도

심전도(ECG; Electrocardiogram)는 신체 표면에서 측정 가능한 심장의 전기적 활성 단계를 반영하는 미약한 전기 신호이다. 심장의 전기적 활성 단계는 크게 심방 탈분극, 심실 탈분극, 심실 재분극 시기로 나뉘며 이러한 각 단계는 여러 가지 파형으로 나타난다. 이러한 파들이 표준적인 형태를 갖추어야 심장의 전기적 활성이 정상이라고 볼 수 있다.

심전도 측정시 전극의 위치는 표준사지유도, 증폭사지유도, 흉부유도법을 사용하고 있으며, 착의·착석한 상태에서 심전도를 측정할 경우에는 팔목, 발목에만 전극을 부착하는 표준사지유도를 주로 사용하며, 더욱 정밀한 진단이 필요한 경우에는 상의를 올리고 침대에 누워 측정해야 하는 흉부유도까지 포함하여 사용한다¹³⁾.

3) 안전도

안전도(EOG; Electrooculogram)는 입면 전이나 입면시 안구가 서서히 움직이는 현상과 REM 수면시의 안구 운동을 관찰하기 위해 필요한 생리 신호이다. 특히 REM 수면시의 안구 운동은 REM 수면을 확인하는 것과 꿈의 연구에 아주 중요하다. EOG는 안구의 앞과 뒤에서 발생하는 전위의 차이를 기록하는 것이다. Electrode를 부착하는 위치는 양쪽 눈의 외측에서 $1cm$ 정도 떨어진 곳에서 한쪽은 상방 $1cm$ 에 부착하고, 한쪽은 하방 $1cm$ 에 부착한다. 이때 electrode 위치를 상하방향으로 하는 이유는 수평 electrode는 사선과 수평의 안구 운동만을 기록할 수 있지만 이 경우에는

수평과 수직 운동을 모두 기록할 수 있고, 아울러 운동을 대칭적으로 기록하기 때문에 안구 운동을 더욱 쉽게 확인해 볼 수 있다. 좌측 EOG에 아래 방향의 전위가 기록되면 이는 안구가 우측이나 상방으로 움직였음을 의미하며 반대의 경우는 안구가 좌측이나 하방으로 움직였음을 말한다. EOG의 reference는 ROC의 경우 A_1 (좌측), LOC의 경우 A_2 (우측)으로 반대쪽의 reference를 택하는데 이는 인위적인지 여부를 쉽게 알 수 있기 때문이다¹¹⁾.

4) 근전도

근전도(EMG; Electromyogram)는 수면 단계 판독에 없어서는 안 될 중요한 채널이다. 또한 REM 수면 행동 진단 등에 도움을 준다. 양쪽 Anterior Tibialis부위의 EMG는 PLMS, RLS(PLMS는 수면 장애의 일종인 주기적 사지 운동 증후군이라고 한다. RLS는 하지 불안 증후군이라고 한다. 두 증상은 모두 불면증에서 볼 수 있다. 특히 잠들려고 할 때 종아리 등에 이상한 감각, 즉 간질거리거나 쿡쿡 쑤시거나, 저리거나, 이상한 느낌이 들거나 하는 감감이 있을 경우에는 이것으로 잠을 못 자게 되고, 결국은 불면증으로 시달리게 된다. 하지 불안 증후군은 잠들려고 할 때 이러한 경험을 많이 하고, 주기적 사지 운동 증후군은 수면 중에 다리를 움직이게 된다) 진단시 꼭 필요하다¹⁴⁾.

2.1.4 수면 단계

인체에서 발생하는 뇌파(EEG)는 크게 6가지 형태로 구분할 수 있다. 깨어 있을 때 뇌가 활발하게 활동하고 있으면 β 파(잔잔하고 빠른 파장)가 나타난다. 그리고 안정되어 있을 때나 눈을 감고 있을 때에는 $10Hz$ 전후의 규칙적인 α 파가 나타난다. 매우 안정되어있을 때나 졸음이 올 때에는 θ 파가 나타나며, 그 외에 K 복합파($K-complex$), 방추파(σ 파), δ 파가 있다. 국제 기준에서는 방추파의 출현을 수면의 시작이라고 정의하고 있다.

그리고 이러한 뇌파 형태의 안구전도(EOG), 근전도(EMG)를 복합적으로 고려하여 수면 단계(Sleep stage)를 나눌 수 있다. 수면 단계는 수면의 깊이를 나타내는 용어로서, 각성 상태(Wake)와 1단계, 2단계, 3단계, 4단계, REM 수면으로 나누어진다. 여기서 수면 3·4단계(서파수면, SWS; Slow Wave Sleep)는 깊은 잠을 자고 있는 상태로 볼 수 있으며 이 상태가 많이 나타날수록 수면의 질이 좋다고 할 수 있다. 수면 단계는 수면 초기에 2~3회의 주기로 서파수면(SWS)의 비율이 높지만 후반기에는 적어져서 차차 얕은 잠만으로 이루어진다¹⁵⁾.

1) 수면 1단계

각성시 나타나던 α 파 활동이 사라지고, 상대적으로 낮은 전압과 3~7Hz의 활동이 풍부한 혼합 주파수를 가진 뇌파 신호가 나타나며, 급속안구운동이 없고, 느린 안구 움직임(slow rolling eye movement) 현상이 나타난다. 또한 근전도 신호의 긴장 정도가 각성시보다 낮게 나타난다.

수면 1단계는 대부분 각성에서 다른 수면 단계나 수면 중 신체 움직임으로 변화되는 과정에서 나타나며, 약 1분에서 7분 정도의 기간동안 상대적으로 짧은 주기를 가진다. 단계 후반부에 3~7Hz의 주파수 성분과 50~75 μV 이상의 크기를 가지는 날카로운 파형(vertex sharp wave)들이 나타나기도 한다. Fig. 2.3에는 각성단계에서 수면 1단계로 변화할 때 EOG, EMG, EEG 신호의 특성을 나타내었다.

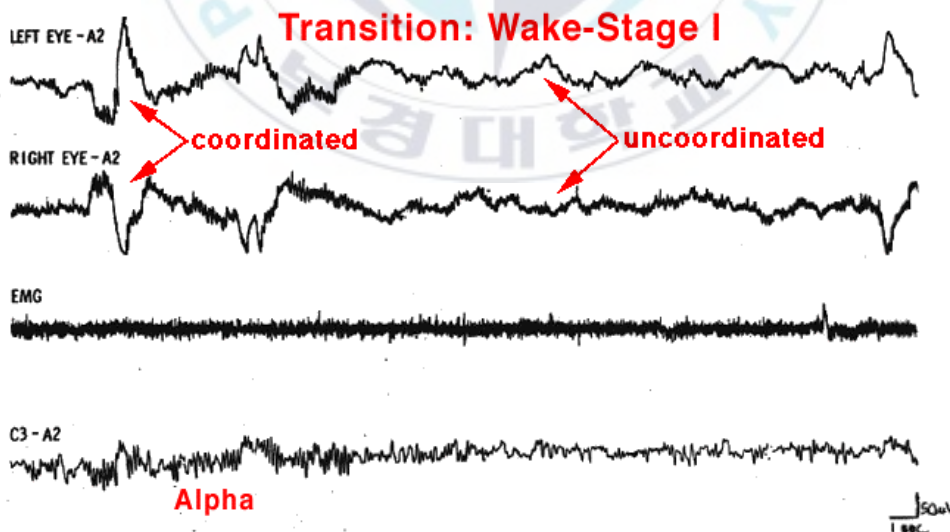
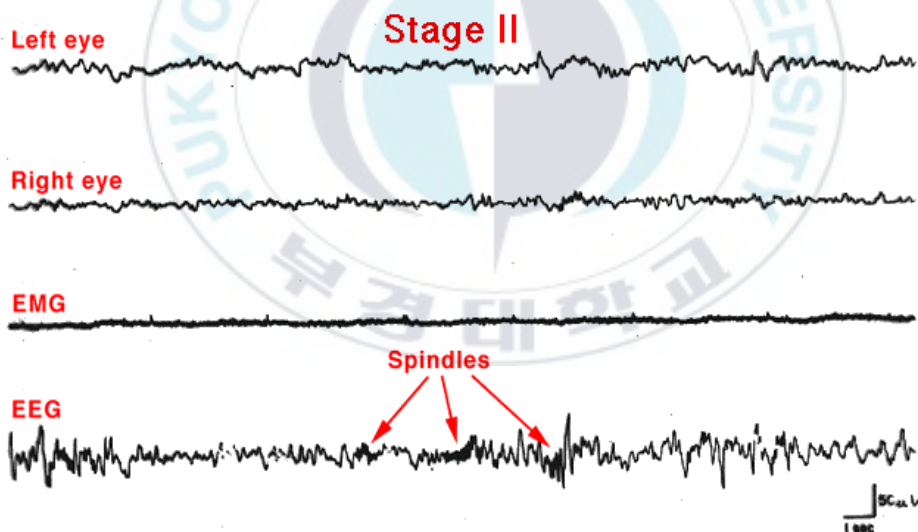


Fig. 2.3 Change from wake to sleep stage 1¹⁶⁾

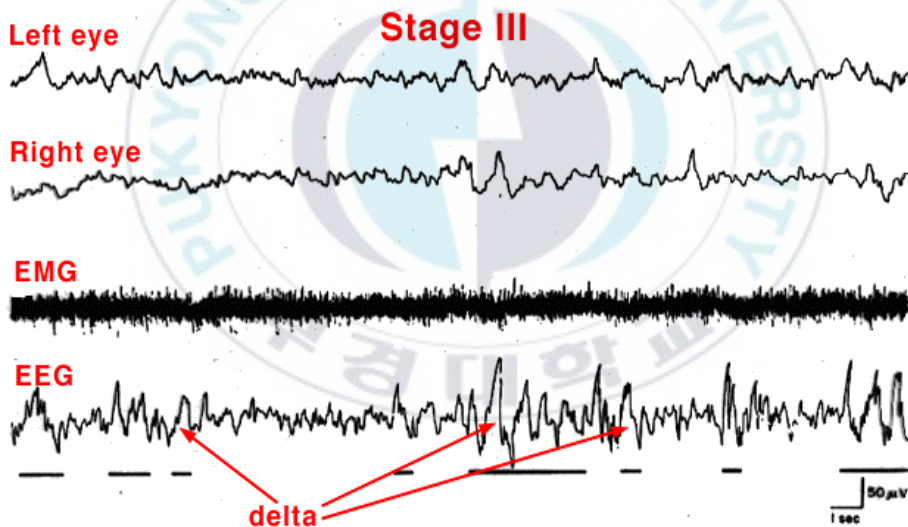
2) 수면 2단계

수면 2단계는 수면 방추파(spindle)와 K -복합파(K -complex)의 출현으로 정의되어지며, 높은 크기의 파형이 사라지고, 수면 3·4단계에서 많이 존재하는 서파(slow wave) 활동이 나타난다. 수면 방추파는 12~14Hz의 주파수 성분을 가지는 σ 파 활동이고, 방추파는 음(-)의 날카로운 파형의 특징을 가지며, 주로 갑작스러운 자극에 대한 응답으로 발생할 수 있지만 어떤 검출 가능한 자극이 없는 경우에도 발생한다. 안구의 활동은 거의 없으며, 근전도 신호의 레벨은 더욱 작아진다. Fig. 2.4에는 수면 2단계의 EOG, EMG, EEG 신호 특성을 나타내었다.

Fig. 2.4 Sleep stage 2¹⁷⁾

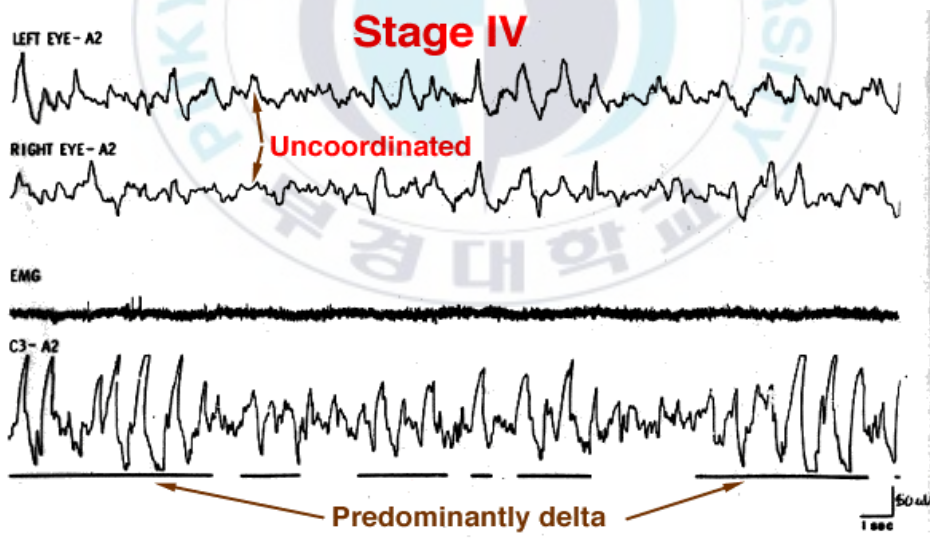
3) 수면 3단계

수면 3단계는 대부분 음의 첨두치와 양의 첨두치의 차이가 $75\mu V$ 이상의 크기를 가지고 주파수가 $2Hz$ 나 그보다 더욱 작은 δ 파형이 한 개의 수면 단계 분석 단위(epoch) 중의 20~50%를 차지한다. 이는 서파 활동간의 시간적 간격은 포함하지 않으며, δ 파의 활동을 시간에 대하여 언급한 것이다. Fig. 2.5에는 수면 3단계의 EOG, EMG, EEG 신호 특성을 나타내었다.

