

조영증강 경사에코 Echo Planar Imaging을 이용한 대뇌 혈액량 및 상대적 관류도 영상¹

이승구 · 김동익 · 정은기 · 허용민 · 황금주 · 전 평 · 윤평호 · 김현숙

목 적 : 자기 공명 영상을 이용한 대뇌 상대적 혈액량 영상의 방법론을 유추하고 관류도를 반영할 수 있는 인자들을 알아보고자 하였다.

대상 및 방법 : 정상 자원자 8명과 대뇌 허혈 질환이 의심되는 1명의 환자에게 2배 용량의 조영제를 일시 주입 후 경사에코 echo planar imaging(EPI) (TR/TE : 1500/40 msec, 속임각 : 90°, 256×128 화소)를 이용하여 100개의 연속 영상을 얻었다. 자체 제작된 후영상 처리 프로그램을 이용, 각 화소별 시간-이완율 곡선을 구하고 상대적 혈액량을 계산한 뒤 영상으로 구현하였고 정상인의 평균 회백질, 백질 비율을 구하였다. 시간-이완율 곡선에서 최대 기울기 및 이에 이르는 시간을 구하여 영상으로 표현하고 그 소견을 알아보았다.

결 과 : 혈액량 영상은 대뇌 회백질, 백질 및 혈관 부위에 상대적 혈액량의 차이를 뚜렷이 보여주었다. 회백질, 백질 혈액량 비율은 2.74 ± 0.43 을 보였다. 1명의 뇌경색 환자에서 최대 기울기 영상이 혈액량 영상보다 관류 결손을 더욱 뚜렷이 보여주었다.

결 론 : 조영증강 경사에코 EPI를 이용한 대뇌 혈액량 및 기울기 영상은 대뇌의 혈역학적 변화를 잘 반영시켜주는 것으로 사료되며 향후 중양 및 허혈성 질환에 폭 넓게 응용될 것으로 기대된다.

자기 공명 영상은 기존의 진단 수기보다 월등한 해상도와 병변 대조도 그리고 탁월한 연조직 영상 구현으로 질병의 진단과 치료에 있어서 중요한 역할을 하고 있다. 현재 자기 공명 영상을 이용한 질병의 진단은 해부학적 구조의 이상을 가려내는 데 국한되어 왔으나 최근 확산 강조 영상, 관류 영상 등 기능적 영상을 구현해내는 기법이 소개 되어 임상 분야에 응용, 진단과 치료에 많은 도움을 주고 있다. 대뇌 국소 부위의 혈액량에 대한 분석은 외국의 문헌을 통해 많이 보고 되고 있으나(1-8), 국내에서는 신호강도를 측정하고 정량적인 데이터를 계산할 수 있는 후영상 처리 프로그램의 개발이 어려워 널리 활용되고 있지 않은 실정이다. 관류 영상 기법 중에 상자성 조영제가 대뇌를 1차 통과하면서 일으키는 국소적 T2* 이완 시간의 단축을 감지하여 수식 변환을 통해 상대적 혈액량을 계산하는 방법이 널리 쓰이고 있고 보다 정확한 측정을 위해서는 Echo planar imaging(EPI) 기법이 사용되고 있다. 이에 저자들은 조영증강 경사에코 EPI를 이용하여 상대적 대뇌 혈액량과 관류도를 측정하고 1차 통과 효과를 대변할 수 있는 인자를 간단하게 알 수 있는 방법론을 유추함과 아울러 정상인에서의 혈액량 분석을 시도해 보고자 한다.

대상 및 방법

대상 환자 및 자기 공명 영상 시행

26세에서 61세에 이르는 성인 남자 5명, 여자 3명 등 총 8명(평균 연령 44.4세)의 정상 성인 자원자와 1명의 좌측 반신 마비 증세를 보인 63세 남자 환자가 추가로 대상에 포함되었다.

자기 공명 영상 기기는 1.5T 초전도형(Signa, General Electric, Milwaukee, WI, USA)을 이용하였다. 전 대상자에게 관류 영상을 시행하기에 앞서 고식적 T2 강조 영상을 시행하였다. 이를 통하여 얻은 단면을 토대로 내경 동맥이 중뇌 동맥과 전뇌 동맥으로 분지된 뒤 중뇌 동맥이 가장 굵게 보이는 부위를 선택한 다음, 이를 포함하는 연속된 4개 단면의 EPI 영상을 얻었다. 경색이 의심되었던 1명의 환자는 T2 강조 영상에서 고신호 강도가 보이는 부위가 가장 크게 보이는 부위를 포함시키도록 하였다. 고속 영상 기법으로는 다른 펄스열보다 좋은 측면 해상력과 정확한 시간-농도 곡선을 구현할 수 있고 다단면 영상이 가능하며 고속으로 촬영하면서 신호대 잡음비를 높게 유지시켜줄 수 있는 EPI 펄스열을 이용하였다. 그리고 gadolinium의 축적에 의한 T2* 효과의 변화를 보기 위하여 경사에코 EPI 펄스열을 사용하였다.

