

## 가상수술기를 위한 비선형 생체 모델의 개발

김정\* (한국과학기술원)

Development of a nonlinear biomechanical soft tissue model for a virtual surgery trainer

J. Kim (Mecha. Eng. Dept. KAIST),

### ABSTRACT

Soft tissue characterization and modeling based on living tissues has been investigated in order to provide a more realistic behavior in a virtual reality based surgical simulation. In this paper, we characterize the nonlinear viscoelastic properties of intra-abdominal organs using the data from *in vivo* animal experiments and inverse FE parameter estimation algorithm. In the assumptions of quasi-linear-viscoelastic theory, we estimated the nonlinear material parameters to provide a physically based simulation of tissue deformations. To calibrate the parameters to the experimental results, we developed a three dimensional FE model to simulate the forces at the indenter and an optimization program that updates new parameters and runs the simulation iteratively. The comparison between simulation and experimental behavior of pig intra abdominal soft tissue are presented to provide a validness of the tissue model using our approach.

**Key Words** : Biomechanical soft tissue model (생체 모델), Virtual reality(가상현실), Tool-Tissue Interaction (수술도구-생체 상호작용),

### 1. 서론

의료 영상기술의 발달과 정보 통신기술의 진전으로 인해서 전통적인 의료인 훈련 및 수술/진료 방법은 큰 변화를 겪고 있으며 수술용 로봇의 개발과 최소 침습 수술법(Minimally invasive procedure) 등의 보급으로 인해서 수술실의 기본 개념에 큰 변화가 일어나고 있다. 종래의 의료 인력 개인의 능력과 경험에 기반을 두던 전통적인 의료기술이 정밀한 기계와 정확한 인체 내부의 정보를 이용해서 의료진의 실수를 줄이고 환자에 미치는 영향을 최소화하는 방향으로 변화가 진행 중이다. 이런 의료기술의 변화에서 현재 가장 연구가 시급하게 요구되는 분야중의 하나는 해부학적으로 정확하고 물리적으로 정확한 생체 모델의 개발이다. 생체모델 혹은 장기 모델이라 함은 CT/MRI 등의 2 차원의 영상으로부터 추출된 3 차원의 형상 모델(Geometrical model)과 실제 수술 시와 똑같이 반응하는 물리적 모델을 가진다.

Fig 1 는 가상수술시스템의 기술적인 구성요소를 보여주고 있으며 그 중 성공적인 훈련기의 필수 조

건은 실제수술과 동일한 생체반응을 피훈련자에게 제공하는 것이다. 즉 피훈련자가 가상의 생체를 조작, 변형하면서 실제생체와 동일한 반응을 경험하는 것이 가장 중요하다. 그러나 생체의 거동의 고품질 모델링 및 수술도구-생체 상호작용(Tool-Tissue Interaction)의 실시간 처리(Rendering)에 대한 연구는 현재 이 분야의 기술 난제로 남아 있다.

그 중 생체의 모델의 측정 및 획득은 3 차원 형상모델의 획득에 비해 아직도 기술상의 난제로 남아 있다. 잘 알려진 대로 생체는 비선형적인(Nonlinearity), 점탄성(Viscoelasticity)등의 복잡한 성질을 가지고 있으며 그 외로 다음과 같은 측정에 난제가 있다. 첫째 생체의 강도는 매우 약하기 때문에 사용되는 재료시험기를 위한 시편 제작이 매우 어려우며 생체의 보관이 매우 어렵다. 더욱이 시편제작을 위해 본체에서 떼어낸 순간 생체의 물성치는 크게 변화하며 더욱이 냉동 보관후에는 물성치가 더욱 크게 변화한다. 둘째, 생체에 대한 기계적 물성에 대한 데이터베이스는 많지 않을 뿐 아니라 대부분의 실험결과들은 사체에서 떼어낸 시편

(sample)을 사용하여 측정된 데이터가 현재 쓰이고 있다. 그러나 이들 데이터는 기술한 바와 같이 살아있는 생체와 유사한 반응을 필요로 하는 가상수술기에는 사용되기가 곤란하다..

