

Recent Advances in Abdominal MR Imaging

김 명 진

연세의대 진단방사선과

복부의 자기공명영상(Magnetic resonance imaging; MRI)은 주로 간 질환의 검사에서 다른 영상검사로 해결되지 않은 궁극점을 풀기위한 보조적인 검사로 주로 사용하였으나, 최근 들어서는 병변의 발견 및 감별진단에 직접적인 검사로도 자주 이용하고 있으며, 담체관 질환이나 위장관 검사 등에도 적용범위가 넓어지고 있다. 이는 그간의 하드웨어 및 소프트웨어상의 발달로 인해, 위장관 연동운동이나 호흡에 따른 인공물을 억제하면서도 해부학적인 세부구조는 자세하게 나타낼 수 있는 우수한 영상을 얻을 수 있음으로써 가능하게 되었다. 고속영상은 영상의 질을 우수하게 할 뿐 아니라, 검사시간을 단축시켜서 더 많은 환자를 검사할 수 있게 하고, 환자가 검사에 더 잘 적응할 수 있게 하여준다. 단발(single-shot)기법의 고속 T2강조영상은 담체관이나 위장관등 그간 MRI를 적용하기 어려웠던 부위에 대한 검사가 가능하게 하였으며, 고속의 3차원 T1강조 펄스대열(pulse sequence)은 단면에 따른 오기록(misregistration)이나 운동인공물이 적으면서도, 향상된 다평면적인 영상구성을 얻을 수 있게 하였다 [1]. 본 강좌에서는 최근 수년간 복부 MRI의 응용을 증가할 수 있게 한 영상장치 및 펄스대열의 발전과 최근 국내에 시판이 허용되어 사용이 증가되고 있는 새로운 간자기공명조영제에 관해서 살펴보고자 한다.

영상장치

위상배열코일

하나의 커다란 코일로 이루어진 단순 체부코일에 비해서, 4개 (또는 6개)의 코일을 배열하여 이루어진 위상배열코일은 신호대잡음비를 약 2~4배 증가 시켜준다. 따라서 위상배열코일을 사용하면, 1) 특정 펄스대열의 신호평균횟수를 줄여서 스캔시간을 줄일 수 있고, 2) 해상도를 높이는 데 이용할 수 있으며, 3) 신호대잡음비가 낮지만 스캔시간이 짧은 펄스대열을 사용함으로써 역동적 영상을 얻거나 영상시간을 단축할 수 있다 (시간해상도 [temporal resolution] 증가) [2].

또한, 최근에 개발된 simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH)나 sensitivity encoding (SENSE)과 같은 기법은 위상배열코일내의 예민도의 차이를 이용하여 영상을 부분적으로 동시에 얻음으로써 영상시간을 단축하는 기법으로써, 더 이상의 하드웨어적인 보완 없이도 영상시간을 2배 이상 단축할 수 있게 한다 [3,4]. 이들 기법의 임상적인 응용에 관해서는 아직 보고가 없으나, 호흡을 참기가 어려운 환자들에게 사용할 경우, 매우 유용할 것으로 기대된다.

경사장치

자장경사를 만들어내는 기법은 최근 수년간 커다란 발전을 이룩했다. 최종적인 공간해상능은 최고경사진폭 (mT/m) 및 최고 진폭에 이르는 상승시간 (μsec)에 따라 결정되는데, 최고 성능의 장치들은 보통 2040 mT/m의 최고경사와 150300 μsec 의 상승시간을 제공한다. 에코평면영상을 얻는 데는 강하고 빠른 경사에서의 순간적인 기능전환이 필요하며, 자기공명혈관촬영술이나 true FISP영상을 얻기 위해 TR과 TE를 짧게 하기 위해서도 고성능의 경사자계가 필요하다. 새로운 경사자계의 단점은 경사의 기능이 직선적으로 작용하는 영역이 감소할 수 있다는 점과 (비직선적일 경우 영상의 왜곡이 발생한다), 높은 데시벨의 음향을 내기 때문에 적절한 귀마개가 필요하다는 점이다.

