



공개특허 10-2020-0038146



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0038146  
(43) 공개일자 2020년04월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 5/16* (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)  
*A61B 5/04* (2006.01) *A61B 5/0456* (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
*A61B 5/168* (2013.01)  
*A61B 5/04012* (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2018-0117872  
(22) 출원일자 2018년10월02일  
심사청구일자 2018년10월02일

(71) 출원인  
**상명대학교산학협력단**  
서울특별시 종로구 홍지문2길 20 (홍지동, 상명  
대학교)  
**재단법인 실감교류인체감응솔루션연구단**  
서울특별시 성북구 화랑로14길 5, 국제협력관 (하  
월곡동, 한국과학기술연구원)  
(72) 발명자  
**이동원**  
경기도 성남시 분당구 미금일로86번길 17, 202호  
(구미동)  
**박상인**  
서울특별시 성북구 장위로41길 8-13(장위동)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
**리엔목특허법인**

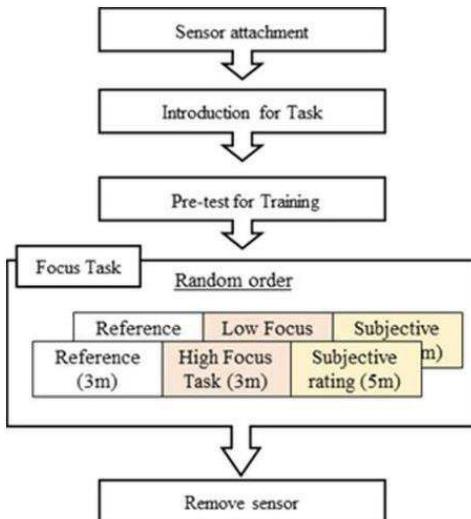
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 심전도를 이용한 집중도 인식 방법 및 장치

### (57) 요 약

심전도를 이용한 집중도 평가 방법 및 장치를 제시한다. 집중도 평가 방법은: 피험자로부터 검출된 ECG 데이터를 이용하여 다수의 시간 영역의 인디케이터 및 다수의 주파수 영역의 인디케이터를 추출하는 단계; 상기 시간 영역의 인디케이터와 주파수 영역의 인디케이터를 이용해 통합 인디케이터를 생성하는 단계; 상기 통합 인디케이터의 값을 임의의 임계치를 가지는 룰베이스에 비교하여 상기 피험자의 높은 집중과 낮은 집중을 평가하는 단계;를 포함한다.

**대 표 도** - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/0456 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

(72) 발명자

문성철

서울특별시 노원구 덕릉로118길 29, 103동 607호(상계동, 불암현대아파트)

## 황민철

경기도 고양시 일산동구 경의로 333, 508동 1403호  
(마두동, 백마마을5단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2010-0029756

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 실감교류인체감응솔루션연구단

연구사업명 원천기술개발사업(글로벌프론티어연구개발사업)

연구과제명 Neuro-Emotion Intelligence Vision 기반 사용자 감성 추적, 휴면 아바타의 능동적 감성  
표현 및 피드백 기술 개발

기여율 1/1

주관기관 실감교류인체감응솔루션연구단

연구기간 2018.03.01 ~ 2018.12.31

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

피험자로부터 ECG 센서를 이용해 ECG 데이터를 검출하는 단계;

상기 ECG 데이터를 이용하여 다수의 시간 영역의 인디케이터 및 다수의 주파수 영역의 인디케이터를 추출하는 단계;

상기 시간 영역의 인디케이터와 주파수 영역의 인디케이터를 이용해 통합 인디케이터를 생성하는 단계;

상기 통합 인디케이터의 값을 임의의 임계치를 가지는 룰베이스에 비교하여 상기 피험자의 높은 집중과 낮은 집중을 평가하는 단계;를 포함하는 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 다수의 시간 영역의 인디케이터는 SDNN, pNN50, rMSSD를 포함하고,

상기 다수의 주파수 영역의 인디케이터는 HRV 스펙트럼으로부터 추출된 VLF(Very low frequency), LF(Low frequency), HF(high frequency) 포함하는 다수 밴드의 파워 값을 포함하는, 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 HRV 스펙트럼은 상기 ECG 데이터로부터 추출된 RRI로부터 추출하는, 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 RRI는 QRS 검출 알고리즘에 의해 상기 ECG 데이터로부터 추출하고, 그리고

상기 HRV 스펙트럼은 상기 RRI로부터 샘플링 데이터를 얻고 샘플링 데이터에 대한 FFT 분석에 의해 추출하는, 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

#### 청구항 5

제2항에 있어서,

상기 HF의 주파수 범위는 0.15~04Hz,

상기 VLF의 주파수 범위는 0.0033~0.04Hz, 그리고

상기 LF의 주파수 범위는 0.04~0.15Hz 인, 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

#### 청구항 6

제2항 내지 제5항에 있어서,

상기 통합 인디케이터(Focus score)는 아래의 식에 의해 정의되는, 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

$$Focus Score = \frac{RRI}{100} + \ln rMSSD + \ln HF$$

#### 청구항 7

제6항에 있어서,

상기 임계값은 17.183 인, 심전도를 이용한 집중도 평가 방법.

### 청구항 8

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항의 방법을 수행하는 장치에 있어서,

상기 피험자로부터 ECG 신호를 검출하는 ECG 센서;

상기 ECG 신호를 전처리하는 전처리부; 그리고

상기 전처리부로 부터의 신호를 이용하여 피험자의 높은 집중과 낮은 집중을 평가하는 분석부;를 포함하는, 심전도를 이용한 집중도 평가 장치.

### 청구항 9

제8항에 있어서,

상기 분석부는 아래의 식에 의해 정의되는 통합 인디케이터(Focus score)를 이용하는, 심전도를 이용한 집중도 평가 장치.

$$Focus Score = \frac{RRI}{100} + \ln rMSSD + \ln HF$$

### 청구항 10

제9항에 있어서,

상기 임계값은 17.183 인, 심전도를 이용한 집중도 평가 장치.

