Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers Vol.22 No.1 2013. 2. pp. 50~55
http://dx.doi.org/10.7735/ksmte.2013.22.1.50 ISSN 2233-6036

생체재료를 설명하는 스트레인 에너지 함수에 대한 이론적 고찰

강태원*

(Manuscript received: Nov, 8, 2012 / Revised: Jan, 11, 2013 / Accepted: Jan, 15, 2013)

Theoretical Framework For Describing Strain Energy Function on Biomaterial

Taewon Kang*

Abstract

In order to understand the biomaterial like the blood vessel of artery, there is a need to quantify the biomechanical behavior of the vessel. However, theoretical framework to describe and quantify the behaviour of blood vessel was not well established so far. For studying the biomechanical behavior of artery, Rubber-liked material which is similar to passive artery is selected since conventional theoretical interpretation is very limited to understand and predict the behavior of biomaterial. Rubber-like material is assumed to be very similar to artery and has properties of isotropy, homogeneity and is undergoing large deformation. Based on this assumption, stress developed on Rubber-like material is described by strain energy function and strain invariants which are required to understand the nonlinear elastic behavior of biomaterial. The descriptor which would be used for understanding the biomechanical behavior of artery is studied in this work.

Key Words : Rubber-like material(고무특성재료), Nonlinear elasticity(비선형탄성), Vessel(혈관), Strain energy function(스트레인 에너지 함수), Nonlinear estimation(비선형 추정)

1. 서 론

인간의 수명 연장에 가장 크게 기여한 것은 신약이지만, 그 발전 과정 중에 생체재료 생산에 필요한 생체재료의 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].

혈관이 보여주는 특성이 비선형적이고 복잡한 비대칭성이기 때문에, 혈관을 이해하기 위한 처음의 노력은 실험적인 접근에서부터 우선적으로 시도되었다.

1987년 Canfield과 Dobrin[7]은 혈관의 Static Elastic properties에 관한 연구를 소개하기도 하였다. 또한 biomechanics의 학문적인 완성도를 가장 높이 이끌었던 Fung[8]은 1993년 에 저술한 저서에서 혈관의 기계적 특성을 이해하기 위하여 접근할 수 있는 가이드라인을 제시하기도 하였다.

그러나 실제 수술이 필요한 병리생리학적인 측면에서의 혈관에 대한 궁금증은 여전히 풀리지 않은 채로 남아 있다. 즉 많은 연구가 진행되고 있음에도 불구하고, 혈관 이식, 동맥류의 이상 비대가 갑작스러운 파열로 이어지는 이유, 그리고 풍선확장술 또는 스텐트 시술을 경험한 혈관이 받는 손상 등은 여전히 숙제로 남아 있다.

비선형 탄성적인 거동을 보이면서 대변형의 특성을 가지는 생체재료에 대한 연구는 예전부터 어려운 연구 분야의 하나로

* 강원대학교 기계의용공학과
주소: 200-701 강원도 춘천시 강원대학길 1

☒ **Corresponding Author** E-mail: jirehk@unitel.co.kr

인지되어 왔다[10~12].

따라서 이러한 소재가 보여주는 모든 특성을 파악하기 보다는, 이론적으로 검증할 수 있는 실험 솔루션(analytic solution)과 실험 솔루션(experimental solution)의 결합을 통한 생체재료가 보여주는 특성에 대한 이해과정이 필요하다.

이에 대한 현실적인 접근으로, 이론적인 해석이 실험에 기여할 수 있는 연속체 역학의 이론적인 확장이 필요하며, 그러한 연구과정에서 생체재료의 특성을 설명할 수 있는 모형(descriptor)을 유도하는 것이 본 연구의 목적이다.

또한 본 연구는 후속 논문에서 소개예정인 2번째 연구과제인 모형을 수치적으로 찾아보는 연구테마의 선결 과정이라고 할 수 있다. 따라서 최종적으로, 본 연구에서는 기계적 실험장치에서 측정 및 계산이 가능한 힘, 스트레스, 스트레인 등을 이론적으로 유도하는데 목적이 있다.