자석 디자인

내공(bore)이 짧은 장치를 사용할 경우 환자의 협소공포증을 감소시킬 수 있고, 중재적 기술을 용이하게 할 수 있다. 개방형 자석을 사용하면 직접적인 중재기술이 가능하나, 현재는 저자장(0.2-0.3T)에 국한되어 있으며, 초전도 개방형의 경우는 1T까지 나와 있다. 자장세기에 비례하여 신호대잡음비는 감소하므로, 저자장 장치를 사용할 경우 단면 두께를 늘리거나 영상영역을 넓게 잡아야 한다.

저자장장치는 고자장장치보다 TE를 길게 하여야 하는데, 이는 신호대잡음비를 향상시키기 위하여 수신기대폭(receiver bandwidth)를 작게 하기 때문이다. 저자장장치에서는 TE를 길게 해도 자화율(susceptibility) 및 화학전위인공물(chemical shift artifact)은 적게 나타난다. 그러나, TE가 길어지면 일정한 TR에서 얻을 수 있는 단면의 수가 적어진다. TE가 길더라도 역위상(out-of-phase) 영상을 얻을 수는 있으나, 저자장에서 사용하는 TE는 고자장에서보다 훨씬 길며(1.5T에서는 2.3msec, 0.2T에서는 17.2msec이다), T2*강조 정도가 달라진다.

저자장장치에서는 지방과 물의 주파수 차이가 작아 화학전위차이를 이용한 지방억제기법을 적용하는 데는 어려움이 있다. 따라서, 저자장장치에서 지방억제를 시행하려면 단시간반전회복(short tau inversion recovery; STIR) 고속스핀에코 대열이 유용하다. 그러나, 이 펄스 대열 또한 신호대잡음비가 작다는 단점이 있다. 일반적으로 복부 MRI를 위해서는 고자장의 장치가 바람직하나, 협소공포증 환자나 중재적 기술을 위해서는 저자장 장치가 유용할 수 있다.

펄스대열

T1강조영상

조영전 T1강조영상은 호흡정지기법을 사용할 경우, 훼손경사에코 대열이 주로 이용된다. TR과 TE는 가능한 짧게 하되 TE를 적당히 조절하여 동위상(1.5T에서는 4.6msec) 및 역위상(1.5T에서 2.3msec) 영상을 모두 얻는 것이 보통이다. 영상장치에 따라서는 동위상영상과 역위상 영상을 한번에 얻는 이중에코방식의 대열이 가능하다. 동위상영상은 지방과

물분자에서의 신호가 합산되어 영상에 나타남으로 신호대잡음비가 우수하다. 역위상 영상은 국소적 간 병변에 포함된 지방성분이나, 지방간을 발견하는 데 유용할 수 있으나, 지방간이 있는 환자에서는 병변이 불분명해질 수 있다. 역위상 영상에서는 지방이 많은 구조와 물이 많은 구조 사이의 경계면에 검은 테두리의 인공물이 나타나는데, 이는 동일한 화소 내에 존재하는 지방과 물의 신호가 서로 상쇄되기 때문이다. 조영 전 T1강조영상의 비호흡정지 기법으로는 TE를 짧게 한 (예; ETL = 3) 스핀에코기법이나, 에코열길이를 짧게 한 고속스핀에코 기법을 사용할 수도 있다.

지방억제 기법은 불필요한 지방신호를 억제함으로써, 인공물의 발생을 줄일 수 있고, 영상의 dynamic range를 확장함으로써, 병변의 선명도를 높일 수 있다. 또한, 체장의 T1 강조영상을 얻을 때, 지방억제를 시행하면 체장 실질의 신호가 더욱 뚜렷하게 관찰되어 체장내의 병변을 더욱 선명하게 나타낼 수 있으나, 체장 밖으로 나간 병변의 경계는 불분명해질 수도 있다. 체장염의 환자에서 지방억제 기법을 사용하면, 체장주변으로의 염증성 변화가 불명료해질 수 있으나, 출혈성 삼출액을 발견하는 것은 용이하여 진다.

