

3.0T MREIT 시스템을 위한 정전류원의 설계 및 성능검증

김규식¹, 오동인¹, 백상민¹, 오석훈², 우응제¹, 이수열², 이정현³

¹경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과,
²경희대학교 동서의학대학원, ³건국대학교 의과대학 의학공학과
(2004년 3월 18일 접수, 2004년 5월 29일 채택)

Design and Performance Analysis of Current Source for 3.0T MREIT System

Kyu Sik Kim¹, Tong In Oh¹, Sang Min Paek¹,
Suk Hoon Oh², Eung Je Woo¹, Soo Yeol Lee², Jeong-Han Yi³

¹College of Electronics and Information, Kyung Hee University, Korea
²Graduate School of East-West Medical Science, Kyung Hee University, Korea
³School of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea
(Received March 18, 2004, Accepted, May 29, 2004)

요약 : 본 논문에서는 자기공명 임피던스 단층촬영기(MREIT, magnetic resonance electrical impedance tomography)에서 인체에 일정한 전류를 주입해주는 전류주입장치의 설계 및 성능 검증을 다루었다. MREIT는 인체에 전류를 주입하고, 주입전류에 의해 유기된 인체내부의 자속밀도 분포와 인체표면의 전압을 측정하여, 내부의 도전을 분포를 영상화하는 임피던스 영상기술이다. DSP(digital signal processor)를 기반으로 전류주입장치를 설계하였고, 극성을 가지는 펄스 형태로 전류를 주입할 수 있도록 하였다. 3.0T MREIT 시스템의 펄스열(pulse sequence)과 주입전류 파형이 동기화 되도록 제어하였고, 펄스의 폭과 크기를 변경할 수 있도록 하였다. 또한 계측용 증폭기를 사용하여 주입전류에 의해 유기된 전압을 측정하였다. 이러한 모든 기능은 DSP와 직렬통신으로 연결되는 PC가 제어하며 제어용 프로그램은 현재 주입되고 있는 전류의 크기와 파형을 모니터링 할 수 있도록 하였다. 본 논문은 이러한 전류주입장치의 설계와 구현을 기술하며, 전해질 용액 팬텀을 사용한 실험결과를 통한 성능의 분석을 다룬다.

Abstract : In Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography (MREIT), we inject current through electrodes placed on the surface of a subject and measure the induced magnetic flux density distribution using an MRI scanner. This requires a constant current source whose output pulses are synchronized with MR pulse sequences. In this paper, we present a design and performance analysis of a current source used in a 3.0T MREIT system. The developed current source was tested using a saline phantom. We found that its performance is satisfactory for the current MREIT system. We suggest future improvements for better SNR(signal-to-noise ratio).

Key words : MREIT, Current source, Magnetic flux density

서 론

인체 내부의 임피던스 분포를 촬영하기 위한 기술개발은 1980년대 시작되었으나 기술적인 어려움 때문에 아직 상용화 수준에 이르지 못하고 있다. 생체조직의 임피던스는 인체의 기능에 대한 풍부한 정보를 내포하고 있기 때문에 임피던스 영상 획득에 대한 연구개발은 세계적으로 지속 중에 있다. 임피던스 단층촬영(EIT, electrical impedance tomography)은 여러 가지 패턴의 주입전류를 인체에 인가하고, 표면에서 측정된 전압을 이용하여 내부의 저항률(resistivity) 분포를 영상으로 복원하는 기술이다 [1]. 기존의 EIT 기술로 복원한 저항률 영상들은 인체내부 전류밀도의 비선형적인 경로와 내부의 저항률 값의 변화에 대한 표면전압의 낮은 민감도로 인하여 낮은 정확도와 열악한 공간해상도를 가지고 있다. 최근 EIT 기술의 단점을 보

완할 수 있는 방법으로 자기공명 임피던스 단층촬영(MREIT, magnetic resonance electrical impedance tomography) 기술이 제안되었고, 이에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다 [2-9].