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001]

본 개시는 심전도를 이용하여 집중도를 인식하는 방법 및 장치에 관한 것으로, 상세하게는 심장 반응을 이용하여 특정 태스크에 대한 집중도를 평가하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0002]

현대 사회는 한정된 자원을 두고 겨루는 경쟁 사회로서, 최소한의 노력으로 목표한 결과를 얻는 효율성이 중요한 요소로 작용한다. 태스크를 수행하는데 있어 효율성을 높이기 위해서는 높은 수준의 집중이 요구된다. 만약 모든 주의가 수행하는 태스크에 집중하게 되면 주변에 대한 인식 및 시간의 흐름을 망각하게 되고, 흥미와 수행의 즐거움으로 인해 집중은 능동적으로 발생한다. 집중을 측정 및 평가하는 방법으로는 설문이나 인터뷰 같은 주관적인 정성적 측정 방법과 생리적인 반응을 이용하는 객관적인 정량적 측정 방법이 있다. 주관적 평가 방법은 해당 태스크가 완료된 후 수행이 되기에 실제로 집중이 발생한 시점과는 시간차가 존재하고, 시간의 흐름에 따라 변화하는 인간의 감성을 평가하지 못한다. 또한 피험자가 집중이 발생하는 순간을 정확하게 기억하기 힘들다는 단점이 존재한다. 따라서 생리적인 반응을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 평가하는 방법에 대한 연구가 필요하다. FPS 게임을 태스크로 집중도를 평가한 기존 연구에 따르면 집중을 하게 되면 교감 신경이 활성화되어 각성도와 긍정도가 증가한다고 보고하였다. 부정적인 영상 자극을 제시함으로써 집중을 유발한 경우 심장 박동수가 감소한다고 보고하였다. 인지 부하를 요하는 자극을 제시하여 집중을 유발한 경우 심장 박동수가 증가한다는 연구 결과가 있다. 또한 태스크의 수준에 따라 집중이 유발된다고 보고하였다. 태스크의 수준이 낮을 경우에는 무관심과 이완감을 느끼고 수준이 높을 경우에는 각성과 몰입감을 느껴 집중을 유발한다. 기존 연구들은 인터랙션이 포함되지 않은 개별 태스크에서의 집중도의 생리적인 패턴결과만 보고하였다. 하지만 인간은 사회라는 공동체 속에서 자신의 감성을 표현하고 상대방의 감성에 공감하면서 관계를 형성하고 소통을 하는 것으로 알려지고 있다. 이 때 다른 사람들과의 상호작용에서 유발되는 감성을 사회 감성이라고 하고, 사회 감성은 타인과의 상호작용뿐만 아니라 상황, 맥락 등과 같은 환경적 요소도 작용을 하여 복합적으로 발생한다. 따라서, 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴 분석을 통해 객관적이고 정량적으

로 집중도를 인식하는 방법에 대한 연구가 필요하다. 이러한 연구는 콘텐츠를 비롯한 다양한 산업 분야에 집중도를 높일 수 있는 요소들을 개발하여 높은 효율 및 흥미의 서비스 제공이 가능할 것이다.

## 선행기술문헌

### 비특허문헌

[0003]

- (비특허문헌 0001) [1] J. H. Connell, "Diversity and the coevolution of competitors, or the ghost of competition past", *Oikos*, pp.131-138, 1980.
- (비특허문헌 0002) [2] B. O' regan, and M. Grfizeli, "A low-cost, high-efficiency solar cell based on dye-sensitized", *nature*, Vol.353 No.6346, pp.737-740, 1991.
- (비특허문헌 0003) [3] 권석만. 긍정심리학: 행복의 과학적 탐구, 서울: 학지사, 2008.
- (비특허문헌 0004) [4] M. Csikszentmihalyi, *Flow: The psychology of happiness*, Random House, 2013.
- (비특허문헌 0005) [5] 정순철, 탁계래, 이정한, 민병찬, "심리·생리 평가를 기반으로 한 통합 감성평가 시스템", *Journal of the Korean Institute of Industrial Engineers*, Vol.31, No.2, pp.127-134, 2005.
- (비특허문헌 0006) [6] S. C. Chung, B. C. Min, B. W. Min, Y. N. Kim, M. K. Sim, and C. J. Kim, "Real-time subjective sensibility assessment system using digitizer", *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol.20, No.1, pp.1-13, 2001.
- (비특허문헌 0007) [7] W. W. Wierwille, and F. T. Eggemeier, "Recommendations for mental workload measurement in a test and evaluation environment", *Human Factors*, Vol.35, No.2, pp.263-281, 1993.
- (비특허문헌 0008) [8] B. C. Min, S. C. Chung, B. W. Min, M. K. Sim, H. K. Chung, and C. J. Kim, "A study on positive and negative visual stimuli using the real-time human sensibility assessment system", *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol.20, No.1, pp.31-43, 2001.
- (비특허문헌 0009) [9] D. T. Lykken, and P. H. Venables, "Direct measurement of skin conductance: A proposal for standardization", *Psychophysiology*, Vol.8, No.5, pp.656-672, 1971.
- (비특허문헌 0010) [10] A. Lang, S. Zhou, N. Schwartz, P. D. Bolls, and R. F. Potter, "The effects of edits on arousal, attention, and memory for television messages: When an edit is an edit can an edit be too much?", *Journal of Broadcasting and Electronic Media*, Vol.44, No.1, pp.94-109, 2000.
- (비특허문헌 0011) [11] P. D. Bolls, A. Lang, and R. F. Potter, "The effects of message valence and listener arousal on attention, memory, and facial muscular responses to radio advertisements", *Communication Research*, Vol.28, No.5, pp.627-651, 2001.
- (비특허문헌 0012) [12] J. L. Lacey, "Some autonomic-central nervous system interrelationships", *Physiological correlates of emotion*, pp.205-227, 1970.
- (비특허문헌 0013) [13] D. Palomba, M. Sarlo, A. Angrilli, A. Mini, and L. Stegagno, "Cardiac responses associated with affective processing of unpleasant film stimuli", *International Journal of Psychophysiology*, Vol.36, No.1, pp.45-57, 2000.
- (비특허문헌 0014) [14] A. Perry, L. Stein, and S. Bentin, "Motor and attentional mechanisms involved in social interaction-Evidence from mu and alpha EEG suppression", *Neuroimage*, Vol.58, No.3, pp.895-904, 2011.
- (비특허문헌 0015) [15] G. D. Ellis, J. E. Voelkl, and C. Morris, "Measurement and analysis issues with explanation of variance in daily experience using the flow model", *Journal of leisure research*, Vol.26, No.4, pp.337, 1994.
- (비특허문헌 0016) [16] P. Salovey, and J. D. Mayer, "Emotional intelligence", *Imagination, cognition and personality*, Vol.9, No.3, pp.185-211, 1990.
- (비특허문헌 0017) [17] R. J. Davidson, K. R. Sherer, and H. H. Goldsmith, *Handbook of affective*

sciences, Oxford University Press, 2009.

