

## 해상도 향상을 위한 4.7 T 자기공명유속계 용 솔레노이드 RF 코일 개발

양병권\* · 조지현\*\* · 송시몬†

### Development of Solenoid RF coil for 4.7 T Magnetic Resonance Velocimeter to Improve Resolution

Byungkuen Yang\*, Jee-Hyun Cho\*\* and Simon Song†

**Abstract** Magnetic resonance velocimeter (MRV) is a powerful tool to non-invasively measure the velocity of a fluid flow in various fields ranging from medicine to engineering. However, since the demands for accurate measurement in the solid/liquid interface for cardiovascular diseases and porous media increase, the improvement of spatial resolution is required. In this study, a solenoid RF coil is developed for high spatial resolution measurement. The signal-to-noise ratio in solenoid RF coil is increased seventeen times better than that in commercial coil. Moreover, the velocity distribution of Hagen-Poiseuille flow is measured with in-plane resolution of  $36 \mu\text{m}$  by  $36 \mu\text{m}$  and the accuracy of the measured velocity is compared with theoretical distribution of the laminar flow. Flow rate calculated by MRV is estimated with the flow rate injected by syringe pump.

**Key Words** : Flow Visualization(유동가시화), Magnetic Resonance Velocimetry(자기공명유속계), High Spatial Resolution(고해상도), Solenoid RF Coil(솔레노이드 RF 코일)

#### 1. 서론

자기공명유속계는 magnetic resonance imaging (MRI)를 이용하여 유체 유동을 측정할 수 있는 유용한 기술이다<sup>(1)</sup>. 이 기술은 비침습적 방법이며, 복잡한 유로 유동의 속도를 3차원으로 3성분 모두 측정할 수 있는 장점을 갖고 있다. 이에 따라 자기공명유속계는 의학뿐만 아니라 공학에서도 유용

하게 활용되고 있다. 심혈관 질환의 진단을 위해 혈관 내부의 유동을 in-vivo로 측정하거나<sup>(2)</sup>, 청소기의 성능 평가를 위해 노즐과 카펫 내부에서 발생하는 유동을 3차원/3성분으로 측정하는 데 사용되어졌다<sup>(3)</sup>. 하지만 MRI의 낮은 signal-to-noise ratio (SNR) 특성은 해상도를 높이는 데 한계가 있으며, 이는 측정된 유동의 정확도를 감소시킬 수 있다. 벽면 근처에서 발생하는 partial volume effect나 복잡한 유로에서 유동의 급격한 변화는 낮은 해상도로 측정된 유동의 오차를 발생시킨다. 따라서 자기공명유속계를 이용하여 측정된 유동의 정확도를 향상시키기 위해서는 해상도를 높여야 하며, 이를 위해 MR 신호의 SNR을 향상시키기 위한 연구가

---

† 한양대학교 융합기계공학과

E-mail: simonsong@hanyang.ac.kr

\* 한양대학교 융합기계공학과

\*\* 한국기초과학지원연구원 자기공명연구단

---

필요하다.

Hout<sup>(4)</sup>는 MRI의 SNR에 영향을 주는 파라미터를 다음의 식으로 나타내었다.

$$SNR \propto \frac{\omega_0^2(B_1/i)V_s}{V_{noise}} \quad (1)$$

이 식에서는  $\omega_0$ 는 Larmor 주파수,  $B_1/i$ 는 RF 코일의 민감도,  $V_s$ 는 voxel의 크기,  $V_{noise}$ 는 샘플과 RF 코일에서 발생하는 노이즈를 나타낸다. 식 (1)로부터 MRI의 자기장 세기를 증가시킬수록 높은 Larmor 주파수를 얻을 수 있으며, 주파수 제공에 비례하여 SNR을 향상시킬 수 있다. Elkins<sup>(5)</sup>는 backward facing step에서 발생하는 유동을 1.5 T MRI를 사용하여 1.0 mm X 1.2 mm X 1.2 mm의 해상도로 측정하였으며, Gladden<sup>(6)</sup>은 packed-bed 내부의 유동을 4.7 T MRI를 사용하여 195  $\mu$ m X 195  $\mu$ m의 해상도로 측정하였고, Edelhoff<sup>(7)</sup>는 마이크로 채널 내부의 유동을 14.1 T MRI를 사용하여 27  $\mu$ m X 27  $\mu$ m의 해상도로 측정하였다.

