

◆특집◆ 의용생체역학

# 가상 수술 훈련기를 위한 생체 연조직 모델개발

김 정\*

## Development of a Biomechanical Soft Tissue Model for a Virtual Surgery Trainer

Jung Kim\*

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

### 1. 서론

의료 영상기술의 발달과 정보 통신기술의 진전으로 인해서 전통적인 의료인 수술/진료 방법은 큰 변화를 겪고 있으며 수술용 로봇 등은 그러한 노력의 좋은 예이다. 현재 의용 기계분야에서 많은 주목을 받고 있는 다른 한 분야는 가상 수술(Virtual surgery) 분야이다.

선진국에서 빈번하게 벌어지는 의료 인력의 실수로 인한 의료 분쟁과 시술환자 들의 장기간의 병원체류로 인한 의료비 상승은 큰 문제로 지적되고 있다. 예를 들어 2001 년에 미국의 Institute of Medicine 에 의해 배포된 보고서 “To err is human: building a safer health system” 에 따르면 의료 사고로 인한 사망자는 연 44,000~98,000 명에 이르는 것으로 드러났다.<sup>1</sup> 여기서 의료사고 사망자를 연 98,000 명이라 하면 미국에서 5 번째의 사망원인이 되고, 연 44,000 명이라 해도 8 번째 사망원인이 된다. 이 사망자 수는 교통사고(연 사망 43,458 명)와

유방암(연 사망 42,297 명), 그리고 에이즈(연 사망 16,516 명)를 능가하는 수치이다. 이로 인한 추가적인 의료비상승은 대략 50% 이상이 되며 회피가 가능한 피해액 또한 최소 170 억 달러에서 최대 300 억 달러에 이를 것으로 집계되고 있다<sup>2</sup>.

그러나 “도제식 훈련(Apprenticeship)”으로 상징되는 전통적인 의료훈련은 고대 이집트로부터 크게 변하지 않은 상태이다. 비숙련자는 수술실에서 숙련된 전문가의 시술을 관찰하고 전문가의 감독 하에서 수술을 집도하는 이른바 “see one, do one, and teach one” 방법에 의존하고 있다. 이러한 전통적인 훈련방법의 단점은 1) 미숙련의사의 훈련에 환자를 이용하는 데 따른 위험성 및 윤리적 문제와 2) 각 수술기법의 훈련횟수가 대상 환자의 분포도에 지배를 받으며 3) 객관적인 기술 평가 및 인증 방법이 거의 없다는 점이다.

이를 극복하기 위해 가상현실기술을 이용한 복강경(Laparoscopy) 또는 내시경(Endoscopy) 훈련기가 의료 선진국에서 활발하게 개발되고 있다. 개발된 훈련기는 실제 수술실과 동일한 환경을 피 훈련자에게 제공하며 훈련자로 하여금 실제 수술실에 있다는 실감을 유도한다. 가상현실기술을 이용한 의료훈련기는 파일럿들이 비행 시뮬레이터를 사용하여 훈련하듯 미숙련의들이 효과적으로 실습

\* 한국과학기술원 기계공학과  
Tel. 042-869-3231, Fax. 042-869-3210  
Email jungkim@kaist.ac.kr  
의용 생체 공학 특히 의료 시뮬레이션과 생체 계측 및 제조업 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

