Journal of Radiation Industry 14(4) : 381~388(2020)

정량적 자기공명관류영상의 원리 및 임상적용: 뇌질환 중심으로

구 은 회[1,*]

[1]청주대학교 방사선학과

Techniques and Clinical Applications of Quantitative MR Perfusion Imaging: focused on Cerebral Disease

Eun-Hoe Goo[1,*]

[1]*Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do 28503, Republic of Korea*

Abstract - Perfusion MRI is useful for pathological changes and provides quantitative information about cerebral blood vessels. Perfusion has an exogenous perfusion imaging technique using the first-pass technique, which have an endogenous perfusion imaging technique using magnetization transfer, the spin tagging (ST) technique. There are DSC and DCE methods for the use of exogenous contrast medium, and there are PASL and CASL for the endogenous method without using contrast medium. These two types of techniques require selective screening of the patient's condition or the information they wish to provide. In general, DSC techniques are applied to patients with acute cerebral hemolytic disease, and DSE methods are provided for patients with brain tumors. In addition, CASL is applied to allergy, fertile women, nephropathy, and pediatric patients with ST techniques. Perfusion MRI, unlike SPECT, is useful in an aging society with differentiated techniques that do not use radioactive materials and will be applied to quantitatively analyze various diseases in the future.

Key words : Dynamic susceptibility contrast, Arterial spin labeling, Pulsed ASL, Continuous ASL

서 론

최근 하드웨어와 소프트웨어 발전은 MRI을 이용한 정량적 진단 분야에서 높은 해상도와 병변 대조도, 자세한 연부조직 영상을 구현하는 데 빠르게 진행되고 있다(Park *et al*. 2004). 자기공명관류영상(MR Perfusion, MRP)은 해부학적 구조의 이상을 판별하는 데 활발히 이용되어 혈류역학적인정보(Hemoynamic Information)를 얻을 수 있게 되었다. 현재 3차 의료기관 및 대학병원에서는 3 종류의 기법을 이용한 Perfusion 정보를 제공하고 있다. DCE 방법으로 Bolus Passage를 이용하고 DSC는 Bolus Tracking, 조영제를 주입하지 않는 Arterial Spin Labeling 기법을 이용하여 혈류역학적인 정보에 이용하고 있다. 특히, 이러한 종류의 Perfusion MRI는 뇌 허혈증 및 뇌종양의 진단에 매우 유용한 정량적 영상기법이 되었다. Perfusion MR 영상은 상자성 조영제(Paramagnetic Contrast Media)를 인체 혈관내로 급속 주입하여 조영제에 의한 뇌조직의 시간에 따른 자화율(Magnetic Susceptibility) 변화를 측정하는 일차통과(First-Pass)기법(Michael *et al*. 2005)을 이용한 외인적 관류자기공명영상(Exogenous MR Perfusion)과 최근 백질 또는 회백질 등의 세포신호의 기여도를 최소한으로 줄이고 혈액의 라벨링 효과를 최대로 높이기 위해 조영제의 사용 없이 자회

* Corresponding author: Eun-Hoe Goo, Tel. +82-43-229-7994, Fax. +82-43-229-7947, E-mail. gooeh@cju.ac.kr

전이(Magnetization Transfer, MT) 또는 ST 기법을 이용하여 내인적 관류자기공명영상(Endogenous MR Perfusion)을 사용한다(Barbier *et al*. 2001). 따라서 본 기술논문의 목적은 Perfusion MRI에 관한 정량적 정보제공에 대한 이해를 높이고 외인성, 내인성 기법을 토대로 기술적인 관점에서 기술하고자 한다.

재료 및 결과

1. 적용 대상

허혈성 뇌졸중(Hypoglysis Stroke), 뇌종양(Brain Tumor), 뇌동정맥기형(Cerebral Infarction)과 같은 질병에 사용되며 특히 뇌혈관 폐색에 의한 뇌경색(Cerebral Infarction) 진단에 가장 유용하다. CBF (Cerebral blood flow) (Wang *et al*. 2006; Jahang *et al*. 2007), CBV (Cerebral Blood Volume) (Markus *et al*. 2000), MTT (Mean Transit Time) 측정(Wu *et al*. 2003) 등의 기능적 정보에도 사용되며 MDCT와 SPECT와 같은 관류강조영상에서도 적용된다.

