

간의 자기공명영상 프로토콜 (Liver MRI Protocol)

김 용 우 · 이 석 흥

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, 자기공명 영상술을 실시하는 구체적이고 세부적인 지침서를 말하게 된다. 그러나 현실적으로 병원에 따라 imaging protocol은 조금씩 다르다. 왜냐하면 자기공명영상 장비가 다르고, 적절한 펄스파형(pulse sequence)에 대한 통일된 안이 없기 때문이다. 자기공명 영상술은 지금도 계속해서 빠르게 발전하고 있기 때문에, 현재 통용되는 영상 술기에 대한 자세한 지침은 곧 소용이 없게 된다. 그래서 본 소고에서는 간의 자기공명영상화와 병변의 특성화에 대한 기본적인 면에 더욱 중점을 두고 기술하고자 한다.

조직의 특성화 (Tissue Characterization)

자기공명영상(MRI)에 의한 조직의 특성화(tissue characterization)도 전산화단층촬영술(CT)이나 초음파 등 다른 영상진단 방법과 같이, 병변의 형태(morphology)와 회백도(level of gray)의 분석에 의해 이루어진다. 병변 형태의 표출은 공간분해능(spatial resolution)에 의해 결정되고, 회백도는 양자밀도(proton density), T1, T2 세가지 인자에 의해 좌우된다. 자기공명영상에 의한 조직 특성화의 정량적 분석(quantitative analysis)으로 초기에 주로 측정된 T1과 T2치는 양성과 악성 조직사이에서 통계적인 차이만을 보여줄 뿐이고 각각의 실례에서는 큰 의미가 없었다. 따라서 현재 임상 진단에서는 거의 이용되지 않고 있고, 자기공명영상을 시각적으로만 분석하는 것도 불충분하다. 그래서 T1과 T2의 절대치 대신에 병변 대 간실질의 신호강도의 비율(대조도)이 이용되고 있다.

간병변을 T1과 T2치에 의한 대조만으로 특성화시켜 보면, 다 음과 같이 요약 될 수 있다. 대부분의 악성 간병변은 세포내 또는 세포외 수분, 세포괴사, 혈관화(vascularization)등의 영향에

의해 정상 간실질 보다 긴 T1 및 T2 이완시간을 가진다. 그러므로 원발성 간암과 전이암 및 대부분의 국소 간병변은 T1영상에서 저신호강도를 보이고, T2 영상에서 고신호강도로 나타난다. T1영상에서 고신호강도로 나타나는 경우는 지방축적, 종양내 분비물, 철 및 구리축적, 아급성기 출혈 등이고, T1과 T2영상에서 모두 저신호강도를 보이는 경우는 석회화와 공기, 일부 급성 출혈(적혈구내 methemoglobin의 존재시) 및 출혈로 인한 헤모시데린 침착 등이다. T2 또는 경사에코(gradient-echo)영상에서 저신호강도를 보이는 것은 오래된 출혈 및 혈전으로, 주위에 있는 대식세포내의 철분 침착으로 이루어진다. 이외에 간경화에 있어서 재생성 결절내의 철분침착에 의한 것도 있다.

종양 내부의 국소적 신호강도의 차이는 T2영상에서 T1영상보다 두드러지게 나타나는데, 이것은 병변의 형태적 특징과도 일치하며 감별진단에 있어서 상당히 중요한 감별기준이 된다. T2영상에서 국소적 신호강도 차이는 병변의 구조, 세포충실성(cellularity)의 정도, 괴사의 정도와 종류, 병변의 혈관화, 출혈, 석회화 유무, 주변부 성장(peripheral growth)의 정도와 종류에 의해 결정된다. 실험적 연구에 의하면, T2영상에서 국소적 신호강도 차이와 종양 혈관화 사이에 직접적인 연관이 있고, 종양내 큰 신생혈관의 존재는 악성을 강하게 의심하게 한다. 중심성 괴사의 정도는 종양 중심의 밝기를 결정한다. 종양내 미만성 분비물은 잘 분화된 선암중에서 보이기도 하며 국소적 신호 증가를 야기한다. 응고성 괴사, 종양내 혈전증, 결합 조직 형성(desmoplasia)등은 T2치를 감소시키는 경향이 있고 국소적 신호 감소를 야기한다. 주변부 섬유성 피막은 잘 분화된 간암이나 선암에서 나타나며, 종양의 침습성(aggressiveness)과 주변부 성장의 종류는 병변의 경계를 결정한다. 또한 주변부 실질 압박은 급속한 종양 성장에 의한 것으로 악성을 의미하며, 실질 압박은 T1영상에서 종괴의 주변에 저신호강도의 층을 형성한다. 이것은 종양 피막과 비슷하다. T2영상에서 종양내의 섬유성 조직은 다양하게 보인다. 육아 조직(granulation tissue)과 비교

