

Design of a SQUID Sensor Array Measuring the Tangential Field Components in Magnetocardiogram

K. Kim*, Y. H. Lee, H. Kwon, J. M. Kim, I. S. Kim, Y. K. Park and K. W. Lee

Biomagnetism Research Center, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

Received 18 August 2004

심자도용 접선성분자장 측정방식 스쿼드 센서열 설계

김기웅*, 이용호, 권혁찬, 김진목, 김인선, 박용기, 이규원

Abstract

We consider design factors for a SQUID sensor array to construct a 52-channel magnetocardiogram (MCG) system that can be used to measure tangential components of the cardiac magnetic fields. Nowadays, full-size multichannel MCG systems, which cover the whole signal area of a heart, are developed to improve the clinical analysis with high accuracy and to provide patients with comfort in the course of measurement. To design the full-size MCG system, we have to make a compromise between cost and performance. The cost is involved with the number of sensors, the number of the electronics, the size of a cooling dewar, the consumption of refrigerants for maintenance, and etc. The performance is the capability of covering the whole heart volume at once and of localizing current sources with a small error. In this study, we design the cost-effective arrangement of sensors for MCG by considering an adequate sensor interval and the confidence region of a tolerable localization error, which covers the heart. In order to fit the detector array on the cylindrical dewar economically, we removed the detectors that were located at the corners of the array square. Through simulations using the confidence region method, we verified that our design of the detector array was good enough to obtain whole information from the heart at a time. A result of the simulation also suggested that tangential-component MCG measurement could localize deeper current dipoles than normal-component MCG measurement with the same confidence volume; therefore, we conclude that measurement of the tangential component is more suitable to an MCG system than measurement of the normal component.

Keywords : magnetocardiogram (MCG), superconducting quantum interference device (SQUID), Nyquist's sampling theorem, confidence volume

I. 서론

스쿼드 센서 기술의 발전은 인체 내의 전기 활동이 발생시키는 미약한 자기장의 측정을 가

능하게 하였다. 특히, 인체는 자기장에 대해 투명하므로 스쿼드 센서를 사용하여 체내 전기활동의 원천을 외부에서 비침습(noninvasive)적으로 왜곡 없이 측정하는 것이 가능하다. 자기장을 측정하는 스쿼드를 이용하여, 신호의 왜곡이 심한 기존의 전기적인 진단 기구인 뇌전도, 심전도 장치를 대체할 수 있는 의료용 정밀 진

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

단 장비들이 개발되고 있다. 심자도 (magnetocardiogram; MCG) 및 뇌자도 (magnetoencephalogram; MEG)는 다채널 스쿼드 센서 시스템을 이용한 대표적인 생체자기 측정 기술이다 [1].

심근세포가 발생시키는 자기신호는 뇌신경이 발생시키는 것에 비해 약 1000 배 이상 커서 측정이 용이하므로, 스쿼드 센서를 이용한 심자도 측정장치 개발의 역사는 뇌자도의 경우보다 우선한다. 초기의 연구에서 심자도는 주로 간단한 설비의 소수 채널을 사용한 소규모 장비로 측정되었다. 그럼에도 불구하고 주기성 및 반복성이 강한 심자도 신호의 특성상, 적은 수의 채널을 가진 장치로도 심장면적 여러 부분을 차례로 스캔함으로써, 자기장 분포를 재구성하는 데 어려움이 없었다. 하지만, 최근 심자도 장치의 임상적 진단에의 응용에 관한 연구가 활발해지면서, 환자의 편의나 심자도 데이터의 정확한 시공간 해석을 위해서, 심장신호영역 전체를 커버하는 다채널 장치를 개발하는 추세이다. 현재 상용으로 시판되고 있는 저온초전도 SQUID를 이용한 심자도 측정장치는 미국 CardioMag Imaging의 9채널 장치와 독일 SQUID AG의 7채널 장치를 제외하면, 미국4-D Neuroimaging의 67채널 장치, 이탈리아 AtB의 55채널 장치, 그리고 일본의 Hitachi와 Eagle Tech의 64채널 장치 등 다채널 대규모화되고 있다.

