

# 자기공명 탄성계수 영상법을 위한 진동기의 개발 및 기초실험

이태휘, 서용선, 김영태, 이병일, 우응제

경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과

(Received November 20, 2006. Accepted December 7, 2006)

## Development of Vibrator for Magnetic Resonance Elastography

Tae-Hwi Lee, Yong-Seon Suh, Young-Tea Kim, Byung-Il Lee, Eung-Je Woo

Department of Biomedical Engineering

College of Electronics and Information, Kyung Hee University

### Abstract

Elasticity is an important physical property of biological tissues. Differences in elasticity can help facilitate the diagnosis of tumors and their extent. Magnetic Resonance Elastography (MRE) tries to visualize images of tissue elasticity by externally applying shear stress on the surface of an imaging object. Applied shear stress induces internal displacements that can be measured from MR phase images. In order to conduct MRE imaging experiments, we need to first develop a vibrator. We found that there does not exist enough technical information to design the MRE vibrator. In this paper, we describe the theory, design and construction of an MRE vibrator. We report the performance of the developed vibrator using two different test methods. We found that the vibrator successfully induces enough internal displacements that can be imaged using an MRI scanner. We suggest future studies of numerous MRE imaging experiments using the vibrator.

**Key words :** Magnetic Resonance Elastography, Elasticity, Vibrator

### 1. 서론

최근 연구되고 있는 새로운 의료영상 시스템 중에서 자기공명 탄성계수 영상법(Magnetic Resonance Elastography, MRE)은 생체조직들 사이의 탄성계수가 서로 다르다는 사실에 기초하여 인체 단면의 탄성계수 분포를 영상으로 출력한다[1-5]. 비침습적으로 생체조직의 탄성계수를 영상화하는 것은 정상조직과는 매우 다른 탄성계수를 가지는 종양의 영상화에 장점을 가지는 것으로 알려져 있다. 특히 MRI를 이용한 유방영상법의 단점들을 개선할 수 있는 새로운 영상법으로 제안되고 있다. MRE는 영상복원 문제의 비선형성, MR 위상영상의 잡음 등을 포함하는 기술적 문제들로 인하여 아직 실용화의 단계에 진입하지는 못하고 있다[6]. 그러나 X-선, 초음파, MRI 등의 기존 영상법들이 제공하지 못하는 새로운 영상정보를 출력하는 의료영상 신기술에 대한 필요

성은 MRE에 대한 지속적인 연구 동기를 제공하고 있다. MRE를 사용하여 비침습적으로 근육의 활동도를 영상화하는 연구가 그 한 예이다[7].

MRE에서는 생체 조직의 탄성계수를 영상화하기 위해서 물체의 표면에 특정 주파수를 가진 진동을 인가한다. 이 진동은 물체의 내부로 전파되고 물체내부 각 점의 변위는 MR 위상영상으로부터 측정이 가능하다. 위상영상으로부터 얻어지는 변위정보는 탄성계수 영상의 복원에 사용된다. 본 논문에서는 이러한 MRE의 실험연구에 필요한 진동기의 이론, 설계 및 제작과 성능평가를 기술한다. 진동기는 MRE 연구에 필수적인 부분이나 이에 대한 상세한 기술적 자료가 적은 상황이어서, 본 논문에서 기술하는 내용들은 MRE 진동기를 제작하고자 하는 연구자들에게 많은 도움이 될 것이다.

### II. 방법

MRE에서는 MRI 스펙트로미터에서 출력하는 트리거 신호에 동기하여 그림 1(a)와 같은 gradient echo의 MSG(motion sensitizing gradients)에 맞추어 물체에 특정한 주파수를 가지는

본 연구는 과학기술부/한국과학재단 우수연구센터육성사업의 지원으로 수행되었음 (R11-2002-103).

Corresponding Author : 우응제

경기도 용인시 기흥구 서천동 1 경희대학교 전자정보대학

Tel : +82-31-201-2538 / Fax : +82-31-201-2378

E-mail : ejwoo@khu.ac.kr

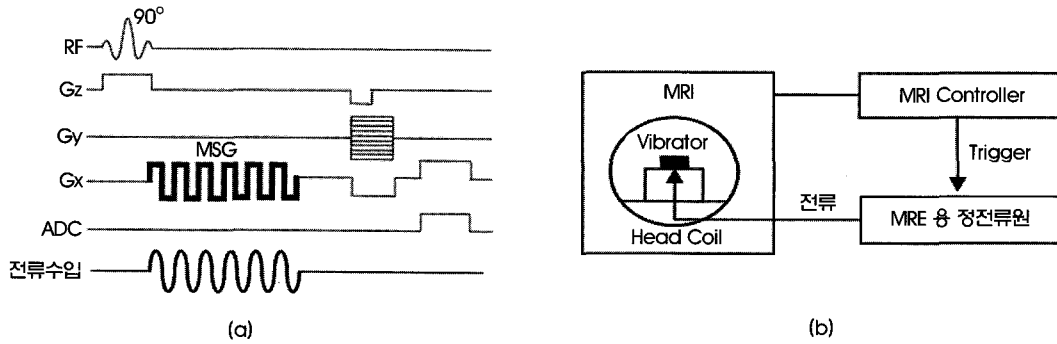


그림 1. (a) MRE 펄스 시퀀스 및 (b) 진동기의 구조.  
 Fig. 1. (a) MRE pulse sequence and (b) vibrator diagram.

