근적외선 분광 분석법을 이용한 운동령에서의 사건 기반 산소 포화도 변화 신호 측정

Measurement of Event-related Hemodynamic Responses on Motor Cortex Measured by Near-infrared Spectroscopy

이 동 철* · 신 재 영** · 김 지 현*** · 정 지 채†
(Dong-Chul Lee · Jae-Young Shin · Ji-Hyun Kim · Ji-Chai Jeong)

Abstract - We measure the hemodynamic responses during the 4 kinds of tasks on the motor cortex in the right and left human brain by using near-infrared spectroscopy. The experimental results show that the change of concentration of oxy-hemoglobin is larger than that of deoxy-hemoglobin and the change of concentration of chromophores induced by finger and arm related task show more activations than that of leg.

Key Words : NIRS, BCI, Motor cortex

1. 서 론

최근 의학이나 인지과학 분야뿐만 아니라 공학 분야에서 뇌에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있는 추세이다. 뇌 연구의 초창기에는 많은 위험을 동반하는 침습적인 방법으로 실험을 하였으나 최근에는 비침습적인(non-invasive) 방법으로 뇌의 활성도를 측정하는 방법들이 폭넓게 활용되고 있다. 일반적으로 가장 널리 알려진 것은 자기장 속에서의 공명현상을 이용한 기능자기공명영상(functional magnetic resonance imaging, fMRI), 방사성 의약품을 이용하여 물질의 흐름을 추적하는 양전자 단층촬영(positron emission tomography, PET), 신경계의 전기적인 변화에 의해 발생하는 신호를 측정하는 뇌파계(electroencephalograph, EEG) 등과 같은 장비들이 있으며 이러한 장비들을 이용하여 뇌의 상태 변화를 측정할 수 있다 [1]. 근적외선 분광 분석법(near-infrared spectroscopy, NIRS)은 빛을 이용하여 비침습적으로 혈관 속에 있는 헤모글로빈들의 산소포화도의 변화량을 측정할 수 있는 방법이다 [2]. 근적외선을 이용하기 때문에 안전성이 높으며 측정된 산소포화도의 변화량을 분석하여 뇌의 활성화 상태 및 위치를 알 수 있다 NIRS는 뇌의 생리적 변화를 측정하기 위해서 사용되는 다른 장비들과 비교했을 때 가장 큰 장점은 다른 연구 방법에 이용되는 장비들에 비해 상대적으로 작은 크기를 가지고 있어 휴대성과 이동성이 우수하다. 또한 높은 시간해상도와 공간해상도를

가지고 있어 인체를 관찰하는데 적절하다.

현재 NIRS는 의학 분야 및 뇌-컴퓨터 인터페이스(brain-computer interface, BCI) 분야에서 주로 사용된다 [3]. 현재까지 BCI에 관한 연구는 대부분 EEG와 fMRI를 이용하여 진행되어 왔다 [4]. 하지만 EEG는 피실험자의 트레이닝 시간이 매우 길고, 미세한 신체의 움직임에도 민감하게 반응하여 반복적인 신호를 얻기가 힘들다. 또한 fMRI 역시 외부 변화에 따른 민감도가 매우 크고, 실험 장비가 매우 커 설치 공간이 많이 필요하므로 실용적인 용도로 사용하기 어렵다. NIRS는 fMRI의 blood oxygen level dependent(BOLD) 신호처럼 혈관 내의 산소포화도 변화를 측정할 수 있고, 사람이 직접 움직일 수 있을 정도의 크기를 가지고 있으며 미세한 움직임에 상대적으로 둔감하여 뇌-컴퓨터 인터페이스 분야에서 사용되고 있다 [5].

본 논문에서는 근적외선 분광 분석법을 이용하여 사건-기반 산소 포화도의 변화량을 대뇌 운동령(motor cortex)에서 측정하였고, 각 task에 따른 산소 포화도의 변화의 특징을 설명하였다. 2장에서는 근적외선 분광 분석법에 대해 이론적으로 설명하였으며 3장에서는 근적외선 분광 분석 장비를 이용한 뇌-컴퓨터 인터페이스 실험에 대해 설명하였고 4장에서는 그 실험 결과를 나타내었으며 5장에서는 본 논문의 결론을 나타내었다.

