

심전도를 이용한 집중도 인식 방법

The Recognition Method for Focus Level using ECG(electrocardiogram)

이동원*, 박상인**, 황민철***

상명대학교 감성공학과*, 상명대학교 산학협력단*, 상명대학교 미래융합공학대학 휴먼지능정보공학과***

Dong Won Lee(ssmn4@naver.com)*, Sangin Park(ini0630@naver.com)**,
Mincheol Whang(whang@smu.ac.kr)***

요약

집중도는 사용자 연구에서 중요한 감성적 반응으로 고려되고 있다. 객관적인 측정 방법으로 심장반응을 이용하여 데이터화 한다면 집중도를 감지할 수 있다. 본 연구의 목적은 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴 분석을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법을 개발하는 것이다. 대학생 피험자 60명이 집중도 실험에 참여하였고 실험하는 동안 피험자들의 심전도를 측정하였다. 실험은 화살로 타겟을 맞추는 게임으로 쉬운 난이도와 어려운 난이도로 구성하였다. 심전도로부터 시간 영역 인디케이터와 주파수 영역 인디케이터를 추출하였다. 독립 표본 t검정 결과, 심전도로부터 추출한 시간 영역 인디케이터인 RRI와 SDNN, rMSSD, pNN50에서 집중도 차이에 따라 통계적으로 차이가 유의미하였다. 주파수 영역 인디케이터에서는 LF와 HF, *ln*LF, *ln*HF가 집중도 차이에 따라 통계적으로 차이가 유의미하였다. 이 중 집중도의 차이에 따라 패턴의 차이가 큰 RRI와 rMSSD, *ln*HF를 선정하여 통합 인디케이터를 생성하였다. 통합 인디케이터를 통해 도출한 룰베이스를 낮은 집중과 높은 집중 60개의 데이터 샘플을 통해 검증한 결과, 95%로 높은 인식 정확도를 보였다. 본 연구에서 제안한 집중도 인식 방법을 콘텐츠를 비롯한 다양한 분야에 적용하여 집중도를 높일 수 있는 콘텐츠적 요소들을 개발한다면 효율 및 흥미를 증진시킬 것이라 기대된다.

■ 중심어 : | 집중도 | 감성인식 | 심전도 |

Abstract

Focus level has been important mental state in user study. Cardiac response has been related to focus and less clarified. The study was to determine cardiac parameters for recognizing focus level. The sixty participants were asked to play shooting game designed to control two focus levels. Electrocardiogram was measured during task. The parameters of time domain and frequency domain were determined from ECG. As a result of independent t-test, RRI, SDNN, rMSSD and pNN50 of time domain indicator were statistically significant in recognizing focus level. LF, HF, *ln*LF and *ln*HF of frequency domain were observed to be significant indicator. The rule base for recognition has been developed by the combination of RRI, rMSSD and *ln*HF. The rule base has been verified from another sixty data samples. The recognition accuracy were 95%. This study proposed significant cardiac indicators for recognizing focus level. The results provides objective measurement of focus in user interaction design in the fields of contents industry and service design.

■ keyword : | Focus | Emotion Recognition | Electrocardiogram |

* 이 논문은 과학기술정보통신부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 <실감교류 인체감응솔루션> 글로벌프론티어사업으로 수행된 연구임(NRF-2010-0029756)

접수일자 : 2017년 12월 15일

수정일자 : 2018년 02월 07일

심사완료일 : 2018년 02월 07일

교신저자 : 황민철, e-mail : whang@smu.ac.kr

I. 서론

현대 사회는 한정된 자원을 두고 겨루는 경쟁 사회로 [1], 최소한의 노력으로 목표한 결과를 얻는 효율성이 중요한 요소로 작용한다[2]. 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[3][4].

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[5], 시간의 흐름에 따라 변화하는 인간의 감성을 평가하지 못한다[6]. 또한 피험자가 집중이 발생하는 순간을 정확하게 기억하기 힘들다는 단점이 존재한다[7][8]. 따라서 본 연구는 생리적인 반응을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 평가하고자 한다.