T2 강조영상

T2 강조영상은 간암의 발견에 있어서는, 조영증강 T1강조영상보다 예민도가 못하나, 저혈관성 간암이나, 전이암등의 발견에는 다른 대열보다 높은 예민도를 보이며, 낭종이나 혈관종을 악성병변과 감별하는 데 유용하다. T2 강조영상도 호흡정지와 비호흡정지 기법을 사용할 수 있는데, 호흡정지를 하지 않을 경우, 호흡에 따른 blurring이나 유령인공물이 생길 수 있으며, 이를 극복하기 위한 여러 방편들이 사용되고 있다.

호흡정지기법으로는 RARE 기법의 변형들인 터보스핀에코나 고속스핀에코를 사용하는데, 호흡을 참을 수 있을 만큼 적당히 스캔시간을 줄이기 위해서는 긴 에코열길이(예; ETL > 20)를 사용하여야 하며, 긴 에코열길이를 사용하는 동안 T2 신호 붕괴(decay)를 줄이기 위해서 에코간격(echo spacing)도 짧아야 한다 (예; 4msec). 이들 펄스대열에서는 J-결합 효과가 억제되어 지방의 신호가 스핀에코 T2강조영상에서처럼 감소되지 않으며, 따라서 지방의 신호가 높게 나타난다. 반전회복 기법을 사용하면 균일한 지방억제를 얻을 수 있는데, 이와 같은 호흡정지 반전회복 고속스핀에코 (breath-hold inversion recovery fast spin-echo)가 고식적인 스핀에코 기법보다 간종양의 발견을 높일 수 있다는 보고도 있다 (5).

호흡을 정지하지 않고 시행하는 T2 강조영상은 지방억제 호흡유발 고속스핀에코(fat suppressed respiratory-triggered fast spin-echo)를 주로 사용한다. 이 기법은 반전회복 대열이나, 지방억제를 시행하지 않은 고식적 스핀에코기법, 호흡정지 고속스핀에코, 그리고 호흡정지 다발 스핀에코 에코평면 기법보다 우수한 것으로 평가되고 있다. 따라서, 간의 T2 강조영상을 얻음에 있어서는, 영상장치에 따라 차이가 있을 수 있으나, 호흡정지 반전회복 고속스핀에코 또는 호흡유발 고속스핀에코를 사용하는 것이 고식적인 스핀에코를 사용하는 것보다 바람직 할 것으로 보인다.

T2*강조영상

자화율에 민감한 대열(경사에코에 의한 T2* 강조대열)은 많이 사용되지는 않으나, 혈색소증(hemochromatosis)의 진단이나, 초상자성 T2 조영제를 주사한 후 얻는 영상에서 국소적 간 병변을 발견하는 데 유용하고, 간경변 환자에서 철침착 결절과 간암을 감별하는 데도 도움이 된다.

가돌리늄 조영 및 3차원 웨손경사에코

가돌리늄증강 T1강조영상에 의한 역동적 조영증강 영상은 간 MRI 검사에서 병변의 특성을 분석하는 데 가장 중요한 역할을 하고 있다. 조영증강영상이 전이성 간암을 발견하는데도 예민도를 높이는지에 관해서는 이론이 있으나, 동맥기에서의 조영증강 양상은 혈관종, 간암, 간선종, 그리고 국소성결절성증식증의 발견과 특성화에 중요한 역할을 한다.

3차원 웨손경사에코는 혈관의 맥동인공물을 억제하면서, 미세단면의 영상을 얻을 수 있어, 자기공명혈관조영술(MRA)에 많이 사용되고 있으며, 간이나 담체의 작은 병변을 관찰하는 데 유용하다. MRA에 사용할 때와 다른 점은, MRA때는 연부조직의 신호를 억제하기 위하여 30-60의 flip angle을 사용하나, 해부학적 영상검사를 위해서는 10-15로 줄여 사용한다는 점과, MRA때는 흔히 asymmetrical echo sampling을 사용하지만, 영상검사에서는 central echo sampling 기법을 사용한다는 점이다. 3차원 Fourier기법을 사용하므로, 여러방향으로 영상을 재구성하여도 좋은 영상을 얻을 수 있으며, 미세단면으로 영상을 재구성할 수 있어, 작은 병변을 나타내는 데도 유리하다. 해부학적 영상과 동시에 혈관을 잘 관찰할 수 있어, 종양과 혈관과의 관계를 보고자 할 때나 간이식환자의 수술 전 평가를 위해서도 유용하게 사용된다.

