

시뮬레이션 복부 대동맥의 양방향 FSI 유속과 인체 4D flow MRI 유속의 상관계수, 급내상관계수 비교

안해남¹ · 김정훈² · 박지은³ · 최현우³ · 이종민^{4*}

¹경북대학교대학원 의용생체공학과, ²경북대학교병원 생명의학연구원, ³경북대학교 비선형 동역학 연구소, ⁴경북대학교 의학전문대학원 영상의학교실

Comparison of Correlation Coefficients and Intraclass Correlation Coefficients Between Two-way FSI Flow Velocity of Simulated Abdominal Aorta and Human 4D Flow MRI Flow Velocity

Hae Nam Ahn¹, Jung Hun Kim², Ji eun Park³, Hyeun Woo Choi³ and Jong Min Lee^{4*}

¹Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University

²Bio-Medical Research institute, Kyungpook National University Hospital

³Molecular Hemodynamic & Computational Laboratory, Kyungpook National University

⁴Department of Radiology, School of Medicine, Kyungpook National University

(Manuscript received 4 June 2021 ; revised 5 July 2021 ; accepted 6 July 2021)

Abstract: In order to predict and prevent the disease of the abdominal aorta, which is the largest artery in the human body and the most common aneurysm, the normal arterial blood flow operation should be considered. To this end, we are trying to solve problems that may arise in the future by executing FSI based on the data obtained from 4D flow MRI. However, to match the similarity between the 4D flow MRI flow and the FSI flow, correlation was used in previous papers, but the correlation did not show the degree of agreement. Therefore, in this paper, we analyzed the correlation between the 4D flow MRI flow velocity of the human abdominal aorta and the two-way FSI flow velocity in which the three physical properties used for the aortic FSI were added to the CT abdominal aorta 3D model and the interclass correlation coefficient. As a result, the physical property M2 showed the highest similarity in correlation and intraclass correlation coefficient, and this property is intended to be helpful in the future study of the abdominal aortic two-way FSI flow rate.

Key words: Abdominal aorta, Two-way FSI, Correlation coefficient, Intraclass correlation coefficient

1. 서 론

심혈관계의 주요 기능은 몸 전체에 영양분과 노폐물을 운반하는 것으로 이런 임무를 수행하는 혈관은 세 가지 주요 유형이 있다. 심장에서 혈액을 멀리 옮기는 동맥, 혈액과 조직 사이에 물과 화학 물질을 교환할 수 있는 모세혈관, 그리고 모세혈관의 혈액을 심장으로 운반하는 정맥이 있다. 그 중

동맥혈류의 중요한 특징은 심장의 좌심실에서 간헐적으로 혈액을 전신에 배출하기 위해 박동성 흐름을 띠는 것이다. 이런 동맥혈류는 층류로 간주되나 협착증의 발달, 동맥벽의 경화 등이 난류를 유발 다양한 장기의 오작동을 초래한다. 따라서 혈류에 대한 자세한 지식은 동맥 질환을 감지하는 데 있어 기본적인 핵심 개념이다[1].

복부 대동맥은 인체에서 가장 큰 동맥으로, 모든 복부, 골반 장기, 다리에 산소와 피를 제공하는 역할을 하는 동맥으로 가장 흔히 동맥류가 발생하는 곳으로 알려져 있다. 복부 대동맥류(Abdominal Aortic Aneurysm, AAA)는 무증상으로 발생, 일반적으로 정상인의 대동맥 직경의 50% 또는 3 cm

*Corresponding Author : Jong Min Lee
(700-721) 50, San-Duk 2 Ga, Jung-gu, Daegu, Republic of Korea
Tel: +82-53-420-5472
E-mail: jonglee@knu.ac.kr

이상으로 증가하거나 증상이 있는 경우에 복부 대동맥류로 판정되며 파열된 복부 대동맥류의 경우 인체에 문제를 일으킬 수도 있다. 이에 문제가 일어날 수 있는 부위와 위치를 예측하고자 정상상태의 동맥 혈류 동작도 고려하여야 한다[2-4].

