

## 흉부의 자기공명영상

연세대학교 의과대학 영상의학과

최 병 욱

=Abstract=

### Magnetic Resonance Imaging in Thorax

Byoung Wook Choi

*Department of Diagnostic Radiology, Research Institute of Radiological Science,  
Yonsei University College of Medicine*

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is one of the most advanced imaging techniques in clinical and research medicine. However, clinical application of MRI to the lung or thorax has been limited due to various drawbacks. Low signal intensity of the lung and cardiac and respiratory movements are the most serious problems with MRI in thorax. Nevertheless, MRI is superior to CT in some selected patients with thoracic diseases. The role of clinical MRI in thoracic disease has been widened with improvement of MR equipments and development of new pulse sequences. Otherwise, functional assessment of lung by MRI has been studied for the last decade. These include perfusion MRI with or without contrast enhancement and ventilation MRI with oxygen-enhancement or hyperpolarized noble gas,  $^3\text{He}$  and  $^{129}\text{Xe}$ . (*Tuberculosis and Respiratory Diseases* 2004, 56:571-592)

**Key words** : Magnetic Resonance Imaging/methods, Lung Diseases/diagnosis, Thoracic Diseases/diagnosis, Thorax/pathology, Pulmonary circulation, Pulmonary ventilation.

핵자기공명(Nuclear magnetic resonance) 현상을 발견한 물리학자 Bloch와 Purcell이 1950년대 노벨상을 수상하였고, 핵자기공명을 이용한 MRI(Magnetic resonance imaging, MRI) 개발에 기여한 공으로 Paul C. Lauterbur와 Peter Mansfield가

2003년 노벨의학상을 수상하였다. 현재의 MRI 장치에는 강력한 자기장을 만들기 위하여 초전도 자석을 사용하는데, 초전도 자석을 만들기 위하여 초전도유체를 사용한다. 이 초전도유체에 대한 연구의 공으로 2003년 세 명의 물리학자가 노벨상을

Address for correspondence:

**Byoung Wook Choi**

Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University College of Medicine,  
134 Sinchon-dong, Seodaemun-gu, Seoul, 120-752, Korea

Phone : 82-2-361-5837 Fax : 82-2-393-3035 E-mail : bchoi@yumc.yonsei.ac.kr

수상하였다. MRI는 현대물리가 가장 효율적으로 현대의학에 접목되어 탄생한 것이다. 인체의 질병 진단에 MRI의 기여도는 그 끝이 어디인지 아직 모른다. 그 이유는 MRI가 해부학적 정보뿐 아니라 기능적 정보를 제공하고, 나아가서는 분자 생물학적 정보를 영상화할 수 있는 가능성도 내포하고 있기 때문이다. 그럼에도 불구하고 흉부 질환에 있어서는 아직도 전산화 단층촬영(Computed tomography, CT)이 MRI보다 일반적인 검사이다.

MRI는 CT가 할 수 없는 많은 장점을 가지고 있다. 하지만 그에 못지않게 CT에 뒤지는 단점도 가지고 있으며 흉부 질환에서 그 단점은 장점을 능가한다. 그 단점들은 신체의 생리와 MRI의 물리가 서로 맞물리지 못하는 것에서 기인한다. 일반적으로 MRI는 수소핵에서 나타나는 자기공명 현상에서 신호를 받아 영상을 만든다. 그런데 폐는 공기를 함유하고 있어 신호를 발생할 수소핵의 수가 절대적으로 부족하다. 또 폐의 공기와 연부조직의 경계가 매우 넓어 자기장이 불균질하게 되고, 양성자에서 발생한 신호는 이 불균질한 자기장에 의해 매우 빠르게 소실된다<sup>12</sup>. 더구나 긴 촬영시간 동안 환자는 숨을 참고 있을 수 없으며, 심장은 한시라도 멈추지 않아 이를 조절하지 않으면 진단적 영상을 얻을 수 없다. 기본적인 폐실질의 해부학적 정보 제공 측면에서 MRI는 당분간 CT의 벽을 넘어서지 못할 것으로 예상된다.

그러나 CT가 가지지 않은 장점과 MR의 독특한 촬영 기법 등을 활용하면 CT에서 얻을 수 없는 정보를 얻을 수 있으며 그 것은 임상적으로 매우 중요한 정보일 수 있다. 최근에는 MRI를 이용한 폐기능 영상이 활발히 연구되고 있다. 기도의 공기 흐름, 폐환류, 폐포의 확산능, 폐관류 등이 그 대상이 되고 있으며 매우 진보적이고 생소한 기법들이 이용되고 있다. 희귀가스(noble gas)를 이용하거나<sup>3-10</sup> 산소 증강(oxygen-enhanced) 영상을 이용한 폐환류(perfusion) 영상과<sup>11-19</sup>, Gadolinium 조영제를 이

용하거나<sup>20-22</sup> 동맥혈 스핀 표지(arterial spin labeling, ASL) 방법을 이용한<sup>23-25</sup> 폐관류 검사가 그것이다. 그러므로 흉부질환의 진단에서 MRI의 역할은, 임상적으로는 문제 해결형 검사로서, 연구에서는 폐질환의 기능적 영상 진단의 방향으로 나아가고 있다고 말할 수 있다<sup>26,27</sup>. 다음에서 먼저 MRI의 원리에 대하여 간략히 소개하고 흉부질환에서의 MRI를 이 두 가지 측면에서 기술하였다. 흉부내의 심혈관 질환과 중격동 질환의 MRI 적용은 다루지 않았다.

## 1. MRI의 원리<sup>28</sup>

미국 스탠포드 대학의 Felix Bloch는 수소핵과 같이 전하를 띠며 자전하는 모든 입자는 전기자장을 형성한다고 밝혔다. 이것은 수소핵이 작은 자석의 성질을 띠는 것을 의미하며 외부에서 자기장을 걸어주면 자기장의 방향으로 정렬될 수 있음을 뜻한다. 특히 수소와 같이 양성자의 수가 홀수인 경우에는 외부 자기장에 반응할 때 외부 자기장과 같은 방향과 반대 방향으로 정렬하는 수가 차이가 나서 전체 합이 0이 되지 않는다. 이 차이가 나는 수소핵은 매우 소량이지만 MRI는 이를 이용하여 영상을 얻는다. 수소핵들은 일정한 속도로 세차운동(precession)을 하는데 이 세차운동과 주파수가 같은 고주파펄스(radiofrequency pulse)를 가하면 이른바 공명(resonance)현상이 나타나고 수소핵은 외부 자기장과 수직인 횡단면에 자화(magnetization)를 일으킨다. 그리고 이 새로운 자장의 크기에 맞는 세차운동을 일으킨다. 이 주파수를 감지하여 영상을 만들게 된다.

그러나 공명을 일으키던 고주파 펄스가 사라지면 수소핵 스핀들은 다시 에너지를 잃고 원래의 외부 자기장에 정렬된다. 이렇게 원래의 외부자기장의 축으로 돌아가는데 걸리는 시간을 T1 회복 시간(T1 recovery time)이라고 한다. 이때 횡단면

에 유도되었던 자기장은 점차 감소하는데 이는 T1 회복과는 독립적으로 일어나며 대개 T1 회복 시간보다 5-10배 더 빠르게 일어난다. 이 시간을 T2 이완 시간(T2 relaxation time)이라고 한다. T1 회복 시간과 T2 이완 시간은 물질 고유의 값을 가지지만 실제 횡단면 주파수에 의한 신호는 T2 이완보다 더 급격히 감소하는데(T2\*) 그 이유는 자기장의 불균질성 (inhomogeneity)의 영향이다. 물질마다 다른 T1, T2 시간을 이용하여 그 차이를 극대화하면 MRI 신호강도로 물질을 구별할 수 있게 된다. TR (repetition time), TE (echo time)를 조절하여 지방 조직처럼 T1 회복 시간이 짧은 물질이 강한 신호 강도로 나오게 하는 영상이 T1강조영상이며, 물처럼 T2 이완 시간이 긴 물질이 강한 신호 강도로 나오게 하는 영상이 T2강조영상이다.

자성 자화율(magnetic susceptibility)의 강도를 나누었을 때, 자화가 전혀 되지 않는 성질(diamagnetism)과 영구히 자화되는 성질(ferromagnetism)의 중간 단계에 자기장 하에 있을 때만 자화되는 성질이 존재하며 이를 상자성(paramagnetism)이라 한다. 이 상자성 물질은 외부 자기장에 더하여 더 큰 자기장을 형성하게 되고 T1 시간을 단축시켜 T1강조영상에서 더욱 강한 신호 강도를 생성한다. 이런 물질로 희귀원소인 Gadolinium이 있고 그의 상자성을 이용하여 T1강조영상의 조영제로 사용되고 있다. 생체 내에도 상자성 물질이 있는데 대표적인 것이 탈산소헤모글로빈(deoxyhemoglobin)과 메트헤모글로빈(methemoglobin)이다.

MR 기기는 외부 자기장을 형성해 주는 초전도자석(superconducting magnet)과 고주파를 전달하거나 받는 코일(transmitter/receiver coil)과 위치정보를 주기 위한 경사코일(gradient coil)로 이루어져 있다. 초전도자석의 세기를 Tesla단위로 나타내며 가장 널리 임상에서 쓰이는 기기가 1.5 Tesla기기이다. MRI는 이러한 하드웨어적 성능과 소프트웨어인 펄스열(pulse sequence)의 조합으로 영상을 만든다.

