

◆ 원 저 ◆

## 관류자기공명영상의 이해

구은희

청주대학교 방사선학과

### Understanding of Perfusion MR Imaging

Eun-hoe Goo

Department of Radiological Science, Cheongju University

#### Abstract

Perfusion MR imaging is how to use exogenous and endogenous contrast agent. Exogenous perfusion MRI methods which are dynamic susceptibility contrast using T2\* effect and dynamic contrast-enhanced using T1 weighted image after injection contrast media. An endogenous perfusion MRI method which is arterial spin labeling using arterial blood flow in body. In order to exam perfusion MRI in human, technical access are very important according to disease conditions. For instance, dynamic susceptibility contrast is used in patients with acute stroke because of short exam time, while dynamic susceptibility contrast or dynamic contrast enhancement provides the various perfusion information for patients with tumor, vascular stenosis. Arterial spin labeling is useful for children, women who are expected to be pregnant. In this regard, perfusion MR imaging is required to understanding, and the author would like to share information with clinical users

**Key words:** Perfusion MR imaging, dynamic susceptibility contrast, dynamic contrast enhancement, arterial spin labeling

---

Received: April 17, 2013, 1st Revised: April 22, 2013, / 2nd Revised: April 30, 2013./ Accepted for Publication: May 8, 2013.

Corresponding Author: 구은희

(360-764) 충북 청주시 상당구 대성로 298 청주대학교 의료보건대학 방사선과

Tel: ) 043) 229- 7994 CP: 010-8750-5092

E-mail: eunhoegoo@gmail.com

## I. 서론

### 1) 관류 자기공명영상

자기공명영상의 비약적인 발전과 더불어 fast 기법의 출현으로 뇌조직(brain tissue)의 dynamic information 상태를 알 수 있는 영상이 가능하게 되었다.<sup>1-2</sup> perfusion image는 조영제를 사용하는 1차 통과 기법<sup>3</sup>과 조영제를 사용하지 않고 magnetization transfer나 inversion pulse를 이용하는 arterial spin labeling 기법<sup>4</sup>이 있다. 1차 통과 기법은 조영제에 의한 뇌조직의 T2\* 이완시간 단축을 그 원리로 하고 있다. 일반적으로 가돌리늄은 조직의 이완 시간을 단축시켜 T1 weighted image에서는 신호를 증가 시키고 T2 weighted image에서는 신호를 손실 시킨다. 그러나 뇌조직에는 blood brain barrier(BBB)가 있어 병변에 의한 혈액 뇌장벽 파괴가 없는 한 조영제가 혈관 내에서 뇌조직으로 빠져나갈 수 없다. 따라서 조영제가 조직의 양자와 가깝게 접근할 수 없게 되어 T1 relaxation time 단축에 의한 조직의 T1 신호증가는 관찰하기 어렵다. 반면 혈관내 높은 농도의 조영제에 의해 혈관과 주위 조직 사이에서 발생한 국소 자장의 비균질성은 proton의 T2 이완을 촉진시켜 혈관내 혈액 뿐만 아니라 주위 조직의 신호도 감소시킨다. 따라서 혈관내의 조영제 농도가 높을수록 국소 자장의 비균질성은 커져 조직의 T2 신호는 더욱 감소하게 되며 이러한 신호감소는 혈류량에 비례하게 된다. 1차 통과 기법을 이용한 perfusion MR 영상에서 T2\* relaxation time의 단축에 의한 신호감소를 분석하여 hemo-dynamic data를 얻을 수 있다.

