



A Study of Feasibility of Brain Imaging in Medium- and Small-Sized Animals: Using a Clinical 3T MR System with Three Surface Coils

임상용 3T MR기기를 이용한 중, 소동물의 뇌 실험의 유용성:
3개의 Surface Coil을 이용한 연구Shin Young Park, MD¹, Mi Ri Jeong, MD¹, Byung Mann Cho, MD², Kang Soo Kim, MS³,
Hak Jin Kim, MD^{1*}¹Department of Radiology, Pusan National University Hospital, Pusan National University College of Medicine, Busan, Korea²Department of Preventive Medicine, Pusan National University College of Medicine, Busan, Korea³MR Application Specialist, Siemens Healthcare Korea, Seoul, Korea

Purpose: To evaluate which brain MR images obtained with a clinical 3T MR system using surface coils less than 15.4 cm in diameter are best in rabbit and rat models, and to assess the feasibility of the clinical 3T MR machine in the study of morphologic brain in a preclinical study using medium- and small-sized animal models.

Materials and Methods: Brain T2-weighted image (T2WI), T1-weighted image (T1WI), diffusion-weighted image (DWI), and susceptibility-weighted image (SWI) were obtained, and MR angiography was performed with a clinical 3T MR system using a rat, a cat, and a knee coil (5, 12, and 15.4 cm in diameter, respectively) in normal rabbits ($n = 3$) and using a rat and a cat coil in normal rats ($n = 3$). MR images were assessed qualitatively by consensus of two neuroradiologists and quantitatively using signal-to-noise ratio (SNR) and statistical analysis (using analysis of variance or t-test) in terms of which images obtained with different coils were the best. Brain T2WI, DWI, SWI, and Gd-T1WI MR images were obtained 2 hours after embolization with triolein emulsion infused into the carotid artery in rabbits ($n = 3$) and rats ($n = 3$) using the coil which showed highest SNR in the above study, and the images were assessed in terms of abnormal findings and image quality.

Results: Brain MR images obtained with the rat coil revealed better image quality and higher SNR compared with those obtained with other coils, and they showed statistical significance ($p < 0.05$) in rabbits. In rats, brain MR images obtained with the rat coil were better than those obtained with the cat coil in qualitative analysis; however, they revealed no statistical significance except for DWI in quantitative analysis. MR images obtained after triolein emulsion showed T2 hyperintensity and lesional contrast enhancement on Gd-T1WI without evidence of infarction or hemorrhage.

Conclusion: The clinical 3T MR system using surface coils for animals enabled us to obtain good quality brain images in medium- and small-sized animal models in the present study. Brain MR images seem to be feasible for the morphologic evaluation in animal models.

Index terms

MRI
Animal Research
Fat Embolism

Received January 20, 2017

Revised March 13, 2017

Accepted May 21, 2017

***Corresponding author:** Hak Jin Kim, MD
Department of Radiology, Pusan National University
Hospital, Pusan National University College of Medicine,
179 Gudeok-ro, Seo-gu, Busan 49241, Korea.
Tel. 82-51-240-7371 Fax. 82-51-244-7534
E-mail: hakjink@pusan.ac.kr

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서론

뇌 질환의 영상진단에 자기공명영상(magnetic resonance imaging; 이하 MRI)은 절대적인 위치에 있다. 양성자의 여러

특성에 맞게 T1-weighted image (이하 T1WI), T2-weighted image (이하 T2WI) 등 다양한 성질의 영상을 제공하여 병변의 특성을 파악하면서 질환의 특징을 이해하고 정확한 진단을 가능하게 한다. 동물실험을 통한 전임상 연구의 결과는 임상연구

를 위한 근거가 된다. 동물실험용 7~11.7T와 같은 초고자기장 MR 시스템을 이용하여 얻은 MR 영상은 생쥐 혹은 쥐와 같은 소동물에게 인위적으로 유발한 병변을 고해상도로 나타낸다. 이를 통해 임상에서는 질환을 이해하고 정확한 진단을 할 뿐 아니라 치료에서도 도움을 받게 된다(1, 2).

하지만 동물실험용 초고자기장 MR 시스템이 고가장비이기 때문에 연구자들이 이용하기가 어렵다. 따라서 연구자들은 임상용 MR 시스템을 이용하여 소동물 혹은 중동물 실험연구를 하고 있다(3-13). 그러나 이런 영상들은 신호 대 잡음 비와 대조 대 잡음 비와 같은 영상의 질적인 면에서 7T의 전문 MR 시스템을 따라가지 못한다. 하지만 최근에는 영상획득과 연관된 소프트웨어 및 표면 코일의 발전으로 저 자기장 MR 시스템이라 하더라도 그 영상의 질이 향상되고 있다(14). 현재 임상용 MR 장비를 갖춘 병원이 많으므로 원하는 실험 목적이 적절하다면 누구든지 임상용 MR 시스템을 동물실험에 이용할 수 있다. 따라서 임상용 MR 시스템과 표면 코일을 이용하여 실험동물의 뇌 영상을 획득하여 획득된 영상을 비교하는 형태학적 연구를 할 수 있는 MR 시스템의 최적 조건을 알아보는 것이 필요하다. 또한 새로운 진단 혹은 치료기술을 인간에게 적용하기 전에 그 효과를 검증하기 위해 임상용 MR 시스템을 이용하여 동물실험을 할 수도 있다(15). 이에 저자들은 동물실험에 많이 이용되는 소동물과 중동물을 대상으로 임상용 MR 시스템을 이용하여 뇌 영상을 얻었을 때 그 영상의 신호 대 잡음 비가 어느 정도인지를 평가할 필요가 있다고 생각하였다. 동물실험에 사용할 표면 코일을 선정할 때는 높은 민감도를 얻기 위해 원하는 동물의 피검체에 최대한 가깝게 위치할 수 있는 표면 코일이여야 한다. 이는 radiofrequency (이하 RF) 코일에 유입되는 잡음을 최소화하여 높은 신호 대 잡음 비를 갖는 영상을 획득하기 때문이다. 이는 MR 시스템과 동물 사이의 신호를 보다 효과적으로 송, 수신하여야 우수한 신호 대 잡음 비를 얻을 수 있으며 따라서 양질의 영상을 얻을 수 있기 때문이다. 이에 저자들은 기존 임상용 MR 시스템에서 사용할 수 있는 동물실험용 표면 코일(쥐용 및 고양이용 코일)과 임상용으로 직경이 15.4 cm인 무릎용 코일을 선정하여 토끼와 쥐의 뇌 영상을 얻어서 가장 좋은 신호 대 잡음 비를 보이는 영상에 사용된 표면 코일을 선정하고자 하였다. 다양한 직경의 표면 코일을 모두 갖추고 실험을 할 수 있는 상황이 되지 못하는 환경이라면 가장 적절한 하나의 표면 코일을 사용하여 실험 목적에 적절한 영상을 얻는다면 비용적 측면에서 경제적 이득이 될 것이다. 쥐용 코일의 경우 직경이 5 cm으로 쥐와 생쥐가 모두 RF 코일의 영상 영역 내부에 피검체 촬영부위가 위치할 수 있어서 원하는 모든 장기의 MR 영상을 얻을 수 있다. 하지만 토끼의 경우에는 머리만 위치할 수 있어서 토끼의

