

First-order Wire-wound SQUID Gradiometer System Having Compact Superconductive Connection Structure between SQUID and Pickup Coil

Y. H. Lee*, K. K. Yu, J. M. Kim, H. Kwon, K. Kim and Y. K. Park
Bio-signal Research Center, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

Received 16 August 2007

SQUID와 검출코일의 초전도 결합방식이 개선된 1차 권선형 미분계 시스템

이용호*, 유권규, 김진목, 권혁찬, 김기웅, 박용기

Abstract

In order to have a superconductive connection between the wire-wound pickup coil and input coil, typically Nb terminal blocks with screw holes are used. Since this connection structure occupies large volume, large stray pickup area can be generated which can pickup external noise fields. Thus, SQUID and connection block are shielded inside a superconducting tube, and this SQUID module is located at some distance from the distal coil of the gradiometer to minimize the distortion or imbalance of uniform background field due to the superconducting module. To operate this conventional SQUID module, we need a higher liquid He level, resulting in shorter refill interval. To make the fabrication of gradiometers simpler and refill interval longer, we developed a novel method of connecting the pickup coil into the input coil. Gradiometer coil wound of 0.125-mm diameter NbTi wires were glued close to the input coil pads of SQUID. The superconductive connection was made using an ultrasonic bonding of annealed 0.025-mm diameter Nb wires, bonded directly on the surface of NbTi wires where insulation layer was stripped out. The reliability of the superconductive bonding was good enough to sustain several thermal cycling. The stray pickup area due to this connection structure is about 0.1 mm^2 , much smaller than the typical stray pickup area using the conventional screw block method. By using this compact connection structure, the position of the SQUID sensor is only about 20-30 mm from the distal coil of the gradiometer. Based on this compact module, we fabricated a magnetocardiography system having 61 first-order axial gradiometers, and measured MCG signals. The gradiometers have a coil diameter of 20 mm, and the baseline is 70 mm. The 61 axial gradiometer bobbins were distributed in a hexagonal lattice structure with a sensor interval of 26 mm, measuring dB_z/dz component of magnetocardiography signals.

Keywords : SQUID, DROS, gradiometer, magnetocardiography

*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5235

e-mail : yhlee@kriss.re.kr

I. 서론

심장 또는 뇌에서 발생하는 생체자기장의 세

기는 환경자기잡음에 비해 매우 미약하므로 이들 자기잡음을 반드시 제거해야 하는데, 보통 자기차폐실과 미분계 검출코일을 사용한다. 자기차폐실에는 자기투자율이 큰 퍼말로이 (또는 뮤메탈)가 사용되는데 차폐실의 성능 (차폐율)을 높이기 위해서는 고가의 퍼말로이를 대량 사용해야 한다. 한편 미분계 방식의 검출코일을 사용함으로써 차폐실의 비중을 줄일 수 있으므로, 최근에는 미분계 검출코일을 얇은 또는 경제적인 자기차폐실내에서 동작시키는 방식을 주로 채택하고 있다 [1].

미분계는 보통 초전도 선을 비자성 보빈에 감은 권선형 코일이 사용되는데, 검출코일-입력코일로 구성되는 초전도 자속변환기(flux transformer) 회로를 구성하기 위해서는 검출코일의 초전도 선과 SQUID의 입력코일 패드 사이의 초전도 결합 또는 연결이 필요하다. 이를 위해 기존의 방법에서는 초전도체로 된 긴 블록에 나사 홈을 만들고 검출코일의 초전도 선을 초전도체 나사로 초전도 블록에 연결한다. 초전도 블록과 SQUID 입력코일 패드와의 연결은 초전도 블록을 입력코일 패드에 기계적으로 직접 눌러서 접촉시키든가 입력코일 패드에 초전도 선을 본딩하고 이 초전도 선을 블록에 연결한다 [2, 3].