## 2. 임상 문제 해결 형 MRI

### 1) 흉부 MRI의 특징

흉부 MRI의 장점은 CT에 비하여 연부 조직간의 대조도가 크며, 다평면 영상을 얻을 수 있고(Fig. 1) 조영제 투여 없이도 혈관 구조를 쉽게 파악할 수 있다는 것이다(Fig. 2). 최근에는 다검출기(multi-detector) CT가 등장하여 CT에서도 영상 재구성을 통해 다평면 영상을 얻을 수 있게 되어 이 것은 MRI만의 장점이라고만 하긴 어렵게 되었다. 진단 외적인 측면에서 요오드 조영제를 쓰지 않아 조영제에 의한 합병증이 없고 방사선 피폭이 없어 특히 어린이에게서 대체 수단으로 고려해 볼 수 있는 것도 장점이다. MRI의 단점으로는 촬영시간이 길고, 호흡, 심장 박동 등의 움직임에 의한 인공물이 매우 심하며, 공간분해능이 상대적으로 낮고, 석회화를 평가하기 어렵다는 것이다(Fig. 2). 호흡, 심장 박동의 움직임에 대한 보상은 심전도 게이팅 등의 기술의 발전과 함께 향상되고 있다. 진단 외적 측면에서 고비용을 외면할 수 없지만 진단적 가치가 충분하다면 극복할 수 있는 사항이다<sup>26,27</sup>.

전술한 바와 같이, MRI는 흉부 질환에 대한 검사로서 CT만큼 널리 사용되지 못하였다. 폐의 구성 중 공기를 제외한 연부조직과 혈액은 10-20%에 불과하므로, MRI 신호를 생성하기 위한 충분한 양의 수소핵이 없다. 더구나 폐의 공기와 조직 경계면에서 발생하는 자기장의 자화율(susceptibility) 효과에 의해 신호 강도가 매우 낮다. 공기와 조직간의 자화율이 서로 달라서 폐 내의 자기장이 비균질하게 되므로 폐의 T2\*는 매우 짧다<sup>12</sup>.

반면 자기공명혈관영상 (Magnetic resonance angiography)의 새로운 기법이 등장하여 심혈관 질환의 영상에 매우 매력적인 검사법으로 각광받고 있다. 최근의 기술 발전은 1초 이하에 한 개의

영상을 얻는 속도가 가능하여, 숨을 한 번 참고 3차원 부피 영상으로 흉부를 영상화하는 것이 가능하게 되었다. 이러한 영상은 모든 심혈관 구조물을 한 번에 보여준다<sup>29</sup>.

## 2) 적응증

흉부 MRI는 그 장점을 살려 문제 해결형 검사 방법으로 활용하는 것이 가장 좋다. 조직대조도가 뛰어나므로 종격동과 흉벽의 침범을 쉽게 알 수 있다(Fig. 3). CT상 높은 밀도를 보여 마치 고형 종괴처럼 판단될 수 있는 기관지낭종이라 하더라도 T2강조 영상에서 물처럼 밝게 나타나므로 쉽게 낭종으로 판단할 수 있다(Fig. 4). 치료 후 남아있거나 재발한 종양으로부터 섬유화를 구별하는 데에도 도움이 된다. 특히 림프종을 치료하면서 장기적으로 추적 검사할 때 매우 유용하다<sup>30</sup>. 조직 감별력이 뛰어나므로 조영제의 투여가 필수적이지 않은 경우가 많고, Gadolinium 조영제의 부작용이 극히 적고 경미하여 신장 기능이 저하되어 있는 환자의 대체 검사법으로도 사용될 수 있다. MRI는 흉벽, 종격동의 질환 및 종양의 심혈관 구조 침범을 알아내는데 우수하다<sup>31</sup>. CT상 폐종양의 수술적 치료가 가능한가를 판단하는데 결정적 인자인 심혈관 구조물의 침범여부가 애매모호할 경우, 특히 도움이 될 수 있다(Fig. 3). MRI는 흉부 대동맥의 박리나 대동맥류, 대혈관의 선천성 이상 등, 혈관 구조를 매우 쉽게 평가할 수 있는 것처럼 폐혈관도 역시 쉽게 영상화 할 수 있고(Fig. 5), 폐동맥색전증의 진단에도 사용될 수 있다<sup>32,33</sup>.

## 3) 안전성

MRI는 심박조율기를 삽입한 환자에서 절대 금기이다. 아주 낮은 자장에서도 심박조율기의 작동이 자기장에 의해 변할 수 있기 때문이다. 때론 고

주파를 받아 매우 빠른 심장박동을 유발할 수도 있다. 비록 심박조율기가 작동되지 않는 상태라 하더라도 박동 유도(pacing wire)가 있는 상태에서는 MRI 촬영을 하지 않는 것이 좋다. 높은 자장에서 고주파 축적은 몸속의 온도를 상승 시킬 가능성이 있다. 특히, 어린이에게서 그 가능성이 높다. 실제로 ECG 유도나 금속에 의해 1도나 2도 화상이 보고된 적이 있다. 그래서 금속이 직접 환자의 피부에 닿는 것을 피하는 것이 좋다. 자장은 자성이 있는 두개골 내 동맥류의 금속성 클립을 움직이거나 뒤트리게 할 수 있다. 그러나 자성이 없는 클립이나 인공삽입물은 위험하지 않다. 심장 판막 중 오래된 Starr-Edwards 형의 인공 판막외에는 모두 안전하다. 눈과 척수 주변의 금속, 이식 달팽이 관, 신경근자극기 장착시에는 촬영이 금기이다. 관상동맥의 금속 혈관 스텐트는 금기가 아니다<sup>34</sup>.

## 4) 기술적 인자들

폐는 MRI가 적용되기 가장 어려운 장기이다. 폐 자체의 신호강도가 낮기 때문에 잡음이 많아지는 경우 영상의 질이 현저히 떨어진다. 결과적으로 최적의 신호대잡음비를 유지하는 것이 무엇보다도 중요하다. 또 다른 문제는 움직임에 의한 인공물이다. 그러나 한 번이나 두 번의 호흡정지 기간 동안 전체 흉부를 촬영할 수 있는 새로운 경사에코 (gradient echo) 펄스열의 출현으로 움직임에 의한 인공물은 많이 감소하였다.

### (1) 신호대잡음비 (Signal to Noise Ratio; SNR)

흉부 MRI에서 적절하게 신호대잡음비를 유지하기 위하여 여러가지 중요한 것들이 있다. 촬영 시간을 늘리지 않고 최적의 신호대잡음비를 유지하는 것도 중요하다. 그러나 CT와 같은 정도의 공간해상도로 영상을 얻는 것은 아직 어렵다. 적절한 신호대잡음비를 유지하기 위하여 부피소를 CT보다 크

게 만들어야 한다. 신호대잡음비를 크게 하기 위하여 절편 두께를 두껍게, 화소를 크게, 촬영 폭을 넓게, 수신 코일을 크게 하여야 한다. MRI에서 3mm이하의 절편 두께는 부적절하다. 그러나 3차원 부피 영상 촬영에서 위상배열표면 (phased array surface) 수신 코일을 사용하면 1.5mm 절편 두께로 촬영하여도 신호대잡음비가 적절히 유지될 수 있다. 영상 매트릭스를 미세하게 하면 신호대잡음비가 감소한다. 더구나 촬영시간은 위상부호화 (phase-encoding) 방향의 화소 수에 비례하여 길어진다. 일반적으로 큰 신체 부위의 촬영에서 MRI의 해상도는 CT보다 낮다. 그러나 신체의 작은 부위나 어린이의 촬영에서 MRI의 해상도가 높다. 촬영 폭을 넓게 하면 신호대잡음비를 높일 수 있는데, 관심영역의 크기와 맞추는 것이 해상도와 균형을 맞추어 이상적이다. 그러나 염두에 둘 것은 촬영 폭을 반으로 줄이면 신호대잡음비는 1/4로 줄어든다는 것이다. 일반적으로 수신 코일 크기의 반 이하로 촬영 폭을 줄이는 것은 좋지 않다. 반대로 약간만 촬영 폭을 넓혀도 신호대잡음비가 충분히 상승하게 된다. 수신 코일을 검사하는 신체 부위에 가깝게 위치시키는 것이 신호대잡음비를 상승시키는데 가장 좋은 방법이다. 여러 개의 위상배열코일을 배치하면 MRI 신호 수신을 증강시킨다. 자기공명신호는 매우 빨리 사라지므로 TE를 최대한 짧게 하는 것이 좋다. 신호대잡음비를 향상시키는 또 하나의 방법은 신호를 여러 번 얻어 합하는(averaging)방법이다. 그러나 이 방법은 신호 상승의 효과에 비하여 촬영 시간이 길어지는 효과가 크다.

## (2) 움직임에 의한 인공물의 예방 및 교정

흉부 MRI에서 고려해야 할 움직임은 심장박동, 혈관 속의 혈류, 진 호흡의 호흡 운동이다. 이러한 모든 운동을 잘 조절하여야만 최적의 영상 질을 유지할 수 있다. 흉부 MRI에서 심전도를 이용하여 심장 박동에 동기화된 영상을 얻게 되면 촬영 시

간이 10-15% 늘어나지만 매우 좋은 영상을 얻을 수 있다. ECG 동기화(gating)에서 QRS 와 T파의 중간에 영상을 얻는 것이 좋다. 호흡을 참는 시간이 길어지면 심장 주기가 불규칙하게 되는 경향이 있으므로 호흡운동이 큰 아래쪽부터(caudocranial) 촬영하는 것이 좋다.

종격동 내의 혈관은 대개 박동성 혈류를 가지고 있으며 다양한 정도의 신호를 나타내어 위상부호화 방향으로 이른바 유령인공물(ghost artifact)을 나타낸다. 이 인공물을 없애는 가장 좋은 방법은 혈류의 신호를 없애기 위해 영상을 얻을 절편 주위에 포화 고주파를 치는 것이다. 다른 방법으로 빠른 경사에코 기법을 쓰기도 한다.

호흡운동 동기화 방법을 쓰면 촬영 시간이 너무 길어져서 잘 쓰이지 않는다. 그러나 호흡보상(respiratory compensation) 기법을 사용하면 위상부호화의 순서를 바꾸어 꽤 효율적으로 호흡운동에 의한 인공물을 배제할 수 있다.