교육할 수 있다는 장점이 있다. 가상현실공간에서 모든 시술이 이루어 지기 때문에 실제 시술과 달리 미숙련의들의 어떠한 실수도 용납할 수 있으며 시간에 구애받지 않고 반복하여 시술을 연습할 수 있다. 훈련 중 부착된 각종 센서를 통해서 훈련자의 반응이나 숙련도가 모니터링되며 이에 따라서 객관적인 피훈련자의 평가 및 기술 인증 등이 가능하다. 또한 실제 드물게 수행하는 수술이나 갑작스럽게 발생하는 비상상황의 시나리오를 만들어 연습해볼 수 있을 뿐만 아니라 실제 시술 전에 가상공간에서 미리 리허설을 수행하여 실제 상황에서의 위험성 등을 예측해 볼 수 있다. 마지막으로 동물실험이나 미숙련의가 실제 환자를 대상으로 연습을 하는 등의 윤리적 문제를 사전에 방지할 수 있다는 장점이 있다. 2002년 Yale University 의 과대학에서 레지던트를 대상으로 복강경 가상현실 기반의 수술 시뮬레이션을 사용하여 훈련한 그룹과 기존의 전통적인 훈련을 받은 그룹을 비교한 적이 있다<sup>3</sup>. 이 결과 가상현실 기반의 수술 시뮬레이션을 사용하여 훈련 받은 집단이 기존의 전통적인 훈련을 받은 그룹보다 시술시간은 29% 빨랐으며, 시술 도중 실수횟수는 6 배나 작았던 것으로 발표하였다. 이는 의료교육에서 가상현실 도입이 왜 필요한지 단적으로 보여주는 예라 할 수 있다.

현재 미국의 의과대학에서는 Mentic 사의 Mist-VR 등의 기초적인 수준의 가상현실의료 훈련기가 실제 의대교육과정에 보급되기 시작하고 있으며 그 영역은 점점 더 넓어지고 있다. 가상현실기술의 발전으로 말미암아 더욱 더 실제와 근사한 환경에서의 의료 훈련이 가능해 지고 있는 것이다. 빠르게 발전하는 이 분야에서 현재 가장 연구가 시급하게 요구되는 분야중의 하나는 해부학적으로 정확하고 물리적으로 정확한 생체 특히 연조직 모델(Soft tissue model)의 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 은 가상수술시스템의 기술적인 구성요소를 보여주고 있으며 그 중 성공적인 훈련기의 필수 조건은 실제수술과 동일한 생체반응을 피훈련자에게 제공하는 것이다. 즉, 피훈련자가 가상의 공간에서 환자를 시술시 도구와 생체조직 사이의 접촉이 일어나거나 도구를 이용하여 절개할 때의

손끝에서 느껴지는 감각을 실제와 같이 전달 받고, 접촉이나 절개에 의해 변형되는 생체 조직이나 출혈 등을 피훈련자의 시각에 실제와 같은 정보를 전달해 주어야 한다. 이를 위해서는 생체조직의 기계적 성질에 대한 이해가 필요하며 이를 적절히 표현할 수 있는 모델을 만들어야만 한다.

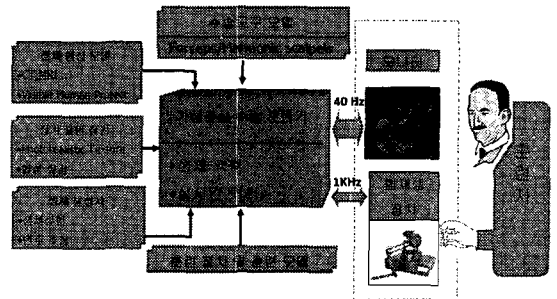


Fig. 1 Technical components of virtual surgery system

인체 장기의 3 차원 형상 데이터는 현재 Visible Human Dataset 등의 공개와 CAD 기술의 발전으로 말미암아 쉽게 획득이 가능한 상태이다. 그러나 생체의 기계적 모델의 측정 및 획득은 3 차원 형상모델의 획득에 비해 아직도 기술상의 난제로 남아 있다. 잘 알려진 대로 생체는 비선형(Nonlinearity), 점탄성 (Viscoelasticity), 이방성 (Anisotropy)등의 복잡한 성질을 가지고 있으며 그 외로 다음과 같은 측정에 난제가 있다. 첫째 생체의 강도는 매우 약하기 때문에 상용되는 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 실험결과는 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.