2. 이 론

2.1 연속체 역학

연속체 역학의 사용의의는 크게 두 가지로 구분할 수 있는데, 그 중의 하나는 재료가 보여는 기계적 행태를 통하여 재료의 구성관계식(constitutive relation)을 찾는 것이다.

우리가 구성관계식을 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, 스트레인 에너지 함수를 이용하는 경우에는, 앞에서 소개되었던 첫 번째 방법인 응력과 변형률의 관계식을 무작정 가정하지 않아도, 이론적인 근거에 기초한 실험을 통한 관계식 구성이 가능하여 진다. 즉, 본 연구에서는 Green 이 사용했던 스트레인 에너지 방식을 사용하고자 한다.

스트레인 에너지 함수를 이용하기 전에 대변형 거동을 보여주는 생체재료에 적용하기 위한 응력의 관계식을 알 필요가 있다. 대현형을 보여주는 생체재료에 기존의 전통적인 응력-변형 관계식을 적용하지 못하는 이유는 변형전 상태(undeformed state)와 변형후 상태(deformed state)를 동일한 좌표축에서 고려할 수 없기 때문이다. 따라서 이러한 불일치성을 극복하기 위하여서는, 아래와 같이 표현되는 Kirchhoff's stress tensor와 Cauchy stress tensor의 관계식이 필요하다.

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial a_\alpha}\frac{\partial x_j}{\partial a_\beta}S_{\alpha\beta} \tag{1}$$

여기서 σ_{ij}는 Cauchy stress tensor component 이고 $S_{\alpha\beta}$ 는 Kirchhoff's stress tensor component이다. 또한 x는 변형후의 상태를 설명하는 변수이고 a는 변형전의 상태를 설명하는 변수이며, 아래첨자들인 i,j,α,β는 좌표축을 설명하는 자유인자(free index)이다.

한편, Kirchhoff's stress tensor가 가지는 장점은, 우리가 재료의 구성관계식을 설명할 수 있는 에너지 함수와 연계되어 다음과 같은 식으로 표현될 수 있다는 점이다.

$$S_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}} \tag{2}$$

여기서 W는 단위질량당 스트레인 에너지 함수이고, E_{ij}는 Green 변형텐서의 성분이며, E_{ij} 값은 deformation gradient tensor F를 활용함으로써, 다음과 같이

$$E = \frac{1}{2}[F^T \circ F - I] = \frac{1}{2}[C - I] \tag{3}$$

로 표현된다. 위의 관계식에서 C는 right Cauchy-Green 변형텐서 이고 I는 아이덴티티 텐서(identity tensor) 이다.

식 (1)과 식 (2)를 다시 정리하면,

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial a_\alpha}\frac{\partial x_j}{\partial a_\beta}\frac{\partial W}{\partial E_{\alpha\beta}} \tag{4}$$

으로 표현할 수 있다. 식 (4)의 장점은 Green 변형텐서와 스트레인 에너지 함수를 이용하여 Cauchy 스트레스를 구할 수 있다는 점이다. 그러나 이러한 해석적 표현도 실험과 연계되기 위해서는 추가적인 변환이 필요하다.

2.2 등방성 성질을 가지는 생체재료

생체재료가 보여주는 기계적 성질은 비선형 탄성적 거동, 이방성, 이질성(Heterogeneity) 등 복잡한 특성을 보여주고 있지만, 거시적인 입장에서 등방성과 균질성을 보여준다는 가정 하에서 비선형 탄성적인 거동에 대한 해석이 가능하다.

식 (4)를 다시 정리하면, 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$\sigma_{ij} = F_{iA}F_{jB}\frac{\partial W}{\partial E_{AB}} \tag{5}$$

또한 식 (5)를 좀 더 확장하여 풀면,

$$\sigma_{ij} = F_{iA}F_{jB}\frac{\partial W}{\partial C_{AB}}\frac{\partial C_{\alpha\beta}}{\partial E_{\alpha\beta}} \tag{6}$$

로 표현 할 수 있다.