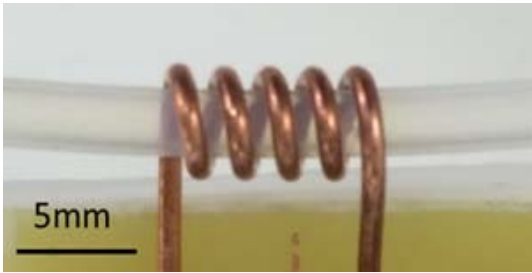


Figure 1. Solenoid RF coil

높은 SNR을 얻는 또 다른 방법은 RF 코일의 민감도를 향상시키는 것이다. RF 코일의 민감도는 단위 전류당 발생하는 자기장의 세기로 나타내며, 민감도가 높을수록 샘플에서 발생하는 자기장의 작은 변화에도 RF 코일에서 높은 전류를 발생시킬 수 있다. RF 코일의 민감도는 코일의 형상 파라미터로 나타낼 수 있으며, 솔레노이드 코일의 경우 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\frac{B_1}{i} = \frac{\mu_0 n}{d_{coil} \sqrt{1 + [h_{coil}/d_{coil}]}} \quad (2)$$

이 식에서  $B_1/i$ 는 RF 코일의 민감도,  $\mu_0$ 는 진공의 투자율,  $n$ 은 코일의 감은수,  $d_{coil}$ 은 코일의 직경,  $h_{coil}$ 은 코일의 길이를 나타낸다. 식 (2)에서 코일의 길이와 직경의 비( $h_{coil}/d_{coil}$ )가 일정하다고 가정한다면, 코일의 민감도와 코일의 직경은 반비례하는 관계를 갖는다. 따라서 솔레노이드 RF 코일의 크기가 작을수록 높은 민감도를 얻을 수 있으며, 이는 MR 신호의 SNR을 향상시켜 고해상도의 유동 측정을 가능하게 한다.

본 연구에서는 4.7 T MRI에서 고해상도로 유동을 측정할 수 있는 솔레노이드 RF 코일을 제작하였다. MRI와 RF 코일의 임피던스를 매칭시키기 위해 tuning/matching 회로를 제작하였으며, 제작한 코일의 성능을 평가하기 위해 상용 RF 코일과 SNR을 비교하였다. 또한 Hagen-Poiseuille 층류 유동을 고해상도로 측정하였으며, 측정된 속도의 정확도를 이론값과 비교하였다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 솔레노이드 RF 코일

SNR을 높여 고해상도의 유동을 측정하기 위해서는 RF 코일의 저항을 줄여야 한다. RF 코일의 저항은 노이즈를 발생시켜 측정된 MR 신호의 SNR을 감소시킬 수 있기 때문이다. RF 코일에서는 고주파수의 교류 전류가 흐르며, 이는 RF 코일에 유도기전력을 발생시켜 코일의 저항을 높일 수 있다. 유도기전력에 의한 RF 코일의 저항 상승은 표피효과와 근접효과로 나타나며, 저항이 작은 RF 코일을 제작하기 위해서는 이 두 효과를 줄여야 한다<sup>(8)</sup>.

표피효과는 주파수가 높아질수록 전류가 RF코일의 표면으로 집중하는 현상이다. 이 효과는 전류가 흐를 수 있는 단면적을 감소시켜 RF 코일의 저항을 높이는 원인이 된다. 근접효과는 인접한 도선에 eddy current를 발생시켜 도선에 흐르는 전류의

단면적을 감소시킨다. 인접한 도선의 간격이 작을수록 eddy current 효과가 커지며, 이는 코일의 저항을 상승시키는 원인이 된다.

Fig. 1은 위 두 효과를 고려하여 제작한 솔레노이드 RF 코일이다. 와이어는 직경 1.0 mm의 구리 선을 사용하였으며, 와이어의 간격은 0.8 ~ 1.0 mm로 제작하였다. 와이어의 감은수는 5회이며, 내경은 3.0 mm, 길이는 8.5 mm이다. 네트워크분석기(HP, 8753D)를 사용하여 200 MHz의 주파수에서 측정된 솔레노이드 RF 코일의 임피던스는  $1.0 + j107.5 \Omega$ 이다.

