

논문 2014-51-12-19

3D-SPACE T2 기법에 의한 TOF-MRA 검사 시 발생하는 혈관 내 협착 정도의 측정 오류 개선에 관한 연구

(The Research to Correct Overestimation in TOF-MRA for Severity of
Cerebrovascular Stenosis)

한 용 수*, 김 호 철**, 이 동 영*, 이 수 철*, 하 승 한***, 김 민 기****

(Yong Su Han, Ho Chul Kim[©], Dong Young Lee, Su Cheol Lee, Seung Han Ha, and Min Gi Kim)

요 약

서구화된 식습관, 운동부족, 비만증가 등에 기인한 허혈성 뇌졸중의 급격한 증가로 뇌혈관 협착 또는 폐색의 신속하고 정확한 진단이 매우 중요하다. 뇌혈관을 관찰할 수 있는 기법 중 비 조영 검사인 TOF-MRA 기법은 가장 대표적이고 안정적인 기법이다. 또한 최근 TOF-MRA 혈관영상기법은 CE-MRA 기법에 비해 큰 직경이 아닌 두개 내 혈관과 같은 작은 혈관의 협착 평가에서 유용하다는 평가를 받고 있다. 그러나 TOF-MRA 기법은 뇌 경색의 주요 원인인 플라그 형성에 의한 혈류 역학적인 난류 형성으로 협착 및 폐색의 실제 길이보다 과 측정되는 문제점이 있다. 본 연구의 목적은 유속신호 강조효과를 이용한 TOF-MRA 기법에서 발생하는 플라그 과 측정 오류를 해결하기 위하여 유속신호 감쇄효과를 이용한 3D SPACE T2 시퀀스를 이용, 보다 정확한 협착 및 폐색의 혈관질환 진단을 위한 새로운 시퀀스를 제시하고 난류에 의한 과 측정 원인을 해결하여 임상 활용 가능성을 높이는데 있다. 실험 방법은 플라그 혈관 팬텀을 제작하여 40%, 50%, 60%, 70% 협착을 형성시키고 flow control set를 이용하여 생리식염수로 만든 가상혈류에 0.9ml/sec, 1.5ml/sec, 2.1ml/sec, 2.6ml/sec의 속도 차이를 주어 동일한 조건으로 TOF-MRA 16회, 3D SPACE T2 16회 총 32회를 교차실험 하였고 실제 플라그 길이의 정확도를 비교 실험 하였다. 실험 결과는 각각의 동일한 협착 정도와 혈류 속도의 조건에서 16회의 비교데이터 결과, 새롭게 제안된 SPACE 3D T2 에서 실제 플라그 길이와 유사한 정확도 우위를 보였고, 혈류속도가 빠를수록 그리고 협착 정도가 클수록 TOF-MRA에서 과 측정 오류의 차이가 커짐을 확인 할 수 있었다. 따라서 TOF-MRA에서 발생하는 플라그 과 측정 문제를 해결하고 비 조영 검사인 장점을 유지하기 위해 본 논문에서 제시한 유속신호 감쇄효과를 이용한 3D SPACE T2를 혈관 검사에 사용한다면 보다 정확한 뇌혈관 진단에 큰 도움이 될 것으로 사료된다.

Abstract

It is very important accurate diagnosis and quick treatment in cerebrovascular disease, i.e. stenosis or occlusion that could be caused by risk factors such as poor dietary habits, insufficient exercise, and obesity. Time-of-flight magnetic resonance angiography (TOF-MRA), it is well known as diagnostic method without using contrast agent for cerebrovascular disease, is the most representative and reliable technique. Nevertheless, it still has measurement errors (also known as overestimation) for length of stenosis and area of occlusion in cerebral infarction that is built by accumulation and rupture of plaques generated by hemodynamic turbulence. The purpose of this study is to show clinical trial feasibility for 3D-SPACE T2, which is improved by using signal attenuation effects of fluid velocity, in diagnosis of cerebrovascular disease. To model angiostenosis, strictures of different proportions (40%, 50%, 60%, and 70%) and virtual blood stream (normal saline) of different velocities (0.19 ml/sec, 1.5 ml/sec, 2.1 ml/sec, and 2.6 ml/sec) by using dialysis were made. Cross-examinations were performed for 3D-SPACE T2 and TOF-MRA (16 times each). The accuracy of measurement for length of stenosis was compared in all experimental conditions. 3D-SPACE 2T has superiority in terms of accuracy for measurements of the length of stenosis, compared with TOF-MRA. Also, it is robust in fast blood stream and large stenosis than TOF-MRA. 3D-SPACE 2T will be promising technique to increase diagnosis accuracy in narrow complex lesions as like two cerebral small vessels with stenosis, created by hemodynamic turbulence.