복부 대동맥 혈류를 평가하는 가장 널리 사용되는 방법으로 도플러 초음파(Doppler ultrasound)가 있다. 그러나 도플러 초음파는 각도에 따라 혈액이 서로 다른 방향으로 흐르는 것처럼 보여주고 분기 영역 혈류 영상의 경우 복잡하게 보여 준다[5]. 이런 사항을 극복한 장비로서 4D flow MRI가 있다. 4D flow MRI는 전체적인 심혈관계의 측정이 가능, 차후 원하는 혈관, 각도에서의 혈류에 유속 및 혈류의 양을 후향적으로 분석 가능하다[6]. 또한 2D 이미지인 CT와 MRI로 구축한 환자별 3D 모델을 이용하여 쉽게 측정할 수 없는 요소와 질병의 시작, 진행 진단 또는 치료에 관련된 요소인 물리적 현상의 연구에 사용되는 전산유체역학(CFD)과 유한요소분석(FEA)를 결합한 FSI(Fluid-Structure interaction)도 있다[7].

4D flow MRI의 경우 현재의 상태만 확인할 수 있을 뿐 차후 발생한 장애에 대해서는 알 수 없고 FSI의 경우 측정하고자 하는 부위가 실제 인체 내에서의 거동과 다를 수 있다는 단점을 가지고 있다. 이를 극복하고자 4D flow MRI에서 얻어낸 데이터를 FSI에 적용하여 신체 내 움직임과 유사하게 만들고 추후에 발생할 수 있는 문제에 대해 알아내고자 하는 연구가 지속적으로 진행되고 있다[8,9]. 이때 대부분 실제 유동과 전산적으로 계산된 유동의 유사성을 확인하기 위해 주로 상관분석을 사용한다[10,11]. 상관계수가 0 이 나왔다고 하여 상관관계가 없는 것이 아닌 단지 두 변수 간 선형관계가 없다는 것이고 상관계수가 높다고 하여 두 측정치 간의 일치도가 높다는 것도 아니다[12].

이러한 상관관계의 문제점으로 인해 본 논문에서는 신뢰도 계수라고도 불리고 반복성과 재현성을 평가 하는데 흔히 사용되며, 상관계수보다 더 좋은 지표로 여겨지는 급내상관계수[13]를 사용하여 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 유속과 인체 4D flow MRI 유속을 분석하였고, 더불어 상관관계와도 종합 분석하였다. 이를 기반으로 차후 정상 복부 대동맥 양방향 FSI 유속 연구에 적합한 물성을 제시하고자 한다.

II. 연구 방법

인체 복부 대동맥을 4D flow MRI로 촬영을 하고 얻어낸 데이터에서 유속을 획득, 인체 복부 대동맥을 CT 촬영하고 이를 바탕으로 시뮬레이션 복부 대동맥 3차원 모델을 획득, COMSOL에 획득한 3차원 모델을 삽입하여 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 유속을 획득하였고 이전에 얻은 복부 대동맥 4D flow MRI 유속과 상관관계 및 급내상관계수를 하여 분석한 연구 방법을 간략하게 그림 1로 표현하였다.

1. 인체 복부대동맥 4D flow MRI

실제 복부 대동맥에 흐르는 혈류 유속을 획득하기 4D flow MRI(GE healthcare, SIGNA Architect)에 표 1의 요소를 삽입하여 혈관 질환 경력이 없는 건강한 26세 남자 복부 대동맥을 촬영하였다. 획득된 복부 대동맥 4D flow MRI는 총 20개의 시간 단계를 보유하고 있다.

단계 간의 시간 간격은 52 msec, 51 msec가 있으며 이는 복부 대동맥을 측정환자에게서 얻어낸 심박수 58 bpm을 이용하였기 때문이다. 심박수 58 bpm을 이용하여 1초를 52 msec로 나누었을 때 20개로 획득되는 것이 아닌 19개로 획득