대한자기공명과학회지 4:1-6(2000)

부산대학교병원 진단방사선과

접 수 : 1999년 12월 30일, 채 택 : 2000년 3월 7일

통신저자 : 이석흥 (602-739) 부산시 서구 아미동 1가 10 부산대학교 병원 진단방사선과

Tel. 82-51-240-7354 Fax. 82-51-244-7534

김용우 외

적 초기의 섬유성 반흔(Scar)은 밝게 보인다. 오래된 반흔의 강하게 밀집된 교원질(collagen)은 매우 짧은 T2 이완시간을 가지고 있으므로 T1과 T2영상에서 모두 저신호강도로 보인다.

미만성 간질환이 영상화되기 위해서는 T1과 T2영상에서 정상 간실질과 신호강도 차이가 있어야 한다. 간내 지방축적은 위상대조 영상파형(phase-contrast imaging sequence)을, 혈철소(hemosiderin)의 침착은 T2가 짧아지는 특징을 이용하여 찾을 수 있다. 간의 신호가 감소하는 것이 T2 스핀에코(spinecho) 영상에서 두드러진다.

자기공명영상 수기 (MRI Technique)

자기공명영상에서 병변의 발견성(conspicuousness)은 공간분해능과 조직의 T1, T2값의 차이에 의한 대조도에 의해 결정된다. T1 및 T2 영상에서 관심영역의 가장 좋은 대조도를 얻기 위해 고려해야 할 요인들과 현재 이용되는 자기공명영상 촬영기법들을 기술하고자 한다.

(1) 공간 해상도 (Spatial Resolution)

호흡운동을 정지시키면, 자기공명영상의 공간분해능은 화소(pixel) 크기에 따르며, 이것은 다시 영상범위(field of view), 영상행렬(image matrix), 절편두께에 의해 결정되어진다. 신호대잡음비는 화소 크기에 따라 직선적 연관관계에 있기 때문에, 화소 크기가 작아지면 자기공명영상의 공간분해능은 증가하나 신호대잡음비는 감소하는 문제점이 있다. 반면 고식적 비호흡정지 펄스 파형에서는 영상을 얻기 위해 보다 많은 시간이 필요하기 때문에, 공간분해능은 호흡에 의해 야기된 용적평균화(volume averaging)에 의해 더욱 감소된다.

(2) 대조 해상도 (Contrast Resolution)

양자밀도, T1, T2 값은 주어진 펄스 파형에 있어서 병변과 간실질 사이에 신호강도 차이를 결정하는 복합적인 변수다. 간과 병변의 적절한 대조도를 형성하는데 있어서, 간과 병변의 양자밀도, T1, T2 이완시간이 고려되어야 한다. 현재 사용되는 T1과 T2 펄스 파형의 다양한 영상 매개변수(TR, TE, flip angle)는, 중앙을 가진 동물 또는 조직과 비슷한 모형(phantom)을 측정함으로써, 주어진 기기에서 가장 좋은 대조도를 얻도록 적절히 조절될 수 있다.

