

혈압 파형 재현을 위한 인공 대동맥 기반 모의 순환계 로봇

Mock Circulatory Robot with Artificial Aorta for Reproduction of Blood Pressure Waveform

정재학¹, 박용화[†]

Jae-Hak Jeong¹, Yong-Hwa Park[†]

Abstract: As the importance of cardiovascular health is highlighted, research on its correlation with blood pressure, the most important indicator, is being actively conducted. Therefore, extensive clinical data is essential, but the measurement of the central arterial blood pressure waveform must be performed invasively within the artery, so the quantity and quality are limited. This study suggested a mock circulatory robot and artificial aorta to reproduce the blood pressure waveform generated by the overlap of forward and reflected waves. The artificial aorta was fabricated with biomimetic silicone to mimic the physiological structure and vascular stiffness of the human. A pressurizing chamber was implemented to prevent distortion of the blood pressure waveform due to the strain-softening of biomimetic silicone. The reproduced central arterial blood pressure waveforms have similar magnitude, shape, and propagation characteristics to humans. In addition, changes in blood pressure waveform due to aging were also reproduced by replacing an artificial aorta with various stiffness. It can be expanded to construct a biosignal database and health sensor testing platform, a core technology for cardiovascular health-related research.

Keywords: Mock Circulatory Loop, Soft Robotics, Blood Pressure, Waveform, Biomimetics, Biosignal

1. 서론

세계 보건기구(WHO, World Health Organization) 발표에 따르면 세계 10대 사망 원인 1, 2위는 심혈관계 질환이다^[1]. 평균 수명 연장과 의학 기술의 발전, 고령화에 따라 심혈관계 건강의 중요성은 날이 강조되고 있다. 심혈관계 관련 생체 신호는 ECG (electrocardiogram), PPG (photoplethysmogram) 등의 신호가 있으나 가장 빈번하고 주요하게 측정되는 심혈관계 건강 지표는 혈압(blood pressure)이다^[2]. 혈압은 최고, 최저 혈압 뿐만 아니라 그 파형(waveform)에 심박수, 박출량 등 심혈관계 건강 상태에 대한 정보가 포함된다^[3].

이를 바탕으로 혈압 파형으로부터 심혈관계 건강 상태를 추정하는 헬스 센서, AI 관련 연구분야에 역량이 집중되고 있다^[4]. 이를 위해서는 방대한 양의 혈압 파형 임상 데이터가 필

요하나, 현재까지 공개된 혈압 파형 데이터베이스는 그 양과 질에 한계가 뚜렷하다.

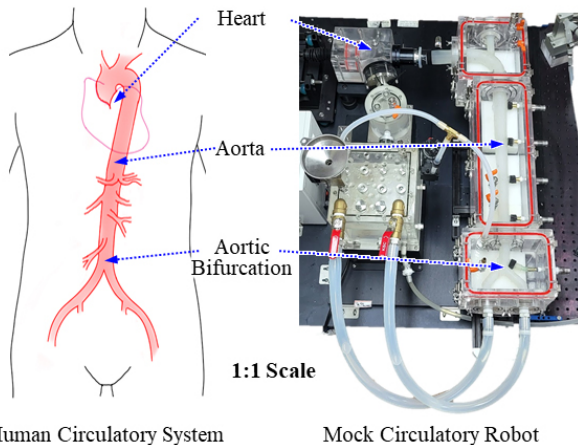
심혈관 건강의 기준이 되는 중심 동맥 혈압 파형은 동맥에 침습적으로 카테터를 삽입하여, 대동맥궁(AA, aortic arch)까지 깊이 이동하여 측정되어야 한다. 때문에 임상적으로 취득하기에 위험도가 높고 측정 가능한 피험자가 심장 수술, 중환자실 입원 환자군으로 제한된다. 따라서 혈압 파형 임상 데이터는 그 양이 적고 분포가 불균일하다. 이는 혈압 파형과 심혈관계 건강 상태 사이의 관계를 연구하는데 큰 장애물이다^[5]. 이러한 혈압 파형 임상 데이터의 부족을 해결하기 위하여 전산 유체 해석, 동물 실험 등의 방법이 제시되었다^[6-7]. 그러나 다양한 유체역학적 가정의 필요성, 인체의 복잡성과 개인차, 인간과 동물 사이의 차이로 그 응용에 한계가 있다.

따라서 변인이 통제된 환경에서 혈압 파형을 생성하기 위한 하드웨어 기반 연구가 진행되었다^[8-10]. 이는 모의 순환계 루프(mock circulatory loop)라고 불리며, 혈액의 맥동과 순환 환경을 재현한다. 이러한 모의 순환계 루프는 스텐트(stent) 및 인공 판막을 비롯한 인공 장기 및 의료기기의 평가, 의료인

Received : Apr. 2, 2024; Revised : Apr. 15, 2024; Accepted : Apr. 15, 2024

1. Ph.D, Department of Mechanical Engineering, KAIST, Daejeon, Korea (jaehak.jeong@kaist.ac.kr)

† Associate Professor, Corresponding author: Department of Mechanical Engineering, KAIST, Daejeon, Korea (yhpark@kaist.ac.kr)



Human Circulatory System Mock Circulatory Robot
 [Fig. 1] Human circulatory system and a mock circulatory robot that mimics it

훈련을 위한 구조 모사체로 응용되나, 맥동 환경 그 자체의 단순 재현에 초점이 맞춰져 있다. 따라서 구성하는 관로의 물성이 인간과 다르거나, 정현파 형태의 맥동으로 제한되어 혈압 파형의 형성과 전파는 재현할 수 없다.