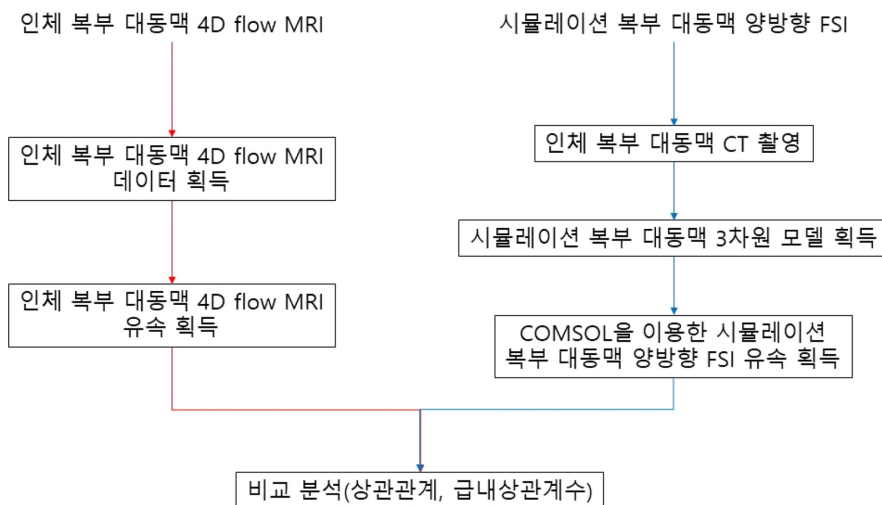


그림 1. 인체 복부 대동맥 4D flow MRI, 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 그림

Fig 1. Human abdominal aorta 4D flow MRI, simulated abdominal aorta two-way FSI illustration

표 1. 4D flow MRI 매개변수

Table 1. 4D flow MRI parameter

4D flow MRI parameter	
MRI Machine	GE healthcare, SIGNA Architect
TR (ms)	4.4
TE (ms)	2.4
Flip angle (degree)	8
FOV (mm)	300
Venc (cm/s)	200
Slice thickness (mm)	3
View per cardiac phase	20
Temporal resolution	63
Image matrix size	256 × 256 × 188
Voxel size (mm)	1.1719 × 1.1719 × 1.5
VENC (mc/s)	200

특이 되며 이를 4D flow MRI 기기 자체에서 보정하고자 51 msec 포함하게 되었다.

얻어낸 4D flow MRI 데이터에서 혈류 유속을 추출하기 위해 4D flow MRI 이미지분석이 가능한 Arterys software (San Francisco, CA)를 사용하였다. 복부 대동맥 4D flow MRI의 측면 Magnitude image를 기준으로 하여 복부 대동맥을 segmentation 하였고 신장 동맥과 복부 대동맥이 모두 드러나는 관상면 이미지를 기반으로 12개의 level로 나누어 혈류 유량(ml/sec)를 획득하였다. 이를 간략하게 그림 2로써 표현하였다.

2. 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI

양방향 FSI에 사용할 복부 대동맥 3차원 모델 제작을 위해 표 2의 요소를 삽입하여 혈관질환 병력이 없는 건강한 26세 남성의 복부 대동맥 CT(SIEMENS, SOMATOM Force)촬영을 하였다.

획득한 복부 대동맥 CT 영상을 3차원 의료 영상 처리 프로그램인 Mimics software(Materialise, Belgium)에 삽입하여 복부 대동맥 내강을 segmentation 하였다.

Mimics software에서 얻어낸 복부 대동맥 내강을 STL 편집 프로그램인 3-matics software(Materialise, Belgium)에 삽입하여 1.6 mm[14-16] 두께의 복부 대동맥 벽을 생성하였다. 이때 양방향 FSI 수행 시 갑작스럽게 입구 부분에서 유체가 들어가는 것을 막기 위해 3-matics software에서 입구를 3 cm 연장하였고 또한 출구도 갑작스럽게 유체가 나가는 것을 막기 위해 3 cm 연장하였다. 위와 과정들을 그림 3으로 간략하게 표현하였다.

