

비선형 탄성이론에 기초한 혈관류 생체재료 실험장치

Rubber-liked Biomaterial Experimental Setup based on Nonlinear Elasticity Theory

강태원^{1,✉}
Tae Won Kang^{1,✉}

¹ 국민대학교 기계자동차공학부 (School of Mechanical and Automotive Engineering, kookmin Univ.)
✉ Corresponding author: jirehk@kookmin.ac.kr, Tel: 02-910-5051

Manuscript received: 2010.3.30 / Revised: 2010.4.16 / Accepted: 2010.4.23

In order to understand the biomaterial like the blood vessel of artery, there is a need to quantify the biomechanical behavior of the vessel. Using computer-controlled experimental system, the experiment can acquire data such as inner pressure, axial load, diameter and axial gauge length without contacting the specimen. Rubber-liked material which is similar to passive artery was selected as pseudo-biomaterial. Deformations are measured for pressure-diameter curves. The data were collected and stored online to be used in the feedback control of experimental protocols. Finally, the illustrative data obtained from the experimental system were presented and the system shows that strain invariants are controlled to understand the nonlinear elastic behavior of biomaterial which is involved with strain energy function.

Key Words: Nonlinear Elasticity Theory (비선형탄성이론), Biomaterial (생체재료), Strain Energy Function (스트레인 에너지 함수), Rubber-liked Material (고무재료)

1. 서론

혈관의 기계적 성질에 관한 많은 연구가 진행되어 왔다. 그 연구의 바탕에는 탄성학의 지식을 활용하여 비선형 움직임을 보이는 혈관의 기계적 성질을 이해하려는 노력이 포함되어 있다.¹⁻⁶

1987년 T.R. Canfield와 P.B. Dobrin⁷은 혈관의 Static Elastic properties에 관한 연구를 소개하기도 하였다. 또한 biomechanics의 학문적인 완성도를 가장 높이 이끌었던 Y.C. Fung⁸은 1981년에 저술한 저서에서 혈관의 기계적 특성을 이해하기 위하여 접근할 수 있는 가이드라인을 제시하기도 하였다.

그러나 실제 수술이 필요한 병리생리학적인 측면에서의 혈관에 대한 궁금증은 여전히 남아 있다.^{9,10} 즉 많은 연구가 진행되고 있음에도 불구하고

고, 혈관 이식, 동맥류의 이상 비대가 갑작스러운 파열로 이어지는 이유, 그리고 풍선을 이용한 혈관확장술(balloon angioplasty) 또는 스텐트 기술을 경험한 혈관이 받는 데미지 등은 여전히 숙제로 남아 있다.¹¹⁻¹³

이러한 숙제를 풀기 위해서는 이론적인 연구와 함께 체계적인 실험을 통한 데이터가 수반되어야 하기 때문에 이론적인 연구와 함께 중요한 실험들이 과거에 많이 수행된 바가 있다.

2. 배경 관련 지식

과거에 실시된 혈관과 관련한 실험의 대표적인 주자로 “ring test”를 들 수 있다. 주 연구자로서는 Cox¹⁴와 Consigny가 있다. 특히 이 실험이 중요했던 이유 중의 하나는 혈관에 있는 혈관평활근

(smooth muscle)의 수축(contraction)에 대한 고려를 하였기 때문이다. “ring test”에서는 혈관의 비활성화(passive) 상태와 혈관이 데미지를 입은 상태를 비교한 기계실험을 실시하였다. 간략하게 실험 내용을 설명하면, 작은 혈관에서 잔류변형률을 측정할 때 사용했던 것과 유사하게 혈관의 절단을 통하여 작은 반지와 같은 링(ring)을 형성하는 것이다. 그리고는 두 개의 지지대를 이용하여 링의 일축인장(uniaxial extension)을 모사하는 것이다. 비록 이러한 일축인장이 축하중(axial load) 과 축방향 변형률(extension ratio) 길이 방향으로 측정할 수는 있지만, 유한변형률(finite strain)에 대한 정확한 해법을 찾는 것이 용이하지가 않다. 즉, 이 실험은 일차원적 실험(one dimensional experiment)의 형식을 취하기 때문에 실제의 혈관이 보여주는 하중에 대한 변형 움직임을 보여주지 못하고 있다. 특히 혈관의 굽힘에 대한 어떠한 정보도 제공하고 있지 않다. Cox 는 여러 번 수행한 실험 데이터를 통하여 간단한 형태의 수식을 도출하였다.