진동을 가해주어야 한다[4]. 측정하고자 하는 물체에 이와 같은 진동을 전달하기 위해서는 트리거 신호를 감지하여 전류를 주입하는 정전류원과 주입된 전류에 의해 물체의 표면에 횡방향의 진동을 전달해 주는 진동기가 요구된다. 그림 1(b)는 본 논문에서 설계한 MRE 진동기의 구성요소이다. MRI 주자장 내부에 위치한 진동기에는 코일을 설치하고 코일에 전류가 흐를 때 발생하는 힘으로 코일의 진동을 유발한다. 코일의 진동은 설계한 기구부에 의해 물체의 표면에 위치한 진동판에 전달된다.

**A. MRE 용 정전류원**

그림 2는 MRE용 정전류원의 구성도이다. 정전류원은 주입하고자 하는 전류의 크기, 주파수 그리고 전류주입 횟수 등을 조절할 수 있도록 제작하였다. 정전류원은 전면부에 설치된 다양한 카운터 및 스위치들을 이용하여 사용자가 설정한 주입전류 변수들을 읽는 입력FPGA와 주입전류 파형을 DAC로 출력하는 파형출력FPGA, 그리고 전체적인 동작을 제어하는 주제어기로 구성되어 있다. MRI 스펙트rometer로부터 트리거 신호를 받는 주제어기는 입력된 변수들의 값에 따라 DAC로 파형 데이터를 전송하고, DAC의 출력전압은 전압-전류 변환기를 통하여 진동기의 코일에 전류로 인

가된다. 이때 전압-전류 변환기로는 그림 3과 같은 Howland 회로를 사용하였다. 그림 3에서  $R_0$ 는 출력 저항이고,  $i_0$ 는 출력 전류를 나타낸다. 출력저항  $R_0$ 는  $R_1$ 과  $R_2$ 의 비가  $R_3$ 와  $R_4$ 의 비와 가능한 동일하게 맞추었을 때 약  $1M\Omega$ 의 최대값을 가진다.

**B. 진동기구의 기초설계**

그림 4(a)는 MRI 시스템의 주자장 내에서 솔레노이드 코일에 전류가 흐르면 플레밍의 왼손법칙과 로렌츠의 힘에 의해 코일에 힘이 발생하는 것을 보여주고 있다. 코일에 발생된 힘을 물체에 인가하는 진동으로 변형하기 위해서 그림 4(b)와 같은 기구물을 설계하였다. 그림 4(b)에서 진동기는 솔레노이드 코일과 회전축이 되는 피벗, 물체에 직접 접촉하여 코일의 힘을 진동으로 물체에 전달하는 진동판으로 구성하였다. 전류가 솔레노이드 코일에 인가되면 코일의 중심을 지나는 수직선을 기준으로 회전력이 발생한다. 이 회전력을 횡방향 반복이송운동으로 바꾸기 위하여 그림 4와 같이 피벗을 코일의 중심과 거리를 두어 장치를 구성하면 피벗을 중심으로 진동판이 회전운동을 하게 된다. 이러한 진동기는 MRI 시스템의 주자장 내에서 사용되어야 하기 때문에 모든 재료는 비자성체로 하였다.

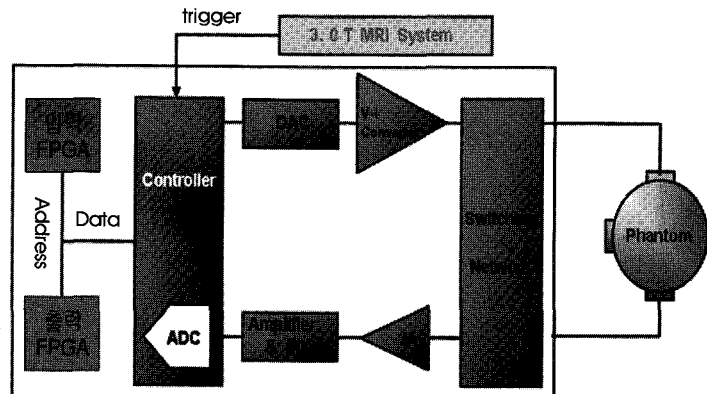


그림 2. MRE 용 정전류원의 구조도.  
 Fig. 2. Block diagram of an MRE constant current source.