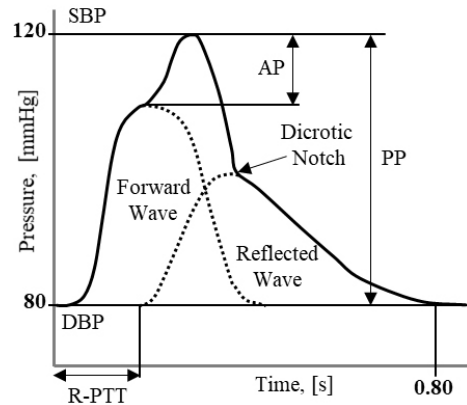
본 연구에서는 혈압 파형 재현을 위하여 인공 대동맥 기반의 모의 순환계 로봇(mock circulatory robot)을 개발하였다. [Fig. 1]과 같이, 모의 순환계 로봇은 인체 순환계의 구조와 물성을 모사한 인공 대동맥을 포함하며, 연령에 따른 중심 동맥 혈압 파형과 그 특성을 재현하였다. 본 연구의 모의 순환계 로봇은 변인 통제된 환경에서 혈압 파형 생성과 전파를 모사하여, 수치 해석과의 교차검증, 생체 신호 발생 원인 규명, 의료 기기, 헬스 센서 및 AI 알고리즘의 검증과 평가에 활용이 가능하다.

2. 인체 혈압 파형 특성

2.1 전진파와 반사파의 중첩을 통한 혈압 파형 형성

알려진 120 mmHg의 최고 혈압과 80 mmHg의 최저혈압은 좌심실과 대동맥 판막 직후에 위치한 대동맥궁(aortic arch)에서 측정되는 중심 동맥 혈압 파형(central arterial blood pressure)의 최고, 최저 값이다^[11]. 중심동맥 혈압 파형은 허벅지, 또는 손목에서 삽입된 카테터를 대동맥궁까지 깊이 집어넣어 측정되어야 한다.

[Fig. 2]는 일반적으로 알려진 표준적인 중년의 중심 동맥혈압 파형으로 120 mmHg의 최고 혈압과 80 mmHg의 최저혈압을 가진다^[3]. 주요한 특징으로 좌심실에서 발생한 전진파와, 대동맥 분기(AB, aortic bifurcation)에서 되돌아오는 반사파의 중첩으로 중심부가 솟아오르는 증강압(AP, augmented pressure)



[Fig. 2] Overlapping of forward and backward waves of human blood pressure wave

으로 인해 이중 피크의 형상을 띤다. AP를 포함한 최고 혈압(SBP, systolic blood pressure)과 최저혈압(DBP, diastolic blood pressure)이 주요 건강 지표로 활용된다. 최고 혈압과 최저 혈압의 차이인 혈압 파형의 진폭을 맥압(PP, pulse pressure)이라고 한다.

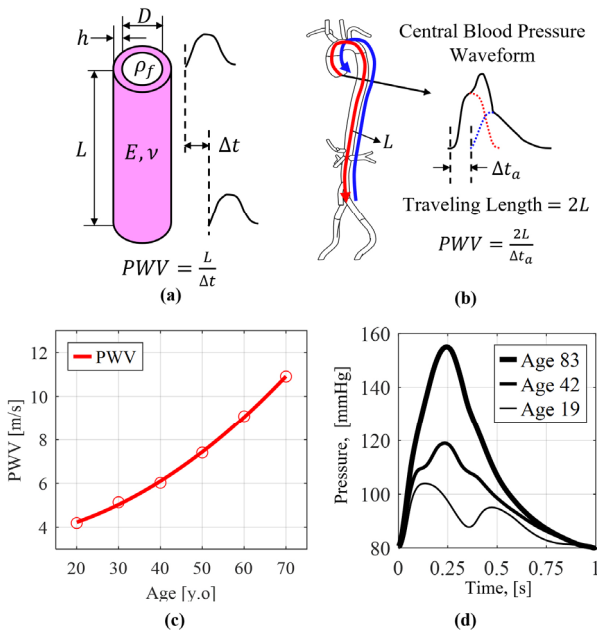
전진파와 반사파의 도달 시간 차이는 PTT (pulse transit time)이라고 하며, 혈압 파형은 전진파와 반사파의 중첩 정도에 따라 크기와 형태가 변화한다. 전진파와 반사파의 중첩 정도는 전파 거리와 속도로 결정된다. 이때 전파 거리는 대동맥궁과 대동맥 분기 사이의 거리로 신장에 비례하며, 전파 속도를 PWV(맥파전파속도, pulse wave velocity)라고 한다.

