

## Mental Task 수행에 의한 전전두엽 활성화 영역의 fNIRS 기반 추정

홍승혁 · 이종민<sup>1</sup> · 허정 · 백현재<sup>2</sup> · 박광석<sup>3</sup>

서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링 전공, <sup>1</sup>카이노스데이즈,  
<sup>2</sup>삼성전자 DMC 연구소, <sup>3</sup>서울대학교 의과대학 의공학교실

## The Estimation of Activated Prefrontal Brain Area due to The Execution of Mental Tasks using fNIRS

Seunghyeok Hong, Jongmin Lee<sup>1</sup>, Jeong Heo, Hyun Jae Baek<sup>2</sup> and Kwang Suk Park<sup>3</sup>

Interdisciplinary Program of Bioengineering, Graduate School, Seoul National University, Seoul, Korea

<sup>1</sup>KYNOSDAYS Co., Ltd., Seoul, Korea

<sup>2</sup>DMC R&D Center, Samsung Electronics Co., Ltd., Korea

<sup>3</sup>Department of Biomedical Engineering, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

(Manuscript received 10 August 2015; revised 30 September 2015; accepted 1 October 2015)

**Abstract:** The activation of prefrontal cortex of brain during some mental tasks like mental arithmetic induce has been studied using hemodynamic imaging modalities. In this study, we focused on the differentiation of activated area in local prefrontal brain caused by the different mental activities as well as evaluating the classification accuracy of in-house fNIRS system. The study preliminarily validated the device including the signal quality and tightness of contact between detectors and prefrontal area. Experimental results of mental tasks on 5 subjects showed the subject dependent tendencies in correlated prefrontal activation and the area of highest accuracy.

**Key words:** functional Near Infra-red Spectroscopy, fNIRS, Prefrontal cortex, Mental task

177

### 1. 서 론

뇌는 암산과 같은 지적 능력을 사용할 때에 전두엽 영역을 활성화시킨다[1]. 근적외선 분광기(functional Near Infra-red Spectroscopy, fNIRS)는 피부에 상해를 입히지 않는 서로 다른 파장의 빛을 송신한 후 산화 헤모글로빈과 탈산화헤모글로빈에 따라 다르게 감쇄되어 돌아온 빛을 수신함으로써, 이러한 뇌 활성화에 따른 혈액의 변화를 감지

한다.

기존 연구에서, Mental Task에 따라 변화된 혈액을 뇌 영역 전체에서 fNIRS로 측정하고 Resting과 Tasking상태를 분류한 결과, 한 개인 안에서도 Task 종류마다 서로 다른 정확도로 분류될 수 있음이 알려진바 있다[2]. 그러나 한층 정확한 분류를 위하여 뇌 영역 전체의 혈액을 관찰한 상용 장비는 부피가 크고 고가이므로, 일상 생활 중에 쉽게 사용할 수는 없다. 따라서 본 연구에서는 이마에서만 데이터를 취득하여 착용형으로 활용할 수 있는 작고 가벼운 fNIRS 장비를 개발하였다.

이 장비를 이마 전전두엽(prefrontal cortex) 영역에 착용하고 일상 중에 활용할 수 있는 암산과 가상 물체의 회전을 상상하는 두 가지 Mental Task의 클래스를 구분하였다.

특히, 활성화 영역에 따른 분류 정확도 차이를 확인할 수 있도록, 영역별로 유효한 산화 헤모글로빈의 변화 데이터를 취득하고 분석하였다.

Corresponding Author : Park Kwang Suk  
Seoul National University College of Medicine, 103 Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul  
TEL: +82-2-2072-3135 / FAX: +82-2-3676-2821  
E-mail: pks@bmsil.snu.ac.kr

이 논문은 2010년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업(No. NRF-2010-0020808)과 2014년도 미래창조과학부의 재원으로 한국연구재단 바이오의료기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2014M3A9E3064623).