## 2. 방법론

### 2.1 생체 실험

실제 수술 시와 유사한 환경에서 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 자극(Indentation)을 프로그래밍할 수 있다. 개발된 측정 시스템의 힘 분해능은 0.00078N 이며 시스템은 1kHz 로 생체에 자극을 가하고 생체의 반력을 측정한다. 동물실험은 Massachusetts Institute of Technology 와 Massachusetts General Hospital 이 공동으로 8 마리의 돼지를 대상으로 생체 연조직의 힘 반응을 측정했으며 소형 로봇을 프로그래밍해서 동물의 간, 신장 부위에 1-10mm 의 자극을 부가한 후 반력을 소형 6 축 힘센서로(ATI 사 Nano 17) 측정하는 방식을 사용했으며 측정 중 실험동물은 진신마취와 생명 보조장치를 통해서 생명을 유지시킨 상태에서 반응을 측정했다.<sup>4</sup>

### 2.2 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<sup>5</sup>, Davis<sup>2</sup>, Miller<sup>6</sup> 등에 의한 다양한 생체 모델이 개발되어 있으나 이는 지나치게 복잡하거나 죽은 시편으로부터 추출한 시편을 근거로 개발된 것이다.

본 연구에서는 Fung<sup>7</sup> 에 의해 제안된 quasi-linear viscoelastic 모델을 사용했다. 이는 생체의 반응을 시불변 탄성부와 선형점 탄성부로 나누어서 모델링하는 것으로 상대적으로 저속으로 변형하는 생체의 모델링분야에 넓게 쓰이고 있다.

일반적인 3 차원 생체의 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 시 불변 탄성부이며 선형 혹은 비선형일수 있다. 또한  $G(t)$ 는 Relaxation Function 이라 불리며 선형 점탄성을 모델링한다.

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

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

$\bar{g}_i^p$ 는 Prony 변수이며,  $G_0$ 는  $G(t)$ 의 초기값이다. 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.

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

$C_{10}$ ,  $C_{01}$ 는 생체의 물성에 따라 변하는 변수이며 매개변수 추정알고리즘에 의해서 찾고자 하는 대상이다. 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 복잡한 형상을 가지는 3 차원 생체에 대해 해석적으로 풀기는 매우 어려우므로 모든 모델링에 대한 계산은 유한 요소도구를 이용한다.

### 2.3 매개 변수 추정

다음 단계는 앞 절에서 개발된 생체역학 모델의 결과와 실제 *in vivo* 실험에서 측정된 생체 반응과의 차이를 최소화 시키는 연조직 모델의 매개변수를 찾는 것이다. 이를 위하여 본 연구에서는 Kauer<sup>8</sup>, Seshaiyer<sup>9</sup> 에 의해 개발된 Inverse FE 매개변수 추정법을 사용한다. 이 방법을 간단히 요약하면 실제의 실험결과와 미리 준비된 연조직 모델을 이용한 유한 요소 모의 실험결과를 비교하여 그 차이를 줄이는 방향으로 매개변수의 다음 값을 계산하며, 그 차이가 기준 값 이하가 될 때까지

반복하는 것이다. 이 방법에 대한 순서도는 Fig. 2에 잘 나타나 있다. 모의실험결과와 실험결과의 차이를 줄이는 방향으로 매개변수를 갱신하는 알고리즘은 최적화 알고리즘의 일종인 Levenberg-Marquardt method 를 이용했다. 본 알고리즘은 ABAQUS 와 연결이 가능한 Python 언어로 개발되었으며 이 프로그램은 ABAQUS 의 시뮬레이션결과를 받아들이며 변수를 갱신한 후 이 갱신된 변수를 이용해서 시뮬레이션을 자동으로 재 실시하는 구조를 가진다.

