

Review of SQUID Sensors for Measuring Magnetocardiography

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

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

(Received 2 August 2011 revised 19 August 2011 accepted 19 August 2011)

심자도 측정을 위한 SQUID 센서 기술의 개발 현황

이용호*, 김진목, 유권규, 김기웅, 권혁찬

Abstract

Measurement of magnetic signals generated from electric activity of myocardium provides useful information for the functional diagnosis of heart diseases. Key technical component of the magnetocardiography (MCG) technology is SQUID. To measure MCG signals with high signal-to-noise ratio, sensitive SQUID magnetic field sensors are needed. Present magnetic field sensors based on Nb SQUIDs have field sensitivity good enough to measure most of MCG signals. However, for accurate measurement of fine signal pattern or detection of local atrial fibrillation signals, we may need higher field sensitivity. In addition to field sensitivity, economic aspect of the SQUID system is also important. To simplify the SQUID readout electronics, the output voltage or flux-to-voltage transfer of SQUID should be large enough so that direct measurement of SQUID output can be done using room-temperature preamplifiers. Double relaxation oscillation SQUID (DROS), having about 10 times larger flux-to-voltage transfers than those of DC-SQUIDs, was shown to be a good choice to make the electronics compact. For effective cancellation of external noise inside a thin economic shielded room, first-order axial gradiometer with high balance, simple structure and long-baseline is needed. We developed a technology to make the axial gradiometer compact using direct bonding of superconductive wires between pickup coil and input coil. Conventional insert has mechanical support to hold the gradiometer array, and the dewar neck has equal diameter with the dewar bottom. Boiling of the liquid He can generate mechanical vibrations in the gradiometer array due to mechanical connection structure. Elimination of the mechanical support, and direct mounting of the gradiometer array into the dewar bottom can reduce the dewar neck diameter, resulting in the reduction of liquid He consumption.

Keywords : SQUID, magnetocardiography, pickup coil, SQUID electronics, dewar, magnetic shielding

I. 서론

심장은 심장근육의 반복적인 수축과 이완을 통해 온몸에 혈액을 순환시키는 기관이다. 심

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

장근육은 여러 겹으로 복잡하게 구성되어 있으며, 근육세포에 이온전류가 흐름으로 인해 근육의 수축과 이완이 일어난다. 이 때 이온전류에 의해 자기장이 발생되는데, 가슴 밖에서 다채널 SQUID(superconducting quantum interference device, 초전도양자간섭소자) 장치로 측정된 자기장 신호가 심자도(MCG: magnetocardiogram)이다. 심자도 측정기술을 이용하면 부정맥 및 심근허혈의 진단을 비접촉 및 비침습적으로 정밀하게 할 수 있기 때문에 심자도 기술이 차세대 심장정밀 진단기술로 기대되고 있다. 이미 일부 선진국 병원에서는 의료기기로 등록승인 및 판매 허가된 심자도 장치가 의료진단에 사용되고 있다 [1-3].

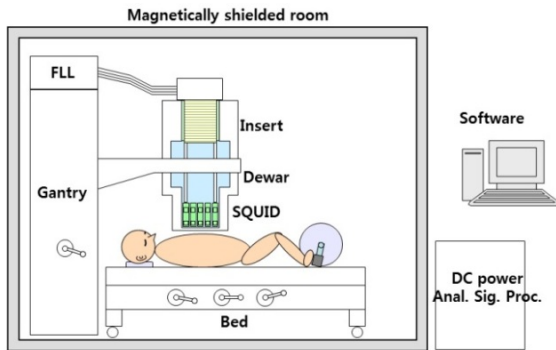


Fig. 1. Technical elements of the MCG system. Low-noise SQUID system and effective elimination of environmental noises are key elements to measure high-quality MCG signals.