형상, 물성치 및 명시된 물리 현상을 묘사하는 물리적 설정부터 정확하고 신뢰할 수 있는 결과를 도출하기 위한 해

표 2. CT 매개변수

Table 2. CT parameter

CT parameter	
CT Machine	SIEMENS, SOMATOM Force
Rows (mm)	512
Columns (mm)	512
Pixel Spacing (mm)	0.759765625*0.759765625
Slice thickness (mm)	2

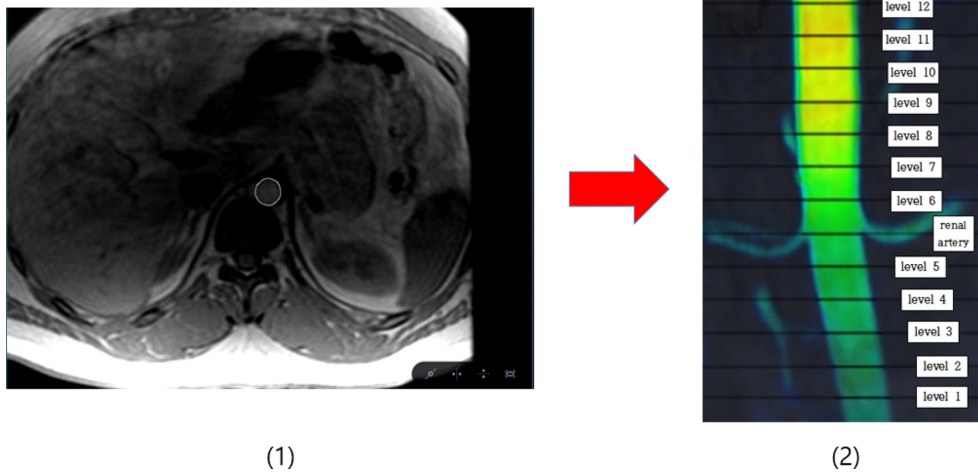


그림 2. 4D flow MRI 상의 유속 측정 과정: (1) 측면에서의 복부 대동맥 4D flow MRI magnitude image segmentation, (2) 관상면에서의 복부 대동맥 level 분할

Fig. 2. Flow rate measurement process on 4D flow MRI: (1) Abdominal aorta 4D flow MRI magnitude image segmentation in the axial plane, (2) Abdominal aorta level division in the coronal plane

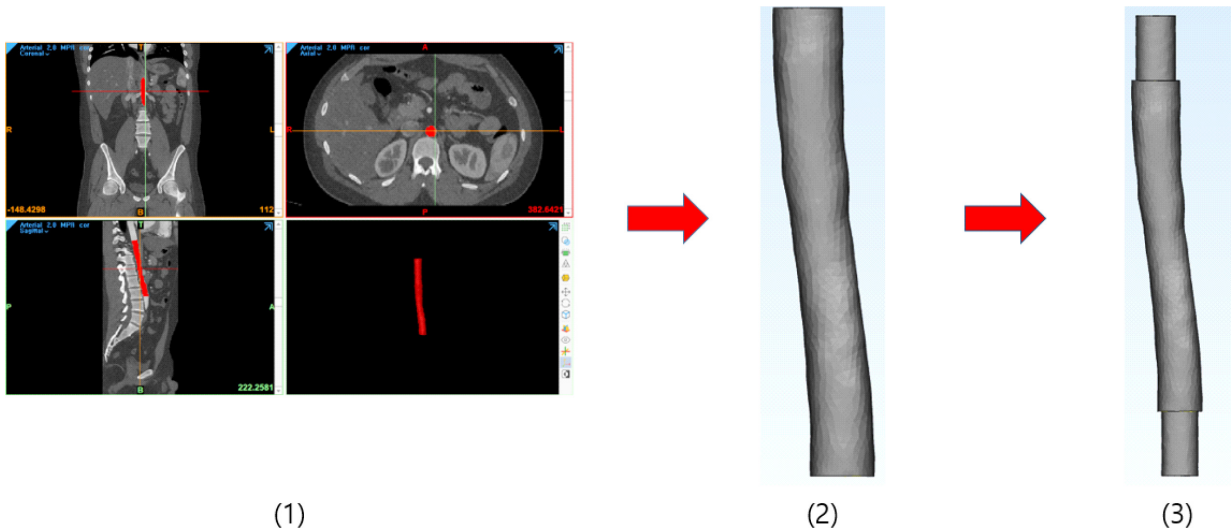


그림 3. CT이미지를 이용한 복부 대동맥 3D 모델 제작 과정: (1) Mimics software 상에서 CT 이미지를 이용한 복부 대동맥 segmentation, (2) 3-matics software를 이용한 복부 대동맥 두께 제작, (3) 3-matics software를 이용한 입구, 출구 3cm 추가구조물 제작
 Fig. 3. Abdominal aorta 3D model production process using CT image: (1) Abdominal aorta segmentation using CT images on Mimics software, (2) Abdominal aorta thickness fabrication using 3-matics software, (3) Manufacture of inlet and outlet 3cm additional structures using 3-matics software