자기공명담체관촬영술

최근 담체관질환의 검사에 MRI의 사용빈도가 증가하고 있는 것은 자기공명담체관촬영술(Magnetic Resonance Cholangiopancreatography; MRCP) 기법이 발달함에 따라, 양질의 영상을 제공할 수 있게 되는데 힘입은 바가 크다고 할 수 있다. MRCP는 개발 초기에는 호흡정지하의 항정상상태(steady-state) 경사에코기법이 주로 사용되었으나[6-10], 이 기법은 움직임과 자화율에 의한 인공물이 크고, 스캔시간이 길어 검사동안 호흡을 잘 참기 어려우며, 신호대잡음비가 낮은 단점이 있다 [11, 12]. 그 후에는, RARE[Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement] 기법의 변형인 2차원 또는 3차원 고속(터보)스핀에코 기법이 많이 사용되었다 [13-16]. 이 기법은 이전보다 얇은 (3-5mm) 단면의 영상을 높은 신호대잡음비로 얻을 수 있으며, 다수의 재집중펄스(refocusing pulse)를 사용하여 자화율에 의한 인공물도 감소시킬 수 있었어서, 경사에코보다 정상 및 비정상의 담체관을 관찰하는 데 유리하다 [17]. 이 기법을 사용할 경우, 호흡정지하에서 영상을 얻기도 하고, 호흡을 하는 동안 얻은 데이터를 평균화하여 영상을 얻을 수도 있는데, 호흡정지기법은 호흡정지 시간이 약 40초이상으로 길고, 해상도도 충분이 높이기 어려운 제약이 있고, 비호흡정지기법은 스캔시간이 길며, 호흡에 의한 운동물을 완전히 억제할 수 없는 단점이 있었다.

최근에는 Half-Fourier RARE 대열(HASTE or SSFSE)에 의한 MRCP가 주로 사용되고 있으며

[18-23], 이전의 고속(터보)스핀에코 기법과 같은 hybrid RARE기법에 의한 MRCP를 대체하고 있다. 이 기법을 사용하면, 담체관을 관찰할 수 있는 충분한 범위를 약 15-30초 이내에 검사할 수 있으며, 한 단면의 영상을 얻는 데도 약 1초 정도의 시간 밖에 걸리지 않아, 해상도가 높으면서도 움직임에 의한 인공물을 완전히 제거한 영상을 얻을 수 있다. Hybrid RARE에서와 마찬가지로 다수의 재집중펄스를 사용하므로 자화율에 의한 인공물도 현저히 감소한다. 이 기법은 교차간섭(cross-talk)에 의한 영상의 질 저하도 감소되어, 단면간의 겹이 없이 영상을 연속적으로 얻는 것도 가능하다 [24].

단발기법으로 MRCP 영상을 얻을 경우, 두 가지 옵션을 사용할 수 있다 [21, 24-28]. 한 방법은 다수의 얇은 단면영상을 얻은 다음, 최대강도투시(maximum intensity projection; MIP)기법으로 후처리(postprocessing)을 통해 3차원적인 영상을 얻는 방법이고, 다른 한가지는 담체관을 포함하는 영역에 두꺼운(약 30-70mm) 한 단면의 영상을 얻는 방법이다[19,28]. 후자의 경우가 가능한 것은, 매우 긴 에코시간 (약 >1000msec)과 지방억제기법이 사용되기 때문에, 주변의 연부조직이나 지방의 신호는 제거되고 담체관의 액체신호만이 남기 때문이다. 이 때, 단면의 두께를 크게 하면 신호대잡음비가 좋아지나, 위장관내의 액체 신호가 영상에 포함되어 담체관을 가릴 수 있으며, 담관확장이 심하면, 담관의 영상이 겹쳐지는 단점이 있다. 단면의 두께를 얇게 하면 이런 점을 극복할 수 있으나, 영상에 검사하고자 하는 담체관의 일부가 포함되지 않을 수 있으므로, 스캔범위를 정하는 데 신중하여야 한다. 한단면 기법은 다단면기법에서 후처리기법을 통해 얻는 영상보다 가는 담체관까지 잘 보여줄 수 있으나, 영상자체에 3차원 정보를 갖고 있지 않으므로, 여러 방향의 영상을 얻기 위해서는 처음부터 여러방향에서 영상을 얻어야 하며, 얻어진 영상을 돌려볼 수는 없으며, 확장이 심한 담체관내의 작은 음영결손이 잘 안보일 수도 있다. 따라서, 다단면의 얇은 영상을 같이 얻는 것도 필요한데, 단순히 단면 영상을 얻고자 하는 목적이라면 굳이 매우 긴 에코시간과 지방억제기법을 병행할 필요는 없으며, 중등도의 에코시간 (TE 80-100ms)을 사용하여 영상을 얻으면, 담체관과 함께 주변의 연부조직 장기도 잘 관찰할 수 있어 유용하다.

