

자기공명유속계를 이용한 난류 유동장 가시화

이지수^{*} · 송시몬[†] · 조지현^{**}

Validation of Magnetic Resonance Velocimetry by Turbulent Pipe Flow

Jeesoo Lee, Simon Song and Jee-Hyun Cho

Abstract. Magnetic resonance velocimetry (MRV) is a versatile flow visualization technique using magnetic resonance imaging machine developed for the medical purpose. Recently, MRV is often utilized to analyze engineering flows due to its superior features of MRV such as capabilities of measuring flows with complicated, opaque flow geometry unlike optical techniques, 3-dimensional volumetric velocity vectors within a few hours, and etc. The purpose of this study was to validate the MRV data and evaluate the accuracy of the mean velocity profiles that we acquired for a turbulent flow in a circular pipe using a MR machine installed in Korea Basic Science Institute, Ochang, Korea. In addition, we briefly describe a procedure of parameter optimization for the operation of MRV. The results indicate that the MRV measurements provided well resolved mean velocity fields with a quite reasonable accuracy according to the inner and outer layer scaling laws of the turbulent pipe flows.

Key Words: Magnetic Resonance Velocimetry(자기공명유속계), Flow Visualization(유동가시화), Turbulent Pipe Flow(원관난류유동)

1. Introduction

유동 가시화 기술은 유체의 거동을 관찰하고 수학적 모델의 적절성을 검증하기 위해서 반드시 필요한 기술로서 정성적인 유동장 분석 및 정량적인 속도 측정을 위해 다양한 기술이 개발되어 왔다. 정성적인 방법으로는 유체에 염료를 풀거나 고체 면에 가는 실을 달아 유동 패턴을 가시화하는 방법 등이 있으며, 정량적인 측정 방법으로는 한 점에서의 속도를 측정할 수 있는 pitot tube, hot wire 등의 침습적인 기술과 측정 기기의 유동 교란을 최소화하기 위해 레이저를 이용한 laser doppler velocimetry (LDV) 등이 현재까지도 광범위하게 사용되고 있다. 광학 관련 기술이 발전함에 따라 유동을 따라가는 입자들의 영상을 고속카메라로 촬영하여 한 점이 아닌 2차원 면에서의 속도장을 측정할 수 있는 particle image velocimetry (PIV), particle

tracking velocimetry (PTV)가 현재 국내 및 국외의 많은 연구진들에 의해 활용되고 있다¹⁻³⁾. 이러한 입자 기반 유동 가시화 기술은 2000년대에 들어서 3차원 영역 또는 3방향 속도를 측정할 수 있게 발전을 해왔다. 대표적으로 2차원 평면에서 3방향 속도를 측정할 수 있는 3D-PTV⁴⁾, Defocusing PIV⁵⁾와 3차원 영역에서 3방향 속도를 측정하는 Tomographic PIV⁶⁾가 있다. 유동 가시화 기술은 광학 기술의 비약적인 발전에 힘입어 속도 측정의 정확도 향상과 공간 및 시간 차원의 확장을 향해 발전하고 있다. 하지만 한편으로는 광학 기반의 유동 가시화 기술은 그 한계성도 가지고 있다. 광원의 투과를 위해 유로의 투명성이 보장되어야 하며, 복잡한 3차원의 구조물 내부 또는 주위의 유동일 경우 빛의 교란으로 인해 측정이 제한적일 수 밖에 없어 비교적 간단한 유동 형상에만 적용된다. 또한 3차원의 3성분의 속도 벡터를 얻기 위해서는 고가의 많은 장비 및 장치

Corresponding Author: Department of Mechanical Convergence Engineering, Hanyang University, Haengdang 1-dong, Seongdong-gu, Seoul, 133-791, Korea, E-mail: simonsong@hanyang.ac.kr, Tel: 02-2220-0423

* Department of Mechanical Convergence Engineering, Hanyang University, E-mail: monnkeyy@gmail.com, Tel: 02-2220-4243

** Division of Magnetic Resonance Research, Korea Basic Science Institute, E-mail: jhcho@kbsi.re.kr, Tel: 043-240-5103

간의 실험 준비 시간이 필요하며, 처리해야 하는 데이터의 양이 많아 장시간의 후처리 시간을 필요로 한다.

광학기반 유동 가시화 기술의 한계들을 극복하기 위해 비광학적 유동 가시화 기술들이 최근 들어 개발되고 있다. 이들은 대부분 비침습적으로 인체 내부의 영상을 얻는 의료 영상 진단 기술들을 근간으로 하여 발전해 왔다. 대표적으로 X-ray⁷⁾ 및 초음파를 이용한 PIV⁸⁾가 있고 본 연구에서 사용된 핵자기공명(nuclear magnetic resonance)현상을 이용한 자기공명유속계(magnetic resonance velocimetry; MRV)가 있다.

