

집중력에 따른 EEG 신호와
Heart rate variability 신호의
상호관계 분석 및 해석

연세대학교 대학원

의과학과

김 주 현

집중력에 따른 EEG 신호와
Heart rate variability 신호의
상호관계 분석 및 해석

지도교수 유 선 국

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2010년 6월

연세대학교 대학원

의 과 학 과

김 주 현

김주현의 석사 학위논문을 인준함

심사위원_____인

심사위원_____인

심사위원_____인

연세대학교 대학원

2010년 6월

감사의 글

24살 가을에 대학원에 입학한 후, 2년이라는 시간이 흘러 어느덧 감사의 글을 쓰면서 지나온 길을 돌이켜 보니, 많은 생각과 추억들이 머리를 스쳐 지나갑니다. 먼저 입학 때부터 졸업 때까지 특하면 눈물을 보였음 에도 불구하고, 그런 나약한 저를 강한 사회인으로 성장할 수 있도록 많은 가르침 주신 유선국 지도교수님께 정말 감사합니다. 늘 잘하려고만 했지, 어떻게 잘하는 지에 대해선 부족함이 많았던 제가 많은 경험을 할 수 있도록 지도 해주심으로써 스스로의 능력을 키울 수 있게 해주셔서 감사합니다. 그리고 직접 찾아 보며 많은 조언을 구하지 못하는 요령 없는 저를 위해 심사 때마다 시간을 내주셔서 긴장을 풀 수 있도록 편안하게 이끌어 주시고, 부족한 저의 논문을 위해 어려운 시간을 내주셔서 많은 조언과 관심을 보내주신 김남현 교수님과 김경환 교수님께 진심으로 감사 하다는 말씀을 전하고 싶습니다.

연구실 생활을 돌이켜보면, 입학할 때부터 쉬웠던 것은 하나도 없었던 것 같습니다. 1·2 학기 때는 연구실 사람들과의 관계가 어려웠고, 3·4 학기 때는 학문으로 배워야 할 것도 많고, 부족한 것도 많아서 어려운 시간들을 보냈습니다. 하지만 지금은 시간이 흐른 만큼 좀 더 여유로운 사람이 된 것을 보면, 시간이 흐르면 다 해결된다는 진리가 맞는 것 같습니다. 제가 입학할 때 계셨던 분들 중에, 이제는 각자의 위치에서 더욱 빛을 내고 계신 선배님들이 참 많습니다. 정석명 박사님, 김동근 박사님, 나지영 박사님, 도성오빠, 용귀오빠, 한규오빠, 도윤오빠, 상용오빠, 인호오빠, 동규오빠, 광수오빠, 수호오빠, 성혜 언니, 현택오빠, 은정언니, 모든 분들께 너무 많은 추억들을 만들어 주셔서 감사하다고 전하고 싶습니다. 현재 함께 생활하면서 많은 도움을 받았던 연구실의 연구원들에게도 고마운 마음이 많습니다. 먼저 같은 팀으로써 육하고 특하면 울고, 제 생각을 거침없이 말해서 관리하기 힘들었을 충기오빠에겐 감사한 만큼 죄송합니다. 그만큼 많은 일들이 있었지만, 항상 도움이 되고 능력 있는 후배가 되고 싶었던 제 마음 알고 있으리라 믿습니다. 또 같은 팀원으로써 유쾌함과 유머를 지니면서 동시에 늘 배려 해주던 사실은 맘이 따뜻하고 열심히 하려고 늘 노력하는 우진오빠, 같은 팀으로서 일할 수 있어서 너무 좋았습니다. 처음에 무서웠지만 사실은 큰 덩치만큼 재미도 많고 연구실 생활에 열정적인 정채오빠, 처음에 치대에서 함께하는 시간부터 졸업 때까지 만언니로서 조언해주고 먹을 것도 많이 챙겨주신 미희언니께 후배로써 좋은 모

습 많이 못 보여 드려 죄송합니다. 저보다 나이는 많지만 대학원 학기 차로 인해 까칠한 저를 선배로 두느라 초반에 맘 고생 많았을 너무 좋은 오빠들인 안세오빠, 보규오빠. 그리고 이제 막 대학원 시작하려는 중혁이, 24 살의 저처럼 학부 마치자마자 들어와서 파릇파릇함이 가득한 사실은 알고 보면 너무나도 소탈하고 사람 맘을 잘 알아주는 예쁜 동생인 연희에게 너무나도 챙겨 주고픈 맘이 많지만 그만큼 표현 하지 못해서 미안하다는 말 전하고 싶습니다. 그리고 회사를 다니면서 늘 학교에 있는 저희들을 신경 써 주시고 학교에 오실 때마다 밝은 표정으로 인사하시며 관계를 돈독하게 해주시는 너무나도 멋지신 박순만 선배님, 원운재 선배님, 서민교 선배님, 황인호 선배님들께도 늘 감사합니다. 또 올해부터 박사 후 과정으로 들어오셔서 늘 친근하게 연구원들과의 관계를 끈끈하게 만들기 위해 애쓰시는 류완석 박사님 감사합니다. 그리고 친언니 같은 따스함으로 늘 연구원생들을 대해주는 천사표 상호언니, 언니표 고구마랑 샌드위치 잊지 못할 것입니다.

힘들 때마다 항상 곁에서 어깨를 토닥여 주고 고민들을 잘 들어 주던 소중한 내 친구 소혜, 가끔씩 볼 때마다 기운 내라고 간식거리 주던 일영언니, 1 년 반 동안 툭툭대던 나의 고민을 재미나게 들어주던 지금은 어엿한 직장에 자리 잡은 탁형 오빠, 형욱오빠, 종욱오빠, 영우오빠에게 감사의 말을 전합니다. 10 년이라는 시간을 함께 하며, 이제는 눈빛과 목소리만 들어도 서로를 아는 죽마고우 은비, 진아, 민지가 있어서 힘든 서울 생활을 외롭지 않고 재미나게 보낸 거 같습니다. 그리고 대학교 1 학년 철없는 나이에 만나서 지금까지 인연을 맺어가며 함께하는 J 클럽의 호제, 주연, 정화, 혜란, 수호오빠, 석이, 준형이, 태준이, 은준이, 그리고 단짝들인 채영이, 용림이, 지원이, 또 기타 치며 정을 쌓았던 희정이, 으리오빠, 동현오빠에게도 감사함을 전합니다.

마지막으로 20 살 때부터 부모님 곁을 떠나서 타지에서 매일 밤 전화 걸어 걱정 끼칠 말들만 하는 딸에게 너무나도 큰 사랑으로 늘 힘을 주시고, 지혜를 주시고, 든든한 버팀목이 되어주시는 부모님. 정말 너무 사랑하고 존경합니다. 부모님께서 계셔서 더욱 더 지혜롭고 성숙한 딸로 성장할 수 있습니다. 늘 건강하시길 바랍니다. 그리고 늘 누나를 생각하며 안부 문자 주는 하나뿐인 내 동생 상훈이께도 고맙다고 말하고 싶습니다.

2010년 8월
김주현 드림

<차 례>

국문요약	1
I. 서 론	3
II. 재료 및 방법	7
1. 생리학적 변화를 나타내는 생체신호의 종류	7
가. 중추신경계 상태 나타내는 EEG 신호로부터 추출된 생체신호	7
나. PPG 신호로부터 추출되는 심혈관계를 나타내는 심박변이도(HRV)신호 파라미터의 종류	9
2. 실험프로토콜 시스템 구성	15
가. 연구대상	15
나. 실험 측정프로토콜과 데이터 수집	15
다. 데이터 특징추출과 선형 회귀법	21
III. 결 과	25
IV. 고찰 및 결론	31
참고문헌	34
영문요약	40

그림 차례

그림 1. 집중력에 따른 생리학적 변화와 통상적 측정 방법	6
그림 2. EEG 전극부착 위치	8
그림 3. Phasic 자극 유발에 따른 Theta 파와 Alpha 변화 양상.....	8
그림 4. PPG 신호의 측정 방법과 출력 신호 형태	11
그림 5. 심박변이도(HRV)신호에서 추출된 파라미터들	14
그림 6. 생체 신호 측정 시스템 구성도.....	16
그림 7. 집중력을 유발하는 피 실험자의 자세와 실험 환경	17
그림 8. 실험 프로토콜 시스템 구성.....	19
그림 9. CNT 4.0 프로그램 청각 자극 유발 테스트 시 모니터링 화면.....	19
그림 10. 실험 프로토콜에 따른 설문지 예시	20

그림 11. 심박변이도(HRV) 파라미터들과 T-test 통계 분석을 이용한 유효성평가.....	23
그림 12. EEG 신호의 분석 순서도.....	24
그림 13. HRV 신호의 분석 순서도.....	24
그림 14. 각 파라미터들을 조합하여 선형 회귀법을 통하여 나타난 결과를 나타낸 그래프	25

표 차례

표 1. 선형 회귀법에 따른 6 차원에서의 R^2 값	26
표 2. 선형 회귀법에 따른 5 차원에서의 R^2 값	27
표 3. 선형 회귀법에 따른 4 차원에서의 R^2 값	28
표 4. 선형 회귀법에 따른 3 차원에서의 R^2 값	29
표 5. 선형 회귀법에 따른 2 차원에서의 R^2 값	29
표 6. 평균 R^2 값 이상에서 조합의 경우의 수에 포함되지 못한 파라미터들 각각의 합계	30

국문요약

집중력에 따른 EEG 신호와 Heart rate variability 신호의 상호관계 분석 및 해석

집중력이 유발되면, 우리 몸의 중추 신경계에서는 두뇌의 자발적인 전기적 활동이 발생하며 자율 신경계에서는 호흡, 심박동, 심박변이도, 호르몬 변이 등과 같은 생리학적 변화가 일어난다. 본 연구에서는 집중력 시에 통상적인 방법으로 사용되는 EEG 신호와 심박변이도(HRV) 신호 파라미터들의 상관 관계를 살펴본 뒤, HRV 신호의 파라미터들로 집중의 정도를 분석 가능한지에 대해 분석하는 것이 연구 목표이다.