이와 같이 초전도 블록을 이용한 연결방식은 블록과 나사장치가 또 다른 기생검출면적을 만들어서 균일한 자기장에 대한 미분계의 소거비(balancing)를 감소시킨다. 기생검출면적을 없애기 위해 초전도 연결장치와 SQUID를 밀폐된 초전도 차폐장치 또는 차폐튜브내에 동작시킨다. 그러나 초전도 차폐는 마이스너 효과에 의해 자기잡음의 공간적인 균일도를 떨어뜨려 미분계의 balancing을 감소시킨다. 그래서 초전도 차폐를 미분계 코일로부터 충분히 먼 위치에 설치한다. SQUID 센서의 위치가 듀아 바닥으로부터 높은 위치에 설치되면 초전도 상태로 냉각시키기 위한 액체헬륨의 보충주기가 짧아져야 되는 문제가 발생한다. 그래서 헬륨보충주기를 길게 하고 미분계 제작공정을 가급적 간단히 하기 위해 자속변환기의 결합방식을 간

단히 하는 일이 필요하다 [4, 5].

본 논문에서는 검출코일-입력코일의 결합방식을 간단히 하기 위해 기존의 초전도 블록을 사용한 연결방식 대신에 미분계 검출코일과 입력코일을 직접 연결하는 방식을 개발하였고, 이를 이용하여 61채널 1차 미분계 심자도 장치를 제작하였다.

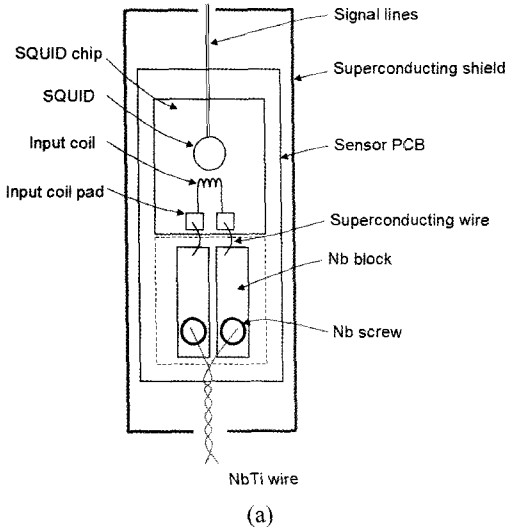
II. 자속변환기의 초전도 연결방법

1) 기존의 연결방법

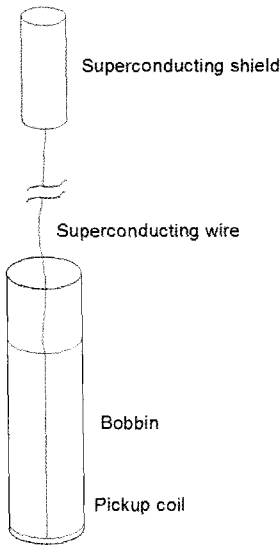
권선형 검출코일은 일반적으로 NbTi 초전도 선을 비자성 보빈에 감은 1차 또는 2차미분계를 사용하는데, 검출코일의 신호를 SQUID에 전달하기 위해서는 검출코일과 입력코일을 초전도 폐회로(loop) 형태로 만들어야 한다. 검출코일의 초전도 선 끝부분은 절연이 제거되어 Nb으로 된 블록에 Nb 나사로 연결된다. Nb 블록과 입력코일 사이의 연결방법은 i) Nb 블록을 입력코일 패드의 표면에 직접 눌러서 초전도 연결하는 방법, ii) 입력코일 패드에 초전도 선으로 와이어 본딩을 하고 본딩 선을 Nb블록에 Nb 나사로 연결하는 방법, iii) 초전도 선으로 입력코일 패드와 Nb 블록 사이를 와이어 본딩하는 방법 등이 현재 사용되고 있다. 그림 1(a)는 초전도 블록과 입력코일 패드 사이를 초전도선으로 본딩한 구조이다.

Nb 블록은 폭 3 mm, 길이 5 mm 정도이며, 두 블록 사이는 약 1 mm 떨어져 있다. 두 블록이 만드는 기생(stray) 검출면적의 크기는 약 15 mm^2 이 된다. 만약 직경이 20 mm인 검출코일을 사용한다고 하면, 초전도 블록에 의한 기생 검출면적은 검출코일 면적의 4.7%가 되어 미분계의 balancing을 매우 나쁘게 한다. 특히, 비차폐 동작 또는 차폐율이 높지 않은 자기차폐실에서 미분계를 동작시킬 경우 미분계의 자기잡음 소거 기능은 나빠지게 된다. 그래서 초전도 블록에 의한 기생 검출을 없애기 위하여 초전도 블록을 초전도 차폐하여 사용한다. 초전도 차폐는 초전도 튜브 또는 초전도 봉을 가