여기서, right Cauchy Green 변형텐서는 Green 변형텐서 E

의 1/2이므로, 식 (6)을 다시 정리하면,

$$\sigma_{ij} = 2F_{iA}F_{jB}\frac{\partial W}{\partial C_{AB}} \tag{7}$$

로 표현된다.

한편, 다양한 생체재료 중에서 등방성의 성질을 유지하는 재료의 장점은 스트레인 에너지 함수 W를 스트레인 상수(invariants) I_1, I_2, I_3의 함수인 $W = W(I_1, I_2, I_3)$로 다시 정의 할 수 있으며, 스트레인 상수는 다시 다음으로 정의되어 진다.

$$\begin{aligned} I_1 &= trC \\ &= C_{kk} \\ I_2 &= \frac{1}{2}\{(trC)^2 - trC^2\} \\ &= \frac{1}{2}\{C_{RR}C_{SS} - C_{RS}C_{SR}\} \\ I_3 &= \det C \end{aligned} \tag{8}$$

여기서, 스트레인 상수 I_1, I_2, I_3와 right Cauchy Green 변형 텐서를 이용하여 스트레인 함수에 chain rule을 적용하면 식 (7)의 표현 중 $\frac{\partial W}{\partial C_{AB}} = \frac{\partial W}{\partial C_{\alpha\beta}}$를 아래와 같이 확장할 수 있다.

$$\frac{\partial W}{\partial I_1}\frac{\partial I_1}{\partial C_{\alpha\beta}} + \frac{\partial W}{\partial I_2}\frac{\partial I_2}{\partial C_{\alpha\beta}} + \frac{\partial W}{\partial I_3}\frac{\partial I_3}{\partial C_{\alpha\beta}} \tag{9}$$

식 (9)의 첫 번째 항을 고찰하여 보면,

$$\frac{\partial I_1}{\partial C_{\alpha\beta}} = \frac{\partial C_{kk}}{\partial C_{\alpha\beta}} = \delta_{\alpha\beta} \tag{10}$$

의 관계를 가진다. 여기서 k는 더미 인자(dummy index)이다.

또한 두 번째 항을 고찰하면,

$$\begin{aligned} \frac{\partial I_2}{\partial C_{\alpha\beta}} &= \frac{1}{2}\frac{\partial}{\partial C_{\alpha\beta}}[C_{RR}C_{SS} - C_{RS}C_{SR}] \\ &= \frac{1}{2}[2I_1\delta_{\alpha\beta} - 2C_{\alpha\beta}] \end{aligned} \tag{11}$$

의 관계를 가지는데, 여기서 R,S 모두 더미인자이다.

마지막으로 세 번째 항을 살펴보면,

$$\begin{aligned} \frac{\partial I_3}{\partial C_{\alpha\beta}} &= \frac{1}{3}\frac{\partial}{\partial C_{\alpha\beta}}\left[trC^3 - I_1\, trC^2 + I_2\, trC\right] \\ &= \frac{1}{3}[3C_{\alpha i}C_{i\beta} - 3I_1C_{\alpha\beta} + I_2\delta_{\alpha\beta}] \\ &\quad + \frac{1}{3}[(I_1^2 - trC^2)\delta_{\alpha\beta}] \\ &= C_{\alpha i}C_{i\beta} - I_1C_{\alpha\beta} + I_2\delta_{\alpha\beta} \end{aligned} \tag{12}$$

로 정리될 수 있다. 역시 여기서 i는 더미인자이다.

이제, 식 (9)에 식 (10), (11), (12)를 대입하여 정리하면,

$$\begin{aligned} \sigma_{ij} = 2F_{i\alpha}F_{j\beta} \times ((W_1 + I_1W_2 + I_2W_3)\delta_{\alpha\beta} \\ - (W_2 + I_1W_3)C_{\alpha\beta} + (W_3C_{\alpha p}C_{p\beta})) \end{aligned} \tag{13}$$

으로 표현된다. 여기서 W_i 는 $\frac{\partial W}{\partial I_i}$를 표시한 것이다(i = 1,2,3).

