

완전발달 난류 원관 유동에서의 3T 및 7T MRI를 이용한 자기공명온도계의 적용

류형우* · 백승찬** · 김동현*** · 이 환**** · 오석훈***** · 황원태†

Application of Magnetic Resonance Thermometry (MRT) on Fully Developed Turbulent Pipe Flow using 3T and 7T MRI

Hyung Woo You*, Seungchan Baek**, Dong-Hyun Kim***
Whal Lee****, Sukhoon Oh***** Wontae Hwang†

Abstract Magnetic resonance thermometry (MRT) is a technique capable of measuring three-dimensional mean temperature fields by utilizing temperature-dependent shifts in proton resonance frequency. In this study, experimental verification of the technique is obtained by measuring 3D temperature fields within fully developed turbulent pipe flow, using 3T and 7T MRI scanners. The effect of the proton resonance frequency (PRF) thermal constant is examined in detail.

Key Words : Magnetic Resonance Thermometry (자기공명온도계), Proton Resonance Frequency Shift (양자 공명주파수 변화), Gradient Echo (경사 에코), Fully Developed Turbulent Pipe Flow (완전발달 난류 원관 유동), Thermal Analysis (열분석)

† Corresponding author:

Dept. of Mechanical Engineering,
Seoul National University, Assistant professor
Institute of Advanced Machines and Design,
Seoul National University
Institute of Engineering Research,
Seoul National University
E-mail: wthwang@snu.ac.kr

* Dept. of Mechanical Engineering, Seoul
National University, Master's degree candidate

** Dept. of Mechanical Engineering, Seoul
National University, Ph.D candidate

*** Dept. of Electrical and Electronic Engineering,
Yonsei University, Professor

**** Dept. of Radiology, Seoul National University
Hospital, Professor

***** Korea Basic Science Institute

기호설명

B_0 External magnetic field strength ($\text{kg}\cdot\text{s}^{-2}\cdot\text{A}^{-1}$)

B_1 Shifted magnetic field strength ($\text{kg}\cdot\text{s}^{-2}\cdot\text{A}^{-1}$)

CFD Computational fluid dynamics

DNS Direct numerical simulation

D_h Hydraulic diameter

FA Flip angle ($^\circ$)

FC Flow compensation

FT Fourier transform

G Gradient field

GRE Gradient echo

IFT Inverse Fourier transform

IR Infrared

LIF Laser-induced fluorescence

- M Mole (mol)
- MR Magnetic resonance
- MRT Magnetic resonance thermometry
- MRV Magnetic resonance velocimetry
- NMR Nuclear magnetic resonance
- NSA Number of signal averaging
- PRF Proton resonance frequency
- ROI Region of interest
- Re Reynolds number
- RF Radio frequency
- S Signal intensity
- SNR Signal-to-noise ratio
- T Tesla ($\text{kg}\cdot\text{s}^{-2}\cdot\text{A}^{-1}$)
- TE Echo time (ms)
- TR Repetition time (ms)
- R Pipe radius (mm)
- r Radial distance (mm)
- u Streamwise velocity (cm/s)
- u_{max} Maximum streamwise velocity (cm/s)
- α MRT linearity constant
- γ Gyromagnetic ratio ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}\cdot\text{T}^{-1}$)
- ϕ Signal phase data

1. 서론

자기공명온도계 (magnetic resonance thermometry, MRT)는 자기장 내에 위치한 원자의 핵자기 공명 현상으로부터 3차원 평균 온도장 측정이 가능한 측정 기법이다. 공학분야에서 일반적으로 사용되는 온도 측정 기법으로는 열전 효과를 이용한 열전대, 물체의 방사율을 이용한 적외선 (infrared, IR) 측정, 입자의 형광 효과를 이용한 레이저형광여기법 (laser-induced fluorescence, LIF) 등이 존재한다. 하지만 이러한 기법들은 하나의 점이나 2차원적인 측정에 제한되며, LIF와 같은 광측정 기법은 복잡한 유로 형상에서의 측정이 어렵다는 단점이 있다. 실제로 가스터빈이나 열교환기와 같이 복잡한 열유동에 대한 연구를 수행하기 위해서는 유동과의 간섭 없이 3차원 유동 특성의 측정이 요구되지만, 기존의 측정 방법

으로는 전체 영역에 대한 동시다발적인 측정이 어렵다. 이러한 한계점을 극복하기 위해 자기공명 측정 기법을 사용할 수 있다.

이미 의료계에서는 체내 조직 영상 촬영과 같이 자기공명 기반의 측정 기법을 오랜 기간 사용해 왔다. 더 나아가 암 치료에 사용되는 고열 요법 (hyperthermia therapy)과 같이 체내 국소적인 영역의 온도가 상승하는 경우, 환자의 안전을 위해 체내 온도를 자기공명을 이용하여 측정하는 연구도 이루어진 바 있다^(1,2).

최근에는 MRT 기법을 복잡한 형상에서의 3차원 열유동에 접목시킨 공학분야 연구가 수행된 바 있다. Wassermann et al.⁽³⁾은 원형 튜브 내에 흐르는 유동의 온도장을 측정하는 연구를 수행하였다. Spirnak et al.⁽⁴⁾은 서로 다른 온도를 가지는 교차유동에서 유체의 혼합 양상 MRT 결과를 CFD와 비교한 바 있다. 또한 Benson et al.⁽⁵⁾은 MRT 기법을 가스터빈 블레이드 냉각에 접목시켜 터빈 블레이드 내부 냉각 유동 및 외부 냉각 유동과 같이 복잡한 열유동 현상에 대한 연구를 수행하였다.

MRT 측정 시 다양한 변수 중 온도 변화와 측정되는 신호의 변화 간의 선형성을 나타내는 proton resonance frequency (PRF) 열상수 (thermal constant), α 가 존재한다. 이때 α 는 사용하는 유체에 따라 그 값이 변할 수 있으며, MRT 측정의 오차와 직접적인 연관이 있기 때문에, 정밀한 측정을 위해서는 정확한 α 를 사용할 필요가 있다⁽⁶⁾. 하지만 앞서 언급한 선행연구 중 일부는 각기 다른 농도의 황산구리 수용액을 작동 유체로 사용하는 등 서로 다른 작동 유체를 사용했음에도 불구하고 물에 해당하는 α 값을 사용하여 연구를 수행한 바가 있다.

