

# 정상군 및 허혈성 심질환 환자군에서의 심자도 파라미터 비교

論 文

54D-11-7

## Comparison of Magnetocardiogram Parameters Between a Ischemic Heart Disease Group and Control Group

朴 鍾 德\* · 許 榮\* · 陳 承 吾\* · 全 成 塚\*

(Jong-Duk Park · Young Huh · Seung-oh Jin · Sung-chae Jeon)

**Abstract** - The electrical current generated by heart creates not only electric potential but also a magnetic field. We have observed electrophysiological phenomena of the heart by measuring components of magnetocardiogram(MCG) using 61 channel superconducting quantum interference device(SQUID) system. We have analyzed the possibility and characteristics of MCG parameters for diagnosis of ischemic heart disease. A technique for automatic analysis of MCG signals in time domain was developed. The methods for detecting the position, the interval, the amplitude ratio, and the direction of single current dipole were examined in the MCG wave. The position and interval parameters were obtained by calculating the gradients of a envelope curve which could be formed by the difference between the maximum and minimum envelope of multi-channel MCG signals. We show some differences of the frequency contour map between the normal MCG and the abnormal (ischemic heart disease) MCG. The direction of single current dipole can be defined by rotating the magnetic field according to Biot-Savart's law at each point of MCG signals. In this study, we have examined the direction of single current dipole from searching for the centroids of positive and negative magnetic fields. The amplitude ratio parameters for measuring ST deviation consisted of  $A_T/A_R$  and other ratios. and We developed a new analysis method, which is based on the frequency contour map of electromagnetic field. Using thses parameters, we founded significant differences between normal subjects and ischemic patients in some parameters.

**Key Words** : MCG, Ischemic Heart Disease, SQUID, Current Source Direction, Analysis of Frequency Plane

### 1. 서 론

인체 내의 여러 가지 생체활동은 생체전위차와 전류를 유발하게 되며, 이러한 현상은 오래전부터 연구되어 왔고, 최근 이를 응용한 의료진단기기가 여러 가지 질병진단에 응용되고 있다. 예를 들면, 심장은 심근의 수축·이완시 전류 소스에 의해 활동전압이 발생되며 어레이 전극을 사용하여 전압차를 측정된 신호를 심전도(electrocardiogram : ECG)라 하며, 대표적인 심장 질환 진단에 활용되고 있다. 그러나 생체는 전기를 통과시키는 도체이기 때문에 생체 내부에서 발생한 전기신호가 체외로 전파되면서 파형의 왜곡이 발생한다. 하지만 생체는 자기적으로 투명한 성질을 가지고 있어서 생체의 자기 신호는 외부에서 계측하더라도 왜곡되지 않는다. 따라서 생체의 자기신호를 계측하여 진단에 이용한다면 신호의 왜곡 없이 보다 자세하게 인체의 동적 및 정적 상태 변화를 읽을 수 있으며 여러 가지 질병 진단도 가능하다는 장점이 있다. 최근 심장질환 환자의 ECG 검사와 심자

도(magnetocardiogram, MCG) 검사 결과 심자도 측정에서 신호의 파형과 contour map에서 뚜렷한 양상을 보여, 심장질환의 판독율이 심자도 검사가 우수한 것으로 보고되고 있다[1-2].

심자도는 심장의 전기적 특성에 의해 발생된 자장의 변화를 검출함으로써 심장 질환을 진단할 수 있는 효율적인 방법으로 인식되고 있다. 심자도는 카테터 삽입법에 의한 진단 방법과는 달리 비침습적(noninvasive)인 방법으로 측정이 가능하고 심전도보다 측정이 쉽다는 장점을 가지고 있다[3]. Baule와 Mc Fee(1963)에 처음으로 심장에서의 자장 신호를 검출하는데 성공하였으며[4], Cohen(1970)은 차폐실(shield room)에서 SQUID를 이용하여 실시간으로 심자도를 기록하는데 성공하였다[5]. MCG와 같은 수 pT - 수십 pT 크기의 미소한 생체자기의 측정이 가능하게 된 것은 고감도 자장센서인 초전도양자간섭소자(superconducting quantum interference device : SQUID)의 기술발전과 전자회로 및 신호처리 기술의 발전에 의한 것이다. 지구자기장의 1억분의 1 정도의 크기에 불과한 생체자기를 검출하고, 검출된 신호에서 측정하고자 하는 생체의 특성을 포함하고 있는 신호만을 특징적으로 추출하여, 의사들의 요구에 적합한 정보를 제공할 수 있는 신호처리기술 및 정보 표시기술은 초전도양자간섭소자를 이용한 검출기술과 더불어 정확한 진단정보제공을 위한 매우 중요한 부분 중의 하나이다. 따라서 다채널 SQUID 소자

† 교신저자, 正 會 員 : 한국전기연구원 영상응용연구그룹

E-mail : yhuh@keri.re.kr

\* 正 會 員 : 한국전기연구원 영상응용연구그룹

接受日字 : 2005年 8月 17日

最終完了 : 2005年 10月 17日

를 탑재한 센서 모듈로부터 출력되는 다채널의 생체자기 신호를 고속으로 디지털로 변환하고, 저장하며, 다양한 신호처리 기술을 적용하여, 의사들의 판독에 유용한 특징을 추출하여, 양·한방 임상적 활용이 가능한 정보를 제공할 수 있는 파라미터를 추출하게 되었다[6]. 이와 같이 심자도를 이용한 심장 질환 진단의 활용에 대한 많은 연구가 진행되고 있으나 기존의 임상적 지표로 활용 가능한 분석 기법으로 사용되고 있는 *RR interval* 이나 쌍극자 전류원 방향 추정방법으로는 각종 심장 질환에 대한 데이터베이스가 불충분한 상태이다[7-10]. 따라서 본 연구에서는 임상적 지표를 확립하기 위하여 다양한 파라미터 개발하고자 하였다.

본 논문에서는 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 갖는 환자 그룹에 대하여 본 연구에서 제안한 특징점 및 특징 구간 파라미터 분석, 진폭비 파라미터 분석, 단일 쌍극자 전류원 방향 파라미터 분석, 주파수 평면 분석을 실시하여 다채널 심자도 신호로부터 전류원의 방향을 추정하는 방법과 심장 질환 진단에 활용 가능한 임상 지표의 추출 방법을 제안하였다[11-12].

## 2. 본 론

### 2.1 심전도 파라미터

심전도는 심장 질환을 진단하는데 보편적으로 사용되는 방법으로 심전도에서 특징점을 나타내는 파형으로는 P파, Q파, R파, S파, T파 등이 있으며, P파는 심방의 탈분극에 의해 형성되고, Q파, R파, S파의 QRS군은 심실의 탈분극에 의해 형성되고, T파는 심실의 재분극에 의해서 형성된다. 그림 1은 ECG의 기록에서 사용되는 대표적 파라미터를 도식적으로 나타내었다.

