



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2018-0095429  
(43) 공개일자 2018년08월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/0476 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/0077 (2013.01)  
A61B 5/0476 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2017-0147607  
(22) 출원일자 2017년11월07일  
심사청구일자 2017년11월07일  
(30) 우선권주장  
1020170021519 2017년02월17일 대한민국(KR)

(71) 출원인  
상명대학교산학협력단  
서울특별시 종로구 홍지문2길 20 (홍지동, 상명대학교)  
재단법인 실감교류인체감응솔루션연구단  
서울특별시 성북구 화랑로14길 5, 국제협력관 (하월곡동, 한국과학기술연구원)  
(72) 발명자  
황민철  
경기도 고양시 일산동구 경의로 333, 508동 1403호 (마두동, 백마마을5단지아파트)  
박상인  
서울특별시 성북구 장위로41길 8-13 (장위동) (뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

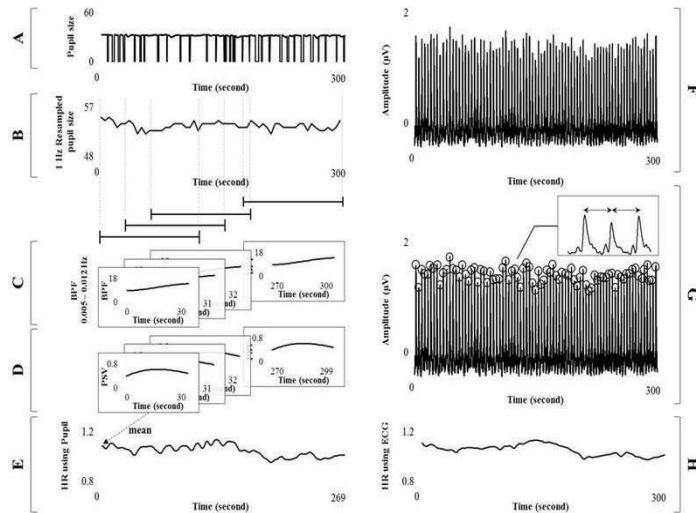
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 동공 변화를 이용한 비접촉 뇌 주파수 정보 추론 방법 및 시스템

(57) 요약

동공 움직임 정보로부터 뇌 주파수 정보를 추출하는 방법에 대해 기술한다. 이 방법:은 피험자로부터 동공 움직임 영상을 획득하는 단계; 상기 동공 움직임 영상으로부터 동공 움직임 신호를 추출하는 단계; 상기 동공 움직임 신호에 대한 주파수 분석을 통하여 뇌 주파수 정보로 사용될 다수 밴드(X)들의 신호를 추출하는 단계; 그리고 상기 다수 주파수 밴드의 파워를 계산하는 단계;를 포함한다.

대표도



(72) 발명자

**이동원**

경기도 성남시 분당구 미금일로86번길 17, 202호  
(구미동)

**원명주**

충청남도 천안시 동남구 풍세로 769-28, 211동  
1201호 (용곡동, 용곡마을세광2  
차옌리치타워아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2010-0029756

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 실감교류인체감응솔루션연구단

연구사업명 원천기술개발사업(글로벌프론티어연구개발사업)

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

기여율 1/1

주관기관 실감교류인체감응솔루션연구단

연구기간 2010.10.22 ~ 2019.08.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

피험자로부터 동공 움직임 영상을 획득하는 단계;

상기 동공 움직임 영상으로부터 동공 움직임 신호를 추출하는 단계;

상기 동공 움직임 신호에 대한 주파수 분석을 통하여 뇌 주파수 정보로 사용될 다수 밴드(X)들의 신호를 추출하는 단계; 그리고

상기 다수 주파수 밴드의 파워를 계산하는 단계;를 포함하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 동공 움직임 신호는 동공 크기 변화(Pupil Size Variation)를 포함하는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

#### 청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 주파수 분석은 0.01~0.50Hz의 범위 내에서 수행되는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 주파수 분석 전에 상기 동공 움직임 신호를 소정 주파수로 리샘플링하는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

#### 청구항 5

제3항에 있어서,

상기 주파수 밴드(X)들에는, 델타 영역(delta range of 0.01 Hz~0.04 Hz), 세타 영역(theta range of 0.04 Hz~0.08 Hz), 알파 영역(alpha range of 0.08 Hz~0.13 Hz), 베타 영역(beta range of 0.13 Hz~0.30 Hz), 감마 영역(gamma range of 0.30 Hz~0.50 Hz), 느린 알파 영역(slow alpha range of 0.08 Hz~0.11 Hz), 빠른 알파 영역(fast alpha range of 0.11 Hz~0.13 Hz), 낮은 베타 영역(low beta range of 0.12 Hz~0.15 Hz), 중간 베타 영역(mid beta range of 0.15 Hz~0.20 Hz), 높은 베타 영역(high beta range of 0.20 Hz~0.30 Hz), 뮤 영역(mu range of 0.09 Hz~0.11 Hz), SMR 영역(SensoriMotor Rhythm wave range of 0.125 Hz~0.155 Hz), and 전체 밴드 영역(Total band range of 0.01 Hz~0.50 Hz) 중 적어도 하나의 영역이 포함되어 있는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

#### 청구항 6

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 주파수 밴드(X)들에는, 델타 영역(delta range of 0.01 Hz~0.04 Hz), 세타 영역(theta range of 0.04 Hz~0.08 Hz), 알파 영역(alpha range of 0.08 Hz~0.13 Hz), 베타 영역(beta range of 0.13 Hz~0.30 Hz), 감마 영역(gamma range of 0.30 Hz~0.50 Hz), 느린 알파 영역(slow alpha range of 0.08 Hz~0.11 Hz), 빠른 알파 영역(fast alpha range of 0.11 Hz~0.13 Hz), 낮은 베타 영역(low beta range of 0.12 Hz~0.15 Hz), 중간 베타 영역(mid beta range of 0.15 Hz~0.20 Hz), 높은 베타 영역(high beta range of 0.20 Hz~0.30 Hz), 뮤 영역(mu range of 0.09 Hz~0.11 Hz), SMR 영역(SensoriMotor Rhythm wave range of 0.125 Hz~0.155 Hz), and 전체 밴드

드 영역(Total band range of 0.01 Hz~0.50 Hz) 중 적어도 하나의 영역이 포함되어 있는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

**청구항 7**

제6항에 있어서,

상기 각 주파수 밴드의 출력은 모든 밴드 파워에 대한 해당 주파수 밴드의 파워의 비율(%)로 산출되는 파워비율인 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

**청구항 8**

제5항에 있어서,

상기 각 주파수 밴드의 출력은 모든 밴드 파워에 대한 해당 주파수 밴드의 파워의 비율(%)로 산출되는 파워비율인 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법.

**청구항 9**

제1항 또는 제2항에 기재된 방법을 수행하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 시스템에 있어서,

상기 동영상 촬영하는 카메라,

카메라로부터의 영상을 처리하여 상기 다수 주파수 밴드의 파워를 계산하는 컴퓨터 기반 분석 장치;를 구비하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 시스템.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

0.01~0.50Hz의 범위 내에서 상기 주파수 분석을 수행하도록 되어 있는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 시스템.

**청구항 11**

제8항에 있어서,

상기 주파수 밴드(X)들에는, 델타 영역(delta range of 0.01 Hz~0.04 Hz), 세타영역(theta range of 0.04 Hz~0.08 Hz), 알파 영역(alpha range of 0.08 Hz~0.13 Hz), 베타 영역(beta range of 0.13 Hz~0.30 Hz), 감마 영역(gamma range of 0.30 Hz~0.50 Hz), 느린 알파 영역(slow alpha range of 0.08 Hz~0.11 Hz), 빠른 알파 영역(fast alpha range of 0.11 Hz~0.13 Hz), 낮은 베타 영역(low beta range of 0.12 Hz~0.15 Hz), 중간 베타 영역(mid beta range of 0.15 Hz~0.20 Hz), 높은 베타 영역(high beta range of 0.20 Hz~0.30 Hz), 뮤 영역(mu range of 0.09 Hz~0.11 Hz), SMR 영역(SensoriMotor Rhythm wave range of 0.125 Hz~0.155 Hz), and 전체 밴드 영역(Total band range of 0.01 Hz~0.50 Hz) 중 적어도 하나의 영역이 포함되어 있는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 시스템.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 인간 생리 신호를 비접촉 방법으로 검출하는 방법 및 이를 적용하는 시스템에 관한 것으로, 동공 리듬을 모니터링하는 적외선 카메라를 이용하여 뇌 주파수 도메인(Brain Frequency Domain)의 파라미터(Parameter)를 검출하는 방법 및 시스템에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 생체 신호 모니터링(VSM, Vital Signal Monitoring)에 있어서, 인체에 부착되는 센서를 이용해 생리 정보를 획득할 수 있다. 이러한 생리 정보에는 electrocardiogram (ECG), photo-plethysmograph (PPG), blood pressure (BP), galvanic skin response (GSR), skin temperature (SKT), respiration (RSP) and electroencephalogram (EEG)가 포함된다.

- [0003] 심장과 뇌는 신체의 주요 기관으로서, 사건(event)에 대한 반응과 의학적 진단(medical diagnosis)에 사용되는 인간 행동과 정보를 평가하는 능력(ability)을 제공한다. VSM은 유 헬스 케어(U-health care), 감성정보 통신기술(emotional information and communication technology (e-ICT), 인간 인자(human factor), 휴먼 컴퓨터 인터페이스(HCI) 및 보안(security) 등 다양한 분야에 응용 가능하다.
- [0004] ECG 및 EEG는 생체 신호를 측정하기 위해 인체에 부착되는 센서를 사용해야 하는 불편이 있다. 생체 신호를 측정하기 위해 센서를 사용할 때 인체는 상당한 스트레스와 불편을 경험한다. 또한 부착형 센서의 사용에 따른 비용 부담, 부수적으로 수반되는 하드웨어에 의해 피험자의 움직임 등에 제한이 따른다. 따라서 VSM 기술은 비접촉(Non-contact), 비침습(Non-invasive), 비강압적(Non-obtrusive) 방법을 사용하여 측정 비용을 낮추면서도 피험자의 자유로운 움직임을 허용하는 것이 필요하다.
- [0005] 최근 VSM 기술은 휴대용 웨어러블 장치에 통합되어 휴대용 측정 장치의 개발을 가능하게 한다. 이 휴대용 장치는 시계, 팔찌 또는 안경과 같은 액세서리에 내장된 VSM을 사용하여 심박수(Heart Rate) 및 호흡(Respiration)을 측정 할 수 있다.
- [0006] 웨어러블 기기 기술은 3~5 년 내에 휴대용 기기에서 '부착형(attachable)' 기기로 이행 될 것으로 예상된다. 한편, 부착 가능한 장치는 장치 "복용할 수 있는(eatable)" 장치(device)로 전환 될 것으로 예상된다.
- [0007] 저비용으로 자유로운 움직임을 허용하는 비접촉, 비침습 및 비강압적(Non-obtrusive) 방식으로 생리적 신호를 측정하는 VSM 기술에 대한 연구는 여전히 만족스럽지 않으며 따라서 앞으로도 더 지속될 필요가 있다.
- [0008] <참고문헌>
- [0009] Abbas, A. K., Heimann, K., Jergus, K., Orlikowsky, T., and Leonhardt, S. (2011). Neonatal non-contact respiratory monitoring based on real-time infrared thermography, *Biomedical Engineering Online*, 10(1), 93-110.
- [0010] Abbas, A. K., Heimann, K., Orlikowsky, T., and Leonhardt, S. (2010). Non-contact respiratory monitoring based on real-time IR-thermography, In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, 1306-1309.
- [0011] Ahern, S., and Beatty, J. (1979). Pupillary responses during information processing vary with Scholastic Aptitude Test scores, *Science*, 205(4412), 1289-1292.
- [0012] Andreassi, J. L. (2013). *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*, Psychology Press.
- [0013] Balakrishnan, G., Durand, F., and Guttag, J. (2013). Detecting pulse from head motions in video, In *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2013 IEEE Conference on, 3430-3437.
- [0014] Baron, A. D., Steinberg, H. E. L. M. U. T., Brechtel, G. I. N. G. E. R., and Johnson, A. (1994). Skeletal muscle blood flow independently modulates insulin-mediated glucose uptake, *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*, 266(2), E248-E253.
- [0015] Beatty, J., and Kahneman, D. (1966). Pupillary changes in two memory tasks, *Psychonomic Science*, 5(10), 371-372.
- [0016] Beatty, J. (1988). Pupillometric signs of selective attention in man, *Neurophysiology and psychophysiology, Experimental and Clinical Applications*, 138-143.
- [0017] Beatty, J., and Lucero-Wagoner, B. (2000). The pupillary system, *Handbook of Psychophysiology*, 2, 142-162.
- [0018] Bonvallet, M., and Zbrozyna, A. (1963). Les commandes reticulaires du systeme autonome et en particulier de l'innervation sympathique et parasympathique de la pupille, *Archives Italiennes de Biologie*, 101(2), 174-207.
- [0019] Boric-Lubeke, O., and Lubecke, V. M. (2002). Wireless house calls: using communications technology for health care and monitoring, *Microwave Magazine*, 3(3), 43-48.

- [0020] Brovelli, A., Lachaux, J. P., Kahane, P., and Boussaoud, D. (2005). High gamma frequency oscillatory activity dissociates attention from intention in the human premotor cortex, *Neuroimage*, 28(1), 154-164.
- [0021] Cahn, B. R., and Polich, J. (2006). Meditation states and traits: EEG, ERP, and neuroimaging studies, *Psychological Bulletin*, 132(2), 180.
- [0022] Camm, A. J., Malik, M., Bigger, J. T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J., and Singer, D. H. (1996). Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *European Heart Journal*, 17(3), 354-381.
- [0023] Casolo, G. C., Stroder, P., Signorini, C., Calzolari, F., Zucchini, M., Balli, E., Sulla, A., and Lazzarini, S. (1992). Heart rate variability during the acute phase of myocardial infarction, *Circulation*, 85(6), 2073-2079.
- [0024] Chekmenev, S. Y., Rara, H., and Farag, A. A. (2005). Non-contact, wavelet-based measurement of vital signs using thermal imaging, In *The first international conference on graphics, vision, and image processing (GVIP)*, Cairo, Egypt, 107-112.
- [0025] Chekmenev, S. Y., Farag, A. A., Miller, W. M., Essock, E. A., and Bhatnagar, A. (2009). Multiresolution approach for noncontact measurements of arterial pulse using thermal imaging, In *Augmented Vision Perception in Infrared*, Springer London, 87-112.
- [0026] Chen, S., Epps, J., and Chen, F. (2013). An investigation of pupil-based cognitive load measurement with low cost infrared webcam under light reflex interference, In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, 3202-3205.
- [0027] Cohen, J. (2013). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, Academic press.
- [0028] Chun, H. S., and Kweon, S. C. (2014). A study on the application trend of wearable device and policy implications, In *KICS 2014 Conference*, 507-508.
- [0029] Daugman, J. (2004). How iris recognition works, *Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on*, 14(1), 21-30.
- [0030] Droitcour, A., Lubecke, V., Lin, J., and Boric-Lubecke, O. (2001). A microwave radio for Doppler radar sensing of vital signs, In *Microwave Symposium Digest, 2001 IEEE MTT-S International*, 175-178.
- [0031] Dunnett, C. W. (1955). A multiple comparison procedure for comparing several treatments with a control, *Journal of the American Statistical Association*, 50(272), 1096-1121.
- [0032] Egner, T., and Gruzelier, J. H. (2004). EEG biofeedback of low beta band components: frequency-specific effects on variables of attention and event-related brain potentials, *Clinical Neurophysiology*, 115(1), 131-139.
- [0033] Feshchenko, V. A., Reinsel, R. A., and Veselis, R. A. (2001). Multiplicity of the  $\alpha$  Rhythm in Normal Humans, *Journal of Clinical Neurophysiology*, 18(4), 331-344.
- [0034] Fletcher, R., and Han, J. (2009). Low-cost differential front-end for Doppler radar vital sign monitoring, In *Microwave Symposium Digest, 2009. MTT'09. IEEE MTT-S International, IEEE*, 1325-1328.
- [0035] Fotiou, F., Fountoulakis, K. N., Tsolaki, M., Goulas, A., and Palikaras, A. (2000). Changes in pupil reaction to light in Alzheimer's disease patients: a preliminary report, *International journal of psychophysiology*, 37(1), 111-120.
- [0036] Fuster, J., (1980). *The Prefrontal Cortex: Anatomy, Physiology and Neuropsychology of the Frontal Lobe*, Raven Press, New York.
- [0037] Garbey, M., Sun, N., Merla, A., and Pavlidis, I. (2007). Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(8), 1418-

1426.

- [0038] Gastaut, H. (1952). Electrocorticographic study of the reactivity of rolandic rhythm, *Revue neurologique*, 87(2), 176.
- [0039] Gault, T. R., Blumenthal, N., Farag, A., and Starr, T. (2010). Extraction of the superficial facial vasculature, vital signs waveforms and rates using thermal imaging, In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, 2010 IEEE Computer Society Conference on, pp. 1-8.
- [0040] Glass, A. (1991). Significance of EEG alpha asymmetries in cerebral dominance, *International Journal of Psychophysiology*, 11(1), 32-33.
- [0041] Gu, C., Li, C., Lin, J., Long, J., Huangfu, J., and Ran, L. (2010). Instrument-based noncontact Doppler radar vital sign detection system using heterodyne digital quadrature demodulation architecture, *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, 59(6), 1580-1588.
- [0042] Hakerem, G. A. D., and Sutton, S. (1966). Pupillary response at visual threshold, *Nature*, 212(5016), 485-486.
- [0043] Hansen, A. L., Johnsen, B. H., and Thayer, J. F. (2003). Vagal influence on working memory and attention, *International Journal of Psychophysiology*, 48(3), 263-274.
- [0044] Heller, P. H., Perry, F., Jewett, D. L., and Levine, J. D. (1990). Autonomic components of the human pupillary light reflex, *Investigative Ophthalmology and Visual science*, 31(1), 156-162.
- [0045] Hess, E. H., and Polt, J. M. (1964). Pupil size in relation to mental activity during simple problem-solving, *Science*, 143(3611), 1190-1192.
- [0046] Hink, R. F., Van Voorhis, S. T., Hillyard, S. A., and Smith, T. S. (1977). The division of attention and the human auditory evoked potential, *Neuropsychologia*, 15(4), 597-605.
- [0047] Howard, M. W., Rizzuto, D. S., Caplan, J. B., Madsen, J. R., Lisman, J., Aschenbrenner-Scheibe, R., Schulze-Bonhage, A., and Kahana, M. J. (2003). Gamma oscillations correlate with working memory load in humans, *Cerebral Cortex*, 13(12), 1369-1374.
- [0048] Huang, H. P., Liu, Y. H., Wang, C. P., and Huang, T. H. (2013). Automatic artifact removal in EEG using independent component analysis and one-class classification strategy, *Journal of Neuroscience and Neuroengineering*, 2(2), 73-78.
- [0049] Ille, N., Berg, P., and Scherg, M. (2002). Artifact correction of the ongoing EEG using spatial filters based on artifact and brain signal topographies, *Journal of Clinical Neurophysiology*, 19(2), 113-124.
- [0050] Jang, H. S., Kim, J., Kim, K. S., and Pak, C. H. (2014). Human brain activity and emotional responses to plant color stimuli, *Color Research and Application*, 39(3), 307-316.
- [0051] Janig, W. (1996). Neurobiology of visceral afferent neurons: neuroanatomy, functions, organ regulations and sensations, *Biological Psychology*, 42(1), 29-51.
- [0052] James, C. J., and Hesse, C. W. (2005). Independent component analysis for biomedical signals, *Physiological Measurement*, 26(1), R15.
- [0053] Jensen, O., Kaiser, J., and Lachaux, J. P. (2007). Human gamma-frequency oscillations associated with attention and memory, *Trends in Neurosciences*, 30(7), 317-324.
- [0054] Junior, E. D. D. S., Da Silva, A. V., Da Silva, K. R., Haemmerle, C. A., Batagello, D. S., Da Silva, J. M., Lima, L. B., Da Silva, R. J., Diniza, G. B., Sita, L. V., Eliasa, C. F., and Bittencourt, J. C. (2015). The centrally projecting EdingerWestphal nucleus I: Efferents in the rat brain, *Journal of Chemical Neuroanatomy*, 68, 22-38.
- [0055] Just, M. A., and Carpenter, P. A. (1993). The intensity dimension of thought: Pupillometric indices of

sentence processing. *Canadian Journal of Experimental Psychology/Revue Canadienne de Psychologie Experimentale*, 47(2), 310.

