

Liver MRI Protocol

부산대학교 의과대학 방사선과학교실

이석홍

Protocol이란 Dorland의 의학사전에 의하면 “어떤 술기의 절차에 대한 명백하고 상세한 계획서(an explicit detailed plan of a procedure)”로 정의된다. 그래서 liver MR imaging protocol은 간에 발생한 병적 문제를 해결하기 위해서, 자기공명영상술을 실시하는 구체적이고 세부적인 지침서를 말하게 된다. 그러나 현실적으로 병원에 따라 imaging protocol은 조금씩 다르다. 왜냐하면 MR장비가 다르고, 적절한 펄스파형(pulse sequence)에 대한 통일된 안이 없기 때문이다. 자기공명영상술은 지금도 계속해서 빠르게 발전하고 있기 때문에, 현재 통용되는 영상 술기에 대한 자세한 지침은 곧 소용이 없게 된다. 그래서 본 소고에서는 간의 MR 영상화와 병변의 특성화에 대한 기본적인 면에 더욱 중점을 두고 기술하고자 한다.

TISSUE CHARACTERIZATION

MRI에 의한 조직의 특성화(tissue characterization)도 CT나 초음파 등 다른 영상진단 매체와 같이, 병변의 형태(morphology)와 회백도(level of gray)를 분석함으로써 결정된다. 병변 형태의 표출은 공간분해능(spatial resolution)에 의해 결정되고, 회백도는 양성자밀도(proton density), T1, T2의 주요 세가지 인자에 의해 좌우된다. MRI에 의한 조직 특성화의 정량 분석적 방법(quantative analysis)으로 초창기에 주로 측정된 T1과 T2치는 양성분과 악성 조직사이에서 통계적인 차이만을 보여줄 뿐이고 개개의 실례에서는 의미가 없었다. 현재 임상 진단에서는 거의 이용되지 않고 있다. 또한 MR영상을 순전히 시각적으로만 분석하는 것도 불충분하다. 그래서 T1과 T2의 절대치 대신에 병변 대 간실질의 신호강도의 비율(대조도)이 이용되고 있다.

간병변을 T1과 T2에 의한 대조만으로 특성화시켜 보면, 다음과 같이 요약될 수 있다. 대부분의 악성 간병변은 정상 간실질보다 긴 T1 및 T2 이완시간을 보여주는 경향이 있다. 이것은 세포내 또는 세포외 수분, 세포괴사, 혈관화(vascularization) 등에 영향을 받는다. 그러므로 대부분의 원발성 간암과 전이암은 T1영상에서 저신호강도를 보이고, T2 영상에서 고신호강도

로 보인다. T1영상에서 고신호강도로 나타나는 경우는 지방축적, 종양내 분비물, 철 및 구리축적, 출혈 등이다. T1과 T2영상에서 둘다 저신호강도를 보이는 경우는 석회화 침착과 공기 등이다. T2 또는 경사예코 (gradient-echo) 영상에서 저신호강도를 보이는 것은 오래된 출혈 및 혈전으로, 이들 주위에 있는 대식세포내의 철분 침착으로 이루어진다. 이외에 간경화증에 있어서 재생성 결절내의 철분침착에 의한 것도 있다. T1과 T2에서 둘다 정상 간과 등신호 강도를 보이는 경우는 간실질과 비슷한 선종성 과증식 결절(adenomatous hyperplastic nodule)과 국소결절성 과증식(focal nodular hyperplasia)이다. T2 영상에서 고신호강도로 나타나는 것은 양성 낭종과 혈관종이다.

