

## Review of Magnetocardiography Technology based on SQUIDs

Y. H. Lee\*, H. Kwon, J. M. Kim, K. Kim, K. K. Yu and Y. K. Park

*Brain and Cognition Measurement Lab, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea*

(Received 18 April 2012; accepted 20 April 2012)

### SQUID를 이용한 심자도 기술의 개발동향

이용호\*, 권혁찬, 김진목, 김기웅, 유권규, 박용기

#### Abstract

Electric activity of cardiac muscles generates magnetic fields. Magnetocardiography (or MCG) technology, measuring these magnetic signals, can provide useful information for the diagnosis of heart diseases. It is already about 40 years ago that the first measurement of MCG signals was done by D. Cohen using SQUID (superconducting quantum interference device) sensor inside a magnetically shielded room. In the early period of MCG history, bulky point-contact RF-SQUID was used as the magnetic sensor. Thanks to the development of Nb-based Josephson junction technology in mid 1980s and new design of tightly-coupled DC-SQUID, low-noise SQUID sensors could be developed in late 1980s. In around 1990, several groups developed multi-channel MCG systems and started clinical study. However, it is quite recent years that the true usefulness of MCG was verified in clinical practice, for example, in the diagnosis of coronary artery disease. For the practical MCG system, technical elements of MCG system should be optimized in terms of performance, fabrication cost and operation cost. In this review, development history, technical issue, and future development direction of MCG technology are described.

*Keywords* : magnetocardiography, heart disease, SQUID, SQUID electronics, pickup coil, magnetic shielding

#### I. 서론

심장근육의 반복적인 수축과 이완에 의해 혈액의 펌핑이 일어나는데, 이러한 기계적 활동은 심장근육세포의 전기적 활동에 의해 유지된다. 심장근육세포의 이온전기활동에 의해 자기장이 발생될 것이라는 추측으로 1963년 Baule과

McFee는 페라이트 코어에 구리선을 7백만 번 감은 induction 코일 장치로 MCG 신호를 측정하였다. 그러나 구리선의 열자기잡음이 커서 양질의 신호를 측정하는 데는 한계가 있었다. 그러다가 1969년 미국 표준연구소의 Zimmerman이 개발한 SQUID (superconducting quantum interference device)를 이용하여 MIT의 Cohen이 MIT에 설치된 자기차폐실 내에서 SQUID를 이용한 MCG 측정에 최초로 성공하였다 [1]. 이로부터 SQUID 개발 및 MCG 측정연구가 시작

\*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5290  
e-mail : yhlee@kriss.re.kr

되었으나, SQUID 센서 기술 및 자기차폐 기술 등이 미흡하여 MCG 기술이 제대로 개발 및 보급되지는 못하였다.

반도체 제조기술의 발달에 힘입어 1980년대 중반부터 초전도 컴퓨터 소자 및 SQUID 센서 개발이 활성화되면서, 1980년대 후반에 선진국에서 MCG 시스템 개발이 본격적으로 시작되었다. 유럽에서는 독일을 중심으로 Phillips, Siemens, Dornier사 등에서 MCG를 개발, 상용화하여 병원에 투입하기 시작하였고, 독일 표준연구소 (PTB), 이탈리아의 대학-연구소 연합연구팀 (ATB-Advanced Technologies Biomagnetics사의 시초가 됨), 핀란드 헬싱키 공과대학 (나중에 Neuromag사의 시초가 됨), 미국 Biomagnetic Technologies사 등에서도 개발을 시작하였다. [2, 3] 일본에서도 SQUID를 이용한 생체자기측정 기술 (MCG 및 MEG) 개발을 위하여 1990년대 초에 초전도센서연구소를 설립하였고 Hitachi, Sumitomo사 등이 참여하여 MCG 개발을 시작하였다. 한편 국내에서는 한국표준과학연구원 (KRISS)에서 1988년에 초전도센서 개발을 위한 클린룸을 건설하였고, 1989년부터 DC-SQUID 개발을 시작하였다.

심자도 측정기술은 인체에 어떠한 물리적 자극을 가하지 않으면서 심장에서 자연적으로 발생하는 자기장을 측정하므로 완전히 비침습적인 기술이며, 옷을 입고 측정한다. 따라서 여러 번 반복측정이 가능하며 특히 태아의 심장기능 진단에 유리한 장점이 있다 [4, 5, 6].