다른 장기용으로는 쥐용 코일이 적합하지 않다. 고양이용 코일의 직경은 12 cm으로 쥐, 생쥐, 토끼 및 고양이의 몸체가 모두 그 코일 내부에 들어갈 수 있어서 중, 소동물용으로 사용될 수 있다. 무릎용 코일의 직경은 15.4 cm으로 중, 소동물용으로 사용될 수 있으나 원하는 장기와 표면 코일의 거리가 멀어진다면 RF 코일로 잡음이 유입되어 문제가 될 수 있다. 이에 저자들은 상기 세 가지 표면 코일을 사용하여 쥐와 토끼의 뇌 MR 영상을 얻어서 그 영상의 신호 대 잡음 비를 평가하고, 가장 좋은 신호 대 잡음 비를 보인 표면 코일을 선정하고자 하였다. 또한 상기 방법으로 선정된 표면 코일을 이용하여 뇌 질환의 한 모델인 뇌 지방색전증을 유발한 토끼와 쥐에서 MR 뇌 영상을 얻고 이를 분석하여 임상용 MR 시스템을 이용한 동물실험의 유용성을 알아보고자 하였다.

대상과 방법

실험동물

동물실험계획은 연구자들이 속한 병원의 실험동물윤리위원회로부터 승인되었다(IRB No.: *NUH-2016-095). 실험동물은 약 300 mg의 쥐(Hana co. Ltd./품종: Sprague-Dawley rats, 수컷)와 약 3 kg의 토끼(Samtako, co. Ltd./품종: 뉴질랜드 백토, 수컷)였다. 동물사육실에서 최소한 1주일 정도 실험동물을 사육하였으며 이들이 자유롭게 물과 사료를 섭취하며 사육실의 온도($21 \pm 2^\circ\text{C}$)와 습도($50 \pm 20\%$)가 자동적으로 조절되는 환경을 유지하였다. Ketamine HCl (2.5 mg/kg; Huons, Jecheon, Korea)과 xylazine (0.125 mg/kg; Bayer Korea, Seoul, Korea)을 근육주사하여 마취하였으며 마취가 풀리면 상기 용량의 반을 다시 주사하여 마취를 지속하였다.

MR Image 획득

Skyra (3T, Siemens, Erlangen, Germany)을 이용하여 실험을 수행하였으며 표면 코일의 중심부에 실험동물의 머리를 얹드린 자세로 위치하였다. 3개의 표면 코일(쥐용, 고양이용 및 무릎용 코일)을 이용하여 쥐의 뇌 영상을, 그리고 2개의 표면 코일(쥐용 및 고양이용 코일)을 이용하여 토끼의 뇌 영상을 획득하였다. 본 연구에서 가장 좋은 영상의 질을 보이는 표면 코일의 선정을 위해 3개의 다른 표면 코일로 쥐용 코일(Rat body 6ch; 직경 5 cm 6 channel, birdcage type, 수신전용; Siemens, Erlangen, Germany), 고양이용 코일(Cat body 6ch; 직경 12 cm 6 channel, birdcage type, 수신전용; Siemens) 및 무릎용 코일(knee 15ch; 직경 15.4 cm, 15 channel, quadrature type, 2 port, 송수신겸용; Siemens)을 통해 얻은 영상에서 신호 대 잡

음 비와 대조 대 잡음 비를 비교하였다.

정상 토끼의 뇌 MR Image 획득

마취된 정상 토끼($n = 3$)의 머리를 상기 기술한 쥐용 코일, 고양이용 코일 및 무릎용 코일의 중심부에 각각 옆드린 자세로 위치한 후 T2WI 및 T1WI, 확산강조영상(diffusion-weighted image; 이하 DWI), 현성확산계수지도영상[apparent diffusion coefficient (이하 ADC) map image], 감수성강조영상(susceptibility-weighted image; 이하 SWI), 혈관조영영상(MR angiog-

raphy; 이하 MRA)을 획득하였다. 무릎용 코일을 사용할 때는 비닐포장재를 턱 아래에 고정 머리를 코일 내경의 중앙에 위치하였다(Fig. 1). 각 영상의 프로토콜은 표에 따로 기술하였다(Table 1).

정상 쥐의 뇌 MR Image 획득

마취된 정상 쥐($n = 3$)의 머리를 상기 기술한 쥐용 코일과 고양이용 코일의 중심부에 각각 옆드린 자세로 위치한 후 T2WI 및 T1WI, DWI, ADC map image, SWI, MRA를 획득

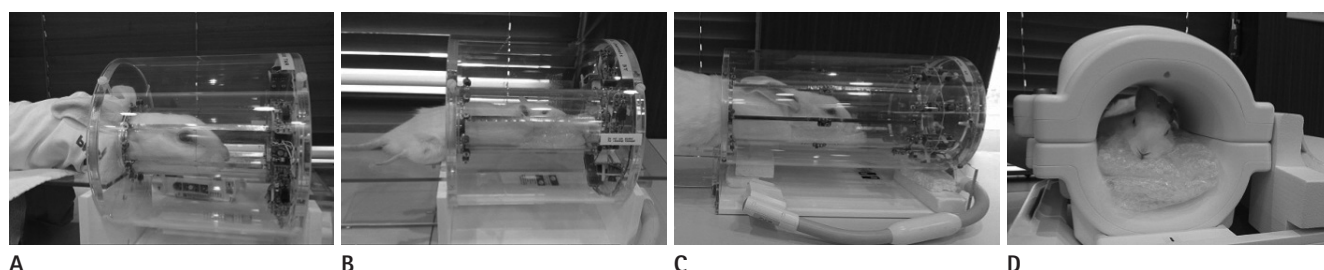


Fig. 1. Surface coils used in the present study. Rat coil (5 cm in diameter) with a rabbit (A) and a rat (B) within the coil. Cat coil (C, 12 cm in diameter) and knee coil (D, 15.4 cm in diameter) with a rabbit within the coils.

Table 1. Parameters of MR Sequences Used in Rabbit MR Brain

| | Rat Coil | | | | Cat Coil | | | | Knee Coil | | | |
|-----|----------|------|------|-----|----------|------|------|-----|-----------|------|------|-----|
| | T2WI | T1WI | DWI | SWI | T2WI | T1WI | DWI | SWI | T2WI | T1WI | DWI | SWI |
| TR | 5440 | 600 | 4700 | 26 | 6080 | 600 | 4700 | 25 | 6080 | 600 | 4700 | 25 |
| TE | 90 | 9.3 | 89 | 18 | 93 | 9.3 | 89 | 18 | 93 | 9.3 | 89 | 18 |
| FA | 140 | 60 | 90 | 15 | 140 | 60 | 90 | 15 | 140 | 60 | 90 | 15 |
| ST | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 |
| FOV | 50 | 50 | 60 | 50 | 70 | 70 | 60 | 70 | 70 | 70 | 70 | 70 |
| NEX | 3 | 2 | 8 | 3 | 4 | 3 | 8 | 2 | 4 | 3 | 8 | 2 |
| Mat | 192 | 192 | 76 | 192 | 128 | 128 | 76 | 160 | 128 | 128 | 76 | 160 |
| ET | 17 | 1 | 45 | 1 | 17 | 1 | 45 | 1 | 17 | 1 | 45 | 1 |
| bV | 0, 1000 | | | | 0, 1000 | | | | 0, 1000 | | | |

bV = b value, DWI = diffusion-weighted image, ET = echo train length, FA = flip angle, FOV = field of view, Mat = matrix number, NEX = number of excitation, ST = slice thickness, SWI = susceptibility-weighted image, TE = echo time, TR = repetition time, T1WI = T1-weighted image, T2WI = T2-weighted image