특히 T2영상에서 T1영상보다 종양 내부에 있어서 국소적으로 신호강도 차이가 두드러지게 나타난다. 이 차이는 병변의 형태적 특징과도 일치한다. 그래서 감별진단에 있어서 상당히 중요한 감별기준이 된다. T2영상에서 국소성 신호강도 차이는 병변의 구조, 세포충실성(cellularity)의 정도, 괴사의 정도와 종류, 병변의 혈관화, 출혈, 석회화 유무, 주변부 성장(peripheral growth)의 침습 정도와 종류에 따라 생긴다. 실험적 연구에 의하면, T2영상에서 종양 혈관화와 신호강도 차이에 직접적인 연관이 있음을 보여준다. 종양내 큰 간혈관의 존재는 악성이 강하게 의심된다. 중심성 괴사의 정도는 종양 중심의 밝기를 결정한다. 종양내 미만성 분비물은 잘 분화된 선암종에서 보이기도 한다. 응고성 괴사, 종양내 혈전증, 결합조직형성(desmoplasia) 등은 T2치를 감소시키는 경향이 있고 국소성 신호 감소를 일으킨다. 종양의 침습성(aggressiveness)과 주변부 성장의 종류는 병변의 경계를 결정한다. 주변부 섬유성 피막은 잘 분화된 간암이나 선암에서 나타난다. 또한 주변부 실질 압박은 급속한 종양 성장의 증상으로 악성을 의미한다. 실질 압박은 T1영상에서 저신호강도의 종양 주변층을 형성한다. 이것은 종양 피막과 비슷하다. T2영상에서 종양내의 섬유성 조직은 다양하게 보인다. 육아성 조직(granulation tissue)과 비교적 초기의 섬유성 상흔(scar)는 밝게 보인다. 오래된 말기성 상흔의 강하게 밀집된 교원질(collagen)은 매우 짧은 T2이완 시간을 가지고 있으므로 T1과 T2영상에서 둘다 저신호강도로 보인다. 상흔내에 혈전 형성은 신호저하를 일으킨다.

미만성 간질환이 측정되기 위해서는 T1과 T2영상 어느 쪽에서든 신호강도에 차이가 나타나야 한다. 간내 지방축적은 위상대조 영상파형(phase-contrast imaging sequence)을 이용하여 찾아낼 수 있다. 혈철소(hemosiderin)의 침착은 T2가 짧아지는 특징이 있다. 간의 신호가 어두워지

는 것이 T2 스핀에코(spin-echo) 영상에서 두드러진다.

MRI TECHNIQUE

MR에서 병변의 발현성(conspicuousness)은 공간분해능과 조직의 T1, T2 차이에 의한 대조도(contrast)에 의존한다. 관심있는 해부학적 부위의 T1 및 T2에 관한 가장 좋은 대조도를 얻기위해 현재 이용되는 MR촬영기법을 기술하고자 한다.

Spatial Resolution

호흡운동을 정지시킨다면, MR영상의 공간분해능은 화적소 크기에 따른다. 이는 다시 영상범위(field of view), 영상행렬(image matrix), 절편두께에 의해 정해진다. 유감스럽게도 S/N 비율은 화적소(pixel) 크기에 따라 직선적 연관관계에 있기 때문에, 화적소 크기가 작아지면, MR의 공간분해능은 증가하나 S/N은 감소하는 문제점이 있다. 반면 고식적 비호흡정지 파형에서는 공간분해능은 호흡에 의해 유도된 용적평균화(volume averaging)에 의해서 더욱 감퇴된다. 왜냐하면, MR 영상을 얻기 위해 필요한 시간 경과 때문이다.

Contrast Resolution

양성자밀도, T1, T2는 주어진 파형에 있어서 병변과 간 사이에 신호강도 차이를 결정하는 복합적인 변수다. 간과 병변의 적절한 대조도를 설계하는데 있어서, 간과 병변의 양성자밀도, T1, T2 이완시간이 고려되어야 한다. 현재 사용되는 T1과 T2 파형의 다양한 영상매개변수(TR, TE, flip angle)는, 종양을 가진 동물 또는 조직과 비슷한 모형(phantom)을 측정함으로써, 주어진 기기에 있어 가장 좋은 대조도를 얻기 위해 적절히 조절될 수 있다.

Field Strength

간질환과 간실질 사이의 대조도는 자장세기와 연관되어 있다. T1이완시간은 고자장세기에서 증가하는 경향이 있기 때문에 T1 파형은 저 또는 중등도 자장세기에서 더 감수성이 높다. 반면 고자장에서는 T2영상을 강조하기 때문에 더 좋은 병변 발견율을 제공한다. 예를 들어 간의 전이암을 찾는 데 있어서 0.5 T에서는 T2강조영상보다 T1강조영상이 병변 발견에 더 예민하다. 반대로 1.5 T에서는 T1강조영상보다 T2강조영상이 더 예민하다.