## (3) 펄스열 (pulse sequence)

흉부 MRI는 움직임에 덜 민감한 펄스열을 선택하는 것이 중요하며, TE가 짧은 T1강조영상이 가장 적합하다. 폐의 공기-연조직 경계가 넓은 것이 MR 신호가 저하되는 가장 중요한 이유이다. 이는 비균질한 자장자화율을 일으키고 국소 자기장 경사가 매우 커진다. 이 국소 경사는 폐에서 나오는 MR 신호를 감쇄시키는 역할을 한다. 그러므로 폐에서 나오는 신호는 매우 빨리 사라진다. 더구나 폐 자체에는 수소핵의 밀도가 낮다. 폐혈류, 분자 확산등이 있어 신호는 더욱 작아진다. 기본적으로 폐의 신호가 사라지기 전에 빨리 신호를 얻어야 하므로 TE를 최소한 짧게 해야 한다. 항상 ECG 동기화 영상을 얻는 것이 원칙이며 촬영 시간을 줄이기 위하여 segmented K-space 펄스열을 사용하는 것이 좋다. 이 펄스열은 스핀에코나 경사에코 모두 적용 가능하다. T2강조영상은 TE가 길어서

움직임에 매우 민감하므로 흉부 영상에 적합하지 않았지만 조직 대조도가 크고 최근의 기술 발전으로 영상의 질이 좋아져 일반적으로 T1 강조영상과 더불어 함께 얻는 것이 좋다. 최근 한 번 숨을 참고 폐 전체를 촬영할 수 있는 경사예코 펄스열이 개발되었다. 이 방법은 매우 빠른 속도의 매우 강한 자장을 걸 수 있는 시스템을 요구한다. Fractional echo sampling, high band-width acquisition, truncated RF pulse 등이 TE를 줄이기 위해 사용되는 기법이다. Single-shot turbo spin-echo 펄스열은 180도 재초점조절(refocusing) 펄스를 연달아 주어서 신호를 한꺼번에 많이 얻는 방법이다. 이 펄스열에서 에코 사이의 시간을 짧게 하여 불균질한 자장의 민감성의 영향을 줄일 수 있다.

## 5) MRI의 조직 감별

임상적으로 다양한 병리 조직에 대하여 MRI의 신호는 서로 겹친다. MRI는 지방조직, 낭종, 섬유화, 출혈의 감별에 유용하지만 이외에 악성과 양성 병변을 뚜렷히 감별할 수 없다.

흉부에서 가장 잘 감별되는 조직은 종격동과 흉벽의 지방조직이다. 지방은 매우 짧은 T1 시간을 가지므로 T1강조영상에서 매우 높은 신호 강도를 보인다. 혈관, 기도, 병변 등은 이러한 지방조직과 대조되어 매우 잘 보인다. 낭종은 T2 강조영상에서 높은 신호 강도를 보여 정확한 진단이 가능하다<sup>35</sup>(Fig. 4). 그러나 염증성 림프절 확대와 종양성 림프절 확대를 감별하기 힘들다. 비록 유육종의 림프절에 비하여 폐암의 림프절 전이에서 T1, T2 시간이 더 길지만 구분이 갈만큼 명확한 것은 아니다. MRI는 종양으로부터 섬유화 조직을 감별할 수 있는데 이는 두 조직간의 서로 다른 T2 이완 시간에 의한 것이다. 그러므로 T2 강조영상에서 신생물의 높은 신호강도와는 달리 섬유 조직은 낮은 신호강도로 나타난다. 임상적으로 림프종의 치료 후 남아

있는 섬유조직과 재발 또는 남아있는 종양조직을 감별하는데 유용하다<sup>30</sup>(Fig. 6).

MRI는 출혈과 혈종의 진단과 추적 검사에 유용하다. 아급성 출혈성 병변은 T1 강조영상에서 높은 신호 강도를 보인다. 이 것은 불포화된 헤모글로빈과 메트헤모글로빈의 상자성 효과 때문이다(Fig. 7).

간질성 폐질환이 활성기일 때 T2강조영상에서 높은 신호강도를 보이며 이는 폐포염과 부종에 의한 것으로 보고되었다. 폐포염과 초기 섬유화 시기에는 높은 신호강도를 보일 수 있고 섬유화가 더 진행된 만성 폐 질환에서는 T1, T2 강조영상에서 모두 낮은 신호강도를 보인다. 즉, 폐질환에서 T1, T2 값은 병변의 물 성분의 변화를 반영한다.

## 6) 흉부 질환의 진단

### (1) 고립성 결절

MRI는 고립성 폐결절의 평가에서 역할이 매우 한정되어 있다. 그러나 조영제를 쓸 수 없는 경우에 조직 감별력이 좋아 도움이 되기도 한다. 또 횡단면 뿐 아니라 관상면, 시상면 영상을 자유롭게 얻을 수 있어 폐 첨부, 흉곽입구, 흉벽, 횡격막의 해부구조 묘사에 뛰어나다. 하지만 최근 다검출기 CT가 등장하면서 이 장점이 MRI 단독의 장점은 아니게 되었다. 일반적으로는 MRI의 장점은 조영제의 독성을 피할 수 있다 하여도 CT만큼 고립성 결절을 잘 보여주지 못하고, 비싸다는 단점을 상쇄할 만한 것은 아니다. 그러므로 MRI는 고립성 결절을 평가하는 일반적인 검사법이 아니다<sup>36</sup>. MRI의 3차원 경사예코를 이용하여 25명의 환자에서 CT와 비교한 정확도를 알아본 연구에서 SPN의 발견 자체는 CT와 유의한 차이를 보이지 않았다<sup>37</sup>.

### (2) 폐 암

CT는 폐암의 병기 판정에 기본 검사이다. 빠르고

경제적이며 보다 나은 해상도를 제공한다. 폐실질의 평가가 MRI보다 우수함은 잘 알려진 사실이며 악성 양성 판단에 결정적인 실마리를 주는 석회화를 발견하는 데에도 민감하다. 그러나 Pancoast 종양의 경우에는 MRI가 병기 판정에 더 우수하다. 폐첨부에 생기는 이 폐암은 흉막, 척추, 흉벽, 상완신경총, 쇄골하 혈관을 자주 침범한다. MRI는 우수한 조직 대조도와 다평면 영상으로 이 종양의 침범범위를 평가하는데 가장 좋다(Fig. 3C). 혈관, 종격동, 심낭막, 흉벽, 척추의 침범을 CT로 판단하기 어려울 때에도 MRI가 도움이 된다(Fig. 3). 절제 가능한 병기와 가능하지 않은 경계선 상의 구분에 MRI가 도움이 될 수 있다<sup>38</sup>. 폐 결절의 역동적 조영 영상을 얻어 시간에 따른 신호강도를 분석하여 양성과 악성을 감별할 수도 있다(Fig. 8). 한 연구에서는 Gadolinium 조영증강 역동적 MRI를 시행하였던 94명의 폐암환자를 대상으로 수술 후 hematoxylin-esoin & elastin-van Gieson염색, CD34 & 혈관내피 성장인자(vascular endothelial growth factor, VEGF)를 측정하여, MRI의 조영증강 최대 기울기, 최대 조영 증강까지 걸리는 시간과 비교하였다. 미세혈관 수(microvessel count)와 최대 기울기는 비례하였고, 최대 조영 시간은 반비례하였다. 탄성 섬유와 교원 섬유의 분포는 조영제의 세척률(wash out)과 비례하였다. 혈관내피 성장인자가 양성인 그룹은 음성인 그룹에 비하여 최대 기울기가 유의하게 컸고, 생존 기간은 유의하게 짧았다. 한편 T1, T2값을 이용한 조직 특성화는 양성과 악성을 감별하는데 도움이 되지 않는다<sup>39</sup>.

MRI는 폐암의 흉벽 침범을 민감도 90%, 특이도 86%로 알아낸다<sup>40</sup>. 침범의 징후는 흉벽으로 종괴가 직접 침범하는 것, 흉막 밖의 지방 층이 사라지는 것, 늑골이 파괴되는 것으로 알 수 있다(Fig. 3B, 3C). 영화영상은 정지 영상으로 알기 어려운 심혈관 구조의 침범을 알기 쉽게 한다(Fig. 9). 또 발견된 MR기법을 이용하여 실시간 영상을 얻는 방법

이 매우 효과적이다(Fig. 10). 폐암의 부신 전이는 매우 빈도가 높으며 CT의 폐암 병기 판정 시 약 21%까지 부신의 종괴가 발견된다. 그러나 이 종괴가 모두 전이는 아니다. MRI의 동위상(in phase), 탈위상(out-of-phase) 경사예코 펄스열을 사용하면 양성 선종에만 존재하는 지방 성분을 찾아냄으로써 악성 전이와 구별할 수 있다. 정확도는 90% 이상으로 보고되었다<sup>41</sup>. 무기폐는 조영제 주입후 정상적으로 잘 조영되는데 반하여 종양은 조영증강의 정도가 낮고 무기폐의 최대 조영증강 시간이 짧다. 방사선 치료후 종양의 괴사를 평가할 수 있다. 조영증강을 하면 이 구별이 더 쉽다. 어떤 연구에서는 T2 강조 영상이 섬유화와 종양을 감별하게 한다고 하였다. 성숙된 섬유화는 T2 강조영상에서 낮은 신호 강도를 보이고, 종양은 높은 신호 강도를 보인다. 그러나 낮은 신호 강도만으로 남아 있는 종양이나 반흔성 종양을 배제할 수 없으며, 높은 신호 강도는 종양이 없더라도 방사선 치료 후, 조기의 섬유화, 또는 염증성 변화에서도 나타날 수 있다.