- [0056] Just, M. A., Carpenter, P. A., Keller, T. A., Eddy, W. F., and Thulborn, K. R. (1996). Brain activation modulated by sentence comprehension, *Science*, 274(5284), 114-116.
- [0057] Kahneman, D., and Beatty, J. (1966). Pupil diameter and load on memory, *Science*, 154(3756), 1583-1585.
- [0058] Kanayama, N., Sato, A., and Ohira, H. (2007). Crossmodal effect with rubber hand illusion and gammaband activity, *Psychophysiology*, 44(3), 392-402.
- [0059] Kao, T. Y. J., Yan, Y., Shen, T. M., Chen, A. K., and Lin, J. (2013). Design and analysis of a 60-GHz CMOS doppler micro-radar system-in-package for vital-sign and vibration detection, *Microwave Theory and Techniques, IEEE Transactions on*, 61(4), 1649-1659.
- [0060] Kim, H. S., Song, G. S., Ahn, H. B., Lee, C. Y., and Kim, J. H. (2015). A Study on the Effects of LED Light's Pulse Width Modulation on Work Concentration, In *Knowledge Management in Organizations*, 550-560.
- [0061] Klingner, J., Kumar, R., and Hanrahan, P. (2008). Measuring the task-evoked pupillary response with a remote eye tracker, In *Proceedings of the 2008 symposium on Eye tracking research and applications*, 69-72.
- [0062] Kirmizi-Alsan, E., Bayraktaroglu, Z., Gurvit, H., Keskin, Y.H., Emre, M., and Demiralp, T. (2006). Comparative analysis of event-related potentials during Go/NoGo and CPT: decomposition of electrophysiological markers of response inhibition and sustained attention, *Brain Research*, 1104(1), 114-128.
- [0063] Kisley, M.A., and Cornwell, Z.M. (2006). Gamma and beta neural activity evoked during a sensory gating paradigm: effects of auditory, somatosensory and cross-modal stimulation, *Clinical Neurophysiology*, 117(11), 2549-2563.
- [0064] Kojima, M., Shioiri, T., Hosoki, T., Kitamura, H., Bando, T., and Someya, T. (2004). Pupillary light reflex in panic disorder, *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 254(4), 242-244.
- [0065] Kourouyan, H. D., and Horton, J. C. (1997). Transneuronal retinal input to the primate EdingerWestphal nucleus, *Journal of Comparative Neurology*, 381(1), 68-80.
- [0066] Kozicz, T., Bittencourt, J. C., May, P. J., Reiner, A., Gamlin, P. D., Palkovits, M., Anja, K. E., Claudio, A. B., and Ryabinin, A. E. (2011). The EdingerWestphal nucleus: A historical, structural, and functional perspective on a dichotomous terminology, *Journal of Comparative Neurology*, 519(8), 1413-1434.
- [0067] Krause, C. M., Pesonen, M., Haarala Bjrnberg, C., and Hamalainen, H. (2007). Effects of pulsed and continuous wave 902 MHz mobile phone exposure on brain oscillatory activity during cognitive processing, *Bioelectromagnetics*, 28(4), 296-308.
- [0068] Lee, E. C., Park, K. R., Whang, M., and Min, K. (2009). Measuring the degree of eyestrain caused by watching LCD and PDP devices, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(5), 798-806.
- [0069] Lewandowska, M., Ruminski, J., and Kocejko, T. (2011). Measuring pulse rate with a webcama non-contact method for evaluating cardiac activity, In *Computer Science and Information Systems (FedCSIS), 2011 Federated Conference on IEEE*, 405-410.
- [0070] Li, C., Cummings, J., Lam, J., Graves, E., and Wu, W. (2009). Radar remote monitoring of vital signs, *Microwave Magazine, IEEE*, 10(1), 47-56.
- [0071] Loewenfeld, I. E., and Lowenstein, O. (1993). *The pupil: Anatomy, physiology, and clinical applications (Vol. 2)*, Wiley-Blackwell.
- [0072] Lohman, B., Boric-Lubecke, O., Lubecke, V. M., Ong, P. W., and Sondhi, M. M. (2002). A digital signal

processor for Doppler radar sensing of vital signs, *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 21(5), 161-164.

- [0073] Malik, M. (1996). Heart rate variability, *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, 1(2), 151-181.
- [0074] McCraty R., and Watkins A., (1996). *Autonomic assessment report: A comprehensive heart rate variability analysis*, Boulder Creek: Institute of HeartMath, 1-42.
- [0075] McCraty, R., Atkinson, M., Tomasino, D., and Bradley, R.T. (2009). The coherent heart: heart-brain interactions, psychophysiological coherence, and the emergence of system-wide order, *Integral Review*, 5(2), 10-115.
- [0076] Montoya, P., Schandry, R., and Muler, A. (1993). Heartbeat evoked potentials (HEP): topography and influence of cardiac awareness and focus of attention, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 88(3), 163-172.
- [0077] Murthy, R., and Pavlidis, I. (2005). Non-contact monitoring of breathing function using infrared imaging, Technical Report Number UH-CS-05-09, Department of Computer Science, University of Houston, Houston, TX.
- [0078] Murthy, J. N., van Jaarsveld, J., Fei, J., Pavlidis, I., Harrykissoon, R. I., Lucke, J. F., Faiz, S., and Castriotta, R. J. (2009). Thermal infrared imaging: a novel method to monitor airflow during polysomnography, *Sleep*, 32(11), 1521.
- [0079] Na, H. B., and Jang, Y. J. (2014). Study on wearable healthcare device design witch is able to do position-tracking service when an inpatient is in emergency situation, *Korea Digital Design Society*, 15(1), 721-730.
- [0080] Nauta, W., and Feirtag, M., (1986). *Fundamental Neuroanatomy*, Freeman, San Francisco, New York.
- [0081] Niedermeyer, E. (1997). Alpha rhythms as physiological and abnormal phenomena, *International Journal of Psychophysiology*, 26(1-3), 31-49.
- [0082] Niedermeyer, E., and Da Silva, F. L. (2005). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*, Lippincott Williams and Wilkins.
- [0083] Nieuwenhuys, R., Voogd, J., and Van Huijzen, C., (2007). *The Human Central Nervous System: A Synopsis and Atlas*, 3rd ed. Springer, New York.
- [0084] Noguchi, H., and Sakaguchi, T. (1999). Effect of illuminance and color temperature on lowering of physiological activity, *Applied Human Science*, 18(4), 117-123.
- [0085] Norman, D. A., and Bobrow, D. G. (1975). On data-limited and resource-limited processes, *Cognitive Psychology*, 7(1), 44-64.
- [0086] Paas, F., Tuovinen, J. E., Tabbers, H., and Van Gerven, P. W. (2003). Cognitive load measurement as a means to advance cognitive load theory, *Educational Psychologist*, 38(1), 63-71.
- [0087] Palinko, O., and Kun, A. L. (2012). Exploring the effects of visual cognitive load and illumination on pupil diameter in driving simulators, In *Proceedings of the Symposium on Eye Tracking Research and Applications*, 413-416.
- [0088] Pan, J., and Tompkins, W.J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 230-236.
- [0089] Pandzic, I. S., and Forchheimer, R. (2002). *MPEG-4 facial animation, The standard, implementation and applications*. Chichester, England: John WileyandSons.
- [0090] Park, S., Won, M., Mun, S., Lee, E., and Whang, M. (2014). Does visual fatigue from 3D displays affect autonomic regulation and heart rhythm, *International Journal of Psychophysiology*, 92(1), 42-48.
- [0091] Park, S., Won, M., Lee, E., Mun, S., Park, M., and Whang, M. (2015). Evaluation of 3D cognitive

fatigue using heartbrain synchronization, *International Journal of Psychophysiology*, 97(2), 120-130.

- [0092] Park, S. J., and Kim, B. (2014). A study on the health care service design by wearable device user activity pattern, In *KODDCO 2014 Conference*, 321-322.
- [0093] Partala, T., and Surakka, V. (2003). Pupil size variation as an indication of affective processing, *International Journal of Human-Computer Studies*, 59(1), 185-198.
- [0094] Pesaran, B., Pezaris, J. S., Sahani, M., Mitra, P. P., and Andersen, R. A. (2002). Temporal structure in neuronal activity during working memory in macaque parietal cortex, *Nature Neuroscience*, 5(8), 805-811.
- [0095] Pfeifer, M. A., Cook, D., Brodsky, J., Tice, D., Parrish, D., Reenan, A., Halter, B., and Porte, D. (1982). Quantitative evaluation of sympathetic and parasympathetic control of iris function, *Diabetes Care*, 5(5), 518-528.
- [0096] Pfurtscheller, G., and Klimesch, W. (1992). Event-related synchronization and desynchronization of alpha and beta waves in a cognitive task. In *Induced Rhythms in the Brain*, pp. 117-128.
- [0097] Pfurtscheller, G., and Da Silva, F. L. (1999). Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles, *Clinical Neurophysiology*, 110(11), 1842-1857.
- [0098] Poh, M. Z., McDuff, D. J., and Picard, R. W. (2011). Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 58(1), 7-11.
- [0099] Porges, S. W. (2007). The polyvagal perspective, *Biological Psychology*, 74(2), 116-143.
- [0100] Porges, S. W. (2011). *The Polyvagal Theory: Neurophysiological Foundations of Emotions, Attachment, Communication, and Self-regulation (Norton Series on Interpersonal Neurobiology)*, WW Norton and Company.
- [0101] Rau, H., Pauli, P., Brody, S., Elbert, T., and Birbaumer, N., (1993). Baroreceptor stimulation alters cortical activity, *Psychophysiology* 30, 322325.
- [0102] Reyes del Paso, G. A., Langewitz, W., Mulder, L. J., Roon, A., and Duschek, S. (2013). The utility of low frequency heart rate variability as an index of sympathetic cardiac tone: a review with emphasis on a reanalysis of previous studies, *Psychophysiology*, 50(5), 477-487.
- [0103] Russell, J. A. (1980). A circumplex model of affect, *Journal of Personality and Social Psychology*, 39(6), 1161.
- [0104] Surakka, V., Tenhunen-Eskelinen, M., Hietanen, J. K., and Sams, M. (1998). Modulation of human auditory information processing by emotional visual stimuli, *Cognitive Brain Research*, 7(2), 159-163.
- [0105] Schandry, R., and Montoya, P. (1996). Event-related brain potentials and the processing of cardiac activity, *Biological Psychology*, 42(1), 75-85.
- [0106] Scully, C. G., Lee, J., Meyer, J., Gorbach, A. M., Granquist-Fraser, D., Mendelson, Y., and Chon, K. H. (2012). Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 59(2), 303-306.
- [0107] Shen, H. N., Lin, L. Y., Chen, K. Y., Kuo, P. H., Yu, C. J., Wu, H. D., and Yang, P. C. (2003). Changes of heart rate variability during ventilator weaning, *CHEST Journal*, 123(4), 1222-1228.
- [0108] Shin, D., Lee, G., Shin, D., and Shin, D. (2014). Mental State Measurement System Using EEG Analysis, In *Future Information Technology*, 451-456.
- [0109] Siegle, G. J., Steinhauer, S. R., and Thase, M. E. (2004). Pupillary assessment and computational modeling of the Stroop task in depression, *International Journal of Psychophysiology*, 52(1), 63-76.
- [0110] Steinhauer, S. R., Condray, R., and Kasperek, A. (2000). Cognitive modulation of midbrain function: task-induced reduction of the pupillary light reflex, *International Journal of Psychophysiology*,

39(1), 21-30.

- [0111] Sun, N., Pavlidis, I., Garbey, M., and Fei, J. (2006). Harvesting the thermal cardiac pulse signal, In Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI 2006, 569-576.
- [0112] Suzuki, S., Matsui, T., Kawahara, H., Ichiki, H., Shimizu, J., Kondo, Y., ... and Ishihara, M. (2009). A non-contact vital sign monitoring system for ambulances using dual-frequency microwave radars, Medical and Biological Engineering and Computing, 47(1), 101-105.
- [0113] Steinberg, H. O., Brechtel, G., Johnson, A., Fineberg, N., and Baron, A. D. (1994). Insulin-mediated skeletal muscle vasodilation is nitric oxide dependent. A novel action of insulin to increase nitric oxide release, Journal of Clinical Investigation, 94(3), 1172.
- [0114] Tansey, M. A. (1984). EEG sensorimotor rhythm biofeedback training: some effects on the neurologic precursors of learning disabilities, International Journal of Psychophysiology, 1(2), 163-177.
- [0115] Tarassenko, L., Villarroel, M., Guazzi, A., Jorge, J., Clifton, D. A., and Pugh, C. (2014). Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models, Physiological Measurement, 35(5), 807.
- [0116] Tassorelli, C., Micieli, G., Osipova, V., Rossi, F., and Nappi, G. (1995). Pupillary and cardiovascular responses to the cold-pressor test, Journal of the Autonomic Nervous System, 55(1), 45-49.
- [0117] Tatum, W.O. (2014). Ellen R. Grass Lecture: Extraordinary EEG, The Neurodiagnostic Journal, 54(1), 3-21.
- [0118] Tekalp, A. M., and Ostermann, J. (2000). Face and 2-D mesh animation in MPEG-4, Signal Processing: Image Communication, 15(4), 387-421.
- [0119] Uenoyama, M., Matsui, T., Yamada, K., Suzuki, S., Takase, B., Suzuki, S., Ishihara, M and Kawakami, M. (2006). Non-contact respiratory monitoring system using a ceiling-attached microwave antenna, Medical and Biological Engineering and Computing, 44(9), 835-840.
- [0120] Uriguen, J. A., and Garcia-Zapirain, B. (2015). EEG artifact removal state-of-the-art and guidelines, Journal of Neural Engineering, 12(3), 031001.
- [0121] Van Gerven, P. W. M., Paas, F., Van Merriënboer, J. J. G., and Schmidt, H. G. (2002). Memory load and task-evoked pupillary responses in aging, Manuscript Submitted for Publication.
- [0122] Verney, S. P., Granholm, E., and Dionisio, D. P. (2001). Pupillary responses and processing resources on the visual backward masking task, Psychophysiology, 38(01), 76-83.
- [0123] Vongpatanasin, W., Taylor, J. A., and Victor, R. G. (2004). Effects of cocaine on heart rate variability in healthy subjects, The American Journal of Cardiology, 93(3), 385-388.
- [0124] Wang, H. M., and Huang, S. C. (2012). SDNN/RMSSD as a surrogate for LF/HF: a revised investigation, Modelling and Simulation in Engineering, 2012, 16.
- [0125] Weigold, A. (2014). Wearable computing: Technologies, applications and global markets, BCC Research.
- [0126] Wilhelm, H. (1998). Neuro-ophthalmology of pupillary function practical guidelines, Journal of neurology, 245(9), 573-583.
- [0127] Wolk, C., Velden, M., Zimmermann, U., and Krug, S. (1989). The interrelation between phasic blood pressure and heart rate changes in the context of the "baroreceptor hypothesis.", Journal of Psychophysiology, 3(4), 397-402.
- [0128] Zion-Golumbic, E., Golan, T., Anaki, D., and Bentin, S. (2008). Human face preference in gamma-frequency EEG activity, Neuroimage, 39(4), 1980-1987

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0129] 본 발명은 비접촉, 비침습적으로 인체 생체 정보를 저비용으로 측정하는 방법 및 시스템을 제시한다.
- [0130] 본 발명은 동공(Pupil)의 리듬(Rhythm) 또는 변화(Variation)을 이용하여 뇌 주파수 도메인(Brain Frequency Domain)의 파라미터를 추출할 수 있는 방법 및 시스템을 제시한다.

**과제의 해결 수단**

- [0131] 본 발명에 따른 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 방법:은
- [0132] 피험자로부터 동공 움직임 영상을 획득하는 단계;
- [0133] 상기 동공 움직임 영상으로부터 동공 크기 변화 신호를 추출하는 단계;
- [0134] 상기 동공 움직임 신호에 대한 주파수 분석을 통하여 뇌 주파수 정보로 사용될 다수 밴드(X)들의 신호를 추출하는 단계; 그리고
- [0135] 상기 다수 주파수 밴드의 파워를 계산하는 단계;를 포함한다.
- [0136] 본 발명의 실시 예에 따르면, 상기 동공 움직임 신호는 동공 크기 변화(Pupil Size Variation)를 포함할 수 있다.
- [0137] 본 발명의 실시 예에 따르면, 상기 주파수 분석은 0.01~0.50Hz의 범위 내에서 수행될 수 있다.
- [0138] 본 발명의 실시 예에 따르면, 상기 동공 움직임 신호는 소정 주파수로 리샘플링될 수 있다. 예를 들어 영상이 30fps 일때 1Hz로 리샘플링될 수 있다.
- [0139] 되는 것을 특징으로 하는 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출
- [0140] 본 발명의 실시 예에 따르면, 상기 주파수 밴드(X)들에는, 델타 영역(delta range of 0.01 Hz~0.04 Hz), 세타 영역(theta range of 0.04 Hz~0.08 Hz), 알파 영역(alpha range of 0.08 Hz~0.13 Hz), 베타 영역(beta range of 0.13 Hz~0.30 Hz), 감마 영역(gamma range of 0.30 Hz~0.50 Hz), 느린 알파 영역(slow alpha range of 0.08 Hz~0.11 Hz), 빠른 알파 영역(fast alpha range of 0.11 Hz~0.13 Hz), 낮은 베타 영역(low beta range of 0.12 Hz~0.15 Hz), 중간 베타 영역(mid beta range of 0.15 Hz~0.20 Hz), 높은 베타 영역(high beta range of 0.20 Hz~0.30 Hz), 뮤 영역(mu range of 0.09 Hz~0.11 Hz), SMR 영역(SensoriMotor Rhythm wave range of 0.125 Hz~0.155 Hz), and 전체 밴드 영역(Total band range of 0.01 Hz~0.50 Hz) 중 적어도 하나의 영역이 포함될 수 있다.
- [0141] 본 발명의 실시 예에 따르면, 상기 각 주파수 밴드의 출력은 모든 밴드 파워에 대한 해당 주파수 밴드의 파워의 비율(%)로 산출되는 파워비율이다.
- [0142] 본 발명에 따른 동공 움직임 기반 뇌 주파수 정보 추출 시스템에 있는 상기 본 발명의 방법을 실시하며, 이를 위한 동영상 카메라 및 이로부터의 영상을 처리하여 상기 밴드별 파워를 산출하는 컴퓨터 기반 분석장치를 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0143] 본 발명에 따른 비접촉 생체 신호 추출 방법:은 동공 반응(Pupillary Response) 또는 PSV(Pupil Size Variation)에 기초하여 생체 정보를 추출한다. 본 발명의 장치는 적외선 카메라에 기초하여 간단하고 저렴하고 비접촉식 방법에 의해 인간 생체 정보를 측정한다. 본 발명에 따른 방법에 의해 추출되는 생체 정보는 EEG 스펙트럼 인덱스(e.g., delta, theta, alpha, and beta)와 같은 뇌 반응(Brain Responses)를 포함할 수 있다. 본 발명은 일어날 수 있는 인간 생리학적 상태(Human physiological state)의 변화에 관련하여 비접촉 측정장치를 구현한다.
- [0144] 결론적으로 본 발명은 검증 실험에서 각성, 이완, 긍정적, 부정적, 중립적 기분의 자극에 의한 인간의 생리 조건의 변화를 조사하였다. 동공 응답을 기반으로 한 실험 방법은 정적 또는 동적 상황에서 생체 신호를 측정할 수 있는 생체 신호 모니터링을 위한 진보된 기술이다.