(비특허문헌 0018) [18] S. Burnett, and S. J. Blakemore, "Functional connectivity during a social emotion task in adolescents and in adults", european Journal of Neuroscience, Vol.29, No.6, pp.1294-1301, 2009.

(비특허문헌 0019) [19] K. M. Prkachin, R. M. Williams-Avery, C. Zwaal, and D. E. Mills, "Cardiovascular changes during induced emotion: An application of Lang's theory of emotional imagery", Journal of Psychosomatic Research, Vol.47, No.3, pp.255-267, 1999.

(비특허문헌 0020) [20] J. Pan, and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm". IEEE transactions on biomedical engineering, No.3, pp.230-236, 1985.

(비특허문헌 0021) [21] 최병문, 노규정, "심박변이도 (Heart Rate Variability, HRV)", 정맥마취, Vol.8, No.2, 2004.

(비특허문헌 0022) [22] A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, and S. Cerutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain", Circulation, Vol.84, No.2, pp.482-492, 1991.

(비특허문헌 0023) [23] M. V. Kamath, and E. L. Fallen, "Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function", Critical reviews in biomedical engineering, Vol.21, No.3, pp.245-311, 1993.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0004] 모범적 실시 예에 따르면, 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법 및 장치가 제시된다.

### 과제의 해결 수단

[0005] 모범적 실시 예에 따른 심전도를 이용한 집중도 평가 방법:은

[0006] 피험자로부터 ECG 센서를 이용해 ECG 데이터를 검출하는 단계;

[0007] 상기 ECG 데이터를 이용하여 다수의 시간 영역의 인디케이터 및 다수의 주파수 영역의 인디케이터를 추출하는 단계;

[0008] 상기 시간 영역의 인디케이터와 주파수 영역의 인디케이터를 이용해 통합 인디케이터를 생성하는 단계; 그리고

[0009] 상기 통합 인디케이터의 값을 임의의 임계치를 가지는 룰베이스에 비교하여 상기 피험자의 높은 집중과 낮은 집중을 평가하는 단계;를 포함한다.

[0010] 모범적인 구체적 실시 예에 따르면, 상기 다수의 시간 영역의 인디케이터는 SDNN, pNN50, rMSSD를 포함하고, 그리고 상기 다수의 주파수 영역의 인디케이터는 HRV 스펙트럼으로부터 추출된 VLF(Very low frequency), LF(Low frequency), HF(high frequency) 포함하는 다수 밴드의 파워 값을 포함할 수 있다.

[0011] 모범적 구체적 실시 예에 따르면, 상기 HRV 스펙트럼:은 상기 ECG 데이터로부터 추출된 RRI로부터 추출할 수 있다.

[0012] 모범적인 구체적 실시 예에 따르면, 상기 RRI는 QRS 검출 알고리즘에 의해 상기 ECG 데이터로부터 추출하고, 그리고 상기 HRV 스펙트럼은 상기 RRI로부터 샘플링 데이터를 얻고 샘플링 데이터에 대한 FFT 분석에 의해 추출할 수 있다.

[0013] 모범적인 구체적 실시 예에 따르면, 상기 HF의 주파수 범위는 0.15~04Hz,

[0014] 상기 VLF의 주파수 범위는 0.0033~0.04Hz, 그리고 상기 LF의 주파수 범위는 0.04~0.15Hz 일 수 있다.

[0015] 모범적인 구체적 실시 예에 따르면, 상기 통합 인디케이터(Focus score)는 아래의 식에 의해 정의될 수 있다.

$$Focus Score = \frac{RRI}{100} + \ln rMSSD + \ln HF$$

[0016] [0017] 모범적인 구체적 실시 예에 따르면, 상기 임계값은 17.183로 설정될 수 있다.

[0018] 모범적인 실시 예에 따르는 심전도를 이용한 집중도 평가 장치:는 상기 피험자로부터 ECG 신호를 검출하는 ECG 센서; 상기 ECG 신호를 전처리하는 전처리부; 그리고 상기 전처리부로부터의 신호를 이용하여 피험자의 높은 집중과 낮은 집중을 평가하는 분석부;를 포함할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0019] 도1a는 본 발명의 실험에 사용되는 집중 콘텐츠 화면이다.

도1b는 본 발명의 실험에 사용되는 실험 환경을 보이는 사진이다.

도2는 모범적 실시 예에 따른 실험 절차를 보이는 흐름도이다.

도3은 모범적 실시 예에 따라 RRI (R-peak to R-peak Interval) 추출 방법을 예시한다.

도4는 시간 영역 인디케이터에 대한 통계 분석 결과를 보이는 차트이다.

도5는 주파수 영역 인디케이터 변수에 대한 통계 분석 결과를 보이는 차트이다.

도6은 주파수 영역 인디케이터 변수에서, VLF/HF 및 LF/HF에 대한 통계분석 결과를 보이는 차트이다.

도7은 주파수 영역 인디케이터 변수에서 취한 자연로그 값(lnLF, lnHF, lnVHF)의 통계분석 결과를 보이는 차트이다.

도8은 모범적인 실시 예에 따른 통합 인디케이터에 대한 통계 분석 결과를 보이는 차트이다.

도9는 위와 같은 과정을 거쳐 도출된 룰베이스 및 데이터 패턴을 도시한다.

도10은 집중도의 통합 룰베이스 검증을 보이는 것으로 피험자 데이터의 분포 패턴을 보인다.

도11은 본 발명에 따른 분석 장치의 개략적 구성을 보이는 블록다이어그램이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 이하 첨부된 도면을 참조하면서 본 발명의 모범적 실시 예에 따른 집중도 인식 방법 및 장치에 대해 상세히 설명한다.

[0021] 모범적인 실시 예에 따르면, 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법과 장치의 구현이 가능하다. 이러한 본 발명의 모범적 실시 예에 따라, 콘텐츠를 비롯한 다양한 산업 분야에 집중도를 높일 수 있는 요소들을 개발하여 높은 효율 및 흥미의 서비스 제공이 가능하게 된다.

[0022] 본 발명은 ECG 센서를 이용해 피험자의 집중도 평가를 위한 로데이터(Raw data)를 추출하고 이 데이터는 프로세싱 장치에 의해 처리된다. 프로세싱 장치는 분석용 툴 또는 소프트웨어 및 이것이 실행되는 하드웨어 시스템을 가진다. 이러한 프로세싱 장치는 컴퓨터 기반의 장치, 알고리즘을 담고 있는 소프트웨어 및 이 소프트웨어가 구동할 수 있는 하드웨어를 포함하는 범용 컴퓨터 또는 전용 장치일 수 있다.