조영제

최근들어 국내에는 새로운 간 자기공명조영제가 도입되어 시판되고 있다. 그 중 하나는 초상자성 산화철 (superparamagnetic iron oxides; SPIO) 입자로 구성된 ferumoxides (Feridex IV, Advanced Magnetics Instruments, U.S.A.)이고, 또 한가지는 비교적 늦게 도입된 것으로 망간이 주성분인 mangafodipir trisodium (Teslascan, Nycomed, Norway)이다.

Reticuloendothelial system agents

Ferumoxides는 망상내피세포계 세포인 간의 Kupffer세포나 비장의 거식세포macrophage에 섭취된다 [29]. T2 이완을 촉진하는 효과와 아울러, 자화율을 증가시키는 효과로 인하여, T2 및 T2*강조영상에서 섭취된 조직의 신호강도를 낮춤으로써 병변의 명료도를 높이고 발견률을 높일 수 있으며, 섭취되는 양상에 따라 병변의 특성화characterization에도 도움을 줄 수 있다 [30, 31].

SPIO 조영증강 MRI는 CTAP에 못지 않은 예민도를 나타낼 수 있음이 보고되었으며 [32], 간암의 수술전 평가에 있어서도 CTAP 및 CTHA를 동시에 사용한 경우보다도 우수하였다는 보고도 있다 [33]. 또한, SPIO증강 MRI와 gadolinium (Gd) 증강 MRI를 병용할 경우, 간암 진단의 정확도를 높일 수도 있다 [34]. Gd증강 MRI와 SPIO증강 MRI를 비교한 보고들은 많지 않고, 서로 상이한 결과가 나타나고 있다. Blakeborough 등 [35]은 SPIO증강 MRI가 Gd 증강 MRI 보다 높은 예민도를 나타내었다고 보고하였는 데 이 연구에서는 대부분의 환자가 전이암인 경우였으며, Tang 등[36]이 간암 환자를 대상으로 한 연구에 의하면 Gd증강 MRI가 SPIO증강 MRI가 보다 간암에 대한 예민도 및 진단의 정확도 (Az)가 높았으며, 이는 간경변을 동반한 환자군에 있어서 더욱 현저하였다. 가장 최근의 Matsuo 등[37]의 연구에서는 간암 및 간전이의 발견 모두에 Gd증강 MRI가 SPIO MRI보다 예민도 및 진단의 정확도가 우수한 결과를 보였으며, 이는 간경변이 있는 환자이거나 없는 환자이거나 마찬가지로, 간 경변을 동반한 환자에서 더욱 큰 차이를 보였다.

SPIO증강 MRI는 간암의 조직학적 분화도를 평가하는 데도 유용할 수 있음이 보고되고 있다. Kawamori 등은[38] Kupffer세포가 과증식성 결절에는 많이 존재하는 반면 간암에는 드물게만 관찰되므로, 두 병변을 구분할 수 있다고 보고한 바 있다. Yamamoto 등은[39] 분화도가 좋은 간암 또한 SPIO 섭취가 왕성함을 보고하기도 하였다. Tanaka 등의[40] 연구에 따르면, 분화도가 좋은 간암은 주변의 비종양성 조직과 비슷한 수의 Kupffer 세포가 존재함을 알아냈다. 최근에는 Imai 등이[41] SPIO 증강 MRI에서의 조영증강도와 간암과 이형성결절 내의 Kupffer세포의 수의 관계를 연구한 바 있는데, 이 연구에 따르면 비종양성 조직에 대한 종양성 조직 내의 Kupffer세포 수 (Kupffer세포수비)는 간암의 분화도가 적을수록 감소하며, SPIO 증강 MRI 에서의 종양과 비종양조직의 신호강도비는 Kupffer세포수비와 비례함을 알 수 있었다. 최근에는 국내에서도 임재훈 교수 등도 [42] 우수한 연구결과를 얻어 Radiology에 유사한 결과를 보고한 바 있다.