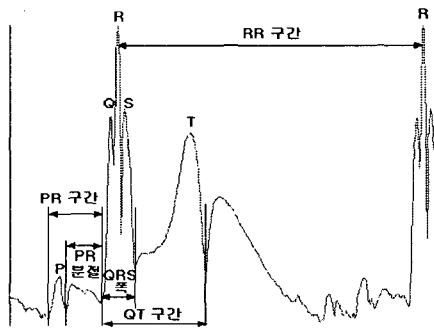


그림 1 심전도 파라미터  
Fig. 1 MCG parameter

대표적으로 *RR* 구간은 심장의 박동수(심박수)를 의미하며, *PR* 구간은 심방 분극(atrial depolarization)의 시작으로부터 심실 분극(ventricular depolarization)의 시작까지의 시간을 의미한다. 즉 P파의 시작에서 QRS complex의 시작까지의 시간이며, 이 시간의 대부분은 AV junction(AV node)와 His fiber)에서 지체되는 시간이다. 다음으로 QRS 구간은 심실 분극이 지속되는 시간이고, QT 구간은 QRS complex의 시작부터 T파의 끝까지의 시간이며 심실의 분극과 재분극을 합한 시간이다. 심박수가 빨라질수록 상대적으로

로 감소하므로 이를 고려하여 *QTc*를 정의하는데, 이는 다음의 식 (1)과 같이 정의되어진다.

$$QTc = QT(sec) / \sqrt{RR(sec)} \quad (1)$$

### 2.2 심자도 신호의 전처리

생체자기신호는 주변의 환경잡음(지자기, 건물진동, 전자기 잡음 등)에 비해 매우 미약하기 때문에 저잡음 구동회로와 저잡음 듀아(dewar), 자기차폐실이 필요하고, 측정상황에 따라 추가적인 잡음제거 기술이 필요하다. 본 연구에서는 다채널 디지털 필터를 구현하였으며, *IIR(Infinite Impulse Response)*과 *FIR(Finite Impulse Response) filter*로 각각 설계하여 다채널 *MCG* 신호를 분석하였다. *IIR* 필터는 식 (2)과 같이 나타낼 수 있다.

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^N a_k z^{-k}} \quad a_k, b_k \text{는 상수} \quad (2)$$

여기서 M, N은 각각 분자, 분모의 필터 차수를 의미하며, *IIR* 필터에서 분모 성분은 피드백을 의미하며, 극점과 영점이 모두 존재하는 시스템으로 볼 수 있다. *IIR* 필터는 과거의 출력값을 이용함으로써 계산량이 적으며 *FIR* 필터와 비교하여 동일한 계산량으로 주파수 선택성과 차단 특성이 우수한 편이나 잘못된 필터 계수의 선택으로 시스템이 불안정하고, 위상 응답 특성이 선형적이지 못한 단점을 가지고 있다. 한편 *FIR* 필터는 영점만 가지고 있으며, 시스템의 입력에만 의존하는 시스템으로서 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$H(z) = \sum_{k=0}^M b_k z^{-k}, \quad b_k \text{는 상수} \quad (3)$$

여기서, M은 필터의 차수를 의미하며, *FIR* 필터는 *IIR* 필터와 비교하여 동일한 차단 특성을 위한 높은 차수의 필터 계수가 필요로 되거나 선형적인 위상특성과 영점이 안정하다면 절대적인 안정도가 보장되어 많이 사용되고 있다.

일반적으로 심자도 신호의 경우 0.3 - 50 Hz 대역에 대부분의 에너지가 분포한다. 심자도 측정 시스템은 심장의 전기적 특성인 심근의 활동전압으로부터 발생된 미소자장을 측정함으로써 인해 다양한 주변 환경 잡음이 유입된다. 주변 환경 잡음으로는 전원잡음이 있으며, 이는 60 Hz 성분과 이의 하모닉(Harmonic) 성분으로 구성되며, 심자도 신호의 모든 주파수 대역에 골고루 유입되는 백색 가우시안 잡음이 있다. 따라서 본 연구에서는 *IIR* 디지털 필터의 경우, 차단 주파수가 50 Hz, 필터 차수 30으로 설계된 *Buttworth* 저역통과 필터, 차단주파수 0.3 Hz, 필터 차수 30으로 설계된 *Buttworth* 고역통과 필터, 차단 주파수 0.3 - 50 Hz, 필터 차수 30으로 설계된 *Buttworth* 대역통과 필터, 60 Hz 차단을 위해 필터 차수 5로 설계된 대역저지 필터를 설계하여 필터링이 수행되도록 하였다. 또한 *FIR* 디지털 필터의 경우, 차단 주파수가 50 Hz, 필터 차수 256으로 설계된 저역통

과 필터, 차단주파수 50 Hz, 필터 차수 256으로 설계된 고역 통과 필터, 차단 주파수 0.3 - 50 Hz, 필터 차수 256으로 설계된 대역통과 필터, 60 Hz 차단을 위해 필터 차수 256로 설계된 대역저지 필터를 설계하여 필터링을 수행하였으며 약 25 dB의 SNR 향상을 보였다.

### 2.3 임상데이터 분석 파라미터

심질환 환자를 정량적 평가를 위해 본 연구에서는 4 가지 분석기법을 적용하였으며, 활용된 알고리즘을 정리하면 다음과 같다.

#### 2.3.1 특징점 및 특징 구간 파라미터

본 연구에서 제안된 특징점 및 특징 구간 검출 알고리즘은 다 채널 심자도 신호에 대하여 자동으로 P파 시작점, P파, P파 끝점, Q파 시작점, R파, S파 끝점(J-포인트), T파, T파 끝점을 검출하게 된다. 8개의 중요한 특징점의 검출을 통해 다음과 같은 특징 구간을 계산하도록 소프트웨어를 구성하였다[14].

- RR 구간(RR Interval) : R파와 R파 사이의 시간 간격.
- HR(Heart Rate) : RR 구간으로부터 심장의 분당 박동 횟수.
- PR 구간(PR Interval) : P파 시작점으로부터 Q파 시작점까지의 시간 간격
- PR 분절(PR Segment) : P파 끝점으로부터 Q파 시작점까지의 시간 간격
- QRS 구간(QRS Duration): Q파 시작점으로부터 S파 끝점(J-포인트)까지의 시간 간격
- QT 구간(QT Interval) : Q파의 시작점으로부터 T파 끝점까지의 시간 간격
- QTc : QT와 RR 사이의 관계적인 Bazet의 공식 활용

제안된 특징점 및 특징 구간 검출 알고리즘은 R파의 검출 후 P파와 T파의 검출시 평균 RR 구간값을 활용하였으며, 평균 RR 구간값을  $rr_{mean}$  이라고 하고 현재의 R파의 인덱스를  $R_k$ 라고 하였을 때 P파의 검출은 현재의 R파를 기준으로부터 전방향으로  $R_k - 0.2 \times rr_{mean}$ 로부터  $R_k - 0.1 \times rr_{mean}$ 의 구간을 탐색하도록 하였다. T파의 검출은 현재의 R파를 기준으로부터 후방향으로  $R_k + 0.2 \times rr_{mean}$ 로부터  $R_k + 0.45 \times rr_{mean}$ 의 구간을 탐색하도록 하였으며, 약 95%의 정확성을 보였다[15].