본 연구에서는 MRT 측정 데이터를 기반으로 reference oil phantom을 통한 데이터 보정 방법과 고자기장 자기공명영상 (magnetic resonance imaging, MRI) 장비에서의 측정 데이터를 기반으로 본 연구에서 사용한 작동 유체에 적용 가능한 새로운 PRF 열상수, α 의 도출을 시도하며, α 값이 측정 결과에 미치는 영향에 대해 알아본다.

3T MRI 장비에서는 40 mM 황산구리 수용액

을 이용하여 열/유동적으로 완전발달된 난류 원관 유동의 온도 계측을 MRT를 통해 수행한다. 측정 오차를 줄이기 위하여 원관과 함께 reference oil phantom을 계측하고 데이터 보정을 한다. 계측 데이터는 온도로 치환되어 유로에 설치되어 있는 열전대 계측 온도와 비교한다. 이후 7T 고자기장 MRI 장비에서 동일한 실험을 수행하여, 7T MRT 실험에서 사용한 20 mM 황산구리 수용액에 맞는 새로운 PRF 열상수를 도출하고, 정확한 온도 결과를 획득하는 것을 목표로 한다.

2. 자기공명 계측 기법 이론

2.1 자기공명 (Magnetic resonance)

자기공명 계측 기법은 물질을 이루고 있는 분자, 더욱 나아가 그 골조를 이루는 원자 핵의 양성자로부터 발생하는 신호를 계측하는 기법이다. 양성자가 가지는 고유의 성질 중 하나인 자기회전비율 (γ)과 MRI 장비에서 가해지는 자기장의 세기 (B_0)에 따라 발생 신호의 각주파수가 Eq. (1)에 의해 결정된다.

$$\omega = \gamma B_0 \quad (1)$$

이때, 주파수 ω 를 가지는 자극 펄스 신호를 사용하여 계측 영역 내부의 입자들을 자극하면 자기장에 의해 종축으로 나열되었던 입자들의 자기 모멘트가 자기장 방향을 기준으로 각주파수가 ω 인 세차 운동을 하게 되며, 해당 각주파수를 Larmor frequency라 한다⁽⁷⁾. MR기법은 이러한 공명 신호의 계측을 통해 수행되며 본 연구에서 다룰 MRT 또한 공명 신호로부터 온도 편차를 산출하는 기법이다.

2.2 경사 에코 (Gradient echo, GRE)

본 실험에서는 MR 계측 시 소요 시간에 따라 발생하는 system bias로 인한 오차를 최소화하기 위해 계측 간 시간 간격을 나타내는 repetition

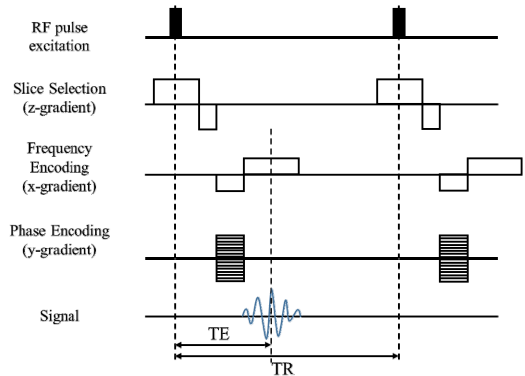


Fig. 1. Gradient echo sequence diagram

time (TR)을 감소시킬 필요가 있다. 일반적으로 사용되는 스핀 에코 (spin echo) 기법은 180° 재초점펄스 신호 및 90° 자극 펄스를 사용하여 계측을 수행하기 때문에 충분한 종축자기화 회복이 일어나기까지 비교적 시간이 오래 소요되는 단점이 있다⁽⁸⁾. 이러한 문제점을 극복하기 위해 본 연구에서는 계측 영역 내의 자기장 세기를 선형적으로 변화시키는 자기경사장 (magnetic gradient field)과 작은 숙임각 (flip angle, FA)을 가지는 펄스 신호를 통해 자기 모멘트 재초점을 가속시켜 빠르고 지속적인 신호의 계측이 가능한 경사 에코 (gradient echo, GRE) 기법⁽⁹⁾을 이용한다.

Fig. 1은 GRE 기법의 계측 시퀀스 다이어그램을 나타낸 것이다. 자극 펄스 신호로부터 신호 계측까지의 소요 시간을 echo time (TE) 이라 하며, 각 방향에 자기경사장을 적용함으로써 원하는 계측 영역 내에서의 계측 지점을 정확히 파악할 수 있다. Slice selection은 유동 방향에 해당하며, frequency 및 phase encoding은 K-space에서 각각 x와 y축 방향에 해당한다. 이렇게 얻은 주파수 데이터는 역푸리에변환 (inverse Fourier transform, IFT)을 통해 영상 및 다양한 데이터로 변환하게 된다.

2.3 양자 공명주파수 변화

MRT 기법은 양자 공명주파수 변화 (proton resonance frequency shift, PRF shift) 계측을 통해,

기준이 되는 온도 조건에서의 계측 신호와 목표 온도 조건에서의 계측 신호 간의 상 (phase) 변화로부터 온도 편차를 산출하는 기법이다. 이때 발생하는 신호의 상 변화는 유체의 움직임과 온도에 모두 영향을 받는다. 신호 상을 Taylor series expansion을 통해 아래의 Eq. (2)와 같이 표현할 수 있다^(10,11).

$$\phi(\vec{r}, TE) = \phi_0 + \gamma \int_0^{TE} \vec{r}_0 \cdot \vec{G}(t) dt + \gamma \int_0^{TE} \vec{v} \cdot \vec{G}(t) t dt \quad (2)$$

ϕ 는 신호의 상, γ 는 자기회전비율, r 은 입자의 위치, v 는 자기장 내 입자의 속도, 그리고 G 는 계측 영역에 가해지는 경사자기장을 나타낸다. 우변 첫번째 항은 MRI 장비에서 가해지는 자기장으로 인해 발생하는 신호의 기본 상을 나타내며, 두번째 항은 위치에 따라서 온도로 인해 발생하는 상 변화를 나타내며, 세번째 항은 입자가 계측 영역 내부를 이동함에 따라 발생하는 상 변화를 나타낸다. 유동 조건에 따라 가속도와 같은 higher-order momentum term의 추가가 요구될 수 있으나, 본 실험에서는 속도 성분이 일정하게 유지되는 완전발달 난류 원관 유동이 대상이었기 때문에 속도항까지만 고려하였다.