본 연구에서는, 각 주파수 대역에 따른 EEG 신호의 파형과 자율신경계 변화를 연구한 논문들을 바탕으로, 집중력 시, midline의 theta(4-7.5Hz)와의 변화와 alpha(7.5-12Hz)와의 신호를 분석하여 theta/alpha 값으로 중추신경계 변화에 따른 상태를 평가하였다. 또한 자율신경계에서 생리학적 변화는 심박변이도(HRV) 신호의 파라미터들(beat interval, SDNN, RMSSD, NN50, LF/HF, Peak amp, Spectral power)로 평가/해석하였다.

22명의 건강한 초등학생 피험자들로부터 신경 인지 검사 프로그램인 CNT 4.0에서 청각 집중력 테스트를 9분 동안 취득하여 EEG 신호와 PPG 신호를 분석하였다. EEG로부터 추출한 theta/alpha값과 PPG로부터 추출한 HRV 신호의 파라미터들을 선형 회귀법을 이용하여 각각의 조합에 따른 상관 계수인 R^2 값을 바탕으로 두 신호 간의 상관관계를 평가하였다.

본 연구의 결과로는 주의 집중력 유발 시, 다채널 차원을 높여 가며 심박변이도(HRV) 신호 파라미터들의 정량의 변화(quantitative change)가 theta/alpha와 높은 상호연관성을 나타냄을 관찰하였다. 즉, 심박변이도(HRV)신호의 파라미터들이 개별적으로 사용될 때보다, 다채널 차원으로 사용될 때에 EEG 신호의 theta /alpha 값과의 더 높은 상호 연관성 값을 나타냄을 알 수 있었다. 회귀 방법에 적용되는 입력 벡터의 차수가 올라갈수록 심혈관계 시스템과 EEG의 활동의 상호 연관성 계수 R^2 가 높은 의미를 가지게 되고, 상관 관계 계수에 큰 영향을 주는 HRV 신호의 파라미터를 정렬하면 SDNN >> RMSSD > LF/HF > NN50 > peak amp = spectral power > beat-interval 로 나타낼 수 있다. 결론적으로, EEG 신호와의 높은 상관 관계를 가지므로, PPG로부터 추출된 7개의 심박변이도(HRV) 신호의 파라미터들을 이용하여, 집중력 유발 시, 집중의 정도에 따른 생리학적 변화를 분석/평가의 가능성을 확인하였다.

핵심 되는 말: 집중력, EEG, 심박변이도(HRV), 상관 계수

집중력에 따른 EEG 신호와
Heart rate variability 신호의 상호관계 분석 및 해석

<지도교수 유 선 국>

연세대학교 대학원 의과학과

김 주 현

I. 서론

집중력은 인지 능력과 과제 수행능력을 나타내는 데 중요한 지표로 사용된다. 집중력에 대한 실험은 남녀노소를 불구하고 다양한 연령대와 환경에서 실험과 분석을 행해진다. 집중력이 유발되면, 우리 몸의 중추 신경계와 자율 신경계에서 변화가 생긴다. 중추 신경계에서는 자극에 따른 두뇌의 자발적인 전기적인 활동 변화가 일어나며, 이런 변화는 그림 1에서와 같이 통상적으로 뇌파인 Electroencephalography(EEG)를 사용하여 측정되고, 자율 신경계의 변화는 집중력 상태에 따라 호흡, 혈압, 심박동, 심박변이도, 피부온도, 근전도, 호르몬 변화 등 다양한 형태로 측정 된다.

EEG 신호는 신경계에서 뇌신경 사이에 신호가 전달될 때 생기는 전기적 흐름이다. 심신 상태에 따라 각각 다르게 나타나며, 뇌의 활동 상황을 측정하는 가장 중요한 지표이다. EEG 신호의 자연발생적 활동은 특정 주파수 대역의 변화를 나타낸다. 좀 더 자세히 기술하자면, 사건 유발(event-related) 자극에 집중 시, midline의 세타파(4-7.5Hz)의 변화와 알파파(7.5-12Hz) 신호의 변화는 집중력 상태를 분석하는데 사용된다[1,2,3,4,5,6,14]. 집중력 유발 자극 시, 증가하는 세타파와 감소하는 알파파의 비율로 EEG 신호의 변화량을 지표로 평가하였다[16].

한편, 집중 시에는, 중추 신경계 측면에서 두뇌의 전기적 신호 변화뿐만 아니라 자율 신경계 측면에서 심혈관계 시스템에서도 변화가 일어난다. 심박변이도(HRV)는 심박동의 간격 변화의 측정을 기반으로 자율 신경계 시스템의 변화 정도를 평가할 수 있는 결정적인 요소이다[23]. 즉, HRV 신호는 한 파형의 R-wave와 이어지는 파형의 R-wave의 간격의 변화를 나타내고, 이러한 연속으로 이어지는 파형 간격간의 변형은 신체적, 감정적, 정신적 변화와 연관이 깊다. 또한 HRV 신호는 교감신경과 부교감신경에 의해 조절되므로 자율신경계 상태를 실시간으로 반영해주는 중요한 지표이다.

HRV 신호의 분석은 심장의 심혈관 자율 조절을 평가하기 위해 본 연구에서는 비침습적 방법을 이용하는 PPG(photoplethysmography)를 이용하여 측정/평가하였다. PPG 신호로부터 추출되는 HRV의 파라미터들(beat interval, SDNN, RMSSD, NN50, LF/HF, Peak amp, Spectral power)로 나타나고, 이것은 생리학적으로는 정신적 상태의 변화에 따른 교감 신경계와 부교감 신경의 변화로도 설명된다. 교감 신경계가 집중 상태에서 의미 있는 변화를 보이는 반면, 부교감 신경계는 휴식 상태와 안정된 상태에서 활발하게 활동한다.

이러한 각 신경계에서의 변화들을 나타내는 파라미터들을 이용하여 여러 논문들에서는 집중력 시에 생리학적 변화를 나타내는 연구들이 발표되고 있다[7,11,12,15]. 특히, 집중력이 유발될 시, 자연발생적인 전기적 반응을 나타내는 EEG 신호와 심혈관계를 나타내는 심박변이도(Heart rate variability: HRV)가 집중의 정도를 나타내는 지표로 사용된다. 하지만, 기존의 연구들에서는 집중의 유무를 판단할 때에 EEG 신호와 HRV 신호를 분석하고, 집중이 되는 동안의 집중의 정도에 따라 생리학적 변화의 정도를 나타내는 연구는 현재까지 미비한 상태이다. 또는 대부분의 연구가 피실험자에게 시각적 또는 청각적 집중력 유발 자극일 때, EEG 신호에 견주어 교감신경계의 변화를 나타내는 LF(low frequency)와 부교감 신경계의 변화를 나타내는 HF(high frequency) 비율인 LF/HF 파라미터를 이용하여 자율신경계의 성질 변화(qualitative change)를 분석하였다[7,9].

하지만 각각의 연구에서 EEG 신호로만 분석했을 때는 측정의 불편함이 있었고, 단일 HRV 신호는 정확성에 대한 논쟁들이 여전히 존재하고 있다. 또한 청각 또는 시각에 자극 유발 시켜서 정신적 상태에 따른 HRV 신호의 여러 파라미터에 대한 연구와 EEG 신호와의 비교/분석하여 상관 관계를 정량적으로 해석하려는 시도는 많지 않았다[7,8,9,10]. 즉, 기존의 연구들에서는 EEG 신호와 HRV 신호를 각각 해석, 평가하여 외부 자극에 대한 인체 내의 변화를 분석하거나, 또는 단일 HRV 신호의 파라미터를 이용함으로써, 다차원의 여러 HRV 신호의 파라미터들 조합의 분석은 미비하였다[11,12,13].

그래서 본 연구에서는 두뇌의 전기적 전위 활동(뉴런들의 전기적 활동) 과 심혈관계 시스템에서 심근육의 수축과 이완에 의한 혈류량의 동적 변화 활동을 직접적 상관관계 분석을 통해 EEG 신호의 파라

미터와 HRV 신호의 파라미터들을 정량적(quantitative analysis)으로 해석하는 것을 시도하였다.

본 연구는 집중할 시, 집중의 정도를 평가할 수 있는 EEG 신호와 HRV 신호의 상관관계를 파악하며, PPG를 이용한 파라미터들을 집중력 판단의 분석 가능한 지표로 선정하였다. 그리고 EEG 신호와의 상관관계가 있다면, HRV 신호의 파라미터들 중 어느 파라미터의 조합이 높은 상관계수를 나타내는 지를 연구하는 것이 목적이다.