따라서 본 논문은 실제의 생체와 동일한 반응을 모사하는 생체모델을 위한 비선형 생체 모델의 개발 및 매개변수 추정방법을 주된 내용으로 하고 있다.

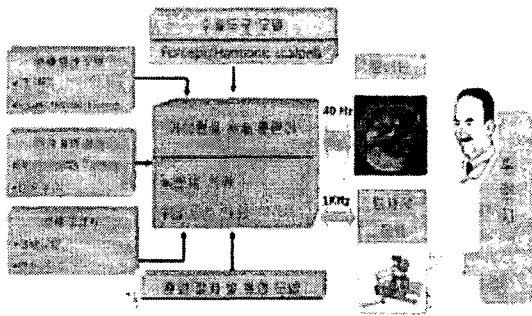


Fig. 1 Technical components of virtual surgery system

## 2. 방법론

### 2.1 생체 실험

실제 수술 시와 유사한 반응을 보이는 생체의 반응 측정을 위해 *in vivo* 방식(실험 대상을 희생시키지 않고 측정하는 방식)의 동물 실험 데이터를 사용했다. 실험 동물을 희생시키지 않고 복강 내부로 측정 센서를 삽입해서 생체의 반응을 측정하는 방식이므로 소형 로봇을 이용한 생체 실험방식을 개발했다. 로봇을 이용할 경우 또 하나의 장점은 생체의 동특성 반응을 측정하기 위한 Chirp 파나 구형파 등의 다양한 형태의 인텐테이션을 프로그래밍할 수 있다. 개발된 측정 시스템의 힘분해능은 0.00078N 이며 시스템은 1khz 로 생체에 자극을 가하고 생체의 반력을 측정한다. 동물실험은 Massachusetts Institute of Technology 와 Massachusetts General Hospital 과 공동으로 8 마리의 돼지를 대상으로 반응을 측정했으며 소형 로봇을 사용해서 동물의 간, 신장부위에 1-10mm 의 자극을 부가한 후 반력을 소형 6 축 힘센서로(ATI 사 Nano 17) 측정하는 방식을 사용했으며 측정 중 실험동물은 전신마취와 생명 보조장치를 통해서 생명을 유지시킨 상태에서 반응을 측정했다[1].

### 2.3 비선형 생체 모델

전술한 바와 같이 생체의 반응을 매우 복잡한

비선형성을 가지고 있으며 모든 영역에 대해서 정확한 모델을 개발하는 것은 아직 요원한 상태이다. 현재 가상 수술기를 위한 생체 모델의 조건은 작은 부하속도(loading speed)와 10mm 내외의 변위이다. Farshad[2], Davis[3], Miller[4] 등에 의한 다양한 생체 모델이 개발되어 있으나 이는 지나치게 복잡하거나 죽은 시편으로부터 추출한 시편을 근거로 개발된 것이다.

본 연구에서는 Fung[5]에 의해 제안된 quasi-linear viscoelastic 모델을 사용했다. 이는 생체의 반응을 시불변 탄성부와 선형점탄성부로 나누어서 모델링하는 것으로 산애적으로 저속으로 변형하는 생체의 모델링분야에 넓게 쓰이고 있다.

삼차원생체의 관계방정식(Constitutive equation) 은 다음과 같으며

$$S(t) = G(t)S^e(0) + \int_0^t G(t-\tau) \frac{\partial S^e(E(\lambda))}{\partial \tau} d\tau$$

$S(t)$ 는 Piola-Kirchhoff stress tensor 이며  $S^e(E(\lambda))$  는 시불변 탄성부이며 선형 혹은 비선형일수 있다. 또한  $G(t)$  는 Relaxation Function 이라 불리며 선형 점탄성을 모델링한다.