### (3) 종격동 림프절 전이

MRI와 CT는 종격동 림프절의 전이를 발견하는데 비슷한 정확도를 보인다. 민감도는 65%정도로 낮고 특이도는 72%정도이다<sup>42</sup>. 그러나 두 방법 모두 림프절의 크기를 기준으로 한 진단이다. 림프절의 단축이 10 mm이상이면 커진 림프절로 판단한다. 그러나 실제로는 10mm이상이라도 반응성 과증식 림프절일 수 있으며 10 mm보다 작다 하더라도 악성 종양 세포를 가지고 있을 수 있다. 또 치료 후 악성 세포는 모두 사라져도 남아있는 종괴를 관찰할 수 있는데 1.5 cm이하의 림프절의 17%에서, 2-4cm 림프절의 1/3 이상에서 종양이 없는 반응성 림프절로 보고되었다<sup>43</sup>. 그러므로 크기를 기준으로 한 악성 양성의 구별 체계는 한계를 가지고 있다. 게다가 MRI의 T1, T2 조직 대조도로 악

성 양성의 구별이 되지 않는다. 조영증강 속도의 차이로 악성과 양성을 감별하려는 시도도 있었는데 전이 림프절은 60-80 초 후에 최대 조영증강을 보이나, 육아종성 림프절은 6분 이내에는 최대 조영증강 상태에 도달하지 않는다고 하였다<sup>44</sup>. 한 연구에서 폐암 환자를 대상으로 종격동의 병기를 조영 증강과 조영 증강 없이 MRI를 촬영하여 그 정확도를 알아보았다. 조영증강을 하였을 때, 민감도는 100%, 특이도는 91%, 양성예측도는 96%, 음성예측도는 100%였다. 조영 증강 하지 않았을 때, 민감도는 63%로 낮아지고, 특이도는 100%로 높아졌고, 양성예측도는 100%로 높아졌으나, 음성예측도는 55%로 낮아졌다<sup>45</sup>. 최근에는 새로운 MRI 조영제를 사용한 림프절 전이에 관한 연구가 있었다. 이 연구에서 전립선 암 80명을 대상으로 lymphotropic superparamagnetic nanoparticles 정맥 주사하고 MRI 촬영하여 림프절 전이를 알고자 하였다. 334개가 수술시 제거되었고 33명(41%)의 63(18.9%)개의 림프절에 전이가 있었다. 이 중 45개(71.4%) 림프절은 일상적인 영상에서 진단 기준에 부합되지 않는 것들 이었다. MRI는 lymphotropic superparamagnetic nanoparticle을 쓰지 않았을 때와 썼을 때, 35.4%, 90.5%로 민감도에 유의한 차이를 보였다<sup>46</sup>. 이 방법을 종격동 림프절 전이에도 적용할 수 있을 것으로 생각된다.

#### (4) 흉막, 횡격막

MRI로 흉막삼출이 장액성인지 농액성인지를 어느 정도 판별할 수 있다. 조영증강을 시행하면 농액성에서 훨씬 조영증강의 정도가 심하다. T1강조 영상에서 높은 신호 강도를 보이면 암죽가슴증(chylothorax)을 고려하여야 한다. 게다가 아급성이나 만성 혈종을 감별할 수 있다. 그러나 임상적인 유용성은 크지 않아 대개는 흉막 삼출액을 뽑아 분석하는 것이 정확하고 빠르다. 악성 종괴종에서 수술을 고려할 때, 종괴종이 종격동, 흉벽, 반대쪽 흉막, 복부 등으로 침범한 정도를 아는데 도움이 된

다. T2 강조 영상에서 흉막 결절의 악성 여부를 87%의 특이도로 알아낼 수 있다<sup>47</sup>. 횡격막의 구조나 주변과의 관계를 평가하기에도 MRI가 우수하다. 특히 실시간 영상으로 횡격막의 운동을 검사할 수 있다(Fig. 10).

### 3. 폐기능 Magnetic resonance imaging

비록 MRI가 흉부 병리에 대한 일반적인 검사가 되지는 못하였으나 기능적 영상을 가능하게 하였다. 기능적 폐 MRI영상은 비록 많은 연구가 있었으나 아직 임상적 적용의 가치가 확실히 증명되지 않았고 따라서 널리 이용되고 있지는 않지만 빠른 MR기기의 발전속도와 발전된 또는 전혀 새로운 펄스열의 출현과 새로운 조영제의 개발을 감안하면 점차 그 역할이 증가하게 될 것으로 기대된다.

#### 1) 폐관류 영상(Pulmonary perfusion imaging)

MRI를 이용한 폐관류 영상법에는 두 가지 대표적인 방법이 있다. 하나는 gadolinium을 덩어리 주사(bolus injection)하여 폐실질을 촬영하는 방법이고<sup>20-22</sup>, 다른 하나는 외부 조영제를 주입하지 않고 내부 동맥혈 스핀 표지(arterial spin labeling or tagging)법을 통하여 관류영상을 얻는 방법이며<sup>23-25</sup> 전자가 더 널리 이용되고 있다. Gadolinium 조영증강을 이용한 폐 관류 영상은 T1강조영상과 매우 짧은 TE 펄스열을 이용한 일차 관류 영상(first-pass perfusion)법이다. 조영제는 약 3ml/s의 속도로 주입해야 한다. 이 역동적 MR 기법은 고립성 폐결절의 평가, 폐 부피 감소 수술전에 폐기종의 평가 등에 이용될 수 있다. 더구나 시간-신호강도 곡선을 감마변수에 적응(fitting)시켜 최대 조영증강 도달 시간(peak time), 평균통과시간(mean transit time), 혈액용적(blood volume)과 같은 관류 인자들을 계산할 수 있다. 동위원소 관류 검사를 금과 옥조로 하였을 때, MRI는 69%민감도, 91%의 특이

도를 보이며 비교적 상관성이 높았다<sup>21</sup>.

동맥혈 스핀 표지 기법은 움직이는 혈액의 신호 강도를 사용하는 방법으로 간헐적(pulsed)인 방법과 항정상상태(steady state)의 방법으로 나누어진다. 간헐적인 방법에는 신호 표적 교대 고주파(Signal targeting alternating radiofrequency, STAR) 방법이 있다. 이 방법은 유입 혈류의 스핀(inflowing spin)에 선택적 역전 회복 펄스(selective inversion recovery)를 가하여 얻은 영상과 가하지 않고 얻은 영상의 신호강도의 차이로 관류 영상을 만든다<sup>23</sup>. 이 방법은 조영제를 사용하지 않고 동맥과 정맥을 분리하여 관찰할 수 있다. 역전회복시간(time of inversion recovery)에 변화를 주면서 반복 촬영하여 혈류의 정량적인 정보를 얻을 수도 있다. 다른 간헐적 동맥혈 스핀 표지 기법으로 혈류 민감성 교대 역전 회복 펄스(Flow sensitive alternating inversion recovery with an extra radio-frequency pulse, FAIR and FAIRER) 방법이 있다<sup>24</sup>. 이 것은 선택적 180도 펄스를 사용하는 것이 신호 표적 교대 고주파 방법과 다르다. 간헐적 동맥혈 스핀 표지 기법은 수학적 모델을 적용하여 폐관류의 절대치를 평가하는 방법으로서 활용될 가능성이 있다. 항정상상태 동맥혈 스핀 표지 방법 호흡 유발 3차원 영상 기법을 사용하여 건강한 사람에서 숨을 지속적으로 쉬면서 국소적 폐관류를 영상화하는데 성공하였다<sup>25</sup>. 그러나 자기화 전달(magnetization transfer)이나 통과 시간 지연(transit time delay)에 의해 신호 손실이 많은 것이 문제점으로 지적되었다. 동맥혈 스핀 표지 방법은 극히 제한된 MRI 센터에서만 연구가 진행되고 있어 임상환자의 적용에 대하여는 아직 합의된 기준이 없다.

#### 1) 폐환류 영상(Pulmonary ventilation imaging)

폐의 국소 환류를 평가하는 것은 폐 질환을 평가하는데 매우 중요하다. 현재 임상에서 행해지는 폐

환류 검사는 핵의학 검사로서, 동위원소인 krypton-81m, Xenon-133, Tc-99m-DTPA(diethylenetriaminepentaacetic acid)를 이용한다. 핵의학 검사 방법은 방사성원소를 흡입해야 하고 영상의 해상도가 낮은 단점이 있다. 대안으로 두 가지의 MRI를 이용한 환류 검사 방법이 있다. 하나는 산소 증강(oxygen-enhanced) MR 환류 영상이고<sup>11-19</sup>, 다른 하나는 희귀가스인 <sup>3</sup>He이나 <sup>129</sup>Xe을 과극성화(hyperpolarization)시킨 후 흡입시켜 MRI 영상을 얻는 것이다<sup>3-10</sup>. 산소 증강 영상은 특별한 장비 없이도 쉽게 시행할 수 있으나 희귀가스를 사용하는 방법은 레이저 장비와 특별한 고주파 전달/수신 코일이 필요하다.

#### (1) 산소 증강 MRI (oxygen-enhanced MRI)

산소 증강 MR 환류 영상은 1996년 처음으로 보고되었다<sup>11</sup>. 100%의 산소를 흡입하면 폐혈류에 용해된 산소의 농도는 정상시의 5배로 증가한다<sup>13</sup>. 이렇게 산소의 분압에 비례하여 용해된 산소는 T1 시간을 단축시켜 T1강조영상에서 신호를 증가시킨다. 산소가 T1 시간을 단축시키는 것은 두 가지 기전에 의한 것이다. 첫째, 산소 분자는 2개의 쌍을 이루지 못한 전자를 가지며 약한 상자성을 띤다. 둘째, 산소 분자가 혈색소와 반응하여 탈산소혈색소 양이 변화하면 그에 따라 상자성 효과의 변화가 나타난다. 산소에 의한 두 가지 상자성 효과의 합은 T1 시간을 약 9% 단축시킨다<sup>11</sup>. 비록 이렇게 미약한 정도의 신호 차이를 구별하기는 쉽지 않으나 실내 공기를 흡입할 때와 비교하면 정량화할 수 있다. 그러므로 산소 증강 MRI는 산소의 배달, 용해도, 용해될 수 있는 혈액의 용적등의 생리적인자들을 반영한다. 호흡의 생리인 환류, 확산, 관류는 호흡기 질환을 이해하는 데 매우 중요하며 산소 증강 MRI검사로 환류와 확산을 평가할 수 있다. 산소는 안전하고 저렴하므로 어디서나 쉽게 사용할 수 있다. 산소 증강 MR 기법을 이용하여

비침습적이고 해상도가 높은 국소적 폐환류 영상을 얻을 수 있다. 산소 증강 환류 영상과 조영제를 사용하는 관류 영상을 동시에 시행하면 핵의학의 폐환류-관류 검사법을 대체할 수도 있을 것이다<sup>19</sup>.