(3) 자장 세기 (Field Strength)

간병변과 간실질 사이의 대조도는 자장세기와 연관되어 있다. T1 이완시간은 고자장에서 증가하는 경향이 있기 때문에 T1 펄스 파형은 저 또는 중등도 자장세기에서 더 감수성이 높다. 반면 고자장에서는 T2 영상이 강조되기 때문에 T2 영상에서 더 좋은 병변 발견율을 보인다. 예를 들면 간의 전이암을 찾는 데 있어서 0.5 T에서는 T2 강조영상보다 T1 강조영상이, 반대로 1.5 T에서는 T1 강조영상보다 T2 강조영상이 더 예민하다.

(4) 표면 검출기 (Surface Coil)

위상배열기법(phased-array technology)을 사용한 표면 검출기(surface coil)가 간을 영상화하는데 있어서 고식적 동체 검출기(conventional body coil)보다 우수하다. 왜냐하면 표면 검출기를 사용하여 병변 대 간의 대조도, 병변 발견율, 그리고 영상 명확도를 의미있게 개선시킬 수 있기 때문이다.

(5) 펄스 파형 (Pulse Sequences)

어떤 펄스 파형을 사용할 것인지는 제기된 임상 문제에 따라 결정되어야 한다. 대부분의 경우에 T1과 T2강조 펄스 파형의 결합을 사용하는데, 두 파형이 상호 보완적인 자료를 제공하기 때문이다. 현재까지 T1, T2 강조 영상을 얻기 위한 많은 펄스 파형이 개발되었고, 새로운 펄스 파형이 계속 개발되고 있다. 현재 병원에서 가장 많이 사용되고 있는 펄스 파형의 장단점을 기술하고자 한다.

A) T1 강조영상 (T1-Weighted Image)

T1 강조영상은 병변의 발견에 유용하고, 신호 대 잡음비가 더 높기 때문에 T2 강조영상보다 나은 상세한 해부학적 구조를 보여준다. T1 강조 영상을 얻기 위해 널리 사용되는 펄스 파형은 고식적인 스핀 에코, 경사 에코, 역전 회복(inversion recovery), 자화준비고속경사 에코(magnetization-prepared rapid GRE) 등이다.

1. 고식적인 스핀 에코 기법

(Conventional Spin Echo Image)

간의 T1치는 1.5 T에서 약 500ms이고, 0.5 T에서 300ms이다. 고식적인 T1 스핀 에코 영상은 6-7분 걸린다. 많은 병원에서 T1강조 스핀 에코 영상은 다음 두가지 이유로 더 이상 사용하지 않는다. 첫째 고자장에서 이런 펄스 파형의 사용은 간병변을 정확히 보여주지 못하며, 둘째 T1강조 스핀 에코 영상은 T2 강조 호흡정지 펄스 파형을 사용한 것보다 긴 영상 획득 시간이 필요하기 때문이다.

2. 경사 에코 기법 (Gradient Echo Image)

경사 에코 파형은 스핀 에코 파형에서 사용하는 180° 재초점 펄스(refocusing pulse) 대신에 경사역전(gradient reversal)를 사용하여 에코를 생성하며, 이 기법은 짧은 반복시간(TR), 짧은 에코시간(TE), 다양한 숙임각(flip angle)을 사용한다. 이들 변수의 변화에 의해 다양한 대조도를 만들어 내기 때문에 GRE 기법은 T1 및 T2*강조 영상을 얻는데 사용될 수 있다. 큰 숙임각(>60°)과 짧은 에코시간은 T1 대조도를 극대화 하고, 작은 숙임각과 긴 에코시간은 T1 대조도를 극소화 한다. 이 기법의 문제점은 대동맥의 맥동에 의해 일어나는 운동 인공물과 자장의 불균질성 때문에 생기는 영상분해(degradation)에 의한 영상의 질 저하이다.

