

자기공명영상을 이용한 심장 기능의 평가

최 규 옥 · 최 병 옥

서 론

심장의 영상진단에 있어서 심장의 구조를 보는 해부학적 평가와 심실의 기능을 평가하는 기능적 평가로 나눌 수 있다. 심장 질환의 진단에 있어서 형태뿐 아니라 기능 검사는 필수적이며, 임상 영역 중 수학적 계산을 가장 많이 하는 분야이다. 심장의 기능은 좌심실의 기능으로 대변될 수 있는데 심질환 환자에서 질환의 기전에 관계없이 궁극적으로 심실의 펌프 기능이 감소하는 것이 문제가 되기 때문이다. 좌심실의 기능은 전반적 기능을 나타내는 심실의 크기, 넓이, 부피 측정, 혈류의 분석이 있고, 국소적 기능을 나타내는 심실 벽의 두께 측정과 운동 평가가 있다. 심실의 기능을 평가하는 영상 진단 방법으로는 심초음파, 심도자술을 이용한 심실 조영술, 동위원소를 이용한 심실영상 등의 기준에 활용도가 높은 검사법이 있고, 한편 최근 급격한 발전에 따라 CT 및 MRI (자기공명영상)도 각광받는 영상 진단법이 되었다. 이 중 MR의 하드웨어 및 소프트웨어의 급격한 발전은 움직이는 심장에서 높은 시간적, 공간적 해상력을 갖춘 영상을 얻을 수 있게 하였고, 사면을 자유로이 얻을 수 있어서 명실공히 심장의 실제 장축과 단축 영상을 얻을 수 있음은 기존의 진단 방법과 구별되는 장점이다 (Fig. 1, 2). 따라서 기존의 검사법과 동일하거나 좀더 객관적이고 정량적인 분석을 시행할 수 있게 되었다.

심초음파는 가장 널리 사용되는 비침습적 진단 기기이며, 형태와 기능의 진단 정확도가 잘 알려져 있다. 그러나 echo 창이 제한적이고, 시술자의 경험에 많이 의존한다는 단점이 있으며, 따라서 MRI는 우심실, 대혈관 등 초음파로 잘 보이지 않는 부위 평가와, COPD, grown-up congenital heart 등 echo 창이 나쁠 경우에 특히 유용하다. MR의 장점은 어느 단면으로나 영상을 얻을 수 있다는 점과 비 침습적이라는 점, 넓은 field of view, 높은 공간 및 시간 해상력, 높은 조직 대조도를 가졌다는 것이며, 이온화 방사선 조사를 피할 수 있는 것도 장점이다 (1, 2). 반면 일반적으로는 값이 비싸고 폐소 공포증이 있거나 인공 심박조를 기를 부착한 환자에서 불가능하다는 단점이 있다. 최근의 새로운

기법, 예를 들면 segmented k-space data 획득, echo planar imaging (EPI), hybrid sequence, slew rate 상승, data 획득을 동시 다발적으로 시행하는 multichannel system (SENSE, SMASH) 등이 개발되어 시간 해상능(temporal resolution)이 개선되면서 본격적인 cardiac MRI 시대가 열리게 되었다. 빠른 영상 획득법은 계속 박동하고 있는 심장의 구조뿐 아니라 기능 평가마저 가능하게 하였으며, 한 번 숨을 참거나 단 몇 번 숨을 참는 동안 모든 영상을 얻을 수 있게 되었다. MR로 심장의 기능을 평가하는 방법을 이해하기 위하여 먼저 심장의 기본적인 생리와 병리에 관하여 언급하고, 심장 기능을 평가하는데 사용되는 MR의 펄스열을 간단히 소개한 후, 심실 기능의 평가 방법과 임상 적용에 대해 논할 것이다.

심장의 생리와 병리

심실의 기능 평가는 대부분의 심장질환에서 공통적으로 적용되며 각 질환의 기본적인 병리와 예후와 관계되지만, 허혈성 심질환의 경우 심실의 기능, 그 중에서도 좌심실의 기능이 중요하다. 좌심실의 기능은 전반적 기능을 나타내는 심실의 크기, 넓이, 부피 측정, 혈류의 분석이 있고 국소적 기능을 나타내는 심실 벽의 두께 측정과 운동 평가가 있다. 전부하(preload)는 심장 수축 전에 심근을 늘어나게 하고 확장 시키는 힘이다. 심실의 부피가 커질수록 심근에 가해지는 긴장은 더 커지며 이완기의 압력도 커진다. Frank-Starling 법칙에 의해 심근에 가해지는 긴장도가 높을수록 수축력도 비례적으로 커진다. 후부하(afterload)는 심실 수축에 대한 저항을 말한다. 이것은 대동맥과 폐동맥의 저항, 말초 동맥의 저항, 이완기 압력, 혈류량, 혈류의 점도에 의해 영향을 받는다. 수축기압과 관련되며 수축기의 빠르기와 정도에 영향을 미친다. 고혈압에서 후부하는 높아지며 대동맥 판막이나 승모판의 역류 시에는 떨어진다.

수축력은 심근 섬유 수축하는 힘을 말한다. 개개의 섬유가 수축하면서 짧아지는 현상을 측정하는 것은 불가능하기 때문에 벽 운동, 혈류, 심실압, 벽 긴장도 등을 측정하여서 간접적으로

대한자기공명의과학회지 5:98-107(2001)

연세대학교 의과대학 진단방사선과

접수 : 2001년 11월 30일, 채택 : 2001년 12월 8일

통신저자 : 최규옥, (120-752) 서울 서대문구 신촌동 134 연세대학교 의과대학 진단방사선과, 방사선의과학연구소

Tel. 02-583-4568 Fax. 02-393-3035 E-mail: kochoe@yumc.yonsei.ac.kr

심실 수축력을 평가한다. 구심성 벽 운동은 수축기 심실의 내경을 감소시킨다. 이 짧아지는 내경의 변화를 이용하여 이완기에 대한 수축기의 비를 다음 공식으로 구할 수 있다. %shortening fraction = $[(LVDD-LVSD)/LVDD] \times 100$. 여기서 LVDD는 이완기 내경이고 LVSD는 수축기 내경이다. 이 측정치는 정상적으로는 28-44% 정도이다. 이것은 심장박동수나 나이와는 관계가 없으나 전부하, 후부하에 의존적인 인자이다. 수축기에 심실벽 운동의 속도는 수축력의 좋은 지표이다. 예를 들어 심장 판막의 역류가 있는 경우 수축 속도가 높아지고, 수축력이 떨어지는 심근병에서는 수축 속도가 떨어진다.

수축기의 혈류 측정도 전반적인 심근 수축력을 평가하는 방법이지만 후부하에 영향을 받는다. 박출량(stroke volume)은 이완기말과 수축기말 심실 부피의 차이로서 후부하가 일정한 경우 이완기말 부피의 증가와 비례하여 증가한다. 박출 계수(ejection

fraction)는 부피와 함께 수축력과 잘 비례한다. 정상에서 박출 계수는 0.55 이상이다. 우심실은 좌심실과 같은 박출량을 가지지만 이완기말 부피가 약간 더 커서 박출 계수는 약간 작다.

심장 기능은 심근 수축력과 전부하와 비례하며 후부하와는 반비례의 관계이다. 수축력이 떨어지거나 후부하가 커지면 심실의 이완기말 부피가 커진다. 박출량은 유지되는 것이 보통이며 이것으로 심실 부피를 증가시키는 원인을 알 수 없는 반면, 박출 계수의 변화는 여러 가지 다른 원인에 의한 심실 확장을 구분 가능하게 한다. 확장성 심근병에서는 심근 수축력이 떨어지며 이완기말 심실 부피가 증가하고 심박출 계수는 떨어진다. 반면, 대동맥 판막이나 승모관을 통한 역류에서는 이완기 부피가 증가함에도 불구하고 박출 계수는 유지되며 박출량도 정상이다.