유동 조건에서의 MRT 계측을 위해서는 유속에 의한 효과를 제거해야 하는데, 이는 flow compensation (FC)을 통해 가능하다. Flow compensation 기법이

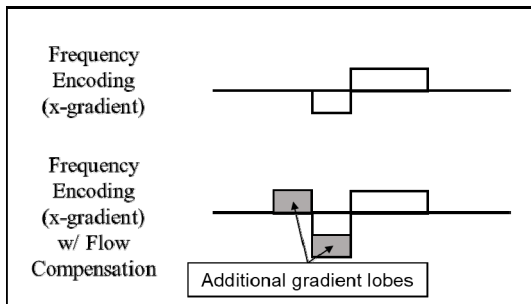


Fig. 2. Flow compensation diagram

란 Fig. 2와 같이 신호 계측 시 magnetic gradient를 추가해, 입자의 움직임으로 발생하는 신호의 상 변화 성분을 제거하는 기법이다⁽¹²⁾.

2.4 자기공명온도계, MRT

자기공명온도계는 계측 신호의 상 변화로부터 평균 온도 편차장을 산출하는 기법이다.

$$\phi(\vec{r}, TE) = \gamma \int_0^{TE} \{B_1 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}\} dt = \gamma \int_0^{TE} \{(1 - \sigma(\vec{r}))B_0 + \vec{G}(t) \cdot \vec{r}\} dt \quad (3)$$

이때 Eq. (3)은 Eq. (2)의 우변 두번째 항으로부터 유도되는데, 계측 영역 내부의 입자들은 온도 변화에 따른 nuclear shielding effect로 인해 실제 가해지는 자기장과 미세하게 다른 자기장의 영향을 받게 되는 chemical shift가 일어난다. 이로 인해 실제 입자들은 가 아닌 미세하게 변한 만큼의 영향을 받게 된다. 그 결과 내부 입자들의 공명주파수가 변하며, 이때 발생하는 미세한 변화 정도를 α 라 할 경우 두 계측 신호 간의 위상 차이는 Eq. (4)과 같이 표현된다.

$$\Delta\phi = \phi_1(\vec{r}, TE) - \phi_2(\vec{r}, TE) = \gamma \int_0^{TE} (\sigma_1(\vec{r}) - \sigma_2(\vec{r}))B_0 dt = \gamma\Delta\sigma(\vec{r})B_0TE = \gamma\alpha\Delta T(\vec{r})B_0TE \quad (4)$$

이러한 접근을 통해 신호 변화와 온도 간의 선형성을 나타내는 α 를 정의할 수 있으며, 최종적으로 Eq. (5)와 같이 온도에 의한 신호 상 변화로부터 온도 편차를 산출하게 된다.

$$\Delta T = \frac{\phi(TE) - \phi_{baseline}(TE)}{\gamma\alpha B_0 TE} \quad (5)$$

$\phi_{baseline}(TE)$ 는 기준 온도에서의 계측 신호 상, $\phi(TE)$ 는 목표 온도에서의 계측 신호 상을 나타낸다. 선행연구⁽¹³⁻¹⁶⁾에서 정밀한 핵자기공명 (NMR) 실험을 통해 $\alpha = -0.01 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$ 이라는 물에 해당하는 상수 값을 도출하였다.

3. 실험 장치 및 실험 방법

3.1 유동 제어 장치

본 연구에서 사용한 유동 시스템을 Fig. 3에 도식화 하였다. 유량 제어를 위해 펌프와 밸브 및 bypass 유로를 설치하였으며, Seametrics사의 SPX-100 임펠러 유량계와 LabView 모듈을 사용하여 실시간으로 유량을 확인하고 제어하였다. 또한 칠러 및 히터, K-type 열전대를 이용하여 실시간으로 온도를 계측하며 조절하였다. 약 200 L의 작동 유체를 사용함으로써 급격한 온도 변화로 발생하는 오차를 감소시켰다.

본 연구에서는 길이 약 30 m, 두께 3.5 mm인 25A 편사 호스를 사용하여 작동 유체를 수조에서 MRI 장비실 내부의 test section으로 흐르게 하였다. 3T MRI 장비에서 수행한 MRT 기본 검증 실험의 경우 열전대를 수조에 삽입하여 온도를 계측하였으며, 7T 실험의 경우 장비실에 호스가 들어가기 직전에 열전대를 설치하였다. 본 실험에 앞서 작동 유체가 호스를 따라 흐르며 발생하는 열손실을 확인하기 위해 MRI 장비실과 동일한 온도 조건에서, 사전에 설치한 열전대

로 계측한 온도를 각각 원관 출구부에서 계측한 온도와 비교하였으며, 편차가 모두 0.15°C 미만이었다. 해당 결과를 기반으로 시스템 전반적으로 단열이 매우 잘되는 것을 확인하였으며, 열전대로 계측한 온도가 계측 영역 내부의 작동 유체 온도와 유사하다고 가정하여 실험을 수행하였다.

3.2 3T MRT 계측 장비

서울대학교 병원의 Siemens MAGNETOM TRIO 3T MRI 장비, 내경 50 mm 이고 길이가 2 m인 PVC 원관 test section, 그리고 RF 펄스 제공 및 신호 계측을 위한 8 channel phased array torso coil 등이 Fig. 4에 나타나 있다.

MRI 계측 시 사용하는 시편은 자화율을 고려하여 제작해야 한다. 자화율이란 외부에서 가해지는 자기장의 세기에 대한 자화의 비를 나타내는 수치이다. 본 연구에서는 자화율 영향의 최소화를 위해 PVC 시편을 사용하였다. 완전발달 영역의 계측을 수행하기 위해 원관의 후류 영역에 RF 코일을 설치하였다.

3T MRT 실험을 위해 사용한 MR 파라미터는 Table 1에 정리되어 있다. 본 실험에서 사용한 MR 파라미터 중 TR, TE, 그리고 FA는 Buchenberg et al.⁽¹⁷⁾ 연구진의 구리관 MRT 실험으로부터 참고 하였다.

