

MRI에서 화학적 이동 선택(CHESS) pulse에 의한 지방소거의 임상적 유용성

한 만 석[†] · 조 동 현^{††} · 양 해 술^{†††} · 진 경 수^{††††} · 어 익 수^{†††††}

요 약

자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging: MRI)은 물과 지방 사이에 화학적 이동 현상을 가지고 있고 지방에 의해 구조적 현상이 나타난다. 또한 지방은 기본적으로 강한 신호를 가지고 있어 잘못된 인공물을 형성한다. 그래서 지방소거(fat suppression)에 대해 연구하고자 한다. MRI에서 지방소거(fat suppression)방법만을 사용하여 진단하는데 약간의 어려움은 있지만 기본은 화학적 이동 선택 포화(chemical shift selective saturation : CHESS) pulse 방법을 이용하여 물과 지방 phantom을 가지고 지방소거(fat suppression)를 연구하는데 목적이 있다. 본 연구에서 CHESS pulse를 matlab 프로그램을 이용 Map pulse로 알맞게 design하고 Pre saturation을 하기 위한 pulse diagram이 가능하였고, fat phantom과 water phantom을 실험하여 지방소거 기법(fat saturation)의 효과를 볼 수가 있었으며 임상 적용 부위로 경추(C-SPINE), 요추(L-SPINE), 가슴(BREAST)에 적용하여 의료영상진단에 있어 화학적 이동 선택 포화 CHESS pulse의 지방소거(fat suppression)는 유용한 방법임을 증명하였다.(충남대학병원 G.E 1.5T MR를 이용하여 실험하였다.)

키워드 : MRI, CHESS, 지방소거

The clinical usefulness of fat suppression by chemical shift selective(CHESS) pulse in MRI

Man-Seok HAN[†] · Dong-Heon CHO^{††} · Hae-Sool YANG^{†††} · KYUNG-SOO JIN^{††††} · IK-SOO EO^{†††††}

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI) has chemical shift phenomenon between fat and water, and the phenomenon has influence on structure enclosed by fat. Strong signals emitted from fat often generate false artefact, which reflects the importance of fat suppression techniques. There have been a number of researches on fat suppression techniques, but using fat suppression method alone in MRI can cause difficult problems in diagnosis. This paper aims to study a fat suppression method by Chemical Shift Selective saturation (CHESS). This research describes the theoretical background and the experiment on water and fat phantom with MR instruments. In the experiment, CHESS pulse was designed by utilising Matlab program, and the pulse diagram was generated for the Pre-saturation process. The experiment using water and fat phantom was applied to C-spine, L-spine and Breast, and produced successful fat suppression results. This experiment has proved that the CHESS pulse fat suppression is a very helpful technique in diagnosing medical imaging. This method is a robust and useful technique for both clinical and basic investigators.. (Experiment with Chungnam national university hospital G.E 1.5T MR)

Key Words : MRI, CHESS, Fat Suppression

1. 서 론

영상의학에서 영상 진단 방법으로 X선, CT, 초음파, RI 영상, MRI 등 다양한 방식의 장치가 있다. 그 중에서 MRI

는 다른 영상진단기기에 비해서 인체에 해롭지 않고, 인체 내부 구성물질의 특성을 영상화하기 때문에 임상진료에 있어서 매우 중요한 측정 장치이다. MRI 장치는 생체의 고유한 정보인 스핀 밀도, T1, T2, chemical shift, spectroscopy, 혈류 등의 조직 parameter를 얻을 수 있고, 이러한 parameter를 통해 다양한 생체 정보 영상을 얻을 수 있다.

그러나 MRI는 생체 조직에서 지방(fat)과 물(water) 성분이 함께 존재하기 때문에 정확한 영상을 얻기에는 다소 어려운 점이 있다. 지방과 물은 MRI의 T1, T2이완 시간 차이

[†] 정 회 원 : 충남대학교 대학원 의공학부

^{††} 정 회 원 : 충남대학교 대덕R&D특구 의과학인력양성사업단 교육연구팀장 (교신저자)