**도면의 간단한 설명**

- [0145] 도1은 본 발명의 실험에서 사용되는 음향 자극(Sound Stimuli)의 대표를 선택하는 절차를 보인다.
- 도2는 피험자의 상체의 움직임 양을 측정하는 예를 보인다.
- 도3은 본 발명의 실험 절차를 예시한다.
- 도4는 피험자로부터 동공 영역(Pupil region)을 검출(detecting)하는 과정을 보인다.
- 도5는 동공 반응 및 실측 EEG 신호(ground truth) 각각을 이용한 EEG 스펙트럼 지수(Spectrum index)의 신호 처리 절차(procedure of signal processing)를 예시한다.
- 도6은 MNC(movelessness condition)와 NMC(natural movement condition)에 대한 상체의 X, Y 축 방향 운동의 평균의 분석 결과를 보인다 (n = 140, \*\*\* p < 0.001).
- 도7은 동공 응답 및 심전도 신호로부터 EEG 스펙트럼 지수를 검출하는 과정을 예시한다.
- 도8은 MNC에서의 뇌파 스펙트럼 지수 (전두엽 피질)의 비교 예를 보인다.
- 도9는 MNC에서 EEG 스펙트럼 지수 (두정엽 피질)의 비교 예를 보인다.
- 도10은 NMC에서 EEG 스펙트럼 지수 (전두엽 피질)의 비교 예를 보인다.
- 도11은 NMC에서의 뇌파 스펙트럼 지수 (두정엽 피질)의 비교 예를 보인다.
- 도12는 동공 이미지를 측정하기 위한 적외선 웹캠 시스템을 예시한다.
- 도13은 적외선 웹캠과 센서에서 생체 신호를 측정하기 위한 시스템의 인터페이스 화면을 예시한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0146] 이하 첨부된 도면을 참조하면서, 본 발명에 따라 동공 반응으로부터 뇌 주파수 도메인의 파라미터를 추출하는 방법 및 시스템의 실시 예를 설명한다. 그러나, 본 발명 개념의 실시예들은 여러 가지 다른 형태로 변형될 수 있으며, 본 발명 개념의 범위가 아래에서 상술하는 실시예들로 인해 한정되어지는 것으로 해석되어서는 안 된다. 본 발명 개념의 실시예들은 당 업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명 개념을 보다 완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것으로 해석되는 것이 바람직하다. 동일한 부호는 시종 동일한 요소를 의미한다. 나아가, 도면에서의 다양한 요소와 영역은 개략적으로 그려진 것이다. 따라서, 본 발명 개념은 첨부한 도면에 그려진 상대적인 크기나 간격에 의해 제한되어지지 않는다.
- [0147] 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는 데 사용될 수 있지만, 상기 구성 요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명 개념의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제 1 구성 요소는 제 2 구성 요소로 명명될 수 있고, 반대로 제 2 구성 요소는 제 1 구성 요소로 명명될 수 있다.
- [0148] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예들을 설명하기 위해 사용된 것으로서, 본 발명 개념을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, “포함한다” 또는 “갖는다” 등의 표현은 명세서에 기재된 특징, 개수, 단계, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 개수, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0149] 달리 정의되지 않는 한, 여기에 사용되는 모든 용어들은 기술 용어와 과학 용어를 포함하여 본 발명 개념이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 공통적으로 이해하고 있는 바와 동일한 의미를 지닌다. 또한, 통상적으로 사용되는, 사전에 정의된 바와 같은 용어들은 관련되는 기술의 맥락에서 이들이 의미하는 바와 연관되는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 여기에 명시적으로 정의하지 않는 한 과도하게 형식적인 의미로 해석되어서는 아니 될 것임은 이해될 것이다.
- [0150] 어떤 실시예가 달리 구현 가능한 경우에 특정한 공정 순서는 설명되는 순서와 다르게 수행될 수도 있다. 예를 들어, 연속하여 설명되는 두 공정이 실질적으로 동시에 수행될 수도 있고, 설명되는 순서와 반대의 순서로 수행될 수도 있다.

- [0151] 이하에서 설명되는 실시 예를 통해 충분히 이해될 수 있는 본 발명은 궁극적으로 피험자에게 신체적 제한이나 심리적 압박감이 없이 웹캠 등과 같은 동영상 카메라를 갖춘 영상 시스템(Vision system)에 의해 뇌 주파수 정보를 추출하는 것이며, 특히 영상 정보로부터 동공 반응을 검출하여 이로부터 뇌 주파수 정보를 추출한다.
- [0152] 본 발명의 실험에서는 동영상을 통해 획득한 동공 변화(PSV, Pupil size variation)으로부터 추출한 뇌 주파수 도메인의 파라미터의 신뢰성을 검증하기 위하여 실측 EEG 신호(ground truth)와 비교 분석하였다.
- [0153] 이러한 본 발명의 실험은 동영상 카메라를 포함하는 영상 장비 및 촬영된 동영상을 처리 및 분석하는 컴퓨터 구조 기반의 분석장치에 의해 수행되었으며, 여기에는 소프트웨어에 의해 제공되는 분석틀이 포함되었다.
- [0154] 실험적 자극(Experimental Stimuli)
- [0155] 생리 상태의 변화를 유발하기 위하여, 본 발명의 실험에서 Russell의 cir-complex 모델을 기반으로 한 소리 자극을 사용했습니다 (Russell, 1980). 사운드 자극은 각성(arousal), 이완(relaxation), 긍정적(positive), 부정적(negative), 그리고 중립적 소리(neutral sounds) 를 포함한 5 가지 팩터(factor)로 구성되었다. 중립적인 소리는 음향 자극의 부재(不在), 즉 음향 자극이 없는 무음(無音) 상태로 정의되었다. 음향 자극을 선택하기 위한 과정은 도1에 도시된 바와 같다.
- [0156] (S11) 광고, 드라마, 영화와 같은 방송 매체로부터 900개의 음원(음향 자극)이 수집하였다.
- [0157] (S12) 상기 900개의 음원을 각성(A), 이완(R), 긍정(P) 및 부정(N) 등의 4 개 그룹으로 분류 하였다. 각 그룹은 총 40 개의 사운드 자극에 대한 관심 집단 토론(FGD, focus group discussion)을 기반으로 공통적으로 선택된 10개의 항목으로 구성되었다.
- [0158] (S13) 이 자극은 75 명의 남성과 75 명의 여성으로 균등하게 나뉘어 진 150 명의 피실험자로부터 수집된 데이터에 기초하여 각 감정에 대한 적합성에 대한 조사를 수행하는데 사용되었다. 평균 나이는 27.36 세(±1.66)였다. 4 가지 팩터(각성, 이완, 긍정 및 부정)에 대한 각 항목(item)을 선택하기 위해 주관적인 평가가 필요했기 때문에 하나 이상의 항목(item)이 중복될 수 있었다.
- [0159] (S14) 각성, 이완, 긍정 및 부정 등의 감정별 음향 자극(Sound Stimuli)이 균등하게 선호되는지 판단하기 위해 적합성에 대한 카이 제곱 검정(chi-square test)을 수행하였다. 표1에 나타난 바와 같이 각 감정별 소리에 대한 선호도는 모집단(population)에 균등하게 분배하였다(각성: 6 항목, 이완: 6 항목, 긍정: 8 항목, 부정: 4 항목).
- [0160] 표 1은 적합도에 대한 카이 제곱 검정 결과를 보이며, 각 감정에 대해 선택된 항목은 관찰(observation) 및 기대치(expectation value)의 비교(comparation)에 기초한다.

**표 1**

	N	Chi-Square	Sig.
<b>Arousal</b>			
arousal 1	150	83.867	.000
arousal 2	150	45.573	.000
arousal 3	150	58.200	.000
arousal 5	150	83.440	.000
arousal 9	150	10.467	.000
arousal 10	150	70.427	.000
<b>Relaxation</b>			
relaxation 1	150	131.120	.000
relaxation 2	150	163.227	.000
relaxation 5	150	80.720	.000
relaxation 6	150	11.640	.000
relaxation 7	150	82.587	.000
relaxation 10	150	228.933	.000
<b>Positive</b>			
positive 2	150	35.040	.000
positive 3	150	90.533	.000
positive 4	150	101.920	.000
positive 5	150	66.040	.000
positive 7	150	143.813	.000
positive 8	150	128.027	.000
positive 9	150	47.013	.000
positive 10	150	138.053	.000
<b>Negative</b>			
negative 1	150	119.920	.000
negative 2	150	59.440	.000
negative 5	150	117.360	.000
negative 9	150	62.080	.000

[0161]

	Component			
	1	2	3	4
<b>positive 9</b>	<b>.812</b>	.065	.021	-.033
<b>arousal 9</b>	<b>.751</b>	-.353	-.157	.107
<b>relaxation 7</b>	<b>.717</b>	.355	.084	.133
<b>positive 2</b>	<b>.531</b>	-.202	.203	.107
<b>positive 3</b>	<b>-.528</b>	.222	.406	-.003
<b>positive 8</b>	<b>.520</b>	.142	.161	.074
<b>relaxation 2</b>	<b>.192</b>	<b>.684</b>	.109	.004
<b>relaxation 1</b>	.028	<b>.649</b>	.168	-.147
<b>relaxation 5</b>	-.290	<b>.629</b>	-.008	.132
<b>relaxation 6</b>	.025	<b>.628</b>	-.061	.107
<b>relaxation 10</b>	.052	<b>.569</b>	-.320	-.187
<b>arousal 10</b>	-.201	<b>.529</b>	-.111	.409
<b>positive 10</b>	-.145	.424	.342	-.020
<b>negative 1</b>	-.257	-.009	<b>.672</b>	.123
<b>positive 4</b>	.111	.096	<b>.608</b>	-.185
<b>negative 2</b>	-.503	.108	<b>.580</b>	.104
<b>negative 9</b>	.289	-.252	<b>.566</b>	-.051
<b>negative 5</b>	.216	-.232	<b>.528</b>	-.094
<b>positive 5</b>	.377	.014	.439	-.019
<b>positive 7</b>	.002	.193	.403	.128
<b>arousal 1</b>	-.158	.209	-.042	<b>.774</b>
<b>arousal 2</b>	.129	-.049	.015	<b>.765</b>
<b>arousal 5</b>	.210	-.043	.097	<b>.672</b>
<b>arousal 3</b>	.566	-.159	-.140	<b>.617</b>

[0162]

[0163]

강렬한 동의를 나타내는 "7"에 대한 강한 불일치를 나타내는 "1"을 기초로 한 7 점 척도(seven- points scale)를 사용하여 150 명의 피험자로부터 각각의 감정과 관련된 음향 자극의 재조사(resurvey)가 이루어졌다.

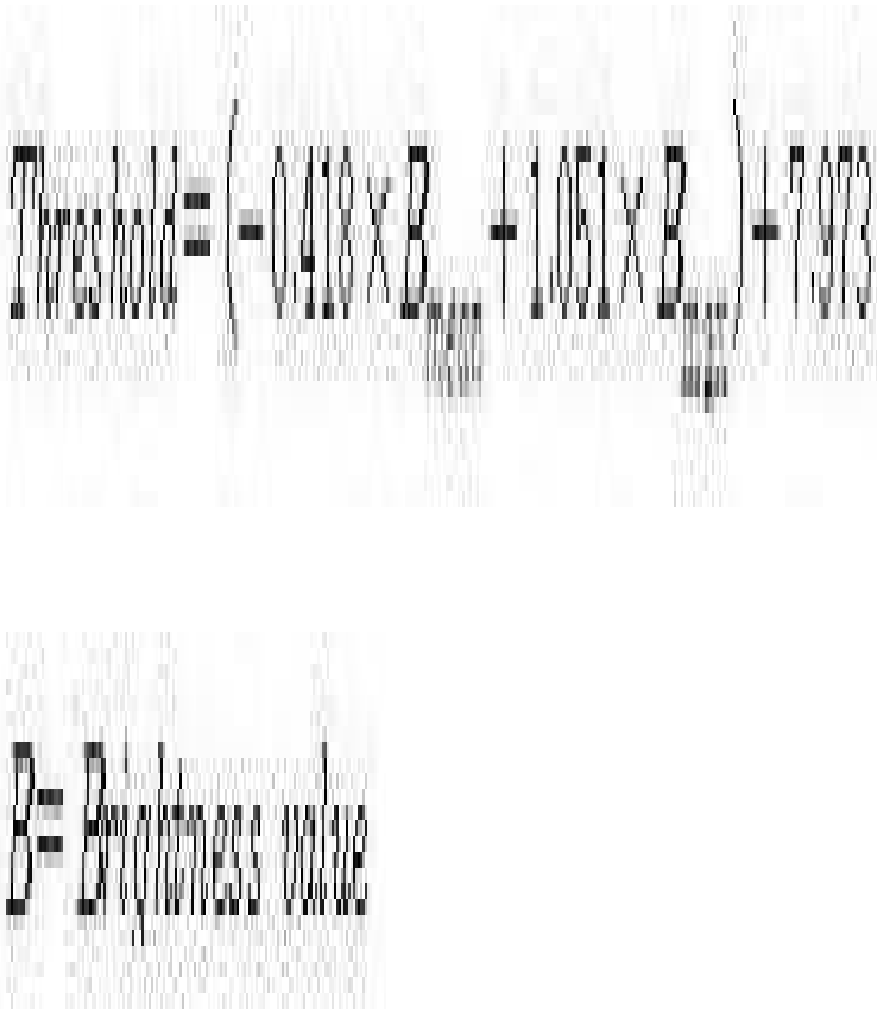
[0164]

베리맥스 (Varimax) 직각 회전에 기반한 PCA(Principal Component Analysis)를 사용하여 각 감정과 관련된 유효한 음향을 분석했다. 이 분석은 전체 변수 집합에 대한 분산을 설명하는 4가지 요소를 산출했다. 분석 결과에 따라 표 2에 나타낸 바와 같은 각 감정에 대한 대표적인 음향 자극이 도출되었다.

[0165]

표2에서, 굵은 글씨는 동일한 인자(팩터), 흐린(blur) 글씨는 공통변량(Communalities) <0.5, 배경에 음영이 있는 굵고 밝은 회색 글씨는 각 감정에 대한 대표적 음향 자극을 나타낸다..

표 2



[0166]

[0167] 실험 절차(Experimental Procedure)

[0168] 균등하게 분배된 70명의 남녀 학부생 자원 봉사자가 실험에 참가하였다. 참가자 즉 피험자 나이는 20~30세의 범위 내이며 평균 연령은 24.52( $\pm$  0.64)세이다.

[0169] 모든 참가자는 정상 또는 (0.8 이상의 교정시력을 가졌고, 시각 기능, 심혈관 계통 또는 중추 신경계와 관련된 질환의 가족력이나 병력은 없었다. 연구에 앞서 각 참가자로부터 사전에 서면 동의를 얻었다. 이 연구는 서울 상명대학교 (2015-8-1)의 제도 심사위원회 (Institutional Review Board)의 승인 하에 진행되었다.

[0170] 하나의 시도 또는 시행(Trial)은 5분 동안 수행되는데, 본 발명의 실험은 두 번의 시도(trial)로 구성된다. 첫 번째 시도는 움직이거나 말하지 않는 MNC를 기반으로 한다. 두 번째 시도는 단순한 대화와 약간의 움직임을 포함한 자연스러운 운동 상태인 NMC를 기반으로 진행되었다.

[0171] 참가자들은 두 번의 실험을 반복적으로 수행했으며, 실험의 순서(order)는 참가자에게 무작위로 배정되었다. 두 조건 간의 움직임의 차이를 확인하기 위해 본 실험은 각 피험자의 웹캠(동영상) 이미지를 이용하여 실험 중 움직임의 양을 정량적으로 측정 하였다.

[0172] 이미지는 Logitech Inc. 의 HD Pro C920 카메라를 이용하여 30fps로 촬영되었으며, 해상도는 1920x1080였다. 움직임은 MPEG-4를 기반으로 상체와 얼굴의 영상으로부터 측정되었다 (Tekalp and Ostermann, 2000; JPandzic and Forchheimer, 2002). 상체의 움직임은 프레임 차이(frame difference)에 기초하여 전체 이미지로부터 추출 되었다. 이때에 배경이 고정되어 있기 때문에 상체에 대한 트랙킹은 수행되지 않았다. 얼굴의 움직임은 Visage Technologies Inc.의 visage SDK 7.4 소프트웨어를 사용하여 프레임 차이를 기반으로 한 84 개의 MPEG-4 애니

메이션 포인트로부터 추출되었다. 모든 운동 데이터는 실험 중 각 피험자의 평균값이 사용되었고, 도2에 도시된 바와 같이, 두 시도(trial) 사이의 움직임 차가 비교 되었다.

[0173] 도2는 피험자의 상체의 움직임 양을 측정하는 예를 보인다. 도2에서 안면(face)은 X 축과 Y 축의 교차점에 위치한다. 도2에서 (A)는 상체 이미지, (B)는 84 개의 MPEG-4 애니메이션 포인트에서 추적된 얼굴(Tracked face) 이미지, (C)와 (D)는 전후 프레임간 차이, (E)는 상체로부터의 움직임 신호(movement signal) 그리고, (F)는 84 개의 MPEG-4 애니메이션 포인트로부터의 움직임 신호(movement signals)를 보인다.

[0174] 생리학적 상태의 변화를 유발하기 위해, 주어진 태스크(task)의 시도(trial)를 통해서 참가자들에게 음향 자극이 주어졌다. 각 음향 자극은 5 분간의 시도에 걸쳐 총 5 개의 자극에 대해 1 분 동안 무작위로 제시되었다. 기준 자극(reference stimuli)은 태스크(Task or Trial) 시작 3 분 전에 제시되었다. 상세한 실험 절차는 도3에 도시된 바와 같이 센서부착(S31), 측정 태스크(S32) 및 센서 제거(S33)를 포함하며, 그리고 측정 태스크(S32)는 아래와 같이 진행되었다.

[0175] 이 실험은 창문을 통해 들어오는 햇빛으로 조명이 변화하는 실내에서 수행되었다. 참가자들은 편안한 의자에 앉아있는 동안 1.5m의 거리에서 검은 벽을 바라 보았다. 음향 자극은 이어폰을 사용하여 두 시도에서 동일하게 제시되었다. 피험자들은 움직임이 없는(MNC) 시도 중에 그들의 움직임과 말을 줄이도록 요구되었다. 그러나 자연스러운 움직임(NMC) 시도에서는 피험자가 간단한 대화와 약간의 움직임을 수반(허락) 되었다. 피험자들은 음향 자극을 위한 대화의 일부로서 다른 사람에게 자신을 소개하도록 요구 받았으며, 그로 인해 음향 자극에 대한 감정과 사고(thinking)가 포함되었다. 실험 도중에 뇌파 및 동공 이미지 데이터를 측정 하였다. EEG 신호는 19 개의 채널 (FP1, FP2, F3, Fz, F4, F7, F8, C3, Cz, C4, T7 (T3), T8 (T4), P7 (T5), P8, (T6), P3, Pz, P4, O1 및 O2 영역)으로부터 국제10-20 시스템 (ground: FAz, reference: average between electrodes on the two ears, and DC level: 0 Hz~150 Hz) 에 의해 기록되었다.

[0176] 여기에서, 전극 임피던스는 3 kΩ 이하로 유지되었으며, EEG 신호의 기록에는 Mitsar-EEG 202 Machine을 사용되었으며 샘플링 레이트는 500 Hz 이었다.

[0177] 이하 동공 반응(Pupillary Response)으로부터 생체 신호(Vital Sign)을 추출(Extraction) 또는 구성(Recovery)하는 방법에 대해 설명한다.