146

석 및 후처리 과정까지 모델링 작업흐름에 대한 모든 단계를 포함하는 시뮬레이션 플랫폼 인 COMSOL Multiphysics에 생성한 복부 대동맥 3차원 모델을 삽입하여 양방향 FSI를 실행하였다. 사용된 혈액 유체는 표 3과 같이 구성되었고 혈류 유속은 4D flow MRI에서 얻어낸 박동성 유동을 삽입하였다.

또한 표 4과 같이 밀도와 영률, 포아송 비가 다른 3가지 물성을 혈관 벽에 적용하였는데 3가지 모두 대동맥 양방향 FSI에 사용된 물성이다. 등방성체의 탄성정수인 영률, 포아송 비, 체적 탄성률, 라메 정수, 강성율, 압축률 중 어느 것이든 독립적인 것 두 개가 정되면 그 외의 다른 인자들은

계산에 의해 확정이 된다[17]. 그렇기에 각기 다른 혈관벽 재료로써 양방향 FSI를 수행하였고 복부 대동맥 수축기 레이놀즈 수가 6000을 넘기 때문에 난류가 형성되고 이를 고려하여 난류 모델로 설정하였다.

복부 대동맥 양방향 FSI 에서의 혈류 유속 측정의 경우 갑작스럽게 유체가 들어오는 0~1초의 시간대는 제외, 1~2초 시간대에서 측정하였고 시간 간격의 경우 4D flow MRI의 시간 간격과 동일한 시간 간격을 구축하여 측정하였다. 또한 Arterys software에서의 복부 대동맥 혈류 유속 측정 위치와 동일한 위치에서 양방향 FSI 혈류 유속을 얻어내었다.

III. 연구 결과

1. 인체 복부 대동맥 4D flow MRI 유속과 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 유속 상관관계

복부 대동맥 4D flow MRI 유속과 기존 연구 논문에서 대동맥 양방향 FSI 의 물성으로 사용되어 현재 시뮬레이션

표 3. Comsol 안에서의 혈액 유체 매개변수
 Table 3. Blood fluid parameters in comsol

COMSOL Blood	
Viscosity [Pa*s]	0.0035
Density [kg/m ³]	1055

표 4. 물성 M1, 물성 M2, 물성 M3의 물성
 Table 4. Physical properties of Properites M1, Properites M2, Properites M3

	Properites M1 [17]	Properites M2 [18]	Properites M3 [19]
Density (kg/m ³)	1120	1200	1000
Young' Moduls (MPa)	1.08	0.8	1.7
Bulk Modulus (N/m ²)	1.8 × 10 ⁷	1.3333 × 10 ⁷	5666700 × 10 ⁶
Shear Modulus (N/m ²)	3.6242 × 10 ⁵	268460 × 10 ⁵	586210 × 10 ⁵
Possion's ratio	0.49	0.49	0.45

복부 대동맥 양방향 FSI 적합한 물성이 사용되었다.

밀도가 1120 kg/m^3 , 영률이 1.08 MPa , 체적 계수는 $1.8 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, 전단 계수는 $3.6242 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 포아송 비가 0.49인 유한요소로 얻어낸 M1 물성[18]과 밀도가 1200 kg/m^3 , 영률이 0.8 MPa , 체적 계수는 $1.3333 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, 전단 계수는 $2.6846 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 포아송 비가 0.49인 문헌을 참고하여 얻어낸 물성 M2[19], 밀도가 1000 kg/m^3 , 영률이 1.7 MPa , 체적 계수는 $5.6667 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, 전단 계수는 $5.8621 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 포아송 비가 0.45인 MRI를 이용해 얻어낸 물성 M3[20] 세가지 물성을 가진 재료(M1, M2, M3)를 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI에 적용하였다.