또 다른 중요한 실험 중의 하나는 연부조직(soft tissue)에 가장 많이 사용되는 이축인장(biaxial test)이다.¹⁴ 이축인장은 간략하면서 기계적인 성질에 대한 많은 정보를 제공하여 준다는 점에서 많은 연구자들이 애용하는 방법 중의 하나이다. 그러나 혈관의 경우, 이 방법은 시편을 2 개 축 방향에서 힘을 가하여 힘에 대한 시편의 2 개 축 방향에서의 변형을 살펴보는 것이 핵심인데, 이 실험 방법의 가장 큰 약점 및 전제 조건으로 필요한 것이 시편이 실험을 실시하기 전에 내부 응력이 없는 상태이어야 한다는 점이다. 불행히도, 원통형(cylindrical shape)모양을 가진 혈관을 절개하여 평면시험(in-plane test)을 실시하도록 만들려고 시편을 준비하면, 잔류변형률에 의하여 혈관은 여전히 곡면형상을 유지하고 있기 때문에 내부 응력이 없는 상태를 하중이 가해지지 않은 상태에서 구현하는 것이 매우 힘들다. 엄격하게는 혈관의 비균질성변형(non-homogeneous deformation)을 야기 시키는 것으로 간주되어야 하기 때문에 프로토콜(protocol)을 제어하는 것이 매우 힘들게 된다. 또한 실험 데이터를 근간으로 하여 응력을 구하기 위하여서는 초기상태의 응력에 대한 정보가 있어야 하는데 Choung 과 Fung¹⁵ 에 의하여 지적된 잔류변형률에 대한 정보를 어떻게 사용해야 하는지 명확하지가 않게 된다. 그럼에도 불구하고 Demiray & Vito² 는 정맥 혈관을 이용하여 평면시험을 성공적으로 실

현한 바가 있다.

혈관 실험에 있어서 또 하나의 장벽은 소재의 이질성(heterogeneity)이다. 혈관은 일반적으로 3 개의 층으로 구성되어 있다. 가장 안쪽 층은 인티마(intima)로서 단층이다. 이는 주로 혈관 내의 이물질이 잘 유동할 수 있도록 하며, 중간에 있는 것이 미디아(media) 인데, 이는 혈관평화근 셀이 위치한 곳이다. 따라서 혈관의 활성화한 모습과 비활성화한 모습의 변화가 일어나는 곳이다. 그리고 마지막으로 가장 바깥에 위치하고 있는 층이 어드벤티시아(adventitia) 인데 이는 콜라겐과 엘라스틴으로 구성되어 있으며 외부에서 작용하는 힘에 작용하는 역할을 한다고 할 수 있다.¹⁶ Fung 과 그의 연구진은 작은 변형률 굽힘시험(small strain bending test)을 실시하여 혈관 벽의 이질성에 대한 중요성을 이끌어 낸 바 있다.¹⁷

그 내용을 간략하게 소개하면, Bernoulli-Kirchhoff 의 복합재 곡면보(composite curved beam) 이론을 이용하여 하중이 가해지지 않은 링의 원주방향으로의 굽힘 시험을 실시한 것이다. 시편으로는 돼지와 쥐의 대동맥을 사용하였다. 연구 결과를 통하여 횡축 하중은 굽힘 모멘트에 비하여 거의 무시할 수 있다는 점과, 비선형 1-D stress-strain 관계식이 시편의 기계적인 거동을 잘 설명할 수 있다는 점을 보여 주었다. 또한 쥐의 가슴대동맥(thoracic aorta)의 경우, circumferential Young's modulus 의 값이 media 이 경우 248 kPa, adventitia 의 경우에는 69 kPa 로 측정되었다. Fung 과 그의 동료들의 연구는 혈관 벽의 이질성은 탄성대동맥의 경우에도 고려되어야만 할 정도로 매우 중요한 사실이라는 점을 강조한 것이라고 할 수 있다.

지금까지 언급된 연구는 일축인장 중심으로 혈관에 실시된 연구들이다. 그리고 기계공학에서 소재의 기계적인 성질을 파악하기 위하여 취하는 방법인 단순인장시험이 아마도 가장 많을 것이다. 그 이유는 소재의 항복영역을 넘어서는 기준을 통하여 분석하는 파괴이론 그리고 피로파괴 이론 등 현재의 형상에 가해지는 하중 조건에 따라 발생하는 응력 값을 비교하기 위한 레퍼런스를 단순인장시험을 통하여 구축하는 것이 많기 때문이다. 그러나 생체 역학의 측면에서는 조금 다른 방향에서의 접근이 필요하다. 그 중의 하나가 pressure-diameter test 이다. 이는 혈관이 압력으로 인하여 팽창(inflation)하는 상황과 일치하는 것이다. 즉, 우리