2. 외인적 자기공명관류영상

Perfusion MRI는 주변 조직으로 산소와 영양분을 공급하기 위하여 동맥으로부터 모세혈관을 거쳐 정맥에 흐르는 혈류를 말한다. 상자성 조영제(Gadolinium, Iron Oxide)를 사용하여 자화율의 차이를 유도하여 T2*가 짧아지는 것을 이용하는 원리이다. 현재 임상에서 일반적으로 사용하는 Perfusion MR은 Exogenous Perfusion MR로서 가장 보편적으로 이용되고 있다. Exogenous Perfusion MR은 조영제의 흐름을 시간변화에 따라 추적하면서 일정 인체 부위에서 계속해서 영상을 얻는 방법이다. 외인적 관류자기공명영상법은 상자성물질의 조영제를 주입한 후 T2* 신호감소를 이용한 DSC와 T1 강조영상을 이용한 DCE 방법을 이용하고 있다(Jahng *et al*. 2011). DCE에 대한 정량적 결과물로서 EES volume, CBV, CBF에 대한 기능적 Mapping 영상을 구성할 수가 있다. Gadolinium 성분의 조영제를 주입했을 때 혈장(Blood Plasma)영역으로 유입되며 정상세포는 조영제가 BBB을 통과하지 못하게 된다. 그러나 종양이나 Multiple Sclerosis (MS) 등의 질환에서는 Extravascular Extracellular Space (EES)로 주입된다. 또는 T1 PWI로서 T1 값을 감소시켜 T1 강조영상에서 신호강도를 증가시키는 역할을 한다. Flow와 Permeability의 감별에 유용성이 있으며 Permeability Mapping Image에 대한 정량적 평가로 다양한 Software Program을 필요로 하고 있다. DSC 또는 T2* 관류기법 또한 같은 질환에 대한 적용으로 rCBV, CBF, MTT, TTP을 분석 Program을 이용하여 묘출할 수 있는 정량적 기법이다. 조영제 주입으로 자화감수성이 증가하여 T2* 신호가 감소하게 되는 원리이다. 시간의 감소에 따른 ΔR2*로 나타나게 된다. 이러한 결과는 투과성 영상(Permeability Map)을 정량적으로 분석하기 위한 Software로서 IDL Program을 이용하여 혈류에 대한 기능적 정보를 제공하게 된다.

2.1. Dynamic Susceptibility Contrast

가장 보편적인 Perfusion MR에 이용하는 방법으로, 조영제 자동 주입기(Auto Injection)를 이용하여 인체의 정맥을 통하여 급속주입하게 되면 조영제가 뇌혈관을 처음 통과할 때 조영제는 혈류에 남아 국소자장의 비 균질성을 유도하고 이로 인한 Magnetic Susceptibility의 증가를 일으켜 T2 또는 T2* Relaxivity Contrast의 변화를 일으키게 되며 조영제가 분포된 혈관과 주변조직은 자화율의 차이를 발생시키고 혈관과 조직의 스핀들의 위상 차이를 유도한 후 짧은 시간 간격으로 EPI를 이용하여 영상을 획득하게 되면 T2* Relaxivity Contrast의 변화를 나타낼 수 있다. 이러한 변화는 조영제가 뇌의 혈관과 모세혈관으로 1차 통과된 후(First-Pass) 일어나는 신호강도의 변화를 시간에 따라 Single Intensity Curve를 구할 수 있다. DSC 영상은 혈관 침투성, 혈류, 혈관 표면적, 수압 및 삼투압의 복잡한 합계를 측정하는 데 사용된다. 시간에 따른 영상 신호강도의 변화와 일정시간 t에서 신호강도는 초기신호강도와 echo time 및 그 부위에서의 T2*값으로 이루어진 자연로그 함수로 표현되며 Eq. 1과 같다.

$$S(t) = S(O)e - TE/T2^*, \quad (1)$$

여기서, S(t) = time(t)에서의 Signal Intensity, S(0) = time(o)에서의 Signal Intensity, TE = echo time.

Eq. 1를 수식 변환하여 이완도(Relexivity, ΔR2*)를 구하면 Eq. 2와 같이 나타낼 수 있다.

$$\Delta R2^* = \frac{1}{T2^*} = -\in\left(\frac{S(t)}{S(O)}\right)/TE, rCBV = \int \Delta R2^*\, dt. \quad (2)$$

Fig. 1에서 변환된 시간-이완도 곡선에서 R2*의 변화량을 적분하면 상대적 혈류량이 나오게 된다(Eq. 3). 이와 같은 작업을 통해 얻은 관류영상에서 고신호 강도는 높은 관류량을 나타내며 저신호 강도는 낮은 관류량을 나타내게 된다.

이와 같이 신호감소에 대한 관류자기공명영상은 조영제 IV 후 정상적인 부위에서는 첫 번째 조영제가 통과하는 동안 저 신호강도로 나타났지만 비정상 부위(Infract)의 신호강도 변화는 것이 없음을 알 수 있다. DSC에서 뇌혈류량(CBF)에 대한 측정식은 Eq. 3과 같이 나타낼 수 있다.

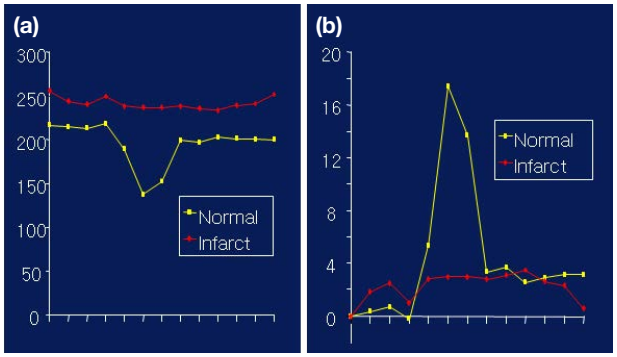

Fig. 1. DSC Time-intensity curve and T2* relaxivity contrast. (a) Signal Intensity, (b) Contrast Media Concentration.

