

〈Original article〉

Fabrication of an Internal Carotid Artery Siphon-Tissue Mimicking Phantom Using 3D Printing

Sang-Jin Lee¹⁾·Ji-Min Song¹⁾·Won-Bin Choi¹⁾·Sol-Yi Hwang¹⁾·Seong-Jun Hong¹⁾·
Chan-Sol Park²⁾·Chang-Ki Kang^{1,2)}

¹⁾Department of Radiological Science, College of Medical Science, Gachon University

²⁾Institute for Human Health and Science Convergence, Gachon University

Abstract The internal carotid artery comprises seven anatomical segments, with the internal carotid artery siphon (ICAS) exhibiting the greatest curvature. This complex geometry increases the risk of cerebrovascular diseases, including aneurysm formation, by inducing flow turbulence and elevated shear stress, and also limits the accuracy of magnetic resonance angiography (MRA) and Doppler ultrasound. Additionally, high inter-individual anatomical variability limits reproducible validation of ICAS structure and hemodynamics. This study aimed to fabricate a reproducible ICAS phantom using medical imaging-based three-dimensional printing and to systematically evaluate its structural and hemodynamic characteristics using layered tissue mimicking materials (TMM). A 1-mm-thick elastic resin phantom was constructed from time-of-flight MRA data of a healthy adult. Soft tissue, fat, and mixed TMM layers were applied sequentially. Flow velocities were measured at key locations using Doppler ultrasound under pulsatile flow generated by a pulsatile pump with a starch-based blood-mimicking fluid. Across all phantom configurations, flow velocity decreased at the first bend relative to the inlet, increased at the second bend, and decreased again at the outlet. This pattern reflects known ICAS hemodynamics, where sharp curvature and non-planar geometry are known to generate localized low- and high-velocity regions and flow disturbances. In addition, differences in measured flow velocity were observed depending on the TMM type, which may be attributed to Doppler signal errors caused by differences in the acoustic properties of each TMM. The ICAS phantom fabricated in this study reliably reproduced the structural and hemodynamic characteristics of ICAS and is expected to serve as a useful platform for imaging studies of complex vascular structures, personalized vascular modeling, and applications in imaging system performance evaluation, preventive medicine, and education.

Key Words : Internal Carotid Artery Siphon, Tissue Mimicking Material, 3-Dimensional Printing, Flow Phantom, Diagnostic Ultrasound

I. 서론

뇌혈관인 내경동맥(Internal Carotid Artery; ICA)은 해부학적으로 7개의 구간(C1-C7)으로 구분되며, 이 중 C4에서

C6에 해당하는 내경동맥 사이펀(Internal Carotid Artery Siphon; ICAS)은 가장 급격한 곡률을 보이는 부위이다[1,2]. ICAS의 급격한 곡률은 혈류 난류를 유도하고, 전단응력의 증가로 인해 혈관 벽의 국소적 확장과 손상을 초래하여 동맥류를

Corresponding author: Chan-Sol Park, Institute of Human Convergence Health Science, Gachon University, 191, Hambakmoe-ro, Yeonsu-gu, Incheon-si, 21936, Republic of Korea, / Tel: +82-32-820-4765 / E-mail: cs11111kr@gachon.ac.kr
Chang-Ki Kang, Department of Radiological Science, Gachon University, 191, Hambakmoe-ro, Yeonsu-gu, Incheon-si, 21936, Republic of Korea, / Tel: +82-32-820-4110 / E-mail: ckkang@gachon.ac.kr

Received 19 February 2026; Revised 6 March 2026; Accepted 9 March 2026

Copyright ©2026 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

포함한 뇌혈관질환 발생 위험을 증가시키는 것으로 알려져 있다[3,4]. 특히, 동맥류는 지주막하 출혈과 같은 치명적인 합병증으로 이어질 수 있어, ICAS 영역에 대한 구조적 및 혈류역학적 특성의 정확한 이해는 임상적으로 매우 중요하다[5,6]. 뇌혈관질환의 진단은 주로 방사선 영상 장비를 이용하여 이루어지며, 비침습적이고 방사선 파폭이 없는 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)과 진단용 초음파가 대표적으로 활용되고 있다[7,8]. 그중 Time-of-Flight 자기공명혈관조영술(TOF Magnetic Resonance Angiography; TOF-MRA)은 혈액 유입 효과를 기반으로 유동 혈액과 정적 조직 간의 포화 차이를 이용하여 고해상도의 혈관 영상을 제공한다[9]. 또한, 경두개 도플러 초음파(Transcranial Doppler Ultrasound; TCD)는 펄스 도플러 기법을 이용하여 두개골을 통해 혈류 속도, 맥동지수, 저항지수 및 스펙트럼 파형을 측정함으로써 뇌혈류의 기능적 상태를 평가하는 데 활용된다[10]. 그러나 ICAS와 같이 기하학적으로 복잡한 구조를 가지는 혈관은 TOF-MRA에서 양성자의 위상 일관성 손실을 가속하여 신호 감쇠를 유발하며, 이로 인해 혈류 흐름의 정확한 시각화에 제한이 발생한다[7,11]. 특히, ICAS에서 발생하는 동맥류는 발생 부위에 대한 구조적 정보는 확인할 수 있으나, 해당 영역에서 저신호와 고신호가 혼재되어 혈류 패턴 분석에 한계가 있다[12]. 이러한 현상은 난류에 의한 위상 분산 효과로 인해 더욱 심화되며, 결과적으로 ICAS의 해부학적 구조와 혈류역학적 특성을 동시에 반영한 영상 획득이 어렵다는 문제가 있다[11].