소규모 심자도 장치에서는 센싱 코일의 모양 및 크기, 권선수, 미분계 구성시의 baseline 설정의 고려에 의한 센서의 감도, 신호대 잡음비 등을 높이는 것이 주된 연구 대상인 반면에, 다채널 장치에서는 어떻게 센서사이의 간격 및 배치를 조절하여 신호 전류원으로부터 생성된 자기장 패턴을 aliasing 오차 없이 측정 할 것인가가 연구 대상 중 하나이다. 상기의 두 가지 연구 목적은 서로 상반된 결과를 줄 가능성도 있다. 즉, 센싱 코일의 면적을 크게 하여 감도를 향상시키려는 의도가 센서 간 거리를 넓게 하여 공간분해능을 저해할 수도 있는 것이다 [2].

임상 진단용 심자도 시스템 설계에 있어서 궁극적인 목표는 전류원을 최소한의 오차로 국지화하는 것이므로, 주어진 센서 감도에서 센

서 배치 방법에 따른 국지화 오차를 조사하는 과정이 필요하다. 그 외에도 심자도 시스템 개발에는 여러 가지 제약이 따른다. 센서 간 거리를 좁혀 공간 분해능을 높이려면, 채널 수가 늘어나고, 따라서 시스템의 복잡성이 증가하여, 신뢰도 및 제작 용이성과 경제성을 저해할 수 있다. 또한, 시스템이 커버하는 신호의 범위를 늘리기 위해서 센서열의 총 면적을 넓힐 경우, 센서 냉각을 위한 듀아의 제작에 어려움을 가져올 수 있다. 대구경의 듀아 제작은 제작상의 비용뿐만 아니라, 차후 열 손실에 따른 냉매의 빠른 소모로 인해 장비의 유지, 보수 비용의 증가를 가져온다. 즉, 상용 심자도 장비의 개발을 위해서는 센서간의 간격과 분포 면적 등의 측면에서 효율적 배치에 대하여 고려해야만 한다.

더욱이 우리가 심자도 장비 제작에 사용할 스쿼드 센서는 접선측정방식 평면형 미분계이므로 [3], 다채널 심자도 시스템을 제작할 경우 일반적으로 사용되는 법선측정방식의 심자도 장치와 비교하여 어떤 성능상의 차이가 있을지의 조사 역시 필요하다.

이 논문에서는 접선측정방식 평면형 미분계를 사용하여 심장전체 영역을 한번의 측정으로 커버할 수 있는 다채널 센서 시스템을 개발함에 있어서 센서 배치상에서 고려해야 할 설계요소들을 살펴보았다. 상용 심자도 장치 제작 및 유지 비용과 장치의 성능간의 타협을 위해서, 적절한 센서간격을 Nyquist의 sampling theorem으로부터 구하고, 신뢰부피 개념으로부터 측정신뢰구간을 정의하여 구성된 센서 배치가 심자도 측정에 적합한지를 검사하였다. 또한, 접선 측정방식 평면형 미분계를 사용한 센서배치와 일반적인 법선측정방식 자력계를 사용한 센서배치에 대해 신뢰구간을 계산하여 접선 측정방식이 심자도 장치구성에 유리함을 보였다.

II. 센서 간격

전자공학에서의 Nyquist sampling 정리를 심자도 장치의 센서 배치에 응용할 수 있다.

본 연구에서 심자도 장치 개발에 사용한 센

서는 double relaxation oscillation SQUID (DROS) 방식의 스쿼드이고, 기판 위에 스쿼드 센서와 픽업코일 (선폭 0.5 mm, 외변의 크기가 12 mm × 12 mm인 두 개의 정사각형 코일이 40 mm 간격을 두고 직렬 연결)이 집적된 평면형 미분계이다 (Fig. 1). 몸통 표면에 수직한 방향을 z 방향이라고 할 때 설계된 미분계는 접선 (tangential) 성분인 dB_x/dz 와 dB_y/dz 값을 측정하도록 배치된다. 접선성분의 자장을 측정할 경우 자장신호의 피크가 전류쌍극자 바로 위에 존재하므로 자장분포를 얻는데 필요한 측정면적이 법선 (radial) 성분을 측정할 경우보다 작아도 되며, 접선성분의 경우 신경세포 내 일차 전류뿐만 아니라 신경세포 외의 체적전류로부터의 정보도 동시에 측정하므로 다수 전류원 추정에 유리한 장점을 가진다 [4].