현재까지 여러 기법이 개발되어 있는데, FLASH 또는

GRASS 기법은 첨가식 다절편 여기(interleaved multiple section excitation), 짧은 반복시간(80-150ms), 짧은 에코 시간(4-5ms), 그리고 60 와 90 사이의 다양한 숙임각을 기초로 한 포화 회복과형(saturation recovery sequence)이다. 이 기법은 간검사시 11-15 절편을 얻는데 16-30초 걸린다. 적절한 반복시간은 간 전체를 영상화하는데 필요한 절편의 수에 따라서 선택되어질 수 있다. GRE 기법은 Gadolinium chelate를 함께 사용할 때 문맥계를 선택적으로 영상화하는데 도움이 된다.

훼손 경사 에코(Spoiled GRE ; FMPSPGR)기법은 짧은 반복시간(80-150 ms), 최소한의 에코시간(약 2ms), 그리고 40 와 80 사이의 숙임각 사용을 기초로 최근에 도입된 초고속 펄스 파형이다.

자화준비고속경사예코영상(turboFLASH, snapshot GRASS)은 매우 짧은 반복시간(약 8-10 ms), 짧은 에코시간(2-5ms), 그리고 180 예비 펄스를 준 다음 작은 숙임각(10)을 이용하는 단절편(single-section) 경사예코를 사용하여 강한 T1 대조 영상을 제공한다. 이 펄스 파형의 한가지 결점은 작은 크기의 행렬(matrix size)을 사용해야 하기 때문에 영상과립상(image graininess)이 나타난다는 것이다.

분절(k-space) 자화준비고속경사예코영상(segmented turboFLASH)은 자화준비경사예코영상의 변형이다. 그속에 128 위상부호화 단계(phase-encoding steps)가 4개의 분절(segment)로 나누어지고 그리하여 각 분절에 대한 영상획득시간이 단축된다.

3. 역전회복 기법 (Inversion Recovery Image)

역전회복(inversion-recovery) 펄스파형을 사용하면 T1 강조 영상을 얻을 수가 있다. 이 펄스 파형은 1.5T에서 국소 간병변을 찾는데 있어서 고식적 T1강조 스핀에코 영상보다 우수하다. 대부분의 국소 간병변은 정상 간실질보다 저신호강도를 보이기 때문에 비교적 긴 T1(350-450)을 사용하는 이 기법에서 높은 병변 대 간 대조도를 보인다. 이 펄스 파형은 지방억제기법(fat-suppression technique)으로도 사용될 수 있다. 이 펄스 파형의 기본적인 한계점은 검사 시간이 길고, 운동 인공물에 높은 감수성 등이다.

B) T2-Weighted Image

T2 강조 MR 영상은 간의 평가에 있어서 대단히 중요하다. 간의 국소 병변을 찾는데 뿐만 아니라 간 병변의 양성과 악성을 감별하는데 도움을 준다. 가장 흔히 사용되는 기법은 고식적 스핀 에코, 고속 스핀에코, 경사예코영상 등이다.

1. 고식적인 스핀 에코 기법 (Conventional Spin Echo Image)

T2강조 스핀에코 펄스 파형은 지난 10년 동안 간의 자기공명 영상에 있어서 표준이 되어왔다. 영상획득시간은 10분 이상이고, 2000 ms이상의 긴 반복시간과 100 ms 이상의 긴 에코시간

이 필요하다. 간의 T2값이 작아 40 ms이기 때문에 100 ms 이상의 에코시간으로 얻어진 영상에서 간실질의 신호강도는 현저히 감소한다. 이로 인해 간의 정상 구조가 보이지 않게 되지만, 간실질과 병변사이의 대조는 아주 현저해진다. 에코시간을 150 ms 이상으로 사용하면 강한 T2강조영상을 얻을수 있는데 이는 혈관종과 악성 병변을 감별하는데 도움을 준다. 1.5T에서 3,000 ms보다 큰 반복시간을 사용하면 간의 단순 낭종과 혈관종을 잘 그려준다. 이 영상은 높은 병변 대 간의 대조도를 보여서 높은 간 국소 병변의 발현과 발견을 얻을 수 있다. 고식적 스핀 에코기법으로 얻어진 T2강조영상은 움직임에 민감하며, 긴 영상 획득시간 및 낮은 신호 대 잡음 비, 그리고 운동 인공물이 현재 고식적 T2 강조영상의 사용에 결정적인 장애요인이다.