본 논문에서는 심자도 장치의 원리, 요소기술, 개발의 역사 등 시스템 기술을 중심으로 소개하고자 한다 [7].

## II. 심장의 전기활동

심장은 2심방 2심실의 구조를 가지는 혈액의 펌프인데, 심장근육세포의 전기적 활동에 의해 근육세포의 수축과 이완이 유지된다. 심장근육의 전기활동은 근육세포 내외의 여러 가지 이온 ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{Cl}^-$  등) 들이 세포막을 통하여 끊임없이 교환함으로써 일어난다.

심장근육의 이온전기활동이 유지되기 위해서는 이온의 공급원이 되는 혈액이 심근세포에

지속적으로 공급되어야 하는데, 심장이 온몸으로 내보내는 혈액의 일부가 심장 자체에도 공급되고 있다. 따라서 심장의 전기활동을 이해함으로써, 심장근육에 혈액이 제대로 공급되고 있는지 (관상동맥질환 혹은 협심증), 심장의 리듬이 정상적인지 등 심장기능진단이 가능하다.

## III. SQUID를 이용한 MCG 신호 측정

미국 MIT의 D. Cohen 등이 미국표준연구소의 J. Zimmerman이 개발한 bulk-type RF-SQUID를 이용하여 MIT 자기차폐실에서 MCG 신호 측정에 성공한 시기가 1969년 12월이다.

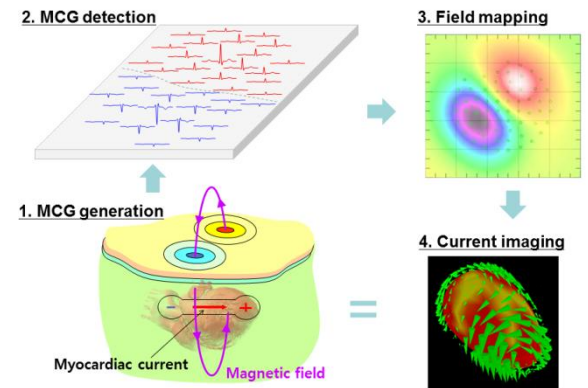


Fig. 1. Generation of magnetic field from electric activity of myocardia, and its measurement using SQUID sensor.

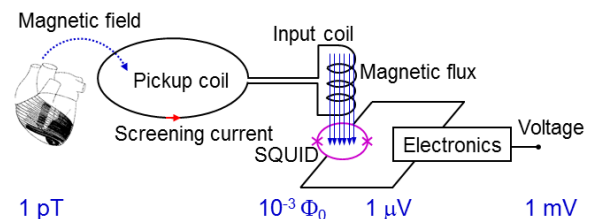


Fig. 2. Schematic diagram of pickup coil, input coil, SQUID and electronics. Approximate magnitude of magnetic field signal, flux signal, SQUID output and electronics output are represented.

이 당시에는 Nb needle과 Nb plate 사이의 미세한 기계적 접촉 (point-contact) 접합을 이용한 RF-SQUID 방식이 사용되었다. 그래서 SQUID를 개발하기 위해 정교한 기계 가공기술이 필

요했으며 여러 개를 제작하면 그 중 하나가 다행히 동작되는 그런 시절이었으므로 SQUID 제작과정이 art로 취급되었다. 또한 SQUID가 동작되는 것을 확인하기 위한 측정환경, 즉, 자기차폐 환경을 만드는 것도 그 당시로서는 어려운 기술이었다. 그래서 선진 연구그룹에서만 사치스럽게 SQUID를 이용하여 몇 가지 생체 자기신호(뇌, 심장, 근육 등)를 측정하는 연구를 수행하고 있었다.

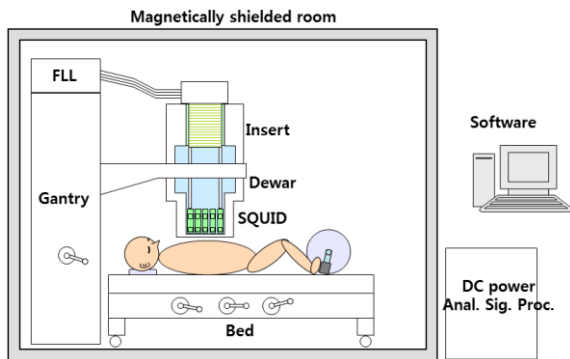


Fig. 3. Schematic diagram and elements of MCG system. SQUID magnetic sensor array is the key element of the system.