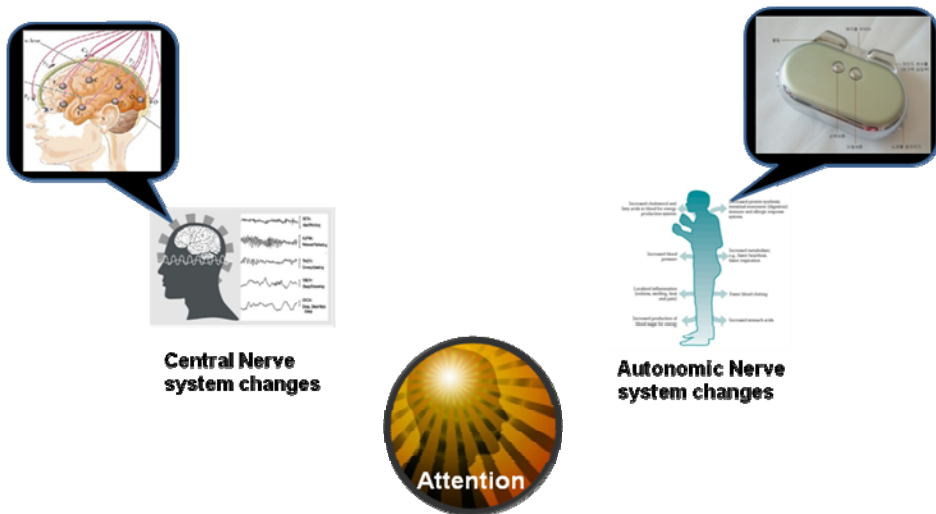


그림 1. 집중력에 따른 생리학적 변화와 통상적 측정방법

II. 재료 및 방법

1. 생리학적 변화를 나타내는 생체신호의 종류

가. 중추 신경계 상태 나타내는 EEG 신호로부터 추출된 생체 신호

EEG 신호는 신경세포들의 정보처리 과정으로 인해 자발적으로 발생하는 전기적 포텐셜의 변화를 두피 표면에서 측정된다. 즉, 머리의 바깥 쪽 두피에서 비침습적 금속 전극을 부착시켜 전기적 활동성을 뇌파라 불리는 형태로 측정하는 것이다. 뇌파는 주요한 구성요소인 주파수로 뇌파의 종류를 분류할 수 있는데, 주파수 대역에 따라 알파(α), 베타(β), 세타(θ), 델타(δ), 감마(γ) 파형으로 나뉘어진다. 더 기술하자면, 델타파(0.5-3Hz), 세타파(4-7Hz: 서파), 알파파(8-13Hz: 기본파), 베타파(14-30Hz: 속파), 감마파(>30Hz)로 분류되고, 연구의 목적에 따라 각각의 파형은 의미 있게 분석된다.

전극을 통하여 들어오는 뇌파들은 Biopac MP150 하드웨어를 이용하여 측정하고, Acknowledge 소프트웨어 프로그램을 통해 신호의 파형을 모니터링 한다. 본 연구에서는 EEG 신호를 측정하기 위해서는 젤을 사용하여 전극을 두피에 부착하였다. 부착 위치는 그림 2에서 보는 것과 같이, midline에서의 Fz, Cz, Pz에 부착하게 되며, 이마(ground)와 오른쪽 귓볼(reference)에 또한 부착한다.

본 연구에서는 집중력에 중점을 둔 실험을 하였으므로, 알파(α) 파형과 세타(θ) 파형을 중점으로 분석하였다. 그림 3에서 참고하면, 집중력 자극을 유발하는 유형에는 tonic(기분에 따른 집중 자극으로, 24시간 주기리듬에 따른 생리적 변화를 나타내게 하는 자극)과

phasic(수의적 조절로 사건유발 집중 자극)변화에 따른 세타 파형과 알파 파형의 변화를 나타낸다. Phasic 변화에서는 수행 능력이 요구될수록, 세타 파형은 증가하고, 알파 파형은 감소함을 알 수 있다. 즉, 세타 파형은 새로운 정보가 입력으로 들어왔을 때, 순간적인 반응을 보이는 파형이고, 알파 파형은 지속적인 주의력과 인지적인 정보처리에 따른 집중력을 의미하는 파형이므로, 본 연구에서 시행한 순간적 사건 유발 자극에 따라서는 세타 파형이 증가하고, 알파 파형이 감소하였다.



그림 2. EEG 전극부착 위치

	수행능력 증가		수행능력 감소	
	세타 (Theta) 파형	알파 (Alpha) 파형	세타 (Theta) 파형	알파 (Alpha) 파형
Phasic 자극유발 유형	증가	감소	감소	증가

그림 3. Phasic 자극 유발에 따른 세타 파와 알파 파의 변화 양상

나. 심혈관계를 나타내는 PPG 신호로부터 추출되는 HRV 신호의 파라미터들 종류

심박변이도(HRV)는 심박동의 간격 변화의 측정을 기반으로 자율 신경계 시스템의 변화 정도를 평가할 수 있는 결정적인 요소이다(Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996). 즉, HRV 신호는 한 파형의 R-wave와 이어지는 파형의 R-wave의 간격의 변화를 나타내고, 이러한 연속으로 이어지는 파형 간격간의 변형은 신체적, 감정적, 정신적 변화와 연관이 깊다.

또한 HRV 신호는 교감신경과 부교감신경에 의해 조절되므로 자율신경계 상태를 실시간으로 반영해주는 중요한 지표이다. 그러므로 HRV 신호는 심혈관계 시스템에서의 생리적인 탄성력과 행동학적 적응성에 있어서 중요한 지표이다.

일반적인 동박절은 동방결절에서 발생한 심장의 정상적인 리듬으로서 ‘심장의 전기적 활동이 정상임’을 나타낸다. 이 동박절의 파형간의 간격이 압수용체 반사의 조절로서 변화하게 되고, 이러한 파형변동의 변화를 심박변이도(HRV)로 나타낸다. HRV 신호는 ECG와 PPG를 통해서 통상적으로 측정되는데, 본 연구에서는 PPG를 이용한 HRV 신호를 분석했다.

광혈류량검사(photoplethysmography; PPG)는 적외선을 발생, 감지하는 감지자를 손끝 피부에 부착하고 적외선을 발생시킨 후, 적혈구에 흡수되고 돌아오는 양을 측정하여 혈액의 흐름에 이상이 있는지를 비침습적으로 검사하는 방법이다. 심혈관계 시스템에서는 3가지 요소(심박 출력, 동맥 구경, 혈류량)에 영향을 받는다. PPG 부착 방법은

그림 4에서의 (a), (b) 두 가지의 방법이 있는데, 본 연구에서는 (a)의 검지 손가락 끝의 피부에 부착시키는 방법을 이용하여 동맥, 소동맥을 거쳐 모세혈관으로 들어오는 혈류량에서 산소포화도의 변화를 측정하였다. PPG 신호의 파형은 그림 4의 (c) 에서와 같이 출력 된다.

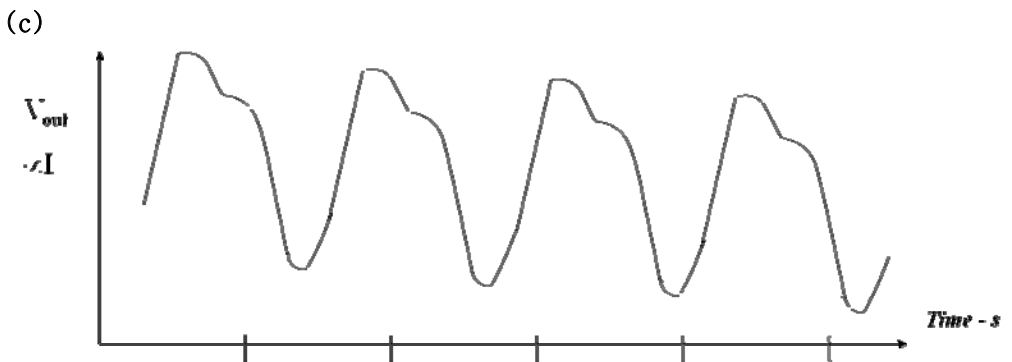
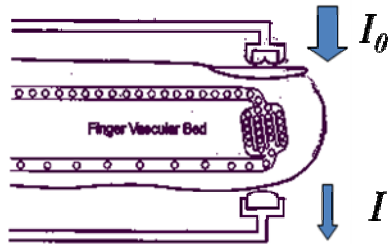
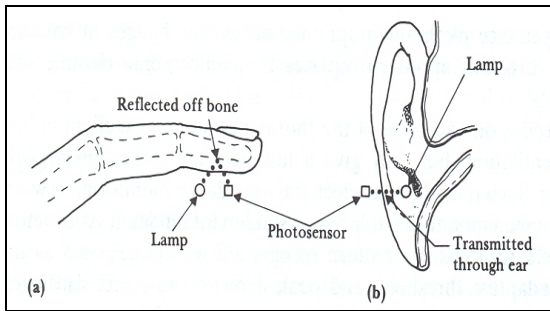


그림 4. PPG 신호의 측정 방법과 출력 신호 형태

심박변이도(HRV) 파라미터들은 시간 흐름에 따른 변화 추이를 두 대역으로 구분되어 해석된다[16,18,19]. 시간 대역 분석에서는 Beat interval, SDNN, RMSSD, NN50값이 추출되고, 주파수 대역 분석에서는 LF/HF, spectral power 값이 추출된다. 시간 대역 분석은 기록 시간 동안의 R-R 간격 수를 대역 별 파형으로 분리하여 주요 파라미터인 SDNN, RMSSD, NN50 값으로 통계 처리하는 기법으로 자율 신경계 기능 및 전반적인 신체 기능 정도를 분석한다.

Standard deviation of all normal NN interval(SDNN)은 전체 NN 간격의 표준 편차를 의미하며, 장기간의 인자(압수용체)와 단기간의 인자(주로 호흡)을 모두 반영하고, 항상성을 유지하려는 대처 반응 능력의 감쇄를 나타낸다. 이 같은 SDNN은 교감신경계와 부교감신경계가 HRV 신호에 영향을 미치는 정도를 반영한다(Bigger, Jr. et al, 1992). 특히 SDNN은 심박동에서 저주파의 변이를 대부분 반영하여 몇 초안에 빠르게 변화하는 심박율은 나타내지만, 느린 변화의 대부분은 나타내지 못한다. 그래서 SDNN은 심장의 역동적인 변화에서의 미묘한 변화는 감지하지 못한다(Goldberger, 1996, Makikallio et al, 1998, Huikuri et al, 2000). 하지만 SDNN이 나타내는 심혈관계 시스템의 변화를 나타내는 특징이 더욱 두드러지기 때문에, SDNN은 많은 논문에서 HRV 신호의 지표로 잘 알려져 있다(Kleiger et al, 1987, Bigger, Jr. et al, 1992, Tsuji et al, 1994).