MRV는 기존의 광학기반 가시화 기술 및 X-ray 및 초음파 기반 기술들에 비해 3차원 영역에 대한 측정 및 3방향 속도 측정이 매우 간단하고 빠르다는 장점을 갖고 있다. 따라서 swirling 유동을 비롯하여 복잡한 3차원의 유동 패턴의 가시화에 매우 적절하다. 또한 비침습적이며 추적입자를 사용하지 않아 측정 시 발생하는 유동의 교란이 없으며 빛을 사용한 촬영이 아니기 때문에 복잡한 3차원 구조물 내부 또는 주위의 유동에 쉽게 적용이 가능하다. 이러한 3차원 3성분 속도 가시화의 용이성은 Computational Fluid Dynamics (CFD) 해석 결과의 검증용 용이하게 하여 CFD 해석으로부터 얻게 되는 다양한 물리량들에 대한 신뢰성을 보장해 줄 수 있다. 이러한 장점들로 인해 인체 내부 혈류 유동뿐만 아니라 실제 산업에 쓰이는 유동들에 대한 가시화 연구로 점점 확장되고 있는 추세이다⁹⁾.

MRV를 다양한 종류의 유동 가시화에 적용하기 위해서는 실제 유동의 대부분을 차지하고 있는 난류 유동의 측정에 대한 기술의 정확도 및 특징을 정확히 알아야 한다. 하지만 기존의 연구들은 많은 부분이 MRV의 인체 내 혈류 유동의 가시화 결과 및 그 기술적인 방법의 개선에 초점이 맞춰져 있으며¹⁰⁾ 다른 분야의 유동들에 대한 연구는 일부 연구진들에 의해서만 이뤄지고 있으며, 또한 MRV의 난류 유동장 측정의 정확도에 대한 유체역학적인 검증 연구는 소수의 연구진들에 의해서만 이뤄져 왔다.

본 연구진은 2012년 국내에 도입되어 한국기초과학지원연구원에 설치된 Phillip 3T MR machine을 이용한 MRV의 정확도를 엄밀하게 검증하기 위해 본 연구를 진행하였다. 본 논문에서는 우선 MRV 원리에 대해 간략히 소개하고, 본 연구에서 사용된 MRV에 적용 가능한 폐회로 원관 유동 시스템, 실험 유체로 사용된 항산구리 수용액의 적절한 농도 파악 과정, 적절한 MRV 작동 인자들에 대해 설명하고자 한다. 그리고 약 9,900

의 Reynolds 수(Re)를 가지는 원관 내 완전발달 난류 유동장의 평균 속도를 MRV로 측정한 결과를 기존의 LDV¹¹⁾ 및 direct numerical simulation (DNS)¹²⁾ 결과와 비교하여 난류 유동장의 평균 속도 측정에 대한 MRV의 정확도를 검증하고자 한다.

2. MRV principles

MRV는 핵자기공명 현상을 이용하여 관찰 대상의 내부 영상을 촬영하는 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI)과 기본 원리가 동일하다. 핵자기공명 현상이란 스핀이라는 물리량을 가지고 있는 원자핵들에서 나타나는 현상으로서 이들은 자기들만의 magnetic moment, $\vec{\mu}$ 를 가지고 있기 때문에 외부에서 자기장을 걸어주는 경우 그 방향으로 정렬이 된다. 이 때 특정 주파수를 가지는 약한 세기의 전자기파를 가해 주면 그 정렬이 손쉽게 틀어지는 데 이를 핵자기공명이라 하며 이러한 공명을 일으키는 특정 주파수를 Larmor 주파수라고 한다¹³⁾. 이 값은 원자핵의 종류에 따라서 그리고 외부 자기장의 세기에 따라서 변하며 다음과 같이 유도된다.

$$\omega_0 = \gamma \mathbf{B}_0 \quad (1)$$

여기서 \mathbf{B}_0 는 외부 자기장 벡터이며 단위는 Tesla (T)로 나타낸다. \mathbf{B}_0 는 gyromagnetic ratio로서 원자의 종류에 따라 그 값이 달라지며 단위는 MHz/T이다. Proton(¹H)은 약 42.6 MHz/T의 gyromagnetic ratio를 가진다. 대부분의 MRI는 수소를 타겟으로 하는데 그 이유는 우리 몸에서 가장 풍부한 원소이기 때문이고 이는 또한 물의 구성 원소이기도 하므로 MRV는 주로 물을 대상으로 한다.

핵자기공명 현상으로부터 정지된 영상을 얻는 방법은 다음과 같다. Larmor 주파수의 전자기파에 의해 정렬이 틀어진 상태에서 이를 제거하면 원자핵들이 다시 외부 자기장의 방향으로 정렬하기 위해 일제히 움직이는데 이 움직임은 세차운동으로써 외부의 코일에서 전자기유도법칙에 의해 전압으로 신호를 감지할 수 있게 된다. 영상을 얻기 위해서는 각각의 공간 위치에 따른 신호를 분류할 수 있어야 하는데 이를 위해 x, y, z 의 3축 방향으로 자기장의 세기를 사용자가 임의로 변화시킬 수 있는 magnetic gradient 코일을 이용하게 된다. 이 magnetic gradient, \mathbf{G} 에 의해 변화된 자기장으

로 인해 공간적으로 Larmor 주파수가 달라지게 되고 이를 공간 주파수, \mathbf{k} 로 나타내며 다음과 같이 정의된다.

$$\mathbf{k}(t) \equiv \gamma \int_0^t \mathbf{G}(t') dt' \quad (2)$$

이러한 encoding 작업이 끝난 후 측정된 신호, s 는 공간에 따라 변하는 세기와 위상을 가지는 복소신호의 형태로 공간 주파수의 함수로 저장된다.