자기장의 접선성분을 측정하는 구조이므로, 간단한 모델로서 2차원 x - y 평면 상에 전류 J_y 가 흐를 때 높이 z 에서의 자기장 B_x 의 공간 스펙트럼을 생각해 보자. Convolution 정리에 의해서 B_x 의 푸리에 변환 b_x 는 Biot-Savart 법칙에 의해 주어지는 그린함수의 푸리에 변환 g_x 와 전류 밀도 분포의 푸리에 변환 j_y 의 곱으로 다음 식과 같이 표현된다.

$$b_x(k_x, k_y, z) = g_x(k_x, k_y, z) j_y(k_x, k_y) = \mu(dz) \frac{e^{-kz}}{z} j_y \quad (1)$$

여기서, μ 는 투자율, $k = \sqrt{k_x^2 + k_y^2}$, dz 는 전류원 평면의 두께이다. 이 식에서 볼 수 있듯이 센서 배치 면에서의 측정자기장은 공간주파수 k 의 저역통과필터링 효과가 있고, 특히 높이 z 가 커질수록 공간주파수가 높은 자기장의 세밀한 변화들은 지수 함수적으로 급격히 감소한다. 수치적으로 99%의 자기장의 공간적 spectral power가 공간주파수 $1/2z$ 안에 있게 된다. 반면에 Nyquist 정리에서 센서 간격이 d 일 경우 aliasing을 막기 위해서 측정되는 공간주파수는 $1/2d$ 이하여야 하므로, 센서간격 d 가 전류원에서 센서까지의 거리 z 보다 작기만 하면 된다.

심자도 측정의 경우, 심장은 체표면에서 약 3 cm 밑에 있고, 듀아에서 저온과 상온간의 단열을 위해 두께 1 cm 이상의 유한한 단열 층이

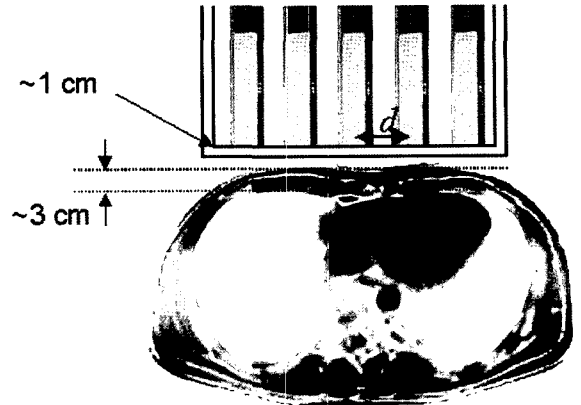


Fig. 1. Planar gradiometers measuring the tangential component of myocardial magnetic fields in a liquid helium dewar.

존재해야 하므로, 센서에서 심장 전류원까지의 최소거리는 약 4 cm 정도 된다. 실제 심자도 측정 시에는 호흡 등의 문제로, 듀아를 체표면에 밀착시키지는 않는다. 따라서, 심장 전류원에서 센서까지의 거리는 약 5~6 cm 이상이다 (Fig. 1).

결론적으로 심자도 측정의 경우, 접선 측정 방식 센서의 센서 간 간격을 약 5 cm 이하로만 한다면 측정되는 자기장 변화성분의 손실은 거의 없다고 볼 수 있다.

III. 센서 배치면의 면적

일단 sampling theorem에 의해서 센서간격을 결정했다면, 한번의 측정으로 심근 전영역에서 전류원의 위치 국지화가 가능하도록 충분히 넓은 면적에 센서를 분포시켜야 한다. 하지만, 센서 배치 면적이 너무 넓으면, 센서 인서트를 냉각 듀아에 삽입하기 위해서 듀아 구경의 대형화가 필요하다. 앞서 언급한 바와 같이 대구경 듀아의 경우 제작 및 열손실 측면에서 불리하므로, 상용 장비에 바람직하지 않다.

실제 심장의 크기는 성인의 경우 폭과 높이, 두께가 약 90 mm × 130 mm × 60 mm 정도이다. 하지만, 신체 외부에서 심자도 측정 시에 실제 심장의 위치가 정확히 어디에 있을지 알 수 없으므로, 전류원 국지화 가능 영역의 결정에 있어서 여유를 두고 설계하는 것이 바람직하다.

우리는 가정된 센서열 배치 상황에서 전류원 국지화 가능 영역을 테스트해 볼 수 있는 시뮬레이션 방법을 제안하였다.

특정한 도체모델을 가정하고 센서들의 위치를 정하면 전류원의 크기나 위치가 약간 변화할 때, 각각의 센서들에서 측정되는 자기장의 변화를 계산할 수 있다. 역으로 각각의 센서가 잡음의 영향을 받는다고 하면 잡음의 양에 해당하는 만큼의 전류원의 크기 및 위치의 불확실성이 발생하고, 이것을 신뢰부피로서 나타낼 수 있다 [5].