한편, TCD 역시 두개골 두께의 개인차로 인해 측정이 제한될 수 있으며, 초음파 빔의 입사각과 혈관 방향 간의 불일치, 조직 및 혈관 벽 통과 과정에서 발생하는 굴절과 감쇠로 인해 도플러 신호의 왜곡이 발생할 수 있다[13,14]. 이러한 요인들은 ICAS 영역에서 정확한 유속 측정과 혈류 특성 평가를 어렵게 하는 주요 원인으로 작용한다. 이와 같이 ICAS의 구조적 및 혈류역학적 특성은 기존 영상 기법을 통한 정밀한 평가에 한계를 가지며, 개인 간 해부학적 변이가 크다는 점에서 체계적인 실험 연구에도 제약이 따른다. 이러한 한계를 극복하기 위한 방법으로 의료 영상 기반 3차원(Three-Dimensional; 3D) 모델링 및 프린팅 기술이 주목받고 있다 [15,16]. 3D 모델링을 통해 영상에서 신호가 소실되거나 왜곡된 영역을 보정할 수 있으며, 동맥류나 협착과 같은 병변을 포함한 다양한 혈관 구조를 물리적 모델로 구현할 수 있다[17,18]. 따라서 본 연구에서는 의료 영상을 기반으로 3D 모델링 및 프린팅을 적용하여 ICAS 팬텀을 제작하고, 주변 조직이 도플러 유속 측정에 미치는 영향을 분석하기 위해 연부조직과 지방의 조직 모사 물질(Tissue Mimicking Material; TMM)을 적용한 ICAS 조직 모사 팬텀을 구성하였다. 이를 통해 도플러 초음파를

이용한 ICAS의 구조적 및 혈류역학적 특성에 대한 체계적인 실험적 분석 방법을 제시하고, 향후 복잡한 혈관 구조에 관한 영상 연구 및 의료 영상 기술 발전에 기여하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 내경동맥 사이펀 조직 모사 팬텀 제작

본 연구는 인체 의료 영상을 사용함에 있어 기관생명윤리심의위원회의 승인을 획득한 후 진행하였다(IRB No. GDIRB 2022-185). ICAS 조직 모사 팬텀 제작을 위하여 의료용 디지털 영상 및 통신(Digital Imaging and Communications in Medicine) 형식으로 저장된 혈관 질환이 없는 건강한 성인의 3D TOF-MRA 영상을 사용하였다(Fig. 1-A). 획득된 영상은 3D 모델링 프로그램(3D Slicer ver. 5.0.3, Harvard University, USA)을 이용하여 혈관 신호를 기준으로 관심 영역(Region of Interest)을 설정한 후(Fig. 1-B), 혈관 이외의 조직을 제거하여 뇌혈관 모델을 추출하였다(Fig. 1-C). 이후 해당 모델을 스테레오리소그래피(Stereolithography; STL) 형식으로 변환하였다.

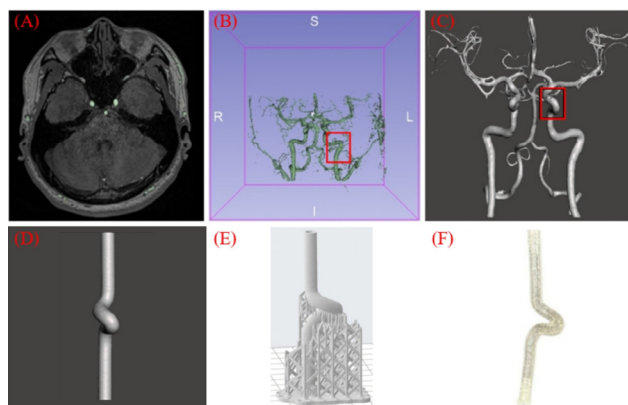


Fig. 1. Fabrication process of the internal carotid artery siphon phantom using medical imaging.

추출된 STL 형식의 뇌혈관 모델은 3D 모델링 프로그램(Meshmixer ver. 3.5, Autodesk, USA)을 이용하여 ICAS 영역을 분리하였다. 영상 신호 소실 및 잡음이 확인된 구간은 혈관의 구조적 연속성을 유지하기 위하여 인접한 단면과 선형 보간을 적용하여 단면 형태를 보정하였고, 이 과정은 기존의 곡률 구조는 유지하며, 인접 단면 간 기하학적 연속성을 재현하는 것을 기준으로 하였다. 이후 혈류 시스템 연결을 위해 입수부와 출수부를 연장하고 혈관 벽을 생성하였다(Fig. 1-D). 혈관 벽

의 두께는 사전 실험을 통하여 선정하였다. 사전 실험은 탄성 레진을 이용하여 가로 100 mm, 세로 100 mm의 패드를 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm 두께로 제작하였으며, 복부의 동일한 위치에서 패드의 유무에 따른 초음파 영상을 획득하였다. 획득한 초음파 영상은 영상 분석 프로그램(ImageJ ver. 1.53, National Institutes of Health, USA)을 이용하여 동일한 관심 영역 5곳의 신호강도를 측정하여 비교하였고, 패드가 없는 상태에 비하여, 두께 1 mm 패드의 신호강도는 약 5 % 감소하였지만, 2-4 mm 두께의 패드는 두께가 증가할수록 신호강도는 감소하였으며, 4 mm 두께에서 약 90 % 이상의 감소율을 보였다. 이에 본 연구에서 팬텀의 구조적 안정성과 초음파 신호 감쇠를 동시에 고려하여 혈관 벽의 두께를 1 mm로 선정하였다. 최종 모델은 광경화성 수지 조형 방식(Stereolithography Apparatus, SLA)의 3D 프린터(Form 3BL, Formlabs, USA)와 탄성 레진(Elastic 50A V1 Resin, Formlabs, USA)을 이용하여 출력하였다(Fig. 1-E, F). 또한, ICAS 혈관 벽 외측에 TMM을 적층하기 위하여 혈관 외측 기준 두께 3 mm 및 6 mm의 공동 구조를 모델링하고, 이에 대응하는 몰드를 추가로 출력하였다. 모든 출력물은 제조사 지침에 따라 이소프로필 알코올로 세척하여 미경화 레진을 제거한 후, 실온에서 약 1시간 건조하고 전용 경화 장비(Form Cure, Formlabs, USA)를 이용하여 60 °C에서 20분간 추가 경화를 수행하였다[19].

