관류자기공명 영상처리 알고리즘을 이용한 대뇌 혈류량 맵의 구현

Implementation of Regional Cerebral Blood Volume Map Using Perfusion Magnetic Resonance Image Process Algorithm

박병래

부산가톨릭대학교 방사선학과

Byung-Rae Park(brpark@cup.ac.kr)

요약

고양이 뇌 지방색전증을 유발한 후 자기공명 관류영상기법을 이용하여 대뇌혈류량을 정량적으로 분석하고 동적특성 변화를 구현 할 수 있는 기법을 제안한다. 고양이 20마리를 대상으로 한쪽 내경동맥에 리노레익 (n=11)을 주입하여 뇌 지방색전을 유발시켰고, 대조군으로는 이바론 입자 (n=9)를 주입하여 색전이 유발되게 하였다. 그 후 30분과 2시간에 각각 T2강조, 확산강조영상을 획득하고 가장 색전이 많이 일어난 부위에서 관류강조영상을 획득하였다. 획득한 데이터는 IDL 소프트웨어와 자체 개발한 영상처리 알고리즘을 이용하여 신호강도 곡선을 ΔR_2^* 곡선으로 변환한 후 적분하여 뇌혈류량을 측정하였다. 실험군에서 병변부위의 뇌혈류량은 정상부위에 비해 감소하였으며, 뇌혈류량 비는 시간경과에 따라 유의한 차이가 있었다 ($P<0.005$). 뇌 지방색전증의 초기에는 혈류량이 감소하였으나, 2시간에서는 30분에 비해 뇌혈류량이 다소 증가됨을 관찰 할 수 있었다. 뇌경색 발생시 조기에 자기공명확산 및 관류강조영상을 획득하여 개발한 영상처리 알고리즘을 적용하여 뇌 혈류량의 다양한 동적변화 특성 및 혈류역학적 변화를 상대적 관류도 맵으로 얻을 수 있었다.

■ 중심어 : | 자기공명영상 | 대뇌혈류량 | 뇌 지방색전증 |

Abstract

Quantitative analysis compare to dynamic characteristic change of the regional cerebral blood volume(rCBV) after development of cerebral fat embolism in cats using perfusion magnetic resonance(MR) Imaging. Twenty cats were used. Linoleic acid (n = 11) were injected into the internal carotid artery using microcatheter through the transfemoral approach. Polyvinyl alcohol (Ivalon) (n = 9) was injected as a control group. Perfusion MR images were obtained at 30 minutes and 2 hours after embolization, based on T2 and diffusion-weighted images. The data was time-to-signal intensity curve and ΔR_2^* curve were obtained continuously with the aid of home-maid image process algorithm and IDL(interactive data language, USA) softwares. The ratios of rCBV increased significantly at 2 hours compared with those of 30 minutes ($P< 0.005$). In conclusion, cerebral blood flow decreased in cerebral fat embolism immediately after embolization and recovered remarkably in time course. It is thought that clinically informations to dynamic characteristic change of the cerebral hemodynamics to the early finding in cerebral infarction by diffusion weighted imaging(DWI) and perfusion weighted imaging(PWI).

■ Keyword : | Magnetic Resonance Imaging | Cerebral Blood Volume | Cerebral Fat Embolism |

접수번호 : #050927-001
접수일자 : 2005년 09월 27일
심사완료일 : 2005년 10월 11일
교신저자 : 박병래, e-mail : brpark@cup.ac.kr

I. 서 론

뇌 지방 색전증(cerebral fat embolism)은 지방 색전증이 대뇌에 발현될 때 나타나는 질환이다. 빈발하고 있는 외상성 질환인 교통사고 및 재해사고로 인하여 장골골절의 손상시 골수의 지방구 또는 혈관에서 합성되는 지방 색전이 동맥을 물리적으로 폐쇄함에 의해 지방 색전증이 발현되고 심각한 합병증으로 나타난다[1]. 또한 색전된 지방이 분해될 때 생기는 유리 지방산의 독성에 의해 조직의 손상이 발생하므로 지방 색전증이 발현된다고 알려져 있다[2][3]. 다양한 뇌졸중에 대한 선행 연구[4]에 따르면 자기공명(magnetic resonance: MR) 영상에서 T1강조영상(T1 weighted imaging: T1WI)과 T2강조영상(T2 weighted imaging: T2WI)으로는 초기의 허혈성 부위의 정확한 진단이 어렵고 허혈 발현 후 발생하는 관류 변화에 대한 정보를 얻기가 힘들다고 하였다. 반면에 동물 모델 실험에서 허혈성 부위의 관류 감소를 진단하는 방법으로 알려진 역동적 관류강조영상(perfusion weighted imaging: PWI)을 이용하면 조기에 허혈 부위를 확인할 수 있었다[5]. 또한 관류에 대한 다양한 정보를 얻을 수 있으므로 허혈 발현 후의 경과에 대한 다양한 정보와 경과에 대한 예측이 가능하리라 여겨지므로 다른 연구[6][7]에서 해결하지 못하였던 뇌혈류의 동적특성변화를 나타낼 수 있는 영상처리 알고리즘이 필요하다.