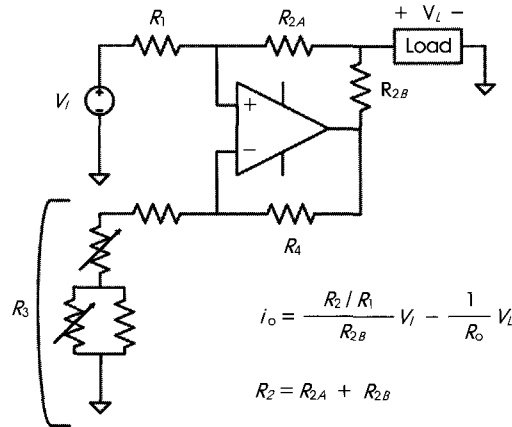


그림 3. Howland 정전류원 회로.  
Fig. 3. Constant current source using the Howland circuit.

C. 진동기의 정적 분석

물체에 효율적으로 정확한 진동을 전해주기 위해서는 정전류원에서 출력되는 전류의 파형 및 크기의 정확도도 중요하지만, 주입되는 전류에 의해 진동을 발생시키는 진동기의 기계적 특성이 매우 중요한 요소이다. 따라서 먼저 진동기의 동작원리를 분석하였다.

주입전류에 의해 솔레노이드 코일에 발생되는 힘을 계산하기 위하여 그림 5와 같이 턴(turn)수가 1인 코일에 대한 힘의 방정식을 유도하였다. 플레밍의 왼손 법칙에서 알 수 있듯이, 턴수가 1인 코일에 흐르는 전류 중 자장에 수평한 성분은 힘을 발생시키지 못하고 자장에 수직한 성분만이 발생된 힘에 기여한다. 따라서 코일의 단위 길이에 작용하는 힘에 대한 방정식을 유도하면 다음과 같다.

$$F = B_0 \times I \cos \theta \times l, \quad l = r\theta \tag{1}$$

$$dF = B_0 \times I \cos \theta \times dl, \quad dl = rd\theta \tag{2}$$

$$dF = B_0 \times I \cos \theta \times r \times d\theta \tag{3}$$

이제 코일에 길이 L만큼 떨어진 위치에 피벗이 설치되어 있다고 가정하자. 피벗 점에 발생하는 반력을 무시하고, 모멘트가 바(bar)에 모두 전달된다고 가정하면, 그림6과 같이 피벗 점에 발생하는 코일에 의한 모멘트는 다음과 같다.

$$M = F \times (L - r \cos \theta) \tag{4}$$

$$dM = dF \times (L - r \cos \theta) \tag{5}$$

코일의 원주방향으로 적분하면 다음과 같은 결과가 나온다.

$$\begin{aligned} M &= \int_0^{2\pi} B_0 I \cos \theta (L - r \cos \theta) r d\theta \\ &= B_0 I r \int_0^{2\pi} (L \cos \theta - r \cos^2 \theta) d\theta \\ &= B_0 I r \int_0^{2\pi} \left( L \cos \theta - r \frac{1 + \cos 2\theta}{2} \right) d\theta \\ &= B_0 I r \left[ -L \sin \theta \Big|_0^{2\pi} - \frac{r}{2} \theta \Big|_0^{2\pi} + \frac{r}{4} \sin 2\theta \Big|_0^{2\pi} \right] \\ &= -B_0 I (r^2 \pi) \end{aligned} \tag{6}$$

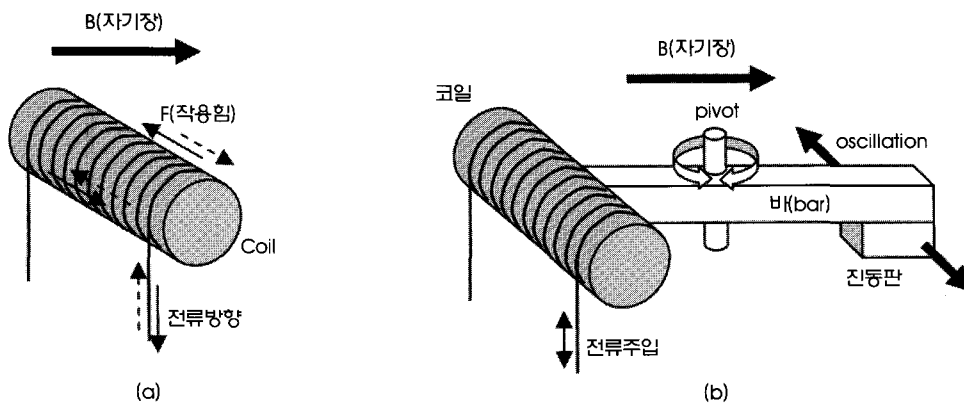


그림 4. (a) MRI 주자장 안에서 코일이 받는 힘과 (b) 진동기의 구조도.  
Fig. 4. (a) Lorentz force and (b) Vibrator design.