2. 근적외선 분광 분석법(NIRS)

NIRS는 혈액 속에 있는 산소헤모글로빈(HbO)과 탈산소헤모글로빈(HbR)의 농도를 비침습적으로 측정할 수 있는 방법이다. 생리학적으로 신경의 활성화가 산소의 공급과 사용에 불균형을 가져와 혈액 내의 HbO의 농도를 증가시키고, HbR의 농도는 감소시킨다 [6]. 그러므로 혈액 내의 산소포화도 변화 관찰을 통하여 뇌 활성도의 변화를 알 수 있다.

뇌 활성도를 측정하기 위해 NIRS를 사용하는 데는 두 가지 이유가 있다. 첫째로 인체의 대부분을 구성하고 있는 물

* 준 회원 : 고려대 정보통신대 컴퓨터·전파통신공학과 석사

** 정 회원 : 고려대 정보통신대 컴퓨터·전파통신공학과 박사과정

*** 비 회원 : 고려대 정보통신대 뇌공학과 박사과정

† 교신저자, 정회원 : 고려대학교 정보통신대 뇌공학과 교수
E-mail : jcj@korea.ac.kr

접수일자 : 2011년 9월 29일

최종완료 : 2012년 6월 21일

은 700-900nm 파장의 근적외선에서 매우 작은 흡수 계수를 가지고 있다. 이 대역의 빛은 물에 거의 흡수되지 않고 인체의 깊숙한 곳까지 침투하므로 근적외선을 이용하여 대뇌 피질의 산소포화도 변화를 관찰할 수 있다. 반면에 HbO와 HbR은 700-900nm 파장 대역에서 물에 비해 상대적으로 흡수계수가 크므로 [7], 인체에 조사된 근적외선의 강도 변화량을 분석하면 HbO와 HbR의 농도 변화량을 계산할 수 있다. 일반적으로 두피에서 입사한 근적외선은 3cm 정도의 깊이까지 흡수와 산란을 거쳐 도달하게 되며, 흡수되지 않은 근적외선은 그림 1과 같이 바나나 모양의 경로를 그리며 광원으로부터 3-5cm 떨어진 위치의 두피에 도달한다 [8]. 따라서, 광 검출기는 광원의 주변 3-5cm 정도 떨어진 곳에 위치하여 적외선을 측정하게 되며 광원과 광 검출기의 사이의 거리가 멀수록 더 깊은 곳의 산소포화도를 얻을 수 있으나 5cm 이상 멀어지게 되면 노이즈가 증가하여 신호의 품질이 매우 떨어진다 [8].

그림 1 뇌 속에서 근적외선의 진행 경로

Fig. 1 Near infra-red light paths in human brain

산소포화도를 측정하기 위해서는 modified Beer-Lambert law(MBL)를 이용한다 [9].

$$A = \alpha cdDPF + G \quad (1)$$

A 는 광 신호의 세기(optical density), α 는 감쇄 계수(extinction coefficient), C 는 물질의 농도, d 는 광원과 광 검출기 사이의 직선거리, DPF 는 differential path-length factor, 그리고 G 는 산란에 의한 손실이다. G 는 뇌의 기하학적 모양에 따라 변하는 비선형적인 값이지만 근적외선이 통과하는 경로 상에서 G 가 변하지 않는다고 가정하면

$$\Delta A = \alpha \Delta c d DPF = \alpha \Delta c l \quad (2)$$

l 은 mean optical path-length로써 실제 근적외선이 통과한 거리를 나타내며 d 와 DPF 의 곱으로 표현된다. (2)에서 α 와 DPF 는 파장에 따라 변하는 값이므로 광원의 파장을 λ_1 이라 하면

$$\Delta A^{\lambda_1} = \alpha_{HbO}^{\lambda_1} \Delta c_{HbO} l^{\lambda_1} + \alpha_{Hb}^{\lambda_1} \Delta c_{Hb} l^{\lambda_1} \quad (3)$$