본 연구에서는 동물실험을 통하여 뇌 혈류량을 분석하기 위하여 고양이를 대상으로 내경동맥을 통해 지방물질인 리노레익(linoleic acid)과 비지방 색전 물질인 이바론 입자(ivalon)을 실험적으로 주입하여 뇌 지방 색전증을 유발시킨 후 정상 부위와 색전 부위에서 뇌혈류량의 변화를 정량적으로 분석하고 동적특성 변화를 구현 할 수 있는 기법으로 자기공명 영상처리 알고리즘을 제안한다. 영상 데이터는 뇌경색의 초기 단계인 30분과 2시간에서 T2WI, 확산강조영상(diffusion weighted imaging: DWI), 그리고 역동적 PWI를 획득하였다. 색전 유발 후 T2WI와 DWI에서 획득한 영상을 정량화하기 위하여 뇌 영역의 경계를 검출하고, 이들 두 영상을 정합한 후 영상들 간 시간대별 신호강도의 변화를 비교하고자 하였다. 또한 획득한 PWI으로부터 국소뇌혈류량(regional cerebral blood volume: rCBV)을 정량적으로 비교, 분석하여 평균 뇌혈류량비(mean rCBV ratio)와 평균통과시간(mean transit time: MTT)을 측정하였으며, 뇌 혈류량의 동적변화 특성 및 혈류역학적 변화는 제안한 영상 후처리 프로그램에 적용하여 상대적 관류도 맵으로 나타내고자 하였다.

II. 관류강조영상 기법

1. 관류강조영상 획득 및 First-pass 관류 기법

PWI 기법은 상자성 조영제를 사용하여 자화율(susceptibility) 차이를 유도하고 여기에 따라 $T2^*$가 짧아지는 현상을 이용하는 기법이다. First-pass 관류 기법은 조영제에 의한 뇌 조직의 T2 또는 $T2^*$ 이완시간의 단축을 원리로 하고 있다. 조영제가 대뇌 국소 부위에 유입된 후 1차 통과되어 일어나는 신호강도의 변화를 측정하여 시간-신호강도 곡선을 구한다. 시간에 따른 신호강도의 변화와 일정시간 t에서의 신호강도는 초기 신호강도와 에코시간 및 그 부위에서의 $T2^*$ 값으로 이루어진 자연로그 함수로 표현되며 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

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

(식 1)을 수식 변환하여 시간-이완율 곡선 즉, ΔR^2*와 상대 혈류량을 측정하기 위해

$$\Delta R2^*(t) = \frac{1}{T2^*} = -\ln\left(\frac{S_{(t)}}{S_{(0)}}\right) / TE \quad (2)$$

$$rCBV = \int \triangle R2^* dt \quad (3)$$

(식 2)에서 $\Delta R2^*$는 $\Delta(1/T2^*)$으로서 상대 변화 즉, 조영제 주입 전과 후 의 조직에서 발생하는 이완시간의 차이를 나타내며, ln은 자연로그, S(o)는 조영제 주입 전의 신호강도, 그리고 S(t)는 조영제 주입 후 t 시간이 경과 한 후 신호강도를 나타낸다. (식 2)을 사용하여 Δ

$R2^*$ 값을 구하여 시간과의 관계를 그래프로 표시하고, 이를 적분하면 (식 3)의 형태로 표현되며 이 값은 상대적 혹은 국소 뇌혈류량으로 용적을 의미한다. (식 3)의 $\Delta R2^*$ 값은 주변 모세혈관 내의 조영제 농도 C(x, y)에 선형적으로 비례한다고 알려져 있으므로

$$C(x,y;t) \propto \Delta R2^*(x,y;t) = \frac{1}{T2^*(x,y;t)}$$

$$= \left\{ -\ln \frac{S_{x,y}(TE,TR;t)}{S_{x,y}(TE,TR;0)} \right\} / TE \qquad (4)$$

$\Delta R2^*$에서 1차 통과 시간 시점 별로 미분값 즉, 기울기를 구하면 이완시간 변화율의 최대치를 알 수 있다. 일정시간 t에서 대뇌 국소 조직의 조영제 농도 $C_{tis}(t)$는 동맥 유입함수 $C_a(t)$, 잉여함수 $R(t-\tau)$의 적분으로 표현되므로,

$$C_{tis}(t) = F_{tis} \int_0^t C_a(t)\ R(t-\tau)d\tau \qquad (5)$$

여기서 F_{tis}는 혈류량을 의미한다. 만약 조영제가 혈관 내에만 국한되어 존재하면 다음의 식으로 표현할 수 있다.