$$s(\mathbf{k}) = \int \rho(\mathbf{r}) e^{-j(2\pi\mathbf{k}\cdot\mathbf{r} + \phi(\mathbf{r}))} d\mathbf{r} \quad (3)$$

여기서 \mathbf{r} 은 위치 벡터이며 $\rho(\mathbf{r})$ 은 위치에 따른 신호의 세기이고 각 위치에서의 원자핵의 밀도에 비례한다. $\phi(\mathbf{r})$ 는 공간 주파수로부터 생성된 위상이 아닌 다른 원인들(자기장의 기기적 불균일성, eddy current 등)로 인해 발생한 위상을 의미한다. 식(3)의 신호에 inverse Fourier transform을 취하면 식(4)의 형태를 가지는 x, y, z 영역으로 mapping된 복소신호를 얻을 수 있다.

$$\rho(\mathbf{r}) e^{-j\phi(\mathbf{r})} = \int s(\mathbf{k}) e^{-j2\pi\mathbf{k}\cdot\mathbf{r}} d\mathbf{k} \quad (4)$$

이 것이 일반적으로 병원의 MRI에서 얻게 되는 정지영상이 된다.

정지영상 촬영과는 달리 MRV는 움직이는 유체로부터 영상을 촬영하여 속도장을 얻어낸다. 정지영상 촬영의 경우 세기 $\rho(\mathbf{r})$ 의 영상을 활용하지만 MRV에서는 위상 $\phi(\mathbf{r})$ 로부터 위치에 따른 속도가 추출된다. 이 위상은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\phi(\mathbf{r}) = \phi_0(\mathbf{r}) + \gamma \int_0^{\tau} \mathbf{G}(t) \cdot \mathbf{r}(t) dt \quad (5)$$

여기서 τ 는 속도정보를 위상에 encoding하기 위한 magnetic gradient, \mathbf{G} 를 가해주는 시간이며, $\phi_0(\mathbf{r})$ 는 자기장의 기기적 불균일성, eddy current 등에 기인하는 값이며 noise라고 볼 수 있다. 유동 내 존재하는 원자핵은 움직이고 있으므로 짧은 시간 동안 변하는 원자핵의 위치를 Taylor's series expansion으로 나타내고 3차 이상의 higher order term을 무시하면 다음과 같다.

$$\mathbf{r}(t) = \mathbf{r}_0 + \mathbf{v}_0 t + \frac{1}{2} \mathbf{a}_0 t^2 \quad (6)$$

여기서 \mathbf{r}_0 는 초기 위치이며 \mathbf{v}_0 는 원자핵의 속도, \mathbf{a}_0 는 원자핵의 가속도가 된다. 이 때 수 milli-second 단위로 측정이 되므로 가속도는 보통의 경우 무시한다. 가속도를 무시하고 식 (6)을 식 (5)에 대입하면 다음과 같다.

$$\phi(\mathbf{r}) = \phi_0(\mathbf{r}) + \mathbf{r}_0 \cdot \gamma \int_0^{\tau} \mathbf{G}(t) dt + \mathbf{v}_0 \cdot \gamma \int_0^{\tau} t \mathbf{G}(t) dt \quad (7)$$

우변의 두 번째 항과 세 번째 항은 각각 시간에 대한 magnetic 0차 모멘트, magnetic 1차 모멘트로 표현할 수 있다.

$$\mathbf{M}_i = \int_0^{\tau} t^i \mathbf{G}(t) dt \quad (8)$$

속도의 encoding은 \mathbf{M}_0 는 0을 가거나 \mathbf{M}_1 은 0이 아닌 값을 가지는 magnetic gradient를 가해줌으로써 가능하며 이는 같은 면적의 양과 음의 값을 가지는 bipolar pulse 형태로 이루어진다. 따라서 최종적인 phase는 다음과 같다.

$$\phi(\mathbf{r}) = \phi_0(\mathbf{r}) + \mathbf{v}_0 \cdot \gamma \mathbf{M}_1 \quad (9)$$

\mathbf{M}_1 은 사용자가 설정한 값이지만 $\phi_0(\mathbf{r})$ 는 알 수 없으므로 이를 제거해 주기 위해 서로 다른 \mathbf{M}_1 을 적용하여 얻은 신호를 빼줌으로써 속도에만 비례하는 위상을 얻을 수 있고 이로부터 정량적인 속도가 추출되며 속도 encoding과 위치 encoding을 순차적으로 수행하여 각 위치에서의 속도를 알 수 있게 된다.

이러한 encoding들의 순차적인 배치 및 가해주는 magnetic gradient의 형태 및 방향, 신호를 계측하는 타이밍이 무척 중요하며 이를 sequence라 부른다. 그리고 이러한 과정으로 속도를 측정하는 방법을 특별히 phase-contrast MRI라고 하며 MRV로 가장 많이 사용되는 기법이다. 추가적으로 MRI와 MRV는 기본적인 촬영 및 데이터 처리 과정이 동일하기 때문에 MRI가 더 큰 범주가 되고 그 안에 MRV가 속한다고 볼 수 있다.