2.2 맥파전파속도와 혈관 강성

혈압 파형은 전진파와 반사파의 중첩 정도로 결정되며, 이는 PWV로 결정된다. [Fig. 3]는 PWV와 강성, 혈압 파형 사이의 관계를 나타내는 그림이다. [Fig. 3(a)]는 중심 대동맥에서 전진파와 반사파의 중첩을 통한 중심 동맥 혈압 파형의 형성에서, PWV의 기여를 나타낸 것이다. [Fig. 3(b)]는 혈관내 혈압 파형을 탄성 관로 내에서 압력파의 전파로 모델링하는 것을 나타낸다.

$$PWV = \frac{L}{\Delta t} = \sqrt{\frac{Eh}{\rho_f D(1-\nu^2)}} \quad (1)$$

이를 바탕으로 PWV를 유도할 경우, 수식(1)과 같이 유도된다고 알려져 있다^[12]. 혈관 벽의 강성 E 와 혈관벽의 두께 h 의 제곱근에 비례하며, 혈액의 밀도 ρ_f , 혈관 직경 D 의 제곱근에 반비례한다. ν 는 혈관 벽의 푸아송비 (Poisson's ratio)이다. PWV는 복합적인 심혈관계 건강 조건을 포함하고 있으므로 동맥경화도검사 등 혈관 건강의 지표로 활용된다. 대부분의



[Fig. 3] PWV, stiffness and vascular age: (a) central blood pressure waveform determined by PWV; (b) PWV in elastic tube; (c) PWV-age curve, which is called vascular age; (d) central blood pressure waveform according to ages

심혈관계 질환은 혈관 벽의 강성과 두께를 증가시키고, 직경을 감소시키며, 이는 PWV의 증가로 나타난다.

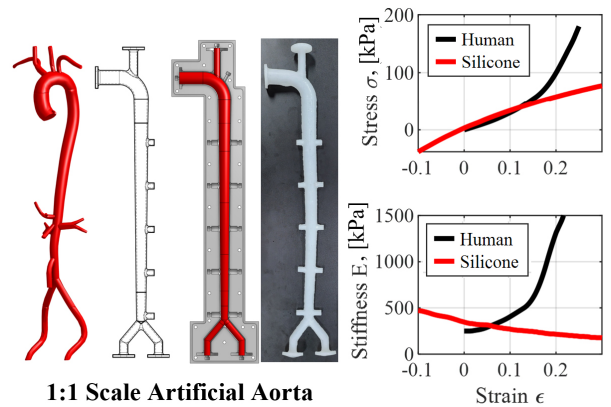
[Fig. 3(c)]은 연령에 따른 PWV 곡선을 나타낸 것이다. 앞서 수식 (1)에 사용된 혈관 관련 변수들 중, 건강한 정상 상태에서 혈관 벽의 두께, 혈관 직경, 혈액 밀도 등은 크게 변화하지 않는다. 그러나 노화에 따라, 혈관벽의 퇴행성 변화로 인해 혈관 벽의 강성은 증가하며, 이는 노화에 따른 PWV 증가로 나타난다. 이러한 특성으로 인하여 연령에 따른 PWV 곡선을 혈관 나이(vascular age) 라고 부르기도 한다. 즉 PWV 및 혈관 나이는 혈관 강성에 기반한 심혈관 건강 지표이다. 혈관 나이는 직접적인 PWV의 통지보다 환자 건강관리 및 소통에 용이하다고 알려져 있다¹³⁾.

[Fig. 3(d)]은 노화에 따른 중 심동맥 혈압 파형의 변화이다. 노화에 따른 PWV의 증가로 인하여, 반사파가 조기에 도달하고 전진파와 중첩되는 영역이 넓어진다. 이는 AP가 크게 증가하며 최고 혈압의 상승을 야기한다. 이는 PWV가 중심 동맥 혈압 파형의 형태와 크기를 결정하는 증거이며, 노인성 고혈압의 원인이다.

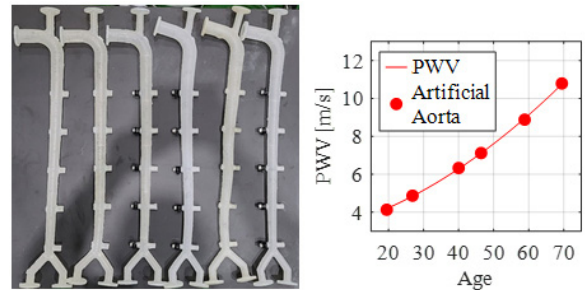
3. 모의 순환계 로봇 개발

3.1 인공 대동맥 제작

중심 동맥 혈압 파형은 대동맥의 길이와 PWV에 의해 결정



[Fig. 4] Fabrication of artificial aorta and characteristics of biomimetic silicone



[Fig. 5] Fabricated artificial aortas with stiffness according to the ages, and the measured vascular age of them

된다. 그리고 PWV는 혈관의 물성에 의존한다. 따라서 중심 동맥 혈압 파형의 형성을 재현하기 위해서는 인체 심혈관계와 동일한 구조와 형상, 물성을 갖는 인공 대동맥이 필요하다.

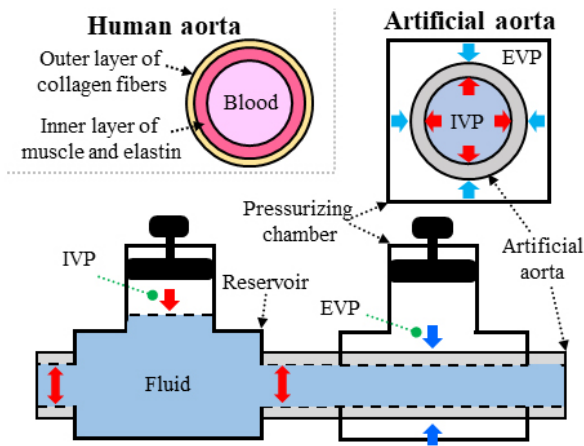
[Fig. 4]는 본 연구에서 사용된 인공 대동맥의 제작 과정과, 생체 모사 실리콘의 물성 거동을 나타낸 것이다. 인체 중심 대동맥의 3D 모델을 바탕으로, 이를 단순화하여 인공 대동맥을 설계하였으며, 이를 제작하기 위한 내부/외부 금형을 3D 프린터로 출력하였다. 이를 통해 생체 모사 실리콘을 injection-molding을 이용하여 제작하였다. 제작된 인공 대동맥은 인체 심혈관계와 1대1 비율로 동일한 길이, 좁아지는 직경, 평균 2 mm의 두께를 가지며, 각부에 혈압 파형 취득을 위한 압력 센서 장착 홀이 위치한다.

