

논문 2015-52-3-17

# 이동식 BCI 시스템을 위한 싱글보드 시스템의 성능측정

## (Performance Measurement of Single-board System for Mobile BCI System)

이 효 중\*, 김 현 규\*\*, 고 용 빈\*\*

(Hyo Jong Lee<sup>Ⓞ</sup>, Hyun Kyu Kim, and Yongbin Gao)

### 요 약

뇌파 측정기는 의료용으로 주로 사용되는 유선 장비와 간편하게 사용되는 무선장비로 나뉜다. 이렇게 수집된 뇌파 신호는 신호 처리 시스템에서 목적에 맞게 특징 분석을 하게 된다. 무선 측정기의 경우 사용에 편리성을 제공하지만 실시간 신호 처리를 위한 계산력이 충분한 모바일 시스템이 필요하다. 본 논문에서는 싱글보드 시스템에서 BCI 시스템의 응용을 위한 뇌파 신호 처리를 시도하였다. 불행하게도 싱글보드 시스템은 기존 신호 처리 시스템과는 달리 연산 성능이 제한이 되는데 여러 대의 싱글보드 시스템을 이용하여 병렬처리 함으로써 연산 성능의 향상을 시도하였다. 그 결과 뇌파 신호 처리 알고리즘의 연산 성능이 초선형으로 증가하는 결과를 얻을 수 있었다.

### Abstract

The EEG system can be classified as a wired or wireless device. Each device used for the medical or entertainment purposes. The collected EEG signals from sensor are analyzed using feature extractions. A wireless EEG system provides good portability and convenience, however, it requires a mobile system that has heavy computing power. In this paper a single board system is proposed to handle EEG signal processing for BCI applications. Unfortunately, the computing power of a single board system is limited unlike general desktop systems. Thus, parallel approach using multiple single board systems is investigated. The parallel EEG signal processing system that we built demonstrates superlinear speedup for an EEG signal processing algorithm.

**Keywords** : Mobile BCI System, FIR Filter, MPI Single-board systems

\* 평생회원, 전북대학교 컴퓨터공학부, 영상정보신기술 연구센터

(Div. of Computer Science and Engineering, CAIT, Chonbuk National University)

\*\* 학생회원, 전북대학교 컴퓨터공학부

(Div. of Computer Science and Engineering, Chonbuk National University)

Ⓞ Corresponding Author(E-mail: hlee@chonbuk.ac.kr)

※ 이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012R1A2A2A03).

Received ; January 18, 2015    Revised ; February 24, 2015

Accepted ; March 3, 2015

## I. 서 론

뇌파는 시신경에서 뇌신경 사이에 신호가 전달 될 때 생기는 전기적 흐름으로써 그 크기는 수백  $\mu V$ 로 0.1~100Hz 범위로 나타난다. 이러한 뇌파를 수집하여 분석하는 경우 전기적 신호나 안구 움직임과 같은 외부 움직임에 쉽게 혼잡이 되는 경향을 보인다. 그러므로 뇌파를 분석하기 위해서는 혼잡되어 나타난 신호에서 분석하고자 하는 주파수 영역으로 필터링 해야 한다.

뇌파의 경우 주파수는 주요 5가지 영역으로 나뉜다. 수집된 뇌파를 분석하고자 하는 경우 먼저 해당 주파수 영역을 추출하여 특징을 분석해야 하는데 이때 사용되는 알고리즘으로는 FIR(Finite Impulse Response) 필터가 있다<sup>[1]</sup>.

또한 뇌파를 수집하는 측정기는 유선과 무선 방식으로 존재하는데, 유선의 경우 뇌파 신호의 정확도가 높아 의료목적으로 사용된다. 그러나 게임이나 엔터테인먼트 시스템과 같이 정밀한 뇌파신호 대신 대략적인 특징으로 구동이 되는 시스템에서는 편의성으로 인하여 무선 방식이 크게 선호되고 있다<sup>[2,3]</sup>. 이와 같은 시스템은 특히 BCI(Brain Computer Interface)에 적합한 모델로 이용되고 있다. 일반적인 신호 처리 시스템은 데스크톱이나 노트북 등을 사용하는데 이는 뇌파 측정기를 착용하고 이동하는 상황에서는 뇌파 신호를 분석하기에 이동성과 휴대성에 제한이 된다는 문제를 가지고 있다.

이러한 문제를 해결하기 위해서는 이동식 뇌파 신호 처리 시스템이 요구가 된다. 노트북의 경우 이동성은 보장하나 시스템의 무게로 인해 휴대성에 제한이 따르게 된다. 임베디드 시스템(single board system)은 이러한 문제점을 해결하기 위한 적합한 모델로 생각할 수 있다. 하지만 임베디드 시스템은 이동성과 휴대성을 모두 가지지만 처리 성능이 일반적인 데스크톱보다 낮아 뇌파 신호 처리 알고리즘을 적용하는데 있어서 성능 상 문제가 될 수 있다. 이러한 문제점 해결을 위해 캐쉬 사용으로 속도 향상을 입증하는 병렬처리<sup>[4]</sup> 한다면 임베디드 시스템의 장점인 이동성과 휴대성을 가지면서 단점인 처리 성능을 높일 수 있을 것이다. 또한 무선 뇌파 신호 측정기와 신호 처리 시스템간의 통신 거리를 정확도를 위하여 밀착 유지할 수도 있다. 뿐만 아니라 높은 정확도를 보장하는 유선 뇌파 측정기를 이용해도 이동식 신호 처리 시스템은 유용하게 사용할 수 있다. 이러한 이동식 신호 처리 시스템은 뇌-컴퓨터 인터페이스 (Brain Computer Interface)를 구현하는 데에도 긴요하게 사용될 수 있을 것이다.

