

햅틱 기반 정맥주사 시뮬레이터를 위한 생체조직 바늘 삽입력

Needle Insertion Force of Biological Soft Tissue for Haptic based Intravenous Injection Simulator

안범모^{1,*}, 정은영^{2,4,*}, 이영호³, 임용수², 박래웅⁴, 김정¹, 박동균^{2,✉}
Bummo Ahn^{1,*}, Eun-Young Jung^{2,4,*}, Young Ho Lee³, Yong Soo Lim², Rae Woong Park⁴, Jung Kim¹
and Dong Kyun Park^{2,✉}

¹ KAIST 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, KAIST)

² 가천의대길병원 유헬스케어센터 (u-Healthcare Center, Gachon University Gil Hospital)

³ 가천의과대학교 (U-Healthcare Institute, Gachon University of Medicine and Science.)

⁴ 아주대학교 의료정보학과 (Dept. of Medical Informatics, Ajou University)

✉ Corresponding author: pdk66@gilhospital.com, Tel: 032-460-8097

* These authors contributed equally to this work

Manuscript received: 2011.8.3 / Revised: 2011.9.27 / Accepted: 2011.10.19

Haptics and virtual reality are rapidly growing technologies in medical fields. Physicians and nurses can benefit from medical simulation via training and acquire surgical and clinical techniques. In this paper, the research on needle insertion force of biological tissue for haptic based intravenous injection simulator was carried out. We built the setup for needle insertion (intravenous injection) experiments and performed the experiments on live pigs. The force responses against needle insertion were measured using the experimental setup. In addition, the modeling of needle insertion force was carried out with the experimental results and numerical models via nonlinear least-squares method. The results presented in this paper indicate that the developed models can be applied not only to estimate the force feedback during intravenous injection procedure but also to improve the overall training quality of the medical simulator.

Key Words: Haptic (촉각/햅틱), Intravenous Injection (정맥주사), Medical Simulator (의료 시뮬레이터), Needle Insertion Force Model (바늘 삽입력 모델)

1. 서론

환자의 권리의식이 증대되면서 임상에서의 의학교육 및 실습이 점차 어려워지고 있다. 의료진과 환자는 의학교육에 대해 서로 다른 입장인데, 의료진은 환자에게 더 편안하게 술기(시술방법)를 시행하기 바라고, 환자는 실습하는 학생들의 첫 실습대상이 되지 않기를 바란다. 그 해결방안으로 임상술기 교육용으로 만들어진 의료시뮬레이터를 이용한 교육 및 실습이 진행되고 있다. Cooper¹는

조작을 통하여 발생 가능한 상황을 인위적으로 재현하는 교육기구나 기법 또는 교육이나 훈련에 시뮬레이터를 적용하는 것이 시뮬레이션이라고 제안했다.¹ 의료시뮬레이션은 의료인들이 임상술기를 습득하기 위해서 실제 환자를 대상으로 수행하지 않기 때문에 환자에게 발생할 수 있는 위험성을 줄일 수 있고 개발된 장치를 통해서 임상에 가까운 진료 및 위기상황을 경험하게 하여 임상술기에 대한 지식을 습득할 수 있는 교육방법이다.^{2,4} 특히, 최근 가상현실(Virtual Reality) 및 햅틱(Haptics) 기

반의 의료시뮬레이터 개발을 위해 세계 여러 국가들에서 관심을 가짐에 따라 의료시뮬레이션을 수행할 수 있는 시뮬레이터 개발, 가상현실을 구현하기 위해 인체 장기의 형상 정보가 반영된 변형체 모델, 임상술기를 수행할 때 발생하는 햅틱 정보를 구현하기 위한 인체 장기의 물성 규명을 위한 여러 연구가 수행되었다.⁵⁻¹⁵