1980년경 벌크 형태의 RF-SQUID를 판매하는 회사가 미국에 등장했다 (SHE Cooperation). 이들 SQUID 센서를 구입하여 몇몇 연구실에서는 실험실 수준에서 심자도 측정장치를 개발하게 되었고, 이와 때를 같이하여 자기차폐실 제작기술도 개발되면서 선도적으로 심자도 측정연구가 시작되었다. 이와 병행하여 1980년대 중순경부터는 반도체 제조기술의 개발에 힘입어 Nb계 접합제작기술이 개발되었고 Nb SQUID 센서를 반도체 제조공정으로 제작할 수 있게 되므로써, 성능이 향상된 대량의 SQUID 센서제작이 이루어지게 되었다. 그래서 1980년대 후반에 독일을 중심으로 Siemens, Philips Hamburg, Dornier사 및 PTB 등에서 다채널 심자도 개발이 시작되었다. 이 중 대표적으로 Siemens는 1989년에 37채널장치를 개발하여 90년대 초에 5대를 유럽병원에 판매하였다. 이를 이용하여 부정맥 비정상 전도전류의 국지화를 주된 연구대상으로 하면서, 심근허혈에 대한 등의 연구를 시작하였다. 같은 시기에 MEG (magnetoencephalography:

뇌자도)가 보급되기 시작하였는데, MEG의 주요 용도가 전류원 국지화였으므로 MCG도 국지화에 비중을 두었다. 심근허혈진단에 대한 기초지식 내지 연구경험의 부족, 분석 소프트웨어가 미비하여 임상적 유용성에 대한 확인을 하지 못하였다. 따라서 추가적인 판매가 이루어지지 않게 됨에 따라 인력 및 생산시설 (특히 센서제작을 위한 클린룸) 유지 등에 대한 경제적 부담으로 Siemens뿐만 아니라 비슷한 시기에 Philips, Dornier 등 독일업체들은 MCG 사업을 중단하게 되었다.

#### IV. 검출코일의 개발 동향

MCG 신호 검출코일을 자력계로 할 것인지 혹은 미분계로 할 것인지는 측정하려는 신호의 특성과 자기차폐실의 두께 및 환경잡음의 크기에 의해 결정된다.

##### 1) 자력계+두꺼운 자기차폐실

벽의 두께가 30 cm 정도인 자기차폐실에서 동작할 경우에는 자력계가 신호를 가장 잘 측정할 수 있다. 특히 심장 후벽과 같이 깊은 소스에 의한 신호를 측정할 경우나 태아 심자도처럼 신호가 약한 경우에 자력계가 유리하다. 그러나 금속치아 등에 의해 환자가 잡음을 발생할 경우에는 자력계가 불리하다. 태아의 경우에 산모의 심자도 신호가 훨씬 더 센 자기잡음으로 측정된다. 잡음만을 측정하기 위한 기준센서를 설치하여 소프트웨어 미분계를 형성할 수 있으나 그다지 효과적이지는 않다. 이태리 ATB에서는 자력계 방식을 사용하고, 자기차폐실의 무게가 12 ton이 되므로 건물의 맨 아래층에만 설치할 수 있다. 자력계는 미분계보다 센서제작이 용이하므로 센서제작의 난이도 또는 제작단가를 차폐실비용으로 대신 지불한다고 볼 수 있다.

##### 2) 1차미분계+중간두께 차폐실

벽 두께가 20 cm 정도인 중간 두께의 2중 차폐실에서는 1차미분계가 적절한 검출코일 방식이다. 보통 미분계의 baseline을 5-7 cm 정도로 하며, 신호의 품질은 양호한 편이다. 중간 두께

의 차폐실도 무게가 7 ton 정도가 되며, 차폐실 외벽과 건물벽 사이가 70 cm 이상이 되어야 설치 가능하다.