Fig 2.5 Sleep stage 3¹⁸⁾

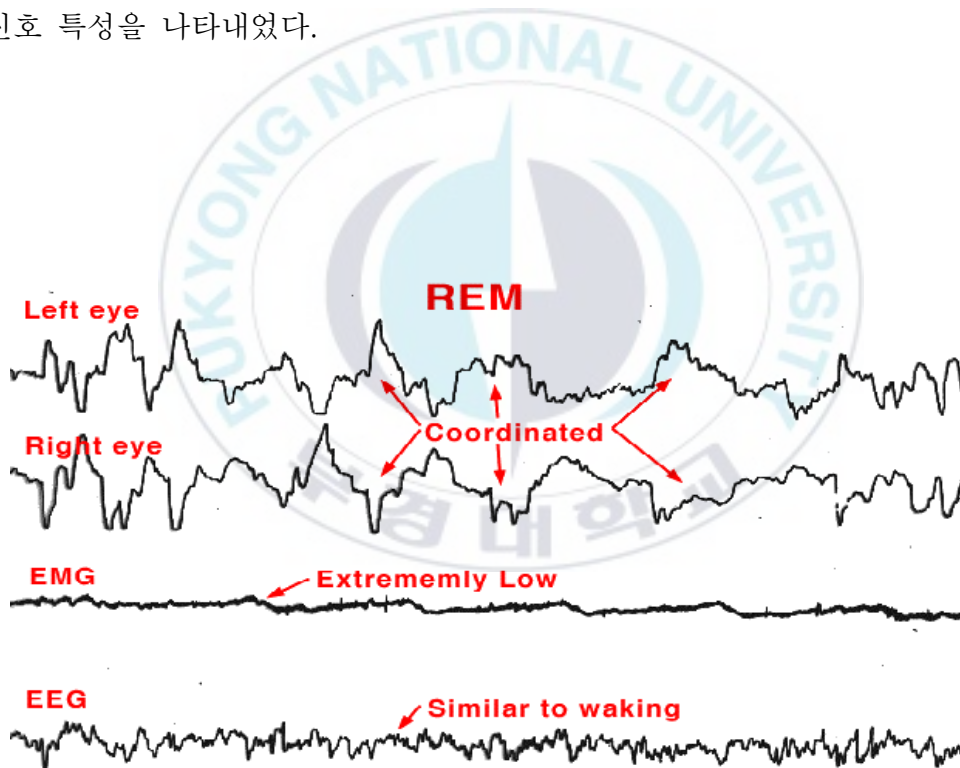
4) 수면 4단계

수면 4단계는 수면 3단계를 결정하는 δ 파의 활동이 수면 단계 분석 단위(epoch)의 50% 이상을 차지한다. 이 단계는 완전히 δ 파에 의해 지배되며, EMG 활동은 극히 적다. δ 파형에 의해 결정되어 지는 수면 3·4단계는 δ 수면(delta sleep), 서파 수면(slow wave sleep), 깊은 수면(deep sleep) 등으로 불려지고 있다. 이러한 수면 3·4단계의 결정에는 많은 오류가 따른다. δ 파의 크기는 전극의 저항이나 시정수, 전극 부착위치 등에 의해 달라질 수 있으며, 피부 저항이나 개인적인 특성도 무시할 수 없는 요인이다. 또한 저주파 노이즈로 인한 파형의 변화도 고려해야할 점이다. Fig. 2.6에는 수면 4단계의 EOG, EMG, EEG 신호 특성을 나타내었다.

Fig. 2.6 Sleep stage 4¹⁹⁾

5) REM(Rapid Eye Movement) 수면 단계

REM 수면 단계는 Fig. 2.7에서 보듯이 상대적으로 낮은 전압과 혼합되어진 주파수 성분 그리고 주기적인 급속안구운동이 나타난다. 그리고 근전도 신호의 크기는 다른 수면 단계에 비해 극도로 작아진다. REM 수면 시 뇌파 활동은 날카로운 파형이 나타나지 않는 것을 제외하고는 수면 1 단계의 특성과 매우 흡사하다. 또한 두정엽(vertex) 영역과 전두엽(frontal) 영역에서 REM과 조합되어 saw-tooth 파형이 종종 나타나지만 항상 그렇지는 않다. Fig. 2.7에는 REM 수면 단계의 EOG, EMG, EEG 신호 특성을 나타내었다.

Fig 2.7 REM sleep stage²⁰⁾

2.1.5 수면 평가

1) 수면 효율(sleep efficiency)

수면 효율은 수면 환경이나 수면의 질적 상태를 평가하는데 이용되어지고, 주로 수면 단계를 이용하여 계산되어지며, 전체 수면에 대한 각 수면 단계별 비율이나 단계별 지연시간 등을 이용한다. 특히 서파 수면(SWS)이라고 불리는 수면 3·4단계는 깊은 수면 단계를 나타내기 때문에 수면 효율 계산에 많이 이용되어지고 있다. 본 연구에서는 수면 환경에 따른 수면 상태를 알아보고자 전체 수면 시간 중에서 각성 상태를 제외한 실제 수면 시간을 합한 총 수면 시간과 수면 시작 시간부터 최초에 수면 3·4단계가 나타나기까지의 지연시간인 SWS latency, 그리고 전체 수면에 대한 수면 3·4단계의 비율을 계산하여 적용하였다.

Table 2.1에는 수면 단계를 나누는 기준(국제 표준)을 나타내었다.

Table 2.1 Sleep stage criteria⁹⁾

Summary of sleep stage criteria				
Stage	EEG	EOG	EMG	Comments
Wake (eyes closed)	Rapid, Low voltage $\beta(13Hz)$ $\alpha(8 \sim 12Hz)$	Rapid, Coordinated saccades	Relatively high	α is diagnostic of awake, Relaxed, Eyes probably closed
I	Mixed low voltage $\theta(4 \sim 7Hz)$, No α	Slow, Rolling, Uncoordinated	Moderate	Myoclonic jerks, Hypnagogic images
II	$\theta(4 \sim 7Hz)$ spindle	Minimal	Moderate	First true stage of sleep
III	$\delta(1 \sim 3Hz)$ is 20%~50% of the record	Uncoordinated	Low	Dreams reported in < 20% of awakenings, May respond : "I was thinking about..."
IV	$\delta(1 \sim 3Hz)$ is more than 50% of the record	Uncoordinated	Low	Dreams reported in < 20% of awakenings, May respond : "I was thinking about..."
REM	Rapid, Low voltage sawtooth	Rapid, Coordinated bursts	Lowest : R EM paralysis	Dreams reported in > 80% of awakenings

2) 수면 효율 평가 프로그램

수면 효율을 구하기 위해서는 먼저 피험자별로 수면 단계 분석이 이루어져야 하는데, 본 연구의 수면 단계의 분석에는 뇌파(EEG), 안구전도(EOG), 근전도(EMG) 등의 생리 신호 데이터가 사용이 되었으며, 심전도(ECG)는 감성적인 분석을 위한 보조 생리 신호로서 측정되었다. 측정 생리 신호는 30초 길이의 1epoch로 저장되었으며 각 epoch마다 순차적으로 파일명을 변화시켜가며 저장하도록 데이터 획득 프로그램을 구현하였다. 생리 신호 데이터는 2시간 동안의 수면 실험을 기준으로 240개의 epoch 파일이 저장된다.

Fig. 2.8은 수면 상태 분석 시스템의 전체 구성을 간략하게 도식화한 것이다. 생리 신호 중 EEG 및 EOG는 4ch 뇌파계(LAXTHA LXE1104-RS232)로 측정하였고, ECG 및 EMG 신호는 한별메디텍에서 제작된 장비로 측정하였다.

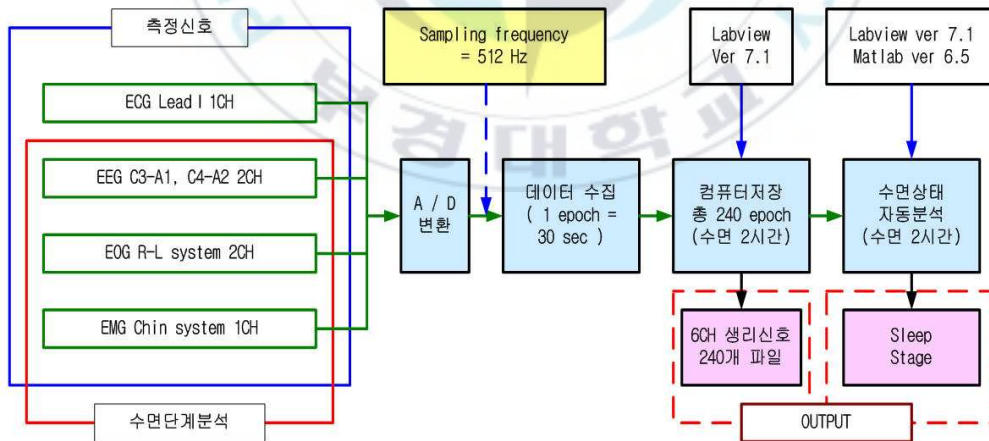


Fig. 2.8 Sleep state analysis system

생리 신호는 Labview ver 7.1로 제작된 데이터 수집 프로그램(Fig. 2.9)에 의해 측정 중인 신호를 실시간으로 display하며 동시에 컴퓨터에 저장하였다. 수집된 생리 신호는 오프라인 상에서 Labview ver 7.1과 Matlab 6.5로 구현된 수면 상태 분석 프로그램(Fig. 2.10)으로 각 epoch의 수면 상태와 수면 중 분당심박수(BPM; Beat Per Minute) 결과를 파일로 출력하였다.



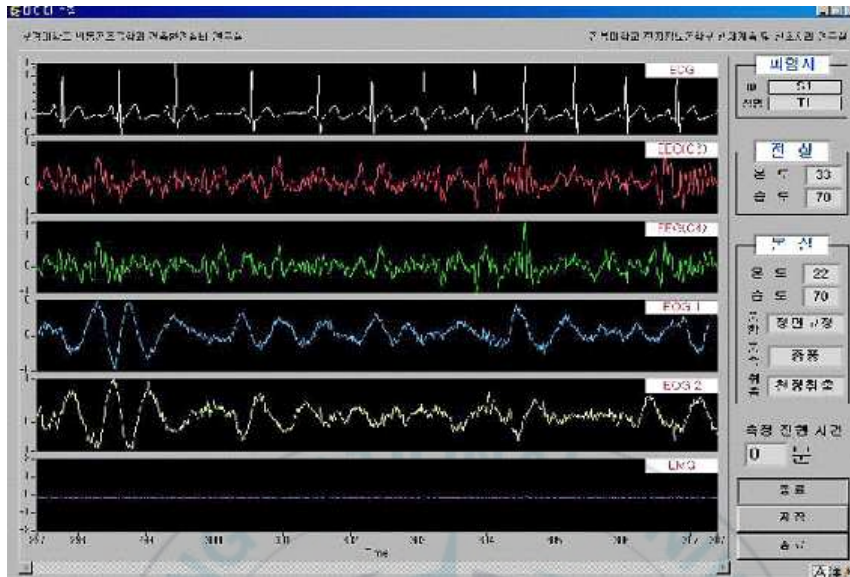


Fig. 2.9 Data collection program

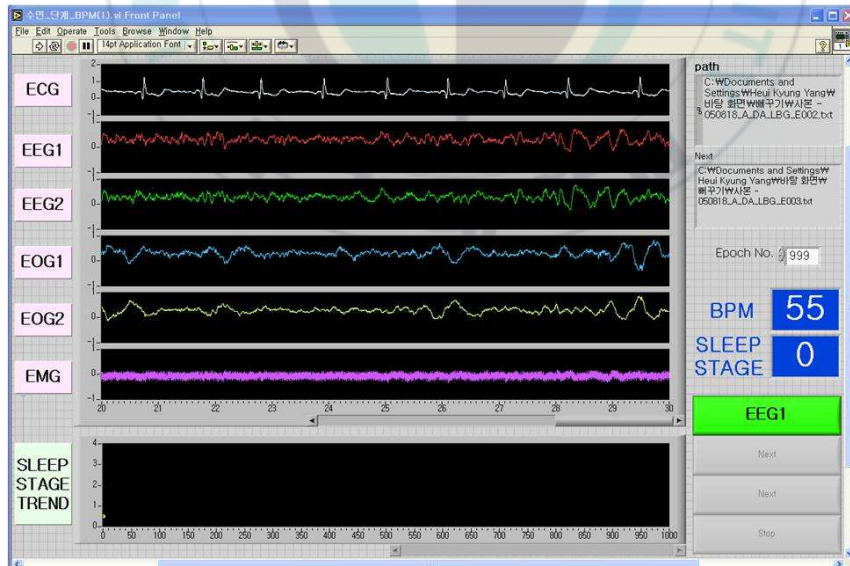


Fig. 2.10 Sleep stage analysis program

Fig. 2.11은 수면 상태를 분석하기 위하여 구현된 알고리즘의 순서도를 나타낸 것이다. 수면 상태와 직접적으로 관련이 없는 ECG 신호는 분리하여 분석하였으며, 분당 심박수(BPM)을 산출하도록 구현하였다.