[0178] 동공 반응 검출

[0179] 동공 검출 절차는 도12에 도시된 바와 같은 적외선 카메라 시스템을 사용하여 동영상을 획득하고, 이후 특정한 영상 처리 과정을 요구한다.

[0180] 도4는 피험자로부터 동공 영역(Pupil region)을 검출(detecting)하는 과정을 보인다. 도4에서, (A)는 피험자로부터 얻은 입력 이미지(그레이 스케일), (B)는 자동 임계 값(auto threshold)에 기반한 이진화 이미지, (C)는 원형 에지 검출(circular edge detection)에 의한 동공 위치의 검출, 그리고 (D)는 동공 영역의 중심 좌표 및 직경에 대한 정보를 포함하여 동공 영역의 실시간 검출 결과를 보인다.

[0181] 도4에서, 그레이스케일 이미지(A)는 (B)에 도시된 바와 같이 임계값에 기초하여 이진화 되었다. 상기 임계값(Threshold)은 아래의 [수1]과 같이 전체 영상의 밝기 값을 이용한 선형 회귀 모형에 의해 정의 되었다.

수학식 1

$$Max_{(r, x_0, y_0)} \left| G(r) = \frac{5}{8r} \int_{r, x_0, y_0} \frac{I(x, y)}{2\pi r} ds \right|$$

$I(x, y)$  = a grey level at the  $(x, y)$  position  
 $(x_0, y_0)$  = center position of pupil  
 $r$  = radius of pupil

[0182]

[0183] 동공 위치를 결정하는 다음 단계는 아래의 [수2]의 원형 에지 검출 알고리즘 (Daugman, 2004; Lee et al., 2009))을 사용함으로써 이진 이미지를 처리한다.

수학식 2

$$(SMA_m)_{x+n} = \left(\frac{\sum_{i=1}^m P_i}{m}\right)_x, \left(\frac{\sum_{i=1}^m P_i}{m}\right)_{x+1}, \dots, \left(\frac{\sum_{i=1}^m P_i}{m}\right)_{x+n}$$

SMA= sliding moving average  
P= pupil diameter

[0184]

[0185]

다수의 동공 위치가 선택되는 경우, 적외선 램프에 의한 반사광이 사용되었다. 그런 다음, 동공의 중심 좌표(x, y)와 지름을 포함하는 정확한 동공 위치를 얻었다.

[0186]

동공 지름 데이터(신호)는 [수 3]에 의해 1 Hz의 주파수로 리샘플(resample) 되었다. 예를 들어 상기 동공 지름 데이터는 30 fps의 동영상으로 추출되는데, 눈깜박임 등의 노이즈 제거 등의 목적으로 소정 주파수, 예를 들어 1Hz로 리샘플링된다. 동공 지름 데이터에 대한 리샘플링 절차는 30 데이터 포인트의 샘플링 레이트를 포함하며, 또한 이는 일반적인 슬라이딩 이동 평균 기법(예를 들어, 1 초의 윈도우 크기 및 1초의 분해능)을 사용하여 1 초 간격으로 평균값을 계산한다. 그러나, 1초 이상의 눈깜박임으로 인해 추적되지 않은 동공의 지름 데이터는 리샘플링 절차에 포함되지 않았다.

수학식 3

$$X_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi k \frac{n}{N}}$$

$$k = 0, \dots, N-1$$

[0187]

[0188]

EEG 스펙트럼 지수 검출(Detecting the EEG spectral index in brain activity)

[0189]

여기에서 비접촉에 의한 EEG 스펙트럼 지수의 검출에 대해서 설명된다.

[0190]

잘 알려진 바와 같이 센서를 이용해 얻은 뇌파 스펙트럼 지수에는 delta ( $\delta$ , 1 Hz~4 Hz); theta ( $\Theta$ , 4 Hz~8 Hz); alpha ( $\alpha$ , 8 Hz~13 Hz); beta ( $\beta$ , 13 Hz~30 Hz); gamma ( $\gamma$ , 30 Hz~50 Hz); slow alpha (8 Hz~11 Hz); fast alpha (11 Hz~13 Hz); low beta (12 Hz~15 Hz); mid beta (15 Hz~20 Hz); high beta (20 Hz~30 Hz), mu ( $\mu$ , 9 Hz~11 Hz), and the sensorimotor rhythm wave (SMR) (12.5 Hz~15.5 Hz)가 포함된다.

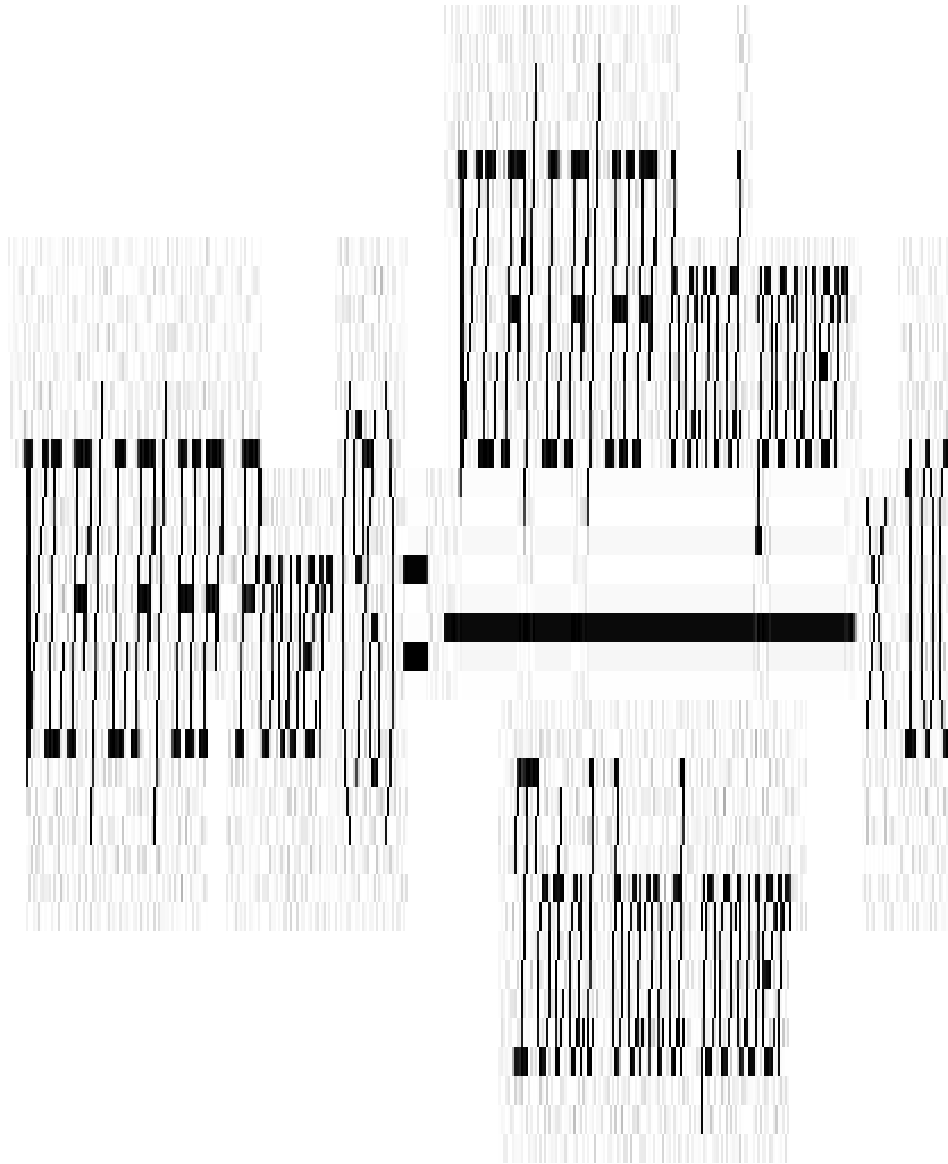
[0191]

이러한 EEG 스펙트럼 지수는 표3에 보인 바와 같이 다양한 물리적 및 생리학적 상태와 관련이 있다(Gastaut, 1952; Glass, 1991; Noguchi and Sakaguchi, 1999; Pfurtscheller and Da Silva, 1999; Niedermeyer, 1997; Feshchenko *et al.*, 2001; Niedermeyer and da Silva, 2005; Cahn and Polich, 2006; Kirmizi-Alsan *et al.*, 2006; Kisley and Cornwell, 2006; Kanayama *et al.*, 2007; Zion-Golumbic *et al.*, 2008; Tatum, 2014)

[0192]

표3은 EEG 스펙트럼 지수의 비교 (Comparison)을 보인다.

표 3



[0193]

[0194] 동공 반응으로부터 EEG 스펙트럼 지수를 검출하는 절차가 도12에 도시되어 있다. 도5는 동공 반응 및 실측 EEG 신호(ground truth) 각각을 이용한 EEG 스펙트럼 지수(Spectrum index)의 신호 처리 절차(procedure of signal processing)를 예시한다.

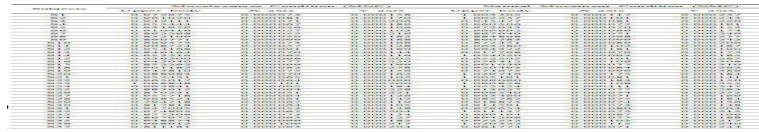
[0195] 도5를 참조하면, 1 Hz에서 리샘플링된 동공 지름 데이터(Pupil Diameter Signals)는, 0.01Hz-0.05Hz BPF(band pass filter)에 의해 필터링 되었고, FFT에 의해 분석되어 아래와 같은 다수 영역의 파라미터들이 추출되었다.

[0196] 델타 영역(delta range of 0.01 Hz~0.04 Hz), 세타영역(theta range of 0.04 Hz~0.08 Hz), 알파 영역(alpha range of 0.08 Hz~0.13 Hz), 베타 영역(beta range of 0.13 Hz~0.30 Hz), 감마 영역(gamma range of 0.30 Hz~0.50 Hz), 늦은 알파 영역(slow alpha range of 0.08 Hz~0.11 Hz), 빠른 알파 영역(fast alpha range of 0.11 Hz~0.13 Hz), 낮은 베타 영역(low beta range of 0.12 Hz~0.15 Hz), 중간 베타 영역(mid beta range of 0.15 Hz~0.20 Hz), 높은 베타 영역(high beta range of 0.20 Hz~0.30 Hz), 뮤 영역(mu range of 0.09 Hz~0.11 Hz), SMR 영역(SMR range of 0.125 Hz~0.155 Hz), and 전체 밴드 영역(Total band range of 0.01 Hz~0.50 Hz)

[0197] BPF 범위는 고조파 주파수(harmonic frequency)에 1/100 해상도로 적용되었다. 필터링된 신호는 FFT 분석을 통해 주파수 밴드(X) 별로 분류하고, 각 주파수 밴드(X)의 총 출력 또는 파워(Power)을 <식4>에 의해 추출하였다. 즉, 각 주파수 밴드의 출력은, [수4]에 정의된 바와 같이, 모든 밴드 파워(Total band power)에 대한 해당 주파

수 밴드의 파워(X band power)의 비율(%)로부터 산출하는 파워비율로 표시된다.

**수학식 4**



[0198]

[0199]

델타(*delta*)에서 SMR까지의 각 주파수 대역의 파워는 총 밴드 파워와 EEG 스펙트럼 지수 사이의 비율을 사용하여 계산되었다. 이 절차는 180 초의 크기의 윈도우(window size)와 1초의 분해능(resolution)을 사용하는 슬라이딩 윈도우 기법(Sliding Window Technique)로 처리되었다.

[0200]

한편 실측 EEG 신호에 대해서도 BPF에 의한 필터링, 그리고 필터링된 실측 EEG 신호에 대한 FFT 분석을 통해 각 주파수 밴드 별로 신호를 추출하고 출력된 신호의 각 밴드의 파워가 산출되었다.

[0201]

결과(Result)

[0202]

동공 응답으로부터 심장 시간 도메인 지수, 심장 주파수 도메인 지수, EEG 스펙트럼 지수 및 피험자의 HEP 지수로부터 생체 신호를 추출했다. 이들 성분은 상관 계수(*r*) 및 평균 오차 값 (*ME*)에 기초한 센서 신호, 즉 실측 신호(ground truth)로부터의 각 지수와 비교되었다. 데이터는 MNC와 NMC 모두에서 검사 대상자에 대해 분석되었다.

[0203]

MNC와 NMC 등의 두 조건 사이의 움직임 량의 차이를 확인하기 위해 움직임 데이터를 정량적으로 분석했다. 움직임 데이터는  $p > 0.05$ 의 정상 테스트와 독립적인 t-테스트를 기반으로 한 정규 분포였다. 유도된 통계적 유의성에 대해 분포론 교정(Bonferroni correction)을 수행했다.

[0204]

통계적 유의 수준은 각 가설의 수 (즉,  $\alpha = 0.05 / n$ )에 기초하여 제어되었다. 움직임 데이터의 통계적 유의 수준은 0.0167 (상체, X 축 및 Y 축,  $\alpha = 0.05 / 3$ )이었다. Cohen 's d에 근거한 효과 크기(effect size)도 또한 실제적인 중요성을 확인하기 위해 계산되었다. Cohen 's d에서 효과 크기에 대한 표준 값은 각각 0.10, 0.25 및 0.40으로 일반적으로 작고, 중간이고, 큰 것으로 간주되었다.

[0205]

분석 결과에 따르면, MNC, 도6과 표4에 나타내 보인 바와 같이, (상체, X 축, Y 축)에서의 움직임 량은 상체에 대한 NMC와 비교하여 유의하게 증가 하였다

표 4

S38	0.921204	0.000061	0.000160	0.966262	0.000071	0.000213
S39	0.907618	0.000060	0.000151	0.951832	0.000076	0.000188
S40	0.907953	0.000061	0.000169	0.920784	0.000071	0.000188
S41	0.907145	0.000055	0.000151	0.937417	0.000171	0.000196
S42	0.909996	0.000055	0.000163	0.995645	0.000072	0.000222
S43	0.940886	0.000061	0.000137	0.971473	0.000082	0.000188
S44	0.979163	0.000059	0.000127	1.058006	0.000184	0.000244
S45	0.946343	0.000056	0.000109	1.029439	0.000082	0.000156
S46	0.951810	0.000061	0.000154	0.977621	0.000087	0.000256
S47	0.809073	0.000060	0.000147	0.961375	0.000065	0.000252
S48	0.961124	0.000073	0.000176	0.997457	0.000083	0.000189
S49	0.994281	0.000074	0.000172	1.020115	0.000094	0.000222
S50	0.853841	0.000075	0.000194	0.978026	0.000104	0.000247
S51	0.818171	0.000059	0.000168	0.850567	0.000091	0.000255
S52	0.845488	0.000072	0.000134	0.895100	0.000105	0.000293
S53	0.899975	0.000081	0.000150	0.967366	0.000094	0.000179
S54	0.819878	0.000057	0.000106	0.907099	0.000108	0.000193
S55	0.824809	0.000061	0.000119	0.854062	0.000062	0.000125
S56	0.829834	0.000067	0.000126	0.915019	0.000169	0.000157
S57	0.836302	0.000066	0.000126	0.892036	0.000083	0.000172
S58	0.876029	0.000065	0.000155	0.988827	0.000186	0.000163
S59	0.876581	0.000065	0.000149	0.924143	0.000117	0.000296
S60	0.881068	0.000101	0.000252	1.063924	0.000109	0.000381
S61	0.880455	0.000055	0.000093	1.007333	0.000080	0.000190
S62	0.900065	0.000055	0.000087	1.028052	0.000076	0.000176
S63	1.045809	0.000056	0.000102	1.061254	0.000096	0.000161
S64	1.067929	0.000052	0.000105	1.070771	0.000111	0.000162
S65	0.949971	0.000055	0.000101	1.004960	0.000068	0.000143
S66	0.964054	0.000053	0.000093	1.068673	0.000169	0.000140
S67	0.828268	0.000054	0.000082	0.886462	0.000061	0.000117
S68	0.922679	0.000049	0.000079	0.945291	0.000061	0.000102
S69	0.946723	0.000063	0.000112	1.069926	0.000114	0.000119
S70	0.977655	0.000064	0.000113	0.999438	0.000065	0.000119
mean	0.914217	0.000067	0.000153	0.966343	0.000096	0.000208
SD	0.061596	0.000014	0.000044	0.057911	0.000033	0.000058

[0206]

Subjects	Correlation coefficient					Mean error				
	VLF	LF	HF	VLF/HF	LF/HF	VLF	LF	HF	VLF/HF	LF/HF
S1	0.855	0.819	0.947	0.728	0.786	0.252	0.034	0.225	0.340	0.308
S2	0.836	0.944	0.930	0.615	0.686	0.511	0.208	0.024	0.562	0.700
S3	0.918	0.957	0.815	0.872	0.727	0.075	0.178	0.361	0.174	0.282
S4	0.950	0.901	0.914	0.810	0.770	0.083	0.031	0.043	0.173	0.144
S5	0.929	0.978	0.967	0.714	0.731	0.013	0.042	0.083	0.149	0.135
S6	0.835	0.887	0.972	0.731	0.811	0.301	0.501	0.482	1.453	1.353
S7	0.905	0.924	0.888	0.843	0.794	0.312	0.628	0.592	0.444	0.459
S8	0.845	0.955	0.937	0.813	0.709	0.193	0.642	0.428	0.635	0.767
S9	0.943	0.854	0.820	0.764	0.946	0.192	0.151	0.104	0.862	0.697
S10	0.779	0.714	0.717	0.630	0.656	1.693	1.369	1.134	1.819	1.703
S11	0.884	0.852	0.844	0.820	0.859	0.609	0.334	0.382	0.786	0.735
S12	0.878	0.850	0.893	0.702	0.853	0.239	0.429	0.417	0.284	0.286
S13	0.861	0.871	0.819	0.710	0.751	0.323	0.436	0.373	0.390	0.300
S14	0.876	0.923	0.873	0.709	0.907	0.689	0.534	0.101	0.332	0.352
S15	0.929	0.894	0.886	0.790	0.785	0.263	0.265	0.212	0.129	0.125
S16	0.875	0.880	0.909	0.795	0.915	0.220	0.316	0.551	0.734	0.743
S17	0.903	0.891	0.900	0.842	0.946	0.648	0.599	0.350	0.168	0.179
S18	0.896	0.908	0.911	0.713	0.705	0.326	0.378	0.269	0.648	0.650
S19	0.832	0.963	0.898	0.883	0.955	0.430	0.398	0.104	1.288	1.126
S20	0.911	0.951	0.944	0.752	0.802	0.342	0.670	0.194	0.140	0.157
S21	0.893	0.980	0.915	0.825	0.808	0.340	0.272	0.275	0.717	0.684
S22	0.944	0.871	0.976	0.802	0.917	0.092	0.087	0.114	0.669	0.665
S23	0.917	0.980	0.968	0.808	0.700	0.320	0.139	0.321	0.760	0.729
S24	0.881	0.822	0.971	0.902	0.902	0.348	0.425	0.522	0.565	0.531
S25	0.832	0.876	0.846	0.721	0.702	0.572	0.215	0.589	1.442	1.343
S26	0.898	0.932	0.914	0.827	0.783	0.686	0.344	0.202	0.390	0.344
S27	0.855	0.918	0.885	0.713	0.776	0.576	0.012	0.289	0.492	0.583
S28	0.863	0.876	0.932	0.889	0.766	0.115	0.247	0.242	0.550	0.651
S29	0.849	0.839	0.830	0.806	0.843	0.215	0.120	0.586	0.421	0.345
S30	0.894	0.972	0.981	0.924	0.936	0.209	0.059	0.084	0.372	0.311
S31	0.940	0.980	0.989	0.938	0.937	0.009	0.179	0.091	0.102	0.069
S32	0.908	0.933	0.821	0.746	0.777	0.336	0.414	0.198	1.096	0.997
S33	0.917	0.856	0.938	0.859	0.850	0.671	0.450	0.446	0.271	0.341
S34	0.908	0.845	0.882	0.835	0.904	0.059	0.204	0.143	0.706	0.735
S35	0.940	0.980	0.989	0.938	0.937	0.009	0.179	0.091	0.026	0.069
S36	0.849	0.835	0.822	0.899	0.841	0.229	0.654	0.393	0.559	0.516

[0207]

[0208]

델타, 세타, 알파, 베타, 감마, 느린 알파, 빠른 알파, 낮은 베타, 중간 베타, 높은 베타, 뮤 및 19 채널 뇌 영역에 대한 SMR 파워로 대표되는 뇌 활동의 EEG 스펙트럼 지수는 동공 응답으로부터 추출된다. 이들 성분을 실측 EEG 신호 (ground truth)로부터의 EEG 스펙트럼 지수와 비교 하였다. 동공 응답 및 심전도 신호로부터의 EEG 스펙트럼 지수 추출의 예가 도7에 도시되어 있다.