[0023] 상기와 같은 프로세싱 장치로부터의 처리 결과는 디스플레이 장치에 의해 표시될 수 있으며, 입력 수단으로서 일반적인 외부 인터페이스 장치, 예를 들어 키보드, 마우스 등을 더 포함할 수 있다.

[0024] 도11은 상기와 같은 분석 장치의 개략적 구성을 보이는 블록다이어그램이다.

[0025] 피험자(100)의 몸에는 ECG 센서(110)가 부착되고, 이 센서(110)는 전처리부(120)에 연결되고, 전처리부(130)는 피험자로부터의 데이터를 이용해 높은 집중 또는 낮은 집중 등의 집중도를 평가하는 분석부(130)에 연결된다. 분석부(130)에 의해 생성된 결과는 디스플레이(140)에 의해 표시된다.

[0026] 본 발명에 따른 집중도 인식 방법 및 이를 적용하는 장치의 객관적 평가를 위하여 아래와 같은 실험이 실시되었

다.

[0027] <실험 참여자>

[0028] 본 실험에 참여한 피험자는 자율신경계 병력이 없는 신체 건강한 60명 (남녀 각각 30 명, 평균 나이 23.88 ± 2.09 세)을 대상으로 하였다. 실험 전날 충분한 수면을 요청하여 피로를 최소화하였으며, 자율신경계에 영향을 줄 수 있는 카페인 및 알코올 섭취를 금하였다. 실험 참여도를 높이기 위해 피험자 비용을 지급하였으며 모든 실험은 상명대학교 윤리위원회의 심의를 받아 진행하였다.

[0029] <실험 설계 및 자극 구성>

[0030] 도1a는 본 발명의 실험에 사용되는 집중 콘텐츠 화면이며, 도1b는 본 발명의 실험에 사용되는 실험 환경을 보이는 사진이다.

[0031] 자극(stimulus)으로서의 집중 실험 콘텐츠는 화살로 타깃을 맞추는 게임으로 유니티 게임 엔진 (Unity Technologies, USA)을 이용해 낮은 집중과 높은 집중 단계의 게임이 가능하도록 제작되었다. 태스크의 수준에 따라 집중 유발의 차이가 존재한다는 연구 결과를 반영하여 수준의 차이를 두어 실험 콘텐츠를 제작하였다. 낮은 집중 단계는 화살의 파워 게이지만을 맞추면 되지만, 높은 집중 단계는 파워 게이지와 타깃 위치를 동시에 맞춰야 되는 난이도 차이를 주어 제작되었다. 화살은 두 피험자가 한 번씩 번갈아 가면서 쏘았고 화면 왼쪽 상단에 명중률을 나타내어 집중을 유도하였다. 또한 태스크를 수행하는 동안 공동이 달성해야 되는 목표를 제시하여 두 피험자 사이에 사회적 관계를 형성시켰다. 자세한 집중 실험 콘텐츠 화면 및 실험 환경은 도1과 같다.

[0032] 도2는 모범적 실시 예에 따른 실험 절차를 보이는 흐름도이다. 심전도 센서를 착용(Sensor attachment)한 후, 집중 태스크(Focus task)를 수행하기 전 실험 방법에 대한 설명(Introduction for task)을 하였고 원활한 태스크 수행을 위한 조작 연습(Pre-test for training)을 하였다. 집중 태스크(Focus task)에서, 시작 초기 3 분은 생체신호 레퍼런스(Reference)를 측정하였고 이후 3 분은 집중 태스크(Focus Task)를 수행하였다. 순서효과를 제거하기 위해 낮은 태스크(Low focus task)와 높은 태스크(High focus task) 순서는 무작위(Random order)로 설정하였다. 센서 탈착(Remove sensor)과 함께 태스크가 종료된 후 설문을 진행하였다.

[0033] 데이터 수집 및 신호 처리는 다음과 같이 수행하였다. 심전도(Electrocardiogram, ECG)는 표준사지유도법의 Lead I으로 측정하였다. 이렇게 얻어지는 원형 신호(raw signal)는 전처리부(pre-processing part)에 의해 전처리 되는데, 예를 들어 MP 100 power supply(Biopac System Inc., USA)와 ECG 100C amplifier, NI-DAQ-Pad9205(National Instrument Inc., USA)등이 이용될 수 있다. 이를 요소를 포함하는 전처리부를 통해 센서로부터의 원형 신호가 증폭되고 그리고 500Hz의 샘플링 주파수로 디지털화된 ECG 신호를 얻을 수 있다.

[0034] 전처리 과정을 통해 얻어진 ECG 신호는 QRS 검출 알고리즘을 통해 R 피크를 구하여 RRI(R-peak to R-peak interval)을 계산하였다.

[0035] 도3은 ECG로부터 QRS 검출 알고리즘을 통한 RRI (R-peak to R-peak Interval) 추출 방법을 예시한다. 도3에 도시된 바와 같이 ECG 신호로부터 QRS 검출 알고리즘을 통해 RRI를 추출하였다.

[0036] RRI를 이용하여 SDNN(standard deviation normal to normal)와 pNN50 (Percentage of RR intervals that differ more than 50ms), rMSSD(Root Mean Square of Successive Differences)등의 시간 영역의 데이터를 계산하였고, 그리고 RRI를 2Hz로 샘플링하여 FFT(fast fourier transform) 분석을 통해 주파수 영역의 데이터를 추출하기 위한 HRV(heart rate variability) 스펙트럼을 추출하였다.

[0037] HRV 스펙트럼은 VLF (very low frequency, 0.0033-0.04 Hz), LF(low frequency, 0.04-0.15 Hz)와 HF(high frequency, 0.15-0.4 Hz) 대역의 파워를 각각 추출하였고, 이들로부터 주파수 영역 인디케이터인 VLF/HF와 LF/HF, lnVLF, lnLF, lnHF를 계산하였다. 심전도를 통해 추출한 파라미터는 총 12개이었으며, 이 과정에는 LabVIEW 2015(National Instrument Inc., USA)가 이용되었다. 이러한 분석 과정은 분석 소프트웨어가 실행되는 컴퓨터 기반 분석 장치에 의해 수행된다.

