

자기공명유속계 (MRV) 에서 3차원 다중경로 선적분법을 활용한 비침습적 압력예측 방법 개발

무함마드 하피즈 아리푸딘*[‡] · 장일훈**[‡] · 송시문[†]

Development of Non-Invasive Pressure Estimation Using 3D Multi-Path Line Integration Method from Magnetic Resonance Velocimetry (MRV)

Muhammad Hafidz Ariffudin*[‡], Ilhoon Jang**[‡] and Simon Song[†]

Abstract The pressure difference across stenotic blood vessels is a commonly used clinical metric for diagnosing many cardiovascular diseases. At present, most clinical pressure measurements rely solely on invasive catheterization. In this study, we propose a novel method for non-invasive pressure estimation using the incompressible Navier-Stokes equations and a 3D multi-path integration approach. We verify spatio-temporal convergence on an in-silico dataset of a cylindrical straight pipe phantom with steady and pulsatile flow fields. We then evaluate the proposed method on an in vitro dataset of reconstructed control, pre-operative, and post-operative carotid artery cases acquired from 4D flow MRI. The performance of our method is compared to existing approaches based on the pressure Poisson equation and work-energy relative pressure. The results demonstrate the proposed method's high accuracy, robustness to spatio-temporal subsampling, and reduced sensitivity to noise, highlighting its great potential for non-invasive pressure estimation.

Key Words : Pressure estimation(압력예측), Carotid artery(경동맥), Magnetic resonance velocimetry (MRV), Cardiovascular flow (심혈관 유동)

기호설명

ρ : Density
 μ : Dynamic viscosity

V : Flow velocity
 p : Pressure
 Δp : Pressure difference
 Ω : Region of interest
 Γ : Boundary of region of interest
 Δx : Spatial resolution
 Δt : Temporal resolution
 τ : Timeframe
 $\epsilon_{\Delta p}$: Percentage relative error
 $\overline{M}\epsilon_{\Delta p}$: Average percentage relative error

[†] Department of mechanical engineering, Hanyang University, Republic of Korea, Professor
E-mail: simonsong@hanyang.ac.kr

* Department of mechanical engineering, Hanyang Univ., Graduate student

** Department of mechanical engineering, Hanyang Univ., Research professor

[‡] M.H.A. and I.J. contributed equally to this work.

1. 서론

동맥 협착증과 같은 혈관 질환은 심혈관계 혈액의 정상적인 흐름을 방해하고 높은 압력 손실을 야기한다.^(1,2) 따라서, 혈관 내 압력차이 또는 압력 강하는 심혈관 질환의 중증도 평가에 도움이 되는 중요한 매개변수로 활용될 수 있다.⁽³⁾ 예를 들어, 경동맥 협착증^(4,6), 판막 협착증^(3,7), 대동맥 협착증⁽⁸⁾ 및 선천성 심장 질환⁽⁹⁾ 등의 연구에서는 혈관 내부의 압력 변화가 주요 변수로 활용되었다. 혈관 내 압력 변화를 활용하는 임상적 응용의 경우, Deng은⁽¹⁰⁾ 경병변간 압력 차이(tans-stenotic pressure difference)를 이용하여 Fractional Flow Reserve(FFR)를 계산할 수 있음을 연구하였고, Gersh은⁽¹¹⁾ 좌심실 유출로의 압력 강하를 비대성 심근병증의 치료 지침 정의로서 사용할 수 있음을 보고했다. Feldman은⁽¹²⁾ 대동맥 판막의 전후 압력 변화가 대동맥 판막 협착증의 중증도를 분류하는 척도가 될 수 있다고 평가했다.

현재, 임상에서 혈관 내 압력차이를 측정하는 표준 방법은 압력 카테터를 혈관 내부에 삽입하여 직접적으로 측정하는 침습적 방법이다.⁽¹³⁾ 하지만, 압력 카테터를 사용하는 측정 방법은 환자의 혈관에 삽입을 필요로 하는 침습적 방법의 위험성으로 인하여 내부 압력을 직접적으로 측정할 수 있음에도 불구하고 매우 제한적으로 사용되고 있다. 이러한 침습적 방식 외에 혈관 내 압력 변화를 비침습적으로 측정하는 방법에는 대표적으로 도플러 심장초음파를 활용하는 방법이 있다. 이 방법은 정의된 관심 영역에서 초음파 빔의 방향을 따라 획득한 최대 속도 크기를 측정한 뒤 단순화한 베르누이 방정식을 이용하여 압력 차이를 계산한다.^(14,15) 그러나, 도플러 기반의 압력차이 측정 방식은 흐름에 대한 점성 손실이나 압력과 운동 에너지 사이의 이상적인 에너지 변환을 무시할 수 있다는 가정을 기반으로 하기 때문에 실제 압력 차이를 과소 평가할 수 있다.⁽¹⁶⁾

최근, 시간 분해 3차원-3성분에 대한 체적속도 측정이 가능한 자기공명유속계 (Magnetic resonance velocimetry, MRV)가 비침습적 유동측정 방법으로 주목받고 있으며 다양한 연구에 활용되고 있

다.⁽¹⁷⁻²¹⁾ 특히, MRV는 경동맥, 대동맥 등 각종 주요 심혈관들의 복잡한 혈류 패턴을 가시화하는 것이 가능하기 때문에 혈류역학적 매개변수를 이용하여 혈류역학적 특징을 정량화하거나 심혈관 질환의 예측방법 등에 대한 연구에 큰 장점이 있다.⁽²²⁾ 이러한 MRV는 혈관 내 혈류의 속도 정보 외에 난류 에너지 및 온도 등의 다른 물리 현상들을 측정할 수 있으나, 압력 자체를 측정하는 것은 불가능하다.⁽²⁾ 따라서, MRV를 통해 혈관 내 압력 변화에 대한 정보를 획득하기 위해서는 측정된 속도장으로부터 압력장을 추정하는 방법이 필수적으로 적용되어야 한다.