본 논문에서는 임베디드 시스템인 Raspberry Pi(RPi)를 이용하여 MPI 시스템을 구축한 뒤 뇌파 신호 처리에 가장 자주 사용되는 알고리즘인 FIR 필터를 적용하여 이동형 뇌파처리시스템의 가능성을 고찰하였다.

## II. 관련 연구

### 1. 뇌파(Electroencephalograph)

뇌파는 뇌의 전기적인 활동을 두피에 부착한 전극에 의해 측정된 전기신호이다. 뇌파는 5가지 영역으로 분류 될 수 있는데 0-4Hz는 델타파(Delta wave), 4-8Hz는 세타파(Theta wave), 8-13Hz는 알파파, 13-30Hz는 베타파(Beta wave, 30Hz 이상은 감마파(Gamma wave)로 구분되며 두뇌 활동에 따라 활성화되는 파형이 다르다. 델타파와 세타파는 서파(slow wave)에 속한다. 수면 중이거나 졸음 상태일 때 크게 활성화되는 영역이다. 알파파는 일반적인 상태에서 활성화가 되며, 베타파와 감마파는 속파(fast wave)에 포함 된다. 속파는 스트레스를 받거나 각성상태에 있을 경우 크게 활성화 되는 것으로 알려져 있다<sup>[5]</sup>. 이러한 특징은 연구 목적에 맞게 필터링 하여 사용 할 수 있다.

두피에 전극을 배치할 때에는 국제 10-20 표준안(International 10-20 System) 또는 국제 10-10 표준안(International 10-10 System)을 통상적으로 이용한다.

뇌파 신호의 전위차는 볼과 수백  $\mu V$ 에 해당하므로 근육 움직임 등과 같은 외부 신호에 쉽게 혼합이 되기 때문에 정확한 뇌파 수집에 어려움을 가진다. 따라서 작은 신호를 증폭시키는 전해질을 사용하거나 두피 이외에 전극을 붙여 잡파를 추출한 뒤 필터링하여 사용하게 된다.

그림 1은 수집된 원본 EEG 신호이다. 수집된 뇌파 전체에 잡파로 인한 잡음이 보이고, 하단에는 전기적 잡음이 수집된 것을 볼 수 있다.

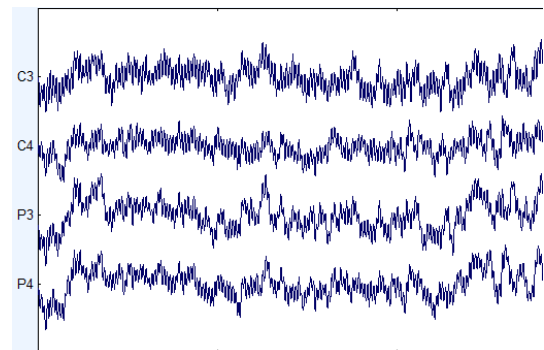


그림 1. 원본 EEG 신호. 잡파와 전기적 잡음이 섞여 있음을 볼 수 있다.

Fig. 1. Original EEG single. We can be seen two kind of electrical and artifact noises.

## 2. 유한 임펄스 응답 필터

유한 임펄스 응답 필터(Finite Impulse Response, FIR)는 디지털 필터의 한 종류로 입력신호의 유한한 값을 가지고 필터링을 수행한다. 따라서 필터의 특성함수인 임펄스 응답을 구해보면 유한한 길이를 가진다. FIR 필터의 경우 필터링된 출력 값에서 위상변이가 발생하지 않는다는 장점을 가지고 있다. 수식 (1)은 FIR 필터를 1차원 차분법으로 표현한 것이다.

$$y[z] = \sum_{i=0}^M b_i x[z-i] \quad (1)$$

수식 (1)에서  $x$ 는 입력 데이터이고,  $y$ 는 출력 데이터이다. 사용자가 원하는 필터 대역을 입력하면 그에 해당하는 계수  $b$ 를 FIR 알고리즘의 특성에 따라서 계산하게 된다. 이 계수  $b$ 를 생성하는 방법에는 대표적으로 주파수 추출 기법 (Frequency Sampling Method), 윈도우 기법 (Windowing Method), 최적설계 기법 (Optimal Filter Design Method) 등이 있다<sup>[6]</sup>. 이렇게 생성된 계수  $b$ 와 입력 데이터를 컨볼루션을 시키게 되면 필터링된 결과 값을 얻을 수 있게 된다.  $M$ 은 FIR 필터의 차수를 나타내며, 차수는 FIR 함수의 지연에 영향을 미친다.

FIR 필터를 적용 할 때 주의할 점은 차수보다 낮은 데이터 영역을 처리할 때이다. 이는 FIR 필터를 적용하기에 충분한 입력 데이터가 존재 하지 않으므로 발생하게 된다. 연속적인 신호에서 처음과 마지막 부근에 대한 처리가 있어야 하며 영 삽입(Zero Padding)과 최근 신호 삽입 방법이 있다. 차수를 이등분한 크기만큼 입력 데이터의 시작과 끝 부분을 확장하여 FIR 필터를 적용한다. 최근 신호 삽입의 경우 확장된 영역에 근접한 데이터를 복제하여 사용하게 되며 영 삽입은 확장된 영

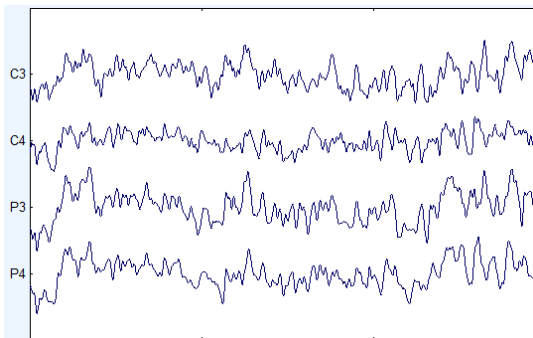


그림 2. FIR 필터(0.1-50Hz)가 적용된 결과  
Fig. 2. The result applied FIR filter(0.1-50Hz).