[0038] 위와 같이 데이터를 수집한 후 통계적 유의성 검증을 수행하였다. 집중도에 따른 통계적 유의성 검증은 SPSS 21(IBM, USA)를 이용하여 독립 표본 t검정으로 분석하였다. 도4는 시간 영역 인디케이터에 대한 통계 분석 결과를 보이는 차트이다.

[0039] 분석결과, 높은 집중이 낮은 집중보다 RRI와 SDNN, rMSSD, pNN50의 모든 시간 영역 인디케이터의 값(M)에서 아래와 같이 높은 패턴을 보였고, 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다.

- [0040] RRI:
- [0041] 낮은 집중(Low focus):  $M = 648.54 \pm 47.20$
- [0042] 높은 집중(High focus):  $M = 783.88 \pm 73.39$
- [0043]  $t(58) = -8.495$ ,  $p = .000$
- [0044] SDNN:
- [0045] 낮은 집중:  $M = 30.66 \pm 11.47$
- [0046] 높은 집중:  $M = 44.41 \pm 12.80$
- [0047]  $t(58) = -4.380$ ,  $p = .000$
- [0048] rMSSD:
- [0049] 낮은 집중:  $M = 25.45 \pm 0.92$
- [0050] 높은 집중:  $M = 27.97 \pm 1.32$
- [0051]  $t(58) = -8.587$ ,  $p = .000$
- [0052] pNN50:
- [0053] 낮은 집중:  $M = 3.89 \pm 5.67$
- [0054] 높은 집중:  $M = 23.34 \pm 14.86$
- [0055]  $t(58) = -6.697$ ,  $p = .000$
- [0056] 도5는 주파수 영역 인디케이터 변수에 대한 통계 분석 결과를 보이는 차트이다.
- [0057] 도5에 도시된 바와 같이, 낮은 집중보다 높은 집중이 LF, HF 값에서 큰 패턴을 보였으며, 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다. 그리고, VLF도 LF, HF와 같이 높은 집중이 더 큰 패턴을 보였지만, 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다
- [0058] LF:
- [0059] 낮은 집중:  $M = 222.29 \pm 121.77$
- [0060] 높은 집중:  $M = 467.76 \pm 289.83$
- [0061]  $t(58) = -4.284$ ,  $p = .000$
- [0062] HF:
- [0063] 낮은 집중:  $M = 161.80 \pm 166.76$
- [0064] 높은 집중:  $M = 309.57 \pm 211.25$
- [0065]  $t(58) = -3.007$ ,  $p = .004$
- [0066] VLF:
- [0067] 낮은 집중:  $M = 396.99 \pm 339.53$
- [0068] 높은 집중:  $M = 637.88 \pm 599.00$
- [0069]  $t(58) = -1.916$ ,  $p = .060$
- [0070] 도6은 주파수 영역 인디케이터 변수에서, VLF/HF 및 LF/HF에 대한 통계분석 결과를 보이는 차트이다.
- [0071] VLF/HF의 값은 높은 집중이 낮은 집중보다 큰 패턴을 보였으나, 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다. 그리고 LF/HF의 값은 높은 집중이 낮은 집중보다 작은 패턴을 보였으며, 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다.
- [0072] VLF/HF:

- [0073] 낮은 집중:  $M = 0.605 \pm 0.603$
- [0074] 높은 집중:  $M = 0.816 \pm 0.729$
- [0075]  $t(58) = -1.222$ ,  $p = .227$
- [0076] LF/HF:
- [0077] 낮은 집중:  $M = 3.071 \pm 6.385$
- [0078] 높은 집중:  $M = 2.101 \pm 1.710$
- [0079]  $t(58) = 0.804$ ,  $p = .425$
- [0080] 도7은 주파수 영역 인디케이터 변수에서 취한 자연로그 값( $\lnLF$ ,  $\lnHF$ ,  $\lnVHF$ )의 통계분석 결과를 보이는 차트이다.
- [0081] 도7을 참조하면, 높은 집중이 낮은 집중보다  $\lnLF$ 와  $\lnHF$ 의 값 모두 큰 패턴을 보였으며, 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다.  $\lnVLF$ 도 같은 패턴을 보였으나, 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다.
- [0082]  $\lnLF$ :
- [0083] 낮은 집중:  $M = 4.67 \pm 0.99$
- [0084] 높은 집중:  $M = 5.49 \pm 0.79$
- [0085]  $t(58) = -3.538$ ,  $p = .001$
- [0086]  $\lnHF$ :
- [0087] 낮은 집중:  $M = 5.26 \pm 0.57$
- [0088] 높은 집중:  $M = 6.09 \pm 0.51$
- [0089]  $t(58) = -5.937$ ,  $p = .000$ )
- [0090]  $\lnVLF$ :
- [0091] 낮은 집중:  $M = 5.610 \pm 0.906$
- [0092] 높은 집중:  $M = 6.060 \pm 0.925$
- [0093]  $t(58) = -1.905$ ,  $p = .062$ )
- [0094] 이상과 같은 통계 분석 결과를 토대로, 시간 및 주파수 영역 인디케이터를 통한 통합 룰베이스(rule-base) 도출하고 이를 검증하였다.
- [0095] 위에서 언급한 바와 같이, 시간 및 주파수 영역 인디케이터의 통계 분석 결과, 통계적 유의미한 결과를 확인했고 낮은 집중과 높은 집중의 차이가 큰 RRI와 rMSSD,  $\lnHF$ 를 선정하였다. 선정된 인디케이터들은 값의 단위 차이가 존재하기에 단위를 비슷한 수준으로 맞춰주는 사전 작업을 진행하였다. RRI는 100으로 나눈 다음 자연로그를 취해  $\ln(RRI/100)$ 를 계산하였고, rMSSD는 자연로그를 취해  $\ln rMSSD$ 를 계산하여 인디케이터 통합을 하였다. 세 인디케이터들은 높은 집중이 낮은 집중보다 큰 패턴을 보여 모두 합하여 새로운 통합 인디케이터(Focus Score)를 생성하였다. 자세한 수식은 아래 식1과 같다.