[Fig. 5]은 20-70대의 혈관 나이의 PWV를 재현하기 위하여 제작된 인공 대동맥을 나타낸다. 20-70대의 혈관 나이에 따라 목표 PWV를 선정하고, 단일, 또는 두가지 생체 모사 실리콘을 혼합하여 역산된 강성을 구현하였다. 계산된 목표 강성과 사용된 혼합비는 아래 [Table 1]에 요약하였다.

또한, 인공 대동맥들이 목표 강성대로 제작되었는지 검증하기 위하여 인장 시험기를 통해 강성을 측정하였으며, 이를 바탕으로 제작된 인공 대동맥의 혈관 나이를 측정된 결과는 [Fig. 5] 우측에 도시하였다. 제작된 인공 대동맥은 목표 혈관

[Table 1] Calculation of stiffness and mixing ratio of biomimetic silicones for the reproduction of blood pressure waveforms according to vascular, age and measured stiffness values of fabricated artificial aorta

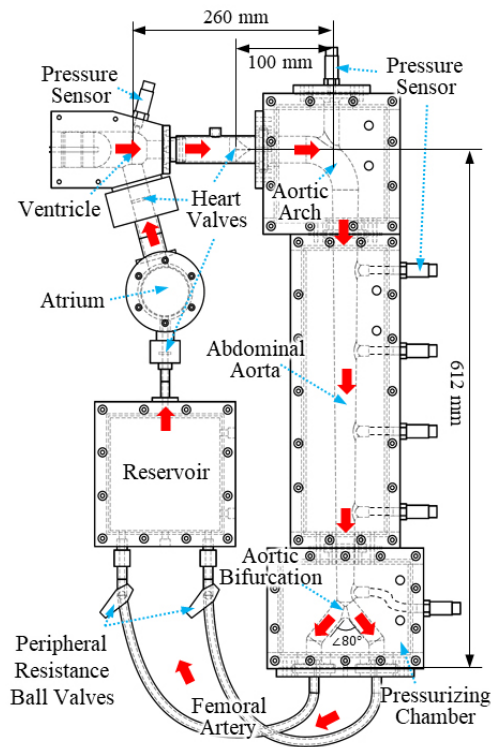
Age	E [kPa]	Vas. Age [y]	Composition Ratio [wt%]	Fab. E [kPa]	E Error [%]	Vas. Age Error [y]
20	150	20.62	Ecoflex 00-50, 100%	146	-2.67	-0.63
30	225	30.57	Ecoflex 00-50, 39.4% + SORTA-Clear 12, 60.6%	210	-6.67	-1.76
40	295	37.73	SORTA-Clear 12, 100%	303	3.39	0.90
50	470	50.52	SORTA-Clear 18, 100%	434	-7.66	-2.20
60	700	61.15	SORTA-Clear 18, 63.2% + SORTA-Clear 40, 36.8%	674	-3.71	-0.96
70	1010	69.40	SORTA-Clear 18, 22.7% + SORTA-Clear 40, 77.3%	996	-1.38	-0.27



[Fig. 6] Schematics of the reservoir and pressurizing chamber of the mock circulatory robot

나이와 2.2년 미만의 오차를 갖는 강성으로 제작되었으며, 이를 [Table 1]에 나타내었다.

그러나, [Fig. 4]의 우측 물성 곡선에 나타낸 대로 본 연구에서 사용된 생체 모사 실리콘은 인체 혈관과 물성 거동에 차이가 존재한다. 인체의 혈관은 [Fig. 6]의 좌상단과 같이 근육질의 내벽과 콜라겐으로 구성된 외벽의 이중막 구조를 가지며, 이를 통해 늘어날수록 강성이 증가하는 변형 경화(strain-hardening) 특성을 갖는다. 이 특성으로 인하여 고혈압에도 혈관은 터지지 않고 직경을 유지한다. 반면 생체 모사 실리콘은 평균 물성은 인간 혈관과 유사하나, 늘어날수록 강성이 감소하는 변형 연화(strain-softening) 특성을 갖는다. 이러한 변형 연화 특성은 제조사, 물성 관계없이 대부분의 생체 모사 실리콘이 50% 미만의 저인장 영역에서 공통적으로 갖는 특성이다. 이로 인해 내부 압력이 높아질수록 팽창이 급격해지며 파열의 위험이



[Fig. 7] Design of mock circulatory robot with artificial aorta

있다. 실리콘의 평균 강성은 동일하여 PWV는 재현 가능하나, 최저 혈압만큼 가압할 경우 팽창하며 강성이 약화되어 PWV와 혈압 파형이 왜곡된다. 따라서 혈압 파형의 재현을 위해서는 생체 모사 실리콘의 변형 연화 특성을 억제할 필요가 있다.

