<학술논문> DOI http://dx.doi.org/10.3795/KSME-B.2015.39.2.169 ISSN 1226-4881(Print)
2288-5324(Online)

뇌 조직의 기계적 물성에 관한 젤라틴을 이용한 수치해석 및 실험적 연구

반 용* · 최 덕 기*†
* 단국대학교 기계공학과

Numerical and Experimental Study on Mechanical Properties of Gelatin as Substitute for Brain Tissue

Yong Bahn* and Deok-Kee Choi*†
* Dept. of Mechanical Engineering, Dankook Univ.

(Received July 9, 2014 ; Revised October 24, 2014 ; Accepted November 6, 2014)

Key Words: Brain Tissue(뇌 조직), Material Modeling(재료 모델링), Hyperelastic Material(초탄성 재료), Compression Test(압축 실험), Large Deformation(대변형)

초록: 생체 조직에 대한 물리적 특성은 생체공학의 주된 관심사다. 특히 뇌 조직과 같은 매우 무른 생체 조직의 특성은 아직까지 정확히 밝혀지지 않고 있는 실정이다. 이는 윤리적, 사회적인 문제로 실험이 매우 제한적이고 어렵기 때문이다. 하지만 의료 응용분야에서의 로봇 수술이 발달함에 따라 이런 매우 무른 조직에 대한 정확한 특성이 요구되어지고 있는 실정이다. 이에 본 논문에서는 뇌 조직과 유사한 거동을 보이는 젤라틴으로 시편을 제작하여 기존연구와 비교하고 유사한 거동을 보이는 시편 제작 조건을 찾아내고 이 조건으로 만들어진 시편을 이용하여 반복적인 실험을 실시하였다. 이렇게 얻어진 실험 데이터를 이용하여 초탄성 모델에 적용시켜 재료 상수들을 찾고 이를 FE 해석에 적용시켜 실험데이터와 비교하여 일치함을 보였다.

Abstract: The mechanical properties of living tissues have been major subjects of interest in biomechanics. In particular, the characteristics of very soft materials such as the brain have not been fully understood because experiments are often severely limited by ethical guidelines. There are increasing demands for studies on remote medical operations using robots. We conducted compression tests on brain-like specimens made of gelatin to find substitutes with the mechanical properties of brain tissues. Using a finite element analysis, we compared our experimental data with existing data on the brain in order to establish material models for brain tissues. We found that our substitute models for brain tissues effectively simulated their mechanical behaviors.

1. 서 론

지난 수십년간 생체역학의 주된 관심사는 살아있는 조직의 기계적인 물성을 파악하는 것이었다. 비교적 실험이 용이한 근골격계, 피부, 폐, 혈관 등에 비해 뇌, 간, 신장 등과 같은 매우 부드러운 조직들은 실험이 매우 어렵고 윤리적이나 사회적 문제로 인해 실험적 데이터가 매우 제한적이다. 이러한 이유로 돼지와 같은 동물의 뇌를 이용하여 뇌 조직의 기계적인 물성에 대한 연구가 진행 되고 있으나[1~6] 뇌 조직 시편 모양의 불균질성이나 시간에 따라 시편의 성질이 변하는 등 여러 가지 문제로 연구가 충분히 이루워지지 못하고 있는 실정이다.

최근 몇 년 동안, 의료 응용 분야의 로봇 기술의 급속한 발전으로 인해 매우 부드러운 조직에 대한 정확한 기계적 특성 파악이 요구되어지고 있다. 예를 들어 자동 수술 도구와 수술 로봇 제

† Corresponding Author, dkchoi@dku.edu
© 2015 The Korean Society of Mechanical Engineers

어 시스템은 가해진 힘에 따른 수술 부위에 대한 변형의 정밀한 예측이 필요하다. 그 예로 승성민 등[7]은 원격으로 제어가 가능한 뇌 수술 로봇을 제작하였는데 조작자가 환부의 촉감을 전달 받을 수 있는 시스템 구축을 목표로 하고 있다. 이러한 로봇의 개발로 최근 가상 현실 기술을 기반으로 한 의사 훈련 시스템과 수술 계획에 의하여 전통적인 수술 절차들이 로봇을 이용한 최소 침습 수술(Minimally Invasive Surgery)로 대체되고 있는 실정이다. 일반적인 개방 수술 절차에 비해 최소 침습 수술은 절개 부위를 최소화 하여 수술 후 회복면에서 좀 더 나은 결과를 가져온다는 이점을 가지고 있기 때문에 이러한 대체가 더 활발해 질 것으로 예상된다.

