

# Magnetic Resonance Elastography (자기 공명 탄성법)

김동현<sup>1</sup>, 양재원<sup>1</sup>, 김명진<sup>2</sup>

기존 MRI, 즉 T1 강조-, T2 강조-, 확산-, 관류-, 기능적-, 등의 영상법은 조직의 물리적 파라미터 그리고 기능적 특성을 알려주는 역할을 한다. 본 중설에서는 최근 관심이 높아지고 있는 영상기법의 하나로 MRE (Magnetic Resonance Elastography, 자기공명탄성법)를 소개하고자 한다. MRE는 기존의 물리적, 기능적 측정을 벗어나 조직의 기계적 특성에 관한 정보를 제공해준다는 면에서 MRI를 이용한 새로운 modality로서의 가능성을 시사해 준다. 예로부터 진단의 가장 기초적인 방법중 하나로서 촉진을 이용하여 조직의 경도를 가능하여 왔다. MRE는 조직의 경도를 MRI를 이용하여 객관적으로 수치화해준다. MRE 임상실험을 성공적으로 수행하기 위해서는 몇 가지 하드웨어와 소프트웨어(트랜스듀서, 펄스대열, 영상처리 알고리즘)가 구비되어야 한다. 트랜스듀서는 인체에 진동을 전달해주는 부분으로서 MRE 응용을 가능하게 하는 핵심적인 역할을 한다. 따라서 MRI 시스템의 자기장과 인체의 골격, 피부와 트랜스듀서 접촉면의 압력, 마찰을 고려하여 제작하여야 한다. 트랜스듀서를 통해서 인체 내부에 진동이 전달되고 있으면 최적의 영상을 얻기 위하여 고려되어야 할 사항이 펄스대열을 조정하는 것이다. 마지막으로 여러 가지 물질에 대한 가령(등방성, 균질성, 비압축성)하에서 영상처리 알고리즘은 파동방정식(Helmholtz equation)으로 표현되며 이로부터 탄성도(Elasticity or Modulus)를 구할 수 있다. 본 중설에서는 이에 대한 리뷰 및 MRE를 이용한 응용분야에 대하여 살펴본다.

## 배경 및 목적

울산의대, 서울의대, 고려의대 예방의학교실 연구팀은 한국인 120만 969명을 무작위 추출하여 140여개 질병에 대하여 1998년부터 2002년까지 5년간 추적 조사한 끝에 '한국인의 질병 부담 2005년 보고서'를 작성하였다 (25). 이 보고서에서 위궤양과 간경화가 30대와 40대에 속한 한국인이 가장 주의해야 할 질병으로 분류되었다. 여기서 볼 수 있듯이 산업화와 도시화, 평균수명의 증가 등에 따라 질병구조가 변화하고 있으며 전염성 질환의 중요성이 감소하고 있는 반면 간경화와 같은 비전염성, 만성 퇴행성 질환의 비율이 높아지고 있다. 그러므로

병이 악화된 이후에는 회복이 어려운 경우가 많으므로 병의 예방과 초기 진단의 중요성이 더욱 강조되고 있는 실정이다.

간경화는 크게 4가지 진행단계를 거친다. Infection(감염) → Inflammation(염증) → Fibrosis(섬유화) → Cirrhosis(간경화)의 순서로 진행되며 이 중에서 Fibrosis는 그림 1과 2에서 볼 수 있듯이 4 단계를 거치게 된다. 의학계에서는 간경화로 진행되기 이전에 초기 단계에서 Fibrosis를 발견하기 위하여 많은 노력을 하고 있으며, 이를 위해서 크게 3가지 방법 - Blood Analysis, Liver Biopsy, Fibroscan- 이 이용되고 있다. 이 세 가지 방법의 장단점에 대해서 간단히 짚고 넘어가도록 하겠다.

① Blood Test: 혈액을 분석하여 간섬유화의 단계를 추정하

대한자기공명과학회지 11:10-19(2007)

<sup>1</sup>연세대학교 전기전자공학과

<sup>2</sup>연세대학교 의과대학 진단방사선과

접 수 : 2007년 4월 21일, 채 택 : 2007년 5월 29일

통신저자 : 김동현, (120-749) 서울시 서대문구 신촌동 134, 연세대학교 전기전자공학과

Tel. (02)2123-5874 Fax. (02) 313-2879 E-mail: donghyunkim@yonsei.ac.kr

는 방법이다. 최근 여러 보고들에 의하면 간섬유화 병태생리의 마지막 단계는 간경변으로 이때 콜라겐형성이 최대로 증가한다고 한다. 따라서, 혈중 콜라겐의 농도 측정과 같은 방법을 이용하여 간섬유화의 진행단계를 예상할 수 있으나 이러한 방법은 다른 방법에 비해서 상대적으로 정확성이 떨어진다고 알려

져 있다 (26).

② Liver biopsy (생검 - 생체조직의 현미경 검사): 상대적으로 혈액검사보다 정확성이 높다고 알려져 있다. 그러나 간에서 직접 조직을 떼어내야 하므로 환자에게 매우 고통스럽다. 또한 간의 모든 부분에서 조금씩 떼어내는 것은 불가능하기 때문에