2. 조직 모사 물질 제작

혈관 주변 주요 생체 조직인 연부조직과 지방의 음향학적 특성을 재현하기 위하여, 이전 연구들에서 TMM으로 적합성이 검증된 젤라틴과 한천을 선정하였으며, 각각 생체 연부조직 및 지방과 유사한 점탄성 및 감쇠 특성을 갖는 것으로 보고되었다[20-22]. 이를 이용하여 초음파 음속과 감쇠계수가 생체 조직과 유사한 TMM을 제작하였으며, 연부조직 TMM은 생체 연부조직의 평균 음속(1561 m/s)과 감쇠계수(0.54 dB/cm/MHz)에 근접한 특성을 가지도록, 증류수 500 g을 75 °C로 가열한 후 젤라틴 30 g과 한천 9 g을 혼합하여 균질화한 뒤 4 °C에서 24 시간 동안 응고시켜 제작하였다[20,21]. 지방 TMM은 생체 지방의 평균 음속(1478 m/s)과 감쇠계수(0.48 dB/cm/MHz)를 재현하기 위하여, 카라기난 10 g과 증류수 190 g을 혼합한 5 % 용액을 80 °C에서 20분간 가열한 후 상온에서 응고시켜 제작하였다(Fig. 2)[20,22]. 제작된 몰드를 이용하여 탄성 레진 ICAS 팬텀에 연부조직 TMM 3 mm(ICAS_ST)(Fig. 2-A, D), 지방 TMM 3 mm(ICAS_Fat)(Fig. 2-B, E), 연부조직 TMM 3 mm와 지방 TMM 3 mm를 순차적으로 적층한 혼합형 팬텀(ICAS_Mixture)을 각각 제작하였다(Fig. 2-C, F). TMM을

적층하지 않은 팬텀은 ICAS_None으로 정의하였다.

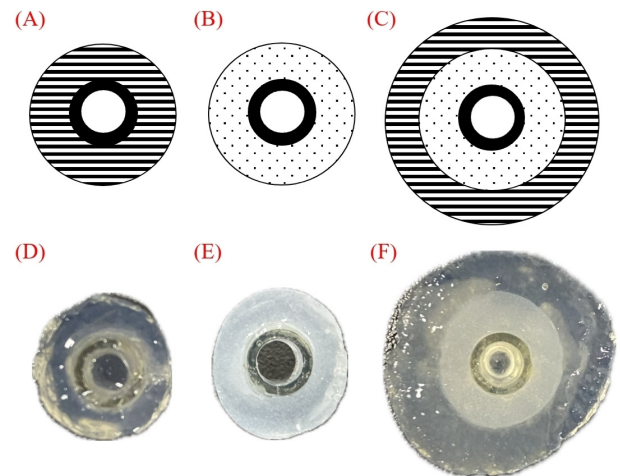


Fig. 2. Cross-sectional views of schematic diagrams(A-C) and phantoms(D-F) with different TMM layer compositions.

(A, D) ICAS_Soft tissue, (B, E) ICAS_Fat, (C, F) ICAS_Mixture.

3. 진단용 초음파를 이용한 ICAS 팬텀의 유속 측정

팬텀 내부 혈류를 재현하기 위하여 0.01 % 전분 용액을 혈액 모사체로 사용하였으며, 일정한 맥동 흐름을 생성하기 위해 맥동 펌프(N6-12L, Shenchon, China)를 이용하였다. 도플러 초음파 유속 측정은 진단용 초음파 장비(E-CUBE i7, ALPINION, Republic of Korea)와 선형 탐촉자(L3-12T, 3-12 MHz, ALPINION, Republic of Korea)를 사용하여 수행하였으며, 동일한 위치의 반복 측정과 움직임에 의한 잡음 발생의 방지를 위하여 탐촉자(Probe)를 고정 장치에 장착한 후 영상을 획득하였다. 펌프 회전 속도는 모든 실험에서 20 rpm으로 고정하였으며, 각 팬텀(ICAS_None, ICAS_ST, ICAS_Fat 및 ICAS_Mixture)에 대해 입수부, 1차 굴곡, 2차 굴곡, 출수부의 네 구간에서 세로 주사 방식으로 유속을 측정하였다. 각 구간에서 10초 동안의 최고 수축기 혈류 속도(Peak Systolic Velocity; PSV)를 30회 반복 측정하여 평균값을 산출하였다(Fig. 3). 측정 시 도플러 각도의 변동을 최소화하기 위해 프로브 고정 장치를 사용하였다.

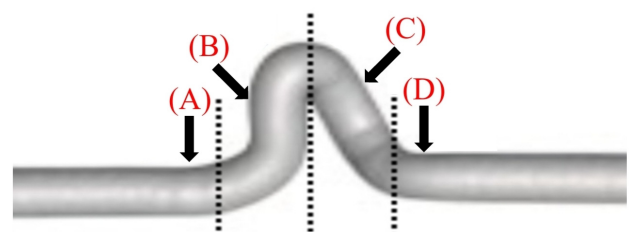


Fig. 3. Measurement regions of flow velocity in the internal carotid artery siphon phantom.

(A) Inlet, (B) 1st bend, (C) 2nd bend, (D) Outlet.

4. 통계분석

측정된 유속 데이터는 팬텀 재질에 따른 구간별 유속 차이와 구간에 따른 재질별 유속 차이를 비교하기 위해 통계 프로그램(Jamovi version 2.2.5, free software, <https://www.jamovi.org>)을 이용하여 일원 분산분석(One-way analysis of variance, ANOVA)을 수행하였다. 정규성 검정은 Shapiro-Wilk 검정을 이용하였고, 등분산성 검정은 Levene 검정을 적용하였다. 등분산성을 만족하지 않는 경우 Welch 보정된 ANOVA 결과를 사용하였다. ANOVA에서 통계적으로 유의한 차이($p<0.05$)를 보이면, Tukey 사후 검정을 수행하였으며, 모든 통계분석에서 유의수준은 $p=0.05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

ICAS_None에서 구간별 평균 유속은 입수부에서 $81.86 \pm$

2.02 cm/s, 1차 굴곡에서 68.38 ± 2.71 cm/s, 2차 굴곡에서 76.99 ± 3.09 cm/s, 출수부에서 66.26 ± 2.66 cm/s로 측정되었으며, 모든 구간 간 유속에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). ICAS_ST에서는 입수부 81.08 ± 4.42 cm/s, 1차 굴곡 70.37 ± 2.07 cm/s, 2차 굴곡 81.05 ± 3.68 cm/s, 출수부 64.36 ± 3.36 cm/s로 측정되었으며, 입수부와 2차 굴곡 사이에서는 유의한 차이를 보이지 않았고($p=1.000$), 이를 제외한 모든 구간 간에서는 유의한 차이를 보였다($p<0.001$). ICAS_Fat에서는 입수부 84.66 ± 3.52 cm/s, 1차 굴곡 72.14 ± 2.80 cm/s, 2차 굴곡 74.84 ± 3.27 cm/s, 출수부 66.58 ± 3.23 cm/s로 측정되었으며, 모든 구간 간 유속에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). ICAS_Mixture에서는 입수부 80.98 ± 3.33 cm/s, 1차 굴곡 71.57 ± 2.17 cm/s, 2차 굴곡 78.19 ± 3.13 cm/s, 출수부 65.93 ± 1.33 cm/s로 측정되었으며, 모든 구간 간 유속에서 유의한 차이를 보였다($p<0.001$) (Table 1, Fig. 4).