3. Experiments

3.1 Experimental Apparatus

MRV 실험 구성의 개략도를 fig. 1에 나타내었다. 실험 장비의 구성은 크게 MRI 기기와 유동 회로로 나눌 수 있다. MRI 기기는 한국기초과학지원연구원의 오창분원에 있는 3 T human MRI (Philips 3.0T TX)를 사용하였으며 원관 내 유동을 발생시키기 위한 유동 회로는 펌프(PH-250W-B, 한일펌프), 수조, 유량계 (SPX050, Seametrics)와 각종 밸브류 및 호스(내경 25 mm 와 50 mm)로 구성하였다. 유동 회로의 각 구성 요소들은 MRI 기기로부터 발생하는 자기장을 교란시키지 않도록 플라스틱 재질로 이루어져 있으며 유일한

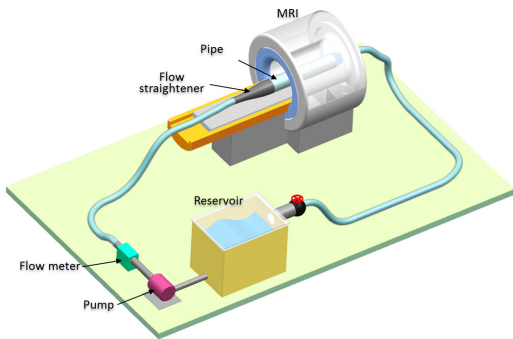


Fig. 1. Schematic diagram of MRV setup

금속 제품인 펌프의 경우 MRI 기기와 충분한 거리를 두어 자기장의 교란을 방지하였다. 펌프의 토출부에는 bypass 밸브를 설치하고 개폐를 조절하여 유량을 제어할 수 있도록 하였다. 펌프로부터 나오는 유동은 굴곡진 호스를 거쳐 원관으로 유입이 되므로 원관의 입구에는 균일한 유동장을 만들기 위해 flow straightener를 설치하였다. 또한 원활한 난류 발생을 위해 flow straightener 하류의 벽면에 trip ring을 설치하였다.

유동 측정 영역의 형상은 원관으로서 내경이 40.8 mm이고 길이는 3 m이며 투명한 PVC 재질로 이루어져 있다. 측정 지점은 상류 trip ring으로부터 약 2.6 m 하류 지점으로서 완전히 발달된 난류의 유동이 보장될 수 있는 위치로 선정하였다. 완전 발달을 보장하기 위해 필요한 최소 길이는 다음의 식⁴⁾을 통해 구하였다.

$$L/D \approx 0.5/\lambda + 5/\lambda^{0.5} \quad (10)$$

여기서 L 은 완전 발달을 위해 필요한 길이, D 는 파이프 내경이며 λ 는 friction factor로서 Prandtl's universal law of friction for smooth pipes를 이용해 구할 수 있다. 식(10)을 이용해 Re 9,900의 원관 유동에서 필요한 최소 길이는 1.8 m로 실제 측정 지점은 완전 발달한 난류 영역임을 알 수 있다.

실험에 사용한 유체는 물(3차 증류수)에 황산구리5 수화물($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$, Yakuri Pure Chemicals, Japan)을 첨가한 수용액으로서 황산구리는 MRV로 측정되는 신호-대-잡음비(SNR)를 높이기 위해서 사용했다. SNR은 MRV로 측정되는 속도의 정확성에 영향을 미치는 인자로서 최대 SNR을 갖는 것이 중요하다. 하지만 첨가하는 황산구리의 농도에 따라 변하므로 최적의 농도를 찾는 과정이 필요했으며 자세한 내용 및 결과는 4.1절에서 설명하도록 하겠다. 만들어진 황산구리 수용액의 밀도 및 점도는 저울과 점도계(SV-10 AND, Japan)를

사용하여 측정된 결과 물의 물성치와 동일하였으며 실험 시 유체의 온도는 $19.5 \pm 0.5^\circ\text{C}$ 로 제어되었으며 Re 9,900의 유동을 형성하기 위해 19.2 LPM의 유량을 흘려주었다.

원관 내 속도장을 MRI로 측정하는데 사용한 코일은 최대한 원관을 꼭 감쌀 수 있으며 앞뒤로 뚫려있어 원관이 통과될 수 있어야 한다. 이에 적합한 knee-coil (16 channel, Philips)을 사용하여 원관 내 유체로부터 발생하는 신호를 측정하였다.

코일 설치 후에는 속도 측정을 위해 사용자가 MRI에 다양한 MR sequence관련 인자들을 설정해야 한다. 이러한 인자들은 대표적으로 Field-Of-View (FOV), voxel size, encoding velocity (VENC)가 있다. 본 실험에서는 FOV를 x, y, z (유동 방향) = $64 \times 64 \times 128 \text{ mm}^3$ 의 직육면체 3차원영역으로 설정하였으며, voxel size는 3축방향 모두 0.5 mm로 동일하였다. 측정하는 속도장 내 속도들의 범위와 연관이 있는 VENC는 MR 신호의 위상에 속도를 encoding해주기 위해 설정하는 값으로서 앞서 2장에서 설명한 식(9)의 우변 두 번째 항인 있는 γM_1 의 방향과 크기를 사용자가 설정하는 것이다. VENC의 방향은 측정하고자 하는 속도 성분에 따라, 크기는 유동장 내 최대 속도에 따라 입력을 한다. 크기 설정 시에는 개략적으로라도 반드시 최대 속도를 예측하고 그와 같거나 높은 값을 입력해야 한다. 만일 실제 최대 속도가 VENC보다 클 경우 측정 위상의 aliasing이 발생하여 잘못된 결과를 줄 수 있다. 본 실험에서는 축방향 50 cm/s로 VENC를 설정했다.