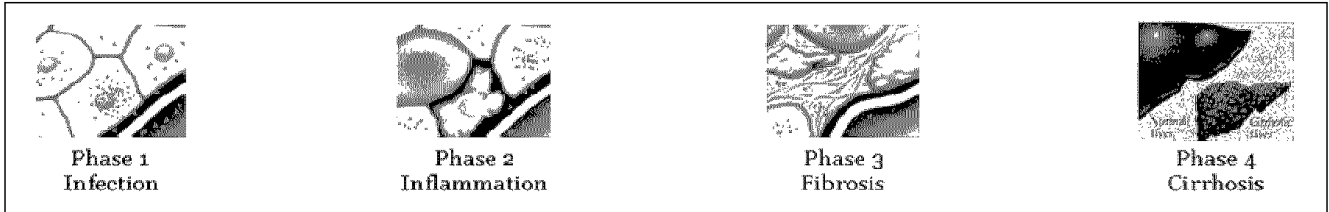


Fig. 1. Liver Fibrosis progression

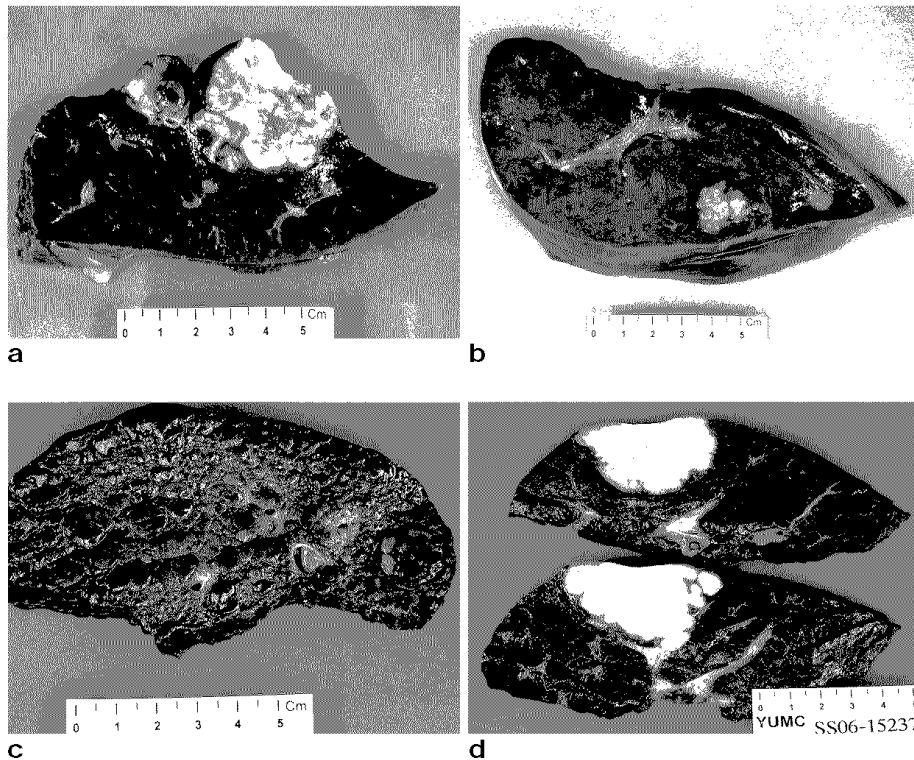


Fig. 2. Liver Fibrosis progression

- a. normal liver
- b. fibrosis stage 2
- c. fibrosis stage 3
- d. fibrosis stage 4

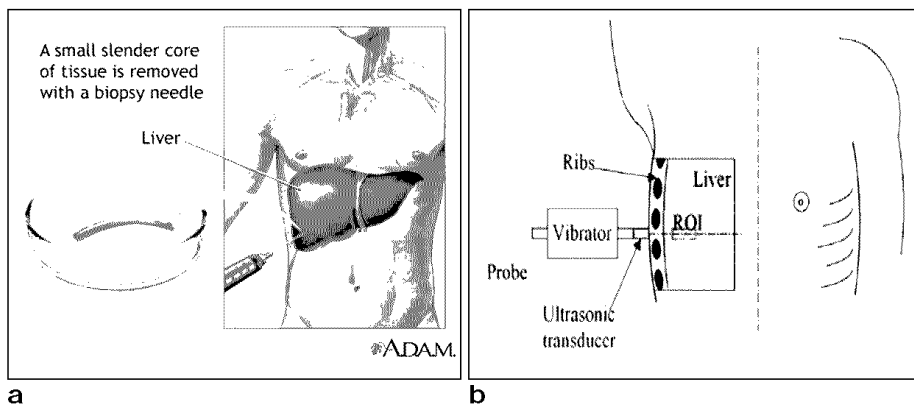


Fig. 3. Diagnosis of liver fibrosis

- a. liver biopsy
- b. ultrasonic fibroscan

간의 일부분으로 전체 상태를 추정해야 하는 한계가 있다. 그러므로 말기 환자의 상태는 정확히 알아낼 수 있으나 초기 진단에서 사용하기는 쉽지 않다 (Fig. 3a).

③ Fibroscan (1-dimension, transient elastography, ultra-sonic waves): 간섬유화를 영상으로 확인할 수 있기 때문에 효과적일 뿐만 아니라 앞의 두 방법에 비해서 간단하여 선호되고 있다. 그러나 이 방법은 초음파의 감쇄 때문에 Obesity (비만), Ascites (복수) 환자에게는 적용하기 어렵고 간섬유화의 초기단계 (1단계와 2단계)를 정상상태로 판별할 확률이 높기 때문에 현재로서 완벽한 대안은 아니다 (Fig. 3b) (1).

최근 MRI를 이용한 탄성측정법(Elastography)에 관심을 갖게 되었다. MRE라고 불리는 이 방법은 장기나 조직의 물리적

특성을 의사의 촉진(Palpation: 손으로 만져봄)없이 가능하게 하는 방법이다 (2, 3). 일반적으로 상대적 요소가 있는 촉진으로 종양이나 신체 내부의 물리적 이상을 알아내는 방법을 지나 MRE를 이용하면 객관적인 2차원이나 3차원 영상을 통해서 조직의 경도 (Stiffness)를 측정할 수 있다. 이러한 관심의 증가는 최근 Pubmed를 통해 나타나는 MRE관련 논문수에서 반영이 된다 (Fig. 4).

본 논문은 간경화의 초기단계인 간섬유화의 조기진단을 목적으로 하되 기존의 방법을 지양하고 최근 주목 받고 있는 방식인 MRE를 소개한다. 이 방법을 이용함으로써 환자의 건강에 손상을 주지 않으면서 MRI 시스템을 이용하여 해상도가 높은 2차원 또는 3차원 영상을 얻을 수 있다. 이를 바탕으로 종래의 방법들보다 더 정확하고 객관적으로 간경화 초기단계 환자의 상태를 측정하는 방법을 소개하고 MRE의 응용범위에 대해서 알아보겠다.

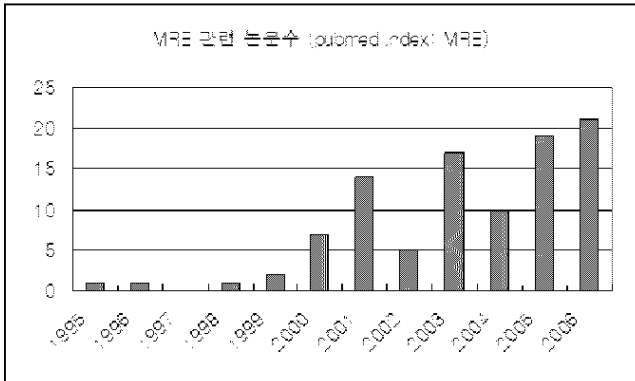


Fig. 4. Recent literature regarding MRE (citations in pubmed)