한편, Square Root of the Mean Squared Differences of successive all normal NN intervals(RMSSD)는 단기간의 심박동수 변이를 반영한다[26]. RMSSD는 HRV의 short-term 파라미터들을 예측/평가하고, 이 지표는 생리학적인 스트레스와 연관성이 있다. 또한 RMSSD는 정상 심박동 사이의 연속되는 차이 값들의 rms값을 의미하고,

이 값들이 높다는 것은 부교감 신경의 활동이 활성화되었다는 것을 의미한다.

주파수 대역에서 심박을 신호는 그것의 주파수 요서들을 분해하고, 주파수 진동수들의 정량화로 표현된다(Sayers, 1973, Akselrol et al, 1981). 주파수 대역 분석에서는 5분 동안의 RR 간격 변화를 HRV 신호를 구성하는 각 주파수 대역 별 파형으로 분리하여 LF/HF 값과 total power 값으로 통계 처리하여 평가한다[22].

심박변이도(HRV)는 특히 자율 신경계 구조에서도 교감 신경계와 부교감 신경계의 균형에 의해 조절된다. 교감 신경계는 긴장, 불안 등과 같은 상황에 대처하도록 자율 신경계를 조절한다. 특히 교감신경계는 심장미주신경, 혈압, 심박출량을 나타내는 저주파 대역(Low frequency; LF)을 의미한다. 한편, 부교감 신경은 평안, 행복, 휴식 등 이완해주는 방향으로 자율신경계를 조절한다. 특히, 부교감신경계는 미주신경, 반사성 입력, 호흡 중추를 나타내는 고주파 대역(High frequency; HF)을 의미한다. 이러한 특성으로 LF는 교감신경과 부교감 신경이 HRV 신호에 어떠한 영향을 주는지를 알려주는 지표가 되고, HF는 부교감 신경에 대한 HRV의 변이, LF/HF는 교감 신경계와 부교감 신경간의 균형을 나타내는 지표가 된다(Akselrod, 1981, Pfeifer, 1982, Pomeranz, 1985, Pagani, 1986). 즉, 심박변이도(HRV)의 변화는 교감 신경계를 나타내는 저주파대역과 부교감 신경계를 나타내고 특히 호흡 활동과 관련 있는 고주파대역에 의해 균형이 이루어짐이 기존의 논문들에서 많이 연구되었다.

또한 주파수 대역 통계 처리 기법을 이용한 주요 파라미터에는 LF(0.04-0.15 Hz), HF(0.15-0.4 Hz) 뿐만 아니라, total power(TP), LF/HF 비율 등도 있다. Total power는 심박동 변이의 진폭을 반영하

고, 다양한 진동 주파수로 나타난다. 본 연구에서는 0.0033-0.4 Hz의 주파수 대역을 사용하여 통계 처리한 결과로, 자율 신경계의 활성 정도, 조절 능력을 반영한다.

본 연구에서는 그림 5에서와 같이 집중력 시에, HRV 신호의 파라미터들로 Beat interval, SDNN, RMSSD, NN50, LF/HF, Peak amplitude, Spectral power로 7개의 파라미터들을 생체 신호에서 추출하여 분석하였다. 위에서 각 파라미터들을 설명한 부분을 바탕으로, 심박변이도(HRV)의 파라미터들에서 특히 시간 대역에서는 SDNN 값이, 주파수 대역에서는 LF/HF 비율이 교감 신경계와 부교감 신경계의 활성 정도를 나타냄을 알 수 있다.

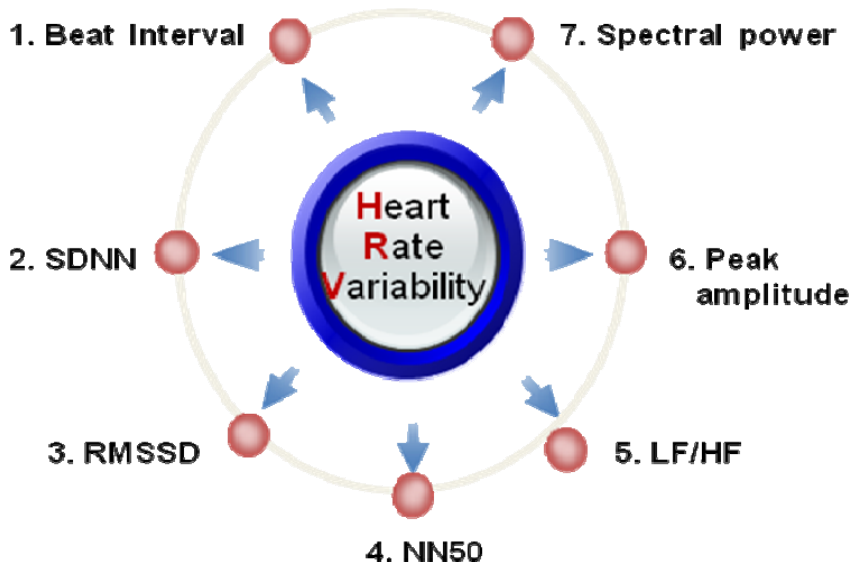


그림 5. 심박변이도(HRV) 신호에서 추출된 파라미터들

2. 실험 방법

가. 연구 대상

실험은 심혈관계 및 신경계 질환이 없고 병력이 없는 건강한 어린이들(남자 10 명, 여자 12 명)로 총 22 명을 대상으로 진행하였다. 어린이들의 평균연령은 11 세이며, 연령 범위는 10~14 세로 초등학교 3 학년부터 중학교 1 학년이였다. 피험자 모집은 대전의 전자통신연구원(ETRI) 게시판을 이용하였다. 모든 피실험자들은 외부로부터의 자극을 받는 집중력 환경에서 실험을 하였고, 모든 실험은 전자통신연구원(ETRI)에서 진행되었다. 실험에 참가한 피실험자들은 실험 전에 서면에 동의하였다.

나. 실험 측정 프로토콜과 데이터 수집

주의 집중력을 유발시키는 외부 자극은 병원에서 통상적으로 사용되는 CNT 4.0(Computerized Neuropsychological Test) 프로그램을 사용하였다. CNT 4.0 프로그램 중에서도 청각 자극을 유발하는 Auditory Test를 사용하여 헤드폰을 착용시킨 후, 숫자 '3' 이 들릴 때마다 키보드의 spacebar를 통해 반응하도록 하였다.

생체 신호는 2채널 증폭기(Biopac MP150 TM)를 통하여 측정되었고, 샘플링은 1000Hz로 디지털화하였다. 2채널 중 한 채널은 Electroencephalogram(EEG)로 midline의 Cz, 오른쪽 컷볼(reference)과 이마(ground)에 컨덕티브 젤을 이용하여 GRASS 전극을 부착하였고, 다른

한 채널은 photoplethysmography(PPG)로 빛을 투과시키는 센서를 이용하여 손가락에 부착시켜서 측정하였다. EEG 신호의 고주파 필터는 0.5Hz로, 저주파필터는 100Hz로 셋팅하였다. 또한 실험이 진행되는 동안, 60Hz 노치필터를 사용하여 생체신호를 받는데 있어서 주변 환경으로부터 생기는 노이즈를 제거하였다. PPG 신호의 고주파필터는 0.5Hz, 저주파필터는 10Hz로 셋팅하였다.

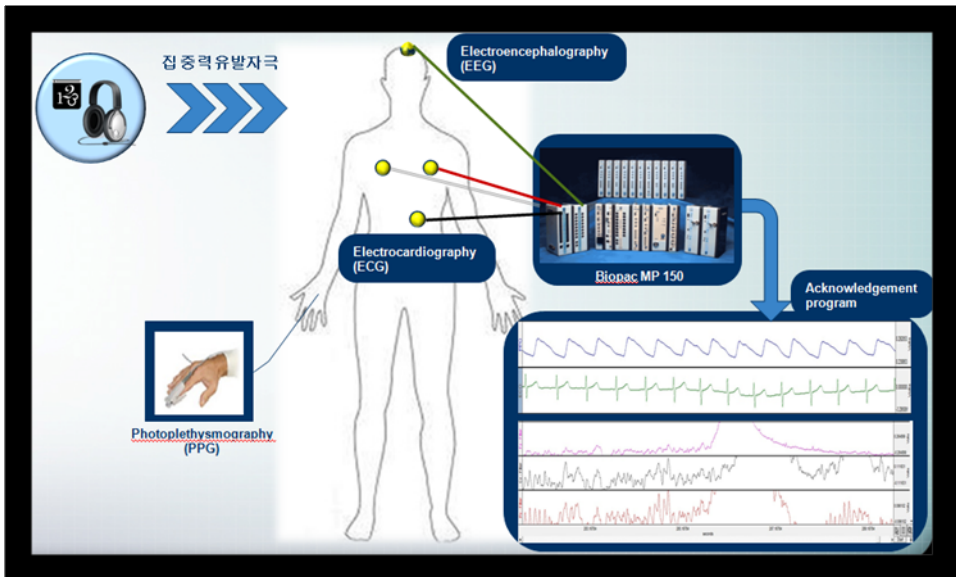


그림 6. 생체 신호 측정 시스템 구성도



그림 7. 집중력을 유발하는 피 실험자의 자세와 실험 환경

실험 과정은 실험 전에 기본적인 피실험자에 관한 정보를 위한 설문지 응답 시간과 EEG와 ECG전극을 부착하고 PPG를 손가락에 셋팅하기 위해 15분이 소요된다. 모든 실험자들은 눈을 뜬 상태에서 Bach의 ‘G선상의 아리아’를 감상하는 동안, 안정 상태(resting)에서의 피실험자의 평소 생체신호가 측정된다. 안정 상태가 종료된 후, 설문지에 그 상태에서의 감정에 대한 부분을 응답한다. 다음으로 CNT 4.0 프로그램을 실행하여 총 9분 동안 청각 자극을 유발시켜 주의 집중력에 따른 생체신호의 변화를 측정한다. CNT 4.0의 청각 자극 유발시키는 테스트에선 1~9까지 숫자가 랜덤으로 헤드셋을 통해 주어지며, 숫자 ‘3’이 들릴 때마다 키보드의 space bar로 반응하도록 하였다. 총 9분 동안의 주의 집중력 유발 실험이 종료되면, 설문

지에 실험에 대한 점수와 실험 종료 후에 주관적인 감정에 대한 설문문을 시행하였다.

