

Overview of Arterial Spin Labeling Perfusion MRI

Sung-Jin Kang*

Dept. of Radiology, Soonchunhyang University Bucheon Hospital, Bucheon 14584, Korea

Man-Seok Han

Dept. of Radilogical Science, Kangwon National University, Samcheok 25913, Korea

(Received 15 June 2017, Received in final form 3 August 2017, Accepted 4 August 2017)

The arterial spin labeling (ASL) is a magnetic resonance imaging (MRI) method that can evaluate tissue perfusion using blood in the body. The characteristic of non-invasive examinations without contrast agents and the quantitative measurement of perfusion volume is possible, which are increasingly being used for clinical and research purposes. Up to the present, The ASL method has lower SNR than the perfusion imaging method using contrast agent and because optimization of various parameter in the imaging process is difficult, Which may result in measurement errors. To improve this, ASL methods using various technologies are introduced. This paper briefly introduces the outline of ASL, its features in imaging process, various techniques, and clinical application.

Keywords : magnetic resonance imaging, perfusion, arterial spin labeling

동맥스핀표지 관류 자기공명영상의 개요

강성진*

순천향대학교 부천병원 영상의학과, 경기 부천시 원미구 조마루로 170, 14584

한만석

강원대학교 방사선과, 강원 삼척시 중앙로 346, 25913

(2017년 6월 15일 받음, 2017년 8월 3일 최종수정본 받음, 2017년 8월 4일 게재확정)

동맥스핀표지 기법(ASL)은 체내의 혈액을 이용하여 조직의 관류상태를 평가할 수 있는 자기공명영상 방법이다. 조영제를 사용하지 않는 비침습적 검사 특성과 정량적인 관류량의 측정이 가능하여 임상이나 연구목적으로 이용 빈도가 증가하고 있다. 아직까지는 ASL 방법이 조영제를 이용한 관류영상 방법에 비해 낮은 SNR과 영상화 과정에서의 여러 가지 변수의 최적화 과정이 어렵기 때문에 이로 인한 측정오차가 발생할 수 있다. 이를 개선하기 위해 다양한 기술을 적용한 ASL 방법들이 소개되고 있다. 본 논문은 ASL의 개요와 영상화 과정에서의 특징 및 다양한 기술, 임상적 적용에 대해 간단히 소개한다.

주제어 : 자기공명영상, 관류, 동맥스핀표지

I. 서 론

고자장(high magnetic field) 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI) 장치의 보급과 영상화 방법에 관한 기술이 비약적으로 발전함에 따라 뇌혈관질환의 임상적 평가에 관류 자

기공명영상(perfusion magnetic resonance imaging, perfusion MRI)이 매우 유용하게 사용되고 있다[1, 2]. 특히, 허혈성 뇌경색의 조기진단뿐만 아니라 뇌를 구성하는 세포나 지지섬유 등의 실질(parenchyma) 조직에 공급되는 혈류의 다양한 혈류 역학적(hemodynamics) 정보가 제공할 수 있어 임상적으로 여러 뇌질환의 평가에 이용되고 있다.

일반적으로 관류는 혈액에 의해 조직으로 산소와 영양성분 등이 전달되는 상태 즉, 혈액이 모세혈관을 통해 조직이나 세

포의 실질로 전달되는 상태를 의미한다. 이러한 상태를 평가하는 perfusion MRI는 혈류역학적 특성의 정량적, 정성적 측정과정에서 적용되는 기술적 방법에 따라 외인성(exogenous) 방법과 내인성(endogenous) 방법으로 분류할 수 있다. 본 논문에서는 최근 perfusion MRI에서 활용도가 증가되고 있는 내인성 관류영상 방법인 동맥스핀표지(arterial spin labeling, ASL) 기법의 개요에 대해 살펴보고자 한다.

II. 본 론

1. 관류 자기공명영상(Perfusion MRI)의 종류

Perfusion MRI를 크게 분류하자면 두 가지 방법으로 나눌 수 있다. 첫째로 인체의 혈관 내에 조영제를 투여하여 영상화하는 외인성 perfusion MRI로 가장 보편화되어있는 방법이

다. 이 방법은 혈관 내에서 조영제의 흐름을 시간변화에 따라 지속적으로 영상화하게 된다. 둘째로 인체의 혈액 중 동맥 혈액 내 수분(water) 양성자(proton)의 종축자화(longitudinal magnetization) 성분을 라디오파주파수(radiofrequency, RF)를 이용하여 변화시켜 영상화하는 내인성 perfusion MRI로, 혈액의 T1 이완의 변화를 추적하여 영상화하게 된다.

외인성 perfusion MRI 방법은 조영제에 의한 자화효과에 따라 자기공명영상 신호 증가(T1 이완시간 감소) 또는 신호 감소(T2 이완시간 감소)의 효과에 따라 분류할 수 있는데, 전자를 역동적 조영증강(dynamic contrast-enhanced, DCE) 또는 조영제 통과(bolus passage) 방법이라 부르며, 후자를 역동적 자화율강조 조영증강(dynamic susceptibility-weighted contrast-enhanced, DSC) 또는 조영제 추적(bolus tracking) 방법이라고 부른다[1, 3].