### 2) 관류 자기공명영상의 임상적 적용

관류자기공명영상은 뇌허혈증 및 뇌종양에 주로 이용되고 있으며 특히 뇌혈관 폐색에 의한 뇌경색의 진단에 가장 유용하게 이용되고 있다. perfusion MRI는 일반적인 MRI 영상에서 뇌경색을 진단하기 힘든 초기 단계에 유용하게 이용될 수 있다. 최근 관류 MRI와 확산 MRI를 동시에 시행한 연구에 의하면 허혈성 경계부위(ischemic penumbra)는 관류 MRI에서는 관류 결손으로 나타나고 확산 MRI에서는 정상으로 보인다고 기술하고 있으나 실제 임상 증례에서는 그 반대인 경우도 있어 뇌허혈증에서 확산과 관류사이의 연관 관계를 아직 확실히 정립하지 못하고 있는 실정이다. 앞으로 이

두 가지 영상기법을 이용한 많은 연구가 진행된다면 가역적인 허혈증과 비가역적인 허혈증의 구분 등 뇌허혈증의 병태생리를 밝히는 데에 많은 역할을 할 수 있을 것이다. 뇌종양에서는 주로 tumor의 vascularity를 평가하기 위하여 시행된다. brain glioma의 경우 악성 교종에서는 과혈관 상태가 되어 혈류량이 증가하여 관류 MRI가 양성 교종과의 감별진단에 도움을 줄 수 있다. 치료방사선을 이용하여 치료를 받은 악성 종양에서 재발된 종양과 괴사의 감별이 어려운 경우가 많으며, 이때 재발된 종양은 과혈관 상태를 보이므로 진단에 도움을 줄 수 있다.

## II. 본론

### 1) 1차 통과 기법(First-pass technique)

임상적으로 많이 이용되는 자성 조영물질인 Gd-DTPA를 정맥 주입할 경우 혈관 밖으로 빠져나가거나 조직으로 확산되지 않은 채 혈류에 남아있게 된다. 이들은 혈액에 함유된 물분자내 양성자들의 T2\*값을 변화시키면서 뇌조직 내의 혈관부위에 국소 자기장의 변화를 주어서 일시적 신호강도의 변화를 일으키게 된다.<sup>5</sup> 이 같은 현상 때문에 Gd-DTPA에 의한 역동적 변화를 측정한다면 그것이 곧 혈액 관류를 반영한다고 할 수 있겠다(Fig. 1).

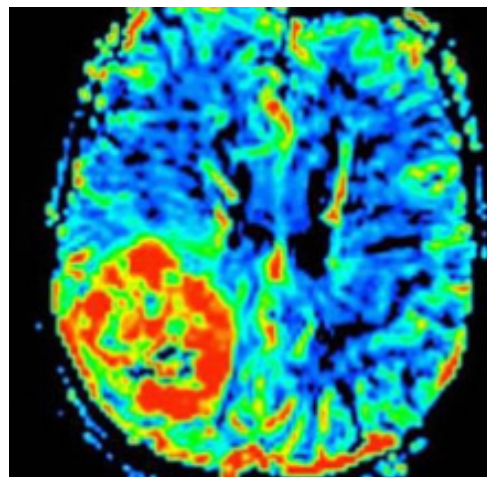


Fig. 1. Perfusion using first-pass technique.

자성 조영제가 모세혈관에 분포될 경우 주변 조직과의 자화율 차이에 의해 혈관 벽을 가운데 두고 국소적

인 자기장 경사를 만들게 된다. 이 경사는 조직과 혈관에 분포한 스핀들의 위상일치(Phase coherence)를 붕괴시켜 신호강도가 급격하게 떨어지게 만들며 이러한 변화에 민감한 펄스열, 예를 들면 EPI 펄스열을 사용하면 신호강도의 변화를 잘 감지해낼 수 있게 된다. 그리고 신호 강도의 감소 정도는 그 부위에 존재하는 자성 조영제의 농도에 비례한다는 것이 일반적인 이론이다. 조영제가 대뇌 국소부위에 들어간 뒤 1차 통과되어 일어나는 신호강도의 변화를 측정하여 시간 - 신호강도 곡선을 얻는다. 시간에 따른 영상 신호강도의 변화와 일정시간  $t$ 에서 신호강도는 초기신호강도와 echo time 및 그 부위에서의  $T2^*$  값으로 이루어진 자연로그 함수로 표현되며 식 1과 같다.

$$S(t) = S(0)e^{-TE/T2^*} \quad (\text{식 1})$$

$S(t)$  = time( $t$ )에서의 signal intensity,

$S(0)$  = time( $0$ )에서의 signal intensity,

$TE$  = echo time.