Table 1. Mean flow velocities by sections for different phantom types

TMM Material	Section	Mean $\pm$ Standard Deviation (cm/s)	F	p	Factor1	Factor2	Mean Difference $\pm$ Standard Deviation (Factor1-Factor2) (cm/s)	p
None	Inlet	81,86 $\pm$ 2,02	280,10	<0,001		1st bend	13,48 $\pm$ 3,38	<0,001
	1st bend	68,38 $\pm$ 2,71			Inlet	2nd bend	4,87 $\pm$ 3,69	<0,001
						Outlet	15,6 $\pm$ 3,34	<0,001
	2nd bend	76,99 $\pm$ 3,09			1st bend	2nd bend	-8,61 $\pm$ 4,11	<0,001
						Outlet	2,12 $\pm$ 3,80	0,013
	Outlet	66,26 $\pm$ 2,66			2nd bend	Outlet	10,73 $\pm$ 4,08	<0,001
Soft tissue	Inlet	81,08 $\pm$ 4,42	157,13	<0,001		1st bend	10,71 $\pm$ 4,88	<0,001
	1st bend	70,37 $\pm$ 2,07			Inlet	2nd bend	0,03 $\pm$ 5,75	1
						Outlet	16,72 $\pm$ 5,55	<0,001
	2nd bend	81,05 $\pm$ 3,68			1st bend	2nd bend	-10,68 $\pm$ 4,22	<0,001
						Outlet	6,01 $\pm$ 3,95	<0,001
	Outlet	64,36 $\pm$ 3,36			2nd bend	Outlet	16,69 $\pm$ 4,98	<0,001
Fat	Inlet	84,66 $\pm$ 3,52	280,10	<0,001		1st bend	12,52 $\pm$ 4,45	<0,001
	1st bend	72,14 $\pm$ 2,80			Inlet	2nd bend	9,82 $\pm$ 4,76	<0,001
						Outlet	18,08 $\pm$ 4,80	<0,001
	2nd bend	74,84 $\pm$ 3,27			1st bend	2nd bend	-2,70 $\pm$ 4,30	0,008
						Outlet	5,56 $\pm$ 4,27	<0,001
	Outlet	66,58 $\pm$ 3,23			2nd bend	Outlet	8,26 $\pm$ 4,60	<0,001
Mixture	Inlet	80,98 $\pm$ 3,33	260,46	<0,001		1st bend	9,41 $\pm$ 3,93	<0,001
	1st bend	71,57 $\pm$ 2,17			Inlet	2nd bend	2,79 $\pm$ 4,53	<0,001
						Outlet	15,05 $\pm$ 3,58	<0,001
	2nd bend	78,19 $\pm$ 3,13			1st bend	2nd bend	-6,62 $\pm$ 3,78	<0,001
						Outlet	5,64 $\pm$ 2,56	<0,001
	Outlet	65,93 $\pm$ 1,33			2nd bend	Outlet	12,26 $\pm$ 3,39	<0,001

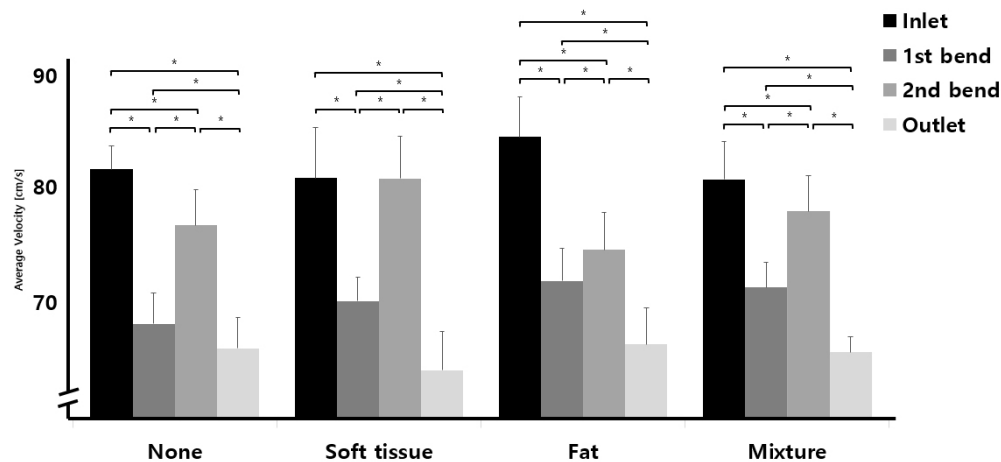


Fig. 4. Comparison of mean flow velocities across sections for different phantom types. * $p < 0.05$

Table 2. Mean flow velocities by phantom types for different sections

Section	TMM Material	Mean $\pm$ Standard Deviation (cm/s)	F	p	Factor1	Factor2	Mean Difference $\pm$ Standard Deviation (Factor1-Factor2) (cm/s)	p
Inlet	None	81.86 $\pm$ 2.02	6.89	<0.001	None	Soft tissue	0.78 $\pm$ 4.86	0.817
	Soft tissue	81.08 $\pm$ 4.42				Fat	-2.8 $\pm$ 4.06	0.011
	Fat	84.66 $\pm$ 3.52				Mixture	0.88 $\pm$ 3.89	0.761
	Mixture	80.98 $\pm$ 3.33			Soft tissue	Fat	-3.58 $\pm$ 5.65	<0.001
						Mixture	0.1 $\pm$ 5.53	1.000
1st bend	None	68.38 $\pm$ 2.71	11.53	<0.001	None	Soft tissue	-1.99 $\pm$ 3.41	0.011
	Soft tissue	70.37 $\pm$ 2.07				Fat	-3.76 $\pm$ 3.9	<0.001
	Fat	72.14 $\pm$ 2.80				Mixture	-3.19 $\pm$ 3.47	<0.001
	Mixture	71.57 $\pm$ 2.17			Soft tissue	Fat	-1.77 $\pm$ 3.48	0.032
						Mixture	-1.2 $\pm$ 3	0.247
2nd bend	None	76.99 $\pm$ 3.09	16.35	<0.001	None	Soft tissue	-4.07 $\pm$ 4.81	<0.001
	Soft tissue	81.05 $\pm$ 3.68				Fat	2.15 $\pm$ 4.5	0.062
	Fat	74.84 $\pm$ 3.27				Mixture	-1.2 $\pm$ 4.4	0.506
	Mixture	78.19 $\pm$ 3.13			Soft tissue	Fat	6.22 $\pm$ 4.92	<0.001
						Mixture	2.87 $\pm$ 4.83	0.006
Outlet	None	66.26 $\pm$ 2.66	2.67	0.056	None	Soft tissue	-3.35 $\pm$ 4.53	<0.001
	Soft tissue	64.36 $\pm$ 3.36				Fat	1.9 $\pm$ 4.29	0.044
	Fat	66.58 $\pm$ 3.23				Mixture	-0.32 $\pm$ 4.18	0.971
	Mixture	65.93 $\pm$ 1.33			Soft tissue	Fat	0.34 $\pm$ 2.97	0.967
						Mixture	-2.22 $\pm$ 4.66	0.013
					Fat	Mixture	-1.57 $\pm$ 3.61	0.139
							0.65 $\pm$ 3.49	0.804