Keyword : Wash out effect, Inflow effect, TOF MRA, turbulent flow, SPACE

* 정회원, 동국대학교 영상의학과(Department of Radiology, Dongguk University Ilsan Hospital)

** 정회원, 을지대학교 보건과학대학교 방사선학과(Department of Radiological Science, Eulji University)

*** 정회원, 충북보건과학대학교 간호학과(Department of Nursing, Chungbuk Health & Science University)

**** 정회원, 고려대학교 전자 및 정보공학과

(Department of Electronic & Information Engineering, Korea University)

© Corresponding Author(E-mail: tiger1005@gmail.com)

접수일자: 2014년11월06일, 수정일자: 2014년11월12일, 게재확정: 2014년12월01일

I. 서 론

뇌졸중은 전 세계적으로 성인 사망의 주요 원인질환 중 하나이다. 뇌혈류 이상으로 인해 갑작스레 유발된 국소적인 신경학적 결손 증상으로, 과거에 흔했던 출혈성 뇌졸중의 비율이 상대적으로 감소하고 서구화된 식습관, 운동부족, 비만증가 등에 기인한 허혈성 뇌졸중이 뚜렷이 증가하는 경향을 보이고 있다. 허혈성 뇌졸중은 한국인의 사망원인 중 가장 흔한 질환 중의 하나로 심각한 신체적, 정신적 장애를 일으키는 질병이다^[1].

큰 동맥 죽화 경화증(혈관 폐색성 질환, Vascular occlusive diseases)은 허혈성 뇌졸중의 주요 원인으로, 동맥내막에 지방과 염증세포 축적으로 죽 상판을 형성하여 뇌혈관 내경이 좁아지고 손상된 혈관 벽에 혈전이 생기면서 혈관 폐색이 발생한다^[2-3]. 증상이 있는 허혈성 뇌졸중 환자에서 뇌혈관 협착 또는 폐색의 신속하고 정확한 진단을 위해 MR Angiography검사는 매우 중요하다. TOF-MRA(Time-of-flight Magnetic Resonance Angiography)는 혈관 형태에 의한 신호획득이 아닌 혈류자체의 특성을 이용한 영상신호를 얻는 방법으로 비침습적이고 조영제를 사용하지 않고, 인체의 거의 모든 부위의 혈관을 가시화 할 수 있다. 하지만 비조영 검사인 TOF-MRA는 뇌혈관 협착 크기의 측정오류가 발생한다. 혈관 벽이 일부 좁아짐으로써 구조적 변화가 생겨 혈류 역학적으로 난류(turbulent flow)가 발생하기 때문이다. 난류로 인해서 stenosis(혈관에 plaque가 생성)결과가 실측 길이보다 길게 영상으로 표현된다.

본 논문에서는 플라그 두께의 변화와 혈류 유속의 변화에 따른 길이측정 오류 값의 상관관계를 확인하고, 본 연구에서 제안한 방법인 난류가 발생하여도 유속에 영향을 받지 않는 유속신호 감쇄효과를 이용한 최적화된 시퀀스를 적용하여 과 측정되는 플라그의 오류를 제거하는데 그 목적이 있다.

II. 대상 및 방법

1. Time-of-flight effect(유체속도 강조효과)

유체속도 강조 효과는 Wash out effect(유속신호 감쇄효과)와 Inflow effect(entry slice phenomenon, 유속신호 강조효과)가 발생한다^[4].

가. Wash-out effect(유속신호 감쇄효과)

빠른 유속에 따른 신호감소 효과인 Wash-out effect는 스핀에코 영상에서 양성자(proton)가 신호를 내기 위해서 90°와 180°고주파 펄스에 노출되어야 한다. 빠른 유속에 따른 신호감소나 증폭이동 효과에 따른 신호감소는 스핀에코에서 90°펄스만 맞고 180°펄스를 충분히 맞지 못한 양성자가 재위상화(rephase)되지 못하여 자화가 소실됨으로써 신호가 보이지 않는 것을 의미한다(그림 1).

TOF MRA에서는 배후 조직의 신호가 감소되어 검게 보일 때 새로 유입되는 혈류가 유속에 의한 신호증대로 밝게 보이는 혈관영상을 얻을 수 있다^[5]. 그러나 혈류가 너무 빠르면 새로 유입되는 혈류의 신호를 획득하기 이전에 혈류가 빠져나가서 신호감소로 나타난다. 특히 동맥의 중심부는 바깥에 비해서 속력이 빠르기 때문에 신호감소 현상이 잘 생긴다.

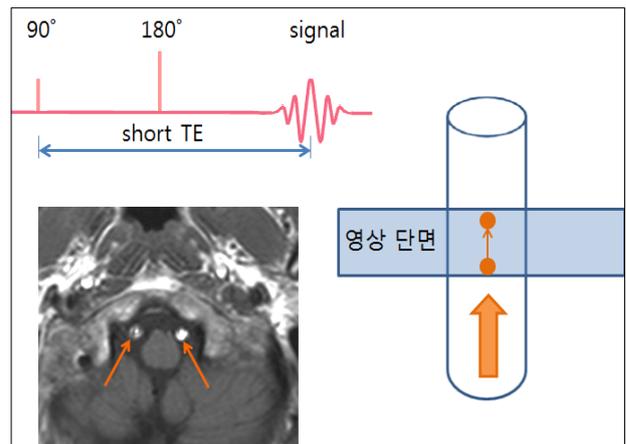


그림 1. 유속신호 감쇄효과
Fig. 1. Wash-out effect.