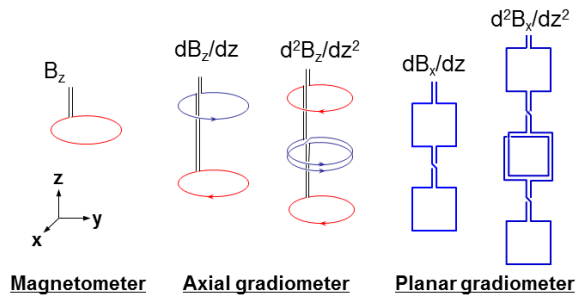


Fig. 4. Types of various pickup coils used for the measurement of magnetic signals.

### 3) 2차미분계+얇은 차폐실

CMI, MAGIC 등에서는 2차미분계를 비차폐 환경에서 동작할 수 있다고 하지만, 실제 동작시키는 환경에 따라 동작이 잘 되는 경우도 있지만 대부분의 경우 자기잡음 때문에 측정에 어려움이 많다. 이들 회사의 전략은 비싼 자기차폐실이 필요 없고 소규모(적은 채널) 장치를 제작하여 저가의 제품을 판매하는 것이다. 실제로 CMI사의 2차미분계로 60채널급을 제작하면 장치가격이 많이 상승하게 되며, 제작의 복잡도가 증가한다. 임의의 환경에서도 측정 신뢰성을 보장하기 위해서는 2차미분계도 어느 정도의 자기차폐가 필요하지만, 아직까지 2차미분계를 차폐실내에서 동작시키는 MCG 시스템은 판매되고 있지는 않다. CMI 시스템은 차폐실이 필요없다는 점을 CMI 본사 및 CMI 시스템을 사용하는 의사들이 인터넷이나 논문을 통해 장점으로 부각하고 공개적으로는 강조하고 있으나, 실제 개인적으로 만나서 의견을 나눠보면 비차폐동작에는 문제가 많다는 솔직한 의견을 나타내고 있다. 비차폐동작의 여부는 장치가 아니고 잡음환경의 관건이다.

2차미분계는 1차미분계 또는 자력계에 비해 제작 난이도가 높다. 또한 2차미분계는 센서의 길이가 길기 때문에 냉매가 잔량이 많아야 항상 센서가 동작될 수 있다. 그래서 자기차폐실에서 동작시키려면 굳이 제작단가, 냉매보충주기 등에서 불리한 2차미분계를 사용할 필요가 있느냐 하는 것이 보통사람들의 의견이다. 2차

미분계를 사용하면 자력계 또는 1차미분계에 비해 신호의 크기가 감소한다. Baseline이 긴 2차미분계를 사용하면 신호의 감소를 줄일 수 있고, 차폐실의 벽을 얇게 한 겹으로 하면 차폐실 제작비, 설비공간의 넓이, 무게 등에서 부담을 대폭 줄일 수 있다. 물론 시스템 제작단가를 낮추기 위해 다채널 장치를 2차미분계로 높은 생산성으로 제작할 수 있는 기술이 필요하다. 권선형 미분계의 제작공정을 단순화시키고 기생 검출면적을 줄이기 위하여 검출코일 초전도선과 입력코일 패드 사이의 연결을 간단히 하는 초전도 결합구조가 필요하다 [8].

## V. SQUID 센서방식

SQUID의 감도뿐만 아니라 다채널 SQUID 시스템의 구동회로를 단순화하기 위해서는 SQUID 전압출력계수를 증가시키는 SQUID 방식도 중요하다. 심자도 측정에는 현재 저온초전도 Nb 조셉슨 접합을 이용한 DC-SQUID가 대부분 사용되고 있다. SQUID는 기본적으로 자속신호를 전압으로 변환시키는 자속-전압변환 소자이다. 현재 대부분 사용되는 DC-SQUID는 자속-전압변환계수가 약  $100 \mu\text{V}/\Phi_0$  내외이다. 검출코일-입력코일-SQUID로 구성되는 자속변환기의 전달계수가  $1 \text{ nT}/\Phi_0$ 라고 하면, 1 pT의 심자도 신호가 입력되면 SQUID 출력전압은 100 nV가 된다. 보통 구현할 수 있는 상온의 전단증폭기의 입력잡음이 백색영역에서  $1 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  수준이므로, 측정주파수 대역폭을 100 Hz로 하면 전단증폭기의 입력잡음은 10 nV가 된다. 따라서 P-파에 해당되는 1 pT 크기의 진폭을 가진 신호를 측정할 때 전단증폭기에 의한 신호대잡음비는 약 10이 된다. 이는 수용할 수 있는 수준이나, 심방세동 등과 같은 미세한 신호의 측정이나 신호대잡음비를 향상시키기 위해서는 전단증폭기의 잡음기여를 줄일 필요가 있다 [9].