즉, 도출장 행렬이 $\mathbf{L}(\mathbf{q})$, 전류원의 위치 및 방향에 관한 파라미터가 \mathbf{q} 일 때, 각 센서에서 측정되는 자기장 값의 열벡터를 \mathbf{B} 로 표시하면

$$\mathbf{B} = \mathbf{L}(\mathbf{q})\mathbf{q}, \quad (2)$$

로 나타낼 수 있다. 본 논문에서의 도출장 \mathbf{L} 은 수평층도체모델을 사용하여 계산하였다 [6]. 전류원의 작은변화에 따른 도출장의 Jacobian을 다음 식과 같이 정의할 수 있다.

$$\mathbf{J}_q = [\mathbf{L}(\mathbf{q} + d\mathbf{q}) - \mathbf{L}(\mathbf{q})]/d\mathbf{q}. \quad (3)$$

센서들의 잡음의 공분산행렬을 \mathbf{E} 라고 하면, 오차 타원의 각 축의 길이는 다음 식과 같이 표현할 수 있고,

$$x_i = \chi_3^2(p=95\%) \sqrt{[(\mathbf{J}_q^T \mathbf{E}^{-1} \mathbf{J}_q)^{-1}]_{ii}}, \quad (4)$$

여기서 자유도 3에 대한 $\chi_3^2(p=95\%)$ 값은 7.8 이고, $^{-1}$ 은 pseudo-inverse 연산, T 는 전치행렬을 의미한다. 따라서, 세 오차축으로 결정되는 타원체의 신뢰부피의 크기는 $4\pi x_1 x_2 x_3 / 3$ 이다.

우리는 신뢰부피의 크기가 1 cm^3 이하가 되는 영역을 신뢰구간이라고 정의하였다. 즉, 신뢰구간의 의미는 잡음에 의한 국지화의 오차가 95%의 확률로 1 cm^3 의 부피 내에 한정되는 공간이다. 신뢰구간을 전류원 공간상에 3차원 랜더링을 이용하여 표시함으로써 시각화 할 수 있다 (Fig. 2(c)).

전산시뮬은 흥부를 체표면이 $z=0$ 에 위치한 수평층형 도체 모델 [5]로 근사하여 도출장을 구하고, $1 \mu\text{A}\cdot\text{m}$, (1,1,0) 방향의 전류원 모멘트를 사용하여, $20 \text{ fT}_{\text{rms}}$ 잡음 상황(센서 고유잡음 $3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 의 센서로 40 Hz 대역폭 측정에 해당)에서 Fig. 2(a,b)의 센서배치에 대해서 수행하였다. 원통형 듀아의 효율적인 공간활용을 위해서 모서리 부분의 센서 블록(x-y 센서 쌍 부착)을 제거하여 Fig. 2(b)와 같이 52 채널로 배열하였다.

Fig. 3은 센서 간격을 50 mm 에서 30 mm 까지 감소시켰을 때, 전류원 깊이에 따른 신뢰구간의 직경을 보여준다. 그림에서 추정 전류원의 방향에 평행한 방향을 종축방향, 수직인 방향을 횡축방향으로 표시하였다. 일반적으로 종축방향으로 국지화 오차가 크다. 실제 측정에서 추정 전류원의 방향을 미리 알 수는 없으므로, 엄격한 고려를 위해 종축방향의 신뢰구간