한편 심자도 신호는 0.1~10 pT 수준의 미약한 자기신호이므로 고감도 SQUID 센서장치, SQUID 냉각기술, 자기잡음제거 및 신호처리기술 등이 확보되어야 신호의 측정이 가능하다.

역사적으로는 D. Cohen 등이 부피가 큰 RF-SQUID를 이용하여 자기차폐실내에서 심자도 신호의 측정에 처음 성공한 이후 [4], SQUID의 구조, 제조공정 및 성능에 많은 발전이 이루어져 왔다. 초기에는 SQUID 센서를 손으로 제작했으며 제작에 ‘art’ 수준의 노하우와 제작 감각이 필요했으나, 근래에는 성능이 우수한 센서를 다층박막 제조공정을 이용하여 대량 제작할 수 있다. 또한, SQUID 장치의 감도도 향상되어 심자도 신호의 피크 성분 측정에는 부족

함이 없으며, 미세한 파형패턴 혹은 심방세동에 의한 신호의 측정도 가능하다 [5-6].

근래에 사용되는 DC-SQUID의 고유잡음은 조셉슨 접합의 sub-gap 누설전류 및 정전용량, SQUID 입력코일에 의한 공명 및 기생발진 등에 의해 결정되는데, 접합 제작공정을 최적화하고, 접합의 면적을 줄이고, 댐핑회로를 적절히 사용하면 양자화적인 측정한계에 근접한 고유 감도를 얻을 수 있다. 그러나 실제 심자도 측정에 사용되기 위해서는 SQUID의 고유감도보다는 검출코일을 포함한 자기장 센서의 자기장 측정감도 및 검출코일 제작의 용이성도 중요하다 [7-8].

또한 SQUID의 감도뿐만 아니라 다채널 SQUID 시스템의 구동회로를 단순화하기 위해서는 SQUID 전압출력계수를 증가시키는 SQUID 방식도 중요하다. 또한 환경자기잡음을 효과적으로 줄이면서 심자도 신호의 크기를 가급적 유지하도록 검출코일 파라미터의 최적화와 센서-검출코일이 결합된 미분계의 구조를 단순화하는 기술이 필요하다.

심자도 측정에는 현재 저온초전도 Nb SQUID가 대부분 사용되고 있다. 본 논문에서는 Nb SQUID를 이용하여 심자도 시스템 개발에 필요한 요소기술 가운데 SQUID 센서 및 검출코일을 중심으로 최근의 발전방향과 본 연구팀의 개발내용을 비교 분석하고자 한다.

II. SQUID 센서 기술

1) SQUID 센서의 제작

심자도 파형의 검출을 위해 단순히 P, QRS, T-파의 피크를 검출하는 데에는 고감도 자기센서가 필요하지 않지만, 파형의 미세한 차이를 정밀하게 분석하든가 작은 부위에서 발생하는 미세신호를 측정하기 위해서는 SQUID 자기센서의 감도가 우수해야 한다. 또한 다채널 센서 장치에 사용되기 위해서는 SQUID의 제작수율 및 센서 파라미터 조절의 재현성, 장기간 동작에 대한 물리적인 신뢰성 등이 양호해야 한다. 현재 Nb/AlO_x/Nb 조셉슨 접합을 이용한 저온초전도 SQUID가 가장 적합한 센서로 인식되고 있다. Nb SQUID의 제작공정은 연구팀에 따

라 제작에 필요한 공정 복잡도 혹은 포토마스크의 수가 다르다.

본 연구팀에서는 제작공정을 단순화하기 위하여 4-level 공정을 개발하여 적용하고 있다. DC 마그네트론 스퍼터링을 이용한 Nb/AIO_x/Nb 샌드위치 구조의 3층 박막 증착 및 패터닝, 반응성 이온식각을 이용한 접합면적 정의, PECVD (plasma-enhanced chemical vapor deposition)을 이용한 절연막(SiO₂) 증착 및 패터닝, Pd 저항 증착 및 패터닝, Nb 배선 증착 및 패터닝의 순서로 구성된다. 다층박막 구조이므로 절연 및 배선의 신뢰성이 중요한데, 패터닝의 스텝 커버리지가 원활히 되도록 패터닝 방법의 최적화가 필요하다. SQUID 센서의 크기는 약 3 mm × 6 mm이며, 3인치 실리콘 웨이퍼 1장에 약 200개의 센서가 동시에 제작된다. 제작 후 diamond sawing machine을 이용하여 절단하고, PCB (printed circuit board)에 부착하여 센서특성평가를 한다 [9].