수면 상태 분석에서는 EEG, EOG, EMG 신호를 사용하였다. 30초 길이의 1epoch를 2초의 sub-epoch로 FFT(Fast Furier Transform)하여 파워 스펙트럼을 구한 후 이를 전체 파워로 나누어 정규화 하였다. *K-complex*와 수면 3·4단계 구분을 위해 δ 파 신호의 진폭이 $75\mu V$ 보다 큰 벡터를 구하고, α 파, β 파, θ 파, δ 파, spindle 성분의 크기 및 출현 시간 길이에 따라 각성, 수면 1~4단계를 구분하였으며 EMG와 EOG의 변동 크기에 의해 REM 수면 단계를 구분하도록 구현하여 수면 단계를 판별하도록 알고리즘을 작성하였다^{21~23}.

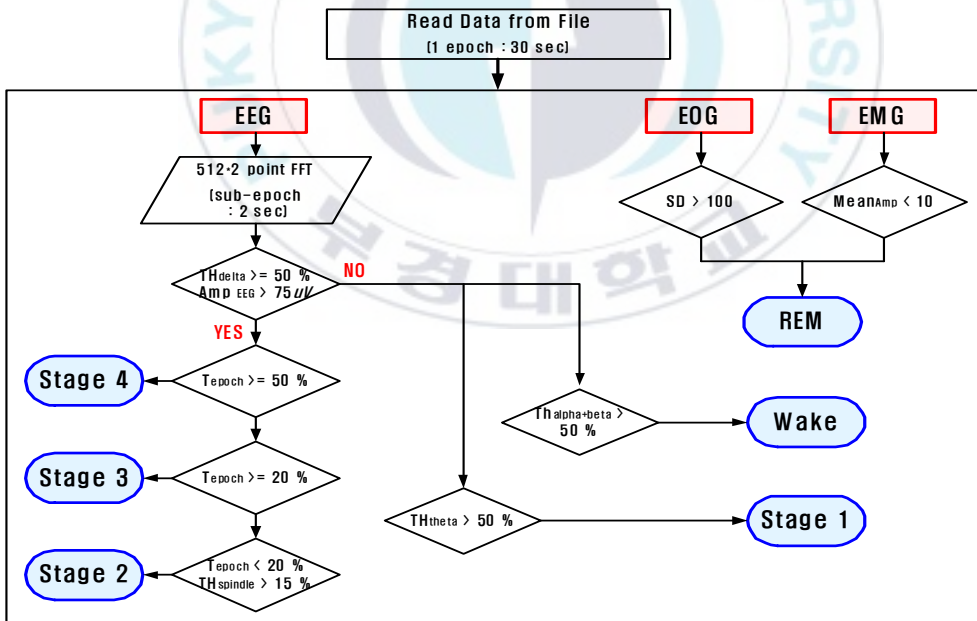


Fig. 2.11 Sleep state analysis algorithm

본 연구에서 제작된 수면 상태 분석 프로그램은 MIT-HIB Polysomnographic Database(slpdb) 데이터²⁴⁾를 사용하여 성능 검증을 하였다. Fig. 2.12는 MIT-HIB의 데이터 중 REM 수면의 예를 나타낸 것이다.

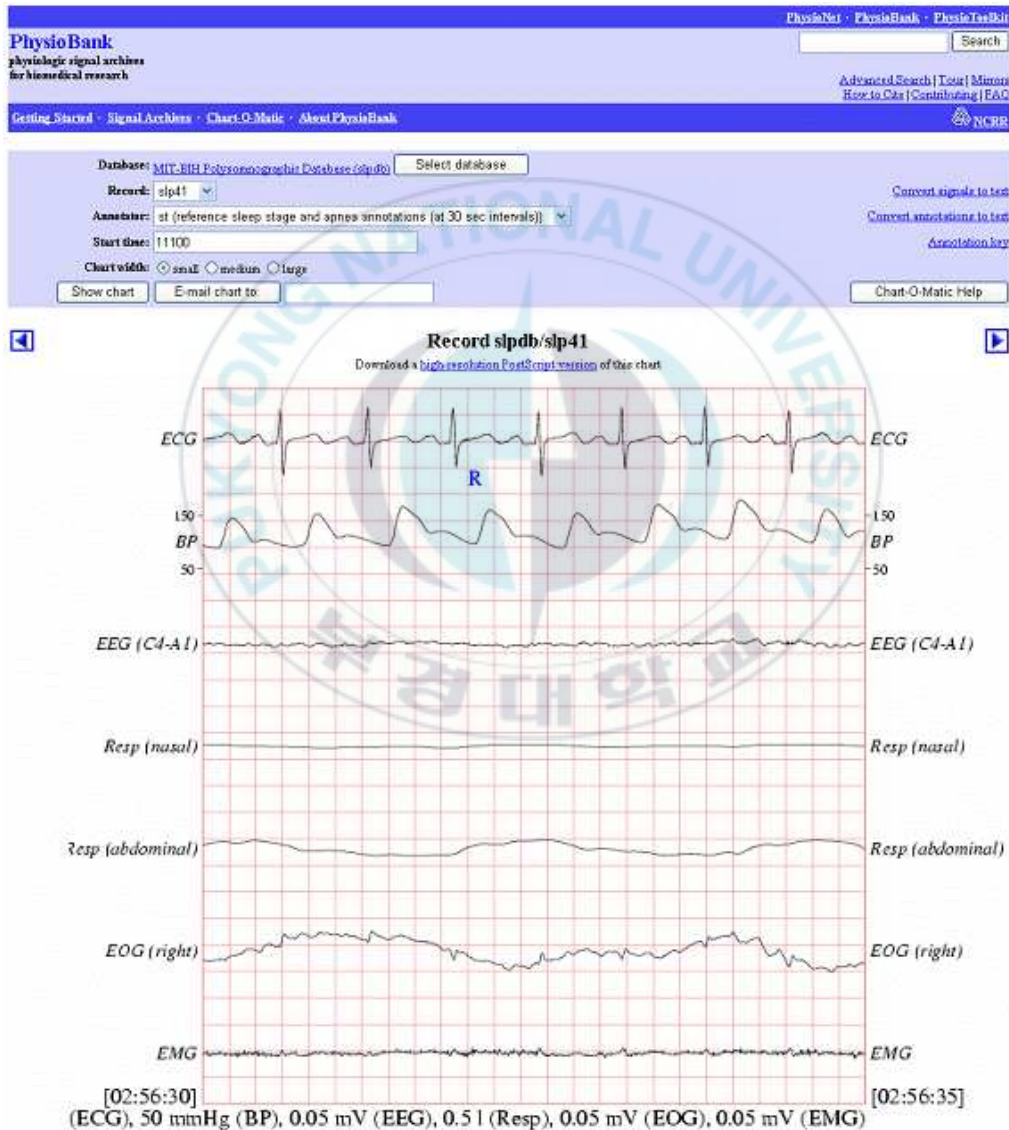


Fig. 2.12 REM sleep (MIT-HIB Polysomnographic Database)²⁴⁾

구현된 수면 상태 분석 알고리즘의 성능을 검증하기 위해 MIT-HIB의 데이터를 분석하여 그 결과를 비교하였는데, 분석 결과와의 일치율은 Table 2.2와 같다. 각성 상태를 수면 1·2 및 수면 3·4, REM 수면 단계로 잘못 판단한 비율은 각각 11.4%, 2.1%, 0.8%였다. 또한 수면 1·2 단계의 일치율은 81.3%, 수면 3·4단계의 일치율은 78.1%로 비교적 양호한 결과로 나타났으나 REM 수면의 일치율은 55.1%로 나타났다.

Table 2.2 Agreement rate of sleep state analysis algorithm and MIT-HIB Polysomnographic Database

		Wake	Stage 1·2	Stage 3·4	REM
Result of algorithm application	Wake	85.7	11.4	2.1	0.8
	Stage 1·2	11.6	81.3	0.8	6.3
	Stage 3·4	0	4.1	78.1	17.8
	REM	4.9	21.1	18.9	55.1
Number of epoch		309	310	73	185

2.2 체온

2.2.1 심부 온도

인체 총 열생산의 70% 이상이 뇌 및 체간(體幹)내의 여러 장기(신장, 심장, 폐, 내장 등)에서 발생되며, 체중의 90% 이상을 차지하는 근육, 피부 및 기타 조직에서 생산되는 열량은 전체의 30% 미만이다. Table 2.3에 신체 부위별 열생산 비율을 나타내었다.

Table 2.3 Heat production in stable state²⁵⁾

Organ	W_t (% of body weight)	Heat Production	
		(kcal/h)	(% of total)
Brain	2.10	12.50	16.00
Kidney	0.45	6.00	7.70
Heart	0.45	8.40	10.70
Lungs	0.90	3.40	4.40
Splanchnic	3.80	26.20	33.60
	Sum : <u>7.70</u>		Sum : <u>72.40</u>
Skin	7.80	1.50	1.90
Muscle	41.50	12.20	15.70
Others	43.00	7.80	10.00
	Sum : <u>92.30</u>		Sum : <u>27.60</u>
Total	100.00	78.00	100.00

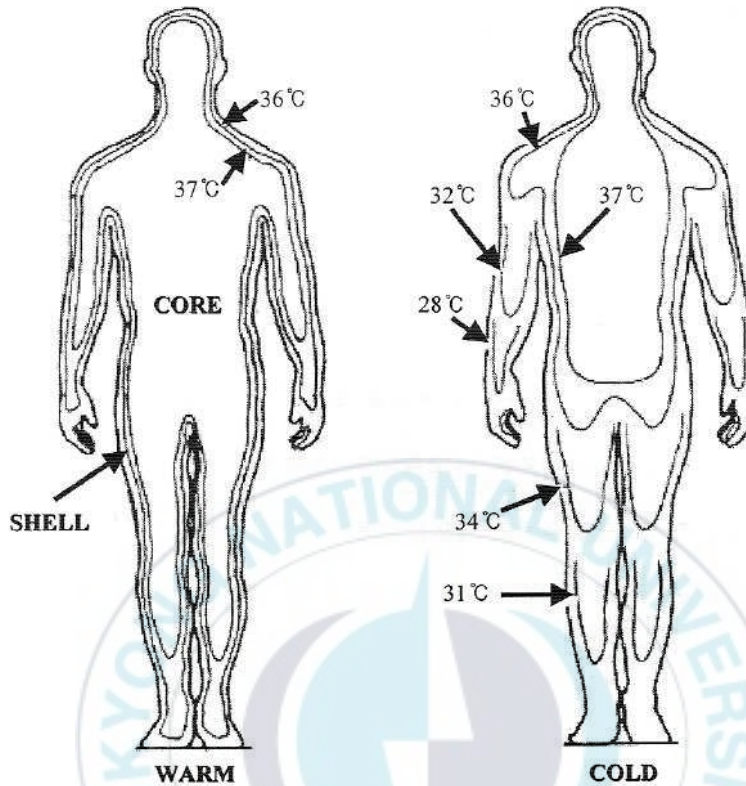


Fig. 2.13 Distribution of body temperature²⁵⁾

Fig. 2.13은 안정시 체온 분포를 나타내며, 숫자는 모두 온도를 나타낸다. 심부는 항상 약 37°C를 유지하고 있는 반면 외각 조직은 부위 및 환경 온도에 따라 피부 온도가 달라진다. 즉, 심부 온도는 거의 일정하게 유지되지만 외각 조직의 온도는 신체 내외의 조건에 따라 수시로 변화하는데, 평상시 피부 표면 온도는 심부 온도에 비해 항상 낮다. 그렇기 때문에 인체의 혈액은 심부에서 37°C로 데워져 동맥을 통해 온도가 낮은 외각 조직으로 흘러가서 열을 버린 후 정맥을 통해 다시 심부로 돌아가게 된다. 혈액의 이러한 작용 때문에 신체내 여러 장기에서 생성된 열이 신체 표면으로 이동하게 되고, 심부 온도는 항상 일정하게 유지된다. 따라

서 여름철과 같이 열평형을 위해 열 발산량을 증가시켜야 할 필요가 있을 때에는 말초 조직으로의 혈액 순환이 증가한다. 이렇게 되면 심부로부터 외각 조직으로의 열 이동이 증가하기 때문에 외각 조직의 온도가 상승하게 되고, 주위 환경과 열교환을 하게 된다. 즉 외각 조직의 온도는 환경 온도에 의해 직접적으로 결정되는 것이 아니라 말초 순환량에 의해 주로 결정된다. 따라서 피부 온도는 혈액에 의해 심부로부터 피부로 운반되는 열량에 의해 주로 결정됨을 알 수 있다.