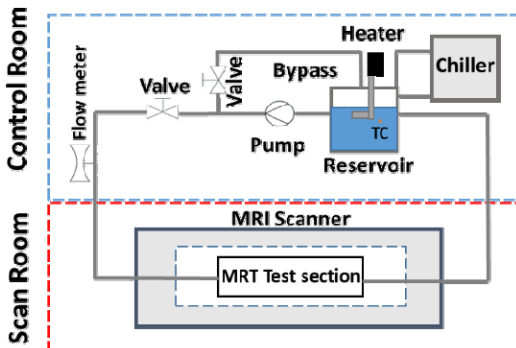


Fig. 3. 3T MRT experiment flow system schematic



Fig. 4. 3T MRI machine and pipe test section (with RF torso coil)

Table 1. 3T MRT scan parameters

ROI	(128 mm, 128 mm, 20 mm)
Spatial Resolution	(0.5 mm, 0.5 mm, 1 mm)
Cases	1-1) Flow on without FC 1-2) Flow off without FC 2-1) Flow on with FC 2-2) Flow off with FC
Temperature Conditions	24.3°C (baseline) 34.1°C (target)
Scan #	4 scans for each case
TR, TE, FA	TR : 29 ms, TE : 20 ms, FA : 7°

3.3 7T MRT 계측 장비

7T MRT 실험은 동일한 test section을 사용하였으며, Fig. 5와 같이 28 channel RF knee coil을 사용하여 계측을 수행하였다.

7T MRT 실험을 위해 사용한 MR 파라미터는 Table 2에 정리되어 있다. Eq. (5)에 의하면 2π 라는 범위 내에서 aliasing 없이 계측 가능한 최

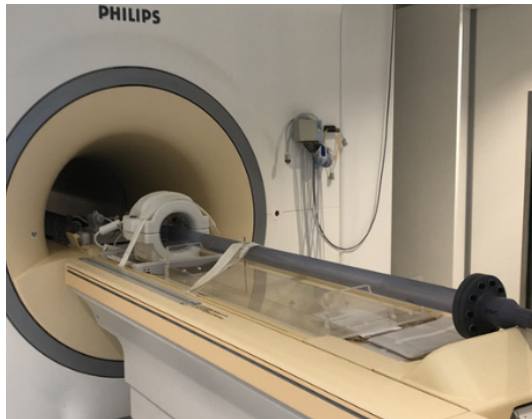


Fig. 5. 7T MRI machine and pipe test section (with RF knee coil)

Table 2. 7T MRT scan parameters

ROI	(128 mm, 128 mm, 20 mm)
Spatial Resolution	(0.5 mm, 0.5 mm, 1 mm)
Temperature Conditions	20.3°C (baseline), 25.3°C, 30.3°C, 35.3°C, 40.3°C
Scan #	4 scans for each temperature case
TR, TE, FA	TR : 25 ms, TE : 13 ms, FA : 7°

대 온도 범위는 γ , α , B_0 , 그리고 TE에 의해 결정된다. 7T MRT 실험은 더욱 강력한 자기장에서 약 20°C의 온도 편차에 대한 계측을 수행하기 때문에, TE를 13 ms로 단축하여 모든 온도 조건이 측정 범위에 들어가도록 하였다. 또한 7T의 더욱 강해진 외부 자기장으로 인한 중축자기화가 가속되어 TR은 25 ms로 설정 하였다.

일반적으로 MR 계측 시 공간과 시간에 따른 system bias로 인한 오차가 발생하게 되는데, 정확한 계측을 위해서는 이에 대한 보정이 이루어져야 한다. 실제로 Oh et al.⁽¹⁸⁾과 Poorter et al.⁽¹⁹⁾ 연구진은 오차를 보정하기 위해 계측 영역 내부에 추가적인 reference phantom을 삽입하여 보정을 수행하였다. 본 연구에서는 Fig. 6과 같이 제작한 아크릴 거치대와 4개의 reference oil phantom을 계측 영역 안에 삽입하여 데이터 보정에 사용하였다.

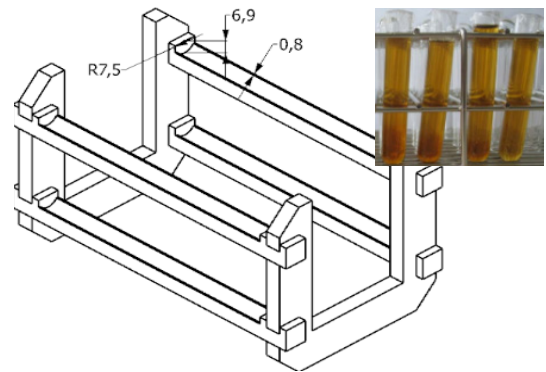


Fig. 6. Oil reference phantoms and stand

4. 결과 및 분석

4.1 유동 조건

MRT 실험에 앞서 원관 출구부 근처 계측 영역 내부 유동의 완전발달 여부를 확인하기 위해 자기공명유속계 (magnetic resonance velocimetry, MRV) 기법을 이용하여 계측 영역 내부의 유동장을 확인 하였다. MRV 기법은 계측 영역 내의 이동하는 수소 핵의 양성자로부터 신호를 계측하고, 이때 발생하는 신호 상 변화로부터 입자의 속도를 산출해내는 기법이다. MRT 기법과는 반대로 Eq. (2)에서 속도에 의한 영향만을 계측한다.

유동의 완전발달 여부를 확인하기 위해 $Re = 11,700$ 을 유지하여 계측을 수행하였다. 유체의 밀도와 점성 계수는 온도에 따라 그 값이 지속적으로 변하기 때문에 냉각 시스템을 이용하여 온도를 제어하였다. 또한 계측한 온도로부터 밀도 및 점성 계수 모델^(20,21)등을 이용하여 레이놀즈 수를 산출하였다.

계측한 속도장은 Khoury et al.⁽²²⁾의 레이놀즈 수 11,700에 해당하는 완전발달 난류 원관 유동 직접수치모사 (direct numerical simulation, DNS) 데이터와 비교하였다. 원관 반지름 및 최대 유속으로 정규화한 유속 분포 결과는 아래의 Fig. 7에 나타나 있다.