여러 가지 임상술기 가운데 가장 보편화 되었으며 여러 임상 전문가들(의사, 간호사, 임상병리사, 응급구조사, 등)에 의해서 사용되는 술기중의 대표적인 것이 정맥주사법(Intravenous injection, IV)이다. 일반적으로 의료인들이 정맥주사법 시술을 훈련하기 위해서는 인체조직과 유사한 기계적 특성을 지닌 실리콘 더미를 이용하거나 실제 환자를 대상으로 시술을 수행함으로써 시술법을 익힌다. 그러나 이러한 환경에서는 술기의 훈련이 제대로 이루어 지지 않은 경우가 많으며 이로 인해 침윤(Infiltration), 일혈(Extravasation), 정맥염(Phlebitis), 폐부종(Pulmonary edema), 그리고 공기색전증(Air embolism) 등의 다양한 부작용이 발생할 수 있다. 따라서 이러한 부작용을 줄이기 위해서는 무엇보다 많은 의료인들이 정맥주사법을 환자에게 시술하기 전 충분히 술기를 익힐 수 있는 정맥주사 시뮬레이터를 시급히 개발할 필요가 있다. 최근 국내의 연구팀에 의해 정맥주사 시뮬레이터가 개발되었으며 훈련 시 성능 평가 단계에 이르러 있다.¹⁶ 국내 가천의대 박동균 교수팀은 가상현실과 햅틱을 적용한 시뮬레이터를 이용해서 정맥주사 훈련 시 유용성을 검증했다. 하지만 현재 개발된 시뮬레이터는 인체의 피부의 저항 값을 정확하게 모사하지 못했기 때문에 훈련자에게 정확한 촉감 정보를 전달하는데 한계점을 지니고 있다.¹⁴

본 연구에서는 햅틱 기반의 정맥주사 시뮬레이터를 개발하기 위해 필요한 바늘 삽입력 모델을 개발하고자 한다. 이를 위해 살아있는 동물을 대상으로 정맥주사 시술을 수행할 수 있는 다양한 위치에서 바늘 삽입 시 피부에서 발생하는 생체조직의 기계적 거동을 측정하는 실험을 수행했다. 실험 결과를 통해 바늘 삽입 시 각각의 위치에 따른 기계적 거동의 패턴을 분석하고 각각의 위치에 따른 기계적 거동을 모사할 수 있는 모델을 개발했다. 개발된 모델은 현재 국내 AR-Vision사에서 개발된 교육용 정맥주사 시뮬레이터인 IVsim (AR-Vision, 대전, 한국)에 적용할 수 있을 것이다.

2. 본론

정맥주사 시술 시 발생하는 촉감 정보를 획득하기 위해 다음과 같은 과정으로 연구를 수행했다. 실험 대상으로 인체피부와 유사한 구조 및 기계적 특성을 지닌 돼지를 선택했으며, 실험은 돼지 피부에 혈관 천자 시 발생하는 생체의 기계적 거동을 측정했다. 또, 수학적 모델을 통해서 생체조직과 바늘 사이에서 측정된 기계적 거동을 추정할 수 있는 모델을 개발했다.

2.1 생체 실험

생체실험 대상은 약 7kg의 생후 1개월 된 수컷돼지 2마리를 사용했다. 실험 전 정맥주사를 통해서 마취제 (Zoletil, Virbac Laboratories, Carros, France)¹⁷를 5mg-10mg/kg 투여했고, 마취는 수의학 전공 교수 1인이 참여했으며 충분히 마취되었음을 확인한 후 실험을 실시했다. 실험 부위는 정맥주사를 시술하는 대표적인 위치로 Fig. 1에서 나타내는 것과 같이 다리와 액와 부위, 목의 정맥, 둔부 근육, 복강, 흉강을 선정했으며, 이들을 대상으로 생체 실험을 수행했다. 인체에서 정맥천자 부위로 자주 사용되는 굵고 곧은 정맥의 형태와 유사한 다리 부위에서 실험을 했고, 복강과 흉강은 정맥천자와 더불어 자주 사용하는 술기 중에 하나이므로 실험유형에 포함했다. 액와 부위는 돼지와 장비와의 위치선정이 어렵고, 흉강천자는 실험 시 늑간과 늑간 사이의 흉강천자의 위치를 정확히 잡을 수 없어 데이터를 획득하지 못하였다. 실험에는 정맥주사 시 주로 이용될 수 있는 Intravenous Catheter 20, 24G (경인의료공업, 안양, 한국)와 Disposable needle 21, 23G (경인의료공업, 안양, 한국)를 이용하여 바늘 삽입 실험을 수행했다.