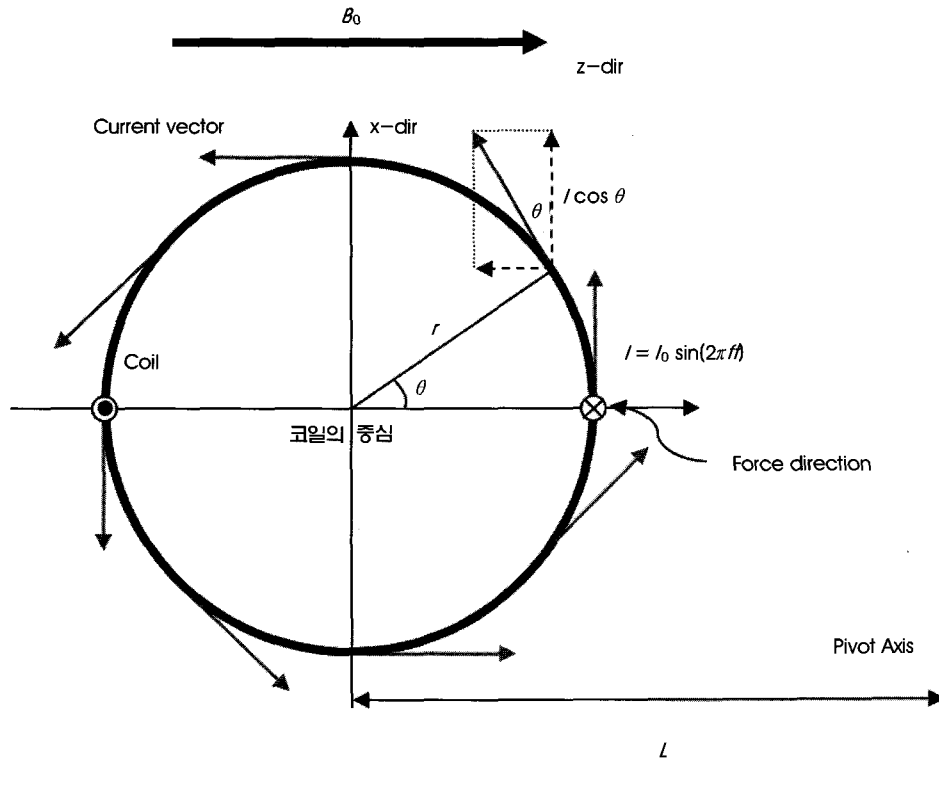


그림 5. 턴수가 1인 코일에 흐르는 전류.  
Fig. 5. Current flow through a single turn coil.

즉, 코일에 작용하는 모멘트는 고정된 피벗 점까지의 거리에 관계 없이 코일이 이루는 원의 면적, 전류의 세기, 자장의 크기에 비례한다.

**D. 진동기의 동적 분석**

진동기의 최적 설계를 위하여, 우선 동일한 길이의 코일을 이용하여 최대 가속도를 얻기 위한 관계를 다음의 표 1과 같이 유도하였다.

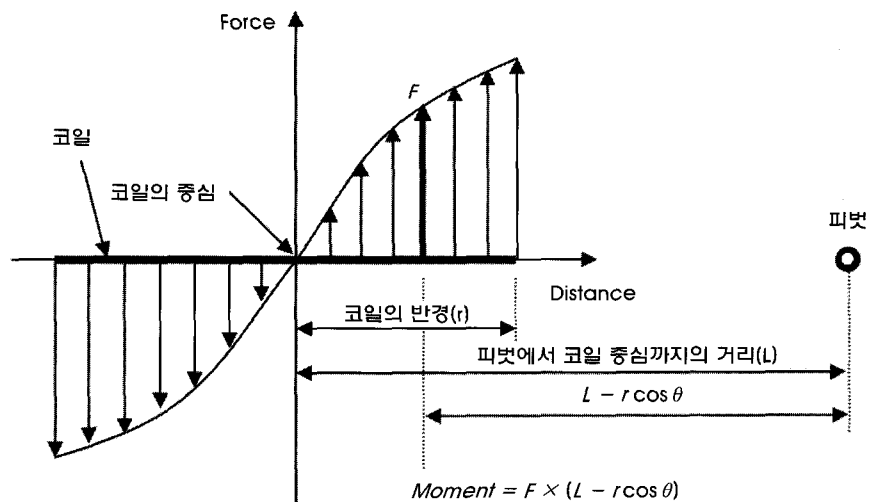
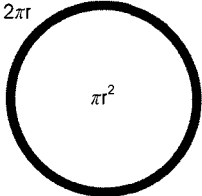
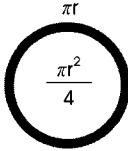


그림 6. 턴수가 1인 코일의 힘과 모멘트.  
Fig. 6. Force and moment of a single turn coil.

표 1. 질량과 모멘트.

Table 1. Mass and moment.