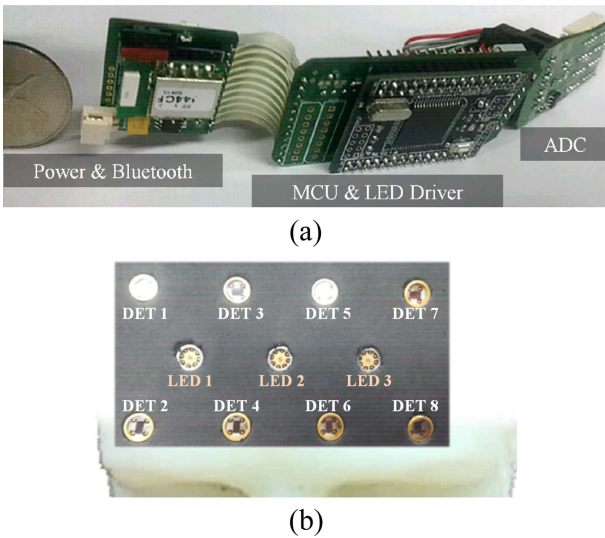


그림 1. (a) fNIRS 시스템, (b) 광원(LED)과 광검출기(DET)가 측정하는 측정 영역.  
 Fig. 1. The measurement channels composed of the light Sources (LED) and Photo-detectors (DET).

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 측정 장비

본 연구를 위해 제작한 fNIRS 시스템(그림 1a)은 Micro-controller (ATMEGA128, ATMEL, USA)가 LED driver 를 조작하여 LED 광원(MTMD7885T38, Marktech Optoelectronics, USA)에서 두 파장(770 nm, 850 nm) 의 빛을 방사하고, 조직과 혈액에 의해 감쇄되어 돌아온 빛을 광검출기(Photo-detector, DET)로부터 8-채널 ADC (ADS1298, Texas Instruments, USA)가 10 Hz로 표본화하게 한 다

음, 블루투스(ESD200, Sena, USA) 무선 전송하도록 구현 하였다.

단말기에서 수신한 두 파장의 빛 정보를 Modified Beer-Lambert 법칙에 따라 분석하여 감쇄 요인인 헤모글로빈 상태를 추정할 수 있다[3]. 이 시스템은 착용시 안전을 고려하여 발화 가능성이 적은 Li-Poly 7.4 V 950 mAh Battery 로 구동하였다. 이 Battery를 포함한 총 시스템의 규격(중량)은 4 cm × 16 cm × 2 cm (140 g)으로서, NIRx Medical Technologies 사에서 운반 가능하도록(Portable) 출시한 상용장비 NIRSport가 10.5 cm × 17 cm × 4 cm (350 g)인 것에 비하여, 작고 가볍게 구현할 수 있었다.

그림 1b는 광원과 센서를 참여자 이마의 우측 눈썹 위에 LED1, 좌측 눈썹 위에 LED3이 위치하도록 광원과 광검출기를 배치한 것을 겹으로 드러나 보이게 촬영한 사진이다. 각 LED와 광검출기의 거리는 각각 2.5 cm, 4.5 cm, 7 cm 이다.

### 2. 측정 채널의 유효성 확인

본 Mental Task 실험에 앞서서, 어떤 뇌 영역이 활성화 되었는지를 살펴보는 연구 목표를 위해서 최대한 넓은 영역에서 정상 신호가 수신되도록 할 필요성이 있었다. 정상적인 센서의 결속 상태를 확인하기 위하여, 생리학적인 반응을 활용하였다. 동일 fNIRS 시스템을 이용한 예비 연구에서 참여자가 숨 참기를 하면 이마 전체 영역에서 일련의 헤모글로빈 변화가 관찰되었으므로, 이 반응이 각 채널에서 올바르게 관찰되는지를 확인함으로써 센서 결속 상태의 점검을 선행하였다. 최대한 오래 숨 참기(Maximal Breath-hold) 구간 전후에 1분씩 정상 호흡하는 Trial을 2회 수행하였다. 앞선 정상 호흡 상태에서의 헤모글로빈 기저선(Baseline) 기