Relaxation function  $G(t)$  는 다음과 같다.

$$G(t) = G_0 \left( 1 - \sum_{i=1}^N \bar{g}_i^p \left( 1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right) \right) \right)$$

$$G_0 = G(0)$$

비선형 탄성부의 경우 FEM package 를 통해서 간접적으로 계산하며 본 연구에서는 생체모델의 관계방정식에 많이 쓰이는 Hyperelastic model 중의 Mooney-Rivlin Model 을 사용했으며 그 스트레인 에너지 함수는 다음과 같다.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$$

생체 반응을 두 부분으로 나눈 이유는 생체 거동을 잘 묘사함과 동시에 다음 장에 설명될 변수추정에 걸리는 시간을 크게 줄일 수 있기 때문이다. 또한 위의 식을 3 차원 생체에 대해 해석적으로 풀기는 매우 어려우므로 모든 모델링에 대한 계산은 유한요소도구를 이용한다.

## 2.2 매개 변수 추정

다음 단계는 앞 절에서 개발된 생체역학 모델을 이용해 실제 *in vivo* 실험에서 측정된 생체 반응과의 차이를 최소화 시키는 매개변수를 찾는 것이다. 이를 위하여 Kauer[6], Seshaiyer[7] 에 의해 개발된 Inverse FE 매개변수 추정법을 사용한다. 이는 앞서 개발한 생체 모델과 Abaqus 등의 유한요소 코드를 이용해서 동물실험의 시뮬레이션을 한뒤 이 결과와 실제 실험결과와의 차이를 최소화 시킬수 있는 파라미터를 찾는 것이며 순서도는 그림 2 에 잘 나타나 있다. 본 방법은 Gradient 의 계산을 위해 매 매개변수 마다 시뮬레이션을 반복해야 하기 때문에 매우 시간이 많이 걸리는 단점이 있다. 따라서 점탄성부는 Normalize 한 데이터를 이용하여 Matlab 을 이용하여 계산하고 탄성부의 매개변수만을 유한 요소법을 사용하여 추정했다[8].

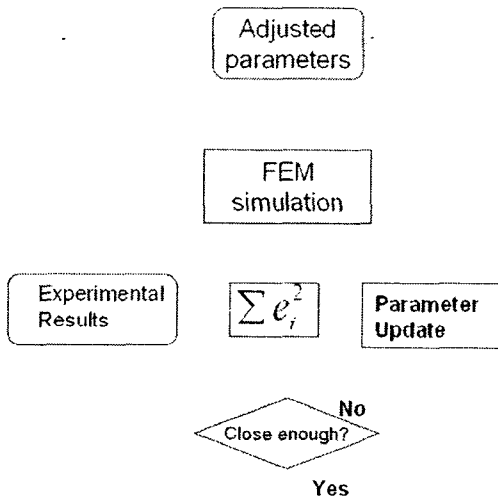


Fig 2. Flowchart of the inverse FEM parameter estimation

위 방법에 따라 돼지의 간을 대상으로 한 실험데이터를 이용해서 생체 모델의 매개 변수를 추정한 결과 3-4 회 정도의 반복적인 계산 끝에 매개변수가 추정되었으며 그 결과는 다음과 같다.

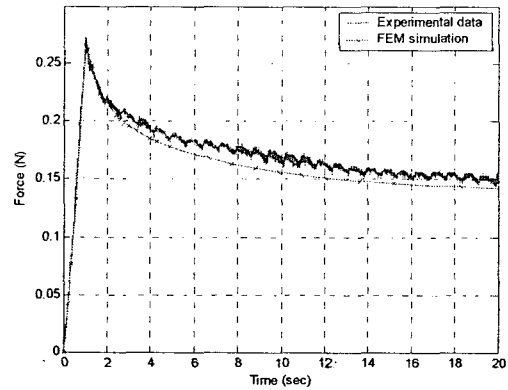
$$\tau_1 = 1.537, \tau_2 = 6.090, g_1 = 0.2866, g_2 = 0.2022$$

$$C10 = 322.9(Pa), C01 = 161.47(Pa)$$

Fig. 3 은 위 매개변수와 생체모델을 이용한 유한 요소 시뮬레이션결과와 돼지 간으로부터 측정된 결과를 비교한 것으로 결과가 잘 수렴함을 보여주고 있다. 실험측정치는 필터링을 하지 않은 실험 시 측