입수부에서 재질별 평균 유속은 ICAS_None 81.86 $\pm$ 2.02 cm/s, ICAS_ST 81.08 $\pm$ 4.42 cm/s, ICAS_Fat 84.66 $\pm$ 3.52 cm/s, ICAS_Mixture 80.98 $\pm$ 3.33 cm/s로 측정되었으

며, ICAS_Fat과 다른 재질 간에는 유의한 차이가 보였으나($p < 0.05$), 이 외 조합에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 1차 굴곡에서는 ICAS_None 68.38 $\pm$ 2.71 cm/s,

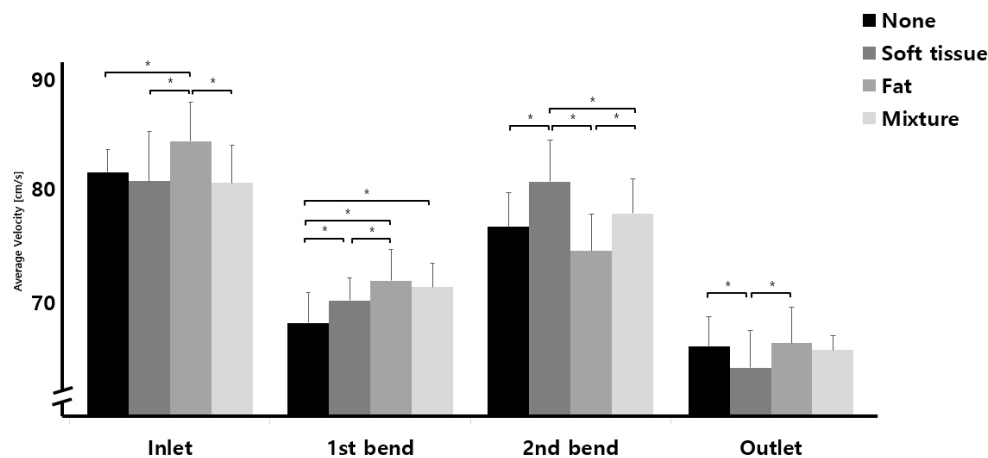


Fig. 5. Comparison of mean flow velocities across phantom types for different sections. * $p < 0.05$

ICAS_ST 70.37 ± 2.07 cm/s, ICAS_Fat 72.14 ± 2.80 cm/s, ICAS_Mixture 71.57 ± 2.17 cm/s로 측정되었으며, ICAS_ST와 ICAS_Mixture, ICAS_Fat과 ICAS_Mixture를 제외한 모든 재질 간에서 유의한 차이가 나타났다($p < 0.05$). 2차 굴곡에서는 ICAS_None 76.99 ± 3.09 cm/s, ICAS_ST 81.05 ± 3.68 cm/s, ICAS_Fat 74.84 ± 3.27 cm/s, ICAS_Mixture 78.19 ± 3.13 cm/s로 측정되었으며, ICAS_None과 ICAS_Fat, ICAS_None과 ICAS_Mixture를 제외한 모든 재질 간에서 유의한 차이가 나타났다($p < 0.05$). 출수부에서는 ICAS_None 66.26 ± 2.66 cm/s, ICAS_ST 64.36 ± 3.36 cm/s, ICAS_Fat 66.58 ± 3.23 cm/s, ICAS_Mixture 65.93 ± 1.33 cm/s로 측정되었으며, 재질에 따른 유속 차이는 통계적으로 유의하지 않았다($p = 0.056$) (Table 2, Fig. 5).

IV. 고 찰

본 연구에서 제작한 ICAS 팬텀의 구간별 유속은 모든 팬텀에서 입수부 대비 1차 굴곡에서 감소한 후, 2차 굴곡에서 증가하고, 출수부에서 다시 감소하는 공통적인 패턴을 보였다. 이러한 유속 변화 양상은 재질에 따라 절대적인 값의 차이는 존재하였으나, 구간에 따른 상대적 변화 경향은 일관되게 나타났다. 1차 굴곡부에서 관찰된 유속 감소는 급격한 혈관 곡률로 인해 발생한 난류가 혈류 저항을 증가시킨 결과로 해석된다. 반면 2차 굴곡부에서 유속이 다시 증가한 현상은 ICAS의 비평면적 기하학적 구조와 밀접한 관련이 있으며, 곡률로 인해 혈류가 외측 벽면으로 편향되면서 단면 내 속도 분포가 비대칭적으로 재형성되었을 것으로 보인다[23,24]. 이러한 유동 특성은 ICAS의 구조를 모델링한 이전의 연구에 따르면, 정상류 조건에서 전