3.2 가압 챔버의 적용을 통한 물성 한계 극복

본 연구에서는 인공 대동맥의 변형 연화를 예방하기 위하여, 가압 챔버 구조를 도입하였다. [Fig. 6]은 변형 연화 억제를 위하여 인공 대동맥 외부에서 내부와 동일한 수준의 압력을 가하는 가압 챔버 구조를 나타낸다. 이는 체내 흉강압을 모사한 구조이다. 본 연구에서 최저 혈압은 정맥역할의 저수부에서 인가되는 인공 대동맥 내부 압력(IVP, intravascular pressure)를 통해 조정되며, 가압 챔버는 IVP와 동일한 수준의 외부 압력(EVP, extravascular pressure)을 공압으로 인가한다. 이는 접촉 없이 최저혈압 확보, 팽창으로 인한 변형 연화 억제 효과를 가지며, PWV 및 혈압 파형의 왜곡을 억제한다.

3.3 모의 순환계 로봇 설계

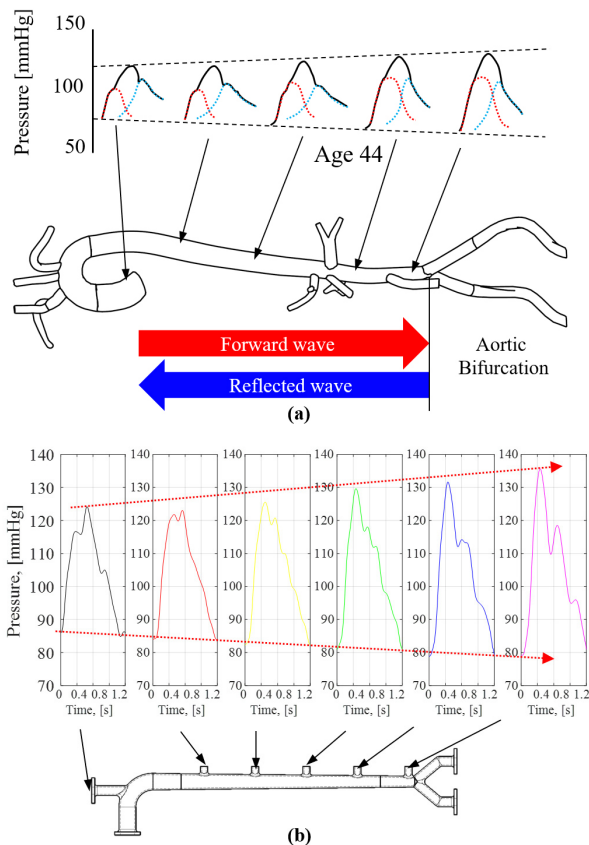
[Fig. 7]은 본 연구의 모의 순환계 로봇의 설계를 나타낸 것이다. 좌심실(ventricle) 역할의 피스톤 펌프를 인체 유량 파형과 동일하게 구동하여, 인공 대동맥으로 혈류가 이동한다. 인공 대

동맥 내에서 전파, 반사와 중첩을 통해 혈압 파형이 형성되며, 대퇴동맥(femoral artery), 말초저항 밸브(peripheral resistance valve), 정맥을 단순화한 저수부(reservoir), 심방(atrium)으로 이동한 후 다시 좌심실 펌프로 순환한다. 저수부-심방-심실 사이에는 역류 방지를 위한 판막이 위치한다. 가압 챔버는 인공 대동맥 전체를 둘러싸며, 저수부에서 인가된 최저 혈압과 동일한 수준의 압력을 인공 대동맥 외부에서 인가한다. 모의 순환계 로봇은 혈압 파형을 재현하기 위하여 정상상태의 인체와 동일한 60 BPM의 심박수와 70 ml의 박출량으로 구동되며, 대동맥구를 포함한 6개 지점에서 중심동맥 혈압 파형과 전파에 따른 혈압 파형 변화를 측정한다.

4. 혈압 파형 재현

4.1 혈압 파형 형성 및 전파 재현

[Fig. 8]은 인체에서 중심 대동맥 각부 위치에서의 혈압 파형과, 모의 순환계 로봇에서 측정된 인공 대동맥 각부 위치에



[Fig. 8] Reproduction of changes due to the propagation of blood pressure waveform; (a) changes in blood pressure waveform according to measurement location within the human aorta; (b) changes in blood pressure waveform according to location measured in the mock circulatory robot

서의 혈압 파형을 나타낸 것이다. [Fig. 8(a)]의 인체에서, 중년의 혈압 파형은 대동맥구 인근에서 뚜렷한 AP로 인한 이중 피크 형상을 띤다. 또한 반사파가 돌아오는 대동맥 분기로 접근할수록 전진파와 반사파의 중첩 영역이 넓어지며 보다 뾰족한 단일 피크의 형상으로 변화하며, 최고 혈압과 맥압이 증가하는 경향이 확인된다.

[Fig. 8(b)] 모의 순환계 로봇에서 재현된 각부의 혈압 파형으로, 대동맥구 인근에서 인체와 동일한 이중 피크 형상과 유사한 수준의 120 mmHg의 최고 혈압과 80 mmHg의 최저혈압을 갖는 중심동맥 혈압 파형이 재현되었다. 또한 대동맥구로 가까워질수록 형상이 더 뾰족하게 변화하며 최고 혈압과 맥압이 증가하는 경향 또한 동일하게 재현되었다. 즉, 본 연구의 모의 순환계 로봇은 혈압 파형의 형성과 전파 과정을 재현하였다.

