

Current Limitation Characteristics of Josephson Junction Array

C. S. Kang, K. Kim^{*}, K. K. Yu, S.-J. Lee, H. Kwon, S.-M. Hwang,
Y. H. Lee, J. M. Kim, S. K. Lee

Center for Brain & Cognitive Science Research, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

(Received 16 March 2009; revised 27 March 2009; accepted 30 March 2009)

조셉슨 접합 어레이의 전류 차단특성

강찬석, 김기웅^{*}, 유권규, 이성주, 권혁찬, 황성민, 이용호, 김진목, 이상길

Abstract

A current limiter was manufactured using a Josephson junction array to cut off an excessive current flowing into the SQUID sensor. The Fabricateed Josephson junction array was connected in series with a flux transformer that consists of a pick-up coil and an input coil, and the flux transformer was inductively coupled with a Double Relaxation Oscillation SQUID (DROS). The flux-voltage modulation curve was induced by applying an AC magnetic field whose magnitude was far smaller than that of the DC magnetic field. A change in the flux-voltage modulation curve of the SQUID was observed while the DC magnetic field was increased, to qualitatively examine the current limiting characteristic of the Josephson junction array. As a result, it was found that the SQUID flux-voltage modulation curve disappeared at the critical current of the Josephson junction array, which indicates that the Josephson junction array properly works as a current limiter.

Keywords : SQUID, Josephson junction, current limiter

I. 서론

의료 진단용 MRI 영상의 감도는 수소원자핵(양성자)의 자화 및 공명주파수에 각각 비례하기 때문에 MRI 영상의 감도를 향상시키기 위해서 보통 초전도 자석을 이용한 매우 강한 자기장(B_0)을 통해 양성자의 자화도 및 측정주파수를 증가시킨다.

그러나 이러한 강력한 자장을 발생 시킬 수 있는 초전도 자석은 제작 비용이 클 뿐 아니라 그 동작을 위해서 고가의 냉매인 액체 헬륨을 사용하기 때문에 전체적인 MRI 시스템의 제작 및 유지 비용 상승의 주 요인이 된다. 따라서 이러한 초전도 자석 대신 자장의 세기가 약한 영구자석이나 전자석을 이용한 저 자장 MRI에 대한 연구가 꾸준히 진행되어 왔으며, 최근 수소원자핵의 이완신호를 측정하는 수신코일에 일반적인 패러데이 유도 코일 대신 초전도 양자 간섭장치(Superconducting

^{*}Corresponding author. Fax : +82 42 868 5676

e-mail : kwkim@kriss.re.kr

Quantum Interference Device; SQUID)를 이용하고 전편극화(Pre-polarization) 방법을 이용하여 수백 μT 수준의 B_0 하에서 동작하는 MRI 시스템이 개발되었다 [1-4].

SQUID는 현존하는 자기 센서들 중 가장 감도가 우수한 센서로서 자장의 기울기, 전류, 전압등 자기장으로 변환 가능한 어떤 물리량도 측정 가능한 센서이다. 그러나 이 SQUID를 MRI 시스템에 적용하기 위해서는 SQUID의 안정적인 동작을 위해 수백 μT 수준의 B_0 및 수백 mT 크기의 전편극화 자장으로부터 SQUID 센서를 보호해 주어야 한다 [5-6]. 초전도체를 이용하여 SQUID를 감싸면 마이스너 효과에 의해 SQUID 내부로 유입되는 큰 자장신호들을 완벽히 차단할 수 있다. 그러나 이 경우 측정하고자 하는 자장 신호까지도 차폐되어 자장 센서로서의 기능을 할 수 없게 되므로, 일반적으로 SQUID를 MRI에 이용할 때에는 SQUID 부분은 초전도 차폐시키고 초전도 차폐 외부에 초전도체로 이루어진 검출코일이라 불리는 자속 안테나를 설치하여 이 검출코일과 SQUID를 인덕터 연결하는 방식을 이용한다. 그러나 이러한 경우에도 검출코일에서 측정된 자장에 의해 유도된 전류가 SQUID로 인가되기 때문에 검출코일 부분에 특정 크기 이상의 자장에 의해 유도되는 과전류를 차단하기 위한 장치를 부착해야 한다.