몸에 있는 대동맥, 뇌동맥 등을 포함하는 많은 혈관들은 인시튜 길이(in situ length)를 유지한 상태에서 주기적인 팽창을 수없이 경험하고 있다. 이러한 상황을 모사하는 실험 연구 중에서 가장 대표적이라고 할 수 있는 것이 Takamizawa 와 Hayashi¹⁸ 가 실시한 연구이다. 시편은 한쪽 끝을 고정시키고 나머지 한쪽을 길이 방향으로 움직인 가능하도록 하였다. 즉 시편이 전체 길이를 조정함으로써 혈관이 몸 속에서 위치하는 길이를 모사하려는 것이다. 시편의 길이를 측정하는 방법은 여러 가지가 있을 수 있으나, LVDT(linear variable differential transformer)를 이용하여 고정 점에서부터 자유로운 다른 한쪽의 움직임까지의 거리를 측정하였다. 그리고 정해진 길이에서 주기적인 팽창을 가하였다. 혈관의 팽창 방법은 시편의 내부를 점진적으로 가압하여 형성시켰으며, 연속적으로 하는 경우에는 시린지펌프(syringe pump)를 사용하여 실험 조건을 만들기도 하였다. 우리 몸의 혈관의 팽창은 맥동특성을 가지지만, Takamizawa 와 Hayashi 의 연구에서는 느린 정상류(slow steady flow)로 대신 하였다. 그리고 가압과 동시에 압력 센서(pressure transducer)를 통하여 시편 내부의 압력을 관측 하였다. 물론, 압력의 측정 점이 어디냐에 따라서 압력 값에 대한 차이를 보이지만, 느린 압력 구배(slow pressure gradient)라고 흐름을 가정하였기 때문에 측정 점에서의 압력 값의 차이는 무시하였다. 본 연구에서의 수행할 pressure-diameter test 는 혈관에의 팽창을 모사하는 것으로, 역시 동일한 관점에서 압력 측정 점 위치변동으로 인해 발생하는 작은 오차는 무시하였다.

그러나 Takamizawa 와 Hayashi 의 연구 역시 pressure-diameter test 에 대한 시도는 훌륭하나, 실험에 대한 한계점을 가지고 있다. 유한탄성(Finite elasticity) 관점에서는 비절촉 이슈와 변형률 불변량 프로토콜(strain invariants protocol)이 이루어지지 않아 혈관의 기계적인 특성을 충분히 설명할 수 있는 데이터를 제공하는데 한계를 갖고 있다.

이러한 이유 중의 하나는 혈관의 기계적 특성을 설명할 수 있는 3 차원적인 constitutive relations 이 완벽하지 않기 때문이라고 할 수 있다. 그리고 좀 더 구체적이고 완벽한 constitutive relations 을 찾거나 발전시키기 위해서는 이론적인 기초를 보조할 수 있는 광범위한 내용을 담은 실험적인 데이터를 필요로 한다.^{18,19} 따라서 이론적인 기초를 세울 수 있도록 고려된 실험을 수행하기 위해서는

어떠한 인자를 실험 장치에서 구해야 하며, 어떻게 응력 해석에 사용될 수 있는 지에 대한 연구가 선행되어야 한다.

이와 같이, 변형률에 기초한 이론적인 구성을 통하여 소재의 기계적인 성질을 파악하는 실험을 수행하는 것은 아직도 많은 일을 필요로 하고 있다. 특히 혈관과 같은 소재는 비선형적이고, 이방성이며 이질성을 가지고 있고 경우에 따라서는 활성화 와 비활성화를 보여주고 있기 때문에, 소재 특성 파악을 위한 실험 장치가 더욱 정교해질 필요가 있다.

따라서 비선형 탄성적인 거동(Non-linear elastic behavior)을 보이면서 대변형(large deformation)의 특성을 가지는 생체재료에 대한 연구는 예전부터 어려운 연구 분야의 하나로 인지되어 왔으며, 이러한 소재가 보여주는 모든 특성을 파악하기 보다는 현실적으로 수행이 가능한 실험을 형성하여 기초적인 정보를 습득한 다음에 추가적인 analytic solution 을 찾아가는 방법이 선호되었고, 따라서 비선형성을 배제하는 실험을 유도하기 위해서는 어느 정도의 가정이 필요하다. 그 중에서 재료가 등방성인 경우에는 이론과 잘 일치하는 실험방법을 찾을 가능성이 높아진다고 할 수 있다.