Table 2. Parameters of MR Sequences Used in Rat MR Brain

| | Rat Coil | | | | Cat Coil | | | |
|-----|----------|------|------|-----|----------|------|------|-----|
| | T2WI | T1WI | DWI | SWI | T2WI | T1WI | DWI | SWI |
| TR | 4410 | 400 | 4300 | 26 | 6080 | 600 | 4700 | 25 |
| TE | 99 | 8.4 | 113 | 18 | 93 | 9.3 | 89 | 18 |
| FA | 140 | 60 | 90 | 15 | 140 | 60 | 90 | 15 |
| ST | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 |
| FOV | 40 | 40 | 60 | 40 | 50 | 50 | 60 | 50 |
| NEX | 4 | 2 | 8 | 3 | 4 | 3 | 8 | 2 |
| Mat | 192 | 128 | 72 | 192 | 128 | 128 | 76 | 160 |
| ET | 17 | 1 | 40 | 1 | 17 | 1 | 45 | 1 |
| bV | 0, 1000 | | | | 0, 1000 | | | |

bV = b value, DWI = diffusion-weighted image, ET = echo train length, FA = flip angle, FOV = field of view, Mat = matrix number, NEX = number of excitation, ST = slice thickness, SWI = susceptibility-weighted image, TE = echo time, TR = repetition time, T1WI = T1-weighted image, T2WI = T2-weighted image

하였다. 각 영상의 프로토콜은 표에 따로 기술하였다(Table 2). 무릎용 코일은 정상 쥐의 뇌 MR image 획득에 사용하지 않았다. 이는 무릎용 코일의 직경(15.4 cm)에 비해 쥐의 뇌 크기(직경 약 1.5×1 cm)가 너무 작아 다른 두 코일(쥐용 코일과 고양이용 코일)에 비해 무릎용 코일과 뇌 사이의 거리가 멀고 이로 인해 쥐의 뇌로부터 나오는 신호가 적게 수신되며 따라서 신호 대 잡음 비가 적어서 결국 영상의 질이 다른 두 표면 코일(쥐용 코일과 고양이용 코일)에 비해 떨어질 것으로 예상되었기 때문이다.

뇌 지방색전증 모델 제작 및 뇌 MR Image 획득

중성지방인 트라이올레인 0.2 mL와 식염수 10 mL를 각각 1 mL와 10 mL의 주사기에 넣은 후 두 주사기를 3방향 콕크(Sungwon Medical, Seoul, Korea)에 연결하여 두 주사기의 용액을 5분간 혼합하여 지방유상액을 만들었다. 토끼($n = 3$)의 서혜부를 절개하여 대퇴동맥을 찾은 후 원위부를 4번 실크로 묶은 후 그 근위부를 20 G 혈관 내 튜브 카테터(BD Angiocath Plus™; Becton Dickinson Medical, Singapore)를 사용하여 천자한 후 금속 바늘을 제거하고 플라스틱 외피를 남겨둔 채 2.0F 미세도관(TERUMO Progreat α; Terumo Corporation, Tokyo, Japan)과 유도와이어를 그 외피 안으로 주입하고 투시 기 하에서 경추 4번 위치의 우측 경동맥에 미세도관의 끝이 오도록 하였다. 상기 방법으로 만든 지방유상액을 4 mL/min의 속도로 천천히 미세도관에 주입하여 뇌에 지방색전증을 유발하였다. 그 후 미세도관과 혈관 내 튜브 카테터를 모두 제거하고 대퇴동맥을 다시 절찰한 후 서혜부 절개 부위를 봉합하고 시술을 끝냈다. 지방색전증 유발 2시간 후에 뇌 MR image (T2WI 및 T1WI, DWI, ADC map image, SWI, MRA)를 획득하였다.

쥐($n = 3$)의 목 중앙선 피부를 위아래로 절개한 후 우측 경동맥을 찾고 여기에 24 G 혈관 내 튜브 카테터로 천자한 후 금속 바늘을 제거하고 플라스틱 외피를 남겨둔 채 상기 방법으로 만든 지방유상액 3 mL를 토끼의 경우와 같은 속도로 주입하여 뇌에 지방색전증을 유발하였다. 그 후 혈관 내 튜브 카테터를 제거하고 경동맥을 손가락으로 약 5~10분 눌러 출혈이 멎은 것을 확인한 후 목의 절개 부위를 봉합하고 시술을 끝냈다. 지방색전증 유발 2시간 후에 뇌 MR image (T2WI 및 T1WI, DWI, ADC map image, SWI, MRA)를 획득하였다.

영상 분석

Qualitative Analysis

2명의 신경영상의학 전문의가 합의하여 각 실험동물끼리 MR 영상의 질을 목적으로 비교 분석하였다. 정상 실험동물의

MR image 중 T2강조, T1강조 및 DWI 영상의 질 평가는 회백질과 백질의 구분 정도와 영상의 거침 정도를 판단하여 이뤄졌으며 SWI에서는 영상의 거침 정도와 정맥의 저신호강도의 뚜렷함을 판단하였다. MRA에서는 혈관벽의 뚜렷함을 분석하였다. 뇌 지방색전증 유발 후 얻은 MR image에서는 병변의 구분 정도와 조영증강 정도를 목적으로 분석하여 획득한 영상의 진단적 유용성을 판단하였다.

Quantitative Analysis

정상 토끼와 쥐의 MR image 중 T2WI, T1WI, DWI (b value = 0, 1000), SWI에서 신호 대 잡음 비를 측정하였다. 신호 대 잡음 비는 National Electrical Manufacturers Association 방법 중에 다음과 같은 공식을 이용하였다.

신호 대 잡음 비 = $0.66 \times$ 각 영상의 신호강도/잡음 영상의 표준편차(16)

각 동물모델에서 얻은 MR image를 picture archiving and communication system 컴퓨터에서 비슷한 크기의 등근 관심역(region of interest)을 선택한 후 5장의 연속된 영상과 잡음 영상에서 일측의 대뇌반구와 배경에서 신호를 측정한 후 평균 신호 대 잡음 비를 위의 공식을 이용하여 구하였으며 이를 qualitative analysis의 결과와 비교하였다. 토끼의 영상에서는 3개의 표면 코일 간의 영상 질 차이는 분산분석(analysis of variance followed by Tukey test)을 통하여 통계적 검증을 하였다. 쥐용 코일과 고양이용 코일을 이용하여 얻은 쥐 영상에서 두 coil 간의 영상 신호 대 잡음 비의 비교를 위해 t-test를 통하여 통계적 검증을 하였다. p 값 0.05 이하를 의미있는 결과로 삼았다.

뇌 지방색전증 모델의 영상조건

뇌 지방색전증 모델에서 얻은 각 영상을 상기 정상 동물모델의 영상과 비교하여 재현성 유무를 판단하였다. 또한 각 영상에 나타난 뇌 지방색전증의 소견을 알아보고 이전에 발표된 소견과 비교 관찰하여 이번 실험 방법의 재현성을 알아보고자 하였다.