나. Inflow effect(유속신호 강조효과)

유속에 의한 신호증대 효과인 Inflow effect는 새로이 영상단면으로 유입된 양성자에서 나오는 신호강도가 영상단면 내의 정지된 양성자에서 나오는 신호강도보다 더 크게 나타나며(그림 2), 이 현상은 새로운 유입 혈류에 기인한 일종의 유속신호 강조효과이다. 반복적인 고주파 펄스에 노출되는 경우 영상단면의 첫 번째 단면으로 유입되는 혈액은 완전히 비포화된 상태이다. 이는 이전의 고주파 펄스에 의해 아직 포화되지 않은 상태를 의미하며 두 번째 고주파 펄스에 의해 모두 자화(magnetization)된다. 반면에 주변의 고정된 조직은 이

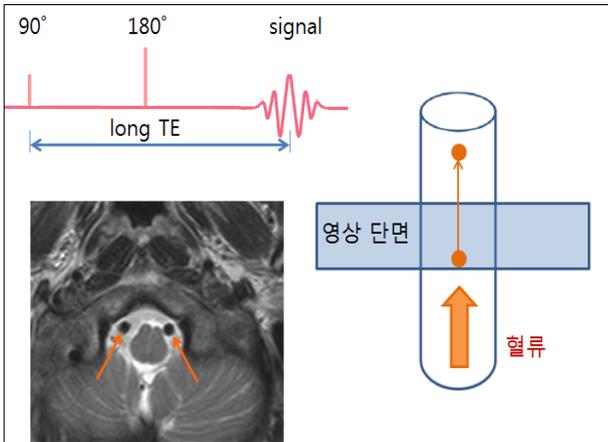


그림 2. 유속신호 강조효과
Fig. 2. Inflow effect(entry slice phenomenon).

전의 고주파 펄스에 의해 이미 포화된 상태이므로 반복되는 고주파 펄스에 의해 신호강도가 줄어들게 된다. 유속에 의한 신호증대는 첫 번째 단면에서 가장 높게 나타나며 일정 두께를 통과할수록 반복되는 고주파 펄스에 점점 포화되어 안쪽 영상단면으로 들어갈수록 약하게 나타난다. 이러한 현상 때문에 유속에 의한 신호증대를 유입절편현상(entry phenomenon)이라 부르기도 한다^[6].

유체속도 강조 효과를 사용하는 TOF 기법은 신호감소와 신호증가를 둘 다 이야기 할 수 있지만 그 기초 원리는 모두 같다. 즉 영상단면으로 흘러 들어오는 혈액은 같은 단면에 있는 불완전 포화 정지 조직보다 자화량이 크다는 것을 이용한 것이다. 혈액이 영상단면으로 비약(flight)하는 시간(time)이 혈액 신호를 하얗게 하는 관건이 된다^[7].

2. 3D T2 TSE Sequence(SPACE)

기존 single slab 3D TSE 시퀀스는 에코 열을 따라 일정한 숙임각(e.g. 180°)의 재 자화 고주파 펄스를 가한다. 그러나 고 자장으로 가면서 SAR(Specific Absorption Rate)로 인해 TSE에서 숙임각을 줄이기 위한 방법들이 그동안 제시되어왔고 1998년 Henning은 일정하지만 낮은 숙임각을 가지는 재 자화 고주파 펄스를 제안하였다. SPACE는 이러한 3D TSE의 변형으로 에코 열을 따라 일정한 숙임각이 아닌 180°이하의 가변적인 숙임각으로 구성된 비 선택적 재 자화 고주파 펄스를 가하는 기법이다^[8]. 이로써 많은 turbo factors(>100)을 사용할 수 있고 높은 표본화 효율로 높

은 해상도 및 모든 단면에 대한 재구성이 가능한 등방성 영상(isotropic imaging)이 가능하다.

3D 시퀀스의 장점은 2D에 비해 향상된 SNR(Signal to Noise Ratio)과 간격 없는 영상구현이 가능하다. 더구나 등방성 매트릭스로 모든 단면의 재구성이 가능하여 서로 다른 단면의 2D획득 대신 한번의 3D획득만으로 향상된 결과를 얻을 수 있다.

단점이 긴 획득 시간이지만 parallel acquisition, partial fourier, ultra-high turbo factors와 함께 사용되어 fast 3D 영상구현을 수행할 수 있다.