역을 0으로 채우게 된다.

그림 1에서 예를 들었던 뇌파에 FIR 필터를 적용하여 50Hz 이하의 뇌파만을 추출하면 그림 2와 같다.

## 3. Raspberry Pi(RPi)

RPi 프로젝트<sup>[7]</sup>는 많은 사람들에게 낮은 가격으로 컴퓨터 교육을 받을 수 있도록 하기 위한 목적으로 만들어졌다. 이 프로젝트의 목적에 맞게 \$25 또는 \$35의 저렴한 가격으로 제작되었으며 RAM 크기와 I/O 포트 수에 따라 모델 A와 B로 구분되어 제작되었다.

현재 두 모델은 공통적으로 Broadcom BCM2835를 장착한 SoC(System on Chip)을 사용하며 CPU는 700MHz의 ARM1176JZF-S 싱글 코어(Single Core)와 Broadcom VideoCore IV GPU를 사용한다. 모델에 따라 256MB와 512MB 메모리가 적용되었으며 CPU와 GPU를 연동하여 구동한다. 시스템 설정에 따라 두 프로세서의 작업 분배율을 변경 할 수 있다. 모델 B의 경우 100Mbit Ethernet을 사용하므로 유선 네트워크를 구축할 수 있다. RISC(Reduced Instruction Set Compute) 아키텍처 기반으로 구현된 ARM (Advanced RISC Machines) 프로세서를 사용하게 되어 저 전력과 별도의 냉각 시스템이 필요하지 않게 되는 장점을 가지고 있다. 이런 장점으로 RPi는 교육용에 국한되지 않고 다양한 분야에서 실험적으로 사용되었는데 컴퓨터 과학에서는 분산 시스템을 모델링하는 실험이 시도 되었으며, Cloud 및 Hadoop과 같은 고성능 응용 프로그램이 RPi로 구현되었다<sup>[8-9]</sup>.

기존 무선 뇌파 신호 측정기는 무선의 장점을 이용하여 뇌파 신호 측정의 편리성을 향상 시켰지만 신호 처리 시스템간의 원활한 통신을 위해 측정기와 의 거리가 1m 이내로 짧은 단점을 가지고 있다. 이러한 특징으로 인해 이동성 및 휴대성에 제한이 생긴다는 문제점을 가지고 있다. 앞서 언급한 바와 같이 무선 뇌파측정기의 이동성과 휴대성을 충분히 보장하기 위해서 임베디드 시스템을 이용한 신호분석시스템이 합리적이다.

ARM 프로세서의 처리속도가 비약적으로 향상되고 있으며 멀티코어(Multi-core) 시스템이 적용되기 시작하였다. 하지만 일반 데스크탑용 프로세서와 비교하였을 때 처리속도 면에서 한계를 가지게 된다. 그러나 FIR 필터 연산과 같이 행렬 연산은 처치곤란 병렬 (Embarrassingly Parallel) 처리가 가능하므로 싱글보드

와 같은 단순한 프로세서들을 여러 개 연결하여 이용할 경우 초선형(Super-linear) 결과를 기대할 수 있다<sup>[10~11]</sup>.

RPi는 저가의 ARM 프로세서를 사용하기 때문에 단일 프로세서로 이용할 경우 처리속도 면에서는 불이익이 있을 수 있지만, 여러 개를 연결하여 병렬처리 시스템으로 사용할 수 있다면 이동성과 휴대성을 가지면서 MPI 기반의 병렬 시스템 구축이 용이하기에 병렬 성능을 효과적으로 실험 할 수 있다.

### III. 본 론

#### 1. FIR 필터 차수와 성능과의 관계

FIR 필터 계수 값을 구하는 과정을 FIR 필터 설계라고 한다. 다양한 FIR 필터 알고리즘은 설계방법에 따라 분류되어진다. 필터 설계는 계수 값과 크기를 결정하게 되는데 필터 계수는 입력 데이터와 컨볼루션을 이루기 때문에 계수의 크기에 따라서 전체 성능에 직접적인 영향을 미치게 된다.

필터 계수 크기를 필터 차수라고 말하며 필터 차수는 필터 설계 알고리즘과 필터링 영역에 따라 결정된다. 해밍 윈도우(Hamming Window)의 경우, 저주파수 대역통과(Low band-pass) 값이 2-8Hz를 기준으로 차수의 증감이 나타난다. 2Hz 이하에서는 차수가 증가하고, 8Hz 이상에서는 차수가 감소하게 된다. 따라서 저주파수 대역 통과 값이 2-8Hz 일 때 826 차수를 가진다. 그림 3은 저주파수 통과 대역에 따른 차수 값을 나타낸 것이다. 0.1-2Hz에서 급격한 감소를 보이고 있음을 알 수 있다.