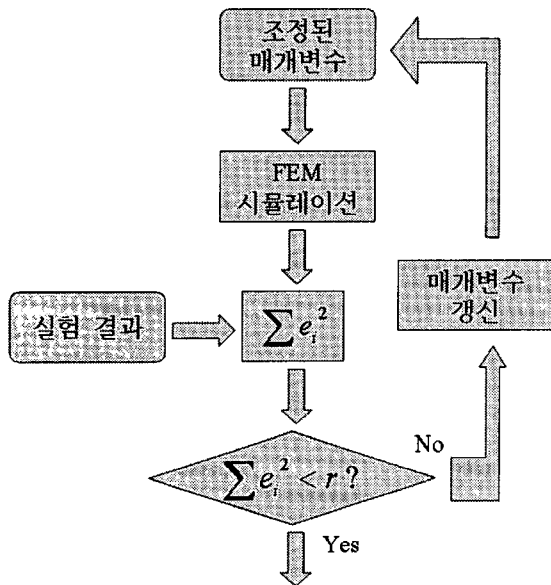


Fig. 2 Flowchart of the inverse FEM parameter estimation

본 방법은 변수의 Gradient 의 계산을 위해 한 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<sup>10</sup>.

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

$$\begin{aligned} \tau_1 &= 1.537 & \tau_2 &= 6.090 \\ g_1 &= 0.2866 & g_2 &= 0.2022 \\ C_{10} &= 322.9(Pa) & C_{01} &= 161.47(Pa) \end{aligned}$$

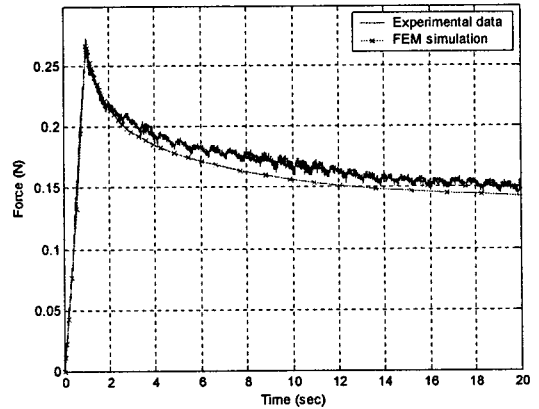


Fig. 3 Experimental data from a pig liver in an in vivo state and predicted data by the FEM simulation

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 측정된 실제 데이터로 심장 박동신호와 주위로부터 나오는 잡음을 그대로 보여주고 있다.

### 3. 결론

본 연구로 인하여 가상현실 수술기에 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 것이다. Fig. 4 는 가상 복강경 수술을 위해 개발된 실시간 간(Liver)모델의 실시간 변형을 보여주고 있으며, Fig. 5 는 복부 마네킨 모델과 촉각 재생장치에 연결된 수술도구로 구성된 복강경 훈련기의 훈련장치를 보여주고 있다. 이 장치를 이용하여 피훈련자가 가상의 환경에서 가상의 수술도구로 생체를 조작하게 되면 가상의 장기 모델은 실제의 생체와 유사한 반응을 시각적/촉각적으로 실시간으로 피훈

환자에게 전달하게 된다. 생체의 3차원 형상은 현재 Visible Human Dataset 등으로부터 추출된 장기 모델을 이용할 수 있으며 국내에서는 Visible Korean Human 등의 공개된 데이터를 이용할 수 있다.

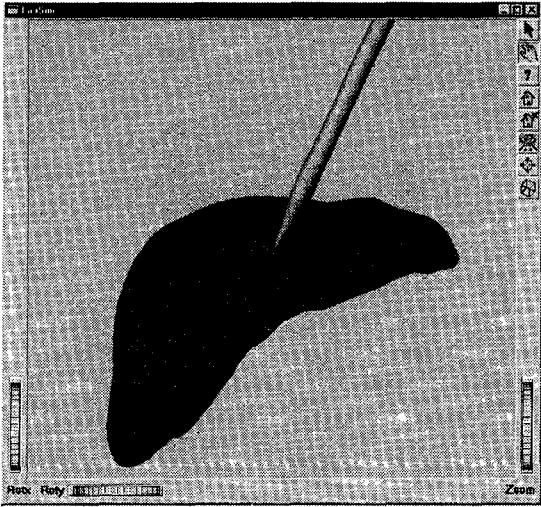


Fig. 4 Snapshot of deformation of a liver model for a virtual reality based laparoscopic simulator