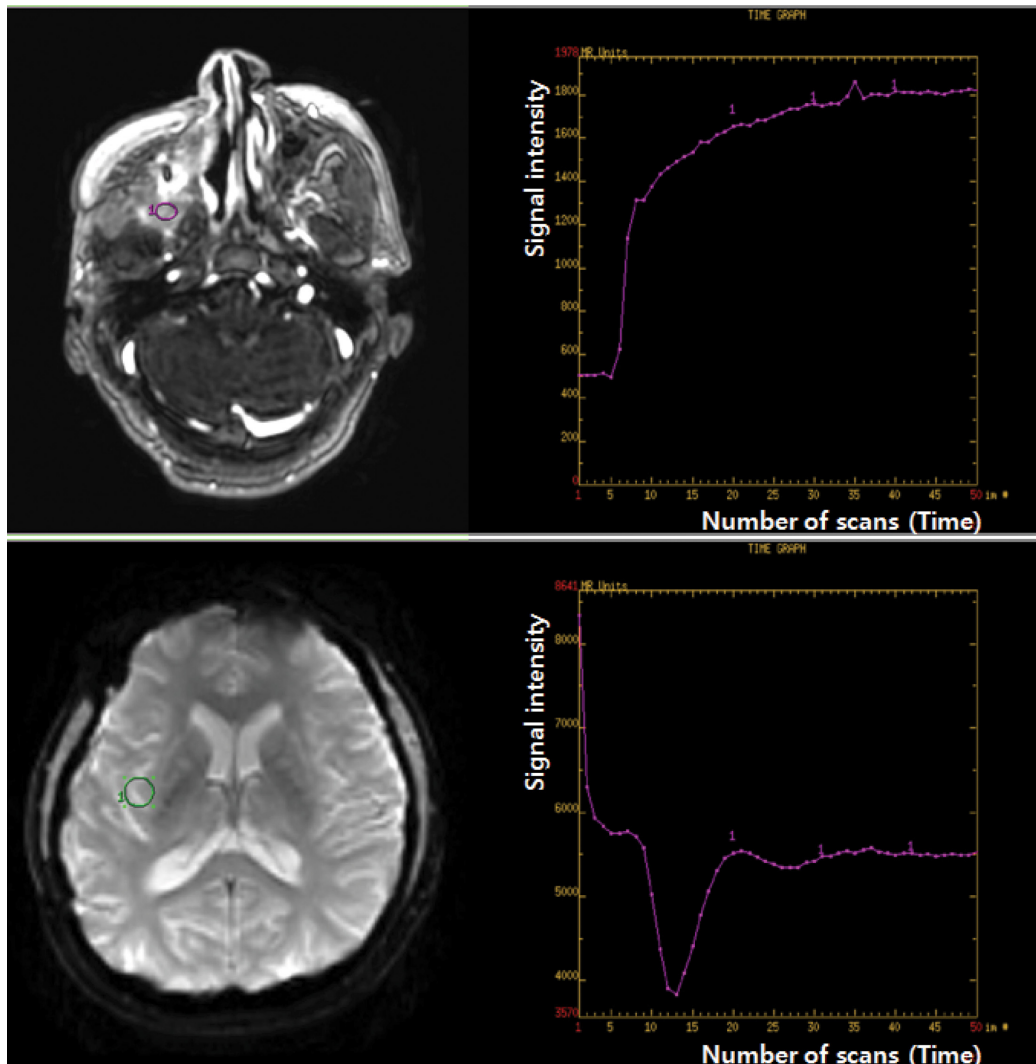


Fig. 1. (Color online) The change of signal intensity after injection of contrast agent in DCE (top row) and DSC (bottom row) which are exogenous perfusion MRI.

Table I. Summary of differences between DCE, DSC and ASL.

	Blood tracing tool	Signal directly related factor	Common derived parameters
DCE	Paramagnetic contrast agent: Gadolinium-based	Vascular permeability	Transfer rate constant; K _{trans}
DSC	Paramagnetic contrast agent: Gadolinium-based	Blood volume	Blood flow Mean transit time
ASL	Magnetization of blood water	Blood flow	Arterial arrival time

Note. DCE (dynamic contrast-enhanced), DSC (dynamic susceptibility-weighted contrast-enhanced), ASL (arterial spin labeling).

외인성 perfusion MRI 방법에는 주로 가돌리늄(gadolinium) 계통의 상자성 물질을 이용한 조영제를 사용하는데, 이는 주로 임상에서 조영증강 자기공명영상(contrast enhanced MRI)을 위해 사용되고 있는 일반적인 조영제이다. 가돌리늄 조영제는 혈액이나 물과 혼합되면 T1 이완시간을(T1 relaxation time)을 짧게 하여 T1 강조영상(weighted image)에서 신호의 증가를 유도하며, 이와 더불어 T2 이완시간을 짧게 하여 T2 강조영상이나 T2*(star) 강조영상에서 신호의 감소를 유도하게 된다. 이러한 효과 중에서 어느 효과에 초점을 맞추어 이용하느냐에 따라 앞서 설명한 DCE 내지는 DSC perfusion MRI 방법이라 불리며 사용되고 있다. Fig. 1에서 위쪽 그림은 조영제의 주입 후 관심영역(region of interest, ROI)으로 표시한 부분에서 조영제의 집적(concentration)으로 인하여 T1 이완시간이 감소하게 되고 이로 인하여 신호강도가 시간에 따라 증가하는 변화를 보여주고 있는 DCE 영상과 시간-신호강도(time-signal intensity curve) 그래프이고, 아래쪽 그림은 조영제 주입 후 ROI로 표시된 부분으로 조영제의 유입(inflow)과 유출(outflow)에 따른 T2 이완시간의 변화와 이로 인한 신호강도가 시간에 따라 변화하고 있는 것을 보여주는 DSC 영상과 시간-신호강도 그래프이다.

본 논문에서 주로 다루려 하는 내인성 perfusion MRI는

조영제 주입 등의 침습적(invasive) 행위 없이 체내의 혈액을 추적자(tracer)로 이용하는 동맥 스핀 표지(arterial spin labeling, ASL) 방법을 이용하고 있다[4-7]. perfusion MRI 방법 간의 차이점을 간단히 요약하면 Table I과 같다.