이완기는 4개의 주기로 다시 나누어질 수 있다. 1) 등부피성 이완기(isovolumic relaxation), 2) 급속 충만기(rapid filling), 3) 심박 정지기(diastasis), 4) 심방 수축기(atrial systole)로 나눈다. 등부피성 이완기는 반월판이 닫힌 후부터 방실 판막이 열리기 전까지이다. 이 주기의 시간은 좌심실과 좌심방의 압력 차이에 직접 관련되며 심장 주기의 길이와는 무관하다. 좌심실의 기능이 저하되면 이 주기가 늘어난다. 심실의 순응도(compliance)가 감소되고 심실 충만 압력이 높아지면 등부피성 이완기의 길이가 짧아진다. 급속 충만은 방실판막이 열림과 동시에 시작되며 심실의 탄력적 원상복귀에 의해 급속히 혈류가 유입됨에도 불구하고 심실 압력이 떨어지는 것이 특징이다. 심박 정지기는 좌심방과 심실의 압력이 증가하며 느리게 혈류가 유입되는 시기이다. 심방 수축기에서는 작지만 두 번째의 급속한 심실 내 혈류 충만이 일어나는 시기이다. 이완기말 심실 부피가 클수록 전부하가 높다. 이완기의 끝에서 전체 심실 충만의 약 1/3이 심방의 수축에 의하여 이루어진다. 심방 수축과 급속 충만의 비는 수축성 또는 제한성 심실 병리에 의해 달라진다. 교착성 심낭염(constrictive pericarditis)에서는 이완기 초기의 급속 충만이 더 빨라지고 이완기 말 좌심방 수축에 의한 충만이 감소하는 특징이 있다. 반면 구속성 심근병(restrictive pericarditis)에서는 이완기 초기의 충만이 감소하고 좌심방 수축에 의한 충만이 커진다. 이완기의 지표들이 울혈성 심부전의 경우 수축기의 지표

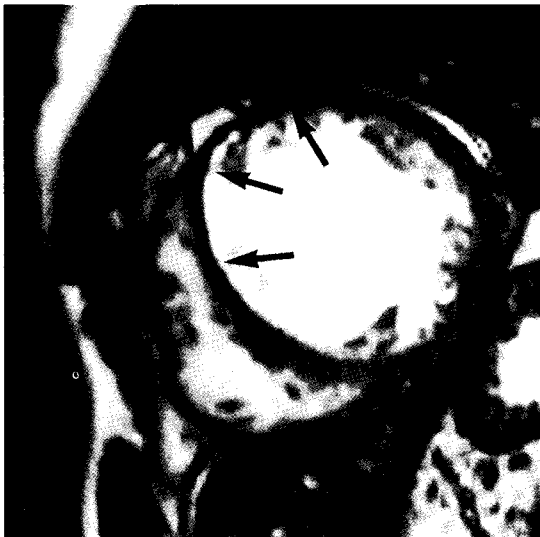


Fig. 1. Short Axis view of end-diastolic phase at midventricular level of left ventricle in a patient with old myocardial infarction on the territory of left anterior descending artery. Note thinning of the anterior wall and anterior septum (arrows).

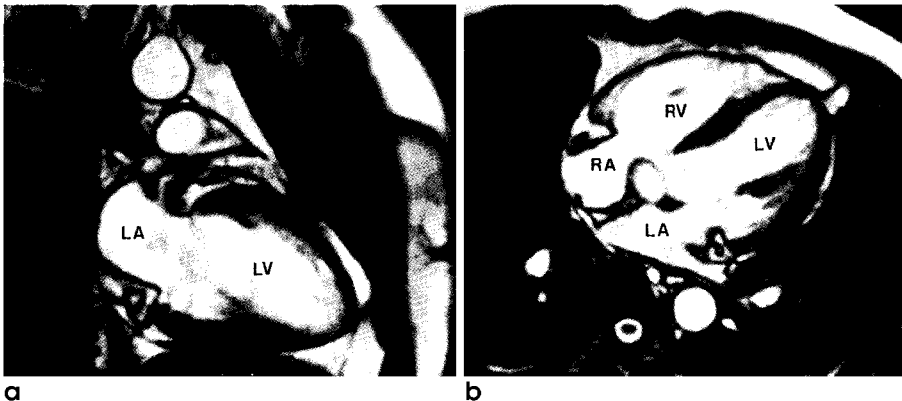


Fig. 2. Long axis view of end-diastolic phase of a normal volunteer. **a.** Two-chamber long axis view, **b.** Four-chamber long axis view. LA: left atrium, LV: left ventricle, RA: right atrium, RV: right ventricle.

최규옥 외

보다 먼저 영향을 받기 때문에 심근의 기능 이상을 발견하는데 더 민감한 지표이다. 확장형 심근병에서는 이완기 충만율이 감소하고 수축기 박출도 감소한다. 반면 비후형 심근병에서는 정상적인 이완기 충만과 수축기 박출 계수가 유지된다.

수축기 역시 여러 개의 주기로 다시 나눌 수 있는데, 전기적 활성이 일어난 후 대혈관의 압력보다 높아질 때까지 심실 압이 증가하게 되며 이때를 등부피성 주기라고 한다. 이 주기에 좌심실의 압력이 증가하는 비율이 좌심실 수축력의 척도가 된다. 시간에 따른 압력 변화(dp/dt)의 정점은 대동맥 판막이 열리기 전에 나타나므로 후부하와는 무관하다. 이 peak dp/dt가 수축력에 비례한다. 이것은 전부하와 등부피성 수축의 길이에 의해 변화하며 승모판 역류가 있을 때는 등부피성 수축기가 없어진다. 우심실에서는 peak dp/dt가 폐동맥 판막이 열린 이후에 나타나므로 폐동맥의 저항에 영향을 받는다. 반월판이 열린 후에는 급속한 박출이 일어나고 점차 박출이 줄어들어 다시 반월판이 닫히게 된다. 박출의 비율과 최대 속도는 수축력과 비례하며 후부하에 영향을 받는다.

심기능 검사를 위한 MR 펄스 대열

1. 스핀 에코(Spin-echo, SE)

SE의 여러 가지 기법이 있지만 대개 다중절편, 다중시기 SE를 이용하며 해부 구조를 보는 점에서 뛰어나고, 혈액에 의한 신호를 억제하기 위하여 Double inversion recovery 방법을 사용하기도 한다. 이 기법은 혈액이 어둡게 나타나므로 black blood method라고 불리며 혈액과 심근 사이의 대조도가 우수하다. 이 기법의 단점은 시간 해상력이 떨어진다는 것과 영상 획득 시간이 길다는 것이다. 그러나 수축기와 이완기 말에만 영상을 얻으면 비교적 빠른 시간 내에 영상을 얻을 수 있고, 좌심실 질량과 박출량, 박출 계수를 측정할 수 있다.

2. 경사 에코 (Gradient-echo, GRE)

GRE는 포화되지 않은 혈액의 유입에 의한 신호 증강 현상에 의하여 white signal로 보이며, 영화 영상(cine) 단면에서 한 cardiac cycle 동안의 여러 심주기의 영상을 얻어서 cine loop으로 돌려 봄으로써 기능과 혈류를 평가할 수 있는 방법이다. 최근에는 실시간 영상과 실시간 보여주기가 심장동기나 호흡 중단 없이도 가능하다. True FISP, balanced FFE 등의 cine MR은 혈액과 심근의 대조도와 해상도를 더욱 개선하여, 심내막과 심외막의 경계가 선명한 영상을 얻을 수 있게 되었고, 심기능 측정 시 automatic border detection의 정확도를 개선함으로써 검사 후 data 처리 과정을 대폭 자동화할 추세이다. cine MR에서 수축기 말 및 이완기 말 심실 용적, 심박출 계수, 심실 벽의 두께 등을 반자동으로 측정할 수 있으며, 자동화된 분석 도구로 좌심실 질량 및 부피도 간단히 정량화할 수 있다. 심초음파와 비교하면

MR은 음향장의 제한을 받지 않으므로 심실 벽의 모든 구역을 보는데 더 우수하다. laminar flow는 bright signal을, turbulent flow의 경우는 phase angle의 불일치로 인하여 신호 소실(signal-void)로 나타난다. 그러나 신호 소실 면적의 측정은 MR technical factor의 영향을 많이 받기 때문에 기능 측정에 적합치 않다.