^{†††} 종신회원 : 호서대학교 컴퓨터응용기술과 교수

^{††††} 정 회 원 : 충북과학대학 의료신자과 교수

^{†††††} 정 회 원 : 호남대학교 전기공학과 부교수

논문접수 : 2007년 6월 29일, 심사완료 : 2007년 10월 10일

를 유발하고, 자기공명영상 신호의 민감도(sensitivity)에 따라 기존의 일반적 MRI기법에서는 부적절한 대조도나 화학적 이동(chemical shift)으로 인한 인공물(artifact)이 발생한다. 특히 지방과 물 성분에 의해서 화학적 이동 현상이 있기 때문에 지방으로 둘러 쌓인 구조물 중 변연부의 자세한 해부학적 형태가 소실되고, 고 신호 강도의 지방조직이 호흡에 따른 위상 인공물을 발생시키기 때문에 정확한 영상을 얻는데 한계가 있었다.

따라서 이를 극복하기 위해 여러 기법을 활용하여 지방 신호 소거를 함으로써 보다 나은 영상을 얻기 위한 노력이 필요하다. 지방 신호 소거를 위한 기법을 활용함으로써 조직의 특성화(tissue characterization)를 좀 더 정확하고 질환의 파급 정도를 좀 더 간결하게 파악할 수 있다. 또한 대조도 대 잡음비(CNR)를 증가시키고 조영 증강 영상에서 지방 신호와 상자성 영향에 의한 신호 증가를 감별 할 수 있다. 무엇보다도 화학적 이동, 부호화 방향 신호 제거, 운동성 인공물을 감소시킬 수 있는 장점이 있다.³⁾

본 연구에서는 종합병원에서 사용하는 최첨단 MRI 장치로 사용하고 있는 'MR G.E 1.5T'장치를 사용하여 지방 신호 소거를 위한 기법을 연구하고자 한다. 이를 위해 CHESS를 2가지 실험 절차를 진행한다. 첫째, 기기 실험을 실시하여 MRI 장치의 특성 조건을 체크한다. 그 내용은 CHESS pulse를 Map pulse로 알맞게 디자인(design)하고 지방과 물 팬텀을 이용하여 지방 소거 기법의 효과를 확인한다. 둘째, 임상 실험으로 CHESS pulse sequence를 임상에 적용하여 진단적 가치를 확인한다.

2. 이론적 배경

Haase에 의해 개발 된 방법으로써 화학적 이동 선택 포화(chemical shift selective saturation: CHESS)방법이라 한다.

(그림 1)은 Frequency selective pulse로 fat과 water를 선택적으로 여기 시키는 신호를 나타낸 것이다.

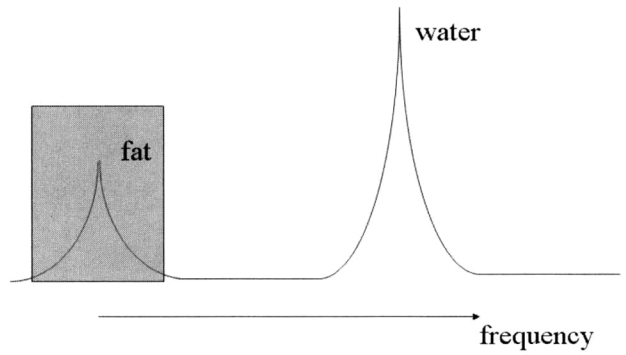
Chemical shift의 분광주파수 ν 는 Hz(1/sec)라는 단위로 표현된다. 그러나 이 단위는 외부에서 걸어준 자장의 세기에 의존해서 같은 물질이라고 하더라도 주파수를 달리할 수 있는 불편함이 있다. 그래서 자기장의 세기에 의존하지 않는 단위를 R로 정하여 주파수에 표현되는 것이 ppm(parts per million)이며 화학적 이동의 단위는 ppm으로써 상대적인 수치로 측정한다. 이는 기준 물질로부터의 화학이동의 정도를 나타내며 다음의 식으로 표현할 수 있다.

$$\text{chemical shift } \delta = \times 10^6 \frac{V^i - V^{ref}}{V^0}$$

V^0 : 화학 결합을 하고 있지 않은 핵의 공명 주파수.

V^i : 화학 결합상태에서 경험하는 실제 주파수.

V^{ref} : referece로 정한 물질의 주파수.