우리가 constitutive relation 을 찾는 방법으로 크게 3 가지 측면에서 접근할 수 있다. 그 첫 번째는 그냥 가정하는 것이다. 예를 들면 비선형이므로, 우리가 소성변형에서 사용했던 응력과 변형률의 유사한 형태의 비선형식을 취하는 것이다. 둘째로는 미세구조에 근거한 관계식을 찾는 것이며, 마지막으로 실험을 통하여 관계식을 찾는 것이다. 다행히도, 변형률 에너지 함수(strain energy function)를 이용하는 경우에는 응력과 변형률의 관계식을 무작정 가정하지 않아도 이론적인 근거에 기초한 실험을 통한 관계식 구성이 가능하여 진다. 본 연구에서는 Green 이 사용했던 strain energy 방식을 사용하고자 한다. 즉, 우리가 재료의 constitutive relation 을 설명할 수 있는 에너지 함수를 안다고 가정하면,

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + F_{iA}F_{jB} \frac{\partial W}{\partial E_{AB}} \quad (1)$$

의 관계식을 이용할 수 있다.^{6,20} 여기서 W 는 strain energy function,

$E_{AB} = \frac{1}{2} [F^T F - I] = \frac{1}{2} [C - I]$ 이며, 또한 F 는 deformation gradient tensor, C 는 right Cauchy-Green deformation tensor 그리고 I 는 identity tensor 이다.

식 (1)을 좀 더 확장하여 풀면,

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\frac{\partial W}{\partial I_1} B_{ij} + 2\frac{\partial W}{\partial I_2} B_{ij}^{-1} \quad (2)$$

로 표현할 수 있다.

여기서 strain energy function W 는 변형률불변량 I_1, I_2, I_3 의 함수인 $W = W(I_1, I_2, I_3)$ 로 다시 정의할 수 있으며, strain invariants 는 다시 $I_1 = trC, I_2 = \frac{1}{2}(trC)^2 - trC^2, I_3 = \det C$ 로 정의되어 진다.

strain invariants 가 중요한 이유는 strain invariants 를 제어함으로써 strain energy function 에 대한 형태를 유추할 수 있기 때문이다.

이러한 실험식을 통하여 strain energy function 을 찾은 경우가 본 연구의 기초 대상 소재인 Rubber-like material 이라고 할 수 있다.

따라서 본 연구의 목적은 혈관의 비선형적이고, 이방성의 성질과 이질성을 가지는 생체재료의 기계적 특성을 이해하기 위하여 필요한 실험을 수행하는 실험 시스템을 구축하는 것이며, 혈관을 대상으로 직접 실험하기 전에 혈관과 가장 유사한 Rubber-like material 을 이용하여 계획된 실험 프로토콜이 혈관과 유사한 기계적 특성을 보이는 소재에 적용됨을 검증하여 향후에는 궁극적인 실험 재료인 혈관에 적용하는 것이다.

3. Experimental System

3.1 실험 장치

실험 장치는 크게 3 개 부분으로 나눌 수 있다. 그 하나는 전기적 구동 능력을 가진 움직임을 보이는 부분이고, 두 번째는 영상에 기초한 변형 측정 장치이고 마지막으로 프로토콜을 구현하고 데이터를 취득하는 부분으로 구성된다.

전기적인 신호를 통하여 구동하는 부분은 Fig. 1 에서 보여 주듯이, 위에서 내려다보면, 리니어 베어링을 따라서 평행하게 움직이는 캐리지 2 개

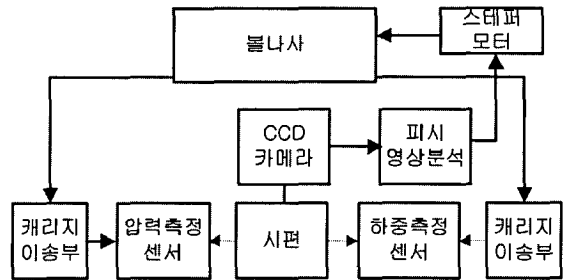


Fig. 1 Block diagram of Experimental system

가 서로를 마주 보면서 위치하고 있다. 이 두 개의 캐리지는 서로 반대 방향으로 회전하는 볼나사 (ball screw)의 움직임에 따르며, 따라서 스테퍼모터로 조정되는 볼나사의 움직임은 캐리지를 서로 반대 방향으로 움직이도록 하여 시편의 인장이 실험 장치의 센터 부분을 중심으로 서로 멀어지다가 다시 가까워지는 움직임을 보이도록 장치되어 있다. Pressure-diameter test 또는 stretching test 에서 계측을 위해서 압력측정센서 (pressure transducer)와 하중 측정 센서 (axial load cell)을 캐리지에 부착하여 실험 중간에 실시간으로 시편에 가해지는 압력과 축 방향의 힘을 측정할 수 있도록 고안되었다.

