

Cardiac MR Imaging

최연현

성균관대의대 삼성서울병원 진단방사선과

서론

MRI는 다양한 심장 질환의 진단에 유용한 진단방법임이 입증되었지만 아직까지도 임상에 적극적으로 활용되지 못했다. 그러나 임상 의사들이 MRI의 유용성을 깨닫게 되면서 이전보다 더 빈번히 이용하고 있다. 특히 최근에 심장 진단에 적합하게 제작된 cardiac MRI 장비가 제공되면서 성인에서 실제로 사용하는 데 어려움이 없을 정도의 질적으로 탁월한 영상을 얻을 수 있게 되어 심장 MRI가 연구 단계를 벗어나 임상에 활발히 적용될 수 있을 것으로 기대되고 있다.

정교한 심장 코일과 빠른 영상 기법, 심기능 분석 소프트웨어, 혈류 분석 기법, 조영제 주입 MR angiography 등이 심장 MRI의 새로운 지평을 열 수 있는 무기들이다(1,2).

Coil

심장 전용 surface coil이 사용되며 body coil, torso phased-array coil이 대신 사용된다. 소아의 경우라면 head coil이나 extremity coil이 사용될 수 있다.

Spin Echo Technique

ECG-gated multislice spin-echo image, double inversion recovery image (TE=40 ms), triple inversion recovery image(fat saturation, TE=80 ms)를 얻으며 spin echo image를 얻기 위해 respiratory gating을 적용한다.

Cine MRI

Gradient-echo technique은 cine MR imaging (TR/TE=20-30ms / 5-12ms, flip angle=30)을 위해 사용되어 왔으나 여러 부위를 동시에 얻기가 어렵고, 한 번에 3-6min이 소요된다. Fast cine technique (TR/TE=7.7-8.0ms / 4.3-4.5ms)이 도입되었는데 호흡 중지로 호흡에 의한 인공물을 억제하며 30 phase이상의 영상을 한 cardiac cycle 내에 획득할 수 있다(3,4,5).

심실 내벽과 내강 사이의 경계는 특별히 고안된 gradient-echo sequence에 의해 더 쉽게 그릴 수 있다. 이러한 True FISP (fast imaging with steady precession), balanced fast field-echo, FIEST (fast imaging employing steady-state acquisition) (TR/TE=4.1-5.1ms / 1.8-2.1ms)등으로 부르는 기법은 모든 세 방향으로 경사를 재집중함으로써 transverse magnetization의 응집 상태를 유지하고 수평, 수직 자기화가 steady-state equilibrium에 도달하기 때문에 image signal-to-noise ratio가 spoiled gradient-echo sequence보다 크다(4). 이러한 기법으로 혈액-조직 간의 대조도가 향상되고, 혈류에 의한 인공물이 감소되며 자동 심기능 분석 소프트웨어를 사용할 때 경계 감지가 더 쉽고 빠르게 되었다.

Myocardial tagging 기법은 cine MRI를 시행하기 전에 심근의 얇은 평면을 RF pulse로 예비 포화

시키는 방법으로서 이러한 tag(표지)이 심장 주기 동안 남아 있고 tagging plane에 직각인 영상에서 심근의 움직임을 추적할 수 있다. Fast cine MRI와 함께 tagging을 시행하면 심근 strain pattern (심근 길이의 국소적 분율 변화)을 3차원적으로 이해할 수 있다. Postprocessing software를 사용하면 tag 이동을 0.1 mm수준까지 정확하게 계산할 수 있다고 하며(6), strain map을 시간, 공간적으로 볼 수 있다.

Dobutamine stress MRI는 dobutamine을 5, 10, 20, 40 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ 으로 각 단계마다 3분간 정주하면서 관찰하고 최대 심박수에 도달하기 전에 심근 운동에 이상이 발견되면 관동맥 협착이 있음을 진단할 수 있다(4). 목표 심박수($[220-\text{나이}] \times 0.85$)에 도달하였을 때에 흉통이나 호흡곤란이 발생하면 중단한다. 또한 stress MRI로 심근 생존성을 평가할 수 있는데, 동면 심근은 만성 허혈로 인한 심근 기능 저하를 보이거나 dobutamine 주입으로 수축 기능이 회복되는 심근이다.

Flow-sensitive MRI

Blood flow velocity, pressure gradient, flow volume을 phase-contrast cine MRI를 통해 얻을 수 있다. 혈류에 의한 위상 차이는 phase map image에 pixel signal intensity로 나타나며 ROI로 혈속, 혈류량을 계산할 수 있다. Aliasing을 피하기 위해 혈속 범위를 잘 선정해야 하며, short TE를 사용하여 cine MRI를 시행함으로써 turbulence에 의한 혈류 신호의 위상의 손실을 줄일 수 있다. 최근에는 ROI를 혈관 내강의 단면에 자동으로 그려주는 software가 상용화되어 간편하게 혈속과 혈류량을 구할 수 있게 되었다.