Surface Coil

위상배열기법(phased-array technology)를 사용하는 표면검출기(surface coil)가 간을 영상화하는데 있어서 고식적 동체검출기(conventional body coil)보다 우위에 있다. 왜냐하면 이의 사용은 병변 대 간의 대조도, 병변 발견을 그리고 영상 명확도를 의미있게 개선시키기 때문이다.

Pulse Sequences

어떤 펄스파형을 사용할 것인지는 제기된 임상 문제에 따라 결정되어야 한다. 대부분의 경우에 T1과 T2강조 MR파형의 결합을 사용한다. 왜냐하면 이 두 파형이 상호 보완적인 자료를 제공하기 때문이다. 현재까지 이러한 T1, T2 강조영상을 얻기 위해 많은 펄스파형이 개발되었고, 현재 새로운 파형이 계속 개발되고 있다. 현재 각 병원에서 가장 많이 응용되고 있는 파형에 대한 장단점을 기술하고자 한다.

T1-Weighted Image

T1 강조영상은 병변의 발견에 유용하고, T2강조영상보다 훨씬 더 나은 상세한 해부학적 구조를 보여준다. 왜냐하면 신호 대 잡음비가 더 높기 때문이다. T1강조영상 얻기위해 현재 널리 사용되는 MR 파형은 conventional spin-echo (SE), gradient-recalled-echo (GRE), inversion recovery, magnetization-prepared rapid GRE 등이다.

1. Conventional Spin-Echo.

간의 T1치는 1.5 T에서 약 500 ms이고 0.5 T에서 300 ms 정도다. 보통 T1 SE 영상술은 6-7분 걸린다. 많은 병원에서 간의 T1강조 SE MR 영상은 다음 두가지 이유로 더 이상 사용하지 않는다. 첫째 고자장에서 이런 타입의 펄스파형의 사용은 비교적 불량한 간병변의 발견을 보여준다 둘째, T1강조 SE MR 영상술은 T2강조 호흡정지 파형을 사용한 것보다 긴 영상시간을 요구하기 때문이다.

2. Gradient-Echo.

GRE 파형은 SE 파형에서 사용하는 180° 재초점 펄스(refocusing pulse) 대신에 경사역전-gradient reversal)를 사용하여 에코를 생성한다. 이 기법은 짧은 TR, 짧은 TE, 다양한 숙임각(flip angle)을 사용한다. 이들 변수의 다양한 결합은 여러 종류의 대조도를 만들어 내기 때문에 GRE 기법은 T1 및 T2*강조 MR 영상을 얻는데 사용될 수 있다. 높은 숙임각(> 60°)과 짧은 TE는 T1 대조도를 극대화 하고, 반면 작은 숙임각과 긴 TE는 T1 대조도를 극소화 한다. 이 기법은 대동맥에서 일어나는 맥동성 인공물과 연관되어 있

다. 또다른 문제점은 자장의 불균질성 때문에 생기는 영상분해(degradation)에 대한 감수성이다.

현재까지 몇가지 여러 기법이 개발되어 있다. FLASH 또는 GRASS는 첨가식 다절편 여기(interleaved multiple section excitation), 짧은 TR (80-150 ms), 짧은 TE (4-5 ms), 그리고 60° 와 90° 사이의 다양한 숙임각을 기초로 한 포화 회복과형(saturation recovery sequence)이다. 이 기법은 간검사에 11 내지 15 절편에 16에서 30초 걸린다. 적절한 TR은 간 전체를 영상화시키는데 필요한 절편의 수에 따라서 선택되어질 수 있다. GRE 기법은 gadolinium chelate와 연관지어 사용될때 문맥계를 선택적으로 영상화하는데 도움이 된다.

Spoiled GRE (FMPSPGR)는 짧은 TR (80-150 ms), 최소한의 TE(약 2 ms), 그리고 40° 와 80° 사이의 숙임각의 사용을 기초로 최근에 도입된 초고속 과형이다.