Hepatobiliary agents

Mangafodipir trisodium (Teslascan; Nycomed Amersham, Oslo, Norway)은 간세포지향 MR 조영제로써는 최초로 임상적 사용이 공인된 제제이며, gadoxetic acid (Eovist; Schering AG, Berlin, Germany)와 gadobenate dimeglumine (Multi-Hance; Bracco SpA, Milan, Italy) 등이 임상실험 중이거나 곧 시판될 예정에 있다. 비특이성 가돌리늄제제와는 달리 이들 조영제는 간세포에 섭취되어 담도로 배설되며, 간에 오랫동안 남아 조영효과가 비교적 오래 지속된다.

Mangafodipir는 이미 수년전에 간의 국소병변의 발견률을 향상시킬 수 있음이 보고된 바 있다 [43]. Mangafodipir 증강 MRI와 Gd증강 MRI간에 간 병변 발견률을 비교한 논문은 필자가 알기로는 하나뿐이며, Kettritz 등이[44] 17명의 국소간병변이 의심되는 환자를 대상으로 연구한 결과, 전이암의 발견에 있어서는 두 검사간에 유의한 차이가 없었으나, 간암의 발견 및 특성화에 있어서는 Gd증강 MRI가 더 우수하였던 것으로 보고된 바 있다.

Mangafodipir는 간세포에서 유래한 병변과 그렇지 않은 것을 감별하는 데도 유용함이 보고된 바 있다 [45, 46]. Rofsky 등의[45] 연구에서 mangafodipir증강 MRI는 간세포성 병변을 진단함에 있어 예민도와 특이도를 각각 100%, 92%로 보고하였다. 비간세포성 병변 162개 중 13(8%)에서만 조영증강을 보였는데, 이들은 대개 병변의 둘레에 나타난 링증강이었으므로,

이들을 제외하면 특이도는 더욱 높아질 수 있다. Murakami 등은[46] 분화가 좋은 간암은 그렇지 않은 경우보다 조영증강이 의미있게 높음을 보고하기도 하였다. 그러나, 양성과 악성 간세포성 병변을 감별하는 것은 아직 어려운 문제로 남아 있다. Coffin 등의[47] 연구에 의하면, 국소결절성과증식증focal nodular hyperplasia와 간암은 증강에 의미있는 차이를 보이지 않았으며, grade-I/II의 간암과 grade-III/IV 간암간에도 현저한 차이가 없었다고 보고하였다.

REFERENCES

1. Keogan MT, Edelman RR. Technologic Advances in Abdominal MR Imaging. *Radiology* 2001; 220: 310-320.
2. Hayes CE, Hattes N, Roemers RB. Volume imaging with MR phased arrays. *Mag Reson Med* 1991; 18:309-319.
3. Sodickson DK, Griswold MA, Jakob PM. SMASH imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1999; 7:237-254.
4. Pruessman KP, Weiger M, Scheidegger Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42:952-962.
5. Gaa J, Hatabu H, Jenkins RL, Finn JP, Edelman RR. Liver masses: replacement of conventional T2-weighted spin-echo MR imaging with breath-hold MR imaging. *Radiology* 1996; 200:459-464.
6. Wallner BK, Schumacher KA, Weidenmaier W, et al. Dilated biliary tract: Evaluation with MR cholangiography with a T2-weighted contrast-enhanced fast sequence. *Radiology* 1999; 181:805-808.
7. Ishizaki Y, Wakayama T, Okada Y, et al. Magnetic resonance cholangiography for evaluation of obstructive jaundice. *Am J Gastroenterol* 1993; 88:2072-2077.
8. Morimoto K, Shimoi M, Shirakawa T, et al. Biliary obstruction: evaluation with three-dimensional MR cholangiography. *Radiology* 1992; 183:578-580.
9. Hall-Craggs M, Allen CM, Owens CM, et al. MR Cholangiography: clinical evaluation in 40 cases. *Radiology* 1993; 189:423-427.
10. Lee M-G, Lee H-J, Kim MH, et al. Extrahepatic biliary diseases: 3D MR cholangiopancreatography compared with endoscopic retrograde cholangiopancreatography. *Radiology* 1997; 202:663-669.
11. Barish MA, Soto JA. MR cholangiopancreatography: techniques and clinical applications. *AJR* 1997; 169:1295-1997.
12. Reinhold C, Bret PM. Current status of MR cholangiopancreatography. *AJR* 1996; 166:1285-1295.
13. Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N, et al. Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis. *Radiology* 1994; 192:73-78.