최소 침습 수술을 수행하는 의사들은 로봇을 통한 촉각에 의한 수술 기법등을 훈련 해야한다. 따라서 외과 의사가 최소 침습 수술을 수행할 수 있는 능력을 기르는데에는 많은 시간과 노력이 필요하다. 이러한 능력은 전통적으로 동물, 시체, 심지어 환자의 사례를 통하여 의료 기술을 습득하게 되는데, 이러한 과정은 반드시 동물의 희생을 포함, 윤리적 사회적 논란으로 이어지게 된다. 이러한 문제는 가상 현실 기반의 의료 시뮬레이션 훈련으로 대체되면 외과 의사가 안전하고 윤리적인 조건에서 다양한 의료 기술을 습득할 수 있게 된다.[8,9] 때문에 의료 훈련을 위한 가상 현실에 대한 연구도 진행 되고 있는데, 김정[10]은 돼지 복강내의 장기의 최소 침습 수술 데이터를 기반으로 의료용 훈련을 위한 가상 현실에 대한 연구를 진행 하였다. 이러한 시뮬레이션 훈련이 실제 수술 절차와 같은 사실적인 환경을 제공하기 위해서는 수술 부위에 대한 정확한 기계적 특성 파악이 필수적이다. 특히 다른 부드러운 조직에 비해 연구가 많이 이루워지지 않고 실험 자체가 매우 제한적인 뇌 조직에 대한 기계적 특성을 정확히 파악하고 이를 시뮬레이션에 적용할 수 있도록 수학적으로 모델링하는 것이 중요하다.

뇌 조직에 대한 기존의 연구들을 살펴보면 동물이나 사체를 이용한 실험을 통해 뇌의 특성을 파악하여 이를 수학적으로 모델링 하려고 하는 시도가 많이 이루워졌다. 대표적인 예로 Estes와 McElhaney[11]는 인간과 원숭이 뇌를 이용하여 0.08에서 $40s^{-1}$ 사이의 변형 속도에서 단축 압축 실험을 통해 응력 곡선이 위로 볼록한 형태를 보이며 비선형적인 부분을 포함하고 변형 속도가 증가할수록 힘의 부하가 존재하며 강성도가 높아진다는 것을 발견하였다. 이를 이용하여 Mendis 등[12]은 두 개의 항으로 이루워진 Mooney-Rivlin 초탄성 모델을 사용하여 수학적 모델링을 하였다. 후에 Miller와 Chinzei[1]가 돼지의 뇌로 압축실험을 실시하고 비선형 점탄성 모델과 같은 재료의 거동을 보이는 것을 발견하였으며, 이를 이용하여 Mendis의 모델에 두 개의 특성 시간 항을 포함하여 좀 더 나은 수학적 모델을 만들었다. 또한 Miller와 Chinzei[2]가 역시 돼지의 뇌로 인장 실험을 실시하였으며, 지수형 Ogden 모델을 사용하여 압축보다 20% 정도 더 일치하는 수학적 모델을 만들었다. Velardi 등[3]은 돼지 뇌를 이용한 인장실험 데이터로 Ogden 모델을 이용한 외삽법으로 압축 부분을 예상하여 Miller의 압축 데이터와 비교 분석하였다. Rashid 등[4-6]이 돼지의 뇌를 이용하여 실험 샘플의 크기가 다른 실험을 실시하여 실험에 적절한 샘플 크기에 대해 연구하고, 실험시 온도의 영향, 시편의 보관 온도의 영향에 대해 연구하였으며, 비구속 압축 실험에서 뇌 실험 샘플의 마찰계수의 영향에 대해서도 연구하였다. 역시 Rashid 등[13]이 기존 연구를 기반으로 하여 전단 실험을 실시하여 시편의 두께에 따른 크기 효과에 대해서도 연구를 진행하였다.

기존 연구에서도 알 수 있듯이 재료의 특성을 파악하기 위해서는 그 재료에 대한 실험이 필수적이다. 하지만 생체 조직은 윤리적 사회적 문제로 인해 실험이 제한적이라는 한계에 부딪히게 된다. 특히 뇌 조직과 같은 생체 조직은 더욱더 실험이 제한적일 수 밖에 없다. 그러한 이유로 본 연구에서는 실험이 제한적인 물질에 대한 연구 방법으로써 수술시 환부에 작용하는 힘을 압축력으로 고려하여 젤라틴 재료를 이용하여 Miller[1]의 연구에서 사용된 시편과 같은 모양의 시편을 제작하여 압축 실험을 통해 젤라틴 시편과 뇌 조직의 압축에 대한 거동을 비교하여 유사함을 보이고 이를 이용하여 다양한 초탄성 재료 모델에 적용시켜 정확한 묘사가 가능한 모델을 찾아보았다. 또한 재료 모델을 ABAQUS에 적용시켜 실험과 같은 조건으로 유한 요소 해석을 실시하고 실험과 비교 분석하여 일치함을 보였다.