초전도체-절연층-초전도체로 이루어진 조셉슨 접합은 임계 전류 미만에서는 초전도체로 동작하다 임계 전류를 넘어서는 순간 저항체로 동작하는 특성을 갖기 때문에 이 조셉슨 접합을 가로지르는 전류의 크기를 제어할 수 있는 전류 스위치로 이용할 수 있다 [7].

본 연구에서는 저 자장 SQUID-MRI 시스템에 이용하기 위해 SQUID에 유도되는 과전류를 차단하는 전류 제한기로 작동하는 조셉슨 접합 어레이를 제작하고, 그 전류 차단 특성을 조사하였다.

II. 조셉슨 접합 어레이 제작 및 특성

(1) 조셉슨 접합 어레이 제작

과전류 차단용 조셉슨 접합 어레이는 그 접합

의 면적 및 연결된 개수에 의한 특성들을 조사하기 위하여 면적이 $5\ \mu\text{m} \times 5\ \mu\text{m}$ 와 $20\ \mu\text{m} \times 20\ \mu\text{m}$ 인 Nb/Al_xO/Nb 접합이 각각 20개 40개 그리고 200개 직렬 연결된 형태로 제작하였다. 조셉슨 접합 어레이는 광식각과 다층박막 제작 공정을 이용하여 제작되는데 Nb/Al_xO/Nb 증착, 절연층 증착, Nb 배선형성 공정으로 이루어진다. 접합 어레이의 제작 순서는 Nb/Al_xO/Nb trilayer를 DC 마그네트론 스퍼터링으로 증착하고, SF₆ 가스를 이용한 반응성 이온식각으로 조셉슨 접합의 면적을 정의하였다. Base electrode Nb과 알루미늄 산화막의 두께는 각각 1500 Å 및 10 Å이며 Counter electrode Nb의 두께는 약 500 Å 이다. 금속층간 절연은 플라즈마 화학 증착 기상법(PECVD)를 이용한 SiO₂로 하였는데 절연특성을 보강하기 위해 추가적인 마스크를 이용하여 절연을 한번 더 하였다. 최종적으로 배선은 RF 마그네트론 스퍼터링으로 Nb을 증착한 후 얇은 Pd으로 Nb 표면을 보호하였다. Fig. 1-(a)는 면적이 $20\ \mu\text{m} \times 20\ \mu\text{m}$ 인 20개의 조셉슨 접합이 직렬 연결된 조셉슨 접합 어레이를 보여준다. Fig. 1-(b)는 면적이 $5\ \mu\text{m} \times 5\ \mu\text{m}$ 이고 직렬 연결된 조셉슨 접합의 개수가 각각 1개, 20개, 40개, 200개인 조셉슨 접합 어레이들의 갭전압 및 전류-전압 곡선을 보여준다. 일반적으로 조셉슨 접합을 직렬 연결 시킬 경우 그 접합의 갭전압이 연결된 접합의 개수에 비례하여 N배로 증가하는데, 그림에서 보듯이 개수를 증가시키며 제작된 조셉슨 접합 어레이들이 그러한 갭전압 특성을 잘 나타내고 있다.

(2) 조셉슨 접합 어레이의 전류차단특성조사

제작된 조셉슨 접합 어레이의 전류차단 특성을 조사하기 위하여 Fig. 2의 등가 회로와 같이 조셉슨 접합 어레이 및 SQUID 센서를 배치하였다. 앞서 언급한 바와 같이 일반적으로 SQUID를 자장 측정용 센서로 사용하기 위해서는 검출코일과 입력 코일로 구성된 자속변환기를 SQUID와 인덕터 연결시킨 형태로 사용한다. 조셉슨 접합 어레이는 Fig. 2에서 보듯이 검출코일과 입력코일 중간에 직렬 연결된다. 검출코일은 사각형 홀의 한 변의 길이가 220 μm 인 워셔(washer) 타입이며, 외