특히, CNT 4.0(Computerized Neurocognitive Function test: 전산화 신경인지검사) 프로그램에서 본 연구에서 사용한 청력 테스트는 CPT의 한 종류이다. CPT(Continuous Performance Test: 연속수행검사)의 기본적인 패러다임은 간헐적으로 목표자극 혹은 관련자극들에 대한 선택적 주의 혹은 경계력을 측정하는 프로그램이다. 그래서 CPT 프로그램은 목표자극 혹은 목표패턴을 지속적으로 변화시키면서 빠르게 제시하는 것으로, 검사를 수행하는 데 소요되는 시간은 검사마다 차이가 있지만, 주의력을 측정하는데 충분하도록 고안되었다 [20,21].

그림 9에서 나타낸 화면은 실제 CNT 4.0 프로그램을 이용하여 청력 CPT 검사를 모니터링 한 것을 캡처한 화면이다. 오른쪽에 Correct와 Commission Error, Omission Error, Reaction Time이 표시되었다. Correct는 9분 동안 진행된 검사에서의 피실험자가 맞춘 개수로 집중력의 정도를 나타내는 지표가 된다. Commission Error는 '3'이 아닌 곳에서 반응을 보였을 때로 비표적 자극에 반응한 개수를 나타내며, 충동성과 탈억제를 측정하는 지표가 된다. Omission Error는 '3'인 곳에서 피실험자가 표적 자극에 반응하지 않음을 의미하므로 부주의 정도를 측정하는 지표가 된다.

마지막으로 Reaction Time은 표적 자극에 정확하게 반응하는 데 걸리는 시간으로 피실험자의 집중력의 정도를 나타내는 지표들 중 하나이다.

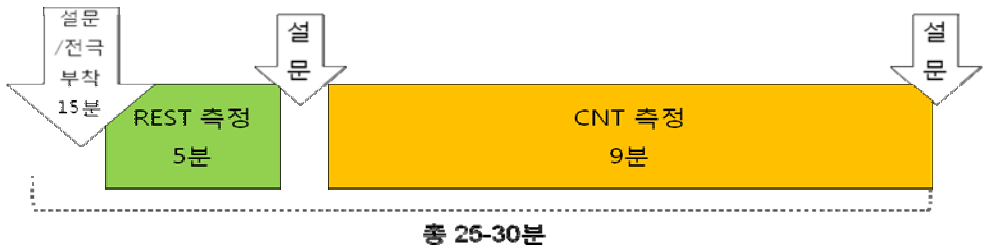


그림 8. 실험 프로토콜 시스템 구성

Auditory CPT 이름 병록번호 검사번호 3 9분

	10 초			20 초			30 초			40 초			50 초			60 초																																													
1 屢	2	6	3	6	1	7	2	3	0	3	1	9	3	0	4	3	4	0	3	1	3	7	3	8	8	3	7	3	9	1	0	2	6	0	6	2	3	2	4	9	5	9	5	4	8	3	8	7	3	8	9	6	5	5	7	4	3	5	3	1	
2 屢	0	8	3	1	1	0	9	7	2	2	5	9	7	3	4	8	3	6	5	3	2	6	4	0	3	4	3	8	1	8	5	1	7	9	6	7	3	0	1	3	8	3	4	3	4	9	3	2	3	0	3	5	3	7	3	6	9	2	5	6	
3 屢	9	1	1	6	3	5	9	2	3	8	6	2	3	2	3	2	3	9	3	1	3	7	9	0	5	0	4	7	6	0	3	5	3	4	4	8	8	6	3	1	0	3	7	5	2	4	3	7	3	0	3	6	4	9	5	3	1	3	8	2	7
4 屢	0	3	2	3	8	7	3	1	2	3	2	3	5	4	3	9	3	0	6	4	3	7	3	2	3	6	9	8	6	4	9	7	4	5	3	1	0	3	5	4	5	1	6	1	3	8	8	0	6	0	7	3	5	9	9	1	1	7	8	3	2
5 屢	0	5	8	6	6	3	5	0	3	5	2	3	4	3	2	3	9	4	9	8	7	7	5	8	4	9	1	4	7	0	2	6	6	7	3	5	4	1	9	3	8	1	3	9	6	3	0	3	0	3	2	3	7	3	1	3	1	2	3	8	
6 屢	4	5	0	3	7	3	8	3	8	6	7	3	7	8	9	3	0	3	4	8	3	1	3	2	5	2	6	0	3	6	0	2	9	9	1	5	5	3	7	2	1	6	7	5	1	9	2	6	3	1	3	8	3	4	3	4	3	9	0	4	
7 屢	7	1	3	8	8	3	8	3	6	3	6	3	3	1	9	5	2	0	3	0	7	3	6	2	1	3	7	3	9	2	4	6	0	4	0	1	6	3	5	4	3	8	3	4	2	9	9	9	5	4	5	3	8	1	7	3	2	3	7	5	0
8 屢	9	1	3	8	3	0	9	4	3	0	8	1	8	0	4	3	4	3	7	3	2	4	2	3	9	6	5	9	2	0	5	3	1	3	7	6	4	5	1	5	1	6	5	8	2	6	8	3	9	6	3	0	3	7	3	2	3				
9 屢	0	4	3	2	7	5	2	7	6	3	1	5	6	7	8	3	0	1	3	6	3	5	2	3	0	9	9	2	3	4	3	6	3	9	8	3	5	3	4	8	3	1	4	0	9	2	7	0	1	3	4	1	5	3	6	8	3	8	9	7	

연습 GO 검사시작 다음 종료

그림 9. CNT 4.0 프로그램의 청각 자극 유발 테스트 시 모니터링 화면

이름 : _____ 성별 : 남 / 여 생년월일 : ____년 ____월 ____일
 소속 : _____ 초등학교 실험참여일 : 09년 ____월 ____일

오른손잡이 : Y/N
 질병여부 : Y/N (심혈관계 질병여부, 감기, 몸살 등)
 수면 : Y/N (실험 전 수면을 충분히 취하셨습니까? ____ 시간)

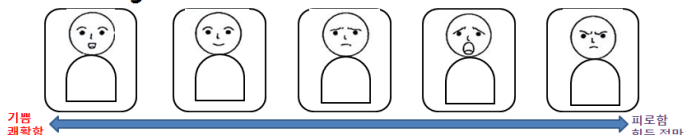
실험자의 **현재의 기분과 주변 환경**에 대한 부분을
 기입해주세요.

	몸과 정신이 가뿐하다.(1)
	기분이 좋다. (2)
	보통이다. (3)
	약간 피로하다. (4)
	나른하고. 의욕이 없다. (5)

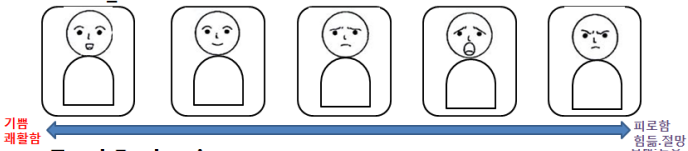
• **CNT_Audio**

GRADE	DELAY TIME(AVE)
C :	
O :	

• **Resting Video**



• **CNT_AUDIO**



• **Total Evaluation**



• **Evaluation of Faithfulness**

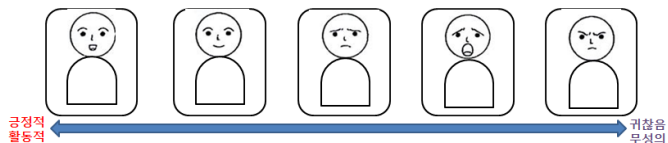


그림 10. 실험 프로토콜에 따른 설문지 예시

다. 데이터 특징 추출과 선형 회귀법(Linear regression)

EEG 신호와 PPG 신호 모두 다 segmentation 길이를 3 분으로 고정시켰다. 집중력 상태는 실험 프로토콜에 따라 총 9 분 동안 측정되었으며 3 분의 segment 구간으로 독립적인 3 개로 구성하고 값을 추출하였다. Manual inspection 을 통해 집중력과 상관없는 외부로부터 주어지는 잡음(동작, 기침, 가래)으로 판단되는 신호를 제거했다. EEG 의 주파수 분석은 푸리에 변환(Fourier transform)을 이용했고, theta 파(4~7.5Hz)와 alpha 파(7.5~12Hz)의 스펙트럼 파워(spectral power)의 상대적인 비율을 집중 시 판단 척도로 사용했다.

PPG 센서로부터 얻는 신호는 심장의 뿔박질 활동 정도뿐만 아니라 심장 수축에 의한 혈압을 나타내주기 때문에 심박의 peak to peak 의 변화를 분석하는 HRV 값을 추출했고, pulse 의 Y 축으로 최고점과 최저점의 차이를 심장 수축과 이완에 의한 혈류량의 변화를 간접적으로 모니터링하는 특징으로 추출했다. 그림 8 에서 나타나듯이, HRV 파라미터로써 주파수 대역에서의 LF/HF 값과 시간 대역에서의 beat interval, SDNN, RMSSD, NN50 값들을 추출했고, Peak amplitude 의 평균값과 주파수 대역에서의 spectral power 값을 심혈관계 시스템의 활동성을 대변하는 값으로 추출했다. 각 추출된 값들은 t-test 를 통하여 유효성 평가($p < 0.05$)를 하였다.