2. 동맥스핀표지 관류 자기공명영상(ASL Perfusion MRI)

ASL perfusion MRI는 혈액의 종축자화 성분을 변화시켜 영상화하는 방법으로 긴 반복시간(repetition time, TR)과 짧은 에코시간(echo time, TE)을 이용한 수소밀도 강조영상(spin or proton density weighted image)을 2차원 에코 평면 영상(echo planar image, EPI) 기법 또는 3차원 GRASE(gradient and spin echo) 기법 등으로 영상화 한다.

ASL 방법은 일반적으로 두 번의 영상 획득 과정을 거치게 된다. 먼저 혈액에 특정 RF 펄스를 가하지 않은 상태에서 영상(control or reference image)을 얻게 된다. 그 다음에 혈액을 특정 RF 펄스로 자화시켜 영상(labeling or tagging image)을 얻어낸다. Fig. 2에서 왼쪽 그림은 뇌로 유입되는 혈액에 어떠한 RF 펄스도 주지 않는 control 상태에서 영상화 방법이고, 오른쪽 그림은 뇌로 유입되는 혈액에 특정 RF 펄스를 이용하여 labelling을 하는 방법을 보여주고 있다. 이 두 영상에서의 신호의 차(signal difference)가 혈액의 관류

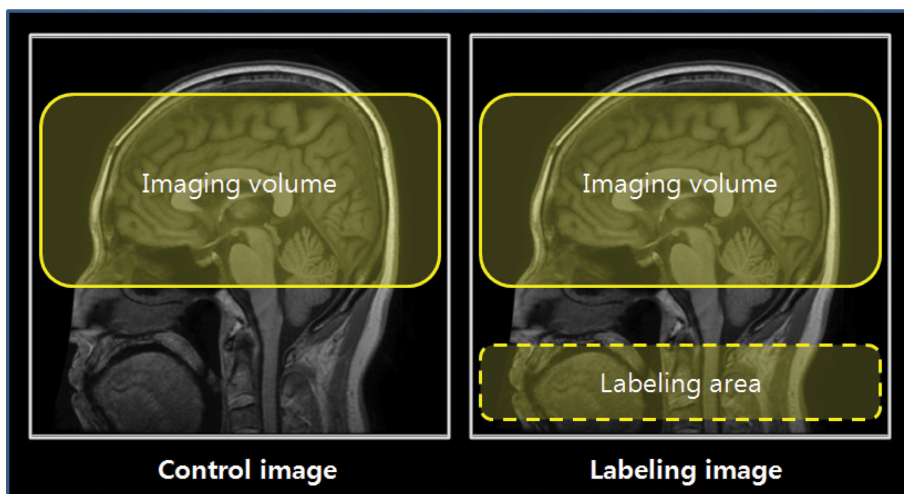


Fig. 2. (Color online) Schematic representations of control image (left) and labeling image (right) for arterial spin labeling (ASL).

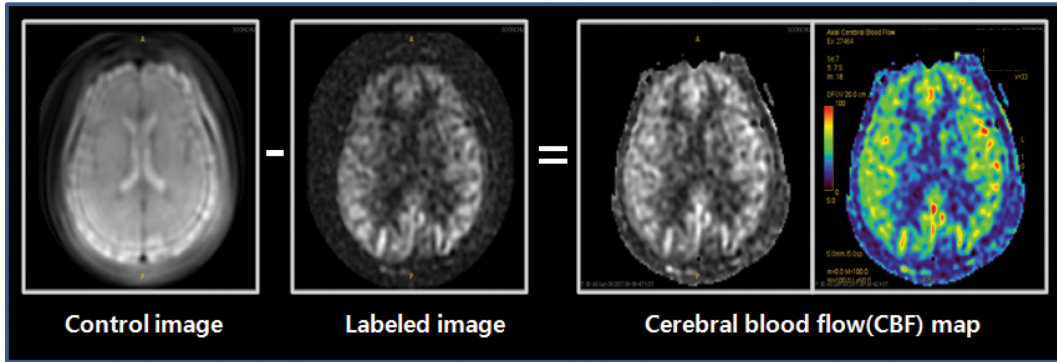


Fig. 3. (Color online) Schematic representations of the image processing for cerebral blood flow (CBF) from arterial spin labeling (ASL).

정도에 비례해서 나타나는 과정을 최종적으로 표현하게 되며 이를 통해 혈류량의 정보를 알 수 있게 된다[4, 8]. Fig. 3은 control 상태에서 얻은 영상과 labelling 상태에서 얻은 영상을 감산하여 이의 차이를 혈류량으로 표현하는 과정을 간단히 표현하고 있다.

ASL 방법에서 표지 전 · 후 영상의 신호 차이는 다음의 식 (1)으로 설명할 수 있다.

$$ASL_{signal} = \frac{(M_C - M_L)}{M_C} \quad (1)$$

여기서 ASL_{signal} 은 표지 전 · 후 영상을 감산하여 얻은 신호의 차이이고, M_C 는 표지 전(control) 자화, M_L 은 표지 후(labeled) 자화의 값을 의미한다.