2. 연구 방법

연구 방법에서는 시편 제작 조건과 실험 장치

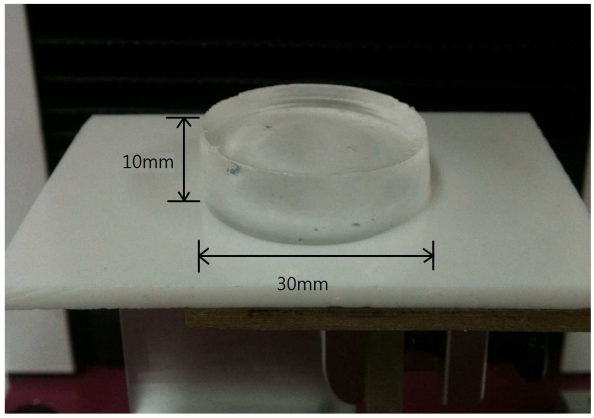

Fig. 1 Cylindrical specimen made of gelatin

및 실험 방법 그리고 실험 데이터를 다루기 위한 기본 방정식과 3개의 초탄성 모델에 대해 설명하였다.

2.1 시편 및 실험 장치

2.1.1 시편 제작

젤라틴과 물의 중량비, 젤라틴을 응고시키는 온도 그리고 시간에 따라 시편의 물성치가 달라지게 되므로 조건들을 바꿔가면서 뇌 조직과 유사한 거동을 하는 젤라틴 시편을 제작하였다. 돼지 피부 100%로 이루워진 젤라틴을 사용하여 젤라틴과 물의 중량비는 1:45 비율로 섞어 2.2 [W/W]%의 농도로 Miller[(1)]의 돼지 뇌의 시편과 같은 크기인 지름 30mm, 높이 10mm인 원통형 틀에 젤라틴 용액을 넣고 약 4℃의 온도에서 약 1시간 30분 동안 응고시켜 Fig. 1과 같은 시편을 제작하였다. 실험시 소요된 시간은 사전 준비 시간을 포함하여 약 5분으로 제작조건의 상이함으로 인한 실험 오차를 줄이기 위하여 5분 간격으로 시편을 제작하였다.

2.2 실험 방법

실험에 사용한 장비는 Fig. 2에서 보이는 것과 같이 UTM(testone GT-101)장비를 사용하였다. 이 장치의 로드셀은 1~10N의 힘을 측정할 수 있고 0.01~600mm/min의 범위의 속도를 제어할 수 있다. 위치제어가 가능한 고성능 인디케이터를 장착하여 높은 분해능(1/50000)과 0.1mm까지 거리 제어가 가능하도록 설계되었다.

테스트는 상온(~22℃)에서 실시 되었으며 상단 플레이트를 시편의 약 1mm 높이 위에 위치시킨 상태에서 실험을 시작하여 플레이트가 시편에 닿아 응력이 발생하는 순간부터 데이터를 측정하였다. 각 실험은 0.64×10^{-2}/s 에 대응하는 5mm/min의 속도로 실시하였으며, 데이터가 측정되는 순간부터 거리 제어를 통해 5mm의 변위가 생기면 실험을 중단하도록 하였다. 총 5번의 실험을 실시하였고, 실험 데이터의 평균값을 사용하여 연구를 진행하였다.

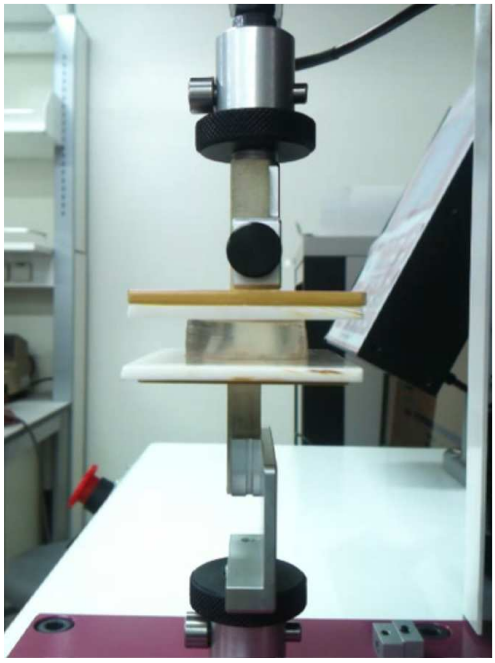

Fig. 2 Expeimental setup for the unconfined compression of a cylindrical specimen made of gelatin