한편, 또 다른 계측 및 계산을 위한 데이터 취득 장치는 Fig. 1 에서 보여지지는 않았지만, 직접적인 접촉을 통하여 측정하는 것이 바람직하지 않기 때문에 비접촉식을 택하였으며, 따라서 비접촉성을 유지하면서 정밀도를 가질 수 있는 방법으로 CCD 카메라를 이용하였다. 여기서 CCD 카메라를 통하여 시편의 외경과 축 방향으로 늘어난 gauge length 를 파악한 후에 실제로 이론적인 의미를 가지는 실험을 조정할 수 있기 위한 소프트웨어를 사용하였다. 그러나 본 연구에서 구동하는 움직임이 일반적인 인장 시험이나 경도 시험과 너무나도 상이하기 때문에 시중에서 구할 수 있는 제어 소프트웨어는 적용할 수 없어서 본 연구에 맞게 custom made software 를 개발하여 적용하였다.

Fig. 2 는 Fig. 1 에서 보여준 개념도를 구현한 장치의 중앙부분을 보여주는 것으로, 실험 시편의 gauge length 및 직경을 측정하면서 실험 중에 발생하는 변화를 계측하는 장면을 보여주고 있다.

Fig. 3 은 실험 프로토콜이 진행되도록 구성된 인하우스 실험 장치 운영 프로그램을 보여주고 있다. 실험 전체 모습을 보여주는 것은 아니지만, 왼쪽 상단의 이미지는 지금 풍선 표면에 표시된 마커(marker)들을 실시간으로 트래킹(tracking)하고 있

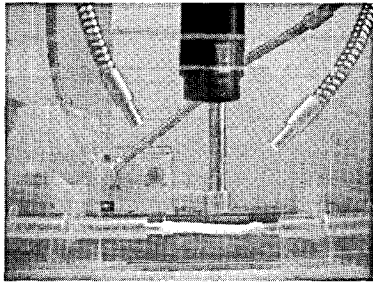


Fig. 2 Measurements on Rubber-like material via CCD camera

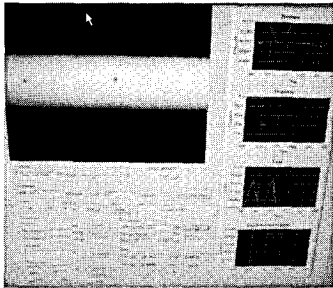


Fig. 3 Custom made experimental setup and user interface

으며, 오른쪽의 4 개의 화면은 변형구배(deformation gradient) 값을 구하기 위하여 필요로 하는 시편의 직경과 시편 gauge length 길이, 그리고 시편 내부에 작용하는 압력과 시편의 길이 방향으로 작용하는 힘을 보여주고 있다.

또한 화면의 왼쪽 하단에서 보여주는 내용은 동일한 프로토콜을 반복할 수 있도록 주기에 대한 옵션을 부여함과 동시에 스테퍼 모터의 수동 작업을 배제하고 computer controlled motion 을 제공하기 위하여 별도의 준비 과정 창을 두었다.

3.2 실험 Protocol

식(2)에서 보여주는 응력 값을 strain energy function 에 기초하도록 하기 위해서는 변형률 불변 값을 제어할 수 있어야 하기 때문에 궁극적으로는 I_1, I_2, I_3 값을 제어하여야 한다.

본 연구에서 진행한 프로토콜에서는 축 방향의 변형구배 값과 원주방향의 변형구배 값을 제어하도록 하였다. 이는 다른 실험에서 수행되는, 즉 힘을 제어함으로써 실험을 진행하는 것과는 구별되는 부분이다. 일 예로, pressure-diameter test 를 실시하는 경우에는 원주방향의 변형구배 중에서 시편

직경을 일정한 값이 되도록 제어하는 것이다. 이는 지금까지 행하여진 pressure-diameter test 와는 다른 실험이 되는 것이다.

또한 시편의 축 방향으로 인장을 가하는 경우에는 축 방향의 변형구배 값인 축 방향 길이 변형률을 제어하는 것도 가능하다.