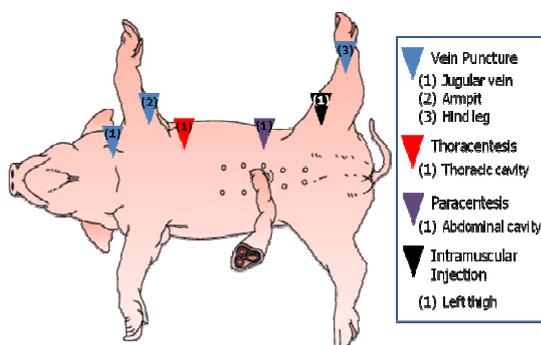


Fig. 1 Experimental sites for needle insertion

Table 1 Experimental conditions

Experimental specimens	Needle size	Velocity
	[G]	[mm/sec]
Pig 1 Intramuscular Injection (Left thigh)	21	10
	Paracentesis (Abdominal cavity)	23
Pig 2 Vein Puncture (Hind leg)	23	5
	Vein Puncture (Jugular vein)	20



(a)



(b)

Fig. 2 In vivo needle insertion experiment on live pig: (a) experimental setup (5848 Micro Tester, Instron, USA) and (b) anesthetized pig



(a)



(b)



(c)

Fig. 3 *In vivo* experiments: (a) vein puncture of hind leg, (b) paracentesis of abdominal cavity, and (c) jugular vein puncture of pig using IV catheter

바늘의 크기는 임상에서 주로 사용되는 정맥 주사의 크기로 소아환자나 정맥이 약한 노인환자의 경우는 24G 를 가장 많이 사용하고 성인의 경우 22G, 다량의 수액이나 검사의 조영제 등의 투여가 필요한 경우는 18~20G 를 주로 사용한다. 근육주사는 23G 를 주로 사용하고, 정맥천자 및 복강, 흉강천자는 21G 를 주로 사용하고 있다. 여기서는 돼지 정맥사이즈를 고려하여 18G 는 사용하지 않았다. 삽입의 속도는 주사나 천자 시 시술자의 특성에 따라 약간의 차이가 있을 수 있으며, 객관화된 속도를 표준으로 삼고 있는 기준이 없으므로, 실제 주사나 천자시의 기본속도를 감안하여 조절하였다. 실험 조건은 표 1 에서 보여주는 것과 같이 돼지 각각의 위치에 따라서 사용되는 바늘의 크기를 적절하게 반영했으며, 바늘

삽입 속도에 대해서도 실제 시술 중 가해지는 속도를 반영해서 실험을 수행했다. 바늘 삽입 시 발생하는 생체조직의 기계적인 거동을 측정하기 위해 Instron 사의 Micro Tester 장비를(5848 Micro Tester, Instron, USA) 이용했다. 실험에 사용된 장비와 마취된 돼지는 Fig. 2 에서 나타내는 것과 같다. Fig. 3 은 정맥주사용 카테터를 이용해서 수행하고 있는 실험 장면을 보여주고 있다. 실험종료 후 돼지는 다량의 마취제를 투여하여 안락사 시켰다. 실험동물의 처리와 데이터의 수집은 가천의과학대학교 동물윤리위원회의 규정을 따라 이뤄졌다(No. GIACUCR-004).

2.2 바늘 삽입력 모델링

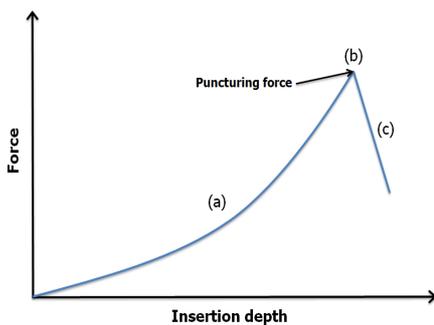


Fig. 4 Needle insertion force: (a) deformation force before puncturing, (b) puncturing force, and (c) relaxation force after puncturing