FPS 게임을 태스크로 집중도를 평가한 기존 연구에 따르면 집중을 하게 되면 교감 신경이 활성화되어 각성도와 공경도가 증가한다고 보고하였다[9]. 부정적인 영상 자극을 제시함으로써 집중을 유발한 경우 심장 박동수가 감소하다고 보고하였다[10][11]. 인지 부하를 요하는 자극을 제시하여 집중을 유발한 경우 심장 박동수가 증가한다는 연구 결과가 있다[12][13]. 또한 태스크의 수준에 따라 집중이 유발된다고 보고하였다[14]. 태스크의 수준이 낮을 경우에는 무관심과 이완감을 느끼고 수준이 높을 경우에는 각성과 몰입감을 느껴 집중을 유발한다고 한다[3][15]. 기존 연구들은 인터랙션이 포함되지 않은 개별 태스크에서의 집중도의 생리적인 패턴 결과만 보고하였다.

하지만 인간은 사회라는 공동체 속에서 자신의 감성을 표현하고 상대방의 감성에 공감하면서 관계를 형성하고 소통을 한다[16][17]. 이 때 다른 사람들과의 상호작용에서 유발되는 감성을 사회 감성이라고 하고[18], 사회 감성은 타인과의 상호작용뿐만 아니라 상황, 맥락

등과 같은 환경적 요소도 작용을 하여 복합적으로 발생한다[19].

따라서, 본 연구에서는 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴 분석을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법을 개발하고자 한다. 이는 콘텐츠를 비롯한 다양한 산업 분야에 집중도를 높일 수 있는 요소들을 개발하여 높은 효율 및 흥미의 서비스 제공이 가능할 것이다.

II. 연구 방법

1. 피실험자

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

2. 실험설계 및 자극구성

집중 실험 콘텐츠는 화살로 타겟을 맞추는 게임으로 유니티 게임 엔진 (Unity Technologies, USA)을 통해 낮은 집중과 높은 집중 단계로 제작되었다. 태스크의 수준에 따라 집중 유발의 차이가 존재한다는 연구 결과를 반영하여 수준의 차이를 두어 실험 콘텐츠를 제작하였다[3][15]. 낮은 집중 단계는 화살의 파워 게이지만을 맞추면 되지만, 높은 집중 단계는 파워 게이지와 타겟 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 [그림 1]과 같다.

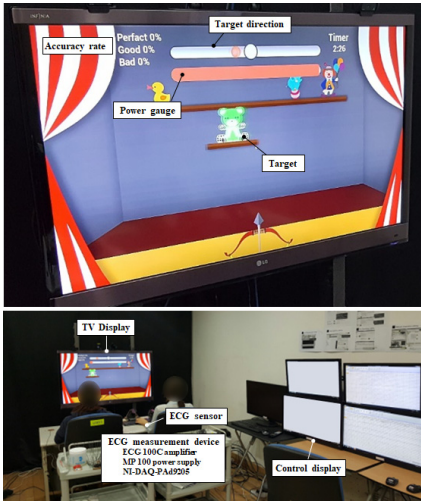


그림 1. 집중 실험 콘텐츠 화면(위) 및 실험 환경(아래)

태스크를 수행하기 전 실험 방법에 대한 설명을 하였고 원활한 태스크 수행을 위한 조작 연습을 하였다. 태스크 시작 초기 3 분은 생체신호 레퍼런스를 측정하였고 이후 3 분은 집중 태스크를 수행하였다. 피험자마다 낮은 태스크와 높은 태스크 중 랜덤하게 하나를 배정하였다. 태스크가 종료된 후 설문을 진행하였고, 실험은 2 번씩 진행되었다. 자세한 실험 절차는 [그림 2]와 같다.