#### 2.3.2 진폭비 파라미터

본 연구에서는 진폭비 파라미터를 구성하기 위하여 다채널 심자도 데이터로부터 5개의 진폭차이를 검출하였다. 검출된 5개의 진폭차이는 이미 검출된 특징점(R파, J-포인트, T파)을 기준으로 다음과 같이 정의하였다.

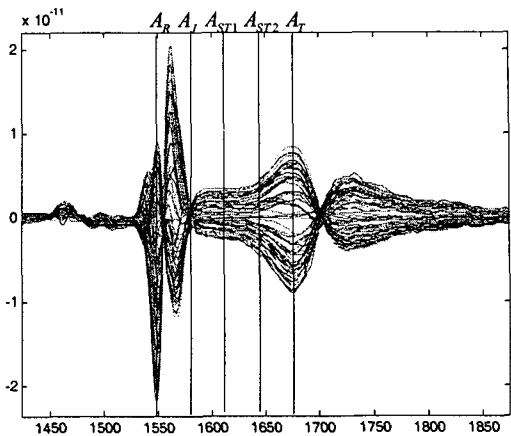


그림 2 진폭비 파라미터의 정의를 위한 진폭차이

Fig. 2 Amplitude difference for definition of amplitude ratio parameter

- $A_R$  : R파의 정점에서 최대 진폭과 최소 진폭의 차이값
- $A_J$  : J-포인트에서의 최대 진폭과 최소 진폭의 차이값
- $A_{ST1}$  : J-포인트와 T파의 정점 사이를 삼등분하는 첫 번째 시점의 최대 진폭과 최소 진폭의 차이값
- $A_{ST2}$  : J-포인트와 T파의 정점 사이를 삼등분하는 두 번째 시점의 최대 진폭과 최소 진폭의 차이값
- $A_T$  : T파의 정점에서 최대 진폭과 최소 진폭의 차이값

이상의 5개의 진폭차이로부터 다음과 같은 4개의 진폭비 파라미터를 구성하였다.

$$\text{진폭비 파라미터} : \left\{ \frac{A_J}{A_R}, \frac{A_{ST1}}{A_R}, \frac{A_{ST2}}{A_R}, \frac{A_T}{A_R} \right\}$$

허혈성 심질환의 경우 ST-T 구간에서 elevation 혹은 depression이 현상이 일어나며, 제안된 진폭비 파라미터는 이러한 특성에 대한 정량적 평가로 활용이 가능하다. 즉, ST-T 구간에서 elevation 혹은 depression 이 있을 경우 진폭비 파라미터에서 정상군과 비교하여 전반부의 3개의 파라미터가 증가한 형태로 나타나며, 마지막 파라미터는 작아지는 경향을 가진다.

#### 2.3.3 단일 쌍극자 전류원 방향 파라미터

단일 쌍극자의 방향 추정을 위해서 그림 3과 같은 시간 위치와 시간 구간에서의 분석을 수행하였다. 3개의 특정 시간 위치(P파, R파, T파)와 5개의 특정 시간 구간(P파 시작점에서 Q파 시작점까지, Q파 시작점에서 R파 정점까지, R파 정점에서 J-포인트까지, Q파 시작점에서 J-포인트까지,

J-포인트에서 T파 끝점까지)에서의 전류원 방향을 추정하였다.

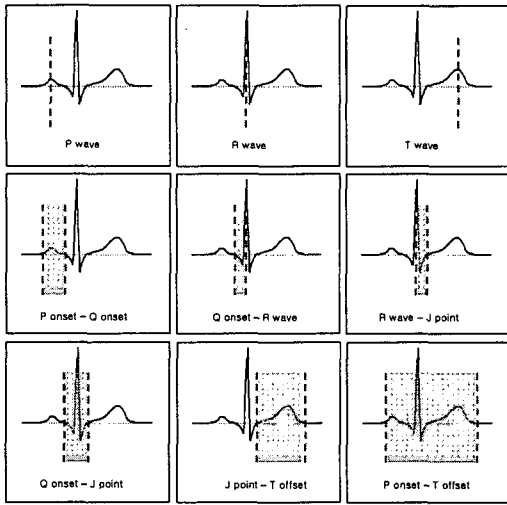


그림 3 파라미터 해석을 위한 위치 및 구간  
**Fig. 3** Position and section for parameter analysis

검출된 단일 쌍극자 전류원의 방향 파라미터는 다음과 같이 정의하였다.

- $\theta_{B(r_p)}$  : P파의 정점 시간위치 자장값으로부터의 전류원 방향
- $\theta_{B(r_R)}$  : R파의 정점 시간위치 자장값으로부터의 전류원 방향
- $\theta_{B(r_T)}$  : T파의 정점 시간위치 자장값으로부터의 전류원 방향
- $\theta_{B(r_{PQ})}$  : P파의 시작 시점에서 Q파의 시작 시점까지의 누적 자장값으로부터의 전류원 방향
- $\theta_{B(r_{QR})}$  : Q파의 시작 시점에서 R파의 정점까지의 누적 자장값으로부터의 전류원 방향, 즉 VAT 구간의 누적 자장값으로부터의 전류원 방향을 말함.
- $\theta_{B(r_{RS})}$  : R파의 정점에서 S파의 끝점까지의 누적 자장값으로부터의 전류원 방향
- $\theta_{B(r_{ST})}$  : S파의 끝점에서 T파의 끝점까지의 누적 자장값으로부터의 전류원 방향, QT 구간의 누적 자장값으로부터의 전류원 방향을 말함.

그림 4(a)은 우측 상단이 유출 자장을 나타내고 좌측 하단이 유입 자장을 나타내고 있다. 유출 자장을 '+'로 보고 유입 자장을 '-'로 볼때 유출 자장이 가장 강한 부분은 '+' 원형으로 표시한 부분이 되며, 유입 자장이 가장 강한 부분은 '-' 원형으로 표시한 부분이다. 이때 전류의 방향은 그림 4(a)에 표시되었듯이 '+' 원형과 '-' 원형을 잇는 직선에서 수직인 방향으로 추정할 수 있다. 그러나 이러한 방법은 센서의 개수가 한정되어 있어 오차의 발생이 클 수 있다. 다른 방법으로 그림 4(b)는 본 논문에서 사용한 전류원 방향 추정 방법이다. 유출자장의 중심부와 유입 자장의 중심부를

찾은 후 전류의 방향을 추정하는 방법으로서 유출 자장의 중심부는 '+' 원형으로 표시한 부분이 되며, 유입 자장의 중심부는 '-' 원형으로 표시한 부분이 된다. 이때 전류원의 방향을 마찬가지로 두개의 중심부를 잇는 직선에서 수직인 방향으로 추정할 수 있다. 이는 첫 번째 방법보다 공간상의 중심부를 찾음으로서 공간 분해능을 높여 오차의 발생을 감소시키는 효과가 있다[16].