속도 데이터로부터 압력을 추정하는 방법은 다양한 연구들을 통해 개발되어 왔다. Gresho는⁽²³⁾ 나비에-스톡스 방정식에서 직접 유도되는 압력-푸아송 방정식(Pressure-Poisson equation, PPE)을 이용하는 방법을 개발하였으며, 이 방법은 속도 데이터로부터 압력을 추정하는 가장 일반적인 방법으로 활용되고 있다. 또한, PPE방법은 시간 분해 2차원⁽²⁴⁾ 및 3차원^(25,26) 속도 데이터에 적용할 수 있도록 지속적인 개선이 이루어져왔다. Donati는⁽²⁷⁾ 일-에너지 상대압력법 (Work-Energy Relative Pressure, WERP)로 알려진 압력 차이 추정 방법을 제안했다. WERP 기법은 입구 평면과 출구 평면 사이의 복셀-적분을 사용하여 두 영역 사이의 압력 강하량을 계산한다. Bertoglio⁽²⁸⁾ 및 Marlevi⁽²⁹⁾는적분 운동량 상대 압력 (Integral Momentum Relative Pressure, IMRP) 및 가상 일-에너지 상대 압력(vWERP) 방법을 사용하여 압력 강하량을 계산하는 방법을 개발하였다. 마지막으로 Liu는⁽³⁰⁾ 2차원 공동 흐름 (cavity flow)의 압력장을 추정하는 전방향 적분법 (Omni-Directional Integration, ODI)를 제시하였고, Lee는⁽³¹⁾ 이를 발전시킨 Masked ODI방법을 소개하였다. ODI 방법은 유체 도메인을 둘러싸는 가상 경계 내 다중 경로 라인의 2차원 속도장을 기반으로 압력을 추정한다. 이 연구에서 압력 추정 결과는 Direct Numerical Simulation (DNS)의 압력결과와 비슷한 값을 나타냈다.

본 연구에서는 MRV로 얻어진 시간 분해 3차원-3성분 심혈관 속도장데이터를 기반으로 다중

경로 라인 통합방법을 사용하여 압력을 추정하는 방법의 개발에 대해 다룬다. 우리는 노이즈 세기에 대한 압력 추정의 정확도, 견고성 및 민감도를 평가하며, 개발된 압력추정 모델의 정상 상태 및 맥동 유동에 대한 압력 추정의 성능을 확인한다. 그 이후, 3개의 영역으로 분할 된 경동 맥 내부 압력차이의 추정 값을 PPE 및 WERP 방법과 비교하여 개발된 방법의 성능을 평가하고 활용 가능성을 확인한다.

2. 방법

2.1 3차원 ODI (Omni-directional integral)

기존 ODI방법을 기본으로 3차원 MRV데이터에서의 압력장을 추정할 수 있는 3차원 ODI법을 개발 하였다. 3차원 ODI방법은 임의의 기준점에 대한 상대 압력 분포를 추정하는 것이 목표인 경우 체력이 무시된 운동량보존 방정식 (식 1) 및 질량보존 방정식 (식 2)에 경계조건의 지정 없이 구성할 수 있다.

$$\rho \frac{DV}{Dt} + \nabla p - \mu \nabla^2 V = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \cdot V = 0 \quad (2)$$

여기서, ρ 는 밀도, μ 는 점성계수, V 는 속도장 p 는 압력이다. 식 1의 첫 번째 항에서 속도장에 대한 물질미분은 아래의 식3과 같이 표현되며,

$$\frac{DV}{Dt} = \frac{\partial V}{\partial t} + u \frac{\partial V}{\partial x} + v \frac{\partial V}{\partial y} + w \frac{\partial V}{\partial z} \quad (3)$$

이 때, 시간 미분에 대한 1차 근사식을 중앙 차분으로 표현하면 다음과 같다.

$$\frac{\partial V}{\partial t}(i, j, k, t) = \frac{V(i, j, k, t+1) - V(i, j, k, t-1)}{2\Delta t} \quad (4)$$

공간미분의 경우 각 복셀이 유동 중심부인지 경계면 인지에 따라 다르게 표현된다. 식 5-7은 유동 중심부 복셀의 중앙 차분에 의한 1차 공간미분의 1차 근사식, 유동 전면 경계부 복셀의 전진 차분에 의한 1차 공간미분의 2차 근사식, 유동 후면 경계부 복셀의 후진 차분에 의한 1차 공간미분의 2차 근사식을 각각 나타낸다.

$$\frac{\partial V}{\partial X_n}(i, j, k, t) = \frac{V(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}, k + \delta_{n3}, t) - V(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2}, k - \delta_{n3}, t)}{2\Delta X_n} \quad (5)$$

$$\frac{\partial V}{\partial X_n}(i, j, k, t) = -\frac{V(i + 2\delta_{n1}, j + 2\delta_{n2}, k + 2\delta_{n3}, t)}{2\Delta X_n} + \frac{4V(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}, k + \delta_{n3}, t) - 3V(i, j, k, t)}{2\Delta X_n} \quad (6)$$

$$\frac{\partial V}{\partial X_n}(i, j, k, t) = \frac{3V(i, j, k, t)}{2\Delta X_n} + \frac{-4V(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2}, k - \delta_{n3}, t) + V(i - 2\delta_{n1}, j - 2\delta_{n2}, k - 2\delta_{n3}, t)}{2\Delta X_n} \quad (7)$$