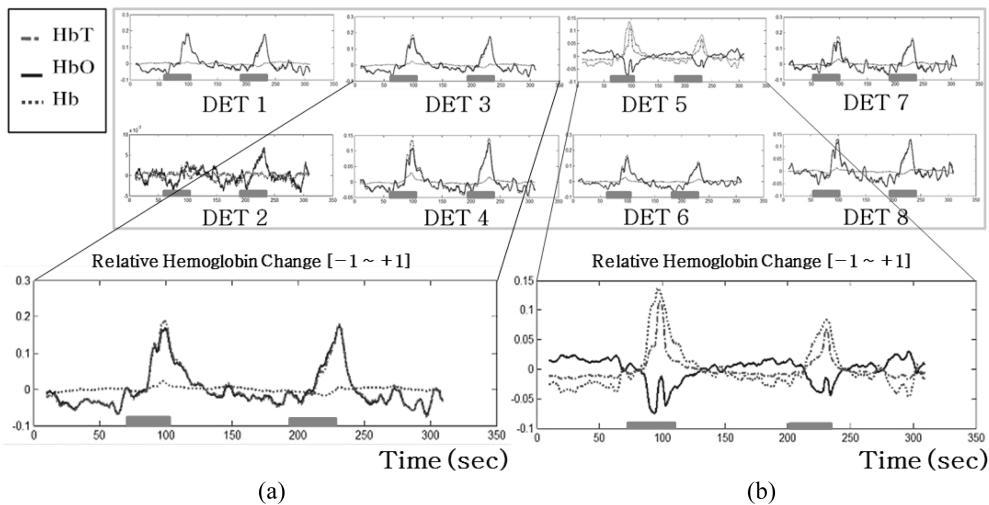


그림 2. 숨 참기 실험 결과 그래프 (a) 유효한 채널(DET3)의 정상적인 측정 예, (b) 채널(DET5)의 손상 검출 사례.  
 Fig. 2. Graphs of a result from breath-hold experiment (a) Normal result from a valid channel (DET3), (b) An example of detection of the damage of a channel (DET5).

준 대비 변화 정도를 누적하여 양으로 1까지, 음으로 -1까지 표기하였다. 이러한 그래프 표기 방식을 본 실험 결과에도 적용했다.

대표 사례로서, DET3을 확대 도시한 그림 2(a)에서 확인할 수 있듯이, 숨을 참은 Task 구간(그래프 하단 막대)마다 산화 헤모글로빈(HbO, 실선)과 총 헤모글로빈(HbT, 1점 쇄선)의 양이 증가되었다. 동일한 현상을 그림 2 상단에 표시된 바와 같이 대부분의 채널에서 감지할 수 있었다. 이것은 숨을 최대한 오래 참음으로써 뇌가 이산화탄소의 분압(Partial Pressure)이 기준치 이상 상승되었음을 감지하면, 혈액 공급 속도 증가시켜서 산소와 이산화탄소의 교환이 빠르게 이뤄지도록 촉진하기 때문이다[3,4]. 반면, 이 사전 점검에서 관찰된 손상 채널의 대표적인 예는 그림 2(b)와 같다. 숨을 참았던 두 구간마다 정상 채널에서 보인 HbO, HbT의 증가와 달리 DET5에서 추정된 헤모글로빈은 비정상적인 변화를 보인 것이다. 이 현상의 원인은 Analog-to-digital chip의 손상이었다. 이와 같은 문제점을 해당 장치의 교체로 보완 및 신호 확인 후, 다음의 Mental Task들을 진행하였다.