### 수학식 1

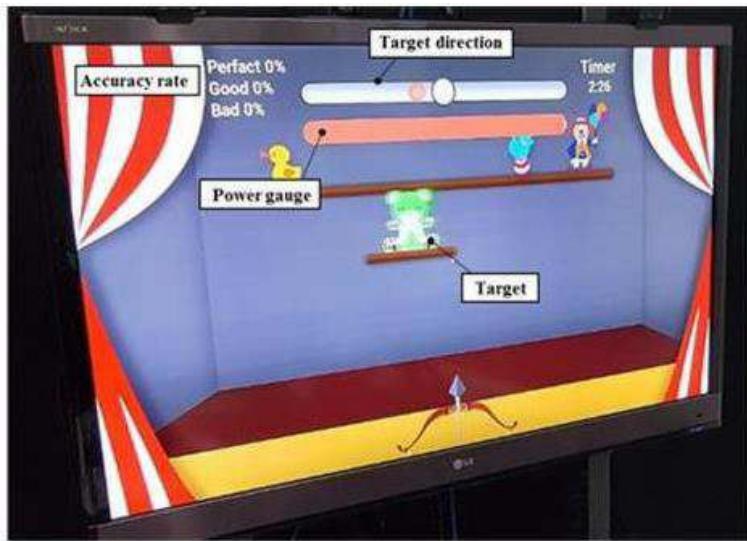
$$[0096] \text{Focus Score} = \frac{RRI}{100} + \ln rMSSD + \ln HF$$

- [0097] 통합 인디케이터(Focus Score)의 통계 분석 결과, 높은 집중이 낮은 집중보다 큰 패턴을 보였으며(낮은 집중:  $M = 16.41 \pm 0.65$ , 높은 집중:  $M = 18.73 \pm 0.85$ ), 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다( $t(58) = -11.903$ ,  $p = .000$ ). 도8은 상기 통합 인디케이터에 대한 통계 분석 결과를 보이는 차트이다.

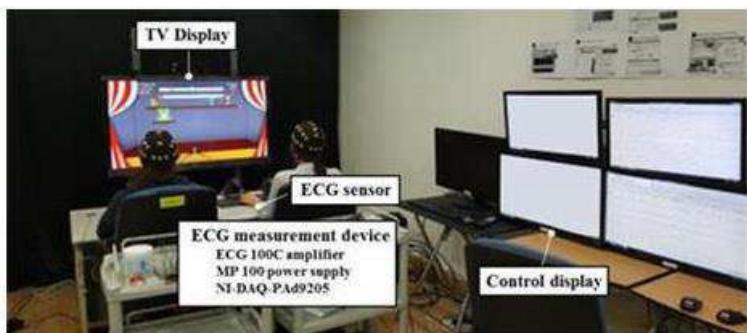
- [0098] 도9는 위와 같은 과정을 거쳐 도출된 룰베이스 및 데이터 패턴을 도시한다.
- [0099] 도9에 도시된 바와 같이, 통합 인디케이터의 값을 플로팅하여 낮은 집중과 높은 집중에 따른 데이터 패턴을 확인하였고 선형 SVM (linear support vector machine)로 두 집중을 구분하는 룰베이스의 임계값 "17.183"을 도출하였다.
- [0100] 즉, 통합 인디케이터 값이 룰베이스 임계값인 17.183 보다 크면 높은 집중을 나타내고, 그 보다 작으면, 낮은 집중을 나타내는 것으로 판단할 수 있다.
- [0101] 위와 같은 통합 룰베이스를 검증하기 위하여, 룰베이스 도출하는데 활용되지 않은 30명의 데이터를 이용하였다.
- [0102] 그 결과, 높은 집중의 경우 30개의 샘플 모두 정확히 구분하여 인식 정확도는  $(30/30) \times 100 = 100\%$ 로 확인되었다. 낮은 집중의 경우 30개의 샘플 중 3개의 샘플이 높은 집중으로 구분되는 예러를 보여 인식 정확도는  $(27/30) \times 100 = 90\%$ 로 확인되었다. 집중도의 통합 룰베이스 검증 결과 총 60개의 샘플 중 57개의 샘플을 정확히 구분하여 전체 인식 정확도는  $(57/60) \times 100 = 95\%$ 로 확인되었다. 도10은 집중도의 통합 룰베이스 검증을 보이는 것으로 피험자 데이터의 분포 패턴을 보인다. 도10에 도시된 바와 같이 룰베이스 임계값 17.183를 기준으로 그 위에 분포하는 데이터는 높은 집중을 나타내며, 그 아래 분포하는 데이터는 낮은 집중을 나타낸다.
- [0103] 본 실험은 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법을 개발하기 위한 것이다.
- [0104] 집중 실험의 콘텐츠는 화살로 타깃을 맞추는 게임으로 구성하였고 집중도의 차이를 주기 위해 난이도 차이를 부여하였다. 또한 공동이 달성해야 되는 목표를 제시하여 두 피험자 사이에 사회적 관계를 형성시켰다.
- [0105] 위에서 상세히 설명된 바와 같이 본 발명의 실험에 따르면, 심전도로부터 추출한 시간 영역 인디케이터인 RRI와 SDNN, rMMSD, pNN50에서 집중도 차이에 따라 통계적으로 차이가 유의미하였다. 주파수 영역 인디케이터에서는 LF와 HF, LnLF, LnHF가 집중도 차이에 따라 통계적으로 차이가 유의미하였다. 이 중 집중도의 차이에 따라 패턴의 차이가 큰 RRI와 rMSSD, LnHF를 선정하여 통합 인디케이터를 생성하였다. 통합 인디케이터를 통해 도출한 룰베이스를 낮은 집중과 높은 집중 60개의 데이터 샘플을 통해 검증한 결과,  $(57/60) \times 100 = 95\%$ 로 높은 인식 정확도를 보였다.
- [0106] 통합 룰베이스의 인디케이터로 선정된 RRI는 R 피크와 R피크 사이의 간격으로 심장 박동의 주기의 정보를 담고 있다. 낮은 집중보다 높은 집중에서 RRI 값이 큰 패턴을 보였는데, 이는 타깃의 위치와 화살의 파워케이지를 동시에 고려하여야 했기에 인지 부하가 발생하여 심장 박동수가 증가하였다고 해석할 수 있다. rMSSD는 심장 박동 간격 차이의 제곱 평균의 제곱근 값으로, 심박수의 변화 정보를 나타낸다. 낮은 집중보다 높은 집중에서 rMSSD 값이 큰 패턴을 보였는데 이는 어려운 난이도로 인해 심장 간격의 변화가 크게 발생하였다고 해석할 수 있다. LnHF는 부교감 신경의 활성화 지표로, 본 실험의 자극 콘텐츠가 인지 부하와 같은 정적인 집중을 요하는 실험되었기에 높은 집중에서 큰 패턴을 보였다고 해석할 수 있다.
- [0107] 한정된 자원을 서로 차지하기 위해 겨루는 경쟁 사회에서 태스크의 효율을 높여주는 집중은 모든 산업 및 서비스 분야에서 중요하게 작용한다. 따라서, 본 발명의 연구에서는 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법을 개발하고자 하였고 높은 인식 정확도를 보이는 집중도 인식 방법을 제안하였다. 이러한 본 발명에서 제안한 집중도 인식 방법을 콘텐츠를 비롯한 서비스 분야와 더불어 다양한 분야에 적용한다면 집중도를 높일 수 있는 요소들을 개발하여 효율 및 흥미를 증진시킬 것이라 사료된다. 추후 다른 생리 반응으로 추가 연구가 가능하다.
- [0108] 이러한 본 발명은 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 해당 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능함을 이해할 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 진정한 보호범위는 첨부된 특허청구범위에 의해서만 정해져야 할 것이다.