VENC는 속도의 3축 성분 모두 적용이 가능하며 실험자의 의도에 따라 선택이 가능하지만 원관 내 유동장 측정을 목적으로 하는 본 연구의 경우는 실험 시간을 줄이기 위해 축 방향에 대한 속도만 측정하도록 설정을 하였다. 여기에 명시된 인자들 외에도 중요한 MR 인자들이 많이 있지만 그에 관련한 내용은 본 논문의 성격 상 생략하도록 하겠다. 하지만 실제 실험을 진행할 때에는 설정하게 되는 모든 인자들이 측정 데이터의 질과 측정 소요시간에 영향을 미치기 때문에 인자들의 의미를 반드시 파악하고 설정에 매우 주의할 기울여야 한다.

최종적으로 얻은 원관 내 난류 평균 속도장은 다수의 반복 측정 후 평균을 내어 구하였다. 이는 난동 성분 및

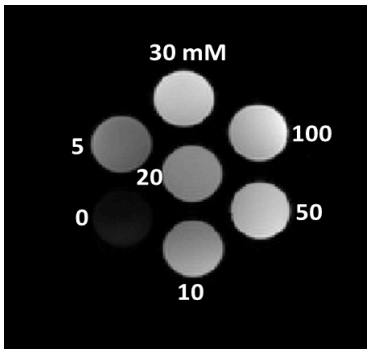


Fig. 2. MR image of bottles with different concentration of CuSO_4 solution. 3.2 MRV settings for pipe flow measurement

외부 교란으로 인한 계측된 속도의 변동을 억제하고 평균 속도장에 가까운 결과를 얻기 위함이다. 본 연구에서는 펌프를 작동시키고 5번, 펌프를 끄고 6번의 측정을 펌프를 끈 상태의 측정을 시작으로 교대로 이루어졌다. 펌프를 작동시키고 측정된 결과에서 그 전후에 시행된 펌프를 끄고 측정된 결과의 평균치를 빼어 MRI기기 및 환경적인 신호 교란의 요소들의 영향을 억제하고 이렇게 계산된 5개의 데이터 묶음을 평균을 내어 최종적인 속도장 결과를 얻었다. 각각의 측정은 전체 3차원 영역에 대해 이루어지며 전체 영역 내 모든 속도를 얻는데 걸리는 시간은 약 10분이 소요되었고 전체 실험 유동 회로의 설치 시간을 제외하고 총 실험은 약 2시간이 소요되었다.

4. Results

4.1 Determination of optimal CuSO_4 concentration

실험 유체로 사용된 황산구리 수용액의 적절한 농도를 파악하기 위해 서로 다른 농도를 가진 황산구리 수용액을 측정을 하였다. Fig. 2에는 서로 다른 농도를 가지는 황산구리 수용액을 동시에 촬영했을 때의 영상으로서 약 30 mMol 이상의 농도를 가질 때 순수한 DI-water보다 신호가 더 센 것을 알 수 있다. 최적의 농도 선정을 위해 0 mMol부터 100 mMol까지 총 9개의 농도를 가지는 수용액을 400 ml 플라스틱 병에 담은 후 개별적으로 영상을 촬영하였으며 이로부터 농도별 SNR을 구하였다. SNR을 구하는 과정은 촬영된 영상에서 유체가 존재하는 영역의 신호 세기들의 평균을 구하고, 잡음의 경우 유체가 없는(또는 공기가 있는) 영역에서의 신호 세기의 평균을 구하여 나눠줌으로써 계산하였다. 공기의 경우 유효한

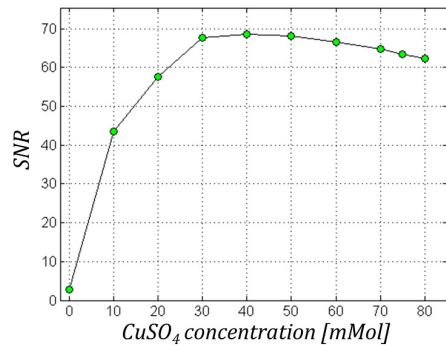


Fig. 3. Computed SNR from individual MR images of different concentrations of CuSO_4 dissolved in deionized water

신호를 낼 수 없는 물질이므로 이 영역의 신호는 잡음을 의미하는 것으로 볼 수 있다. 이렇게 계산된 각 농도별 SNR 결과를 fig. 3에 도시하였다. 결과를 보면 황산구리의 농도가 40 mMol일 때 SNR이 가장 높음을 알 수 있으며 농도가 그 보다 높아진다 하더라도 큰 폭의 감소는 없는 것을 알 수 있지만 100 mMol의 병을 측정했던 경우 MRI 기기가 샘플을 제대로 인식하지 못하여 작동이 불가하였다. 이 결과를 토대로 원관 유동 측정 실험은 40 mMol의 황산구리 수용액을 사용하여 진행하였다.

4.2 MRV validation using mean velocity scaling

MRV로 측정된 속도장의 전체적인 형태를 보기 위해 각 단면 상의 속도 벡터들을 도시해 보았다. Fig. 4는 그 중 50 mm씩 떨어져있는 유동방향 단면 상에 위치한 속도 벡터들을 도시한 그림이다. 그림에서 볼 수 있듯 2차원적 속도 분포는 원 중심 부근이 평평한 원관 내 난류 평균 속도장의 특성이 잘 나타남을 정성적으로 확인할 수 있었다.