2.3 초탄성 모델

2.3.1 기본 방정식

일반적으로, 등방성, 비압축성인 초탄성 재료는 두 개의 주변형 불변량의 함수로 이루워진 변형에너지 함수로 정의된다. : $\mathrm{W}=\mathrm{W}(I_1, I_2)$, 여기서 I_1과 I_2는 다음과 같이 정의된다.

$$I_1=\lambda_1^2+\lambda_2^2+\lambda_2^2,\quad I_2=\lambda_1^2\lambda_2^2+\lambda_1^2\lambda_3^2+\lambda_2^2\lambda_3^2 \qquad (1)$$

식 (1)에서 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$는 주신장률(principal stretch ratio)이고, 신장률은 다음과 같이 정의 된다.

$$\lambda=\frac{l}{L} \qquad (2)$$

식 (1)에서 l은 변형 후 시편의 높이이며, L은 초기 상태의 시편의 높이를 나타낸다. 비압축성인 경우 $\lambda_1\lambda_2\lambda_3=1$의 관계를 가진다. 이를 이용

하여 1방향을 주축으로 하는 단축 변형인 경우, 주축 신장률을 λ라고 했을 때 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\lambda_1 = \lambda\,,\ \ \lambda_2 = \lambda_3 = 1/\sqrt{\lambda} \tag{3}$$

식 (3)를 식 (1)에 대입하면 다음과 같다.

$$I_1 = \lambda^2 + 2\lambda^{-1}\,,\ \ I_2 = \lambda^{-2} + 2\lambda \tag{4}$$

식 (4)에 의해서 W는 λ만의 함수가 된다. λ는 압축실험 데이터를 이용하여 계산할 수 있다.

압축 방향을 따라 발생하는 공칭 또는 라그랑지 응력은 다음과 같이 계산된다: $S = F/A$. 여기서 F는 압축력으로 실험장치의 로드셀에서 측정할 수 있고, A는 변형전 시편의 단면적을 나타낸다. 실험에서 측정된 공칭 응력은 초탄성 모델의 관련식으로 다음 식과 대응된다.

$$S = \frac{d\widetilde{W}}{d\lambda}\,,\ \ \widetilde{W} \equiv W\left(\lambda^2 + 2\lambda^{-1}, \lambda^{-2} + 2\lambda\right) \tag{5}$$

실험에서 얻은 응력과 신장률의 그래프와 비선형 최소자승법을 이용하여 다음의 3개의 초탄성 구성 모델의 재료 상수들을 구할 수 있다.

2.3.2 Neo-Hookean 모델

고무나 생체 물질의 경우, 보다 정교한 모델이 필요하다. 이러한 물질은 작은 변형에서는 비선형 응력-변형률 거동을 나타내고 대변형에서는 탄성의 성질도 나타나야한다. 이러한 거동을 나타내는 모델중 가장 간단한 초탄성 모델이 Neo-Hookean 모델이다.

$$W = C_1(I_1 - 3) \tag{6}$$

식 (6)를 압축이 되는 축을 따라 식 (5)를 이용하여 공칭 응력 S로 나타내면 다음과 같다.

$$S = 2C_1\left(\lambda - \lambda^{-2}\right) \tag{7}$$

식 (7)에서 재료 상수 $C_1 = \mu_0/2$ 이고, μ_0는 초기 전단 계수이다.

2.3.3 Ogden 모델

Ogden 재료 모델은 고무, 폴리머 및 생체 조직 등의 복잡한 재료의 비선형 응력-변형률 거동을 설명하는데 사용되는 초탄성 재료 모델이다. 이 모델은 다른 초탄성 재료 모델들과 같이 응력-변형률 관계가 유도 될 수 있는 변형 에너지 함수로 재료의 거동을 묘사할 수 있다고 가정되었다. 이 재료들은 일반적으로 등방성, 비압축성이고, 변형 속도에 독립적이다. Ogden 모델의 변형 에너지 함수는 다음과 같다.

$$W = \frac{2\mu_0}{\alpha}\left(\lambda_1^{\alpha} + \lambda_2^{\alpha} + \lambda_3^{\alpha} - 3\right) \tag{8}$$

식 (8)을 압축이 되는 축을 따라 식 (5)를 이용하여 공칭 응력 S로 나타내면 다음과 같다.

$$S = \frac{2\mu_0}{\alpha}\left\{\lambda^{(\alpha-1)} - \lambda^{-(\alpha/2+1)}\right\} \tag{9}$$

식 (9)에서 $\mu_0 > 0$는 초기 전단 계수이고 α는 강성 변수 이다.