2) SQUID 센서 방식

SQUID는 기본적으로 자속신호를 전압으로 변환시키는 자속-전압변환 소자이다. 현재 대부분 사용되는 DC-SQUID는 자속-전압 변환계수가 약 100 $\mu\text{V}/\Phi_0$ 내외이다. 검출코일-입력코일-SQUID로 구성되는 자속변환기의 전달계수가 1 nT/ Φ_0 라고 하면, 1 pT의 심자도 신호가 입력되면 SQUID 출력전압은 100 nV가 된다. 보통 구현할 수 있는 상온의 전단증폭기의 입력잡음이 백색영역에서 1 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 [10].

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 측정된 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 특성평가 후 최적의 피드백 저항-코일을 계산하여 부착해야 하는 단점이 있다.

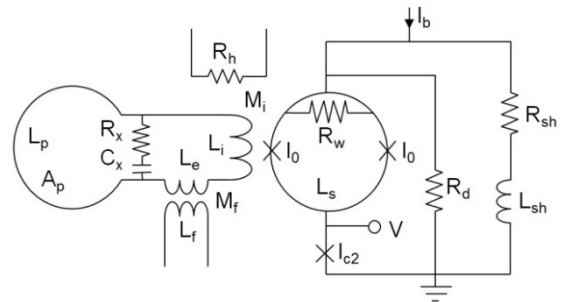


Fig. 2. Schematic circuit diagram of the DROS. For stable and low-noise operation, several circuit parameters should be optimized.

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 Fig. 2와 같은 등가회로도 가지며, 기준점함과 신호 SQUID의 두 임계전류값을 비교하여 외부자기신호에 따라 신호 SQUID의 임계전류값이 변하여 두 임계전류 값의 크기가 같아지는 순간 자속-전압 곡선이 급격하게 변하며 DC SQUID에 비해 약 10배 증가된 변환계수를 얻을 수 있다. 실제 DROS를 안정하게 동작시키기 위하여 각종 공명현상에 의한 잡음을 줄이는 목적으로 댐핑회로를 추가하였고, 자속트랩에 의한 비정상 동작을 제거하기 위하여 SQUID 루우프 근처에 박막형 히터를 설치하여, 자속트랩이 발생하면 선택적으로 해당채널만을 1초간 히팅하여 자속을 제거시킬 수 있도록 하였다 [11-12].

3) 검출코일

검출코일을 자력계로 할 것인지 혹은 미분계

로 할 것인지는 측정하려는 신호의 특성과 자기차폐실의 두께 및 환경잡음의 크기에 의해 결정된다. 자기잡음이 적은 환경에서 측정하고자 할 때에는 자력계가 우수한 신호대 잡음비를 제공한다. 자력계는 SQUID 센서와 검출코일을 동일한 기판에 집적시킨 일체형 구조도 가능하고, 검출코일을 권선형 형태로 할 수도 있다. 일체형 자력계는 실리콘 웨이퍼에 제작되므로 자력계 지지용 기판에 부착하여 저온으로 냉각시켰을 때 열팽창계수의 차이로 인하여 실리콘 칩의 파손이 생길 수 있으므로, 기판에 부착시키기 위한 접착제 및 부착방법의 최적화가 필요하다.