결과

Qualitative Analysis

토끼의 뇌 MR Image

쥐용 코일을 이용하여 얻은 T2WI (Fig. 2-1a)에서 고양이용 코일(Fig. 2-2a)과 무릎용 코일(Fig. 2-3a)의 경우보다 회백질/백질의 구분이 뚜렷하였으며 뇌 바깥 배경의 잡음이 적고 해상도를 보임을 확인하였다. T1WI에서도 쥐용 코일의 영상에

서는 회백질/백질의 구분이 가능하였으며 잡음이 적었으나 (Fig. 2-1b) 고양이용 코일과 무릎용 코일의 영상(Fig. 2-2b, 3b)에서는 회백질/백질의 구분이 다소 떨어졌고 약간 잡음이 나타남을 확인하였다. DWI 및 ADC map image에서도 쥐용 코일의 영상(Fig. 2-1c, 1d)이 다른 두 코일의 영상(Fig. 2-2c, 2d, 3c, 3d)보다 회백질/백질의 구분이 가능하였으며 가장 잡음이 적음을 확인하였다. SWI에서도 쥐용 코일의 영상(Fig. 2-1e)이 다른 두 코일의 영상(Fig. 2-2e, 3e)에서보다 가장 잡음이 적었고 정맥의 저신호강도가 뚜렷함을 확인하였다.

MRA에서는 쥐용 코일에서의 영상(Fig. 2-1f)에서 내경동맥, 전뇌동맥 및 중뇌동맥의 혈관벽이 뚜렷이 관찰되었으나 다른 두 코일의 영상(Fig. 2-2f, 3f)에서는 혈관벽이 약간 거칠게 나타나는 것을 확인하였다.

쥐의 뇌 MR Image

쥐의 T2WI의 경우 쥐용 코일에서 얻은 영상(Fig. 3-1a)에서 회백질/백질의 구분이 가장 뚜렷이 잘 구분되었으며 고양이용 코일에서 얻은 영상(Fig. 3-2a)에서도 어느 정도 구분이 가능

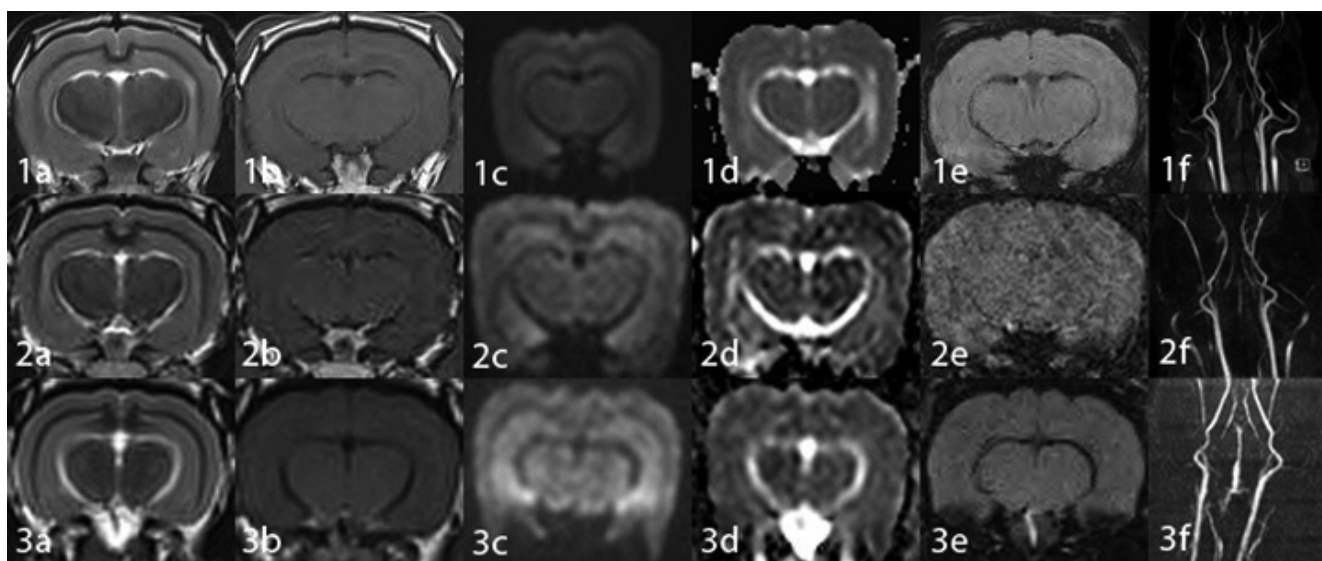


Fig. 2. Brain MR images of a normal rabbit obtained with a rat coil (1), a cat coil (2) and a knee coil (3). T2WI (a), T1WI (b), DWI (c), ADC map image (d), SWI (e) and MRA (f). All MR images obtained with the rat coil reveal good differentiation of the gray/white matter and smoothness of the parenchyma. However, images obtained with the rat coil (1) show better quality compared to those obtained with the cat (2) or knee coil (3). The sharpness of MRA is best on the image obtained with the rat coil (1f) compared to the image obtained with the cat (2f) or knee coil (3f). ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image, MRA = MR angiography image, SWI = susceptibility-weighted image, T1WI = T1-weighted image, T2WI = T2-weighted image

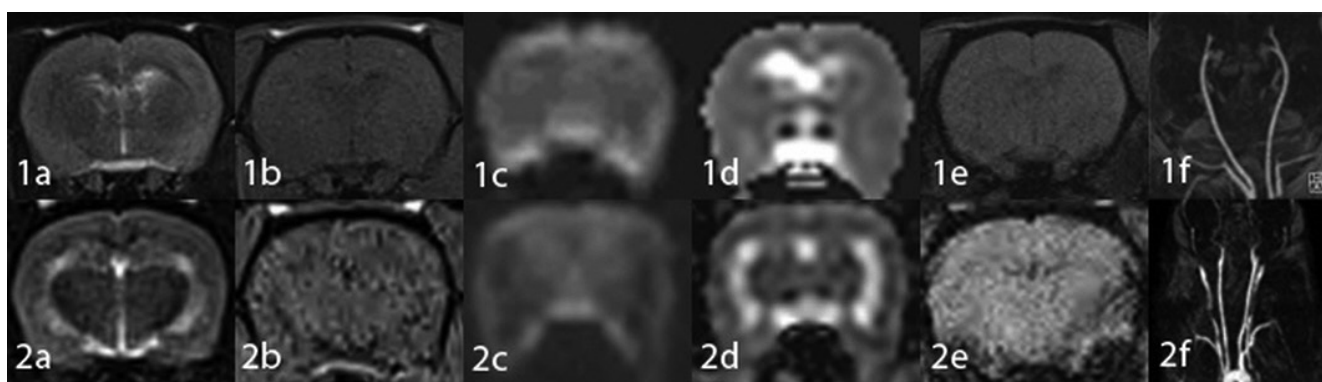


Fig. 3. Brain MR images of a normal rat obtained with the rat coil (1) and with the cat coil (2). T2WI (a), T1WI (b), DWI (c), ADC map image (d), SWI (e) and MRA (f). MR images obtained with the rat coil (1) reveal better quality in terms of gray/white matter differentiation and smoothness compared to those obtained with the cat coil (2). MRA image obtained with the rat coil (1f) shows better sharpness compared to that obtained with the cat coil (2f).