4. 실험 데이터

4.1 Invariant Protocol

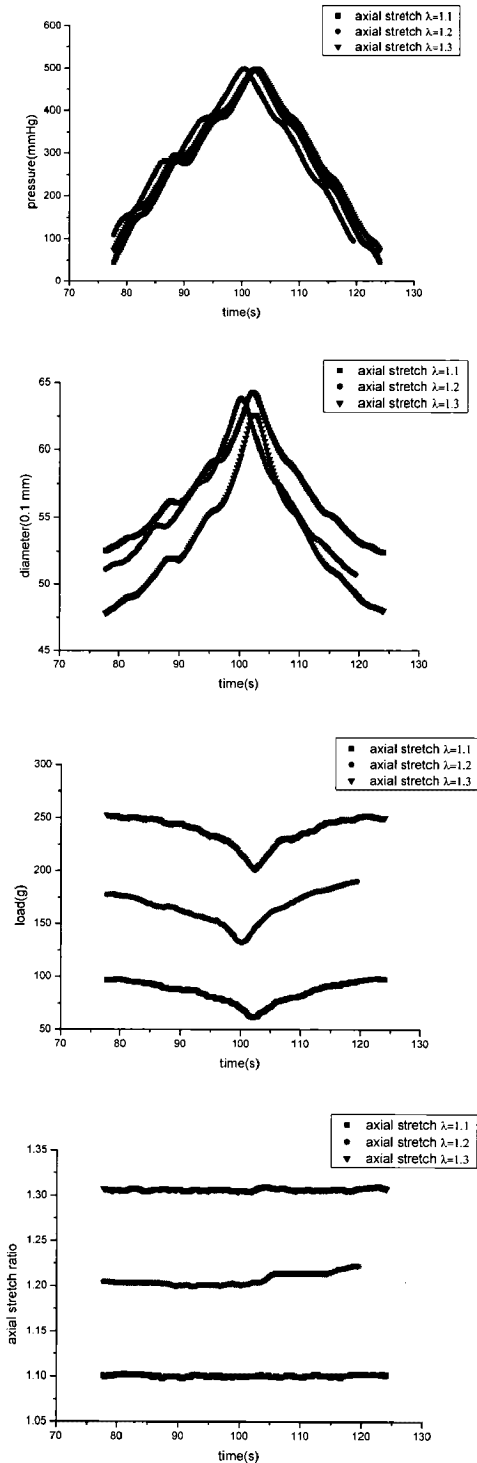
Fig. 4 는 Fig. 3 에서 정해진 실험 프로토콜에 따라서 실험이 진행되는 동안 실시간으로 4 개의 채널에서 동시에 측정된 실험 데이터를 도시한 것이다. 실험 대상은 시중에서 구입할 수 있는 고무 튜브 5 개를 사용하였다.

실험 프로토콜은 변형구배 중의 일부가 일정하게 유지되는 동안의 시편에 작용하는 내부 압력과 축 방향으로의 힘을 측정함으로써 추후에 strain energy function 을 가정하여 계산된 결과 값과 비교할 수 있도록 하기 위한 실험 프로토콜 중의 하나를 보여주고 있다. 이 실험 프로토콜에서 중요한 것은 네 번째 채널 값인 축 방향 변형률이 일정하게 유지되는 가에 달려있다.

실험 데이터가 보여주는 결과 중에서 특이한 상황은 압력은 일정하게 증가하는 것으로 보이는데, 시편의 직경과 축 방향으로 작용하는 힘은 비선형으로 나타난다는 것이다. 일반적인 Rubber-like material 에서는 쉽게 발견되는 현상이 아니다. Rubber-like material 이 등방성 재료라는 점을 고려하면, 압력과 축 방향은 서로 유사한 반응을 보여줄 것으로 기대되었으나, 실제로 실험을 통하여 살펴본 결과 각 방향에 작용하는 힘들도 서로의 비선형 관계가 이루어지고 있음을 알 수 있다.

4.2 Pressure-diameter test

Fig. 5 는 혈관의 모양(geometry)을 유지하면서 실험할 수 있는 장치를 사용하여 얻은 결과를 도시한 것이다.²¹ 실험 장치에서 원하는 실험환경은 Pressure-diameter data 를 얻는 동안 시편의 길이 방향으로의 하중을 일정하게 유지하는 것이다. 이를 위하여 일정한 무게를 시편의 길이방향에 메달고 pressure-diameter test 를 실시한 결과에 대한 그래프이다.



g. 4 Data from Pressure-Diameter inflation test at three different constant stretch ratios in axial direction

Fig. 6 은 본 실험 장치를 통하여 실시된 시편길이 방향의 gauge length 를 일정하게 유지하는 조건 하에서 pressure-diameter 실험 프로토콜을 실시한 결과이다. 따라서 Fig. 5 와 Fig. 6 은 실험 재료가 상이하더라도, 외견상 유사한 pressure-diameter test 의 형태를 보여주는 것이라고 할 수 있다.