시뮬레이션 양방향 복부 대동맥 양방향 FSI 유속을 각각 동일한 level에서 복부 대동맥 4D flow MRI에 20개의 시간 단계에서 나온 유속과 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI에 20개의 시간 단계에서 나온 유속과 상관관계 분석 결과 표 5와 같이 12개 level 상관 계수 평균이 물성 M1은 0.95936 이 나왔고, 물성 M2는 0.95931, 물성 M3는 0.95925가 나오게 되었다. 유효숫자를 5개로 지정한 것은 각 상관계수 평균 차이가 소수점 5자리부터 시작되기 때문이다.

T-test 결과 세 가지 물성 모두 대체로 p-value가 유의수준 0.05이하로 유의미한 결과를 나타내었다. 하지만 물성 M1의 경우 level 10, 물성 M2, 물성 M3의 경우 level 10,8이 p-value가 0.05이상 이 나타났다. 또한 level 12에서 level 7까지는 상관계수가 0.98정도로 나왔으나 level 6에서 level 1까지 상관계수가 0.96에서 0.89까지 낮아지는 모습을 보여주고 있다.

2. 인체 복부 대동맥 4D flow MRI 유속과 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 유속 급내상관계수

복부 대동맥 4D flow MRI 유속과 기존 연구 논문에서

대동맥 양방향 FSI 의 물성으로 사용되어 현재 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 적합한 물성이 사용되었다.

밀도가 1120 kg/m^3 , 영률이 1.08 MPa , 체적 계수는 $1.8 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, 전단 계수는 $3.6242 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 포아송 비가 0.49인 유한요소로 얻어낸 M1 물성[18]과 밀도가 1200 kg/m^3 , 영률이 0.8 MPa , 체적 계수는 $1.3333 \times 10^7 \text{ N/m}^2$, 전단 계수는 $2.6846 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 포아송 비가 0.49인 문헌을 참고하여 얻어낸 물성 M2[19], 밀도가 1000 kg/m^3 , 영률이 1.7 MPa , 체적 계수는 $5.6667 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, 전단 계수는 $5.8621 \times 10^5 \text{ N/m}^2$, 포아송 비가 0.45인 MRI를 이용해 얻어낸 물성 M3[20] 세가지 물성을 가진 재료(M1, M2, M3)를 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI에 적용하였다.

시뮬레이션 양방향 복부 대동맥 양방향 FSI 유속을 각각 동일한 level에서 복부 대동맥 4D flow MRI에 20개의 시간 단계에서 나온 유속과 시뮬레이션 복부 대동맥 양방향 FSI에 20개의 시간 단계에서 나온 유속과 급내상관계수 분석 결과 표 6과 같이 물성 M1은 0.94517이 나왔고, 물성 M2는 0.94538, 물성 M3는 0.94533이 나오게 되었다. 유효숫자를 5개로 지정한 것은 각 물성 급내상관계수 평균 차이가 소수점 5자리부터 시작되기 때문이다.

T-test 결과 세 가지 물성 모두 p-value가 유의수준 0.05 이하로 유의미한 결과를 나타내었다. 또한 level 12에서 level 7까지 0.98 정도의 급내상관계수가 나왔으나 level 6을 기점으로 급내상관계수가 0.91로 낮아지고 이후 level 1까지 0.91이하의 급내상관계수를 보여주고 있다.

3. 상관관계 계수와 급내상관계수 비교

상관관계 계수의 경우 물성 M1이 가장 높은 상관관계 계수를 가졌고 다음 순서로 물성 M2, 물성 M3순으로 높았다.