$$C_{tis}(t) = -R_2(t) = -\frac{1}{TE} \ln\left[\frac{S_{tis}(t)}{S_{tis}(0)} \right] \qquad (6)$$

(식 6)을 사용하여 관심영역 (region of interest, ROI) 내의 각 화소별로 농도 곡선을 얻을 수 있다. (식 5)의 $R(t-\tau)$은 시간에 따른 붕괴함수이므로

$$\lim_{t \to 0} R(t-\tau) \Rightarrow 1 \qquad (7)$$

으로 표현할 수 있다. PWI를 시행하는 시간 중 초기 짧은 시간에 변화하는 조영제의 농도는 유입되는 혈류량에 의해 결정된다고 볼 수 있다. 따라서 국소 혈류량은

$$\frac{d}{dt} C_{tis}(t) = \frac{d}{dt} \left\{ F_{tis} \int_0^t C_a(\tau)\ R(t-\tau)d\tau \right\} \qquad (8)$$

이완시간 변화율이 최대 기울기에 이르기까지의 시간은 1차 통과 효과가 얼마나 빨리 진행되는지 여부와 관계가 있다. 즉 최대 관류도에 이르는 시간이 빠르면 빠를수록 1차 통과효과는 더욱 가파른 곡선을 그리며 빠른 시간 내에 나타나게 된다. 따라서 최대 기울기에 이르기까지의 시간을 영상화하면 대뇌 어느 부위에 혈류가 더욱 빠른 속도로 전달되는지 혹은 다른 부위에 비해 지연되게 전달되는지 쉽게 알 수 있다. 또한 특정 부위에서의 평균 통과시간을 반영하는 인자로 활용 할 수 있다.

상대적 국소 뇌혈류량 즉, rCBV은 100g 조직 내의 혈류량으로 시간-신호강도 곡선에서 곡선을 적분한 값으로 $\Delta R2^*$의 면적을 의미한다. 그리고 상대적인 국소 뇌혈류 즉, rCBF는 100g 조직을 시간당 통과하는 혈류량으로 rCBV를 MTT로 나누어 구한다.

III. 영상획득 및 처리알고리즘

1. 뇌 색전증 유발 및 영상획득

실험동물은 고양이 20마리로 몸무게 2.1~4.2 kg (평균 3.13 kg) 이었고 암수구분 없이 사용하였다. 실험 대상을 색전 물질에 따라 실험군과 대조군으로 구분하였다. 실험군은 11마리에 유리 지방산인 리노레익 산(linoleic acid)을 0.03 ml 주입하였고, 대조군은 9마리에 비지방 색전 물질인 이바론(ivalon, polyvinyl alcohol:PVA, Nycomed, Paris, France) 10 mg을 생리식염수 50 ml에 혼합하여 주입하여 뇌 지방 색전증을 유발시켰다.

MR 장비는 1.5T(Magnetom Vision, Siemens, Germany)를 사용하였다. 고양이를 소아용 위치잡이에 복와위(prone)로 누인 후 지름 8.5 cm의 좁은 영상영역용 radio-frequency coil(Siemens, Germany)을 머리 위에 고정시켰다. 뇌 혈류량을 측정하기 위하여 T2WI와 초신속영상(echo planar imaging, EPI) 기법을 적용한 DWI 및 PWI 기법들을 사용하였다. 뇌 색전 유발 후 30분과 2시간에서 T2WI와 DWI를 동일한 조건에서 실험군(n=11)과 대조군(n=9)에 적용하여 각각 획득

하였다.

2. 영상 후처리

획득된 MR 영상 데이터를 영상 후처리 과정에 의해 분석하기 위하여 워크스테이션(magic view 1000, Siemens, Germany), 영상저장장치(π view spectra server, Mediface, Korea), 그리고 개인용 PC를 사용하였으며, 영상저장전송시스템(picture archive and communication system, PACS)에 의해 MR 영상을 획득한 후 영상 후처리 수행과정은 [그림 1]과 같다.

영상획득 과정을 통해 획득한 40개의 단면 PWI들로부터 관류 정보를 구하기 위하여 다음과 같은 raw 데이터 변환과정을 수행하였다. 먼저 MRI 기기의 콘솔에서 웍스테이션_화일전송 프로토콜 및 의료영상전송 프로토콜 DICOM 3.0을 이용하여 MR 영상을 Microsoft Windows NT로 구현되는 PC와 PACS 용 πView Server로 전송 및 저장하였다.