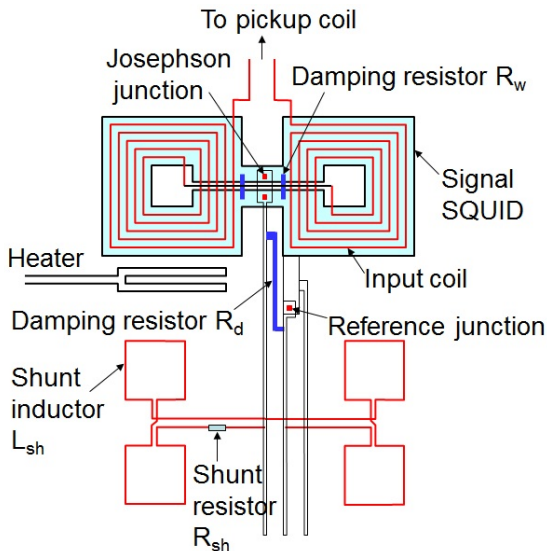


Fig. 3. Design of the DROS sensor.

환경자기잡음을 줄이기 위한 자기차폐실의 주요 재료인 퍼말로이(혹은 뮤메탈) 가격이 고가이며 자력계에 요구되는 높은 차폐율의 차폐실의 무게 및 제작비용 등을 고려하면 자력계는 경제적인 검출코일이 되기 어렵다고 할 수 있다. 한편 미분계는 외부잡음을 줄이는데 효과적이지만 제작과정이 복잡하며, 신호의 크기가 줄어드는 단점이 있다. 따라서 미분계 검출코일의 구조 및 제작과정을 간단히 하는 것이 다채널 장치에서는 중요한 기술적 요구조건이 되며, baseline을 증가시켜 외부잡음을 줄이면서 신호의 감소를 최소화하는 설계가 필요하다.

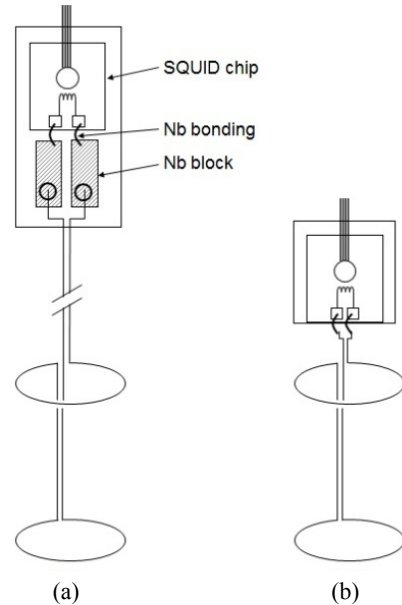


Fig. 4. Axial gradiometers. (a) Conventional axial gradiometer with Nb blocks and Nb screws for superconductive connection between the input coil pads and the pickup coil. (b) A compact pickup coil structure developed by the authors.

권선형 미분계를 이용하면 baseline의 길이를 임의로 조정할 수 있는 장점이 있으나, 검출코일과 SQUID 입력코일 사이의 초전도 결합 구조가 필요하며, 이에 따른 미분계의 구조가 복잡해질 수 있다. 보통 검출코일과 입력코일 사이에 Nb 블록과 나사를 사용하여 기계적으로 결합시키는 방식이 사용되는데(Fig. 4(a)), Nb 블록-Nb 나사로 구성된 결합구조가 만드는 기생 검출면적이 약 15 mm^2 이 된다. 검출코일의 직경이 20 mm 라고 하면($A=314 \text{ mm}^2$), 기생검출면적은 검출코일 면적의 약 5%에 해당하는 imbalance를 유발할 수 있다. 따라서 자기차폐실 내에서 동작시키더라도 외부잡음이 차폐실 내에 남아있을 때 imbalance에 의해 외부자기잡음이 검출될 수 있다. 또한 Nb 블록과 나사의 두께(부피)에 의해 마이스너 효과가 생겨 균일한 자기장의 분포를 왜곡시키므로, 이들을 미분계의 코일로부터 가급적 먼 거리에 위치시켜야 한다. 이럴 경우 미분계 코일뿐만 아니라 결합장치 및 SQUID 센서 칩을 냉각시키기 위해 액체헬륨레벨이 항상 높아야 한다. 즉, 냉매

의 보충주기가 짧아지는 문제가 남는다.