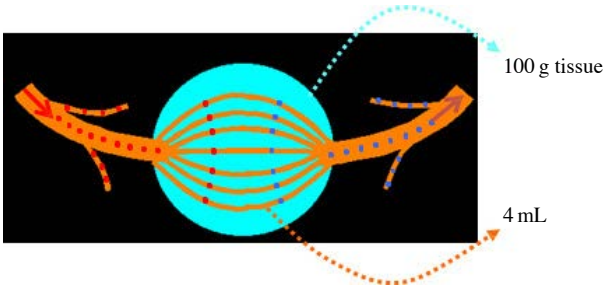

Fig. 2. Normal human brain volume in CBV.

$$C_m(t) = CBF \times AIF(t) \times R(t), \quad (3)$$

여기서, $C_m(t)$: Measured concentration curve in tissue, CBF: Cerebral blood flow [mL · 100 g^{-1} · min^{-1}], $AIF(t)$: Arterial Input Function, $R(t)$: Residue Function.

정상적인 Human Brain 조직에 대한 CBV은 4 mL · 100 g^{-1} Tissue, CBF: 50 mL · 100 g^{-1} Tissue/min, MTT: CBV/CBF에 대한 5초 정도이다. Fig. 2의 영상은 CBV에 대한 조직에 대한 뇌혈류량에 대한 기존 Data이다.

2.2. Dynamic Contrast Enhanced Contrast

Signal Intensity 증가를 위한 관류자기공명영상으로서 조영제 주입 전과 주입 후의 이완율을 측정하여 뇌 혈류량을 Eq. 4와 같이 조직의 T1 이완시간을 감소시켜 T1 WI에서 신호강도를 증가시키는 기법이다.

$$R_1(t) = R_{10} + r_1 C(t), \quad (4)$$

여기서, R_1: Relaxation rate (1/T1), R_{10}: Precontrast R_1, r_1: Relaxivity, $C(t)$: Time-intensity curve in tissue.

일반적으로 상자성물질의 조영제는 조직의 T1 및 T2 이완시간을 단축시켜 T1 강조영상에서는 고신호강도로 T2 및 T2* 강조영상에서는 저 신호 강도로 나타나게 된다. 정

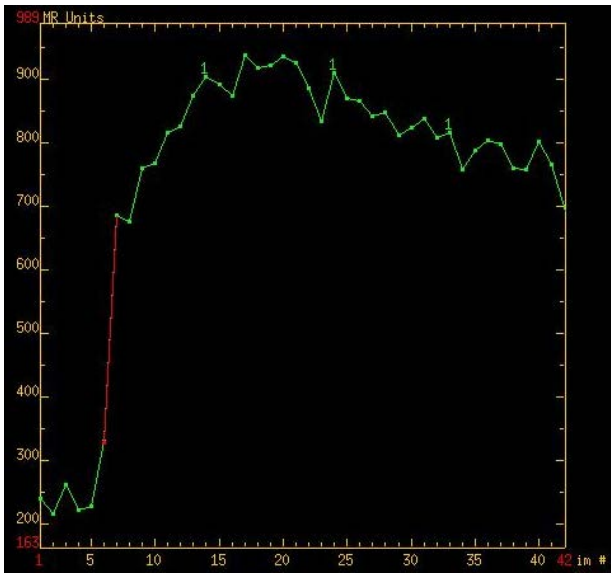

Fig. 3. Time-curve in DCE.

맥으로 투입된 조영제는 정상적인 세포에서는 혈액 뇌 장벽(blood brain barrier, BBB) 기전에 의해 통과하지 못하지만 종양이나 다발성경화증 등의 질환에서는 세포외 영역으로 들어가게 된다(Johnson *et al*. 2004). DCE MR은 혈관의 삼투성 효과를 이용한 검사 방법이며, 종양의 미세혈관은 투과성을 증가시키고 혈류속도 및 혈류량에 영양을 미친다. Fig. 3은 조영제 주입 후의 시간경과에 대한 신호변화를 보여주고 있다. 종축은 신호강도를 보여주며 횡축은 Scan Time (sec)을 나타낸다.