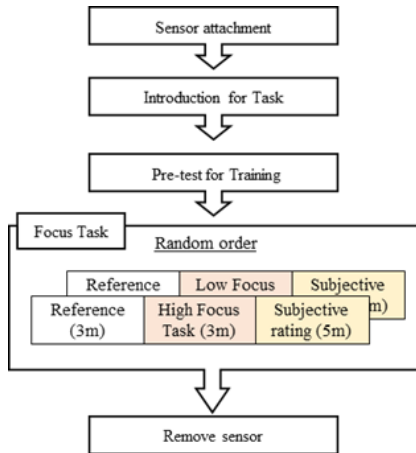


그림 2. 실험 절차

3. 데이터 수집 및 신호 처리

심전도(Electrocardiogram, ECG)는 표준사지유도법

의 Lead I으로 측정하였다. 신호는 MP 100 power supply(Biopac System Inc., USA)와 ECG 100C amplifier, NI-DAQ-Pad9205(National Instrument Inc., USA)로 증폭하고 디지털화하여 500 Hz로 취득하였다. 심전도는 QRS 검출 알고리즘을 통해 R 피크를 구하여 RRI(R-peak to R-peak interval)을 계산하였다[20]. ECG 신호로부터 QRS 검출 알고리즘을 통한 RRI 추출 방법은 [그림 3]과 같다.

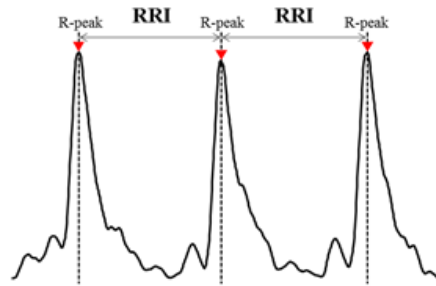


그림 3. ECG로부터 QRS 검출 알고리즘을 통한 RRI 추출 방법

RRI로 시계열 인디케이터 SDNN(standard deviation of NN intervals)와 rMSSD(root mean square of successive differences), pNN50(proportion of NN50 divided by total number of NNs)을 계산하여 심장 리듬 변화율 인디케이터로 활용하였다. 또한 RRI는 2Hz로 리샘플링하여 FFT(fast fourier transform) 분석을 진행하여 HRV(heart rate variability) 스펙트럼을 추출하였다. 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) 대역으로 구분하여 주파수계열 인디케이터 VLF/HF와 LF/HF, \ln VLF, \ln LF, \ln HF를 추가적으로 계산하였다. 심전도를 통해 추출한 파라미터는 총 12개이다. 위 과정들은 LabVIEW 2015(National Instrument Inc., USA)를 통해 신호처리 하였다.

III. 연구 결과

1. 시간 영역 인디케이터

집중도에 따른 통계적 유의성 검증은 SPSS 21(IBM, USA)를 이용하여 독립 표본 t검정으로 분석하였다.

높은 집중이 낮은 집중보다 RRI와 SDNN, rMSSD, pNN50의 모든 시간 영역 인디케이터 값이 높은 패턴을 보였고,(낮은 집중: $M = 648.54 \pm 47.20$, 높은 집중: $M = 783.88 \pm 73.39$ / 낮은 집중: $M = 30.66 \pm 11.47$, 높은 집중: $M = 44.41 \pm 12.80$ / 낮은 집중: $M = 25.45 \pm 0.92$, 높은 집중: $M = 27.97 \pm 1.32$ / 낮은 집중: $M = 3.89 \pm 5.67$, 높은 집중: $M = 23.34 \pm 14.86$) 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다($t(58) = -8.495, p = .000$ / $t(58) = -4.380, p = .000$ / $t(58) = -8.587, p = .000$ / $t(58) = -6.697, p = .000$) 시간 영역 인디케이터의 통계 분석 결과 차트는 [그림 4]와 같다.