### 3. 실험 방법

사전 점검을 마친 후, 본 실험 과정의 Session 구성은 그림 3과 같다. 5명의 피실험자(여성: 1명, 평균 나이: 28.6세)는 뇌 혈관 및 심혈관 손상 기록이 없이 건강하였다. 실험 전 피실험자들에게 실험 목적과 과정을 전달하였으며 임상 시험 사전 동의서를 통해 자발적인 의사에 따라 실험에 참여할 수 있도록 하였다. 또한 실험 중 어떠한 신체적, 정신적 문제가 발생할 시 바로 연구자에게 보고하도록 교육 받았다.

먼저, 참여자가 실험에 대한 준비를 하고, 실험자의 데이터에서 Post-processing에 의한 Transient response를 제거할 수 있도록 20초의 준비 구간(Preparation)을 설정하였다. 그 다음으로, Mental Task에 의한 전두엽의 활성화와 대비될 수 있도록, 30초간 속으로 숫자를 하나씩 증가시키는 Mental Counting을 수행한 후 30초간 다음 문단에 서술된 Mental Task를 수행하는 Trial을 구성하고, 5 Trial을 하나의 Session으로 실험하였다. 한 가지 Task 대

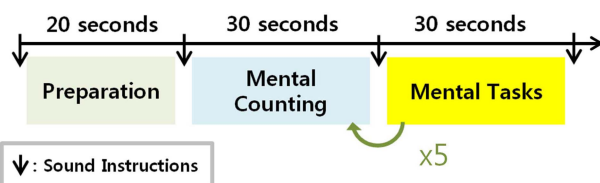


그림 3. Mental Tasks의 Session 구성.  
Fig. 3. A Session of Mental Tasks.

하여 총 3 Session을 수행하였다.

첫째, Mental Subtraction (MS)은 임의로 떠올린 세자리 숫자로부터 17씩을 연속적으로 빼는 암산을 수행하였다. 둘째, Mental Rotation (MR)은 가상의 3차원 정8면체를 상상하게 하고, 최대한 빠르게 회전시키도록 하였다. 참여자들은 모두 사전에 해당 Mental Rotation의 경험이 없었다.

실험 후 취득한 데이터는 Butterworth 3차 대역 통과 필터(0.01~0.5 Hz)를 적용하는 Post-processing 이후 Transient response를 포함한 Preparation 구간을 제외하고 분석하였다. Mental Task로 인한 뇌 활성화는 산화 헤모글로빈(HbO)을 증대시키므로, 이 HbO변량의 30초 구간 별 평균을 Feature로 사용하였다[5]. Linear Discriminant Analysis (LDA)로 분류(Classification)를 수행한 후, 10 × 10-fold cross validation을 통하여 분류 정확도(Accuracy)를 산출하였다. LDA 분류 기법을 사용한 이유는 LDA의 결과가 또 다른 분류 기법으로서 적용해본 Support Vector Machine (SVM)으로 분석한 결과와 거의 차이를 보이지 않았으며, 비교적 구현이 쉽고 빠른 처리 속도 때문에 추후 연구에서 실시간 분류에 적용하고자 할 때 적합하기 때문이다.

### III. 연구 결과

모든 참여자의 뇌 활성화 영역간 비교를 위하여, 일부 참여자에게 빛이 포화되어 지속됨으로써 유효하지 않았던 DET7, 8의 데이터를 분석 대상에서 제외하였다. 이러한 현상의 이유는 그림 1(b)와 같이 동일 크기로 제작된 센서가 사용자마다 다른 두상의 영향으로 밀착되지 못하였기 때문이다. 따라서 사용자 두상에 맞춘 개별 센서를 제작함으로써 개선할 수 있을 것이다. 그러나 동일한 시스템으로 측정하여 모든 참여자의 특성을 확인하기 위한 연구 목표에 부합하도록, 공통적으로 유효한 채널만을 분석하였다. 또한, 구조 때문에 빛이 검출 전압 기준 0.5 V이하로 감쇄된 경우도 제외하였다.