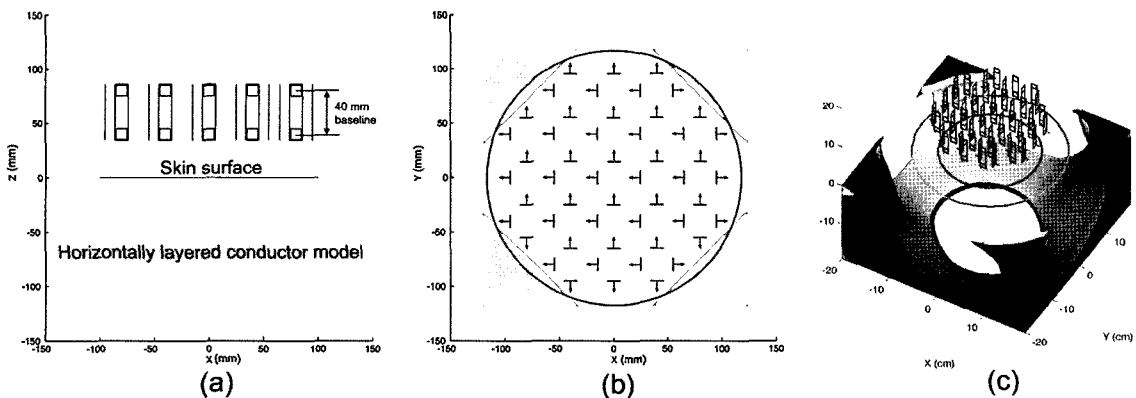


Fig. 2. Sensor arrangement of the 52-ch. MCG system in the x-z plane (a) and in the x-y plane (b). The arrows indicate the directions of pickup coils. The hollow of the figure (c) represents the confidence region of the tangential sensor array.

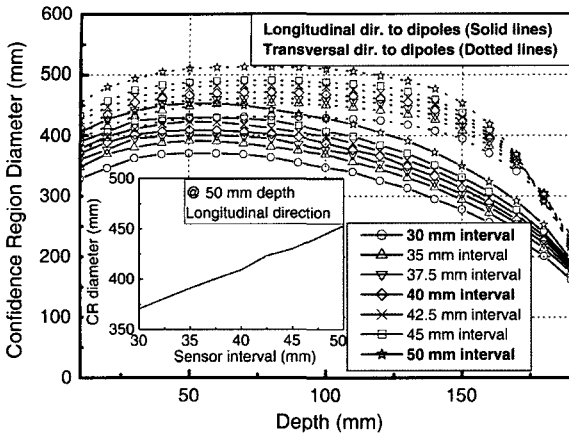


Fig. 3. Confidence region diameter as a function of the current source depth. The figure shows the widening of the confidence region as the sensor interval gets wider. The inset shows the linear relation between the confidence region and sensor interval at a constant depth.

만을 논의하기로 한다. 센서 간격을 넓혀서 센서 배치면의 면적을 증가시키면, 신뢰구간의 직경과 신뢰측정가능 깊이가 모두 증가한다. 센서 간격 30 mm과 50 mm에서의 신뢰추정구간을 살펴보면, 깊이 5 cm의 전류원에 대해서 구간 직경이 각각 370 mm와 450 mm로 약 80 mm 정도 측정 가능 범위가 선형 증가하는 것을 볼 수 있다. 신뢰추정구간의 직경이 센서간격에 비례하여 선형 증가하므로 (Fig. 3 inset), 원하는 커버구간에 대한 센서간격을 결정하는 것이 용이하다. 즉, 센서잡음이 20 fT_{rms} 라면 센서간격이 30 mm의 경우에도 100 mm 깊이에서의 신뢰구간 직경이 350 mm 이상이므로, 심장전체를 여유롭게 커버할 수 있다.

IV. 법선측정방식 심자도 시스템과의 비교

상기의 접선측정방식 장치에 대하여 신뢰구간 전산시능을 통해서 법선측정방식과의 성능 비교를 하였다. 전산시능을 위한 법선측정방식 심자도 시스템은 같은 채널 수 및 같은 배치에서의 비교를 위하여, Fig. 2의 배치(센서 간격 40 mm)에서 센서의 측정 방향만을 z 방향으로 하여, 자기장의 법선 성분을 측정하도록 하였다. 이때의 신뢰구간의 렌더링 결과는 Fig. 4(a)

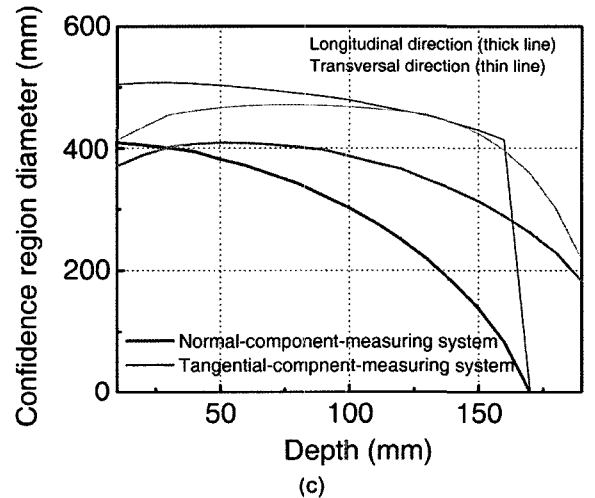
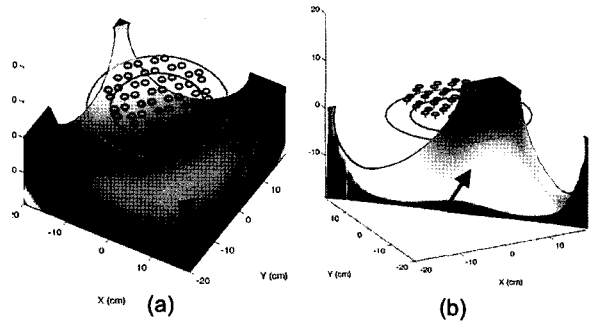