공하여 제작되며, 초전도 내부의 마이스너 효과에 의해 초전도 차폐 주변의 자기장 분포를 왜곡시켜 균일한 자기장에 대한 미분계의



(a)



(b)

Fig. 1. Conventional method of superconductive connection between pickup coil and input coil. (a) Schematic view of SQUID module which contains Nb blocks and Nb screws to connect NbTi wires from the pickup coil into input coil pads of SQUID. (b) Construction of the gradiometer; the superconducting shield containing SQUID module is placed far above the pickup coil to reduce the unbalance caused by the superconducting shield.

balancing을 나쁘게 한다. 그래서 초전도 차폐를 미분계 검출코일로부터 가급적 먼 거리에 위치시켜 자기장의 왜곡을 무시할 수 있는 수준으로 줄인다.

한편 그림 1(b)와 같이 SQUID의 위치가 듀아 검출코일로부터 먼 거리에 있게 되면 SQUID 동작을 위한 냉매의 잔류량이 많아야 하므로, 냉매의 보충주기를 짧게 해야 하는 문제가 발생한다. 보통 초전도 차폐의 위치가 검출코일의 distal coil로부터 10 cm 이상 높이는 데, 듀아의 내경을 28 cm라고 하면 초전도 차폐를 냉가시키는 데 필요한 15 cm 높이는 9 L의 용량에 해당된다. 듀아의 액체헬륨 증발율이 약 4 L/d일 경우 액체헬륨 보충주기가 2일 단축되게 된다. 뇌자도의 경우에는 듀아 내경이 40~50 cm 이므로 15 cm 높이는 19~30 리터에 해당된다. 따라서 헬륨보충 주기를 단축시키기 위해 새로운 초전도 결합방법 및 SQUID 모듈의 개발이 필요하다.

2) 개선된 연결방법

그림 2는 본 연구에서 개발한 개선된 초전도 연결방법을 보여주는 그림이다. 검출코일의 두 초전도선을 입력코일 패드 근방까지 나란히 배치시키고 SQUID 모듈에 접착제를 이용하여 고정시켰다. 칼날을 이용하여 초전도선 끝부분의 절연층을 제거하고 초전도선 표면을 편편하게 하였다. 검출코일에 사용한 초전도선은 NbTi이어서 굵기는 125 μm 이며, Formvar로써 절연되어 있다.

입력코일 패드와 검출코일 사이의 초전도연결은 25 μm 굵기의 Nb 선을 사용하여 초음파 본딩 (Kulicke & Soffa, Model 4123) 방법으로 연결하였다. Nb선은 용융점이 높고 단단하여 제작된 구입한 재료 그대로는 와이어 본딩이 불가능하기 때문에 진공 챔버에 Nb선을 공중에 매달고 Nb선에 직류 전류를 흘려서 Nb를 용융점 근처까지 고온으로 어닐링함으로써 선을 부드럽게 하여 사용하였다[6]. 어닐링 전류가 낮을 경우에는 충분히 부드럽게 되지 못하였으며, 어닐링 전류가 너무 높으면 Nb선의 재결정화

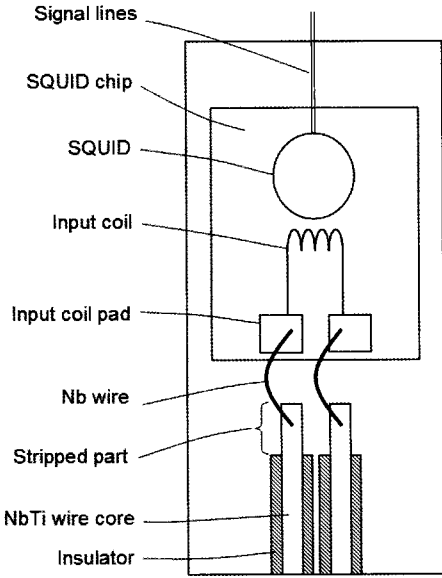


Fig. 2. Developed superconductive connection method. Vacuum-annealed Nb wires were directly bonded between pickup coil wires and input coil pads.