2.3. Arterial Spin Labeling

ASL 관류자기공명영상은 고주파(Radio-Frequency, RF) 펄스를 이용하여 동맥혈액에 대한 종축자화를 변화시켜 얻는 방법으로 즉, Control-Labeled로 영상을 획득하게 된다(Wong *et al*. 1998). 이러한 효과를 증진시키는 방법을 위해 Blood Labeling을 최대한 높이도록 하고 자화전이효과(MT Effect)를 최소화하여 정지된 조직의 신호를 작게 해준다. 이러한 기법으로는 Pulsed ASL (PASL), Continuous ASL (CASL), Velocity Selective ASL (VS-ASL), Vascular Territory Image (VTI) 등이 임상적으로 주로 적용하고 있다(KSMRM Spring 2007). PASL 기법은 짧은 TR 동안 동맥혈액(Blood)을 표지화(Labeling)하는 기법으로 FAIR (Yen *et al*. 2002; Schram *et al*. 2007), PICORE (Mutke *et al*. 2014), EPISTAR (Edelman *et al*. 1994; Edelman *et al*. 1998), UNFAIR, EST, TITL, IDOL 등이 있다. CASL 방법은 혈액(Flow)에 대한 Driven Aadiabatic Inversion을 이용하여 관류영상을 보여주는 기법이다. PASL에 비해 다소 복잡한 기능을 요구하지만 반전(Inversion)을 이용하기 때문

에 신호대 잡음비가 높은 강점을 가지고 있다. 혈액의 최저 속도를 기준으로 관류영상을 획득하는 VSASL 기법은 뇌졸증과 같은 Cerebrovascular 질환의 환자의 경우 주로 이용되는 기법이며 특히 이 기법은 Labeled 혈액(Blood)이 영상영역으로 흐르는 시간이 각각 다르며 혈액에 대한 T1 값보다 Time이 길게 될 경우가 있다. VTI는 PASL 기법을 이용하여 Feeding Artery (FA)에 한정하여 Labeling하는 관류영상기법이다. 주로 Cerebralvascular 질환환자에서 협착(Stenotic) Vessel이 많이 존재할 경우 이용하며 경동맥(Carotid) Endarterectomy, 스텐트(Stenting), 그 외에 측부순환(Bypass) 등의 중제적 시술(Intervention Therapy)을 시행할 경우 유용하게 적용되는 기술이다. 그 외에 Dual echo 방법으로 ASL 영상법을 이용하는 경우에서 Oxygen Metabolism 영상을 얻을 수 있는 기법도 있다. 이러한 기능적 영상은 EPI Pulse Sequence 기법 외에도 3D 기법으로 GRASE Sequence를 이용하여 관류정보를 제공하기도 한다.

2.4. Applications for Exogenous Tracer Techniques

2.4.1. Perfusion MRI for Signal Loss

2.4.1.1. Glioma

Fig. 4는 신경교종인 미만성 성상세포종(Histolgical Grading of Glioma, Grade 2)에 대한 관류영상이다. DSC 기법에서 뇌조직과 조영제 농도에 대한 정량적 분석영상인 Perfusion rCBV Mapping 영상에서 대뇌반구(Cerebral Hemisphere)영역에서 신호감소 형태로 보여주며 조영제 주입 T1 WI에서도 같은 Decrease Changes 형태를 보여주고 있다. CT 영상에서 감쇠신호(Attenuation Signal)는 MRA에서 확인해 볼 때 혈류흐름이 없는 것을 알 수가 있다. 이는 뇌 MRI 소견을 볼 때 조영제 주입 후 형태는 Tumor의 중앙부분은 괴사(Necrosis)되어 검게 나타나며 바깥부분은 Wall Thickness가 형성되는 조영증강현상이 나타나기 때문이다. 따라서 MRA 영상부분에서 혈류흐름 발생이 보이지 않고 있다.

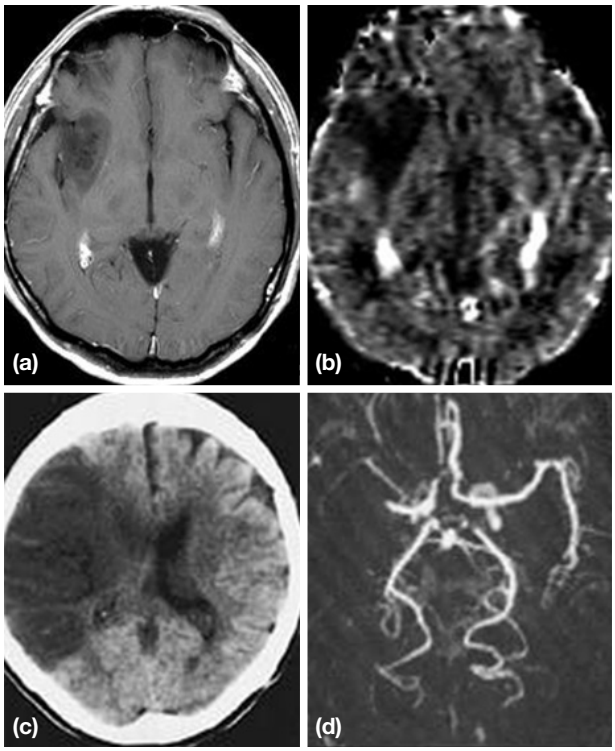

Fig. 4. Old man with Histolgical graing of glioma and decrease changes in right side. (a) Enhanced MRI T1 WI reveals negative finding for glioma grading 2, (b) DSC, CBV map, (c) CT image, (d) MRA 3D TOF.