일반적으로 심부 온도는 신체의 몇 부분을 통하여 측정할 수 있는데, 흔히 구강(oral), 직장(rectal), 식도(esophageal), 고막(tympanic membrane) 등이 심부 온도 측정의 대표적인 부위로 사용되고 있다. 그러나 이들 중 어느 부위도 심부 온도를 대표할 수는 없으므로 각각의 특성을 이해하고 사용해야 되는데, 각 부위의 온도는 다음과 같은 특징이 있다²⁵⁾.

1) 직장 온도 : 임상적으로나 실험적으로 가장 널리 사용되는 심부 온도로서 타 부위에서 측정된 것보다 높은 값을 보인다. 직장을 둘러싸고 있는 골반 조직은 혈액 순환이 비교적 적으므로 타 부위에서 온도가 변할 때에도 직장 온도는 즉시 변하지 않는다. 따라서 직장 온도는 안정시, 즉 완전한 열평형이 일어난 상태에서는 심부 온도를 가장 잘 대표하지만, 체온이 변할 때에는 식도 온도 또는 고막 온도가 심부 온도를 더 잘 반영한다.

2) 구강 온도 : 임상에서 흔히 사용하는데 대부분의 경우 직장 온도와 유사한 변화를 보이지만 그 값이 직장 온도에 비해 0.3~0.5℃ 정도 낮고, 또 환경의 영향을 크게 받으므로 진정한 심부 온도라고 할 수 없다.

3) 식도 온도 : 식도 하부에서 측정되는 것으로 심장 내 혈액의 온도를 잘 반영한다. 일반적으로 식도 온도는 아주 안정된 값을 보이며, 직장 온도에 비해서는 0.2°C 정도 낮다.

4) 고막 온도 : 외이도를 통해 고막 표면에서 측정하는 것으로서 부근에 있는 시상 하부의 온도와 유사하므로 체온 조절 중추로 가는 혈액의 온도를 가장 잘 반영한다.

Fig. 2.14에는 활동 상태에 따른 구강 온도와 직장 온도의 범위를 나타내었다.

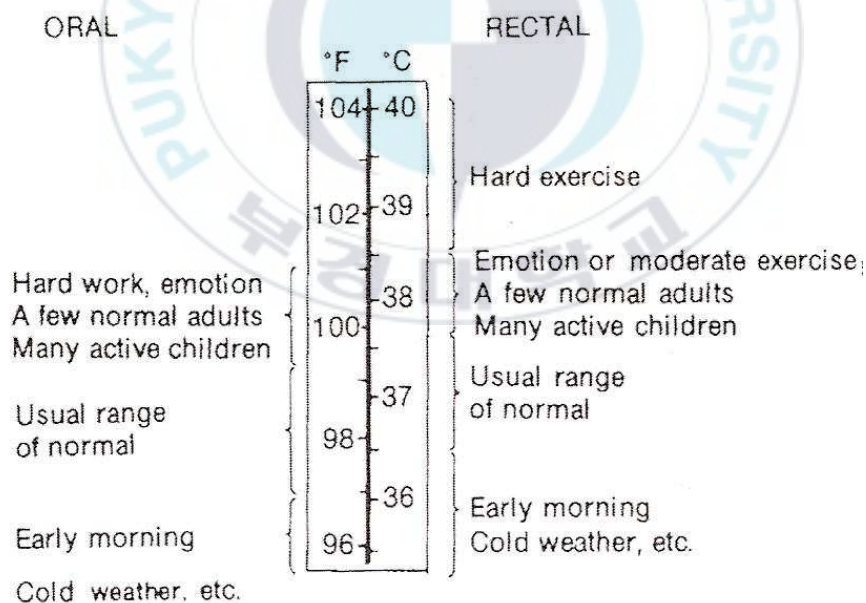


Fig. 2.14 Range of body core temperature by activity state²⁵⁾

2.2.2 평균 피부 온도

피부 온도는 신체 부위에 따라 다르므로 인체의 열평형을 논의할 때 평균 피부 온도를 이용하여 인간과 주위 환경 사이의 열교환량을 결정하는데 사용한다. 평균 피부 온도는 신체 여러 지점의 피부 온도를 측정한 후 그 부위의 중량비 및 면적비를 이용하여 산출한다. 지금까지 많은 연구자들이 제시한 평균 피부 온도 측정법을 Table 2.4에 나타내었다.

Table 2.4 Equations to estimate MST(quoted from Tanabe)²⁶⁾

Author	Equation of Mean Skin Temperature
Burton	$\overline{t_{sk}} = 0.5 \times t_{sk}(\text{chest}) + 0.14 \times t_{sk}(\text{arm}) + 0.36 \times t_{sk}(\text{thigh})$
Kurata	$\overline{t_{sk}} = 0.043 \times t_{sk}(\text{head}) + 0.55 \times t_{sk}(\text{face}) + 0.081 \times 2 \times t_{sk}(\text{abdomen})$ $+ 0.166 \times t_{sk}(\text{back}) + 0.082 \times t_{sk}(\text{upper arm})$ $+ 0.061 \times t_{sk}(\text{forearm}) + 0.053 \times t_{sk}(\text{hand})$ $+ 0.172 \times t_{sk}(\text{upper thighs}) + 0.143 \times t_{sk}(\text{lower thighs})$ $+ 0.072 \times t_{sk}(\text{foot})$
Mitchell & Wyndham	$\overline{t_{sk}} = 0.07 \times t_{sk}(\text{face}) + \frac{0.35}{4} \times t_{sk}(\text{chest}) + \frac{0.35}{4} \times t_{sk}(\text{abdomen})$ $+ \frac{0.7}{4} \times t_{sk}(\text{back}) + 0.14 \times t_{sk}(\text{upper arm}) + 0.05 \times t_{sk}(\text{hand})$ $+ 0.19 \times t_{sk}(\text{upper thighs}) + 0.13 \times t_{sk}(\text{lower thighs})$ $+ 0.07 \times t_{sk}(\text{foot})$
Nadel	$\overline{t_{sk}} = 0.07 \times t_{sk}(\text{face}) + 0.1 \times t_{sk}(\text{chest}) + 0.09 \times 3 \times t_{sk}(\text{back})$ $+ 0.07 \times 2 \times t_{sk}(\text{arm}) + 0.11 \times t_{sk}(\text{hand}) + 0.16 \times t_{sk}(\text{thigh})$ $+ 0.16 \times t_{sk}(\text{foot})$
Hardy & Dubois	$\overline{t_{sk}} = 0.07 \times t_{sk}(\text{forehead}) + 0.14 \times t_{sk}(\text{forearm}) + 0.05 \times t_{sk}(\text{hand})$ $+ 0.35 \times t_{sk}(\text{abdomen}) + 0.19 \times t_{sk}(\text{upper thighs})$ $+ 0.13 \times t_{sk}(\text{lower thighs}) + 0.07 \times t_{sk}(\text{foot})$

평균 피부 온도는 측정 부위가 많을수록 보다 더 신뢰성 있는 값을 얻을 수 있다.

2.3 인체와 주변 환경과의 열교환²⁷⁾

2.3.1 인체의 열평형

인체는 활동 상태에 따라 체내에서 열을 생산하며, 동시에 열을 주위 환경으로 발산한다. 인체에서 환경으로의 열발산은 피부표면, 의복 및 호흡을 통해 이루어진다. 인체에서 열생산과 열발산의 불균형에 따라 더위·추위 또는 쾌·불쾌의 온열감각이 발생하며, 환경과 인체 사이의 열평형은 다음(식 2.1)과 같이 표현할 수 있다.

$$L = M - Q - Q' \quad (2.1)$$

여기서,

M : 작업 활동에 의한 인체 열생산량 [W/m^2]

Q : 피부면·의복을 통해 인체로부터 환경으로의 열발산량 [W/m^2]

Q' : 호흡에 의해 인체로부터 환경으로의 열발산량 [W/m^2]

L : 인체의 열부하량 [W/m^2]

이와 같은 열량은 인체의 단위체표면적당의 양 [W/m^2]으로 나타나게 되는데, 미국인 및 유럽인(DuBois, 1916)에 대한 체표면적 측정식(식 2.2)과 일본인(Takahira, 1981)에 대한 체표면적 측정식(식 2.3)은 아래와 같다²⁷⁾.

$$A_D = 0.202 \times m^{0.425} \times H^{0.725} \quad (2.2)$$

$$A_T = 0.204 \times m^{0.425} \times H^{0.725} \quad (2.3)$$

여기서,

A : 체표면적 [m^2]

m : 중량 [kg]

피부면으로부터 주위 환경으로의 열발산량은 대류열발산(C), 방사열발산(R), 증발열발산(E)으로 나누어진다.

대류열발산은 인체 주변의 공기 움직임에 의해 열교환이 이루어지고, 방사열발산은 인체 표면과 주위의 벽·바닥·천장·창·가구 등의 물체 표면과의 사이에서 전자파의 형태로서 열을 교환한다. 대류열발산과 방사열발산을 포함하여 현열 손실이라고 말하며, 증발열발산은 피부 표면으로부터 수분 증발에 의한 잠열 손실이다. 잠열 손실은 체온조절 기능에 의한 인체 특유의 열발산이며, 무덥고 습한 기후에서는 특히 중요한 역할을 담당하게 된다. 호흡에 의한 열발산량은 대류와 증발로 나누어지고, 인체 전체의 방열량 중에서 약 10%정도를 차지하며, 기온이 높아짐에 따라 그 역할이 줄어든다.

열부하량(L)은 $L>0$ 이 될수록 인체내의 축열량은 증가하여 무더움으로 인한 불쾌감을 느끼게 된다. 역으로 $L<0$ 이 되면 인체로부터 방열이 촉진되어 서늘함으로 인한 불쾌감을 느끼게 된다. L 이 0에 가까울수록 쾌적하게 된다. $L=0$ 이 되는 식(식 2.1)을 쾌적방정식이라 한다.

2.3.2 피부를 통한 현열 교환

작의한 신체의 바깥면에서 대류(C)및 방사(R) 열손실은 열전달 계수 및 온도차로서 표현될 수 있다.

$$C = F_d \times h_c \times (t_d - t_a) \quad (2.4)$$

$$R = f_d \times h_r \times (t_d - t_r) \quad (2.5)$$

여기서,

h_c : 대류열전달 계수 [$W/m^2\text{℃}$]

h_r : 선형방사열전달 계수 [$W/m^2\text{℃}$]

f_d : 의복 면적비

t_a : 공기온도 [℃]

t_r : 평균방사온도 [$^{\circ}\text{C}$]

t_{cl} : 착의표면온도 [$^{\circ}\text{C}$]

대류열전달 계수(h_c) 및 선형방사열전달 계수(h_r)는 착의 표면에서 평가된 것이다. 식 (2.4)와 (2.5)는 전현열교환을 나타내며, 작용온도($t_o = \frac{t_a \times h_c + t_r \times h_r}{h_c + h_r}$)와 총괄 열전달 계수($h = h_c + h_r$)를 사용하여 정리하면 다음과 같다.

$$(C+R) = f_{cl} \times h \times (t_{cl} - t_o) \quad (2.6)$$

의복을 통한 현열의 전달에는 전도, 대류, 방사가 관련되므로 열저항값(R_{cl})으로 정의하면 다음과 같다.

$$(C+R) = \frac{(t_{sk} - t_{cl})}{R_{cl}} \quad (2.7)$$

식 (2.7) 및 작용온도(t_o)를 조합하여 착의표면 온도항(t_{cl})을 제거하면 다음과 같다.

$$(C+R) = \frac{(t_{sk} - t_{cl})}{[R_{cl} + 1/(f_{cl} \times h)]} \quad (2.8)$$

2.3.3 피부를 통한 증발열 손실

피부로부터 증발열 손실(E_{sk})은 수증기압차, 피부에서의 수분량에 따라 좌우된다.

$$E_{sk} = \frac{w \times (p_{sk,s} - p_a)}{[R_{e,cl} + 1/(f_{cl} \times h_c)]} \quad (2.9)$$

여기서,

p_a : 주위환경의 수증기압 [kPa]

$p_{sk,s}$: 피부에서 수증기압, 일반적으로 피부온도(t_{sk})에서

포화수증기압으로 가정 [kPa]

$R_{e,cl}$: 착의 표면의 증발열전달 저항 [m^2kPa/W]

h_e : 착의 표면의 대류열전달 저항 [W/m^2kPa]

w : 피부 젖음비

f_{cl} : 의복 면적비

증발열 손실은 피부 젖음(skin wettedness)을 통해 결정된다²⁸⁾. 최대 증발 포텐셜은(E_{max})은 피부 표면이 완전히 젖었을 때 즉, $w=1.0$ 일 때 발생한다. 피부로부터 증발열 손실은 체온조절 발한(E_{rsw}) 및 피부를 통한 수증기의 자연적인 확산(E_{diff})의 합이다.

$$E_{sk} = E_{rsw} + E_{diff} \quad (2.10)$$

체온조절 발한에 의한 증발열 손실은 직접적으로 체온조절을 위해 발생하는 발한의 양에 비례한다.

$$E_{rsw} = m_{rsw} \times h_{fg} \quad (2.11)$$

여기서,

h_{fg} : 물의 증발열

m_{rsw} : 발한량 [kg/sm^2]

체온조절 발한을 증발시키기 위한 신체의 피부 젖음 비율은 다음과 같이 정의된다.

$$w = \frac{E_{rsw}}{E_{max}} \quad (2.12)$$

체온조절 발한이 없는 경우, 확산을 통한 피부 젖음은 보통의 조건하에서 약 0.06이지만, E_{max} 가 상당히 큰 값이거나 또는 저습에 상당히 오래 노출된 경우, 피부 젖음은 거의 0.02까지 떨어진다. 체온조절 발한이 있

는 경우, 피부가 땀으로 완전히 젖지 않은 상태($1-w_{rsu}$)에 0.06의 값을 적용하며, 확산을 통한 증발열 손실은 식 (2.13)으로 구할 수 있다.

$$E_{diff} = (1-w_{rsu}) \times 0.06 \times E_{\max} \quad (2.13)$$

최대 증발 포텐셜($E_{\max}$) 및 발한(E_{rsu})을 고려하면 피부 젖음은 다음과 같다.

$$w = w_{rsu} + 0.06(1-w_{rsu}) = 0.06 + 0.94 \times \frac{E_{rsu}}{E_{\max}} \quad (2.14)$$

피부 젖음이 결정되면, 피부로부터의 증발열 손실은 식 (2.10)으로 계산되거나 또는 다음 식으로 구할 수 있다.

$$E_{sk} = w \times E_{\max} \quad (2.15)$$

식 (2.10)에서 알 수 있듯이 신체로부터의 증발열 손실은 피부 젖음에 의존하지만 결국 발한량을 조절하여 열손실을 조절한다(식 2.12). 피부 젖음은 상한값(=1.0) 이상의 값은 유효하지 않다.