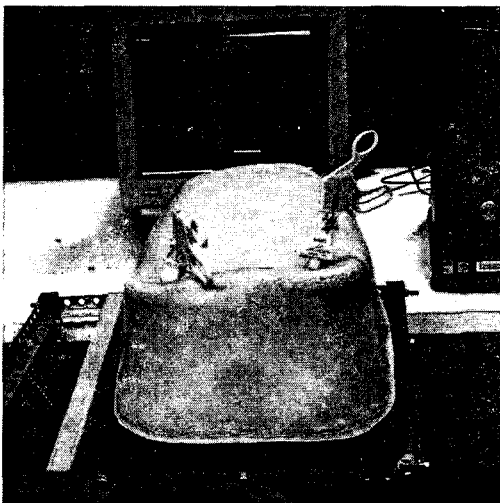


Fig. 5 Virtual reality based laparoscopic surgical simulator

가상수술기의 신뢰성 향상과 고품질 가상현실

구현을 위해서 생체 연조직의 물성 획득에 대한 연구는 필수적이며 이 분야의 추후 연구는 인체 장기의 물성을 환자에게 해를 끼치지 않고 수술 중에 측정할 수 있는 생체측정장비의 개발과 의료 영상기술과 접목하여 좀 더 포괄적인 생체의 거동을 계산할 수 있는 알고리즘의 개발 등이 있으며 개발된 생체 연조직 모델을 이용해서 실시간으로 생체의 반응을 모사하고 이를 사용자에게 시각, 햅틱 장치로 전달하는 렌더링기술의 개발 등이 요구된다.

### 참고문헌

1. Kohn, L. T., Corrigan, J. and Donaldson, M. S., "To err is human: building a safer health system," Washington, D.C., National Academy Press, 2000.
2. Davis, P. J., Carter, F. J., Loxburgh, D. G. and Cuschieri, A., "Mathematical Model for Keyhole Surgery Simulation: spleen capsule as an elastic membrane," Journal of Theoretical Medicine, Vol. 1, pp. 247-262, 1999.
3. Seymour, N. E., Gallagher, A. G., Roman, S. A., O'Brien, M. K., Bansal, V. K., Andersen, D. K. and Satava, R. M., "Virtual reality training improves operating room performance: results of a randomized, double-blinded study," Ann Surg, Vol. 236, pp. 458-63; discussion 463-4, 2002.
4. Tay, B. K., De, S., Stylopoulos, N., Rattner, D. W. and Srinivasan, M. A., "In vivo Force Response of Intra-abdominal Soft Tissue for the Simulation of Laparoscopic Procedures," presented at Proceedings of the MMVR Conference, 2002.
5. Farshad, M., Barbezat, M., Flueler, P., Shmidlin, F., Graber, P. and Niederer, P., "Material Characterization of the Pig Kidney in Relation with the Biomechanical Analysis of Rental Trauma," Journal of Biomechanics, Vol. 32, pp. 411-425, 1999.
6. Miller, K., "Constitutive Modeling of Abdominal Organs," Journal of Biomechanics, Vol. 33, pp. 367-373, 1999.
7. Fung, Y. C., "Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues," New York: Springer-Verlag, 1993.

8. Kauer, M., Vuskovic, V., Dual, J., Szekeley, G. and Bajka, M., "Inverse Finite Element Characterization of Soft Tissue," presented at Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2001, 2001.
9. Seshaiyer, P. and Humphrey, J. D., "A Sub-Domain Inverse Finite Element Characterization of Hyperelastic Membranes Including Soft Tissues," Journal of Biomechanical Engineering, Transaction of the ASME, Vol. 125, pp. 363-371, 2003.
10. Press, W. H., Flannery, B. P., Teukolsky, S. A. and Vetterling, W. T., "Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing," Cambridge: Cambridge University Press, 1988.