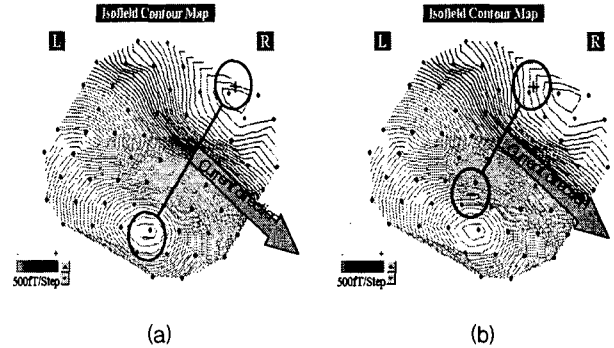


그림 4 (a) 유출입 자장의 강도를 이용한 전류원의 방향 추정, (b) 유출입 자장의 중심부를 이용한 전류원의 방향 추정  
**Fig. 4** (a) direction estimation of current source using strength of inflow exit and entrance magnetic field, (b) direction estimation of current source using center part of inflow exit and entrance magnetic field

### 2.3.4 주파수 평면 해석

주파수 평면 해석에서는 각 채널별 심자도 신호에 대한 주파수 특성을 실제 측정 센서의 물리적 위치 즉 공간상에서 관찰하는 방법으로써 본 연구에서는 10초 동안의 심자도 데이터로부터 첫 번째와 마지막 R파를 자동으로 제외하는 세그멘테이션 알고리즘이 수행된 후 나머지 약 8초 정도의 데이터로부터 스펙트럼 분석을 수행하였으며, 스펙트럼 결과로부터 다음과 같은 3가지의 채널별 데이터 셋을 구성하였다.

1. 채널별 평균 주파수 :  $\{f_{mean}^1, f_{mean}^2, \dots, f_{mean}^N\}$
2. 채널별 중간 주파수 :  $\{f_{median}^1, f_{median}^2, \dots, f_{median}^N\}$
3. 채널별 피크 주파수 :  $\{f_{peak}^1, f_{peak}^2, \dots, f_{peak}^N\}$

여기서,  $N$ 은 측정 센서의 총 수(측정 채널수)를 나타낸다. 그리고 위의 채널별 데이터 셋으로부터 다시 각각에 대하여 3개의 주파수 파라미터를 추출하였고 정리하면 다음과 같다[17].

- $f_{mean-min}$  : 채널별 평균 주파수 데이터 셋에서 최소인 주파수 값
- $f_{mean-mean}$  : 채널별 평균 주파수 데이터 셋의 평균 주파수 값
- $f_{mean-max}$  : 채널별 평균 주파수 데이터 셋에서 최대인 주파수 값
- $f_{median-min}$  : 채널별 중간 주파수 데이터 셋에서

- $f_{median-mean}$  : 채널별 중간 주파수 데이터 셋의 평균 주파수 값
- $f_{median-max}$  : 채널별 중간 주파수 데이터 셋에서 최대인 주파수 값
- $f_{peak-min}$  : 채널별 피크 주파수 데이터 셋에서 최소인 주파수 값
- $f_{peak-mean}$  : 채널별 피크 주파수 데이터 셋의 평균 주파수 값
- $f_{peak-max}$  : 채널별 피크 주파수 데이터 셋에서 최대인 주파수 값

2.4 실험방법

심자도 신호는 61채널 *LTc-dc* SQUID 기반의 심자도 측정 시스템(Eagle Tech.사)을 통하여 획득하였다. 샘플링 주파수는 500 Hz로 하였고, 다채널 디지털 필터를 구현을 실시하였다. 필터 설정은 차단 주파수가 0.3 Hz인 고역통과 필터, 50 Hz인 저역통과 필터, 60 Hz의 대역저지 필터를 동작 시켰다. 전체 데이터 기록 시간은 10sec로 하였고, 정상인 그룹 20명과 안정성 협심증 증세를 보이는 허혈성 심질환 환자 그룹 20명에 대하여 데이터를 확보하였다. 이득 설정은 입력 이득은 10, 출력 이득은 5로 하였다. 그리고 모든 주파수 대역에 대하여 40 dB 이상이 보장되는 자기 차폐실 내에서 심자도 신호는 기록되었다. 획득한 임상데이터 분석은 *Visual C++*(Microsoft Corporation), *Matlab 6.5*(The Mathworks, Inc.)를 사용하였다.

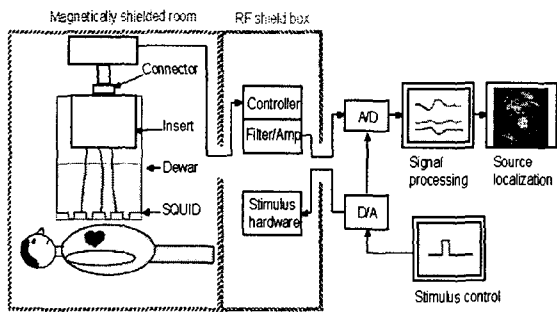


그림 5 심자도 신호의 계측  
Fig. 5 Measurement of MCG signal

3 실험결과 및 고찰

측정한 다채널 심자도 신호에서 R파를 기준으로 평균화 과정을 수행하여 심자도 신호의 신호대잡음 비 특성을 향상 시켰으며, 심자도 신호의 임상파라미터를 분석하기 위해 먼저 다음과 같이 파라미터 자동 추출 방법을 제안하였다. 제안된 방법은 포락선 검출, 포락선 차이 계산, 포락선 차이 강조 기법의 전처리 과정을 통해 심자도 파라미터 추출이 용이하도록 하였으며, 기준선 결정이 필요 없는 구조를 가지도록 하였다. 그림 6(a)는 평균화 과정을 수행한 후 61채널 심자도 신호의 중첩된 파형을 보여주고 있고, 그림 6(b)는

최대·최소값에 의한 포락선 검출의 예를 보여주고 있다. 그림 7(a)는 최대·최소값에 의한 포락선의 차를 나타내고 있으며, 특징점을 보다 정확하게 관찰하기 위하여 루트연산을 실시하였으며 그림 7(b)는 그림 6(a)를 루트 연산에 의한 강조의 예를 보여주고 있다.