개개의 전극에서 수집된 뇌파 신호는 독립적인 입력 데이터가 된다. 그러므로 모든 전극에 FIR 필터를 적용하게 되면 입력 데이터가 2차원으로 구성된 2차원 FIR

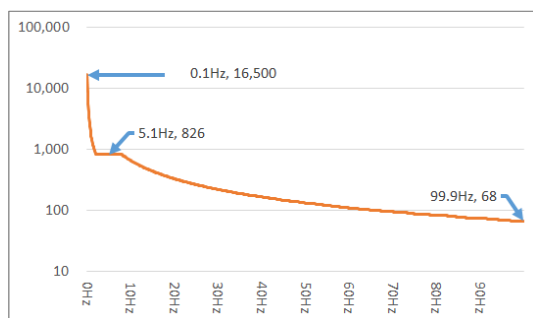


그림 3. 저주파 통과 대역에 따른 FIR 차수 크기  
Fig. 3. The length of the order as FIR low band-pass.

필터가 된다. 2차원 입력데이터에서 열 벡터에 FIR 필터 계수를, 행 벡터에 수집된 입력 데이터를 구성하여 수식 (1)을 적용하면 행렬의 곱과 합으로 연산이 가능하다.

#### 2. 병렬 시스템 구성

통과대역(band-pass)에 따른 필터 계수의 생성이 필요하다. 이는 최초 한번만 수행하기 때문에 전체 성능에 영향은 미미하다. RPi 시스템에서 계수 생성에 요구되는 연산 시간을 그림 4에 나타내었다. 특정 구간에서 연산 시간이 증가하는 하지만 전반적으로 고속 연산이 가능함을 알 수 있다. 이렇듯 필터 생성에 따른 영향은 전체 성능에 미미하므로 계수의 생성을 병렬 처리를 하지 않고 메인 노드에서 생성 후 각 노드에 전송하는 방법을 취하였다.

뇌파 신호 처리에서 필터 계수와 입력 데이터간의 컨볼루션을 MPI 시스템에 적용하기 위한 방법으로 3가지 병렬기법을 적용하여 MPI 시스템을 구성 할 수 있다. 이 방법들은 단독으로 사용 될 수 있으며 각 장점을 활용하여 혼합하여 사용할 수도 있다.

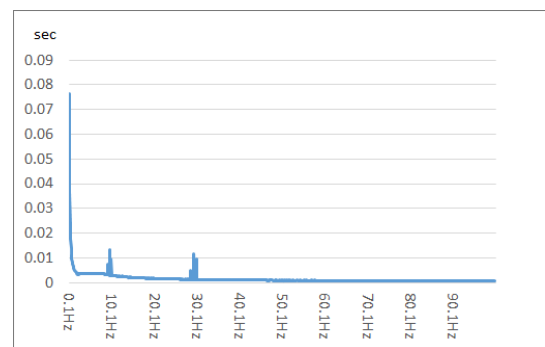


그림 4. 저주파 통과 대역에 따른 해밍 윈도우 생성 시간.  
Fig. 4. The Hamming window calculation time as FIR low band-pass.

#### 가. 필터 분배 기법

다수의 필터링 영역이 존재 하는 경우에 적용 할 수 있는 방법으로 각 전극에 다양한 필터링 영역이 필요할 때 유용하다. 이는 각 전극의 위치에 따라 활성화 되는 뇌파의 특징 영역이 다르다는 점을 활용한 것이다.

이 때 각 노드들은 고유의 필터링 영역을 처리한다. 그리고 필터링 영역에 해당되는 입력 데이터를 전송 받

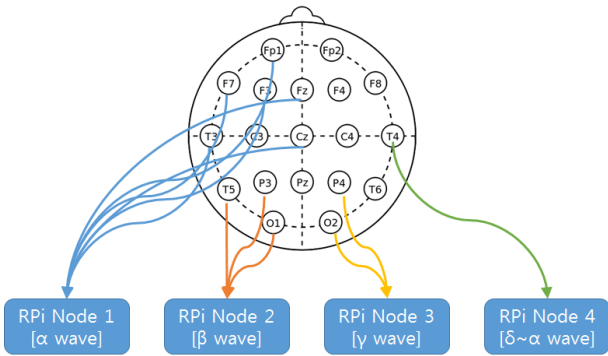


그림 5. 필터 분배 법에 따른 MPI 구성  
Fig. 5. MPI configuration as the filter distribution method.

아 처리하는 방법으로 MPI 시스템에 적용 할 수 있다. 이를 가시적으로 표현하면 그림 5와 같다. 상단 그림은 국제 표준 10-20 전극 배치법이고, 작은 원은 전극을 의미한다. 하단에 나타난 4개의 사각형은 계산 노드를 의미하는데 각 노드들은 지정된 뇌파의 필터링만을 수행하도록 지정할 수 있다. 예를 들어서 왼쪽 RPi Node 1은 6개의 전극으로부터 알파파의 필터링만을 수행한다. 오른쪽 RPi Node 4는 1개의 전극으로부터 델타파부터 알파파 직전까지 필터링을 수행한다.

필터 분배 법의 경우 초기 수행 시 복수 필터 생성에 따른 연산 시간의 부담이 존재하지만, 이 경우 메인 노드에서 모든 필터 생성을 하지 않고 각 노드에서 필터링하는 필터만 생성하도록 하면 분산처리가 가능해져 전체 성능에 영향은 미미하다. 하지만 각 노드들에 처리량을 균등하게 분배 할 수 없어 특정 노드에 병목이 발생하는 경우 전체 MPI 시스템에 성능 저하가 발생하는 단점을 가지고 있다.

나. 필터 분할 기법

필터 분할법은 계수를 각 노드 수에 맞게 분할해서 병렬 처리하는 방법이다. 모든 노드들은 의존 관계를 가지며, 최초 입력된 데이터는 모든 노드들을 거쳐 최종 노드에서 결과 값이 도출된다.

그림 6은 4개의 노드와 필터 차수가 826인 경우 필터 분할법을 가시적으로 표현하였다. 배열 b는 수식 (1)에 나타난 계수 b와 동일하다.