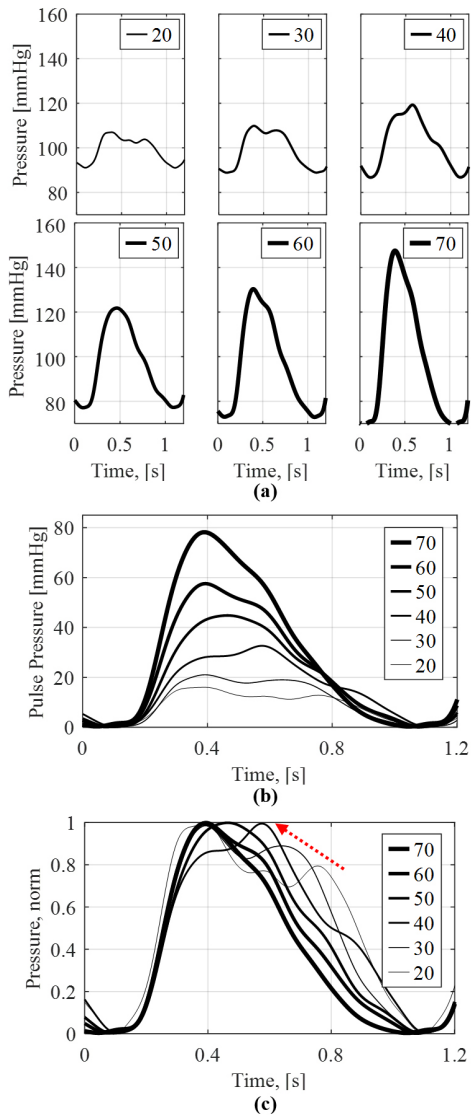
4.2 연령별 중심 동맥 혈압 파형 재현

[Fig. 9]는 모의 순환계 로봇이 [Fig. 5]의 20-70대의 혈관나이를 갖는 인공 대동맥 교환하며 혈관 나이에 따른 중심 동맥 혈압 파형 재현한 결과이다. [Fig. 9(a)]는 재현된 혈압 파형을 나타낸 것이다. 노화에 따른 최고, 최저혈압과 맥압 및 파형의 변화가 확인된다. [Fig. 9(b)]는 최저혈압만큼 이동시켜 연령별 혈압 파형의 맥압 변화를 나타낸 것이다. 노화에 따른 맥압의 증가가 확인된다.

[Fig. 9(c)]는 재현된 연령별 중심 동맥 혈압 파형의 크기를 정규화(normalize)하여 나타낸 것으로, 연령에 따른 혈압 파형의 변화를 관측한다. 노화에 따라 후반부의 반사파 피크가 조기 도달하여 2차 피크가 전진하는 경향이 확인된다. 혈관 강성이 낮고 PWV가 느린 20, 30대에서는 전진파와 반사파의 중첩이 거의 일어나지 않아 뚜렷이 구분된 두개의 피크 형상을 나타낸다. 40, 50대에서는 적절한 PWV로 인해 전진파와 반사파의 중첩이 발생하여 [Fig. 2]의 일반적인 이중 피크 형상과 유사하다. 60, 70대에서는 높은 강성과 빠른 PWV로 인해 전진파와 반사파가 넓은 영역에서 중첩되며 최고 혈압의 상승과 단일 피크와 유사한 형상을 나타낸다. 이는 [Fig. 3(d)]의 연령에 따른 인체 중심 동맥 혈압 파형 변화 경향과 동일하다. 즉, 본 연구의 모의 순환계 로봇은 다양한 혈관 나이의 인공 대동맥을 이용하여 연령에 따른 PWV 및 중심 동맥 혈압 파형을 재현하였다.

4.3 생체 모사 실리콘의 변형 연화로 인한 혈압 파형 왜곡

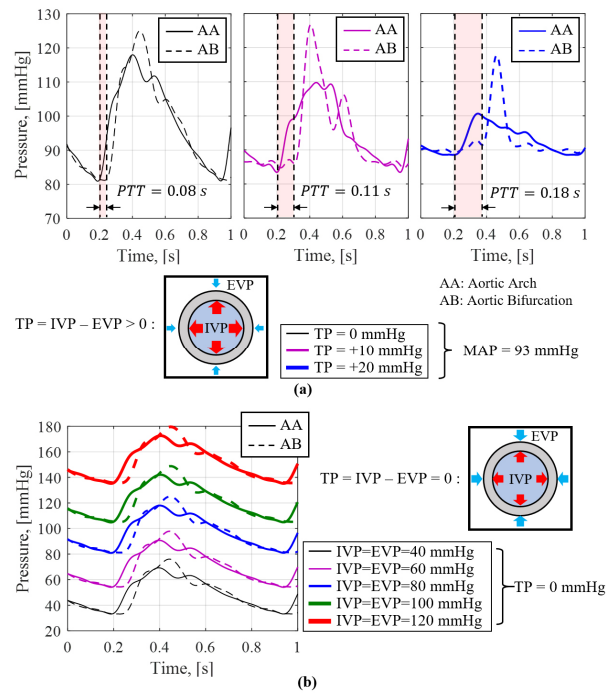
본 연구의 모의 순환계 로봇은 생체 모사 실리콘의 변형 연화 특성을 억제하기 위하여 가압 챔버를 이용하여 인공 대동



[Fig. 9] Reproduced central blood pressure waveforms according to ages: (a) raw waveforms; (b) pulse pressure of waveforms; (c) normalized pressure waveforms

맥에 혈관 외압을 인가하는 것을 특징으로 한다. 혈관 내압(IVP)와 혈관 외압(EVP)의 차이를 경벽압(TP, transmural pressure)이라고 하며, 가압 챔버의 목적은 TP를 0으로 만들어 변형 연화를 억제하는 것이다.