## 2.2 임피던스 매칭

RF 코일과 MRI 사이에서 MR 신호는 손실없이 전달되어야 하며, 이를 위해 두 요소의 임피던스를 매칭시켜야 한다<sup>9)</sup>. 임피던스의 차이는 전달되는 신호의 반사신호를 발생시켜 MR 신호의 크기를 감소시키며, 이는 SNR을 감소시키는 원인이 될 수 있다. 임피던스 매칭은 RF 코일의 임피던스를 MRI의 고유 임피던스인  $50 \Omega$ 에 맞추는 것이며, 이를 위해 RF 코일의 임피던스를 tuning/matching 할 수 있는 회로를 제작하여야 한다.

임피던스 매칭을 위해 인덕터(L)와 캐패시터(C)로 구성된 LC회로로 제작하였다. 측정된 RF 코일의 임피던스로부터 캐패시터의 용량을 계산하였다. 자기장에 반응하지 않는 비자성 물질로 된 캐패시터를 사용하였으며, 1개의 tuning 용 캐패시터와 2개의 matching 용 캐패시터를 사용하여 제작하였다. 네트워크 분석기(HP, 8753D)를 사용하여 임피던스를  $50 \Omega$ 으로 조정하였으며, 입력신호 대비 반사신호의 크기를 측정하는 S파라미터를 측정한 결과는 -35 dB이다.

## 2.3 유동 측정

유체의 유동은 MR 신호의 phase를 이용하여 정량적으로 측정할 수 있다<sup>10)</sup>. MR 신호의 phase는 자기장 구배에 의한 Larmor 주파수의 변화에 따라 달라지며, Fig. 2와 같이 bipolar gradient를 걸어주면 유체의 속도에 따라 phase 차이가 발생한다. 이를 이용하여 유동의 속도를 측정할 수 있으며, 유

동의 속도에 따른 phase 차이를 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

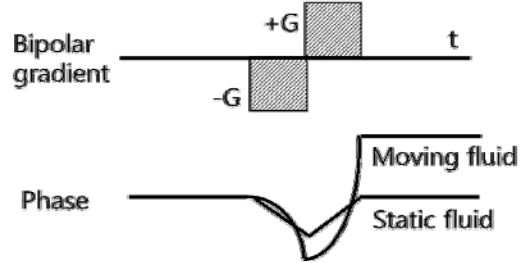


Figure 2. Schematic of phase contrast for flow measurements

$$\Delta\phi(\vec{r}, T) = \vec{v}_0 \cdot \gamma \int_0^T t' \vec{G}(t') dt' = \vec{v}_0 \cdot \gamma \Delta M_1 \quad (3)$$

이 식에서  $\Delta\phi$ 는 phase 차이,  $\vec{v}_0$ 는 유동의 속도,  $\gamma$ 는 gyromagnetic ratio,  $\vec{G}$ 는 bipolar gradient,  $\Delta M_1$ 는 1차 gradient moment 를 나타낸다.

Bipolar gradient에 의한 급격한 자기장의 변화는 eddy current를 발생시키며, 이는 자기장의 왜곡으로 측정된 속도의 오차를 발생시킬 수 있다<sup>11)</sup>. Eddy current 효과에 의한 오차를 줄이기 위해 유량 ON 조건과 유량 OFF 조건의 phase 차이로부터 속도를 계산하였으며, 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$\vec{v}_0 = \frac{\Delta\phi_{ON} - \Delta\phi_{OFF}}{\gamma \Delta M_1} = \frac{\Delta\phi_{ON} - \Delta\phi_{OFF}}{\pi} v_{enc} \quad (4)$$

이 식에서  $\vec{v}_0$ 는 유동의 속도,  $\Delta\phi_{ON}$ 는 유량 ON 조건에서 측정한 phase 차이,  $\Delta\phi_{OFF}$ 는 유량 OFF 조건에서 측정한 phase 차이,  $\gamma$ 는 gyromagnetic ratio,  $v_{enc}$ 는 1차 gradient moment, 는 최대 velocity encoding 값을 나타낸다.