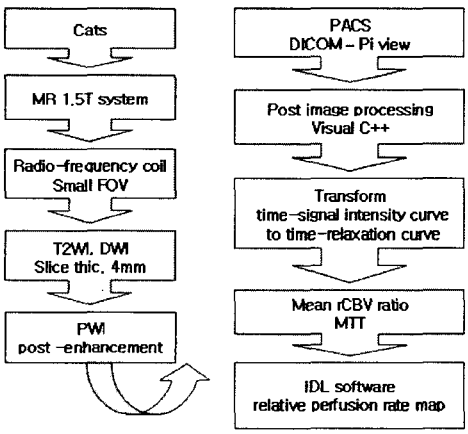


그림 1. 영상 후처리 순서도

상기 (식 2, 3)에 의해 $\Delta R2^*$ 곡선과 상대적 및 국소 뇌혈류량을 정량적으로 산출하고자 Visual C++ 언어를 이용하여 영상 후처리 알고리즘을 개발하였으며 알고리즘의 일부를 [그림 2]에 나타내었다. 변환된 raw 데이터 PWI에서 각 화소별로 구한 시간-신호강도 곡선을 개발된 영상 후처리 프로그램에 적용하여 $\Delta R2^*$곡선으로 변환시켰다.

```
//CMRView drawing

void CMRView::OnDraw(CDC* pDC)
{
        CMRDoc* pDoc = GetDocument();
        ASSERT_VALID(pDoc);
        int x,y;
        unsigned char temp;
        // TODO: add draw code for native data here
        for(x=0; x<256; x++){
            for(y=0; y<256; y++){
                    temp=image1[x][y];
                    pDC->SetPixel( x, y, RGB(temp, temp,
temp)    );
            }
        {
        int jump;
        jump=255+20;
        for(x=0; x<256; x++){
            for(y=0; y<256; y++){

                temp=image2[x][y];
                    pDC->SetPixel( x, y+jump, RGB(temp,
temp, temp)    );
        }
            }
        int x1, y1;
        x1=0;
        y1=0;
        for(x=0; x<256; x++){
            for(y=0; y<256; y++){
                    temp=Result_ADC[x][y];

                    pDC->SetPixel(x1+jump,                y1,
RGB(temp,temp,temp) );
                    pDC->SetPixel(x1+jump,                y1+1,
RGB(temp,temp,temp) );
                    pDC->SetPixel(x1+jump+1,              y1,
RGB(temp,temp,temp) );
        pDC->SetPixel(x1+jump+1,                          y1+1,
RGB(temp,temp,temp) );
            if(y1==510) y1=0;
            else y1=y1+2;
        }
            x1=x1+2;
        }
        if(R==1){
                    CPen pen, *oldPen;
                    pen, CreatePen(PS_SOLID, 1, RGB(255,
255, 255));
                    pDC->MoveTo(X1, Y1);
                    pDC->LineTo (X2, Y1);
                    pDC->MoveTo(X2, Y1);
                    pDC->LineTo (X2, Y2);
                    pDC->MoveTo(X2, Y2);
                    pDC->LineTo (X1, Y2);
                    pDC->MoveTo(X1, Y2);
                    pDC->LineTo (X1, Y1);
                    pen. DeleteObject();
                    R=0;
        }
    //TODO: add draw code for native data here
}
```

그림 2. $\Delta R2^*$ 곡선으로 변환하는 알고리즘

2.1 뇌 영역의 경계검출

T2WI와 DWI 기법으로 획득된 MR 영상을 이용하여 뇌 색전 부위의 시간대별 정량화를 위하여 뇌 영역의 경계 검출과 두 가지 기법에 의한 MR 영상간의 영상정합 과정을 수행하고자 하였다. 이를 위해 먼저 T2WI에서 두개골 부위의 영상을 제거한 영상과 DWI의 형태 구조학적인 특징을 추출하였다. 그리고 추출된 결과를 이용하여 영상정합을 수행하고자 동일한 시기 및 색전 부위의 T2WI와 두개골을 제외한 형태인 DWI에서 뇌 색전 부위를 비교하였다. 그러나 동일한 크기 및 위치에서 신호가 관찰되지 않았다. 이는 각 영상 획득 시 ROI에 차이가 있기 때문이다. 그러므로 추출된 결과를 이용한 영상정합 과정이 요구되므로, 본 연구에서는 DWI에서 뇌의 경계 추출 및 위치정보를 획득하기 위하여 가우시안 잡음의 영향을 적게 받는 Canny 경계검출 기법을 사용하였고, 적용된 알고리즘은

① 가우시안 필터로 영상의 평활화 작업을 수행한다.