[Fig. 10]은 3.2장에서 제시된 가압 챔버에서 적용 정도에 따라 혈압 파형의 왜곡을 나타낸다. 중심 동맥 혈압 파형이 측정되는 AA (aortic arch, 대동맥궁), 및 반사파가 형성되는 AB (aortic bifurcation, 대동맥 분기) 에서의 파형과 TP에 따른 그 변화를 측정하였다. [Fig. 10(a)] 혈관 외압을 충분히 인가하지 못하여 TP가 0 이상일 경우, 변형 연화가 발생하여 PWV가 감소하고 혈압 파형이 왜곡되는 현상을 관측할 수 있다. [Fig. 10(b)]는 혈관 내압과 동일한 혈관 외압을 인가하여 TP가 0으로 유지될



[Fig. 10] Test accuracy according to transfer learning parameters

경우, PWV와 혈압 파형을 왜곡없이 유지한채 자유롭게 최저 혈압을 조절할 수 있음이 확인된다. 즉, 본 연구의 모의 순환계 로봇은 가압 챔버를 이용하여 인공 대동맥의 변형연화를 억제하였고, 목표한 혈관 강성과 PWV, 나아가 혈압 파형을 왜곡없이 재현하였다.

5. 결론 및 분석

본 연구는 혈압 파형 재현을 위하여 인체 심혈관계의 구조와 물성을 모사한 인공 대동맥을 포함하는 모의 순환계 로봇을 개발하였다.

혈압 파형은 전진파와 반사파의 중첩으로 형성되며, 그 재현을 위해서는 PWV와 혈관 강성의 재현이 필수적이다. 20-70대의 혈압 파형을 재현하기 위하여, 생체 모사 실리콘을 이용하여 해당 연령대의 PWV를 갖는 인공 대동맥이 1대1 크기 비율로 제작되었다. 그러나 생체 모사 실리콘은 변형 연화 특성으로 인하여 최저 혈압 재현을 위하여 내부 압력을 높일 경우 강성, PWV 및 혈압 파형이 왜곡된다. 본 연구에서는 이를 극복하기 위하여 가압 챔버 구조를 도입하여 인공 대동맥에 혈관 외압과 동일한 수준의 혈관 외압을 인가하는 것으로 변형 연화를 억제하였으며, 목표 강성, PWV 및 혈압 파형을 왜곡없이 재현한다.

모의 순환계 로봇을 통해 재현된 중심 동맥 혈압 파형은 그 크기와 형상이 인체와 유사하며, 중심 대동맥 내 전파에 따른

형상 변화와 맥압 증가 특성 또한 동일하게 관측되었다. 또한 인공 대동맥의 교환을 통해 20-70대의 중심 동맥 혈압 파형을 재현하였을 때, 인체와 동일한 맥압과 파형 변화를 재현하였다. 이를 통해 본 연구의 모의 순환계 로봇은 단순히 맥동 환경만을 재현하는 기존의 모의 순환계 루프와 달리, 다양한 구동 조건 입력에 따른 혈압 파형을 출력하는 생체 모사 로봇으로서 기능한다.

단, 본 연구는 심박수 60 BPM, 박출량 70 ml의 정상상태만을 구동한 결과이며, 다양한 임상 데이터와의 비교 검증이 필요하다. 후속 연구에서 혈관 나이에 따른 강성 뿐만 아니라 심박수, 박출량, 말초저항 등 모의 순환계 로봇에서 조절 가능한 다양한 심혈관계 건강 상태를 변경하며 다양한 조건의 혈압 파형을 재현하여 데이터베이스를 구축할 수 있다. 이는 부족한 혈압 파형 임상데이터의 양과 질의 한계 극복에 기여할 것이다.

본 연구의 성과는 항수 심혈관계 건강 관련 연구의 핵심 framework로서 다양한 연구로 확장 될 수 있다¹⁴⁻¹⁶. 또한 End-effector로서 중심 대동맥 뿐만 아니라 상완 및 손목 모의기(phantom)를 추가하는 것으로 자동 혈압계를 이용한 혈압 측정 과정을 모사하고, 손목에 착용되는 다양한 의료기기, 헬스 센서의 테스트 베드로 응용이 가능하다. 또한 침습적으로 측정되는 혈압 파형뿐만 아니라 비침습적으로 측정되는 PPG, 코르토크프음 등 다른 생체 신호로의 확장이 가능하다. 또한 인공 대동맥의 국부적인 물성과 형상을 변화시켜 의료인의 술기 훈련 및 혈관성 질병에 대한 증상과 원인 분석이 가능하다.