Fig. 7의 MRV와 DNS 결과가 실험의 불확도 내에서 잘 일치함을 통해 계측 영역 내의 유동이 완전발달 하였음을 확인하였다. MRV 속도 불확도는 계측 영역 내 신호의 분산 (variance, Var)으로부터 Eq. (6)을 통해 계산하였다⁽²³⁾.

$$\sigma_{ROI} = \frac{VENC}{\pi} \sqrt{\frac{Var\{\Delta\phi_1(r_{ROI}) - \Delta\phi_2(r_{ROI})\}}{2}} \quad (6)$$

VENC는 $-\pi$ 에서 $+\pi$ 까지의 상 변화 영역 내에서 계측 가능한 최대 유속을 나타내는 변수이며, MRV 계측 전에 미리 선정하여 장비에 입력한다. σ_{ROI} 는 통계적 속도 불확도이며, $\Delta\phi_1$ 과 $\Delta\phi_2$ 모두 같은 유동이 존재할 때 측정된 signal phase

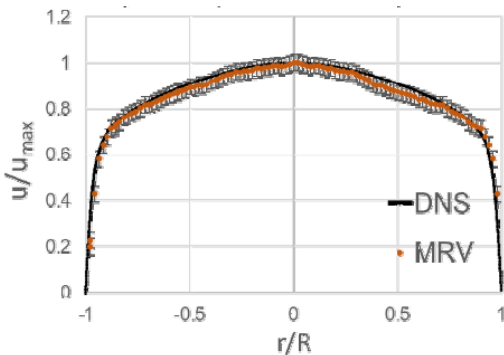


Fig. 7. Velocity profile of MRV and DNS data for fully developed turbulent pipe flow at $Re = 11,700$

변화에 해당된다. 반복 계측된 데이터 간의 차이는 시스템 상에 존재하는 노이즈를 나타내며, 그 분산으로부터 불확도를 산출할 수 있다.

4.2 3T MRT 실험 결과 분석

3T MRT 실험은 완전발달 난류 유동에서 계측 방법의 기본 검증을 위해 수행하였다. 하나의 baseline 온도 case ($24.3 \pm 0.1^\circ\text{C}$) 와 하나의 target 온도 case ($34.1 \pm 0.1^\circ\text{C}$)에서의 계측을 통해, 단일 온도 편차에 대한 검증을 하였다.

Fig. 8 (a)는 완전발달 유동의 출구부 근처 영역에서 계측된 phase map이며, 유동 방향의 20 mm ROI 중앙 영역인 10번째 slice에 해당한다. 가운데 원관과 주변 4개의 reference oil phantom을 확인할 수 있다.

유체의 온도가 일정하며 유동이 없는 reference oil phantom 내부 영역에서는 일정한 신호가 계측되어야 하지만, 실제로는 system bias로 인하여 불균일하게 된다. 이러한 불균일성을 제거하기 위해 총 2단계의 데이터 보정 작업을 수행하였다. 첫째로, oil phantom 내부 기름의 물질적 특성으로 인해 phase가 물에 비해 기본적으로 0.5π 정도 위상 차이가 발생하기 때문에, 원관 내부 영역에서는 aliasing이 발생하지 않더라도 reference oil phantom 영역 내부에서는 aliasing으로 인한 wrapping artifact가 발생할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 aliasing이 발생한 영역에 unwrapping 작업을 수행하여 Fig. 8 (b)와 같은 결과를 얻었다. 둘째로, 원관 벽면 근처 noise가 강하게 발생하는 영역을 제외한 내부 영역을 사용하여 추가적인 데이터 후처리를 수행하였다. Unwrapping 작업을 수행한 데이터 상에 존재하는

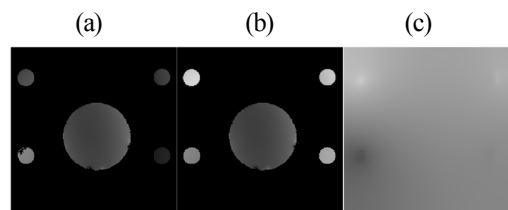


Fig. 8. (a) Original phase map, (b) Unwrapped phase map, (c) System bias field

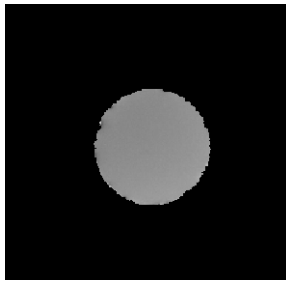


Fig. 9. Phase data with field correction

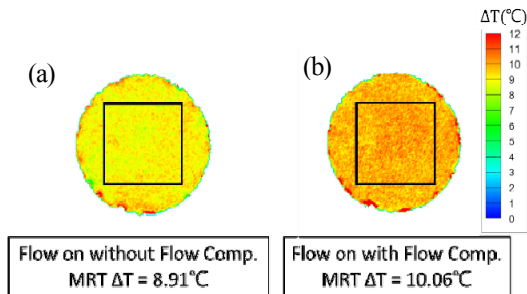


Fig. 10. Effect of flow compensation on MRT (Center square: 60 x 60 voxel area for data averaging)

system bias를 제거하기 위해서 reference oil phantom 영역 데이터에 기반한 타원형 편미분방정식으로부터 최소제곱법을 이용한 선형방정식 시스템 (linear system of equations)의 계산을 통해 voxel 간의 interpolation 및 extrapolation이 가능한 MATLAB 코드⁽²⁴⁾를 사용하여 system bias field를 Fig. 8 (c)와 같이 생성하였다. 이 bias를 기존 계측 데이터에서 제거함으로써 Fig. 9와 같은 결과를 얻었으며, 이 데이터를 기반으로 MRT 계측 온도를 산출하였다.

Fig. 10은 유동이 흐르는 조건에서 flow compensation의 영향을 비교한 MRT 계측 결과이며, $\alpha = -0.01 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$ 를 사용하였다. Flow compensation을 Fig. 10 (a)에는 적용하지 않았으며, Fig. 10 (b)에는 적용하였다. 벽면 근처에서 발달한 미세 공기 방울로 인한 artifact 영역을 제외하기 위해 Fig. 10에서 사각형으로 표시한 60 x 60 voxel 크기의 영역 내부 데이터를 이용하여 평균 온도 및 불확도를 산출하였다. MRT 불확도는 원관 내부 영역의 온도 분포 표준편차

Table 3. Temperature comparison between thermocouple and 3T MRT data

Case	Thermocouple ΔT	MRT ΔT
Flow on without FC	$9.8 \pm 0.1^\circ\text{C}$	$8.9 \pm 0.9^\circ\text{C}$
Flow on with FC		$10.1 \pm 0.7^\circ\text{C}$

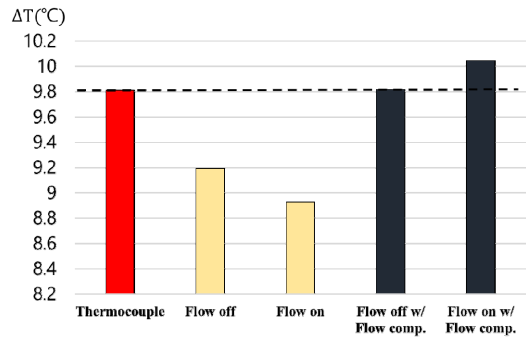


Fig. 11. Temperature comparison between thermocouple and 3T MRT data

를 이용하여 계산하였다. 본 실험에서 사용한 원관 test section은 낮은 열전도율과 5 mm 두께를 가지는 PVC로 제작하였기 때문에 본 실험에서는 벽면 근처에서 온도 경계층의 발생이 없으며, 원관 내부 온도가 균일하다고 가정하여 표준편차로 통계적인 불확도를 산출하였다. 이때 산출한 표준편차는 95% 신뢰구간을 위해 1.96배 처리하여 사용하였고, 불확도를 Table 3에 나타냈다.