바늘을 생체 조직에 삽입했을 때 발생하는 삽입력의 모델링은 다음과 같은 과정으로 수행했다. 바늘을 생체 조직에 삽입했을 때 발생하는 삽입력을 Fig. 4 에서 보여주는 것과 같이 크게 세 부분으로 나누었다. 바늘이 조직에 삽입되기 전 변형에 의해 반력이 발생하는 구간 (a), 바늘이 삽입되는 순간 (b), 삽입 후 반력이 감소하는 구간 (c)으로 나누어 진다. 바늘 삽입력 모델링을 위해서는 각각의 실험 결과 중 (a) 구간에 대해서 평균과 표준편차를 이용했다. 또, 삽입력을 모델링 하기 위해 모델링에 주로 사용되는 지수함수를 이용했다. 이때 사용된 지수함수는 다음과 같다.

$$F = A \times e^{-x/t} + F_0 \quad (1)$$

여기에서 F 는 삽입력이며, x 는 바늘의 삽입 깊이, A, t, F₀ 는 모델링을 위한 변수이다. 모델링을 수행

하기 위해서 Matlab(MathWorks, U.S.A.)의 비선형 최소자승법(nonlinear least-squares method)을 이용했다.

3. 결과 및 고찰

Fig. 5 는 정맥주사용 카테터를 이용해서 바늘 삽입 실험을 수행했을 때 발생하는 기계적 거동을 측정된 일반적인 예를 나타내고 있다. 실험 결과를 살펴보면 Fig. 4 에서 제안했던 것과 같이 바늘과 조직이 접촉해서 바늘이 조직에 삽입되기 전 변형에 의해 반력이 발생하는 구간과 바늘이 삽입되어 반력이 크게 떨어지는 순간과 삽입 후 반력이 급격히 감소하는 구간으로 나누어지는 결과를 얻을 수 있었다. 각각의 위치에 대해서 측정된 기계적 거동은 Fig. 5 에서 보여주는 것과 유사하게 나타났다. 또, 바늘이 삽입되는 순간 측정된 반력 값은 표 2 에 나타내는 것과 같이 왼쪽 허벅지 근육인 경우 대략 900 ~ 1,100 mN, 복강은 500 ~ 680 mN, 뒷다리는 1,250 ~ 1,500 mN, 그리고 목은 100 ~ 150 mN 이 측정되었다. 실험을 통해서 얻은 결과에 따르면 측정된 반력은 바늘에 의해 조직의 변형이 많이 발생할수록 더 큰 반력값이 측정되었다. 각각의 위치에 따라서 측정된 실험 결과의 기울기를 통해서 돼지의 뒷다리와 목 부위 조직의 강성(stiffness)이 비슷하며, 왼쪽 허벅지 근육과 복강 부위 조직의 강성이 유사하게 측정되었고, 뒷다리와 목의 강성이 왼쪽 허벅지 근육과 복강 부위 조직에 비해서 강성이 크다는 사실을 확인할 수 있었다.

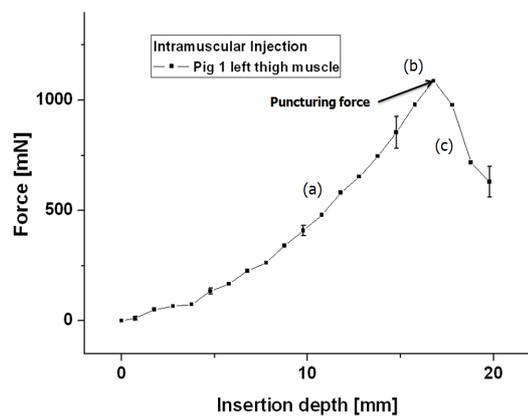


Fig. 5 Typical experimental results: (a) increased reaction force region before puncturing, (b) puncturing force instance, and (c) decreased reaction force region after puncturing