가 일어났다.

SQUID의 입력코일 패드는 Nb박막표면에 얇은 Pd 박막을 입혀 Nb표면의 산화방지 및 초음파 본딩이 용이하도록 하였다.

III. 심자도장치 제작 및 동작

1) 1차 미분계 제작

심자도 장치에 사용할 미분계로서 baseline이 70 mm인 1차 미분계를 제작하였다. 검출코일은 직경 20 mm이며, 감은 횟수는 1회이다. 보빈은 fiberglass epoxy를 사용하였으며, 보빈의 끝 부분에 SQUID 센서가 부착된 PCB (printed circuit board)를 나사로 고정하였다. 그림 3(a)는 미분계 전체의 개념도이고, 그림 3(b)는 제작된 1차 미분계의 사진이다.

사용한 SQUID 센서는 자속-전압 변환계수가 큰 double relaxation oscillation SQUID (DROS)이며, DROS는 external feedback 방식을 사용하여 인접한 미분계와의 자기적 간섭을 제거하였으며, 박막형 히터가 SQUID loop 근처에 형성되

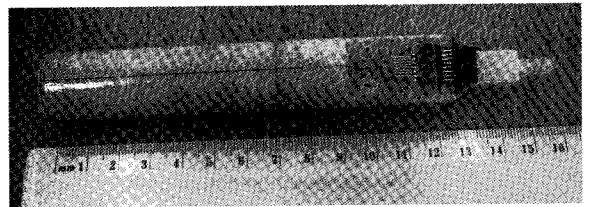
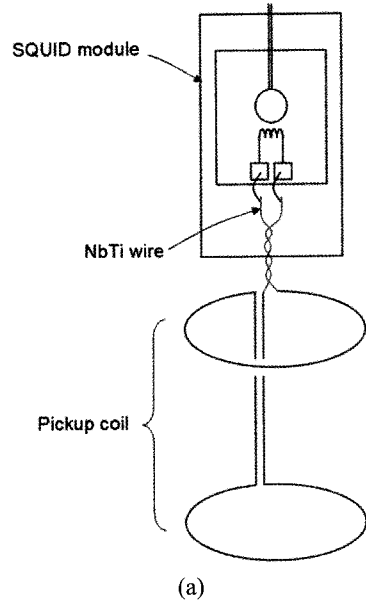


Fig. 3. Developed gradiometer. (a) Structure of the gradiometer and (b) photograph of a fabricated gradiometer.

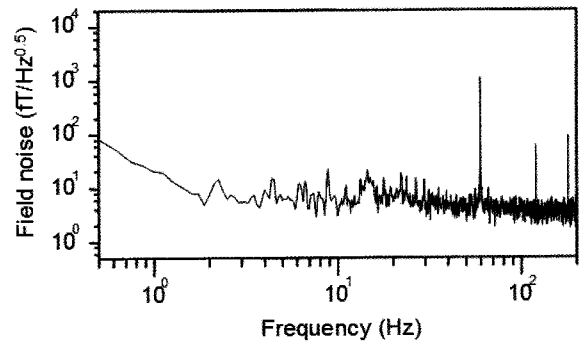


Fig. 4. Noise spectrum of an axial gradiometer inside a magnetically shielded room.

어 있으므로 트랩된 자속을 제거할 수 있도록 하였다 [7-9].

본 실험실에서 개발한 심자도 측정용 다채널 구동회로를 이용하여 제작된 미분계를 구동시켰을 때 그림 4와 같이 100 Hz에서 약 3.5 fT/√Hz의 우수한 잡음 값을 얻었으며, 양호한 초전도 연결이 실현되었음을 알 수 있다.