총 22 명으로부터 얻은 생체신호 데이터셋들을 행렬로 나타내어 행(raw)는 22 개의 샘플의 개수이고, 열(column)은 7 dimension 의 위에서 추출한 HRV 파라미터들로 구성하였다. PPG 에서 추출한 7 dimension 의 파라미터 값들 중 선택된 파라미터는 관찰데이터 X_i 로

사용되었고, 데이터셋에서 EEG 로 부터 추출된 Theta/alpha 값은 각각의 파라미터값들을 비교하기 위한 기준값 Y_i 로 사용되었다. 다중 값 선형 회귀 법(multiple linear regression)의 식은 식 (1)과 같다. β 값을 구하기 위해 least mean square 기반의 일반적인 선형 모델 방법을 사용했고 식 (2)와 같다[17].

$$(1) \quad y_i = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \cdots + \beta_k x_k \quad ,$$

$$(2) \quad \beta = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} (X_i^T X_i + \varepsilon I)^{-1} X_i^T Y_i \quad ,$$

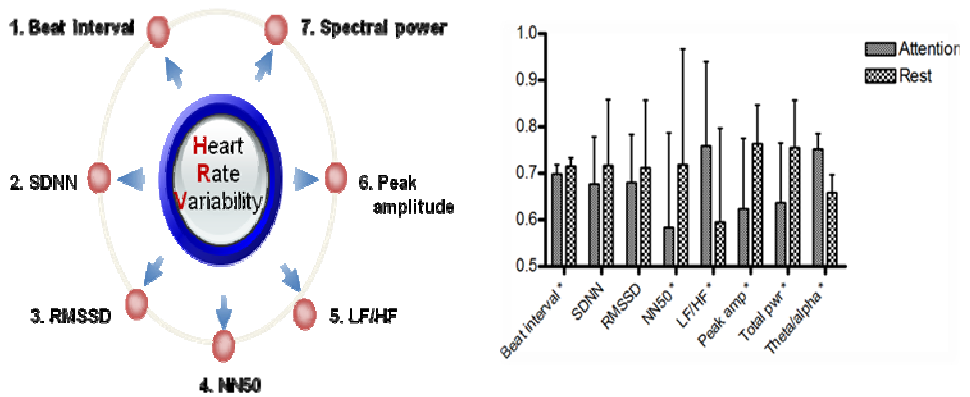
X_i is the dataset. $X_i = \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_k\}$

β is the coefficient of linear regression. $\beta = \{\beta_1, \beta_2, \beta_3, \dots, \beta_k\}$

Y_i is the theta / alpha feature.

i is the number of samples.

k is a set depending on the feature dimension and feature selection.



<T-test 통계분석을 이용한 HRV features의 유효성 평가>

그림 11. 심박변이도(HRV) 파라미터들과 T-test 통계분석을 이용한 유효성평가

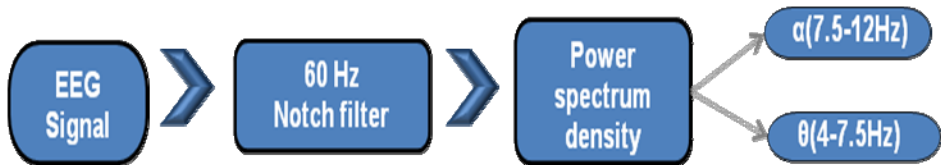


그림 12. EEG 신호의 분석 순서도

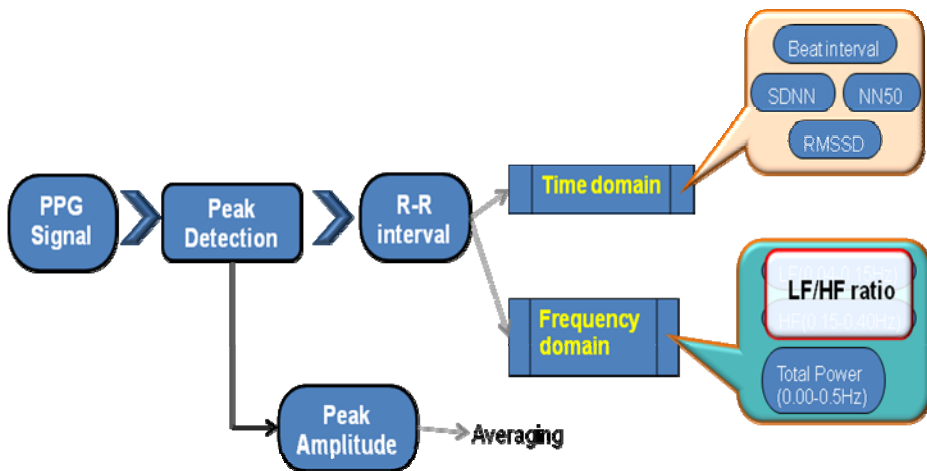


그림 13. HRV 신호의 분석 순서도

III. 결 과

중추신경계에서 추출된 EEG값과 심혈관계에서의 추출된 HRV 신호의 각 파라미터들의 상관 관계를 비교 하기 위해 본 연구에서 기준 값인 EEG의 theta/ alpha로 앞장에서 식으로 표현된 선형 회귀법에 따라 1 차원부터 7 차원까지 HRV 신호 값을 추출한 결과가 그림 1이다. 상관 계수 R^2 의 평균 값을 관찰한 결과, R^2 는 낮은 차원보다 높은 차원에서 높은 상관 계수 R^2 를 나타냄을 알 수 있었다. 2 차원 이상에서의 차원에서 R^2 값은 HRV 신호의 7개의 파라미터들{Beat-interval(1), SDNN(2), RMSSD(3), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), Spectral power(7)} 과 의미 있는 상관 관계를 가지는 것을 결론으로 도출할 수 있었다.

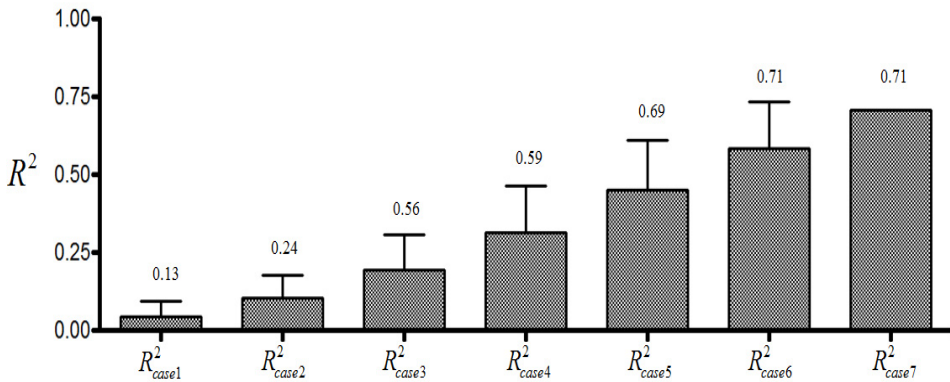


그림 14. 각 파라미터를 조합하여 선형 회귀법을 통하여 나타난 결과를 나타낸 그래프(R^2 값의 평균, 표준 편차와 최대값을 표시함) 각각의 R^2_{casei} 값은 선형회귀법을 이용하여 각 조합들에 상관 관계성의 평균값을 의미함. R^2_{casei} 에서 각 case에 들어가는 값은 ${}_7C_i$ 값이며, 여기에서 $i=\{1,2,3,\dots,7\}$ 로 HRV 파라미터 1-7번까지를 의미한다.

표 1은 HRV 신호의 파라미터 7개 중 6개의 나타낼 수 있는 모든 조합 가지 수(${}^7C_6=7$ 개)를 선형 회귀법을 통해 도출한 결과다. 표 1에서 5까지 관찰하면, 각각의 차원에서 상관 계수 R^2 를 비교해봄으로써 어느 파라미터가 좀 더 의미 있는 파라미터인지를 나타낸다. 또한 각 파라미터를 중심으로 수평 축과 수직 축이 교차 되는 위치에 R^2 값들로 기록한다. 모든 조합 중 R^2 가 기록되어 있는 위치는 서로 독립적이며 같은 조합으로 겹치는 부분은 ‘-’ 로 표현했다. 표 1에서 6개의 조합으로 나타낼 수 있는 모든 경우의 평균 R^2 값은 0.58로 나타났고 평균 값을 기준으로 각 조합으로 나타낸 R^2 값을 비교하였을 때, 최대 값은 0.706으로 표시되어 2,3,4,5,6,7 {SDNN(2), RMSSD(3), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), Spectral power(7)} 조합과 7개의 파라미터를 모두 사용한 조합의 값과 차이가 없음을 알 수 있었다. 따라서 Beat-interval(1)의 값은 상관 관계 R^2 값을 나타내는 데 있어서 의미 있는 파라미터가 아님을 알 수 있다. 평균 R^2 이하의 조합은 각각 RMSSD(3)이 제외된 { $R^2=0.5631$; 1,2,4,5,6,7} 와 가장 낮은 R^2 값을 나타내는 SDNN(2)이 제외된 { $R^2=0.269$; 1,3,4,5,6,7}이다.

표 1. 선형 회귀법에 따른 6 차원에서의 R^2 값

	2	2	2	2	2	3
	3	3	3	3	4	4
	4	4	4	5	5	5
	5	5	6	6	6	6
	6	7	7	7	7	7
1	0.581	0.601	0.670	0.696	0.563	0.269
2	-	-	-	-	-	0.706

* 수평 축과 수직 축이 교차하는 부분에서 R^2 값이 0.58 이상일 때를 회색 배경으로 표시함.

표 2는 5개의 조합이 나타낼 수 있는 모든 경우(${}^7C_5=21$ 개)의 R^2 값들을 보여준다. 모든 조합들의 R^2 값의 평균은 0.45이고, 평균값보다 큰 R^2 값에 대해 위의 표 1과 마찬가지로 회색으로 표시 하였으며, SDNN(2)과 RMSSD(3)이 모두 포함된 조합들 모두 평균이상의 상관관계를 나타내었다. 하지만 SDNN(2) 혹은 RMSSD(3)이 제외된 조합들 중 {1,2,5,6,7}을 제외한 모든 조합들이 평균 이하의 성능을 보이고 있고, { $R^2=0.139$; 1,3,5,6,7}, { $R^2=0.188$; 1,4,5,6,7} 조합이 낮은 R^2 값을 기록하였다.