본 논문에서는 인체 내부의 저항률 분포를 촬영하기 위해 인체에 일정한 전류를 주입하고 MRI(magnetic resonance imaging)를 이용하여 인체 내의 자속밀도 분포를 측정하며 이를 이용하여 저항률 영상을 복원하는 MREIT 시스템에서 인체에 일정한 크기의 전류를 주입해주는 전류주입장치의 설계 및 성능검증을 다루었다. MREIT에 사용되는 전류원의 특징은 인가되는 전류가 펄스형태이며 그 크기와 폭을 가변하되, 펄스의 인가 시점을 MR 펄스열과 동기시키는 것이 필요하다는 것이다. 또 현재 주입되고 있는 전류의 펄스 폭과 크기를 포함하는 파형을 PC 화면 상에서 모니터링할 수 있도록 하여야 한다.

전체 시스템의 구조는 그림 1과 같으며 PC와 직렬통신으로 연결되는 DSP(digital signal processor)가 모든 기능을 제어한다. 정전류원은 일정한 전압펄스를 출력하는 디지털 펄스파형 발생기와 전압-전류 변환기 및 전류주입 전극의 선택을 위한 스위칭 회로를 포함한다. 본 논문에서는 DSP인 TMS320C2407A

본 연구는 한국과학재단 우수연구센터(R11-2002-103)의 지원으로 수행되었음.
통신저자 : 우응제, 경기도 용인시 기흥읍 서천리 1
경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과
Tel. 031)201-2538, Fax. 031)205-9062
E-mail. ejwoo@khu.ac.kr

(Texas Instruments, 미국)를 사용하여 설계 및 제작한 3.0T MREIT 시스템 용 전류주입장치에 대하여 기술한다 [10].

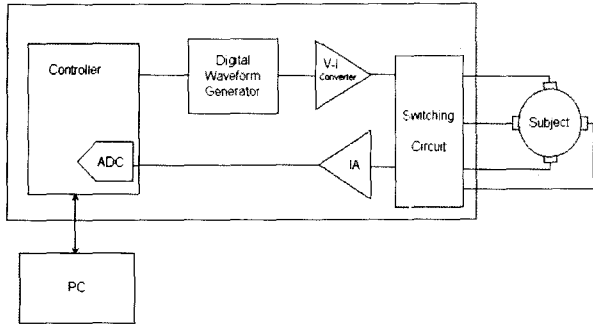


그림 1. 정전류원 시스템 전체 구성도.
Fig. 1. Block diagram of the constant current source system

본 론

1. MREIT에서 자속밀도 측정

내부의 저항률 분포가 ρ 인 전도성 물체 S의 표면에 한 쌍의 표면전극을 부착하고 전류 I를 주입하는 경우를 가정하자. 이때 S 내부의 전압을 v 라 하고 전류밀도를 \mathbf{J} 라 하면,

$$\nabla \cdot (\rho^{-1} \nabla v) = 0 \quad (\text{인체내부}) \quad (1)$$

$$-\rho^{-1} \nabla v \cdot \mathbf{n} = g \quad (\text{인체표면}) \quad (2)$$

$$\mathbf{J} = -\rho^{-1} \nabla v \quad (\text{인체내부}) \quad (3)$$

의 관계가 만족되어야 한다. 이때, \mathbf{n} 은 S의 표면에서 외부로 향 한 단위 법선벡터이고 g 는 주입전류 I에 의한 표면에서의 전류 밀도의 법선 방향 성분이다. 즉 주입된 전류는 전압 v 와 전류밀도 \mathbf{J} 의 분포를 형성한다. 이때 Biot-Savart의 법칙에 따라 S의 내부의 위치 \mathbf{r} 에는 다음과 같은 자속밀도 \mathbf{B} 가 유기된다.

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_S \mathbf{J}(\mathbf{r}') \times \frac{\mathbf{r} - \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dV' \quad (4)$$

이때 μ_0 는 자유공간의 투자율이다. 따라서 \mathbf{B} 는 \mathbf{J} 를 통하여 저항률 분포 ρ 에 대한 정보를 내포하고 있다. MREIT에서는 MRI를 이용하여 \mathbf{B} 를 측정한다. \mathbf{B} 로부터 ρ 의 영상을 복원한다.