EPI영상을 얻기 위한 영상 변수로는 TR/TE : 1500/40

¹ 연세대학교 의과대학 진단방사선학과 교실
이 논문은 1998년 1월 5일 접수하여 1998년 6월 10일에 채택되었음.

msec, 숙임각 : 90°, 화소 크기는 256×128, 시야는 20×40 cm, 절편 두께 5mm를 이용하였다. 각각 대상자 모두에게 우측 전완부에 18 gauge 바늘을 이용하여 혈관을 확보한 뒤 체중 1kg 당 0.2mM의 gadopentetate dimeglumine(Magnevist, Schering, Germany ; 이하 Gd-DTPA)을 일시에 주입함과 동시에 1.5초 간격으로 한 단면 당 100개의 영상을 얻었다.

후영상 처리 과정

이론적 배경

임상적으로 많이 이용되는 자성 조영 물질인 Gd-DTPA는 정맥 주입할 경우 혈관 밖으로 빠져나아가거나 조직으로 확산되지 않은 채 혈류에 남아있으면서 혈액 내 물 분자에 함유된 양성자들의 T2* 값을 감소시켜 뇌 조직 내 혈관 부위의 국소 자기장의 변화를 주어서 일시적인 신호강도의 변화를 일으키게 된다. 이와 같은 정상 때문에 Gd-DTPA에 의한 역동적 변화를 측정한다면 그것이 곧 혈액 관류를 반영한다고 할 수 있겠다.

자성 조영제가 모세 혈관에 분포될 경우 주변 조직과의 자화율 차이에 의해 혈관 벽을 가운데 두고 국소적인 자기장 경사를 만들게 된다. 이 경사는 조직과 혈관에 분포한 스핀들의 위상 일치(phase coherence)를 붕괴시켜 신호 강도가 급격하게 떨어지게 만들며 이러한 변화에 민감한 펄스열, 예를 들면 경사에코 펄스열을 사용하면 신호 강도의 변화를 잘 감지해낼 수 있게 된다. 그리고 신호 강도의 감소 정도는 그 부위에 존재하는 자성 조영제의 농도에 비례한다는 것은 다른 연구 보고를 통해 잘 알려져 있다(1, 6-8).

조영제가 대뇌 국소 부위에 들어간 뒤 1차 통과되어 일어나는 신호 강도의 변화를 측정, 시간-신호강도 곡선을 얻는다. 시간에 따른 영상 신호 강도의 변화, 일정 시간 t에서의 신호 강도는 초기 신호 강도와 에코 시간 및 그 부위에서의 T2* 값으로 이루어진 자연 로그 함수로 표현되며 다음과 같다.

$$S(t)=S(0)e^{-TE/T2^*}$$

(S : 시간 t 또는 0에서의 신호 강도, TE : echo time)

이를 수식 변환을 하여 이완율 ($\Delta R2^*$)를 구하면

$$\Delta R2^* = \frac{1}{T2^*} = -\ln\left(\frac{S(t)}{S(0)}\right) \quad \dots \text{등식 (1)}$$

와 같은 시간-이완율 곡선으로 변환할 수 있게 되며, 이를 적분하면 상대적 혈액량이 나오게 된다. 이와 같은 작업을 통해 얻은 관류영상에서 고신호 강도는 높은 상대적 혈액량을 나타내며 저신호 강도는 낮은 상대적 혈액량을 나타내게 된다.

시간-이완율 곡선에서 1차 통과 시 각 시점 별로 미분값, 즉 기울기를 구해 최대치를 알아보았다(9). 일정 시간 t에서 대뇌 국소 조직의 Gd-DTPA 농도($C_{tis}(t)$)는 동맥 유입 함수(arterial input function : $C_a(t)$)와 잉여 함수(residual function $R(t-\tau)$ 의 적분으로 표현되고 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$C_{tis}(t) = F_{tis} \int_0^t C_a R(t-\tau) d\tau \quad \dots \text{등식 (2)}$$

여기서 F_{tis} 는 혈류량(flow rate)을 의미한다. 만약 Gd-DTPA가 혈관 내에만 국한되어 존재한다면 다음 등식 (3)의 계산을 통해 각 화소별로 농도 곡선을 얻을 수 있다.

$$C_{tis}(t) = \sim R_z^*(t) = -\frac{1}{TE} \ln\left[\frac{S_{tis}(t)}{S_{tis}(0)}\right] \quad \dots \text{등식 (3)}$$

일반적으로 $R(t-\tau)$ 는 시간에 따른 붕괴 함수(decay function)이므로 다음 등식

$$\lim_{(t \rightarrow 0)} R(t-\tau) \Rightarrow 0 \quad \dots \text{등식 (4)}$$

(4)으로 표현된다. 관류 영상을 시행하는 시간 중 초기 짧은 시간에 변화하는 Gd-DTPA의 농도는 유입되는 혈류량(input flow rate)에 의해 결정된다고 볼 수 있다. 따라서 국소 혈류량은 다음 등식(5), (6)의 관계를 통해서 계산해

$$\frac{d}{dt} C_{tis}(t) = \frac{d}{dt} \left\{ F_{tis} \int_0^t C_a(\tau) R(t-\tau) d\tau \right\} \quad \dots \text{등식 (5)}$$

$$\frac{d}{dt} C_{tis}(t) = F_{tis} \frac{d}{dt} \int_0^t C_a(\tau) R(t-\tau) d\tau = \sim F_{tis} \quad \dots \text{등식 (6)}$$

낼 수 있다. 그러므로 시간-농도 곡선에서 각 시점 별로 나타나는 최대 기울기가 혈류량을 대변해줄 수 있다고 유추해낼 수 있다. 다만 실제 영상 자료에서는 1차 통과 시기에 대한 시간이 정확히 $t \rightarrow 0$ 이 아닌 거시적 시간이므로 약산을 적용하여 얻어진 결과를 정성적인 혈류 영상이라고 해석할 수 있으리라 판단되며 이를 상대적 관류도(relative perfusion rate)라고 정하였다(Fig. 1).