뇌파는 연속적인 흐름을 가지므로 파이프라인(pipeline) 구조를 가지는 필터 분할법을 적용하는 것이 유용 할 수 있다. 이 경우 노드들 간에 통신이 빈번하게

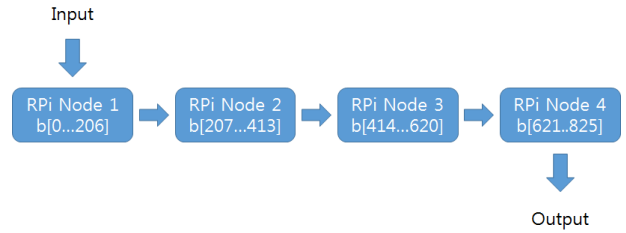


그림 6. 필터 분할 법에 따른 MPI 구성  
Fig. 6. MPI configuration as the filter division method.

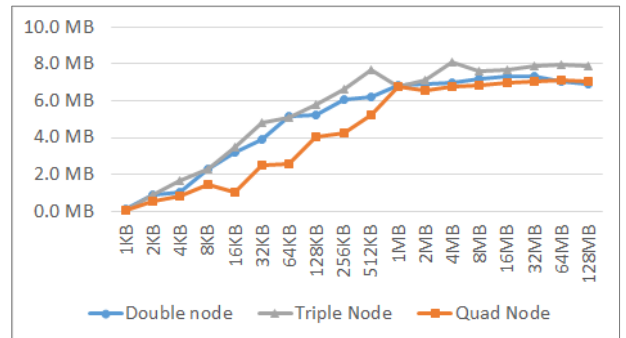


그림 7. RPi MPI 시스템의 네트워크 대역폭  
Fig. 7. Network bandwidth of RPi MPI System.

발생되므로 네트워크 대역폭 (bandwidth)이 성능에 영향을 미치게 된다. 그림 7은 100Mbits 네트워크를 지원하는 RPi MPI 시스템의 네트워크 대역폭을 측정된 결과이다. 측정에 사용된 방법은 메인 노드에서 MPL\_Scatter 함수를 이용하여 1KByte 부터 128MByte 까지 배정도 정밀도 배열을 전송 후 다시 메인 노드에서 MPL\_Gatter 함수를 이용하여 취합한 시간 기준으로 하였다. 그림 7에서 최대 대역폭은 약 7Mbits 임을 알 수 있고 1MByte의 전송량 이후에 발생된다. 그러므로 네트워크에 대한 병목을 줄이기 위해서는 각 노드의 통신이 1MBytes 이하로 발생되어야 한다. 하지만 저주파 통과 대역이 0.1Hz이고 전극수가 20개인 경우 최대 2.5MBytes의 트래픽이 발생하게 되어 네트워크에 병목 현상이 발생하게 된다. 그러므로 MPI 통신이 빈번하게 발생하는 필터 분할법의 경우 RPi MPI 시스템에는 부적합 한 것을 알 수 있다.

다. 전극 분할 기법

각 노드에 균등하게 전극 수를 배치하여 필터링 하는 방법으로 모든 노드가 균일한 처리량을 보장 할 수 있다. 필터 분배 법은 필터 수를 기준으로 노드에 작업을 할당하는 반면 전극 분할법은 수집되는 전극 수를 기준

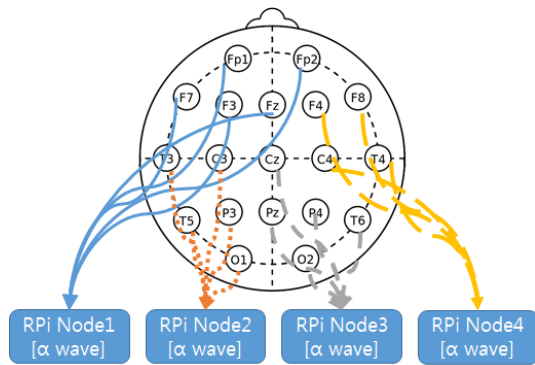


그림 8. 전극 분할 법에 따른 MPI 구성  
Fig. 8. MPI configuration as the sensor division method.

으로 각 노드들에 작업량을 할당한다. 그러므로 모든 노드는 필터링 영역에 대한 정보를 동일하게 가지고 있어야 한다. 메인 노드에서 필터를 생성한 후 각 노드들에 생성된 필터 정보를 전송하므로 초기 필터 생성에 대한 부담이 존재하지만 그림 4에서와 같이 그 시간이 짧아 전체 성능에 미치는 영향은 미비하다. 또한 MPI 시스템에서 중요한 노드들 간 통신 횟수가 적기 때문에 성능을 극대화시킬 수 있다.

그림 8은 19개의 전극에서 뇌파를 수집하는 경우 4개의 노드가 알파파 영역을 처리하는 방법을 예시로 보여 주고 있다. 19개의 전극을 가급적 균등하게 분산시키기 위해서 노드1번에서 노드3번은 5개의 전극을 필터링하도록 지정하는 반면 마지막 노드 4번은 4개의 전극만을 필터링하도록 할당하였다.

#### IV. 실험 및 결과

##### 1. 실험 환경

실험에서 사용된 EEG 데이터는 국제 전극 배치도인 10-20법에서 20개의 전극에서 수집되었으며, 샘플링 주기는 500Hz로 약 5분(161,890 frame)간 수집한 데이터를 실험에 적용하였다. 수집된 데이터의 자료형은 배정도 정밀도(double precision) 형태로 저장하였다.