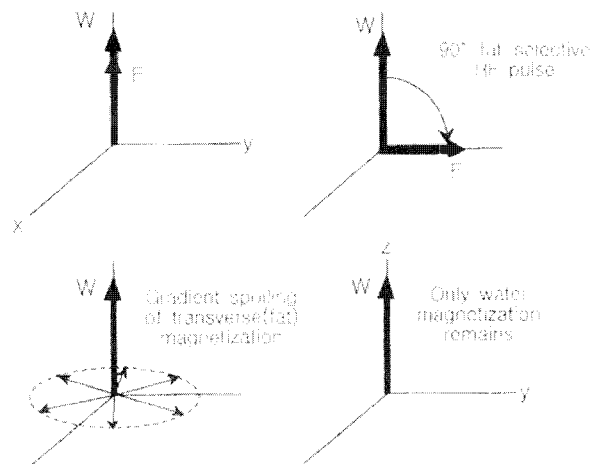


(그림 1) Frequency selective pulse로 Fat과 water를 선택적 여기³⁾

물 분자는 4.7ppm이며 지방은 1.2ppm을 갖는다. 그러므로 물 분자와 지방은 3.5ppm의 화학적 이동을 가지며 이는 외부 자장이 1.5 Tesla인 경우, (공명주파수 64MHZ), $f = (64\text{MHZ})(3.5\text{ppm}) [(64 \times 10^6 \text{HZ})(3.5 \times 10^{-6})]$ 로서 220Hz 주파수 차이가 난다. 즉 물 분자의 1H는 더 큰 화학적 이동을 가지고 있고 지방의 1H보다 더 큰 극소 유효 자기장을 경험함에 따라 높은 주파수를 갖는다.

CHESS pulse sequence 는 어느 특정 주파수의 신호를 일반적으로 억제할 수 있는 기법이다.

CHESS pulse sequence 는 어느 특정 조직이 특정한 주파수만을 소유하고 있다는 점이다. 즉 화학적 이동을 이동한다. 예를 들어 인체 내 존재하는 지방과 물의 수소 양자들은 화학적 환경이 다른데서 기인하여 3.5ppm의 화학적 이동을 가지고 있으며 1.5T의 자장하에서는 약 220Hz (3.5ppm \times 63.86 MHz)의 세차 주파수(회전축이 외부자장을 중심으로 1초에 몇 번회전하는가)의 차이를 갖게 되는데 지방은 물보다 220Hz만큼 낮은 주파수에서 공명하게 된다. (1.0T=147Hz) 이러한 차이로 MR의 기본적인 pulse를 인가하기 전 frequency RF pulse를 주어 물이나 지방만을 선택적으로 여기(excitation)시켜 한가지 성분만의 신호를 얻을 수 있게 하였다.³⁾



(그림 2) 지방(fat)의 공명주파수에 맞는 saturation RF pulse를 선택적으로 인가하는 CHESS방법³⁾

(그림 2)는 지방(fat)의 공명주파수에 맞는 saturation RF pulse를 선택적으로 인가하는 CHESS방법을 나타낸 것이다. 물이나 지방의 자화가 선택적으로 여기되어 X-Y평면에 놓이게 되면 spoiling gradient를 인가하여 지방자화의 X-Y성분을 분산시킴으로써 효과적으로 지방의 자화 신호를 없애고 다음의 imaging pulse는 물의 자화신호만 영향을 미치므로 영상에서는 물의 자화신호만 생성하게 된다.

3. 실험 및 결과

3.1 CHESS pulse design

MR G.E 1.5T장치에서 CHESS pulse을 map pulse로 설정하고 point 수를 512개로 design한다. 그리고 CHESS pulse의 각 parameter를 알아보고 어떤 시점에서 RF(Radio frequency) pulse를 가해야 Pre saturation되는지 파악한다.

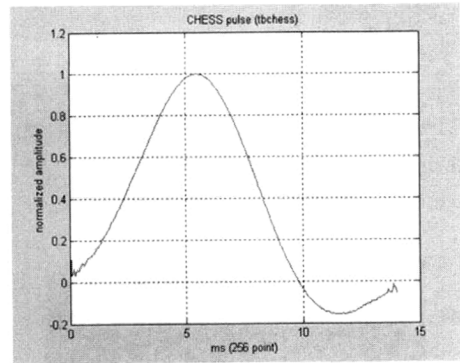
<표 1>은 CHESS pulse parameter를 나타낸 것이다. Frequency selective용 RF(Radio frequency) pulse를 이용하였고, Time duration(14ms), RF bandwidth(200hz), Flip Angle(90°), Dephasing gradient for all three axis (X.Y.Z), Sel(단면선택 경사자장-Z축), Ph(위상부호화 경사자장-X축), rd(주파수 부호와 경사자장-Y축)을 설정하였다.