3. 위상 속도 기법(Phase-velocity mapping)

GRE의 한 종류로써 velocity encoding cine (VEC) MR은 자기공명영상이 물질의 움직임에 매우 예민한 속성을 이용, bipolar gradient를 사용하여, 혈류속(velocity of blood flow, VEC)을 계산하는 기법이다. VEC 혈류 분석에서 움직이는 물체의 phase shift는 속도와 정확히 비례하므로 정확한 유속의 측정이 가능하며 ($\Delta \text{phase} = \gamma M \nu$) ($\gamma = \text{gyromagnetic ratio}$, $M = \text{difference in the gradient}$, ($\nu = \text{velocity}$), 심실 혹은 혈관의 혈류량과 Modified Bernoulli equation을 사용하여 압력 차이(pressure gradient)를 측정할 수 있다 (3, 4). 판막의 역류도 쉽게 정량화 할 수 있다. 이 측정된 혈류속과 방향을 Velocity arrow 혹은 flow streamline images로써 영상을 재구성하기도 한다. 주의할 점은 와류나 가속화되는 혈류에 의한 신호 소실을 최소화하기 위하여 에코시간을 최소화 한다는 것이다. velocity encoding을 혈류의 최대 유속보다 작게 설정할 경우에는 Aliasing이 발생하는데, 최근의 MR장비는 10m/sec까지 velocity encoding을 높일 수 있으며, 이는 심한 대동맥 협착증에서의 측정이 가능한 속도이므로 대부분의 경우 aliasing이 일어나지 않는다.

4. 에코평면영상(Echo Planar Imaging, EPI)

가장 빠른 펄스 연쇄로 구조를 평가하는데 유용하며, SE, GRE, VEC-MRI 등 다양한 펄스 대열이 가능하나, 공간 해상력이 떨어지며 신호대잡음비율이 낮고 혈류에 의한 인공물이 단점이다. 특히 심장은 바로 옆에 있는 폐실질에 의한 susceptibility artifact의 영향을 많이 받는 것이 단점이다. 따라서 EPI 자체보다 hybrid 기법에 의하여 EPI 펄스의 단점을 보완한 시간 해상도의 개선이 시도되고 있다.

심장 기능 평가

1. 전반적 심실의 기능 평가(Global function)

가. 좌심실 부피 측정

심장 질환의 가장 중요한 예후 인자 중 하나는 좌심실의 기능이다. 지금까지 연구된 바에 의하면, 심근경색이나 판막질환의 예후를 예측하는 데에는 좌심실의 수축기 말, 이완기 말 부피가 중요하다고 강조되어 왔다. MR은 시간적 공간적 대조적 해상도가

높기 때문에 심초음파에 비하여 좌심실의 부피와 박출계수의 측정에 정확하다. 게다가, MR은 어느 단면으로나 영상을 얻는 것이 가능하므로 심실 크기 측정의 신뢰성이 더욱 크다 할 수 있다 (5).

심실 부피와 박출계수 측정의 방법에는 흔히 두 가지 방법이 이용된다. 두 방법 모두 각각의 장단점이 있다. 첫번째 방법은 심초음파에서 표준화되어있는 Simpson's rule 을 MR을 이용한 심실의 부피 측정에 그대로 이용하는 것이다. 이 방법은 각 단축영상의 심내막 내부의 면적을 구하고 이에 단면 두께를 곱한 후, 구해진 각각의 단면의 부피를 모두 합하는 방법이다 (Fig. 3). 이 방법은 여러 개의 단축영상을 주로 이용하여 측정한다. 이 다중절편 영상에 의한 방법은 기하학적 전제를 사용하지 않으므로 가장 정확한 방법이나, 심내막과 심근 경계가 구분이 확실하여야 정확한 자료를 얻을 수 있고, 아직은 전자동화를 위한 software의 개발을 필요로 하는 부분이다. 이 방법으로 심실의 최상부인 승모판을 포함하는 단면도 쉽게 구별할 수 있다. 그러나 심운동이 단면을 가로질러 일어나기 때문에 (through-plane motion) 심저부의 영상에서 좌심실과 좌심방, 좌심실과 대동맥을 정확히 구분하기 어려운 점이 있다. 단면이 심근을 비스듬히 자르게 되면 부피 측정에 오차가 포함될 가능성도 있고, 영상을 얻는데 시간이 많이 걸리며, 영상 획득 후 조작하는 데에 시간이 많이 걸리고, 단면과 단면 사이에서 부피의 평균화 (volume averaging)가 일어나는 단점이 있다.

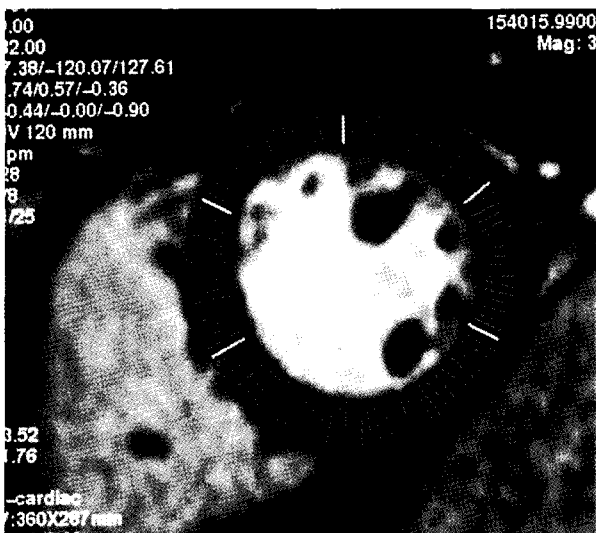


Fig. 3. Postprocessing of short axis cine images for measuring stroke volume, ejection fraction, myocardial mass, and wall thickness of left ventricle. Endocardial and epicardial borders are automatically detected and should be verified and corrected manually. The small chords are automatically drawn perpendicular to virtual centerline between endocardial and epicardial borders (centerline method) for measurement of regional wall thickness.

두번째 방법은 넓이-길이 (area-length) 방법이다. 이 방법은 한 개 또는 두 면 영상만으로 계산이 가능하지만 두 면 영상에 의한 계산이 더 정확하다고 증명되었다. 이 방법은 좌심실이 타원형이라는 기하학적 전제를 바탕으로 계산을 하는 것이다. 이 타원의 부피는 2-chamber와 4-chamber long-axis 영상에서 가능하다. 즉, 3축의 직경을 모두 측정할 수 있으면 되는 것이다. 이 방법의 장점은 영상 획득이 간단하고, 판막을 포함하는 단면을 쉽게 구별할 수 있다는 것이다. 단점은 기하학적 전제가 반드시 필요하다는 것이며 비대칭적이고 큰 구형의 심장에서 오차가 많은 방법이다. 또 만약 한 개의 단면만 사용하여 계산을 하게 되면, 심장의 실제 장축에 맞는 단면을 선택하는 것이 어렵다. 각 방법은 스피노에코와 경사에코 모두에서 가능하나, 현재는 높은 시간 해상력과 빠른 영상획득이 가능한 경사에코를 이용하고 있다.

MR을 이용한 좌심실의 부피 측정의 정확성은 많은 연구들에 의해 증명되었다. Rehr 등 (6)은 15개의 부피를 아는 심장 주형을 스피노에코 영상을 얻은 후 Simpson's rule을 이용하여 부피를 계산하였다. 이 연구에서 MR에서 측정된 부피와 실제 부피와의 상관성은 0.99로 높게 나타났다. Markiewicz 등 (7)도 19개의 개 심장 주형을 이용하여 좌심실 0.98, 우심실 0.99의 높은 상관성을 보여 주었다.

생체를 대상으로 한 연구는 연구 대상군 자체가 적을 뿐 아니라 비교를 위하여 보편적으로 받아들여지는 표준화된 측정 방법이 없기 때문에 제한적이었다. 예전에는 심도자술에 의하여 좌심실 영상이 표준적인 방법으로 받아들여 졌으나 기하학적 전제에 의존해야 하며 정확한 결과를 얻기 위하여는 영상의 질도 높게 유지하여야 한다. 심도자술에 의한 방법은 두 번의 조영제 주입이 필요하며, 좌심실의 주기와 박동이 문제가 될 수도 있다. 그럼에도 불구하고, 초기에 MR과 이 방법을 비교하는 연구가 많았다.