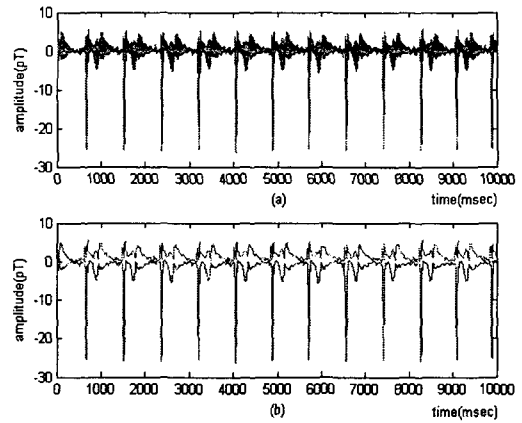


그림 6 심자도 신호와 포락선 검출의 예  
Fig. 6 Example of MCG signal and envelope curve detection

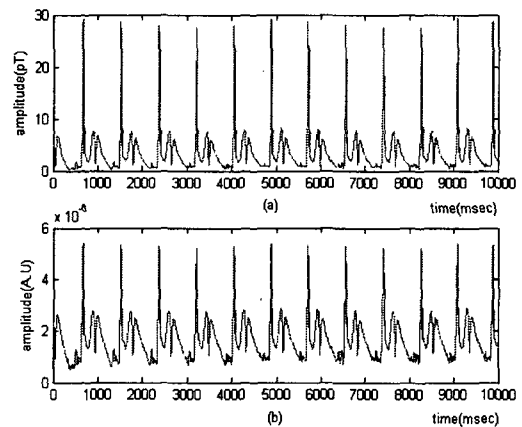


그림 7 포락선 차이 계산과 강조 예  
Fig. 7 Example of envelope curve difference calculation and emphasis

그림 8(a)는 정상인 그룹의 심자도 신호의 예, 그림 8(b)는 포락선 강조의 과정이 수행된 후의 특징점 및 특징 구간 파라미터의 위치 검출의 예를 보여주고 있다. 그림 9(a)는 허혈성 심질환 환자 그룹의 심자도 신호의 예, 그림 9(b)는 포락선 강조의 과정이 수행된 후의 특징점 및 특징 구간 파라미터의 위치 검출의 예를 보여주고 있다. 그림과 같이 정상적인 심자도 신호에서는 각 특징점에 따른 피크치의 변화 양상을 구별할 수 있었으며 허혈성 심질환 환자의 경우 각 환자별 특징점의 차이가 많이 났고 허혈성 심질환의 경우 *ST-T* 구간에서 elevation 혹은 depression이 현상이 일어나는 양상을 보였다.

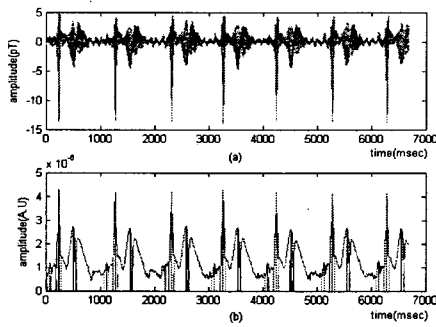


그림 8 정상인 그룹의 파라미터 추출 예  
Fig. 8 Example of parameter abstraction in normal group

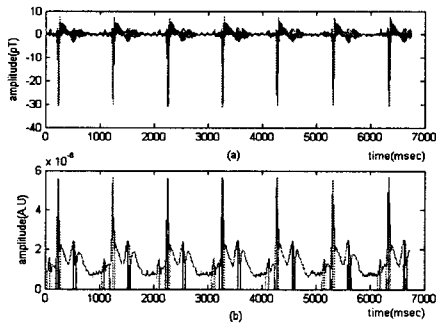


그림 9 허혈성 심질환 환자 그룹의 파라미터 추출 예  
Fig. 9 Example of parameter abstraction in ischemic heart disease group

Table 1은 정상인과 허혈성 심질환 환자 그룹의 특징점 및 특징 구간 파라미터 평균값을 보여주고 있다. 각 사람에 대하여 10 초 동안의 데이터를 분석하였으며, 맨 처음 epoch와 마지막 epoch는 제외한 후 검출된 파라미터 구간의 평균값을 나타내었다. 각 구간별 편차가 비교적 많이 발생하였으나, RR interval, QT interval, QTc interval에서는 유의수준이 0.05 이하였으며 정상인과 허혈성 환자에 대한 구별하기 위한 유용한 파라미터라고 판단되어진다.

표 1 특징점 및 특징 구간 파라미터  
Table 1 Characteristic point and characteristic section parameter

	Parameter estimation : interval parameter					
	RR 구간	PR 구간	PR 분절	QRS 폭	QT 구간	QTc 구간
Normal	922.03 ±75.79*	146.61 ±7.95	76.52 ±12.71	93.17 ±5.53	341.23 ±20.56*	22.51 ±0.455*
Ischemic	1,035.29 ±81.79*	142.24 ±22.51	70.37 ±24.18	95.16 ±11.49	387.36 ±11.51*	24.10 ±1.34*

\* : 유의수준(p) < 0.05 (단위 : msec)

Table 2는 정상인과 허혈성 환자에 대한 진폭비 파라미터를 보여주고 있다. 각 진폭비 파라미터 중에서  $A_I/A_R$ 가 정상인과 허혈성 환자에 대해서 구별할 수가 있었으며, 그 외의 진폭비 파라미터는 각 대상자에 대한 편차가 심해 허혈성 환자를 구별하기가 어려울 것으로 판단되어진다.

표 2 진폭비 파라미터  
Table 2 Amplitude ratio parameter

	Intensity Ratio			
	$A_I/A_R$	$A_{ST1}/A_R$	$A_{ST2}/A_R$	$A_T/A_R$
Normal	14.74±7.46	10.27±5.77	13.47±9.06	38.49±8.74*
Ischemic	10.36±4.52	13.14±12.12	8.88±3.69	24.34±6.54*

\* : 유의수준(p) < 0.05

그림 10(a)-(g)와 그림 10(a')-(g')은 각각 정상인과 허혈성 심질환 환자의 평균화된 심자도에 대한 자장맵을 보여주고 있다. '+' 표시는 유출자장의 중심점을 나타내고, '-' 표시는 유입자장의 중심점을 나타낸다. 두 중심점을 잇는 직선에 직교한 방향을 단일 전류원의 방향으로 추정할 수 있다. 그림 10에서 x-y축은 SQUID 센서의 실제 물리적 거리를 나타내며, 원형으로 표시된 61개의 2차원 평면에서의 SQUID 센서 위치를 확인할 수 있으며, 원형안의 수치는 센서의 채널번호이다.