(식1)을 수식 변환하여 이완도(relativity,  $\Delta R2^*$ )를 구하면 (식2)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Delta R2^* = \frac{1}{T2^*} = - \in \left( \frac{S(t)}{S(0)} \right) / TE,$$

$$rCBF = \int \Delta R2^* dt. \quad (\text{식 2})$$

이와 같이 변환된 시간-이완도 곡선(Fig. 2)에서  $R2^*$ 의 변화량을 적분하면 상대적 혈류량이 나오게 된다(식2).

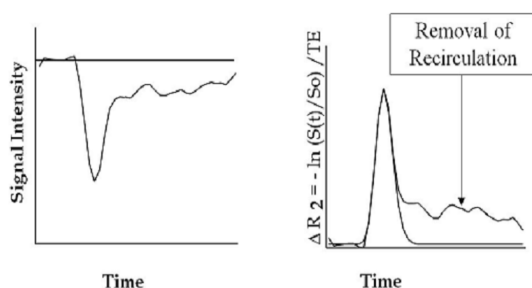


Fig. 2. Transformation of time-signal intensity curve into  $\Delta R2$  curve on perfusion MR Imaging.

이와 같은 작업을 통해 얻은 관류영상에서 고신호 강도는 높은 관류량을 나타내며 저신호 강도는 낮은 관류량을 나타내게 된다. 상대적 또는 국소 뇌혈류량(rCBV)에서 절대적 뇌혈류량(CBV)을 구하기 위해서는 동맥혈류에서의 조영제의 농도인 AIF(arterial input function)을 알아야 하며 이는 MR image상 동맥에서의 시간-이완도 곡선을 분석해서 얻어질 수 있다(식 3).<sup>6</sup> 하지만 절대 뇌혈류량을 구하는 것은 상당히 어렵고, 상대적인 값만으로도 대부분의 임상 적용상 충분한 정보를 줄 수 있어 뇌실질 전체에서 AIF가 동일한 값을 갖는다고 가정하고 rCBV의 상대적인 값을 얻는 것이 보통이다. 이렇게 얻어진 rCBV값을 각 화소마다 대응시켜 지도를 구성해 image를 만든 것을 rCBV 지도라고 하며, 이를 통하여 뇌의 전체적인 뇌혈류량 분포를 알 수 있다. 또한 최대 조영증강시간(Time to peak enhancement, TTP)은 스캔을 시작한 후부터 조영제가 최고 농도까지 도달하는 시간을 의미한다.

$$CBV = \frac{kH}{p} * \frac{\int Cm(t)dt}{\int AIF(t)dt} \quad (\text{식 3})$$

## 2) 동맥스핀라벨링(arterial spin labeling)

Arterial Spin Labeling이란 endogenous arterial water를 diffusible tracer로 이용하여 경부에서 electromagnetic labeling을 시키기 전과 후의 영상을 동시에 얻어 subtraction을 통해 regional cerebral blood flow의 절대량을 계산하는 방법이다.<sup>7</sup> 혈액과 조직 사이에 지속적인 물의 교환이 일어나기 때문에 proximal part에서 spin labeling을 시킬 경우 distal part 또는 측정하고자 하는 slice에서의 조직 내 total magnetization에 변화를 가져오게 된다. EPISTAR, FAIR등의 방식이 초창기에는 쓰였으나 요즘은 continuous arterial spin labeling(CASL)이 주로 쓰인다.<sup>8-9</sup> Acute 또는 chronic cerebrovascular disease에 임상적으로 유용하며 실제 perfusion 상태와 같은 영상을 얻을 수 있는 것으로 알려져 있다(Fig. 3).