[0209]

이 실험은, 고조파 주파수의 혼입에 의한 동공 반응으로부터 EEG 스펙트럼 파워 (예: FP1의 낮은 베타, FP1의 중간 베타, FP1의 SMR, F3의 베타, F8의 높은 베타, C3의 뮤( $\mu$ ), P3의 감마)를 결정할 수 있었다.

[0210]

고조파 주파수의 혼입. 뇌 활동의 EEG 스펙트럼 지수는 낮은 베타 버전의 경우 12 Hz에서 15 Hz까지이며, 중간 베타 버전의 경우 15 Hz ~ 20 Hz; SMR의 경우 12.5 Hz에서 13.5 Hz; 베타에 대해 13 Hz ~ 30 Hz; 높은  $\beta$ 의 경우 20 Hz ~ 30 Hz :  $\mu$ 의 경우 9 Hz ~ 11 Hz; 감마에서 30 Hz에서 50 Hz는 0.12 Hz에서 0.15 Hz의 범위 내에서 일주기 동공 리듬과 밀접하게 연관되어있다. 0.15 Hz 내지 0.20 Hz; 0.125 Hz 내지 0.135 Hz; 0.13 Hz 내지 0.30 Hz; 0.20 Hz 내지 0.30 Hz; 0.09 Hz 내지 0.11 Hz; 및 0.30 Hz 내지 0.50 Hz (1 / 100 f의 고조파 주파수)를 각각 나타낸다.

[0211]

도7은 동공 응답 및 실측 EEG 신호로부터 EEG 스펙트럼 지수를 검출하는 과정을 예시한다. 도7의 (A)-(I)는 다음과 같다.

[0212]

(A): 동공 크기의 프레임 차이 신호

[0213]

(B) 슬라이딩 이동 평균에 기초하여 1 Hz로 리샘플링된 신호(윈도우 사이즈: 30 fps 및 해상도: 30 fps)

- [0214] (C)는 각 주파수 밴드의 BPF 처리된 신호
- [0215] (D)는 FFT 분석 신호 (E) TF 파워의 비율로부터 계산된 델타에서 SMR 파워의 신호(0.01 Hz-0.50 Hz)
- [0216] (F)는 EEG 원형 신호(raw signal) (G)는 1 Hz ~ 50 Hz의 필터링된 원형 신호
- [0217] (H)는 EEG 스펙트럼 분석 및 각 밴드 파워(delta to SMR)의 추출
- [0218] (I) EEG 신호(ground truth)로부터의 각 밴드의 신호 출력
- [0219] 여기에서, 동공 응답으로부터 얻은 신호의 각 주파수 밴드들은 아래와 같이 열거 된다.
- [0220] 1) delta: 0.01 Hz~0.04 Hz
- [0221] 2) theta: 0.04 Hz~0.08 Hz
- [0222] 3) alpha: 0.08 Hz~0.13 Hz
- [0223] 4) beta: 0.13 Hz~0.30 Hz
- [0224] 5) gamma: 0.30 Hz~0.50 Hz
- [0225] 6) slow alpha: 0.08 Hz~0.11 Hz
- [0226] 7) fast alpha: 0.11 Hz~0.13 Hz
- [0227] 8) low beta: 0.12 Hz~0.15 Hz
- [0228] 9) mid beta: 0.15 Hz to 0.20 Hz,
- [0229] 10) high beta: 0.20 Hz~0.30 Hz
- [0230] 11)  $\mu$  ( $\mu$ ): 0.09 Hz~0.11 Hz, and
- [0231] 12) SMR: 0.125 Hz~0.135 Hz) with harmonic frequency of  $1/100f$
- [0232] 피험자의 동공 응답으로부터 EEG 스펙트럼 지수를 추출한 예가 도8과 9에 도시되어 있다.
- [0233] MNC에서 실측 EEG의 결과를 비교할 때, 동공 응답으로부터의 EEG 스펙트럼 지수는 모든 매개 변수에 대해 강한 상관 계수( $r$ )를 아래와 같이 나타냈다.
- [0234] 1) FP1 영역에서 낮은 베타 파워:  $r = 0.754 \pm 0.057$  인
- [0235] 2) FP1 영역의 중간 베타 파워:  $r = 0.760 \pm 0.056$
- [0236] 3) FP1 영역에서 SMR 파워:  $r = 0.754 \pm 0.059$
- [0237] 4) F3 영역에서 베타 파워:  $r = 0.757 \pm 0.062$
- [0238] 5) F8 영역에서 높은 베타 파워:  $r = 0.754 \pm 0.056$
- [0239] 6) C4 영역에서  $\mu$  파워:  $r = 0.762 \pm 0.055$
- [0240] 7) P4 영역에서 감마 파워:  $r = 0.756 \pm 0.055$
- [0241] 모든 매개 변수의 평균 오차(mean error,  $ME$ )의 차이는 아래와 같이 낮았다.
- [0242] 1) FP1 영역에서 낮은 베타 파워:  $ME = 0.167 \pm 0.081$
- [0243] 2) FP1 영역에서 중간 베타 파워:  $ME = 0.172 \pm 0.085$
- [0244] 3) FP1 영역의 SMR 파워:  $ME = 0.169 \pm 0.088$
- [0245] 4) F3 영역의 베타 파워:  $ME = 0.160 \pm 0.080$
- [0246] 5) F8 영역에서 높은 베타 파워:  $ME = 0.178 \pm 0.081$
- [0247] 6) C4 영역에서의  $\mu$  파워:  $ME = 0.157 \pm 0.076$
- [0248] 7) P4 영역에서의 감마 파워:  $ME = 0.167 \pm 0.089$

- [0249] 이 절차는 윈도우 사이즈가 180 초이고 해상도가 1 초로 300 초 동안 기록된 데이터를 사용하여 슬라이딩 윈도우 기술에 의해 처리되었다. 상관 관계와 평균 오차(ME)는 다음의 표 5와 6에서와 같이 70 명의 피험자 (한 명은  $N = 120$ )의 평균값이었다.
- [0250] 도8은 MNC에서의 뇌파 스펙트럼 지수 (전두엽 피질)의 상관 계수( $r$ ) 와 평균 에러(ME)의 비교 예를 보인다.
- [0251] 1)  $r = 0.863$ ,  $ME = 0.141$  for low beta in FP1
- [0252] 2)  $r = 0.853$ ,  $ME = 0.004$  for mid beta in FP1
- [0253] 3)  $r = 0.857$ ,  $ME = 0.154$  for high beta in F8
- [0254] 4)  $r = 0.826$ ,  $ME = 0.052$  for beta in F3
- [0255] 5)  $r = 0.800$ ,  $ME = 0.002$  for SMR in FP1.
- [0256] 도9는 MNC에서 EEG 스펙트럼 지수 (정수리 및 중심 피질)의 비교 예를 보인다.
- [0257]  $r = 0.882$ ,  $ME = 0.039$  for gamma in P4
- [0258]  $r = 0.882$ ,  $ME = 0.050$  for mu in C4
- [0259] 위에서 언급된 바 있는 아래의 표5는 MNC에서 EEG 스펙트럼 지수의 상관 계수의 평균을 나타내 보인다( $N=120$ ,  $p<0.001$ ).

표 5

S37	0.920	0.855	0.832	0.785	0.712	0.042	0.358	0.025	0.153	0.103
S38	0.939	0.818	0.874	0.822	0.939	0.105	0.154	0.026	0.025	0.052
S39	0.873	0.927	0.931	0.850	0.705	0.454	0.089	0.493	0.612	0.682
S40	0.924	0.835	0.890	0.898	0.764	0.230	0.038	0.436	0.054	0.054
S41	0.937	0.910	0.851	0.804	0.758	0.165	0.151	0.151	0.293	0.276
S42	0.888	0.872	0.910	0.841	0.891	0.378	0.114	0.412	0.597	0.636
S43	0.834	0.914	0.829	0.868	0.792	0.396	0.660	0.547	0.632	0.629
S44	0.831	0.866	0.888	0.751	0.905	0.631	0.697	0.109	0.663	0.643
S45	0.933	0.845	0.955	0.854	0.749	0.230	0.221	0.330	0.372	0.228
S46	0.836	0.894	0.881	0.734	0.775	0.461	0.555	0.205	0.246	0.209
S47	0.847	0.956	0.842	0.898	0.771	0.210	0.413	0.435	0.687	0.666
S48	0.902	0.817	0.856	0.726	0.682	0.484	0.118	0.236	0.237	0.205
S49	0.923	0.940	0.901	0.874	0.739	0.633	0.245	0.610	0.187	0.134
S50	0.856	0.867	0.926	0.742	0.886	0.376	0.482	0.129	0.610	0.617
S51	0.923	0.888	0.836	0.836	0.709	0.014	0.211	0.305	0.234	0.242
S52	0.878	0.965	0.837	0.918	0.729	0.598	0.406	0.110	0.248	0.246
S53	0.882	0.915	0.836	0.707	0.789	0.299	0.658	0.054	0.682	0.621
S54	0.844	0.896	0.950	0.795	0.737	0.694	0.109	0.039	0.536	0.556
S55	0.832	0.938	0.956	0.715	0.843	0.230	0.351	0.256	1.473	1.297
S56	0.909	0.918	0.870	0.802	0.919	0.507	0.470	0.511	0.552	0.577
S57	0.831	0.832	0.934	0.885	0.777	0.215	0.165	0.046	0.655	0.661
S58	0.915	0.926	0.964	0.682	0.644	0.321	0.123	0.585	0.090	0.035
S59	0.917	0.969	0.873	0.715	0.712	0.589	0.565	0.581	0.167	0.171
S60	0.834	0.859	0.971	0.865	0.753	0.468	0.982	1.450	0.925	0.970
S61	0.903	0.975	0.844	0.827	0.815	0.564	0.094	0.061	0.609	0.639
S62	0.740	0.723	0.842	0.610	0.696	0.403	0.230	0.547	1.219	1.493
S63	0.974	0.982	0.911	0.937	0.982	0.664	0.214	0.450	0.020	0.013
S64	0.971	0.940	0.915	0.742	0.718	0.174	0.181	0.191	0.474	0.336
S65	0.946	0.901	0.899	0.725	0.738	0.055	0.046	0.097	0.148	0.550
S66	0.873	0.967	0.825	0.761	0.743	0.016	0.412	0.087	0.108	0.103
S67	0.918	0.971	0.949	0.910	0.870	0.587	0.651	0.296	0.099	0.081
S68	0.930	0.845	0.920	0.736	0.853	0.227	0.168	0.107	0.011	0.044
S69	0.867	0.828	0.900	0.721	0.695	0.189	0.341	0.057	0.181	0.216
S70	0.920	0.870	0.899	0.793	0.821	0.596	0.249	0.079	0.344	0.329
mean	0.888	0.898	0.896	0.797	0.801	0.353	0.329	0.301	0.497	0.492
SD	0.044	0.058	0.054	0.080	0.086	0.258	0.243	0.250	0.386	0.372

[0260]

Subjects	Correlation coefficient					Mean error				
	VLF	LF	HF	VLF/HF	LF/HF	VLF	LF	HF	VLF/HF	LF/HF
S1	0.784	0.952	0.905	0.798	0.810	0.384	0.826	0.117	0.901	0.964
S2	0.840	0.836	0.866	0.908	0.850	0.724	0.385	0.753	0.379	0.256
S3	0.879	0.888	0.755	0.821	0.846	0.518	0.375	0.104	0.240	0.221
S4	0.862	0.941	0.750	0.663	0.716	0.264	0.688	0.577	0.936	0.963
S5	0.873	0.925	0.885	0.831	0.811	0.718	0.279	0.853	0.301	0.267
S6	0.848	0.906	0.925	0.848	0.905	0.720	0.076	0.314	0.184	0.138
S7	0.804	0.959	0.751	0.763	0.799	0.940	0.633	0.490	0.895	0.977
S8	0.899	0.860	0.864	0.823	0.825	0.835	0.258	0.732	0.301	0.330
S9	0.808	0.785	0.798	0.824	0.846	0.985	0.767	0.925	0.410	0.419
S10	0.842	0.761	0.790	0.772	0.730	0.086	0.377	0.615	0.776	0.700
S11	0.815	0.956	0.781	0.858	0.902	0.192	0.555	0.299	0.243	0.220
S12	0.946	0.823	0.926	0.709	0.757	0.032	0.195	0.109	0.666	0.611
S13	0.801	0.855	0.819	0.742	0.707	0.619	0.930	0.301	0.894	0.864
S14	0.791	0.907	0.875	0.712	0.789	0.190	0.714	0.677	0.969	0.982
S15	0.872	0.772	0.771	0.816	0.870	0.928	0.166	0.565	0.372	0.361
S16	0.830	0.762	0.891	0.646	0.658	0.563	0.133	0.507	2.291	2.442
S17	0.862	0.831	0.925	0.679	0.695	0.071	0.370	0.800	1.462	1.590
S18	0.942	0.796	0.899	0.788	0.764	0.109	0.469	0.227	0.870	0.877
S19	0.919	0.833	0.902	0.814	0.854	0.113	0.662	0.125	0.368	0.338
S20	0.790	0.829	0.822	0.691	0.663	0.812	0.586	0.560	0.680	0.605
S21	0.948	0.840	0.925	0.700	0.710	0.097	0.239	0.095	0.505	0.564
S22	0.792	0.927	0.840	0.862	0.871	0.437	0.840	0.903	0.751	0.755
S23	0.811	0.897	0.812	0.693	0.698	0.610	0.408	0.547	1.396	1.463
S24	0.888	0.852	0.945	0.886	0.892	0.965	0.638	0.449	0.305	0.313
S25	0.851	0.958	0.824	0.864	0.894	0.554	0.737	0.365	0.338	0.443
S26	0.937	0.813	0.838	0.858	0.898	0.271	0.662	0.476	0.356	0.321
S27	0.888	0.792	0.895	0.903	0.869	0.451	0.740	0.786	0.399	0.395
S28	0.922	0.906	0.782	0.775	0.711	0.144	0.176	0.330	0.294	0.220
S29	0.803	0.821	0.950	0.776	0.817	0.509	0.478	0.190	0.986	0.995
S30	0.945	0.983	0.989	0.985	0.990	0.417	0.485	0.935	0.006	0.016
S31	0.860	0.913	0.782	0.806	0.794	0.329	0.522	0.340	0.861	0.835
S32	0.882	0.901	0.957	0.860	0.890	0.179	0.145	0.330	0.466	0.409
S33	0.809	0.770	0.821	0.765	0.834	0.373	0.348	0.895	0.943	0.961
S34	0.801	0.952	0.944	0.783	0.773	0.486	0.127	0.940	0.476	0.390
S35	0.946	0.894	0.831	0.843	0.837	0.023	0.120	0.850	0.383	0.335
S36	0.770	0.840	0.834	0.758	0.762	0.135	0.976	0.849	0.538	0.551

[0261]

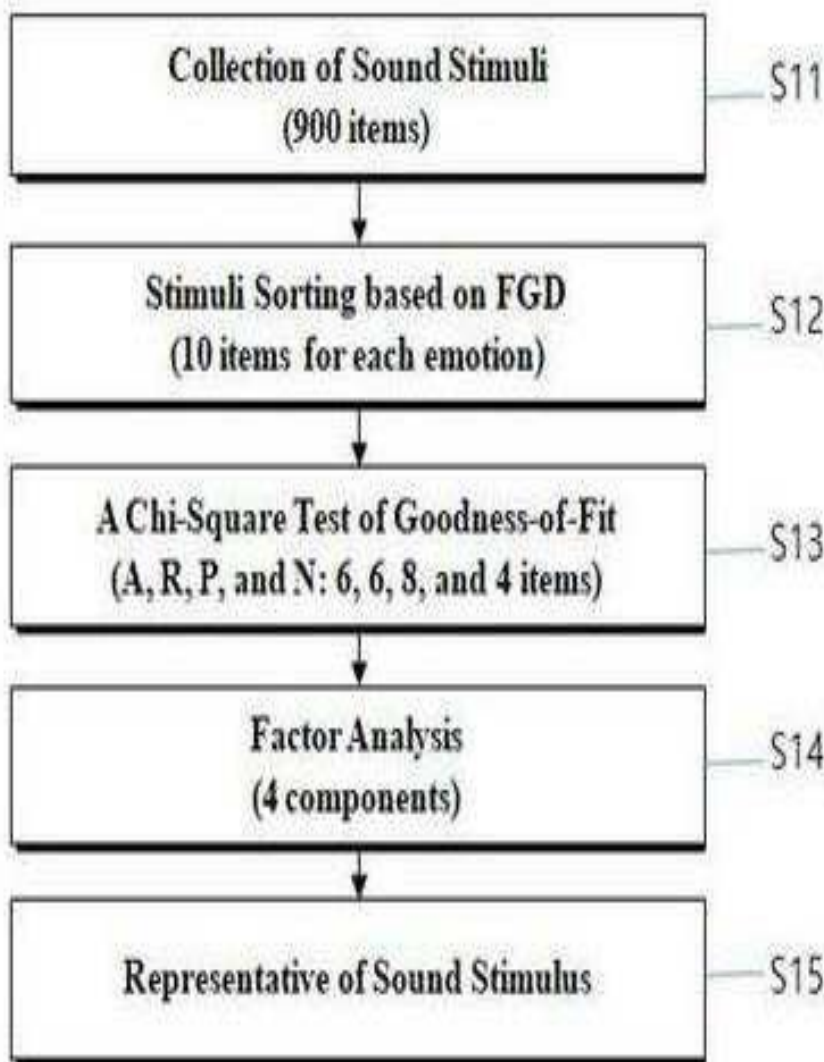
[0262]

표6은 MNC에서 EEG 스펙트럼 지수의 평균에러(ME)의 평균을 나타내 보인다(N=120).