## 대상 및 방법

### 2.1 MRE 동작 원리

MRE의 기본 원리는 다음과 같다. MRI가 동작하는 상태에서 탄성도를 측정하고자 하는 부위에 진동 (mechanical Vibration)을 준다. 이 진동이 전달되어서 피부속 조직에 미세 진동이 일어난다. 이 진동은 조직 내부를 통과하면서 매질인 피부의 탄성도에 따라서 진행속도가 달라지게 된다. 예를 들면, 딱딱한 부분에서는 파의 진행속도가 느려지게 되고 상대적으로 부드러운 부분에서는 파의 진행속도가 빠르게 된다. MRI를 이용해 미세 진동을 측정하고 정해진 알고리즘으로 영상처리 하

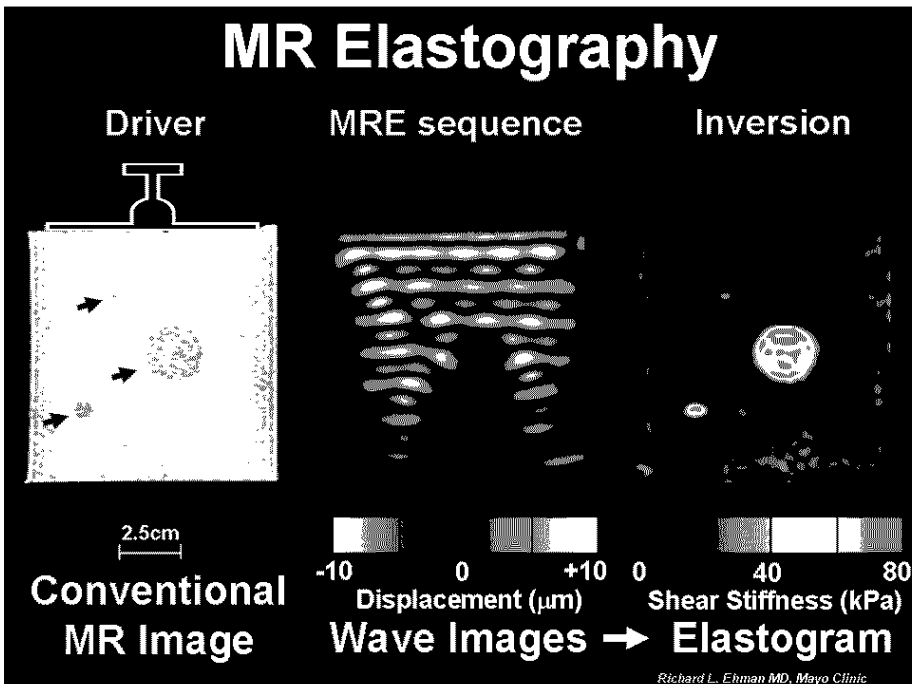


Fig. 5. Basic Components for conducting an MRE experiment: (Left) Transducer: driver for shear wave generation (Middle) Wave image: pulse sequence capable of obtaining displacement images (Right) Elastogram: Quantification of elasticity using post processing (Courtesy: Richard Ehman, MD, Mayo Clinic)

면 결국 정량적인 경도 값을 도출해 낼 수 있는 것이다.

MRE의 장점은 환자의 건강에 손상을 주지 않으면서 근육이나 장기 조직의 탄성도 차이에 따른 파동전달(wave propagation)의 속도차를 이용하여 2차원, 3차원 영상까지도 얻어낼 수 있다는 것이다. 물론, 환자의 몸에 진동을 주어야 하기 때문에 비만환자에게 적용하기 힘든 단점이 있으나 Fibroscan에 비해서 더 선명한 2차원 영상을 얻어낼 수 있다.

2.2 MRE 하드웨어와 소프트웨어

MRE 임상실험을 성공적으로 수행하기 위해서는 몇가지 하드웨어와 소프트웨어가 구비되어야 한다. Fig. 5는 성공적인 MRE를 위한 요소들을 잘 보여준다 (2, 3).

2.2.1 트랜스듀서(Transducer - Mechanical Vibrator) 고안 및 제작

트랜스듀서는 인체에 진동을 전달해주는 부분으로서 MRE 응용을 가능하게 하는 핵심적인 역할을 한다. 인체에 진동이 제

대로 전달되어야만 파의 속도차이를 영상으로 나타낼 수 있기 때문이다. 효과적으로 진동을 전달하는 트랜스듀서를 만들기 위해서는 설계할 때 MRI 시스템의 자기장과 인체의 골격을 고려하여야 하고 트랜스듀서를 구성하는 내부 요소들을 최적화시켜야 한다. 접촉면은 진동이 피부 내부로 잘 전달되도록 피부와 트랜스듀서와 접촉면의 압력, 마찰을 고려하여야 한다.

트랜스듀서 제작에 있어서 어려운 점은 MRI 시스템 내부의 고자기장 영역에서 진동을 발생시켜야 하기 때문에 여러 가지 제약이 따른다는 것이다. 또한, 진동을 원하는 부위에 전달하기 위해서 트랜스듀서와 인체의 접촉면(Interface)을 설계하여야 한다는 것도 매우 어려운 일이다. Fig. 6에서는 현재 쓰이고 있는 여러 가지 방식의 트랜스듀서를 소개한다.

2.2.2 데이터 획득을 최적화하 시키는 펄스대열(pulse Sequence)