Magnetization-prepared GRE imaging (turboFLASH, snapshot GRASS)는 매우 짧은 TR (약 8-10 ms), 짧은 TE (2-5 ms), 그리고 180° 예비 펄스를 준다음 짧은 숙임각(10°)를 사용하는 단절편(single-section) GRE 영상을 사용하고 그래서 강한 T1 대조를 제공한다. 이 과형에 한가지 결점은 작은 크기의 행렬(matrix size)를 사용해야 하기 때문에 영상과립상(image graininess)이 나타난다.

Segmented (k-space) magnetization-prepared GRE imaging (segmented turboFLASH)는 자화준비(magnetization-prepared) GRE 영상술의 변형이다. 그속에 128 위상부호화 단계(phase-encoding steps)가 4개의 분절(segment)로 나누어지고 그리하여 각 분절에 대한 영상획득시간이 단축된다.

3. Inversion-Recovery.

역전회복(inversion-recovery) 펄스과형을 사용하면 T1 대조상을 얻을 수가 있다. 이 과형은 1.5T에서 국소 간병변을 찾는 데 있어서 고식적 T1강조 SE 과형보다 우수하다. 비교적 긴 TI(350-450) 사용하기 때문에 이 과형은 병변 대 간 대조도를 훌륭하게 그려낸다. 대부분의 국소 간병변은 정상 간실질보다 저신호강도를 보이기 때문이다. 이 과형은 지방억제기법(fat-suppression technique)으로 사용될 수 있다. 이 과형의 기본적인 한계점은 검사 시간이 길고, 운동 인공물에 높은 감수성 등이다.

T2-Weighted Image

T2강조 MR 영상은 간의 평가에 있어서 대단히 중요하다. 이는 간의 국소 병변을 찾는 데 뿐만 아니라 간에 영향을 주는 양성과 악성을 감별하는데 도

움을 준다. 가장 흔하게 사용되는 기법은 conventional SE, fast SE, GRE imaging 등이다.

1. Conventional Spin-Echo Imaging.

T2강조 SE 펄스파형은 지난 10년 동안 간의 MR 영상화에 있어서 표준이 되어왔다. 영상획득시간은 10분 또는 그 이상이다. 2000 ms 이상의 긴 TR과 100 ms 이상의 긴 TE가 필요하다. 간은 T2가 짧다. 40 ms이기 때문에 100 ms 이상의 TE로 얻어진 영상에서는 간실질의 신호강도는 대단히 감쇄한다. 간의 정상 구조가 보이지 않게 되지만, 간실질과 병변사이의 대조는 아주 현저해 진다. 긴 TE치 150 ms 이상을 사용하면 강 T2강조영상을 얻을 수 있는데 이는 혈관종과 악성 병변을 감별하는데 도움을 준다. 1.5 T에서 3,000 ms보다 큰 TR치를 사용하면 간의 단순 낭종과 혈관종을 잘 그려준다. 이 영상은 높은 병변 대 간의 대조도를 보여서 훌륭한 간의 국소 병변의 발현과 발견율을 얻을 수 있다. 재래식 SE 기법으로 얻어진 T2강조영상은 운동 인공물에 민감하다. 긴 영상획득시간 및 낮은 신호 또는 신호 대 소음 비율, 그리고 운동 인공물이 현재 고식적 T2강조영상술에 결정적인 장애 요인이다.

2. Fast Spin-Echo Imaging.

상기의 고식적 SE 기법을 극복하기 위해서 fast SE 또는 turbo SE 영상술이 T2강조영상을 얻기 위해서 제안되었다. 파형의 매개변수가 영상 형태에 지대한 영향을 미친다. 예를 들어 긴 TR은 T2강조를, ETL (i.e., the number of 180° refocusing pulses)이 증가하면 병변 대 간의 대조가 감소한다. T2 대조에 영향을 미치는 변수는 effective TE, ETL, 그리고 에코간격 (echo spacing)이다. 고속 SE 영상에서 지방은 재래식 SE 영상에서 보이는 것과 비교해 볼 때, 높은 신호강도를 가진다. ETL이 증가하고 에코사이의 간격(interecho spacing) 감소하면 지방의 밝기가 증가한다. 일반적으로 고속 SE 영상은 임상적 현실에서 SE 영상을 대치할 수 있다고 받아들여진다. 더우기 MR cholangiography는 강 T2강조 SE 파형을 사용하여 얻어진다.