표 6

S37	0.770	0.841	0.887	0.692	0.693	0.665	0.078	0.626	0.992	0.964
S38	0.823	0.774	0.913	0.812	0.848	0.068	0.241	0.145	0.541	0.512
S39	0.753	0.825	0.871	0.723	0.735	0.963	0.642	0.720	1.314	1.556
S40	0.789	0.768	0.940	0.755	0.796	0.271	0.467	0.482	0.998	1.067
S41	0.947	0.928	0.907	0.863	0.870	0.103	0.766	0.469	0.517	0.512
S42	0.903	0.794	0.793	0.710	0.742	0.195	0.112	0.960	0.536	0.620
S43	0.815	0.829	0.885	0.708	0.750	0.685	0.924	0.915	0.566	0.525
S44	0.924	0.836	0.870	0.868	0.864	0.088	0.177	0.637	0.461	0.452
S45	0.935	0.860	0.891	0.844	0.833	0.036	0.755	0.069	0.430	0.483
S46	0.850	0.943	0.786	0.676	0.654	0.961	0.663	0.987	0.750	0.802
S47	0.934	0.833	0.776	0.641	0.685	1.600	1.750	3.350	0.670	0.937
S48	0.832	0.916	0.797	0.789	0.816	0.468	0.561	0.264	0.879	0.978
S49	0.774	0.901	0.848	0.735	0.720	0.468	0.670	0.743	1.137	0.998
S50	0.860	0.957	0.787	0.806	0.823	0.585	0.809	0.179	0.305	0.381
S51	0.764	0.838	0.752	0.682	0.654	0.369	0.224	0.719	1.229	1.195
S52	0.810	0.875	0.946	0.694	0.652	0.773	0.271	0.524	1.368	1.276
S53	0.777	0.945	0.951	0.743	0.721	0.300	0.884	0.522	0.921	0.849
S54	0.865	0.947	0.765	0.715	0.682	0.361	0.635	0.455	0.960	0.882
S55	0.899	0.874	0.825	0.854	0.800	0.245	0.229	0.703	0.323	0.305
S56	0.888	0.822	0.764	0.709	0.757	0.672	0.631	0.658	0.721	0.735
S57	0.874	0.895	0.943	0.814	0.821	0.560	0.894	0.766	0.539	0.485
S58	0.937	0.904	0.778	0.863	0.804	0.110	0.284	0.193	0.316	0.207
S59	0.807	0.834	0.939	0.872	0.879	0.330	0.590	0.196	0.372	0.303
S60	0.773	0.832	0.820	0.682	0.610	0.305	0.312	0.199	2.464	2.528
S61	0.831	0.786	0.806	0.766	0.743	0.494	0.492	0.715	0.760	0.767
S62	0.768	0.931	0.837	0.818	0.851	0.090	0.577	0.527	0.380	0.317
S63	0.843	0.867	0.959	0.810	0.824	0.697	0.229	0.283	0.566	0.554
S64	0.786	0.827	0.936	0.803	0.811	0.859	0.685	0.221	0.700	0.595
S65	0.907	0.944	0.850	0.875	0.834	0.226	0.741	0.091	0.219	0.238
S66	0.855	0.858	0.767	0.853	0.846	0.663	0.709	0.063	0.342	0.332
S67	0.888	0.753	0.850	0.759	0.783	0.312	0.306	0.814	0.670	0.502
S68	0.906	0.947	0.781	0.845	0.879	0.517	0.604	0.609	0.333	0.378
S69	0.782	0.815	0.957	0.737	0.752	0.241	0.352	0.390	1.238	1.374
S70	0.796	0.762	0.820	0.726	0.784	0.926	0.076	0.077	0.797	0.779
mean	0.850	0.864	0.855	0.784	0.791	0.457	0.506	0.546	0.692	0.692
SD	0.057	0.062	0.066	0.073	0.077	0.313	0.292	0.435	0.436	0.467

[0263]



[0264]

[0265]

뇌 영역과 EEG 주파수 범위 사이의 상관 관계 및 평균 오차 행렬은 표 7 및 표 8에 보여진다. 동공 응답으로부터의 낮은 베타, 중간 베타 및 SMR 파워는 강한 상관 관계가 있었고, FP1과 FP2 영역에서 EEG 밴드 파워와 거의 차이가 없었다( $r > 0.5$ ,  $ME < 1$ ).

[0266]

동공 반응으로부터 얻은 베타 파워는 F3, F4 및 Fz의 뇌 영역으로부터의 EEG 밴드 파워와 강한 상관 관계가 있었으며 거의 차이가 없었다( $r > 0.5$ ,  $ME < 1$ ).

[0267]

동공 반응으로부터 얻은 높은 베타 파워는 F7 및 F8의 뇌 영역으로부터의 EEG 밴드 파워와 강한 상관 관계가 있었으며 거의 차이가 없었다 ( $r > 0.5$ ,  $ME < 1$ ).

[0268]

동공 반응으로부터의 Mu 파워는 C3, C4 및 Cz의 뇌 영역으로부터의 EEG 밴드 파워와 큰 상관 관계가 있었고 거의 차이가 없었다 ( $r > 0.5$ ,  $ME < 1$ ).

[0269]

동공 반응으로부터의 감마 파워는 P3 및 P4 뇌 영역으로부터의 EEG 밴드 파워와 강하게 상관되었고, 거의 차이가 없었다 ( $r > 0.5$ ,  $ME < 1$ ).

[0270]

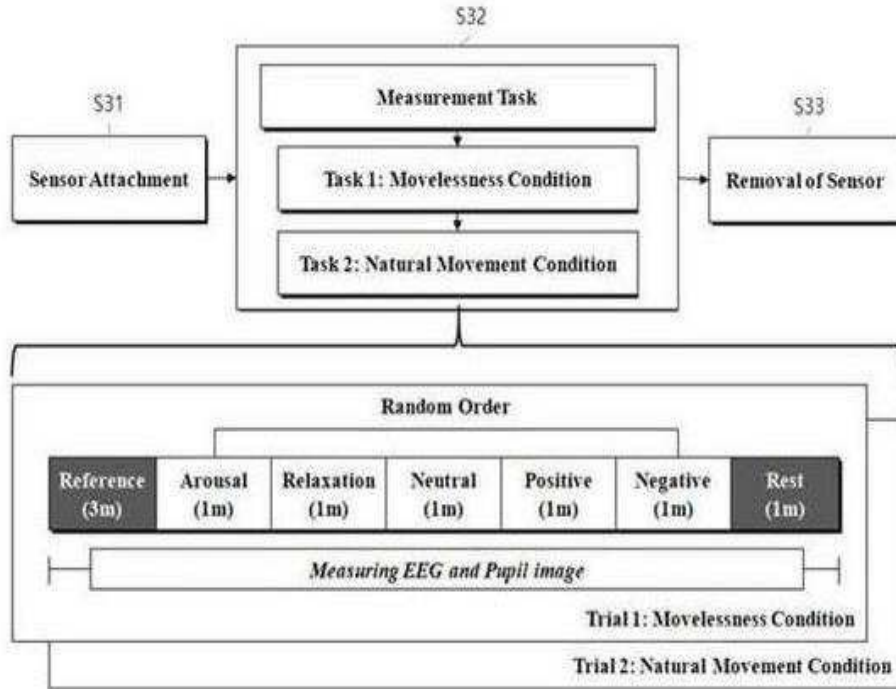
다른 뇌 영역과 주파수 범위는 낮은 상관 관계를 보였으며 큰 차이를 보였다 ( $r < 0.5$ ,  $ME > 1$ ).

[0271]

FP1, FP1, FP1, F3, F8, C4, P4에 대한 낮은 베타, 중간 베타, SMR, 베타, 높은 베타, 뮤, 감마도는 높은 상관 관계를 보였고 그 차이가 매우 적었다( $r > 0.7$ ,  $ME < 0.2$ ).

[0272] 표7은 MNC에서 뇌 영역과 EEG 주파수 범위 간의 상관 행렬(매트릭스)의 평균을 보인다(dark grey shade  $r > 0.7$ , light grey shade  $r > 0.5$ ).

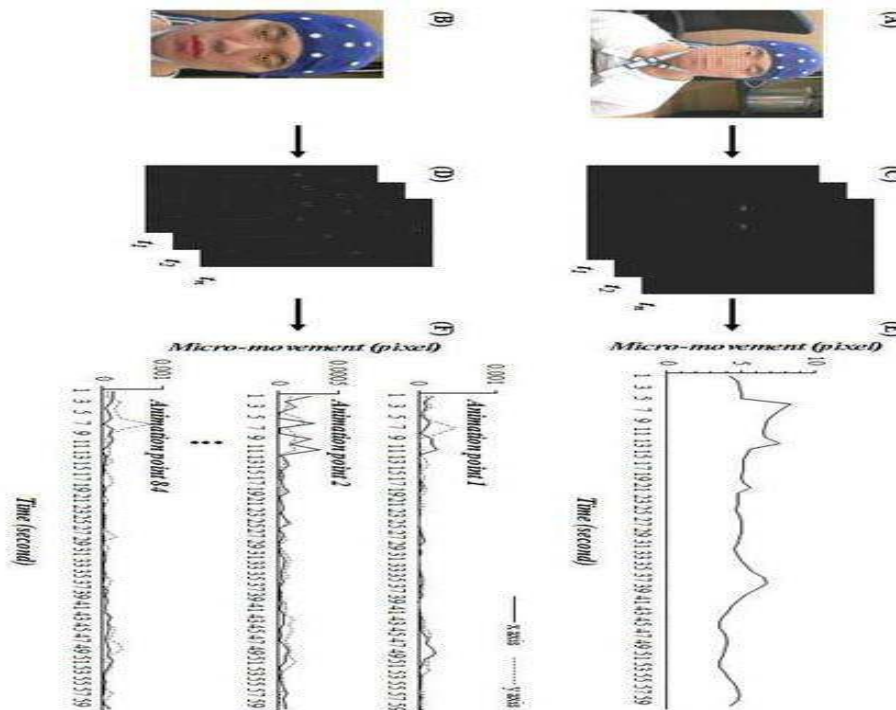
표 7



[0273]

[0274] 표 8. MNC에서, 뇌 영역과 뇌파 주파수 범위의 평균 오차 행렬 평균을 보인다 (dark grey shade  $ME > 0.2$ , light grey shade  $ME > 1$ ).

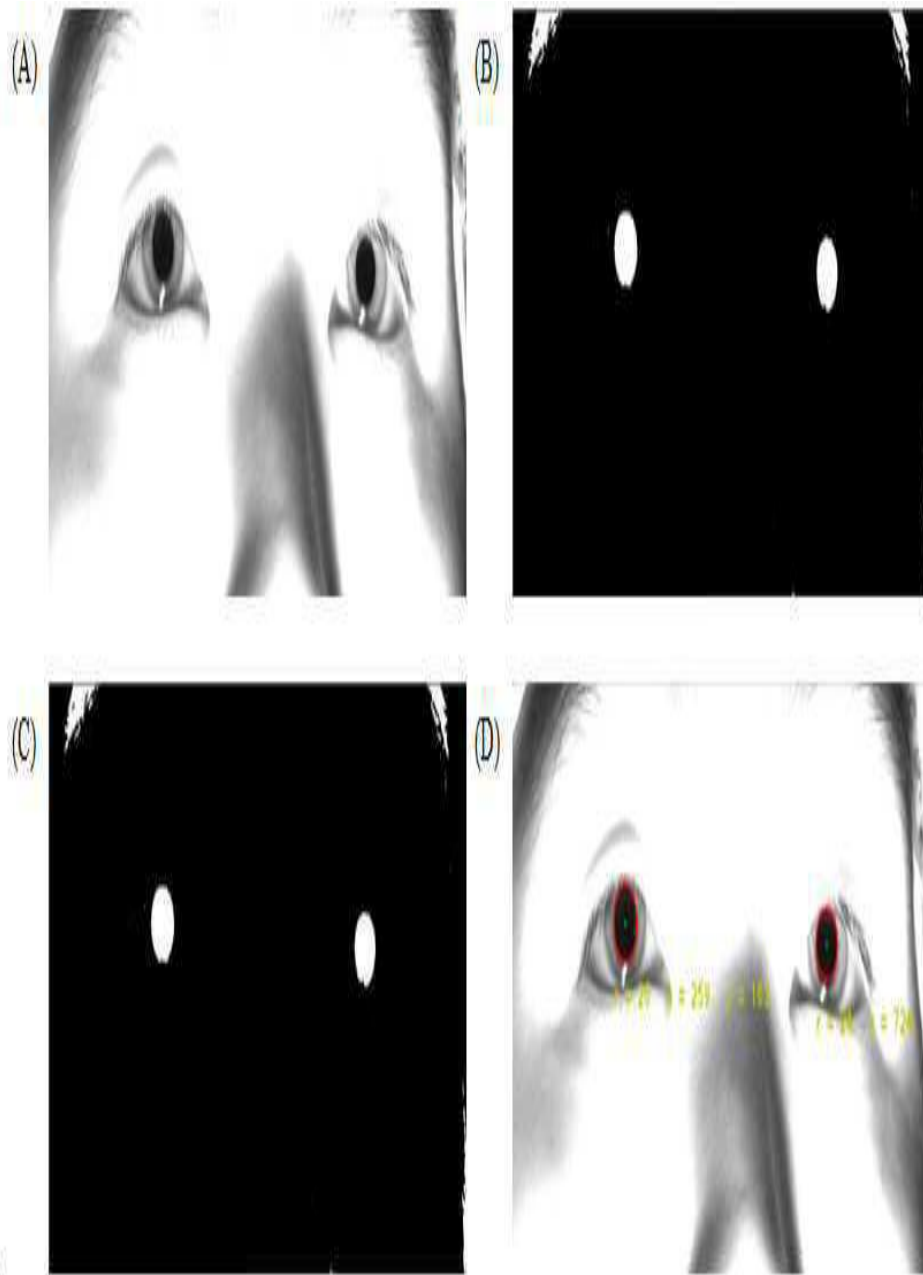
표 8



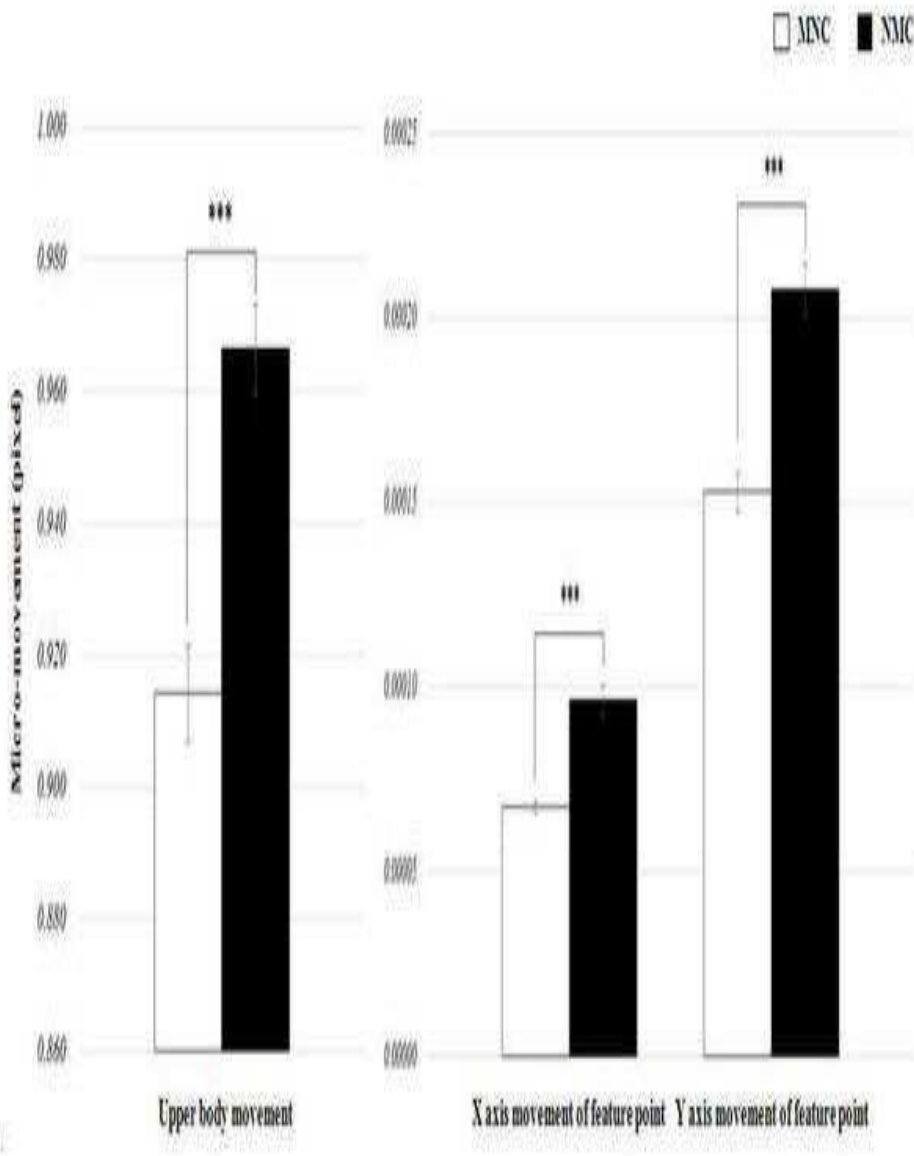
[0275]

- [0276] 동공 응답으로부터의 EEG 스펙트럼 지수 및 피험자에 대한 심전도 신호를 추출하는 예가 도10 및 도11에 도시되어 있다.
- [0277] NMC에서, 실측 EEG의 데이터와 결과를 비교할 때, 동공 응답으로부터의 EEG 스펙트럼 지수는 모든 매개 변수에 대해 아래와 같이 강한 상관 관계를 나타내었다.
- [0278]  $r = 0.642 \pm 0.057$  for low beta power in the FP1 region
- [0279]  $r = 0.656 \pm 0.056$  for mid beta power in the FP1 region
- [0280]  $r = 0.646 \pm 0.063$  for SMR power in the FP1 region
- [0281]  $r = 0.662 \pm 0.056$  for beta power in the F3 region
- [0282]  $r = 0.648 \pm 0.055$  for high beta power in the F8 region
- [0283]  $r = 0.650 \pm 0.054$  for mu power in the C4 region
- [0284]  $r = 0.641 \pm 0.059$  for gamma power in the P4 region.
- [0285] 또한, 모든 매개 변수에 대한 평균 오류 간의 차이는 매우 낮았다.
- [0286]  $ME = 0.494 \pm 0.196$  for low beta power in the FP1 region
- [0287]  $ME = 0.472 \pm 0.180$  for mid beta power in the FP1 region
- [0288]  $ME = 0.495 \pm 0.198$  for SMR power in the FP1 region
- [0289]  $ME = 0.483 \pm 0.180$  for beta power in the F3 region
- [0290]  $ME = 0.476 \pm 0.193$  for high beta power in the F8 region
- [0291]  $ME = 0.483 \pm 0.198$  for mu power in the C4 region
- [0292]  $ME = 0.488 \pm 0.177$  for gamma power in the P4 region.
- [0293] 이 과정은 300초 동안 기록된 데이터를 사용하는 것으로 윈도우 사이즈가 180 초이고 해상도가 1 초인 슬라이딩 윈도우 기법으로 처리되었다. 상관 관계와 평균 오차는 표 9과 표 10에서와 같이 피험자 70 명 (한 명, N = 120)의 평균값이었다.
- [0294] 도10은 NMC에서 EEG 스펙트럼 지수 (전두엽 피질)의 비교 예를 보인다.
- [0295]  $r = 0.634$ ,  $ME = 0.006$  for low beta in FP1
- [0296]  $r = 0.688$ ,  $ME = 0.106$  for mid beta in FP1
- [0297]  $r = 0.656$ ,  $ME = 0.004$  for high beta in F8
- [0298]  $r = 0.639$ ,  $ME = 0.020$  for beta in F3
- [0299]  $r = 0.677$ ,  $ME = 0.055$  for SMR in FP1.
- [0300] 도11은 NMC에서의 뇌파 스펙트럼 지수 (정수리 및 중심 피질)의 비교 예를 보인다.
- [0301]  $r = 0.712$ ,  $ME = 0.065$  for gamma in P4
- [0302]  $r = 0.714$ ,  $ME = 0.053$  for mu in C4
- [0303] 표 9. NMC에서의 EEG 스펙트럼 지수의 상관 계수 평균을 보인다(N = 120,  $p < 0.01$ )