유동장의 검증은 $\text{Re } 10,000$ 의 원관 유동을 LDV로 측정된 데이터 및 DNS로 해석한 데이터와의 비교를 통해 이루어졌다. 먼저 MRV로 측정된 속도장 결과의 후처리가 이루어졌으며 그 후 radial 방향의 평균 속도 profile 및 outer layer와 inner layer에서의 속도 분포를 기존 데이터와 비교해 보았다.

MRV로부터 얻은 속도에 난류 평균 속도장 scaling을 적용하기 위해서는 후처리 과정이 필요하다. MRV는 3차원 직육면체 영역에서 Cartesian 좌표계로 측정이 되므로 radial 방향의 축방향 속도 profile을 얻기 위해 먼저 원관의 streamwise 단면에서 관의 중심을 지나는 선을 선정한다

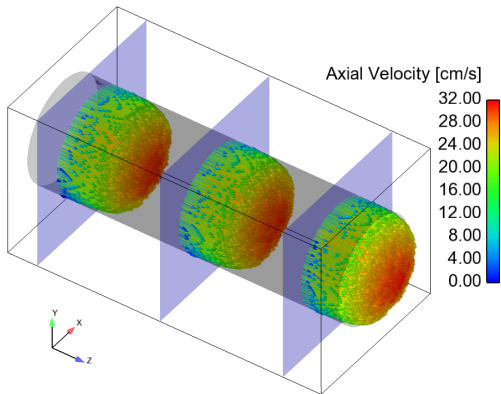


Fig. 4. Axial mean velocity vectors plotted on three streamwise planes 50 mm apart from each other. 60% of vectors are shown.

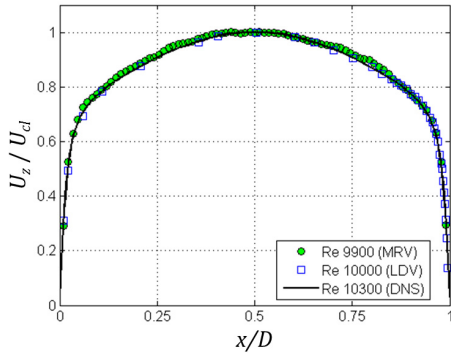


Fig. 5. Axial mean velocity profile obtained by MRV, LDV(Nieustadt & Toonder, 1997) and DNS(Wagner et al., 2001).

후 선 상에 있는 속도를 추출하였다. 원관의 길이 방향으로 5 mm 간격의 16개 단면에서 1개씩의 속도 profile들을 얻었으며 이들의 평균을 낸 속도를 대표 값으로 하여 비교 및 검증에 사용하였다.

먼저 원관 내 평균 속도 profile에 대한 비교 결과를 fig. 5에 나타내었다. Fig. 5는 원관 중심을 가로지르는 선상의 위치, x 에서의 축방향 속도를 centerline 속도, U_d 로 normalize하여 나타낸 것으로서 MRV결과는 원형으로 도시하였고 DNS결과는 굵은 실선으로 LDV결과는 사각형으로 도시하였다.

MRV는 16개의 profile의 평균 profile이며 데이터의 95% 신뢰 구간을 나타내는 에러바는 대부분의 경우 marker의 크기 안에 포함되기 때문에 그림 상에는 생략하였다. 전 영역에 걸쳐 MRV로 측정된 속도의 profile은 난류의 특성을 잘 나타내고 있다. 또한 개략

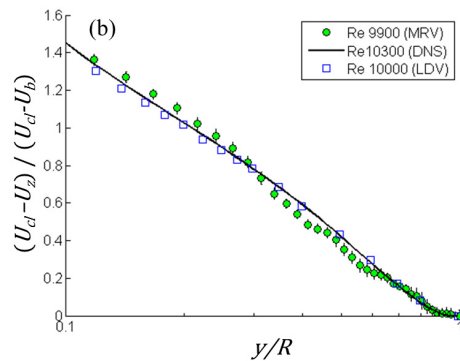
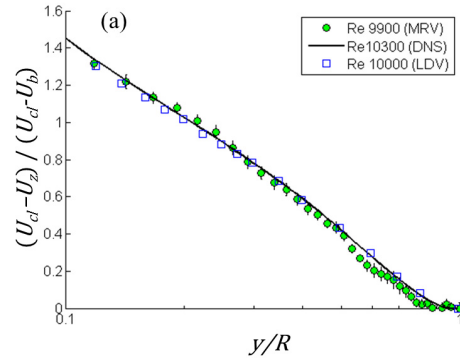


Fig. 6. Mean axial velocity distribution in the outer layer. Axial velocity is scaled with outer variables suggested by Zagarola et. al(14). Error bars indicates 95% confidence interval. MRV data in (a) and (b) is obtained using axial velocities where $x/D \leq 0.5$ and $x/D \geq 0.5$, respectively.

적으로 전 영역에 걸쳐서 LDV 및 DNS 결과와 잘 일치하며 특히 DNS data와의 최대 오차는 2.4%, 평균 오차는 1%로 잘 맞는 것을 확인하였다. 속도 profile 개형 비교 외에 실제 측정된 속도값이 정확한지 판별하기 위해서 속도 profile을 적분하여 유량을 구한 결과 18.9 LPM으로서 실제 실험 시 유량계로 측정된 평균 유량인 19.3 LPM과 2%의 오차로 잘 측정이 되었음을 알 수 있었다. 더 자세한 검증을 위해 측정된 원관 내 속도 분포를 outer 및 inner layer로 나눠 기존 결과들과 비교하였다.