2.3.4 Yeoh 모델

Yeoh 모델은 고무의 탄성 특성을 변형 불변량 I_1, I_2, I_3의 멱급수로 이루워진 변형 에너지 함수를 사용하여 묘사한다. 비압축성에 대한 Yeoh모델은 오직 I_1에 대한 함수로 표현된다.

$$W = \sum_{i=1}^{3} C_i (I_1 - 3)^i \tag{10}$$

식 (10)를 압축이 되는 축을 따라 식 (5)를 이용하여 공칭 응력 S로 나타내면 다음과 같다.

$$S = 2\left(\lambda - \lambda^{-2}\right)\left\{C_1 + 2C_2\left(2\lambda^{-1} + \lambda^2 - 3\right) + 2C_3\left(2\lambda^{-1} + \lambda^2 - 3\right)^2\right\} \tag{11}$$

식 (11)에서 C_1, C_2, C_3는 재료 상수이고 초기 전단 계수는 $\mu_0 = 2C_1$이다.

각 모델에 대한 재료 상수는 Matlab을 이용하여 curve fitting을 통해 결정 하였다.

3. 결 과

전체적인 연구 진행 절차는 Fig. 3의 흐름도와 같이 진행 되었다. 제작 조건을 바꿔가면서 시편을 제작하고 기존 연구인 Miller[1]의 논문 데이터와 비교하여 유사한 결과를 얻었으며, 이를 이용하여 다양한 초탄성 모델에 적용시켜 Matlab을 이용한 curve fitting을 통해 각 모델의 재료 상수들을 결정하였다. 이렇게 결정된 재료 상수의 값을 ABAQUS에 적용시켜 실험과 유사한 경계조건을 적용시켜 시뮬레이션을 실시하였다. 시뮬레이

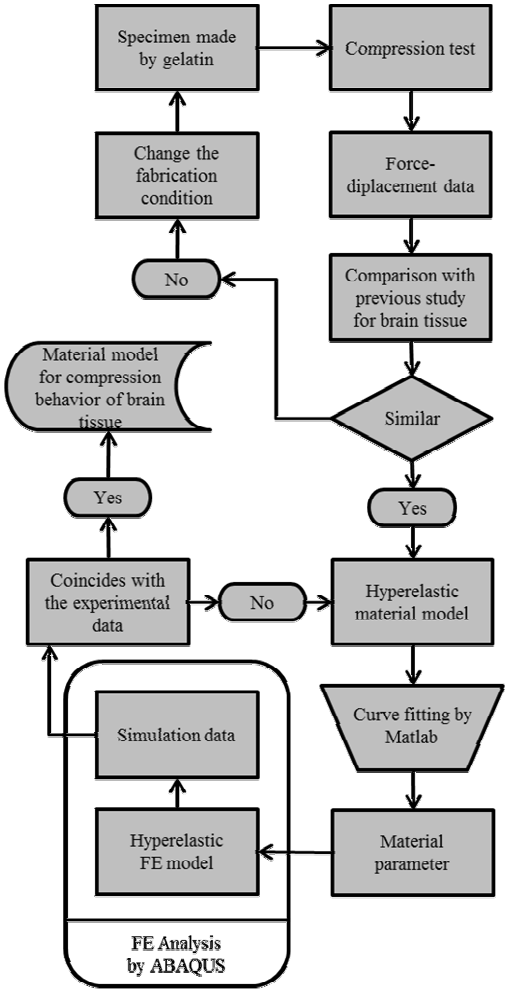

Fig. 3 Flow chart of material modeling

션의 결과값에서 공칭 응력을 도출하고 최종적으로 이를 실험 데이터와 비교 분석하였다. 각 진행 절차의 자세한 내용은 다음과 같다.

3.1 실험 결과와 기존 연구와의 비교

젤라틴 시편을 제작하여 기존에 Miller에 의해서 연구된 뇌 조직의 압축실험과 비교하여 유사한 결과가 나오는 조건을 찾아내었다. 젤라틴과 물의 중량비는 1:45 비율로 섞어 2.2 [W/W]%의 농도로 약 4℃의 온도에서 약 1시간 30분 동안 응고한 조건으로 시편을 제작하여 5번의 실험을 실시 하였다. Fig. 4에서 원으로 표기된 실선과 사각형으로 표기된 실선이 각각 Miller의 뇌 조직 압축 실험 결과의 최대 최소 그래프이고, 그 범위 내에 점선으로 표현된 5번의 실험 결과값이 포함이 되는 것을 확인 할 수 있다. 이것으로 특정 조건으로 제작된 젤라틴 시편이 압축시 뇌 조직과 유사한 거동을 한다는 것을 알 수 있다.