전단증폭기의 잡음기여를 줄이기 위해서는 SQUID의 출력전압계수, 즉, 자속-전압변환계수를 증가시켜야 한다. 자속-전압변환계수를 증가시키는 방법 중의 대표적으로 많이 사용되고 있는 방법은 DC-SQUID에 additional positive feedback (APF)을 추가하는 것이다. APF 방식은

DC-SQUID의 자속-전압변환계수를 측정한 후 SQUID와 병렬로 저항과 코일로 구성된 회로를 부착하여 바이어스 전류의 일부가 자기장으로 SQUID loop에 전달되도록 하여 자속-전압곡선을 비대칭적으로 하여 자속-전압변환계수를 증가시키는 방법이다. 이 방법은 SQUID 특성 평가 후 최적의 피드백 저항-코일을 계산하여 부착해야 하는 단점이 있다.

APF 방식의 DC-SQUID 보다 자속-변환계수를 더 키우고, 제작공정을 간단히 하기 위하여 본 연구팀은 DROS (double relaxation oscillation SQUID) 방식을 개발하여 사용하고 있다. DROS는 DC-SQUID에 비해 약 10배 증가된 변환계수를 얻을 수 있으므로, 진단증폭기를 간단히 할 수 있어서 경제적인 다채널 장치에 적합한 방식이라고 할 수 있다 [10].

## VI. MCG 시스템 개발업체

1990년대 중반 이후 MEG 보급이 활성화되면서 SQUID 기술은 완성도가 높아지고 기술이 보편화되는 추세 가운데, SQUID 개발의 후발주자들이 MCG 개발연구를 시작하였다 [11].

### 1) CMI

본격적으로 MCG의 임상연구에 활력을 불어넣은 업체는 미국의 CMI (CardioMag Imaging Inc.)이다. CMI의 역사는 원래 A. Bakharev 박사가 러시아에서 KRIONIT라는 회사로 SQUID 장치회사를 소규모로 운영하다가, 1995년경 미국으로 건너가서 CES (Cryogenic Electronics System)사를 설립하였다. MCG 사업을 위주로 회사를 재구성하는 과정에 구성원간의 의견충돌로 대부분의 구성원들은 러시아로 되돌아가서 현재 Cryoton이라는 소규모 MCG 회사를 만들었다. 한편 미국에 남은 A. Bakharev는 초전도 케이블 제조사 IGC 사장인 C. Rosner의 투자를 받아서, CMI를 2000년에 설립하였다. 현재 CMI의 사장은 C. Rosner이며, A. Bakharev는 부사장으로서 기술책임자로 있고, 주로 러시아인 또는 러시아계 미국인을 중심으로 회사가 운영되고 있다. CMI에서는 미국, 독일, 이탈리아에 연구용으로 CMI 장치를 판매 또는 한시

적으로 설치하여 심근허혈 진단연구를 진행하고 있으며, 9채널 장치는 FDA승인을 받았다.

### 2) Hitachi

일본 Hitachi는 1990년부터 일본 국가프로젝트인 SSL (superconducting sensor lab) 사업에 공동 참여하여 MCG 시스템을 개발하였고, 2000년경 쓰쿠바대학병원, 오사카국립순환기센터에 MCG를 설치하여 다양한 임상연구를 진행하였고, 세계에서 가장 먼저 의료기기로 등록하였다 (일본국내).

### 3) MAGIC (SQUID AG)

독일 SQUID AG사는 러시아 SQUID 기술을 이용하여 4채널 장치를 사업화하여 독일, 중국 (베이징, 상하이)에 판매하였다. 한국에도 세브란스 병원에 한시적으로 (약 1년) 설치하여 임상연구를 수행하였으나 장치의 성능부족 등으로 장치를 반납하였다. 회사이름이 처음에는 SQUID AG였으나, 중간에 경영조직이 변경되면서 MAGIC으로 이름이 바뀌었다. 현재 A/S 등 기술지원이 안되고 있으며, 현재 중국에 설치된 MAGIC 장치는 정상적인 동작이 안 되고 있다. MAGIC과 CMI는 같은 기술 소스로부터 출발했으며, 다른 회사에 비해 하드웨어 기술 수준은 떨어진다고 볼 수 있다.