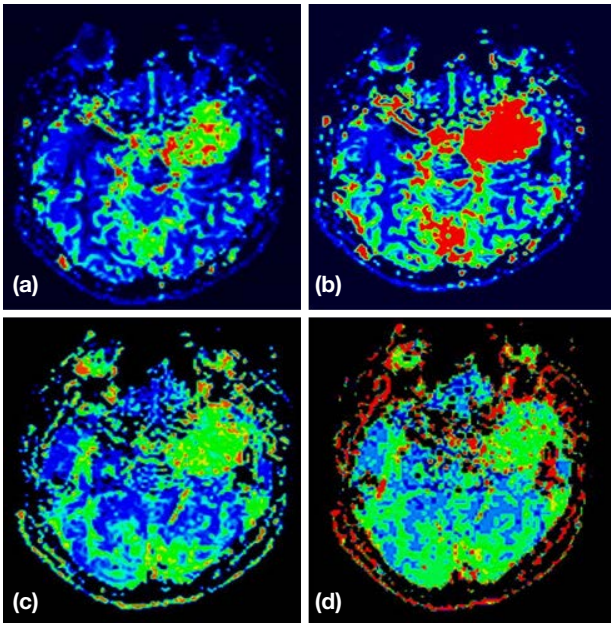

Fig. 5. On Perfusion MR imaging.

2.4.1.2. Menigioma

일반적으로 정확한 뇌 수막종에 대한 원인은 알려져 있지 않지만 방사선 노출이나 바이러스감염 등에서 발생하게 된다. 양성종양으로서 정확한 특징을 알기 위하여 MRS, Perfusion MRI 검사를 시행한다. Fig. 5에서 알 수 있듯이 CBF (a), CBV (b)와 MTT (c), TTP (d) Map 영상에서 왼쪽 전측두근(Left Anterior Temporal)과 Parasella Areas에 잔류뇌수막종(Residual Meningioma) 신호가 증가되어 나타난 것을 알 수가 있다.

2.4.1.3. Frontal Tumor

Fig. 6은 Frontal Tumor 관류자기공명영상이다. a는 좌, 우 영역에 일정한 ROI를 선정 후 조영제의 흐름을 확인한 Time-Curve 영상으로 종축은 SI를 나타내며 횡축은 50 Phases에 대한 Scan Time을 나타낸 것이다. b는 rCBV 영

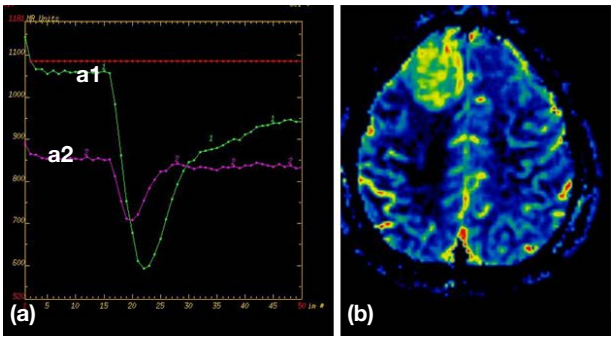

Fig. 6. Brain perfusion MR image shows high CBV of the right frontal tumor on the perfusion MRI.

상을 보여주고 있으며 Right Frontal 영역의 종양이 High Volume을 보여주고 있다. a 그래프를 통해서 좌, 우에 대한 혈류정보가 다르다는 것을 알 수가 있다. 좌측의 신호강도가 a1값으로 우측 신호강도(a2)보다 높게 나타났고 시간에 따라 값에 차이는 뇌혈류량에 대한 정보를 제공하고 있다.

2.4.1.4. Fibroadenoma

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(Eq. 5).

$$CBV = \frac{kH}{p} * \frac{\int Cm(t)dt}{\int AIF(t)dt}, \quad (5)$$

kH: Correntionn Factor (large Vessel: 0.45. Small Vessel: 0.25), Cm(t): Measured Tissue Concentration-Time Curve, p = Density of Brain Tissue = $1.04 \cdot mL^{-1}$.

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 값만을 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. 3차 의료기관을 비롯하여 대학병원에서는 자화감수성이 효과가 뛰어난 DSC가 있기에 Brain에 일반적으로 사용하고 있지 않으며 자화감수성이 크지 않은 조직, 즉 전립선(Prostate), 심장(Cardiac), 복부(Abdomen), Breast 등에 이용된다.