도면

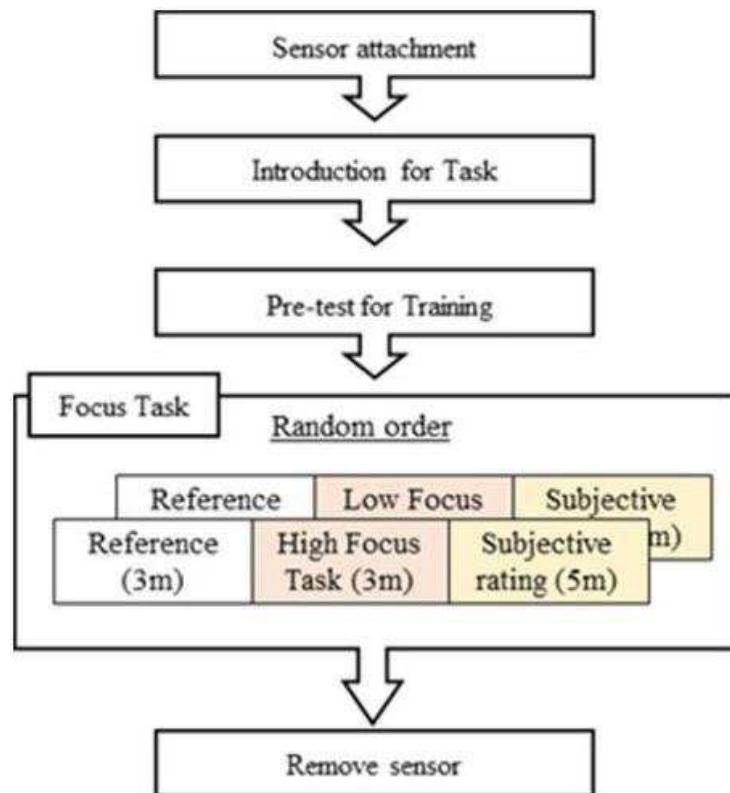
도면1a



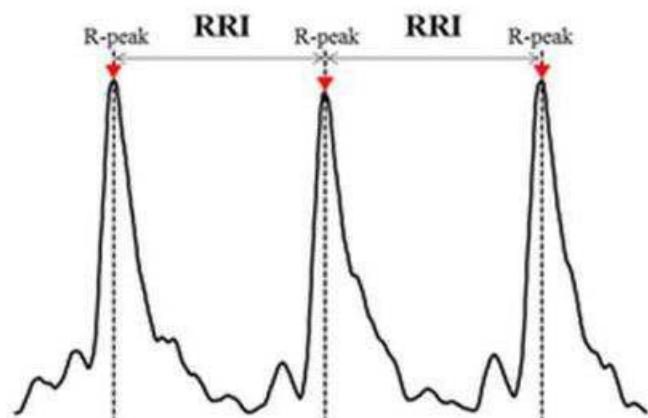
도면1b



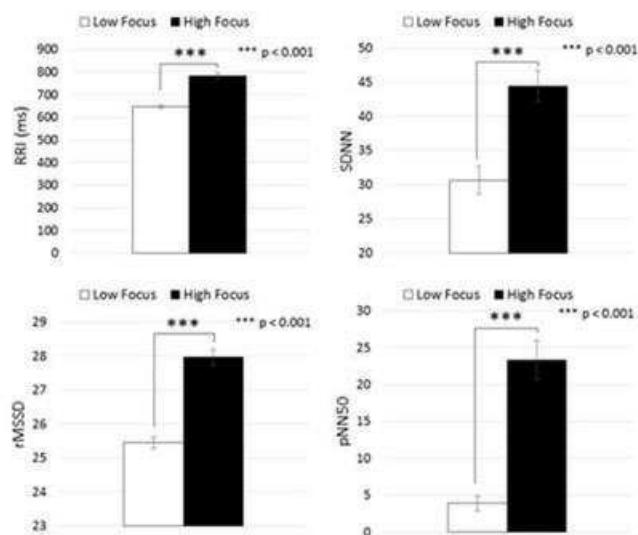
## 도면2



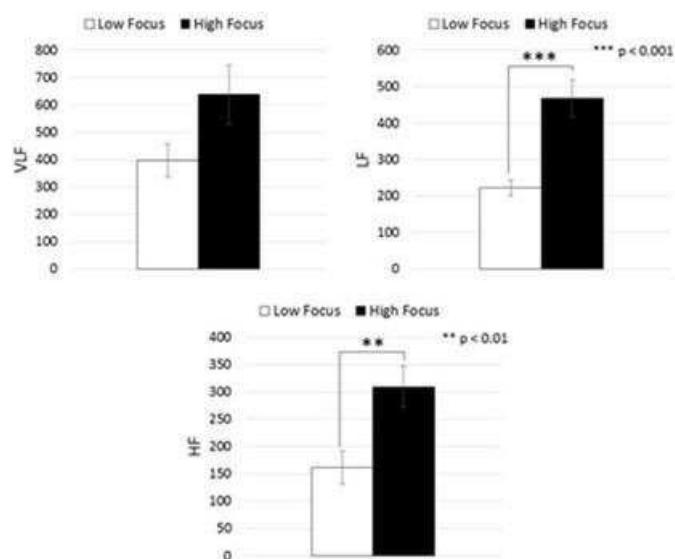
## 도면3



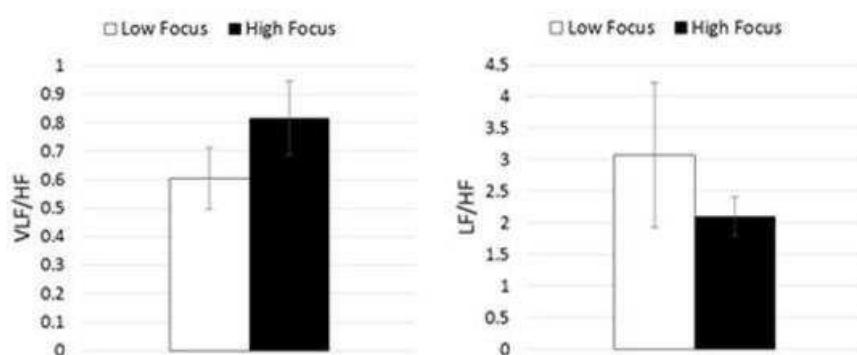
## 도면4



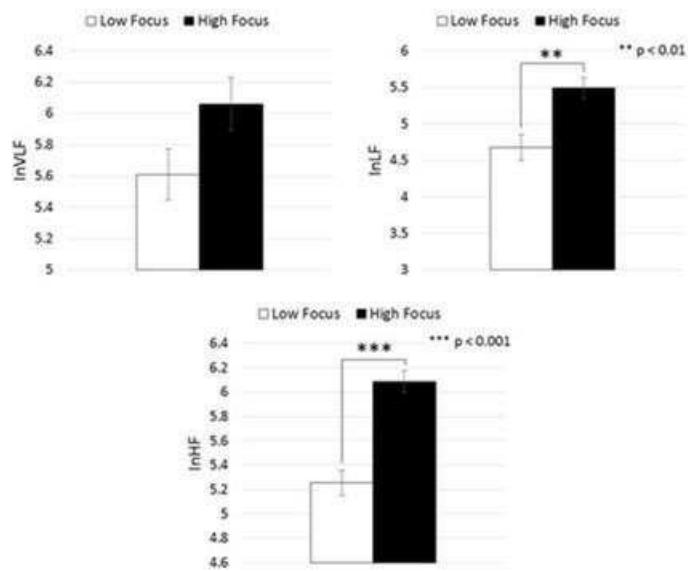
## 도면5



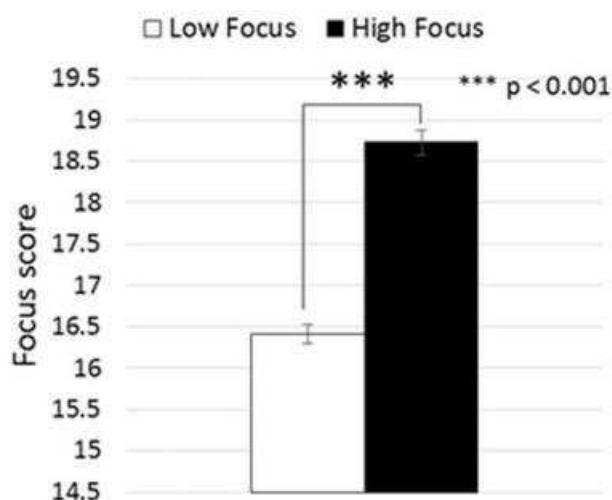
## 도면6



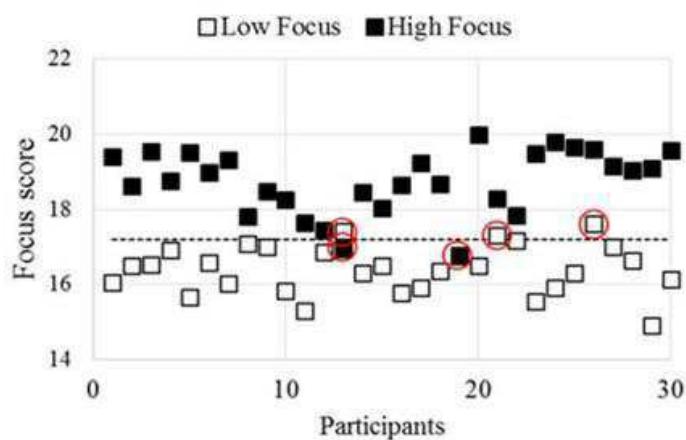
## 도면7



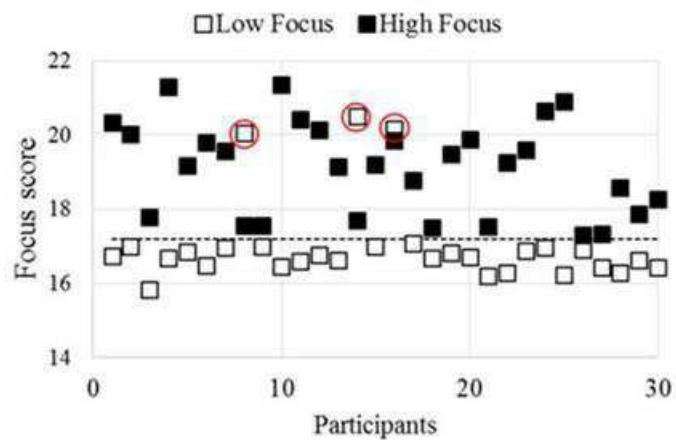
## 도면8



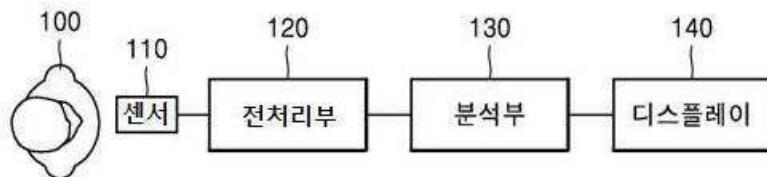
## 도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	心电图的焦点水平识别方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020200038146A</a>	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	KR1020180117872	申请日	2018-10-02
[标]申请(专利权)人(译)	祥明UNIV局IND学术合作		
申请(专利权)人(译)	祥明学术合作 人机交互研究基金会敏感的解决方案		
[标]发明人	이동원 박상인 문성철 황민철		
发明人	이동원 박상인 문성철 황민철		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0456		
CPC分类号	A61B5/168 A61B5/04012 A61B5/0456 A61B5/7235		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

提出了一种用于使用心电图评估浓度的方法和设备。浓度评估方法包括：使用从被检体中检测到的ECG数据，提取多个时域指标和多个频域指标。使用时域指标和频域指标生成综合指标；并且通过将综合指标的值与具有任意阈值的规则库进行比较来评估对象的高浓度和低浓度。