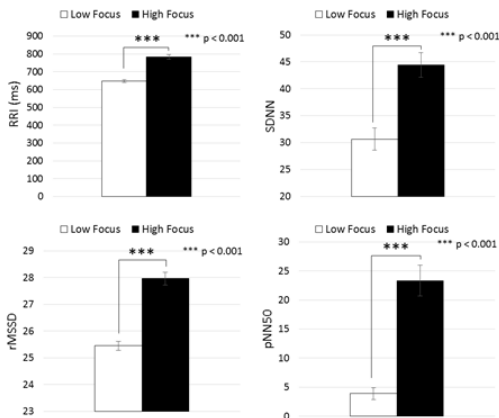


그림 4. 시간 영역 인디케이터 통계 분석 결과 차트

2. 주파수 영역 인디케이터

낮은 집중보다 높은 집중이 LF, HF 값에서 큰 패턴을 보였으며(낮은 집중: $M = 222.29 \pm 121.77$, 높은 집중: $M = 467.76 \pm 289.83$ / 낮은 집중: $M = 161.80 \pm 166.76$, 높은 집중: $M = 309.57 \pm 211.25$) 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다($t(58) = -4.284, p = .000$ / $t(58) = -3.007, p = .004$). VLF도 LF, HF와 같이 높은 집중이 더 큰 패턴을 보였지만(낮은 집중: $M = 396.99 \pm 339.53$, 높은 집중: $M = 637.88 \pm 599.00$), 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다($t(58) = -1.916, p = .060$). 통

계 분석 결과 차트는 [그림 5]와 같다.

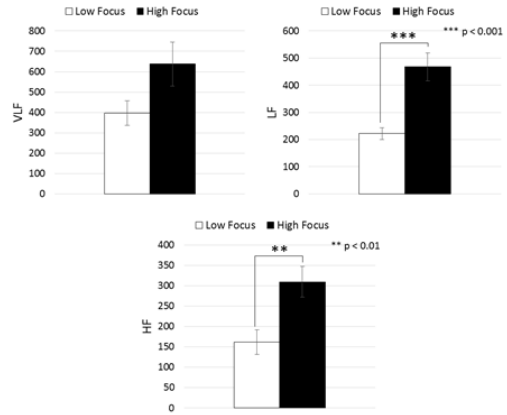


그림 5. 주파수 영역 인디케이터 통계 분석 결과 차트 1

VLF/HF의 값은 높은 집중이 낮은 집중보다 큰 패턴을 보였으나(낮은 집중: $M = 0.605 \pm 0.603$, 높은 집중: $M = 0.816 \pm 0.729$), 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다($t(58) = -1.222, p = .227$). LF/HF의 값은 높은 집중이 낮은 집중보다 작은 패턴을 보였으며(낮은 집중: $M = 3.071 \pm 6.385$, 높은 집중: $M = 2.101 \pm 1.710$), 통계적으로 유의미한 결과를 확인할 수 없었다($t(58) = 0.804, p = .425$). 통계 분석 결과 차트는 [그림 6]과 같다.

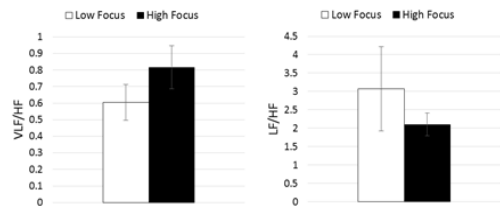


그림 6. 주파수 영역 인디케이터 통계 분석 결과 차트 2

높은 집중이 낮은 집중보다 lnLF와 lnHF의 값 모두 큰 패턴을 보였으며(낮은 집중: $M = 4.67 \pm 0.99$, 높은 집중: $M = 5.49 \pm 0.79$ / 낮은 집중: $M = 5.26 \pm 0.57$, 높은 집중: $M = 6.09 \pm 0.51$), 통계적으로 유의미한 결과를 확인하였다($t(58) = -3.538, p = .001$ / $t(58) = -5.937, p = .000$). lnVLF도 같은 패턴을 보였으나(낮은 집중: $M = 5.610 \pm 0.906$, 높은 집중: $M = 6.060 \pm 0.925$), 통계적으로

유의미한 결과를 확인할 수 없었다($t(58) = -1.905, p = .062$). 자세한 통계 분석 결과 차트는 [그림 7]과 같다.