실험을 통해 변화한 산화 헤모글로빈의 구간내 평균을 Feature로 광원(LED)과 광검출기(DET)간에 형성된 각 채널 정보를 이용하였을 때 LDA 분류의 정확도를 백분율로 소수점 첫째 자리까지 표에 기재하였다. 그리고 각 LED의 빛이 유효했던 모든 DET (Valid DETs)에 의한 분석 결과를 표의 최하단 행에 기재하였다.

Mental Subtraction을 수행한 참여자1의 결과가 표 1과 같다. 대부분 해당 LED와 가까운 2.5 cm거리의 DET에서의 정보가 유효하였으며, Mental Subtraction에서는 평균  $\Delta$ HbO 정보 중에서 LED3과 DET6이 형성한 채널에서 관찰된 것이 참여자1의 Rest와 Task 상태를 구분하는 데 가장 높은 정확도를 보였다. 그 다음으로 높은 정확도도 역시 참여자1 두뇌의 좌측인 LED3과 DET5의 데이터를 이용하

표 1. 참여자1의 Mental Subtraction 실험에서 LDA의 평균  $\Delta$ HbO 기반 분류 정확도.

Table 1. Classification accuracy of LDA using the mean  $\Delta$ HbO during mental subtraction of participant 1.

Sensor Number	LED1	LED2	LED3
DET 1	34.3%	58.0%	N/A
DET 2	52.0%	32.0%	N/A
DET 3	50.3%	36.7%	52.3%
DET 4	53.7%	51.3%	57.3%
DET 5	N/A <sup>a</sup>	N/A	64.0%
DET 6	N/A	N/A	66.7%
Valid DETs	61.0%	64.0%	82.7%

a : Not Available

표 2. 참여자1의 Mental Rotation 실험에서 LDA의 평균  $\Delta$ HbO 기반 분류 정확도.

Table 2. Classification accuracy of LDA using the mean  $\Delta$ HbO during mental rotation of participant 1.

Sensor Number	LED1	LED2	LED3
DET 1	70.7%	52.3%	N/A
DET 2	55.0%	46.0%	N/A
DET 3	66.0%	75.7%	58.7%
DET 4	63.3%	68.0%	30.0%
DET 5	N/A <sup>a</sup>	N/A	66.7%
DET 6	N/A	N/A	66.7%
Valid DETs	70.0%	73.3%	70.0%

a : Not Available

여 도출할 수 있었다.

표 2는 동일 참여자의 Mental Rotation의 결과이다. Subtraction은 좌반구에서의 분류 정확도만 높았던 것과 달리 전 영역에서 유사한 분류 정확도를 보였다. 오히려 가운데 영역에서의 정확도가 가장 높게 도출되기도 하였다. 그 중에서도 LED2-DET3 채널에서의 정확도가 모든 유효 디텍터 활용의 경우보다 높은 정확도를 보였다. 그 이유는 LED2와 DET 1, 2가 형성하는 4.5 cm 거리의 채널의 정확도(평균 49.2%)는 가까운 2.5 cm 거리에서 측정한 DET 3, 4의 채널 정확도(평균 71.9%)보다 현저하게 낮고, Chance 레벨에 가까워서 분류의 정확도를 낮추었기 때문이다.

fNIRS는 다른 뇌 측정 장비와 다르게 광원과 광검출기 조합 별로 다른 착용 안정성(stability)과 주변 광 노출 정도를 가지므로, 채널 별 데이터 신뢰성이 다른 한계를 갖고 있다. 따라서 최대한 높은 정확도를 보인 조합이 의미를 가진다. 모든 참여자의 최고 분류 정확도를 LED 영역 별로 Mental Subtraction (MS)은 표 3에, Mental Rotation (MR)은 표 4에 나타내었다. MS의 경우, 이마 좌측 영역인

표 3. Mental Subtraction 실험에서 각 LED 영역 별 최고의 분류 정확도.

Table 3. The highest classification accuracies (percentage) using the data from coverages of each LED during mental subtraction.