혈액 속에는 HbO와 HbR 두 가지의 주요한 흡수 매질이

존재한다. 각각의 농도 변화를 계산하기 위해서 λ_1 과는 다른 λ_2 의 파장을 가진 광원을 이용하여 같은 곳을 통과시킨다. 광원의 파장이 일 때는

$$\Delta A^{\lambda_2} = \alpha_{HbO}^{\lambda_2} \Delta c_{HbO} l^{\lambda_2} + \alpha_{Hb}^{\lambda_2} \Delta c_{Hb} l^{\lambda_2} \quad (4)$$

(3)과 (4)로부터 HbO의 농도 변화 ΔC_{HbO} 와 HbR의 농도 변화 ΔC_{Hb} 를 구할 수 있다.

$$\Delta C_{HbO} = \frac{\alpha_{Hb}^{\lambda_1} \frac{\Delta A^{\lambda_2}}{l^{\lambda_2}} - \alpha_{Hb}^{\lambda_2} \frac{\Delta A^{\lambda_1}}{l^{\lambda_1}}}{\alpha_{Hb}^{\lambda_1} \alpha_{HbO}^{\lambda_2} - \alpha_{Hb}^{\lambda_2} \alpha_{HbO}^{\lambda_1}} \quad (5a)$$

$$\Delta C_{Hb} = \frac{\alpha_{HbO}^{\lambda_1} \frac{\Delta A^{\lambda_2}}{l^{\lambda_2}} - \alpha_{HbO}^{\lambda_2} \frac{\Delta A^{\lambda_1}}{l^{\lambda_1}}}{\alpha_{HbO}^{\lambda_1} \alpha_{Hb}^{\lambda_2} - \alpha_{HbO}^{\lambda_2} \alpha_{Hb}^{\lambda_1}} \quad (5b)$$

사람의 뇌는 각 부분이 특정한 기능에 특화되어 있는데 그 중에서 운동령(motor cortex)은 인체의 수의근들의 움직임을 관장하고 움직임에 대한 계획을 세운다고 알려져 있다 [10]. 운동령은 좌뇌와 우뇌의 중심부에 자리 잡고 있으며, 연수에서 신경이 교차되어 좌반구가 몸의 오른쪽, 우반구가 몸의 왼쪽의 움직임을 각각 담당한다 [11]. BCI를 구축하기 위해서는 뇌에서 나오는 신호를 기반으로 컴퓨터 제어신호를 만들어 내야 한다. 그러나 특정 감정을 유발시키거나 언어적인 문제를 해결하는 시스템은 장시간 사용하기에는 무리가 있으며, 실험 결과의 재현성이 매우 떨어진다 [12]. 그러나 피실험자가 신체의 움직임을 이용하는 task를 수행하게 되면 실험 결과의 재현성이 매우 우수하고 이는 비슷한 뇌 활성을 얻을 수 있다. 또한 대뇌의 운동령은 몸의 각 부분을 담당하는 곳이 구역별로 나뉘어져 있으므로 BCI를 위한 신호 자극을 만들어 내기에 적합하다.

그림 2 근적외선 분광 장치의 블록 다이어그램

Fig. 2 Block diagram of near-infrared spectroscopy equipment

NIRS를 이용하여 대뇌 운동령의 HbO, HbR의 농도 변화량을 측정하기 위하여 지속파(continuous wave, cw)를 이용한 cw-NIRS 장비를 제작하였다. 그림 2는 제작된 NIRS 장비 구성을 나타낸다. cw-NIRS는 매질을 통과하기 전과 통