## (2) 과극성화 희귀가스 MRI

### (Hyperpolarized noble gas MRI)

Laser-polarized  $^{129}\text{Xe}$ 나  $^3\text{He}$ 은 폐환류 MRI를 위하여 개발되었다. 이 기체들의 핵에 photon angular momentum transfer에 의한 과극성화를 일으키는 과정을 'optical pumping'이라고 한다. 이 기체를 이용하면 정상 MR 신호보다 100,000배 높은 신호를 얻을 수 있다. 그러므로 이 기체 자체의 신호강도로 영상을 얻을 수 있다. 환류 이상이란 곧 이 기체들이 폐포를 통해 확산되는 과정이 저해되는 것을 말한다. 이 기체들은 열적 평형상태로의 복귀를 기다릴 필요가 없으므로 매우 빠른 영상 획득이 가능하다.  $^3\text{He}$ 이나  $^{129}\text{Xe}$  기체는 직접 영상화되기 때문에 친식이나 폐기중 연구에 사용되었다. 더구나  $^{129}\text{Xe}$ 는 폐혈관내로 용해되며 뇌의 기능적 영상과 마찬가지로 폐관류 영상에 사용될 수 있다. 최근에는  $^{129}\text{Xe}$ 을 이용한 분광법(spectroscopy)으로 혈액과 폐실질 자체의 신호를 분리하여 영상을 얻는데 성공하였다<sup>4</sup>.  $^3\text{He}$ 은 흡입하여 0.1%이하가 흡수되며 10초 정도 숨을 참는 동안 영상을 얻어 헬륨가스의 분포를 고해상도로 보여주며, 결손이 있으면 비정상적으로 판단하게 된다. 또 다른 방법은 한번 흡입한 헬륨가스를 계속 숨을 쉬면서 역동적 영상을 얻어, 균일하고 빠르게 분포하면 정상, 불규칙하고 지연되면 비정상적으로 판단한다.

희귀가스를 이용하는 방법의 단점은 레이저 장비와 특별한 코일이 필요하고 기체 가격이 비싼 점이다. 이에 반하여 산소는 가격이 싸고, 쉽게 구할 수 있으며 안전하다. 또한 보통의 MR기기로

촬영이 가능하다. 그러나 산소 증강 MR 환류 영상은 희귀가스에 비하여 신호 강도가 낮고, 희귀가스와는 달리 산소 자체를 영상화하는 것이 아니며 산소를 흡입함으로써 폐의 병태생리가 달라질 수 있는 가능성 등이 단점이다. 산소 증강 영상은 그 기전이 희귀가스를 이용하는 것과는 다르지만 환류, 관류, 확산에 대한 국소적 정보를 제공하며 희귀가스와는 상호 보완적일 수 있을 것이다. MR 관류 영상과 조합되어 사용된다면 핵의학의 환류-관류 검사를 대체할 수 있을 것이다. MRI환류 영상법은 기도의 공기 흐름, 폐의 확산, 산소의 국소적 농도 등을 측정하여 폐질환의 병태생리를 연구하는 강력한 도구로 사용될 수 있을 것이다.

## 4. 결 론

MRI는 흉부 질환에서 상대적으로 소외되어 왔다. 그러나 CT가 해부학적 정보를 기초로한 검사방법인데 비하여 MRI는 기능적 영상 진단이 가능하기 때문에 가까운 미래에 MRI의 역할이 커질 것으로 기대된다. 다검출기 CT의 출현으로 MRI의 다평면 영상과 유사한 영상 재구성이 가능하게 되었지만, MRI 고유의 장점인 우수한 조직 대조도, 영화 영상이 가능한 점, 혈관 구조 평가의 우수성, 다양한 조영제 사용의 가능성 등을 고려하면 문제 해결형 검사 방법으로서의 임상적 적용은 더욱 늘어날 전망이다. 3 Tesla 이상의 고자장 MR기기의 출현과 더불어 신호강도의 향상과 더욱 빠른 촬영이 가능하게 되어 폐질환의 연구 영역이 점차 넓어지리라 기대된다. 특히 폐기능 검사인 MRI 환류-관류 검사는 아직 임상적 효용성이 증명되지는 않았으나 비침습적이고, 방사선 피폭이 없으며, 해상도가 우수한 장점 때문에 이러한 기기의 발전과 더불어 호흡기 질환의 병태생리 검사 혹은 임상적인 검사 방법이 될 것으로 전망된다.

## 참 고 문 헌

1. Bergin CJ, Glover GH, Pauly JM, Lung parenchyma: magnetic susceptibility in MR imaging. *Radiology* 1991; 2:1236-9.
2. Cuttillo AG, Ganesan K, Ailion DC, Morris AH, Durney CH, Symko SC, et al. Alveolar air-tissue interface and nuclear magnetic resonance behavior of lung. *J Appl Physiol* 1991; 70:2145-54.
3. Albert MS, Cates GD, Driehuys B, Driehuys B, Happer W, Saam B, et al. Biological magnetic resonance imaging using laser-polarized  $^{129}\text{Xe}$ . *Nature* 1994; 370:199-201.
4. Wang SC, Fischer KC, Slone RM, Gierada DS, Yusem RD, Lefrak SS, et al. Perfusion scintigraphy in the evaluation for lung volume reduction surgery: correlation with clinical outcome. *Radiology* 1997; 205:243-8.
5. Ruppert K, Brookeman JR, Hagspiel KD, Mugler JP 3rd. Probing lung physiology with xenon polarization transfer contrast (XTC). *Magn Reson Med* 2000; 44:349-57.
6. Chen XJ, Chawla MS, Hedlund LW, Moller HE, MacFall JR, Johnson GA. MR microscopy of lung airways with hyperpolarized  $^3\text{He}$ . *Magn Reson Med* 1998; 39:79-84.
7. Viallon M, Cofer GP, Suddarth SA, Moller HE, Chen XJ, Chawla MS, et al. Functional MR microscopy of the lung using hyperpolarized  $^3\text{He}$ . *Magn Reson Med* 1999;41:787-92.
8. Saam BT, Yablonskiy DA, Kodibagkar VD, Leawoods JC, Gierada DS, Cooper JD, et al. MR imaging of diffusion of  $^3\text{He}$  gas in healthy and diseased lungs. *Magn Reson Med* 2000; 44:174-9.
9. Alters TA, Powers PL, Knight-Scott J, Pakes G, Platts-Mills TA, de Lange EE, et al. Hyperpolarized  $^3\text{He}$  MR lung ventilation imaging in asthmatics: Preliminary findings. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13:378-84.
10. Salemo M, de Lange EE, Altes TA, Truwit JD, Brookeman JR, Mugler JP 3rd, et al. Emphysema: hyperpolarized helium 3 diffusion MR imaging of the lungs compared with spirometric indexes-initial experience. *Radiology* 2002; 222:252-60.
11. Edelman RR, Hatabu H, Tadamura E, Li W, Prasad PV. Noninvasive assessment of regional ventilation in the human lung using oxygen-enhanced magnetic resonance imaging. *Nat Med* 1996; 2:1236-9.
12. Young IR, Clarke GH, Bailes DR, Pennock JM, Doyle FH, Bydder GM. Enhancement of relaxation rate with paramagnetic contrast agents in NMR imaging. *J Comput Tomogr* 1981; 5:543-6.
13. Tadamura E, Hatabu H, Li W, Prasad PV, Edelman RR. Effect of oxygen inhalation on relaxation times in various tissues. *J Magn Reson Imaging* 1997; 7:220-5.
14. Loffler R, Muller CJ, Peller M, Penzkofer H, Deimling M, Schwaiblmair M, et al. Optimization and evaluation of the signal intensity change in multiscetion oxygen-enhanced MR lung imaging. *Magn Reson Med* 2000;43: 860-6.
15. Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, Adachi S, Van Cauteren M, Sugimura K. Oxygen-enhanced MR ventilation imaging of the lung: preliminary clinical experience in 25 subjects.