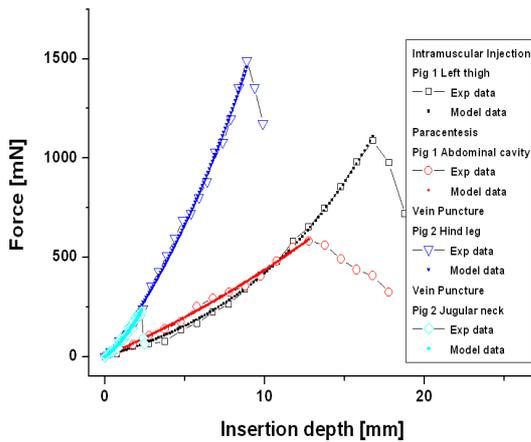


Fig. 6 Comparison of the slopes of experimental results for estimation of tissue stiffness

실험을 통해서 측정된 반력 정보를 이용해서 삽입력의 모델링을 수행했다. Fig. 7은 모델링을 통해서 획득한 모델을 이용해서 추정된 반력 정보와 실험을 통해서 측정된 반력 정보를 나타내고 있다. 또, 표 3에서는 각각의 위치에 대해서 모델링 수행한 결과 최적화한 모델의 변수와 이때 R² 값을 통해서 최적화의 정확도를 나타내고 있다. Fig. 7에서 보여주고 있는 그림들과 추정 후 얻은 R² 값을 통해서 모델링을 통해 추정된 반력 정보는 실험 결과를 잘 추정하고 있음을 보여주고 있다. 따라서 이 모델들을 사용하게 되면 정맥주사를 이용해서 조직에 삽입했을 때 발생하는 반력을 추정할 수 있을 것이다.

4. 결론

본 연구에서는 햅틱 기반의 정맥주사 시뮬레이터를 개발하기 위해 필요한 바늘 삽입력 모델을 개발했다. 보다 정확한 모델을 개발하기 위해 살아있는 돼지를 대상으로 정맥주사 시술을 수행할 수 있는 다양한 위치에서 바늘 삽입 시 피부에서 발생하는 생체조직의 기계적 거동을 측정하는 실험을 수행했다. 또한, 실험을 통해서 획득한 결과를 이용해서 바늘 삽입 시 기계적 거동의 패턴을 분석하고 실험을 수행한 피부조직의 위치에 따른 모델을 개발했다.

본 연구를 통하여 국내 AR-Vision사에서 개발된 교육용 정맥주사 시뮬레이터인 IVsim(AR-Vision, 대전, 한국)에 적용할 수 있는 가장 적합한

Table 2 Puncturing force during needle insertion

Experimental specimens	Puncturing force [mN]	
Pig 1	Intramuscular Injection (Left thigh)	1013 ± 110
	Paracentesis (Abdominal cavity)	584 ± 97
Pig 2	Vein Puncture (Hind leg)	1333 ± 174
	Vein Puncture (Jugular vein)	124 ± 28

Table 3 Estimated parameters of needle insertion force models

Experimental specimens	Model parameters			R ²	
	A	t	F ₀		
Pig 1	Intramuscular Injection (Left thigh)	210.4	-9.1	-210.3	0.997
	Paracentesis (Abdominal cavity)	905.9	-25.5	-906.5	0.994
Pig 2	Vein Puncture (Hind leg)	1168.9	-10.9	-1187.3	0.996
	Vein Puncture (Jugular vein)	171.9	-2.7	-172.8	0.981

모델을 제시했다. 특히, 최근 새로운 의학교육과정과 의사국가고시 실기시험이 도입되는 등 급격한 변화에 따라서 교육용 의료시뮬레이터 개발의 필요성이 급격히 증가하고 있으며, 본 연구를 통해서 개발한 생체조직 모델은 의료시뮬레이터 개발에 크게 기여할 수 있을 것이다. 이러한 의료시뮬레이션의 개발을 통해서 환자가 보다 안전하게 치료받을 수 있는 권리를 보장함으로써 환자들에게 신뢰를 얻을 수 있으며, 의과학생 및 보건계 학생들에게 적절한 교육을 제공해줌으로써 새로운 의료지식의 습득, 의학교육, 환자안전, 의료비 절감 등의 의학교육과정에서 커다란 영향을 미칠 것이다. 따라서 본 연구에서 제안한 모델 및 시뮬레이터를 통해서 다양한 훈련이 필요한 의사, 간호사, 임상병리사, 응급구조사 등 다양한 임상 전문가에게 보다 정확한 촉감 정보를 전달함으로써 우수