표 5. 4D flow MRI 유속과 양방향 FSI 유속 상관관계

Table 5. 4D flow MRI flow rate and bidirectional FSI flow rate correlation

	Properites M1	Properites M2	Properites M3
level 12	0.99677	0.99677	0.99679
level 11	0.99454	0.99453	0.99456
level 10	0.99456	0.99451	0.99451
level 9	0.99752	0.99750	0.99750
level 8	0.99585	0.99579	0.99577
level 7	0.98990	0.98981	0.98976
level 6	0.96793	0.96784	0.96776
level 5	0.94044	0.94044	0.94035
level 4	0.93439	0.93432	0.93421
level 3	0.91410	0.91403	0.91388
level 2	0.90005	0.90004	0.89989
level 1	0.88623	0.88620	0.88605
Average	0.95936	0.95931	0.95925

표 6. 4D flow MRI 유속과 양방향 FSI 유속 급내상관관계수
Table 6. 4D flow MRI flow rate and two way FSI flow rate interclass correlation coefficient

	Properites M1	Properites M2	ProperitesM3
level 12	0.99672	0.99677	0.99678
level 11	0.99166	0.99173	0.99176
level 10	0.99164	0.99608	0.99608
level 9	0.98773	0.98762	0.98760
level 8	0.98636	0.98622	0.98619
level 7	0.96455	0.96433	0.96428
level 6	0.91832	0.91802	0.91795
level 5	0.90256	0.90231	0.90223
level 4	0.91042	0.91016	0.91007
level 3	0.92253	0.92230	0.92220
level 2	0.90137	0.90115	0.90104
level 1	0.86821	0.86793	0.86782
Average	0.94517	0.94538	0.94533

반면 급내상관관계수의 경우 물성 M2가 가장 높은 급내상관계수를 가졌고 이후 물성 M3, 물성 M2 순으로 전개되었다. 상관관계 계수와 급내상관계수를 종합해본 결과 물성 M2를 사용하여 만든 시물레이션 복부 대동맥 FSI가 인체 복부 대동맥 4D flow MRI 유속과 가장 유사성을 보였고 이후 물성 M1이 세가지 물성 재료들중 두 번째로 유사함을 보였으며 물성 M3가 가장 낮은 일치도를 보였다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구는 기존 연구 논문에서 실제 유동과 전산적으로 계산된 유동 사이에 유사성을 알아내기 위해 사용되는 상관관계 분석의 문제점을 보완하기 위해 급내상관관계수 함께 분석해보고자 하였다.

그 결과 상관관계와 급내상관관계수의 경우 동일하게 level 6을 기점으로 계수가 떨어지는 것을 확인할 수 있는데 이는 인체 복부 대동맥 4D flow MRI에서 level 6과 level 5 사이의 신장동맥으로 혈액이 유출됨에 따라 level 12~6의 각각 평균 순 유량과 level 5~1의 각각 평균 순 유량 차이가 많이 나기 때문이다.

하지만 상관관계와 급내상관관계수 둘 다 0.8~0.9의 준수한 계수를 나타내었는데 상관관계의 경우 물성 M1이 가장 높은 상관 계수를 나타내었고 급내상관관계수의 경우 물성 M2가 가장 높은 급내상관계수를 나타내었다.

그렇지만 M1의 경우 상관관계수에서 1순위로 높은 상관계수, 급내상관관계수에서는 3순위로 높은 급내상관관계수이고,

M2는 상관관계수에서는 2순위, 급내상관관계수에서는 1순위로 고, 마지막으로 M3는 상관관계수에서 3순위, 급내상관관계수에서는 2순위로 나타났다. 이에 종합적으로 보았을 때 물성 M2가 상관관계수와 급내상관관계수의 순위가 높게 나타나서 실제 복부 대동맥을 촬영한 4D flow MRI 유속과 가장 유사하다고 볼 수 있다.

이 연구 결과를 바탕으로 하여 차후 인체 복부 대동맥에서 유속으로 인한 질병이 발생했을 때 질병의 경과, 상태, 혹은 해결 및 정상상태 인체 복부 대동맥에서 유속으로 인해 발생할 수 있는 병변에 대해 예방을 하고자 한다.

본 논문은 인체 복부 대동맥을 기준으로 상관관계의 결과와 급내상관관계수의 결과를 종합하여 시물레이션 복부 대동맥의 물성을 제시하였다. 제시한 물성에 대해 일반화는 할 수 없으나 기존 논문들에서는 시물레이션 복부 대동맥 양방향 FSI의 물성 선택에 대해 제시된 바가 없으며 다양한 물성으로 시물레이션 복부 대동맥 양방향 FSI를 수행하기 위해서는 시간과 비용이 많이 요구되기에 본 논문에 대한 필요성을 제시하는 바이다.