- AJR Am J Roentgenol 2001; 177:185-94.
16. Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, Van Cau-  
teren M, Fujii M, Sugimura K. Dynamic  
oxygen-enhanced MRI reflects diffusing capa-  
city of the lung. Magn Reson Med 2002;  
47:1139-44.
17. Ohno Y, Chen Q, Hatabu H. Oxygen-enhanced  
magnetic resonance ventilation imaging of  
lung. Eur J Radiol 2001; 37:164-71.
18. Muller CJ, Schwaiblmair M, Scheidler J,  
Deimling M, Weber J, Loffler RB, et al.  
Pulmonary diffusing capacity assessment  
with oxygen-enhanced lung MR imaging  
preliminary findings. Radiology 2002;222:499-  
506.
19. Nakagawa T, Sakuma H, Murashima S,  
Ishida N, Matsumura K, Takeda K, et al.  
Pulmonary ventilation-perfusion MR imaging  
in clinical patients. J Magn Reson Imaging  
2001; 14:419-24.
20. Hatabu H, Gaa J, Kim D, Li W, Prasad PV,  
Edelman RR, et al. Pulmonary perfusion:  
qualitative assessment with dynamic con-  
trast-enhanced MRI using ultra-short TE  
and inversion recovery turbo FLASH. Magn  
Reson Med 1996; 36:503-8.
21. Berthezene Y, Croisille P, Wiart M, Howarth  
N, Houzard C, Faure O, et al. Prospective  
comparison of MR lung perfusion and lung  
scintigraphy. J Magn Reson Imaging 1999;  
9:61-8.
22. Lvein DL, Chen Q, Zhang M, Edelman RR,  
Hatabu H. Evaluation of regional pulmonary  
perfusion using ultrafast magnetic resonance  
imaging. Magn Reson Med 2001; 46:166-71.
23. Edelman RR, Siewert B, Adamis M, Gaa J,  
Laub G, Wielopolski P. Signal targeting with  
alternating radiofrequency (STAR) sequences:  
application to MR angiography. Magn Reson  
Med 1994; 31:233-38.
24. Mai VM, Hagspiel KD, Christopher JM, Do  
HM, Altes T, Knight-Scott J, et al. Perfu-  
sion imaging of the human lung using flow-  
sensitive alternating inversion recovery with  
an extra radiofrequency pulse (FAIRER).  
Magn Reson Imaging 1999; 17:355-61.
25. Roberts DA, Gefter WB, Hirsch JA, Rizi RR,  
Dougherty L, Lenkinski RE, et al. Pulmonary  
perfusion: respiratory-triggered three-dimen-  
sional MR imaging with arterial spin tag-  
ging-preliminary results in healthy volunte-  
ers. Radiology 1999; 212:890-5.
26. Naidich DP, Webb WR, Müller NL, Krinsky  
GA, Zerhouni EA, Siegelman SS, et al. Com-  
puted tomography and magnetic resonance of  
the thorax. 3<sup>rd</sup> ed. Philadelphia: Lippincott-  
Raven Publishers; 1999.
27. Hatabu H, Stock KW, Sher S, Edinburgh KJ,  
Levin DL, Garperstad E, et al. Magnetic  
resonance imaging of the thorax. Past,  
present, and future. Radiol Clin North Am  
2000; 38:593-620.
28. Hashemi RH, Bradley WG Jr. MRI the  
basics, 1<sup>st</sup> ed. Baltimore: Williams & Wilkins;  
1997.
29. Meaney JF, Prince MR. Pulmonary MR  
angiography. Magn Reson Imaging Clin N  
Am 1999; 7:393-409.
30. Rahmouni A, Tempany C, Jones R, Mann R,  
Yang A, Zerhouni E. Lymphoma: monitoring  
tumor size and signal intensity with MR  
imaging. Radiology 1993; 188:445-51.

31. Grover FL. The role of CT and MRI in staging of the mediastinum. *Chest* 1994; 106(Suppl):391S-6S.
32. Meaney JF, Weg JG, Chenevert TL, Stafford-Johnson D, Hamilton BH, Prince MR, et al. Diagnosis of pulmonary embolism with magnetic resonance angiography. *N Engl J Med* 1997; 336:1422-7.
33. Amundsen T, Kvaerness J, Jones RA, Waage A, Bjermer L, Nilsen G, et al. Pulmonary embolism: detection with MR perfusion imaging of lung—a feasibility study. *Radiology* 1997; 203:181-5.
34. Gerber TC, Fasseas P, Lennon RJ, Valeti VU, Wood CP, Breen JF, et al. Clinical safety of magnetic resonance imaging early after coronary artery stent placement. *J Am Coll Cardiol* 2003; 42:1295-8.
35. Barakos JA, Brown JJ, Brescia RJ, Higgins CB. High signal intensity lesions of the chest in MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13:797-802.
36. Tan BB, Flaherty KR, Kazerooni EA, Lannettoni MD. The solitary pulmonary nodule. *Chest* 2003; 123:89S-96S.
37. Biederer J, Both M, Graessner J, Liess C, Jakob P, Reuter M, et al. Lung morphology: fast MR imaging assessment with a volumetric interpolated breath-hold technique: initial experience with patients. *Radiology* 2003; 226:242-9.
38. Toloza EM, Harpole L, McCrory DC. Noninvasive staging of non-small cell lung cancer. A review of the current evidence. *Chest* 2003; 123:137S-46S.
39. Fujimoto K, Abe T, Müller NL, Terasaki H, Kato S, Sadohara J, et al. Small peripheral pulmonary carcinomas evaluated with dynamic MR imaging: correlation with tumor vascularity and prognosis. *Radiology* 2003; 227:786-93.
40. Padovani B, Mouroux J, Seksik L, Chanalet S, Sedat J, Rotomondo C, et al. Chest wall invasion by bronchogenic carcinoma: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1993; 187: 33-8.
41. Boraschi P, Braccini G, Grassi L, Campatelli A, Di Vito A, Mosca F, et al. Incidentally discovered adrenal masses: evaluation with gadolinium enhancement and fat-suppressed MR imaging at 0.5T. *Eur J Radiol* 1997; 24:245-52.
42. Gdeedo A, Van Schil P, Corthouts B, Van Mieghem F, Van Meerbeeck J, Van Marck E. Comparison of imaging TNM [(i)TNM] and pathological TNM [pTNM] in staging of bronchogenic carcinoma. *Eur J Cardiothorac Surg* 1997; 12:224-7.
43. McLoud TC, Bourgouin PM, Greenberg RW, Kosiuk JP, Templeton PA, Shepard JA, et al. Bronchogenic carcinoma: analysis of staging in the mediastinum with CT by correlative lymph node mapping and sampling. *Radiology* 1992; 182:319-23.
44. Laissy JP, Gay-Depassier P, Soyer P, Dombret MC, Murciano G, Sautet A, et al. Enlarged mediastinal lymph nodes in bronchogenic carcinoma: assessment with dynamic contrast-enhanced MR imaging. Work in progress. *Radiology* 1994; 191:263-7.
45. Crisci R, Di Cesare E, Lupattelli L, Coloni GF. MR study of N2 disease in lung cancer:

- contrast-enhanced method using gadolinium-DTPA. *Eur J Cardiothorac Surg* 1997;11: 214-7.
46. Harisinghani MG, Barentsz J, Hahn PF, Derseno WM, Tabatabaei S, van de Kaa CH, et al. Noninvasive detection of clinically occult lymph-node metastases in prostate cancer. *N Engl J Med* 2003; 348:2491-9.
47. Falaschi F, Battolla L, Mascalchi M, Cioni R, Zampa V, Lencioni R, et al. Usefulness of MR signal intensity in distinguishing benign from malignant pleural disease. *AJR Am J Roentgenol* 1996; 166:963-8.
-

■ 그림 설명 ■

- Fig. 1.** Multiplanar MRI of lung cancer. T1-weighted axial image (A), T1-weighted oblique coronal image (B), and gradient-echo oblique axial image (C) show various perpendicular planes to the border between the mass and the pericardium for evaluation of invasion.
- Fig. 2.** Comparison of MRI with CT for evaluation of calcification and vascular structures. Nonenhanced CT (A) shows a large mass (large arrow) at the left hilar area, which was a lung cancer. Calcification is well demonstrated (small arrows). However, the vascular structure in mediastinum is not clearly distinguished. Contrast-enhanced CT (B) shows strong enhancement of vascular structures. T1-weighted (C) and T2-weighted (D) images of MRI clearly depict the mass (large arrow) and vascular structures in mediastinum without contrast-enhancement. However, calcification is not clearly depicted (small arrows).
- Fig. 3.** Invasion of various structures of thorax. T2-weighted coronal MRI (A) shows a paravertebral mass (arrow) related to the neural foramen, which was a neurogenic tumor in the posterior mediastinum. T1-weighted axial MRI (B) in a patient with giant cell tumor (arrow) reveals invasion of the chest wall and mediastinum. T2-weighted coronal MRI (C) in a child with embryonal rhabdomyosarcoma (arrow) on the right chest wall shows involvement of the chest wall like Pancoast tumor. Gradient-echo MRI (D) well demonstrates encasement of intrapericardial left pulmonary artery (arrow) by a mass, which was a lung cancer.
- Fig. 4.** Bronchogenic cyst. A mass (arrow) with soft tissue density is noted on the left lower lobe in nonenhanced (A) and enhanced (B) CT scans. T1- (C) and T2-weighted (D) MRIs show high signal intensity of the mass. The mass shows no remarkable enhancement after contrast administration (E) compared to the precontrast fat-suppressed T1-weighted MRI (F). These findings strongly suggest that the mass is cystic.
- Fig. 5.** MR angiography in thorax. Fast gradient-echo MR angiography without contrast enhancement (A) and contrast-enhanced MR angiography (B) provide three-dimensional high-resolution angiographic images.
- Fig. 6.** Follow-up MRI of lymphoma after treatment. After treatment of lymphoma, residual soft tissue is noted in the middle mediastinum as a homogenous density in the enhanced CT scan (A). T1- (B) and T2-weighted (C) MRIs show relatively dark signal intensity suggesting fibrosis. Positron emission tomogram (D) shows no definite strong uptake suggesting residual tumor.
- Fig. 7.** Hemorrhage. T1- (A) and T2-weighted (B) MRIs show high signal intensity of the pleural effusion on the right. High signal intensity of fluid in T1-weighted MRI in this patient with lung cancer means T1 shortening by paramagnetic effect of hemorrhagic pleural effusion.
- Fig. 8.** Dynamic enhanced MRI. Fast gradient-echo dynamic enhanced MRIs show a large mass (arrow) on the right paracardiac area. The mass shows fill-in pattern of enhancement. The mass was confirmed as hyaline-vascular type of Castleman disease.
- Fig. 9.** Motion study with MRI for evaluation of invasion of cardiovascular structures in lung cancer. Cine MRIs (A,B) show sliding motion at the border between the mass and pericardium (arrows). Spatial modulation of magnetization MRIs (C, D) show distortion of parallel lines crossing the border between the mass and pericardium (arrows in D). This sliding motion is very accurate for the diagnosis of the absence of invasion.
- Fig. 10** Real time MRI. High-resolution gradient-echo sagittal MRI (A) shows a small mass on the diaphragmatic surface (arrow). With deep breathing, real time MRIs (B, C) demonstrate sliding motion between the mass and diaphragm (arrow in B and C)).