1차 공간미분과 비슷하게 2차 공간미분에 대한 항을 정리하면 식 8-10으로 나타낼 수 있다. 식 8은 유동 중심부 복셀의 중앙 차분에 의한 2차 공간미분의 1차 근사식, 식 9는 유동 전면 경계부 복셀의 전진 차분에 의한 2차 공간미분의 2차 근사식, 식 10은 유동 후면 경계부 복셀의 후진 차분에 의한 2차 공간미분의 2차 근사식이다.

$$\frac{\partial^2 V}{\partial X_n^2}(i, j, k) = \frac{V(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}, k + \delta_{n3}) - 2V(i, j, k) + V(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2}, k - \delta_{n3})}{\Delta X_n^2} \quad (8)$$

$$\frac{\partial^2 V}{\partial X_n^2}(i, j, k) = \frac{-V(i + 3\delta_{n1}, j + 3\delta_{n2}, k + 3\delta_{n3})}{\Delta X_n^2} + \frac{4V(i + 2\delta_{n1}, j + 2\delta_{n2}, k + 2\delta_{n3})}{\Delta X_n^2} + \frac{-5V(i + \delta_{n1}, j + \delta_{n2}, k + \delta_{n3}) + 2V(i, j, k)}{\Delta X_n^2} \quad (9)$$

$$\frac{\partial^2 V}{\partial X_n^2}(i, j, k) = \frac{2V(i, j, k) - 5V(i - \delta_{n1}, j - \delta_{n2}, k - \delta_{n3})}{\Delta X_n^2} + \frac{4V(i - 2\delta_{n1}, j - 2\delta_{n2}, k - 2\delta_{n3}) - V(i - 3\delta_{n1}, j - 3\delta_{n2}, k - 3\delta_{n3})}{\Delta X_n^2} \quad (10)$$

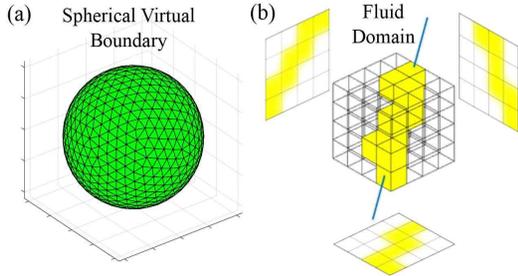


Fig. 1. Schematic representation of (a) the spherical virtual boundary that surrounds fluid domain and (b) an integration path used for the 3D ODI method.

3차원 ODI법은 3차원 유체 도메인을 지그재그 방식으로 통과하는 여러 선을 따라 압력구배 (∇p) 필드를 직접 적분하여 압력 필드를 추정한다. 그림 1은 주어진 유체 도메인에서 여러 선을 생성하는 방법을 보여준다. 우선, 그림 1a과 같이 3차원 유체 도메인을 둘러싸는 구형 가상 경계를 설정하고 경계 표면에 점을 균일하게 분포 시킨다. 그 이후 각 2차원 평면에 2차원 ODI법을 적용하여 압력분포를 계산하여 3차원 ODI계산에서의 초기 경계압력 분포로 활용하였다. (그림 1b) 경계면의 압력분포가 수렴될 때까지 다중선을 이용한 적분을 반복하였으며 3차원 ODI 방법의 수렴기준은 다음과 같이 연속적인 반복 사이의 최대 압력차로 설정하였다.

$$\begin{aligned} & \text{Maximum Convergence} \\ & = \max_{(i,j,k) \in \Omega} \frac{|p^N(i,j,k) - p^{N-1}(i,j,k)|}{p_{pp}^N} \quad (11) \end{aligned}$$

여기서, N 은 반복계산 횟수이다.

2.2 MRV 데이터 전처리

MRV를 통해 측정된 가공되지 않은 속도 데이터는 노이즈를 포함하고 있으며 이를 압력차이 추정 계산에 바로 적용하는 경우 계산이 불안정해지고 값의 정확도가 감소하게 된다. 따라서, 압력차이 추정에 앞서 계측 속도 벡터의 불균일성은 divergence-free 기법을 기반으로 한DFS (Divergence Free Smoothing)방법을 통해 보정되

었다. DFS 방법은 연속 방정식을 최대한 만족시켜 노이즈를 제거하고 속도 필드를 매끄럽게 하기 위해 제안되었으며, 속도장 데이터에서 노이즈를 효과적으로 제거한다.⁽³²⁾

3. 결과 및 고찰

3.1 층류 정상 흐름

3차원 ODI방법의 정확도 및 성능 확인을 위해 in silico 층류 정상 흐름에 대해 압력차이를 계산하였다. 이를 위해 사용된 유동은 그림 2에 제시된 원통형 직선 파이프이며, 공간 해상도 및 노이즈 세기가 변하는 경우에 대해 압력차이를 계산한 뒤 원관 유동에 대한 분석적 결과와 비교를 통해 개발된 방법의 정확도를 평가하였다.