앞으로의 연구는 다수의 인체 복부 대동맥 4D flow MRI와 시물레이션 복부 대동맥 양방향 FSI 유속의 상관관계와 급내상관계수를 분석해 복부 대동맥 FSI 유속에 연구에 적합한 물성을 사용하여 인체 복부 대동맥에 발생할 수 있는 질병 발생 경위 및 예방을 위한 연구를 할 수 있기를 바란다.

References

- [1] THOMAS, Blessy; SUMAM, K. S. Blood flow in human arterial system-A review. *Procedia Technology*, 2016;24: 339-346.
- [2] DEOGHARE, Ashish B., et al. Modelling of Human Abdominal Artery for Blood flow Analysis. *Materials Today: Proceedings*, 2018;5.5:12877-12885.
- [3] 이종영; 이승환. 복부 대동맥확장증의 치료 지침 및 정기적인 검사. *대한내과학회지*, 2015;89.4:398-403.
- [4] 이종원, et al. 복부대동맥류 형상 및 연령에 따른 동맥 벽 응력 특성 및 파열 위험성 평가. *한국전산구조공학회 논문집*, 2020;33.3:179-186.
- [5] VOORNEVELD, Jason, et al. High-frame-rate contrast-enhanced ultrasound for velocimetry in the human abdominal aorta. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 2018;65.12:2245-2254.
- [6] 하호진, et al. 4D Flow MRI 를 활용한 혈류역학적 인자의 측정법. *Journal of the Korean Society of Radiology*, 2019; 80.2:239-258.
- [7] HIRSCHHORN, Matthew, et al. Fluid-structure interaction modeling in cardiovascular medicine-A systematic review 2017-2019. *Medical engineering & physics*, 2020;78:1-13.
- [8] SAITTA, Simone, et al. Evaluation of 4D flow MRI-based non-invasive pressure assessment in aortic coarctations. *Journal of biomechanics*, 2019;94:13-21.
- [9] PEWOWARUK, Ryan; ROLDÁN-ALZATE, Alejandro. 4D

- flow MRI estimation of boundary conditions for patient specific cardiovascular simulation. *Annals of biomedical engineering*, 2019;47.8:1786-1798.
- [10] PUISEUX, Thomas, et al. Reconciling PC-MRI and CFD: an in-vitro study. *NMR in Biomedicine*, 2019;32.5:e4063.
- [11] ZBICINSKI, Ireneusz; VESHKINA, Natalia; STEFAŃCZYK, Ludomir. 4D model of hemodynamics in the abdominal aorta. *Bio-medical materials and engineering*, 2015;26.s1:S257-S264.
- [12] 박선일; 오태호. 상관성과 단순선형회귀분석. *한국임상수의학회지*, 2010;27.4:427-434.
- [13] BERTHOD, Pierre Emmanuel, et al. CT analysis of the aorta in giant-cell arteritis: a case-control study. *European radiology*, 2018;28.9:3676-3684.
- [14] 공경애. 검사법 평가: 검사법 비교와 신뢰도 평가. *Ewha Medical Journal*, 2017;40.1:9-16.
- [15] MENSEL, Birger, et al. Mean thoracic aortic wall thickness determination by cine MRI with steady-state free precession: validation with dark blood imaging. *Academic radiology*, 2013;20.8:1004-1008.
- [16] ROTZINGER, David C., et al. “Dark-blood” dual-energy computed tomography angiography for thoracic aortic wall imaging. *European radiology*, 2020;30.1:425-431.
- [17] 김종일, 김창교, 이명의, 재료물성 및 분석, GS인터비전, 2009, 서울
- [18] WANG, Xiaohong; LI, Xiaoyang. Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors. *Computers in biology and medicine*, 2011;41.9:812-821.
- [19] BÄUMLER, Kathrin, et al. Fluid–structure interaction simulations of patient-specific aortic dissection. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 2020;19.5:1607-1628.
- [20] NEIDLIN, Michael, et al. Investigation of hemodynamics during cardiopulmonary bypass: a multiscale multiphysics fluid–structure-interaction study. *Medical engineering & physics*, 2016;38.4:380-390.