(그림 3)은 Design한 RF pulse를 나타낸 것이다. 주기는 14ms이고 최적증폭(nomallization amplitude)은 1로 설정하였다.

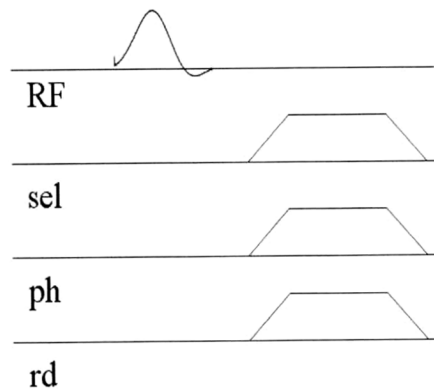
(그림 4)는 Pre saturation을 하기 위한 pulse diagram을 나타낸 것이다. RF는 (그림 3)에서 디자인한 펄스를 모식으로 표현한 것으로 라디오파(RF)를 가해서 Pre saturation을 하기 위한 펄스이다. Sel(Slice Selection gradient)는 단면선택 경사자장이고, Ph(Phase encoding gradient)는 위상부호화 경사자장이며, rd(readout gradient=frequency encoding gradient)는 주파수 부호와 경사자장이 FFT한 신호(signal)의 pulse diagram을 나타낸 것이다. 이들 3개의 pulse Sel, Ph, rd를 가하기전 RF pulse를 먼저 가하여 Pre saturation 한 영상을 얻을 수 있다.

<표 1> CHESS pulse design 조건

parameter	set point
RF(Radio Prequence) pulse	Frequency selective
Time duration	14ms
RF bandwidth	200hz
Flip Angle(FA)	90°
Dephasing gradient for all three axis	X.Y.Z
Sel(Slice Selection gradient)	단면선택 경사자장 Z축
Ph(Phase encoding gradient)	위상부호화 경사자장-X축
rd(readout gradient =frequency encoding gradient)	주파수 부호와 경사자장 Y축



(그림 3) Design한 RF pulse



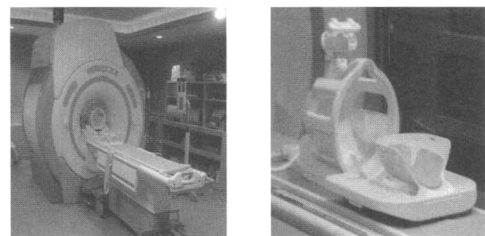
(그림 4) Pre saturation을 하기 위한 pulse diagram

3.2 지방 소거 기법(fat saturation)을 위한 Phantom 실험

MRI 에서 CHESS pulse를 알맞게 design하여 Pre saturation을 pulse diagram을 통해 어느 시점에서 RF pulse를 인가해야 하는지를 정확히 파악하고 영상을 최적화하는 실험을 하였다.

(그림 5)는 실험에 사용한 MRI 장치를 나타낸 것이다. (a)는 장치에 대한 전면을 나타내었고, (b)는 실험에서 이용한 Head coil를 나타낸 것으로 spin echo를 가해 Pre saturation 얻기 위한 부분이다.

실험 재료는 인체를 구성하는 생체 조직을 고려하여 지방과 물을 사용하였다. 우리 인체는 대부분 물, 뼈, 지방으로 만들어져 있지만 본 실험에서는 MRI 장치를 이용한 영상의 지방 소거에 대한 실험이기 때문에 ① 물 (water phantom, 식염수 99%) ② 지방 (fat phantom, 식용유)로 한정하였다.