식 (13)을 다시 텐서요소가 아닌 텐서 자체로 정리하면,

$$\begin{aligned} \sigma = 2(I_3)^{-\frac{1}{2}}F \circ ((W_1 + I_1W_2 + I_2W_3)I \\ - (W_2 + I_1W_3)C + W_3C^2) \circ F^T \end{aligned} \tag{14}$$

로 표현된다.

한편, 식 (4)를 확장했던 이유는 우리가 실험을 할 때, 변형후 상태와 변형전 상태를 동시에 관리할 수 없기 때문이므로, 실험에 편리한 변형후 상태를 설명하는 변형 텐서 B를 도입하여 식 (14)를 다시 정리하여야 한다. 여기서 도입되는 변형 텐서 B는 다음과 같은 관계식을 가진다.

$$\begin{aligned} B &= F \circ F^T \\ B^2 &= F \circ C \circ F^T \\ B^3 &= F \circ C^2 \circ F^T \end{aligned} \tag{15}$$

식 (14)를 식 (15)를 이용하여 다시 정리하면,

$$\begin{aligned} \sigma = 2(I_3)^{-\frac{1}{2}}((W_1 + I_1W_2 + I_2W_3)B \\ - (W_2 + I_1W_3)B^2 + W_3B^3) \end{aligned} \tag{16}$$

로 표현된다.

여기서 Carley Hamilton Theorem에 의하면,

$$\begin{aligned} B^3 &= I_1B^2 - I_2B + I_3 \\ B^2 &= I_1B - I_2I + I_3B^{-1} \end{aligned}$$

이 성립되므로, 이를 식 (16)에 적용하면,

$$\begin{aligned} \sigma = 2(I_3)^{-\frac{1}{2}}(I_2W_2 + I_3W_3 \\ + W_2B - I_3W_2B^{-1}) \end{aligned} \tag{17}$$

로 간략화 된다.

한편, 생체재료가 비압축성의 성질을 가진다는 점을 고려하면, 식 (17)은

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\frac{\partial W}{\partial I_1}B_{ij} + 2\frac{\partial W}{\partial I_2}B_{ij}^{-1} \tag{18}$$

로 최종적으로 정리된다. 여기서 p는 Lagrangian multiplier로서 식 (14)의 미분 값이 무한대로 발산하는 경우를 방지하기 위한 상수이다.

3. 실험데이터를 설명하는 Descriptor

3.1 혈관 실험

앞에서 언급되었듯이, 생체 재료의 기계적 특성을 이해하기 위하여 과거에 수행되었던 실험들은 전통적인 실험해석 기법을 적용하는 것에 대한 제약으로 인하여 다양한 실험을 실시할 수 없었다.

그러나 기계공학에서 일반적으로 수행되는 모든 실험이 의미가 없는 것은 아니다. 다만 의료적인 치료행위 또는 의학적으로 의미 있는 결과를 제시하기 위해서는 치료행위를 포함 또는 의학적인 의미를 연계할 수 있는 기계적인 실험방법을 찾는 것이 필요한 것이다.

그 중에서 가장 폭 넓게 받아들여지는 것 중의 하나가 팽창(inflation)과 인장(extention) 실험인데, 팽창-인장 실험이 주목을 받는 이유는, 혈관의 경우 가장 많이 경험하는 환경이 심장에서 뿜어내는 피로 인하여 주기적으로 발생하는 팽창과 수축 상태이기 때문이다. 또한 우리 몸이 움직일 때 마다 혈관에 신장과 수축의 과정이 반복적으로 발생하기 때문이다.

즉, 혈관에 행해지는 팽창실험 및 인장실험은 생체재료가 경험하는 과정을 재현한다는 특성을 가지고 있다.