원관 유동 조건은 혈관에서의 혈류 유동을 모사하기 위해 길이 $L = 18\text{mm}$, 직경 $D = 6\text{mm}$, 최고 속도 $V_{\text{max}} = 120\text{ cm/s}$, 혈액 밀도 $\rho = 1050\text{ kg/m}^3$ 및 동적 점도 $\mu = 0.003\text{ Pa}\cdot\text{s}$ 이며, 공간분해능 Δx 는 4가지 조건으로 (0.15, 0.20, 0.30, 0.60 mm) 구성하였다. 백분율 상대오차 $\epsilon_{\Delta p}$ 는 정확도를 평가하는데 사용되었으며,

$$\epsilon_{\Delta p} = \left| \frac{\Delta p_{\text{est}} - \Delta p_{\text{hp}}}{\Delta p_{\text{hp}}} \right| \times 100\% \quad (12)$$

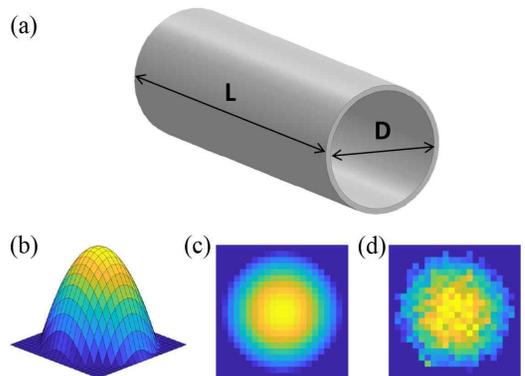


Fig. 2. Laminar steady-state flow experiment using (a) circular pipe flow. Visualization of the 3D analytical velocity profile (a), noise-free in-plane image (b), and noisy in-plane image (c).

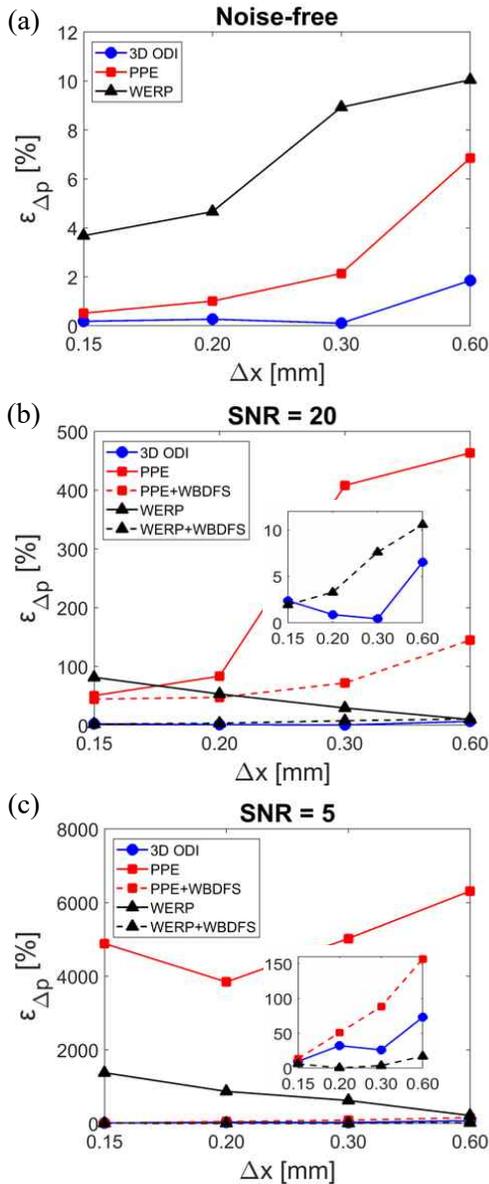


Fig. 3. Relative error variation of the pressure difference estimation for (a) noise-free, (b) SNR = 20, and (c) SNR = 5. The horizontal axis indicates the spatial resolution.

여기서 ΔP_{est} 는 모델에 의해 예측되는 압력 차이이고 ΔP_{hp} 는 Hagen-Poiseuille 유동식에 의한 분석해이다. 노이즈의 세기는 MRV를 통한 혈류 유동 측정에서 보고되는 10에서 50 정도의 신호 대 잡음 비 (SNR)를 기반으로 낮은 노이즈 (SNR

= 20) 및 높은 노이즈 (SNR = 5)케이스로 선정하였다. 거짓 노이즈 효과(spurious noise effects)를 최소화 하기 위해 각 테스트는 95% 신뢰구간으로 30회 반복 수행하였다.

그림 3은 3차원 ODI, PPE, WERP 방법을 활용하여 각 케이스별 압력차이를 추정된 결과와 원관 유동의 분석적 압력차이에 대한 백분율 상대 오차를 보여준다. 그림 3a 에서 볼 수 있듯이 노이즈가 없는 경우에는 3가지 압력차이 추정 방법의 오차가 공간분해능의 증가에 따라 대부분 증가하였으며, 그 중 3차원 ODI 방법이 PPE 및 WERP 방법과 비교하여 더 낮은 오차를 나타냈다. 노이즈가 증가하는 경우 압력차이 추정 값의 오차가 세 가지 방법 모두에서 증가하였는데, 3차원 ODI 방법에 비해 다른 두 방법의 오차는 매우 크게 증가하였다.(그림 3 및 4) 이것은 PPE 및 WERP 방법이 노이즈가 있는 속도장에서 정확도를 크게 감소시키는 결과를 나타낸다는 이전 연구들과 비슷한 경향을 보인 것이다.^(27, 33) 따라서, DFS 방법을 통해 속도벡터를 매끄럽게 한 뒤 PPE 및 WERP 방법을 다시 적용하였고 그 결과를 점선으로 나타냈다. DFS 방법이 적용된 이후 3차원 ODI 방법과 비슷한 수준의 오차를 나타냈는데, 낮은 노이즈의 경우 ODI 방법의 오차가 가장 낮았지만 노이즈가 높은 경우에는 WERP 방법의 오차가 가장 낮은 것을 확인하였다. 3차원 ODI 방법의 압력 차이 추정 결과의 경우 DFS 적용 전후에 큰 차이가 없었지만 PPE 및 WERP 방법은 노이즈에 대한 민감도가 매우 높았다. 따라서, 압력을 추정하기 전 노이즈 제거가 필수적으로 수행되어야 한다.