Fig. 11은 열전대 계측 온도 값과 4가지 실험 조건에 대하여 각 조건에서의 MRT 데이터를 비교한 그래프이다. Flow compensation 기법이 적용된 경우의 데이터가 기법을 적용하지 않은 데이터에 비해 열전대 계측 값과 더 유사한 경향을 보이는 것을 확인할 수 있다. 이는 flow compensation을 통해 phase에서 유동의 속도 성분이 비교적 잘 제거되는 것을 의미한다. 해당 결과를 토대로 7T MRT 실험에도 flow compensation을 적용하였다.

4.3 7T MRT 실험 결과 분석

7T MRT 실험은 20.3°C를 시작으로 약 5°C 간격의 4개의 온도 편차 조건에 대하여 MRT 계측

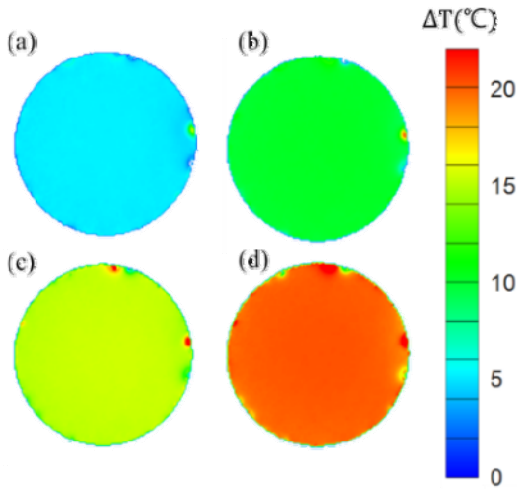


Fig. 12. 7T MRT temperature maps
 (a) $\Delta T = 5^\circ\text{C}$, (b) $\Delta T = 10^\circ\text{C}$,
 (c) $\Delta T = 15^\circ\text{C}$, (d) $\Delta T = 20^\circ\text{C}$

Table 4. Temperature comparison between thermocouple and 7T MRT data

Case	Thermocouple ΔT	MRT ΔT
$\Delta T = 5^\circ\text{C}$	$5.0 \pm 0.1^\circ\text{C}$	$5.2 \pm 0.1^\circ\text{C}$
$\Delta T = 10^\circ\text{C}$	$10.0 \pm 0.1^\circ\text{C}$	$10.3 \pm 0.1^\circ\text{C}$
$\Delta T = 15^\circ\text{C}$	$15.0 \pm 0.1^\circ\text{C}$	$15.3 \pm 0.2^\circ\text{C}$
$\Delta T = 20^\circ\text{C}$	$20.0 \pm 0.2^\circ\text{C}$	$20.5 \pm 0.2^\circ\text{C}$

을 수행하였다. 7T MRT 데이터를 기반으로 $\alpha = -0.01 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$ 를 사용하여 산출한 온도장을 아래의 Fig. 12에 표시하였다. 본 실험에서도 동일한 방법으로 온도 분포의 표준편차로부터 불확도를 산출하였다.

앞서 언급한 바와 같이 PRF 열상수, α 는 실험에서 사용하는 작동 유체의 종류에 따라 그 값이 달라질 수 있다. 본 연구진은 동일한 공간 해상도 조건에서 더 높은 SNR을 통해 정밀 계측을 수행한 7T MRT 결과를 기반으로 해당 실험에 사용한 20 mM 황산구리 수용액에 부합하는 새로운 α 의 도출을 시도하였다. 원관 내부 영역 데이터의 평균 값과 열전대 계측 값과의 선형 관계를 파악하고, 그 오차가 최소가 되는 α 를 찾는 작업을 수행하였다. 그 결과 $\alpha = -0.01106 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$ 이라는 새로운 상수를 산출했

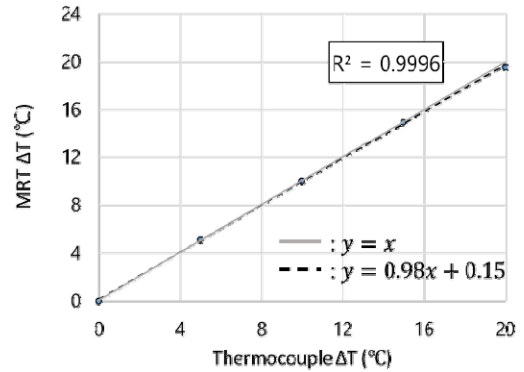


Fig. 13. Linearity between MRT and thermocouple

으며, MRT와 열전대 온도 값을 비교한 그래프를 Fig. 13에 나타내었다. 새롭게 도출한 PRF 열상수로 온도 편차를 계산할 경우, 열전대 계측 값과의 평균 오차는 약 $\pm 0.14^\circ\text{C}$ 에 불과하다.

4.4 SNR 분석

신호대 잡음 비율 (SNR)은 데이터 불확도에 큰 영향을 미친다. 3T와 7T MRT 데이터의 SNR을 정량화하여 각 실험 데이터의 특징을 파악하는 작업을 수행하였다. Eq. (7)와 같이 관심 영역인 원관 내부의 신호강도 (signal intensity) 평균값과 원관 및 reference oil phantom을 제외한 background 영역의 신호강도 표준편차의 비로부터 SNR을 산출하는 두영역계측법을 채택하였다. 해당 기법은 단일 영상으로부터 비교적 간단하고 빠르게 SNR을 산출할 수 있다는 장점이 있다⁽²⁵⁻²⁷⁾.

$$\text{SNR} = \frac{m(S_{ROI})}{\sigma(S_{background})} \quad (7)$$

S 는 신호강도를 나타내며, m 과 σ 는 각각 신호강도 평균과 표준편차를 나타낸다.