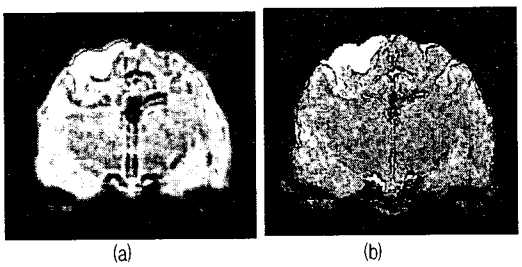
② 구배 연산자를 다음과 같은 수식을 적용하여 크기 영상과 방향 영상을 구한다.

$$Mag(x, y) = sqrt\{H(x, y)^2 + V(x, y)\} \quad (10)$$

$$Ang(x, y) = artan\{V(x, y), H(x, y)\} \quad (11)$$

③ 방향을 나타내는 Ang(x, y) 영상을 15°각도로 분할하여 섹터 번호를 부여한다.

④ 이중 임계 처리 작업을 수행하여 세선화 작업을 수행한다. Canny 연산자를 사용하여 DWI의 뇌 영역의 경계를 검출하여 뇌 영역의 위치정보를 [그림 3, a]에서 알 수 있었다.



(a) (b)

그림 3. (a) Canny 연산자를 사용한 DWI 뇌 영역의 경계, (b) 다항 워핑 알고리듬을 적용하여 T2WI와 DWI 간의 영상정합

2.2 영상간의 정합

형태가 유사한 영상 간의 정합에 사용되는 다항 워핑 알고리듬을 적용하여 T2WI와 DWI 간의 영상정합을 수행하였다. 뇌 영역의 위치정보를 이용하여 영상 워핑을 수행하였다. 영상 워핑 수행 후 나타나는 일그러짐 현상을 방지하기 위하여 팬트 보간 알고리즘(Fant's interpolation algorithm)을 사용하였다. 다항 워핑은 기준점에 의해 제어되므로 변환되지 않는 기준점을 설정하고 기준점들 사이 영상을 변환시키는 기법으로 다항 워핑 중 3차 워핑을 사용하였다. T2WI와 DWI 간의 영상정합은 기준점을 두 영상의 뇌 영역에 45°씩 배열하여 8개로 설정한 후 각 기준점에 대해 영상정합 과정을 수행하였다. 다항 워핑 기법을 적용하여 변환된 영상정합은 [그림 3, b]에 나타내었다.

2.3 뇌 혈류의 상대적 관류도 맵

뇌 혈류의 상대적 관류도 맵은 영상처리 소프트웨어(interactive data language, IDL, Research Systems Inc., Colorado, USA)도 함께 사용하여 뇌 혈류량을 비교 측정하였다. 시간-신호강도 곡선에서 조영제가 들어가기 전의 정상상태를 기준 신호의 위상을 설정하고, 40초 동안에 획득한 PWI 상의 대뇌피질 영상에서의 동적 신호를 측정하였다. 그리고 평균 통과시간 이내에 있는 화소들에 대한 시간-신호강도 곡선을 $\Delta R2^*$ 곡선 변환식에 적용하였다. 잡음이 발생할 경우 경사도 계산 시에 오류가 발생할 수 있기 때문에 시간-신호강도 곡선이 잡음에 의해 나타나는 불규칙한 영상신호 곡선을 미분하여 매끄러운 영상신호 곡선으로 전환하였다. 1차 관류곡선은 혈류의 1차 관류를 나타내기 때문에 γ-variate 함수 즉, $\Delta R2^*(t) = \Delta R2^*(0)t^{\alpha}e^{-\beta t}$ $(t>0)$을 적용하였다. 그리고 초기 위상 값을 10 정도로 두고 시간-신호강도 곡선을 최소 제곱법 알고리듬으로 비선형 곡선 피팅(fitting)하여 $\Delta R2^*(0)$, α, β 등의 매개변수를 구하였다[8]. 만일 시간-신호강도 곡선이 잡음이 많이 함유된 경우에는 초기 위상 값 10정도를 적분하였으며, 피팅한 후의 적분 값이 raw 데이터의 적분 값보다 큰 경우는 부적절한 피팅으로 간주하고 raw 데이터의 적분 값을 이용하였다. $\Delta R2^*$의 raw 데이터를 적분하여