이제 주입전류 I에 의한 \mathbf{B} 를 측정하기 위해서는 전류주입 MR 영상법을 사용한다 [11, 12]. 전류주입 MR 영상법으로 \mathbf{B} 를 측정하는 방법은 기존의 연구들에서 자세히 소개되어 있으므로 본 논문에서는 생략한다. 이러한 전류주입 MR 영상법을 구현하기 위해서는 기존에 사용하는 MR 펄스열과 동기된 펄스 형태의 전류를 주입하는 것이 필요하다.

2. 디지털 파형발생기

MREIT에서는 펄스 형태로 전류를 주입한다. 이때 펄스의

폭과 크기를 가변하는 것이 필요하므로 그림 2와 같은 디지털 펄스파형 발생기를 제작하였다. 뒤에서 기술하는 PC 프로그램에서 필요한 펄스의 폭과 크기 및 극성 등을 설정하면, 이 정보는 직렬통신을 통해 DSP에 전달된다. DSP에서는 펄스폭을 결정하는 타이머의 주기와 펄스의 크기 그리고 극성에 따라 8-bit의 해상도를 갖는 전압출력 DAC인 AD7801(Analog Device, 미국)을 사용하여 원하는 펄스 파형을 생성한다. 그림 3은 출력되는 파형들의 예를 보여주고 있다. 양 및 음의 극성을 가지는 펄스를 모두 생성하기 위해 계측용 증폭기인 AD620(Analog Device, 미국)을 사용하였다. AD620의 반전입력에 DAC의 기준전압과 일치되는 전압을 인가하였고, 가변저항을 사용하여 적절히 이득을 제어하였다. 출력전압의 범위는 $\pm 5V$ 이다.

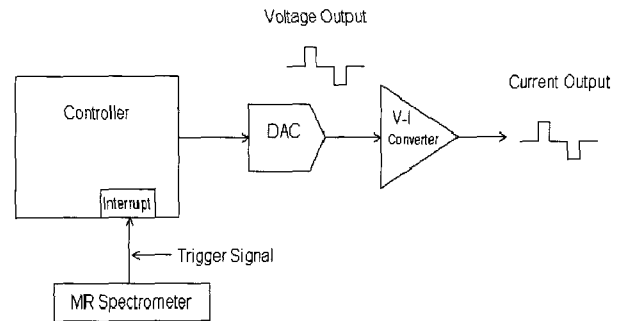


그림 2. 디지털 파형 발생기의 블록도.
Fig. 2. Block diagram of digital waveform generator.