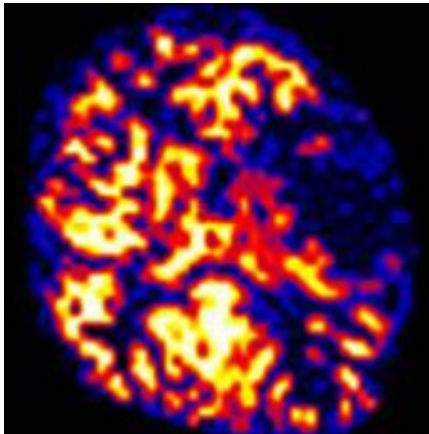


Fig. 3. Imaging using arterial spin labeling.

이외에도 Alzheimer disease에서 SPRCT와 동일한 소견을 보일 수 있으며 TLE 환자에서 lateralization 하는데 이용되기도 한다. 특히 고자장 MRI가 도입되면서 높은 SNR을 제공하여 최근 응용이 기대되나 반대로 SAR가 높아지는 문제가 있어서 아직 더 많은 시험이 필요하다.

### 3) 관류영상의 질환에 따른 임상소견

#### (1)Stroke

혈관이 폐색이 일어나고 관류가 감소되면 즉시 perfusion MRI에서 이상 소견이 나타난다고 알려져 있다. CBV의 감소, MTT의 증가가 급성 경색에서의 PWI 소견이며 rCBV와 TPP는 collateral의 분포에 따라 증가될 수도 있고, 감소될 수도 있다. 일반적으로 DWI보다 PWI에서 defect가 크게 나타나며, DWI에서는 정상이나, PWI에서 perfusion defect로 보이는 부위는 tissue at risk 또는 ischemic penumbra 라고 칭한다. 이러한 penumbra의 존재 유무는 재관류 요법의 이론적 배경이 되고 있다. PWI의 각 parameter중에서는 rCBV나 CBF보다 MTT 또는 TTP가 좀 더 광범위한 이상을 나타내고 sensitive한 것으로 알려져 있지만 최종 경색부와 가장 잘 일치되는 것은 quantitative CBV이고 이를 얻기 어려운 경우는 rCBV를 사용하여 경색부위를 평가하는 것이 타당한 것으로 알려져 있다(Fig. 4).

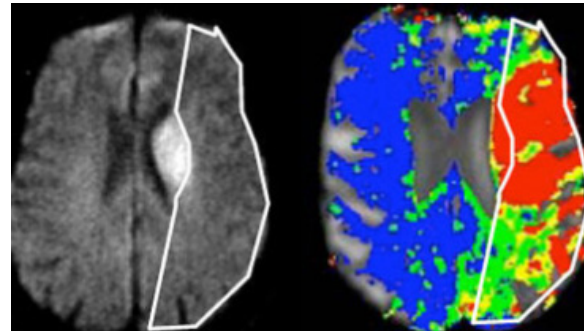


Fig. 4. Stroke diffusion(left) and perfusion(right).

#### (2)Brain tumors

뇌종양 내에서의 rCBV 증가 정도와 뇌종양의 악성도가 관련이 있다는 보도가 1990년대 초반부터 있었고 신생 혈관 분포와도 연관이 있다고 알려져 있다. 실제로 병리 조직과의 비교를 통해 glioma의 악성도와 rCBV 증가와의 연관성을 증명하기도 하였다(Fig. 5). 그러나 실제적으로 임상에서 그리 잘 일치하지 않는 것으로 생각되며 앞으로 좀 더 많은 연구가 필요하겠다. 또한 수술 또는 방사선 치료 후 남아있는 종양이나 재발한 종양을 감지하는데 혈액량 영상이 좋은 지표가 된다는 연구 보고도 나오고 있으나, 이 역시 실제로는 꼭 들어맞는 것은 아닌 것으로 생각된다.