표 2. 선형 회귀법에 따른 5 차원에서의 R^2 값

	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3	3	4
	3	3	3	3	3	3	4	4	4	5	4	4	4	5	5
	4	4	4	5	5	6	5	5	6	6	5	5	6	6	6
	5	6	7	6	7	7	6	7	7	7	6	7	7	7	7
1	0.565	0.504	0.533	0.583	0.590	0.510	0.424	0.440	0.420	0.520	0.265	0.269	0.267	0.139	0.188
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.587	0.599	0.660	0.693	0.444
3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.254

* 수평 축과 수직 축이 교차하는 부분에서 R^2 값이 0.45 이상일 때를 회색 배경으로 표시함.

표 3은 4개의 조합이 나타낼 수 있는 모든 경우(${}^7C_4=35$ 개)의 R^2 값을 보여주고 있다. R^2 의 평균값은 0.31로서 상위 차원의 조합의 평균값 [$\text{avg}({}^7C_6)=0.58$, $\text{avg}({}^7C_5)=0.45$]보다 낮음을 보이고, 회색으로 표시된 부분들의 R^2 값의 공통점은 SDNN(2)가 교차된 지점이고, SDNN(2)와 RMSSD(3)이 들어간 조합이 상대적으로 높은 $\{R^2=0.590; 2, 3, 5, 7\}$ 값을 나타낸다. 4개의 조합에서 $\{2, 3, 5\}$ 을 기반으로 조합한 모든 경우의 R^2 값이 상위 4개의 R^2 값으로 다음과 같이 표현되었다. $\{R^2=0.558; 1, 2, 3, 5\}$, $\{R^2=0.56; 2, 3, 4, 5\}$, $\{R^2=0.583; 2, 3, 5, 6\}$, $\{R^2=0.590; 2, 3, 5, 7\}$

표 3. 선형 회귀법에 따른 4 차원에서의 R^2 값

	2 3 4	2 3 5	2 3 6	2 3 7	2 4 5	2 4 6	2 4 7	2 5 6	2 5 7	2 6 7
1	0.475	0.558	0.273	0.270	0.397	0.151	0.212	0.343	0.389	0.408
	3 4 5	3 4 6	3 4 7	3 5 6	3 5 7	3 6 7	4 5 6	4 5 7	4 6 7	5 6 7
1	0.262	0.265	0.266	0.138	0.130	0.022	0.176	0.187	0.175	0.139
2	0.563	0.456	0.495	0.583	0.590	0.510	0.326	0.345	0.359	0.406
3	-	-	-	-	-	-	0.249	0.254	0.253	0.138
4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.174

* 수평 축과 수직 축이 교차하는 부분에서 R^2 값이 0.31 이상일 때를 회색 배경으로 표시함.

표 4는 3개의 조합의 모든 가지 수(${}_{7}C_3=21$ 개)으로 표 3의 결과를 뒷받침 해주고 있지만 $\{2,3,5\}$ 조합을 제외한 나머지 조합에서 SDNN(2)와 RMSSD(3)이 모두 포함된 3차원의 조합에서 0.3이하의 R^2 값을 나타내고 있으므로 낮은 차원에서는 위에서와는 달리 의미 있는 파라미터들의 영향력에 상관없이 상관 계수 값인 R^2 값 자체가 상당히 낮아진다는 것을 보여주고 있다. 표 5는 2개 이하의 조합에서는 EEG 신호의 theta/alpha 값을 기준으로 HRV 신호의 각 파라미터들을 조합하였을 때, 의미 있는 상관 관계를 나타낼 수 없는 결과를 보여주고 있다.

표 4. 선형 회귀법에 따른 3 신호에서의 R^2 값

	2 3	2 4	2 5	2 6	2 7	3 4	3 5	3 6	3 7	4 5	4 6	4 7	5 6	5 7	6 7
1	0.202	0.109	0.323	0.129	0.168	0.262	0.130	0.010	0.017	0.176	0.117	0.156	0.136	0.127	0.016
2	-	-	-	-	-	0.418	0.558	0.252	0.255	0.306	0.128	0.185	0.253	0.299	0.357
3	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.247	0.245	0.253	0.135	0.128	0.022
4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.160	0.172	0.164
5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.136

* 수평 축과 수직 축이 교차하는 부분에서 R^2 값이 0.19 이상일 때를 회색 배경으로 표시함.

표 5. 선형 회귀법에 따른 2 신호에서의 R^2 값

	2	3	4	5	6	7
1	0.072	0.008	0.103	0.125	0.010	0.015
2	-	0.173	0.092	0.238	0.117	0.158
3	-	-	0.244	0.128	0.007	0.015
4	-	-	-	0.160	0.105	0.145
5	-	-	-	-	0.135	0.127
6	-	-	-	-	-	0.002

* 수평 축과 수직 축이 교차하는 부분에서 R^2 값이 0.10 이상일 때를 회색 배경으로 표시함.

표 6은 표 1에서 표 4까지 상관 계수 R^2 값의 평균값 (${}_7C_6=0.58$, ${}_7C_5=0.45$, ${}_7C_4=0.31$, ${}_7C_3=0.19$) 보다 높은 값을 나타내어 회색으로 표시된 R^2 부분들에 해당되는 수평 축의 파라미터들과 수직 축의 파라미터들을 교차한 조합에서 제외된 파라미터들의 개수를 셈한 결과다.

표 6에서 각 파라미터들에 대해서 수직 방향으로 6 차원에서부터 3 차원까지 개수를 셈한 값들은 심혈관계를 나타내는 HRV 신호의 파라미터들 {SDNN(2), RMSSD(3), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), Spectral power(7)} 중 어떤 파라미터가 중추 신경계의 활동을 대변하는 EEG 신호의 theta/alpha 값과의 의미 있는 상관 관계를 가지는지를 보여준다. 모든 파라미터들에 대해서 조합에서 제외된 경우를 셈한 값이 작을수록 평균값보다 높은 R^2 값을 나타내는 데 기여했으므로 집중 시, 중추 신경계와 심혈관계의 상관 관계를 잘 나타내는 HRV 신호의 파라미터들 중에서 중요한 파라미터라고 할 수 있다.

표 6. 평균 R^2 값 이상에서 조합의 경우의 수에 포함되지 못한 파라미터들의 각각의 합계

	Counted values for excluded feature							
	1	2	3	4	5	6	7	
R^2 of 6 dimensional space	1	0	0	1	1	1	1	$R^2 \geq 0.58$
R^2 of 5 dimensional space	4	0	1	5	4	4	4	$R^2 \geq 0.45$
R^2 of 4 dimensional space	10	0	8	8	6	8	8	$R^2 \geq 0.31$
R^2 of 3 dimensional space	11	4	5	8	8	10	10	$R^2 \geq 0.19$
SUM	26	4	14	22	19	23	23	-

IV. 고찰 및 결론

본 연구는 주의 집중력 실험 시, EEG 신호로부터 추출된 theta/alpha 값과 심혈관계를 나타내는 HRV 신호의 파라미터들 사이의 상호연관성을 평가하기 위한 것이다. Theta/alpha 값과 HRV 신호의 파라미터들간의 상호연관성을 나타내기 위하여 본 논문에서는 특징 추출 프로세스와 선형 회귀법을 사용하여 적합성 평가를 수행하였다.

EEG의 세타파와 알파파는 서로 다른 방식으로 응답 반응을 보여준다. 결정적인 Wolfgang의 논문에 의하면 phasic 변화에 따른 집중력이 유발될 시에, 세타파는 증가하는 반면에 알파파는 감소한다. 세타파형은 외부로부터 들어오는 순간적인 자극과 연관성이 있고, 자극의 유발에 따라 증가하는 세타파는 우리 두뇌에서 해마(hippocampal) 기능과 상관성이 있다[6].

Theta/alpha 특징의 관점에서, 본 연구에서 시행된 실험 결과는 phasic(사건유발자극)변화가 생기면, 세타파가 증가하고, 알파파는 감소한다는 Wolfgang Klimesch의 논문 내용에 의거한다[14]. 표 1-4에 따르면, theta/alpha와 심혈관계의 파라미터들의 상호연관성은 SDNN(2), RMSSD(3) and LF/HF(5)이 포함된 3차원 이상의 조합에서 높은 의미성을 가지는 결과로 나타난다. 시간 대역에서의 SDNN(2)와 RMSSD(3)는 생리학적 변화를 나타내는 beat-interval(1), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), and Spectral power(7) 파라미터들보다 자율신경계(Autonomic Nerve System; ANS)에서의 변화와 좀 더 높은 연관성을 나타낸다.

특히, SDNN(2)은 표 1-4에서 보면, 심혈관계에서의 심장 박동의 변화 정도를 반영한다. 하지만 SDNN은 몇 초 또는 몇 분에 걸친 심박동

의 빠른 변화로 인해서 심박동의 미묘한 변화의 정도는 나타내지 못한다. 즉, 표 4-5 를 살펴보면, SDNN(2)이 의미 있는 파라미터일지라도 낮은 dimension에서의 조합에선 낮은 상관 계수 R^2 값을 나타낸다. 그러므로, HRV 신호에서의 다른 파라미터들인 RMSSD(3), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), and Spectral power(7)로부터들의 정보를 필요로 한다. 즉, 단독으로 사용될 때는 심혈관계를 나타내는 부족한 파라미터일지라도, 다채널로 HRV 신호 파라미터들의 조합으로 사용되면, 각각의 부족한 부분이 다른 파라미터들로부터 채워짐으로써 중추신경계와 자율신경계의 상관 관계성을 높은 상관 계수 R^2 로 나타나게 된다. 그러므로 HRV 신호의 파라미터들의 분석은 비침습적 방법으로 두뇌의 전기적 포텐셜로 인한 심혈관계를 판단하는 지표가 됨을 관찰할 수 있다.