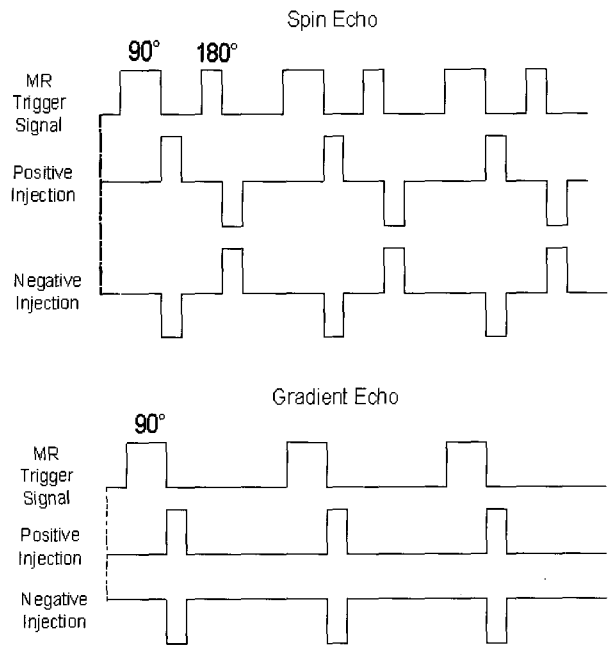


그림 3. 출력 펄스 파형의 예.
Fig. 3. Examples of output waveform

3. 정전류원 회로

앞서 기술한 펄스형태의 전압신호는 전압-전류 변환회로에 의해 전류로 바뀐다. 전압-전류 변환회로에서 일정한 전류를 출력해주는 소자는 인가 전원의 범위가 넓은 연산 증폭기인 PA142(APEX, 미국)를 사용하였고, 회로는 그림 4에 나타내었다. 이렇게 함으로써, 큰 전류를 인가할 때 필요한 전압 컴플라이언스(voltage compliance)를 확보할 수 있었다 [13, 14]. 회로에서 R2 값을 조정함으로써 최대 60mA까지 전류를 출력할 수 있다. 이러한 큰 주입전류는 인체가 아닌 저항률이 큰 전도성 물체를 대상으로 하는 실험에서 필요하다. 또한 정확하게 저항 값을 알고 있는 R2와 회로상에 추가한 버퍼의 출력에서 얻어진 전압 V_m 으로부터 현재 주입되고 있는 전류의 크기를 측정하는 것을 가능하게 하였다. 버퍼의 출력전압은 다음단의 ADC 회로를 통해 측정되고, 이는 DSP를 거쳐서 PC로 전송되어, 현재 주입되고 있는 전류의 크기를 모니터링 할 수 있도록 하였다.

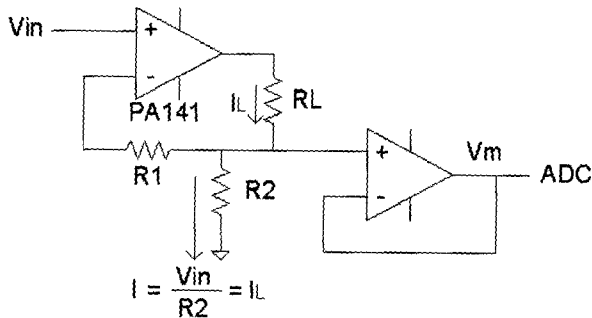


그림 4. 전류원 및 주입전류 모니터링 회로.
Fig. 4. Circuit for constant current source and current monitor.

4. ADC 회로

주입전류의 크기와 파형은 사용자가 설정한 값으로 정확하게 구현되어야 하며, 사용자는 PC상에서 이를 실시간으로 모니터링 할 수 있어야 한다. 따라서 본 논문에서는 DSP에 내장된 10-bit의 해상도를 가지는 ADC를 사용하여 현재 주입되고 있는 전류의 크기를 측정하였다. 또한, 인가 전류에 의해 유기되는 표면전압을 전류를 주입하지 않는 별도의 전극들 사이에서 측정하고, PC 화면에 그 파형들을 출력하였다. 표면전압은 주입전류의 크기와 측정대상 내부의 저항률 분포에 의해 결정된다. 팬텀 실험의 경우 주입전류의 크기를 크게 하여 SNR을 높일 수 있지만 인체실험의 경우 전기적 안전도의 문제로 인해 많은 양의 전류를 주입할 수 없다. 따라서 작은 전류를 인가하여 실험을 할 경우 전압 측정 전극들에 유기되는 전압은 상대적으로 낮은 값을 가지게 되므로 적당한 이득을 주어 전압을 측정해야 한다. 이를 위하여 계측용 증폭기(AD620, Analog Device, 미국)와 디지털 가변저항(DS1267, Analog Device, 미국)을 사용하여 이득의 디지털 제어가 가능한 전압 증폭기를 설치하였다.