References

- [1] "Cardiovascular diseases (CVDs)," [Online], [https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)), Accessed: Apr. 15, 2024.
- [2] K. Bartels, S. A. Esper, and R. H. Thiele, "Blood pressure monitoring for the anesthesiologist: A practical review," *Anesth. Analg.*, vol. 122, no. 6, pp. 1866-1879, Jun., 2016, DOI: 10.1213/ANE.0000000000001340.
- [3] W. W. Nichols and M. F. O'Rourke, *McDonald's blood flow in arteries theoretical, experimental and clinical principles*. CRC press, 2011, DOI: 10.1016/0306-3623(92)90079-y.
- [4] T. Teeäär, M. Serg, K. Paapstel, J. Kals, M. Kals, M. Zilmer, J. Eha, and P. Kampus, "Heart rate reduction decreases central blood pressure in sick sinus syndrome patients with a permanent cardiac pacemaker," *J. Hum. Hypertens.*, vol. 32, no. 5, pp. 377-384, Mar., 2018, DOI: 10.1038/s41371-018-0051-4.
- [5] J. Rajeswari and M. Jagannath, "Advances in biomedical signal and image processing - A systematic review," *Informatics in Medicine Unlocked*, vol. 8, pp. 13-19, Jan., 2017, DOI: 10.1016/j.imu.2017.04.002.
- [6] J. P. Mynard, M. R. Davidson, D. J. Penny, and J. J. Smolich, "A simple, versatile valve model for use in lumped parameter and one-dimensional cardiovascular models," *Int. j. numer. method. biomed. eng.*, vol. 28, no. 6-7, pp. 626-641, Jun.-Jul., 2012, DOI: 10.1002/cnm.1466.
- [7] N. Westerhof and B. E. Westerhof, "Waves and Windkessels reviewed," *Artery Res.*, vol. 18, pp. 102-111, Jun., 2017, DOI: 10.1016/j.artres.2017.03.001.
- [8] J.-H. Jeong, Y.-M. Kim, B. Lee, J. Hong, J. Kim, S.-Y. Woo, T.-H. Yang, and Y.-H. Park, "Design and evaluation of enhanced mock circulatory platform simulating cardiovascular physiology for medical palpation training," *Appl. Sci.*, vol. 10, no. 16, pp. 5433, Jul., 2020, DOI: 10.3390/APP10165433.
- [9] F. Nestler, A. P. Bradley, S. J. Wilson, D. L. Timms, O. H. Frazier, and W. E. Cohn, "A hybrid mock circulation loop for a total artificial heart," *Artif. Organs*, vol. 38, no. 9, pp. 775-782, Sept., 2014, DOI: 10.1111/aor.12380.
- [10] E. S. Rapp, S. R. Pawar, and R. G. Longoria, "Hybrid Mock Circulatory Loop Simulation of Extreme Cardiac Events," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 69, no. 9, pp. 2883-2892, Sept., 2022, DOI: 10.1109/TBME.2022.3156963.
- [11] S.-S. Chio, E. M. Urbina, J. LaPointe, J. Tsai, and G. S. Berenson, "Korotkoff sound versus oscillometric cuff sphygmomanometers: Comparison between auscultatory and DynaPulse blood pressure measurements," *Journal of the American Society of Hypertension*, vol. 5, no. 1, pp. 12-20, Jan.-Feb., 2011, DOI: 10.1016/j.jash.2010.10.005.
- [12] D. L. Newman and S. E. Greenwald, "Validity of the Moens-Korteweg Equation," *The Arterial System*, Springer, 1978, pp. 109-115, DOI: 10.1007/978-3-642-67020-6_10.
- [13] K. A. Groenewegen, H. M. Den Ruijter, G. Pasterkamp, J. F. Polak, M. L. Bots, and S. A. E. Peters, "Vascular age to determine cardiovascular disease risk: A systematic review of its concepts, definitions, and clinical applications," *European Journal of Preventive Cardiology*, vol. 23, no. 3, pp. 264-274, Feb., 2016, DOI: 10.1177/2047487314566999.
- [14] J.-H. Jeong, B. Lee, J. Hong, C. Min, A. R. Persad, T.-H. Yang, and Y.-H. Park, "Cardiovascular hardware simulator and artificial aorta-generated central blood pressure waveform database according to various vascular ages for cardiovascular health monitoring applications," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 172, pp. 108224, Apr., 2024, DOI: 10.1016/j.combiomed.2024.108224.
- [15] B. Lee, J.-H. Jeong, J. Hong, and Y.-H. Park, "Correlation analysis of human upper arm parameters to oscillometric signal in automatic blood pressure measurement," *Sci. Reports*, vol. 12, no. 1, pp. 1-11, Nov., 2022, DOI: 10.1038/s41598-022-24264-9.
- [16] J.-H. Jeong, B. Lee, J. Hong, T.-H. Yang, and Y.-H. Park, "Reproduction of human blood pressure waveform using physiology-based cardiovascular simulator," *Sci. Report*, vol. 13, no. 1, pp. 1-15, May, 2023, DOI: 10.1038/s41598-023-35055-1.



정재학

2017 연세대학교 기계공학과(공학사)

2019 KAIST 기계공학과(공학석사)

2024 KAIST 기계공학과(공학박사)

관심분야: Medical and Biomimetic Robot, Bio and Vibro-Acoustic Signal Processing, Explainable AI



박용화

1991 KAIST 기계공학과(공학사)

1993 KAIST 기계공학과(공학석사)

1999 KAIST 기계공학과(공학박사)

2016 삼성전자 종합기술원

현재 KAIST 기계공학과 부교수

관심분야: Vibration Analysis and Condition Monitoring, Human Auditory System-inspired Acoustic Recognition, Human Sound and Vibration for Health Sensors, 3D Lidar Sensor and Human Recognition