그림 10에서 기준 전류방향 3시를 0도, 6시를 -90도, 12시를 90도, 9시를 ±180도라고 가정하자. 이때  $B(r_p)$ 의 자장맵인 그림 10(a)와 그림 10(a')은 각각 전류방향이 약 -60도, 약 -30도 정도로 추정이 가능하다.  $B(r_p)$ 의 자장맵은 심방의 탈분극에 의해 형성되는 P파 위치에서 계산된 것이다.  $B(r_p)$ 의 자장맵인 그림 10(b)와 그림 10(b')은 심실의 탈분극에 의해 나타나는 R파의 위치에서 계산된 것이며 각각의 전류 방향은 약 -45도, -30도 정도로 추정이 가능하다.  $B(r_p)$ 의 자장맵인 그림 10(c)와 그림 10(c')은 심실의 재분극에 의해 나타나는 T파의 위치에서 계산된 것이며, 각각의 전류원의 방향은 비슷하게 나타났다.  $B(r_{RQ})$ 의 자장맵인 그림 10(d)와 그림 10(d')은 각각의 전류원 추정 방향은 뚜렷한 차이를 보였으나 기록된 61채널 자장신호에서 P파에서 Q파까지의 신호의 크기는 R파와 비교하여 작은 값을 가지고 있어 많은 오차를 유발할 수 있다고 판단된다.  $B(r_{QR})$ 의 자장맵인 그림 10(e)와 그림 10(e')은 뚜렷한 차이를 보이고 있으나 다른 대상자들의 비교에서 차이를 보이지 않는 경우도 발생하였다.  $B(r_{RS})$ 의 자장맵인 그림 10(f)와 그림 10(f')은 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 갖는 그룹과의 차이가 가장 뚜렷하게 보여 질환 진단의 중요한 지표로 사용할 수 있다고 판단된다.  $B(r_{ST})$ 의 자장맵인 그림 10(g)와 그림 10(g')은 S파가 끝나는 시간 위치에서 T파가 끝나는 시간 위치까지의 누적된 자장값을 이용하여 계산된 것으로  $B(r_{RS})$ 의 자장맵에서와 마찬가지로 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 갖는 그룹과의 뚜렷한 차이를 보였다. 이도 역시 질환 진단의 중요한 지표로 사용할 수 있다고 판단된다. 허혈성 심질환을 갖는 환자의 경우 심전도에서 중요한 판단

기준으로 ST분절의 하강과 ST분절의 상승을 가지고 판정함을 감안하면 심자도에서도 마찬가지로 ST분절에서의 정보가 중요한 요소가 될 수 있음을 말한다. 그리고 이러한 특성이 그대로 심자도에서 반영되어 있음을 확인할 수 있었다.

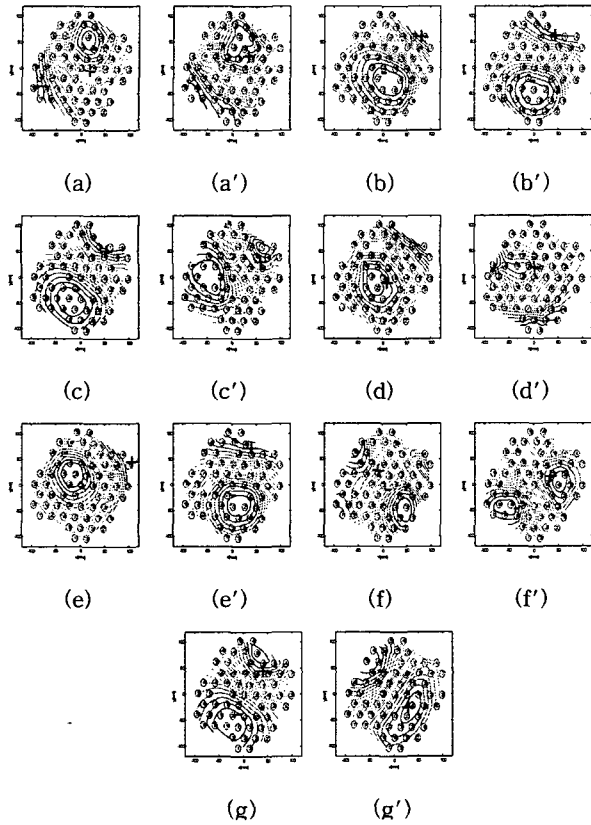


그림 10 자장맵, (a),(a')  $B(\tau_p)$ 의 컨투어맵, (b),(b')  $B(\tau_R)$ 의 컨투어맵, (c),(c')  $B(\tau_T)$ 의 컨투어맵, (d),(d')  $B(\tau_{PQ})$ 의 컨투어맵, (e),(e')  $B(\tau_{QR})$ 의 컨투어맵, (f),(f')  $B(\tau_{RS})$ 의 컨투어맵, (g),(g')  $B(\tau_{ST})$ 의 컨투어맵

Fig. 11 Magnetic field map of MCG, (a),(a') contour map of  $B(\tau_p)$ , (b),(b') contour map of  $B(\tau_R)$ , (c),(c') contour map of  $B(\tau_T)$ , (d),(d') contour map of  $B(\tau_{PQ})$ , (e),(e') contour map of  $B(\tau_{QR})$ , (f),(f') contour map of  $B(\tau_{RS})$ , (g),(g') contour map of  $B(\tau_{ST})$

Table 3는 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 가지는 환자 그룹에 대한 전류원 방향 추정 결과를 정리한 것이다. 각 전류원 방향 파라미터를 살펴보면,  $\theta_{B(\tau_p)}$ 에서는  $-61.85 \pm 11.4$ ,  $-29.88 \pm 6.3$ ,  $\theta_{B(\tau_R)}$ 는  $-38.72 \pm 4.3$ ,  $-48.74 \pm 8.5$ ,  $\theta_{B(\tau_{ST})}$ 에서  $-44.55 \pm 10.9$ ,  $7.5 \pm 10.1$  로 각각 정상인과 허혈성 심질환 환자를 구분이 가능하였으며, 허혈성 심질환을 갖는 경우 심자도에서 ST분절에서 정상인과 뚜렷한 차이를 보이고 있음을 확인할 수 있다. 특히, 중요한 진단을 위한 중요한 지표로서

T파의 위치에서 추정된 전류원 방향  $\theta_{B(\tau_T)}$ 와 S파가 끝나는 시간 위치와 T파가 끝나는 시간 위치의 누적 자장값에 의해 계산된 전류원 방향  $\theta_{B(\tau_{ST})}$ 의 편차에 있어서 정상인 그룹은 거의 없으나 허혈성 심질환을 갖는 환자 그룹의 경우 다소 편차를 가지고 있음을 확인할 수 있다.