Fig. 4. (a) Sensor arrangement of a normal-component-measuring MCG system. The hollow represents the confidence region of the normal sensor array. (b) A maximum saddle point exists on the floor of the confidence region of the normal component system. (c) Confidence region diameter as a function of the current source depth for the normal and tangential sensor array.

와 같다. Fig. 2(c)와 비교하면, 바닥 깊이가 올라온 납작한 사발 모양임을 볼 수 있다. Fig. 4(c)에 법선측정과 접선측정에 있어서의 신뢰구간 직경을 깊이에 따라 각각 나타내었다. 체표면으로부터 깊이 30 mm 이상의 전류원에 대해서 접선측정방식의 신뢰추정구간의 직경이 더 크고(약 400 mm), 접선측정방식의 경우 깊이 150 mm이하의 전류원에 대해서도 신뢰추정구간의 직경이 320 mm 이상 되지만, 법선측정방식은 직경이 140 mm 이하이고, 깊이 170 mm 이하의 전류원에 대해서는 측정오차가 우리의

기준 이상으로 커져 버리는 것을 볼 수 있다. 그래프에서 법선측정방식의 전류쌍극자에 대한 횡축방향 신뢰구간직경이 깊이 170 mm 이하에서 급격히 0로 꺾어지는 현상은 신뢰구간의 바닥의 형태를 종축 단면으로 보았을 때 중심 부분에서 블록 솟아 있기 때문이다 (Fig. 4(b)).

이로부터 접선성분 측정방식의 센서 시스템이 기존의 법선측정방식 시스템보다 심자도 시스템 개발에 더 유리하다는 결론을 얻었다.

V. Dead channel tolerability

스퀴드 센서는 매우 정교하고 복잡한 센서이므로, 시시각각 변화하는 외부상황에 대하여 항상 최적의 상태에서 동작하기를 기대하기 어렵다. 특히, 다채널 스퀴드 시스템의 경우에는 센서간의 간섭 등의 영향으로 인해 전체 시스템에서 몇 개의 센서는 동작하지 않을 수 있다. 이 경우 동작하지 않는 센서 채널을 사용하지 않고 남은 채널만으로 측정을 했을 때, 전류원의 국지화 결과는 어떻게 변화하는지를 신뢰구간 추정 방법을 통해서 살펴보았다. 센서가 동작하지 않을 때의 정보 손실을 줄이기 위해서 센서 간격을 35 mm로 하고, 잡음 수준도 현실적으로 센서잡음 외의 외부 잡음을 고려하여 200 fT_{rms}로 하여 신뢰구간을 추정하였다. 상황 설정은 모든 센서가 동작할 경우, 가운데 x 센서가 하나 동작하지 않을 경우, 가운데 x, y 센서 쌍이 동작하지 않을 경우, 측면의 x 센서 두 개가 동작하지 않을 경우, 가운데 x 센서 두 개가 동작하지 않을 경우, 변두리의 역방향 센서 모두가 동작하지 않을 경우의 6가지 경우를 설정하였다. 각 경우에 대한 신뢰구간의 직경은 Fig. 5와 같다. 동작하지 않는 센서가 있는 다섯 가지 경우 모두 비슷한 정도의 신뢰구간 직경의 감소를 보인다.