면적비(원통)	1	$\frac{1}{N^2}$
Turn수	1	N
모멘트비(=면적비×Turn수)	1	$\frac{1}{N}$
질량비	$m_c + m_a$	$m_c + \frac{m_a}{N}$
예제		

※  $m_c$ : 코일의 무게,  $m_a$ : 면적 변화에 의한 실린더의 무게

턴수가 1인 코일에 의해 발생하는 모멘트를 1이라 가정하였을 때 가속도 식을 유도하면 다음과 같다.

$$\text{가속도} = \frac{\text{모멘트}}{\text{질량} \times \text{회전반경}} = \frac{1}{(m_c + m_a)L} \quad (7)$$

코일의 반경을 줄이고, 턴수를 늘였을 경우에 가속도는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \text{가속도} &= \frac{\text{모멘트}}{\text{질량} \times \text{회전반경}} \\ &= \frac{\frac{1}{N}}{\left(m_c + \frac{m_a}{N}\right) \times L} = \frac{1}{(Nm_c + m_a) \times L} \quad (8) \end{aligned}$$

따라서 코일의 길이가 일정하다면, 턴수가 늘어날수록 가속도의 크기는 줄어들므로 최대 변위를 얻기 위해서는 턴수를 줄이고 단

면적을 최대한 늘이는 것이 유리하다. 앞의 사항을 바탕으로 전체 모멘트에 대한 운동방정식을 유도하면 다음과 같다.

$$\text{전체 모멘트} = -B_0NI(r^2\pi) \quad (9)$$

$$\sum r \times F = -B_0(\pi r^2)I \times N \quad (10)$$

그림 7은 진동기의 전체 모멘트를 이루는 구성성분을 나타낸 것이다. 전체 모멘트를 이루는 구성성분은 코일, 코일이 감기는 실린더, 피벗에 연결된 바(bar), 물체에 직접 접촉되는 진동판으로 구분된다. 각 끝 단의 변위와 가속도를 알아보기 위해 다음과 같은 파라미터를 정하였다:  $m_{11}$ 은 코일 질량,  $m_{12}$ 는 실린더 질량,  $m_2$ 은 피벗점에서 실린더까지의 바의 질량,  $m_3$ 는 피벗점에서 진동판까지의 바의 질량,  $m_4$ 는 진동판의 질량,  $L_1$ 은 피벗점에서 실린더 중앙까지의 거리,  $L_2$ 는 피벗점에서 실린더 쪽 바의 무게중심까지의 거리,  $L_3$ 는 피벗점에서 진동판 쪽 바의 무게중심까지의 거리,  $L_4$ 는 피벗점에서 진동판 중앙까지의 거리, 그리고  $N$ 은 코일의 턴수이다.

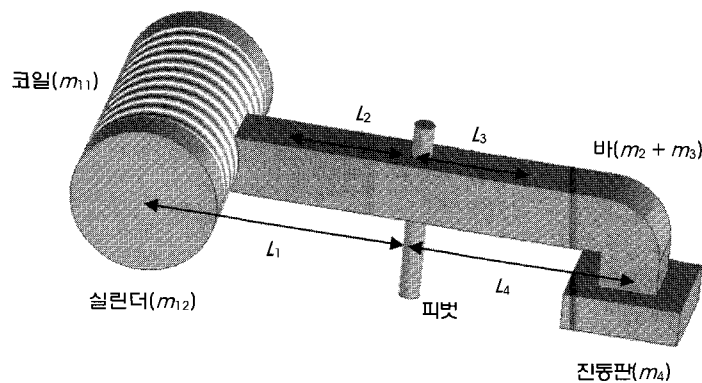


그림 7. 전체 모멘트를 이루는 구성 성분  
Fig. 7. Definition of the vibrator's mechanical properties

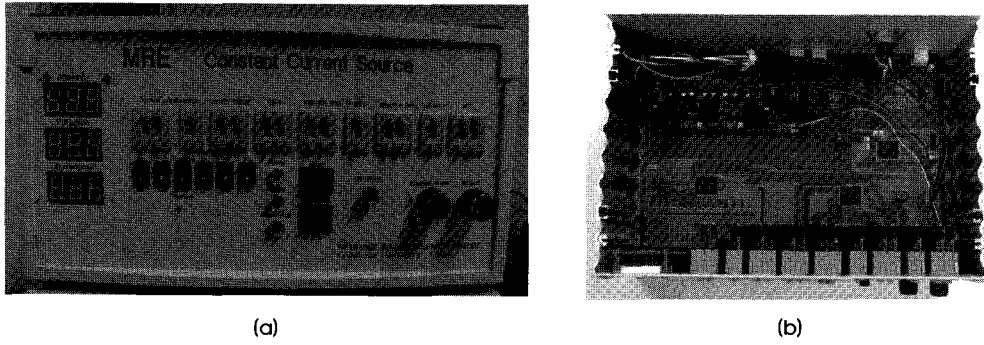


그림 8. MRE 용 정전류원의 (a) 외부 및 (b) 내부.  
 Fig. 8. MRE constant current source: (a) external and (b) internal view.