ASL 방법에 의한 상대적인 관류량(cerebral blood flow, CBF)의 정량화는 일반적으로 다음의 식(2)를 사용하여 나타낼 수 있다.

$$CBF = \frac{\Delta M(TI_2)}{2M_{0,blood} \alpha TI_1 q_p (T_{1,tissue}, T_{1,blood}, TI_2)} e^{\left(\frac{TI_2}{T_{1,blood}}\right)} \quad (2)$$

여기서 CBF 는 뇌혈류량(단위: ml/100 g/min, ml/g/sec)이고, $\Delta M(TI_2)$ 는 표지(labelling)를 위한 반전 펄스 전후의 신호강도 차이, $M_{0,blood}$ 는 혈액의 자화평형(equilibrium magnetization of blood) 값, α 는 반전효율(inversion efficiency), TI_1 은 표지부의 지속시간, TI_2 는 각 영상단면의 반전 시간, $T_{1,tissue}$ 는 조직의 종축이완시간, $T_{1,blood}$ 는 혈액의 종축이완시간, q_p 는 혈액의 T1과 뇌 조직의 T1 사이의 차이를 설명하는 보정인자이다[9].

표지 전 · 후 두 영상의 감산을 통해 얻어지는 신호강도의 차이는 보통 1~2% 정도이며, 여기에는 혈중 헤마토크릿(hematocrit) 수치 증가에 따른 혈액의 T1 증가 및 혈액과 조직의 T1 값, 표지 혈액이 영상영역으로 이동하는 시간을

포함한 혈류속도 같은 다양한 변수에 영향을 받는다[10-12]. 따라서 상기의 공식에서 다양한 변수의 영향을 이해하면 정량화된 CBF 값을 보다 정확하게 해석할 수 있다[13]. 이상적으로는 식(2)의 모든 변수를 각 환자마다 새로 적용해야 하지만 현실적인 제약이 많기 때문에 관류량의 정량화에 오차를 가져올 수 있다. 또한 혈액을 표지하기 위해 주어지는 RF 펄스에 의해 영상영역 내 백질(white matter) 또는 회백질(grey matter) 세포 등 고정조직(static tissue)의 신호를 변화시킬 수 있는 자화전이(magnetization transfer, MT) 현상이 발생하게 되며, 표지를 하지 않을 시에는 MT 현상이 발생하지 않는다. 따라서 ASL 방법에서는 표지된 혈액의 관류 현상 이외에도 MT 현상에 의한 신호변화의 효과가 함께 나타나게 되므로 관류량의 측정에 오차가 발생하게 된다[14, 15]. 이러한 관점으로 인하여 ASL 방법에서는 기본적으로 고정된 조직의 신호의 차가 영상에 반영되는 것을 최소한도로 줄임과 동시에 혈액의 표지 효과를 최대한도로 높여야 한다.

보편적으로 ASL 방법을 이용하여 관류량의 정보를 얻기 위해 하나의 표지시간(labelling time)을 이용하게 된다. 여러 개의 표지시간을 이용한다면 보다 많은 혈류역학적 관류 정보를 알 수 있겠지만, 기본적으로 ASL 방법은 혈액의 표지 전 · 후 영상에서의 신호대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)가 외인성 관류 영상방법에 비해 매우 작기 때문에 이의 보상을 위하여 40~50회 이상으로 반복 영상을 획득하게 된다. 이로 인해 한 번의 관류량 평가를 위한 검사시간이 보통 수 분 이상 소요된다. 따라서 다양한 표지시간의 적용이 어려우며, 하나의 표지시간의 적용에 있어서도 정확한 관류 정보를 담아내기 위한 표지시간 설정의 최적화 과정도 필수적이다. 이를 위하여 여러 형태의 표지 방법을 적용한 다양한 ASL 방법들이 제안되고 있다.

3. 표지 방법에 따른 ASL의 기술적 구분

ASL 방법은 혈액을 표지하는 기술적 관점에서 분류한다면

크게 순간 동맥스핀표지(pulsed ASL, PASL), 연속 동맥스핀 표지(continuous ASL, CASL), 가상 연속 동맥스핀표지(pseudo continuous ASL, pCASL), 혈류의 속도 선택 동맥스핀표지(velocity selective ASL, VSASL)의 4가지 방법으로 구분할 수 있다.

먼저 PASL은 아주 짧은 시간 동안만 표지 펄스를 주는 방법이다[16-22]. PASL은 영상영역(imaging volume) 이전에 표지 펄스를 가한 다음 일정시간 경과 후 영상영역으로 표지된 혈류의 유입을 측정하는 방식이다. 보통 5~20 ms 이내의 짧은 시간동안 혈액을 표지하기 때문에 별도의 부속 장치가 없이 일반적인 MRI system의 RF와 경사자장을 이용할 수 있기 때문에 비교적 간편하게 혈액을 표지하여 영상화할 수 있는 특징이 있다. PASL의 종류에는 Transfer insensitive labeling technique(TILT)[18], Flow sensitive alternating inversion recovery(FAIR)[19], Echo planar and signal targeting with alternating RF(EPISTAR)[17, 21], Quantitative imaging of perfusion using a single subtraction(QUIPSS)[9, 22] 등의 다양한 방법들이 이용되고 있다.

CASL은 표지 펄스를 연속적으로 가하는 방법이다[8, 15, 23]. 이 방법은 2000~4000 ms의 긴 시간 동안 혈류 속도에 맞춘 반전 펄스(flow driven adiabatic inversion)를 이용하여 표지하는 방법으로 PASL 방법에 비해 연속적인 표지 펄스를 가할 수 있는 별도의 장치들을 이용하여야 하는 제한점이 있으나 높은 SNR을 얻을 수 있다[24].

최근에는 CASL 방법의 제한점을 줄이기 위하여 pCASL 방법이 개발되어 사용되기도 한다[25-29]. pCASL 방법은 연속적인 RF 표지 펄스를 가하는 대신 분리된 RF(discrete RF) 표지 펄스를 사용하여 혈액을 표지하게 된다. 따라서 별도의 연속적 경사자장 부분을 분리된 경사자장으로 대체하여 추가적인 장치가 없이도 일반적인 MRI system에서도 적용이

가능하며, 이로 인해 RF 표지 펄스의 공명영역이 증가하여 MT 현상이 20% 정도 줄어들기 때문에 관류량 측정 오차가 감소하며 SNR을 증가시킬 수 있다.