표 3 각 자장값에서 추정된 전류원 방향

Table 3 Current source direction that is measured in each magnetic field value

	$\theta_{B(\tau_p)}$	$\theta_{B(\tau_R)}$	$\theta_{B(\tau_T)}$	$\theta_{B(\tau_{PQ})}$	$\theta_{B(\tau_{QR})}$	$\theta_{B(\tau_{RS})}$	$\theta_{B(\tau_{ST})}$
Normal	$-61.85 \pm 11.4^*$	$-44.98 \pm 7.5$	$-38.72 \pm 4.3^*$	$106.56 \pm 28.7$	$-77.14 \pm 33.5$	$49.53 \pm 28.4$	$-44.55 \pm 10.9^*$
Abnormal	$-29.88 \pm 6.3^*$	$-28.45 \pm 16.3$	$-48.74 \pm 8.5^*$	$108.15 \pm 41.6$	$-27.82 \pm 29.7$	$-55.80 \pm 22.8$	$7.5 \pm 12.1^*$

\* : 유의수준(p) < 0.05

(단위 : 도)

그림 11은 정상인과 허혈성 심질환 환자에 대한 채널별 주파수 평면 해석을 채널별 센서의 위치에 따라 배치하여 등고선(Contour)으로 나타내었다. 먼저 정상인의 그룹에 대해서 살펴보면, 평균 주파수, 피크 주파수, 중간 주파수에서 비슷한 공간분포 특성, 즉 심장의 우측상단과 좌측하단에서 높은 주파수 분포양상을 보임을 알 수 있었으며, 심장의 활동성에 따라 크게 동기화되어 변화되는 양상을 보였다. 그리고 허혈성 심질환을 가진 환자에 대해서는 불규칙한 주파수 분포양상을 보였으며, 평균 주파수, 중간 주파수의 분포양상을 살펴보면 좌측하단에서 비교적 높은 주파수 분포양상을 보였지만, 피크주파수의 분포양상에서는 심장의 중심쪽에 높은 주파수가 분포되어지는 것을 알 수 있었지만 환자에 따라서 편차가 많이 나타났다. 이러한 해석을 통해 공간적으로 채널별 주파수 특성의 확인이 가능하고 정상인 그룹과 비정상인 허혈성 심질환 환자 그룹의 주파수 특성이 구별되는 것을 판단할 수 있다.

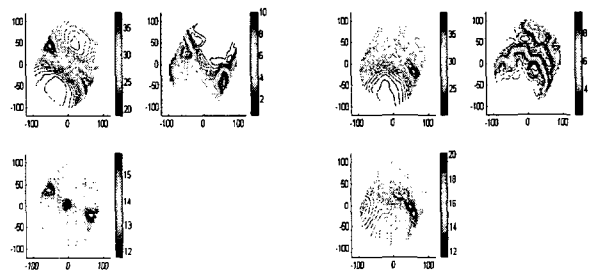


그림 11 (a) 평균 주파수, 피크 주파수, 중간 주파수 : 정상인 그룹, (b) 평균 주파수, 피크 주파수, 중간 주파수 : 허혈성 심질환 환자 그룹

Fig. 11 (a) mean frequency, peak frequency, median frequency : normal group (b) mean frequency, peak frequency, median frequency : ischemic heart disease group

표 4는 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 가지는 환자 그룹을 대상으로 주파수 영역 분석한 결과를 정리한 것이다.  $f_{peak-mean}$ ,  $f_{median-max}$  영역에서 허혈성 심질환을 갖는 경우 정상인에 비해 큰 주파수 분포 특성을 뚜렷한 증가되는 양상을 보였으며 유의수준이 0.05 이하로써 허혈성 심질환을 구분하는데 유용하리라 판단되어진다.  $f_{mean-mean}$  영역,  $f_{mean-min}$  영역에서도 비교적 뚜렷한 차이를 보였고, 환자에 따라서 편차가 다소 있었지만 유의수준이 0.05 이하로써 허혈성 심질환을 구분하기 위한 임상파라미터로 유용하리라 판단되어진다. 표에서도 알 수 있듯이 정상인 그룹에 대해서는 주파수 분포 특성의 편차는 거의 없으나 허혈성 심질환을 갖는 환자 그룹의 경우 많은 편차를 가지고 있음을 확인할 수 있다. 하지만 일반적으로 허혈성 심장질환의 환자에 대해서 다소 편차가 있긴 하지만 높은 주파수 분포 특성을 보였다.

표 4 주파수 평면해석

Table 4 Analysis of frequency plane

	Frequency Domain Analysis				
	$f_{mean-min}$	$f_{mean-mean}$	$f_{mean-max}$	$f_{peak-min}$	$f_{peak-mean}$
Normal	13.45±1.08*	16.39±0.93*	21.79±2.39	1.05±0.10	2.24±0.52*
Ischemic	17.41±3.14*	20.26±2.95*	25.75±2.17	1.34±0.39	3.34±0.46*

	Frequency Domain Analysis			
	$f_{peak-max}$	$f_{median-min}$	$f_{median-max}$	$f_{median-max}$
Normal	8.13±1.73	8.79±1.18	13.37±0.84	19.43±1.22*
Ischemic	8.99±0.01	11.57±2.88	16.37±3.64	21.89±1.13*

\* : 유의수준(p) < 0.05

#### 4. 결 론

본 논문에서는 61채널 심자도 신호로부터 전처리 과정으로 디지털 대역 필터링과 평균화 기법을 적용하여 신호대잡음비를 향상시켰으며, 포락선 검출, 포락선 차이 계산, 포락선 차이 강조 기법의 전처리 과정을 통해 심자도 파라미터 추출이 용이하도록 하였다. 20명의 정상인 그룹과 20명의 허혈성 심질환 환자 그룹을 대상으로 61채널 심자도 신호에 대하여 제안된 임상 파라미터 추출 방법을 적용하였다.

먼저 특징점 및 특징 구간 파라미터는 각 구간별 편차가 비교적 많이 발생하였으나, RR interval, QT interval, QTc interval에서 정상인과 허혈성 환자에 대한 구별이 가능하였다. 진폭비 파라미터는  $A_T/A_R$ 가 정상인과 허혈성 환자에 대해서 구별할 수가 있었으며, 그 외의 진폭비 파라미터는 각 대상자에 대한 편차가 심해 허혈성 환자를 구별하기가 어려울 것으로 판단되어진다. 정상인 그룹과 허혈성 심질환 환자 그룹에서의 전류원 추정 방향은  $B(\tau_p)$ 과  $B(\tau_R)$ 의 자장맵에서 약간의 차이를 보였으며,  $B(\tau_{RS})$ 과  $B(\tau_{SP})$ 의 자장맵에서 차이가 가장 뚜렷하게 보여 질환 진단의 중요한 지표로

사용할 수 있다고 판단된다. 허혈성 심질환을 갖는 환자의 경우 심전도에서 중요한 판단 기준으로 ST분절의 하강과 ST분절의 상승을 가지고 판정함을 감안하면 심자도에서도 마찬가지로 ST분절에서의 정보가 중요한 요소가 될 수 있음을 말한다. 그리고 이러한 특성이 그대로 심자도에서 반영되어 있음을 확인할 수 있었다. 마지막으로 채널별 주파수 평면 해석의 경우, 유용한 임상 파라미터를 분석하기 위해 주파수 분석을 다시 9개의 파라미터로 재분류하였다. 허혈성 심질환을 갖는 경우  $f_{peak-mean}$ ,  $f_{median-max}$  영역에서 정상인에 비해 큰 주파수 분포 특성을 뚜렷하게 보임을 확인할 수 있으며,  $f_{mean-mean}$ ,  $f_{mean-min}$  영역에서도 비교적 뚜렷한 차이를 보였고, 환자에 따라서 편차가 다소 있었으나 허혈성 심질환을 구분하는데 유용한 파라미터라 판단되어진다. 일반적으로 허혈성 심장질환의 환자에 대해서 다소 편차가 있긴 하지만 높은 주파수 분포 특성을 보였으며 허혈성 심질환 환자를 판별하기에 유용하리라 판단되어진다.