총 관류량 영상을 측정하였고, γ-variate 함수를 피팅한 곡선으로부터 1차 관류영상을 구하는 알고리즘을 개발하여 [그림 4]에 나타내었다. $\Delta R2^*$ (t) 곡선에서 값이 변하기 시작할 때부터 최대 신호강도 변화까지의 시간을 최고치 도달시간 (time to peak, TTP) 맵으로 영상화하였다.

```
//CMean dialog

class CMean: public CDialog
{
// Construction
public:
        CMean(Cnd* pParent = NULL);   // standare
constructor
// Dialog Data
        //{{AFX_DATA(CMean)
        enum { IDD = IDD_MEAN_DIALOG };
        int         m_Mean;
        //}}AFX_DATA
// Overrides
        //ClassWizard generated virtual function overrides
        //}}AFX_DATA(CMean)
        protected:
        virtual    void    DoDataExchange(CDataExchange*
pDX);  // DDX/DDV support
        //}}AFX_VIRTUAL
// Implementation
protected:
        //Generated message map functions
        //{{AFX_MSG(CMean)
        //}}AFX_MSG
        DECLARE_MESSAGE_MAP()
};
//{{AFX_INSERT_LOCATION}}
//Microsoft Developer Studio will insert additional
declarations immediately before the previous line.

#endif
// !defined(AFX_MEAN_H__7D3828C1_B166_11D4_8118_
004005A99986_INCLUDED_)
// Mean.cpp: implementation file
//
#include "stdafx.h"
#include "MR.h"
#include "Mean.h"
#ifdef _DEBUG
#define new DEBUG_NEW
#under THIS_FILE
static char THIS_FILE[] = __FILE__;
#endif
```

그림 4. 상대적 및 국소 뇌혈류량에 따른 1차 관류영상

Ⅳ. 연구 결과

1. T2강조와 확산강조영상의 신호-강도 특성 변화

정량적인 신호강도는 색전증 유발 후 30분과 2시간의 T2WI와 DWI에서 ROI 즉, 색전 부위와 그에 상응하는 반대측 정상부위에서 측정하였다. 실험군의 T2WI와 DWI의 시간대별 신호강도는 색전 부위는 고 신호 강도를 나타내었고, 뇌 편측의 색전 부위는 대부분 대뇌피질을 침범하는 현상을 보였다. 실험군 유리 지방산 물질 리노레익을 주입한 후 시간대별 시간-신호강도의 특성 변화에서 30분에 획득한 T2WI에서는 우측 대뇌피질의 두정 부위 회백질에 국소적으로 중등도의 고 신호강도가 나타났으며, DWI에서도 동일 국소 부위에 경색 색전 부위가 중등도의 고 신호강도로 관측되었다. 2시간 경과 후의 T2WI에서는 국소적으로 두정 부위에 경색 색전 부위가 뚜렷이 구분되는 고 신호강도로 나타났으며, DWI에서도 동일 국소 부위에 경색 색전 부위가 확연하게 고 신호강도로 [그림 5]에서 관찰되었다.

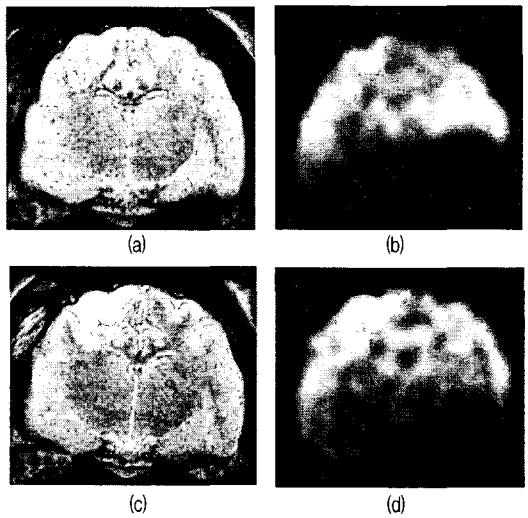


그림 5. 리노레익 색전술 후 획득한 영상들: (a) 30분 후의 T2강조영상, (b) 30분 후의 확산강조영상, (c) 2시간 후의 T2강조영상, 그리고 (d) 2시간 후의 확산강조영상

실험군 리노레익 색전술 후 시간-이완율 곡선 즉, $\Delta R2^*$ 곡선의 변환을 [그림 6]에 나타내었다.

2. 평균 뇌 혈류량비 측정

뇌 혈류량은 시간-신호강도 곡선을 $\Delta R2*$ 곡선으로

변환하고 이를 적분하여 구하였다. 색전 물질 주입한 후 30분과 2시간이 경과한 시점에서 국소 뇌 혈류량 및 평균 뇌 혈류량의 비를 측정하였다. 편측 내경동맥에 리노레익 색전물질을 주입한 후 30분과 2시간이 경과된 시점에서 측정한 뇌 혈류량은 병변 부위의 뇌 혈류량이 정상부위에 비해 감소되었다.

그리고 평균 뇌 혈류량의 비는 실험군에서 30분에는 30~39%로 감소되었다가, 2시간에는 44~61%로 다소 혈류량이 회복됨을 알 수 있었다. 그러나 대조군에서는 30분에 21%, 2시간에는 36%로 실험군 색전물질에 비해 혈류량이 적게 측정되었다($p < 0.005$). 이와 같은 결과는 색전 시간이 오래될 수 록 조영제의 평균 통과시간이 늘어나는 현상으로 판단되었다. 색 전술을 시행한 후 30분과 2시간이 경과한 시점에서의 조영제 평균 통과시간을 측정하여 [표 1]에 나타내었다.