MR 영상 획득에서 가장 중요한 것은 신호대잡음비, 공간해상도, 획득시간이다. 그러나 이 세 가지 사이에는 트레이드 오

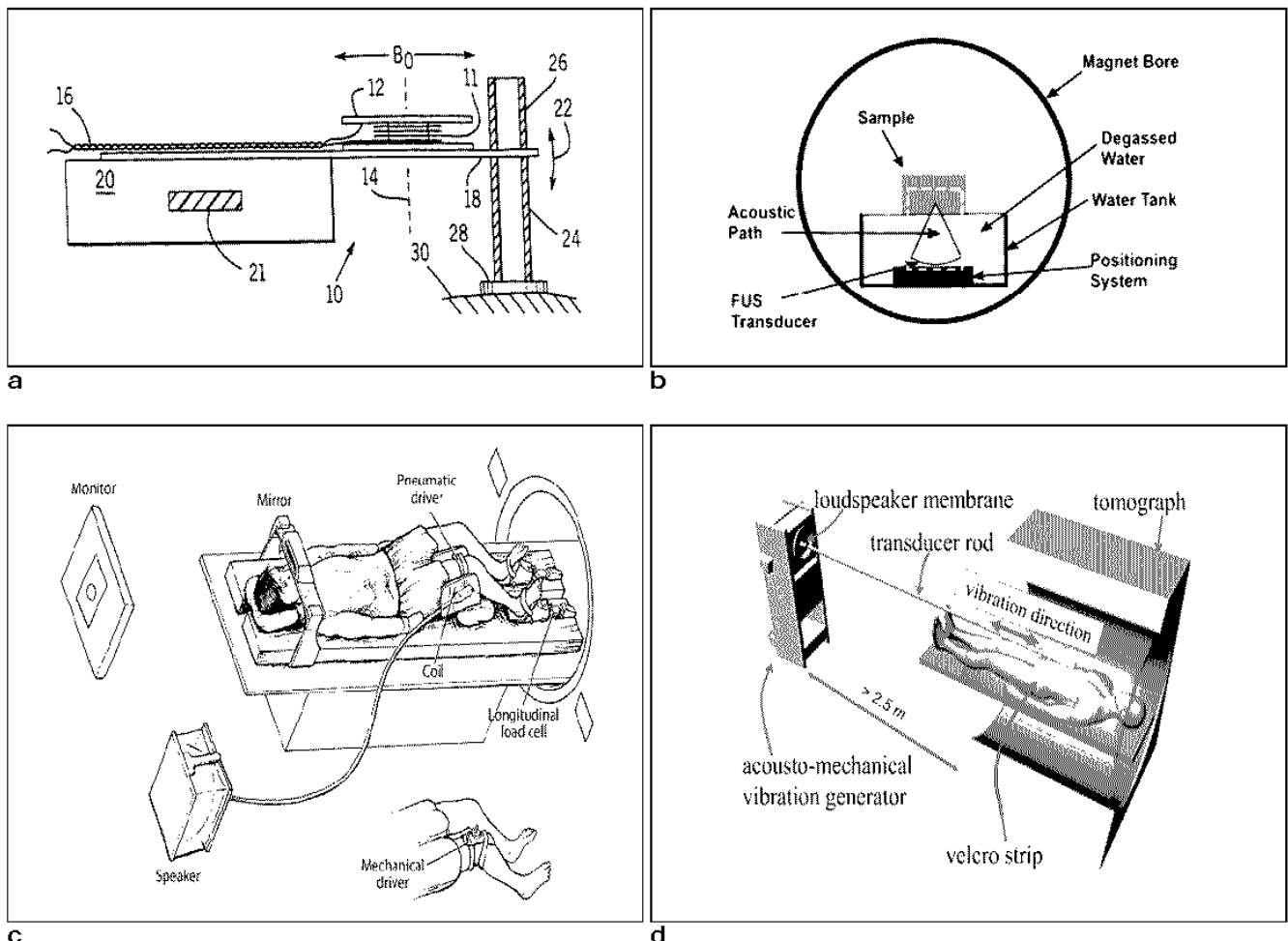


Fig. 6. Transducer design examples (a) Generating vibration using principle of AC motor mechanism (b) Focused Ultrasonic mechanism (c) Air pressure used to generate vibrations (d) Sound wave generated from a speaker connected to a rod can be used as a source of vibration. References (4 - 6)

프 (trade off)가 존재하기 때문에 각각의 변수들을 조정하여 최적의 영상을 얻어내야 한다.

여러 가지 변수들 중에서 본 연구에서 가장 중요하게 고려되어야 할 것이 바로 펄스대열을 조정하는 것이다. 인체 내부에서 전달되는 파동을 얼마나 정확히 순간 포착 하느냐는 어떤 펄스대열을 이용하는 지에 달려있다고 해도 과언이 아니다.

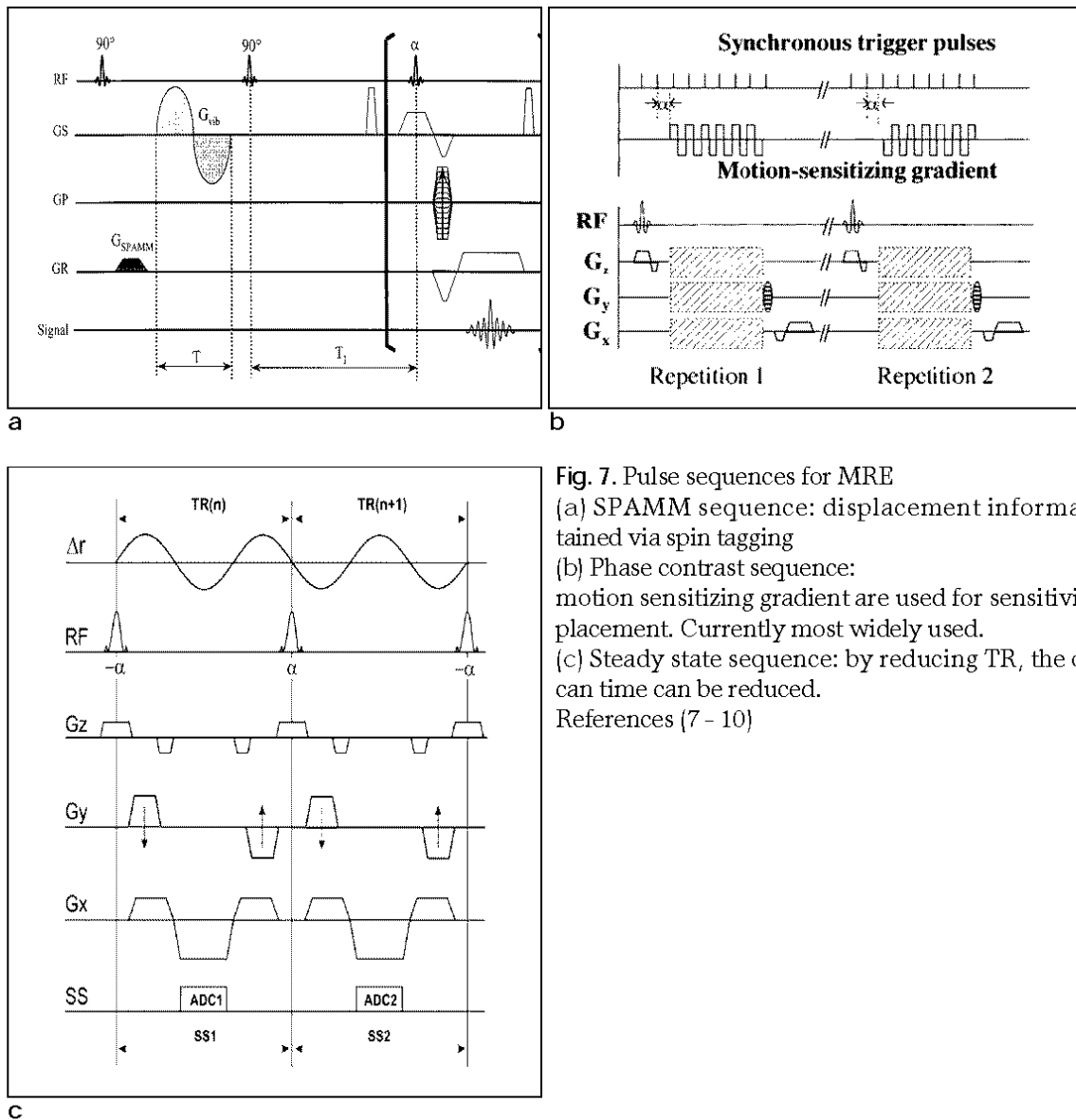
본 논문에서는 위상 대조 대열 (phase contrast pulse sequence)을 소개하겠다 (Fig. 7). 트랜스듀서에서 발생하는 진동의 주파수와 같은 주파수의 경사자장 (motion sensitizing gradient)을 사용하면 레이터의 위상은 다음과 같은 식으로 모델링이 될 수 있다.