가속도의 크기는  $a = r \times \omega^2$  이고 이 때  $r$ 은 회전반경,  $\omega$ 는 각속도이다.

$$\sum r \times F = \sum r \times ma = L_1 F_1 + L_2 F_2 + L_3 F_3 + L_4 F_4 \quad (11)$$

여기서,  $L_1 = L_4 = L$ ,  $L_2 = L_3 = \frac{L}{2}$  로 가정하여 식을 정리하면 다음과 같이 단순화 된다. 이를 적용하여 전체 모멘트를 구하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} \sum r \times F &= L(m_{11} + m_{12})L\omega^2 + \frac{L}{2}m_2\left(\frac{L}{2}\right)\omega^2 + \frac{L}{2}m_3\left(\frac{L}{2}\right)\omega^2 + L(m_4)L\omega^2 \\ &= -B_0(\pi r^2)NI \end{aligned} \quad (12)$$

그리고 진동판 끝 단의 가속도는  $L\omega^2$  이고, 질량 특성은 다음과 같다.

$$m_i = \left( m_{11} + m_{12} + \frac{m_2}{4} + \frac{m_3}{4} + m_4 \right) \quad (13)$$

따라서, 진동판 끝 단의 가속도는

$$-\frac{B_0(\pi r^2)NI}{Lm_i} \sin(2\pi ft) \quad (14)$$

이며, 진동판 끝 단의 속도는

$$\frac{B_0(\pi r^2)NI}{Lm_i} \left( \frac{1}{2\pi f} \right) \cos(2\pi ft) \quad (15)$$

이고, 진동판 끝 단의 변위는

$$\frac{B_0(\pi r^2)NI}{Lm_i} \left( \frac{1}{2\pi f} \right)^2 \sin(2\pi ft) \quad (16)$$

이다.

위의 식을 통해서 알 수 있듯이, 진동판 끝 단의 변위는 주파수의 제곱 반비례하고, 자장의 세기, 코일의 턴수, 인가된 전류의 크기에 비례한다. 또한, 질량이 증가하거나 피벗의 위치를 멀리하였을 경우 진동판 끝 단의 변위는 줄어든다.

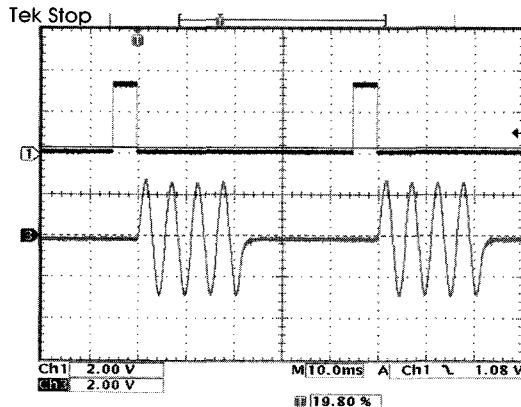


그림 9. MRE 용 정전류원을 이용한 트리거 신호 및 전류 출력 신호.  
 Fig. 9. Trigger and current output from the developed MRE constant current source.

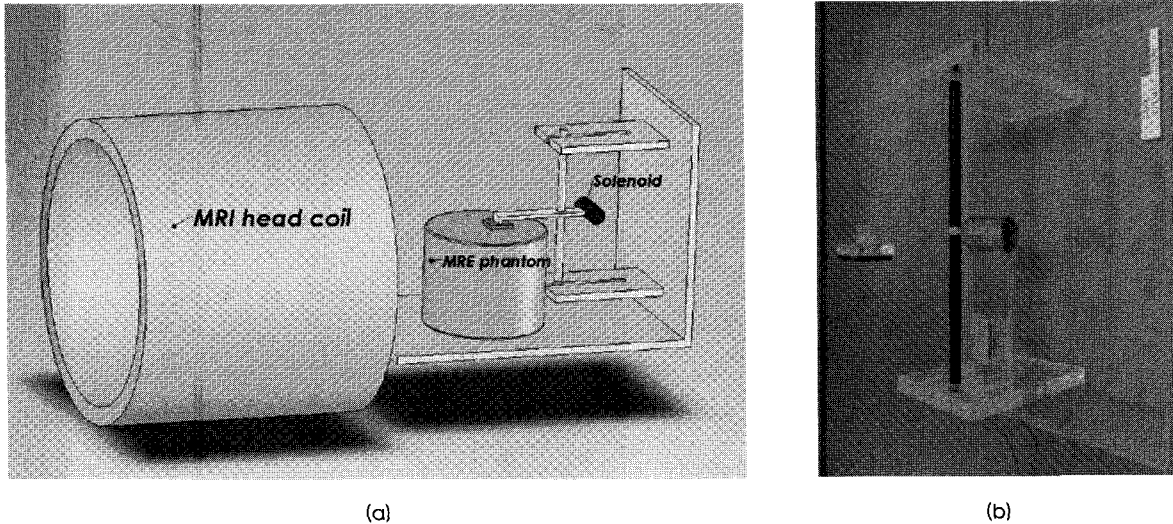


그림 10. 진동기의 (a) 설계도 및 (b) 실제로 제작한 모습.  
 Fig. 10. Developed MRE vibrator: (a) design and (b) picture.