표 9



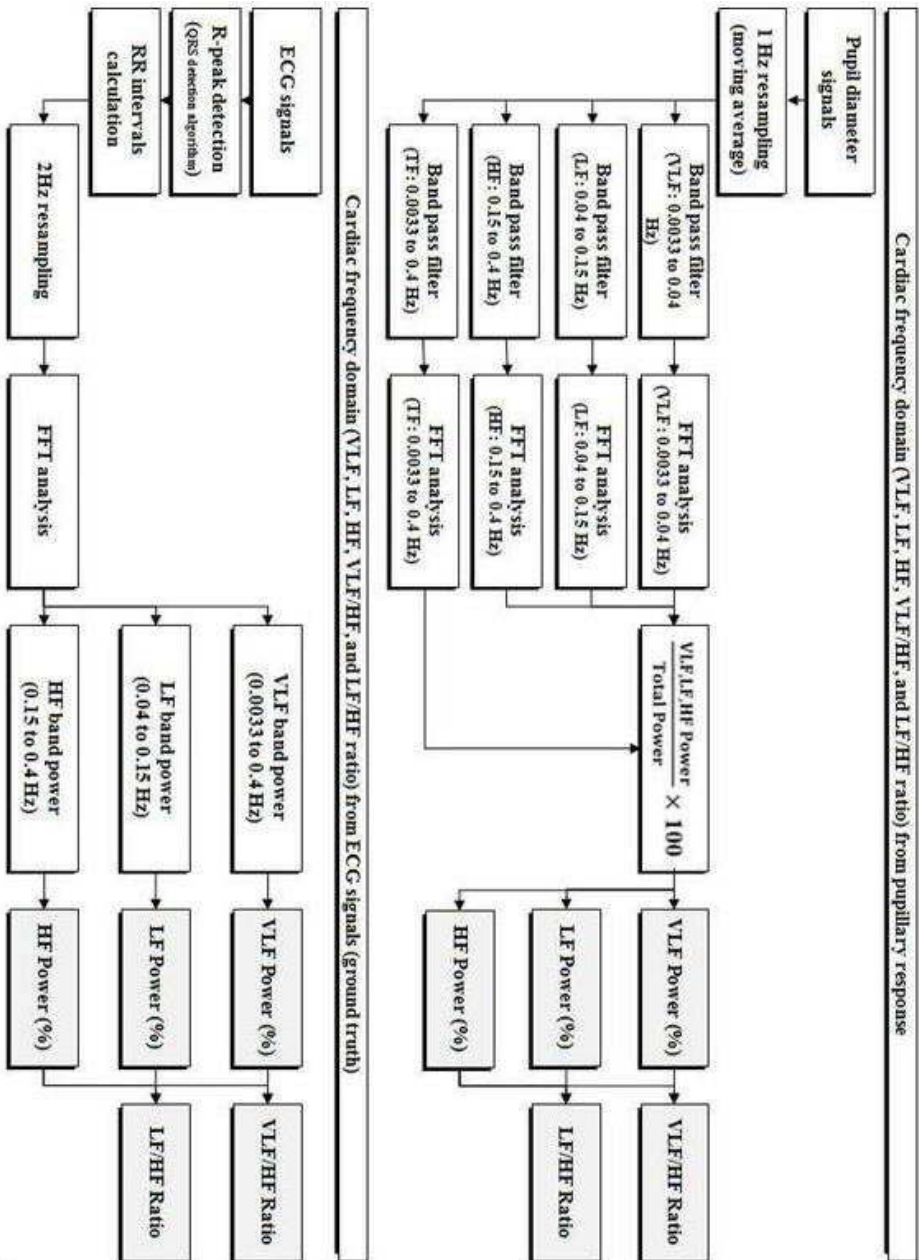
[0304]



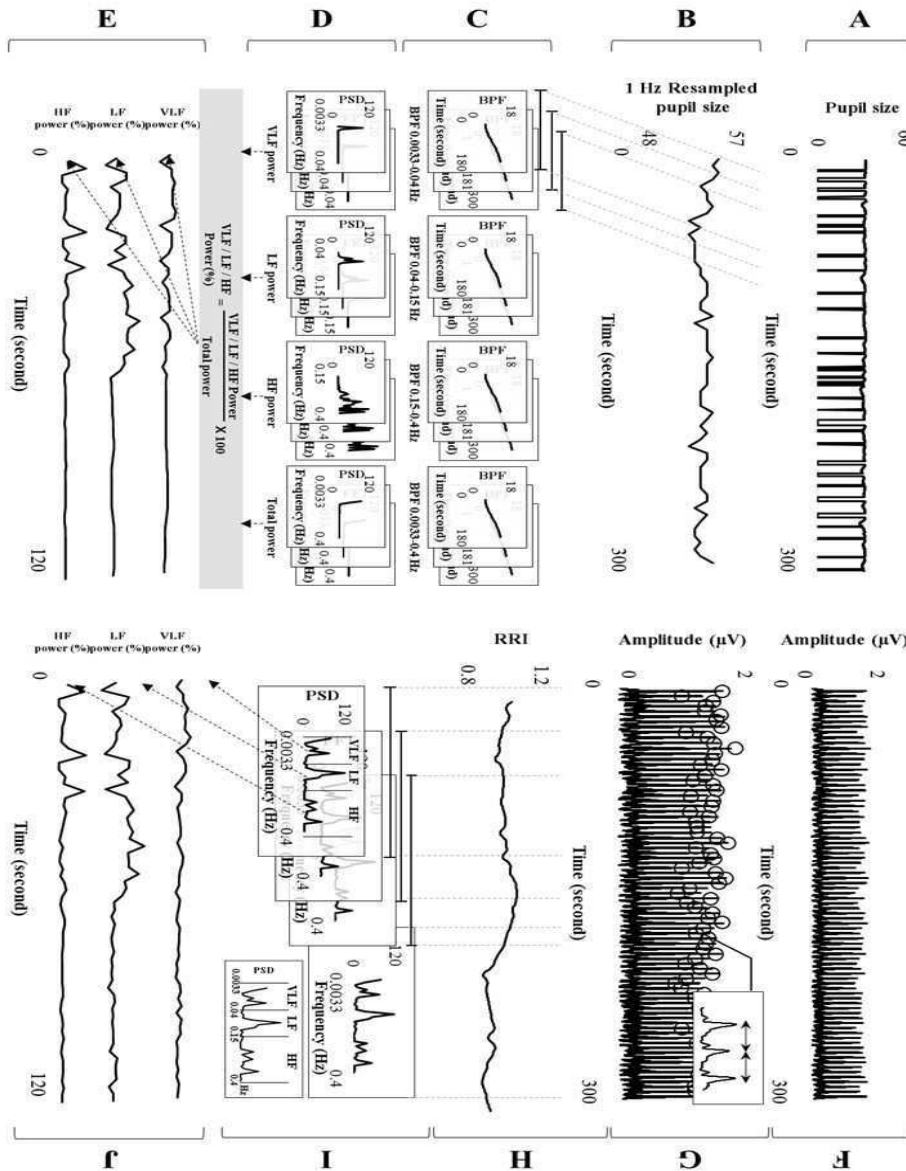
[0305]

[0306] 표 10은 NMC에서 뇌파 스펙트럼 지수의 평균 오차 평균을 보인다 (N = 120).

표 10



[0307]



[0308]

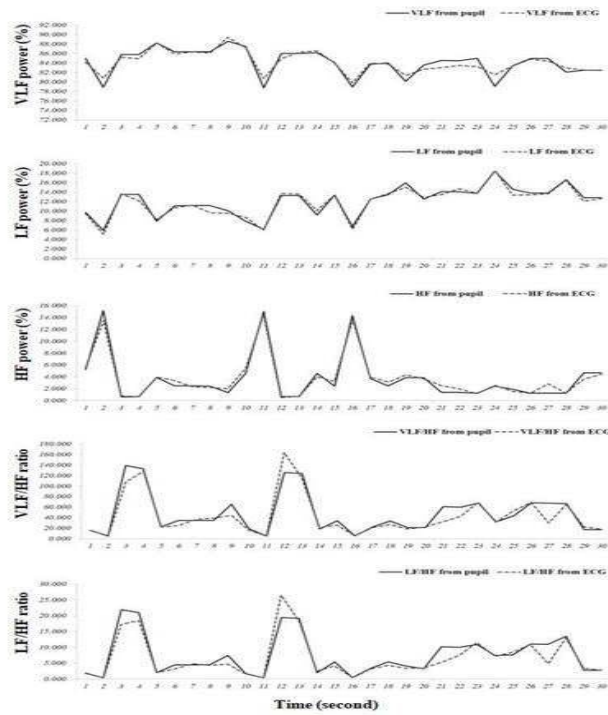
[0309]

뇌 영역과 뇌파 주파수 범위 사이의 상관 관계 및 평균 오차 행렬은 표 11 및 표 12에 나와 있다. FP1 및 FP2 영역에서 동공 반응으로부터의 낮은 베타, 중간 베타 및 SMR 파워는 상관 관계가 적절하고 뇌파 파워 밴드와 비교할 때 거의 차이가 없었다( $r > 0.4$ ,  $ME < 1.5$ ). F3, F4 및 Fz 뇌 영역에서, 동공 반응으로부터의 베타 파워는 적절한 상관 관계를 나타내었고 EEG 파워 밴드와 비교할 때 거의 차이가 없었다( $r > 0.4$ ,  $ME < 1.5$ ). F7 및 F8 뇌 영역에서, 동공 반응으로부터의 높은 베타 파워는 적절한 상관 관계를 나타내었고, EEG 파워 밴드와 비교하여 거의 차이가 없었다 ( $r > 0.4$ ,  $ME < 1.5$ ). C3, C4 및 Cz 뇌 영역에서, 동공 반응으로부터의 뮤 파워는 적절한 상관 관계를 나타내었고 뇌파 파워 밴드와 비교할 때 거의 차이가 없었다 ( $r > 0.4$ ,  $ME < 1.5$ ). P3 및 P4 뇌 영역에서, 동공 반응으로부터의 감마 파워는 적절한 상관 관계를 나타내었고, EEG 파워 밴드와 비교하여 거의 차이가 없었다( $r > 0.4$ ,  $ME < 1.5$ ). 다른 뇌 영역과 주파수 범위는 낮은 상관 관계와 큰 차이를 나타냈다 ( $r < 0.4$ ,  $ME > 1.5$ ). FP1, FP1, FP1, F3, F8, C4, P4에서 낮은 베타, 중간 베타, SMR, 베타, 높은 베타, 뮤, 감마가 높은 상관 관계를 보였고 약간의 차이만 있었다( $r > 0.6$ ,  $ME < 0.5$ ).

[0310]

표11은 NMC에서 뇌 영역과 EEG 주파수 범위 간의 상관 행렬의 평균을 보인다.

표 11

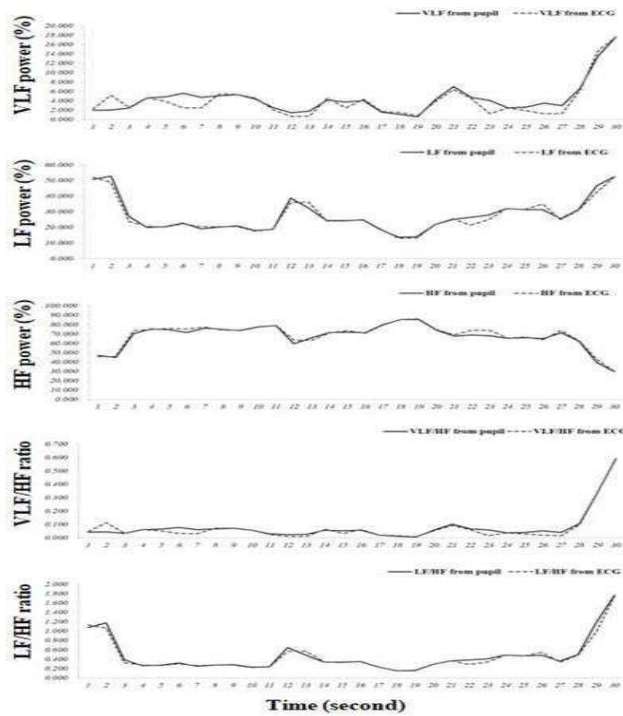


[0311]

[0312]

표 12는 NMC에서 뇌 영역과 EEG 주파수 범위 간의 평균 오차 행렬 평균을 보여 준다(어두운 회색 음영  $ME > 0.5$ , 밝은 회색 음영  $ME > 1.5$ )

표 12



[0313]

[0314]

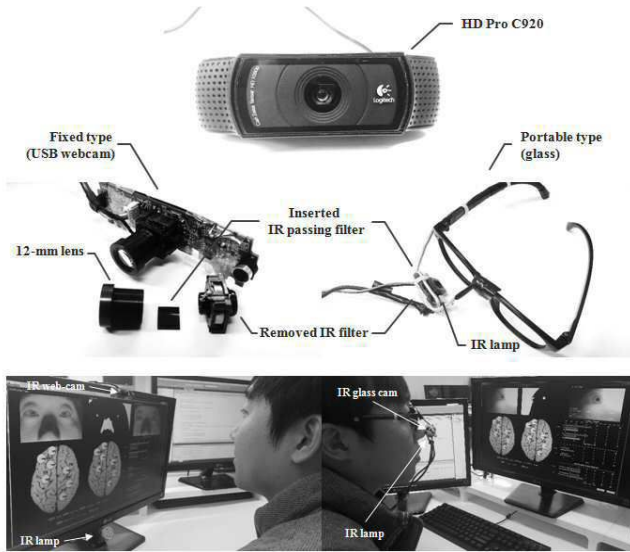
인간의 생체 또는 생리 신호를 검출하는 실시간 시스템은 적외선 카메라, 예를 들어 저가의 적외선 웹캠으로부터

터 얻어진 동공 영상을 사용하도록 개발되었다. 이 시스템은 적외선 웹캠, 근거리 IR (적외선 조명) 조명기 (IR 램프) 및 분석을 위한 개인용 컴퓨터를 기반으로 구축된다. 적외선 웹캠은 일반적인 USB 웹캠인 고정형과 착용식 장치로 표시되는 휴대용 유형의 두 가지 유형으로 구분된다.

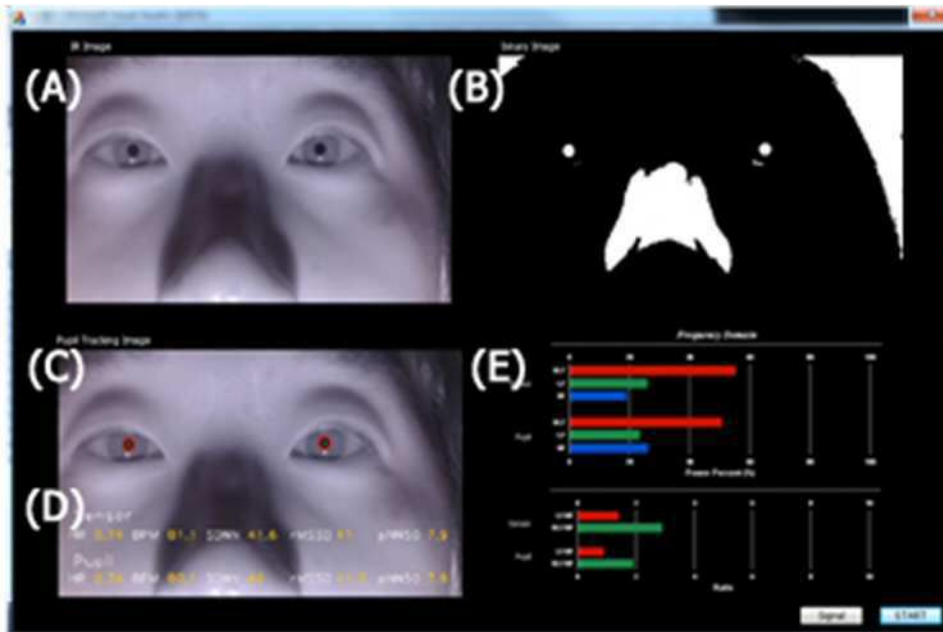
- [0315] 웹캠은 Logitech Inc.의 HD Pro C920이었으며, 이것은 동공 영역을 검출할 수 있도록 적외선 웹캠으로 개조되었다. 이를 위하여, 웹캠 내부의 IR 차단 필터를 제거하고 대신에 Kodac 사의 가시광선 차단용 IR 통과 필터를 대체 삽입하였다. 이로써 개조된 웹캠은 750 nm보다 긴 IR 파장의 영상 촬영이 가능하게 되었다.
- [0316] 도12는 동공 이미지를 측정하기 위한 적외선 웹캠 시스템을 예시한다 도12에 도시된 USB 웹캠의 기존 12mm 렌즈를 3.6mm 렌즈로 교체하여 0.5m에서 1.5m까지의 거리를 촬영할 때에 피사체에 초점을 맞출 수 있도록 하였다.
- [0317] 도 13은 적외선 웹캠과 센서로부터의 생체 신호를 검출 및 분석하기 위한 실시간 시스템의 인터페이스 화면을 예시한다.
- [0318] 도13에서 (A)~(D)는 다음과 같다.
- [0319] (A) 적외선 동공 이미지 (입력 이미지)
- [0320] (B) 이진화 된 동공 이미지
- [0321] (C) 동공 영역의 감지
- [0322] (D) EEG 스펙트럼 매개 변수의 출력 (FP1의 낮은 베타 파워, FP1의 중간 베타 파워, FP1의 SMR 파워, F3의 베타 파워, F8의 높은 베타 파워, C4의 뮤 파워 및 P4의 감마 파워)
- [0323] 본 발명은 눈동자의 적외선 이미지에서 인간 생체 신호의 비접촉 측정을 위한 진보된 방법 및 시스템을 제공한다. 이러한 본 발명을 통해 동공 리듬을 모니터링하는 저가의 적외선 웹캠 시스템을 사용하여 뇌 시간 도메인의 매개 변수를 측정 할 수 있게 되었다.
- [0324] 본 발명의 실험에 사용된 EEG 스펙트럼 지수는 FP1 영역에서의 낮은 베타 파워, 중간 베타 파워 및 SMR 파워, F3 영역에서 베타 파워, F8 영역에서 높은 베타 파워, C4 영역에서 뮤 파워 및 P4 영역에서 감마 파워이다.
- [0325] 이러한 결과는 70 명의 피험자에 대한 노이즈 조건(MNC 와 NMC) 및 다양한 생리 상태 (음향의 감정적 자극에 의한 각성 및 발현 수준의 변화) 모두에 대해 검증되었다. 본 발명이 제안하는 방법은 단순하고, 비용이 적으며, 비침습적이며, 비접촉식 측정시스템을 사용하여 뇌 시간 영역의 파라미터를 측정할 수 있게 한다. VSM 기술이 요구되는 유 헬스 케어, 감성 ICT, 인적 요인, HCI, 보안 등 다양한 산업에 적용될 수 있다. 또한 비접촉 측정의 구현 측면에서 큰 파급 효과가 기대된다.
- [0326] 상기한 설명에서 많은 사항이 구체적으로 기재되어 있으나, 그들은 발명의 범위를 한정하는 것이라기보다, 바람직한 실시 예의 예시로서 해석되어야 한다. 예를 들어, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면, 전술한 실시 예의 이해를 통해 그 밖에도 다양한 변형 예가 가능함을 알 수 있을 것이다. 이러한 이유로, 본 발명의 기술적 범위는 설명된 실시 예에 의하여 정하여 질 것이 아니고 특허 청구범위에 기재된 기술적 사상에 의해 정하여져야 한다.