Fig. 6는 outer layer의 속도 분포이다. 측정된 속도의 outer layer에서의 정확성 판별을 위해 원관 중심에서 벽면으로 가면서 U_{cl} 대비 속도의 결손을 나타내는 scaling(14)을 사용하여 DNS 및 LDV 결과와 비교하였고 그 결과를 fig. 6에 도시하였다.

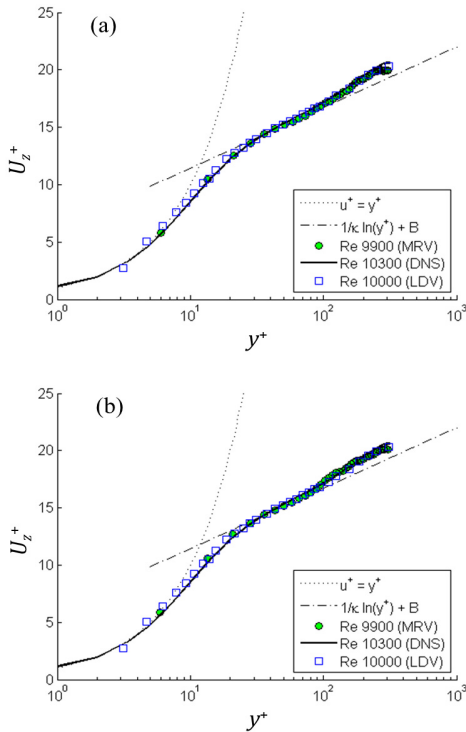


Fig. 7. Mean axial velocity distribution in the inner layer. Axial velocity is scaled with a friction velocity, $u\tau$ and wall-normal distance, y is scaled with $\nu/u\tau$. Kármán constant, κ and the additive constant, B used to describe the log law are 0.436 and 6.15 (Zagarola et. al, 1997). $u\tau$ is estimated by choosing values that best follow the log law in a log layer. Estimated $u\tau$ for (a) is 15.3 mm/s and (b) 15.1 mm/s. MRV data in (a) and (b) is obtained using axial velocities where $x/D \leq 0.5$ and $x/D \geq 0.5$, respectively.

가로축의 y 는 원관 벽면으로부터의 거리, $R-r$ 을 의미하고 세로축의 U_b 는 평균 속도를 의미하며 fig. 5의 속도 profile을 적분하여 얻은 유량을 단면적으로 나눈 값을 사용하였다. Fig. 6(a)와 (b)는 각각 fig. 5에서 $x/D \leq 0.5$ 및 $x/D \geq 0.5$ 의 구간에 대해 scaling을 적용한 결과이다. $0.2 < y/R \leq 1$ 의 outer layer 영역에서 (a)와 (b) 모두 DNS결과와의 최대 차이가 0.01을 넘지 않으며 평균적으로 0.03 정도의 작은 편차를 가지며 일치하고 있다. 또한 비록 원관 중심부에서 다소 속도의 overestimation 경향을 보이고 있으며 분포가 완벽히 매끄럽지 않으나 기울기가 DNS결과와 잘 일치하는 것으로 보아 측정된 U_a 과 적

분으로 얻은 평균 속도 U_b 의 값이 적절함을 알 수 있다.

마지막으로 inner layer, 즉, 벽면 근방의 속도가 제대로 계측이 되었나 검증해 본 결과를 fig. 7에 나타내었다. 벽면 근처의 측정된 속도들이 Law-of-the-wall을 잘 따라가는가를 검증해 보았다. $u\tau^+$ 는 friction velocity, $u\tau$ 로 normalize된 축 방향 속도이며 y^+ 는 $R-r$ 을 난류 유동의 벽면 특성 길이인 $\nu/u\tau$ 로 normalize한 위치이다. 여기서 사용한 $u\tau$ 는 log layer와의 error를 가장 작게 만드는 값을 선택을 하였으며 log layer 구간은 $50 < y^+ < 0.2R\nu/u\tau$ 로 설정하였고 Kármán constant, κ 는 0.436, additive constant, B 는 6.15^{14} 로 설정하였다. 이렇게 구한 $u\tau$ 는 $x/D \leq 0.5$ 에서의 속도 분포로부터는 약 15.3 mm/s, $x/D \geq 0.5$ 에서는 약 15.1 mm/s로 거의 동일하게 계산되었다. 이로부터 벽면 근처의 속도 분포가 대칭적으로 잘 측정이 되었음을 알 수 있다. Fig. 7의 (a)와 (b)가 각 x/D 의 구간에 대한 결과이다. 단순히 log layer에 대한 fitting을 했음에도 불구하고 viscous 및 buffer layer에서 DNS결과와 잘 일치하고 있음을 볼 수 있으며 전체적인 inner layer 구간, $1 < y^+ < 0.2R\nu/u\tau$, 에 대한 오차는 (a)에서는 최대 2.4%, 평균 1.2%, (b)에서는 최대 4.4%, 평균 1.8%로 전 영역에 걸쳐 잘 측정이 되었음을 알 수 있다.