MR 계측 시 반복 계측을 통한 신호가산평균 (ensemble average) 횟수 의 제곱근만큼 계측 데이터의 SNR이 증가하게 된다. 본 연구에서는 모든 실험 케이스에 대하여 4번씩 계측을 수행하였으므로 SNR은 단일 계측의 경우보다 2배 커야 된다. Table 5에 3T 및 7T MRI 실험에서의

Table 5. MRT SNR comparison

Experimental Case		Single Image SNR	Averaged Image SNR
3T	T = 25.1°C	15.1	27.9
	T = 34.9°C	16.2	29.1
7T	T = 20.3°C	148	314
	T = 25.3°C	142	290
	T = 30.3°C	144	311
	T = 35.3°C	143	283
	T = 40.3°C	145	294

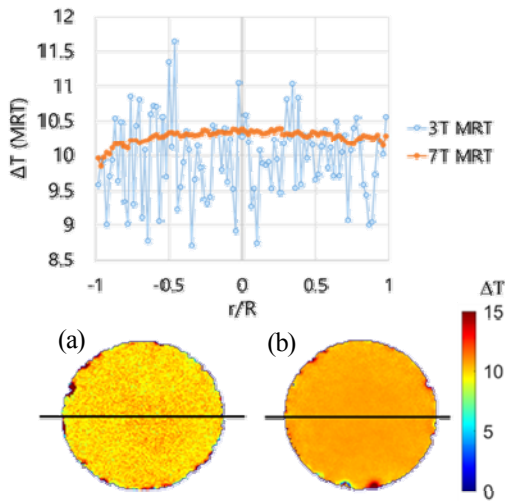


Fig. 14. Data quality analysis
 (a) 3T, (b) 7T ($\Delta T=10^\circ\text{C}$)
 (ΔT plotted along the centerline)

SNR을 표기하였다. 직접적인 비교를 위해 유동 조건에서 flow compensation이 적용된 경우의 SNR을 표기하였다.

단일 영상으로 산출한 SNR의 경우 개별적으로 4번 산출 후 평균값을 기재하였으며, 모든 실험에서 신호가산평균을 통해 SNR이 약 2배 증가함을 확인하였다. MR 계측 시 SNR은 B0 자기장 세기 뿐 아니라, 실험에 사용된 RF 코일 종류 및 채널 수 차이에 의해 그 값이 달라질 수 있다⁽²⁸⁻³⁰⁾. 본 연구에서는 전술한 바와 같이 3T 실험에서는 8 channel phased array torso coil을 사용하였으며, 7T 실험에서는 28 channel knee coil을 사용하여 계측을 수행하였기 때문에, 서로

다른 코일을 통한 계측에 따른 SNR 변화가 존재한다. 또한, 본 연구에서는 3T MRT 실험의 경우 이전 MRV 실험에서 사용하였던 40 mM 황산구리 수용액을 사용하였다. 반면에 7T MRT 실험의 경우 사전에 10개의 다른 농도에 대한 사전 계측을 수행하여 그 중 계측 신호 강도가 가장 강하게 나타난 20 mM 황산구리 수용액으로 실험을 수행하였기 때문에, 전술한 복합적인 요소들로 인해 7T MRT 데이터가 상대적으로 높은 SNR을 가질 것을 예상하였다. 실제로 3T MRI 장비로 계측한 데이터에 비해 7T MRI 장비로 계측한 데이터의 SNR이 약 10배 높음을 알 수 있으며, MRT 결과를 비교해 보면 Fig. 14와 같이 7T MRT 결과의 높은 SNR로 인해 온도 분포가 상대적으로 균일하게 나타남을 확인할 수 있다.

5. 결론

본 연구에서는 자기공명온도계를 이용하여 완전발달 난류 원관 유동에서의 온도장을 비침습적으로 계측하였다. PRF 열상수의 변인에 대해 알아보았으며, 7T MRI 장비에서 사용한 황산구리 수용액에 적용 가능한 새로운 상수를 산출하였다.

3T MRT 실험에서는 단일 온도 편차 조건에서 계측을 수행하였다. 유동이 있는 경우 flow compensation을 적용하면 유속 성분을 제거할 수 있음을 확인하였다. 아울러 계측 영역 내에 reference oil phantom을 삽입하면 데이터의 system bias를 도출할 수 있어, 이를 제거하는 field correction을 통해 정확한 온도장 정보를 산출할 수 있었다.

7T MRT 실험에서는 더 다양한 온도 편차 조건에서의 계측을 수행하였으며 앞서 확인한 기법들을 동일하게 적용하여 열전대를 통해 계측한 온도 값과 근사한 MRT 결과를 얻을 수 있었다. 7T MRT 계측 데이터와 열전대로 계측한 온도 데이터 간의 회귀분석을 통해 작동 유체인 20 mM 황산구리 수용액에서의 새로운 상수 $\alpha = -0.01106 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$ 를 산출하였다. 이 값을 이용한 경우 평균 0.14°C 미만의 오차가 발생하였다. 또

한 7T 장비를 이용한 경우 3T 장비를 이용한 경우보다 약 10배 높은 SNR로 인해 더 균일한 온도 분포를 구할 수 있었다.

후 기 (선택사항)

이 논문은 2017년도 서울대학교 융·복합 연구 과제 지원사업, 한국기초과학지원연구원 선도장비운영(D39701) 및 한국전력공사 전력 연구원(CX72-18-0078)의 지원을 받아 수행된 연구임.