2.3.4 호흡을 통한 열손실

호흡하는 동안 인체는 증발 및 대류에 의한 현열과 잠열을 잃는다. 상당한 양의 열이 호흡과 관련이 있는데, 공기는 주위 환경 조건에서 흡입되어 신체의 심부온도(t_{cr})보다 다소 낮은 온도에서 거의 포화된 상태로 배출되기 때문이다. 호흡과 관련된 현열(C_{res}) 및 잠열(E_{res}) 손실은 다음과 같다.

$$C_{res} = \frac{\dot{m}_{res} \times C_{pa} \times (t_{ex} - t_a)}{A_D} \quad (2.16)$$

$$E_{res} = \frac{\dot{m}_{res} \times h_{fg} \times (W_{ex} - W_a)}{A_D} \quad (2.17)$$

$$C_{res} + E_{res} = [0.0014 \times M \times (34 - t_a) + 0.0173 \times M \times (5.87 - P_a)] \times A_D \quad (2.18)$$

여기서,

$\dot{m}_{res}$: 폐환기량 [kg/s]

W_{ex} : 배출되는 공기의 절대습도

W_a : 흡입되는 공기의 절대습도

t_{ex} : 배출되는 공기의 온도 [$^{\circ}C$]

t_a : 흡입되는 공기의 온도 [$^{\circ}C$]

C_{pa} : 공기의 정압비열 [$kJ/kg^{\circ}C$]

h_{fg} : 물의 증발열 [kJ/kg]

M : 대사량 [W/m^2]

Fanger(1970)는 폐환기량 및 호흡공기의 상태를 추측하기 위해 아래의 식을 제시하였다²⁸⁾.

$$\dot{m}_{res} = K_{res} \times M \quad (2.19)$$

$$t_{ex} = 32.6 + 0.66 \times t_a + 32 \times W_a \quad (2.20)$$

$$W_{ex} - W_a = 0.0277 + 0.000065 \times t_a - 0.80 \times W_a \quad (2.21)$$

여기서,

K_{res} : 비례상수 [$0.00516kgm^2/kJ$ or $0.30kg/hmet$]

제3장 수면 초기 실내 온도 변동 실험

3.1 실험기간 및 장소

3.1.1 실험 기간

실험은 2005년 7월 18일부터 8월 29일까지 실시되었다.

3.1.2 실험 장소

실험은 부산광역시 수영구 남천동에 소재한 삼익타워아파트의 거실(면적 : $25.79m^2$)에서 실시되었다. 실험이 진행된 아파트는 수면에 영향을 미칠 수 있는 외부 소음의 영향을 차단하기 위하여 실험을 수행하기에 앞서 미리 방음 공사를 실시하여 암소음이 35dB 이하가 되도록 하였다.

Fig. 3.1에는 실험이 실시된 아파트의 평면도 및 침실로 사용된 거실의 전경을 나타내었다.

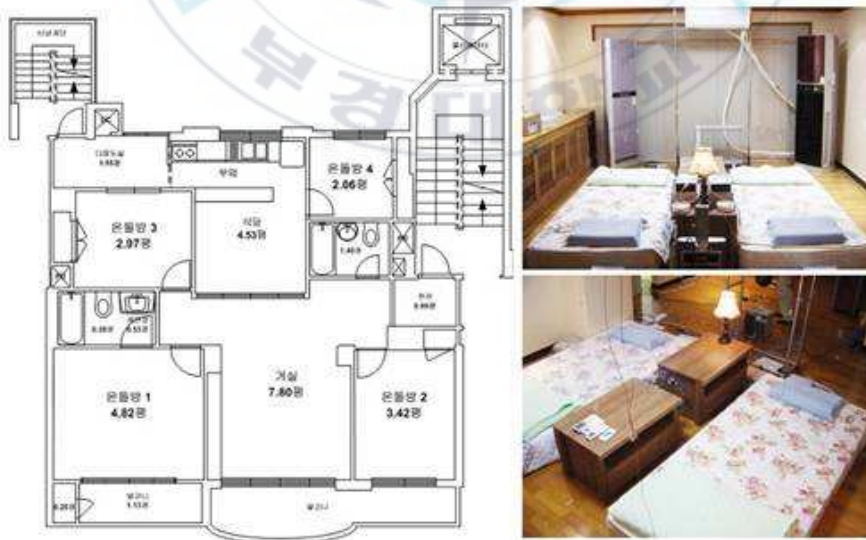


Fig. 3.1 Experimental environment

3.2 실험방법 및 조건

3.2.1 실험 방법

2명의 피험자는 실험 당일 21시에 실험실에 도착하여 1시간 동안 실험실 환경에 적응하였으며, 22시에는 생리 신호를 측정하기 위한 센서를 부착하였다. 센서를 부착하고 난 후, 실험자는 피험자가 센서의 부착이나 실험 환경에 의하여 불편을 느끼고 있는지의 여부를 확인하였으며, Fig 3.2와 같이 생리 신호 수집 Pre-test를 실시하였다.

Pre-test가 끝나면 실험자는 수면 실험에 방해가 될 요소가 없는지 점검하고 피험자의 수면 욕구 신호를 확인한 후, 23시부터 8시간 동안 수면을 취하도록 하였다. Fig. 3.3에는 수면 실험의 진행 순서를 나타내었다.

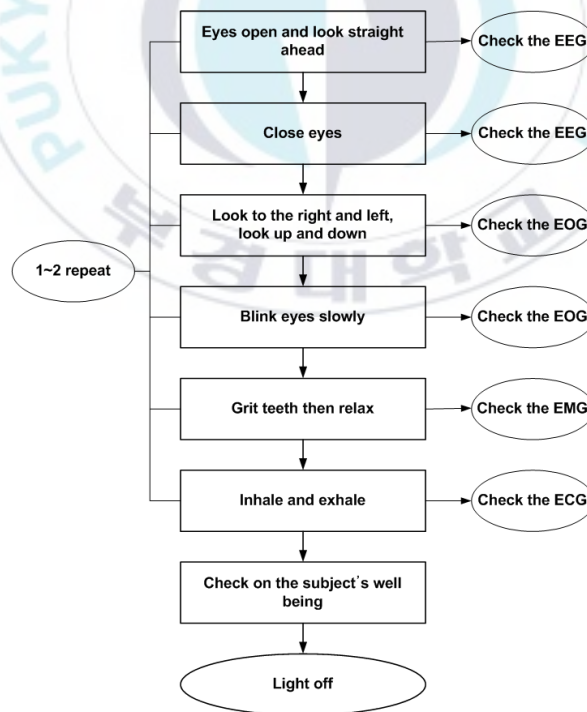


Fig. 3.2 Physiology signal pre-test¹⁵⁾

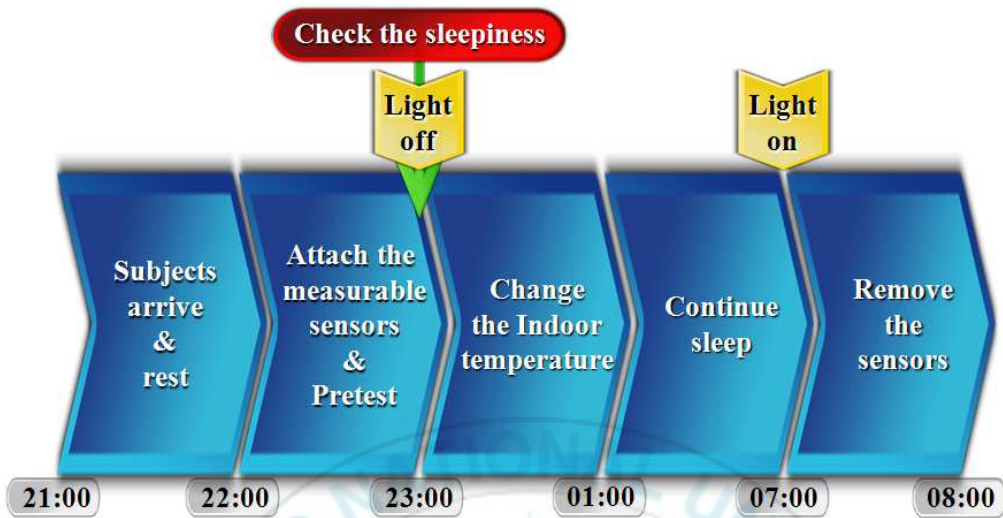


Fig. 3.3 Experimental process

수면 실험 중 실내 온도의 측정은 피험자의 머리, 복부, 발등의 위치에 서 0.3m, 0.8m, 1.3m 위의 지점에 T-type 열전대를 설치하여 측정하였고, 데이터 저장 장치(Yokogawa MV200)를 사용하여 10초 간격으로 데이터를 저장하였다.

피부 온도는 Hardy & Dubois의 7점법²⁶⁾에 따라 피부 온도 측정 장치(NKYSI NYLogger)를 사용하여 이마, 하박, 손등, 복부, 대퇴, 하퇴, 발등의 7부위를 측정하였다. Fig. 3.4에는 피부 온도 측정 센서의 부착 위치를 나타내었다.

심부 온도는 직장 온도(rectal temperature)를 측정하였으며, 전용 센서를 직장에 삽입하여 심부 온도 측정 장치(NKYSI NYLogger)를 통해 데이터를 수집하였다.

수면 단계 분석을 위해 수집된 뇌파(EEG), 안구전도(EOG), 근전도(EMG)는 Fig. 3.5의 위치에 센서를 부착하여 데이터를 수집하였다.

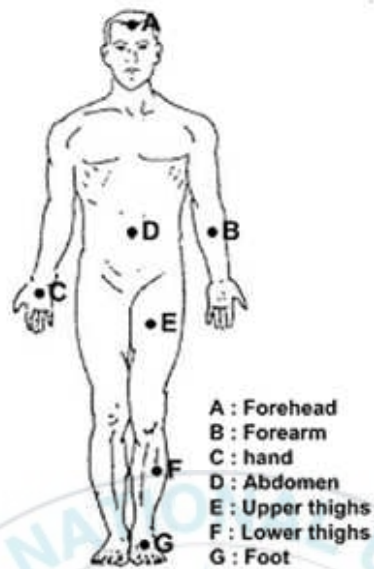


Fig. 3.4 Sticking position of skin temperature measurement sensors

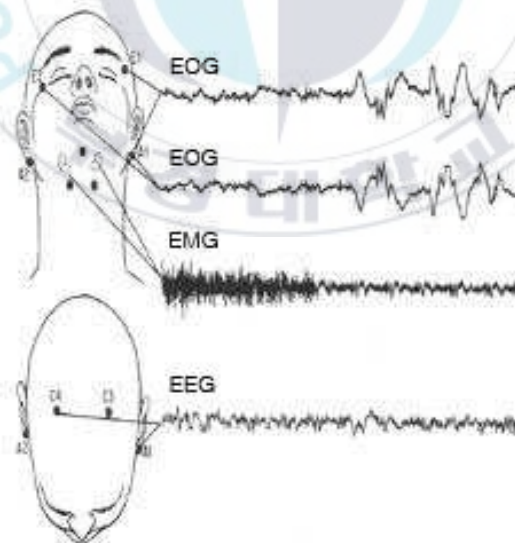


Fig. 3.5 Sticking position of physiology signal measurement sensors⁹⁾

Table 3.1에는 본 실험의 측정 항목과 측정 장치를 나타내었다.