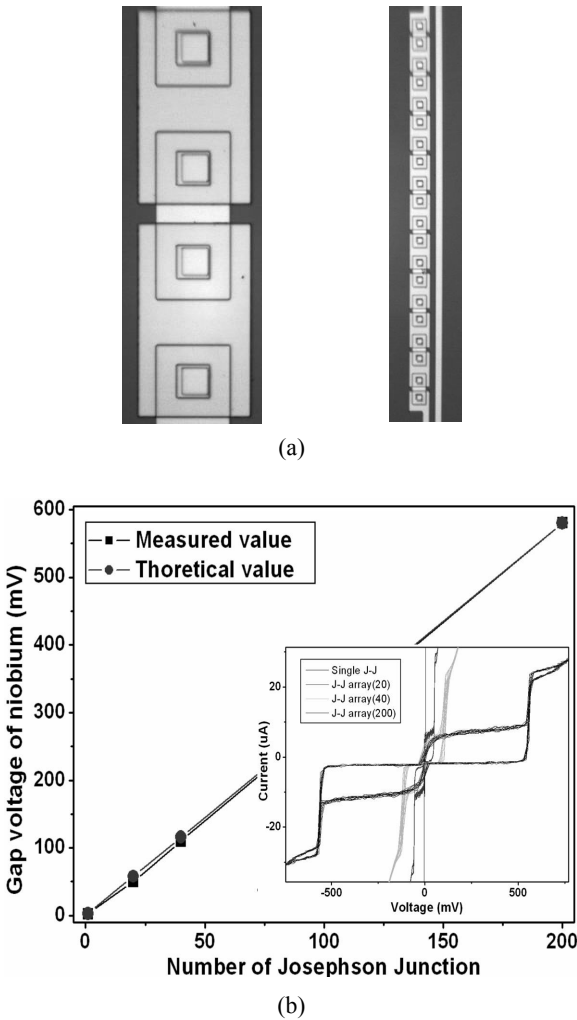
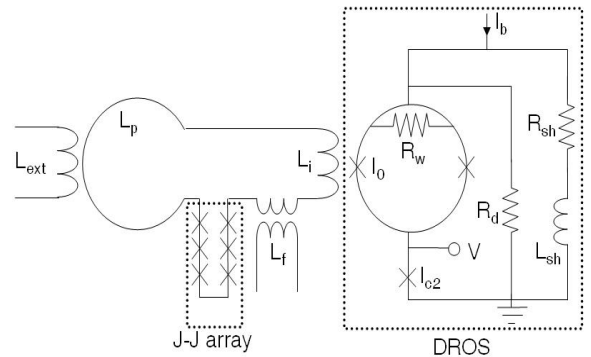


Fig. 1. (a) Josephson junction array. 20 Josephson junctions which the size is $20\ \mu\text{m} \times 20\ \mu\text{m}$ are connected in series. (b) I-V characteristics of Josephson junction array corresponding to increase of the number of Josephson junction array.

측 한변의 길이가 $530\ \mu\text{m}$ 이다. 검출코일과 조셉슨 접합 어레이 그리고 입력코일로 이루어진 자속 변환기의 총 인덕턴스는 약 $410\ \text{nH}$ 로 계산된다. 검출코일 위에는 외부에서 B_0 에 해당하는 직류 자장을 인가해 주기 위해 15 턴으로 감긴 박막형 코일(직류자장 인가코일)을 배치하였으며, 두 코일은 인덕터 연결되고 코일간 상호 인덕턴스는 $5.44\ \text{nH}$ 이다. 이 코일에 직류 전류를 인가하면 자



- L_{ext} : inductance of field coil
- L_p : inductance of pickup coil
- L_i : inductance of input coil
- L_f : inductance of feedback coil
- I_0 : critical current of signal SQUID
- I_{c2} : critical current of reference junction
- R_w and R_d : damping resistor
- R_{sh} and L_{sh} : shunt resistor and inductance

Fig. 2. Equivalent circuit diagram of DROS and flux transformer.

속전달기 내부에 이 전류에 의해 유도 되는 초전류가 흐르게 되는데 이 초전류의 크기가 조셉슨 접합의 임계 전류를 넘어서게 되면 조셉슨 접합의 초전도 특성이 깨지면서 발생하는 저항(R_N)에 의해 SQUID로 인가되는 직류 자장이 감소된다. 또한 본 연구에서와 같이 조셉슨 접합을 여러 개 직렬 연결할 경우 저항이 접합의 개수만큼 증가하기 때문에 자속전달기 내부에 흐르는 과전류를 보다 효과적으로 감소시킬 수 있다.