초기의 연구에서, Edelman 등 (8)과 Markiewicz 등 (7)은 MR이 좌심실의 부피를 작게 측정하는 경향이 있다고 보고하였다. Longmore 등 (9)은 20명의 협심증 환자와 20명의 정상 대조군을 대상으로 스피노에코 MR의 정확성을 증명하였다. 협심증 환자에서 전후 좌심조영술과 자기공명 영상사이의 높은 상관관계가 증명되었으며 정상군에서는 모든 부피 측정이 2%정도의 오차만 보이는 높은 상관성을 보였다. Dilworth 등 (10)은 24명을 대상으로 연구하여, 15명에서는 한 개 면의 측정 영상만 얻고, 9명에서는 한 개면 뿐 아니고 다중절편 영상을 얻어 서로 비교하였다. 한 개면 영상에서 얻어진 좌심실의 이완기말 부피와 박출계수는 작게 측정되었으나 Simpson's rule을 사용한 다중절편 영상에서 얻어진 부피는 심도자술에 의해 측정된 부피와 유의한 차이를 보이지 않았다.

Cranney 등 (11)은 21명을 대상으로 연구하여, 장축과 단축 영상에서 측정된 부피 모두 좌심실 조영술상에서 측정된 부피와 잘 일치하였으나 이완기말 부피와 박출계수를 작게 측정하는 결과를 보였다. 비슷한 방법으로 Lawson 등 (12)은 좌심실의 기능 전반적, 국소적 기능부전이 있는 114 환자를 연구하여, 좌심

최규옥 외

실 부피와 박출량이 침습적인 두 면 조영술과 $r=0.91$ 이상의 상관성이 있음을 보였다. 37예의 전반적 좌심실 기능 부전에서 두 방법간의 차이가 없었으나, 국소적 기능부전이 있던 77예에서는 좌심실의 이완기 말 부피가 장축 MR에서 측정되었을 때 조금 높게 측정되는 것으로 나타났다.

나. 심박출계수 측정

심박출 계수는 먼저 심실의 부피를 구하는 것이 필수적이며 Simpson's rule과 넓이-길이 방법을 사용할 수 있다. 많은 연구자들이 이를 연구하였는데 심도자술에 의하여 산출된 심박출계수에 비교하여 대부분의 연구에서 높은 또는 비교적 양호한 상관성을 증명하였다. Van Rossum 등 (13)은 Simpson's rule과 넓이-길이 방법을 동시에 심도자술에 의한 방법과 비교하였는데 Simpson's rule을 이용했을 때는 높은 상관성 ($r=0.98$)을 보인 반면, 한 단면, 넓이-길이 방법에서는 낮은 상관성을 보였다. 또 심도자술에 비하여 MR에 의한 심박출계수는 낮게 측정되는 경향이 있음을 보고한 연구가 있었다. 이외에도 MR을 이용한 좌심실 부피와 박출계수 평가 방법은 재현성과 신뢰성이 있으며, 관찰자 자신이나 관찰자 간의 오차도 작음이 입증되었다. 두 가지 MR을 이용한 측정법이 모두 신뢰도가 높고 오차가 적은 방법이지만, 심박출계수를 계산하는 데에는 빠른 영상획득과 분석이 가능한 두 단면을 이용한 넓이-길이 방식이 더 실용적이다. 일회 심박출량에 분당 심박수를 곱하면 일분당 심박출량이 계산된다. 심수축비는 이완기와 수축기에 측정된 거리의 비로써 얼마나 심근이 수축하였는지를 나타낸다.

다. 우심실 부피

우심실은 기하학적으로 복잡하므로 좌심처럼 기하학적 전제가 가능하지 않기 때문에 심장 조영술에 의한 용적 측정이 정확치 않다. 우심실의 경우 echo window가 제한되는 경우가 많아서 심초음파로 평가하기에도 부적당하다. 따라서 MR은 우심실 기능 측정에 매우 유용하며, 대개 다중절편 Simpson's rule을 사용하여 정확한 측정이 가능하다. 이는 선천성 심기형이나 cor pulmonale, COPD 등의 환자에서 유용한 정보가 된다. Boxt 등 (14)의 우심 주형을 이용한 연구에서 이 방법으로 측정된 우심실 부피의 측정이 높은 상관성 ($r=0.98$)을 보였다. 관찰자 내와 관찰자 간의 변동성도 적었으며 우심실의 수축기말 부피 인덱스가 이완기말 부피 인덱스에 비해 변동성이 약간 높은 것으로 나타났다. Pattynama 등 (15)은 MR을 이용한 우심실 질량과 박출계수의 관찰자 내, 관찰자 간 오차가 크지만 우심실 비후나 적은 박출계수를 검출하지 못할 정도는 아니라고 보고하였으며 단지 작은 변화를 감지할 수 없어 추적검사로는 적당하지 않다고 하였다.

2. 국소적 심실 기능(Regional Cardiac Function)

심실의 국소적 기능을 평가하는 것은 관상동맥 질환이 있는 환

자에서 기능 장애가 있는 정확한 병변을 알아내는데 매우 유용하다. MR은 가장 정확하게 국소적 기능 이상을 평가할 수 있는 방법이다. 어느 단면이라도 촬영이 가능하므로 각 구역의 벽 운동과 심근 두께를 쉽게 알아낼 수 있으며, 심장 축에 따른 영상들을 통하여 각 분절의 질적 분석을 체계적으로 수행할 수 있다.

국소적 심실 기능을 평가하는 인자로는 심근 질량, 벽 운동, 벽 긴장도가 있다. 질량은 Simpson's rule을 사용하여 구할 수 있다 (Fig 3). 수축기나 이완기 말에 측정할 수 있으며 여기서 구해진 심근 부피에 심근의 밀도인 1.05 g/ml 를 곱하면 된다. 심실 벽 운동 이상은 cine MRI로 평가할 수 있다. 심장의 운동은 복잡하여 심첨부보다 심저부에 수축이 더 많이 일어나며 수축기에 심장은 시계반대방향으로 돌게 된다. 이러한 운동은 영상의 단면을 통과하는 운동(through plane motion)을 야기하여 정확한 움직임은 아는데 장애가 된다. 심근의 tagging 기법은 심근 수축기의 심근 운동을 보다 정확히 알고, 작은 수축력의 이상을 발견하기 위하여 개발되었다.

수축기말의 벽 긴장도는 $WS = ESP \times (3 \times ESV) / WV$, WS: wall stress, ESP: end-systolic pressure, ESV: end-systolic volume, WV: wall volume 의 공식에 의해 구해진다. 심초음파에서 유두근 부위의 벽 긴장도를 측정하는 것에 비하여 이 방법은 전체 심실의 측정치를 모두 이용하므로 더 실제에 가깝다. 벽 긴장도는 심저부에서 심첨부로 갈수록 증가하는 것으로 나타난다.

cine MRI에 의한 국소 벽운동 이상의 평가는 정량적 분석 방법과 약물 부하에 따른 심실 운동의 이상을 보는 정성적 분석 방법이 있다. dobutamine을 이용한 약물 부하는 심근 허혈을 유발하는 중요한 검사이다. cine MR은 약물 부하에 따른 심근 두께의 변화를 보기 위해 좋은 검사법이다 (16). 자기공명을 이용한 약물 부하 검사에서 정상인의 평균 심실 둘레의 단축은 심박동수의 증가나 혈압의 상승이 오기 전까지 $21\% \pm 4\%$ 에서부터 최대 $26\% \pm 3\%$ 까지 일어남이 보고되었다. 국소 벽운동의 정량적 분석은 정성적 분석 결과와 합하여 관상동맥 질환에 대한 민감도가 81%에서 91%로 높아지나 특이도는 오히려 100%에서 80%로 감소한다. MIBI-SPECT를 표준으로 하였을 때 84%의 민감도를 보이는 것으로 보고되어 임상적으로 유용할 것으로 기대된다.