센서 간격의 변화에 따라서, 불량 센서에 의한 영향이 어떻게 변화하는 지를 살펴보았다. 여러 상황에서 신뢰구간의 크기는 거의 비슷한 정도의 영향을 받았으므로, 여기서는 대표적인 경우로서 가운데의 x, y 센서 쌍이 동작하지 않는 경우에 대해서 살펴보았다. Fig. 5의 inset에 깊이 50 mm에서의 종방향 전류쌍극자에 대한

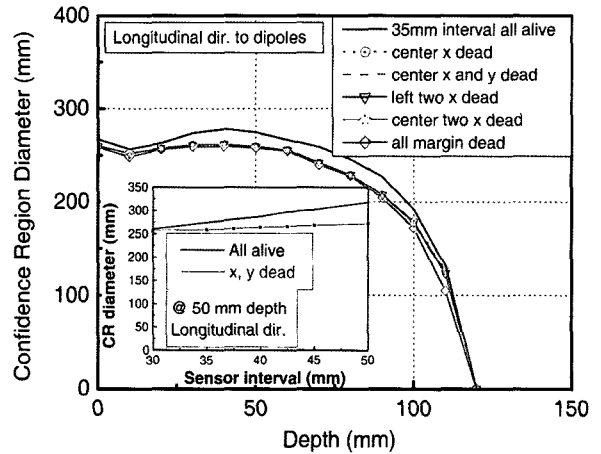


Fig. 5. Confidence region diameter as a function of the current source depth under existence of dead sensors in the sensor array. The inset shows that the confidence region diameter of the sensor array with dead channels does not sensitively depend on the sensor interval.

신뢰구간 직경의 변화를 센서 간격에 따라 나타내었다. 예상할 수 있는 바와 같이, 센서 간격이 증가할수록 하나의 센서가 동작하지 않을 때의 영향은 커지므로 신뢰구간이 좁아질 것이다. 하지만, 센서 간격이 증가하면 신뢰구간의 직경 역시 증가한다. 결과적으로는 두 가지 요소가 동시에 작용하므로, 불량 센서에 의한 시스템의 신뢰구간의 크기는 센서 간격에 크게 의존하지 않는다. 즉, 신뢰구간 설정을 위한 센서 간격의 결정에서, 불량 센서에 의한 효과는 심각하게 고려할 필요가 없다는 결론을 얻었다.

VI. 듀아 외경의 제한

액체헬륨 듀아의 직경이 증가하면 헬륨의 증발 소모량이 증가하는 것은 물론, 측정 시 듀아가 환자의 턱을 치는 현실적인 문제에 봉착한다. 한국인 성인 여성의 경우 목에서 심장 중심까지의 거리가 약 15 cm이고, 이 수치는 소아나 체구가 작은 사람의 경우 더욱 감소한다. 즉, 헬륨 듀아의 외경이 30 cm을 넘지 않는 것이 바람직하다. Superinsulation 등 thermal shield로 인한 진공 층의 측면 두께가 약 5 cm

이라고 하면, 센서의 배치는 내경 20 cm 안으로 제한되어야 한다. 센서 간격을 35 mm로 하면 센서는 192 mm 직경 안에 분포하게 되고, 듀아 외벽이 환자의 턱을 치지 않게 된다 (Fig. 6). 이 경우 설계된 액체헬륨 듀아의 부피는 약 40 L이고, 증발량은 3.6 L/d 이므로 일주일동안 약 26 L가 소모되고, 40% 이상의 액체헬륨이 남는다. 결론적으로 일주일에 하루 정해진 날에 정기적으로 액체헬륨을 전송해주는 실용적인 장비의 제작이 가능하다.

마지막으로, 결정된 35 mm 센서 간격에 대해서, 심근의 모든 부분이 신뢰구간 내부에 포함되는 지를 테스트해보았다. 센서 자체의 잡음 외의 외부 잡음을 고려한, 현실적인 잡음 수준인 200 fTrms의 상황에서 신뢰구간을 추정하였다. 계산된 결과를 Fig. 7에 보였고, 신뢰구간은 심근의 모든 영역을 충분히 포함하였다.