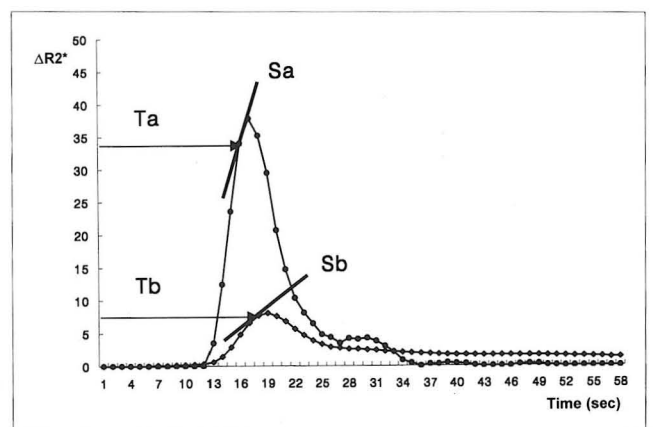


Fig. 1. The concept of relative perfusion rate.

The time-relaxation rate curves of two different tissue *a* and *b*. Tissue *a* shows faster first pass effect, and larger blood volume comparing with tissue *b*. Maximal slope of relaxation rate curve of tissue *a* is stiffer than tissue *b*. The time to reach maximal slope has reciprocal relationship, e.g. $Ta < Tb$. The higher slope value, the higher flow rate while the shorter time to maximal slope, the faster first pass effect.

최대 기울기에 이르기까지의 시간은 1차 통과 효과가 얼마나 빨리 일어나는지와 관계된다. 즉 최대 관류도에 이르는 시간이 빠르면 빠를수록 1차 통과 효과는 더욱 가파른 곡선을 그리며 빠른 시간 내에 나타나게 된다 (Fig. 1). 따라서 최대 기울기에 이르기까지의 시간을 영상화 시키면 대뇌 어느 부위에 혈류가 더욱 빠른 속도로 전달되는지, 혹은 다른 부위에 비해 지연되게 전달되는지 쉽게 알 수 있게 되며 특정 부위에서의 평균 통과 시간 (mean transit time)을 반영하는 인자로 활용할 수 있다.

후영상 처리 프로그램 제작

앞서 기술한 과정을 통해 얻은 단면 당 100개의 영상을 네트 워크를 통하여 워크 스테이션으로 전송하였고 영상 처리 전문 소프트웨어인 IDL(Interactive Data Language, Research Systems Inc., CO, USA)을 사용하여 자체 제작된 후영상 처리 프로그램을 이용하였다. 프로그램 작성은 각 화소마다 시간-신호강도, 시간-이완율(농도) 곡선을 얻고 최대 기울기를 계산해 다시 이 수치들을 영상 신호로 하는 혈액량 및 관류도 영상을 얻도록 제작했다.

사용자가 설정한 역치 이상이 되는 화소들에 대해서만 원하는 계산을 하도록 하였고 영상 위에서 중뇌 동맥의 4화소에 대한 동적 신호를 측정하여서 이를 참조 신호로 하였다. 잡음이 발생할 경우 경사도를 계산하는데 오류가 발생할 소지가 있으므로 각각의 화소에 대한 신호($\Delta R2^*$) 곡선에서 leefilter 알고리즘을 smoothing하고 미분 곡선을 만들었다. Leefilter 알고리즘이란 역동적 영상을 통해 얻은 시간-영상 신호 곡선이 규칙적인 곡선으로 표시되지 않고 잡음에 의해 불규칙한 양상을 보이게 되는데 이를 그대로 계산을 하게 되면 오류가 발생할 수 있다. 따라서 톱니 모양의 영상 신호 변화 곡선을 계산을 통해 부드러운 영상 신호 곡선으로 전환시키는데 이 과정은 오류가 발생하지 않을 정도의 범위에서 최소한으로 처리되도록 하는 것이 바람직하다. 시간에 따른 각 화소에서 최대 미분치를 구하여 이 숫자를 신호 강도로 하는 영상을 만들었으며 혈액량 및 관류도 영상이 16비트의 동적 범위에 최대로 분포되게 하기 위하여 각각 100과 1000을 곱하였고 이렇게 만들어진 영상들은 각각 영상 헤더를 부착하여 다시 자기공명영상 장비에 데이터 베이스로 입력하였다.

결 과

1차 통과 효과에 의한 영상 신호의 변화

전 대상자 모두 조영제 정맥 일시 주입 15초에서 17초 사이에 영상 신호의 변화가 최고조에 달하였고 백질보다는 회백질이, 회백질보다는 대뇌 혈관에서 영상신호의 감소가 더욱 뚜렷하였다(Fig. 2)

상대적 혈액량 영상 및 분석

앞서 기술한 후영상 처리 과정을 거쳐 상대적 혈액량 영상을 얻었다(Fig. 3A). 정상 자원의 경우 회백질이 백질보다 더 높은 혈액량을 보였으며 양측 대뇌 반구는 대칭적인 양상을 보

였다. 정상 대뇌의 양측 후두엽과 측두엽의 백질 및 회백질 부위에 최소 25개의 화소를 포함하는 원형 혹은 타원형의 관심지역을 설정하여 신호 강도의 평균치를 통해 회백질, 백질 혈액량 비율을 분석해보았다. 백질과 회백질의 혈액량 비율은 최저 1.51에서 최대 3.73의 분포를 보였고 평균 2.74, 표준편차 0.43을 나타냈다.