### III. 결 과

#### A. MRE 진동기의 기초실험

그림 8은 실제 제작된 MRE용 정전류원의 모습이다. 사진에서 보이는 것처럼 여러 개의 카운터와 스위치 등을 이용하여 사용자가 원하는 전류의 크기와 주파수 및 전류 주입 횟수를 결정할 수 있도록 하였다. 전류의 크기는 0-500mA이고 주파수는 0-500Hz까지 설정이 가능하다. 그림 9는 실제 MRI의 트리거 신호에 맞추어 200Hz, 500mA의 정현파 전류가 4회 출력되는 모습을 보여주고 있으며, 제작된 MRE용 정전류원은 트리거 신호에 맞추어 사용자가 입력한 변수에 따라 정확하게 전류를 출력한다는 것을 확인할 수 있었다. 그림 10(a)는 앞 절에서 기술한 분석결과에 따라 설계한 진동기의 설계도이고, 그림 10(b)는 실제 제작된 모습이다.

MRI 시스템에 진동기를 설치한 후, MRE용 정전류원과 연결하여 전류를 주입하고, 설정한 주파수에 맞게 진동이 물체에 전해지

는지를 확인해 보았다. 진동의 측정은 가속도계(DYTRAN3055 B2)를 이용하였다. 그림 11에서의 결과와 같이 MRE 진동기를 이용하여 원하는 주파수를 인가하여 측정하고자 한 물체에 정현파 모양의 가속도가 발생하는 것을 확인할 수 있었다. 진동판의 변위는 측정된 가속도를 시간에 대해 이중 적분하여 구할 수 있다. 200Hz, 500mA의 전류를 주입하였을 경우 약 21 $\mu$ m의 진폭을 갖는 정현파 진동이 발생되는 것을 알 수 있다.

#### B. 목 팬텀의 영상 실험

개발한 MRE 진동기를 3Tesla MRI 시스템에 설치하고 탄성계수가 작은 목팬텀을 대상으로 한 영상 실험을 수행하였다. 그림 12는 헤드 코일 안에 진동기와 팬텀을 위치시킨 모습이다. 영상 실험은 표2와 같은 조건으로 수행하였다. 그림 13(a)는 목의 MRI 크기 영상이며, (b)는 위상영상이다. 위상영상은 목팬텀의 표면에 인가된 진동이 내부로 전달되는 것을 보여주고 있다.

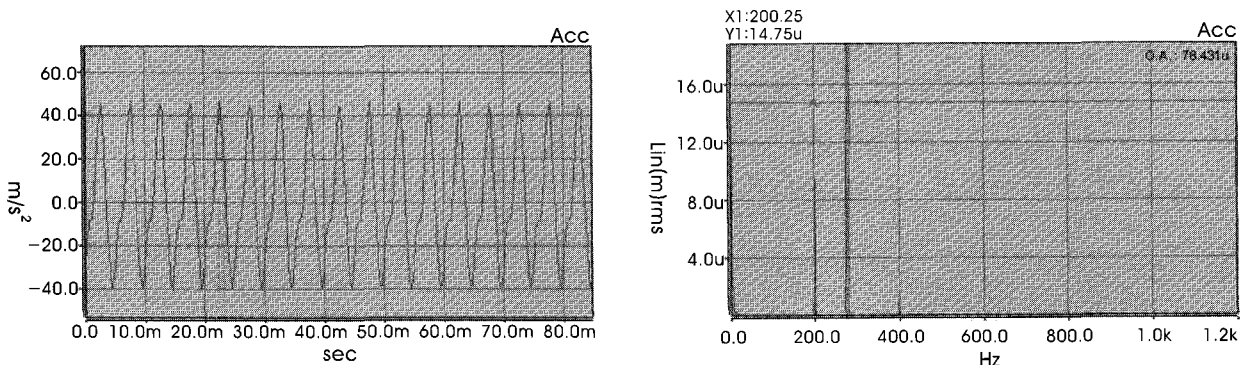


그림 11. 가속도계로 측정한 200Hz에서 진동판의 움직임.  
 Fig. 11. Movement of vibrator at 200Hz measured by an accelerometer.