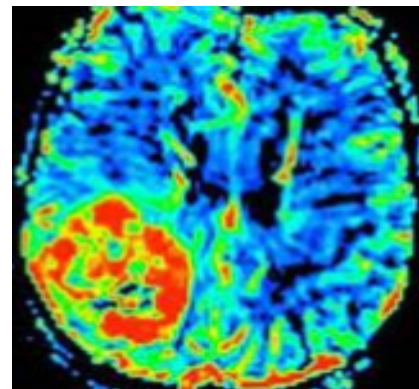


Fig. 5. Brain tumor perfusion.

#### (3) Epilepsy

간질 환자의 평가에 이용되는 SPECT, PET과 같은 목적으로 PWI를 이용하는 경우도 있는데 현실적으로 MR imaging이 불가능하기 때문에 임상적으로 널리 이용되지는 않고 있다.

### Ⅲ. 관류 영상의 전망

관류 MRI은 확산 MRI와는 달리 일반적인 진단용 MR 장치에서도 시행될 수 있으나 촬영한 MRI로부터 신호강도를 측정하고 이로부터 정량적인 데이터를 계산할 수 있는 영상처리 소프트웨어의 부족으로 국내에서는 아직 널리 활용되지 못하고 있는 실정이다. 이러한 문제점은 컴퓨터 기술의 급속한 발전과 함께 가까운 시기에 해결될 것으로 전망된다.

### Ⅳ. 결론

실제 임상에서는 perfusion MRI을 시행하여 환자에게 최적의 정보를 제공할 수 있는 적절한 protocol을 이해하는데 아주 중요하다. 대학병원을 포함하여 3차 의료기관에서 perfusion MR 영상을 얻는 방법은 일반적으로 두 가지로 분류할 수 있다. 첫째, 1차 통과 기법인 first-pass기법은 뇌졸중 영상이나 brain tumor 환자에게 적용되어 병의 중증도에 대한 이해의 폭을 넓히는데 기여하고 있다. 둘째, 조영제를 사용하지 않고 검사를 하는 arterial spin labeling 기법은 퇴행성뇌질환 환자에게 적용되고 있고, 또한 임상연구로서 많은 실험을 하고 있다. 그러나 이 기법은 영상의 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비가 다소 떨어져 임상적용이 많이 이루어지지 않고 있다. 향후에는 소아환자나, 산모에게 적용되어 유용한 정보를 제공할 것이라고 생각한다. 이에 본 저자는 이 보고를 통하여 임상 사용자에게 환자질환에 맞게 적절한 기법을 사용하여 최적의 정보를 제공할 것이라고 기대한다.

### 참고문헌

1. Barbier EL, Lamalle L, Decorps M. Methodology of brain perfusion imaging. *J Magn Reson Imaging* 2001;13:496-520
2. Brown GG, Clark C, Liu TT. Measurement of cerebral perfusion with arterial spin labeling: Part 2. Applications. *J IntNeuropsychol Soc* 2007;13:526-538
3. Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ. Perfusion imaging with NMR contrast agents. *Magn Reson Med* 1990;14:249-265.
4. Detre JA, Leigh JS, Williams DS, Koretsky AP. Perfusion imaging. *Magn Reson Med* 1992;23:37-45.
5. van Osch MJ, Vonken EJ, Viergever MA, van der Grond J, Bakker CJ. Measuring the arterial input function with gradient echo sequences. *Magn Reson Med* 2003;49:1067-1076.
6. Calamante F, Morup M, Hansen LK. Defining a local arterial input function for perfusion MRI using independent component analysis. *Magn Reson Med* 2004;52:789-797.
7. Detre JA, Leigh JS, Williams DS, Koretsky AP. Perfusion imaging. *Magn Reson Med* 1992;23:37-45.
8. Alsop DC, Detre JA. Reduced transit-time sensitivity in noninvasive magnetic resonance imaging of human cerebral blood flow. *J Cereb Blood Flow Metab* 1996;16:1236-1249.
9. Alsop DC, Detre JA. Multisection cerebral blood flow MR imaging with continuous arterial spin labeling. *Radiology* 1998;208:410-416.