도면

도면1



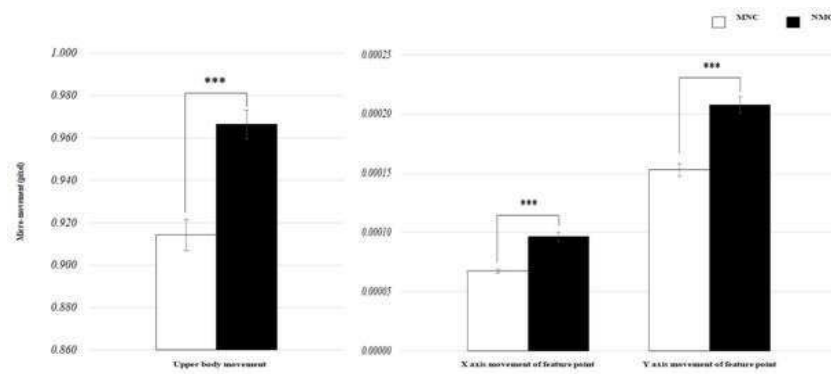
도면3



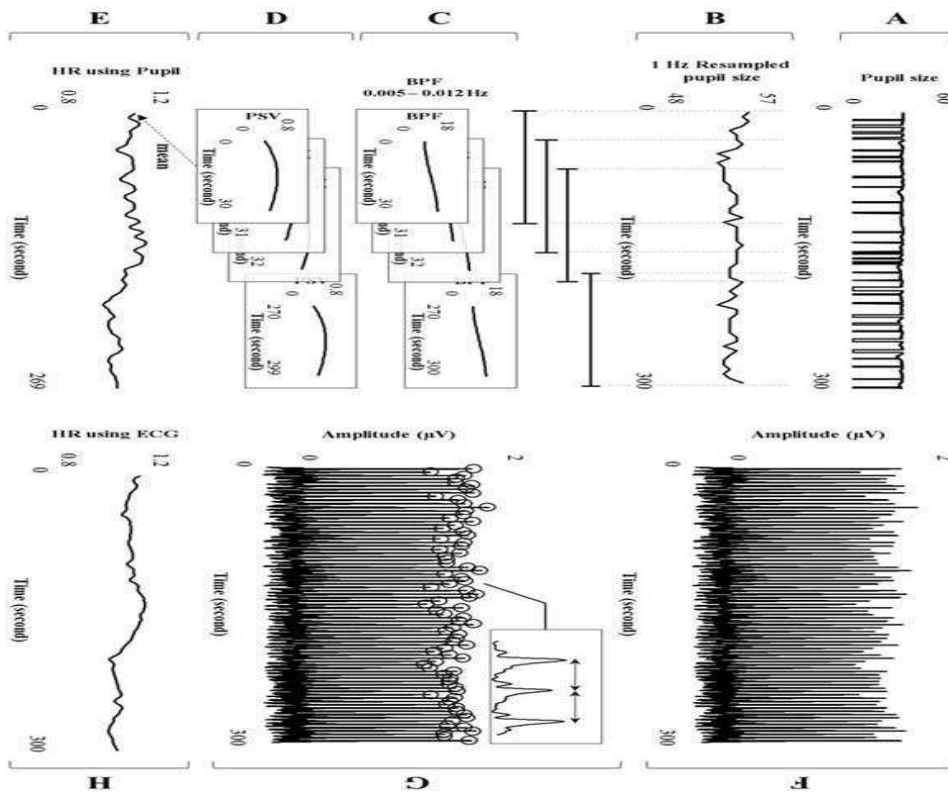
도면2



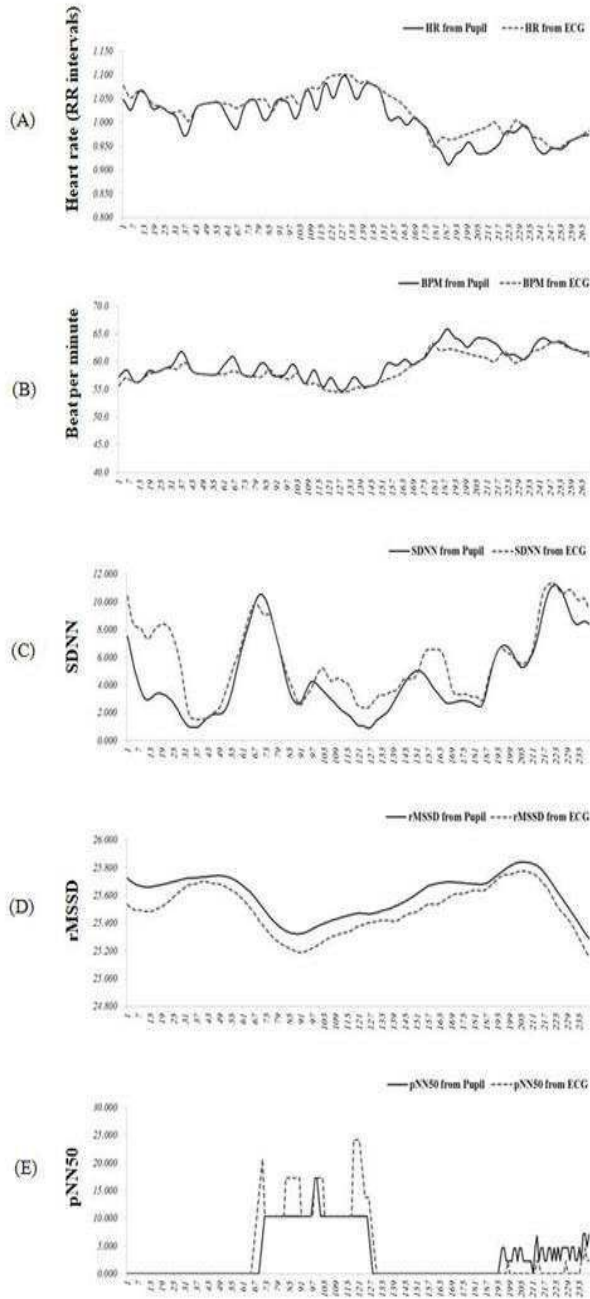
도면4



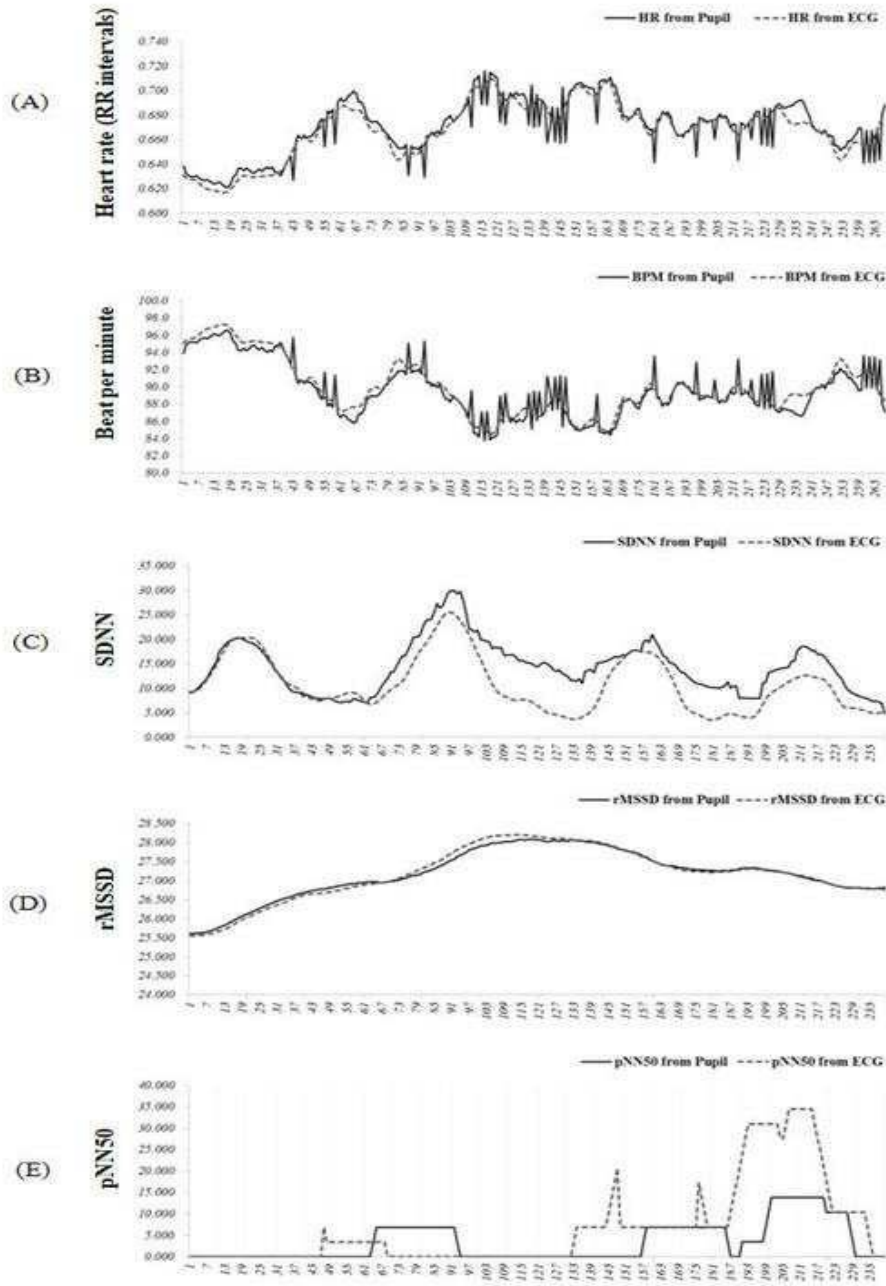
도면5



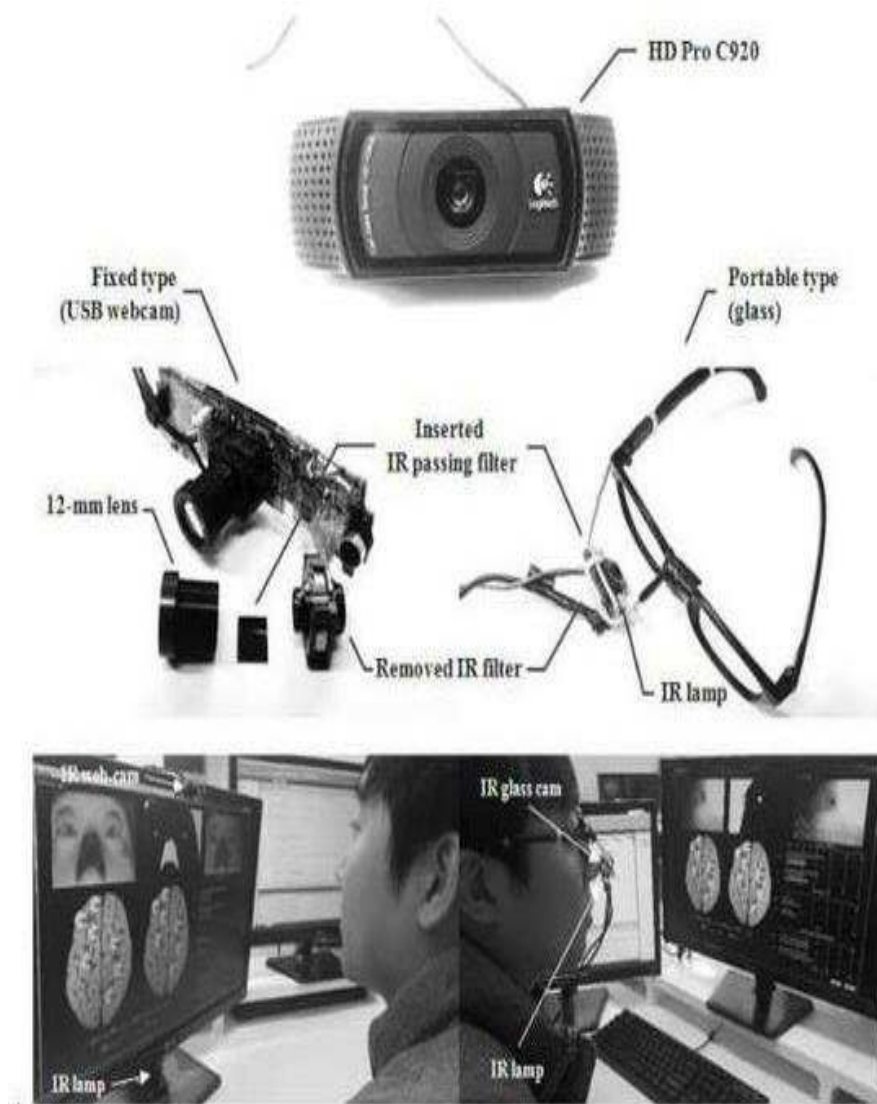
도면6



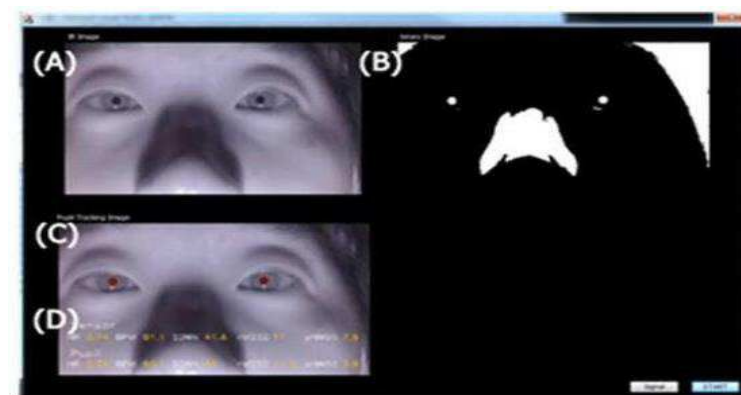
도면7



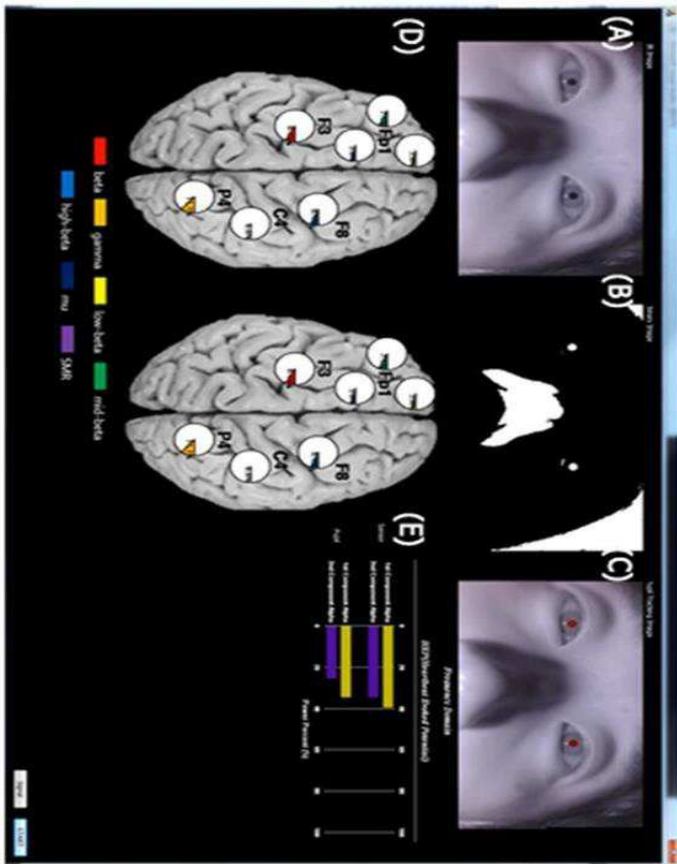
도면8



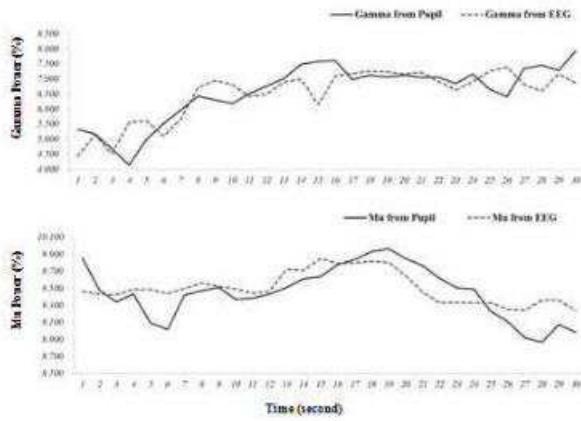
도면9



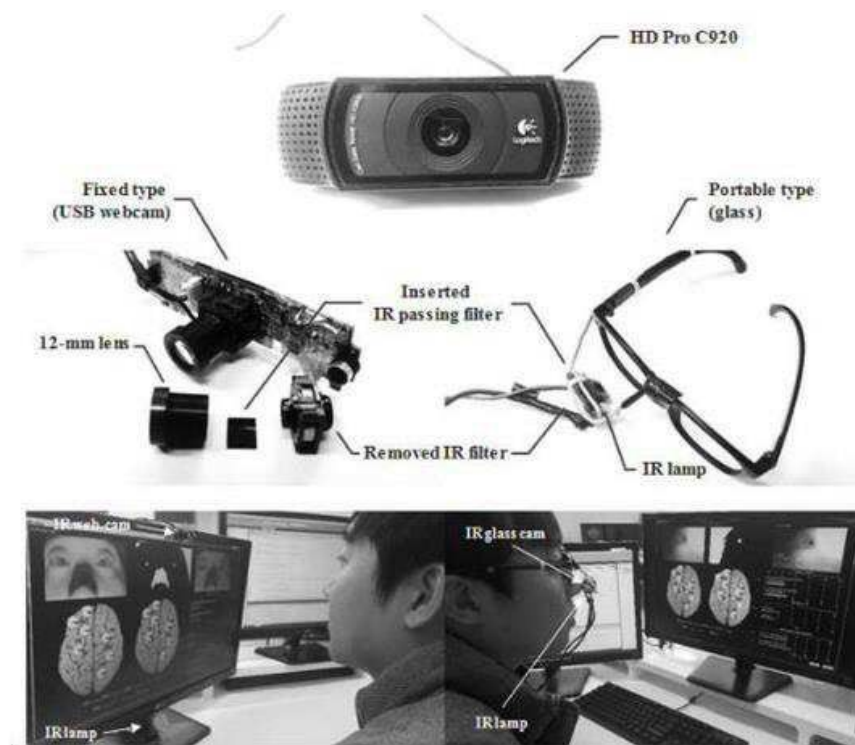
도면10



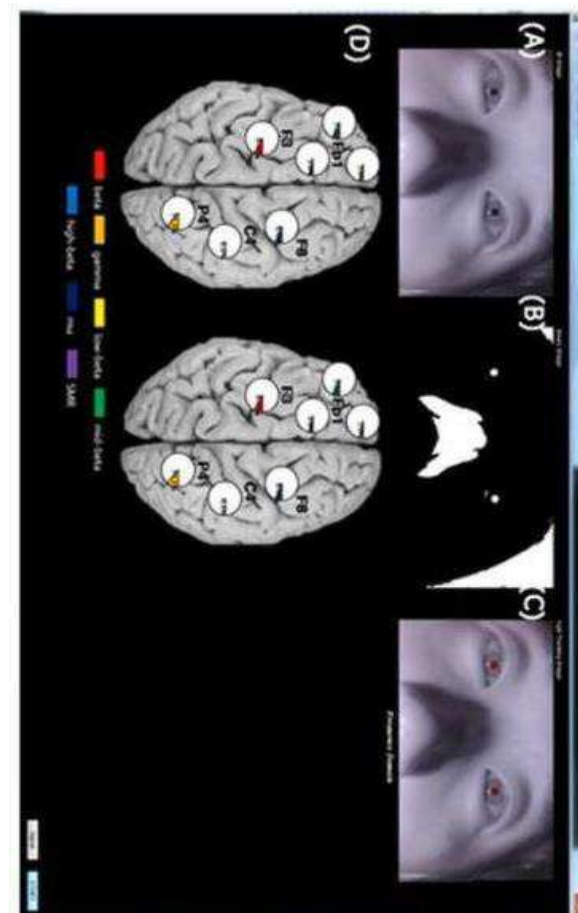
도면11



도면12



도면13



专利名称(译)	瞳孔变异非接触测量对脑电图谱的新推断		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020180095429A</a>	公开(公告)日	2018-08-27
申请号	KR1020170147607	申请日	2017-11-07
[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	WHANG MIN CHEOL 황민철 PARK SANG IN 박상인 LEE DONG WON 이동원 WON MYOUNG JU 원명주		
发明人	황민철 박상인 이동원 원명주		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
优先权	1020170021519 2017-02-17 KR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

该摘要目前正在准备中。更新的KPA将在2018年11月10日之后提供。\*  
本标题 ( 54 ) 和代表图显示为申请人提交的。