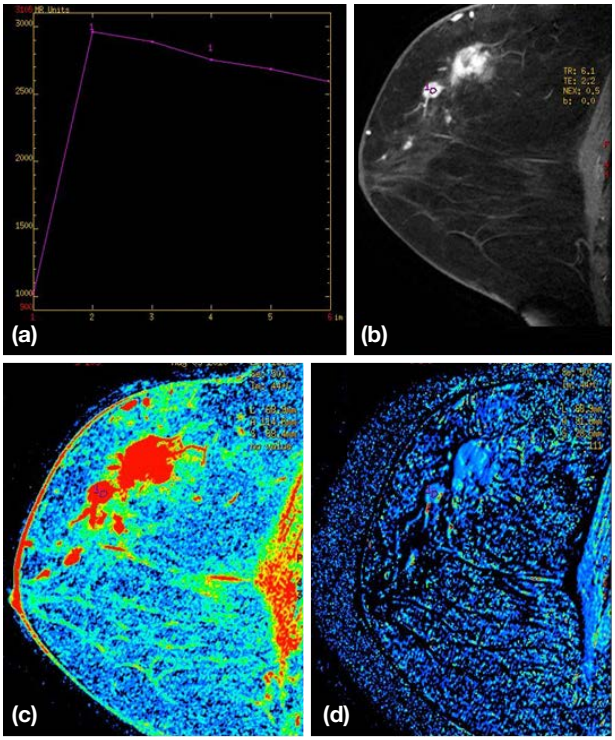

Fig. 7. Breast DCE MR perfusion image. Total extent 9×4.3 cm enhancing masses in LUO with skin involvement. (a) Time-intensity curve, (b) MIP right breast, (c) Maximum slop (TTP), (d) Signal enhancement ration (rCBF).

3. Perfusion MRI for Signal Increasing

Fig. 7은 DCE 방법을 이용하여 촬영한 Fibroadenoma 유방암 환자에서 얻은 혈류 Mapping 영상을 보여주고 있다 (Koo *et al*. 2012). 시간 농도곡선에 따른 혈류와 투자율 분석을 위하여 몇 가지 물리학적 용어에 대한 이해가 필요하다. 첫째, K-trans (Transfer constant:TC)는 혈관내시세포의 포면투자율(PS)을 대신하여 적용하기도 한다. 조영제가 혈류로부터 세포조직 사이로 전달 비이다. 이는 볼륨 당 Flow Rate, 투과성, 조직 모세혈관의 표면적에 의해서 결정되어진다. 다시 말해 plasma에서 EES로 투과되는 비율을 말한다. 혈관 내에서 조영제는 혈장에만 존재할 수 있으므로 이 조영제가 Blood Vessel Wall을 통해 EES (Extravascular Extracelluar Space)로 투과된다. 둘째, EES, Ve: EES (Extravascular Extracellular Space) Fractional Volume은 조직 Volume당 EES의 Volume. 다시 말해 전체 조직 내에서 EES가 차지하는 비율을 말하며 EES가 넓을수록 조직의 Density가 떨어져 조영제가 많이 유입된다고 할 수 있다. 셋째, Kep는 K-trans와 반대로 조영제가 세포조직 사이에서 혈관으로 전달되는 비. 다시 말해 EES에 머물던 조영제가 Blood Vessel Wall을 통해서 Plasma로 투과되는 비율을 말한다.

3.1. Applications for Endogenous Tracer Techniques

Arterial Spin Labeling이란 Endogenous Arterial Water를 Diffusible Tracer로 이용하여 경부에서 Electromagneticcal Labeling을 시키기 전과 후의 영상을 동시에 얻어 Subtraction을 통해 Regional Cerebral Blood Flow의 절대량을 계산하는 방법이다. 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. 이런 DCE 검사에서는 자주 등장하는 용어가 있는데 바로 Permeability이다. Permeability란 인체에서 혈액의 흐름을 보면 Arterial Phase에서 전신으로 퍼져나갔던 혈액이 다시 Venous Phase를 거쳐 수거되는데 그 사이에 Capillary Phase가 존재하게 된다. 이 Capillarity Phase에서 일어나는 투과원리를 이용한 것이 MR Permeability이다. 즉, Permeability란 삼투성 혹은 투과성을 나타내는 뜻이며 MR Permeability (DCE MR)는 혈관의 삼투성 효과를 이용한 검사방법이라 할 수 있다. EPISTAR, FAIR 등의 방식이 초창기에는 쓰였으나 요즘은 Continuous Arterial Spin Labeling (CASL)이 주로 쓰인다. Acute 또는 Chronic Cerebrovascular Disease에 임상적으로 유용하며 실제 perfusion 상태와 같은 영상을 얻을 수 있는 것으로 알려져 있다. 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.

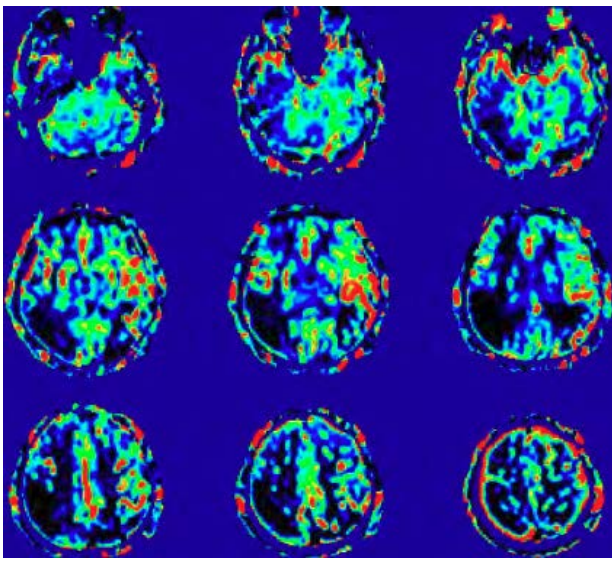

Fig. 8. rCBF mapping images.