5. 스위칭 회로

MREIT에서는 최소한 네 개의 전극을 사용하고, 한 순간에는 선택된 두개의 전극 사이에 전류를 인가한다. 따라서, 전류원의 출력을 선택된 두개의 전극들에 연결하는 스위칭 회로가 필요하다. 본 논문에서는 스위칭 시간이 1.0ms인 리드 릴레이(reed relay, D1c050000, Cosmo, 일본)를 사용하여 PC 프로그램에서 설정한 순서대로 DSP가 릴레이들을 제어하도록 설계하였다. 네 개의 전극에 대한 전류 주입방법은 6가지로 인접한 전극사이에 전류를 주입하고 전압을 측정하는 방법(neighboring injection)과 대각선 방향으로 전류를 주입하고 전압을 측정하는 방법(diagonal injection)이 있다. 그림 5는 스위칭 회로의 내부 구조이다.

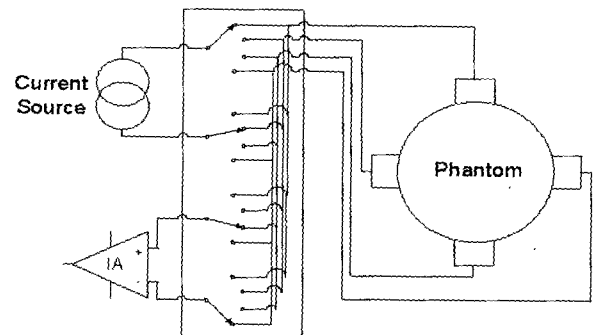


그림 5. 스위칭 회로에 의한 전류 주입 방법도.
Fig. 5. Circuit diagram of current injection method.

6. 제어용 PC 프로그램

MR 시스템을 제어하는 컴퓨터에서 전류주입장치를 동시에 제어할 수 있도록 C++ 언어(Visual C++, MicroSoft, 미국)를 이용하여 사용자 인터페이스를 구성하고, 주입전류의 크기와 모양을 제어하며, 실제 전극에 인가되는 전류와 유기된 표면전압을 실시간으로 모니터링할 수 있도록 프로그램을 개발하였다. 또한 전류를 인가하는 전극의 선택을 제어하기 위한 스위치 제어 부분을 구성하여 다양한 형태의 전류를 실험대상에 인가할 수 있도록 하였다.

결 과

1. 기초실험 결과

원하는 전류의 파형과 크기 및 전류주입 시간을 확인하는 실험을 수행하였다. DSP는 MR 펄스 열 신호의 하강 에지(edge)를 인터럽트 소스로 받아들여 사용자가 설정한 전류 주입시간에 맞는 펄스를 DAC를 통하여 출력한다. 그림 6은 DAC 출력에서의 spin echo 및 gradient echo에 대한 전형적인 출력파형의 크기 및 전류주입 시간에 대한 실험 결과이다.

표 1. 기초실험 조건

Table 1. Test conditions.

	Spin Echo(positive)	Gradient echo(positive)
펄스크기	2.5V	2.5V
전류주입시간	10ms	10ms

실험결과 spin echo 및 gradient echo의 전류주입 시간 및 크기의 설정값과 일치하는 것을 확인 할 수 있었다. 또한 펄스의 진폭을 가변하는 실험을 수행한 결과 그림 9와 같이 진폭의 선형성을 나타내는 것을 확인하였다.

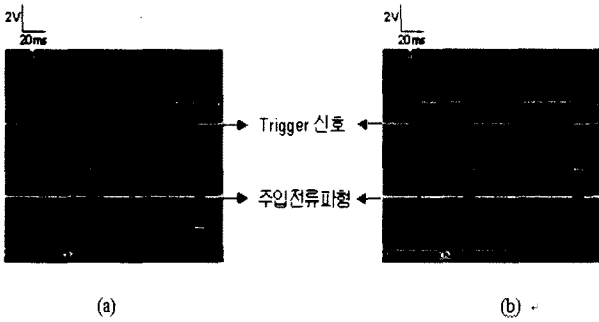


그림 6. (a) Spin echo의 양의 펄스 출력 파형, (b) gradient echo의 펄스 출력파형.

Fig. 6. Output pulses for (a) spin echo and (b) gradient echo.