### 4) ATB

이태리 중동부의 Pescara에 자리잡고 있는 ATB (Advanced Technologies Biomagnetics)사는 MCG와 MEG 장치를 개발하여 사업화하고 있는데, MCG 장치의 센서는 55채널 자력계로 구성되어 있다. 현재 이태리 내의 2개의 병원에 장치를 판매 설치하였다. 이 장치는 자력계를 사용하여 자기차폐실이 두꺼워야 하므로 설치할 수 있는 공간이 건물의 바닥층으로 제한되므로 경제적인 장치라고 보기는 어렵다.

### 5) BMDSYS

독일 Jena에 2005년도에 설립되었으며, 기술지도는 Jena 대학의 Nowak 교수, S. Erne박사가 하고 있다. 센서는 55채널 자력계로 구성되어 있다. 유럽의료기기 승인 (CE 마크)를 획득하였으며, 현재 2개의 병원에 장치를 판매 설치



하였다. 급성심장돌연사의 주요 원인인 심실부정맥 (심실빈맥 및 심실세동)의 조기진단을 위하여 심자도 파형의 QRS-피크에서 파형의 미세한 갈라짐 (QRS-fragmentation)을 분석하여 제세동기 (Implantable Cardioverter Defibrillator: ICD)의 삽입여부를 결정하는 기준으로 사용하려는 연구를 진행하고 있다.

1차미분계를 이용한 64채널 장치이다 [12]. 2012년 초에 유럽의료기기 승인 (CE 마크)를 획득하였으며 독일의 2개 병원에 설치하여 심근허혈 혹은 관상동맥질환의 정밀진단 연구를 활발히 진행하고 있다.



Fig. 5. Several MCG systems developed and installed in the hospitals.

Table 1. Comparison of SQUID type and pickup coil structure among the major MCG systems.

	BMP	CMI	Hitachi	ATB	BMDSys
국가	독일	미국	일본	이태리	독일
SQUID	DROS	DC-SQUID	DC-SQUID	DC-SQUID	DC-SQUID
센서 수	64	9	64	55	55
검출 코일	1차 권선형	2차 권선형	1차 권선형	자력계	자력계
Base-line	70 mm	55 mm	50 mm	-	-

6) Biomagnetik Park

2005년에 설립되었고 독일 함부르크에 소재한 회사인데, 한국표준과학연구원으로부터 심자도 기술이전을 받아서 심자도 생산 및 판매를 진행하고 있다. 센서장치는 고감도 권선형

VII. 토의

MCG의 여러 활용목적 중에서 현재까지는 관상동맥질환의 진단연구에 초점을 맞추고 있다. BMP가 2011년 9월 Asklepios Klinik Hamburg Harburg에 설치한 이후 약 500명의 환자를 대상으로 분석한 결과 Sensitivity 98 %, Specificity 80~90 % 수준의 정확성을 보이고 있다. 이때 피험자가 관상동맥질환을 가졌는지의 기준 (golden standard)은 혈관조영술로 판정하였다. MCG는 심근전류에 의한 자기장을 측정하는데, 심근전류가 심근의 수축과 이완, 즉, 심장의 펌핑기능을 결정한다. 이 때 심근세포에 이온의 공급이 원활한지 여부가 중요하므로, MCG는 심근의 이온공급여부를 판별할 수 있는 가장 직접적인 진단기술이다. 현재 관상동맥질환의 판정기준으로 사용되는 혈관조영술은 심장의 주요 관상동맥혈관의 협착여부만을 분석하는데, 관상동맥의 협착이 오랜 기간 동안 형성된 경우에는 좁아진 관상동맥 주위에 미세혈관이 잘 발달하여 심근에 필요한 혈액을 충분히 공급할 수 있다 (혈관조영술에서는 혈관의 협착이 보이지만 심근허혈이 아닌 경우: false positive). 반대로 혈관조영술에서 협착이 보이지 않지만 고혈압, 당뇨병, 미세혈관질환 등에 의해 실제로 심근에 혈액이 잘 공급되지 않는 경우가 있다. 이 경우에는 혈관조영술이 false negative라고 할 수 있다. 따라서 MCG를 이용하여 관상동맥질환을 진단한다고 할 때 현재의 기준이 되는 혈관조영술과는 약 10 % 정도의 차이가 발생되는 것으로 평가하고 있다. 이는 심근전류 정보를 측정하는 MCG와 굵은 관상동맥혈관의 협착정도를 보는 혈관조영술의 근본적인 차이에 의한 것으로 분석된다. 즉, MCG의 golden standard는 MCG가 되어야 하지만 현재로서는 기존의 진단기술과 비교하여 정확성을 비교해야 한다.