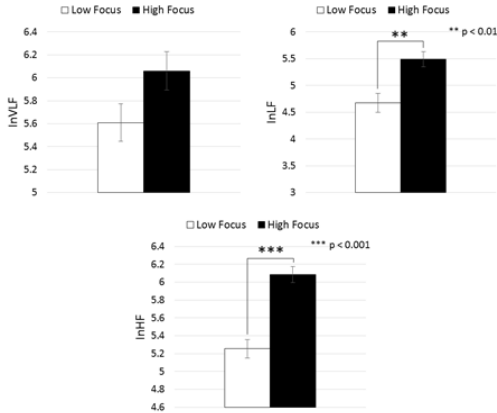


그림 7. 주파수 영역 인디케이터 통계 분석 결과 차트 3

3. 시간 및 주파수 영역 인디케이터를 통한 통합 룰베이스(rule-base) 도출 및 검증

3.1 통합 룰베이스(rule-base) 도출

시간 및 주파수 영역 인디케이터의 통계 분석 결과, 통계적 유의미한 결과를 확인했고 낮은 집중과 높은 집중의 패턴 차이가 큰 RRI와 rMSSD, lnHF를 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 인디케이터를 생성하였다. 자세한 수식은 1과 같다.

$$Focus\ Score = \frac{RRI}{100} + \ln rMSSD + \ln HF \quad (1)$$

통합 인디케이터의 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($t(58) = -11.903, p = .000$). 자세한 통합 인디케이터의 통계 분석 결과 차트는 [그림 8], 시간, 주파수 영역과 통합 인디케이터의 통계 분석 결과는 [표 1]과 같다.

그림 8, 시간, 주파수 영역과 통합 인디케이터의 통계 분석 결과는 [표 1]과 같다.

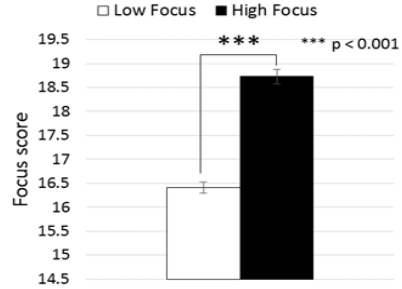


그림 8. 통합 인디케이터 통계 분석 결과 차트

표 1. 시간, 주파수 영역과 통합 인디케이터의 통계 분석 결과 (Low: Low Focus, High: High Focus)

		N	Mean	SD	t	p
Time Domain Indicator	RRI	Low 30	648.54	47.20	-8.495	.000
		High 30	783.88	73.39		
	SDNN	Low 30	30.66	11.47	-4.380	.000
		High 30	44.41	12.80		
	rMSSD	Low 30	25.45	0.92	-8.587	.000
		High 30	27.97	1.32		
Frequency Domain Indicator	pNN50	Low 30	3.89	5.67	-6.697	.000
		High 30	23.34	14.86		
	VLF	Low 30	396.99	339.53	-1.916	.060
		High 30	637.88	599.00		
	LF	Low 30	222.29	121.77	-4.284	.000
		High 30	467.76	289.28		
	HF	Low 30	161.80	166.76	-3.007	.004
		High 30	309.57	211.25		
	VLF/HF	Low 30	0.61	0.60	-1.222	.227
		High 30	0.82	0.73		
	LF/HF	Low 30	3.07	6.39	0.804	.425
		High 30	2.10	1.71		
Focus Score	lnVLF	Low 30	5.61	0.91	-1.905	.062
		High 30	6.06	0.92		
	lnLF	Low 30	4.67	0.99	-3.538	.001
		High 30	5.49	0.79		
	lnHF	Low 30	5.26	0.57	-5.937	.000
		High 30	6.09	0.51		
		Low 30	16.41	0.65	-11.903	.000
		High 30	18.73	0.85		

통합 인디케이터의 값을 플로팅하여 낮은 집중과 높은 집중에 따른 데이터 패턴을 확인하였고 선형 SVM (linear support vector machine)으로 두 집중을 구분하는 룰베이스를 도출하였다. 도출된 룰베이스 및 데이터 패턴은 [그림 9]과 같다.