$$\phi(r, \theta) = \frac{\gamma N T}{2} G \cdot \xi \cdot \cos(k \cdot r + \theta) \quad [1]$$

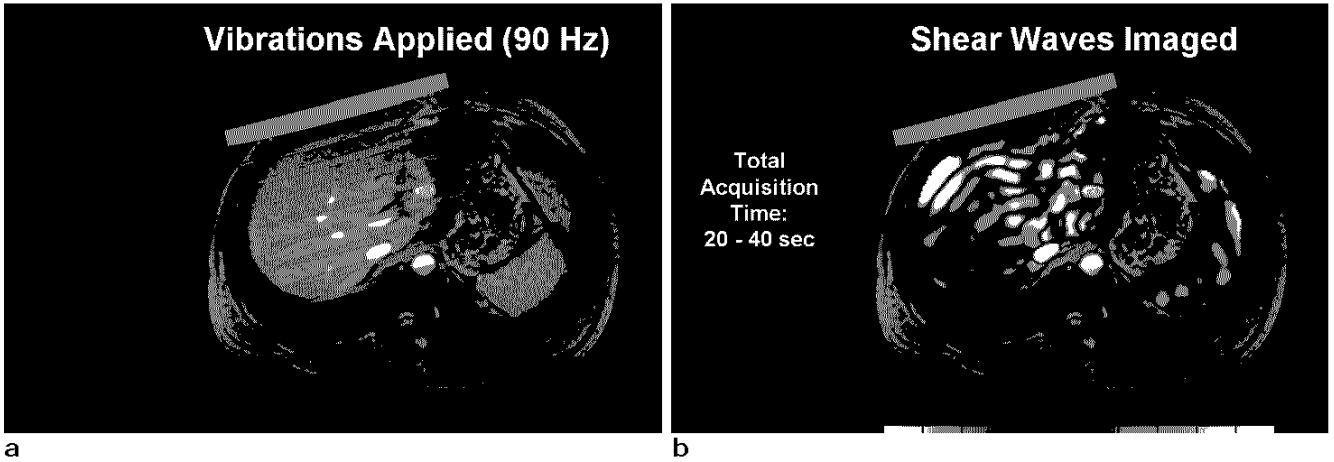
( $\phi$ : 위상값,  $\gamma$ : gyromagnetic ratio, N: 경사자장의 반복수,

T: 주기, G: 경사자장의 세기,  $\xi$ : displacement값, k: wave number, r: 위치,  $\theta$  초기 위상값). 위의 식에서 조직의 움직임  $r(t)$ 를 단순한 조화 진동 (harmonic motion like sine waves)이라고 가정하면 위상 대조 신호의 결과적인 위상변화  $\phi(t)$ 는  $r(t)$ 의 크기 ( $\xi_0$ )와 경사자장  $G(t)$ 와의 내적에 비례한다는 것을 알 수 있다. 그리고 위상변화는  $r(t)$ 와  $G(t)$ 의 초기 위상차이 ( $\theta$ )에도 의존한다

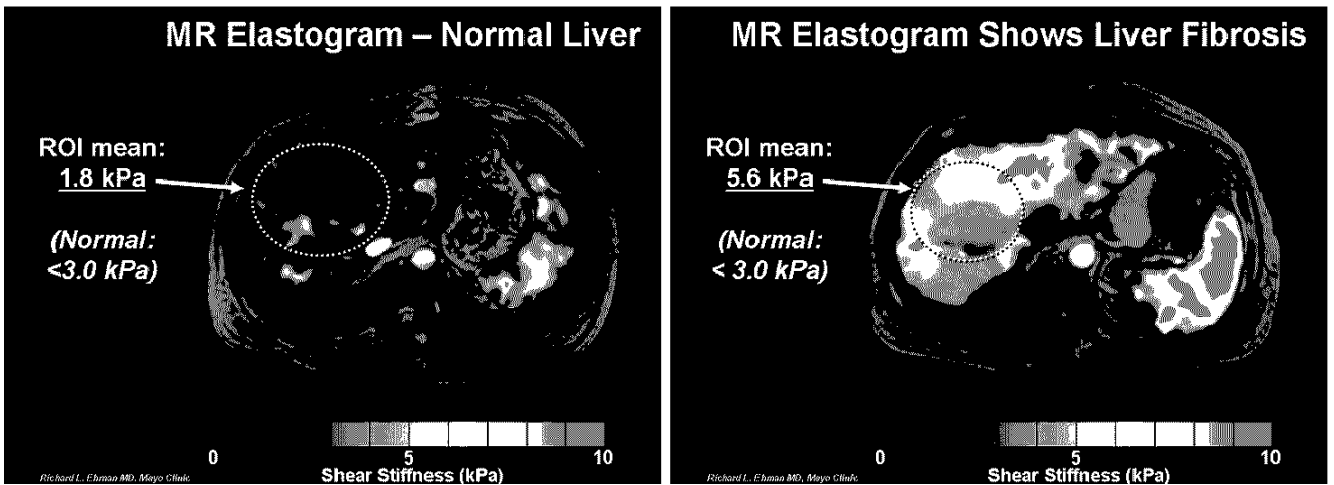
여기서 고려해야 할 사항은 같은 주파수 상에서 경사 자장과 기계적 진동의 시작점의 동기 (synchronization)를 정확히 맞추는 방법을 고안해야 한다는 것이다. 또한, 진동을 주는 여러 가지 방법 (여러 곳에서 동시에 진동을 주기 등)을 고안해 보고 측정결과를 변화를 확인해보아야 한다. 진동방법과 위치의 차이에 따른 매질 내부의 전달 (propagation), 감쇄 (attenuation), 반사 (reflection), 회절 (diffraction) 등 파장의