### 2.4 MRI 세팅

MRI(Bruker, Biospec 47/40)의 자기장 세기는 4.7 T이며, 최고 경사자장 세기는 400 mT/m이다. 신호 크기를 측정하기 위해 spin-echo 시퀀스를 사용하였다. 유체의 유동은 gradient-echo 시퀀스를 사용하여 측정하였으며, flip angle은 30°로 설정하였다. Echo time(TE)와 repetition time(TR)은 각각 8.8 ms와 22 ms이다. FOV는 9.2 mm X 9.2 mm, 슬라이드 두께는 1.0 mm로 설정하였으며, 매트릭스의 크기는 256 X 256이고, in-plane 해상도는 36 μm X 36 μm 이다. 개발된 솔레노이드 RF 코일의 성능을 비교, 검증하기 위해 상용 RF 코일(Bruker 25 mm RF coil)도 사용하였으며, FOV는 11 mm X 11 mm, 슬라이스 두께 1.0 mm, 해상도는 in-plane 해

상도는 43 μm X 43 μm 으로 설정하였다.

### 2.5 실험 구성

Fig. 3은 4.7 T MRI에서 유동을 측정하기 위한 실험 구성을 나타낸다. 유동을 발생시키기 위해 주사기 펌프(KD Scientific, KDS 200)를 사용하였으며, 자기장에 영향을 미치지 않도록 MRI 룸 외부에 위치시켰다. Tubing에 의한 자기장의 변화를 최소화하기 위해 PTFE 관을 사용하였으며, 관의 내경은 2.0 mm 이다. MRI 내부에 제작한 솔레노이드 RF 코일과 임피던스 매칭 회로를 위치시켰으며 MRI spectrometer와는 RG-232 동축케이블로 연결하였다.

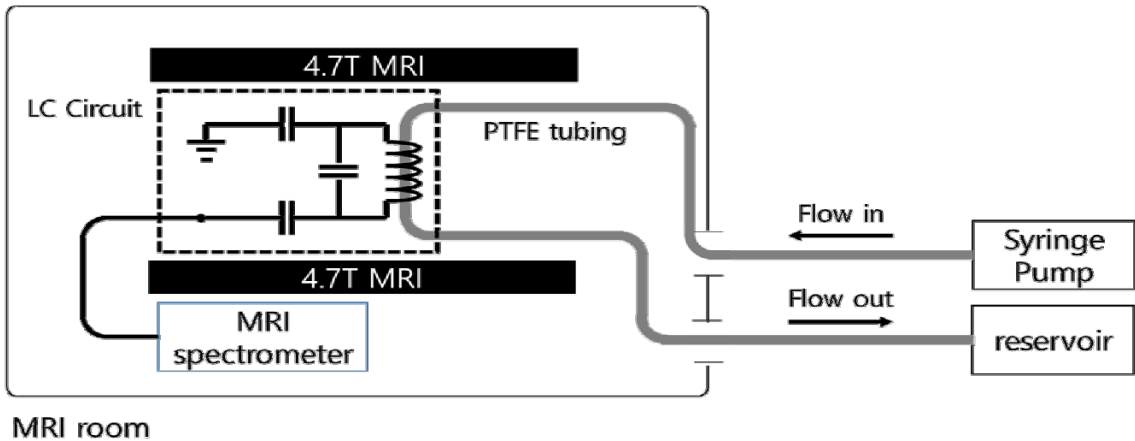


Figure 3. Schematic of experimental setup for flow measurements in 4.7T MRI

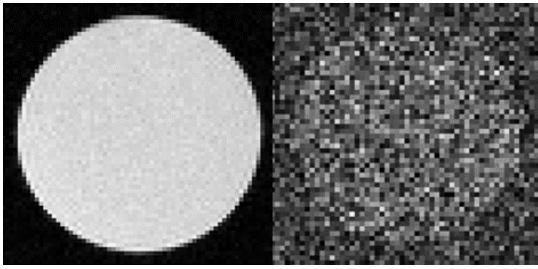
## 3. 실험 결과

### 3.1 신호 크기 측정

솔레노이드 RF 코일과 상용 RF 코일을 이용하여 유체의 신호 크기를 측정하였다. 신호 크기 영상은 각 픽셀에서의 신호 세기를 나타내며, 이를 이용하여 SNR을 계산할 수 있다. SNR은 샘플 영역과 노이즈 영역의 신호 세기의 비로 나타내며, 다음의 식으로 계산할 수 있다.