파하고 난 후의 신호 진폭의 크기 변화를 측정하는 방법이다 [13]. 다른 방식에 비해 장비 제작이 용이하고 장비의 크기가 가장 작다. 또한 시스템의 구성이 쉽고 간편하여 현재 가장 널리 쓰이는 근적외선 분광 분석법이다 [14]. 그러나 지속파를 이용하여 DPF 값을 측정할 수 있는 방법이 알려져 있지 않기 때문에 절대적인 산소 포화도를 측정할 수 없다는 단점이 있다 [14]. 670nm(L6112-01, Hamamatsu)와 890nm(L2656-03, Hamamatsu) 파장을 가지는 LED를 광원으로 사용하였으며, 어벌런치 포토다이오드(APD, C5460-01, Hamamatsu)를 광 검출기로 사용하였다. 피실험자는 적외선을 조사할 수 있도록 제작한 optodes cap을 이용하였다. 광원으로부터 optical fiber를 이용하여 optodes cap에 연결하여 근적외선을 조사하였고 광 검출기와 optodes cap도 optical cable을 이용해 연결하였다. 광섬유 케이블의 끝부분이 피실험자의 머리와 틈이 없이 밀착될 수 있도록 끝까지 밀어 넣은 뒤 나사로 고정하는 형태로 제작되었다. 광원과 광 검출기 사이의 거리는 일반적으로 NIRS에서 널리 쓰이는 3cm로 고정하여 측정하였으며 International 10-20 system의 C3와 C4 위치에 광원과 광 검출기와 연결된 광섬유 케이블이 각각 한 쌍씩 위치하여 광 신호의 세기의 변화를 측정하였다.

사람의 뇌는 밀도가 높아 산란이 매우 크게 일어나므로 인체를 통과한 빛은 매우 작은 크기의 신호를 가지게 된다. 따라서 우리가 원하는 신호를 얻어내기 위해서 lock-in amplifier를 사용하였다. 670nm의 광원은 4kHz, 890nm의 광원은 5kHz의 정현파(sinusoidal wave)로 각각 변조되었고, 참조신호로 이용하기 위해 4kHz와 5kHz의 정현파가 lock-in amplifier의 입력으로 인가되었다. 측정된 신호는 DAQ 보드를 이용해 수집되었으며 수집된 신호는 ADC를 이용하여 처리하였다. Lock-in amplifier를 통과한 신호에 MBLL을 적용하여 HbO와 HbR의 농도 변화를 구하였다. 대역 통과 필터를 이용해 얻어진 HbO와 HbR의 농도 변화 중 심장박동이나 호흡에 의한 생체 잡음 및 장비의 잡음들을 제거하였다. 신체의 움직임에 의해서 대뇌 운동령에 운동 잡음이 나타나게 되는데 필터를 이용하여 운동 잡음을 제거하는 방법을 적용하면 더 나은 결과를 기대할 수 있다 [15].

3. 실험 설계

사람이 손으로 직접 입력장치를 사용하여 시스템을 조작하지 않고 단지 생각만을 이용하여 원하는 기능을 작동시킬 수 BCI 시스템을 제작하기 위해서는 대뇌 피질에서 관찰되는 여러 가지 신호들을 조사하는 것이 필수적이다. 따라서 본 논문에서는 대뇌 피질에 영향을 미칠 수 있는 실험들 중에서 사람이 취할 수 있는 여러 가지 행동들이 대뇌 피질의 운동령에 미치는 영향을 조사하였다. 대뇌피질의 좌·우 운동령을 중심으로 하여 뇌의 여러 위치로부터 참가자의 특정한 행동으로부터 유발되는 HbO와 HbR의 농도변화를 측정하기 위하여 실험을 설계하였다. 실험은 어두운 방 안에서 피실험자를 편안한 자세로 앉게 한 뒤 진행되었다. 참가자들은 편안한 자세로 의자에 앉아서 실험에 참가하였으며 task를 제외한 모든 신체의 움직임을 뒤흔 수 있는 한 최소로 줄이도록 지시 받았다. 실험에는 검지로 테이블 두드리기,

팔 들어올리기, 허 움직이기, 다리 들어올리기의 총 4개의 task를 사용하였다. 검지, 팔, 그리고 다리를 이용한 task는 좌/우측 신체 부위를 모두 이용하였고, 한 실험에서는 같은 task를 반복적으로 수행하도록 하였다. 참가자들은 실험이 진행되는 동안 고개와 시선을 고정한 채 task 수행 신호를 표시해주는 화면을 바라보게 하였다. 화면 구성은 그림 3과 같이 회색을 바탕색으로 하였고 task 수행 신호를 나타내주는 사각형이 있다. 이 사각형은 녹색과 빨간색의 신호가 교대로 나타나며 녹색 신호가 주어졌을 때는 정해진 task를 수행하고 빨간 신호가 주어지면 task를 멈추고 대기 상태를 유지하면서 잠시 휴식하도록 하였다.