산유체역학 및 입자영상유속계 분석을 통해 굴곡 이전 구간에서 저속 영역이 형성되고, 굴곡 이후 구간에서 국소적 유속 증가가 발생하는 것이 보고되었다[25]. 또한, 환자 특이적 ICA 기하학을 기반으로 수행된 연구에서도 혈관의 곡률과 굴곡 형태에 따라 ICA 구간의 혈류 속도 분포 및 유동 저항이 달라지며, 굴곡이 급격한 ICA의 원위부에서 가장 강한 유동 변화를 보이는 것으로 보고되었다[26]. 이러한 결과는 본 연구에서 3D 프린팅을 이용하여 제작한 ICAS 팬텀이 실제 혈관의 기하학적 특성을 재현하였음을 의미한다. 출수부에서 유속이 입수부에 비해 낮게 나타난 것은 굴곡부에서 반복적으로 발생한 난류로 인한 에너지 손실의 영향으로 해석된다. 또한, 본 연구에서 사용한 팬텀은 맥동 펌프를 통해 유체가 폐쇄 회로 내에서 순환하는 구조지만, 실제 인체 혈관은 심장 박동으로 공급된 혈액이 말초 혈관 및 모세혈관을 통해 분산되는 개방형 순환 구조이므로, 유압 분포 차이에 따른 영향도 부분적으로 작용했을 가능성이 있다[27,28]. 본 연구는 초음파 영상 획득 시 흔들림을 방지하고 동일 위치 반복 측정의 정확도를 확보하기 위하여 프로브 고정 장치를 사용하여 도플러 각도의 오차를 최소화하였으며, 모든 측정에서 동일한 맥동 조건이 적용되었음에도 재질에 따른 유속 차이가 관찰되었으며, 이는 TMM의 재질에 따라 초음파의 음속과 음향 임피던스와 같은 음향적 특성에 차이가 있다는 것을 의미하며, 이러한 차이는 초음파 빔의 굴절과 감쇠에 영향을 주고, 도플러 신호의 세기 및 샘플링 영역의 변화를 유발하여 도플러 신호의 왜곡이 발생했을 가능성이 있다[29]. 또한, ICAS와 같이 곡률이 큰 구조에서는 단면 내 유속 분포가 불균일하고, 국소적인 와류와 역류가 발생하여, 도플러 초음파를 이용한 유속 측정에서 샘플링 위치에 따른 측정값의 변동이 발생할 수 있으며[23,30,31], 이러한 특성은 곡률이 큰 혈관에서 도플러 측정의 재현성과 정확도에 영향을 미치는 요인으로

작용한다. 아울러 전분 기반 혈액 모사체는 순환 과정에서 부분적 침전에 의한 농도 불균일이 발생할 수 있으며, 이로 인한 신호 반사 특성의 변화가 초음파 산란 특성에 영향을 미쳐 측정값 변동의 요인으로 작용했을 가능성이 있다[32]. 반면, 팬텀과 실제 혈관 사이의 기계적 특성 차이도 유동 해석에 영향을 미칠 수 있다. ICA의 탄성계수는 0.68-1.51 MPa 범위로 보고되어 있으며[33], 본 연구에 사용된 탄성 레진의 탄성계수는 1.59 MPa 수준으로 유사함을 보인다[34]. 하지만, ICA는 생체 조직으로서 점선 탄성계수를 기반으로 평가되며, 레진은 재료역학적 관점에서 할선 탄성계수를 기준으로 물성이 평가되므로 측정 개념과 원리에 차이가 존재하고, ICA와 탄성 레진의 물성은 직접적인 비교에는 한계가 있으나 강성 규모를 비교하기 위한 참고 지표로 활용될 수 있으며, 이러한 강성 차이는 맥동 조건에서의 벽 변형 거동 및 유속 분포 형성에 일부 영향을 미쳤을 가능성이 있다. 본 연구는 의료 영상 기반 3D 프린팅을 통해 급격한 곡률을 갖는 ICAS 구조를 재현하고, 이를 생리적 맥동 조건에서 검증하여 구간별 혈류 분포 양상을 실험적으로 제시하였다. 특히, TMM을 적용한 팬텀을 이용함으로써, 실제 인체에서 초음파 신호가 전달되는 과정에서 발생하는 음향적 왜곡 요소까지 고려한 실험 플랫폼을 제시했다는 점에서 기존 단일 재질 혈관 팬텀과 차별화된 연구적 가치를 가진다. 하지만, 본 연구의 한계점으로는 팬텀 기반 혈류 실험이 실제 인체 혈류 환경을 완전히 대체하기 어렵다는 점이 있다. 실제 ICAS의 혈류 속도는 침습적 측정과 영상 기반 추정에 한계가 있어 팬텀을 이용한 측정 결과와 직접적인 정량 비교에 제한이 따른다. 또한, 측정 지점에서 PSV를 측정하였지만, 이는 단면 내 유속 분포 차이를 평가하기 위한 정보를 제공하지 않으며, 단일 초음파 장비의 사용으로 다양한 진단용 초음파 장비 사이에서 발생할 수 있는 차이를 확인하지 못하였고, 팬텀의 제작에 사용된 레진은 매끄러운 내벽 구조를 형성하게 되어 실제 혈관 내막이 가지는 생물학적 저항 특성의 반영에 제한이 있었다. 이러한 제한점은 벡터 유속 영상 기법, 전산유체역학 모델과 연계, 바이오프린팅이나 표면 코팅 공정과 같은 추가적인 제작 기술을 접목함으로써 극복할 수 있을 것으로 기대하며, 다학제적 융합 연구를 통한 실제 혈관의 구조적 및 혈류역학적 특성을 더욱 정밀하게 반영할 수 있을 것이다.

V. 결론

본 연구에서는 난류로 인해 영상 획득에 제한이 있는 ICAS를 대상으로 의료 영상 기반 3D 모델링 및 프린팅 기술을 활용

하여 혈관 팬텀을 제작하고, 인체 조직 환경을 모사하기 위하여 TMM을 적용한 ICAS 조직 모사 팬텀을 구성하였다. 제작된 팬텀을 이용하여 도플러 초음파 기반 유속 측정을 수행한 결과, ICAS의 급격한 곡률 구조에 따른 구간별 혈류 속도 변화 경향이 관찰되었으며, TMM의 음향적 특성이 초음파 기반 유속 측정에 영향을 미칠 수 있음을 확인하였다. 본 연구에서 제시한 ICAS 조직 모사 팬텀은 복잡한 혈관 구조에서의 초음파 영상 특성 및 혈류역학적 거동을 실험적으로 분석할 수 있는 유용한 플랫폼으로 활용될 수 있다. 향후 본 연구 접근법은 개인 맞춤형 혈관 모델링, 영상 장비 성능 평가, 의료 영상 교육 및 예방 의학 분야로 확장할 수 있으며, ICAS뿐만 아니라 다양한 곡률 혈관 구조에 대한 팬텀 기반 혈류 분석 연구에도 폭넓게 적용될 것으로 기대된다.