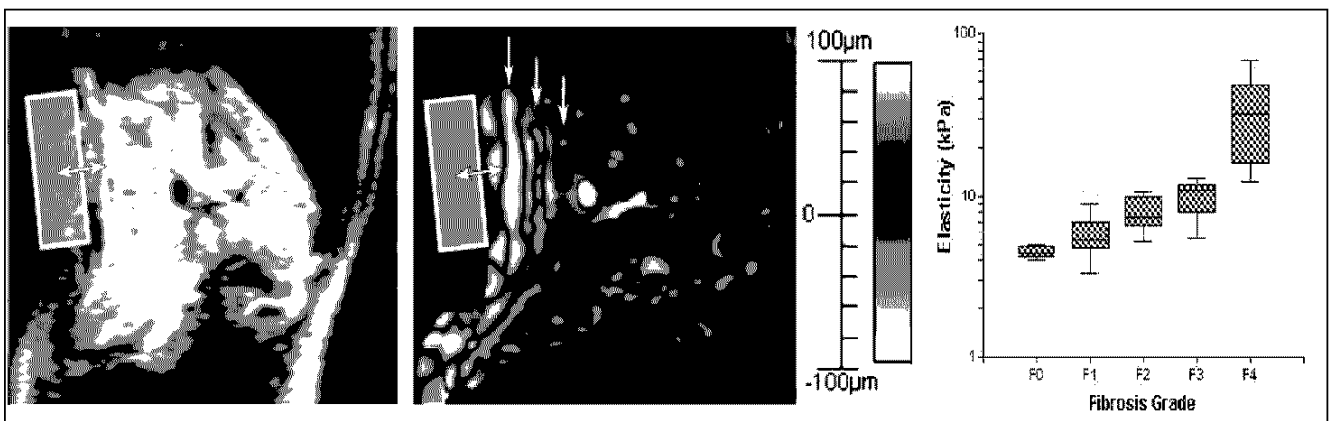
**Fig. 7. Pulse sequences for MRE**  
 (a) SPAMM sequence: displacement information obtained via spin tagging  
 (b) Phase contrast sequence: motion sensitizing gradient are used for sensitivity in displacement. Currently most widely used.  
 (c) Steady state sequence: by reducing TR, the overall scan time can be reduced.  
 References (7 - 10)



**Fig. 8.** Applying vibrations to the liver (left) and the corresponding displacement images (right). (Courtesy: Richard Ehman, MD, Mayo clinic)



**Fig. 9.** Elasticity maps obtained from normal volunteer and subject with liver fibrosis. (Courtesy: Richard Ehman, MD, Mayo clinic)



**Fig. 10.** Non-invasive measurement for the assessment of liver fibrosis. (Left) Phase contrast and (middle) elasticity map from 21 year old healthy volunteer. (Right) Graph distribution of liver stiffness in 12 healthy volunteers and 12 patients with chronic liver disease and varying degrees of liver fibrosis proved with biopsy result. (17)

변화를 수학적으로 접근해보는 것도 필요하다.

2.2.3 영상처리 알고리즘

앞에서 언급한 위상대조 대열로부터 위상변화를 MRI 촬영으로 측정할 수 있으며 이것을 통해서 각 위치에서의 변위를 구할 수 있다. 식1을 통해서 구한 변위를 이용하여 우리가 궁극적으로 알고자 하는 탄성도(단위: Pascal[Pa])를 아래 식을 이용하여 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} \mu &= -\rho\omega^2 \frac{u_i}{\nabla^2 u_i} \\ &= \rho \cdot f^2 \cdot \lambda^2 \end{aligned} \quad [2]$$

(경도계산 단위: Pa=N/m<sup>2</sup>, u: 변위, ρ: 밀도(kg/m<sup>3</sup>), f: 트랜스듀서의 주파수, λ: 매질의 파장의 길이)

여러 가지 물질에 대한 가정(isotropic, homogeneous, incompressible medium)하에서 탄성도(elasticity or modulus)는 식 [2]의 파동방정식(helmholtz equation)으로부터 구할 수 있다. 그러나 잡음이 있는 데이터로부터 비균질한 물질의 탄성도를 높은 해상도로 정확히 추출하는 것은 여전히 어려운 일이다. 그러므로 탄성도의 상대적 차이를 최대로 높일 수 있는 알

고리즘을 찾는 것이 중요하다. 현재도 이와 관련하여 영상처리 알고리즘에 대한 논문들이 계속 나오고 있다.(11-16)

결 과

3.1. Mayo Clinic의 간섭유화 단계 측정

위의 Fig. 8과 9는 Mayo Clinic의 임상실험 결과를 보여준다. 이를 통해서 MRE를 이용하면 간경화의 초기단계인 간섭유화를 측정할 수 있다는 것을 알 수 있다. 각각의 위치에서 구한 탄성도를 이용하여 전체 간의 평균을 구하고 정상간의 평균과 비교하여 간섭유화의 단계를 추정할 수 있다. 그러므로 MRE는 간경화 조기진단의 새로운 방향을 제시할 것이라고 예상할 수 있다. 다시 말하지만, MRE를 이용하면 환자의 건강에 손상을 주지 않으면서 근육이나 장기 조직의 탄성도 차이에 따른 파동의 속도차를 이용하여 Fibroscan에 비해서 더 선명한 2차원 영상을 얻어내었다.