Contrast-enhanced Imaging of Myocardial Infarction

Perfusion imaging:

Multiecho spoiled GRE perfusion sequence를 이용하여 2-6개의 영상을 1-2 심박동마다 얻을 수 있는데 호흡 중지는 필요하지 않다. 90 saturation pulse나 180 inversion pulse가 선행되는데 T1 변화에 대한 예민도를 증가시키기 위한 것이다.

조영제 주입 후에 경색으로 인해 심근의 미세 혈관 폐쇄가 있는 곳이 관류 결손 부위로 나타난다.

Delayed myocardial imaging:

조영제 주입 후 5-20분 후에 영상을 얻으며 T1-WI에 치료 후 재관류된 infarction은 모세혈관의 투과성 변화로 간질에 스며 나온 조영제가 오래 남아 있어 고신호강도로 나타나고 조영제가 도달하지 못한 부위는 저신호 강도로 나타난다. 고신호 강도로 나타나는 부위가 생존 가능성이 없는 심근이라는 설(7-9)과 이 부위에는 가역성 변화를 일으킨 생존 가능 심근이 일부 포함되어 있다는 설(10-12)이 있다. 최근에는 정상 심근의 신호를 억제하고 조영 증강 부위의 대조도를 높인 특별한 sequence(fast gradient echo with an IR prepared pulse)로 경색 부위를 쉽게 발견하게 되었다.

Contrast Material:

Gadomer-17(Schering)은 Gd-DTPA-cascade-polymer로 분자량이 17,453 달톤이며 일차 통과(관류 검사)시에 blood pool agent로 작용하고 그 후에는 interstitial agent로 작용하는 중간 크기의 조영제이다. 이 크기는 정상 혈관 내피 벽을 통과하지 못할 정도이다.

Gadophrin-2(Schering)는 mesoporphyrin-gadopentetate-dimeglumine 복합체로 괴사 조직에 친화성을 가지는 조영제로 경색 부위에 축적되며 triphenyl tetrazoilum chloride 염색 표본에서의 경색 부위와 잘 일치한다고 알려져 있다(11-13). Gadophrin-2가 괴사 부위에 축적되는 원인은 손상된 조직 성분에 이 화합물이 결합하는 것으로 추정할 수 있으나, Hofmann 등(14)에 의하면 DNA나 지질 성분에 특이하게 결합하는 것이 증명되지 않는다. Gadophrin-2 조영제의 단점은 주입 후 손상 심근에 축적될 때 까지 40분 이상 기다려야 최고 신호 강도를 기대할 수 있다는 점이다.

Coronary MRA

최근에 심장 방사선과 의사들과 물리학자들의 가장 관심을 기울이는 것은 관동맥의 MRA이다. Segmented k-space acquisition과 2-D gradient-echo sequence로 영상을 얻거나 3-D contrast-enhanced MR angiography technique으로 관동맥을 영상화하며 navigator technique diastolic gating등을 사용하면서 spiral three-dimensional rapid gradient-echo 기법으로 얻기도 하며, 최근에는 true FISP에 다양한 기법을 첨가하여 최선의 MRA를 얻고자 시도하고 있다. 특히 blood pool 조영제가 관동맥 MRA의 대조도 향상에 큰 역할을 할 것으로 기대되고 있다. 현재까지는 관동맥 기시부의 기형이나 동정맥루, Kawasaki disease 등의 평가에 유용한 것으로 알려져 있으며 동맥 경화성 협착의 진단에 전적으로 사용되기는 어렵다.

조영제 주입 3-D MRA는 coronary bypass graft의 MRA에 유용하며, fast spoiled gradient-recall echo technique (TR/TE=4.4-4.6ms / 0.9-1.0ms, flip angle=40, field of view=40cm, matrix=256x128-192, number of excitations=1, slice thickness=2-3mm, zero interpolations=4, slab thickness=6-9cm)을 사용한다.

Atherosclerosis Imaging

3-inch coil을 사용하여 경동맥의 고해상도 영상을 얻을 수 있으며 경식도 심초음파 검사와 유사하게 경식도 wire를 이용한 대동맥의 고해상도 MRI를 얻을 수 있다. 관동맥은 작기 때문에 경화반의 영상을 얻기가 어렵지만 연구자들이 시도하고 있다. 이러한 동맥 경화 영상을 얻고자 하는 것은 다른 검사법에 비해 MRI의 조직 대조도가 탁월하기 때문이며, 경화반에 의한 협착 정도보다 경화반의 안정성이 더 중요하기 때문이다. T2-WI에 lipid-rich core나 hemorrhagic component는 저신호 강도로 나타나며 plaque cap이나 fibrocellular component는 고신호 강도로 나타난다고 알려지고 있으나, 생체 내 경화반과 carotid endarterectomy specimen의 체외 MRI 소견이 다르고 liquefied lipid는 T2-WI에 고신호 강도로 보일 수 있어 더 많은 연구가 필요하다.