Table 1 Initial Shear modulus and R^2 for three different material models

Model	μ_0[Pa]	R^2
Neo-Hookean	261.6±13.5	0.9258
Ogden	464.6±14.2	0.9985
Yeoh	464.8±26.0	0.9993

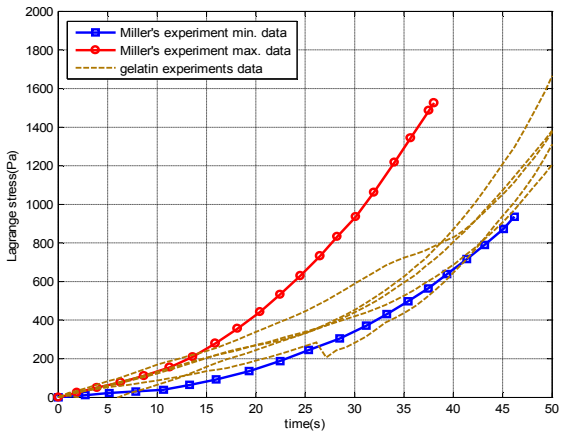

Fig. 4 A comparison of experimental data with data[1](Miller and Chinzei, 1997)

3.2 초탄성 재료 상수

실험에서 얻은 응력-신장률 그래프의 평균값을 이용하여 3절에서 언급한 3가지 초탄성 모델을 적용시켜 수학적 모델을 구하였다. 이 세가지 모델은 각각 1~3개의 재료 상수를 가지는 모델로써 각 재료 상수들은 Matlab을 이용한 curve fitting tool을 이용하여 결정 하였다. 그 결과 각 모델의 재료상수는 Neo-Hookean : C_1=523.2±27.1, Ogden : μ_0=464.6±14.2, α=−3005±0.094, Yeoh : C_1=232.4±13, C_2=224.6±19.9, C_3=−28.23±9.16으로 결정되었다. 각 재료 모델의 비교를 위해 초기 전단 계수와 에러값을 Table. 1에 정리하였다. 3가지 모델 모두 재료 상수로 얻어지는 초기 전단 계수 μ_0값이 0 보다 큰 값을 가지므로 물리적으로 합당한 재료 상수 값으로 판단된다. Neo-Hookean 모델을 제외하고 나머지 2개의 모델은 실험 데이터와 상당히 일치함을 볼 수 있다(계수 확인 : $0.9985 < R^2 \leq 0.9993$). 이는 Fig. 5에서도 쉽게 알아 볼 수 있는데, Neo-Hookean 모델의 경우 식 (6)에서 볼 수 있듯이 단항으로 이루워진 모델이 임으로 비선형적 거동을 제대로 표현하기엔 한계가 있다. 3개의 모델중에서 식

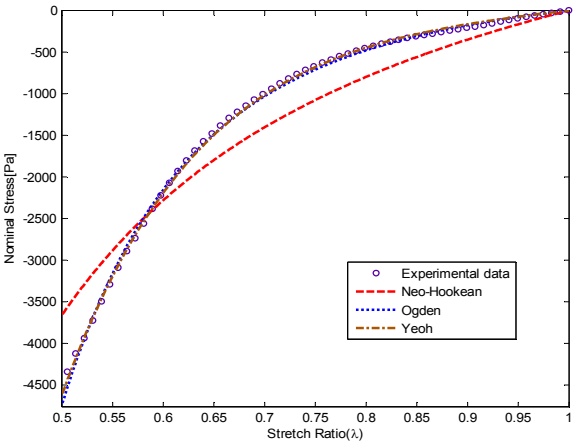

Fig. 5 Comparison of experiment data with three different curve fittings(Neo-Hookean, Ogden, Yeoh)

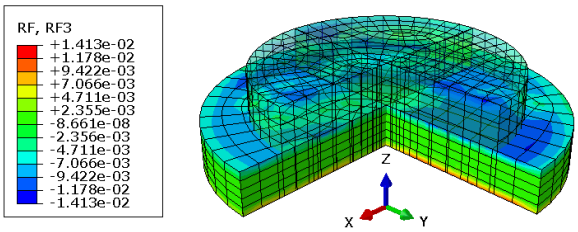

Fig. 6 Reaction forces(N) observed at 50% compression using Ogden model

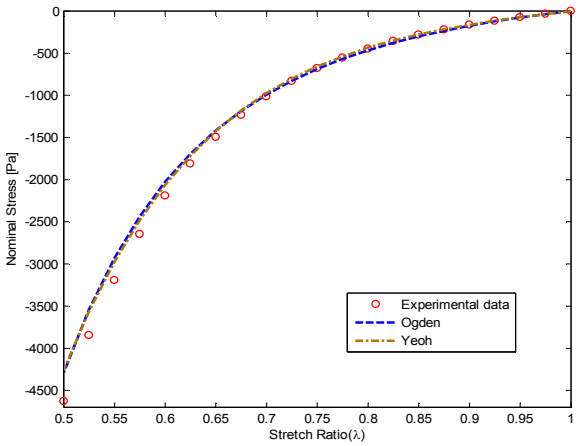

Fig. 7 Comparison of stretch vs stress curves obtained two different material models (Ogden, Yeoh) with experiment data