Participant	LED1	LED2	LED3
1	61.0%	64.0%	82.7%
2	68.7%	70.3%	87.0%
3	63.0%	35.7%	77.3%
4	90.0%	78.7%	70.0%
5	59.6%	60.0%	70.0%
Average	68.5%	61.7%	77.4%

표 4. Mental Rotation 실험에서 각 LED 영역 별 최고의 분류 정확도.

Table 4. The highest classification accuracies (percentage) using the data from coverages of each LEDs during mental rotation.

Participant	LED1	LED2	LED3
1	70.0%	75.7%	70.0%
2	70.0%	77.7%	69.3%
3	62.0%	54.7%	54.0%
4	86.7%	86.7%	93.0%
5	65.3%	61.7%	63.0%
Average	70.8%	71.3%	69.9%

LED3의 데이터를 이용하였을 때 평균 정확도가 중앙 영역에 비해서는 15.7%, 우측 영역에 비해서는 8.9% 높았다. 반면 MR의 경우, 전 영역에서 유사한 분류 정확도를 보였고 중앙 혹은 우측 영역에서 최고 정확도를 나타낸 경우가 MS에 비해 더 많았다. 참여자4를 제외한 모든 참여자의 결과에서 보인 경향성과 일치한다. 참여자4의 경우 MS에서 우측 영역 LED1의 분류 결과가 최고 정확도를 보였고, MR에서는 좌측 영역 데이터로 최고 정확도를 산출하였다.

각 LED로부터 도출한 백분율로 표기한 분류 정확도의 표준 편차가 Mental Subtraction에서는 9.6%, Mental Rotation에서는 2.7%로 3.6배의 확연한 차이를 보였다. 이러한 경향성은 참여자 모두에게서 표 5와 같이 관찰되었다. 평균적으로 MS는 9.6%, MR은 0.6%의 LED영역별 표준 편차를 보여서, 평균 9%의 차이와 16배의 비율을 보였다.

이 중 좌우 영역만 확인해보면, 표 6와 같이 평균 4%의 Task간 차이를 보이며, 9배 비율로 비대칭성을 보였다.

#### IV. 토 의

fNIRS처럼 뇌 혈액을 관찰할 수 있는 fMRI 장비로 MS 중인 뇌를 측정한 Rueckert(1996), Rickard(2000)의 연구

표 5. Mental Subtraction (MS)과 Mental Rotation (MR) 실험에서 각 LED영역 별 분류 정확도(백분율) 간의 표준 편차.

Table 5. The standard deviation of classification accuracies (percentage) using the data from coverages of each LEDs during mental subtraction and rotation.

Participant	MS (%)	MR (%)	MS-MR (%)
1	9.6	2.7	6.9
2	8.3	3.8	4.5
3	17.3	3.6	13.7
4	8.2	3	5.2
5	4.8	1.5	3.3
Average $\pm$ Std <sup>a</sup>	9.6 $\pm$ 4.1	0.6 $\pm$ 0.6	9.0 $\pm$ 3.7

a : 표준편차(Standard Deviation)

표 6. Mental Subtraction (MS)과 Mental Rotation (MR) 실험에서 좌우 영역 분류 정확도(백분율) 간의 표준 편차.

Table 6. The standard deviation of classification accuracies (percentage) using the data from coverages of Left LED and Right LED during mental subtraction and rotation.

Participant	MS (%)	MR (%)	MS-MR (%)
1	10.8	0.0	10.8
2	9.2	0.3	8.9
3	7.2	4.0	3.2
4	10.0	3.2	6.8
5	5.2	1.2	4.0
Average $\pm$ Std <sup>a</sup>	4.5 $\pm$ 2.0	0.5 $\pm$ 1.6	4.0 $\pm$ 2.9

a : 표준편차(Standard Deviation)