Table 3.1 Measurement item and equipment

Measurement item		Measurement equipment
Man's body	Skin temperature	NKYSI NYLogger
	Core temperature	
	Electroencephalogram	LAXTHA LXE1104-RS232
	Electrooculogram	
	Electrocardiogram	HANBYUL Meditech
	Electromyogram	
Indoor environment	Indoor temperature measurement	Thermocouple(T-type)
	Indoor temperature record	YOKOGAWA MV200
	Noise	RION NA27
	CO ₂ density	BABUC A/C

3.2.2 실험 조건

매일 밤 실험을 실시하기 이전에는 여름철 열대야 발생시와 동일한 실내 온도 조건을 구현하기 위하여 실내를 충분히 환기시킨 후 전열 히터를 가동하여 실내 공기를 30분 정도 가열하였으며, Table 3.2에 나타낸 것과 같이 초기 실내 조건을 동일하게 설정한 후에 실험을 실시하였다.

Table 3.2 Initial indoor conditions

Item	Range
Air temperature[℃]	29.0±1.0
Relative humidity[%]	50.0±10.0
CO ₂ density [ppm]	800~900
Noise level[dB]	Below 40.0

본 실험에서는 야간 수면 시간 동안 국내 S사의 가정용 스탠드형 에어컨을 사용하여 24℃와 26℃의 정온 모드로 운전하였다.

일반적으로 여름철에 에어컨을 가동할 때 실외와 실내의 적정 온도차는 5℃정도이다. 따라서 냉방시 실내외 적정 온도차를 고려해볼 때 실외 온도가 29℃인 열대야 환경에서 입면시 적절한 실내 공기 온도는 24℃인 것으로 판단된다. 본 실험에서는 수면 초기에 실내 온도를 24℃로 떨어뜨리는 조건과 선행 연구²⁹⁾에서 전체 수면 시간 동안 평균 피부 온도를 가장 쾌적하게 유지시켜주는 것으로 밝혀진 26℃로 떨어뜨리는 조건을 비교하였다.

Fig. 3.6은 case A의 온도 변동 알고리즘을 나타낸 것이다. Case A는 수면 초기에 실내 공기 온도를 24℃로 떨어뜨려 계속 유지하는 case이다.

Fig. 3.7은 case B의 온도 변동 알고리즘을 나타낸 것이다. Case B는 수면 초기에 실내 공기 온도를 26℃로 떨어뜨려 계속 유지하는 case이다.

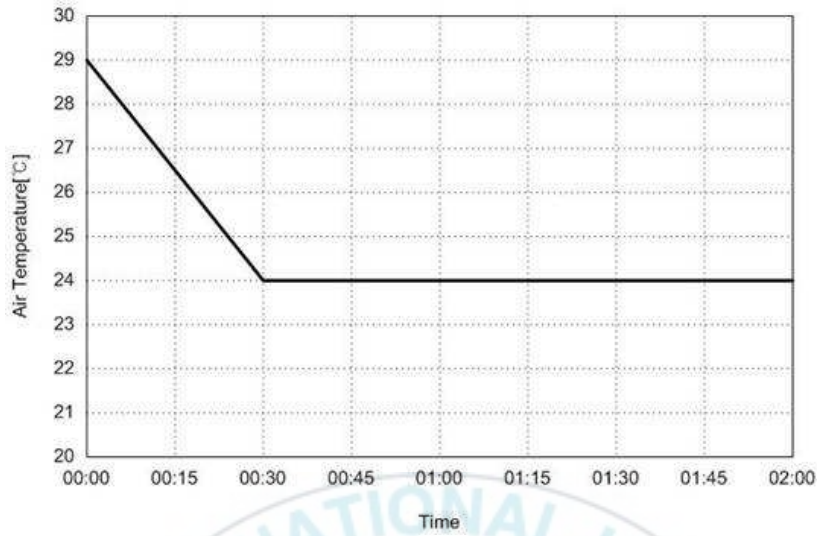


Fig. 3.6 Algorithm of case A

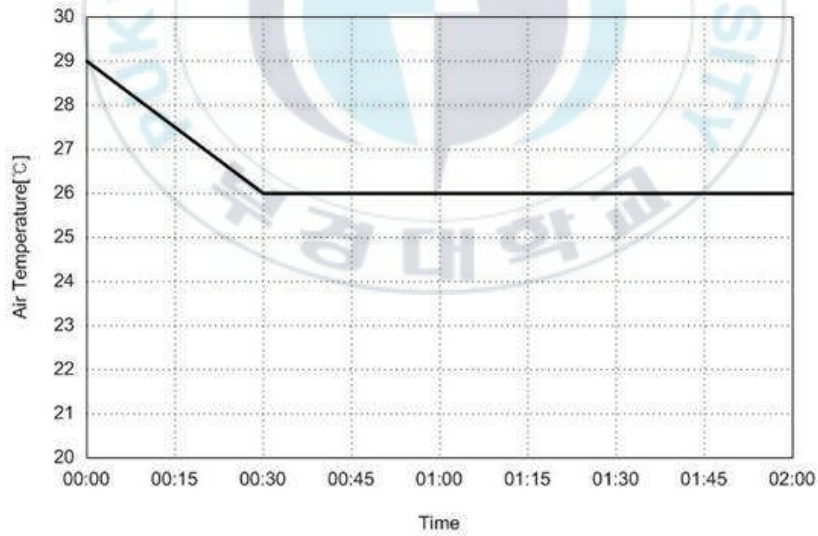


Fig. 3.7 Algorithm of case B

3.3 피험자

피험자는 102명을 대상으로 수면 실태 설문 조사, 예비 실험(혈압, 맥박, 비만도, 생리 신호 점검)을 실시하여 체격이나 생활 주기 및 수면 양상이 비슷하고, 생리 신호를 기반으로 한 소견에서 건강에 이상이 없으면 한국 표준 과학 연구원의 조사 자료³⁰⁾를 참고하여 한국인 평균 인체 치수에 근접한 신체 건강한 피험자 10명(남자 5명, 여자 5명)을 선정하였다.

피험자들은 실험 전에 예비 교육을 실시함으로써 실험에 영향을 줄 수 있는 인자(지나친 운동, 과로, 음주, 흡연, 과식, 약물 복용 등)를 철저히 배제하도록 하였으며, 실험과 동일한 수면 주기를 유지하도록 하였다. 실험자는 피험자의 질병(감기)이나 여성의 경우 생리와 같은 급격한 신체 변화를 파악하여 미리 실험 일정을 조정함으로써 실험에 차질이 없도록 하였다.

실험에 참가한 피험자는 실험에 들어가기 전, 초기 2일 동안의 적응 기간에 실제 실험과 동일한 환경에서 적응 과정을 거쳤다. 피험자는 정해진 의복을 착용하고, 여름철에 일반적으로 사용되는 침구(인조견사 합성섬유)가 갖추어진 1인용 침대에서 수면을 취하였다. 피험자의 체표면적은 Takahira가 제안한 식 (3.1)을 이용하여 계산하였으며³¹⁾, 착용량은 의복의 중량을 이용한 花田, 三平의 식 (3.2)와 식 (3.3)으로 구하였다³²⁾.

$$Body\ area = 71.46 \times (weight \times 0.425) \times (height \times 0.725) \quad (3.1)$$

$$clo(male) = 0.000558 \times clothes\ weight[g] + 0.0680 \quad (3.2)$$

$$clo(female) = 0.001030 \times clothes\ wieght[g] - 0.0253 \quad (3.3)$$

Table 3.3에는 20대 남녀 한국인의 평균 신체 조건을 나타내었고, Table 3.4에는 본 실험에 참가한 피험자의 신체 조건을 나타내었다.

Table 3.3 Korean mean body size(2004 Size Korea)³⁰⁾

Sex	Male	Female
Height[cm]	173.2	160.0
weight[kg]	69.8	54.1

Table 3.4 Conditions of subjects

Sex	Male	Female
Number of subjects	5	5
Age	24.5±3.0	23.5±1.5
Height[cm]	173.0±3.4	164.2±4.5
Weight[kg]	65.0±3.8	51.4±4.1
Body area[m ²]	1.8±0.3	1.5±0.4
clo	0.3	0.3

피험자에게는 실험의 객관성을 부여하기 위해 규칙적인 생활(기상, 취침 시간 준수 등)을 하도록 하였고, 무리한 운동과 흡연, 음주, 커피 등의 카페인 섭취를 금지하였다. 특히 신체에 문제가 발생하거나 여성의 경우 생리가 시작되었을 경우에는 즉시 보고하도록 하여 실험에 차질이 없도록 하였다. 또한 실험실 환경 적응 시간을 고려하여 입실 시간을 엄수하도록 하였고, 동일한 조건을 적용하기 위하여 실험 시간을 엄수하였다.

3.4 실험 결과

3.4.1 실내 온도

Fig. 3.8에는 case A(온도 하강 후 24℃ 유지)의 실내 온도 변화를 나타내었고, Fig. 3.9에는 case B(온도 하강 후 26℃ 유지)의 실내 온도 변화를 나타내었다.

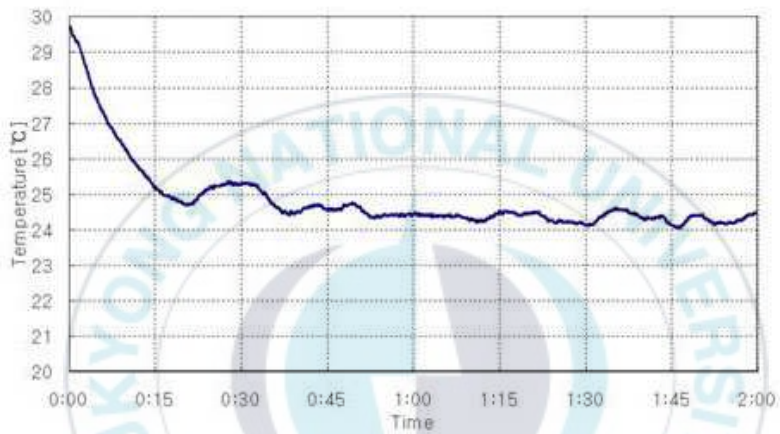


Fig. 3.8 Indoor air temperature of case A

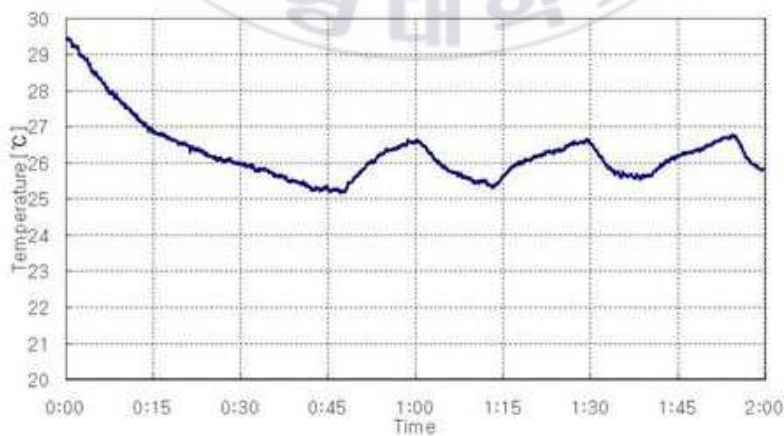


Fig. 3.9 Indoor air temperature of case B

3.4.2 실내 습도

Fig. 3.10에는 case A(온도 하강 후 24℃ 유지)와 case B(온도 하강 후 26℃ 유지)의 실내 습도 변화를 나타내었다. 최초에 60% 정도를 유지 하던 실내 습도는 실험 초기에 급격하게 감소한 뒤 계속 50% 대를 유지 하였다.

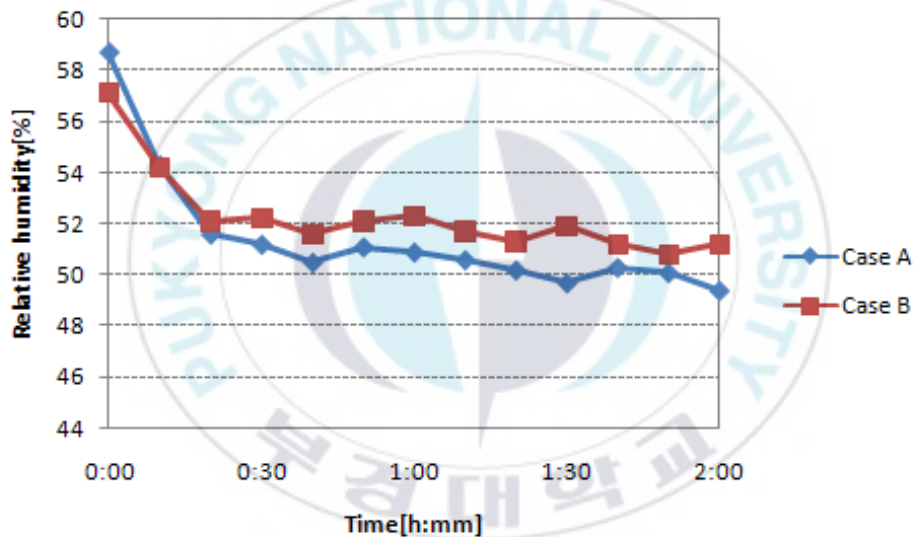


Fig. 3.10 Indoor relative humidity

3.4.3 실내 CO_2 농도

Fig. 3.11에는 case A(온도 하강 후 $24^{\circ}C$ 유지)와 case B(온도 하강 후 $26^{\circ}C$ 유지)의 실내 CO_2 농도 변화를 나타내었다. 실내 CO_2 농도는 수면 시간 동안 피험자들의 호흡에 의해 지속적으로 증가하는 것을 볼 수 있다.