또한 적은 숙임각의 재 자화 고주파 펄스열은 스핀 신호 전개에 있어 T1 의존도를 가져오기 때문에 T2 강조 영상을 획득하는데 사용 가능한 ETL(echo train length)이 길어지는 특징이 있다. 동일한 크기의 작은

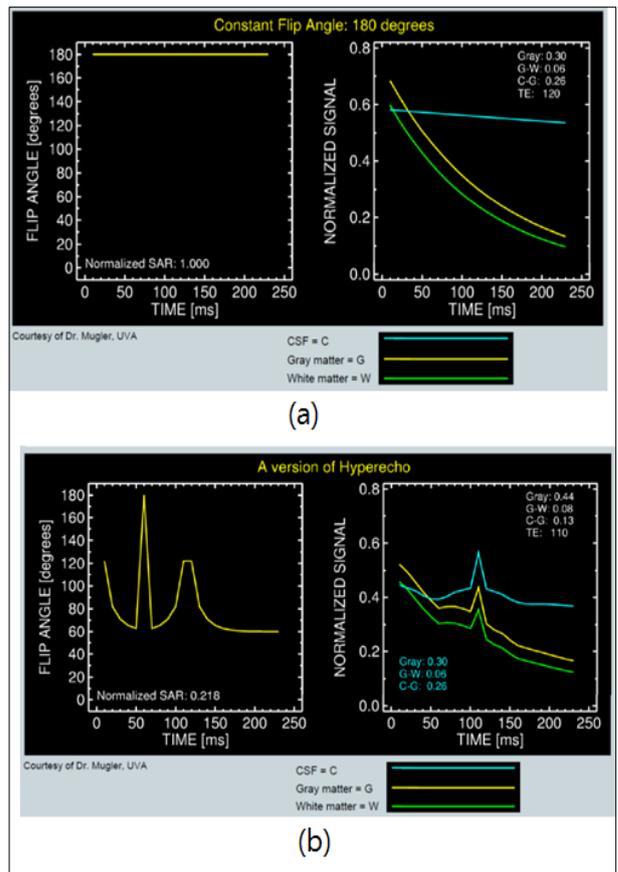


그림 3. 숙임각에 따른 signal evolution
(a) 일정한 크기의 180° 숙임각을 사용하였을 때의 signal evolution
(b) SPACE의 signal evolution
Fig. 3. Signal evolution by flip angle.
(a) Signal evolution by constant flip angle(180°)
(b) Signal evolution of SPACE.

속임각 재 자화 고주파 펄스열을 가하는 방식에서 일정한 신호 세기를 산출하도록 계산을 통해 설계된 가변적인 속임각 방식을 사용함으로써 SNR 향상 및 SAR 감소를 가져온다.

방식은 고 진폭 펄스로 구성된 펄스열 시작과 천천히 감소하는 constant값을 적용하여 180° 고주파 펄스로 획득한 것과 가까운 SNR 영상을 획득할 수 있다. 이러한 신호 강도의 pseudo steady state는 T1과 T2 효과 때문에 천천히 감소한다. 재 자화 속임각 계산에서의 이완 효과를 포함한 미리 정의된 signal evolutions을 사용함으로써 관심 조직으로부터의 일정한 신호와 강도의 증가가 가능하다. 속임각은 오직 한 개의 흥미 조직에 대해 최적화 될 필요가 있다(그림 3). 초기 지수 함수형 붕괴(exponential decay)를 사용함으로써 이미 정의된 signal evolution에 대한 또 다른 지수 함수형 붕괴(exponential decay)는 기존 T2강조영상을 사용하여 획득한 것과 비슷한 대조도를 산출한다. 이러한 방식은 매우 긴 echo train을 가능하게 하고 3D영상구현을 가능하게 한다. 왜냐하면 에코열의 T2 효과가 긴 T1을 가지는 조직의 T2보다 길기 때문이다^[9].

3. Turbulent(난류)

난류란 비정상적인(협착증, stenosis) 혈관이나 혈관 분지등과 같이 좁은 혈관을 지나서 갑자기 혈관이 커진 곳에서 불규칙한 운동이 생긴 것을 말한다. 뇌혈관 협착증(stenosis) 발생 시 혈류 역학적으로 불규칙 운동이 생기는 난류(turbulent flow)가 발생된다(그림 4). 불규칙한 운동이 생기므로써 정지된 조직의 proton처럼 유속신호 감쇄효과가 발생하여 신호가 손실되어 실제 협착된 신호 손실과 구분을 할 수 없어 측정 오류가 발생하는 것이다^[10].

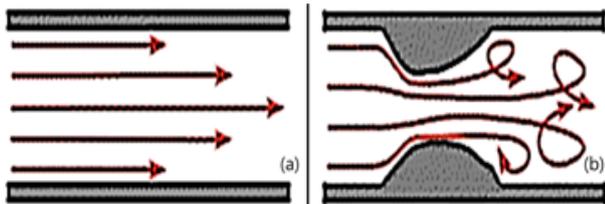


그림 4. 유체의 흐름 (a) 층류 유동 (b) 난류 유동
Fig. 4. Flow of fluid.
(a) Laminar Flow (b) Turbulent Flow.

4. 실험장비

본 실험에 사용된 MRI장비는 SIEMENS AVANTO 1.5T이다.

TOF 혈관검사 시 발생하는 과 신호 측정의 오류 정도를 파악하기 위하여 실험을 진행하였고 과정은 다음과 같다.