3.2 층류 맥동 흐름

혈관 내 혈류 유동은 일정한 맥동을 나타낸다. 따라서, 단일 맥동 주파수를 갖는 Womersley 유동 프로파일을⁽³⁴⁾ 적용하여 경동맥 혈류 유동을 모사하고 이때의 압력을 추정하였다. Womersley 수는 다음과 같이 정의되며,

$$\alpha = R_0 \sqrt{\omega/\nu} \quad (13)$$

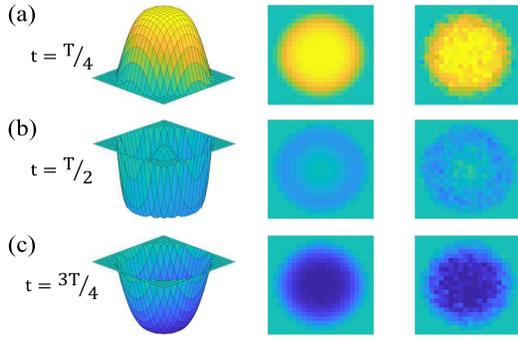


Fig. 4. Velocity profile of the pulsatile flow experiment at different phase of (a) $T/4$, (b) $T/2$, and (c) $3T/4$ sec. Right two columns show the case of noise-free and noisy, respectively.

R_0 는 동맥 반경, ω 는 진동 주기에 따른 각 주파수이다. 인간 경동맥에서 Womersley 수의 범위는 4.4에서 5.0의 범위를 나타내는데,⁽³⁵⁾ 우리는 Womersley수를 5.0으로 고려하였다. 해석 모델 및 조건은 3.1의 실험과 동일하며 각 시간에서의 속도 프로파일은 그림 4에 나타나 있다. 시간 분해능 Δt 를 $T/32, T/8$ s로 변경하여 시공간 분해능에 대한 성능을 평가하였다. 여기서 한 주기 (T)는 0.8 s이다. 시간에 따른 평균 백분율 상대오차 $\overline{M\epsilon}_{\Delta p}$ 를 통해 정확도를 평가하였으며,

$$\overline{M\epsilon}_{\Delta p} = \frac{m \text{ am}}{t \in [0, T]} \left| \frac{\Delta p_{est}(t) - \Delta p_w(t)}{\Delta p_w(t)} \right| \times 100\% \quad (14)$$

여기서 $\Delta P_{est}(t)$ 는 모델에 의해 예측되는 압력 차이이고 $\Delta P_w(t)$ 는 각속도 $\omega = 7.85 \text{ rad/s}$ 에 대한 Womersley 압력차이 해이다.

테이블 1은 맥동 유동에 대한 압력차이 추정값에 대한 에러를 보여준다. 3차원 ODI 방법은 DFS방법이 적용된 PPE 및 WERP 방법에 비해 거의 대부분의 경우에 상대적으로 낮은 에러를 나타냈다. 따라서, 실제 혈류 유동을 측정하는 MRV 속도데이터에서 3차원 ODI방법의 활용가능성이 높은 것을 확인하였다.

3.3 MRV데이터의 압력 추정

3차원 ODI 방법의 가능성을 확인한 후 실제 MRV를 통해 수집된 한 명의 환자에 대한 대조군, 수술 전, 수술 후의 경동맥 혈류 유동의 압력을 추정하였다. 수집된 속도장은 0.35 mm의 공간분해능, 25 ms의 시간분해능을 가지고 있으며 4.7T의 MR 기계를 (Bruker, USA) 통해 측정되었다. 경동맥 속도장에 대한 자세한 정보는 Ko의 경동맥 연구에서 확인할 수 있다.⁽²²⁾

경동맥 내 압력의 추정은 그림 5에서 볼 수 있듯이 세 개의 해부학적 영역에서 이루어졌다. 첫 번째는 평면A에서 B까지 common carotid artery (CCA) 영역 (영역 1)이며 두 번째는 평면 C에서 D까지 external carotid artery (ECA) 영역 (영역 2)이고 마지막은 평면 E에서 F까지 internal carotid

Table 1. Average relative error of pressure difference estimates over time

$M\epsilon_{\Delta p}$ [%]	Noise	Δt				$\Delta t/4$			
		Δx	$\Delta x/2$	$\Delta x/3$	$\Delta x/4$	Δx	$\Delta x/2$	$\Delta x/3$	$\Delta x/4$
3D ODI	Noise-free	16.05	9.88	8.52	8.03	12.86	5.00	2.94	1.96
	SNR = 20	16.09	9.86	8.52	8.21	13.46	5.03	2.91	2.23
	SNR = 5	16.70	9.92	10.16	9.00	14.60	6.23	2.75	3.10
PPE+WBDFS	Noise-free	185.96	185.09	186.00	186.79	197.00	196.21	196.97	197.82
	SNR = 20	180.80	186.66	184.14	171.59	174.31	164.09	172.71	186.12
	SNR = 5	158.81	200.00	136.84	139.58	235.45	209.16	228.47	268.73
WERP+WBDFS	Noise-free	12.20	10.27	7.21	6.36	8.91	6.91	4.05	3.18
	SNR = 20	20.90	14.22	10.08	7.87	16.53	10.36	6.78	4.57
	SNR = 5	20.60	10.22	7.07	9.57	15.16	7.95	6.03	14.34

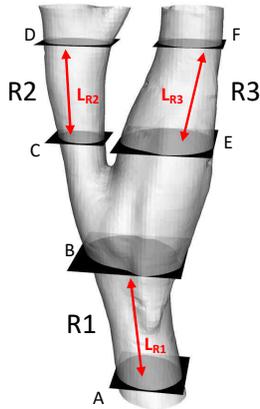


Fig. 5. The anatomical regions of the carotid artery: Common carotid artery (Region 1), External carotid artery (Region 2), and Internal carotid artery (Region 3)

artery (ICA) 영역 (영역 3) 이다. 그리고 각 영역에서의 압력 구배는 아래의 식으로 평가되었다.

$$PG_R = \frac{\Delta p_R}{L_R} = \frac{p_{R,o} - p_{R,i}}{L_R} \quad (15)$$

L_R 은 이미지에서 추정되는 각 영역의 길이이고 $p_{R,o}$ 및 $p_{R,i}$ 는 각 영역의 출구 및 입구면의 압력이다.