따라서 동시에 그 상태에서의 스트레스 및 변형에 대한 정보를 얻을 수 있다면 invitro 보다는 in vivo상태의 생체재료를 이해하는데 매우 귀중한 정보가 될 것이다.

식 (18)의 형태가 직접적으로 우리 인체내부에서 활동하는 혈관에 발생하는 스트레스 또는 작용하는 힘을 즉각적으로 설명해줄 수는 없지만, 스트레인 에너지 함수의 형태를 우리가 합리적으로 유추할 수 있다면, 우리는 혈관에서 발생하는 응력의 값을 계산할 수 있다.

3.2 혈관에 작용하는 압력과 축력

혈관에 수행되는 팽창실험와 인장실험이 의미 있는 데이터를 제공하기 위해서는 기본적인 측정이 필요하다.

생체 재료의 경우 그러한 기본적인 측정이 일반적인 공학재료보다 상대적으로 용이하지 않다는 점으로 인하여 가끔씩 어려움에 처한다.

가장 쉽게 만나는 어려움은 생체 재료가 인체 내에서 보여주는 변형에 대한 측정 부분이다. 이는 우리가 측정할 수 있는 환경이 매우 제한되어 있기 때문이며, 따라서 이론적으로 많은 부분이 미리 규명되어야만 실험적으로 측정할 수 있는 부분에서 발생하는 제약을 극복할 수 있다.

식 (18)에서 계산되는 값에 필요한 자료 중의 하나가 변형텐서 B를 측정하는 것이다. 이를 위해서는 다시 deformation gradient tensor F를 측정하여야 한다. 그런데 F를 측정할 때 주의 하여야 하는 점이 잔류응력에 대한 정보이다.

생체 재료에 존재하는 잔류응력의 중요성은 과거의 많은 실험에 의하여 밝혀져 왔다. Fung은 실험을 통하여 혈관에 존재하는 잔류응력에 대한 증거로서, 혈관을 길이방향이 아닌 직경방향으로 절단하는 경우 혈관이 벌어지는 모습을 보여준 바 있다. 혈관에 존재하는 잔류응력의 이유는 혈관이 성장하면서 혈관의 조직의 구조를 바꿔가는 과정과 관계가 있다고 추정되고 있다. 비록 실험적으로 그리고 잔류응력의 정확한 값을 측정하거나 계산하는 것이 용이하지 않지만, 혈관벽에 발생하는 응력 값을 낮추는 역할을 수행한다는 점에서 매우 중요하다.

이론적으로 생체재료에 발생하는 응력을 계산하기 위해서는, 앞에서 언급되었듯이 deformation gradient tensor F를 측정하여야 하며, 또한 잔류응력에 해당되는 잔류변형 역시 측정되어야 한다.

Fig. 1은 혈관에서 발생하는 일련의 변형 상태를 도시하고 있다. 처음은 잔류변형을 포함하고 있으며, 다음 단계는 힘이 전혀 가해지지 않은 상태, 그리고 마지막 단계로서 가해진 힘에 의하여 혈관이 변형을 일으킨 단계로 구별되어 진다.

F_1은 잔류변형과 관계되는 변형을 설명하는 변형텐서로서,

$$\rho = \rho(R),\ \ \theta = \left(\frac{\pi}{\Theta_o}\right)\times\Theta,\ \ \zeta = \lambda Z \tag{19}$$

로 표현할 수 있다. 여기서 Θo는 잔류변형으로 인하여 발생하는 열린 각(opening angle)이며, λ는 혈관의 축 방향과 연계되는 스트레치 비율 값으로서 잔류응력과도 관계를 지을 수 있다. 한편 다음 단계인 F_2는

$$r = r(\rho),\ \ \Theta = \theta,\ \ z = \Lambda\zeta \tag{20}$$

Fig. 1 Corss-section of blood vessel at various deformation

로 표현할 수 있다. 여기서 Λ는 혈관의 축 방향 스트레칭 비 값으로서 혈관에 힘이 가해지는 경우 발생하는 값이다. Fig. 1 에서 보여준 단계를 모두 거친 최종적인 deformation gradient tensor F의 형태를 각 단계에서 발생한 측정값과 함께 매트릭스 형태로 나타내면,

$$F_{iA} = \begin{vmatrix} \frac{dr}{dR} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{r\pi}{R\Theta_o} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda\Lambda \end{vmatrix} \tag{21}$$

로 표현된다.