ADC = apparent diffusion coefficient, DWI = diffusion-weighted image, MRA = MR angiography image, SWI = susceptibility-weighted image, T1WI = T1-weighted image, T2WI = T2-weighted image

하였다. 뇌실과 뇌 실질의 구분은 두 경우 모두 가능했다. T1WI에서는 회백질/백질의 구분이 잘 되지 않았으며 고양이용 코일의 경우 그 영상(Fig. 3-1b, 2b)이 더욱 거칠게 나타남을 확인하였다. DWI 및 ADC map image에서는 뇌 실질의 영상이 서로 비슷하였다(Fig. 3-1c, 1d, 2c, 2d). SWI에서는 쥐용 코일의 경우(Fig. 3-1e)가 고양이용 코일의 경우(Fig. 3-2e) 보다 고해상도를 보이고 정맥의 저신호강도도 비교적 뚜렷하게 나타남을 확인하였다. 이에 비해 고양이용 코일의 경우에는 상대적으로 저해상도를 보였고 정맥의 신호강도도 잘 구분되지 않았다. MRA에서는 쥐용 코일의 경우(Fig. 3-1f)에 내경동맥과 전뇌, 중뇌 동맥의 기시부까지 뚜렷이 나타났고, 그 원위부는 잘 보이지 않았으며 고양이용 코일의 경우(Fig. 3-2f)에는 경동맥만 약간 관찰되고 혈관의 형태가 쥐용 코일의 경우보다 훨씬 잡음이 많이 나타남을 확인하였다.

Quantitative Analysis

토끼의 경우, 세 가지 종류의 표면 코일로 얻은 영상 중에서 쥐용 코일의 경우가 가장 높은 신호 대 잡음 비를 보였다. 평균적으로 네 가지 MR image의 신호 대 잡음 비는 쥐용 코일에서 32.6, 고양이용 코일에서 12.2, 무릎용 코일에서 9.9로 무릎용 코일에 대비하여 쥐용 코일에서 3.3배 향상되었고, 고양이용 코일에 대비하여 쥐용 코일에서 2.7배 향상되었다. 고양이용 코일과 무릎용 코일의 경우에 비해 네 가지 영상 모두에서 의미있는 통계학적 결과($p < 0.05$)를 얻었다(Table 3). 하지만 고양이용 코일과 무릎용 코일간의 신호 대 잡음 비 차이는 통계학적 의미를 보이지 않았다.

쥐의 경우, 두 가지 종류의 코일로 얻은 영상 중에서 쥐용 표

면 코일로 얻은 영상의 신호 대 잡음 비가 고양이용 코일로 얻은 영상의 경우에 비해 모두 높았다(쥐용 코일/고양이용 코일로 얻은 영상의 신호 대 잡음 비 = T2WI; 19.6/11.1, T1WI; 20.0/7.9, DWI; 12.9/6.0, SWI; 20.0/5.6) (Table 3). 평균적으로 네 가지 MR image의 신호 대 잡음 비는 쥐용 코일에서 18.1, 고양이용 코일에서 7.6으로 고양이용 코일에 대비하여 쥐용 코일에서 2.4배 향상되었다. 하지만 통계학적으로 의미있는 차이($p < 0.05$)는 DWI에서만 나타났다.

뇌 지방색전증 모델의 영상소견

정상 토끼와 쥐의 기본 영상에서 qualitative 및 quantitative analysis에서 가장 좋은 결과를 얻은 표면 코일은 쥐용 코일이었다. 따라서 뇌 지방색전증 모델에서는 쥐용 코일만을 이용하여 영상을 얻었다. 각 3마리의 토끼와 쥐를 대상으로 트리올레인 유상액을 경동맥에 주입하여 뇌에 지방색전증을 유발하고 2시간 후에 쥐용 코일을 이용하여 얻은 T2WI에서 회백질/백질의 구분이 뚜렷하였으며 DWI, SWI에서도 영상의 질에 재현성이 있었다.

뇌 지방색전증의 소견은 T2WI에서 고신호강도를 보였으며 DWI에서 경색의 소견은 보이지 않았고 SWI에서 출혈의 소견은 없었다. 또한 조영증강 T1WI에서 병변은 균질하면서 강한 조영증강을 보였다(Fig. 4).

고찰

최근 40~50년 동안 뇌 연구와 뇌 영상에 MR image가 큰 도움을 주면서 많은 발전을 거듭하고 있으며 앞으로도 많은 기대

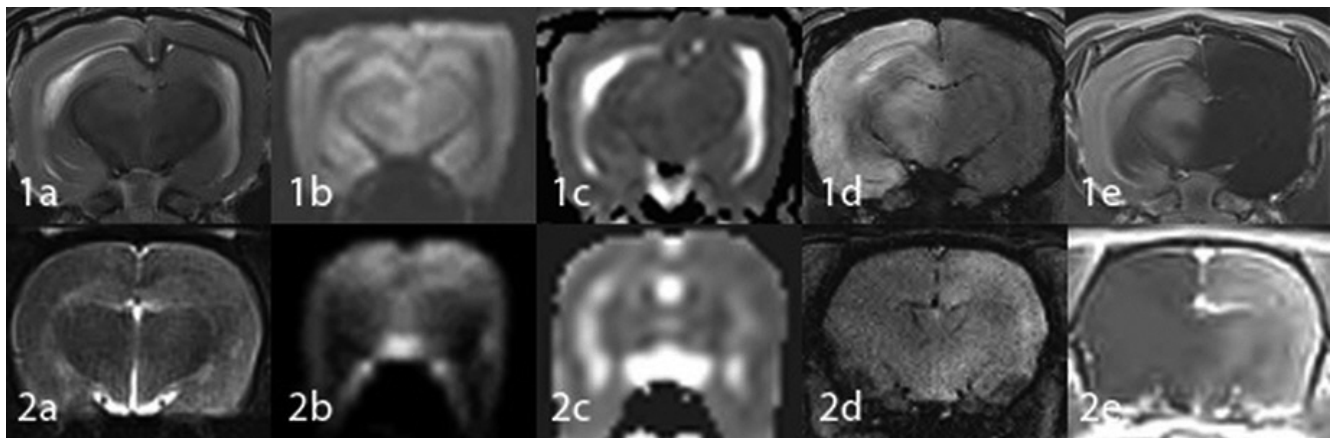


Fig. 4. MR images of a rabbit (1) and a rat (2) obtained with the rat coil 2 hours after embolization of triolein emulsion into the carotid artery. Embolized hemispheres show mild hyperintensity on T2WI (a), no evidence of diffusion restriction (b, c), no hemorrhage on SWI (d) and diffuse contrast enhancement on Gd-T1WI (e). Lesion conspicuity is better on images obtained from the rabbit (1) compared with those obtained from the rat (2).