3.1.1. PASL (Pulsed ASL)

기본 Pulse sequence는 Spin-echo EPI type (FAIR)를 이용하고 짧은 시간 동안에 Blood를 Labeling 시키는 방법으로 간편한 것이 장점이고 이 기법에서 중요한 것은 일정한 Slice 수를 유지하여야 효과적인 Labeling Spin과

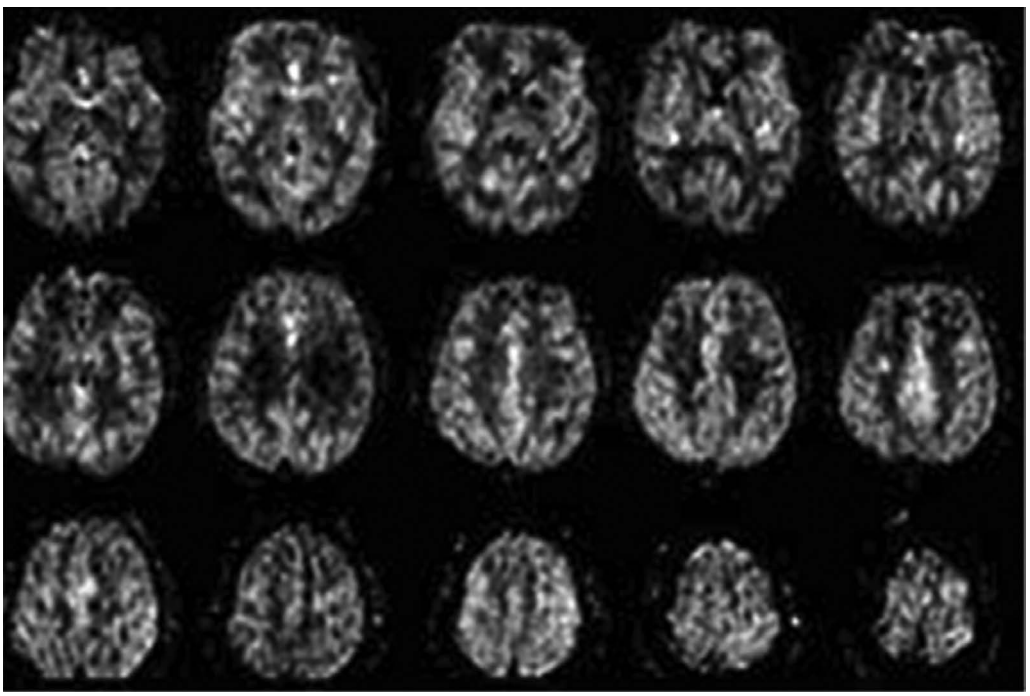

Fig. 9. rCBF ASF Pefusion MRI.

Unlabeling Spin을 얻을 수 있다. 일반적으로 10개 정도의 Slice 수를 권장하고 있으며 그 이상의 과도한 Slice 이용한다면 T1값이 변하여 Labeling 되지 않은 rCBF 영상을 얻게 된다. 여기에 속한 방법으로는 모두 짧은 시간 동안 혈액을 Labeling 시키는 기법으로 FAIR, PICORE, EPISTAR, UNFAIR, EST, DIPLOMA, IDOL 등이 있다. Fig. 8은 Rt Signal loss가 형성된 rCBF 영상으로 PASL 기법으로 획득한 관류영상이다.

3.1.2. CASL (Continuos ASL)

CASL은 일정 시간 동안 흐름으로 인한 상극성 반전에 의해 Labelling 시키는 방법이다. MRI에 사용되는 라디오 펄스와 경사자기장으로 사용하기 힘들어 하드웨어 지원이 따로 필요하다. 또한 PASL보다 방법이 복잡하다는 단점이 있지만 임상적으로 SNR이 높다는 장점이 있다. 또 다른 장점으로 PASL과 다르게 Brain 전체의 영상 획득할 만큼의 영상 Slice 획득이 가능하다. Fig. 9는 고자기장을 이용한 CASL 기법을 이용한 관류자기공명영상이다. 3T MRI Mapping 영상으로 Imaging Parameters 2.4 mm × 2.4 mm, 3 mm slices, with 0.75 mm Gap을 이용한 영상이다. Brain 영역에서 Global, Gray, White 3 영역에 대하여 높은 해상도 정보를 제공해 주는 결과를 보여주고 있다.