무선 뇌파 측정기에서 데이터를 수집하여 RPi 에서 분석하여 성능을 측정하고자 하였지만, 현재 무선 뇌파 측정기는 ARM 프로세서를 지원하지 않는다. 그러므로 유사 환경을 구현하기 위해서 신호처리 시스템으로부터 뇌파 신호를 수집하고 저장한 뒤 Raspberry Pi 시스템에서 불러오게 하였다. 이런 방식은 저장된 뇌파 신호

를 보관하고 있기 때문에 시스템 자원을 더 사용하게 되지만, 차후 무선 뇌파 측정기에서 ARM 프로세서를 지원되면 해결 될 것이다.

또한 병렬처리의 가능성을 충분히 알아볼 수 있도록 실험을 진행하기 위하여 수집된 입력 데이터의 크기를 두 배수, 네 배수, 여덟 배수까지 확장하여 실험하였다. 각 데이터는 배정도 정밀도 형태에 저장되었기 때문에 원래 5분간의 데이터의 크기는 24.7Mbytes이었으며, 확장된 데이터의 크기는 선형적으로 확장된, 49.4Mbytes, 98.8Mbytes, 197.6Mbytes의 크기를 가진다. 입력 데이터의 크기를 산술적으로 증가 시켜도 경계 영역을 제외한 나머지 영역에서는 뇌파 신호의 특징을 왜곡 시키지 않기 때문에 실질적으로 수집된 데이터의 특성을 그대로 가지고 있다.

필터링 영역으로는 알파파 영역인 8-13Hz를 사용하였으며 전극 분할법을 적용하였다. 실험에 사용된 FIR 필터 설계는 해밍 윈도우 법을 이용하였으며 오픈소스로 개발된 EEG 분석도구인 EEGLAB<sup>[12]</sup>을 이용하였다. EEGLAB은 Matlab 기반으로 개발되었으며 실험에 사용된 시스템에서 실행할 수 있도록 하기 위해서 ARM C++버전으로 재 구현하였다.

본 논문에서는 700MHz ARM1176JZF-S Core와 512MB의 성능을 가진 RPi 모델 B 시스템이 사용 되었으며, 총 4대의 시스템을 100Mbits 네트워크를 이용하여 MPI 시스템을 구축하였다. 또한 일반적으로 데스크 톱을 이용하는 뇌파 신호 처리 시스템과 성능을 비교해 보기 위해서 Intel Pentium D 3.0GHz 프로세서를 가진 시스템 4대를 이용하여 RPi MPI 시스템과 비교 실험 하였다.

MPI 시스템은 메인 노드에서는 뇌파 데이터를 읽고 전극 수를 기준으로 뇌파 데이터를 균등하게 다른 노드에 할당하였다. 그 뒤 메인 노드에서 필터링 하고자 하는 주파수 영역에 맞게 FIR 필터를 설계하고 다른 노드에 해당 계수를 전송하도록 하였다. 다른 노드에서는 전송 받은 계수를 이용하여 자신의 영역에 해당하는 뇌파 신호 영역에 FIR 필터를 처리하도록 하였다. 이후 FIR 필터가 적용된 새로운 데이터는 메인 노드에서 취합하였다.

사용된 MPI 라이브러리는 MPICH2이며, 컴파일러는 ARM 용 GCC 4.7.2와 최적화 옵션으로 O2, ffast-math, l2-cache-size, funroll-all-loops 옵션을 적용하여 컴파일

하였고, 실험에 사용된 운영체제는 리눅스로 Fedora의 RPi 버전인 Pidora를 이용하였다. RPi는 128Kbyte의 캐시(Cache)메모리를 가지고 있지만 이것은 주로 GPU (Graphics Processing Unit)에서 사용되는 목적으로 만들어진 것이다. 하지만 본 실험에서는 이 캐시 메모리를 CPU에서도 사용할 수 있도록 수정하였다. 이러한 캐시 메모리 활용 방법은 성능 향상을 가져올 수 있도록 조심스럽게 사용하여야 한다. 본 실험에서 FIR 필터의 계수 데이터는 모든 연산에서 공통적으로 재사용되는 데이터이고, 캐시 메모리에 모두 적재 될 수 있는 경우이므로 캐시 메모리를 활성화하였을 경우 성능상 이점을 가지게 된다.

2. 결과

무선 뇌파 측정기의 단점인 뇌파 신호 처리 시스템간의 통신거리를 극복하기 위해 임베디드 시스템을 도입하게 되었고, 더 나아가 성능을 극대화하기 위해 MPI 시스템을 이용하여 병렬처리를 구성하게 되었다. 모든 측정은 10회 이상씩 동일한 실험을 반복하여, 그 평균값을 기록하였다.

표 1은 RPi 시스템에서 FIR 필터의 성능을 측정하였다. 입력 데이터로 사용된 뇌파 신호는 161,890 프레임(5'23"78) 동안 20개의 전극에서 수집된 데이터가 SET

표 1. RPi MPI 시스템을 이용한 MPI 성능(단위: 초)  
Table 1. RPi MPI system performance using the MPI.  
(unit : seconds)

노드	SET 1	SET 2	SET 3	SET 4
Single	565.280	1,101.576	2,231.181	4,506.586
Double	216.739	421.163	854.487	1,688.176
Triple	128.281	249.909	497.129	1,004.128
Quad	88.061	175.410	352.922	708.044

표 2. RPi MPI 시스템의 연산 및 통신 시간의 비율  
Table 2. The time ratio with communication and operation in RPi MPI system.