3. GRE Imaging

이는 순수한 T2 강조가 아니고 T2* 강조이기 때문에 T2 대조상을 얻기 위해서는 잘 쓰이지 않는다.

Motion Artifact Reduction

운동 인공물(motion artifact)은 MR 영상의 질을 현저하게 감퇴시킨다. 이 인공물은 간검사에 있어서 MR 사용의 최대 결함이다. 환자를 검사할 때

위상부호화 경사방향(phase-encoding gradient direction)을 따라 일어나는 어떠한 움직임도 Fourier 변환(transformation)후에 여러 가지 종류의 유령인공물(ghosting artifact)을 유도하는 위상변위(phase shift)를 야기시킨다. 운동인공물은 그 발생기전에 따라 두 개의 그룹으로 나눌 수 있다. 행렬의 각행을 획득하는 사이에 일어나는 군(those appearing between acquisition of the different matrix lines)과 여기와 자료획득 사이에 일어나는 군(those occurring between excitation and data acquisition)이다. 첫번째 범주의 부작용을 극복하기 위해서 심장동기(cardiac gating), 호흡동기(respiratory gating) 또는 호흡정지 영상(breath-hold imaging), 순서적 위상부호화(ordered phase-encoding), 그리고 지방억제(fat suppression)가 사용될 수 있다. 두번째 범주의 인공물을 줄이기 위해서 전포화(presaturation) 그리고 경사모멘트 무효화(moment nulling)가 사용될 수 있다.

현재 가장 흔히 이용되는 기법은 signal averaging과 breath-holding이다. 임상에서 사용이 용이하기 때문이다. Signal averaging은 몇분이 걸려서 끝내는 고식적 SE기법에 전적으로 사용된다. 운동과 자료획득은 연계되어 있지 않기 때문에 유령인공물은 신호평균의 수가 증가하면 감소된다. 이 수가 증가하면 역으로 전체 영상 획득시간이 증가하는 단점이 있다.

Breath-holding imaging에서 호흡중지는 호흡운동만을 정지시키기 때문에 호흡에 의한 유령 인공물, 영상의 흐릿함(blurring), 부분용적효과를 제거시킨다. 그러나 맥동에 의한 인공물에는 영향력이 없다. 임상적으로 유용하려면, 호흡중지 파형의 전체 영상획득시간은 20초를 넘어서는 안된다. 한번 호흡중지에 많은 영상을 얻기 위해 다양한 펄스파형이 연구되어 왔다. 과거에는 T1강조영상을 얻기 위해 사용되었다. 최근에는 간의 T2강조영상을 얻기 위해서도 사용되고 있다. 그리고 이 기법은 고식적 T2강조영상과 비교해서 더 짧은 영상시간과 더 높은 대조 대 잡음비를 보여줌으로써, 간의 영상화에 가능성을 보인다.

1. Rapid Acquisition Spin-Echo.

영상 획득시간이 감소한 고식적 SE의 변형인 이 파형은 방사선과 전문의들 사이에서 인정을 받지 못하고 잘 사용되지 않는다.

2. Gradient-Echo.

현재 간의 T1 강조영상을 얻기 위해 가장 많이 사용되는 기법이다. 또한 조영제를 이용한 조영증강 MR영상을 얻을 수 있어 조직의 특성화에 필수적인 파형이다.

3. Breath-Hold Fast SE Imaging.

이 기법은 한번 호흡정지로 T2강조영상을 얻기 위해서 사용될 수 있다. 영상시간은 비대칭적 영상범위, 부분영상기법, 그리고 다절편의 분리 연속적 영상획득에 의해서 감소된다. 이 기법은 간을 검사하는데 있어서 성공적으로 사용되어져 왔고 훌륭한 간병변 발현상을 보여준다.