2. 고속 스핀 에코 기법 (Fast Spin Echo Image)

상기의 고식적 스핀에코 기법의 단점을 극복하기 위해서 고속 스핀에코(fast SE 또는 turbo SE) 영상 기법이 T2 강조영상을 위해 제안되었다. 펄스 파형의 매개변수가 영상의 형태에 지대한 영향을 미친다. 예를 들어 긴 반복시간은 T2 강조를, 에코 열길이 (Echo Train length) 즉, 180 재초점 펄스의 수가 증가하면 병변 대 간의 대조가 감소한다. T2 대조에 영향을 미치는 변수는 유효 에코시간(effective TE), ETL, 그리고 에코간격(echo spacing)이다. 고속 스핀에코영상에서 지방은 재래식 스핀에코영상에 비해 높은 신호강도를 가진다. ETL이 증가하고 에코사이의 간격(interecho spacing)이 감소하여 지방의 밝기가 증가한다. 일반적으로 고속 스핀에코영상은 임상적 현실에서 고식적 스핀에코영상을 대체하고 있고, 더욱이 자기공명 담도조영술은 강한 T2강조 스핀에코 펄스파형을 사용하여 얻어진다.

3. 경사 에코 기법 (Gradient Echo Image)

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

C) 운동 인공물 감소 (Motion Artifact Reduction)

운동 인공물(motion artifact)은 자기공명영상의 질을 현저하게 감퇴시켜서, 이 인공물은 간의 자기공명영상술 사용에 있어서 최대 결함이다. 환자를 검사할 때 위상부호화 경사방향(phase-encoding gradient direction)을 따라 일어나는 어떤 움직임도 Fourier 변환(transformation)후에 여러 가지 종류의 운동인공물을 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. 첫 번째 범주의 인공물을 극복하기 위해서 심장동기(cardiac gating), 호흡동기(respiratory gating) 또는 호흡정지 영상(breath-hold imaging), 순서적 위상부호화(ordered

김용우 외

phase-encoding). 그리고 지방억제(fat suppression)가 사용될 수 있다. 두 번째 범주의 인공물을 줄이기 위해서 전포화(presaturation) 그리고 경사모멘트 무효화(gradient-moment nulling)가 사용될 수 있다.

현재 가장 흔히 이용되는 기법은 신호 평균(signal averaging)과 호흡정지(breath-holding)이다. 이것은 임상에서 사용이 용이하기 때문이며, 신호 평균은 몇분이 걸려서 끝내는 고식적 스핀에코 기법에 전적으로 사용된다. 운동과 자료획득은 연계되어 있지 않기 때문에 운동인공물은 신호평균의 수가 증가하면 감소된다. 그러나 신호평균의 수가 증가하면 역으로 전체 영상 획득시간이 증가하는 단점이 있다.

호흡정지 영상에서 호흡정지는 호흡운동만을 정지시키기 때문에 호흡에 의한 운동 인공물, 영상의 흐려짐(blurring), 부분용적효과를 줄일 수 있다. 그러나 맥동에 의한 인공물에는 영향력이 없다. 임상적으로 유용하려면, 호흡정지 펄스파형의 전체 영상 획득시간은 20초를 넘어서는 안된다. 한번 호흡정지 동안에 많은 영상을 얻기 위해 다양한 펄스파형이 연구되어 왔다. 과거에는 T1강조영상을 얻기 위해 사용되었으나, 최근에는 간의 T2강조영상을 얻기 위해서도 사용되고 있다. 그리고 이 기법은 고식적 T2 강조영상과 비교해서 더 짧은 영상시간과 더 높은 대조대 잡음비를 보여줌으로써, 간의 영상화에 가능성을 보인다.

1. 급속 획득 스핀 에코 기법

(Rapid Acquisition Spin Echo Image)

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

2. 경사 에코 기법 (Gradient Echo Image)

현재 간의 T1 강조영상을 얻기 위해 가장 많이 사용되는 기법이며, 또한 조영제를 이용한 조영증강 자기공명영상을 얻을 수 있어서 조직의 특성화에 필수적인 펄스 파형이다.