VSASL 방법은 일정 속도 이상을 갖는 혈류의 혈액에 대해서만 표지하는 방법으로, 혈류의 최저 속도를 기준(cut-off velocity, V_c)으로 그 이상의 혈류 속도에서만 표지하는 방법이다[30, 31]. 예를 들어 뇌혈관 질환이 있는 환자의 경우 표지된 혈액이 영상영역으로 유입되는 시간이 각각 다를 수 있으며, 혈액의 T1 값보다 시간이 길어질 수 있다. 이런 경우 특정 위치에 표지를 위한 반전 펄스를 주는 것이 아니라 일정 시간의 반전 펄스 이후 혈액의 속도가 V_c 이하인 것만을 영상화하게 된다. VSASL은 혈류의 속도가 느리거나 측부 혈류 순환(collateral circulation) 같은 낮은 관류의 조건에서도 정량적 측정이 가능하지만 SNR이 낮고 최적의 V_c 를 설정하는 게 쉽지 않다.

다양한 ASL 방법들의 장·단점은 다음의 Table II에서 간단히 비교할 수 있다.

앞서 소개한 여러 ASL 방법들과는 별도로 ASL 기법을 이용하여 혈관 영역 영상화(vascular territory imaging, VTI) 기법 등이 사용되기도 한다[32-35]. VTI 기법은 PASL 방법을 이용하여 특정 구역으로의 유입 동맥(inflow artery)만을 선택적으로 표지하는 방법이다. Fig. 4에서 왼쪽 영상은 오른쪽 내경 동맥(right internal carotid artery), 가운데 영상은 왼쪽 내경 동맥(left internal carotid artery), 오른쪽 영상은 척추 동맥(vertebral artery)만을 각각 선택적으로 표지하여 얻은 영상이다. 이를 통해 여러 군데의 협착성 혈관(stenotic vessel)을 갖고 있는 뇌혈관질환 환자의 경동맥 내막절제술(carotid endarterectomy), 스텐트 삽입술(stent insertion), 우회술(bypass) 등의 중재적 시술에 있어서 유용한 정보를 제공할 수 있다[32, 33].

Table II. Merit and demerit of ASL methods.

	Merit	Demerit
PASL	High labelling efficiency Lower SAR (RF energy) Transit time control	Lower SNR Increased transit delay
CASL	Higher SNR better than PASL Shorter transit delay	Lower labelling efficiency Higher SAR Increase MT effects
pCASL	Higher SNR better than PASL Higher labelling efficiency better than CASL	Higher SAR (RF energy)
VSASL	Ability to measure low blood flow	Lower SNR Selection of cut-off velocity

Note. PASL (pulsed arterial spin labeling), CASL (continuous arterial spin labeling), pCASL (pseudo continuous arterial spin labeling), VSASL (velocity selective arterial spin labeling), SNR (signal to noise ratio), SAR (specific absorption ratio), RF (radio frequency), MT (magnetization transfer).



Fig. 4. Vessel selective territorial arterial spin labeling (ASL) example (N. S. Hartkamp *et al.*, *NMR Biomed*, 26, 901 (2013)).

ASL 영상획득 과정 중에서 표지 전 영상은 일반적으로 뇌 기능 영상(functional MRI, fMRI)에서 사용되는 혈액 산소 함유 정도(blood oxygenation-level dependent, BOLD) 영상 기법과 거의 유사한 상태에서 얻게 되고, 표지 영상은 혈류량(CBF) 정보를 반영하여 얻게 된다. 따라서 BOLD 기법과 CBF 영상을 함께 얻을 수 있는 효과가 있으며, 이를 처리하여 뇌의 산소대사율(cerebral metabolic rate of oxygen, CMRO₂)을 정량적으로 측정하는데 이용할 수도 있다[36-40].

현재 ASL 영상 방법은 임상적으로는 주로 뇌혈관의 관류를 평가하는데 이용되고 있으나, 신장이나 근육 등의 관류 평가에도 적용할 수 있다. 하지만 외인성 관류 자기공명영상 기법인 DSC, DCE 등을 통해 알 수 있는 - 예를 들어 뇌혈류량(cerebral blood flow, CBF), 뇌혈류용적(cerebral blood volume, CBV), 평균 통과 시간(mean transit time, MTT), 최고치 도달시간(time to peak, TTP) 등[1, 3, 41] - 다양한 혈류 정보 중에 오직 CBF 정보만을 나타낼 수 있기에 그 이용의 이익과 정보량과의 관계를 고려하여 선택적으로 적용하여야 할 것이다.

4. ASL의 인공물(Artifacts)

앞서의 설명에서 언급한 ASL 영상화 과정에서 기인된 다양한 변수에 의해 발생하는 인공물이나 측정오차 등의 문제점을 제외하고, 그 외 비 특이적으로 발생하는 인공물은 다음에 설명하는 몇 가지 원인 등으로 설명할 수 있다.