(10)에서 볼 수 있듯이 세 개의 항으로 이루워진 Yeoh 모델이 R^2=0.9993으로 압축 거동을 가장 유사하게 묘사할 수 있는 초탄성 구성 모델이라는 것을 알 수 있었다. 다음에 수행한 유한 요소 해석에는 실험 데이터와 일치하는 Ogden, Yeoh 모델을 사용하였다.

3.3 유한 요소 해석

수치적 시뮬레이션은 ABAQUS 6.10를 이용하여 실험의 조건과 유사한 경계조건을 적용하여 해석을 실행 하였다. 밀도는 1040kg/m^3, 재료 상수는 4.2절에서 얻은 값들을 이용하였다. FE 모델은 2999개의 6방정계의 C3D8R 요소(8-node linear brick, reduced intergration with relax stiffness hourglas control)를 사용하였으며, 위쪽 원통형 시편 표면이 50% 변형률에 도달 때 까지 5mm/min의 하중 속도로 압축을 실시하였다. 시뮬레이션 후에 Fig. 6에서 얻어진 시편 밑면의 각 노드 반력을 모두 더하고 이를 변형 전 상태의 단면적으로 나누어 공칭 응력을 계산하였다. 두 모델에 대한 시뮬레이션을 통해 얻어진 공칭응력과 실험 데이터의 비교 그래프는 Fig. 7과 같다. 두 모델 모두 실험데이터와 거의 일치하는 것을 알 수 있는데, 다만 신장률이 0.7을 넘어가면서 실험데이터와 시뮬레이션 데이터의 차이가 나기 시작하는 것은 실험시 신장률이 0.7 이상 압축 되면서 시편의 파손이 생겨 나타는 차이라고 예상해 볼 수 있다. 때문에 기존 논문들에서도 신장률이 0.7, 약 30%의 압축까지 실험을 실시하고 있다.

4. 토 의

본 논문에서는 젤라틴을 이용하여 시편을 제작했는데 이는 젤라틴으로 제작된 시편은 대부분이 물로 이루워져 있어 밀도가 1000kg/m^{3}으로 뇌의 밀도[4]로 알려진 1040kg/m^{3}과 매우 유사하며, 프아송비 또한 $\nu = 0.4999$로 비압축성의 특성을 가지며 비선형적인 거동을 보이는 뇌와 매우 유사한 특성을 지니고 있다.[14] 또한 원하는 형상을 만들기 매우 용이하다는 장점을 가지고 있다. 뿐만 아니라 최근 뇌 대신 젤라틴으로 뇌 부위를 채워 놓고 발사체가 관통 했을시 압력 변화를 통해 탄도 뇌 손상의 메커니즘을 이해하려는 연구[15]가 진행 되었으며, 뇌 부위를 젤라틴으로 형성하여 7곳에 표시를 하고 좌우로 회전하는 실험 장치를 만들어 유아의 흔들림증후군(Shaken Baby Syndrome)의 FE의 모델을 검증하는 연구도 진행되었다.[14] 이처럼 실제 뇌 조직을 대신하여 젤라틴 재료가 대체 사용되고 있는 추세이기 때문에 본 논문에서도 젤라틴을 이용하여 다양한 조건으로 시편을 제작하고 이를 압축 실험을 통해 기존 연구와 비교하여 유사한 거동을 보이는 조건을 찾아 시편

을 제작하였다. 제작된 시편으로 반복적인 실험을 통해 신뢰성을 높이고 실험 데이터를 이용하여 여러 가지 초탄성 모델에 적용시켜 Matlab을 이용한 curve fitting으로 재료 상수들을 찾아 내었다. 이렇게 구해진 재료 상수들을 ABAQUS 초탄성 FE 모델에 적용시켜 압축실험과 같은 조건으로 시뮬레이션을 실시하였다. 실험 속도가 느리고 일정하여 내연적 방법으로 해석하려 했으나 비선형적 특성이 강한 젤라틴 재료이기 때문에 해석이 불가능하여 외연적 방법을 통해 해석을 실시하여 Ogden 모델과 Yeoh모델 모두 실험 데이터와 일치하는 결과를 얻었다. 수술 로봇과 같은 응용분야의 경우에 적용시키기 위해서는 본 논문에서 얻은 압축 실험의 결과를 토대로 실제 상황에 가까운 좀 더 복잡한 형상과 다양한 변형 조건에 대해 FE 해석을 실시할 필요가 있을 것으로 보인다.