3. Velocity encoding cine (VEC) 자기공명영상

이 기법은 자화 경사를 두 번 걸어 주는 방법으로 두번째 자화 경사는 움직이지 않는 핵의 경사를 원래의 공명 상태로 돌려 놓지만, 혈류처럼 움직이는 핵에서는 원래 상태로의 복귀가 불가능하다. 그러므로 움직이는 핵의 위상차이는 속도와 비례하며 이를 이용하여 혈류의 속도를 측정하는 것이 가능하다 (Fig. 4). 이렇게 측정된 유속에 단면적을 곱하면 혈류량이 계산된다. 이 기법을 사용하여 대동맥과 폐동맥에서 심실 박출량 및 심박출량을 측정할 수 있으며 cine MRI에서 Simpson's rule을 적용하여 측

정된 것과 잘 일치한다 (17). 이 기법을 사용시 주의할 점은 항상 혈류의 방향과 수직인 면을 정확히 선택하여야 한다는 것이다. 그렇지 못하면 최대 유속이 작게 측정된다. 왜냐나 가속화되는 혈류에 의한 신호 소실을 최소화하기 위하여 에코시간을 4ms 이하로 하여야 한다. Aliasing은 velocity encoding을 혈류의 최대 유속보다 작게 설정할 경우 발생하는데, 최근의 MR장비는 10m/sec까지 velocity encoding을 높일 수 있으며, 이는 심한 대동맥 협착증에서의 측정이 가능한 속도이므로 대부분의 경우 aliasing 이 일어나지 않는다. 이 방법을 이용하면 Modified Bernoulli equation을 사용하여 최고 유속에서 압력 차이를 계산할 수 있다. 따라서 판막의 역류도 쉽게 정량화 할 수 있다. 그러나 이 기법을 이용한 혈류의 분석만으로 심실의 기능을 모두 평가하기는 어렵다. 심실의 부피를 정확히 측정할 수 없으므로 심실 박출계수를 계산할 수 없고, 국소적 벽 운동을 평가할 수 없다. 그러므로 대개 cine 기법과 같이 시행된다. VEC MR로 얻는 data는 Doppler echo 와 비슷하나, MRI는 창 제한이 없기 때문에 비침습적 echo 검사로는 어려운 관동맥 혈류 측정 (18), 좌우 폐동맥 혈류 측정 등 Doppler echo보다 우수한 기능도 여럿 있다.

가. 역류성 심장 판막 질환

GRE를 사용하면 역류는 심주기에 따라 신호 소실로 나타나며 그 신호 소실의 크기는 도플러 상의 제트와 크기가 잘 일치한다. 그러나 이 신호 소실의 크기는 여러 가지 MR 펄스 대열 인자에 의해 영향을 받는데 하드웨어 자체의 문제, 역류 병변의 크기, 역류의 부피, 역류내 역류 아닌 혈류의 유입, 영상 획득 단면의 방향, 에코시간의 변화 등이 그것이며, 따라서 신호 소실로 역류의 정도를 정량화하는 것은 좋은 방법이 아니다.

다른 정량화 방법은 proximal convergence zone method와 좌심실 우심실의 박출량 차이에 의한 방법, VEC MRI에 의한 방법이 있다. Proximal convergence zone method는 연속성 (continuity principle)에 기초한 방법으로 proximal convergence zone에서 보이는 반구의 표면에서 역류의 유속을 측정하여 역류의 양을 계산하는 방법이다. 이 방법으로 대동맥 판막 역류의 심각도를 측정할 수 있다.

다른 질환 없이 한 개의 고립된 역류성 질환이 있을 때는 좌심실과 우심실의 박출량 차이로 역류를 정량화 할 수 있다. 그러나 역류성 질환이 둘 이상이 되면 이 계산법은 부정확하다. VEC MRI를 이용한 방법에는 두가지 계산법을 모두 사용할 수 있다. 대동맥과 폐동맥에서 측정된 유속으로 좌심실과 우심실의 심박출량을 계산하여 역류를 측정할 수 있는데 이 방법은 대동맥 판막 역류에서 아주 정확한 방법이다.

나. 협착성 판막 질환

도플러 초음파와 유사하게 기능적인 판막 개구 영역을 측정하는데 continuity equation을 사용할 수 있다. VEC MRI는 이론적으로 최대 유속의 제한이 없으며, 3차원의 측정이 가능하므로 협착 부위를 지나는 혈류의 방향에 따른 정확한 측정이 가능하다. 이 방법의 잠재적 제한점은 역류가 한 쪽으로 치우친 (eccentric jet) 경우 제트와 수직인 면을 얻기 힘들다는 점과, 협착 부위에서부터의 측정 거리에 따른 값의 변화이다. 판막에서 너무 멀면 와류에 의한 신호 강도 소실이 커지며, 너무 가까우면 판막편의 움직임이 제트를 측정하는데 방해가 된다. 게다가 영상 분석은 시간이 많이 소요되는 작업이다. 협착 부위를 지나는 제트와 평행한 단면 (in-plane velocity mapping)으로 영상을 얻고 4ms이하의 짧은 에코시간을 사용한 기법이 교류 측정의 정확도

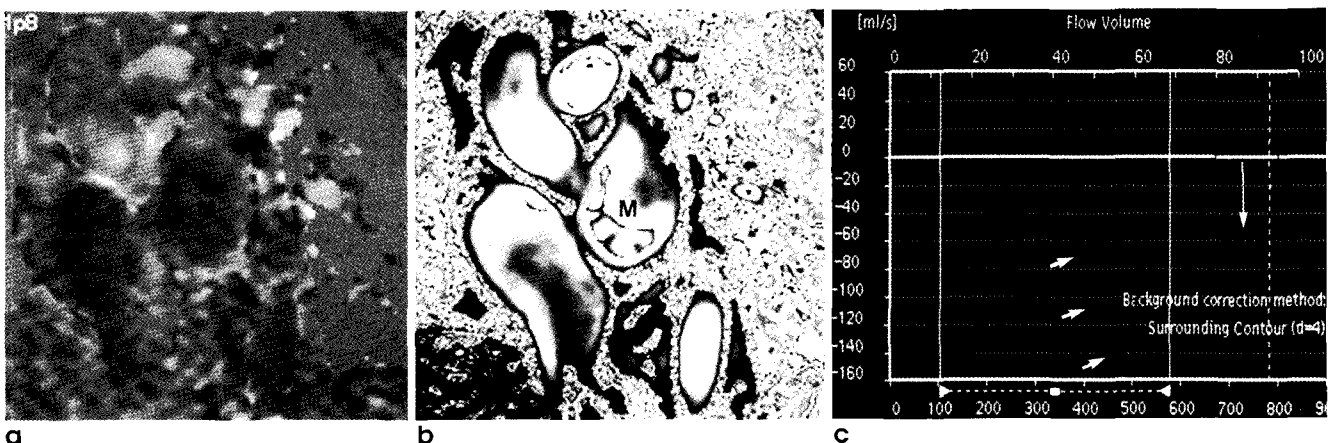


Fig. 4. Velocity encoding cine method for evaluation of mitral inflow in a patient with constrictive pericarditis. **a.** One of phase contrast cine image shows low contrast difference between anatomical structures. **b.** However, corresponding magnitude image has higher contrast to draw a ROI on mitral inflow. **c.** Time-velocity curve of mitral inflow shows high velocity and rapid acceleration of early mitral inflow (short arrows; E wave in echocardiography) and relatively low velocity of late mitral inflow due to atrial contraction (long arrow; A wave in echocardiography) which is a typical pattern of mitral inflow in constrictive pericarditis. M: mitral inflow.

최규옥 외

를 높일 수 있다는 보고가 있다 (19).

다. 인공심장판막

인공심장 판막에서 MR의 안전성은 이미 확립되어 있다. 단 Starr-Edwards ball cage 판막은 예외이나 현재 이 판막은 사용되지 않은지 오래다. VEC MRI와 경식도 다색 도플러 심초음파와의 비교 연구에서 인공심장판막을 지나는 혈류의 측정치가 잘 일치함이 보고되었다 (20).