노드	비율	SET 1	SET 2	SET 3	SET 4
Single	연산	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%
	통신	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Double	연산	98.9%	98.1%	98.7%	97.6%
	통신	1.1%	1.9%	1.3%	2.4%
Triple	연산	97.7%	97.6%	96.7%	96.9%
	통신	2.3%	2.4%	3.3%	3.1%
Quad	연산	96.1%	96.1%	96.1%	95.2%
	통신	3.9%	3.9%	3.9%	4.8%

1이며, 나머지 세트는 SET 1을 두 배수(SET 2), 네 배수(SET 3), 여덟 배수(SET 4)로 확장한 데이터이다.

표 2는 RPi MPI 시스템에서 전체 시간을 기준으로 연산 시간과 통신 시간의 비율을 나타내었다. 입력데이터의 경우 SET 1과 SET 4는 8배의 크기가 차이이지만, 데이터가 증가되었어도 노드 간 통신 병목 현상은 나타나지 않음을 볼 수 있다.

그림 9는 RPi MPI 시스템간 성능 향상도를 보여주고 있으며, 프로세서의 수가 증가되면서 거의 선형적으로 성능이 증가하고 있음을 알 수 있다. 특히 4개의 노드를 이용한 경우 6배 이상의 성능이 향상되었다. 2차원 FIR 필터의 연산은 행렬의 합과 곱으로 표현 되는데 본 시스템에서 초선형(Super-linear) 결과가 나타나고 있음을 알 수 있었다. 또한 입력데이터의 크기에 상관없이 비슷하게 성능이 향상되었음을 볼 수 있다.

RPi MPI 시스템의 성능을 비교해 보기위해 뇌파 신호 처리에 사용되는 시스템과 유사한 성능을 가진 데스크톱 시스템에서도 성능을 측정한 결과를 표 3에 나타내었다. 연산 방식이 다른 두 프로세서를 단순히 처리 시간으로 비교한 것이다. 데스크톱 시스템의 싱글노드를 RPi MPI 시스템과 비교하였을 때 최소 8.6배의 성

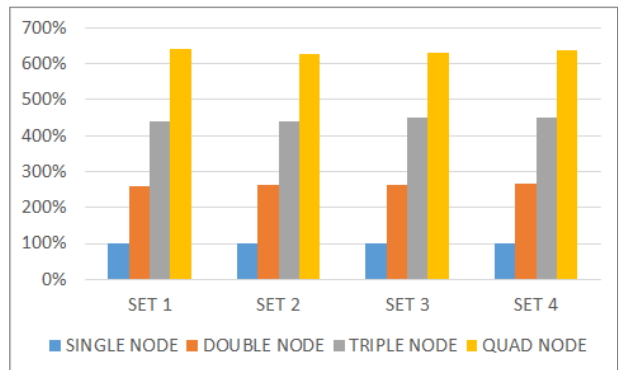


그림 9. RPi MPI 시스템의 성능 향상도  
Fig. 9. The speedup in MPI performance on the RPi.

표 3. 데스크톱 MPI 시스템을 이용한 MPI 성능 (단위: 초)

Table 3. Desktop MPI system performance using the MPI.(unit : seconds)

노드	SET 1	SET 2	SET 3	SET 4
Single	10.208	20.194	40.220	80.386
Double	5.460	10.899	21.762	43.504
Triple	4.615	9.200	18.362	36.704
Quad	3.538	7.034	14.036	28.042

표 4. 데스크톱 MPI 시스템의 연산 및 통신 시간의 비율

Table 4. The time rate with communication and operation in desktop MPI system.

노드	비율	SET 1	SET 2	SET 3	SET 4
Single	연산	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%
	통신	0.0%	0.0%	0.0%	0.0%
Double	연산	95.53%	95.64%	95.64%	95.64%
	통신	4.47%	4.36%	4.36%	4.36%
Triple	연산	93.36%	93.42%	93.48%	93.46%
	통신	6.64%	6.58%	6.52%	6.54%
Quad	연산	90.12%	90.13%	90.24%	90.29%
	통신	9.88%	9.87%	9.76%	9.71%

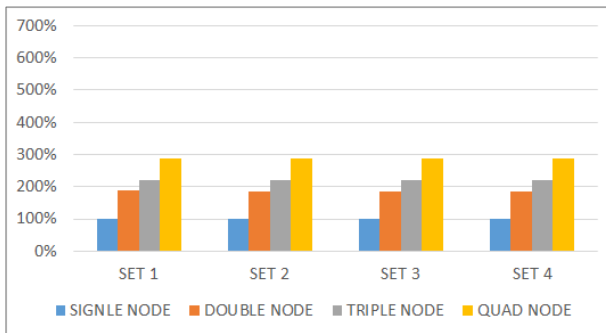


그림 10. 데스크톱의 MPI 성능 향상도  
Fig. 10. The speedup in MPI performance on the desktop.

능 차이가 나타남을 볼 수 있다. 하지만 본 실험에서 사용된 RPi MPI 시스템의 프로세서는 700MHz로 최근에 출시되는 ARM 프로세서는 2.0GHz로 성능에 비해 낮은 성능을 제공한다. 그러므로 이러한 성능 차이는 줄어들 것으로 보인다.

표 4는 데스크톱의 MPI 연산 및 통신 시간을 비교한 것인데 RPi MPI 시스템과 달리 고속의 연산이 가능한 데스크톱에서는 통신 시간 비율이 증가됨을 알 수 있다. 그림 10은 데스크톱 MPI 시스템의 성능 향상도를 나타낸 것인데 RPi MPI 시스템과는 달리 초선형 결과가 나타나지 않음을 알 수 있다.

그렇다면 RPi MPI 시스템의 프로세서 성능이 증가하게 되면 RPi MPI 시스템 역시 초선형 결과가 나타나지 않을 수 있다. 우리는 이러한 상황을 가정하기 위해 RPi MPI 시스템에 통신시간을 고정하고 연산 시간만을 산술적으로 단축 시키며 계산을 해 보았는데 연산 시간이 최대 14배 단축되었을 때까지 초선형을 유지하는 결과를 얻을 수 있었다.