상대적 관류도 영상

이완율 변화의 최대 기울기 값으로 상대적인 관류도 영상을 구현하였다(Fig. 3B). 상대적 관류도 영상에서도 상대적 혈액량 영상과 마찬가지로 대뇌 혈관 부위는 강한 영상신호를, 회백질은 중등도의 신호강도, 그리고 백질은 낮은 신호강도를 나타내었다. 또한 조영제의 1차 통과 효과를 대변할 수 있는 최대 기울기 시간 영상을 구현하였고 양측 대뇌 반구에 있어서 대칭적인 신호 강도 분포를 보였다(Fig. 3C).

우측 중뇌 동맥 부위 경색이 의심되었던 환자는 상대적 혈액량 및 관류도 영상 모두에서 관류 결손이 관찰되었으며 특히 관류도 영상이 좀 더 뚜렷한 저신호 강도를 구분되게 보여주어 혈류 결손을 잘 나타내어 주었다(Fig. 4A, B, C).

고 찰

자기 공명 영상을 이용한 대뇌 혈액량에 대한 분석은 지금까지 많은 문헌을 통해 보고되었으며 조영제를 사용하여 국소 부위를 지나는 조영제의 농도 변화를 측정하고 이를 계산을 통해 혈액량을 알아내는 방법이 대부분을 이루고 있다(1-8, 10-13). 고식적 자기 공명 영상과 관류 자기 공명 영상의 가장 큰 차이점은 상자성 조영제의 어떤 성질을 이용하느냐에 따라 달라진다. 즉, 고식적 자기 공명 영상은 손상된 혈뇌 장벽을 통해 혈관 내에서 조직으로 빠져나간 뒤 그 부위에 고정되어 있는 상자성 조영제에 의해 국소적 T1 값의 감소가 일어나는 것으로

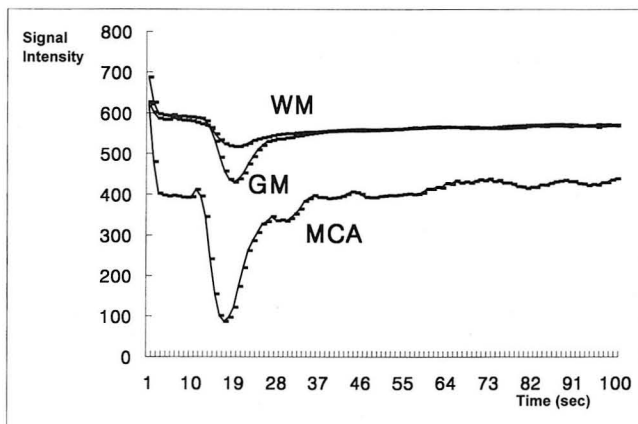


Fig. 2. Time-signal intensity curves after intravenous bolus injection of paramagnetic molecules. Signal drop at the area around blood vessels was most abrupt, followed by gray matter and white matter (GM : gray matter, WM ; white matter, MCA ; middle cerebral artery)

허혈, 신생물등에 의해 이미 손상되어 세포가 형태학적 변화를 가져온 것을 감지해내는 방법이다. 반면 관류 자기 공명 영상은 상대적으로 대뇌 안에서 작은 공간을 차지하는 혈류 공간을 상자성 조영제가 지나면서 일으키는 $T2^*$ 값의 감소를 알아내어 대뇌 세포에 형태학적 이상이 오지 않더라도 혈액학적 변화가 있는 상황을 알아내는 수기이다. 따라서 그와 같은 미세한 물리적 변화를 감지하는 방법의 차이가 있게 되며 주로 경사예코 펄스열이 관류 영상에 사용된 이유이기도 하다(7, 10).

모세 혈관을 순간적으로 지나는 조영제에 의해 $T2^*$ 값이 변하며 여기서 산출된 이완율($\Delta R2^*$)은 조영제의 농도와 비례한다는 것이 많은 연구를 통해 밝혀진 이래, $T2^*$ 강조 경사예코 펄스열을 이용하여 정상인의 상대적 혈액량을 계측하였고(7, 10), 좀 더 시간적 및 측면 해상력이 우수한 steady state free precession(SSFP) 자기 공명 영상과 고농도의 조영제를 이용하여 동물 실험을 통해 상대적 혈액량을 구하기도 하였다(11). 또한 적은 양의 조영제를 사용하면서도 이완 효과를 극대화하