그림 3 Task의 반복 수행을 위한 실험 설계
Fig. 3 Experimental set-up for repetitive task

4. 실험 결과

그림 4와 5는 4가지의 task에 대한 반복 실험을 통해 얻은 결과이다. 각각의 그래프는 시간의 변화에 따른 헤모글로빈 농도의 변화를 보여주기 위해 가로축은 시간축으로 나타내었고, 세로축은 헤모글로빈의 농도를 나타내었다. 헤모글로빈 농도가 상대값으로 표현된 이유는 현재 cw-NIRS 시스템의 특성 상 헤모글로빈 농도의 절대값을 측정할 수 없기 때문이다. 뇌는 밀도가 매우 높은 매질이기 때문에 뇌 속에서 빛은 직진하지 못하고 산란을 일으키게 된다. 따라서 (2)와 같이 DPF라는 이동 거리를 보정해주기 위한 변수가 필요하다. 그러나 cw-NIRS 시스템에서 DPF 값을 구할 수 있는 방법이 알려진 바 없어 다른 방법으로 구해진 DPF의 값을 이용하여 계산하였다 [14].

각각의 task별 실험결과들 중 반복적인 결과로 나타나는 것들을 모아 특징을 추출하였다. 일반적으로 뇌의 특정 부분이 활성화 될 경우 HbO와 HbR 농도 변화는 서로 반대로 나타나는 경향이 있는 것으로 알려져 있다. 따라서 HbO의 농도가 증가하고 HbR의 농도가 감소하는 것은 뇌가 활성화 되었다는 것을 나타낸다. 또한 HbO의 농도 변화량이 HbR의 농도 변화량보다 더 크게 나타나는 경향이 있다. 이와 같은 뇌의 활성화와 HbO와 HbR의 농도 변화의 관계에 대한 정확한 메커니즘은 연구 중이지만 둘 사이에 높은 관계성이 있다는 것은 알려져 있다. 그림 4는 C3에서 측정한 각 task별 헤모글로빈 농도 변화이다. 그래프 중 몸의 오른쪽 움직임과 관련된 손가락 두드리기, 팔 들어올리기, 다리 들어올리기를 수행했을 경우에는 HbO의 농도가 높아지고 HbR의 농도가 낮아지는 것을 볼 수 있다. 이러한 농도 변화의 패턴은 좌뇌에 위치한 C3가 몸의 오른쪽을 움직일 때 활성화된다는 것을 보여주는 것이다 [11]. 또한 손가락과 팔의 움직임이 다리의 움직임보다 큰 산소헤모글로빈의 농도 변화를 보여주었다. 이는 측정한 곳의 위치가 손가락과 팔의 움직임을 관장하는 곳과 더 가까운 곳에 위치하기 때문에 일

그림 4 좌반구(C3)에서 측정된 task 별 신호 : (a) 손가락 두드리기(오른쪽) (b) 팔 들어올리기(오른쪽) (c) 혀 움직이기 (d) 다리 들어올리기(오른쪽).

Fig. 4 Signals for every task at left motor cortex(C3):(a) finger tapping(right) (b) arm lifting(right) (c) tongue twisting (d) leg lifting(right).

어난 현상이다.

그림 5는 C4에서 측정된 각 task별 헤모글로빈 농도 변화이다. 그림 4와는 대조적으로 뚜렷하게 활성화된 특징은 보이지 않는다. 몸의 오른쪽과 관련된 움직임에서는 좌뇌에서 더 큰 변화를 보이며 우뇌에서는 상대적으로 적은 변화를 보인다는 것을 확인할 수 있다.