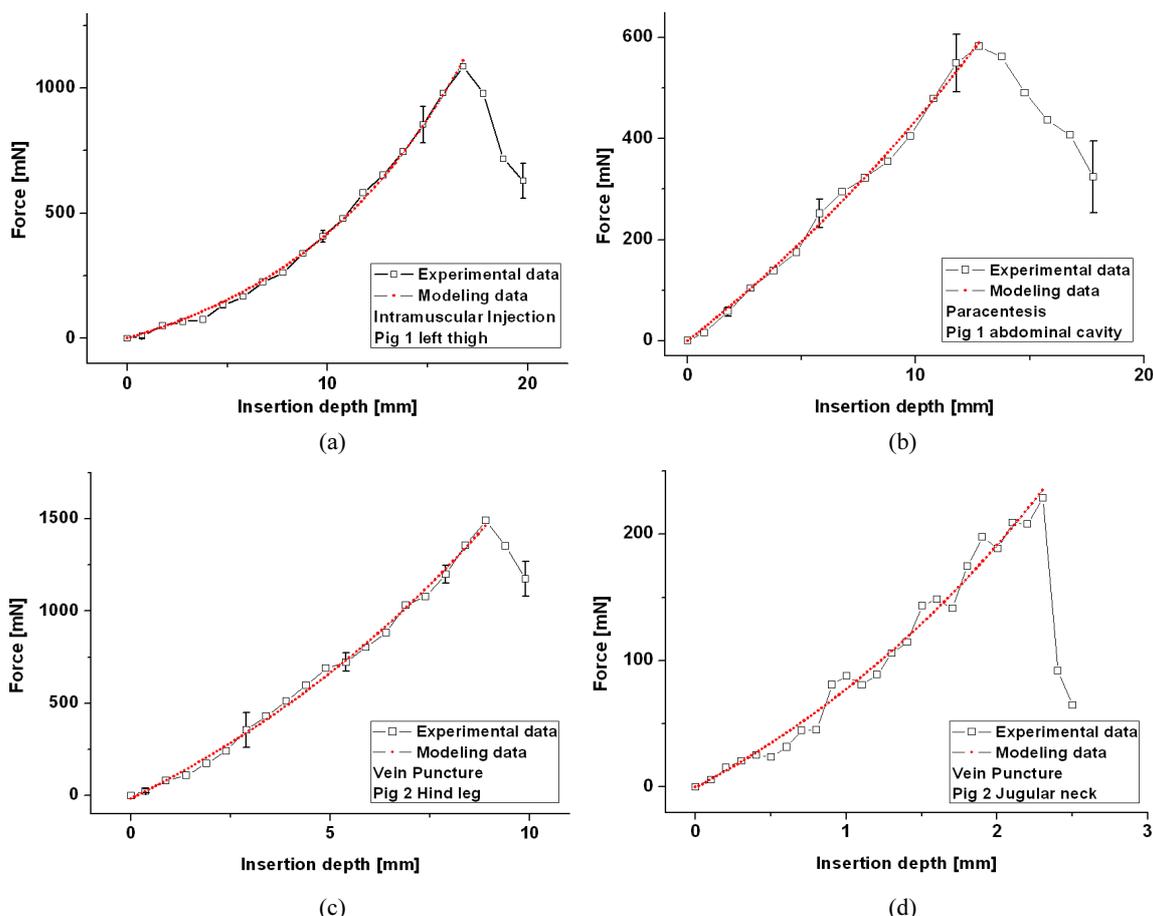


Fig. 7 Experimental results and predicted results of needle insertion force models: (a) left thigh muscle of pig 1, (b) abdominal cavity of pig 1, (c) IV hind leg of pig 2, and (d) IV neck of pig 2

한 교육효과를 제공할 수 있을 것이다.

끝으로 본 연구를 통해서 수행한 연구 결과를 바탕으로 바늘 삽입력 모델이 적용된 시뮬레이터와 전통적인 정맥주사 훈련방법에 대해서 훈련자의 교육 만족도 및 비교를 통해서 모델이 적용된 시뮬레이터의 교육 효과를 도출할 수 있는 연구를 수행할 것이다.