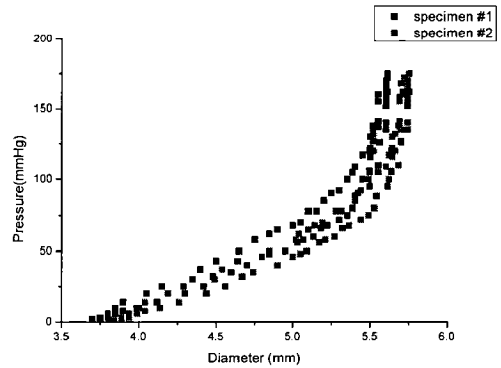


Fig. 5 Plot from pressure-diameter test while the axial loads are maintained to be constant.

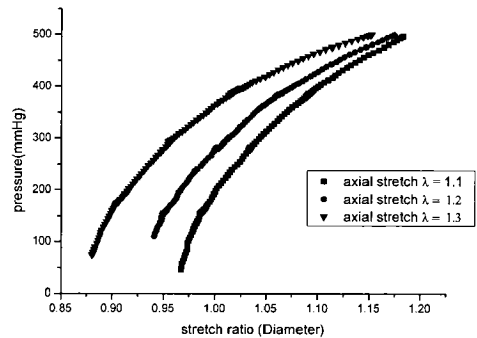


Fig. 6 Plot from pressure-diameter test while the axial stretch ratio is maintained to be constant

그러나 두 개의 실험은 실험 데이터를 이론에 적용하는 부분에서 차이를 가진다. Fig. 5 에서 보여주는 실험 장치의 문제는 정확하게 변형구배를 제어할 수 없다는 한계점이 존재한다는 것이다. 즉, 일정한 무게를 유지하면서 압력을 가하는 프로토콜을 실시한 것이기 때문에 압력 증가로 인해 길이 변형률이 변화하는 것에 대한 보정을 해 줄 수 없다는 점이다.

반면에 본 실험 장치는 CCD 카메라로 실시간 길이 변형률을 측정하면서 정해진 값을 벗어나는

경우에는 장치가 자동적으로 주어진 값과 일치하도록 보정하는 프로그램이 작동하고 있다는 점에서 일반적으로 행해지는 pressure-diameter test와 차별성을 가진다. 따라서 본 실험장치로 Fig. 5에서 실시한 시편을 사용하여 실험을 하면 다른 특성을 보여줄 수 있다.

Fig. 6은 혈관과 가장 유사한 기계적 성질을 보여주는 rubber-liked material을 시편으로 사용한 것이며, 예상했던 바와 같이 비선형 특성을 보여주고 있다. 다만 혈관의 경우에는 처음에 쉽게 늘어나는 모습을 보여주다가 신장이 점차 커짐에 따라서 그 저항하는 저항력이 갑자기 상승하는 것을 알 수 있는데, 고무재료의 경우에는 처음에는 늘어나는 저항이 처음에는 크다가 어느 정도의 변형이 발생한 후에는 처음에 가해지는 힘의 증분이 크지 않더라도 유사한 신장이 발생하는 특성을 보여주고 있다.

5. 결론

Rubber-liked Material의 경우, 기계적 특성으로 large strain elastic behavior를 보인다는 관찰을 기초로 하여 다양한 constitutive relation이 제시되었다. 그 중에서 entropic model에 기초하여 1975년에 Treloar²²는 strain energy function을 다음과 같이 정의하였다.

$$W = c_1(I_1 - 3) \tag{3}$$

여기서 $c_1 = nKT$ 라 정의하였으며, n 은 단위체적당 chain의 숫자, K 는 Boltzman 상수 그리고 T 는 절대 온도를 나타낸다. 반면에 1940년에 Mooney⁸는 strain energy function을 다음과 같이 가정하였다.

$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) \tag{4}$$

본 연구는 식 (4), 즉 Mooney-Rivlin 관계식이 가지는 특성에 유의하는 실험 프로토콜 설계를 고찰한 것이다. Rivlin-Saunders가 strain energy의 응답 함수를 평면 양축 시험(In-plane bi-axial test)을 통하여 간접적으로 유추할 수 있었던 것과 같이, 본 실험 프로토콜도 같은 방법을 사용할 수 있는 실험 프로토콜을 제공할 수 있다. 이는 본 실험 장치에서 변형구배에 대한 제어가 가능함으로써

strain energy function을 구하는 방법을 설명할 수 있는 실험이 체계적으로 수행될 수 있기 때문이다.

본 실험 장치는 변형률 불변을 제어할 수 있는 프로토콜을 수행하기 위해서 축 방향의 변형구배 또는 직경 방향의 변형구배를 제어할 수 있음을 보여주고 있다.

따라서, 새로이 설계된 본 실험장치는 모든 생체재료를 이해할 수 있는 실험이 가능한 것은 아니지만, 혈관의 기계적 성질을 이해할 수 있는 실험에 대한 새로운 시각을 제공하고 있다.