1) 자화감수율 인공물(Magnetic Susceptibility Artifacts)

ASL 방법은 앞서 서술한 바와 같이 빠르고 반복적인 영상의 획득을 위해서 EPI 기법을 주로 사용하게 된다. 하지만 EPI 기법은 출혈 부위(hemorrhagic region), 석회화(calcifications), 두개 기저부 및 측두부의 공기과 조직의 계면(air-tissue interface), 외과용 금속 이식물(metal surgical implants) 등이 인접한 부위에 자화감수율 인공물을 발생시킨다[42]. 자화감수율로 인한 인공물은 ASL 영상에서 저 신호 강도로 나타나게 되어 관류량의 감소 영역으로 오해하게 할 수 있다[4]. Fig. 5는 우측 측두엽(temporal lobe) 부위의 출혈로 인한 자화감수율 인공물이 발생하였고, 이로 인해 ASL 영상에서 저 신호 강도 내지는 관류량이 감소된 것처럼 보이고 있다. 자화감수율 인공물을 줄이기 위해서는 EPI 기법보다 자화감수

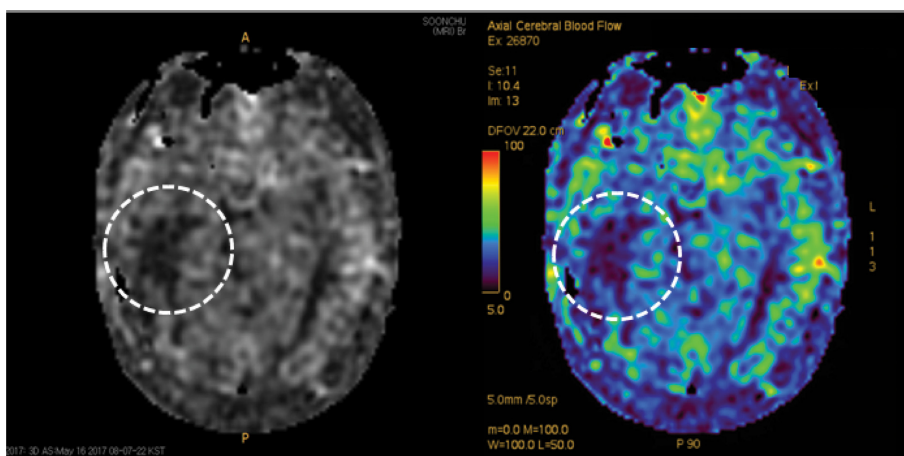


Fig. 5. (Color online) Artifacts of magnetic susceptibility cause by right temporal lobe hemorrhage, seen as a low signal intensity lesion (dotted circles) on an arterial spin labeling (left) and cerebral blood flow map (right).

을 효과에 덜 민감한 3D GRASE 기법을 사용하거나, 다중 채널 코일을 이용한 병렬영상(parallel imaging) 기법을 적용하여 최소화 할 수 있다[43-45].

2) 움직임 인공물(Motion Artifacts)

움직임은 일반적으로 MR 영상화 과정에서 흔히 발생하며, MR 영상화 시간과 환자의 협조 상태에 따라 인공물의 영향도 달라진다. ASL 영상에서는 SNR을 증가시키기 위해 반복적으로 획득하는 과정에서 민감한 영향을 미치게 되며, 주로 뇌의 주변에 고리(ring)나 줄무늬(strips)모양의 신호 강도의 변화로 나타나게 된다[4]. ASL 영상화 과정에서 환자의 움직임을 제어하여야 하며, 움직임이 발생한 ASL 영상은 관류량이 과대 또는 과소로 평가 될 수 있으므로 신중한 평가가 동반 되어야 한다.

3) 수신코일 단위의 감도(Sensitivity of The Coil Elements)

위상 배열 코일(phase array coil)에서 코일 구성 단위(elements)의 감도는 조금씩 다르다. 특정 구성 단위에 결함이 있거나 감도의 차가 클 경우 국소적인 신호 강도의 차이가 발생하고 이로 인해 관류량의 차이가 다르게 표현될 수 있다. 코일의 감도에 의한 인공물의 발생이 의심스러울 경우 수신코일 내의 환자의 위치를 다르게 배치한 후 다시 획득하여 인공물 여부를 확인하는 과정을 추가하거나, M_0 mapping을 이용하여 사후 보정을 시행하는 방법을 적용할 수도 있다[4].

4) 상자성 조영제 효과(Gadolinium Based Contrast Agent Effect)

체내로 주입된 상자성 조영제는 ASL 영상의 표지 전, 후 과정에서 T1을 감소시킨다. T1의 감소는 표지 전, 후의 영상에서 측정할 수 있는 신호의 차이를 더욱 작게 하여 최종적으로 신호의 차이가 거의 없는 관류 영상을 생성하게 된다. 따라서 임상적으로 ASL 방법을 적용할 경우에는 상자성 조영제의 체내 주입 전 시행되도록 하여야 한다[4].

5. ASL의 임상적용(Clinical Application)

ASL은 뇌졸중과 같은 급성, 만성 뇌혈관질환의 평가에 이용할 수 있다[46, 47]. ASL을 통해 혈류역학적 이상 소견의 확인에 도움이 될 수 있으며, 혈전용해술 등 중재적 치료 후 재관류의 정도를 확인하는데 사용할 수 있다. 뇌의 신생물의 경우 종양 내 혈관분포의 평가를 통해 병기(staging) 및 조직학적 소견과의 상관관계를 확인하거나[48, 49], 치료에 대한 반응이나 경과의 평가에 도움을 줄 수 있다[50, 51]. 치매(dementia) 환자의 경우 해마(hippocampus) 부위를 포함한 측두엽 부위 조직과 대사기능의 손실이 발생하는데, ASL 방법을 적용해 경도 인지 장애(mild cognitive impairment) 환자에서 치매와 관련한 변화의 조기발견에 유용하게 사용할 수 있다. 그 외에도 동정맥 기형(arteriovenous malformations,

AVM)[57], 간질(epilepsy)[58, 59] 등의 평가와 치료계획에 도움을 줄 수 있다.