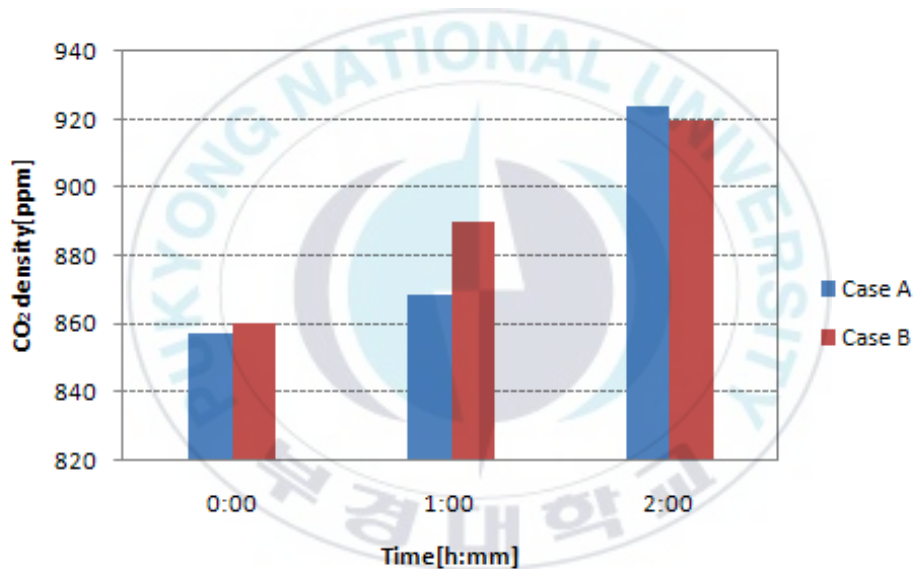


Fig. 3.11 Indoor CO_2 density

3.4.4 평균 피부 온도

Fig. 3.12에는 case A(온도 하강 후 24℃ 유지)의 평균 피부 온도 변화를 나타내었다. 수면 초기에 실내 온도를 24℃로 떨어뜨려 유지하였을 때, 평균 피부 온도는 약 1시간 동안 쾌적 범위에 포함이 되었지만, 1시간 이후에는 평균 피부 온도가 지속적으로 하강하여 쾌적 범위를 벗어났다. 평균 피부 온도의 쾌적 범위는 Hiroyuki ogino의 편안한 수면시 평균 피부 온도의 조건(34.5℃~35.6℃)⁶⁾을 참고하였다.

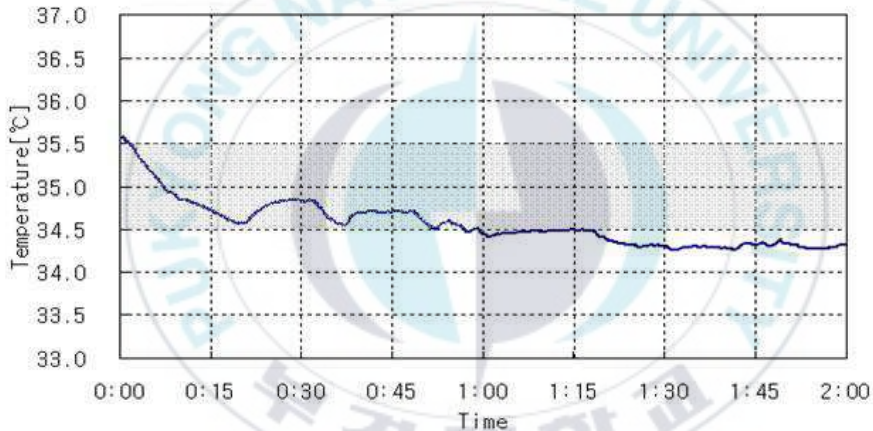


Fig. 3.12 Mean skin temperature of case A

Fig. 3.13에는 case B(온도 하강 후 26℃ 유지)의 평균 피부 온도 변화를 나타내었다. 수면 초기에 실내 온도를 26℃로 떨어뜨려 유지한 경우의 평균 피부 온도는 실내 온도를 24℃로 떨어뜨려 유지한 경우보다 쾌적 범위내로 떨어지는 시간이 지연되었고, 쾌적 범위내로 떨어진 후에도 평균 피부 온도가 상승하여 쾌적 범위를 벗어났다.

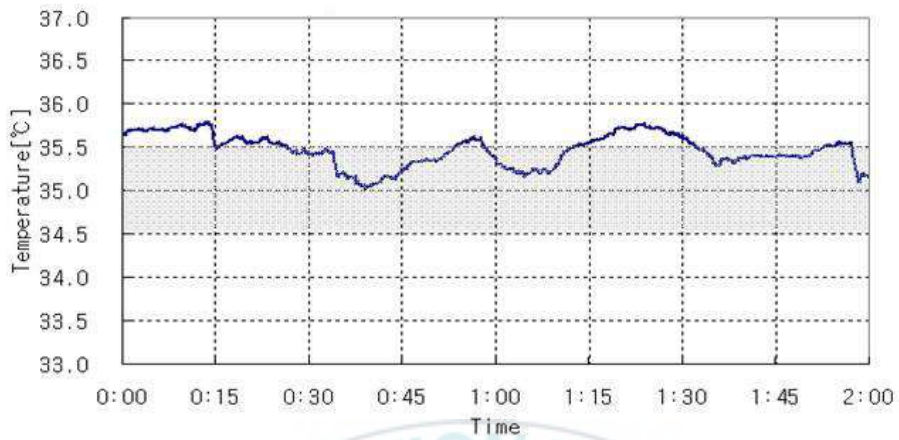


Fig. 3.13 Mean skin temperature of case B

Fig. 3.14는 전체 수면 시간 중 평균 피부 온도가 쾌적 범위에 포함된 시간의 비율을 case별로 비교한 것이다.

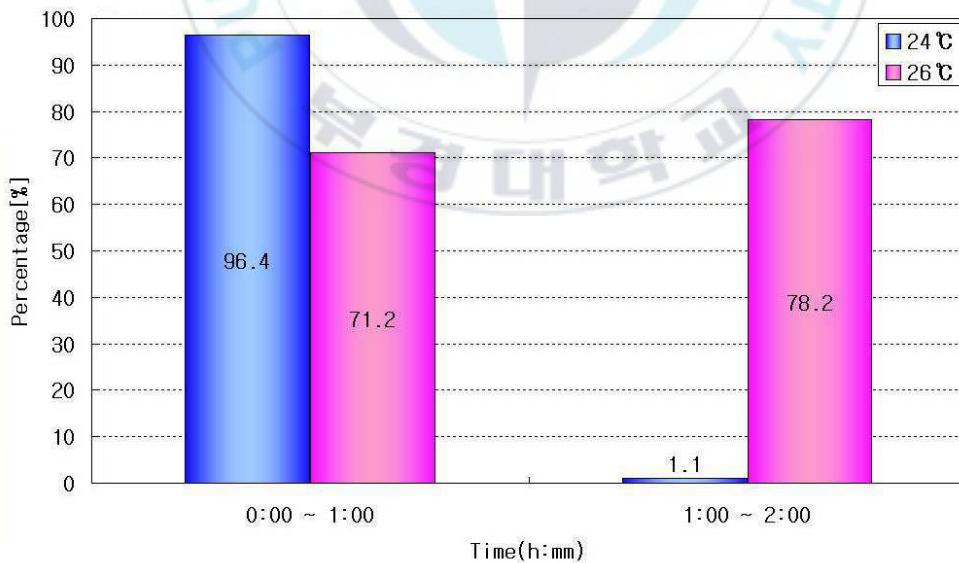


Fig. 3.14 Distribution of MST in comfort range

3.4.5 심부 온도

Fig. 3.15에는 case A(온도 하강 후 24℃ 유지)의 심부 온도 변화를 나타내었고, Fig. 3.16에는 case B(온도 하강 후 26℃ 유지)의 심부 온도 변화를 나타내었다.

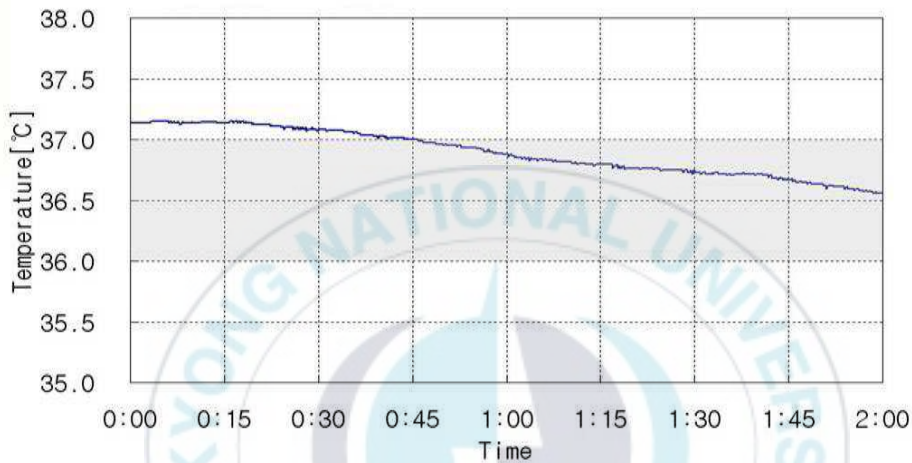


Fig. 3.15 Body core temperature of case A

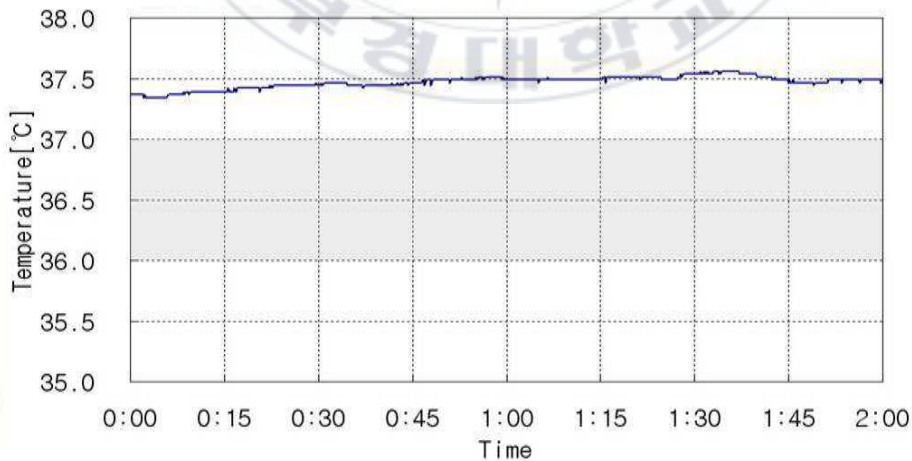


Fig. 3.16 Body core temperature of case B

수면 초기 심부 온도는 case A(온도 하강 후 24℃ 유지)의 경우 실내 온도가 하강함에 따라 지속적으로 하강하는 것을 볼 수 있으며, 실험 시작 후 약 45분이 경과한 시점부터 하루 중 정상인의 심부 온도 범위(36℃~37℃)¹⁰⁾에 포함되는 것을 볼 수 있다. case B(온도 하강 후 26℃ 유지)의 경우 심부 온도는 실내 온도의 변화와 상관없이 하루 중 정상인의 심부 온도 범위에 포함되지 못한 상태로 지속적으로 유지되는 것을 볼 수 있다.

3.4.6 수면 효율

본 연구에서는 각 피험자의 생리 신호 데이터를 이용하여 수면 단계를 분석한 후, 전체 수면 시간 중에서 각성 상태를 제외한 실제 수면 시간에 대한 수면 3·4단계 시간의 비율을 계산하여 수면 효율을 구하였다. Fig. 3.17에는 시간에 따른 case별 수면 효율의 변화를 나타내었다.