14. Macaulay SE, Schulte SJ, Sekijima JH, et al. Evaluation of a Non-breath-hold MR cholangiography technique. *Radiology* 1995; 196:227-232.
15. Guibaud L, Bret PM, Reinhold C, Atri M, Barkun AN. Bile duct obstruction and choledocholithiasis: diagnosis with MR cholangiography. *Radiology* 1995; 197:109-115.
16. Barish MA, Yucel EK, Soto JA, et al. MR cholangiography: Efficacy of three-dimensional turbo spin-echo technique. *AJR* 1995; 165:295-300.
17. Reinhold C, Guibaud L, Genin G, Bret PM. MR cholangiopancreatography: comparison between two-dimensional fast spin-echo and three-dimensional gradient-echo pul sequences. *JMRI* 1995; 5:379-384
18. Regan F, Smith D, Khazan R, et al. MR cholangiography in biliary obstruction using half-Fourier acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 1996; 20:627-632.
19. Reuther G, Kiefer B, Tuchmann A. Cholangiography before biliary surgery: single-shot MR cholangiography versus intravenous cholangiography. *Radiology* 1996; 198:561-566.
20. Becker CD, Grossholz M, Becker M, et al. Choledocholithiasis and bile duct stenosis: diagnostic accuracy of MR cholangiopancreatography. *Radiology* 1997; 205:523-530.
21. Ernst O, Calvo M, Sergent G, Mizrahi D, Carpentier F. Breath-hold MR cholangiopancreatography using a HASTE sequence: comparison of single-slice and multislice acquisition techniques. *AJR* 1997; 169:1304-1306.
22. Holzknacht N, Gauger J, Sackmann M, et al. Breath-hold MR cholangiography with snapshot techniques: prospective comparison with endoscopic retrograde cholangiography. *Radiology* 1998; 206:657-664.
23. Fulcher AS, Turner MA, Capps GW, Zfass AM, Baker KM. Half-Fourier RARE MR cholangiopancreatography: experience in 300 subjects. *Radiology*. 1998; 207:21-32.
24. Irie H, Honda H, Tajima T, et al. Optimal MR cholangiopancreatographic sequence and its clinical application. *Radiology* 1998; 206:379-387.
25. Ichikawa T, Nitatori T, Hachiya J, Mizutani Y. Breath-held MR cholangiopancreatography with half-averaged single shot hybrid rapid acquisition with relaxation enhancement sequence: comparison of fast GRE and SE sequences. *J Comput Assist Tomogr* 1996 20:798-802
26. Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, Yamamoto H, Urata J, Takahashi M. MR cholangiopancreatography using HASTE (half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo sequences). *AJR* 1996; 166:1297-1303.
27. Lee MG, Jeong YK, Kim MH, et al. MR cholangiopancreatography of pancreaticobiliary diseases: comparing single-shot RARE and multislice HASTE sequences. *AJR* 1997 171:1539-1545.
28. Yamashita Y, Abe Y, Tang Y, Urata J, Sumi S, Takahashi M. In vitro and clinical studies of image acquisition in breath-hold MR cholangiopancreatography: single-shot projection technique versus multislice technique. *AJR* 1997; 168:1449-1455.