Three-Dimensional MR Imaging

단층촬영시 절편사이에 생기는 공간(gap)은 병변 발견율에 영향을 미친다. 이를 예방하기 위해 진성용적 획득 다절편(true volume acquisition-multislice) 2-D 또는 3-D 파형을 사용한다. 3-D Fourier transform acquisition을 사용하면 절편선택방향으로 더 좋은 해상능을 얻을 수 있고 부분용적효과(partial volume effect)로 인한 문제를 극소화 시킬수 있다 일반적으로 3-D acquisition은 긴 영상획득시간을 요구하기 때문에 호흡정지 영상을 방해하고 조영제를 주입한 간중양의 역동적 형태를 연구하는 시도를 방해한다. 이러한 3-D acquisition의 시간제한을 극복하기 위해서 작은 matrix size (256×128), 짧은 TR (10-14 ms), 일회성 여기(single excitation)을 사용하는 것이 필요하다.

Fat-Suppressed Imaging

지방은 복벽, 복강내 장기 및 후복막강에 고루 분포하는 기본적 조직이다. 이 고신호강도의 지방조직이 심장과 호흡운동에 따른 움직임은 위상인공물(phase artifact)를 유발시켜서 영상의 질을 저하시킨다. 또한 지방은 화학변위 인공물(chemical-shift artifact)를 창출하기 때문에 지방으로 둘러싸인 구조물 변연부의 자세한 해부학적 형태가 소실된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서 복부에서 지방 신호강도를 감소시키는 여러 가지 기법이 개발되었다.

가장 흔히 사용되는 기법이 화학적 변위 영상술이다. 현재 두가지 종류의 화학변위 기법이 이용되는데 하나는 opposed-phase imaging 이고 다른 하나는 선택적 지방 억제기법(selective fat-suppression technique)이다. 이외에 short-time inversion-recovery가 있는데 이는 지방의 T1 이완시간이 짧은 점을 이용한 기법이다. STIR파형은 신호 대 잡음이 비교적 낮은 단점이 있으나 병변 대 간의 대조도는 높은 장점이 있다.

MR Cholangiography

최근 강 T2강조영상이 담관계를 영상화하는데 사용되어 왔다. 담즙과 췌

장액은 강 T2 강조 MR 영상에서 고신호강도를 보인다. 그래서 담관계의 고강도와 간 및 다른 복강내 장기의 저강도 사이에 존재하는 자연적인 대조는 수분을 담고 있는 구조물을 그려내는데 이용된다. MR cholangiography는 고속 SE 또는 GRE 기법 둘중에 하나로 얻어질 수 있다. 그러나 가장 좋은 MR cholangiography 기법에 대해서는 현재 결정되지 않았다. 호흡정지 MR cholangiography는 약 20초 내에 전 담관계를 그려낸다. 담관계와 배경 잡음사이의 높은 대조 대 잡음비 때문에 2-3 mm의 얇은 연속절편을 갖는 고속 SE 기법이 많이 이용된다. 그리고 이 영상은 최대강도투사 연산법(maximum-intensity projection(MIP) algorithm)을 이용하여 주어진다. 그러나 원천영상(source image)의 분석은 정확한 진단에 여전히 절대적이다.

Vascular Imaging

간의 혈관계를 영상화 하기 위해서 2가지 범주의 파형이 이용된다. 둘다 혈액이 밝게 보인다. 현재 흐름시간 자기공명혈관 조영술(time-of-flight MR angiography)는 조영제 주입없이 문맥계를 검사하는 방법이다. 둘째 위상대조 혈관조영술(phase-contrast imaging)은 운동에 의해 이차적으로 발생하는 변화를 검출하는데 기초를 두고 있다. 복부에 있어서의 MR 혈관영상 기법은 운동인공물과, Doppler 초음파 및 spiral CT 때문에 잘 발달되어 있지 않다.