그림 4와 그림 5의 결과를 통해 운동령의 산소포화도 변화를 이용한 BCI 시스템을 구현하는데 세 가지의 사실을 이용할 수 있다. 첫째로 몸의 오른쪽을 움직일 경우 좌뇌와

우뇌의 반응성에 차이가 있기 때문에 손쉽게 어느 쪽이 움직였는지를 파악할 수 있다. 좌뇌에서 활성화된 패턴이 나타날 경우는 몸의 오른쪽을 움직인 것이고 우뇌에서 활성화된 패턴이 나타날 경우는 몸의 왼쪽을 움직인 것을 알 수 있다. 둘째로 같은 오른쪽을 움직이더라도 움직이는 부위에 따라서 나타나는 패턴이 약간씩 다른 것을 볼 수 있다. 그러나 좌뇌와 우뇌 사이의 차이만큼 많은 차이가 있지 않으므로 실제로 패턴을 분석하고 적용하기 위해서는 다른 신호 처리 기술이나 특징 추출이 필요할 것으로 보인다. 셋째로

그림 5 우반구(C4)에서 측정한 task 별 신호 : (a) 손가락 두드리기(오른쪽) (b) 팔 들어올리기(오른쪽) (c) 혀 움직이기 (d) 다리 들어올리기(오른쪽)

Fig. 5 Signals for every task at right motor cortex(C4):(a) finger tapping(right) (b) arm lifting(right) (c) tongue twisting (d) leg lifting(right)

HbO와 HbR의 농도가 변화하는 폭을 비교해 보면 좌뇌나 우뇌의 측정 위치에 관계 없이 HbO의 농도 변화폭이 HbR의 농도 변화폭 보다 큰 것을 볼 수 있다. 첫 번째와 두 번째에서 관찰할 수 있었던 좌우의 차이나 task 별 차이를 판별하는데 있어서 HbR의 농도 변화량을 이용하는 것 보다는 HbO의 농도 변화량을 이용하는 것이 더 효율적이다.

정확한 BCI 시스템을 구현하기 위해서 각각의 task에 대한 산소포화도의 변화를 뇌의 여러 부분에서 측정하는 다중

채널 NIRS 장비의 개발이 필요하다. 측정한 신호를 분류하기 위하여 패턴 인식 알고리즘을 적용시킬 필요가 있다. 패턴 인식으로부터 얻은 결과를 이용하여 제어신호를 생성할 수 있다. 실용적인 시스템에 적용하기 위해서는 최소 4가지 이상의 제어신호가 필요할 것으로 예상되기 때문에 최소 4가지의 패턴을 구분할 수 있는 패턴인식 알고리즘의 적용이 필요하다.

5. 결 론

본 논문에서는 NIRS를 이용하여 특정한 task를 수행할 때 뇌의 운동령에서 나타나는 변화를 분석하였다. 총 4개의 task에 대하여 좌뇌와 우뇌에서 일어나는 반응을 측정하였고, BCI에 사용할 제어신호를 만들기 위하여 대뇌의 운동령을 자극하는 실험을 하였다. 실험 결과에 따르면 HbO이 HbR보다 훨씬 큰 농도의 변화를 보여주며, 활성화된 곳에서는 HbO의 농도가 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 또한 몸의 오른쪽의 움직임은 좌뇌의 활성화를 일으키며 C3와 C4의 위치에서는 팔의 움직임이 다리의 움직임보다 약간 크게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

감사의 글

This research was supported in part by Brain Korea21 project in 2012, World Class University program funded by the Ministry of Education, Science and Technology through the National Research Foundation of Korea(R31-10008) and Seoul R&BD Program(ST100015 M0211611)