그림 6에서 볼 수 있듯이 CCA, ECA, ICA 세 영역에서 컨트롤, 수술 전, 수술 후의 케이스에 대해 3차원 ODI, PPE, WERP 방법을 통해 추정된 압력 구배의 각 시간 프레임에 대한 변화는 대체적으로 비슷한 양상을 보여주었다. 맥동 유동 결과에서 3차원 ODI 방법과 WERP 방법의 오

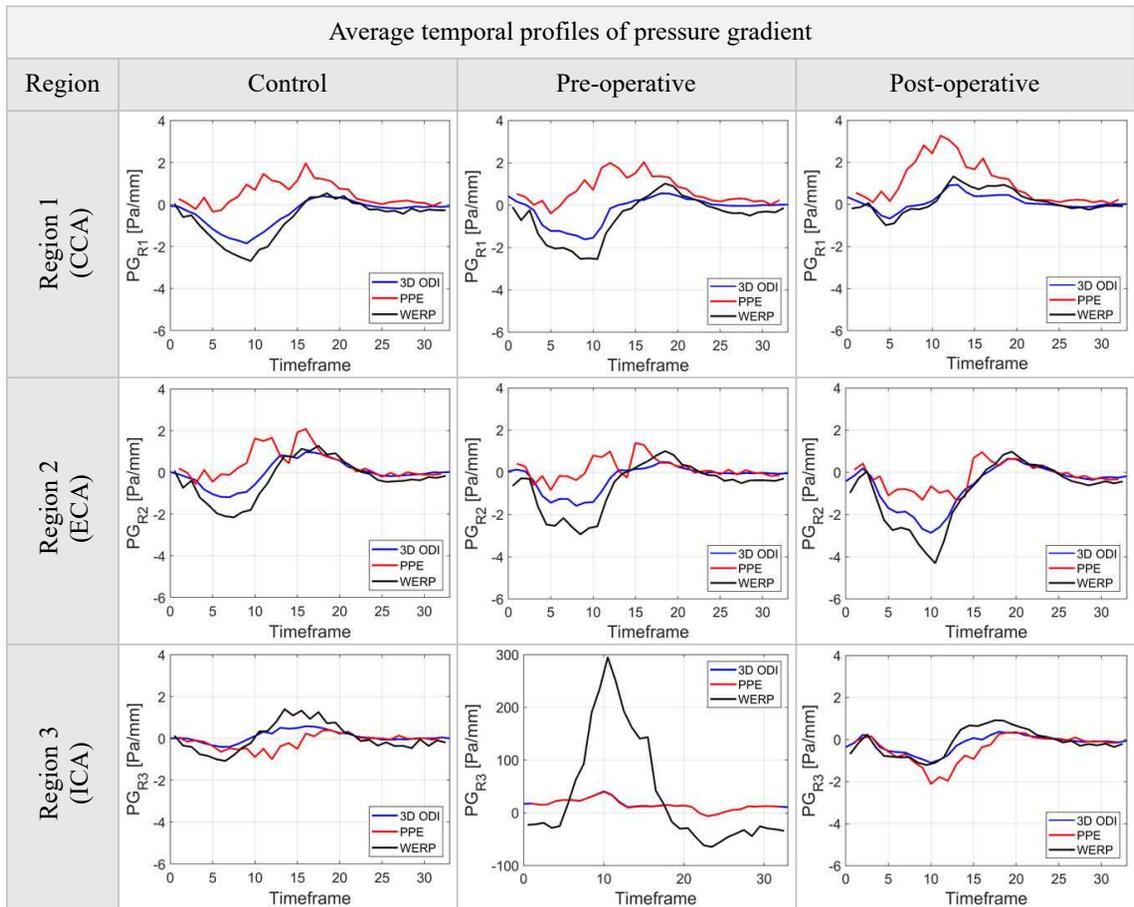


Fig. 6. Average temporal profiles of the pressure gradient for control, pre-operative and post-operative carotid artery cases in the three defined anatomical regions.

차가 비슷한 범위에 있었던 것처럼 압력 구배의 경우에도 영역3의 수술 전 경우에서 WERP가 매우 크게 오버슈팅한 경우를 제외하면 두 방법의 결과가 잘 일치하였다. WERP방법의 경우 수술 전 ICA형상에 의한 낮은 유량으로 인해 부정확한 압력구배 추정이 발생한 것으로 예상되는데, WERP 방법의 경우 경계영역의 유량이 낮은 경우 오차가 증폭되는 한계가 있기 때문이다.⁽²⁷⁾ PPE방법의 경우 심한 협착 조건에서 발생하는 조건부 난류영역에서 압력결과의 신뢰성이 떨어지기 때문에⁽²⁵⁾ 다른 두 방법과 비교하여 수축기 및 초기 이완기 동안 불이치가 발생하였지만 후기 확장기 동안은 다른 방법들과 잘 일치하는 결과를 보여주었다.