Contrast-Enhanced MRI

조영제는 병변의 발견과 조직의 특성화를 개선시키는데 사용된다. 간의 MR영상을 위해서 몇가지 조영제가 사용되어 왔다. 간편하게 이들을 세포외(extracellular) 조영제, 세망내피계(reticuloendothelial) 조영제, 간담도계(hepatobiliary) 조영제로 나눌 수 있다. 세포외 조영제로서 gadolinium chelate가 가장 많이 사용되는 조영제다. 이 수용성 조영제는 T1 이완시간을 강하게 증가시킨다. 그리고 이는 분자가 작기 때문에 이들은 비특이성 약리학적 운동을 일으킨다. 일단 체내에 주사되면 이 물질들은 급속히 혈관외 세포외 공간으로 확산되고, 쉽게 신장에서 여과되어 제거된다. 비특이성 조영제에 의한 대조도 증가는 관류와 혈관밖 진행성 확산에 의한 것이다. 예를 들어, 진행성 조영증강상은 과혈관성 병변에서 지연성 관류에 의한 것이든지 아니면 넓은 확산 공간을 가지고 있는 비교적 저혈관성 병변에서의 확산에 의한 것이다. 세망내피계 조영제로서는 Ferumoxides (superparamagnetic iron oxide)가 있다. 정맥주사후 약 80%가 간에 격리된

다. 이때 간 실질에 신호감쇄를 일으키는데 이는 고식적 T2 강조 SE 영상보다 T2 강조 GRE 영상에서 더 잘 나타난다. 간담도 조영제에는 Mangafodipir trisodium(Mn-DPDP)가 있다. 이 조영제는 T1 대조도에 영향을 미친다.

Echo-Planar Imaging(EPI)

앞으로 더욱 개발될 기법은 echo-planar imaging이다. 이는 고식적 SE 기법에 반해서, 완벽한 자료로의 획득이 한번만에 얻어지는 snapshot 기법(즉 single-shot technique)이다. 이는 40 ms 이내에 영상을 얻을 수 있는 반면에, 이 단발포 기법(single-shot technique)은 readout window 동안에 T2* 붕괴에 의해서, 영상을 얻기 때문에 해상능에 있어서는 한계가 있다. 자료가 자유유도붕괴(free-induction decay) 중에 수집되기 때문에 조직 T2* 붕괴시간을 넘어서 얻어진 자료행은 거의 신호강도가 없다. 이를 극복하기 위해 EPI는 다발포 영상획득 파형(multishot acquisition sequence)를 사용하여 얻어질 수도 있다. EPI의 장점은 영상시간을 줄이고, 운동인공물을 감소시키고, 자연적으로 지방억제 영상을 얻는다. 또한 EPI는 비고형성 간질환(혈관종과 낭종)과 고형성(solid) 간 질환을 감별하는데 가치가 있다. EPI는 간의 관류(perfusion)와 기능적(functional) 영상술의 영역에 새로운 장을 열 것이다.

MR-Guided Biopsy

MRI 유도하에서 간의 경피적 생검이 가능하다. 그러나 이 기법은 MR-compatible needle-biopsy system 이 필요하다. MR 유도 생검은 open-configuration magnet가 요구된다. MRI 영상술을 사용한 간 종양의 laser 치료의 유도과 감시(monitoring)가 이제 시도되고 있다.

CONCLUSION

요약하면, 간에 대한 자기공명영상술에 있어서 높은 병변의 발현율을 위해서 사용되는 필수적인 파형은 T1강조파형과 T2강조파형이고, 병변의 특성화를 위해서는 역동적 연속조영증강 영상술(dynamic serial gadolinium chelate-enhanced images)을 사용하고 있다. 훼손경사에코 영상술(Spoiled gradient-echo imaging)인 FLASH 또는 GRASS는 T1강조 파형으로 현재 임상에서 많이 이용되고 있다. 이는 또한 gadolinium chelate에 의해서 조영증강되는 연속 MR 영상을 위해서 사용되는 적절한 파형이다. T2강조파형

위에 지방억제기법을 사용하면 화학적 변위 인공물(chemical-shift artefact)를 제거할 수 있고 운동인공물을 감소시킬 수 있고 조직 신호강도의 회백도(dynamic range)를 증가시킬 수 있다. 이외에 지방간을 진단하기 위해서 탈위상 훼손 경사에코 영상(out-of-phase spoiled gradient-echo images)를 사용할 수 있고 담관계를 검사하기 위해서 MR cholangiography를 사용할 수 있고, 복부 간 혈관계를 평가하기 위해서 MR angiography를 사용할 수 있다. T2 강조 고속 spin-echo 영상은 고식적 spin-echo 영상에 대한 강력한 시간 절약의 대체용이다. 단지 그 정확도가 아직 평가되어 있지 않다.