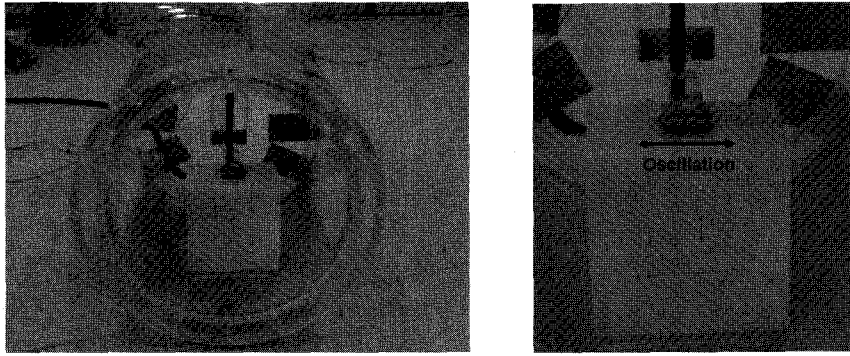


그림 12. 헤드 코일 안의 진동기와 목팬텀.  
 Fig. 12. Vibrator and phantom inside a head coil.

#### IV. 토의 및 결론

본 논문에서는 MRE 영상실험에 필요한 진동기의 제작을 위해 진동기의 동작원리를 분석하였고, 이를 기초로 진동기를 설계 및 제작하여 기초적인 성능을 평가하였다. 개발된 진동기는 MRE 영상실험을 수행하는데 필요한 기본적인 기능들을 제공함을 확인하였다. MRE 연구가 시작된 지 10년 이상이 지났으나 아직 MRE

진동기의 제작에 필요한 기술적인 정보는 매우 적은 상태이므로 본 논문에서 기술한 MRE 진동기의 동작원리와 제작 예는 MRE 연구자들에게 유용할 것이라 생각된다.

개발한 진동기에 대한 기초적인 성능평가는 완료하였으나 이 진동기를 사용하여 비균질한 탄성계수를 가지는 물체에 대한 MRE 영상실험은 향후의 단기적 과제이다. 팬텀, 동물 및 인체를 대상으로 하는 다양한 MRE 실험을 통하여 진동기의 성능을 보완할 예정이다.

표 2. 실험 조건과 MR 영상변수

Table 2. Imaging experiment parameters.

전류크기	500mA
주파수	200Hz
MRI 스펙트로미터에 의한 한 개의 트리거 입력 시 정현파 주입전류의 주기(그림 1a 참조)	6주기
팬텀 재료	목
TR/TE	1000/50ms
Dwell Time	18ms
Slice Thickness	3mm
Total Slice	10
Flip Angle	90°
FOV	180 x 180 mm <sup>2</sup>
Matrix Size	128 x 128
NEX	4

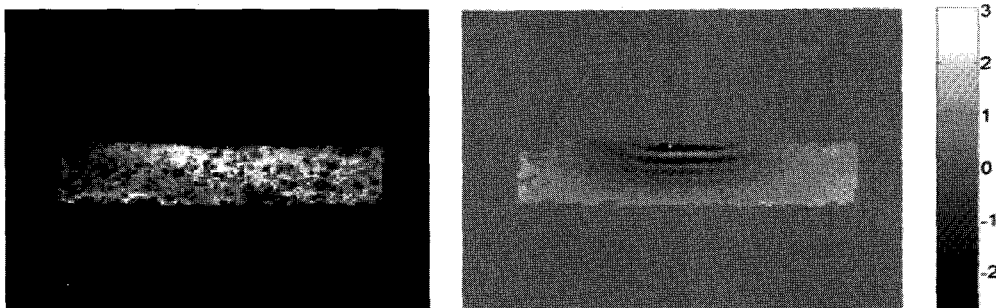


그림 13. 실험에 사용한 목팬텀의 MR (a) 크기영상 및 (b) 위상영상.  
 Fig. 13. MR (a) magnitude and (b) phase image of the phantom.



## 참고문헌

- [1] R. Muthupillai, D. J. Lomas, P. J. Rossman, J. F. Greenleaf, A. Manduca, R. L. Ehman, "Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves," *Science*, vol. 269, pp. 1854-1857, 1995.
- [2] R. Muthupillai, P. J. Rossman, D. J. Lomas, J. F. Greenleaf, S. J. Ridderer, R. L. Ehman, "Magnetic resonance imaging of transverse acoustic strain waves," *Magn. Reson. Med.*, vol. 36, pp. 266-274, 1996.
- [3] J. Bishop, G. Poole, M. Leitch, D. B. Plewes, "Magnetic resonance imaging of shear wave propagation in excised tissue," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 8, pp. 1257-1265, 1998.
- [4] A. Manduca, T. E. Oliphant, M. A. Dresner, J. L. Mahowald, S. A. Kruse, E. Amromin, J. P. Felmlee, J. F. Greenleaf, R. L. Ehman, "Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity," *Medical Image Analysis*, vol. 5, pp. 237-254, 2001.
- [5] I. Sacka, J. Bernarding, J. Braun, "Analysis of wave patterns in MR elastography of skeletal muscle using coupled harmonic oscillator simulations," *Magn. Reson. Imag.*, vol. 20, pp. 95-104, 2002.
- [6] G. Heers, T. Jenkyn, M. Dresner, M. O. Klein, J. R. Basford, K. R. Kaufman, R. L. Ehman, K. N. An, "Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, pp. 537-542, 2003.