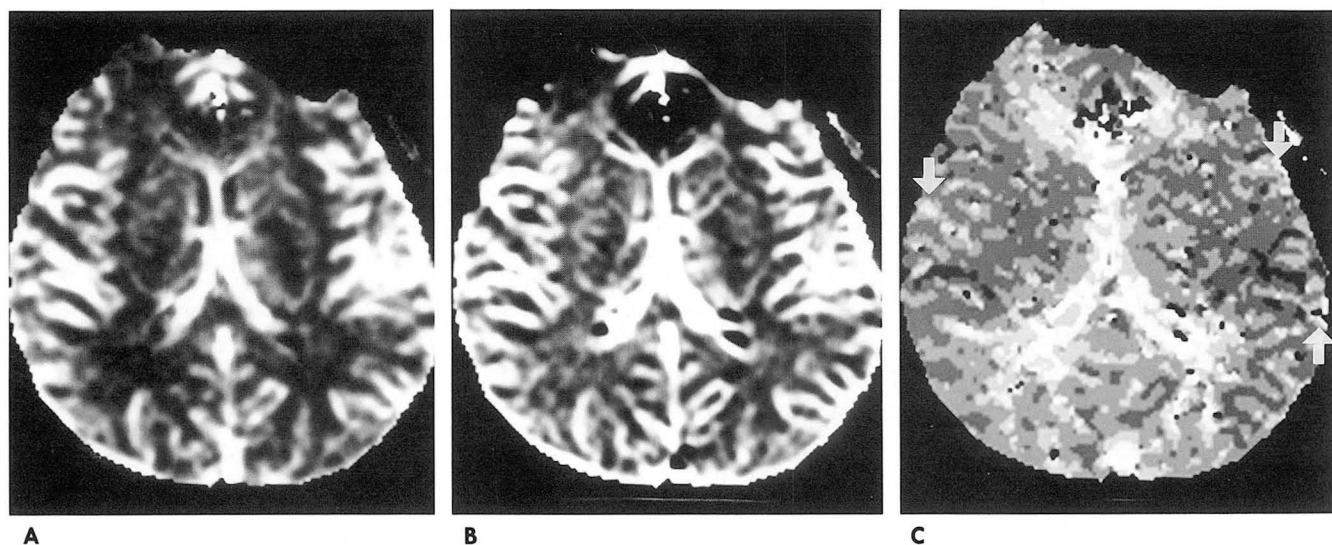


Fig. 3. Relative cerebral blood volume (rCBV) and perfusion rate maps of normal volunteer.

- A.** rCBV map. Note differentiation between gray matter and white matter. High signal intensity area is seen along the course of cortical vessels.
B. Relative perfusion rate map shows similar feature with rCBV map in normal individuals.
C. On time-map to reach maximal slope, higher signals are seen in the areas close to major vessels, which means that it takes shorter time to reach maximal flow rate in these regions(arrows).

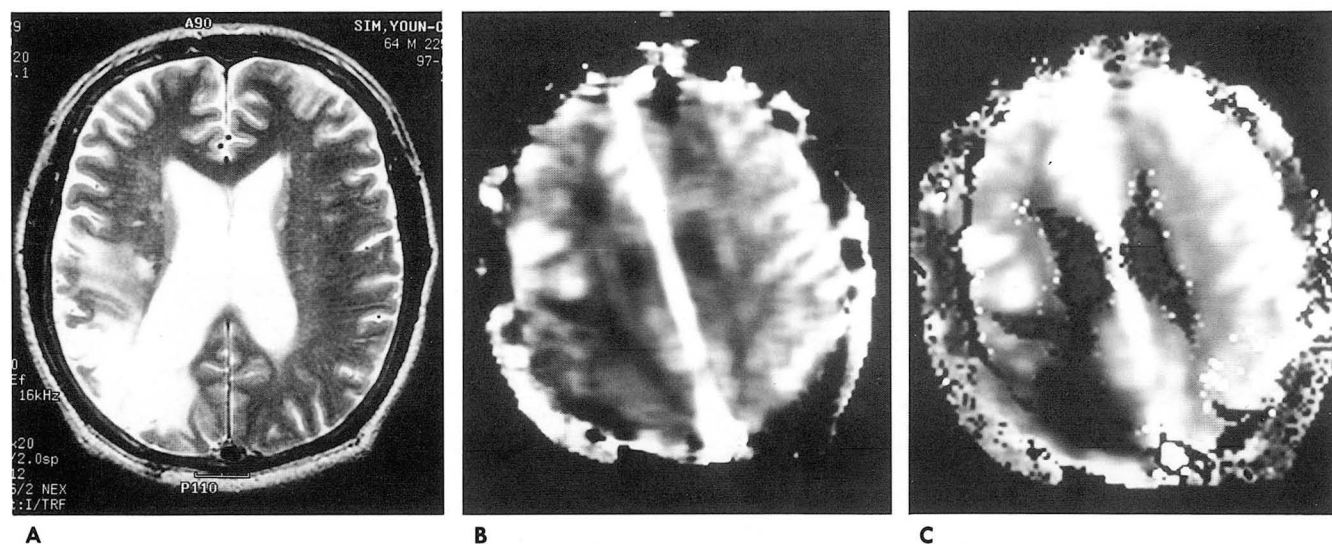


Fig. 4. rCBV and relative perfusion rate maps of a patient with cerebral infarct on the right parietal lobe.

- A.** High signal intensity lesion is seen at the right parietal lobe, suggestive of infarct.
B. Perfusion defect is clearly seen on rCBV map.
C. More apparent and larger area of perfusion defect is seen on relative perfusion rate map.

여 혈액량을 계산해내는 방법이 소개되었으며(12), 상대적 혈액량이 아닌 절대적 혈액량을 구하기 위해 조직으로 들어가는 동맥의 동맥 유입 함수(arterial input function)를 구하여 절대 혈액량을 구하게 되었다(13).