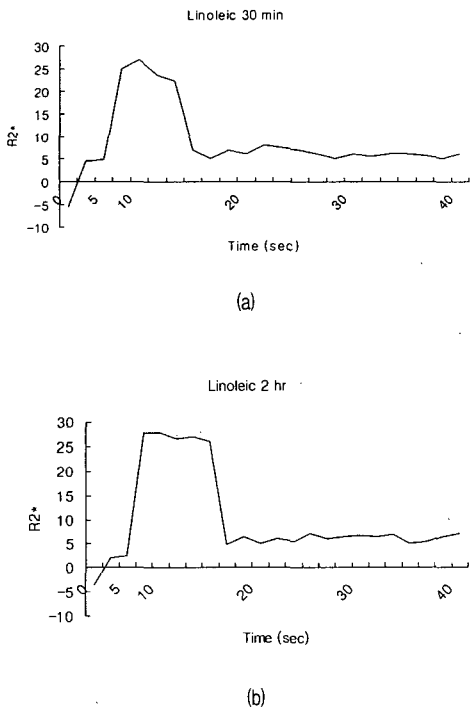


그림 6. 리노레익 색전술 후 병변부위의 시간-신호 강도 곡선을 시간-이완율 곡선으로 변환: (a) 30분, (b) 2시간

표 1. 색전술 후 평균 통과시간과 평균 뇌 혈류량의 비

Item \ Time		30 minutes		2 hours	
Group	n	rCBV ratio	MTT	rCBV ratio	MTT
Experi-ment	11	0.39±0.27	10.27±0.1	0.61±0.24	11.11±0.2
Control	9	0.21±0.20	10.22±0.3	0.36±0.25	10.33±0.1

3. 뇌 혈류의 상대적 관류도 맵

유리 지방산 리노레익을 실험군에 주입하여 색전술을 시행한 후 30분과 2시간이 경과된 시점에서 획득된 세 가지 PWI는 [그림 7]에 나타내었다. 색전술을 시행한 후 30분이 경과된 시점에서 획득된 PWI이다. [그림 7. a]에는 $\Delta R2^*$ 곡선 상에서 조영제의 증강을 보이기 시작한 시점부터 최대 신호강도의 변화까지의 시간을 최고치 도달시간을 영상화하여 획득한 맵이다. [그림 7. b]는 $\Delta R2^*$ 곡선에서 최대값을 나타내는 최대 기울기의 시간영상으로 국소 뇌혈류 맵으로 나타낸다. [그림 7. c]는 $\Delta R2^*$ 곡선의 raw 데이터를 모두 적분하여 얻은 상대 관류도 맵으로 나타낸다. 상대 관류도 맵상에서 혈류의 폐쇄에 의한 관류도 영상에서 관류결손이 관찰되었으며, 영상에서 저 신호강도로 관측됨을 알 수 있었다. 색전술을 시행한 후 2시간이 경과된 시점에서 획득된 세 가지 PWI도 나타내었다. [그림 7. d]는 최고치 도달시간의 맵으로 나타내며, 최대 $\Delta R2^*$까지 도달하는데 소요되는 시간이 상대적으로 오래 걸리는 색전 부위는 30분에 비하여 2시간에서 신호강도가 더욱 높게 관측되었다. [그림 7. e]는 $\Delta R2^*$ 곡선에서 최대값을 나타내는 최대 기울기의 시간영상으로 국소 뇌혈류 맵이며, 색전 물질에 의해 경색된 대뇌피질 부위에는 혈류의 폐쇄로 인하여 30분에 비하여 2시간이 경과된 시점의 영상에서 범위가 넓어지며 더욱 더 저 신호강도로 관측되었다. [그림 7. f]는 $\Delta R2^*$ 곡선의 raw 데이터를 모두 적분하여 얻은 상대 관류도 맵이며, 혈류의 폐쇄에 의한 관류도 영상에서 관류결손이 관찰되었으며, 30분에 비하여 2시간이 경과된 시점의 영상에서 더욱 더 넓은 범위에서 우측 측두엽까지 저 신호강도로 관찰되었다.