SWI = susceptibility-weighted image, T1WI = T1-weighted image, T2WI = T2-weighted image

Table 3. Signal-To-Noise Ratios of Brain MR Images

| | <i>n</i> | T2WI | T1WI | DWI | SWI |
|-----------------------|----------|------|------|------|------|
| Rabbit with rat coil | 1 | 41.2 | 28.8 | 12.0 | 25.4 |
| | 2 | 52.7 | 38.9 | 14.0 | 45.5 |
| | 3 | 48.3 | 39.9 | 20.2 | 24.4 |
| | Mean | 47.4 | 35.9 | 15.4 | 31.8 |
| | SD | 5.8 | 6.1 | 4.3 | 11.9 |
| Rabbit with cat coil | 1 | 10.4 | 11.9 | 7.9 | 4.8 |
| | 2 | 27.4 | 15.1 | 4.3 | 7.8 |
| | 3 | 30.7 | 15.0 | 3.6 | 7.9 |
| | Mean | 22.8 | 14.0 | 5.3 | 6.8 |
| | SD | 10.9 | 1.8 | 2.3 | 1.8 |
| Rabbit with knee coil | 1 | 15.6 | 10.4 | 5.1 | 4.5 |
| | 2 | 20.1 | 12.3 | 3.6 | 5.4 |
| | 3 | 20.5 | 11.6 | 3.9 | 5.4 |
| | Mean | 18.7 | 11.4 | 4.2 | 5.1 |
| | SD | 2.7 | 1.0 | 0.8 | 0.5 |
| Rat with rat coil | 1 | 29.5 | 29.6 | 16.8 | 30.4 |
| | 2 | 10.6 | 11.6 | 12.3 | 12.8 |
| | 3 | 18.6 | 18.9 | 9.7 | 16.9 |
| | Mean | 19.6 | 20.0 | 12.9 | 20.0 |
| | SD | 9.5 | 9.1 | 3.6 | 9.2 |
| Rat with cat coil | 1 | 7.8 | 5.6 | 6.2 | 9.1 |
| | 2 | 13.5 | 9.8 | 6.1 | 3.2 |
| | 3 | 11.9 | 8.2 | 5.7 | 4.4 |
| | Mean | 11.1 | 7.9 | 6.0 | 5.6 |
| | SD | 2.9 | 2.1 | 0.3 | 3.1 |

DWI = diffusion-weighted image, SD = standard deviation, SWI = susceptibility-weighted image, T1WI = T1-weighted image, T2WI = T2-weighted image

가 되고 있다. 이런 MR image의 발전은 크게 시간 및 공간해상도의 2가지 기술적 측면의 향상으로 나눌 수 있다. 시간적 고해상도는 영상을 획득하는 속도를 의미하고 공간적 고해상도란 자세한 구조를 정확히 표현하는 것을 의미한다. 하지만 이 두 가지 요소는 서로 대립되는 가운데 균형을 유지하는 것으로, 공간적인 고해상도는 시간적인 저해상도로 나타나게 된다. 공간적 고해상도 영상은 높은 신호 대 잡음 비가 요구된다. 이를 높일 수 있는 요인으로는 주자장의 세기, 촬영시간 및 표면 코일의 크기가 변수로 작용한다. 만약 총 촬영시간을 고정한다면, 높은 신호 대 잡음 비 및 공간해상도를 얻는데 있어서 검사체와 유사한 크기의 표면 코일 선택이 가장 중요하다(17). 이번 실험에서도 표면 코일의 직경이 가장 작은 쥐용 코일(직경 5 cm)의 경우가 다른 두 coil의 경우보다 모든 영상에서 정성적으로 가장 높은 해상도를 보였으며 정량적으로도 신호 대 잡음 비가 가장 높았다.

이 연구에서 가장 높은 신호 대 잡음 비를 보인 경우는 쥐용

코일로 얻은 토끼의 영상이었다. 이는 토끼의 머리 크기에 5 cm의 표면 코일이 가장 뇌에 근접하여 데이터를 주고 받을 수 있기 때문이다. 즉, 쥐용 코일(직경 5 cm)에 토끼의 머리(3 kg의 토끼의 경우 약 5 × 6 cm)를 위치시키려면 약간의 힘을 주어 코일 내부로 토끼 머리를 집어 넣어야 한다. 토끼의 머리가 쥐용 코일의 직경보다는 크더라도 무리 없이 코일 내부로 집어 넣을 수 있다. 따라서 코일과 토끼의 머리 사이는 거의 틈이 없이 코일 내부에 토끼 머리가 꽉 끼게 된다. 반면 고양이용 코일의 경우에는 코일의 직경이 12 cm로 토끼의 머리가 코일의 정중앙에 위치한다면 코일과 토끼 머리 사이의 간격이 약 3 cm의 거리가 있으며 무릎용 코일의 경우에는 코일의 직경이 15.4 cm이므로 코일과 토끼 사이의 간격이 약 4.5 cm 정도로 벌어진다. 300 g의 쥐의 머리 크기는 약 3.5 × 2.5 cm이다. 따라서 쥐의 머리가 코일의 정중앙에 위치한다면 쥐용 코일의 경우에는 약 1 cm, 고양이용 코일의 경우에는 약 4.5 cm, 무릎용 코일의 경우에는 약 7 cm의 거리가 생긴다. 이 연구에서 T2WI의 경우, 영상의학과의 의사가 임상에서 늘 경험하는 뇌 T2WI와 비교하여 손색이 없는 양질의 영상을 보여주었다. T1WI에서도 회백질/백질의 구분이 잘 되었으며 뇌척수액의 저신호강도와 구별이 뚜렷하였다. DWI와 ADC map image에서도 회백질/백질의 구분이 잘 드러났으며 전체적으로 부드러운 영상을 보여주었다. SWI에서는 뇌실질이 균질한 고신호강도로 부드럽게 나타났으며 정맥의 저신호강도가 뚜렷이 잘 구분되었다. MRA에서는 경동맥과 뇌동맥이 뚜렷하게 나타났으며 전, 중뇌동맥 및 기저동맥까지 잘 보였다. 쥐용 코일에 토끼의 머리가 다소 꽉 끼지만 부드럽게 밀어 넣으면 무리없이 머리가 충분히 코일의 중앙부 근처까지 진입되며 토끼가 숨을 쉬는 데에도 전혀 무리가 없다. 오히려 머리가 꽉 끼는 것 때문에 머리가 고정되어 움직임에 의한 MR image의 artifact가 없다는 것도 장점이다. 하지만 직경 5 cm보다 더 작은 코일의 경우는 코일의 내부로 토끼의 머리가 들어가지 않으므로 토끼의 뇌를 감싸는 방법으로는 뇌 영상을 얻을 수 없을 것으로 생각된다.