3.2 다른 응용

MRE는 간 이외에도 가슴(breast) (18, 19) (Fig. 11), 뇌

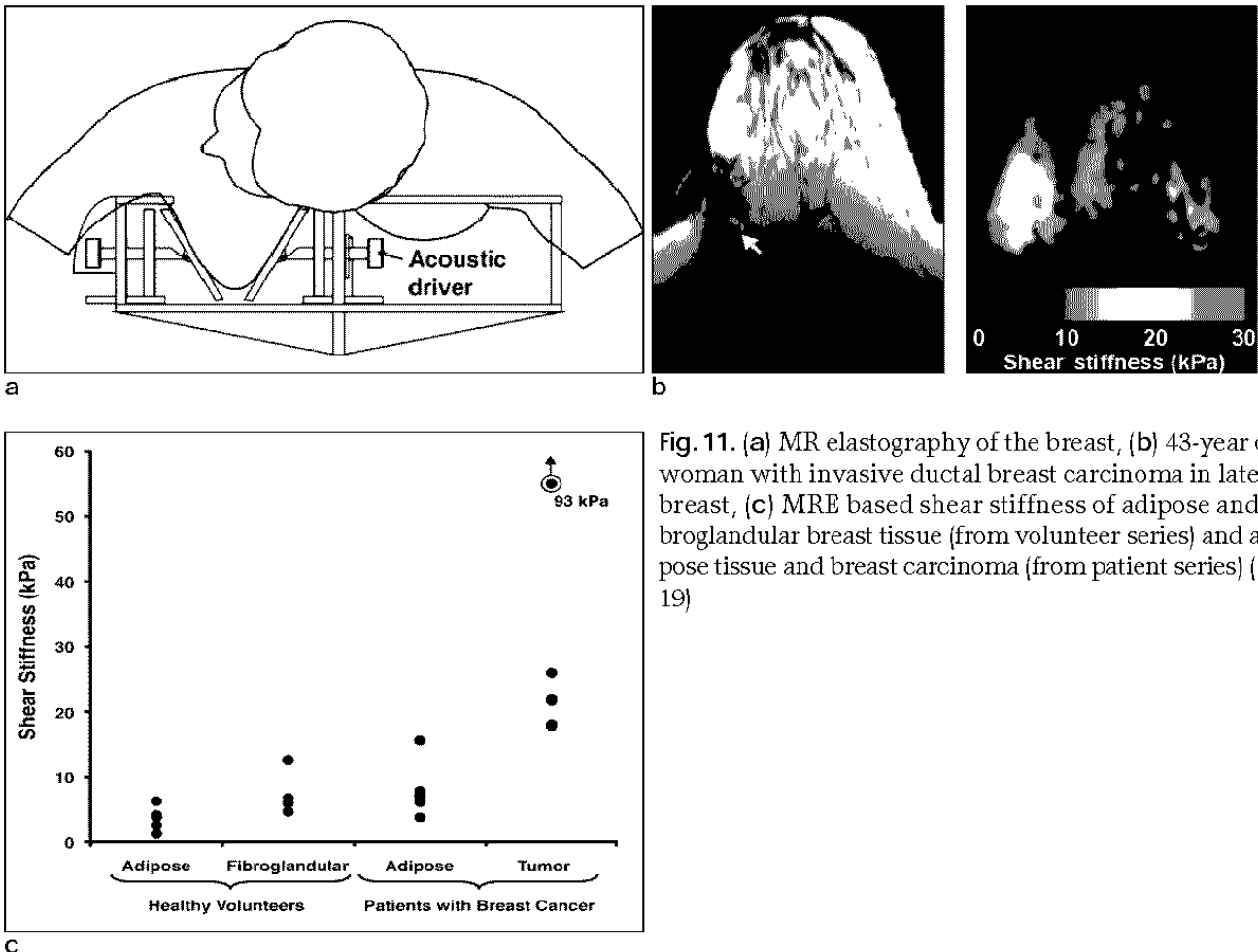
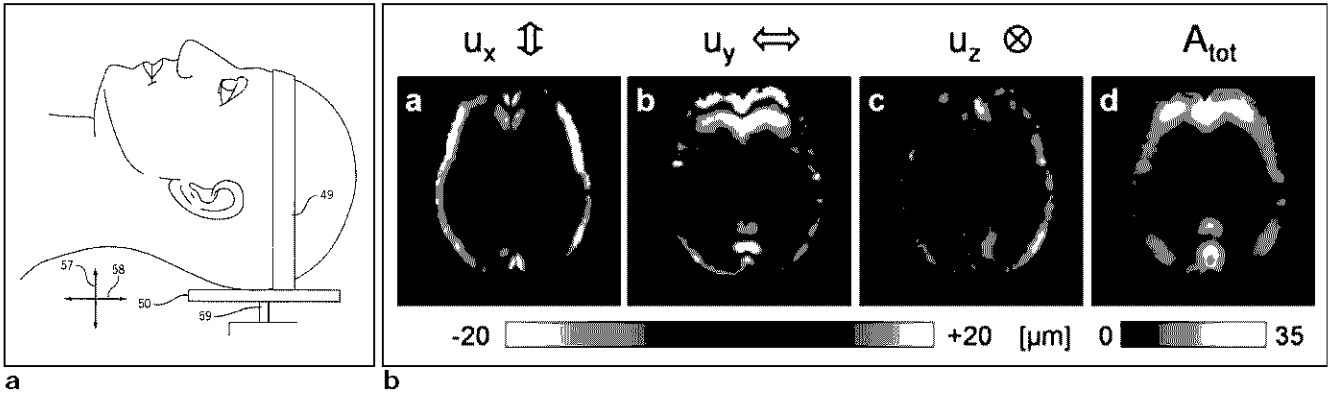


Fig. 11. (a) MR elastography of the breast, (b) 43-year old woman with invasive ductal breast carcinoma in lateral breast, (c) MRE based shear stiffness of adipose and fibroglandular breast tissue (from volunteer series) and adipose tissue and breast carcinoma (from patient series) (18, 19)



**Fig. 12.** (a) MRE of the brain, (b) Example of wave images and the corresponding total amplitude image for an image slice in transverse orientation. (Hamhabar, Braun, et al. Acta-biomaterialia, 2007)



**Fig. 13.** (a, b) Muscle load transducer and its application inside an MRI magnet, (c) wave images obtained in a coronal place through the biceps of a volunteer under loading conditions. Shear wavelength increases with load (20)

(Fig. 12), 근육 (muscle) (20) (Fig. 13), 전립선(prostate) (21), 폐(lung) (22), 미세구조(microscopic) (23), 연골(cartilage) (24) 등의 다양한 부분에 응용되고 있으며 이와 관련된 논문들이 계속해서 나오고 있다. 향후 트랜스듀서의 개발, 영상처리기술 개선, 그리고 고자장에서 SNR을 이용한 영상이 개발되면서 MRE를 이용한 여러 다른 응용에서 많은 연구들이 진행되리라 예상 된다.

### 결 론

최근 간경화와 같은 비전염성, 만성 퇴행성 질환의 비율이 높아지고 있으므로 병의 조기 진단의 중요성이 더욱 강조되고 있으나 현재 이용되고 있는 방법들은 정확성이 떨어진다. 그러나 MRE를 이용한 방법은 객관적인 수치자료를 얻음으로써 기존 방법들보다 높은 정확성으로 간섬유화를 진단할 수 있다. 그 뿐만 아니라 MRE는 MR 장비로 높은 해상도의 2차원 영상을 얻을 수 있다는 특장성이 있다.

MRE에 대한 논문이 처음 등장한 것은 1995년이지만 10년이 지난 최근에서야 임상실험이 실시되고 있으며 아직도 상용화 단계에는 이르지 못하였다. 그러므로 기존의 MRE를 연구

하는 그룹에 비해서 기술적 격차가 크지 않으며 기존 연구의 단점을 분석하여 기존의 것들을 뛰어넘는 연구 성과를 낼 수 있을 것으로 기대한다.

현재 국내에는 MRE에 대한 연구가 이루어지지 않고 있기 때문에 본 연구는 국내에 새로운 연구를 소개한다는 의미가 있다.