정된 원데이터로 심장 박동에 의한 잡음과 각종 의료장비로부터 나오는 잡음을 그대로 보여주고 있다

Fig 3 Experimental data from a pig liver in a *in vivo* state and predicted data by the FEM simulation



## 3. 결론

본 연구로 인하여 가상현실수술기에 쓰이는 생체 모델의 기계적 특성을 실험으로 추출하고 그 데이터로부터 생체의 역학적 모델링에 필수적인 물성치를 추출하였다. 본 논문의 결과는 가상수술기에서 실제의 생체와 유사한 반응을 실시간으로 계산하는 생체모델에 유용하게 쓰일 것이며 Fig 4 는 가상 복강경 수술을 위해 개발된 실시간 간(Liver) 모델의 실시간 변형을 보여주고 있다. 생체의 3 차원 형상은 현재 Visible Human Dataset 등으로부터 추출된 장기 모델을 이용할 수 있으며 국내에서는 Visible Korean Human 등의 공개된 데이터를 이용할 수 있다.

가상수술기의 신뢰성과 가상현실의 고품질을 위해서 이 분야의 연구는 필수적이며 이 분야의 추후 연구는 인체 장기의 물성을 환자에 해를 끼치지 않고 수술 중에 측정할 수 있는 장비의 개발과 의료영상기술과 접목하여 좀 더 포괄적인 생체의 거동을 계산할 수 있는 알고리즘의 개발 등이 있다. 또한 실시간으로 생체의 반응을 모사하고 이를 실시간으로 사용자에게 시각, 햅틱 장치로 전달하는 기술의 개발 등이 요구된다.

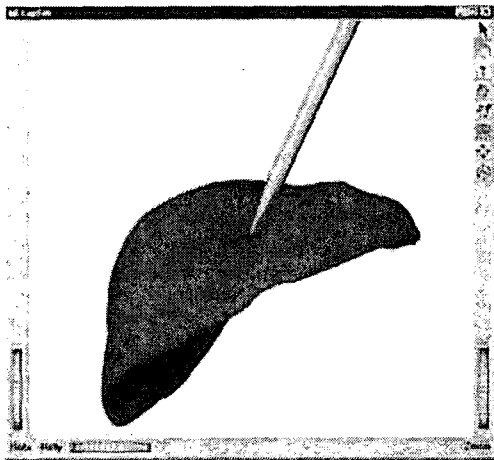


Fig 4 Snapshot of deformation of a liver model for a virtual reality based laparoscopic simulator

*Journal of Biomechanical Engineering, Transaction of the ASME*, vol. 125, pp. 363-371, 2003.

8. W. H. Press, B. P. Flannery, S. A. Teukolsky, and W. T. Vetterling, *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. Cambridge: Cambridge University Press, 1988.

#### 참고문헌

1. B. K. Tay, S. De, N. Stylopoulos, D. W. Rattner, and M. A. Srinivasan, "In vivo Force Response of Intra-abdominal Soft Tissue for the Simulation of Laparoscopic Procedures," presented at Proceedings of the MMVR Conference, 2002.
2. M. Farshad, M. Barbezat, P. Flueter, F. Shmidlin, P. Graber, and P. Niederer, "Material Characterization of the Pig Kidney in Relation with the Biomechanical Analysis of Renal Trauma," *Journal of Biomechanics*, vol. 32, pp. 411-425, 1999.
3. P. J. Davis, F. J. Carter, D. G. Loxburgh, and A. Cuschieri, "Mathematical Model for Keyhole Surgery Simulation: spleen capsule as an elastic membrane," *Journal of Theoretical Medicine*, vol. 1, pp. 247-262, 1999.
4. K. Miller, "Constitutive Modeling of Abdominal Organs," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 367-373, 1999.
5. Y. C. Fung, *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. New York: Springer-Verlag, 1993.
6. M. Kauer, V. Vuskovic, J. Dual, G. Szekely, and M. Bajka, "Inverse Finite Element Characterization of Soft Tissue," presented at Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2001, 2001.
7. P. Seshaiyer and J. D. Humphrey, "A Sub-Domain Inverse Finite Element Characterization of Hyperelastic Membranes Including Soft Tissues,"