향후 보다 많은 안정성 협심증 환자에 대한 심자도 연구가 필요할 것으로 생각되어지며, 다양한 환자군의 DB를 획득하여 본 논문에서 제시한 각종 parameter들이 심질환 진단에 유의한 차이가 있는지 분석하고, 심질환 환자의 보다 긴 기간의 추적관찰을 통하여 심장 돌연사 등의 지표로 활용될 수 있으리라 기대된다.

#### 감사의 글

본 연구는 2005년도 산업자원부 차세대 신기술 개발사업의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

#### 참 고 문 헌

- [1] Kim K, Lee YH, Kwon H, Kim JM, Park YK, "Detector Array Optimization for an MCG System Measuring Tangential Field : A favorable comparison with normal MCG measurement", Biomag2004, pp. 359-360, 2004
- [2] Williamson SJ, Hoke M, Kotani "Advances in Biomagnetism Plenum Press", New York. pp.555-558, 1989
- [3] L.Link, P.Endt, U.Steinhoff, P.Goedde and L.Trahms, "Analysis of QRS shape variability and short-term heart rate variability of CAD patients" Computers in Cardiology pp. 13-16, Sept. 1998.
- [4] Baule GM, McFee R "Detection of the Magnetic Field of the Heart," Am heart, 66:95-6, July 1963
- [5] C. Cohen-Tannoudji, J. DuPont-Roc, S. Haroche, and F. Laloë, "Detection of the Static Magnetic Field Produced by the Oriented Nuclei of Optically Pumped 3He Gas", Phys. Rev. Lett. 22, 758, 1969.
- [6] M. Sato, Y. Terada, T.Mitsui, T. Miyashita, A. Kandori and K. Tsukada, "Detection of myocardial ischemia by magnetocardiogram using 64-channel



- SQUID system” Proceedings of 12th International Conference on Biomagnetism, pp. 523-526, Helsinki, Finland, 2000.
- [7] K. Okajima, T.Komuro, N.Harada, A.Adachi, M.Ueda, A.Kandori, G.Uehara and H.Kado, “A 64-channel DC-SQUID magnetometer system” Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, vol. 3, pp. 1494-1497 1993.
- [8] W.C. Chen, Q.S. Yang, G.H. Chen, L.H. Zhang, J. Feng, X.G. Huang, Y.P. Liu and Z.Q. Wang, “Parametric analysis of MCG wave sets in Chinese” Proceedings of 13th International Conference on Biomagnetism, pp. 566-567, Jena, Germany, 2002.
- [9] J. Lötjönen, P.-J. Reissman, I.E. Magnin, and T. Katila, “Model extraction from magnetic resonance volume data using the deformable pyramid”, Med. Image Anal. 3, 387-406, 1999.
- [10] Stephan Achenbach and Werner Moshage, “Magnetocardiography: clinical investigations with a biomagnetic multichannel system”, Physiol. Meas. 14, A61-A68, 1993
- [11] 전창익, 허영, 김기욱, 진승오, 장원석, 이현호, “다채널 심자도 신호의 파라미터 추출에 관한 연구,” 제16회 심호처리합동학술대회, 2003
- [12] Chang Ik Jeon, Young Huh, Byung Hee Han, Won Suk Chang, Seung Oh Jin, Doo Ho Youm, Ki Uk Kim, Hong Sik Byun, Sang Hoon Lee, Seok Yoon Choi, Sung Hee Choi, “Automatic Extraction of the Diagnostic Parameters in Magnetocardiogram”, the 2004 International Technical Conference on Circuit/Systems, Computers and Communication, pp. 6B2L-5, July 6-8, 2004
- [13] M. Nomura, Y. Nakaya, M. Yukinaka, Y. Kondo, K. Saito, and S. Ito. “QTc dispersion using magnetocardiogram: analysis in patients with myocardial infarction”, J. Jpn. Biomagnetism and Bioelectromagnetics Society 10, 96-97, 1997.
- [14] G. Eason, B. Noble, and I.N. Sneddon, “Principles of Software QRS Detection,” IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol. 21, pp. 41-57, February 2002.
- [15] Kim, K., Lee, Y. H., Kwon, H., Kim, J. M., Kim, I. S., Park, Y. K, “Averaging Algorithm Based on Data Statistics in Magnetocardiography”, Biomag2004, pp. 357-358, 2004
- [16] 전창익, 허영, 김기욱, 한병희, 진승오, 장원석, 이현호, “심자도 전류원 방향 추정과 허혈성 심질환 진단”, 대한의용생체공학회 추계학술대회, pp. 126, 2003
- [17] 허영, 전호철, 박종덕, 진승오, 전창익, 변홍식 “심자도 주파수 평면 해석에 의한 허혈성 심질환 진단에 관한 연구”, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, pp. 110, 2005

## 저자 소개



### 박종덕 (朴鍾德)

1977년 5월 12일생. 2003년 인제대학교 의공공학과 졸업. 2005년 부산대학교 의공학협동과정 석사 졸업. 2005년~현재 한국전기연구원 영상응용연구그룹 연구원

Tel : 031-500-4833

Fax : 031-500-4820

E-mail : dmz519@keri.re.kr



### 허영 (許榮)

1957년 1월 15일생. 1980년 한양대학교 전자통신학과 졸업. 1995년 미국 Texas 주립 대학 영상신호처리(공박). 1987년~현재 한국전기연구원 영상응용연구그룹 책임연구원

Tel : 031-500-4810

Fax : 031-500-4837

E-mail : yhuh@keri.re.kr



### 진승오 (陳承吾)

1972년 10월 7일생. 1996년 창원대학교 전기공학과 졸업. 1998년 동 대학 석사 졸업. 1997년~현재 한국전기연구원 영상응용연구그룹 선임연구원

Tel : 031-500-4816

Fax : 031-500-4820

E-mail : sojin@keri.re.kr



### 전성채 (全成埰)

1968년 12월 22일생. 1989년 창원대학교 전자공학과 졸업. 2000년 한국과학기술원 원자력 및 양자공학과 박사과정재학. 2005년~현재 한국전기연구원 영상응용연구그룹 연구원

Tel : 031-500-4833

Fax : 031-500-4820

E-mail : sarim@keri.re.kr