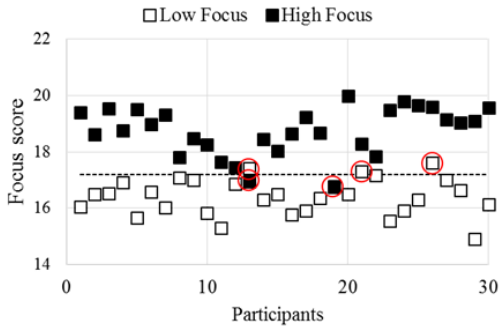


그림 9. 통합 인디케이터 룰베이스 및 데이터 패턴 (룰베이스 임계값= 17.183 / 룰베이스 기준 위: 높은 집중, 룰베이스 기준 아래: 낮은 집중)

3.2 통합 룰베이스(rule-base) 검증

룰베이스 도출하는데 활용되지 않은 30명의 데이터로 통합 인디케이터 룰베이스를 검증하였다. 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 에러를 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. 집중도의 통합 룰베이스 검증 및 데이터 패턴은 [그림 10]과 같다.

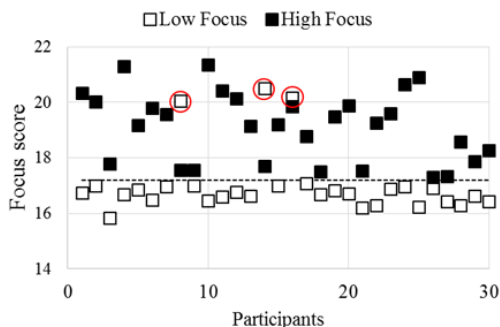


그림 10. 통합 인디케이터 룰베이스 검증 및 데이터 패턴 (룰베이스 임계값= 17.183 / 룰베이스 기준 위: 높은 집중, 룰베이스 기준 아래: 낮은 집중)

IV. 결론 및 논의

본 연구는 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴 분석을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법을 개발하고자 하였다.

집중 실험의 콘텐츠는 화살로 타겟을 맞추는 게임으로 구성하였고 집중도의 차이를 주기 위해 난이도 차이를 부여하였다. 또한 공동이 달성해야 되는 목표를 제시하여 두 피험자 사이에 사회적 관계를 형성시켰다.

연구 결과, 심전도로부터 추출한 시간 영역 인디케이터인 RRI와 SDNN, rMSSD, 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.

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 타겟의 위치와 화살의 파워게이지를 동시에 고려하여야 했기에 인지 부하가 발생하여 심장 박동수가 증가하였다고 해석할 수 있다[13][14]. rMSSD는 심장 박동 간격 차이의 제곱 평균의 제곱근 값으로, 심박수의 변화 정보를 나타낸다[21]. 낮은 집중보다 높은 집중에서 rMSSD값이 큰 패턴을 보였는데 이는 어려운 난이도로 인해 심장 간격의 변화가 크게 발생하였다고 해석할 수 있다. lnHF는 부교감 신경의 활성화 지표로, 본 연구의 자극 콘텐츠가 인지 부하와 같은 정적인 집중을 요하는 실험이었기에 높은 집중에서 큰 패턴을 보였다고 해석할 수 있다[22][23]. 상호작용 하지 않은 개별 태스크로 진행된 기존 연구도 본 연구 결과와 같이 집중도가 높아짐에 따라 심장 박동이 빨라진다는 결과를 보고하였는데[24], 이는 상호작용 여부가 집중도에 따른 피험자 개인 심장 반응의 패턴

분석 결과에 미치는 영향은 미비하다고 해석할 수 있다.