$$SNR = \frac{ROI_S - ROI_N}{ROI_N} \tag{5}$$

이 식에서  $ROI_S$ 는 샘플 영역에서의 노이즈 신호,  $ROI_N$ 은 노이즈 영역에서의 신호 세기를 나타낸다.



**Figure 4.** Magnitude images measured by solenoid RF coil (left) and commercial RF coil (right)

Fig. 4는 솔레노이드 RF 코일과 상용 RF 코일로 측정된 신호 크기 영상을 나타낸다. 솔레노이드 RF 코일로 측정된 영상은 상용 RF 코일로 측정된 영상보다 노이즈가 작음을 확인할 수 있으며, 각 영상으로부터 SNR은 각각 36.0과 2.2으로 측정되었다. 해상도(솔레노이드 RF 코일:  $36 \mu\text{m} \times 36 \mu\text{m}$ , 상용 RF 코일:  $43 \mu\text{m} \times 43 \mu\text{m}$ )가 다른 두 영상의 SNR을 비교하기 위해 voxel 크기당 SNR( $\text{SNR}/\text{mm}^3$ )을 비교하였으며, 솔레노이드 RF 코일의 SNR은 상용 RF 코일에 비해 17배 높음을 확인할 수 있었다.

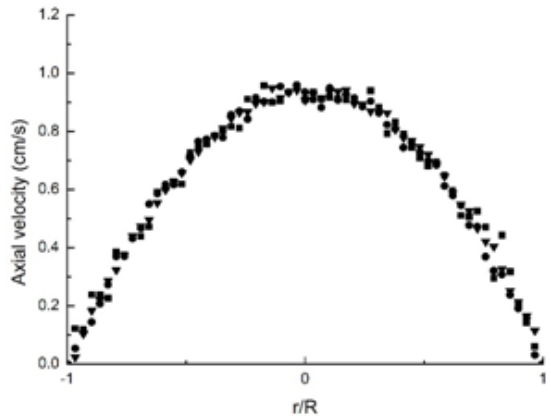
### 3.2 속도 측정

유체 유동의 속도를 측정하기 위해 Hagen-Poiseuille 층류 유동을 발생시켰다. 발생시킨 유동은  $\text{Re}$  5이며,  $36 \mu\text{m} \times 36 \mu\text{m}$ 의 해상도로 유동 방향의 속도를 측정하였다. Fig. 5는 원주 방향으로  $0^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ 의 각도에서 얻은 속도 분포를 나타낸다. 측정된 속도는 유량 ON 조건과 유량 OFF 조건을 한 세트로 4세트를 측정하여 평균한 값을 사용하였다. 이 결과로부터 각각의 속도 분포 모두 층류 유동의 포물선 형태를 보여주고 있음을 확인할 수 있었다.

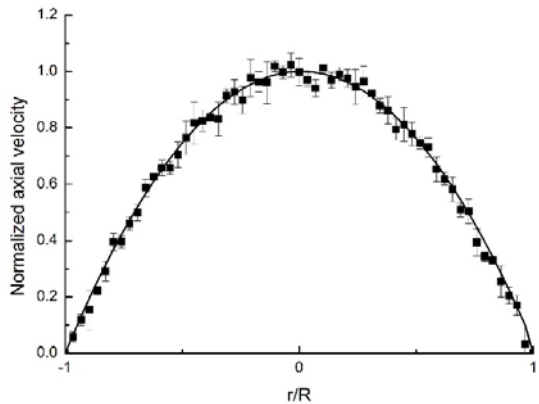
측정한 속도를 이론적인 속도 분포와 비교하기 위하여 원주 방향으로  $0^\circ$ 의 각도에서 측정된 속도 분포를 정규화시켜 Fig. 6에 나타내었다. 이 그래프에서 나타난 속도 분포는 4번 측정된 평균값과 95% 신뢰구간에서의 오차 구간으로 오차 막대를 나타내었다.