가 있다. 그 결과, 좌우반구에서 모두 혈액 변화된 voxel이 감지할 수 있었지만, 특히 좌반구에서 활성화된 voxel을 우반구에 비해 두 배 많이 감지할 수 있었다[1,7]. 본 연구의 결과도 마찬가지로 MS를 수행할 때(표 3), 혈액의  $\Delta$ HbO의 변화가 우반구에서도 68.5%의 정확도로 감지되었지만, 분류 정확도가 평균 77.4%로 가장 높았던 것은 좌반구 영역이다. 이것은 모든 참여자에서 MS를 수행하기 위해 전전두엽의 영역 전체가 Control 상태에 비해 활성화되는 경향이 있지만, 좌측부가 대체적으로 활발히 산소를 소모하였고, 소모된 만큼 보충하고자  $\Delta$ HbO의 증가가 확인했던 것이다. 이처럼 fNIRS로 기존 fMRI 연구와 공통적인 결과를 확인할 수 있었다.

반면, MR과 같이 공간적 방향 전환에 대해서는 우뇌도 활발히 역할을 하는 것이 Corballis(1997)의 병증과 뇌전도(EEG) 연구 사례를 통해, 그리고 Hwang(2014)의 상용 fNIRS, Cohen(1996)의 fMRI, Harris(2000)의 PET를 이용한 뇌 혈액 연구를 통해 보고된바 있다[2,9,10,11]. 다만, Corballis는 MR에서 회전시키는 대상의 모양과 복잡도, 회전 속도 등이 활성화 정도와 영역에 영향을 줄 수 있음을

기술하였고, Cohen은 참여자가 MR에 익숙해지기 전에는 우뇌 쪽이 활성화되었다가 익숙해지면 좌뇌 쪽이 활성화된 사례, 왼손잡이에게서는 반대의 현상이 관찰되기도 한 연구 사례 및 10명에 대한 fMRI 측정 결과를 근거로 삼아서 측성화 현상(Lateralization)이 가변적이라는 주장에 무게를 실었다. 특히 Brodmann area 9, 즉 배외측 및 중앙(Dorsolateral and medial) 전전두엽에 걸쳐서 모두 활성화되었다는 점이 표 5와 같이 전체 영역에서 분류 정확도 간의 표준 편차가 적었던 결과에 반영되었다.

본 연구에서, 분류 정확도가 높을수록 해당 영역의  $\Delta$ HbO 변화가 Task 수행과 수반되었던 것이므로, 표 5와 같이 그 정확도들의 영역간에 보이는 표준 편차의 차이는 해당 영역의 활성화 정도가 차이를 의미할 수 있다. 그만큼 활성화된 대뇌 피질 영역이 MS를 수행할 때, MR을 수행할 때에 비해 국지적으로 좁게 분포한다는 것을 의미할 수 있다. 즉, 동일한 참여자의 두 Mental Task에서 보인 분류 정확도 표준 편차로부터 관찰할 수 있었던 것은 피질 기능 국재화(cortical localization of function)이다. 그리고 표 6과 같이 좌우 영역만을 추출해보면, 편측화(Laterality) 정도의 한 지표로서 분석할 수 있다. 이러한 Mental Task를 수행할 때 ‘기능의 국재화 혹은 편측화’의 차이는 Hwang(2014)의 연구에서 암산과 MR을 수행하는 동안 전전두엽 혈액 변화 정도는 유사한 형태를 띠었음에도 불구하고, Herff(2013)가 전전두엽의 신호만으로 암산과 MR을 서로 구분(평균 60%) 할 수 있었던 근거가 될 수 있다[2,6]. 그러나 본 연구의 참여자 중 여성은 한 명뿐으로 소수였으므로 앞선 국재화 등의 해석에서 성별 편향성을 고려해야만 한다. 추후 연구에서 보완된다면 더욱 폭넓은 해석을 할 수 있을 것이다.