2) 61채널 심자도 장치

61채널 미분계 insert는 채널간 간격을 26 mm로 하여 육각격자형태로 배치하였다. 그림 5는 제작된 61채널 미분계 insert의 사진이다. 61채널이 차지하는 면적은 직경 208 mm이며, 비자성 fiberglass epoxy로 제작한 듀아로써 insert를 냉각시켰다. 듀아의 헬륨증발율은 약 3 L/d이다. 듀아는 자기차폐실 내에서 상하이동이 가능한 비자성 갠트리에 설치되며, 환자측정용 베드는 상하 및 좌우 이동이 가능하도록 하였다. 심자도 측정에 사용한 차폐실은 두께가 각각 1.05 mm인 퍼말로이가 80 mm 간격을 두고 두 겹이 배치되었으며, 12 mm 두께의 알루미늄도 사용되었다. 퍼말로이는 주로 1 Hz 미만의 저주파 차폐에 효과적이며, 알루미늄은 10 Hz 이상의 교류자장을 차폐하는데 효과적이다. 사용된 자기차폐의 차폐율은 0.1 Hz에서 35 dB, 100 Hz에서 80 dB로 측정되었다.

61채널 장치를 냉각시켜 약 2개월간 계속동작시키면서 장치의 신뢰성을 테스트한 결과

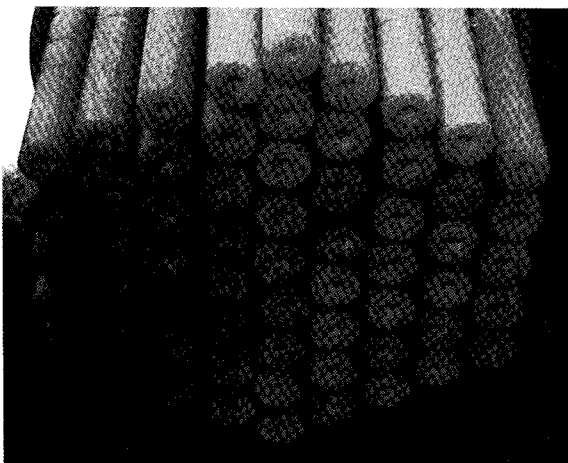
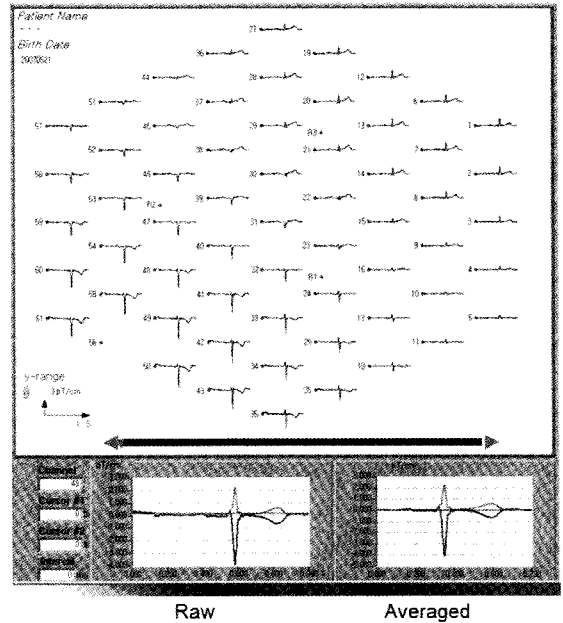
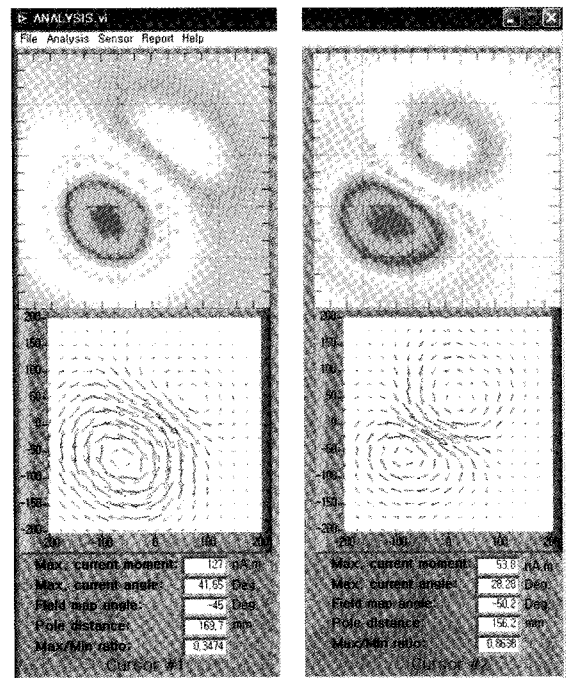


Fig. 5. Photograph of the 61-channel gradiometer insert. The distance between adjacent pickup coils is 26 mm.