5. 결 론

본 논문에서는 뇌 조직처럼 윤리적으로나 사회적 문제로 실험이 제한적이고 어려운 생체 조직의 대안적 연구 방법에 대해서 연구하였다. 압축 거동에 대하여 뇌 조직과 유사한 거동을 보이는 젤라틴을 이용하여 시편을 제작함으로써 실험에 대한 제한을 극복하였다. 또한 이를 초탄성 구성방정식을 이용하여 모델링하고 이를 FE 해석에 적용시켜 실험과 일치함을 보였다.

이러한 연구 절차를 이용하여 물리적 특성에 대한 실험 데이터가 부족한 생체 재료에 대해서 연구를 진행하고 이를 통해 의료 응용분야뿐만 아니라 헬멧이나 자동차 헤드레스트등 안전장비에 대한 다양한 응용 분야에 도움이 될 것으로 예상 된다. 이 후에는 실제 자동 수술 도구와 유사한 압입 시험기를 제작하여 압입 시험에 대해 위와 같은 연구 진행 절차를 적용시켜 보고자 한다.

참고문헌
(References)

(1) Miller, K. and Chinzei, K., 1997, "Constitutive Modelling of Brain Tissue: Experiment and Theory," *J. Biomechanics*, Vol. 30, No. 11/12, pp. 1115~1121.

(2) Miller, K. and Chinzei, K., 2002, "Mechanical Properties of Brain Tissue in Tension," *J. Biomechanics*, Vol. 35, pp. 483~490.

(3) Velardi, F., Fraternali, F. and Angelillo, M, 2006. "Anisotropic Constitutive Equations and Experimental Tensile Behavior of Brain Tissue," *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, Vol. 5, pp. 53~61.

(4) Rashid, B., Destrade, M. and Gilchrist, M. D., 2012, "Mechanical Characterization of Brain Tissue in Compression at Dynamic Strain Rates," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 10, pp. 23~38.

(5) Rashid, B., Destrade, M. and Gilchrist, M. D., 2012, "Temperature Effects on Brain Tissue in Compression," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Vol. 14, pp. 113~118.

(6) Rashid, B., Destrade, M. and Gilchrist, M. D., 2012, "Inhomogeneous Deformation of Brain Tissue During Tension Test," *Computational Materials Science*, Vol. 64, pp. 295~300.

(7) Seung, S. M., Kang, B. J., Park, S. H., Park, J. O. and Kim, K. H., 2009, "Teleoperation Surgical Robot System for Brain Surgery," *Proceedings of the KSME Dynamics and Control Division 2009 Spring Conference,* pp. 232~237.

(8) Basdoga, C., Ho, C. H. and Srinivasan, M. A., 2001, "Virtual Environments for Medical Training: Graphical and Haptic Simulation of Laparoscopic Commen Bile Duct Exploration," *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 6, No. 3, pp. 269~285.

(9) Tendick, F., Downes, M., Goktekin, T., Cavusoglu, M. C., Feygin, D., Wu, X., Eyal, R., Hegarty, M. and Way, L. W., 2000, "A Virtual Environment Testbed for Training Laparoscopic Surgical Skills," *Presence-Teleoperators and Virtual Environments*, Vol. 9, No. 3, pp. 236~255.

(10) Kim, J., 2007, "Virtual Encironments for Medical Training: Soft Tissue Modeling," *Proceedings of the KSME 2007 Fall Annual Meeting,* pp. 1650~1655

(11) Estes, M. S. and McElhaney, J. H., 1970, "Response of Brain Tissue of Compressive loading," *ASME Paper* No. 70-BHF-13.

(12) Mendis, K. K., Stalnaker, R. L. and Advani, S.

H., 1995, "A Constitutive Relationship for Large Deformation Finite Element Modeling of Brain Tissue," *Trans. ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 279~285.

(13) Rashid, B., Destrade, M. and Gilchrist, M. D., 2013, "Influence of Preservation Temperature on the Measured Mechanical Properties of Brain Tissue," *J. of Biomechanics*, Vol. 46, pp. 1276~1281.

(14) Cheng, J., Howard, M. R., 2010, "Study of an Infant Brain Subjected to Periodic Motion via a Custom Experimental Apparatus Design and Finite Element Modelling," *J. of Biomechanics*, Vol. 43, pp. 2887~2896.

(15) Jiangyue, Z., Narayan, Y., Frank A. P., Yabo, G., Thomas, A. G., 2007, "Experimental Model for Civilian Ballistic Brain Injury Biomechanics Quantification," *J. of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 2341~2346.