Fig. 6. MCG system installed at AKHH by BMP. Magnetically shielded room (left) and its inside (right).

심자도 측정기술을 이용하면 부정맥 및 심근 허혈의 진단을 비접촉 및 비침습적으로 정밀하게 할 수 있기 때문에 심자도 기술이 차세대 심장정밀 진단기술로 기대되고 있다. 이미 독일, 일본, 미국, 중국 등에서는 진료목적의 의료기로 등록되어 병원에서 사용되고 있으며, 국내에도 식품의약품안전청에 의료기기 수입승인을 위한 절차가 진행되고 있다. 정밀자기센서인 SQUID를 이용한 심자도 측정기술은 자기공명영상 (MRI) 이후 초전도 기술이 실제 생활에 유용하게 활용되기 시작한 좋은 예라고 할 수 있다.

## References

- [1] D. Cohen, E. A. Edelsack and J. E. Zimmerman, "Magnetocardiograms taken inside a shielded room with superconducting point-contact magnetometer", *Appl. Phys. Lett.*, 19, 278 (1970).
- [2] I. Tavarozzi, S. Comani, C. Dell Gratta, G. L. Romani, S. Di Luzio, D. Brisinda, S. Gallina, M. Zimarino, R. Fenici, R. De Caterina, "Magnetocardiography: current status and perspectives. Part I: Physical principles and instrumentation", *Ital. Heart J.*, 3, 75-85 (2002).
- [3] H. Nowak, "Magnetism in Medicine", ed W. Andrä and H. Nowak, Berlin: Wiley, 85-135 (1998).
- [4] R. Fenici, D. Brisinda and A. M. Meloni, "Clinical application of magnetocardiography", *Expert Rev. Mol. Diagn.* 5, 291-313 (2005).
- [5] S. Yamada S and I. Yamaguchi, "Magnetocardiograms in Clinical Medicine: Unique Information on Cardiac Ischemia, Arrhythmias, and Fetal Diagnosis", *Internal Medicine*, 44, 1-19 (2005).
- [6] J. W. Park and F. Jung, "Qualitative and quantitative description of myocardial ischemia by means of magnetocardiography", *Biomed. Technik.* 49, 267-273 (2004).
- [7] 이용호 외, "생체자기신호 측정 및 분석기술 개발에 관한 연구", 한국표준과학연구원보고서, 22-27 (2007).
- [8] 이용호, 김진목, 유권규, 김기웅, 권혁찬, "심자도 측정을 위한 SQUID 센서 기술의 개발 현황", *Prog. Supercond.*, 13, 1-6 (2011).
- [9] D. Drung, "SQUID Sensors: Fundamentals, Fabrication and Applications", ed H. Weinstock, Dordrecht: Kluwer, pp 63-116 (1996).
- [10] Y. H. Lee, K. K. Yu, J. M. Kim, H. Kwon, K. Kim and Y. K. Park, "64-channel second-order axial gradiometer system based on DROS for magnetocardiogram in a thin shielded room", *Physica C*, 468, 1942-1945 (2008).
- [11] K. Sternikel and A. I. Braginski, "Biomagnetism using SQUIDs: status and perspectives", *Supercond. Sci. Technol.*, 14, 160-171 (2006).
- [12] Y. H. Lee, K. K. Yu, J. M. Kim, H. Kwon and K. Kim, "A 64-channel MCG system having divided gradiometer array inside a low boil-off dewar", *Supercond. Sci. Technol.*, 22, 1-7 (2009).