## V. 결 론

무선 뇌파 측정기는 유선 뇌파 측정기와 달리 이동성의 편의를 제공해 주지만 뇌파 신호 시스템간의 통신 거리가 1m 이내로 제한된다는 단점이 무선의 장점을 감소시키고 있다. 이런 단점을 해결하기 위해서는 뇌파 측정기 뿐 아니라 뇌파 신호 처리 시스템 역시 이동성과 휴대성을 가져야 한다. 이런 단점을 해결하기 위해서 임베디드 시스템을 이용하여 뇌파 신호 처리를 시도하게 되었다. 하지만 단일 임베디드 시스템은 기존 뇌파 신호 처리 시스템들에 사용되는 데스크톱 시스템에 비해 처리 성능이 낮아 신호 처리에 적합하지 않다. 이런 단점을 해결하는 방법으로는 임베디드 시스템을 MPI로 연결하여 병렬처리 함으로써 성능 향상을 시도하였다.

본 논문에서는 뇌파 신호 분석에 사용되는 기본적인 알고리즘인 FIR 필터의 성능을 비교하여 저가의 싱글 보드를 병렬처리에 사용할 수 있는지에 대한 연구를 고찰하였다. 라스베리 파이 (RPi) 시스템의 성능은 데스크톱 시스템에 비하여 훨씬 저조하지만, 병렬처리의 특성은 임베디드 MPI 시스템 상에서 초선형 결과를 보여주었다. 더욱이 임베디드 시스템의 연산 성능이 높아져도 초선형 결과는 유지될 수 있음을 알 수 있었다. 이는 알고리즘의 특징이라 볼 수 있지만 뇌파 신호 처리가 임베디드 시스템에서 충분히 활용 될 수 있음을 나타내는 의미 있는 결과를 얻을 수 있었다.

## REFERENCES

- [1] N. Jmail, M. Gavaret, F. Wendling, A. Kachouri, G. Hamadi, J.-M. Badier, et al., "A comparison of methods for separation of transient and oscillatory signals in EEG," *Journal of neuroscience methods*, vol. 199, pp. 273-289, 2011.
- [2] A. Campbell, T. Choudhury, S. Hu, H. Lu, M. K. Mukerjee, M. Rabbi, et al., "NeuroPhone: brain-mobile phone interface using a wireless EEG headset," in *Proceedings of the second ACM SIGCOMM workshop on Networking, systems, and applications on mobile handhelds*, 2010, pp. 3-8.
- [3] L.-D. Liao, C.-Y. Chen, I.-J. Wang, S.-F. Chen,



- S.-Y. Li, B.-W. Chen, et al., "Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, p. 5, 2012.
- [4] H.K. Kim and H.J. Lee, "Performance of the Finite Difference Method Using Cache and Shared Memory for Massively Parallel Systems," *Journal of the Institute of electronics Engineers of Korea*, vol. 50, pp.108-116, 2013.
- [5] J. Chambers and D. Sanei, *EEG Signal Processing*, 1th ed.: Wiley-Interscience, 2013.
- [6] J. G. Proakis and D. K. Manolakis, *Digital Signal Processing Principles, Algorithms, and Applications*, 4th ed.
- [7] Raspberry Pi. <http://www.raspberrypi.org>
- [8] F. Tso, D. R. White, S. Jouet, J. Singer, and D. Pezaros, "The Glasgow Raspberry Pi Cloud: A Scale Model for Cloud Computing Infrastructures," in *International Workshop on Resource Management of Cloud Computing (to appear, 2013)*, 2013.
- [9] G. S. Sundaram, B. Patibandala, H. Santhanam, S. Gaddam, V. K. Alla, G. R. Prakash, et al., "Bluetooth communication using a touchscreen interface with the Raspberry Pi," in *Southeastcon, 2013 Proceedings of IEEE*, 2013, pp. 1-4.
- [10] Gusev, Marjan, and Sasko Ristov. "A superlinear speedup region for matrix multiplication." *Concurrency and Computation: Practice and Experience*, 2013.
- [11] L. Djinevski, S. Ristov, and M. Gusev. "Superlinear Speedup for Matrix Multiplication in GPU Devices." *ICT Innovations 2012*. Springer Berlin Heidelberg, 2013. 285-294.
- [12] EEGLAB. <http://scn.ucsd.edu/eeglab/>

---

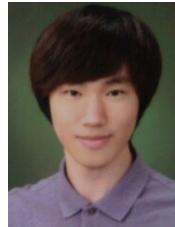
 저 자 소 개
 

---



이 효 종(평생회원)-교신저자  
 1986년 미국 유타대학교  
 컴퓨터과학과 학사 졸업.  
 1988년 미국 유타대학교  
 컴퓨터과학과 석사 졸업.  
 1991년 미국 유타대학교  
 컴퓨터과학과 박사 졸업.

<주관심분야 : 영상처리, 컴퓨터비전, 의료영상, 병렬처리>



김 현 규(학생회원)  
 2012년 한국교육개발원  
 컴퓨터과학과 학사 졸업.  
 2012년~현재 전북대학교  
 컴퓨터공학과 석사 과정.

<주관심분야 : 병렬처리, 영상처리>



고 용 빈(학생회원)  
 2006년 Jiangxi University of  
 Financial and Economics,  
 Nanchang, China.(BS, MS)  
 2013년~현재 전북대학교 컴퓨터  
 공학과 박사과정

<주관심분야 : Image processing & Pattern Recognition>