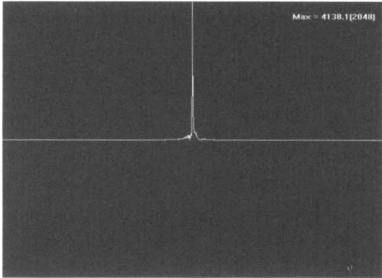


(a) MR GE 1.5T장치 (b) Head coil

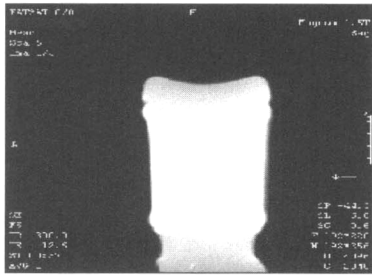
(그림 5) 실험에 사용한 MRI 장치

3.2.1 Water only

(그림 6)은 물에서 FID signal을 FFT한 signal을 나타낸 것이다. 이 signal은 90° RF pulse만을 가한 후 모든 방향에 gradient를 가하지 않고 얻은 FID(Free Induction Decay) signal을 FFT하여 만든 signal이다. 물만을 사용하였기 때문에 peak가 하나만 발생하는 것을 알 수 있다.



(그림 6) FID signal을 FFT한 signal(물)



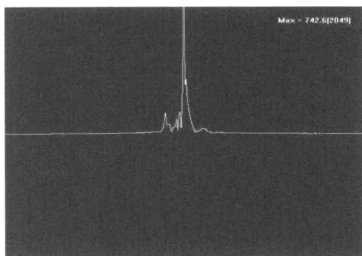
(그림 7) water phantom을 놓고 지방 소거법을 한 Image

(그림 7)는 water phantom을 놓고 fat saturation을 한 Image를 나타낸 것이다. Image는 water only에 지방 소거법을 가하여 얻은 이미지로서 water phantom와 이미지 차이가 없음을 알 수 있다.

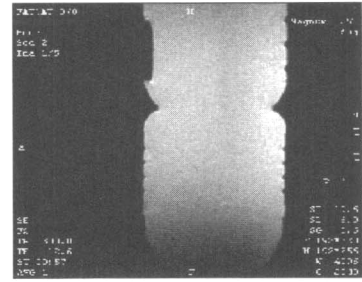
3.2.2 fat only

(그림 8)은 지방에서 fat phantom만을 넣고 FID signal을 FFT한 signal을 나타낸 것이다. 물만을 사용한 경우와 마찬가지로 지방만을 사용한 경우도 peak가 하나만 발생하는 것을 알 수 있다.

(그림 9)는 fat phantom을 놓고 fat saturation을 한 Image를 나타낸 것이다. Image는 fat only에 지방 소거법을 가하여 얻은 이미지로서 fat phantom에 fat saturation이 잘 되어 있음을 확인 할 수 있었다.



(그림 8) FID signal을 FFT한 signal(지방)

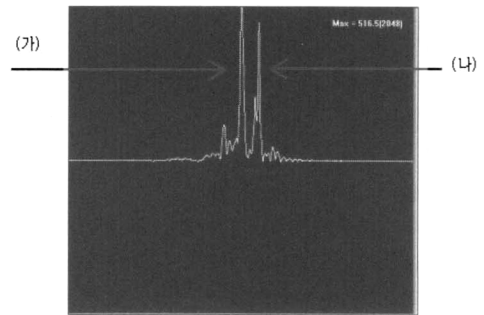


(그림 9) fat phantom을 놓고 fat saturation을 한 Image

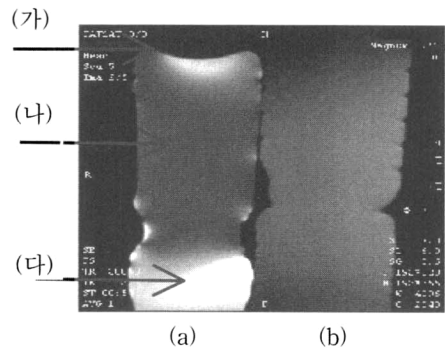
3.2.3 Water and fat(sat.)

(그림 10)은 water phantom과 fat phantom을 동시에 넣어 얻어낸 FID signal을 FFT한 Image이다. (가)부분은 fat이고 (나)부분은 water이다. 두개의 peak가 분명히 나타나는 것을 볼 수 있고 두개의 frequency 차는 약 220Hz임을 알 수 있다. FID acquisition 방법은 spectral bandwidth가 2500Hz이고 sampling point는 2048 pixel이다. 한 pixel 당 간격이 약 1.77Hz 이고 두 peak의 차이가 124 point가 발생하므로 약 220Hz 차이가 발생하는 것을 알 수 있다.