이러한 혈액량 분석이 활발히 시도되었던 이유는 뇌종양의 악성도가 신생 혈관 분포와 관련이 있고 이는 다시 종양 부위의 혈액량과 관계가 있다는 생각에서 비롯되었으며 실제로 이를 병리조직과의 비교를 통해 증명하였다(2-4). 수술 또는 방사선 치료 후 남아있는 종양이나 재발한 종양을 감지하는데 혈액량 영상이 좋은 지표가 된다는 연구 보고는 혈액량 영상의 유용성을 입증해주고 있다(5).

무엇보다도 가장 중요한 적용 분야는 허혈질환의 조기 진단에 큰 역할을 할 수 있다. 대뇌에 허혈 현상이 일어날 경우 세포의 기능적 손상이 오고 시간이 지나면서 형태학적 이상이 오게 된다. 이러한 일련의 과정 속에 고식적 자기 공명 영상은 마지막 단계, 즉 형태학적 이상이 초래되어 T2 강조 영상에서 고신호 강도의 병변이 나타나는 시점이 되어야 감지가 가능한데 반해 혈액량 및 관류도 영상은 가장 초기 변화인 혈역학적 이상을 감지해내므로 질환의 초기 발견 및 치료에 매우 중요한 역할을 수행할 것으로 기대된다(6-8).

혈역학의 변화는 수초 내에 작은 변화를 감지할 수 있어야 하기 때문에 시간 해상력과 측면 해상력이 우수하면서 동시에 신호대 잡음 비를 높게 유지시킬 수 있는 펄스열이 필요한데 EPI 기법이 도입되면서 이 문제를 해결할 수 있게 되었다. 일반적으로 정상적인 조직의 경우에는 자기공명 신호가 급격히 변화하는 기간이 대략 20-30초 이내이므로 시간적 해상력이 우수한 EPI 펄스열만이 관류 영상을 적절히 수행해낼 수 있다. EPI는 고속 촬영을 수행하면서 한번에 다단면 영상이 가능하므로 임상적 응용에 더 효율적으로 쓰일 수 있다(6, 14).

정상 성인을 대상으로 하여 자기 공명 영상을 이용, 상대적 대뇌 혈액량 분석을 시도한 외국 문헌들을 보면 각기 방법론의 차이는 있었지만 상대적 혈액량을 분석하는데 있어 회백질과 백질의 혈액량 비율을 구하거나 주요 대뇌 혈관의 동맥 유입 함수를 구하여 회백질 및 백질의 각 혈액량을 절대 수치로 나타내는 방법을 택하였다. Wenz 등(15)은 회백질의 혈류량을 $8.4 \pm 2.9 \text{ ml}/100\text{g}$, 백질의 혈액량을 $4.2 \pm 1.7/100\text{g}$ 으로 보고하였고, Kuppusamy 등(16)은 회백질/백질 혈액량 비율이 2.38 ± 0.14 로 보고하여, 본 연구의 결과는 이들의 결과와 비교하여 다소 높은 결과가 나왔다. 기본적인 원리는 동일하지만 후영상 처리 과정이 객관적인 방법으로 정립된 것이 아니고 각 연구 기관 별로 다른 프로그램을 이용하기 때문에 수학적 계산 방법에 차이가 있을 것으로 생각된다. 본 연구에 이용한 프로그램은 본 연구진이 자체 제작한 프로그램을 이용하였으며 특이할만한 것은 비교적 장시간 동안 100개의 영상을 모두 얻어 이를 전부 적분하였기 때문에 다른 연구 결과에 비해 다소 높게 나온 것으로 여겨진다. 그러나 이는 상대적 혈액량이므로 같은 대상 환자의 동일한 단면에 대해 동일한 후영상 처리 방법으로 만들어진 혈류 영상이라면서 서로 비교가 가능하기 때문에 본 연구의 결과가 하나의 기준으로 제시되는데 부족함이 없을 것으로 생각된다.

상대적 혈액량을 넘어 절대 혈액량을 구하려면 매우 복잡한 수학적 계산이 요구되며(17-18), 상용화된 후영상 처리 프로그램이 없기 때문에 자체적인 프로그램 개발에 어려움이 있었다. 본 연구도 절대 혈액량을 구하기 위한 일종의 예비적 연구이며 앞으로도 계속 진행하여 나갈 것이다.

본 연구에 있어 특이할 만한 점은 대뇌 혈액량 및 관류 분석에 다른 연구에서 사용되지 않았던 이완율 곡선의 최대 기울기를 구해본 것과 최대 기울기에 이르기까지 걸리는 시간을 영상으로 구현해본 점이다. Verstraete 등(9)은 근골격계 종양에서 역동적 자기 공명 영상을 시행한 뒤 시간-신호 강도 곡선에서 1차 통과 기울기 값의 최대값과 종양 신생 혈관 분포의 연관성에 대해 발표한 바 있다. 대뇌 혈액량 분석에 있어 이 개념을 사용한 이유는 국소 지역의 관류와 조영제의 농도변화가 관계가 있고 농도의 변화는 영상 신호 강도의 변화와 비례하게 되며 따라서 신호 강도 곡선의 변화량은 관류 변화량과 관계가 있을 것이라는 추론에서 비롯된다. 이에 대한 검증은 앞으로 종양이나 허혈질환에 있어서 다양한 임상적 적용과 분석이 있어야 가능할 것으로 생각되며 본 연구에서는 다만 관류도를 반영할 수 있는 독립된 요소로서 가치를 가질 것으로 여기고 이를 영상화 해보는 방법을 제시했다. 그리고 본 연구의 결과에서처럼 관류 결손 부위를 혈액량 영상보다 더 뚜렷하게 표현할 경우, 허혈 변화가 미약한 부위나 초기의 변화를 확실히 나타낼 수 있을 것으로 사료된다.