측정한 속도로부터 유량을 계산하였다. MRI로 측정된 각 픽셀의 속도와 픽셀의 크기의 곱을 유

체가 측정된 면적에 대해 적분하였으며, 이를 주사기 펌프로 주입한 유량과 비교하였다. 그 결과 MRV는  $0.467 \text{ mL}/\text{min}$ , 유량계는  $0.474 \text{ mL}/\text{min}$ 으로 약 1.4%의 오차를 보였다.



**Figure 5.** Velocity distributions by circumferentially changing the angle to  $0^\circ$  (●),  $45^\circ$  (▼) and  $90^\circ$  (■)



**Figure 6.** Normalized velocity distribution of the circumferential angle of  $0^\circ$  (●) compared with theoretical velocity distribution

## 4. 결론

자기공명유속계에서 고해상도로 유동을 측정하기 위하여 솔레노이드 RF 코일을 제작하였다. 신호 크기 영상으로부터 측정된 솔레노이드 RF 코일의 SNR은 상용 RF 코일에 비해 17배 상승하였다.

36  $\mu\text{m}$  X 36  $\mu\text{m}$ 의 고해상도로 측정된 유동의 속도 분포는 이론적인 속도 분포인 포물선의 형태를 잘 나타내고 있음을 확인하였다. 또한 유량을 계산하여 정확도를 비교한 결과, 유량 오차는 1.4 %으로 낮게 평가되었다.

## 후 기

이 논문은 2016년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.2016R1A2B3009541).

## REFERENCE

- 1) Elkins, C. J. and Alley, M. T., 2007, "Magnetic resonance velocimetry: applications of magnetic resonance imaging in the measurement of fluid motion," *Experiments in Fluids*, Vol. 43(6), pp. 823-858.
- 2) Markl, M., Wegent, F., Zech, F., Bauer, S., Strecker, C., Schumacher, M., Weiller, C., Hennig, J. and Harloff, A., 2010, "In vivo wall shear stress distribution in the carotid artery effect of bifurcation geometry, internal carotid artery stenosis, and recanalization therapy," *Circulation Cardiovascular Imaging*, Vol. 3(6), pp.647-655.
- 3) Lee, J., Yang, B., and Song, S., 2015, "3D Visualization of Flow Inside Carpet Under Vacuum Cleaner Nozzle by Magnetic Resonance Velocimetry," *The Korean Society of Mechanical Engineers*, pp.149-152.
- 4) Hoult, D. I. and Richards, R. E., 1976, "The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment," *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 24(1), pp.71-85.
- 5) Elkins, C. J., Alley, M. T. and Eaton, J. K., 2009, "Three-dimensional magnetic resonance velocimetry measurements of turbulence quantities in complex flow," *Experiments in Fluids*, Vol. 46(2), pp.285-296.
- 6) Sederman, A. and Gladden, L., 2001, "Magnetic resonance visualisation of single-and two-phase flow in porous media," *Magnetic resonance imaging*, Vol. 19(3), pp.339-343.
- 7) Edelhoff, D., Walczak, L., Henning, S., Weichert, F. and Suter, D., 2013, "High-resolution MRI velocimetry compared with numerical simulations," *Journal of Magnetic Resonance*, Vol. 235, pp.42-49.
- 8) Peck, T. L., Magin, R. L., and Lauterbur, P. C., 1995, "Design and Analysis of Microcoils for NMR Microscopy," *Journal of Magnetic Resonance Series B*, Vol. 108(2), pp.114-124.
- 9) Mispelter, J., Lupu, M., and Briguet, A., 2006, *NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Experiments: Theoretical Principles & Practical Guidelines*, Imperial College Press.
- 10) Markl, M., 2005, "Velocity encoding and flow imaging," *University Hospital Freiburg, Dept of Diagnostic Radiology*.
- 11) Moser, W. K., Kutter, E. C., Georgiadis, J. G., Buckius, R. O., Morris, H. D. and Torczynski, J. R., 2000, "Velocity measurements of flow through a step stenosis using Magnetic Resonance Imaging," *Experiments in Fluids*, Vol. 29(5), pp.438-447.