III. 결 론

Perfusion MRI는 뇌혈관 질환의 예측과 치료의 결정에 중요한 정보를 제공할 수 있기 때문에 임상에서 보편적으로 이용되고 있다. 여러 가지 perfusion MRI 방법 중 ASL 방법은 조영제의 주입 없이도 혈류량을 정량적으로 평가할 수 있어 사용이 점차 증가되고 있으며, 조영제에 의한 신장독성 문제가 되는 신기능 저하 환자, 소아, 임산부 등의 대상에 안전적이며 반복적으로 적용할 수 있다. 하지만 아직까지는 ASL 방법이 조영제를 이용한 외인성 관류영상 방법에 비해 낮은 SNR과 여러 가지 변수의 최적화 과정이 어렵기 때문에 이로 인한 측정오차는 보편적 적용에 제한점이 될 수 있다. 향후 ASL 방법에 대한 기술적 진보가 바탕이 된다면 각종 질환의 진단이나 치료의 경과, 다양한 연구 활동에 보다 광범위하게 적용될 수 있을 것이다.

References

- [1] E. L. Barbier, L. Lamalle, and M. Decorps, J. Magn. Reson. Imaging **13**, 496 (2001).
- [2] G. G. Brown, C. Clark, and T. T. Liu, J. Int. Neuropsychol. Soc. **13**, 526 (2007).
- [3] B. R. Rosen, J. W. Belliveau, J. M. Vevea, and T. J. Brady, Magn. Reson. Med. **14**, 249 (1990).
- [4] A. R. Deibler, J. M. Pollock, R. A. Kraft, H. Tan, J. H. Burdette, and J. A. Maldjian, Am. J. Neuroradiol. **29**, 1228 (2008).
- [5] R. L. Wolf and J. A. Detre, Neurotherapeutics **4**, 346 (2007).
- [6] J. A. Detre, J. S. Leigh, D. S. Williams, and A. P. Koretsky, Magn. Reson. Med. **23**, 37 (1992).
- [7] N. S. Hartkamp, M. J. P. van Osch, J. Kappelle, and R. P. Bokkers, Curr. Opin. Neurol. **27**, 42 (2014).
- [8] J. A. Detre, W. Zhang, D. A. Roberts, A. C. Silva, D. S. Williams, D. J. Grandis, A. P. Koretsky, and J. S. Leigh, NMR Biomed. **7**, 75 (1994).
- [9] W. M. Luh, E. C. Wong, P. A. Bandettini, and J. S. Hyde, Magn. Reson. Med. **41**, 1246 (1999).
- [10] H. Lu, C. Clingman, X. Golay, and P. C. M. van Zijl, Magn. Reson. Med. **52**, 679 (2004).
- [11] M. J. Silvennoinen, M. I. Kettunen, and R. A. Kauppinen, Magn. Reson. Med. **49**, 568 (2003).
- [12] A. I. Zhernovoi and L. M. Sharshina, Med. Tekh. **6**, 33 (1997).
- [13] R. B. Buxton, J. Magn. Reson. Imaging **22**, 723 (2005).
- [14] E. T. Petersen, T. Lim, and X. Golay, Magn. Reson. Med. **55**, 219 (2006).
- [15] D. C. Alsop and J. A. Detre, Radiology **208**, 410 (1998).
- [16] A. M. Campbell and C. Beaulieu, J. Magn. Reson. Imaging **25**,