가. plaque phantom제작

1) 내경 3mm, 외경 4mm의 튜브단면에 40%, 50%, 60%, 70% 협착을 주었다. 튜브의 총 둘레(12.5mm)에 (a)40%, (b)50%, (c)60%, (d)70% 협착을 만들기 위해

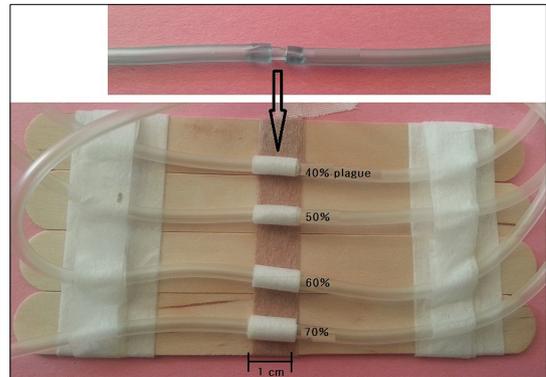


그림 5. 두께별 플라그 팬텀 제작
Fig. 5. Making plaque phantom according to thickness change.



그림 6. 플라그 팬텀 제작과 사용 용액의 종류
Fig. 6. Making plaque phantom and type of used solution.

플러그 길이 10mm에 (a)둘레 7.9mm, (b)둘레 8.8mm, (c)둘레 9.7mm, (d)둘레 10.5mm로 절단하여 튜브 안에 삽관하였다(그림 5)

2) 1,000ml 용기 안에 팬텀 용액($1.25\text{gCuSO}_4 \times 6\text{H}_2\text{O} + 5\text{gNaCl}$)과 40%, 50%, 60%, 70% 협착된 튜브를 상·하 관통하여 밀봉하였다(그림 6)

각각의 플러그에 도착하는 시간을 동일하게 하기 위하여 동일한 튜브위치(생리식염수에서 플러그에 도달하는 튜브의 길이)에 플러그를 제작하였다.

5. 실험방법

가. 상·하 관통시킨 튜브에 미리 설정해 놓은 flow control set를 연결시켜 일정속도로 유속을 유지시킴으로써 유속신호를 발생시켰다(그림 7).

유속신호는 flow control set를 4가지로 유속을 조절하여(0.9ml/sec, 1.5ml/sec, 2.1ml/sec, 2.6ml/sec) plaque 두께별 튜브(40%, 50%, 60%, 70%)에 1,000ml 생리 식염수를 통과시켜 유속신호를 발생시켰다.

나. TOF 시퀀스는 TR/TE 24/7.0ms, FOV 250×250mm, Slice thickness 0.80mm, matrix 448×255, Bandwidth 180Hz/Px, Averages 1 로 협착 정도와 유



그림 7. 12ch head coil 을 이용한 플러그 튜브의 flow control set 연결

Fig. 7. Connection of plaque tube's flow control set using 12ch head coil.

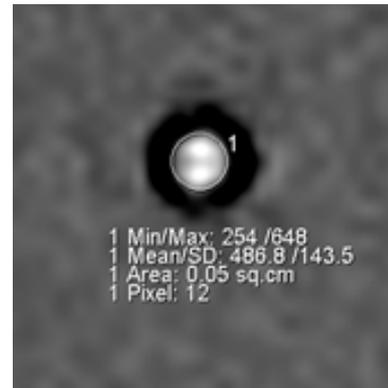


그림 8. 정상 튜브 단면의 ROI

Fig. 8. ROI of normal tube section.

속신호를 교차로 각각 16회, 총 32회 실험하였다

다. SPACE 시퀀스는 TR/TE 1200/268ms, FOV 250×250mm, Slice thickness 0.80mm, matrix 448×255, Bandwidth 280Hz/Px, Averages 1 로 협착 정도와 유속신호를 교차로 각각 16회, 총 32회 실험하였다

라. SPACE로 획득한 데이터를 반전시켜 유속에 의한 신호 손실부분을 밝게 영상 처리하여 TOF와 비교, 분석하였다.

마. 영상처리 결과 협착 길이 측정의 기준은 정상 튜브 단면의 ROI 면적을 reference로 하여 그 이하 단면적 구간을 협착으로 보고 측정하였다(그림 8).

바. 3D 영상처리는 Syngo MR B17 Version Software를 사용하였다

III. 결 과

T2특성을 이용하여 유속신호 감쇄효과를 극대화 하였으며 난류가 발생하더라도 긴 TR, TE 값으로 재 자화 펄스의 영향을 받지 않는 유속신호로 인식함으로써 실제 혈관 협착 부의 과 측정 오류를 제거하도록 하였다. 현재 시퀀스 및 파라미터의 발전으로 3D T2가 가능함으로써 1mm이하의 단편 두께가 가능하고 단편 간격을 제로로 하더라도 단편 간 자극펄스의 영향으로 발생하는 Crosstalk artifact도 방지할 수 있었다. 혈류가 지나가는 유속감쇄 신호 영상을 반전시켜 볼륨 렌더링 알고리즘을 활용하여 3D영상 구현하였다.

1. TOF-MRA를 이용한 플러그 팬텀 영상 결과

그림 9에서 보듯이 유속신호 증가효과를 이용한

표 1. TOF-MRA의 유속과 협착 정도에 따른 교차실험 데이터

Table 1. Result data of cross experiment according to the change of flow rate and degree of stenosis at TOF-MRA.