라. 심장내 단락

VEC MRI 기법은 대동맥과 폐동맥의 정확한 단면적 영상을 얻을 수 있기 때문에, 대동맥과 폐동맥의 단면적과 최대 유속을 측정하여 체순환에 대한 폐순환의 비 (Q_p/Q_s)를 계산할 수 있어서, Doppler echo보다 정확히 좌, 우심의 심박출량을 계산할 수 있다. 심장내 단락양 역시 cine MRI와 VEC MRI의 두 방법을 모두 사용할 수 있다. Cine 기법은 좌심실과 우심실의 박출량을 계산하여 단락의 양을 계산하는 방법이다. 이 방법의 단점은 대동맥이나 폐동맥의 역류가 있을 때 박출량의 계산이 복잡하게 되어 심실중격결손의 단락을 계산할 수 없다는 것이다.

심방중격결손은 그 빈도가 가장 많은 심장 내의 단락이다. 심방중격은 너무 얇기 때문에 스피노코 영상에서 결손의 크기를 측정하면 실제보다 크게 측정하는 경향이 있다. 그러나 cine 기법을 사용하여 결손의 크기를 측정하는 방법과 VEC MRI로 단락의 양을 계산하는 방법은 정확한 것으로 알려져 있다. 위상 속도 기법은 Fontan 수술을 받은 환자에서 체정맥의 혈액학을 평가하기 위해 적용되고 있다 (21). 우심박출량과 위상 속도 기법으로 측정된 양쪽 폐동맥 혈류의 합은 잘 일치한다.

4. 심근 표지법(Myocardial tagging)

MR의 대표적인 새로운 기법으로는 심근의 presaturation tagging 기법이 있으며 심근 수축을 정량적으로 평가하는데 이용된다 (Fig. 5, 6). 현재까지의 영상 진단 기법은 endocardial & epicardial border만 관찰할 수 있을 뿐, 심근내 어떤 점의 움직임을 관찰할 수는 없었다. 이 tagged line의 움직임을 수축기 동안 영상을 얻어, 표지된 지점의 운동을 추적할 수 있다. S-PAMM (spatial modulation of magnetization)으로 알려진 이 기법은 심장 수축 이전에 라디오파와 자화경사를 원형 또는 체크무늬형태로 준 후, 이 tagged line의 움직임을 수축기 동안 영상을 얻어 심실의 운동을 평가하는 것이다 (22-24). 같은 목적으로 위상 속도 기법(phase velocity method)도 사용하는데, 이 기법은 혈류속 측정과 같은 원리로서 움직이는 심근의 위상 차이는 속도와 비례하게 나타나며 이를 이용하여 심근의 이동 속도를 측정하는 것이 가능하다. 이 방법은 비후성 심근증과 허혈성 심질환에서 벽운동의 국소적 이상을 평가하는데 유용하다.

라디오파를 이용하여 이완기 말에 심근에 표지를 하면, 이때 표지된 양자는 전체 수축기 동안 감소된 신호 강도를 유지할 수 있어서 표지되지 않은 심근을 영상화하여 그 사이의 표지된 지점의 운동을 추적할 수 있다. Presaturation band의 종류는 다양하며, starburst radial tags, parallel line patterns, tagging grids, striped radial tags, sinc modulated comb functions 등이 있다. 이 방법에 의하여 심근내 일정부위의 심장 주기에 따른 심근 변형을 측정하며, 재현성이 높음도 입증되었

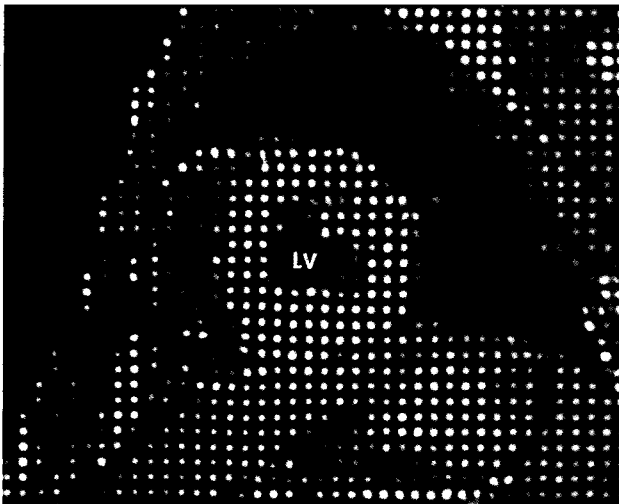


Fig. 5. Short axis cine image with tagging grid in a patient with hypertrophic cardiomyopathy. Tagging technique is useful for evaluation of regional wall motion abnormality in hypertrophic cardiomyopathy. LV: left ventricle.

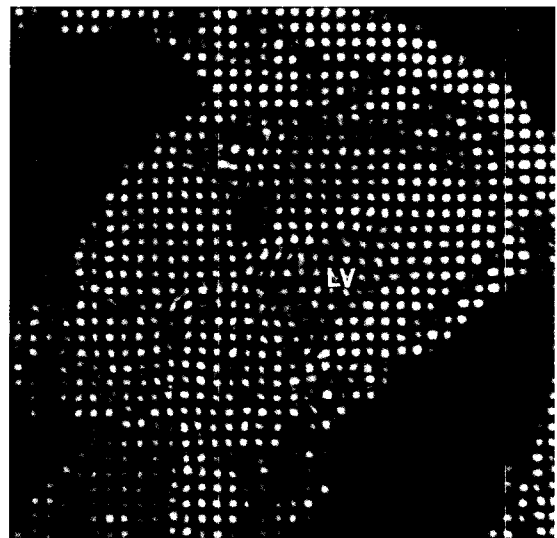


Fig. 6. Four-chamber long axis cine image with tagging grid in a patient with constrictive cardiomyopathy. Tagging technique is useful for evaluation of restricted motion of myocardium due to adhesion with inflamed pericardium. LV: left ventricle.

다. 이러한 방법으로 측정된 벽 두께는 sonomicrometer 측정과 잘 일치됨이 개의 심장을 대상으로 연구보고 되었다. 심장은 수축기에 2.5 cm/sec, 이완기 초기에 10 cm/sec 속도로 움직이며, 호흡에 의한 움직임이 2-3 cm 이므로 움직임에 의한 인공물을 배제하기 위하여 빠른 영상 기법이 요구된다. 전체 영상을 얻는 시간은 환자가 숨을 참을 수 있을 정도여야 하며 표지와 심근 사이의 대조도가 좋아야 하고 심근 경계를 쉽게 그릴 수 있을 만큼 좋은 해상도여야 한다. EPI가 가장 빠른 펄스열로 다중, 다면 영상이 가능하지만 영상의 질이 떨어지고 자장의 불균질에 쉽게 영향을 받아 영상의 일그러짐이 일어날 수 있다는 단점이 있다. 이 기법의 단점은 첫째, saturation pulse 자체가 전체 영상의 신호강도를 낮추게 되며, 둘째, tags가 심장주기가 진행됨에 따라 점차 사라지고, 셋째, 자료 분석을 위한 software의 개발이 미완성이라 수작업으로 tags를 추적하는 것은 시간 소모적인 작업이라는 점이다.

심근 구조는 심근 수축과 밀접히 연관되어 있다. 심근 세포(myocyte)는 50 μm 이고, 5-10개 (250-500 μm)의 심근 세포가 모여 myocardial sheet를 형성하고, 다른 myocardial sheet와는 cleavage plane으로 분리되어 있으며, 마치 관절의 bursa같은 역할을 한다. 각 myocardial sheet는 서로 미끄러져서 마치 사진기의 조리개처럼 움직이며, 이러한 sheet 조직은 심근 비후와 이완을 용이하게 하며, 심벽 비후의 80%를 차지한다. 각각의 심근 세포는 통상적인 방법으로 해부해보면 endocardium + 90 midwall circumferential, epicardium -90° 로 spiral arrangement를 하고있으며 (25), 이는 diffusion MRI로 확인할 수 있다 (26).