본 연구에서는 이러한 현상을 좀더 용이하게 관찰하기 위하여 직류 전류를 인가할 때 동시에 액체헬륨 듀아 외부에 설치된 헬름홀츠 코일을 통해 교류 자장을 인가해 주었다. 이때 교류 자장은 직류 자장에 비해 크기가 매우 작다. 교류 및 직류에 의해 자속전달기 내부에 흐르는 전류의 크기가 조셉슨 접합의 임계 전류보다 작은 경우 교류 자장에 의해 발생하는 SQUID의 자속-전압 변조 곡선에는 아무런 변화가 없는 반면, 자속전달기 내부에 흐르는 전류의 크기가 조셉슨 접합의 임계 전류보다 커지게 되면 접합의 R_N 에 의해

이 자속-전압 변조 곡선이 사라지게 된다. 본 연구에서는 이러한 방식을 통해 조셉슨 접합의 과전류 차단 특성을 정성적으로 조사하였다. 측정에 사용된 SQUID는 기준접합을 이용한 이중이완발진 SQUID이다(Double Relaxation Oscillation SQUID; DROS). 검출코일 및 조셉슨 접합 어레이 그리고 DROS는 각각 열처리된 Nb 와이어를 이용한 초음파 본딩을 통해 초전도 연결된다 [8].

III. 결과

Fig. 3은 면적이 $20\ \mu\text{m} \times 20\ \mu\text{m}$ 인 조셉슨 접합 20 개가 직렬 연결된 접합 어레이의 전류차단 특성을 조사한 결과를 보여준다. 그림에서 보듯이 직류 자장이 인가되지 않는 구간에서는 0.5 Hz로 인가해준 교류 자장에 대한 SQUID 출력 신호인 자속-전압 변조 곡선이 나타난다. 그러나 직류 자장이 인가 되면 이러한 변조곡선이 사라지는 것을 볼 수 있다. 이는 자속전달기 내부에 흐르는 초전류의 크기가 조셉슨 접합 어레이의 임계전류

값보다 커지면서 자속전달기로부터 SQUID로 인가되는 전류가 조셉슨 접합 어레이에 의해 차단되었음을 의미한다. 이러한 전류 차단 현상은 직류자장 인가코일에 약 39.4 mA의 전류를 흘려 주었을 때부터 나타나기 시작한다. 직류자장 인가코일과 검출코일간의 상호 인덕턴스와 (5.44 nH) 자속전달기의 총 인덕턴스(410 nH)를 감안할 때, 이 직류 자장 인가 코일로부터 자속전달기에 유도된 전류는 약 $430\ \mu\text{A}$ 로 계산된다. 그러나 면적이 $20\ \mu\text{m} \times 20\ \mu\text{m}$ 이고 개수가 20 개인 직렬 조셉슨 접합 어레이의 임계 전류는 증착 조건에 따라 약 $200 \sim 280\ \mu\text{A}$ 로 나타나 두 값 간에는 2배 가량의 차이를 나타냈다. Fig. 3에서 자속-전압 변조 곡선과 직류 자장 인가 구간에서 보이는 다수의 피크들은 직류 자장인가 코일에 흘려주는 전류를 파워 앰프를 이용하여 증폭한 후 인가해 주는 과정에서 다수의 잡음이 SQUID로 혼입되어 발생한 잡음이다.