	40% plague	50% plague	60% plague	70% plague
0.9ml/sec	1.03	1.25	1.5	1.59
1.5ml/sec	1.03	1.36	1.51	1.63
2.1ml/sec	1.04	1.53	1.57	1.92
2.6ml/sec	1.04	1.6	1.69	2.03

Reference length - 1.0cm

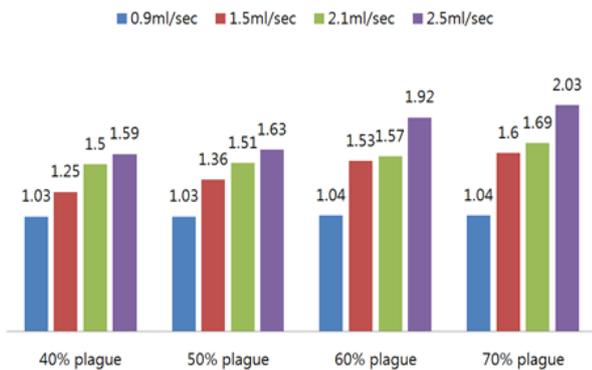


그림 9. TOF-MRA의 유속과 협착 정도에 따른 교차실험 데이터 차트

Fig. 9. Graph of cross experimental data according to the change of flow rate and degree of stenosis at TOF-MRA.

TOF 시퀀스에서 flow rate가 증가할수록, 플라그의 두께가 커질수록 실제 협착(reference값 1cm)으로 인한 신호 손실보다 과 측정되는 결과를 보여주고 있다.

2. 3D T2 TSE (SPACE)의 subtraction을 이용한 플라그 팬텀 영상결과

Table 2와 그림 10에서 보듯이 유속신호 감쇄효과를 이용한 SPACE 시퀀스 데이터를 subtraction시켜 MIP recon을 한 결과 flow rate와 협착 정도와는 상관없이 흐름자체가 신호 손실의 원인이 되어 협착(reference값 1cm)과 동일한 영상결과 나왔다.

표 2. 3D T2 TSE (SPACE)의 유속과 협착 정도에 따른 교차실험 데이터

Table 2. Result data of cross experiment according to the change of flow rate and degree of stenosis at 3D T2 TSE (SPACE).

	40% plague	50% plague	60% plague	70% plague
0.9ml/sec	1.02	1.04	1.03	1.03
1.5ml/sec	1.02	1.04	1.03	1.03
2.1ml/sec	1.02	1.04	1.03	1.03
2.6ml/sec	1.02	1.04	1.03	1.03

Reference length - 1.0cm

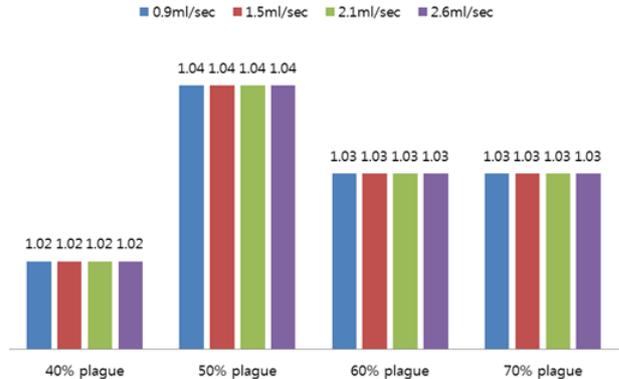


그림 10. 3D T2 TSE 시퀀스(SPACE)의 유속과 협착 정도에 따른 교차실험 데이터 차트

Fig. 10. Graph of cross experimental data according to the change of flow rate and degree of stenosis at 3D T2 TSE (SPACE).

IV. 고찰

TOF-MRA는 유속신호 강조 효과를 이용함으로써 정지된 프로톤들은 반복적인 빠른 펄스로 제거시키고 움직이는 프로톤들은 강한 신호를 내면서 가장 효과적인 혈관영상을 표현할 수 있다. 하지만 혈관 협착 시 신호 측정 오류가 발생하였고 CE-MRA검사를 병행 함으로써 협착 유무 및 협착 길이의 정확도를 높여주고 있다^[11]. TOF-MRA는 혈관 형태에 의한 신호 획득이 아닌 혈류 자체 흐름의 특성을 이용한 영상신호를 얻는 방법이기때 혈관 벽이 좁아짐으로써 구조적 변화가 생겨 혈류 역학적으로 난류가 발생함으로 인해 혈관 협착

의 길이가 실제 길이보다 과 측정되는 결과가 나온다^[12]. SPACE는 유속신호 감쇄효과를 이용한 것이기에 난류에 의한 혈관 협착이 과 측정 되는 오류를 방지할 수 있다.

시스템이 발전할수록 검사자의 안전 또한 관심이 많아지고 있으며 조영제에 대한 부작용의 case가 늘어나고 있다. 물론 가돌리늄 제제의 MR조영제는 요오드 제제 X-선 조영제에 비해 안전 면에서 월등히 우수하다. 하지만 급성 또는 만성 중증 신 장애(GFR<30ml/min/1.73m²), 간성 신 증후군과 간이식 수술 전·후의 급성 신 부전 환자에서 가돌리늄 조영제 투여는 신원성 전신 섬유증(NSF : Nephrogenic Systemic Fibrosis)의 발생 위험성을 증가시킨다^[13]. NSF는 피부, 근육, 내장기관에 영향을 미치는 소모성 질환이며 때로는 치명적이다. 이와 같은 환자들에게 진단검사가 반드시 필요할 경우 비 조영 검사의 정확성을 크게 확보할 필요가 있다.