(a)



(b)

Fig. 6. Results of MCG measurement. (a) Signal waveforms of the 61 gradiometers, and (b) field maps and current maps at R-peak (left) and T-peak (right).

insert의 신호배선에 의한 동작불량 이외에는 특별한 문제점이 발견되지 않았다. 따라서 초전도 결합의 기계적 신뢰성은 매우 양호하다고 판단된다.

3) 심자도 측정

61채널 미분계 장치를 이용하여 정상인의 심자도 신호를 측정하였다. 그림 6(a)는 측정된 심자도 파형이다. 심자도 측정시 샘플링 속도는 500 Hz이고, 16비트 A/D 카드(NI6033E)를 사용하였다. 30초간 측정된 신호를 가산평균한 파형과 가산평균 전의 파형이 그림 6(a)의 아래에 비교하였으며, 가산평균을 하지 않더라도 신호대 잡음비가 양호함을 알 수 있다. 그림 6(b)는 R-파 및 T-파에서의 자기장 맵과 전류 맵을 보여주는데, 자기장맵과 전류맵이 양호하게 얻어짐을 알 수 있다.

VI. 결론

검출코일과 입력코일의 연결방식에서 기존의 초전도 연결방법에 비해 구조 및 부피가 간단한 연결방법 및 SQUID 모듈을 개발하였다. 이를 이용하여 NbTi 초전도 선을 사용한 권선형 1차 미분계를 제작하여 잡음을 측정된 결과 $3.5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 의 우수한 잡음특성을 실현하였다. 나아가 61채널 미분계 장치를 제작하여 심자도 신호를 측정하고, 자기장 분포를 성공적으로 매핑하였다. 개발된 초전도 연결방법을 적용함으로써 미분계 장치의 신뢰성이 높아지고 냉매의 보충주기를 증가시킬 수 있으며, 제작방법이 간단하므로 생산성을 높일 수 있으므로 다채널 SQUID 미분계 장치에 유용하게 사용될 수 있을 것으로 판단된다.

References

- [1] K. Sternikel and A. I. Braginski, "Biomagnetism using SQUIDS: status and perspectives," *Supercond. Sci. Technol.* Vol. 14, pp. 160-171, 2006.
- [2] M.B. Ketchen, "Integrated thin-film dc SQUID sensors", *IEEE Trans. Magn.* Vol. MAG-23, 1650-1657 (1987).
- [3] H.J.M. ter Brake et al., "On the SQUID-module for the UT multichannel neuromagnetometer", Proc. 4th Int'l Conf. SQUID 91, Eds. H. Koch et al, Springer-Verlag, Berlin, pp. 521-524 (1992).
- [4] S. Kiryu, T. Ogashiwa, K. Chinone, N. Kasai, H. Kado, N. Ishikawa, M. Nakanishi and M. Koyanagi, "Pb-In wire bonding for superconducting connection between thin-film DC-SQUID and pickup coil", *Advances in Biomagnetism*, Ed. S.J. Williamson et al. Plenum Press, New York. 653-656 (1989).
- [5] B. R. David et al., "Miniaturized SQUID module having an intermediate superconducting support for connecting SQUID input terminals to gradiometer", US patent (Patent number 5,453,691).
- [6] W. Jaszczuk, H.J.M. ter Brake, J. Flokstra, D. Velduis, R. Stammers and H. Rogalla, "Bonding of a niobium wire to a niobium thin film", *Meas. Sci. Technol.*, vol. 2, 1121-1122 (1991).
- [7] Y. H. Lee, J. M. Kim, K. 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.*, vol. 19, pp. S284-S288 (2006).
- [8] 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.*, vol. 5, pp. 413-418 (1998).
- [9] J. M. Kim, K. D. Kim, Y. H. Lee, K. K. Yu, K. W. Kim, H. C. Kwon, and I. Sasada, "Noise characteristics of readout electronics for 64-channel DROS magnetocardiography system," *Prog. Supercond.*, vol. 7, pp.46-51 (2005).