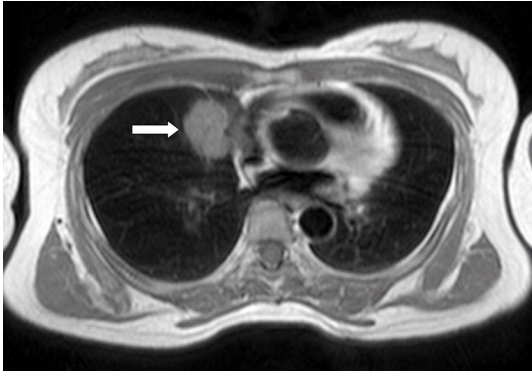


Fig. 1A

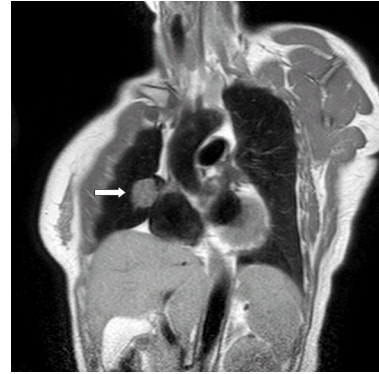


Fig. 1B

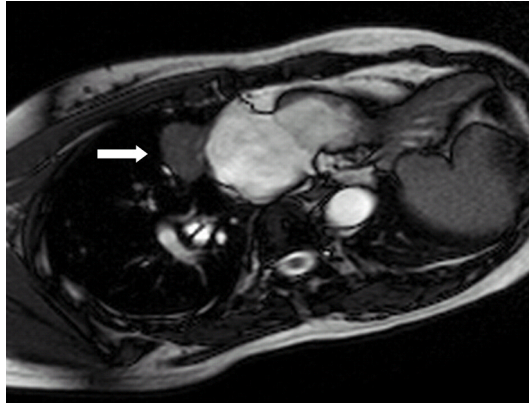


Fig. 1C

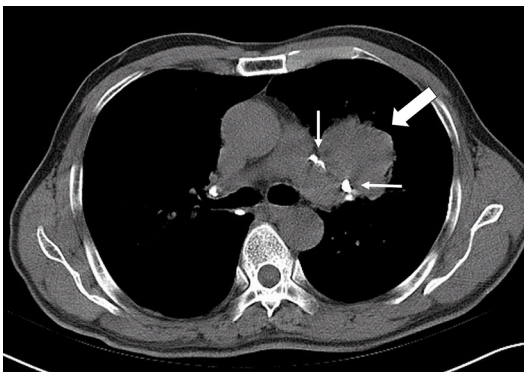


Fig. 2A

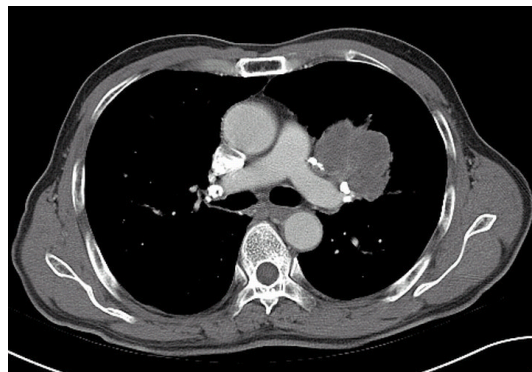


Fig. 2B

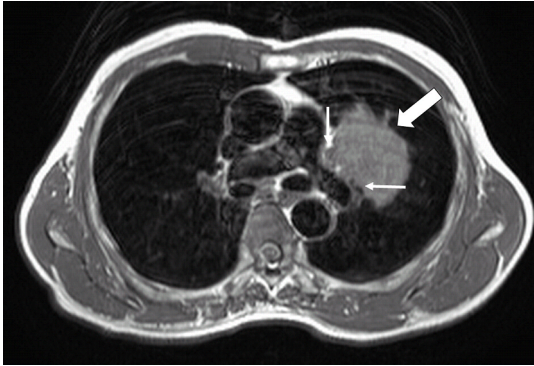


Fig. 2C

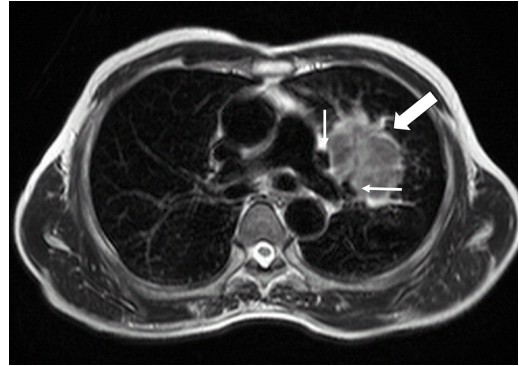


Fig. 2D



Fig. 3A

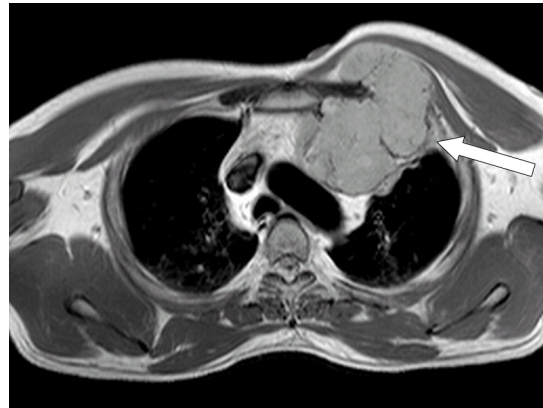


Fig. 3B

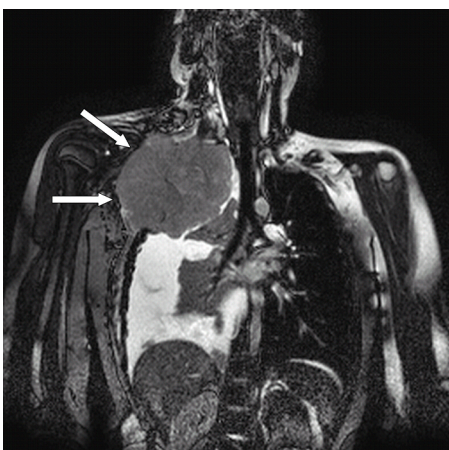


Fig. 3C



Fig. 3D

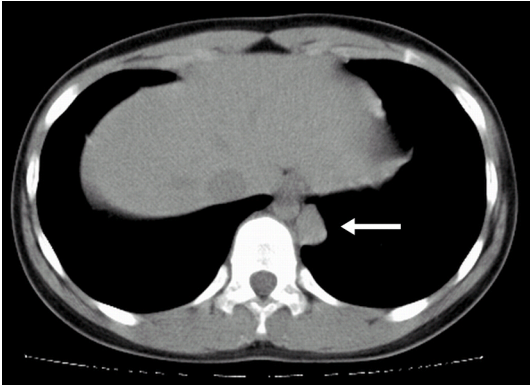


Fig. 4A

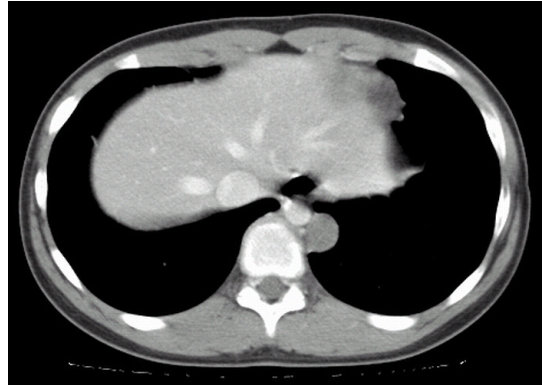


Fig. 4B

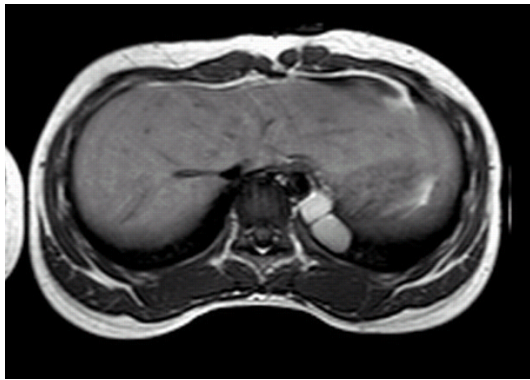


Fig. 4C

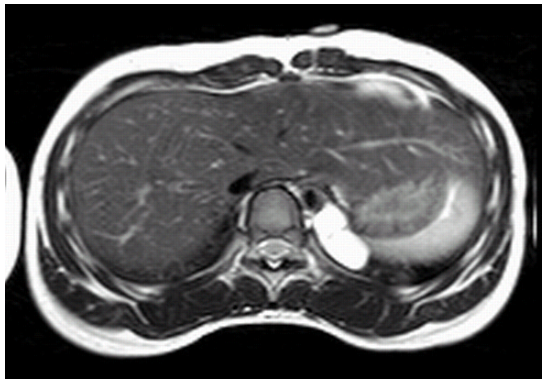


Fig. 4D