REFERENCES

- [1] Bogunović H, Pozo JM, Cárdenes R, Villa-Uriel MC, Blanc R, Piotin M, et al. Automated landmarking and geometric characterization of the carotid siphon. *Med Image Anal.* 2012;16(4):889–903. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.media.2012.01.006>
- [2] Waihrich E, Clavel P, Mendes GAC, Iosif C, Moraes Kessler I, Mounayer C. Influence of carotid siphon anatomy on brain aneurysm presentation. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2017;38(9):1771–5. DOI: <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5285>
- [3] Wang Y, Chen B, Song L, Li Y, Xu M, Huang T, et al. Effect of siphon morphology on the risk of C7 segment aneurysm formation. *Clin Neuroradiol.* 2024;34:485–94. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00062-024-01394-3>
- [4] Caranci F, Briganti F, Cirillo L, Leonardi M, Muto M. Epidemiology and genetics of intracranial aneurysms. *Eur J Radiol.* 2013;82(10):1598–605. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.12.026>
- [5] Kroon M. Simulation of cerebral aneurysm growth and prediction of evolving rupture risk. *Model Simul Eng.* 2011;2011:289523. DOI: <https://doi.org/10.1155/2011/289523>
- [6] Kim HC, Rhim JK, Ahn JH, Park JJ, Moon JU, Hong EP, et al. Machine learning application for rupture

- risk assessment in small-sized intracranial aneurysm, *J Clin Med*. 2019;8(5):683. DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm8050683>
- [7] Li R, Jin S, Wu T, Zang X, Li M, Li J. Usefulness of silent magnetic resonance angiography (MRA) for the diagnosis of atherosclerosis of the internal carotid artery siphon in comparison with time-of-flight MRA. *Eur J Med Res*. 2022;27:44. DOI: <https://doi.org/10.1186/s40001-022-00673-4>
- [8] Purkayastha S, Sorond F. Transcranial Doppler ultrasound: technique and application. *Semin Neurol*. 2012;32(4):411–20. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0032-1331812>
- [9] Tang H, Hu N, Yuan Y, Xia C, Liu X, Zuo P, et al. Accelerated time-of-flight magnetic resonance angiography with sparse undersampling and iterative reconstruction for the evaluation of intracranial arteries. *Korean J Radiol*. 2019;20(2):265–74. DOI: <https://doi.org/10.3348/kjr.2017.0634>
- [10] White H, Venkatesh B. Applications of transcranial Doppler in the ICU: a review. *Intensive Care Med*. 2006;32:981–94. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00134-006-0173-y>
- [11] Fu Q, Zhang XY, Deng XB, Liu DX. Clinical evaluation of subtracted pointwise encoding time reduction with radial acquisition-based magnetic resonance angiography compared to 3D time-of-flight magnetic resonance angiography for improved flow dephasing at 3 Tesla. *Magn Reson Imaging*. 2020;73:104–10. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mri.2020.08.015>
- [12] Han YS, Kim HC, Lee DY, Lee SC, Ha SH, Kim MG. The research to correct overestimation in TOF-MRA for severity of cerebrovascular stenosis. *J Inst Electron Inf Eng*. 2014;51(12):180–8. DOI: <https://doi.org/10.5573/ieie.2014.51.12.180>
- [13] Hoskins PR. Physical properties of tissues relevant to arterial ultrasound imaging and blood velocity measurement. *Ultrasound Med Biol*. 2007;33(10):1527–39. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2007.04.020>
- [14] Aoki J, Kimura K, Iguchi Y, Shibasaki K, Kobayashi K, Sakai K, et al. A combined TCD and MRA screening for significant siphon portion of internal carotid artery (S-ICA) stenosis. *J Neuroimaging*. 2012;22(2):172–6. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1552-6569.2010.00567.x>
- [15] Lee IJ, Hong DY. Production and utility assessment of pediatric genital shields using 3D printing technology with colorjet 3D printing. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2023;46(6):543–51. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2023.46.6.543>
- [16] Kim JW, Koo BY. Usefulness of an auxiliary tool for hand radiography by using 3D printing. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2023;46(6):485–91. DOI: <https://doi.org/10.17946/JRST.2023.46.6.485>
- [17] Wang K, Ho CC, Zhang C, Wang B. A review on the 3D printing of functional structures for medical phantoms and regenerated tissue and organ applications. *Engineering*. 2017;3(5):653–62. DOI: <https://doi.org/10.1016/J.ENG.2017.05.013>
- [18] Kim JH, Jung JY, Lee YB, Kang CK. Investigation of flow changes in intracranial vascular disease models constructed with MRA images. *Sensors*. 2022;22(6):2302. DOI: <https://doi.org/10.3390/s2262302>
- [19] Formlabs. Formlabs customer support [Internet]. Somerville (MA): Formlabs; n.d. [cited 2025 Mar 18]. Retrieved from <http://support.formlabs.com/>
- [20] Culjat MO, Goldenberg D, Tewari P, Singh RS. A review of tissue substitutes for ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol*. 2010;36(6):861–73. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012>
- [21] Fohely F, Oglat AA, Sabarna K, Shweiki Z, Hamoudeh B, Shalaan R. Fabrication of low-cost realistic three-dimensional static kidney phantom for ultrasound-guided biopsy applications. *J Med Ultrasound*. 2022;30(1):36–40. DOI: https://doi.org/10.4103/JMU.JMU_181_20
- [22] Jung JH, Kim JS, Ha KL, Kim MJ. Tissue mimicking phantom for visualization of temperature elevation caused by ultrasound. *J Acoust Soc Korea*. 2014;33(5):291–9. DOI: <https://doi.org/10.7776/ASK.2014.33.5.291>