그리고 1차 통과 효과를 상징할 수 있는 객관적 요소로서 영상 신호 강도 변화 곡선이 최대 기울기에 이르는 시점까지의 시간 영상을 구현해보았는데 역동적 영상에 있어 가장 중요한 관건이 국소 조직의 1차 통과 효과를 보는 것이므로 이 시간 영상을 참고하면 조직 관류도를 판단할 수 있는 또 다른 요소가 될 수 있을 것으로 생각되며 앞으로 다양한 임상적 적용이 선행되어야 할 것이다.

결론적으로 조영제를 일시에 주입하여 정사예코 EPI 기법을 이용한 관류 자기 공명 영상은 기존의 고식적 자기 공명 영상에 줄 수 있는 해부학적 정보 외에 혈역학적 정보를 제공할 수 있을 것으로 생각된다. 본 연구를 통해 자체 개발된 후영상 처리 프로그램은 외국에서 제작된 그것과 비교하여 타당하게 혈액량을 계산할 수 있었다. 관류도는 이론적으로 관류의 순간적 변화를 잘 나타내며 이를 영상으로 구현한 결과, 정상 성인에게는 혈액량 영상과 동일한 형태의 영상이 구현되었고 허혈 부위가 있는 경우 혈액량 영상보다 더 분명하게 관류 결손 부위를 나타낼 수 있었다. 아울러 관류도 영상에 사용된 최대 기울기 값에 이르는 시간을 화소별로 다시 영상화시킬 경우 1차 통과 효과를 지역별로 나타내줄 수 있는 영상이 만들어졌다.

이와 같은 결과를 통해 본 대뇌 국소 부위 혈액량 분석이 앞으로 절대적 혈액량 분석을 하는데 기초 자료로 활용될 수 있을 것이며 임상적 적용을 하는데 있어서 정상 대조군 및 자료로서 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

감사의 글

본 연구가 진행될 수 있도록 지원을 아끼지 않으신 (주) 한

국 췌령, 김창근 부사장님께 감사의 뜻을 전해드립니다.

참 고 문 헌

1. Bihan DL. Theoretical principles of perfusion imaging: application to magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 1992; 27: Suppl. 6-11
2. Maeda M, Itoh S, Kimura H, et al. Tumor vascularity in the brain: Evaluation with dynamic susceptibility contrast MR imaging. *Radiology* 1993; 189: 233-238
3. Aronen HJ, Gazit IE, Louis DN, et al. Cerebral blood volume maps of gliomas: comparison with tumor grade and histologic findings. *Radiology* 1994; 191: 41-51
4. Aronen HJ, Glass J, Pardo FS, et al. Echo-planar MR cerebral blood volume mapping of gliomas: clinical utility. *Acta Radiol* 1995; 36: 520-528
5. Siegal T, Rubinstein R, Tzuk-Shina T, Gomori JM. Utility of relative cerebral blood volume mapping derived from perfusion magnetic resonance imaging in the routine follow up of brain tumors. *J Neurosurg* 1997; 86: 22-27
6. Kucharczyk J, Vexler ZS, Roberts TP, et al. Echo-planar perfusion-sensitive MR imaging of acute cerebral ischemia. *Radiology* 1993; 188: 711-717
7. Tzika AA, Massoth RJ, Ball WS, et al. Cerebral perfusion in children: detection with dynamic contrast-enhanced T2*-weighted MR images. *Radiology* 1993; 187: 449-458
8. Rother J, Guckel F, Neff W, Schwartz A, Hennerici M. Assessment of regional cerebral blood volume in acute human stroke by use of single-slice dynamic susceptibility contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Stroke* 1996; 27: 1088-1093
9. Verstraete KL, Deene YD, Roels H, Dierick A. Benign and malignant musculoskeletal lesions: dynamic contrast-enhanced MR imaging-parametric "First-pass" images depict tissue vascularization and perfusion. *Radiology* 1994; 192: 835-843
10. Edelmann RR, Mattle HP, Atkinson DJ, et al. Cerebral blood flow: assessment with dynamic contrast enhanced T2* weighted MR imaging at 1.5T. *Radiology* 1990; 28: 74-83
11. Runge VM, Kirsch JE, Wells JW, Woolfolk CE. Assessment of cerebral perfusion by first pass, dynamic, contrast-enhanced, steady state free-precession MR imaging: An animal study. *AJR* 1993; 160: 593-600
12. Hacklander T, Reichenbach J, Hofer M, Ulrich M. Measurement of cerebral blood volume via the relaxing effect of low-dose gadopentetate dimeglumine during bolus transit. *AJNR* 1996; 17: 821-830
13. Rempp KA, Brix G, Wenz F, Becker CR, Guckel F, Lorenz WJ. Quantification of regional cerebral blood flow and volume with dynamic susceptibility contrast enhanced MR imaging. *Radiology* 1994; 193: 637-641
14. Edelmann RR, Siewert B, Darby DG, et al. Qualitative mapping of cerebral blood flow and functional localization with echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radiofrequency. *Radiology* 1994; 192: 513-520
15. Wenz F, Rempp K, Brix G, et al. Age dependency of the regional cerebral blood volume measured with dynamic susceptibility contrast MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1996; 14: 157-162
16. Kuppusamy K, Lin W, Cizek GR, Haacke EM. In vivo regional cerebral blood volume: quantitative assessment with 3D T1-weighted pre- and postcontrast MR imaging. *Radiology* 1996; 201: 106-112
17. Ostergaard L, Sorensen AG, Kwong KK, Weisskoff RM, Gyldensted C, Rosen BR. High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part I: Mathematical approach and statistical analysis. *Magn Reson Med* 1996; 36: 715-725
18. Ostergaard L, Sorensen AG, Kwong KK, Weisskoff RM, Gyldensted C, Rosen BR. High resolution measurement of cerebral blood flow using intravascular tracer bolus passages. Part II: Experimental comparison and preliminary results. *Magn Reson Med* 1996; 36: 726-736