후 기

이 논문은 2009년 한국학술진흥재단의 학문후속세대양성사업(과제번호 359-2008-1-D00001)의 지원을 받아 수행된 연구입니다.

참고문헌

1. Cowin, S. C., "How is Tissue Built?," J. of Biomechanical Engr., Vol. 122, No. 6, pp. 553-569, 2000.
2. Demiray, H. and Vito, R. P., "A Layered Cylindrical Shell Model for an Aorta," Int. J. Engr. Sci., Vol. 29, No. 1, pp. 47-54, 1990.
3. Fung, Y. C., "Biomechanics: Motion, Flow, Stress, and Growth, 2nd Ed.," Springer-Verlag, 1990.
4. Humphrey, J. D., "Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs," Springer, 2002.
5. Kim, S. M. and Park, S. Y., "Finite Element Analysis of Stent Expansion Considering Stent, Artery and Plaque Interaction," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 23, No. 10, pp. 121-125, 2006.
6. Kim, C. N., Oh, T. K., Choi, M. J. and Jung, S. D., "Elastic Motion of the Blood Vessel and Wall Shear Stress in Carotid Artery with Stenosis," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 22, No. 9, pp. 179-187, 2005.
7. Canfield, T. R., Dobrin, P. B. and Chien, S., "Static elastic properties of blood vessels: Handbook of bioengineering In Skalak, R. eds.," McGraw-Hill, Chapter 16, 1987.
8. Fung, Y. C., "Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, 2nd Ed.," Springer-Verlag, pp. 196-

- 260, 1993.
9. Gundiah, N., Ratcliffe, M. and Pruitt, L. A., "Determination of Strain Energy Function for Arterial Elastin: Experiments Using Histology and Mechanical Tests," *J. of Biomechanics*, Vol. 40, No. 3, pp. 586-594, 2006.
 10. Mooney, M., "A Theory of large elastic deformations," *J. Appl. Phys.*, Vol. 11, No. 9, pp. 582-592, 1940.
 11. Consigney, P. M., Tulenko, T. N. and Nicosia, R. F., "Immediate and Long Term Effects of Angioplasty-Balloon Dilation on Normal Rabbit Iliac Artery," *Arteriosclerosis*, Vol. 6, No. 3, pp. 265-276, 1986.
 12. Consigny, P. M. and LeVeen, R. F., "Effect of Angioplasty Balloon Inflation Time on Arterial Contractions and Mechanics," *Investigative Radiology*, Vol. 23, No. 4, pp. 271-276, 1988.
 13. Cox, R. H., "Comparison of Arterial Wall Mechanics Using Ring and Cylindrical Segments," *American Journal of Physiology*, Vol. 244, pp. H298-H303, 1983.
 14. Dobrin, P. B. and Canfield, T. R., "Elastase, Collagenase, and the Biaxial Elastic Properties of Dog Carotid Artery," *American Journal of Physiology*, Vol. 247, pp. H124-H131, 1984.
 15. Chuong, C. J. and Fung, Y. C., "On Residual Stress in Arteries," *J. Biomech. Engr.*, Vol. 108, No. 2, pp. 189-192, 1986.
 16. von Maltzahn, W. W., Warriyar, R. G. and Keitzer, W. F., "Experimental Measurements of Elastic Properties of Media and Adventitia of Bovine Carotid Arteries," *J. Biomech.*, Vol. 17, No. 11, pp. 839-847, 1984.
 17. Chuong, C. J. and Fung, Y. C., "Three Dimensional Stress Distribution in Arteries," *J. Biomech. Engr.*, Vol. 105, No. 3, pp. 268-274, 1983.
 18. Takamizawa, K. and Hayashi, K., "Strain energy density function and uniform strain hypothesis for arterial mechanics," *J. Biomech.*, Vol. 20, No. 1, pp. 7-17, 1987.
 19. Humphrey, J. D., Strumpf, R. K. and Yin, F. C. P., "A Theoretically-based Experimental Approach for Identifying Vascular Constitutive Relations," *Biorheology*, Vol. 26, No. 4, pp. 687-702, 1989.
 20. Humphrey, J. D. and Delange, S. L., "An Introduction to Biomechanics: Solids and Fluids, Analysis and Design," Springer, pp. 271-328, 2004.
 21. Kang, T., "Mechanical behavior of arteries under inflation and extension," *J. of Mechanical Science and Technology*, Vol. 22, No. 4, pp. 621-627, 2008.
 22. Treloar, L. R. G., "The Physics of Rubber Elasticity," Oxford University Press, 1975.