3. 호흡정지 고속 스핀 에코 기법

(Breath-Hold Fast Spin Echo Image)

이 기법은 한번 호흡정지로 T2강조영상을 얻기 위해서 사용될 수 있다. 영상 획득시간은 비대칭적 영상범위, 부분영상기법, 그리고 다절편의 분리 연속적 영상획득에 의해서 감소된다. 이 기법은 간을 검사하는데 있어서 유용하게 사용되어져 왔고 높은 간 병변 발현상을 보여준다.

D) 삼차원 자기공명영상 (3-D MR Imaging)

단층촬영시 절편사이에 생기는 공간(gap)은 발견율에 영향을 미치며, 이를 예방하기 위해 진성용적 획득 다절편(true volume acquisition-multislice) 2-D 또는 3-D 펄스파형을 사용한다. 3-D Fourier transform acquisition을 사용하면 절편선택방향으로 더 좋은 해상능을 얻을 수 있고 부분용적효과로

인한 문제를 최소화 시킬수 있다. 일반적으로 3-D acquisition은 긴 영상획득시간을 요구하기 때문에 호흡정지 영상을 방해하고 조영제를 주입한 간종양의 역동적 연구를 방해한다. 이러한 3-D acquisition의 시간제한을 극복하기 위해서 작은 크기의 행렬(256 X 128), 짧은 반복시간 (10-14 ms), 일회성 여기(single excitation)를 사용하는 것이 필요하다.

E) 지방 억제 영상 기법 (Fat-Suppressed Imaging)

지방은 복벽, 복강내 장기 및 후복막강에 고루 분포하는 기본적인 조직이다. 이 고신호강도의 지방조직의 심장과 호흡운동에 따른 움직임은 운동 인공물을 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 위해 복부영상에서 지방 신호강도를 제거하는 여러 가지 기법이 개발되었다.

가장 흔히 사용되는 기법이 화학적 변위 영상술이며, 현재 두 가지 종류의 화학변위 기법이 이용되는데 하나는 반대 위상 영상(opposed-phase imaging)이고 다른 하나는 선택적 지방 억제 기법(selective fat-suppression technique)이다. 이외에 단시간반전회복영상(STIR)이 있는데 이는 지방의 T1 이완시간이 짧은 점을 이용한 기법이며, 신호 대 잡음비가 비교적 낮은 단점이 있으나 병변 대 간의 대조도는 높은 장점이 있다.

F) 자기공명담도조영술 (MR Cholangiography)

최근 강한 T2 강조영상이 담관계를 영상화하는데 사용되고 있고, 담즙과 췌장액은 강한 T2 강조 자기공명영상에서 고신호강도로 보인다. 그래서 담관계의 고 신호강도와 간 및 다른 복강내 장기의 저 신호강도에 의해 형성되는 자연적인 대조는 수분을 가지고 있는 구조물을 그려내는데 이용된다. 자기공명담도조영술은 고속 스핀에코 또는 경사 에코 기법중에 하나로 얻어질 수 있으나, 가장 좋은 자기공명담도조영술 기법에 대해서는 아직 결정되지 않았다. 호흡정지 자기공명담도조영술은 약 20초 내에 전담관계를 그려내며, 담관계와 배경사이의 높은 대조대 잡음비 때문에 2-3 mm의 얇은 연속절편을 갖는 고속 스핀에코기법이 많이 이용된다. 그리고 이 영상은 최대강도투사 연산법(maximum-intensity projection algorithm)을 이용하여 얻어진다. 그러나 원천영상(source image)의 분석은 정확한 진단에 여전히 절대적이다.