심근 수축 운동은 복잡하여 심첨부보다 심저부에 수축이 더 많이 일어나며 수축기에 심장은 시계반대방향으로 돌게 된다. 이러한 운동은 영상의 단면을 통과하는 운동을 야기하여 정확한 움직임을 아는데 장애가 된다. 심근 sheet 간의 미끄러짐은 strain rate라는 단위로 측정한다. (Strain rate = the rate of material deformation) 최근 Myocardial tagging MRI (SPAMM, SPATIALLY Modulated Magnetization)를 이용하여 strain map을 얻어 정상 심근 수축을 연구하고 있으며, 심근의 spiral arrangement, myocardial sheet의 sliding 등은 심근 내막과 심근 외막 간의 stress와 strain을 균일화하는 매우 효과적인 방법이라 한다 (25).

심근의 국소적 긴장도나 변형을 분석하기 위하여 '유한 요소 접근' 법(finite element approach)을 사용한다. 이 기법은 복잡한 구조를 균일한 성상을 가진 작은 요소들로 나누어 줄으로써 긴장도를 계산할 수 있다는 전제를 기초로 한다. 표지자를 추적 포인트로 사용하여 각 포인트의 변형 전, 변형 후 위치를 비교하며 그 변형의 크기와 방향을 계산한다. 이 값들이 심장 좌표 체계로 옮겨져 방사상(wall thickening), 원주상(circumferential shortening)의 긴장도를 알 수 있다.

이 기법으로 잘 알려지지 않았던 심근 수축의 생리에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 지금까지의 연구 결과를 정리해 보

면 심근의 뒤틀림(torsion)은 시계 반대 방향으로 일어나며 심내막에서 심외막보다, 심첨부에서 심저부보다 더 크게 일어난다. 장축 방향의 수축은 심첨부에서 거의 일어나지 않는 반면 심저부에서 가장 크게 일어난다. 심근내의 수축은 심내막하와 심첨부에서 가장 크게 일어난다 (27). 이 방법을 preload, afterload시의 심근 수축, dobutamin stress MRI와 결합으로써 더욱 객관적인 자료를 얻을 수 있고, 비후성 심근염, 심근 경색후 심근 remodeling 등의 연구에도 tagging기법이 이용되고 있다. 좌심실 비후가 있는 고혈압 환자에서 원주성 수축과(circumferential) 장축 방향 수축은 감소한다. 비후성 심근증 환자에서도 역시 원주성 수축이 정상보다 감소한다 (28). 최근 myocardial tagging method를 이용, 판막 질환에 따른 심근 비후의 병태 생리에 대한 연구도 시도되고 있다. 급성 심근 경색에서 경색이 없는 부위도 원주상 수축이 일어나지 않는 것을 알 수 있고 (29), 약물 치료 후의 심근 운동 개선 효과 측정, 심근 경색 후의 운동 변화, 비후성 심근증에서 비후된 심근내의 비정상적인 심근 세포 배열과 섬유화의 정도에 따라 예상되는 운동 이상을 평가할 수 있다 (30). 심근 표지 기법은 3차원 방법도 개발되어 2차원 방법의 한계인 through plane motion도 추적할 수 있게 되었다.

5. 심근 관류

허혈성 심질환의 심근 관류 평가에 있어서 핵의학 검사와 더불어 MR이 최근 각광받고 있다. PET이나 Thallium201 SPECT에 비교하여 MR은 공간 해상력이 우수하므로 작은 관류 결손이나 심내막하 결손을 조기에 검출할 수 있고, 더욱 정확한 정량적 분석이 가능하며, 핵의학 검사의 단점으로 지적되고 있는 체형이나 유방에 의한 가양성, 전반적 관류 감소나 경도의 관류 감소에 의한 가음성을 감소시킬 수 있다. 심근 수축 기능을 평가하는 검사를 동시에 시행하고 관류 결손부와 정확히 같은 부위의 벽운동을 직접 비교할 수 있는 것도 장점이다. 관동맥 확장 약물인 dipyridamole, adenosine등을 사용하여 관류 예비능(perfusion reserve)도 측정할 수 있으며, VEC에 의하여 측정된 관동맥 혈류 예비능(coronary blood flow reserve) (18)과 관류 예비능의 비교 등 다양한 병태생리적 연구가 시도되고 있다.

관상동맥의 협착이나 폐쇄에 따른 허혈성 심질환에서 심근 경색, 동면 심근, 기절 심근의 세가지 병적인 상태가 나타날 수 있다. 휴식 시에 심근 관류가 최소 0.25-0.3 mL/g/min로 유지되어야 심근이 생존할 수 있는데, 그 이하로 관류가 감소하면 심근은 비가역적 손상을 입게 되며, 비가역적 심근 기능의 소실, 심한 심근 관류 결손, 심근 에너지 대사 감소, 세포막 통합성(integrity)의 소실 등의 생존력 소실 징후를 나타내게 된다. 반면 기절 심근에서는 일시적 허혈 후 혈관 재개통 등에 의한 재관류가 일어난 심근에서 일시적 기능 저하가 일어난 상태이며 수시간에서 수일동안 지속된다. 기절 심근에서 심근 관류와 에너지 대사는 정상이거나 오히려 증가된 상태이다. 동면심근은 만성적 관류 감소로 인하여 가까스로 생존해 있으나 정상적인 기능을 수행하지

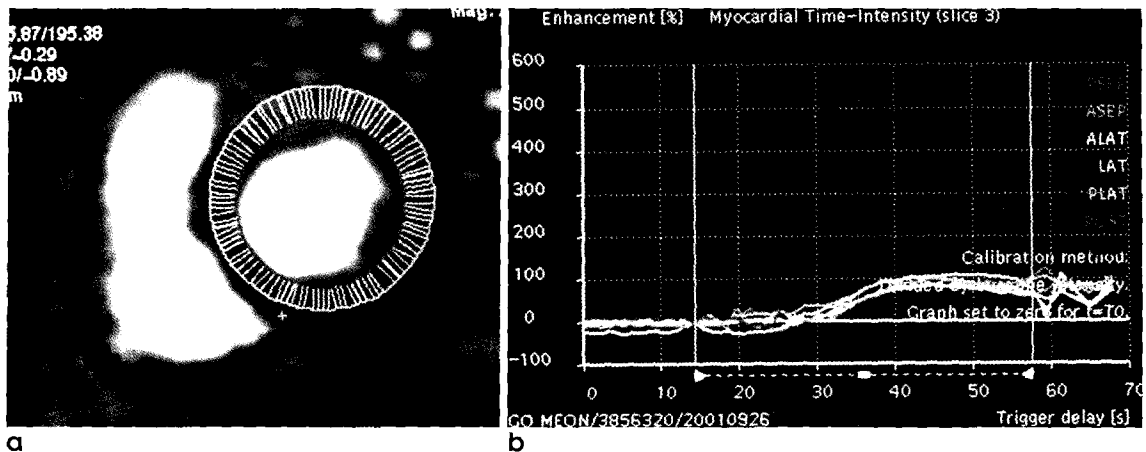


Fig. 7. First-pass perfusion analysis with short axis views. **a.** Epicardial and endocardial borders are drawn and myocardium is divided into segments including anterior, lateral, posterolateral, and posterior wall, and anterior and posterior septum. **b.** The time-signal curves show myocardial enhancement of each segment.