결 론

결론적으로, Perfusion MR 영상은 DCE 나 DSC 방법은 뇌허혈증 및 뇌종양에 주로 이용되고 있으며, 때에 따라서는 심장 및 콩팥에도 적용할 수 있고, 조영제를 주입하여 인체의 여러 부위에 대한 관류 정보를 제공할 수 있다. ASL 방법은 방사성물질과 관련이 없는 기법으로 퇴행성뇌질환 등의 환자에 사용되며, 주로 소아 산모, 조영제 알레르기가 있는 환자에게 rCBF의 정보를 유용하게 제공할 것이다. 이에 본 연구를 토대로 관류영상에 대한 물리적 원리와 임상적용에 가이드라인이 되어 향후 처음 접하는 MRI 사용자에게 기초자료를 제공하고자 한다.

사 사

본 논문은 2020.09.01.~2022.08.31에 청주대학교 보건의료과학연구소가 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음.

참 고 문 헌

Barbier EL, Lamalle L and Decorps M. 2001. Methodology of brain perfusion imaging. *JMRI* **13**(4):496-520.

Edelman RR and Chen Q. 1998. EPISTAR MRI: Multislice Mapping of Cerebral Blood Flow. *Magn. Reson. Med.* **40**(6):800-805.

Edelman RR, Siewert B and Darby DG. 1994. Qualitative mapping of cerebral blood flow and functional localization with echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radio frequency. *Radiology* **192**(2):13-520.

Jahng GH, Kim HS, Kim SM and Ryu CW. 2011. Principles and Technical Aspects of Perfusion Magnetic Resonance Imaging. *J. Korean Soc. Magn. Reson. Med.* **15**(2):91-101.

Jahng GH, Weiner MW and Schuff N. 2007. Improved arterial spin labeling method: applications for measurements of cerebralblood flow in human brain at high magnetic field MRI. *Med. Phys.* **34**(11):4519-4525.

Johnson G, Wetzel SG, Cha S, Babb J and Tofts PS. 2004. Measuring blood volume and vascular transfer constant from dynamic, T(2)*-weighted contrast-enhanced MRI. *Magn. Reson. Med.* **51**(5):961-968.

Koo HR, Cho N, Song IC, Kim H, Chang JM, Yi A, Yun BL and Moon WK. 2012. Correlation of perfusion parameters on dynamic contrast-enhanced MRI with prognostic factors and subtypes of breast cancers. *J. Magn. Reson. Imaging* **36**(1):145-151.

Lee MC, Cha SM, Chang SM and Nelson SJ. 2005. Dynamic susceptibility contrast perfusion imaging of radiation effects in normal-appearing brain tissue: Changes in the first-pass and recirculation phases. *J. Magn. Reson. Imaging* **21**(6):683-693.

Markus HS, Lythgoe DJ, Ostegaard L, O'Sullivan M and Williams SC. 2000. Reduced cerebral blood flow in white matter in ischaemic leukoaraiosis demonstrated using quantitative exogenous contrast based perfusion MRI. *J. Neurol. Neurosurg Psychiatry* **69**(1):48-53.

Mutke MA, Madai VI, von Samson-Himmelstjerna FC, Weber OZ, Revankar GS, Martin SZ, Steng KL, Bauer M, Hetzer S, Günther M and Sobesky J. 2014. Clinical Evaluation of an Arterial-Spin-Labeling Product Sequence in Steno-Occlusive Disease of the Brain. *PLoS One* **9**(2):e87143.

Park BR and Shin YW. 2004. Measurement of Cerebral Blood Volume and Relative Perfusion Rate Mapping Using MR Imaging in Cats. *J. Exp. Biomed. Science* **10**(4):515-521.

Schram C, Boss A, Martirosian P, Schwenzer NF, Claussen CD and Schick F. 2007. FAIR true-FISP perfusion imaging of the thyroid gland. *J. Magn. Reson. Imaging* **26**(1):66-71.

Wong EC, Buxton RB and Frank LR. 1998. A theoretical and experimental comparison of continuous and pulsed arterial spin labeling techniques for quantitative perfusion imaging. *Magn. Reson. Med.* **40**(3):348-355.

Wong EC, Cronin M, Wu WC, Inglis B, Frank LR and Liu TT. 2006. Velocity-selective arterial spin labeling. *Magn.*

Reson. Med. **55**(6):1334-1341.

Wu O, Østergaard L, Weisskoff RM, Benner T, Rosen BR and Sorensen AG. 2002. Tracer Arrival Timing Insensitive Technique for Estimating Flow in MR Perfusion Weighted Imaging Using Singular Value Decomposition With A Block Circulant Deconvolution Matrix. *Magn. Reson. Med.* **50**(1):164-174.

Yen YF, Field AS, Martin EM, Ari N, Burdette JH, Moody DM and Takahashi AM. 2002. Test-retest reproducibility of quantitative CBF measurements using FAIR perfusion MRI and acetazolamide challenge. *Magn. Reson. Med.* **47**(5):921-928.

Received: 2 December 2020
Revised: 10 December 2020
Revision accepted: 15 December 2020