토끼에서 쥐용 코일로 얻은 영상이 가장 높은 신호 대 잡음 비를 보인 것과 마찬가지로 쥐에서도 쥐용 코일에서 얻은 뇌 영상이 고양이용 코일에서 얻은 영상보다 높은 신호 대 잡음 비를 보였다. T2WI에서는 약간 거친 실질을 보였으나 회백질/백질 간의 높은 대조도를 보였으며 뇌실과의 경계도 뚜렷하였다. DWI, ADC map image에서는 뇌 실질이 어느 정도 관찰되었으나 임상용 DWI sequence의 변수 중 하나인 field of view가 작아서 이는 한계점으로 생각된다. SWI는 T2WI만큼 좋은 영상을 보여주어서 정맥의 저신호강도가 뚜렷하여 뇌 실질과 잘 구분되었다. MRA에서는 경동맥까지는 잘 보였으나 그 이후 동맥

은 잘 보이지 않아 이번 실험의 한계점으로 생각된다. 이 점에 대한 해결책으로는 직경이 좀 더 작은 코일이 될 것으로 생각된다. 즉, 쥐의 뇌와 좀 더 가까운 거리에서 더 많은 신호를 수신할 수 있다면 더 좋은 신호 대 잡음 비를 얻어 MRA에서 해상도가 더 나은 영상을 얻을 수 있을 것으로 판단된다. 전체적으로 쥐용 코일을 이용한 토끼의 뇌 영상보다는 영상의 질이 떨어졌다. 이는 쥐의 뇌와 코일의 간격이 멀어지는 점(쥐용 코일에서 토끼의 머리와 코일이 맞붙어 있는 반면 쥐의 머리와 코일 사이의 간격은 약 1 cm)도 있었지만 쥐의 뇌 크기가 토끼의 뇌 크기보다 작다는 점이 중요한 차이점으로 생각된다. 즉 MR image에서 신호는 조직의 볼륨에 비례하여 나오므로(18), 뇌 크기가 작은 쥐에서보다 적은 신호가 나오게 되므로 신호 대 잡음 비는 낮아지는 것으로 생각된다.

이번 실험에서 직경 12 cm의 고양이용 코일을 이용한 토끼와 쥐의 영상의 질은 눈으로 관찰하여 전체적으로 쥐용 코일을 이용한 토끼와 쥐의 경우보다는 낮았다. 수치적으로 나타난 신호 대 잡음 비에서도 쥐용 코일의 경우보다 낮았다. 이는 실험동물 뇌의 크기보다는 코일의 크기가 더 중요하다는 것을 반증한다. 하지만 고양이용 코일을 이용한 토끼의 T2WI 및 DWI에서도 회백질/백질의 구분이 뚜렷하였고, SWI에서 혈관의 저신호강도가 잘 보였다.

직경 15.4 cm의 무릎용 코일로 얻은 토끼의 뇌 영상의 경우, 각 영상의 질은 눈으로 관찰했을 때 다소 거칠었으며 신호 대 잡음 비도 낮았다. 하지만 T2WI에서 회백질/백질의 구분이 어느 정도 가능했으며 모든 영상에서 고양이용 코일로 얻은 토끼의 경우와 비슷해 보였다. 이번 실험에서 사용한 코일 중에 무릎용 코일이 가장 큰 직경을 보였지만 이 코일은 코일 내부에서 송수신 겸용 모드로 사용하였기 때문에 신호 대 잡음 비를 높게 얻을 수 있다고 생각한다.

이번 실험에서 사용한 각 영상의 프로토콜은 Tables 1, 2에 제시된 바와 같다. 프로토콜을 다양하게 조절한다면 이번 실험의 결과보다 더 나은 영상을 얻을 수 있었겠지만 이번 실험의 목적은 프로토콜을 조절하여 최상의 영상을 얻는데 목적을 두지 않았고 단지 실험동물에서 어떤 코일이 더 나은 영상을 보여주는가에 초점을 맞췄다. 따라서 앞으로는 이를 기준으로 프로토콜을 조절한다면 이번 실험보다 더 나은 영상을 얻을 수 있으리라 생각된다.

이번 실험에서 인위적으로 뇌병변을 만들어 MR image를 얻음 목적으로 지방색전증 모델을 선택했다. 동물모델을 이용한 뇌 지방색전증에 대한 연구에 따르면 T2WI에서 고신호강도를 보이고 DWI에서 뇌경색의 소견이 없으며 조영증강영상에서 강한 조영증강을 보였다. 이 결과는 일반적인 뇌경색 모델의 경우와

는 다르다(4). 즉, 일반적인 뇌경색 모델의 경우, 혈관이 막힘으로써 일어나는 세포독성부종에 의해 DWI와 ADC map 영상에서 확산감소와 함께 혈관성부종이 일어나기 전인 초급성기에는 T2등신호강도를 보이고 조영증강영상에서 조영증강되지 않지만, 지방을 유상액으로 만들어 경동맥에 주입한 후 MR 영상을 얻게 되면 뇌경색이 생기지 않으며 초기에 혈관투과성 증가로 인한 혈관성 부종과 조영증강이 나타난다(3-8). 이번 실험에서는 기존 MR image 소견이 이번 실험에서 얼마나 반영되는지를 알아보고자 하였다. 가장 좋은 신호 대 잡음 비를 보인 쥐용 코일을 이용하여 토끼와 쥐에서 지방유상액을 경동맥에 주입하여 뇌 지방색전증을 유발하였고 2시간 경과 후 MR image를 얻었다. 3마리의 토끼와 3마리의 쥐 모두에서 이전 동물실험의 결과가 그대로 나타났으며 또한 병변을 판단하는데 전혀 무리가 없었다. 따라서 임상용 3T MR 시스템에서 쥐용 코일을 이용한 토끼 혹은 쥐의 형태적인 관찰을 위한 뇌 실험에 대한 재현성은 확보되었다고 판단된다. 기존 뇌 지방색전증 실험의 MR image 획득에 사용된 MR 시스템은 임상용의 1.5T 혹은 3T이었으며 함께 사용된 코일은 실험동물의 머리에 가까이 댈 수 있는 small loop coil이나 flexible coil 등이었으며 대상동물은 고양이 혹은 토끼였다. Small loop coil은 직경 7 cm의 둥근 형태로 만들어져 있는데 실험동물의 머리 바로 위에 얹어 밴드로 고정시켜 사용하고 flexible coil은 넓이 15 cm의 띠로 만들어져 머리를 완전히 감싸서 사용한다. 이들 표면 코일에 비해 이번 실험에 사용된 쥐용 코일은 토끼와 쥐의 머리에 좀 더 가까이 위치할 수 있는 장점과 함께 전체 머리가 coil 내에 위치한다는 장점이 있다. 또한 이번 실험의 영상은 이전에 발표된 토끼나 쥐의 뇌 지방색전증 영상과 비교하여 보다 진실보한 영상 질을 보여주었다고 생각된다.

결론적으로, 전문적인 동물실험용 MR 시스템이 없다면 임상용 3T MR 시스템과 1~2개의 표면 코일로도 충분히 훌륭한 중, 소동물의 뇌 영상을 얻을 수 있으므로 뇌 실험의 목적이 적절하다면 임상용 3T MR 시스템과 15 cm 이하의 작은 직경의 표면 코일로도 중, 소동물의 뇌 실험이 가능하고 그 MR image는 뇌 질환의 형태적 연구에 유용하다고 사료된다.

Acknowledgments

이 연구는 부산대학교 기본연구지원사업비(2015.3-2017.2)의 지원을 받아서 이루어짐.