후 기

본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 IT 융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2011-C6150-1101-0001).

참고문헌

1. Cooper, J. B. and Taqueti V. R., "A brief history of the development of mannequin simulator for clinical education and training," *Quality and Safety Health Care*, Vol. 13, Suppl. 1, pp. i11-i18, 2004.
2. Scerbo, M. W., Schmidt, E. A. and Bliss, J. P., "Comparison of a Virtual Reality Simulator and Simulated Limbs for Phlebotomy Training," *Journal of Infusion Nursing*, Vol. 129, No. 4, pp. 214-224, 2006.
3. Taffinder, N., Sutton, C., Fishwick, R. J., McManus, I. C. and Darzi, A., "Validation of virtual reality to teach and assess psychomotor skills in laparoscopic surgery: results from randomised controlled studies using the MIST VR laparoscopic simulator," *Stud. Health. Technol. Inform.*, Vol. 50, pp. 124-130, 1998.

4. Tendick, F., Downes, M., Goktekin, T., Cavusoglu, M. C., Feygin, D., Wu, X., Eyal, R., Hegarty, M. and Way, L. W., "A virtual environment testbed for training laparoscopic surgical skills," *Presence-Teleoperators and Virtual Environments*, Vol. 9, No. 3, pp. 236-255, 2009.
5. Ahn, B. and Kim, J., "Efficient Soft Tissue Characterization under Large Deformations in Medical Simulations," *Int. J. Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 10, No. 4, pp. 115-121, 2009.
6. Basdogan, C., Ho, C. H. and Srinivasan, M. A., "Virtual environments for medical training: Graphical and haptic simulation of laparoscopic common bile duct exploration," *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 6, No. 3, pp. 269-285, 2001.
7. Tendick, F., Downes, M., Goktekin, T., Cavusoglu, M. C., Feygin, D., Wu, X., Eyal, R., Hegarty, M. and Way, L. W., "A Virtual Environment Testbed for Training Laparoscopic Surgical Skills," *Presence-Teleoperators and Virtual Environments*, Vol. 9, No. 3, pp. 236-255, 2000.
8. Cotin, S., Delingette, H. and Ayache, N., "Real Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 1, pp. 62-73, 1999.
9. Fung, Y. C., "Biomechanics Mechanical Properties of Soft Tissues: second edition," Springer-Verlag, 1996.
10. Miller, K., Chinzei, K., Orsengo, G. and Bednarz, P., "Mechanical properties of brain tissue in vivo: experiment and computer simulation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 11, pp. 1369-1376, 2000.
11. Schwartz, J. M., Denninger, M., Rancourt, D., Moisan, C. and Laurendeau, D., "Modelling liver tissue properties using a nonlinear visco-elastic model for surgery simulation," *Medical Image Analysis*, Vol. 9, No. 2, pp. 103-112, 2005.
12. Ahn, B. and Kim, J., "Measurement and Characterization of Soft Tissue Behavior with Surface Deformation and Force Response under Large Deformations," *Medical Image Analysis*, Vol. 14, No. 2, pp. 138-148, 2010.
13. Kim, J., Ahn, B., De, S. and Srinivasan, M. A., "An efficient Soft tissue characterization Algorithm from in vivo indentation experiments for Medical Simulation," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, Vol. 4, No. 3, pp. 277-285, 2008.
14. Kim, J., "Acquisition of biological properties for medical simulation," *Journal of the KSME*, Vol. 46, No. 11, pp. 48-54, 2006.
15. Kim, J., "Tools for medical robotic technology-Biometric interaction techniques," *Journal of Korea Robotics Society*, Vol. 6, No. 1, pp. 13-17, 2009.
16. Tsai, W., Fung, C., Tsai, S., Jeng, M. and Doong, J., "The Assessment of Stability and Reliability of a Virtual Reality-Based Intravenous Injection Simulator," *Computers, Informatics, Nursing*, Vol. 26, No. 4, pp. 221-226, 2008.
17. Virbac, http://www.virbac.cz/zoetil_guide_cats.html