TOF-MRA으로는 뇌동맥류혈관 평가에 있어서 전체적인 범위는 알 수 있지만 저 신호와 고신호가 혼재하여 혈류흐름을 파악하기에는 한계가 있기 때문에 혈관의 폐쇄과 협착 정도의 구분이 불명확한 단점을 3D T2 TSE를 통해 보다 정확하게 영상을 구현할 수 있다.

유속신호 강조효과의 원리에 의해 빠른 반복적인 자극펄스에도 불구하고 지방과 같이 회복시간이 빠른 조직의 회복으로 인한 혈관의 back ground 신호가 3D T2 TSE에서는 나타나지 않는다.

이번 연구에서는 플라그 팬텀을 협착 정도별로 구분하여 유속신호를 변화시켜 교차실험 하였고 본 연구에 사용된 TOF 및 SPACE는 동일한 voxel size와 절편두께를 적용하여 해상력 차이를 최소화하였다. 실험결과 협착 정도와 유속의 차이에 의해 혈류 역학적으로 발생하는 난류의 영향 정도가 차이를 보여 TOF에서 과신호로 측정되는 결과가 나타났다. 이에 반해 유속신호 감쇄를 이용한 SPACE는 유속 유무에 따른 신호 손실만 존재하는 이완시간을 이용한 방식으로 유속과 협착의 정도가 신호측정에 영향을 주지 않았다.

팬텀 제작과정에서 손으로 직접 플라그를 제단하고 튜브 사이에 연결하는 과정에서 정교함이 부족하였고 flow rate를 일정하게 유지하기 위하여 사용한 flow control set의 최대속도가 2.6ml/sec로 MRI 검사실 특성상 다른 의료장비가 들어올 수 없어 보다 빠른 유속

의 실험 데이터를 얻을 수 없었으며 인체 혈관과 유사한 탄성도를 가진 재질을 선택하지 못한 점이 아쉬움으로 남는다. 실제 혈관과 가장 유사한 돼지 혈관으로 팬텀을 제작하고, 보다 빠른 유속을 줄 수 있는 flow set를 적용한다면 보다 임상에 준하는 데이터를 획득할 수 있을 것이다.

또한 3D SPACE 시퀀스를 얇은 절편두께와 작은 Voxel size로 파라미터를 최적화하는데 있어서 1.5T MRI장비로는 적정 스캔시간과 높은 SNR을 만족하기가 어려웠고, 3D Syngo 프로그램으로 SPACE에서의 신호 손실을 반전하여 MIP영상을 획득하였으나 실제 임상에 적용한 결과 어둡게 나오는 조직(짧은 이완시간)의 신호와 유속에 의한 신호 손실의 혈관 벽 경계추출에 한계점을 보여주었다. 정교한 Surface rendering을 이용한다면 이완시간이 짧은 조직의 어두운 신호와 혈류의 신호 손실 사이에서의 경계추출 정확도를 높일 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

이번 연구를 통해 제시된 유속신호 감쇄를 이용한 MR Angiography에서 SPACE를 이용한 영상 획득은 혈관 협착 환자의 TOF검사 시 발생하는 과 신호 측정 오류를 제거함으로써 영상결과의 정확도를 높였다. 지금까지 CE-MRA에서 확인할 수 있었던 협착 유무 및 협착 길이의 정확도를 유속신호 감쇄효과를 이용한 비 조영 혈관검사에서 보여줌으로써, 조영 검사가 불가능한 환자의 경우 임상적용의 가능성을 높였다는 점에서 큰 의미를 가진다.

뇌혈관 평가로 유속신호 감쇄효과를 이용한 3D T2 TSE에서 혈관 신호 손실을 이용하여 영상을 표현하고자 하였으나 뇌 조직 내의 공기층 부분 등 저 신호 부분과 신호 손실사이의 대조도 차이가 작아 전체적인 뇌 혈관 영상은 유속신호 강조효과를 이용한 TOF-MRA에서 혈관과 나머지 조직 간의 대조도 차이가 더 좋았다. 즉, 협착 부위의 과 신호 측정 오류를 제외한 전체적인 raw data에서는 혈관의 영상 구분에서 TOF가 더 우수함을 보여주었다. 비 조영 검사의 정확도를 높이기 위해서 TOF에서 확인된 혈관 협착 부분만을 한정하여 SPACE를 진행한다면 협착 정도의 과 측정문제를 해결할 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