(그림 11)은 water과 fat phantom의 pre saturation pulse에 의한 Image이다. (a)부분은 지방이고 (b)는 물이다. (a)에서 (가)와 (다)는 Head coil의 가장자리이기 때문에 field inhomogeneity에 의한 왜곡현상으로 발생하였지만 (나)는 fat saturation에 의해 정상적으로 신호가 감소된 영상을 얻을 수 있었다. (b)는 fat 부분으로 fat saturation에 의해 정



(그림 10) water phantom과 fat phantom을 동시에 넣어 얻어낸 FID signal을 FFT



(그림 11) water과 fat phantom의 pre saturation pulse에 의한 Image

상적으로 신호가 감소된 영상을 얻을 수 있었다.

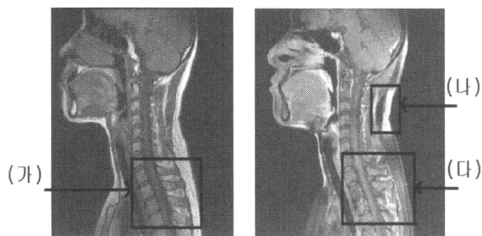
3.3 임상 실험

CHESS pulse로 지방 소거 기법을 시행함에 있어 정상적인 실험 방법을 확인할 수 있었다. 이를 바탕으로 임상에 적용하는 실험을 실시하였다. 임상 실험은 CHESS pulse sequence로 지방 소거 기법을 활용하여 경추, 요추, 가슴을 촬영한 후 T1 image를 확인하였다.

3.3.1 경추(C-SPINE) 촬영

(그림 12)는 C-SPINE 촬영한 것이다. (a)는 일반적인 상태로 경추(C-SPINE)를 sagittal 촬영한 영상이다. parameter는 FA 90도, TR 500, TE 20, matrix 384 × 256, NEX 2.0 FSE(Fast Spine Echo)이다. 이를 통해 (가)부분에서 T1 Sagittal image을 얻었으며 fat saturation이 되지 않은 Normal image이다.

(b)는 fat saturation시켜서 경추를 sagittal 촬영한 것이다. parameter는 FA 90도, TR 500, TE 20, matrix 384 × 256, NEX 1.0 FSE(Fast Spine Echo) FS(fat saturation)이다. (나) 부분은 환자 호흡에 의해 발생하는 인공물(artifact)로서 이를 제거하기 위해서는 촬영 도중 환자가 호흡을 멈춘 상태에서 촬영해야한다. 그러나 본 실험에서는 지방 소거법에 관한 것으로 (가)부분이 지방 소거법에 의해 (다)부분에서와 같이 명확한 영상을 얻는데 그 의미를 둔다. 즉 (다)부분은 CHESS 기법으로 지방 소거법이 아주 잘 된 영상임을 확인하고(현저하게 지방 부분의 신호가 감소됨), 뇌 척수액 부분이나 디스크 부분을 진단하는데 진단적 가치가 매우 높다고 판단한다.

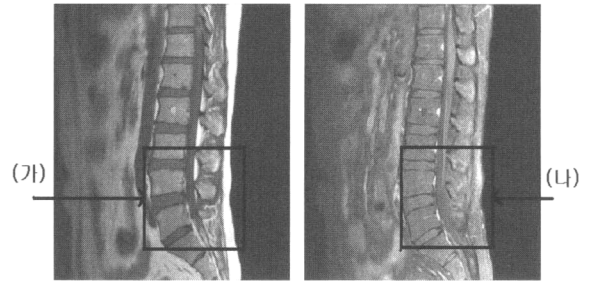


(a) Normal T1 image (b) T1(E) CHESS를 이용한 image
(그림 12) C-SPINE 촬영

3.3.2 요추(L-SPINE) 촬영

(그림 13)는 요추(L-SPINE) 촬영한 것이다. (a)는 요추(L-SPINE)를 Sagittal로 촬영한 것이다. parameter는 FA 90도, TR 650, TE 21, matrix 256 × 256, NEX 4.0 FSE(Fast Spine Echo)이다. 이를 통해 T1 Sagittal image를 얻었으며 지방 소거법이 되지 않은 Normal 영상이다.