본 연구에서는 상호작용을 하는 상황에서 유발되는 집중도의 차이에 따른 심장 반응의 패턴 분석을 통해 객관적이고 정량적으로 집중도를 인식하는 방법을 개발하고자 하였고 높은 인식 정확도를 보이는 집중도 인식 방법을 제안하였다. 한정된 자원을 서로 차지하기 위해 겨루는 경쟁 사회에서 태스크의 효율을 높여주는 집중은 모든 산업 및 서비스 분야에서 중요하게 작용한다. 따라서 본 연구에서 제안한 집중도 인식 방법을 콘텐츠를 비롯한 서비스 분야와 더불어 다양한 분야에 적용한다면 집중도를 높일 수 있는 요소들을 개발하여 효율 및 흥미를 증진시킬 것이라 기대된다. 추후 다른 생리 반응에 대한 연구 및 상호작용을 하는 두 피험자 사이의 생리 반응 동조성 관계에 대해서도 연구를 진행해 볼 예정이다.

참 고 문 헌

- [1] J. H. Connell, "Diversity and the coevolution of competitors, or the ghost of competition past," *Oikos*, pp.131-138, 1980.
- [2] B. O'regan and M. Grfitzeli, "A low-cost, high-efficiency solar cell based on dye-sensitized," *nature*, Vol.353, No.6346, pp.737-740, 1991.
- [3] 권석만, *긍정심리학: 행복의 과학적 탐구*, 서울: 학지사, 2008.
- [4] M. Csikszentmihalyi, *Flow: The psychology of happiness*, Random House, 2013.
- [5] 정순철, 탁계래, 이정환, 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.
- [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.
- [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.
- [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.
- [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.
- [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 & Electronic Media*, Vol.44, No.1, pp.94-109, 2000.
- [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.
- [12] J. L. Lacey and B. C. Lacey, *Some autonomic-central nervous system interrelationships*, *Physiological correlates of emotion*, pp.205-227, 1970.
- [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.
- [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.

[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, p.337, 1994.

[16] P. Salovey and J. D. Mayer, “Emotional intelligence,” *Imagination, cognition and personality*, Vol.9, No.3, pp.185-211, 1990.

[17] R. J. Davidson, K. R. Sherer, and H. H. Goldsmith, *Handbook of affective sciences*, Oxford University Press, 2009.

[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.

[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.

[20] J. Pan and W. J. Tompkins, “A real-time QRS detection algorithm,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, No.3, pp.230-236, 1985.

[21] 최병문, 노규정, “심박변이도 (Heart Rate Variability, HRV),” *정맥마취*, Vol.8, No.2, 2004.

[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.

[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.

[24] 최영일, 박근상, 엄기수, 오승훈, “자동차 운전 중

의 통화 몰입 정도가 운전수행에 미치는 영향,” *대한토목학회논문집*, 제27권, 제2D호, pp.165-169, 2007.

저 자 소 개

이 동 원(Dong Won Lee)

정회원



- 2014년 2월 : 상명대학교 디지털 미디어학과(이학사)
- 2016년 2월 : 상명대학교 감성공학과(공학석사)
- 2016년 3월 ~ 현재 : 상명대학교 감성공학과(박사과정)

<관심분야> : Human-computer Interaction, User Experience, Emotion Engineering

박 상 인(Sangin Park)

정회원



- 2013년 2월 : 상명대학교 감성공학과(공학석사)
- 2016년 2월 : 상명대학교 감성공학과(공학박사)
- 2016년 4월 ~ 현재 : 상명대학교 산학협력단 특임교수

<관심분야> : Emotion Engineering, Social Emotion, Human Factors, 3D

황 민 철(Mincheol Whang)

정회원



- 1983년 2월 : 인천대학교 의공학과(공학사)
- 1990년 2월 : Georgia Institute of Technology대학교 대학원 의공학(공학석사)
- 1994년 2월 : Georgia Institute of Technology대학교 대학원 의공학(공학박사)

• 1998년 ~ 현재 : 상명대학교 휴먼지능정보공과 교수

<관심분야> : HCI, Human Factors, Emotion Engineering, BCI, Neurocardiology