- [1] Hojin Myung, Sang Bok Lee, Jae Kyu Roh, Byung Woo Yoon, Won Yong Lee, et al, Current Status of Cerebrovascular Disease in Korea, Journal of Clinical Neurology, 1989, Vol.7, No.2
- [2] Sacco RL, Kargman DE, Gu Q, Zamanillo MC. Race-ethnicity and determinants of intracranial atherosclerotic cerebral infarction. The Northern Manhattan stroke study. Stroke 26(1995), pp14-20
- [3] Chimowitz MI, Kokkinos J, Strong J, Brown MB, Levine SR, Silliman S, et al. The warfarin-aspirin symptomatic intracranial disease study. Neurology 45(1995), pp1488-1493
- [4] Donald G. Mitchell, M.D. "Mathematical Principles of magnetic resonance imaging to read without official", Korean Medical Book, 2000, pp279-291
- [5] R.R. Edelman. Basic principles of magnetic resonance angiography. Cardiovasc Intervent Radiol, 15(1992), pp3-13
- [6] H Bosmans, G. Wilms, S. Dymardowski, G. Marchal. Basic principles of MRA. Eur J Radiol, 38(2001), pp2-9
- [7] Yong Moon Lee, "MRI studies for clinical practice", DAIHAKS, pp100-106, 2000.
- [8] Lichy, Matthias Philipp MD, MSc; Wietek, Beate M. MD; Mugler, John P. III PhD II; Horger, Wilhelm MSc; Menzel. Magnetic Resonance Imaging of the Body Trunk Using a Single-Slab, 3-Dimensional, T2-weighted Turbo-Spin-Echo Sequence With High Sampling Efficiency (SPACE) for High Spatial Resolution Imaging: Initial Clinical Experiences, Investigative Radiology, 2005-Volume 40-Issue 12-pp754-760
- [9] P.A. Ringleb, J. Allenberg, H. Bruckmann, H.H. Eckstein, G. Fraedrich, M. Hartmann, et al. 30 day results from the SPACE trial of stent-protected angiography versus carotid endarterectomy in symptomatic patients : a randomised non-inferiority trial, Lancet, 9543(2006), pp1239-1247
- [10] H. Bosmans, G. Marchal, P. Demaerel, A.L. Baert, Characterisation of intracranial aneurysms with MR angiography, Neuroradiology, 37(1995), pp. 262-266
- [11] N. Anzalone, F. Scomazzoni, R. Castellano, L. Strada, C. Righi, L.S. Politi, et al. Carotid artery stenosis : intraindividual correlations of 3D time-of-flight MR angiography, contrast-enhanced MR angiography, conventional DSA, and rotational angiography for detection and grading, Radiology, 1(2005), pp204-213
- [12] Tiffany C Town, David Saloner, Xian Mang Pan, Joseph H Rapp. Contrast material-enhanced MRA overestimates severity of carotid, compared with 3D time-of-flight MRA. Journal of Vascular Surgery, 2003-Volume 38-Issue 1-pp36-40
- [13] Henrik S. Thomsen. Nephrogenic systemic fibrosis : a serious late adverse reaction to gadodiamide, European Radiology, 16(2006), pp 2619-2621

저 자 소 개



한 용 수(정회원)-주저자
2013년 고려대학교 의용과학
대학원 의료영상공학과
석사졸업.
2004년 3월~2006년 2월 차의과대
학교 분당차병원 영상의
학과 방사선사

2006년 2월~현재 동국대학교 일산병원
영상의학과 방사선사

<주관심분야 : 의료영상, 자기공명영상>



이 등 영(정회원)-공동저자
2013년 한국방송통신대학교 환경
보건학과 학사졸업
1994년 1월~2005년 3월 삼성서울
병원 영상의학과 방사선사
2005년 4월~현재 동국대학교
일산병원 영상의학과 기사장

<주관심분야 : 의료영상, 자기공명영상>



하 승 한(정회원)-공동저자
2003년 고려대학교 전자 및 정보
공학 학사 졸업.
2005년 고려대학교 의학과
(이학석사)
2009년 고려대학교 의학과
(공학박사)

2013년 미국 피츠버그대학교 의과대학, 메디컬센
터, 심혈관연구소, 초음파 분자영상 및
치료센터 박사후 연구원

2013년~현재 충북보건과학대학교 간호학과
교수.

<주관심분야 : 의료영상 및 계측>



김 호 철(정회원)-교신저자
2002년 고려대학교 응용전자
공학과 학사 졸업.
2004년 고려대학교 의학과
(이학석사)
2009년 고려대학교 의학과
(공학박사)

2012년~현재 을지대학교 방사선학과 교수

<주관심분야 : 의료영상처리, 방사선 계측>



이 수 철(정회원)-공동저자
2001년 한국방송통신대학교
경제학과 학사졸업
1994년 9월~2005년 5월 삼성서울
병원 영상의학과 방사선사
2005년 4월~현재 동국대학교 일산
병원 영상의학과 파트장

<주관심분야 : 의료영상, 자기공명영상>



김 민 기(정회원)-공동저자
1977년 고려대학교 전기과
학사졸업
1985년 Columbia Univ. 석사졸업
1991년 Polytechnique Univ.
박사졸업
1992년 고려대학교 의용전자
공학과 임용

현재 고려대학교 전자 및 정보공학과 교수

<주관심분야 : 3D영상처리>