Multiple k-space line의 동시 획득

Simultaneous acquisition of spatial harmonics(SMASH):

서로 인접하게 위치한 수신 coil에 입력되는 신호를 선형으로 배열하며 가중치가 부여된 coil signal을 조합시킴으로써 공간적으로 변이를 보이는 sensitivity profile이 형성된다(15). 이 방법으로 imaging time이 현저히 감소되어 3D coronary imaging이나 실시간 심장영상 획득에 적용될 수 있다.

SENSE(sensitivity encoding): volume array로 배열된 수신 coil의 spatial harmonics의 선형 조합을 통해 영상을 얻는다.

Sodium Imaging

Sodium(Na-23)은 세포 밖에 고농도로 존재하나 경색으로 심근세포막이 파열되면 세포내 sodium의 농도가 혈장내 농도에 근접하게 된다. Blood pool sodium signal을 여과하고 surface coil의 신호강도가 감소하는 것을 보상하여 sodium MRI 영상을 얻으며 동물실험에서 경색 부위가 triphenyl tetrazolium chloride 염색 표본에서의 경색 부위와 일치한다(16).

REFERENCES

1. Ferrari VA, Scott CH, Holland GA, Axel L, Sutton M. Ultrafast three-dimensional contrast-enhanced magnetic resonance angiography and imaging in the diagnosis of part anomalous pulmonary venous drainage. *J Am Coll Cardiol* 2001;37:1120-1128.
2. Taylor AM, Thorne SA, Rubens MB et al. Coronary artery imaging in grown-up congenit heart disease. Complementary role of magnetic resonance and X-ray coronary angiography *Circulation* 2000;101:1670-1678.
3. Pettigrew RI, Oshinski JN, Chatzimavroudis G, Dixon WT. MRI techniques for cardiovascular imaging. *J Magn Reson Imaging* 1999;10:590-601
4. Reeder SB, Du YP, Lima JAC, Bluemke DA. Advance cardiac MR imaging of ischemic heart disease. *RadioGraphics* 2001;21:1047-1074
5. Rominger MB, Bachmann GF, Pabst W, Rau WS. Right ventricular volumes and ejection fraction with fast cine MR imaging in breath-hold technique: applicability, normal value from 52 volunteers, and evaluation of 325 adult cardiac patients. *J Magn Reson Imagi* 1999;10:908-918
6. Atalar E, McVeigh ER. Optimization of tag thickness for measuring of position wit magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 1994;13:152-160
7. Kim RJ, Fieno DS, Parrish TB et al. Relationship of MRI delayed contrast enhancement to irreversible injury, infarct age, and contractile function. *Circulation* 1999;100:1992-2002
8. Sandstede JJW, Lipke C, Beer M, et al. Analysis of first-pass and delayed contrast-enhancement patterns of dysfunctional myocardium on MR imaging: use in th prediction of myocardial viability. *Am J Roentgenol* 2000;174:1737-1740
9. Kim RJ, Chen E-L, Lima JAC, Judd RM. Myocardial Gd-DTPA kinetics determine MRI contrast enhancement and reflect the extent and severity of myocardial injury after ac reperfused infarction. *Circulation* 1996;94:3318-3326
10. Judd RM, Lugo-Oliveri CH, Arai M et al. Physiological basis of myocardial contras enhancement in fast magnetic resonance images of 2-day-old reperfused canine infarct *Circulation* 1995;92:1902-1910

11. Ni Y, Marchal G, Herijgers P. et al. Paramagnetic metalloporphyrins: from enhancers for malignant tumors to markers of myocardial infarcts. *Acad Radiol* 1996; 3:S395-S397
12. Saeed M, Bremerich J, Wendland MF, Wittenbach R, Weinmann H-J, Higgins CB. Reperfused myocardial infarction as seen with use of necrosis-specific versus standard extracellular MR contrast media in rats. *Radiology* 1999; 213:247-257
13. Choi SI, Choi SH, Kim ST, et al. Irreversibly damaged myocardium at MR imaging with a necrotic tissue-specific contrast agent in a cat model. *Radiology* 200; 215:863-868
14. Hofmann B, Bogdanov A, Marecos E, Ebert W, Semmler W, Weissleder R. Mechanism of gadophrin-2 accumulation in tumor necrosis. *J Magn Reson Imaging* 1999;9:336-341
15. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38:591-603
16. Constantinides CD, Weiss RG, Lee R, Bolar D, Bottomley PA. Restoration of low resolution metabolic images with a priori anatomic information: ^{23}Na MRI in myocardial infarction. *Magn Reson Imaging* 2000;18:461-471