(b)는 요추(L-SPINE)를 Sagittal로 촬영한 것이다. parameter는 FA 90도, TR 650, TE 21, matrix 256 × 256, NEX 4.0 FSE(Fast Spine Echo) FS(fat saturation)이다. 이를 통해 T1 Sagittal image를 얻었으며 CHESS 기법으로 fat saturation이 아주 잘 된 영상임을 확인할 수 있다. 일반적



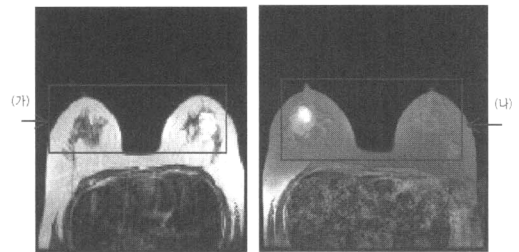
(a) Normal T1 image (b) T1(E) CHESS를 이용한 image
(그림 13) 요추(L-SPINE) 촬영

영상인 (가)부분에 비해서 fat saturation에 의한 (나)부분이 명확한 영상임을 알 수 있다. 즉 현저하게 지방 부분의 신호가 감소됨을 확인하고, CSF(뇌 척수액)부분이나 디스크 부분을 진단하는데 진단적 가치가 매우 높다고 판단할 수 있다.

3.3.3 가슴(Breast) 촬영

(그림 14) 가슴(Breast) 촬영한 것이다. (a)는 가슴(Breast)을 Axial로 촬영한 것이다. parameter는 FA 90도, TR 450, TE 20, matrix 256×192, NEX 1.0 FSE(Fast Spine Echo)이다. 이를 통해 T1 Axial image를 얻었으며 지방 소거법이 되지 않은 Normal image이다.

(b)는 가슴(Breast)을 Axial로 촬영한 것이다. parameter는 FA 90도, TR 450, TE 20, matrix 256×256, NEX 1.0 FSE(Fast Spine Echo) FS(fat saturation)이다. 이를 통해 T1 Axial 영상을 얻었으며 CHESS 기법으로 fat saturation이 아주 잘 된 영상임을 확인할 수 있다. 일반적 영상인



(a) Normal T1 image (b) T1(E) CHESS를 이용한 image
(그림 14) 가슴(Breast) 촬영

(가)부분에 비해서 지방 소거법에 의한 (나)부분이 명확한 영상임을 알 수 있다. (현저하게 지방 부분의 신호가 감소됨) breast의 종양이 있는 환자로 fat의 high signal을 지방 소거법에 의해 어렵게 함으로써 종양 부분을 쉽게 확인할 수 있다. 그러므로 breast 종양 환자들에게 진단하는데 진단적 가치가 매우 높다 할 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 기기 실험과 임상 실험을 통해서 MRI 장치에 대한 CHESS pulse에 의한 지방 신호 소거를 하였고

이름 입상에 적용하여 진단적 가치를 확인할 수 있었다. 본 연구에서 CHESS pulse를 design하여 실험을 한 결과 Map pulse로 알맞게 design 할 수 있었고 pulse bandwidth를 측정하기 위해 FFT 할 수 있었다. 그리고 Pre saturation을 하기 위한 pulse diagram이 가능하였고, fat phantom과 water phantom을 이용하여 비교적 짧은 시간 내에 지방 소거 기법 효과를 볼 수가 있었다. 특히 물과 지방 phantom은 Head Coil field의 위치에 매우 큰 영향을 받는다는 것과 fat saturation으로 인하여 water signal의 loss가 매우 적다는 것을 확인할 수 있었다.

일반적으로 병원에서는 Tumor, Mass, Cyst 환자의 경우 조영제를 사용한 후 지방 소거법을 사용하고 있다. 그 중에서 우리는 경추, 요추, 가슴을 촬영하여 CHESS 기법을 사용함으로써 질병을 진단하는데 큰 기여를 할 수 있으리라 판단된다. 본 연구를 통해서 확인한 바와 같이 CHESS 기법은 지방과 물 성분으로 구성된 생체조직에서 지방 소거를 통한 임상적 유용성을 높이는데 큰 기여를 했다고 본다.