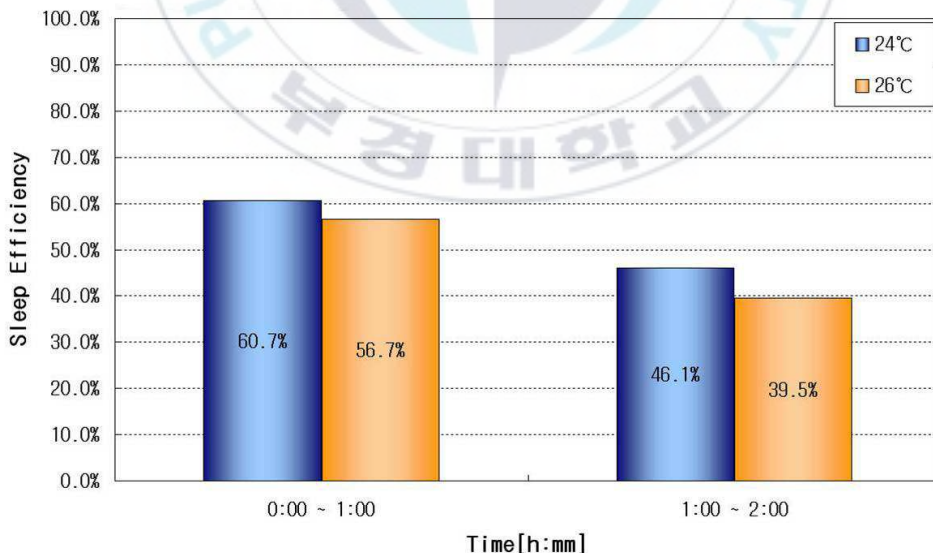


Fig. 3.17 Sleep efficiency

실내 온도를 24℃까지 떨어뜨려 유지한 case A의 경우, 실험 시작 직후부터 1시간이 지난 시점까지 60.7%의 수면 효율을 보였고, 1시간 후부터 2시간이 지난 시점까지는 46.1%의 수면 효율을 보였다. 실내 온도를 26℃까지 떨어뜨려 유지한 case B의 경우, 실험 시작 직후부터 1시간이 지난 시점까지 46.1%의 수면 효율을 보였으며, 1시간 후부터 2시간이 지난 시점까지는 39.5%의 수면 효율을 보였다. 전반적으로 실내 온도를 24℃로 떨어뜨려 유지한 case A가 수면 효율이 높은 것을 알 수 있다.

3.4.7 침수면 지연 시간

수면 시작 시간으로부터 최초로 수면 3·4단계가 나타나기까지의 지연 시간인 Slow Wave Sleep(SWS) Latency는 case A의 경우 9.7분의 SWS Latency를 보였고, case B의 경우는 25.3분의 SWS Latency를 보였다. Table 3.5에는 case별 SWS Latency를 나타내었다.

Table 3.5 SWS Latency

Case	Slow Wave Sleep(SWS) Latency [min]
A(24℃)	9.7±3.2
B(26℃)	25.3±6.6

제4장 결 론

본 연구에서는 여름철에 적정 피부온도를 유지하면서 수면 초기에 쾌적한 입면을 도울 수 있는 실내 온도의 조건을 알아보기 위하여 20대 남녀 피험자 10명을 대상으로 수면 실험을 실시한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

① 열대야 조건의 여름철 야간에 실내 온도를 강하시키는 것은 인체의 평균 피부 온도를 쾌적하게 유지하고, 입면 시간을 단축시켜 수면 초기 수면 효율을 높이는데 도움이 된다는 사실을 알 수 있었다.

② 수면 초기에 실내 온도를 24℃로 강하시켜 유지하는 경우 평균 피부 온도가 입면과 동시에 쾌적 범위에 도달하였으나, 입면 1시간 이후에는 평균 피부 온도가 쾌적 범위보다 낮게 떨어져 실내 온도를 상승시킬 필요성이 있음을 알 수 있었다.

③ 실내 온도를 26℃로 강하시켜 유지하는 경우 수면 초기에 피험자의 평균 피부 온도가 떨어지지 않아 쾌적 범위에 도달하는 시간이 24℃ 정온 조건에 비하여 늦었지만, 입면 1시간 이후에는 쾌적 범위 포함 비율이 24℃ 정온 조건보다 더 높은 것을 알 수 있었다.

④ 수면 초기 심부 온도는 실내 온도 24℃ 정온 조건의 경우 실내 온도가 하강함에 따라 지속적으로 하강하였으며, 실험 시작 후 약 45분이 경과한 시점부터는 하루 중 정상인의 심부 온도 범위(36℃~37℃)에 포함되는 것을 볼 수 있었다. 하지만, 실내 온도 26℃ 정온 조건의 경우 심부

온도가 실내 온도의 변화와 상관없이 하루 중 정상인의 심부 온도 범위에 포함되지 못한 상태로 지속적으로 유지되어 수면 초기에 실내 온도를 24℃로 강하시켜주는 것이 26℃로 강하시켜준 경우보다 심부 온도의 안정에 도움이 된다는 것을 알 수 있었다.

⑤ 실내 온도를 24℃로 유지한 경우, 실험 시작 직후부터 1시간이 지난 시점까지 60.7%의 수면 효율을 보였고, 1시간 후부터 2시간이 지난 시점까지는 46.1%의 수면 효율을 보였다. 또한 실내 온도를 26℃로 유지한 경우, 실험 시작 직후부터 1시간이 지난 시점까지는 46.1%의 수면 효율을 보였고, 1시간 후부터 2시간이 지난 시점까지는 39.5%의 수면 효율을 보였다. 초기 수면 시간 동안 전반적으로 실내 온도를 24℃로 유지한 경우가 26℃로 유지한 경우보다 수면 효율이 더 높게 나온다는 것을 알 수 있었다.

⑥ 실험 시작 시간으로부터 최초로 수면 3·4단계가 나타나기까지의 지연 시간인 Slow Wave Sleep(SWS) Latency는 실내 온도를 24℃로 유지한 경우 9.7분의 SWS Latency를 보였고, 실내 온도를 26℃로 유지한 경우에는 25.3분의 SWS Latency를 보였다. 따라서 수면 초기에는 실내 온도를 24℃로 강하시켜주는 것이 빠른 입면에 도움이 된다는 사실을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Kazue Okamoto-Mizuno, Kazuyo Tsuzuki, Koh Mizuno and Tatsuya Iwaki, 2005, Effect of partial humid heat exposure during different segments of sleep on human sleep stage and body temperature, *Physiology & Behavior*, Vol. 83, pp. 759-765
2. Day R., 1941, Regulation of body temperature during sleep, pp.734-746
3. Muzet A., Libert J. P. and Candas V., 1984, Ambient temperature and human sleep, *Experientia*, Vol. 40, pp. 425-429
4. Haskell E. H., Palca J. W., Walker J. M., Berger R. J. and Heller H. C., 1981, The effects of high and low temperatures on human sleep stages, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 51, pp. 494-501
5. Rohles F. H., Ph. D., 1983, New directions in comfort research, *ASHRAE Transactions*
6. Hiroyuki Ogino, Yayoi Nishida, Akio Tajima, Teruo Yamamoto and Katsumi Ishii, 1987, The effects of ambient temperature upon sleep(part 2), Report : The 11th symposium of Human - Environment System, No. 3, pp. 11~13
7. Morie Miyazawa, Reiko Arai, Takuko Yanase and Toshimasa

- Hanaoka, 1974, On the correlation between the seasonal changes of bad climate and sleep, Japanese Journal of Home Economics, Vol. 21, No. 1, pp. 99-106
8. 井上昌次郎 저, 이영길 역, 1991, 수면과 뇌, 대한교과서 주식회사
 9. Rechtschaffen and A. Kales, 1968, A manual of standardized terminology, Techniques and scoring system for sleep stage of human subjects, Public Health Service U.S. Government Printing Office, Washington D.C.
 10. LAXTHA, 2004, 뇌파 / 심전도 / 근전도 개요, LAXTHA Inc., pp. 2-9
 11. 이인혜 외, 1997, 정신생리학, 학지사
 12. Joseph J. and John M., 1998, Introduction to biomedical equipment technology, Prentice Hall
 13. LAXTHA, 2004, 뇌파 / 심전도 / 근전도 개요, LAXTHA Inc., pp. 10-19
 14. LAXTHA, 2004, 뇌파 / 심전도 / 근전도 개요, LAXTHA Inc., pp. 20-24
 15. 이낙범, 1999, REM 수면 검출을 위한 뇌파의 스펙트럼 분석 및 평가요소 유출, 인제대학교 공학석사학위 논문
 16. <http://www.bvu.edu/~ferguson/polysomnographs/1.html>
 17. <http://www.bvu.edu/~ferguson/polysomnographs/2.html>
 18. <http://www.bvu.edu/~ferguson/polysomnographs/3.html>
 19. <http://www.bvu.edu/~ferguson/polysomnographs/4.html>
 20. <http://www.bvu.edu/~ferguson/polysomnographs/REM.html>
 21. H. J. Park et al., 2000, Automated sleep stage scoring using hybrid an case based reasoning, Computers and Biomedical Reserch, Vol. 33, pp. 330-349
 22. C. J. Goeller and C. M. Sinton, 1989, A microcomputer

- based sleep stage analyzer, Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 29, pp. 31-36
23. J. D. Frost Jr., 1970, Technical contributions : An automatic sleep analyzer, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 29, pp. 88-92
24. <http://www.physionet.org/>
25. 강두희, 1992, 생리학 개정4판, 신광출판사
26. S. Tanabe, Ph. D., 1988, Thermal comfort requirements in Japan, Waseda University
27. 김동규, 1998, 한국인의 온열쾌적감 평가 및 쾌적지표의 적용성에 관한 연구, 부경대학교 공학박사학위 논문
28. ASHRAE, 1989, ASHRAE Handbook-1989 Fundamentals-, pp. 8.1-8.29
29. 이낙범 외, 1999, 온도차에 따른 수면상태 평가를 위한 생리신호 분석, 한국감성과학회 학술대회지, pp. 38-42
30. 산업자원부 기술표준원, 2004, 제5차 한국인 인체치수 조사사업 결과 보고서 Size Korea 2004, pp. 3-4
31. 花田喜代子, 三平和雄, 1981, 婦人用下着類の熱抵抗の計測に關する研究, 纖維製品消費科學會誌, 22-10, pp. 34-41
32. 花田喜代子, 三平和雄, 1983, 男性用下着類の熱抵抗の計測に關する研究, 纖維製品消費科學會誌, 24-8, pp. 31-37

감사의 글

지난 2년 동안 수많은 시행착오를 거치면서 드디어 논문을 완성하였습니다. 한편으로는 뿌듯함을 느끼지만 또 다른 한편으로는 벌써 대학원 생활이 끝나가고 있다는 것에 대해 아쉬움이 많이 남습니다. 지금 되돌아보면 이렇게 논문을 완성하기까지 힘들고 어려운 일이 정말 많이 있었는데, 그래도 그 속에서 얻은 경험과 지식들이 제가 앞으로 살아가는데 큰 힘이 되어줄 것이라는 생각이 듭니다. 항상 부족하기만 했던 저에게 많은 관심과 격려로써 아껴주신 분들이 계셨기에 오늘과 같은 날이 있다고 생각되어지며, 이 글을 통해서나마 감사의 뜻을 전하고 싶습니다.

먼저 본 논문이 완성되기까지 학문에 대한 자세와 공학도로서의 자질을 갖추도록 시종일관 지도 편달하여 주신 정석권 지도교수님께 진심으로 감사의 말씀을 전합니다. 저와 다른 연구실에 계시면서도 저에게 항상 힘이 되어 주시고, 또한 부모님과 같은 관심과 배려로 저를 아껴주시고 격려해 주신 교수님께 앞으로 교수님의 기대에 어긋나지 않는 제자가 되도록 항상 노력하겠다는 말씀을 꼭 전하고 싶습니다.

또한 연구년 기간이라 외국에 나가계신 중에도 틈틈이 저의 연구실 생활과 졸업 후 진로, 논문의 작성에 대해 관심을 가져주신 건축환경설비연구실 금종수 교수님께도 깊은 감사의 마음을 전합니다. 교수님 덕분에 좋은 환경에서 열심히 공부할 수 있었습니다. 감사합니다.

대학원 생활을 하는 동안 따뜻한 사랑으로 지도 편달을 아끼지 않으셨던 오후규 교수님, 김종수 교수님, 윤정인 교수님, 최광환 교수님, 김영수 교수님, 김은필 교수님께도 진심으로 깊은 감사를 드립니다. 여러 교수님들의 가르침은 저한테 정말 많은 도움이 되었습니다. 그 가르침은 평생 잊지 않겠습니다.

그리고 금중수 교수님의 빈자리를 대신하여 바쁘신 일정 속에서도 세심한 관심과 배려로 본 논문 작성이 작성되기까지 많은 도움을 주신 김동규 교수님과 신병환 선배님께도 깊은 감사의 마음을 전합니다.

본 논문의 실험을 진행하는데 많은 도움을 준 동기 상호와 대학원 생활 내내 연구실에서 동고동락했던 민수형, 석중이, 형우에게도 감사의 마음을 전합니다. 현재 전국 각지의 각자 위치에서 열심히 최선을 다하고 있는 실험실 선배님들께도 감사를 전하고 싶고, 한 때는 연구실 선배로서, 지금은 산학 연구 담당자로서 저의 지친 몸과 마음을 위로해주신 삼성전자 생활가전총괄 가전연구소 김형철 책임연구원님께도 감사를 드립니다.

항상 저를 믿고 따르면서 곁에서 응원해주신 선주와 동생 지은이에게도 감사의 마음을 전하며, 무엇보다도 당신의 평안보다는 저를 위한 헌신적인 사랑으로 뒷바라지 해주신 부모님께 죄송한 마음과 감사의 마음을 함께 전하고 싶습니다. 앞으로 더욱 열심히 노력하는 아들이 되겠습니다. 아버지, 어머니 사랑합니다.