이 연구에서는, 동일 참여자에게서 서로 다른 Mental Task를 수행함으로써, 더 높은 분류 정확도를 갖는, 적합한 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI) 방법을 도출할 수 있었다. 참여자 1, 2, 3, 5의 경우 MS가 MR에 비해 각 7%, 9.3%, 15.3%, 14.7% 높은 정확도를 보였고, 참여자 4만 MR이 MS에 비해 3% 높은 성능을 보였다. Hwang(2014)과 같이 70%를 의미 있는 BCI 성능 기준으로 삼는다면, 참여자 3, 5는 MR의 최고 분류 정확도가 각각 62%, 65.3%이므로 MR이 아닌 다른 BCI Task 대안이 필요함을 알 수 있었다[2]. 이러한 연구를 통하여, 간편하게 착용 가능한 fNIRS 시스템이 ‘사용자 맞춤형 뇌-컴퓨터 인터페이스’로서 활용될 수 있는 가능성을 높일 수 있다.

## Reference

- [1] T.C. Rickard, S.G. Romero, G. Basso, C. Wharton, S. Flit-

- man, and J. Grafman, "The calculating brain: an fMRI study," *Neuropsychologia*, vol. 38, no. 3, pp. 325-335, 2000.
- [2] H. Hwang, J. Lim, D. Kim, and C. Im, "Evaluation of various mental task combinations for near-infrared spectroscopy-based brain-computer interfaces", *J. Biomed. Opt.*, vol. 19, no. 7, 2014.
- [3] B.J. Macintosh, L.M. Klassen, and R.S. Menon, "Transient hemodynamics during a breath hold challenge in a two part functional imaging study with simultaneous near-infrared spectroscopy in adult humans," *NeuroImage*, vol. 20, no. 2, pp. 1246-1252, 2003.
- [4] S. Hong, H.J.B, and K.S. Park, "The Preliminary study for the implementation of Wearable fNIRS: Breath-holding Task," in *Proc. 49th KOSOMBE*, Seoul, Korea, Apr. 2014, p. 72.
- [5] C. Herff, D. Heger, F. Putze, J. Hennrich, O. Fortmann and T. Schultz, "Classification of mental tasks in the prefrontal cortex using fNIRS," in *Proc. 36th, EMBC*, Osaka, Japan, 2013, pp. 2160-2163.
- [6] Y. Hoshi, and M. Tamura, "Near-Infrared Optical Detection of Sequential Brain Activation in the Prefrontal Cortex during Mental Tasks," *Neuroimage*, vol. 5, pp. 292-297, 1997.
- [7] J. Rueckert, N. Lange, A. Partiot, I. Appollonio, I. Litvan, D.L. Bihan, and J. Grafman, "Visualizing Cortical Activation during Mental Calculation with Functional MRI," *NeuroImage*, vol. 3, no. 2, pp. 97-103, 1996.
- [8] M.C. Corballis, "Mental Rotation and the Right Hemisphere," *Brain and Language*, vol. 57, no. 1, pp. 100-121, 1997.
- [9] M.S. Cohen, S.M. Kosslyn, H.C. Breiter, G.J. DiGirolamo, W.L. Thompson, A.K. Anderson, S.Y. Bookheimer, B.R. Rosen and J.W. Belliveau, "Changes in cortical activity during mental rotation A mapping study using functional MRI," vol. 119, no. 1, pp. 89-100, 1996.
- [10] I.M. Harris, G.F. Egan, C. Sonkkila, H.J. Tonchon-Danguy, G. Paxinos, and J.D.G. Watson, "Selective right parietal lobe activation during mental rotation : A parametric PET study," *Brain*, vol. 123, no. 1, pp. 65-73, 2000.
- [11] J. SaFaie, R. Grebe, H.A. Moghaddam, and F. WALLOIS, "Wireless Distributed Acquisition System For Near Infrared Spectroscopy-WDA-NIRS," *J. Innov. Opt.* vol. 6, no. 3, 1350019, 2013.
- [12] P.V. Zephaniah, and J.G. Kim, "Recent Functional Near Infrared Spectroscopy Based Brain Computer Interface Systems: Developments, Applications and Challenges," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 4, no. 3, pp. 223-230, 2014.