한편, 생체재료의 비압축성 특성을 고려하면, deformation gradient F의 determinant 값은 1이어야 하므로,

$$r_a^2 - r_i^2 = \frac{\Theta_o}{\pi\lambda\Lambda}(R_a^2 - R_i^2) \tag{22}$$

의 관계식이 성립하여야 한다. 여기서 R_i는 혈관 내부의 직경이고, R_a는 혈관 외부의 직경을 나타낸 것이다.

팽창실험과 인장실험을 수행하는 동안 힘의 평형방정식을 반드시 만족하여야 한다. 즉, 만일 혈관을 끝이 막힌 튜브로 간주한다면, 아래와 같은 식이 성립하여야 한다.

$$P_i = \int_{r_a}^{r_i} (\sigma_{\theta\theta} - \sigma_{rr}) \frac{dr}{r} + P_o, \tag{23}$$

$$L = \pi \int_{r_a}^{r_i} (2\sigma_{zz} - \sigma_{rr} - \sigma_{\theta\theta}) r dr - P_i \pi r_a^2 \tag{24}$$

여기서 P_i와 P_o는 각 각 혈관 내부 압력 및 외부 압력을 타나내는 것이며, L 은 변형상태를 이끄는 혈관 길이 방향에 작용하는 하중을 의미한다. 식 (23)과 식 (24)를 통하여 혈관에 작용하는 응력 및 힘을 계산할 수 있는 환경을 제공하여 준다.

3.3 Descriptor

혈관과 같은 생체재료에 대한 실험을 직접적으로 수행하기 전에, 식 (23)과 식 (24) 그리고 식 (18)이 가지는 유효성을 검토하기 위하여 실험재료를 혈관과 유사한 기계적 특성을 보여주는 고무재료에 대해서 고찰을 하였다.

이를 위한 단계로서 스트레인 에너지를 표현하는 모형(descriptor)에 대한 형태를 생각해보아야 한다.

고무재료의 경우, 기계적 특성으로 대변형 및 탄성적 거동을 보인다는 것은 아래와 같은 3 가지 조건을 만족해야 한다는 것을 의미한다고 할 수 있다.

첫 째로 long-chain molecules 들이 자유롭게 회전할 수 있는 연결고리를 가지고 있다는 점, 둘째로 분자들 은 매우 약한 힘으로 연결되어 있다는 점 그리고 마지막으로 길이를 따라서 분자들이 cross-link와 같은 모양을 하면서 3D 네트워크를 구성하고 있다는 점이다. 그리고 long-chain 의 형상은 헬리컬(helical) 또는 코일(coil)모양의 구조를 가지기 때문에 접거나 비틀림과 같은 대변형을 감당할 수 있는 것이다.

이러한 아이디어에 기초한 연구는 long-chain 분자 구조에 대한 통계역학을 응용한 경우, 분자대 분자 상호작용을 이상화한 이론 등에 기초하여 다양한 구성 관계식을 구성할 수 있게 하였다. 그 중에서 엔트로피 모델에 기초하여 Treloar는 스트레인 에너지 함수를 다음과 같이 정의하였다.

$$W = c_1(I_c - 3) \tag{25}$$

여기서 $c_1 = n\kappa T$라 정의하였으며, n은 부피당 chain의 숫자, k는 Boltzman 상수 그리고 T는 절대 온도를 나타낸다.

식 (25)을 이용하면, Cauchy stress는

$$\sigma = -p\boldsymbol{I} + 2c_1\boldsymbol{B} \tag{26}$$

로 간략화 될 수 있다. 이 관계식은 고무가 약 30% 정도까지 신장되는 행동에 대한 설명을 아주 잘 표현하여 주고 있다.