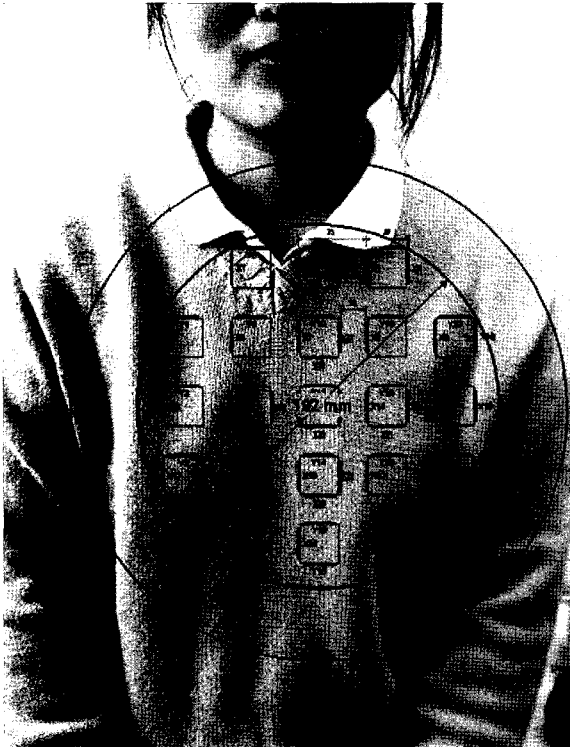


Fig. 6. 35-mm sensor interval and the diameter of the LHe dewar. The inner circle indicates the 192-mm inner diameter of a LHe dewar, and the outer circle indicates the 290-mm outer diameter. The dewar will not hit the chin of patients.

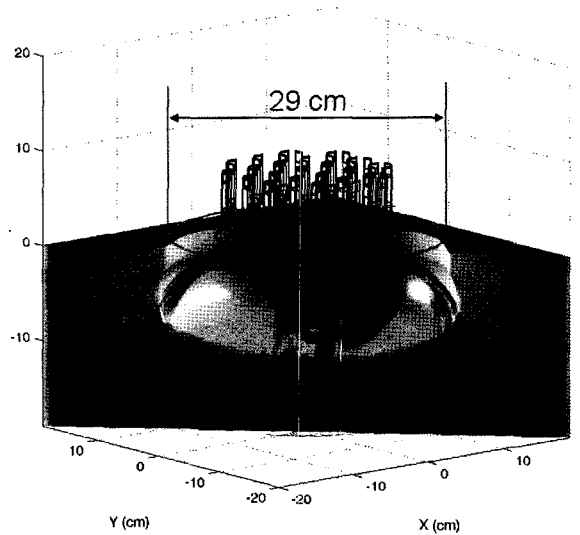


Fig. 7. The confidence region of the sensor array of a 35-mm interval covers the whole myocardial volume.

VII. 결론

우리는 본 연구에서 접선성분 측정 방식의 스쿼드 센서를 이용한 대형 심자도 시스템에서의 효율적인 센서배치에 관하여 논의하였다. 경제적인 센서 간격을 결정하기 위해서 샘플링 이론을 적용하였으며, 특정 센서 배치에 대한 전류원 국지화의 신뢰구간을 시각화 하는 방법을 고안하였다. 센서 간격에 따른 신뢰구간 변화, 불량센서의 영향, 듀아 외경 증가에 따른 현실적인 문제 등에 대하여 토의하였으며, 고안된 신뢰구간 추정방법을 적용하여 설계된 센서 배치가 단 한번의 측정으로 심근전체의 전류활동을 국지화 할 수 있음을 검토하였다. 설계된 심자도 장치는 현재 세브란스 심혈관 센터에 설치되어 임상 심자도 데이터를 수집 중에 있다.

또한, 기존의 법선성분 측정 방식과의 신뢰구간 비교를 통하여, 심자도 장치 개발에 있어서 접선성분 측정 방식이 보다 유리함을 보였다. 하지만 이 논의의 신빙성은 계산에 사용된 도체모델에 영향을 받을 수도 있다. 본 논문에서는 흉부 도체모델을 단순화하여 계산하였지만, 향후 과제로서 심장 MRI를 이용하여 구분된 현실적 심장 도체모델을 적용하여 논의를

검토할 필요가 있다.

References

- [1] J. Vrba, "Multichannel SQUID biomagnetic systems", in *Applications of superconductivity*, eds. H. Weinstock, Dordrecht, Kluwer Academic Publishers, 61-138 (2000).
- [2] M. Hamalainen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila and O. V. Lounasmaa, "Magnetoencephalography - theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain", *Rev. Mod. Phys.* **65**(2), 413-497 (1993).
- [3] Y. H. Lee, H. Kwon, J. M. Kim, and Y. K. Park, "Multichannel applications of double relaxation oscillation SQUIDs", *Supercond. Sci. Technol.* **14**, 1022-1026 (2001).
- [4] K. Tsukada, *et. al.*, "Multichannel SQUID system detecting tangential components of the cardiac magnetic field", *Rev. Sci. Instrum.* **66**(10), 5085-5091 (1995).
- [5] M. Fuchs, M. Wagner, J. Kastner, "Confidence limits of dipole source reconstruction results", *Clin. Neurophysiol.* **115**, 1442-1451 (2004).
- [6] J. Sarvas, "Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem", *Phys. Med. Biol.* **32**(1), 11-22 (1987).