REFERENCE

- 1) Wyatt, C., Soher, B., Maccarini, P., Charles, H.C., Stauffer, P., and Macfall, J., 2009, "Hyperthermia MRI temperature measurement: Evaluation of measurement stabilization strategies for extremity and breast tumors", *Int. J. Hyperthermia*, Vol. 25(6), pp. 422-433
- 2) Fite, BZ., Liu, Y., Kruse, DE., Caskey, CF., and Walton, JH., 2012, "Magnetic Resonance Thermometry at 7T for Real-Time Monitoring and Correction of Ultrasound Induced Mild Hyperthermia", *PLoS ONE* 7(4)
- 3) Wassermann, F., Buchenberg, W., Simpson, R., Jung, B. and Grundmann, S., 2014, "Applying Magnetic Resonance Thermometry to Engineering Flows", 17th Int. Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics
- 4) Spirnak, J., Samland, M., Tremont, B., McQuirter, A. Williams, E., Benson, M., Poppel, B., VerHulst, C., Elkins, C., Burton, L., Eaton, J., and Owkes, M., 2016, "Validation of Magnetic Resonance Thermometry through Experimental and Computational Approaches", *AIAA Propulsion and Energy*, 10.2514/6.2016-4741.
- 5) Benson, M., Poppel, B., Elkins, C., Owkes, M., 2019, "Three-Dimensional Velocity and Temperature Field Measurements of Internal and External Turbine Blade Features Using Magnetic Resonance Thermometry", *J. of Turbomachinery*, Vol. 141(7)
- 6) Peters, R., Hinks, R., and Henkelman, R., 1998, "Ex Vivo Tissue-Type Independence in Proton-Resonance Frequency Shift MR Thermometry", *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 40(3), pp. 454-459
- 7) Curry, T., Dowdey, J., and Murry, R., *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology 4th Ed.*, Lippincott Williams & Wilkins., 1990
- 8) Prince, J., Links, J., *Medical Imaging Signals and Systems 2nd Ed.*, Pearson, 2014
- 9) Tseng, W., Su, M., Tseng, Y., 2016, "Introduction to Cardiovascular Magnetic Resonance: Technical Principles and Clinical Applications", *Acta Cardiol Sin* Vol. 32, pp. 129-144
- 10) Haacke, E. and Lenz, G., 1987, "Improving MR Image Quality in the Presence of Motion by Using Rephasing Gradients", *AJR. American J. roentgenology*, Vol. 148(6), pp. 1251-1258.
- 11) Pattany, P., Phillips, J., Chiu, L., Lipcamon, J., Duerk, J., McNally, J., and Mohapatra, S., 1987, "Motion Artifact Suppression Technique (MAST) for MR Imaging", *J. Computer Assisted Tomography*, Vol.11(3), pp. 369-377
- 12) Yuan, C., Gullberg, G., and Parker, D., 1989, "Flow-Induced Phase Effects and Compensation Technique for Slice-Selective Pulses", *Magnetic Resonance Medicine*, Vol. 9, pp. 161-176
- 13) Schneider, W., Bernstein, H., and Pople, J., 1958, "Proton Magnetic Resonance Chemical Shift of Free (gaseous) and Associated (liquid) Hydride Molecules", *J. Chem. Phys.*, Vol. 28, pp. 601-607
- 14) Muller, N., 1965, "Concerning Structural Models for Water and Chemical-shift Data", *J. Chem. Phys.*, Vol. 43, pp. 2555-2556
- 15) Hindman, C., 1966, "Proton Resonance Shift of Water in the Gas and Liquid States", *J.*

- Chem. Phys. Vol. 44, pp. 4582-4592
- 16) Muller, N. and Reiter, R., 1965, "Temperature Dependence of Chemical Shifts of Protons in Hydrogen Bonds", J. Chem. Phys., Vol. 42, pp. 3265-3269
 - 17) Buchenberg, W., Wassermann, F., Grundmann, S., Jung, B. and Simpson, R., 2016, "Acquisition of 3D Temperature Distributions in Fluid Flow Using Proton Resonance Frequency Thermometry", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 76, pp. 145-155
 - 18) Oh, S., Ryu, Y., Carluccio, G., Sica, C., and Collins, C., 2014, "Measurement of SAR-Induced Temperature Increase in a Phantom and In Vivo with Comparison to Numerical Simulation", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 71, pp. 1923-1931
 - 19) Poorter, J., Wagter, C., Deene, Y., Thomsen, C., Stahlberg, F., and Achten, E., 1994, "The Proton-Resonance-Frequency-Shift Method Compared with Molecular Diffusion for Quantitative Measurement of Two-Dimensional Time-Dependent Temperature Distribution in a Phantom", J. Magnetic Resonance, Series B, Vol. 103, pp. 234-241
 - 20) Jones, F. and Harris, G., 1992, "ITS-90 Density of Water Formulation for Volumetric Standards Calibration", J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol., Vol. 97, pp. 335
 - 21) Kestin, J., Sokolov, M., and Wakeham, W., 1978, "Viscosity of Liquid Water in the Range -8°C to 150°C", J. Phys. Chem. Ref. Data, Vol. 7(3)
 - 22) Khoury, G., Schlatter, P., Noorani, A., Fischer, P., Brethouwer, G., and Johansson, A., 2013, "Direct Numerical Simulation of Turbulent Pipe Flow at Moderately High Reynolds Numbers", Flow, Turbulence and Combustion, Vol. 91, pp. 475-495
 - 23) National Electrical Manufacturers Association (NEMA), *Determination of signal-to-noise ratio(SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging*, NEMA standard publication MS 1-2008, 2008
 - 24) John D'Errico (2019). Inpaint nans, (https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/4551-inpaint_nans), MATLAB Central File Exchange. Retrieved July 2nd, 2019.
 - 25) Kaufman, L., Kramer, D., Crooks, L. Ortendahl, D., 1989, "Measuring Signal-to-Noise Ratios in MR Imaging", Radiology, Vol. 173, pp. 265-267
 - 26) Murphy, B.W., Carson, P.L., Ellis, J.H., Zhang, Y.T., Hyde, R.J., and Chenevert, T.L., 1993, "Signal-to-Noise Measures for Magnetic Resonance Imagers", Magnetic Resonance Imaging, Vol. 11, pp. 425-428
 - 27) Dietrich, O., Raya, J.G., Reeder, S.B., Reiser, M.F., and Schoenberg, S.O., 2007, "Measurement of Signal-to-Noise Ratios in MR Images: Influence of multichannel Coils, Parallel Imaging, and Reconstruction Filters", J. Magnetic Resonance Imaging, Vol. 26, pp. 375-385
 - 28) Childs, A.S., Malik, S.J., O'Regan, D.P., and Hajnal, J.V., 2013, "Impact of number of channels of RG shimming at 3T", Magn. Reson. Mater. Phy., Vol. 26, pp. 401-410
 - 29) Katscher, U. and Bornert, P., 2006, "Parallel RF transmission in MRI", NRM Biomed., Vol. 19, pp. 393-400
 - 30) Gruber, B., Froeling, M., Leiner, T., and Klomp, D., 2018, "RF coils: A practical guide for nonphysicists", J. Magn. Reson. Imaging, Vol. 48(3), pp. 590-604