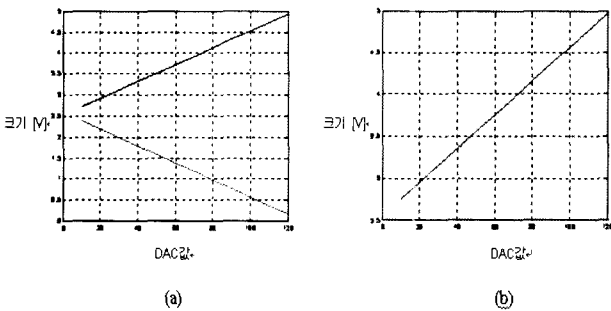


그림 7. 출력파형의 크기의 선형성:(a) spin echo, (b) gradient echo.
Fig. 7. Linearity of pulse amplitude: (a) spin echo and (b) gradient echo.

2. 전해질 용액 팬텀 실험 결과

위와 같이 기초실험을 거친 후 3.0T MRI 시스템과 연동하여 전해질 팬텀 실험을 수행하였다. 그림 8(a)는 내부에 저항률이 다른 8개의 물체를 포함하는 전해질 용액 팬텀의 MR 영상을 보여주고 있다. 그림 8(b)와(c)는 각각 수평 및 수직방향의 주입전류에 대해 측정된 B_z의 z-방향 성분인 B_z 영상이다. 주입전류의 방향을 고정하고 전류의 크기를 6, 12 및 24mA로 변화시키면서 동일한 실험을 수행하였다. 주입전류가 큰 경우에는 B_z의 공간적인 변화가 더욱 커지게 된다. 그림 9는 세가지 크기의 주입전류에 대한 B_z 영상들에서 동일한 위치의 B_z의 값들을

보여주고 있다.

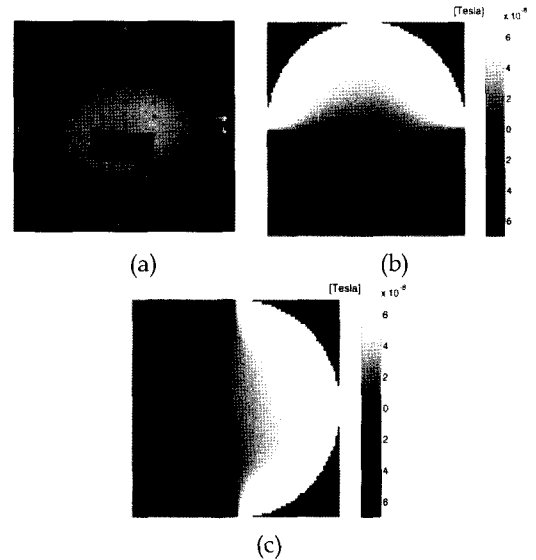


그림 8. (a) 팬텀의 MR 영상, (b) 수평방향 주입전류에 의한 B_z 영상, (c) 수직방향 주입전류에 의한 B_z 영상.

Fig. 8. Images from saline phantom: (a) MR magnitude image, (b) B_z image for the horizontal injection current, and (c) B_z image for the vertical injection current.

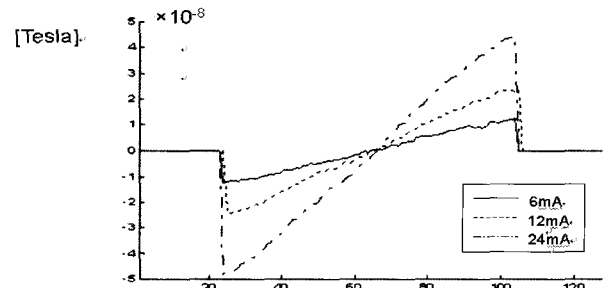


그림 9. 6, 12 및 24mA의 주입전류에 의해 측정된 B_z의 비교.
Fig. 9. Changes of the measured B_z for three different amounts of injection current (6, 12, and 24mA).