미분계의 제작공정을 단순화시키고 기생 검출면적을 줄이기 위하여 검출코일 초전도선과 입력코일 패드 사이를 바로 연결하는 초전도 결합구조를 본 연구팀이 개발하였다(Fig. 4(b)). 이 결합구조가 만드는 면적은 약 0.6 mm^2 이며, 이는 검출코일면적의 약 0.1%에 해당한다. 손으로 감은 권선형 미분계의 imbalance 값이 보통 이 정도 크기이므로, 본 연구팀이 개발한 결합구조에 의한 imbalance는 무시할 수 있는 수준이라고 할 수 있다. 또한 이 구조는 초전도 결합구조의 두께가 무시되므로 자기장 왜곡을 무시할 수 있다. 따라서 SQUID 센서를 검출코일에 인접하여 부착할 수 있으므로, 냉매 레벨이 낮아도 되며 보충주기를 증가할 수 있는 장점이 있다 [13].

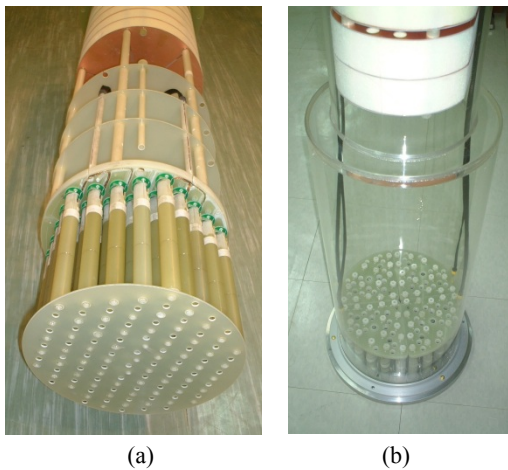


Fig. 5. Structures of the insert assembly. (a) Conventional insert assembly in which the gradiometer array and mechanical structure are connected to form a single body. (b) A modular gradiometer array developed by the authors with no mechanical connection between the gradiometer array and insert neck.

4) SQUID insert 장치

가슴 밖에서 심자도 신호 분포를 측정하기 위해서는 센서가 커버하는 면적이 충분히 커야 하며, 채널수도 많아야 한다. 현재 약 60채널 혹은 60개의 위치에 센서가 배치된 다채널 심자도 장치가 개발되어 있다. 다채널 인서트를 듀아에 설치하기 위하여 기존의 구조에서는

Fig. 5(a)와 같이 센서장치와 인서트가 하나의 구조물로 구성되어 있다. 이 경우 듀아 목의 내경이 커져서 실온의 열이 목을 통해 유입되는 열량이 증가한다. 따라서 센서 장치의 직경은 충분히 크게 유지하면서 인서트의 목 부분 직경을 줄이는 구조가 필요하다.

본 연구팀에서 개발한 미분계 인서트 장치 사진이 Fig. 5(b)에 나타나 있다. 64채널 미분계 배치는 4등분으로 나누어져 듀아 바닥에 각각 고정되어 설치되며, 신호선 다발만 듀아 목 부분으로 연결된다. 듀아 목 부분에는 열차단을 위한 배플이 설치되어 있다. 이와 같은 구조에서는 미분계 장치가 듀아 바닥에 직접 나사로 고정되므로 인서트의 기계적 진동을 없앨 수 있으며 인서트 제작공정이 간단해진다.