IV. 결론

SQUID에 전달되는 과전류를 차단하기 위한 전류 차단기 역할을 하는 조셉슨 접합 어레이를 제작하고, 그 전류 차단 특성을 조사하였다. 면적이 $20\ \mu\text{m} \times 20\ \mu\text{m}$ 인 조셉슨 접합 20 개가 직렬 연결된 접합 어레이의 임계 전류는 증착 조건에 따라 약 $200 \sim 280\ \mu\text{A}$ 로 측정되었으나, 이 접합 어레이의 전류 차단 특성을 조사한 결과 임계 전류보다 약 2 배 가량 큰 $522\ \mu\text{A}$ 에서 전류가 차단되는 것으로 나타났다. 그러나 $522\ \mu\text{A}$ 로 나타난 차단전류는 자속전달기의 총 인덕턴스를 410 nH로 계산하였을 때의 전류인데, 이 인덕턴스 값은 조셉슨 접합 어레이와 검출코일 그리고 입력코일 부분들을 연결하는 과정에서 발생한 루프의 인덕턴스와 각 부분을 초전도선으로 연결하는 과정에서 발생한 stray 인덕턴스들을 매우 엄밀하게 가정하여 계산한 값으로 자속 전달기의 실제 총 인덕턴스는 이 값에 비하여 상당히 클 것으로 여겨진다. 따라서 이러한 요인들을 감안한다면 실제 차단 전류와 조셉슨 접합 어레이의 임계 전류값 간의

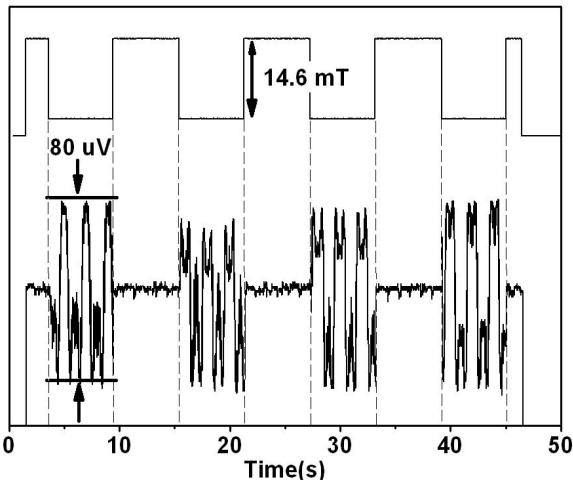


Fig. 3. The current limitation characteristic of Josephson junction array. AC wave is flux-to-voltage modulation curve of DROS and square waveform is pulse type magnetic field which was applied to the pick-up coil. The modulation curve is suppressed by Josephson junction array in the pulse section.

차이는 조사된 결과보다 작을 것으로 예상된다.

감사의 글

본 연구는 한국표준과학연구원 창의연구사업으로 수행되었습니다.

References

- [1] Macovski A, Conolly S, “Novel approaches to low cost MRI”, *Magn. Reson. Med* 1993; 30:221-230.
- [2] Stepišnik J, Eržen V, Kos M, “NMR imaging in the earth’s magnetic field”, *Magn. Reson. Med.* 1990;15: 386-391.
- [3] J Seton HC, Hutchison JMS, Bussell DM. “A 4.2 K receiver coil and SQUID amplifier used to improve the SNR of low-field magnetic resonance images of the human arm”, *Meas Sci Technol*, 1997;8:198-207.
- [4] Rommel E, Kimmich R, Körperich H, Kunze C, Gersonde K. “ $T1$ _ dispersion imaging and localized $T1$ _ dispersion relaxometry: application *in vivo* to mouse adenocarcinoma”, *Magn. Reson. Med.* 1992;24: 149-157.
- [5] McDermott R, Lee S-K, ten Haken B, Trabesinger AH, Pines A, Clarke J. “Microtesla MRI with a superconducting quantum interference device”. *Proc Natl. Acad. Sci. USA* 2004;101:7857-7861.
- [6] McDermott R, Kelso N, Lee S-K, Mößle M, Mü ck M, Myers W, ten Haken B, Seton HC, Trabesinger AH, Pines A, Clarke J. “SQUID-detected magnetic resonance imaging in microtesla magnetic fields”. *J Low Temp Phys* 2004;135:793-821.
- [7] Clarke J, Hatridge M and Mößle M. “SQUID-Detected Magnetic Resonance Imaging in Microtesla Fields”, *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 9 (2007).
- [8] Lee. Y. H., Kim. J. M., Kim. K., Kwon. H., Yu. K. K., Kim. I. S. and Park. Y. K., “64-channel magnetocardiogram system based on double relaxation oscillation SQUID planar gradiometers”, *Supercond. Sci. Technol.* 19 (2006) S282-S288.