G) 혈관조영술 (Vascular Imaging)

간의 혈관계를 영상화 하기 위해서 2가지 범주의 펄스 파형이 이용되며, 둘다 혈액이 밝게 보인다. 첫째 흐름시간 자기공명혈관조영술(time of flight MR angiography)은 조영제 주입없이 문맥계를 검사하는 방법이다. 둘째 위상대조 혈관조영술(phase-contrast imaging)은 운동에 의해 이차적으로 발생하는 변화를 검출하는데 기초를 두고 있다. 복부에 있어서의 자기공명혈관영상 기법은 운동인공물에 의한 영상의 낮은 질과 도

플러 초음파 및 spiral CT의 우수성 때문에 아직 발달되어 있지 않다.

H) 조영증강 자기공명영상 (Contrast-Enhanced MRI)

조영제는 병변의 발견과 조직의 특성화를 개선시키는데 사용되며, 간의 자기공명영상을 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 조영제이고, 이 수용성 조영제는 T1 이완시간을 강하게 증가시킨다. 그리고 이는 분자가 작기 때문에 이들은 비특이성 약리적 운동을 일으키고, 일단 체내에 주사되면 이 물질들은 급속히 혈관의 세포외 공간으로 확산되고, 쉽게 신장에서 여과되어 제거된다. 비특이성 조영제에 의한 대조도 증가는 관류와 혈관벽 진행성 확산에 의한 것이다. 예를 들면, 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 있고, 이 제제는 정맥주사후 약 80%가 간에 격리된다. 이때 간 실질에 신호감쇄를 일으키는데 이는 고식적 T2 강조 스핀에코 영상보다 T2 강조 경사에코 영상에서 더 잘 나타난다. 간담도 조영제에는 Mangafodipir trisodium(Mn-DPDP)가 있으며, 이 조영제는 T1 대조도에 영향을 미친다.

I) 에코평면영상 (Echo-Planar Imaging ; EPI)

앞으로 더욱 개발될 기법은 echo-planar imaging이다. 이는 고식적 스핀에코 기법에 반해서, 완벽한 자료 획득이 한번만에 얻어지는 단발포(snapshot)기법(즉 single-shot technique)이다. 이는 40 ms이내에 영상을 얻을 수 있는 반면에, 이 단발포 기법은 readout window 동안에 T2* 붕괴에 의해 영상을 얻기 때문에 해상능에 있어서는 한계가 있다. 영상획득이 자유유도붕괴(free-induction decay) 중에 이루어지기 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 간 질환을 감별하는데 유용하다. EPI는 간의 관류(perfusion)와 기능적(functional) 영상술의 영역에 새로운 장을 열것으로 생각된다.

J) 자기공명영상 유도 생검 (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. 자기공명영상술을 사용한 간 종양의 laser 치료의 유도하

감시(monitoring)가 이제 시도되고 있다.

결 론

요약하면, 간에 대한 자기공명영상술에 있어서 높은 병변의 발견을 위해서 사용되는 필수적인 펄스파형은 T1 강조파형과 T2 강조파형이고, 병변의 특성화를 위해서 역동적 연속조영증강영상술(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 chelate를 사용한 조영 증강 자기공명영상을 위해서 사용되어지는 펄스 파형이다. T2 강조 파형에 지방억제기법을 함께사용하면 화학적 변위 인공물(chemical-shift artifact)를 제거할 수 있고, 운동인공물을 감소시킬 수 있고, 조직 신호강도의 회복도를 증가시킬 수 있다. 이외에 지방간을 진단하기 위해서 탈위상 훼손 경사에코 영상(out-of-phase spoiled gradient-echo images)을 사용할 수 있고, 담관계를 검사하기 위해서 자기공명담도조영술을 사용할 수 있고, 복부 간 혈관계를 평가하기 위해서는 자기공명 혈관조영술을 사용할 수 있다. T2 강조 고속 스핀에코 영상을 사용하여 고식적 스핀에코 영상에 비해 영상 획득시간을 줄일 수 있으나, 그 정확도는 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 105T. 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. Mezzrich 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

김용우 외

- 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;168:297-31
 18. laubenberger J, Buchert M, Schneider B, et al. Breath-hold projection magnetic resonance-cholangio-pancreaticography(MR-CP): 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. VVogl 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