한편, 정신적 각성에 의한 심박동이 빨라짐으로 혈관에 도달하는 혈액의 압력의 변화를 나타내는 PPG 신호의 펄스 진폭(peak amp)과 신호의 spectral power(0.04-0.4Hz) 또한 R^2 값에 영향을 미치나 SDNN(2), RMSSD(3) and LF/HF(5) 보다는 상대적인 영향을 덜 미쳤다. 회귀 방법에 적용되는 입력 벡터의 차수가 올라갈수록 심혈관계 시스템과 EEG의 활동의 상관 계수 R^2 가 높은 의미성을 가지게 되고, 표 6 에서 상관 관계 계수에 큰 영향을 주는 순서로 정렬하면 SDNN(2) >> RMSSD(3) > LF/HF (5) > NN50 (4) > peak amp(6)= spectral power(7) > beat-interval(1) 로 나타낼 수 있다.

결론적으로, 심혈관계 시스템의 파라미터들 {Beat-interval(1), SDNN(2), RMSSD(3), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), Spectral power(7)}와 EEG의 theta/alpha 비율은 단일채널에서 다채널로 갈수록 높은 상관 관계를 나타냈다.

$\{R_{\text{dim}=7}^2=0.706; 1,2,3,4,5,6,7\}$ 와 $\{R_{\text{dim}=6}^2=0.706; 2,3,4,5,6,7\}$ 두 조합에서 가장 높은 R^2 을 나타냈다.

위 결과를 바탕으로 beat-interval(1)은 R^2 값에 가장 영향을 적게 미치는 feature로 간주될 수 있으며, Table 6에서도 가장 높은 SUM값을 기록함으로써 이를 뒷받침하고 있다. 표 6 에서 beat-interval(1)이 높은 값을 기록한 이유는 피실험자마다 생리학적인 개인 차이가 존재하기 때문으로 간주된다. $\{2,3,5\}$ 를 기반으로 한 3차원 이상의 심혈관계 시스템의 파라미터들 조합은 높은 상관 계수 R^2 값을 나타냄으로써, PPG로부터 추출된 HRV 신호의 파라미터들이 집중의 정도를 간접적으로 평가할 수 있는 지표로 활용 가능성을 보여주고 있다.

참 고 문 헌

1. Jonathan B.B. Earle, Patricia Garcia-Dergay, Anthony Manniello, Christopher Dowd, Mathematical cognitive style and arithmetic sign comprehension: A study of EEG alpha and theta activity, *International Journal of Psychophysiology* 21(1996) 1-13
2. A. FinkT, R.H. Grabner, C. Neuper, A.C. Neubauer, EEG alpha band dissociation with increasing task demand, *Cognitive Brain Research* 24 (2005) 252-9
3. Paul Sauseng*, Wolfgang Klimesch, Manuel Schabus, Michael Doppelmayr, Fronto-parietal EEG coherence in theta and upper alpha reflect central executive function, *International Journal of Psychophysiology* 57 (2005) 97 - 103
4. C.J. Stam, Brain dynamics in theta and alpha frequency bands and working memory performance in humans, *Neuroscience Letters* 286 (2000) 115-8
5. L.I Aftanas, S.A. Golocheikine, Human anterior and

frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation, *Neuroscience Letters* 310 (2001) 57-60

6. Brian H. Bland, Scott D. Oddie , Theta band oscillation and synchrony in the hippocampal formation and associated structures: the case for its role in sensorimotor integration, *Behavioural Brain Research* 127 (2001) 119-136

7. Yi-Yuan Tanga,b, Yinghua Maa, Yaxin Fana, Hongbo Fenga, Junhong Wang, Shigang Fenga, Qilin Lua, Bing Hua, Yao Lina, Jian Lia, Ye Zhanga, Yan Wang, Li Zhoua, and Ming Fanc, Central and autonomic nervous system interaction is altered by short-term meditation, *PNAS* Vol. 106 no.22 (2009) 8865-70

8. Caroline Dussault, Laurent Lely, Christophe Langrume, Fabien Sauvet and Jean-Claude Jouanin , Heart Rate and Autonomic Balance During Stand Tests Before and After Fighter Combat Missions, *Aviation, Space, and Environmental Medicine* Vol. 80, No. 9 (2009), 796-802

9. Gary C. Galbraith, Cathliyn E. Buranahirun, Jennifer

Kang, Oscar V. Ramos, Stanley E. Lunde, Individual differences in autonomic activity affects brainstem auditory frequency-following response amplitude in humans, *Neuroscience Letters* 283 (2001) 201-4

10. Shinji Miyake, Shimpei Yamada, Takuro Shoji, Yasuhiko Takae, Nobuyuki Kuge, Tomohiro Yamamura , Physiological responses to workload change. A test or retest examination, *Applied Ergonomics* 40 (2009) 987-996

11. Xiaolin Yu, Jianbao Zhang, Dongdong Xie, Jue Wang, Chong Zhang , Relationship between scalp potential and autonomic nervous activity during a mental arithmetic task, *Autonomic Neuroscience: Basic and Clinical* 146 (2009) 81-6

12. Robert Wood, Brian Maraj, C. Matthew Lee, Rafael Reyes, Short-term heart rate variability during a cognitive challenge in young and older adults, *British Geriatrics Society ; Age and Ageing* 31 (2002) 131-5

13. Yvonne Tran, Nirupama Wijesuriya, Mika Tarvainen, Pasi Karjalainen, Ashley Craig , The Relationship Between Spectral Changes in Heart Rate Variability and Fatigue,

Journal of Psychophysiology (2009) Vol. 23(3) 143-151

14. W.Klimesch, EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis, Brain Research Reviews 29 (1999) 169-195

15. Yasutaka Kubotaa, Wataru Satob, Motomi Toichic, Toshiya Muraia, Takashi Okadaa, Akiko Hayashia, Akira Sengokua, Frontal midline theta rhythm is correlated with cardiac autonomic activities during the performance of an attention demanding meditation procedure, Cognitive Brain Research 11 (2001) 281-7

16. Meir Nitzanyx, Anatoly Babchenkoy, Boris Khanokhy and David Landauz, The variability of the photoplethysmographic signal - a potential method for the evaluation of the autonomic nervous system, Physiol. Meas. 19 (1998) 93-102

17. Richard O. Duda, Peter E. Hart, David G. Stork, Pattern Classification 2nd edition, Wiley-Interscience

18. Task Force of The European Society of Cardiology and

The North American Society of Pacing and Electrophysiology,
Heart rate variability : Standards of measurement,
physiological interpretation, and clinical use, European
Heart Journal(1996) 17, 354-381

19. Andrew Reisner, M.D., Phillip A. Shaltis, Ph.D., Devin
McCombie, H.Harry Asada, Ph.D., Utility of the
Photoplethysmogram in Circulatory Monitoring,
Anesthesiology 2008, 108;950-8

20. The Validity and Reliability of Computerized
Neurocognitive Function Test in the Elementary School Child,
Korean Psychosomatic Society, 11(2): 97-117, 2003

21. The Neuropsychological Characteristics of the
Elementary School Aged Child by Computerized Neurocognitive
Function Test, Korean Psychosomatic Society, 11(2): 118-136,
2003

22. 여도환, 김 원, 임성건, 우종민, 대사 증후군 집단의 심박
동수 변이의 특징, 생물정신의학 Vol. 15, No.3, August 2008

23. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, Heart rate variability, Standards of measurement, physiologic interpretation, and clinical use, Circulation 1996, Vol.93, 1043-1065

Abstract

The analysis and interpretation between central nerve system and autonomic system which assessed by HRV during attention

Juhyun Kim

*Department of Medical Science
The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Sun K. Yoo)

Heart rate variability (HRV) from cardiovascular system and spontaneously electrical activity of electroencephalogram (EEG) signal varies during attention with event-related short term attention. The related researches reported the several evidences to illustrate the inter-relationship between attention and physiological response using HRV and EEG signal. However, these results mainly analyzed that the correlation of the qualitative changes of the HRV feature to EEG using single parameter during event-related external stimuli. Thus, the use of low dimensional features did not show highly correlated coefficient, and there was few trial for the direct correlation of the electrical potential of the brain and the dynamic activity of the cardiovascular system as quantitative analysis using EEG signal and HRV features.

The spontaneous activity of EEG signal reflects the specific frequency band changes. W.Klimesch reported the theta/alpha is a critical indicator which is the increased value during event-related stimuli. Psychological arousal state like event related stimuli induce not only electrical change but also cardiovascular system change.

It affect the HRV parameters (beat interval, SDNN, RMSSD, NN50, LF/HF, Peak amp, Spectral power) from PPG by changing the mental state.

This study aim to enhance the correlation coefficient, R^2 , between HRV features and theta/alpha by evaluating the multiple features compared to use single feature. That is, the degree of the inter-relationship of the quantitative change in HRV features to theta/alpha was analyzed by increasing the dimensional space. This paper illustrates to evaluate the high inter-relationship between theta/alpha of EEG signal and multiple features of cardiovascular system during event-related attention. Both EEG and PPG signals were simultaneously recorded in 22 healthy elementary subjects. All subjects were drawn attention by CNT program for 9 minutes. The methods of time-frequency analysis were applied to EEG and PPG signal. Theta/alpha was extracted from EEG and HRV features {Beat-interval(1), SDNN(2), RMSSD(3), NN50(4), LF/HF(5), Peak amp(6), Spectral power(7)} were extracted from PPG. Extracted features are performed through linear regression that was employed to identify the relationship (R^2) between the multiple combined features and theta/alpha rhythm.

According to the 0.706 R^2 between $\{R_{\text{dim}=7}^2=0.706; 1,2,3,4,5,6,7\}$, $\{R_{\text{dim}=6}^2=0.706; 2,3,4,5,6,7\}$ and theta/alpha indicate higher inter-relationship value than other combinations. The combination of the features over 3 dimensional cardiovascular system based on {SDNN(2), RMSSD(3), and LF/HF(5)} generally showed high R^2 value.

Key words: event-related short term attention, EEG, heart rate variability, correlation coefficient