그러나 그 한계를 벗어나는 경우에 대해서 Mooney는 스트레인 에너지 함수를 다음과 같이 가정하였다[10,13].

$$W = c_1(I_1 - 3) + c_2(I_2 - 3) \tag{27}$$

여기서 c는 물질 상수들을 의미한다. 다만, 기계 공학에서 사용되는 물질 상수들과는 다른 의미를 가지며, 물리적인 의미를 부여하는 것에는 한계가 있다.

4. 결 론

본 연구는 생체재료의 경우 기계공학에서 수행하여 오던 전통적인 실험으로는 비선형 특성을 보이는 생체재료의 행태를 이해하기가 용이하지 않기 때문에, 식 (18), (23), (24)와 같은 해석 솔루션을 이용하여야 한다는 것을 보여주었다.

또한 본 연구는 잘 계획된 실험을 통하여 스트레인 에너지함수를 찾아 생체재료의 거동을 예측할 수 있음을 보여주었다.

추가적인 연구에서 필요한 것은 생체재료 역시, 유사한 비선형 거동을 보이는 고무재료를 해석할 수 있는, 즉 식 (18)을 활

용할 수 있는 스트레인 에너지의 응답함수인 W_1과 W_2를 평면 2축 등가 실험(in-plane bi-axial test)을 통하여 간접적으로 유추할 수 있는 실험계획이다.

이러한 스트레인 상수를 제어할 수 있는 실험계획을 수행할 수 있는 실험 장치를 통하여 물질 상수를 유추할 수 있다면, 실시간으로 발생하는 생체재료의 비선형 거동을 예측하는 것이 가능하며, 추가적인 연구를 통하여 의료시술 방법의 개선에 대한 방향성을 제시할 수 있을 것으로 판단된다.

후 기

본 논문은 2011년도 학술진흥원의 학술연구비(359-2008-1-D00001)에 의해 연구되었습니다.

References

(1) Cowin, S. C., 2000, "How is Tissue Built?," *J. of Biomechanical Engr.*, Vol. 122, No. 6, pp. 553~569.

(2) Demiray, H., and Vito, R. P., 1990, "A Layered Cylindrical Shell Model for an Aorta," *Int. J. Engr. Sci.,* Vol. 29, No. 1, pp. 47~54.

(3) Fung, Y. C., 1990, *Biomechanics: Motion, Flow, Stress, and Growth*, *Second Edition.* Springer-Verlag, U.S.A.

(4) Humphrey, J. D., 2002, *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs,* Springer, U.S.A.

(5) Kim, S. M., and Park, S. Y., 2006, "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.

(6) Kim, C. N., Oh, T. K., Choi, M. J., and Jung, S. D., 2005, "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.

(7) Canfiled, T. R., Dobrin, P. B., and Chien, S., 1987, *Chapter 16 In Skalak, R. eds. Handbook of Bioengineering,* McGraw-Hill, U.S.A.

(8) Fung, Y. C., 1993, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues, 2nd Ed.,* Springer-Verlag, U.S.A., pp. 196~260.

(9) Mooney, M., 1940, "A Theory of Large Elastic Deformations," *J. Appl. Phys.*, Vol. 11, No. 9, pp. 582~592.

(10) Chuong, C. J., and Fung, Y. C., 1986, "On Residual Stress in Arteries," *J. Biomech. Engr.,* Vol. 108, No. 2, pp. 189~192.

(11) Humphrey, J. D., and Delange, S. L., 2004, *An Introduction to Biomechanics: Solids and Fluids, Analysis and Design,* Springer, U.S.A., pp. 271~328.

(12) Kang, T., 2008, "Mechanical Behavior of Arteries under Inflation and Extension," *J. of Mechanical Science and Technology*, Vol. 22, No. 4, pp. 621~627.

(13) Treloar, L. R. G., 1975, *The Physics of Rubber Elasticity,* Oxford University Press, Oxford.