III. 검토 및 결론

심자도 신호파형에서 주요 피크(P, QRS, T-파) 신호들의 크기는 뇌자도 신호에 비해 크지만 미세한 신호차이 혹은 국부적인 심방세동 신호 등을 관찰할 경우에는 고감도 SQUID 시스템이 필요하다. SQUID 자기센서의 감도를 높이는 방법은 센서의 고유잡음을 줄이는 일과 자속변환기의 효율을 증가시키는 일이다. 현재의 Nb/AIO_x/Nb 조셉슨 접합으로 면적이 약 $10\text{-}20 \mu\text{m}^2$ 수준의 접합이 흔히 사용되는데, 자속잡음은 수 $\mu\Phi_0/\text{Hz}$ 의 백색잡음이 얻어진다. 이를 검출코일과 결합하면 1-5 fT/√Hz의 자장잡음이 가능하다. 한편, SQUID 자기센서의 잡음뿐만 아니라 듀아의 열자기잡음에 의한 자기잡음도 시스템 잡음에 기여한다. 경험적으로 볼 때 듀아의 열자기잡음, 자기차폐실의 금속판에 의한 열자기잡음, 회로잡음 등을 포함하면 심자도 측정 시스템의 자기잡음을 1 fT/√Hz 이하로 낮추는 것은 현실적으로 매우 어려운 작업으로 판단된다.

실용적인 측면에서 유용한 기술이 되기 위해서는 시스템 제작비와 동작유지 비용을 낮추면서 성능이 우수한 장치를 제작할 수 있는 기술이 필요하다. 본 연구팀에서 개발한 SQUID 기술은 고감도 특성을 유지하면서 SQUID 구동 회로를 간단히 하는 DROS를 채택하고 있다.

또한 미분계의 제작공정을 간단히 하면서 냉매의 보충주기를 길게 하며, 미분계의 초전도 연결구조가 차지하는 면적을 줄여서 잡음 소거비를 향상시키고 자기차폐실의 두께를 감소시키는 효과를 가져온다. 미분계를 모듈화함으로써 인서트 구조를 단순화하고 듀아의 목 부분 직경을 줄여서 헬륨증발율을 감소시켰다.

이와 같은 경제적인 SQUID 센서 및 미분계 장치의 개발은 심자도 기술의 실용화에 기여할 것으로 기대된다.

References

- [1] R. Fenici, D. Brisinda and A. M. Meloni, "Clinical application of magnetocardiography", *Expert Rev. Mol. Diagn.* 5, 291-313 (2005).
- [2] 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).
- [3] J. W. Park and F. Jung, "Qualitative and quantitative description of myocardial ischemia by means of magnetocardiography", *Biomed. Technik.* 49, 267-273 (2004).
- [4] 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).
- [5] K. Sternikel and A. I. Braginski, "Biomagnetism using SQUIDS: status and perspectives", *Supercond. Sci. Technol.*, 14, 160-171 (2006).
- [6] 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).
- [7] H. Nowak, "Magnetism in Medicine", ed W. Andrä and H. Nowak, Berlin: Wiley, 85-135 (1998).
- [8] M.B. Ketchen, "Integrated thin-film dc SQUID sensors", *IEEE Trans. Magn.*, MAG-23, 1650-1657 (1987).
- [9] 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).
- [10] D. Drung, "SQUID Sensors: Fundamentals, Fabrication and Applications", ed H. Weinstock, Dordrecht: Kluwer, pp 63-116 (1996).
- [11] Y. H. Lee, H. C. Kwon, J. M. Kim, Y. K. Park and J. C. Park, "Double relaxation oscillation SQUID with reference junction for biomagnetic multi-channel applications", *Appl. Supercond.*, 5, 413-418 (1998).
- [12] Y. H. Lee, J. M. Kim, H. Kwon, K. K. Yu, I. S. Kim and Y. K. Park, "64-channel magnetocardiogram system based on double relaxation oscillation SQUID planar gradiometers", *Supercond. Sci. Technol.* 19 S284-S288 (2006).
- [13] 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).