4. Conclusion

본 연구는 2012년 국내에 도입되어 한국기초과학지원 연구원에 설치된 Phillip 3T MR machine을 이용한 MRV의 정확도를 엄밀하게 검증하기 위해 진행되었다. 이를 위해 먼저 실험 유체로 사용한 황산구리 수용액의 농도에 대한 SNR을 파악하였으며 이로부터 최대 SNR을 갖는 40 mMol의 농도가 MRV 실험에 적절하다고 판단할 수 있었다. 이를 이용하여 약 9,900의 Re를 가지는 내경 40.8 mm의 원관 내 완전 발달 난류 유동장의 평균 속도를 0.5 mm 공간분해능으로 계측하였고 LDV 및 DNS 결과와 비교하였다. 그 결과 측정된 속도는 전 구간에 걸쳐 DNS결과 대비 평균 1% 내외로 잘 맞았으며 원의 중심 영역뿐만 아니라 $y^+ = 7$ 의 viscous layer 위치까지 정확한 측정이 가능하였다. 비록 속도 profile의 매끄러운 정도는 한 점 측정 기법인 LDV의 결과를 따라갈 수는 없었으나 이는 statistically stationary함이 제대로 보장될 수 있도록 MRV측정 반복 횟수를 더욱 증가시킴으로써 가능할 것으로 판단된다. 하지만 MRV는 한번에 3차원 영역에서의 속도장을 얻는 방법이므로 측정 정확도와 실험

소요 시간의 적절한 trade-off가 수반되어야 하며 이는 연구의 목표 및 가시화 대상의 특성에 따라 신중히 선택되어야 할 것이다.

후 기

MRI 장비를 사용하는 데에 큰 도움을 주신 한국기초과학지원연구원 자기공명연구단의 홍관수 단장님께 무척 감사드리며, LDV 결과를 제공하여 주신 Prof. J. M. J. den Toonder와 DNS 결과를 제공하여 주신 Dr. Thomas Huettl에게 감사의 말씀을 드립니다.

참고문헌

- (1) H. G. Maas, A. Gruen, and D. Papantoniou, 1993, "Particle tracking velocimetry in three-dimensional flows." *Experiments in Fluids*, vol. 15, no. 2, pp. 133-146.
- (2) J. Westerweel, 2008, "On velocity gradients in PIV interrogation." *Experiments in Fluids*, vol. 44, no. 5, pp. 831-842.
- (3) 성재용, 유정열, 2000, "Cinematic PIV 데이터의 3차원 위상평균 기법을 이용한 실린더 후류의 2차 와류 측정 (Measurements of Secondary Vortices in the Cylinder Wake by Three-Dimensional Phase-Averaging Technique Using Cinematic PIV Data)." *대한기계학회 논문집 B권*, vol. 24, no. 11, pp. 1540-1548.
- (4) 황태규, 최주호, 조경래, 조용범, 편용범, 도덕희, 2005, "스테레오-PIV와 스테레오-PTV에 의한 구후류 유동장 해석." *대한설비공학회 학술발표대회논문집*, pp. 108.
- (5) K. C. Kim, 2012, "Advances and applications on micro-defocusing digital particle image velocimetry (μ -DDPIV) techniques for microfluidics." *Journal of mechanical science and technology*, vol. 26, no. 12, pp.3769-3784.
- (6) Y. J. Jeon and H. J. Sung, 2012, "Three-dimensional PIV measurement of flow around an arbitrarily moving body." *Experiments in fluids*, vol. 53, no. 4, pp. 1057-1071.
- (7) S. Y. Jung, S. Ahn, K. H. Nam, J. P. Lee, and S. J. Lee, 2012, "In vivo measurements of blood flow in a rat using X-ray imaging technique." *The international journal of cardiovascular imaging*, vol. 28, no. 8, pp. 1853-1858.
- (8) C. Poelma, J. M. Mari, N. Foin, M. X. Tang, R. Krams, C. G. Caro and J. Westerweel, 2011, "3D Flow reconstruction using ultrasound PIV." *Experiments in fluids*, vol. 50, no. 4, pp. 777-785.
- (9) C. J. Elkins and M. T. Alley, 2007, "Magnetic resonance velocimetry: applications of magnetic resonance imaging in the measurement of fluid motion." *Experiments in Fluids* vol. 43, no. 6, pp. 823-858.
- (10) M. Markl, A. Frydrychowicz, S. Kozerke, M. Hope and O. Wieben, 2012, "4D flow MRI." *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 36, no. 5, pp. 1015-1036.
- (11) J. M. J. Den Toonder and F. T. M. Nieuwstadt, 1997, "Reynolds number effects in a turbulent pipe flow for low to moderate Re." *Physics of Fluids*, vol. 9, no. 11, pp. 3398-3409.
- (12) C. Wagner, T. J. Hüttl and R. Friedrich, 2001, "Low-Reynolds-number effects derived from direct numerical simulations of turbulent pipe flow." *Computers & fluids*, vol. 30, no. 5, pp. 581-590.
- (13) E. M. Haacke, R. W. Brown, M. R. Thompson, R. Venkatesan, 1999, *Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design*, A John Wiley and Sons, New York, USA, pp. 3-4.
- (14) M. V. Zagarola and A. J. Smits, 1998, "Mean-flow scaling of turbulent pipe flow." *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 373, pp. 33-79.