References

1. Soyer P, Bluemke DA, Rymer R. MR imaging of the liver: technique. *MRI clinics of North America* 1997;5(2):205-221
2. Marchal G. Hepatic magnetic resonance imaging. In Freeny PC, Stevenson GW, eds. *Margulis and Burhenne's alimentary tract radiology*. 5th ed. Mosby, 1994:1486-1507
3. Semelka RC, Shoenut JP, Kroeker MA, et al. Focal liver disease: comparison of dynamic contrast-enhanced CT and T2-weighted fat suppressed, FLASH, and dynamic gadolinium-enhanced MR imaging at 1.5T. *Radiology* 1992;184:687-694
4. Stark DD, Hendrick RE, Hahn PF, Ferrucci JT. Motion artifact reduction with fast spin-echo imaging. *Radiology* 1987;164:183-191
5. 이성우, 은충기, 문치웅, 박수성. 최신자기공명영상학. 여문각 1998
6. Mezrich R. A perspective on K-space. *Radiology* 1995;195:297-315
7. Mirowitz SA, Gutierrez E, Lee JK, et al. Normal abdominal enhancement patterns with dynamic gadolinium-enhanced MR imaging. *Radiology* 1991;180:637-640
8. Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, et al. MR cholangiopancreatography using HASTE (half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo) sequences. *Am J Roentgenol* 1996;166:1297-1303
9. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid NMR imaging of dynamic processes using the FLASH technique. *Magn Reson Med* 1986;3:321-327
10. Mahfouz A-E, Rahmouni A, Zylbersztejn C, et al. MR-guided biopsy using ultrafast T1- and T2-weighted reordered turbo fast low-angle shot

- sequences: Feasibility and preliminary clinical applications. *Am J Roentgenol* 1996;167:167-169
11. Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F, Echo-planar MR imaging. *Radiology* 1994;192:600-612
 12. Saini S, Reimer P, Hahn PF, et al. Echoplanar MR imaging of the liver in patients with focal hepatic lesions: Quantitative analysis of images made with various pulse sequences. *Am J Roentgenol* 1994;163:1389-1393
 13. Frahm J, Haase A, Matthaei D. Rapid three-dimensional MR imaging using the FLASH technique. *J Comput Assist Tomogr* 1986;10:363-368
 14. Wong WF, Northrup SR, Herrick RC, et al. Quantitation of lipid in biological tissue by chemical shift magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1994;32:440-446
 15. Paulson EK, Baker ME, Paine SS, et al. Detection of focal hepatic masses: STIR MR vs. CT during arterial portography. *J Comput Assist Tomogr* 1994;18:581-587
 16. Hamm B, Fischer E, Taupitz M. Differentiation of hepatic hemangiomas from metastases by dynamic contrast enhanced MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1990;14:205-216
 17. Stark DD, Weissleder R, Elizondo G, et al. Superparamagnetic iron oxide: Clinical application as a contrast agent for MR imaging of the liver. *Radiology* 1988;168:297-301
 18. Laubenberger J, Buchert M, Schneider B, et al. Breath-hold projection magnetic resonance-cholangio-pancreaticography(MRCP): A new method for the examination of the bile and pancreatic ducts. *Magn Reson Med* 1995;33:18-23
 19. Silverman JM, Podesta L, Villamil F, et al. Portal vein patency in candidates for liver transplantation: MR angiographic analysis. *Radiology* 1995;197:147-152
 20. Vogl TJ, Muller PK, Hammerstingl R, et al. Malignant liver tumors treated with MR imaging-guided laser-induced thermotherapy: technique and prospective results. *Radiology* 1995;196:257-265