그러나 더 중요한 것은 MRE에 필요한 하드웨어와 소프트웨어 체계를 확립하고 임상실험에 성공할 경우에 의료영상 시장에 미치는 파급 효과이다. MRE의 상용화에 성공한다면 실제 시스템을 국내 및 국외의 여러 병원에 판매할 수 있으므로 엄청난 부가가치를 창출할 것으로 기대된다.

### 참 고 문 헌

1. Sandrin L, Fourquet B, Hasquenoph JM, et al. Transient elastography: a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound Med Biol* 2003;29(12):1705-1713.
2. Muthupillai R, Ehman RL. Magnetic resonance elastography. *Nat Med* 1996;2(5):601-603.
3. Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, et al. Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating a-



- coustic strain waves. *Science* 1995;269(5232):1854-1857.
4. Braun J, Braun K, Sack I. Electromagnetic actuator for generating variably oriented shear waves in MR elastography. *Magn Reson Med* 2003;50(1):220-222.
  5. Chan QC, Li G, Ehman RL, et al. Needle shear wave driver for magnetic resonance elastography. *Magn Reson Med* 2006;55(5):1175-1179.
  6. Wu T, Felmlee JP, Greenleaf JF, et al. MR imaging of shear waves generated by focused ultrasound. *Magn Reson Med* 2000;43(1):111-115.
  7. Bieri O, Maderwald S, Ladd ME, et al. Balanced alternating steady-state elastography. *Magn Reson Med* 2006; 55(2):233-241.
  8. Lewa CJ, Roth M, Nicol L, et al. A new fast and unsynchronized method for MRI of viscoelastic properties of soft tissues. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12(5):784-789.
  9. Manduca A, Oliphant TE, Dresner MA, et al. Magnetic resonance elastography: non-invasive mapping of tissue elasticity. *Med Image Anal* 2001;5(4):237-254.
  10. Maderwald S, Uffmann K, Galban CJ, et al. Accelerating MR elastography: a multiecho phase-contrast gradient-echo sequence. *J Magn Reson Imaging* 2006;23(5):774-780.
  11. Suga M, Matsuda T, Minato K, et al. Measurement of in-vivo local shear modulus by combining multiple phase offsets mr elastography. *Medinfo* 2001;10(Pt 2):933-937.
  12. Papazoglou S, Rump J, Braun J, et al. Shear wave group velocity inversion in MR elastography of human skeletal muscle. *Magn Reson Med* 2006;56(3): 489-497.
  13. Park E, Maniatty AM. Shear modulus reconstruction in dynamic elastography: time harmonic case. *Phys Med Biol* 2006;51(15):3697-3721.
  14. Romano AJ, Abraham PB, Rossman PJ, et al. Determination and analysis of guided wave propagation using magnetic resonance elastography. *Magn Reson Med* 2005;54(4):893-900.
  15. Glaser KJ, Felmlee JP, Manduca A, et al. Shear stiffness estimation using intravoxel phase dispersion in magnetic resonance elastography. *Magn Reson Med* 2003;50(6):1256-1265.
  16. Oliphant TE, Manduca A, Ehman RL, et al. Complex-valued stiffness reconstruction for magnetic resonance elastography by algebraic inversion of the differential equation. *Magn Reson Med* 2001;45(2):299-310.
  17. Rouviere O, Yin M, Dresner MA, et al. MR elastography of the liver: preliminary results. *Radiology* 2006;240 (2):440-448.
  18. Lorenzen J, Sinkus R, Lorenzen M, et al. MR elastography of the breast: preliminary clinical results. *Rofo* 2002; 174(7):830-834.
  19. McKnight AL, Kugel JL, Rossman PJ, et al. MR elastography of breast cancer: preliminary results. *AJR Am J Roentgenol* 2002;178(6):1411-1417.
  20. Papazoglou S, Braun J, Hamhaber U, et al. Two-dimensional waveform analysis in MR elastography of skeletal muscles. *Phys Med Biol* 2005;50(6): 1313-1325.
  21. Kemper J, Sinkus R, Lorenzen J, et al. MR elastography of the prostate: initial in-vivo application. *Rofo* 2004; 176(8):1094-1099.
  22. Goss BC, McGee KP, Ehman EC, et al. Magnetic resonance elastography of the lung: technical feasibility. *Magn Reson Med* 2006;56(5):1060-1066.
  23. Othman SF, Xu H, Royston TJ, et al. Microscopic magnetic resonance elastography (microMRE). *Magn Reson Med* 2005;54(3):605-615.
  24. Hardy PA, Ridler AC, Chiarot CB, et al. Imaging articular cartilage under compression--cartilage elastography. *Magn Reson Med* 2005;53(5):1065-1073.
  25. 한국인의 질병 부담 보고서, 2005 울산의대, 서울의대, 고려의대 예방의학 교실 공저
  26. 김동준, 간섬유화의 비관혈적 진단. 대한소화기학회 소화기강좌, 2004, www.gastrokorea.org

## Magnetic Resonance Elastography

Dong-hyun Kim<sup>1</sup>, Jae Won Yang<sup>1</sup>, Myeong Jin Kim<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*School of Electrical and Electronic Engineering*

<sup>2</sup>*Department of Diagnostic Radiology*

Conventional MRI methods using T1-, T2-, diffusion-, perfusion-weighting, and functional imaging rely on characterizing the physical and functional properties of the tissue. In this review, we introduce an imaging modality based on measured the mechanical properties of soft tissue, namely magnetic resonance elastography (MRE). The use of palpation to identify the stiffness of tissue remains a fundamental diagnostic tool. MRE can quantify the stiffness of the tissue thereby providing a objective means to measure the mechanical properties. To accomplish a successful clinical setting using MRE, hardware and software techniques in the area of transducer, pulse sequence, and imaging processing algorithm need to be developed. Transducer, a mechanical vibrator, is the core of MRE application to make wave propagate in-vivo. For this reason, considerations of the frame of human body, pressure and friction of the interface, and high magnetic field of a MRI system needs to be taken into account when designing a transducer. Given that the wave propagates through human body effectively, developing an appropriate pulse sequence is another important issue in obtaining an optimal image. In this review paper, we introduce the technical aspects needed for MRE experiments and introduce several applications of this new field.

**Index words :** Elastography  
Mechanical property of tissue

Address reprint requests to : Dong-hyun Kim, School of Electrical and Electronic Engineering  
134 Shinchon-dong, Seodaem-un-gu, Seoul 120-749, Korea.  
Tel. 82-2-2123-5874 Fax. 82-2-313-2879 E-mail: donghyunkim@yonsei.ac.kr