- 215 (2007).
- [17] R. R. Edelman and Q. Chen, *Magn. Reson. Med.* **40**, 800 (1998).
- [18] X. Golay, M. Stuber, K. P. Pruessmann, D. Meier, and P. Boesiger, *J. Magn. Reson. Imaging* **9**, 454 (1999).
- [19] S. G. Kim and N. V. Tsekos, *Magn. Reson. Med.* **37**, 425 (1997).
- [20] K. K. Kwong, D. A. Chesler, R. M. Weisskoff, K. M. Donahue, T. L. Davis, L. Ostergaard, T. A. Campbell, and B. R. Rosen, *Magn. Reson. Med.* **34**, 878 (1995).
- [21] E. C. Wong, R. B. Buxton, and L. R. Frank, *NMR Biomed.* **10**, 237 (1997).
- [22] E. C. Wong, R. B. Buxton, and L. R. Frank, *Magn. Reson. Med.* **39**, 702 (1998).
- [23] D. C. Alsop and J. A. Detre, *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **16**, 1236 (1996).
- [24] E. C. Wong, R. B. Buxton, and L. R. Frank, *Magn. Reson. Med.* **40**, 348 (1998).
- [25] S. A. Amukotuwa, C. Yu, and G. Zaharchuk, *J. Magn. Reson. Imaging* **43**, 11 (2016).
- [26] Y. Jung, E. C. Wong, and T. T. Liu, *Magn. Reson. Med.* **64**, 799 (2010).
- [27] W. Dai, D. Garcia, C. de Bazelaire, and D. C. Alsop, *Magn. Reson. Med.* **60**, 1488 (2008).
- [28] G. H. Jahng, G. B. Matson, M. W. Weiner, and N. Schuff, *Proc. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* **14**, 3433 (2006).
- [29] D. M. Garcia, C. de Bazelaire, and D. C. Alsop, *Proc. Int. Soc. Magn. Reson. Med.* **13**, 37 (2005).
- [30] E. C. Wong, M. Cronin, W. C. Wu, B. Inglis, L. R. Frank, and T. T. Liu, *Magn. Reson. Med.* **55**, 1334 (2006).
- [31] G. Duhamel, C. de Bazelaire, and D. C. Alsop, *Magn. Reson. Med.* **50**, 145 (2003).
- [32] N. S. Hartkamp, E. T. Petersen, J. B. De Vis, R. P. Bokkers, and J. Hendrikse, *NMR Biomed.* **26**, 901 (2013).
- [33] P. J. van Laar, J. van der Grond, and J. Hendrikse, *Radiology* **246**, 354 (2008).
- [34] J. Hendrikse, J. van der Grond, H. Lu, P. C. van Zijl, and X. Golay, *Stroke* **35**, 882 (2004).
- [35] N. P. Davies and P. Jezzard, *Magn. Reson. Med.* **49**, 1133 (2003).
- [36] Z. B. Rodgers, J. A. Detre, and F. W. Wehrli, *J. Cereb. Blood Flow Metab.* **36**, 1165 (2016).
- [37] P. Liu, H. Huang, N. Rollins, L. F. Chalak, T. Jeon, C. Halovanic, and H. Lu, *NMR Biomed.* **27**, 332 (2014).
- [38] D. A. Yablonskiy, A. L. Sukstanskii, and X. He, *NMR Biomed.* **26**, 963 (2013).
- [39] T. T. Liu and E. C. Wong, *Neuroimage* **24**, 207 (2005).
- [40] R. D. Hoge, J. Atkinson, B. Gill, G. R. Crelier, S. Marrett, and G. B. Pike, *Magn. Reson. Med.* **42**, 849 (1999).
- [41] M. Wintermark, M. Sesay, E. Barbier, K. Borbély, W. P. Dillon, J. D. Eastwood, T. C. Glenn, C. B. Grandin, S. Pedraza, J. F. Soustiel, T. Nariai, G. Zaharchuk, J. M. Caillé, V. Dousset, and H. Yonas, *Stroke* **36**, 83 (2005).
- [42] J. M. Pollock, H. Tan, R. A. Kraft, C. T. Whitlow, J. H. Burdette, and J. A. Maldjian, *Magn. Reson. Imaging Clin. N. Am.* **17**, 315 (2009).
- [43] M. A. Fernández-Seara, Z. Wang, J. Wang, H. Y. Rao, M. Guenther, D. A. Feinberg, and J. A. Detre, *Magn. Reson. Med.* **54**, 1241 (2005).
- [44] Z. Wang, J. Wang, T. J. Connick, G. S. Wetmore, and J. A. Detre, *Magn. Reson. Med.* **54**, 732 (2005).
- [45] J. C. Ferré, J. Petr, E. Bannier, C. Barillot, and J. Y. Gauvrit, *J. Magn. Reson. Imaging* **35**, 1233 (2012).
- [46] J. A. Chalela, D. C. Alsop, J. B. Gonzalez-Atavales, J. A. Maldjian, S. E. Kasner, and J. A. Detre, *Stroke* **31**, 680 (2000).
- [47] B. Siewert, G. Schlaug, R. R. Edelman, and S. Warach, *Neurology* **48**, 673 (1997).
- [48] T. Tourdias, S. Rodrigo, C. Oppenheim, O. Naggara, P. Varlet, S. Amoussa, G. Calmon, F. X. Roux, and J. F. Meder, *J. Neuroradiol.* **35**, 79 (2008).
- [49] C. Warmuth, M. Gunther, and C. Zimmer, *Radiology* **228**, 523 (2003).
- [50] Y. Ozsunar, M. E. Mullins, K. Kwong, F. H. Hochberg, C. Ament, P. W. Schaefer, R. G. Gonzalez, and M. H. Lev, *Acad. Radiol.* **17**, 282 (2010).
- [51] M. A. Weber, C. Thilmann, M. P. Lichy, M. Günther, S. Delorme, I. Zuna, A. Bongers, L. R. Schad, J. Debus, H. U. Kauczor, M. Essig, and H. P. Schlemmer, *Invest. Radiol.* **39**, 277 (2004).
- [52] L. L. Chao, S. T. Buckley, J. Kornak, N. Schuff, C. Madison, K. Yaffe, B. L. Miller, J. H. Kramer, and M. W. Weiner, *Alzheimer Dis. Assoc. Disord.* **24**, 19 (2010).
- [53] A. T. Du, G. H. Jahng, S. Hayasaka, J. H. Kramer, H. J. Rosen, M. L. Gorno-Tempini, K. P. Rankin, B. L. Miller, M. W. Weiner, and N. Schuff, *Neurology* **67**, 1215 (2006).
- [54] N. A. Johnson, G. H. Jahng, M. W. Weiner, B. L. Miller, H. C. Chui, W. J. Jagust, M. L. Gorno-Tempini, and N. Schuff, *Radiology* **234**, 851 (2005).
- [55] D. C. Alsop, J. A. Detre, and M. Grossman, *Ann. Neurol.* **47**, 93 (2000).
- [56] T. A. Sandson, M. O'Connor, R. A. Sperling, R. R. Edelman, and S. Warach, *Neurology* **47**, 1339 (1996).
- [57] R. L. Wolf, J. Wang, J. A. Detre, E. L. Zager, and R. W. Hurst, *Am. J. Neuroradiol.* **29**, 681 (2008).
- [58] R. L. Wolf, D. C. Alsop, I. Levy-Reis, P. T. Meyer, J. A. Maldjian, J. Gonzalez-Atavales, J. A. French, A. Alavi, and J. A. Detre, *Am. J. Neuroradiol.* **22**, 1334 (2001).
- [59] H. L. Liu, P. Kochunov, J. Hou, Y. Pu, S. Mahankali, C. M. Feng, S. H. Yee, Y. L. Wan, P. T. Fox, and J. H. Gao, *Magn. Reson. Med.* **45**, 431 (2001).