참 고 문 헌

- [1] M. Izzetoglu, K. Izzetoglu, S. Bunce, H. Ayaz, A. Devaraj, B. Onaral, K. Pourrezaei, "Functional Near-Infrared Neuroimaging," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 13, no. 2, pp. 153-159, Jun. 2005.
- [2] E. Okada, M. Firbank, M. Schweiger, S. Arridge, M. Cope, and D. Delpy, "Theoretical and experimental investigation of near-infrared light propagation in a model of the adult head," Applied Optics, vol. 36, no. 1, pp. 21-31, Jan. 1997.
- [3] S. Coyle, T. Ward, C. Markham, and G. McDarby, "On the suitability of near-infrared systems for next generation brain computer interfaces," Physiological Measurement, vol. 25, no. 4, pp. 815-822, Aug. 2004.
- [4] 염흥기, 장인훈, 심귀보, "Broca 영역에서의 뇌파 변화에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스," 한국정보학회논문지, vol. 19, no. 1, pp. 122-127, Jan. 2009.
- [5] G. Strangman, J. Culver, J. Thompson, and D. Boas, "A Quantitative Comparison of Simultaneous BOLD fMRI and NIRS Recordings during Functional Brain Activation," NeuroImage, vol. 17, no. 2, pp. 719-731, Oct. 2002.
- [6] F. Jobsis, "Non-invasive infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters," Science, vol. 198, no. 4323, pp. 1264-1267, Dec. 1977.
- [7] G. Strangman, D. Boas, and J. Sutton, "Non-Invasive Neuroimaging Using Near-Infrared Light," Biological Psychiatry, vol. 52, pp. 679-693, Jul. 2002.
- [8] G. Gratton, C. Brumback, B. Gordon, M. Pearson, K. Low and M. Fabiani, "Effects of measurement method, wavelength, and source-detector distance on the fast optical signal," NeuroImage, vol. 32, no. 4, pp. 1576-1590, Oct. 2006.
- [9] L. Kocsis, P. Herman, and A. Eke, "The modified Beer-Lambert law revisited," Physics in Medicine and Biology, vol. 51, no. 5, pp. N91-N98, Mar. 2006.
- [10] D. Thaler, Y. Chen, P. Nixon, C. Stern, R. Passingham, "The functions of the medial premotor cortex(sma) I. Simple learned movements," Experimental Brain Research, vol. 102, no. 3, pp. 445-460, Jan. 1995.
- [11] N. Roche-Labarbe, F. Wallois, E. Ponchel, G. Kongolo, and R. Grebe, "Coupled oxygenation oscillation measured by NIRS and intermittent cerebral activation on EEG in premature infants," NeuroImage, vol. 36, pp. 718-727, Apr. 2007.
- [12] M.L. Schroeter, S. Zysset, T. Kupka, F. Kruggel, and D. Yves von Cramon, "Near-infrared spectroscopy can detect brain activity during a color-word matching Stroop task in an event-related design," Human Brain Mapping, vol. 17, no. 1, pp. 61-71, Sep. 2002.
- [13] G. Bauernfeind, R. Leeb, S.C. Wriessnegger, and G. Pfurtscheller, "Development, set-up and first results for a one-channel near-infrared spectroscopy system," Biomedical Technology, vol. 53, no. 1, pp. 36-43, Feb. 2008.
- [14] H. Zhao, Y. Tanikawa, F. Gao, Y. Onodera, A. Sassaroli, K. Tanaka, and Y. Yamada, "Maps of optical differential path-length factor of human adult forehead, somatosensory motor and occipital regions at multi-wavelengths in NIR," Physics in Medicine and Biology, vol. 47, no.12, pp. 2075-2093, Jun. 2002.
- [15] A. Galka, O. Yamashita, T. Ozaki, R. Biscay, and P. Valde's-Sosa, "A solution to the dynamical inverse problem of EEG generation using spatiotemporal Kalman filtering," NeuroImage, vol. 23, pp. 435-453, Feb. 2004.

저 자 소 개

이 동 철 (李 東 澈)

1985년 5월 13일생. 2009년 고려대학교
전파통신공학과 졸업. 2011년 동 대학원
컴퓨터·전파통신학과 석사과정졸업
Tel : 019-537-4577
E-mail : ldcdiamond@korea.ac.kr

신 재 영 (申宰榮)

1983년 3월 4일생. 2007년 고려대학교 전
과통신공학과 졸업. 2007년~현재 동 대
학원 컴퓨터·전과통신학과 박사과정

Tel : 010-3936-8334

E-mail : naraeshigo@korea.ac.kr

김 지 현 (金知晳)

1981년 5월 12일생. 2007년 명지대학교
통신공학과 졸업. 2009년 동 대학원 통신
공학과 석사과정 졸업. 2009년~현재 고
려대학교 뇌공학과 박사과정

E-mail : jdoth@korea.ac.kr

정 지 채 (鄭智采)

1953년 3월 14일생. 1980년 고려대 전자
공학과 졸업. 1988년 CMU졸업(공박).
1993년~1995년 포항공과대학교 조교수.
1995년~현재 고려대학교 교수

E-mail : jcj@korea.ac.kr