- [23] Krams R, Bambi G, Guidi F, Helderma F, van der Steen AF, Tortoli P. Effect of vessel curvature on doppler derived velocity profiles and fluid flow. *Ultrasound Med Biol*. 2005;31(5):663–71. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2005.01.011>
- [24] Cox C, Plesniak MW. The effect of entrance flow development on vortex formation and wall shear stress in a curved artery model. *Phys Fluids*. 2021;33(10):101908. DOI: <https://doi.org/10.1063/5.0062565>
- [25] Zhang C, Li S, Pu F, Deng X, Fan Y, Li D, et al. Experimental study on the steady flow in the carotid siphon: the geometric effect on the hemodynamics. In: *Proceedings of the 2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology*; 2012; Macau, Macao. 2012:264–7. DOI: <https://doi.org/10.1109/iCBEB.2012.204>
- [26] Nagargoje MS, Asif S, Nekkanti RK, Krishnakumar K, Kannath SK, Sudhir BJ, et al. Influence of carotid tortuosity on the hemodynamics in cerebral aneurysms. *Phys Fluids*. 2023;35:061908. DOI: <https://doi.org/10.1063/5.0151718>
- [27] Munoz CJ, Lucas A, Williams AT, Cabrales P. A review on microvascular hemodynamics: the control of blood flow distribution and tissue oxygenation. *Crit Care Clin*. 2020;36(2):293–305. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ccc.2019.12.011>
- [28] Hong W, Tewari V, Chen J, Sawchuk AP, Yu H. A comprehensive review of mock circulation loop systems for experimental hemodynamics of cardiovascular diseases. *Fluids*. 2025;10(7):166. DOI: <https://doi.org/10.3390/fluids1007016>
- [29] Christopher DA, Burns PN, Hunt JW, Foster FS. The effect of refraction and assumed speeds of sound in tissue and blood on Doppler ultrasound blood velocity measurements. *Ultrasound Med Biol*. 1995;21:187–201. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0301-5629\(94\)00101-4](https://doi.org/10.1016/S0301-5629(94)00101-4)
- [30] Hansen KL, Nielsen MB, Jensen JA. Vector velocity estimation of blood flow – a new application in medical ultrasound. *Ultrasound*. 2017;25(4):189–99. DOI: <https://doi.org/10.1177/1742271X17713353>
- [31] Balbis S, Roatta S, Guiot C. Curvature affects doppler investigation of vessels: Implications for clinical practice. *Ultrasound Med Biol*. 2005;31(1):65–77. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2004.09.007>
- [32] Kumar VA, Madhavanunni AN, Nivetha S, Panicker MR. On the echogenicity of natural starch-based blood mimicking fluids for contrast enhanced ultrasound imaging: preliminary in-vitro experiments. In: *Proceedings of the 2024 IEEE South Asian Ultrasonics Symposium (SAUS)*; 2024; Gujarat, India. 2024:1–4. DOI: <https://doi.org/10.1109/SAUS61785.2024.10563527>
- [33] Kamenskiy AV, Dzenis YA, MacTaggart JN, Lynch TG, Jaffar Kazmi SA, Pipinos II. Nonlinear mechanical behavior of the human common, external, and internal carotid arteries in vivo. *J Surg Res*. 2012;176(1):329–36. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jss.2011.09.058>
- [34] Formlabs. Elastic 50A Resin: technical data sheet [Internet]. Somerville (MA): Formlabs; 2020 Oct 7 [cited 2026 Mar 3]. Retrieved from <https://share.google/kRMngJ5htIaK3vDGn>

3D 프린팅을 이용한 내경동맥 사이펀 조직 모사 팬텀 제작

이상진¹⁾·송지민¹⁾·최원빈¹⁾·황술이¹⁾·홍성준¹⁾·박찬술²⁾·강창기^{1,2)}

¹⁾가천대학교 의과대학 방사선학과·²⁾가천대학교 휴먼보건과학융합연구소

〈국문초록〉

내경동맥(Internal Carotid Artery)은 해부학적으로 7개의 구간으로 구분되며, 이 중 내경동맥 사이펀(Internal Carotid Artery Siphon; ICAS)은 가장 급격한 곡률과 비평면적 기하학적 구조를 갖는 것으로 알려진 구간이다. 이러한 기하학적 구조는 혈류 난류와 전단응력 증가를 유도함으로써 동맥류를 포함한 뇌혈관질환 발생 위험을 높이며, 자기공명혈관조영술(Magnetic Resonance Angiography; MRA) 및 도플러 초음파 영상에서는 신호 감쇠와 왜곡을 초래해 진단 정확도를 제한한다. 또한, 개인 간 해부학적 변이로 인해 ICAS의 구조 및 혈류역학적 특성을 재현성 있게 검증할 실험적 플랫폼이 부족한 실정이다. 본 연구에서는 의료 영상 기반 3차원 프린팅 기술을 이용하여 ICAS 팬텀을 제작하고, 조직 모사 물질(Tissue Mimicking Material; TMM)을 적층하여 구조적 및 혈류역학적 재현성을 체계적으로 평가하고자 하였다. 건강한 성인의 Time-of-Flight(TOF) MRA 데이터를 기반으로 ICAS를 모델링하였으며, 혈관 벽 두께 1mm의 탄성 레진 팬텀을 제작하였다. 이후 연부조직, 지방, 혼합 TMM을 순차적으로 적층하여 조직 모사 팬텀을 구성하였다. 맥동 펌프와 전분 기반 혈액 모사 유체를 사용하여 혈류 환경을 재현하였고, 입수부, 1차 굴곡, 2차 굴곡 및 출수부에서 도플러 초음파를 이용해 유속을 측정하였다. 모든 팬텀 조건에서 유속은 입수부 대비 1차 굴곡에서 감소한 후 2차 굴곡에서 증가하고, 출수부에서 다시 감소하는 경향을 보였다. 이러한 유속 분포는 ICAS의 급격한 곡률과 비평면적 구조로 인해 국소적인 저속 및 고속 영역과 유동 교란이 발생하는 실제 혈류 특성을 잘 반영하는 것으로 판단된다. 또한, TMM 종류에 따라 측정 유속의 차이가 관찰되었으며, 이는 각 TMM의 음향적 특성 차이가 도플러 신호의 오차에 기인한 것으로 해석된다. 본 연구에서 제작한 ICAS 팬텀은 실제 ICAS의 구조적 및 혈류역학적 특성을 안정적으로 재현하였으며, 복잡한 혈관 구조를 대상으로 한 영상 연구, 개인 맞춤형 혈관 모델링, 그리고 영상 장비 성능 평가 및 예방 의학, 교육 분야에서 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

중심 단어: 내경동맥 사이펀, 조직 모사 물질, 3차원 프린팅, 흐름 팬텀, 진단용 초음파

구분	성명	소속	직위
제1저자	이상진	가천대학교 방사선학과	학부생
공동저자	송지민	가천대학교 방사선학과	학부생
공동저자	최원빈	가천대학교 방사선학과	학부생
공동저자	황술이	가천대학교 방사선학과	학부생
공동저자	홍성준	가천대학교 방사선학과	학부생
공동교신저자	박찬술	가천대학교 방사선학과	박사
공동교신저자	강창기	가천대학교 방사선학과	정교수