결론 및 토의

인체내부의 저항률을 영상화하는 MREIT 시스템을 개발하기 위해서 MR 펄스 열에 동기되는 전류주입장치를 개발하고 그 성능을 평가하였다. PC 프로그램에 의해 모든 동작을 제어할 수 있도록 하였고, 펄스 형태의 설정과 현재 주입되고 있는 전류의 모니터링이 가능하게 하였다. 표면에 유기되는 전압의 측정 기능을 포함하였고, 전극들의 선택을 자동화하였다. 이러한 전류주입장치는 MREIT 연구에서 유용하게 쓰일 것이다. 향후의 연구과제로는 주입전류의 파형을 구형파가 아닌 임의의 파형으로 하면서 시간축 상에서 파형이 만드는 면적을 제어하는 방법을 구현하여 전류의 크기 변화를 완만하게 하는 것이 필요하다. 또한 다양한 MR 펄스 열과의 연동을 위한 프로그램의 개선을 진행할 예정이다.

참 고 문 헌

- 1 J. G. Webster, ed., "Electrical Impedance Tomography", Bristol, UK, Adam Hilger, 1990
- 2 E. J. Woo, S. Y. Lee, and C. W. Mun, "Impedance tomography using internal current density distribution measured by nuclear magnetic resonance", SPIE, vol. 2299, pp. 377-385, 1994
- 3 Kwon, E. Woo, J. R. Yoon, and J. K. Seo, "Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): simulation study of J-substitution algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 49, no. 2, pp. 160-167, 2002
- 4 H. S. Khang, B. I. Lee, S. H. Oh, E. J. Woo, S. Y. Lee, M. H. Cho, I. Kwon, J. R. Yoon, and J. K. Seo, "J-substitution algorithm in magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): phantom experiments for static resistivity images", IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 21., no. 6, pp.695-702, 2002
- 5 B. I. Lee, S. H. Oh, E. J. Woo, S. Y. Lee, M. H. Cho, O. Kwon, J. K. Seo, and W. S. Baek, "Static resistivity image of a cubic saline phantom in magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT)", Physiol. Meas., vol. 24, pp. 579-589, 2003
- 6 J. K. Seo, J. R. Yoon, E. J. Woo, and O. Kwon, "Reconstruction of conductivity and current density images using only one component of magnetic field measurements", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, no. 9, pp. 1121-1124, 2003
- 7 S. H. Oh, B. I. Lee, E. J. Woo, S. Y. Lee, M. H. Cho, O. Kwon, and J. K. Seo, "Conductivity and current density image reconstruction using harmonic Bz algorithm in magnetic resonance electrical impedance tomography", Phys. Med. Biol., vol. 48, pp. 3101-3016, 2003
- 8 J. K. Seo, O. Kwon, B. I. Lee, and E. J. Woo, "Reconstruction of current density distributions in axially symmetric cylindrical sections using one component of magnetic flux density: computer simulation study", Physiol. Meas., vol. 24, pp. 565-577, 2003
- 9 S. H. Oh, B. I. Lee, S. Y. Lee, E. J. Woo, M. H. Cho, O. Kwon, and J. K. Seo, "Magnetic resonance electrical impedance tomography: phantom experiments using a 3.0 Tesla MRI system", Magn. Reson. Med., in press, 2004
- 10 Texas Instruments, TMS320LF240x DSP Controllers Reference Guide.
- 11 G. C. Scott, M. L. G. Joy, R. L. Armstrong, and R. M. Henkelman, "Measurement of nonuniform current density by magnetic resonance", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 10, no. 3, pp. 362-374, 1991
- 12 G. C. Scott, M. L. G. Joy, R. L. Armstrong, and R. M. Henkelman, "Sensitivity of magnetic-resonance current density imaging", J. Mag. Res., vol. 97, pp. 235-254, 1992
- 13 J. W. Lee, T. I. Oh, S. M. Paek, J. S. Lee, and E. J. Woo, "Precision Constant Current Source for Electrical Impedance Tomography", Proc. IEEE EMBS, vol. 25, pp.1066-1069, 2003
- 14 S. Franco, Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, 3rd ed., McGraw-Hill, New York, 1998