29. Clement O, Siauve N, Cuenod C.A., et al. Liver imaging with ferumoxides (Feridex): fundamentals, controversies, and practical aspects. *Topic Magn Reson Imag* 1998; 9:167-182
30. Ward J, Guthrie JA, Scott DJ, et al. Hepatocellular carcinoma in the cirrhotic liver: double-contrast MR imaging for diagnosis. *Radiology* 2000;216:154-162.
31. Reimer P, Jhnke N, Fiebich M, et al. Hepatic lesion detection and characterization: value of nonenhanced MR imaging, superparamagnetic iron oxide-enhanced MR imaging, and spiral CTRPC analysis. *Radiology* 2000;217:152-158.
32. Senterre E, Taourel P, Bouvier Y, et al. Detection of hepatic metastasis: ferumoxides-enhanced MR imaging versus unenhanced MR imaging and CT during arter portography. *Radiology* 1996;200:785792.
33. Choi D, Kim SH, Lim JH, Lee WJ, Jang HJ, Lee SJ, Lim HK. Preoperative Detection of Hepatocellular Carcinoma: Ferumoxides-Enhanced MR Imaging Versus Combined Helical C During Arterial Portography and CT Hepatic Arteriography. *AJR* 2001; 176:475-482.
34. Kondo H, Kanematsu M, Hoshi H, et al. Preoperative detection of malignant hepatic tumors: comparison of combined methods of MR imaging with combined methods of CT *AJR* 2000; 174:947-954
35. Blakeborough A, Ward J, Wilson D, et al. Hepatic lesion detection at MR imaging: a comparative study with four sequences. *Radiology* 1997; 203:759-765.
36. Tang Y, Yamashita Y, Arakawa A, et al. Detection of hepatocellular carcinoma arising i cirrhotic livers: comparison of gadolinium- and ferumoxides-enhanced MR imaging. *AJ* 1998; 172:1547-1554
37. Matsuo M, Kanematsu M, Itoh K, et al. Detection of Malignant Hepatic Tumors: Comparison of Gadolinium-and Ferumoxide-Enhanced MR Imaging. *AJR* 2001; *AJR* 2001 177:637-643.
38. Kawamori Y, Matsui O, Kadoya M, et al. Differentiation of hepatocellular carcinomas from hyperplastic nodules induced in rat liver with ferrite-enhanced MR imaging. *Radiology* 1992 183:65-72
39. Yamamoto H, Yamashita Y, Yoshimatsu S, et al. Hepatocellular carcinoma in cirrhotic livers: detection with unenhanced and iron oxide-enhanced MR imaging. *Radiology* 1995 195:106-112.
40. Tanaka M, Nakashima O, Wada Y, et al. Pathomorphological study of Kupffer cells in hepatocellular carcinoma and hyperplastic nodular lesions in the liver. *Hepatology* 1996 24:807-812.
41. Imai Y, Murakami T, Yoshida S, et al. Superparamagnetic iron oxide-enhanced magnetic resonance images of hepatocellular carcinoma: correlation with histological grading *Hepatology* 2000; 32:205-212.

42. Lim JH, Choi D, Cho SK, et al. Conspicuity of hepatocellular nodular lesions in cirrhotic livers at ferumoxides-enhanced MR imaging: importance of Kupffer cell number. *Radiology* 2001; 220:669-676.
43. Hamm B, Vogl TJ, Branding G, et al. Focal liver lesions: MR imaging with Mn-DPDP initial clinical results in 40 patients. *Radiology* 1992; 182:167-174.
44. Kettritz U, Schlund JF, Wilbur K, et al. Comparison of gadolinium chelates with manganese-DPDP for liver lesion detection and characterization: preliminary results. *Mag Reson Imag* 1996; 14:1185-1190.

45. Rofsky NM, Weinreb JC, Bernardino ME, et al. Hepatocellular tumors: characterization with Mn-DPDPenhanced MR imaging. *Radiology* 1993; 188:53-59.
46. Murakami T, Baron RL, Peterson MS, et al. Hepatocellular carcinoma: MR imaging with mangafodipir trisodium (Mn-DPDP). *Radiology* 1996; 200:69-77
47. Coffin CM, Diche T, Mahfouz AE, et al. Benign and malignant hepatocellular tumors: evaluation of tumoral enhancement after mangafodipir trisodium injection on MR imagin *Eur Radiol* 1999; 9:444-449.