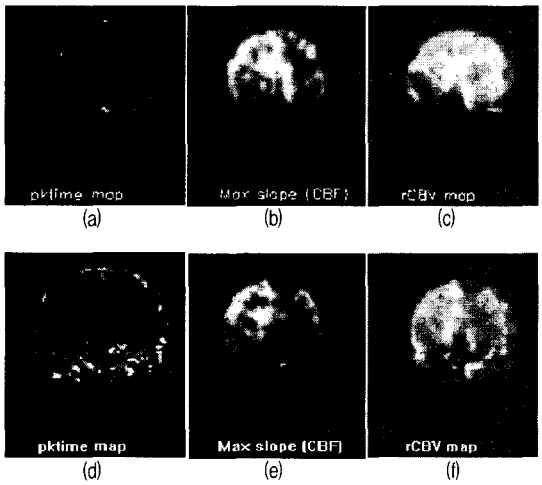


그림 7. 색전술을 시행한 후 30분이 경과된 시점에서 (a) $\Delta R2^*$ 곡선 상에서 최고치 도달시간을 영상화한 맵, (b) 국소 뇌혈류 맵, (c) 상대 관류도 맵. 2시간이 경과된 시점의 영상에서 (d) 최고치 도달시간의 맵, (e) 국소 뇌혈류 맵, (f) 상대 관류도 맵

V. 결 론

본 연구에서는 지방 색전물질을 실험 동물에 주입하고 뇌 지방 색전증을 유발한 후 MR 영상을 획득하여 대뇌 혈류량의 동적특성 변화를 구현 할 수 있는 자기공명 영상처리 알고리즘을 제시하였다. 제안된 알고리즘의 실험은 고양이를 대상으로 리노레익 지방물질과 비지방 색전물질인 이바론을 주입하여 뇌 지방 색전증을 유발한 후 뇌 혈류량을 정량적으로 측정하였다. T2WI와 DWI 기법으로 획득된 MR 영상을 이용하여 뇌 색전 부위의 시간대별 정량화를 위하여 뇌 영역의 경계 검출과 MR 영상간의 영상정합 과정을 수행하였으며, 그 결과 제안된 알고리즘의 정합구조가 뇌 지방 색전증 부위의 뇌 혈류량의 동적 변화 특성 및 대뇌 혈류량의 영상정보인 상대 관류도 맵으로도 구현 할 수 있었다. 그러므로 이전의 MR 영상에서 판단할 수 있었던 단순한 해부학적 정보 외에 혈류 역학적 정보까지 나타낼 수 있었다.

향후 본 동물연구를 바탕으로 다양한 임상적 적용을 거쳐 지속적으로 연구를 수행하면 사람에 있어서 정상 조직과 뇌경색이 유발된 조직의 뇌 혈류량 차이를 정확히 비교할 수 있으리라 여겨진다. 이와 같은 실험의 결과에 의해 대뇌 국소부위 혈류량 분석이 앞으로 절대적 혈류량 분석을 하는데 기초 자료로 활용될 수 있으리라 여겨진다.

참 고 문 헌

[1] H. J. Aronen, J. Glass, and F. S. Pardo, "Echo-planar MR cerebral blood volume mapping of gliomas: clinical utilit, Acta Radiol, Vol.36, pp.520-528, 1995.

[2] H. J. Kim, Y. S. Pyeun, and Y. W. Kim, "A Model for Research on the Blood-Brain Barrier Disruption Induced by unsaturated Fatty Acid Emulsion," Invest Radiol, Vol.40, pp.270-276, 2005.

[3] H. J. Kim, J. H. Lee, and C. H. Lee, "Experimental cerebral fat embolism: Embolic effects of triolen and oliec acid depicted by MR imaging and electron microscopy," AJNR Am J Neuroradiol, Vol.23, pp.1516-1523, 2002.

[4] W. Reith, S. Heiland, and G. Erb, "Dynamic contrast enhanced T2* weighted MRI in patients with cerebrovascular disease," Neuroradiology, Vol.39, pp.250-257, 1997.

[5] P. A. Drew, S. Eric, and P. D. Thomas, "Fat distribution and changes in the blood brain barrier in a rat model of cerebral arterial fat embolism," J Neurol Sci, Vol.156, pp.138-143, 1998.

[6] T. Villafana, Physics and instrumentation magnetic resonance imaging. In H. L. Lee, KCVG. Rao, and R. A. Zimmerman, Cranial MRI and CT. 3rd. McGRAW-Hill, Inc. pp.39-62, 1992.

[7] K. Kuppusamy, W. Lin, G. R. Cizek, and E. M.

Haacke, "In vivo regional cerebral blood volume: quantitative assessment with 3D T1 weighted precontrast and postcontrast MR imaging," Radiology, Vol.201, pp.106-112, 1996.

[8] K. Iwata, "Alternative method for calculating right ventricular ejection fraction from first-pass time-activity curves," J Nucl Med, Vol.29, pp.1990-1997, 1990.

저 자 소 개

박 병 래(Byung-Rae Park) 정회원

- 1992년 2월 : 인제대학교 의용공학과(공학사)
- 1994년 2월 : 동의대학교 전자공학과(공학석사)
- 2002년 8월 : 부산대학교 의과대학 의공학협동(공학박사)
- 2003년 3월~현재 : 부산가톨릭대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 의료방사선영상, 의료컨텐츠