REFERENCES

1. Liang CC, Liu HL, Chang SD, Chen SH, Lee TH. The protective

- effect of human umbilical cord blood CD34+ cells and estradiol against focal cerebral ischemia in female ovariectomized rat: cerebral MR imaging and immunohistochemical study. *PLoS One* 2016;11:e0147133
2. Bearer EL, Zhang X, Janvelyan D, Boulat B, Jacobs RE. Reward circuitry is perturbed in the absence of the serotonin transporter. *Neuroimage* 2009;46:1091-1104
 3. Kim HJ, Lee CH, Kim HG, Lee SD, Son SM, Kim YW, et al. Reversible MR changes in the cat brain after cerebral fat embolism induced by triolein emulsion. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004;25:958-963
 4. Kim HJ, Lee CH, Lee SH, Cho BM, Kim HK, Park BR, et al. Early development of vasogenic edema in experimental cerebral fat embolism in cats: correlation with MRI and electron microscopic findings. *Invest Radiol* 2001;36:460-469
 5. Kim HJ, Lee CH, Lee SH, Moon TY. Magnetic resonance imaging and histologic findings of experimental cerebral fat embolism. *Invest Radiol* 2003;38:625-634
 6. Kim HJ, Lee JH, Lee CH, Lee SH, Moon TY, Cho BM, et al. Experimental cerebral fat embolism: embolic effects of triolein and oleic acid depicted by MR imaging and electron microscopy. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002;23:1516-1523
 7. Kim HJ, Pyeun YS, Kim YW, Cho BM, Lee TH, Moon TY, et al. A model for research on the blood-brain barrier disruption induced by unsaturated fatty acid emulsion. *Invest Radiol* 2005;40:270-276
 8. Kim HJ, Kim YW, Choi SH, Cho BM, Bandu R, Ahn HS, et al. Triolein emulsion infusion into the carotid artery increases brain permeability to anticancer agents. *Neurosurgery* 2016;78:726-733
 9. Lee IS, Lee JE, Kim HJ, Song JW, Choi SH. Immediate breakdown of blood retinal barrier by infusion of triolein emulsion observed by fluorescein angiography. *Curr Eye Res* 2011;36:358-363
 10. Lee JE, Jea SY, Oum BS, Kim HJ, Ohn YH. Effect of fat embolism with triolein emulsion on blood-retinal barrier. *Ophthalmic Res* 2009;41:14-20
 11. Lee JY, Eun CK, Kim YW, Kim HJ, Jung YJ, Jae SY, et al. The steroid effect on the blood-ocular barrier change induced by triolein emulsion as seen on contrast-enhanced MR images. *Korean J Radiol* 2008;9:205-211
 12. Kim YW, Kim HJ, Cho BM, Moon TY, Eun CK. The study of cerebral hemodynamics in the hyperacute stage of fat embolism induced by triolein emulsion. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:398-401
 13. Kim YW, Park YM, Yoon S, Kim HJ, Park DY, Cho BM, et al. Effect of intra-arterial infusion with triolein emulsion on rabbit liver. *World J Gastroenterol* 2014;20:14442-14449
 14. Haenold R, Herrmann KH, Schmidt S, Reichenbach JR, Schmidt KF, Löwel S, et al. Magnetic resonance imaging of the mouse visual pathway for in vivo studies of degeneration and regeneration in the CNS. *Neuroimage* 2012;59:363-376
 15. Chang NK, Jeong YY, Park JS, Jeong HS, Jang S, Jang MJ, et al. Tracking of neural stem cells in rats with intracerebral hemorrhage by the use of 3T MRI. *Korean J Radiol* 2008;9:196-204
 16. Wu B, Wang C, Pang Y, Zhang X. Comparison of SNR calculation methods for in vivo imaging. Available at: http://cds.ismrm.org/protected/10MProceedings/files/3153_1012.pdf. Accessed Mar 4, 2017
 17. Pfeuffer J, Merkle H, Beyerlein M, Steudel T, Logothetis NK. Anatomical and functional MR imaging in the macaque monkey using a vertical large-bore 7 Tesla setup. *Magn Reson Imaging* 2004;22:1343-1359
 18. Mezer A, Yeatman JD, Stikov N, Kay KN, Cho NJ, Dougherty RF, et al. Quantifying the local tissue volume and composition in individual brains with magnetic resonance imaging. *Nat Med* 2013;19:1667-1672

임상용 3T MR기기를 이용한 중, 소동물의 뇌 실험의 유용성: 3개의 Surface Coil을 이용한 연구

박신영¹ · 정미리¹ · 조병만² · 김강수³ · 김학진^{1*}

목적: 임상용 3T MR 시스템에서 15.4 cm 이하 직경의 표면 코일을 이용하였을 때 토끼와 쥐의 뇌 자기공명(MR) 영상을 분석하여 어떤 표면 코일을 사용했을 때 가장 좋은 영상을 얻을 수 있을지를 알아보고 이를 통해 임상용 3T MR 시스템을 이용한 중, 소동물의 전임상 연구에서, 임상장비를 이용한 중, 소동물 MR 영상의 뇌형태 분석에 대한 유용성을 검증하였다.

대상과 방법: 임상용 3T MR 시스템을 이용하여 정상군의 토끼 3 마리($n = 3$)에서 쥐용, 고양이용 및 무릎용 표면 코일(각각 직경 5, 12, 15.4 cm)을 사용하고 정상군의 쥐 3 마리($n = 3$)에서 쥐용과 고양이용 표면 코일을 사용하여 뇌의 T2-weighted image, T1-weighted image, diffusion-weighted image (이하 DWI), susceptibility-weighted image (이하 SWI) 및 MR angiography image를 얻었다. 각 실험동물의 뇌 MR 영상을 분석하기 위하여 정성적 분석 방법과 정량적 분석 방법을 이용하였으며 정성적 분석을 위하여 2명의 영상의학과 전문의가 합의 판정으로 영상의 질을 판단하였으며 정량적 분석을 위해서는 신호 대 잡음 비(signal-to-noise ratio) 측정을 통한 분산 분석 방법 혹은 t-test 방법을 이용한 통계적 분석을 수행하였다. 상기 실험에서 가장 높은 신호 대 잡음 비를 보인 표면 코일을 이용하여, 트리올레인 유상액을 토끼($n = 3$)와 쥐($n = 3$)의 경동맥에 주입하여 뇌 지방색전증을 유발하고 2시간 후 T2, DWI, SWI 및 Gd-T1를 얻었으며 병변 소견과 그 영상의 질에 관해 분석하였다.

결과: 토끼의 경우에는 쥐용 코일로 얻은 영상이 다른 두 표면 코일의 경우에 비해 정성적 분석에서 더 나은 영상을 보였고 정량적 분석에서보다 더 높은 신호 대 잡음 비를 보였으며 통계적 의미가 있었다(분산분석, $p < 0.05$). 쥐의 경우, 정성분석에서는 쥐용 코일로 얻은 영상이 고양이용 코일로 얻은 영상보다는 우수하였으나 각 영상의 신호 대 잡음 비를 정량적으로 분석한 결과에서 통계적 차이는 DWI에서만 나타났다. 트리올레인 유상액으로 유발한 뇌 지방색전증은 T2 고신호강도와 조영증강을 보였으나 뇌경색이나 출혈은 나타나지 않았다.

결론: 중, 소동물을 대상으로 한 이번 실험에서 임상용 3T MR 시스템과 동물용 표면 코일로도 충분히 좋은 뇌 영상을 얻을 수 있으며 그 MR 영상은 동물모델의 뇌 질환의 형태적 연구에 유용하다고 사료된다.

¹부산대학교 의과대학 부산대학교병원 영상의학교실, ²부산대학교 의과대학 예방의학교실, ³MR 영상팀 지멘스 코리아