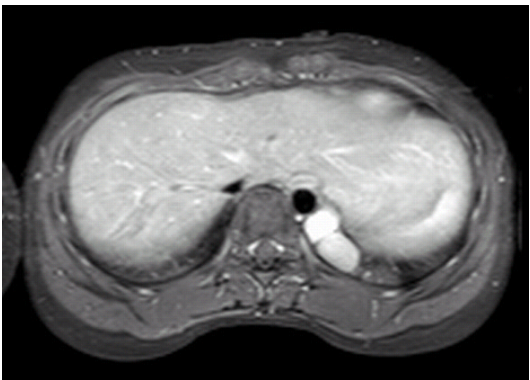


Fig. 4E



Fig. 4F

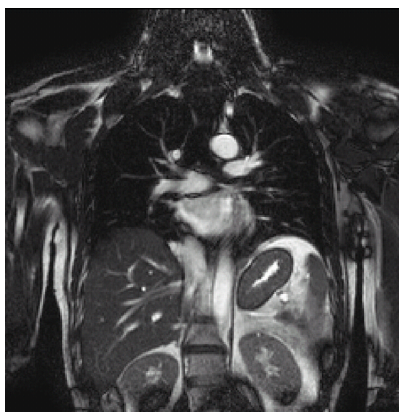


Fig. 5A



Fig. 5B

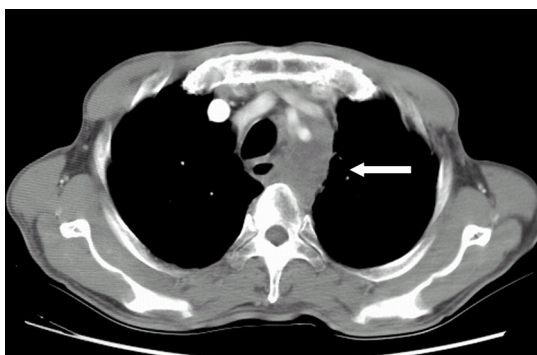


Fig. 6A

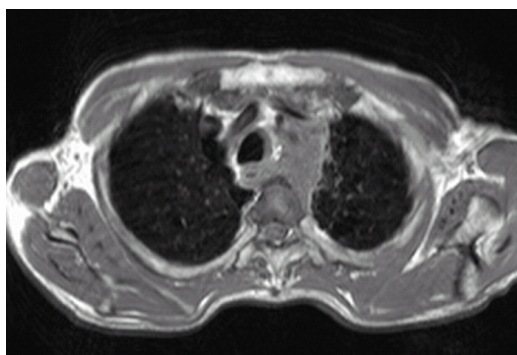


Fig. 6B

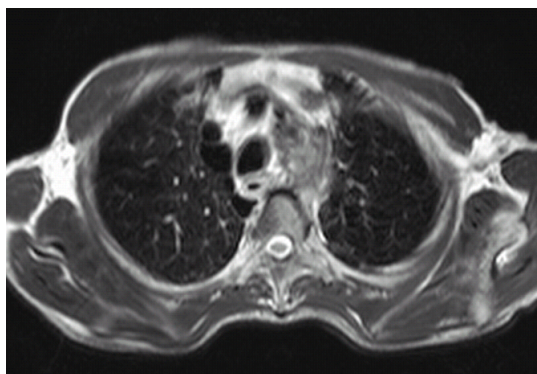


Fig. 6C



Fig. 6D

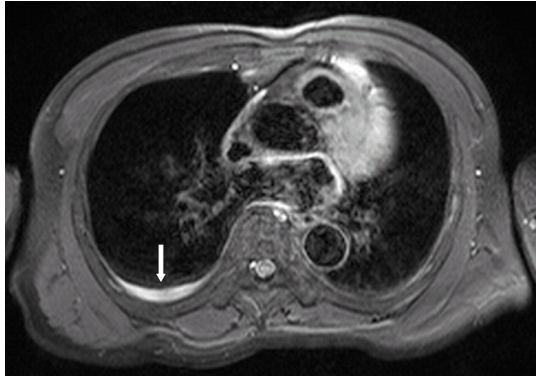


Fig. 7A

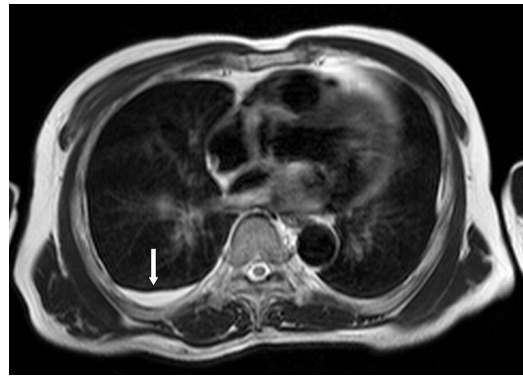


Fig. 7B

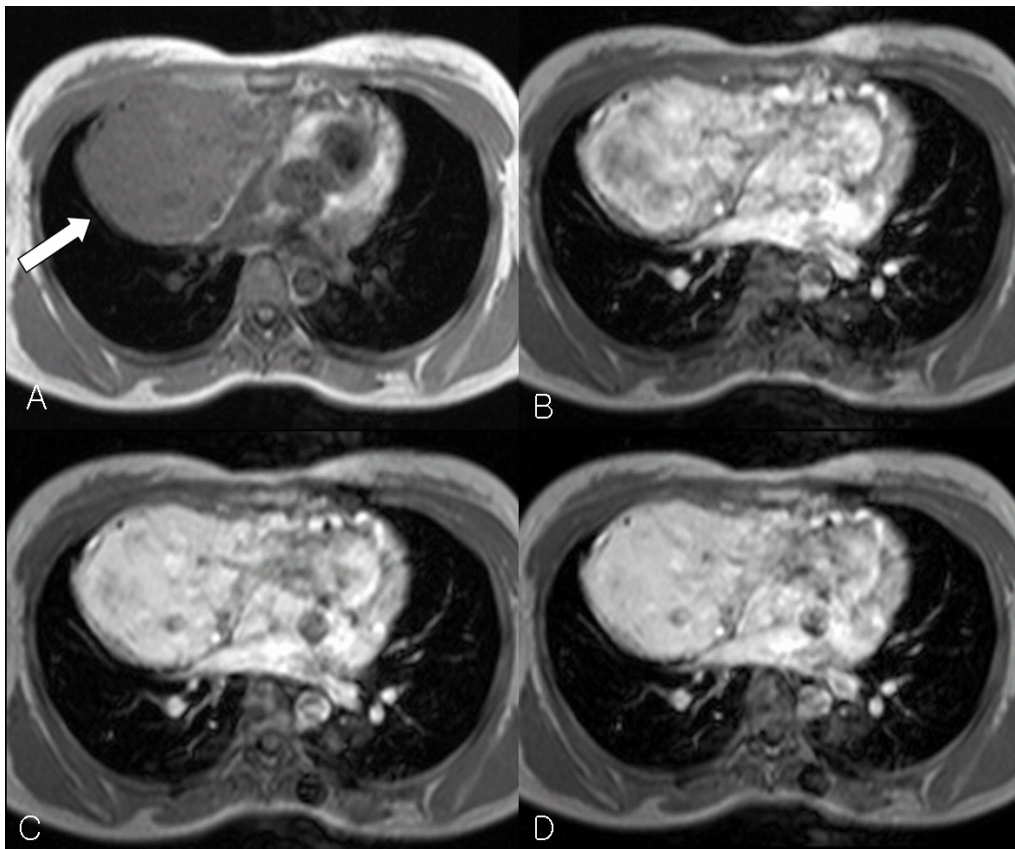


Fig. 8

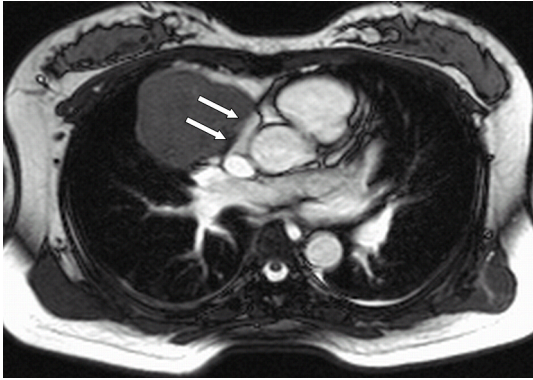


Fig. 9A

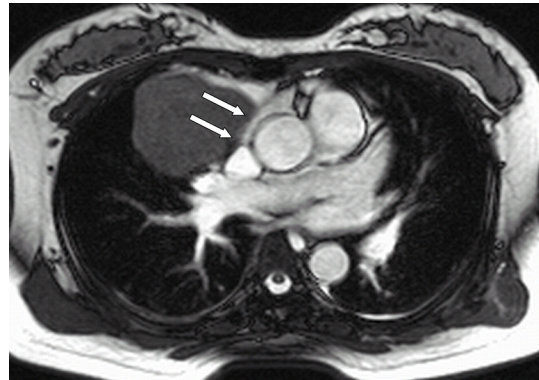


Fig. 9B

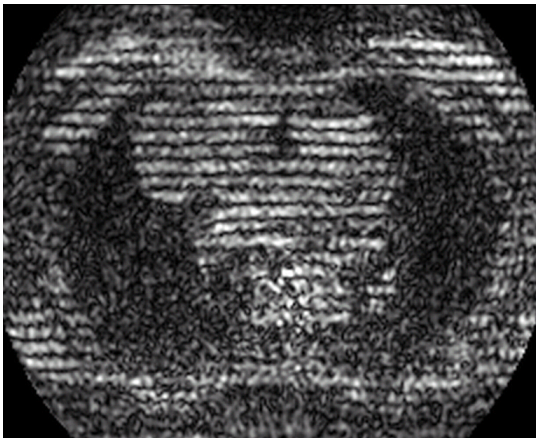


Fig. 9C

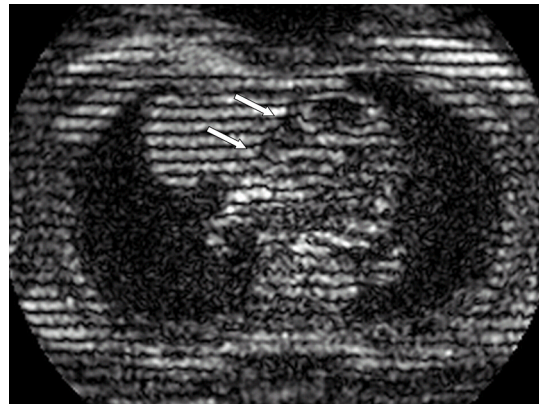


Fig. 9D



Fig. 10A



Fig. 10B



Fig. 10C