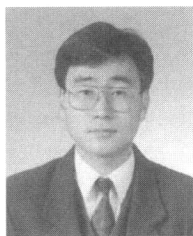
참고 문헌

- [1] 김종기, "Tissue Suppression", 대한자기공명의학회지, 제22권 제1호, pp. 26-33, 1999.
- [2] 유병기, 권오성, "금속성 동맥류 클립 사용시의 MR영상 Artifact에 관한 실험", 대한자기공명기술학회지, 제17권 제2호, pp75-85, 1994.
- [3] 진료영상학회, '자기공명영상학', 대학서림, pp. 271-279, 2003.
- [4] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei. 'Chemical shift selective (CHESS) imaging', Presented at the Third Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine, New York, pp. 131-137, 1984.
- [5] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, "H-NMR Chemical shift selective (CHESS) imaging", Phys Med Biol, No.30, pp. 341-344, 1985.
- [6] B. Anthony and R. William. "Hendee : Evolving and Experimental Technologies in Medical Imaging", Radiology, No.199, pp. 16-39, 2006.
- [7] D. Ann, T. Anil, M. K. Gary, H. Y. Tse, K. T. Yuen, and C. Andrew, "Salivary Gland Tumors at in Vivo Proton MR Spectroscopy", Radiology, No.205, pp563-569, 2005.
- [8] D. Ann, K. W. David, K. T. Anil, "Salivary Gland Tumors at in Vivo Proton MR Spectroscopy", Radiology, No.205, pp. 563-569, 2005.
- [9] I. L. Pykett and B. R. Rosen, "Nuclear magnetic resonance: in vivo proton chemical shift imaging", Radiology No.149, pp. 197-201, 1983.
- [10] P. Mansfield, "Spatial mapping of the chemical shift in NMR", J Phys D App. No.6, pp. 235-238, 1983.
- [11] W. Menhardt, W. Vollmann, D. Kunz, 'A new method to separate fat and water in MR imaging', Presented at the Third Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine, New York, pp. 13-17, 1984.



한만석

e-mail : hms72@cnuh.co.kr
 2000년 한밭대학교 (학사)
 2003년 고려대학교 (석사)
 2003년~현재 충남대학교 대학원 의공학수료 (박사)
 현 재 충남대학교 병원 근무
 관심분야: 의공학, 방사선, MRI, CT



조동현

e-mail : jovision@hanmail.net
 1992년 충남대학교 전기공학교육학과 (학사)
 1995년 충남대학교 대학원전기공학과 (공학석사)
 2006년 호서대학교 대학원컴퓨터응용기술학과 (공학박사)
 1992년~현재 충남기계공업고등학교 교사
 2007년~현재 충남대학교 대덕R&D특구 의과학인력양성사업단 교육연구팀장
 관심분야: 의공학, 공학교육, 교육과정, 평가



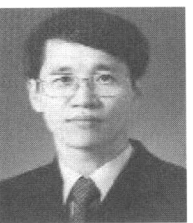
양해술

e-mail : hsyang@office.hoseo.ac.kr
 1975년 홍익대학교 전기공학과(학사)
 1979년 성균관대학교 대학원정보처리학과 (공학석사)
 1991년 日本大阪大學校대학원 소프트웨어 공학(공학박사)
 1980~1995년 강원대학교 교수
 1995년~현재 한국소프트웨어 품질연구소(INSQ)소장
 1999년~현재 호서대학교 컴퓨터응용기술과 교수
 관심분야: 소프트웨어 공학, 소프트웨어 품질관리 및 시험 평가



진경수

e-mail : ksjin@ctech.ac.kr
 1984년 충남대학교 전자공학교육학과 (학사)
 1995년 충북대학교 대학원전기전산공학과 (공학석사)
 2001년 충북대학교 대학원전자공학과 (공학박사)
 1998년~현재 충북과학대학 의료전자과 교수
 관심분야: 마이크로스트립 안테나 & 초고주파 회로, EMI/EMC, 생체진단기기 &실버의료기기



어익수

e-mail : iseo@honam.ac.kr
 1986년 서울산업대학교 전기공학과 (학사)
 1996년 한양대학교 대학원전기공학과(공학석사)
 2001년 전남대학교 대학원전기공학과 수료(박사)
 1998년~현재 호남대학교 전기공학과 부교수
 관심분야: 조명 및 전기설비