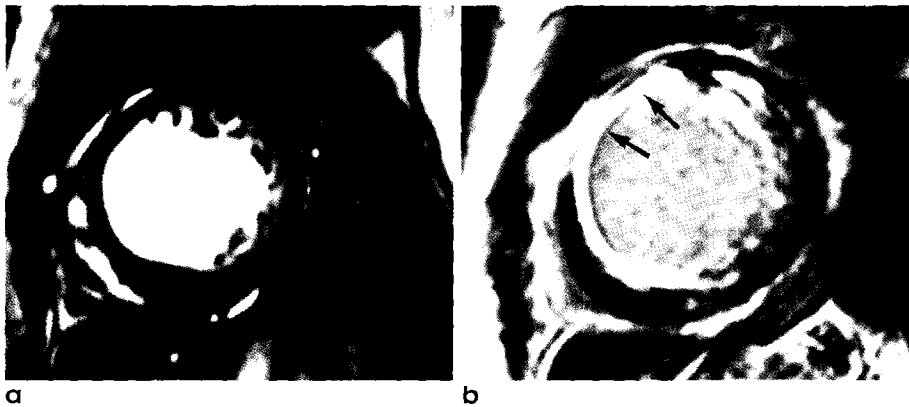


Fig. 8. Viability evaluation using delayed hyperenhancement in a patient with myocardial infarction. **a.** Short axis cine image at end-diastole shows thinning of anterior wall and anterior septum. **b.** Delayed enhancement is seen in those territory corresponding to wall thinning. High resolution of this image enables depiction of transmurular enhancement on anterior wall (black arrows) and subendocardial enhancement on anterior septum (white arrows).

못하는 심근을 말한다. 동면 심근에서 관류가 정상화되면 기능이 완전히 회복될 수 있으므로 생존력을 잃기 전에 관류를 정상화시키는 시술을 해주는 것이 필수적이다. 기절 심근과 동면 심근은 모두 생존력이 있는 심근으로 이를 비가역적 손상을 입은 심근이나 반흔과 구별 짓는 일은 대단히 중요하다. MR에서는 일차통과 관류 검사 (Fig. 7)와 더불어 지연기 조영증강 검사 (Fig. 8)를 시행하여 심근 생존을 평가할 수 있다. Gd-DTPA를 2 mmol/kg로 준 후, 15-20분 지연기 영상을 얻으면 지속적인 과조영증강을 보이는 심근은 생존력이 없는 것으로 판단한다. 지속적 지연기 과조영증강은 Gd-DTPA의 partition coefficient가 혈관과 간질 공간의 총합을 유의하게 초과한 것을 나타내므로 심근 세포가 생존력을 잃은 것으로 판단하는 것이다. 이런 사실들은 동물 실험과 임상 적용을 통해 증명되고 있으나 비가역적 손상을 입지 않은 심근에서도 지연기 조영증강이 보고되고 있어서 100% 특이적이지는 않은 것으로 쟁점이 되고 있다. 이외에도 비가역적 손상을 입은 심근에 특이적인 조영증강을 보이는 조영제인 metalloporphyrins 등의 개발도 심근 생존력 평가에 새로

운 지평을 열어주는 계기가 되었다.

참 고 문 헌

1. Martin ET. Imaging cardiac structure and pump function. In: Reichek N. ed. Cardiology Clinics: Cardiac Magnetic Resonance Imaging. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1998;16:135-160
2. Kramer CM. Imaging of function. In: Pohost GM. Ed. Imaging in cardiovascular disease. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 2000:417-440
3. Mostbeck GH, Caputo GR, Higgins CB. MR measurement of blood flow in the cardiovascular system. AJR 1992;159:453-461
4. Rebergen SA, van der Wall EE, Doornbos J, de Roos A. Magnetic resonance measurement of velocity and flow: technique, validation, and cardiovascular applications. Am Heart J 1993;126:1439-1456
5. Greenberg SB. Ventricular function. In: Boxt LM. Ed. The radiologic clinics of north america: cardiac radiology 1999;37:

- 341-359
6. Rehr RB, Malloy CR, Filipchuk NG, Peshock RM. Left ventricular volumes measured by MR imaging. *Radiology* 1985;156: 717-719
 7. Markiewicz W, Sechtem U, Kirby R, Derugin N, Caputo GC, Higgins CB. Measurement of ventricular volumes in the dog by nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1987;10:170-177
 8. Edelman RR, Thompson R, Kantor H, Brady TJ, Leavitt M, Dinsmore R. Cardiac function: Evaluation with fast-echo MR imaging. *Radiology* 1987;162:611-615
 9. Longmore DB, Underwood SR, Hounsfield GN, et al. Dimensional accuracy of magnetic resonance in studies of the heart. *Lancet* 1985;1:1360-1362
 10. Dilworth LR, Aisen AM, Mancini GB, Lande I, Buda AJ. Determination of left ventricular volumes and ejection fraction by nuclear magnetic resonance imaging. *Am Heart J* 1987;113:24-32
 11. Cranney GB, Lotan CS, Dean L, Baxley W, Bouchard A, Pohost GM. Left ventricular volume measurement using cardiac axis nuclear magnetic resonance imaging: Validation by calibrated ventricular angiography. *Circulation* 1990;82:154-163
 12. Lawson M, Blackwell GG, Davis ND, Roney M, Dell' Italia LJ, Pohost GM. Accuracy of biplane long-axis left ventricular volume determined by cine magnetic resonance imaging in patients with regional and global dysfunction. 1996;77:1098-1104
 13. Van Rossum AC, Visser FC, Sprenger M, Van Eenige MJ, Valk J, Roos JP. Evaluation of magnetic resonance imaging for determination of left ventricular ejection fraction and comparison with angiography. *Am J Cardiol* 1988;62:628-633
 14. Boxt LM, Katz J, Kolb T, Czegledy FP, Barst RJ. Direct quantitation of right and left ventricular volumes with nuclear magnetic resonance imaging in patients with primary pulmonary hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:1508-1515
 15. Pattymana PMT, Lamb HJ, van der Velde EA, Van der Geest RJ, Van der Wall EE, De Roos A. Reproducibility of MRI-derived measurements of right ventricular volumes and myocardial mass. *Magn Reson Imaging* 1995;13:53-63
 16. Sechtem U, Baer FM, Baer FM, Voth E, Theissen VP, Schneider CA. Stress functional MRI: detection of ischaemic heart disease and myocardial viability. *J Magn Reson Imaging* 1999;10:667-675
 17. Kondo C, Caputo GR, Semelka R, Foster E, Shimakawa A, Higgins CB. Right and left ventricular stroke volume measurements with velocity-encoded cine MR imaging: in vitro and in vivo validation. *AJR* 1991;157:9-16
 18. Sakuma H, Kawada N, Takeda K, Higgins CB. MR measurement of coronary blood flow. *JMRI* 1999;10:728-733
 19. Kilner PJ, Manzara CC, Mohiaddin RH, et al. Magnetic resonance jet velocity mapping in mitral and aortic valve stenosis. *Circulation* 1993;87:1239-1248
 20. Deutsch HJ, Bachmann R, Sechtem U, et al. Regurgitant flow in cardiac valve prostheses: diagnostic value of gradient echo nuclear magnetic resonance imaging in reference to transesophageal two-dimensional color Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:1500-1507
 21. Fogel MA. Assessment of cardiac function by magnetic resonance imaging. *Ped Cardiol* 2000;21:59-69
 22. Zerhouni EA. Myocardial tagging by magnetic resonance imaging. *Coron Artery Dis* 1993;4:334-339
 23. Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, Yang A, Shapiro EP. Human heart: tagging with MR imaging—a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology* 1988;169:59-63
 24. Reichek N. MRI myocardial tagging. *JMRI* 1999;10: 609-616
 25. Arts T, Hunter WC, Douglas AS, Muijtjens AM, Corsel JW, Reneman RS. Macroscopic three-dimensional motion patterns of the left ventricle. *Adv Exp Med Biol* 1993;346:383-392
 26. Tseng WT, Reese TG, Weisskoff RM, Brady TJ, Wedeen VJ. Myocardial fiber shortening in humans: Initial results of MR imaging. *Radiology* 2000;216:128-139
 27. Young AA, Imai H, Chang CN, Axel L. Two-dimensional left ventricular deformation during systole using magnetic resonance imaging with spatial modulation of magnetization. *Circulation* 1994;89:740-752
 28. Young AA, Kramer CM, Ferrari VA, Axel L, Reichek N. Three-dimensional left ventricular deformation in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 1994;90:854-867
 29. Kramer CM, Lima JAC, Reichek N, et al. Regional differences in function within noninfarcted myocardium during left ventricular remodeling. *Circulation* 1993;88:1279-1288
 30. Kramer CM, Reichek N, Ferrari VA, Theobald T, Dawson J, Axel L. Regional heterogeneity of function in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 1994;90:186-194