Cerebral Blood Volume and Relative Perfusion Rate Mapping with Contrast Enhanced Gradient Echo Echo Planar Imaging¹

Seung-Koo Lee, M.D., Dong-Ik Kim, M.D., Eun-Kee Jeong, Ph.D.
Yong-Min Huh, M.D., Geum Joo Hwang, M.D., Pyeong Jeon, M.D.
Pyeong-Ho Yoon, M.D., Hyun-Sook Kim, M.D.

¹Department of Diagnostic Radiology, Yonsei University College of Medicine

Purpose: To assess regional cerebral blood volume and perfusion rate by MR imaging.

Materials and Methods: Eight normal volunteers and one patient underwent MR imaging after bolus injection of a double dose of gadolinium(0.2mMol/kg). Gradient-echo EPI pulse sequencing was used, with TR/TE 1500/40 msec, flip angle 90°, matrix size 256×128. One hundred sequential images at the same level were obtained. The time-signal intensity curve was plotted and converted to a time-concentration (ΔR_2) curve. Relative cerebral blood volume was determined, with integration of time-concentration curve pixel by pixel. Perfusion rate was determined by calculating maximal slope of the ΔR_2 curve and the time taken to attain this.

Results: On volume maps, clear differentiation of gray matter, white matter and major vessels was established. The mean gray and white matter ratio of blood volume was 2.78 ± 0.43 . Slope and volume maps were similar, but in one patient perfusion was apparently greater on the rate map than on the volume map.

Conclusion: Cerebral blood volume and slope map images reflect changes in cerebral hemodynamics. It is thought that these findings can be clinically applied to the determination of vascularity in brain tumors and acute cerebral ischemia.

Index words: MR, image processing
MR, vascular studies
Brain, blood flow

Address reprint requests to: Dong-Ik Kim, M.D., Department of Diagnostic Radiology, Severance Hospital,
134 Shinchon-Dong, Seodaemun-Ku, 120-752, Seoul, Korea.
Tel. 82-2-361-5842 Fax. 82-2-393-3035

1998년도 대한방사선의학회 중요행사 일정 안내 (Ⅱ)

대 회 명	일 정		제출처/개최장소
	내 용	마감일 / 일정	
복부방사선과학 연구회	정기 월례모임	98. 1. 8(목), 3. 12(목) 4. 9(목), 5. 14(목) 7. 9(목), 8. 13(목) 9. 10(목), 10. 8(목)	1~ 5월 서울대 7~10월 서울중앙
	Subspecialty Conference	98. 2. 18(수)	삼성의료원
	춘계 Symposium	98. 5. 30(토)	전북의대
	Subspecialty Conference	98. 11. 18(수)	삼성의료원
	송년 Symposium	98. 12. 12(토)	서울대학병원
신경·두경부 방사선과학 연구회	학술월례모임	98. 1. 19(월) 18:30- 2. 16(월) " 4. 20(월) " 5. 18(월) " 7. 20(월) " 9. 21(월) " 10. 19(월) " 11. 16(월) "	서울대학병원 강남성모병원 서울중앙병원 신촌세브란스 삼성의료원 강남성모병원 서울대학병원 서울중앙병원
	Subspecialty Imaging Conference	98. 3. 18(수) 18:00-	삼성의료원
	제 12 회 학술대회(예정)	98. 6. 27(토) 09:00-	고려대학병원
	Subspecialty Imaging Conference	98. 12. 16(수) 18:00	삼성의료원
근골격방사선과학 연구회	Symposium	98. 5. 6(수)	삼성의료원
유방방사선과학 연구회	매월 정기모임	매월 넷째 목요일	영동세브란스
	제 2 회 연수교육	98. 3. 29(일)	신촌세브란스
	Subspecialty meeting	98. 9 16(수)	삼성의료원
	제 7 회 symposium	98. 9. 26(토)	부산대학
소아방사선과학연구회	학술월례모임	98. 2. 9(월), 3. 9(월) 4. 13(월), 5. 11(월) 7. 13(월), 9. 14(월) 10. 12(월), 11. 9(월) 12. 14(월)	삼성의료원
	Subspecialty Imaging Conference	98. 6. 17(수) 18:00-	삼성의료원
	Symposium	98. 10. 24(토)	삼성의료원 대강당
비뇨생식기계 방사선과학연구회	학술월례모임	98. 1. 20(화), 2. 24(화) 3. 24(화), 4. 28(화) 5. 26(화), 6. 23(화) 10. 27(화), 11. 24(화) 12. 15(화)	서울의대
	Subspecialty Imaging Conference	98. 7. 8(수) 18:00-	삼성의료원
	Symposium	98. 9. 12(토) 14:00-	부산대학병원