4. 결론

우리는 이 연구를 통해 속도 데이터에서 압력을 추정하는 3차원 ODI방법을 제안하였다. 제안된 방법의 성능을 평가하기 위해 원관 유동에서 압력을 추정하고 기존의 압력추정 방법과 결과를 비교하였다. 각기 다른 공간분해능, 시간분해능, 노이즈에 대해 확인된 3차원 ODI방법의 성능은 PPE 및 WERP방법에 비해 노이즈에 대한 견고성이 개선되었음을 보여주었다. 또한, 3차원 ODI방법이 허용 가능한 수준의 상대 오류 백분율 내에서 압력 차이를 추정 하는 것을 확인하였다. 마지막으로 MRV로 획득한 경동맥 속도 정보를 바탕으로 혈관 내 압력을 추정하였으며 제안된 방법을 통해 혈관 내 압력 변화를 비침습적으로 예측할 수 있음을 확인하였다.

후 기

이 논문은 2021년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2021R1A2B5B03002103).

REFERENCE

- 1) Dyverfeldt, P., Hope, M. D., Tseng, E. E. and Saloner, D., 2013, "Magnetic Resonance Measurement of Turbulent Kinetic Energy for the Estimation of Irreversible Pressure Loss in Aortic Stenosis", *JACC: Cardiovascular Imaging*, vol.6(1), pp. 64-71.
- 2) Ha, H., Kim, G. B., Kweon, J., Huh, H. K., Lee, S. J., Koo, H. J., Kang, J.-W., Lim, T.-H., Kim, D.-H., Kim, Y.-H., Kim, N. and Yang, D. H., 2016, "Turbulent Kinetic Energy Measurement Using Phase Contrast MRI for Estimating the Post-Stenotic Pressure Drop: In Vitro Validation and Clinical Application", *PLOS ONE*, vol.11(3), pp. e0151540.
- 3) Baumgartner, H., Hung, J., Bermejo, J., Chambers, J. B., Evangelista, A., Griffin, B. P., Iung, B., Otto, C. M., Pellikka, P. A. and Quiñones, M., 2009, "Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice", *European Journal of Echocardiography*, vol.10(1), pp. 1-25.
- 4) Dewese, J. A., May, A. G., Lipchik, E. O. and Rob, C. G., 1970, "Anatomic and Hemodynamic Correlations in Carotid Artery Stenosis", *Stroke*, vol.1(3), pp. 149-157.
- 5) May, A. G., de Berg, L. V., Dewese, J. A. and Rob, C. G., 1963, "Critical arterial stenosis", *Surgery*, vol.54(1), pp. 250-259.
- 6) Greenfield, J. C., Jr. and Tindall, G. T., 1965, "EFFECT OF ACUTE INCREASE IN INTRACRANIAL PRESSURE ON BLOOD FLOW IN THE INTERNAL CAROTID ARTERY OF MAN", *J Clin Invest*, vol.44(8), pp. 1343-1351.
- 7) Cioffi, G., Faggiano, P., Vizzardi, E., Tarantini, L., Cramariuc, D., Gerds, E. and Simone, G. d., 2011, "Prognostic effect of inappropriately high left ventricular mass in asymptomatic severe aortic stenosis", *Heart*, vol.97(4), pp. 301-307.
- 8) Jenkins, N. P. and Ward, C., 1999, "Coarctation

- of the aorta: natural history and outcome after surgical treatment”, *QJM: An International Journal of Medicine*, vol.92(7), pp. 365-371.
- 9) Warnes, C. A., Williams, R. G., Bashore, T. M., Child, J. S., Connolly, H. M., Dearani, J. A., Nido, P. d., Fasules, J. W., Graham, T. P., Hijazi, Z. M., Hunt, S. A., King, M. E., Landzberg, M. J., Miner, P. D., Radford, M. J., Walsh, E. P. and Webb, G. D., 2008, “ACC/AHA 2008 Guidelines for the Management of Adults With Congenital Heart Disease”, *Circulation*, vol.118(23), pp. e714-e833.
 - 10) Deng, Z., Fan, Z., Xie, G., He, Y., Natsuaki, Y., Jin, N., Bi, X., An, J., Liu, X., Zhang, Z., Fan, Z. and Li, D., 2014, “Pressure gradient measurement in the coronary artery using 4D PC-MRI: towards noninvasive quantification of fractional flow reserve”, *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol.16(1), pp. O55.
 - 11) Gersh, B. J., Maron, B. J., Bonow, R. O., Dearani, J. A., Fifer, M. A., Link, M. S., Naidu, S. S., Nishimura, R. A., Ommen, S. R., Rakowski, H., Seidman, C. E., Towbin, J. A., Udelson, J. E. and Yancy, C. W., 2011, “2011 ACCF/AHA Guideline for the Diagnosis and Treatment of Hypertrophic Cardiomyopathy”, *Circulation*, vol.124(24), pp. e783-e831.
 - 12) Feldman, T., 2006, “Assessment of the transvalvular pressure gradient in aortic stenosis”, *J. Invasive Cardiol*, vol.18(8), pp. 363-364.
 - 13) Konecny, T., Khanna, A. D., Novak, J., Jama, A. A., Zawadowski, G. M., Orban, M., Pressman, G., Bukartyk, J., Kara, T., Cetta Jr., F., Borlaug, B. A., Somers, V. K. and Reeder, G. S., 2014, “Interatrial pressure gradients during simulated obstructive sleep apnea: A catheter-based study”, *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, vol.84(7), pp. 1138-1145.
 - 14) Stamm, R. B. and Martin, R. P., 1983, “Quantification of pressure gradients across stenotic valves by Doppler ultrasound”, *Journal of the American College of Cardiology*, vol.2(4), pp. 707-718.
 - 15) Hatle, L., Brubakk, A., Tromsdal, A. and Angelsen, B., 1978, “Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound”, *British Heart Journal*, vol.40(2), pp. 131-140.
 - 16) ZHANG, Y. and NITTER-HAUGE, S., 1985, “Determination of the mean pressure gradient in aortic stenosis by Doppler echocardiography”, *European Heart Journal*, vol.6(12), pp. 999-1005.
 - 17) 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.
 - 18) Benson, M. J., Banko, A. J., Elkins, C. J., An, D.-G., Song, S., Bruscheckski, M., Grundmann, S., Borup, D. D. and Eaton, J. K., 2020, “The 2019 MRV challenge: turbulent flow through a U-bend”, *Experiments in Fluids*, vol.61(6), pp. 148.
 - 19) You, H. W., Baek, S., Kim, D.-H., Lee, W., Oh, S. and Hwang, W., 2020, “Application of Magnetic Resonance Thermometry (MRT) on Fully Developed Turbulent Pipe Flow using 3T and 7T MRI”, *Journal of The Korean Society of Visualization*, vol.18(1), pp. 26-37.
 - 20) Benson, M. J., Banko, A. J., Elkins, C. J., An, D.-G., Song, S., Bruscheckski, M., Grundmann, S., Bandopadhyay, T., Roca, L. V., Sutton, B., Han, K., Hwang, W. and Eaton, J. K., 2023, “MRV challenge 2: phase locked turbulent measurements in a roughness array”, *Experiments in Fluids*, vol.64(2), pp. 28.
 - 21) Kwon, M., Park, S. and Huh, H., 2023, “4D flow MRI based flow visualization and quantification of bicuspid valvular flow using ex-vivo porcine model”, *Journal of The Korean Society of Visualization*, vol.21(1), pp. 12-17.
 - 22) Ko, S., Lee, J., Song, S., Kim, D., Lee, S. H.

- and Cho, J.-H., 2019, "Patient-specific Hemodynamics of Severe Carotid Artery Stenosis Before and After Endarterectomy Examined by 4D Flow MRI", *Scientific Reports*, vol.9(1), pp. 18554.
- 23) Gresho, P. M. and Sani, R. L., 1987, "On pressure boundary conditions for the incompressible Navier-Stokes equations", *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, vol.7(10), pp. 1111-1145.
- 24) Yang, G.-Z., Kilner, P. J., Wood, N. B., Underwood, S. R. and Firmin, D. N., 1996, "Computation of flow pressure fields from magnetic resonance velocity mapping", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol.36(4), pp. 520-526.
- 25) Ebbers, T., Wigström, L., Bolger, A. F., Engvall, J. and Karlsson, M., 2001, "Estimation of relative cardiovascular pressures using time-resolved three-dimensional phase contrast MRI", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol.45(5), pp. 872-879.
- 26) Krittian, S. B. S., Lamata, P., Michler, C., Nordsletten, D. A., Bock, J., Bradley, C. P., Pitcher, A., Kilner, P. J., Markl, M. and Smith, N. P., 2012, "A finite-element approach to the direct computation of relative cardiovascular pressure from time-resolved MR velocity data", *Medical Image Analysis*, vol.16(5), pp. 1029-1037.
- 27) Donati, F., Figueroa, C. A., Smith, N. P., Lamata, P. and Nordsletten, D. A., 2015, "Non-invasive pressure difference estimation from PC-MRI using the work-energy equation", *Medical Image Analysis*, vol.26(1), pp. 159-172.
- 28) Bertoglio, C., Nuñez, R., Galarce, F., Nordsletten, D. and Osses, A., 2018, "Relative pressure estimation from velocity measurements in blood flows: State-of-the-art and new approaches", *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol.34(2), pp. e2925.
- 29) Marlevi, D., Ruijsink, B., Balmus, M., Dillon-Murphy, D., Fovargue, D., Pushparajah, K., Bertoglio, C., Colarieti-Tosti, M., Larsson, M., Lamata, P., Figueroa, C. A., Razavi, R. and Nordsletten, D. A., 2019, "Estimation of Cardiovascular Relative Pressure Using Virtual Work-Energy", *Scientific Reports*, vol.9(1), pp. 1375.
- 30) Liu, X. and Katz, J., 2006, "Instantaneous pressure and material acceleration measurements using a four-exposure PIV system", *Experiments in Fluids*, vol.41(2), pp. 227-240.
- 31) Lee, C. J., Cho, G. R., Kim, U. K., Kim, D. H. and Doh, D. H., 2016, "Evaluations on a Pressure-Field Calculation Method using PIV Synthetic Image", *Journal of The Korean Society of Visualization*, vol.14(2), pp. 46-51.
- 32) Wang, C., Gao, Q., Wang, H., Wei, R., Li, T. and Wang, J., 2016, "Divergence-free smoothing for volumetric PIV data", *Experiments in Fluids*, vol.57(1), pp. 15.
- 33) Schiavazzi, D. E., Nemes, A., Schmitter, S. and Coletti, F., 2017, "The effect of velocity filtering in pressure estimation", *Experiments in Fluids*, vol.58(5), pp. 50.
- 34) Womersley, J. R., 1955, "Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known", *J Physiol*, vol.127(3), pp. 553-563.
- 35) Ponzini, R., Vergara, C., Rizzo, G., Veneziani, A., Roghi, A., Vanzulli, A., Parodi, O. and Redaelli, A., 2010, "Womersley Number-Based Estimates of Blood Flow Rate in Doppler Analysis: In Vivo Validation by Means of Phase-Contrast MRI", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.57(7), pp. 1807-1815.