

햅틱 복강경 수술 시뮬레이터의 마찰력 및 중력 보상[§]

김상현^{*†} · 이창규^{**} · 김지석^{*} · 류제하^{**}

* 서울대학교 기계항공공학부, ** 광주과학기술원 기전공학과

Approximate Friction and Gravity Compensation in Haptic Laparoscopic Surgery Simulator

Sang Hyun Kim^{*†}, Chang Gyu Lee^{**}, Ji Suk Kim^{*} and Jeha Ryu^{**}

* School of Mechanical and Aerospace Engineering, Seoul Nat'l Univ.,

** School of Mechatronics, Gwangju Institute of Science and Technology

(Received December 16, 2010 ; Revised April 20, 2011 ; Accepted May 2, 2011)

Key Words: Haptics(햅틱스), Friction Compensation(마찰 보상), Gravity Force Compensation(중력 보상), Laparoscope(복강경 수술)

초록: 복강경을 이용한 수술법은 입원 기간 단축 및 상처의 감소라는 장점이 있지만 수술 도구 끝단의 움직임의 제한으로 인한 수술 난이도의 증가라는 단점이 있다. 이를 숙련시키기 위해 동물을 이용하여 대체수술을 하거나, Surgery training tool set을 이용하여 조작 기술 습득을 위한 훈련을 하고 있다. 하지만 이 방법들은 사람에게서 느껴지는 촉감을 그대로 재현하지 못한다. 따라서 본 논문은 4-자유도계의 복강경 수술 의료 훈련 시뮬레이터를 통해 원활한 햅틱 피드백을 제공하였다. 햅틱 장비의 기본 요구 조건인 무중력, 무마찰 상태를 만족시키기 위해 장비의 중력 및 마찰력을 측정하였다. 이를 위해 의료 시뮬레이터의 모델링을 하여 시술기에 작용하는 중력과 마찰력을 측정하고 이를 선형화 시킨후 이를 토대로 보상기를 모델링하고 이를 검증하였다.

Abstract: Laparoscopic surgery is being used in various surgical fields because it minimizes scarring. Laparoscopic operations require practical hand skills, so surgeons train on animals and via surgery training tool sets. However, these tool sets do not give the surgeon the sensation of touching real organs. A recently developed laparoscope simulator has a high friction force along the translational axis and a high gravity force along the pitch axis, and therefore it does not permit the operator to control his or her hands delicately. In the paper, the friction force along the axes is assumed to depend on the velocity, and the gravity force on the angle and distance. We develop a compensation model that combines the gravity and friction force models.

- 기호설명 -

1. 서론

- F_f : 마찰력
- F_{brk} : 정지 마찰력
- F_c : 쿨롱 마찰력
- b_v : 점성 마찰계수
- F_s : Stribeck 마찰력
- F_g : 중력
- M_g : 중력 모멘트

최소 침습 수술은 기존의 개복 수술과는 다르게 5-12mm의 구멍에 막대형 수술도구를 삽입하여 행하는 수술로, 환자의 환부를 최소화할 수 있다는 점에서 외과 분야에서 각광받고 있다. 이러한 수술법이 공학 기술과 융합되어 현대에는 로봇을 통한 원격 수술 시스템도 개발이 되어 있다.⁽¹⁾ 하지만 이런 최소 침습 수술은 개복수술에 비해서 시각/촉각/움직임의 제한을 받기 때문에 시술자는 정밀한 수술을 진행하기 위한 조작 기술이 요구되게 된다. 이를 숙련시키기 위해 보편적으로 동물을 이용하여 대체 수술을 하거나, 복

§ 이 논문은 대한기계학회 2010년도 추계학술대회 (2010. 11. 3.-5., ICC제주) 발표논문임

† Corresponding Author, ggory15@snu.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

강경 수술용 훈련 기구를 이용하여 조작 기술 습득을 위한 훈련을 하고 있다. 하지만 이 방법들은 사람에게서 느껴지는 촉감을 그대로 재현하지 못한다는 제약이 있다.⁽²⁾ 이러한 문제점을 해결하기 위해 의료 시뮬레이터의 개발을 위한 햅틱 분야의 연구가 진행되고 있다. Fig. 1의 (a), (b)는 Immersion사의 Laparoscopic surgical workstation⁽³⁾과 Haptica사의 PROMISTM 햅틱 장비⁽⁴⁾로 현재 상용화된 복강경 수술용 햅틱 의료 시뮬레이터이다.

각 장비는 자체 개발한 햅틱장치를 이용하여 훈련자에게 촉각적인 감각을 습득할 수 있도록 도와주지만, 생체 물리화적인 근거에 기반을 두

지 않은 단순하고 초보적인 형태의 햅틱 피드백만을 제공하고 있는 실정이다.⁽⁵⁾ Fig. 2는 KIST에서 고려대학교와 공동으로 개발한 복강경 수술 햅틱 의료 훈련 시뮬레이터이다.⁽⁶⁾ 본 논문에서는 위의 장비를 토대로 원활한 햅틱 피드백을 제공하기 위하여, 햅틱 장비의 기본 요구 조건인 무중력, 무마찰 상태를 만족시키기 위해 장비의 중력 및 마찰력을 보상하고자 하였다. 이를 위해 의료 시뮬레이터의 모델링을 하여 시술기에 작용하는 중력과 마찰력을 측정하고 이를 선형화 시킨 후 이를 토대로 보상기를 모델링하고 이를 검증하였다.

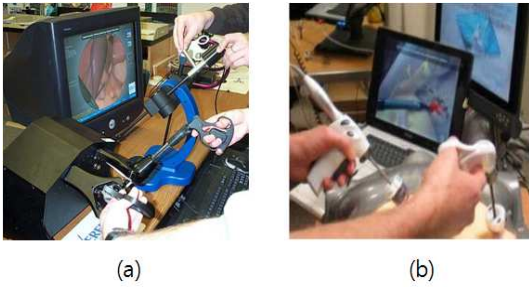


Fig. 1 Laparoscopic surgical simulator; (a) The Immersion: Laparoscopic Surgical Workstation (b) The haptica: PROMISTM

2. 마찰, 중력 모델링

2.1 의료 시뮬레이터 모델링

실제 수술 장비가 시뮬레이터에 장착되어 있는 모습인 Fig. 2(c)를 Fig. 3과 같이 모델링 할 수 있다. 수술 장비의 중력에 대한 영향은 수술 장비의 병진 축 방향 위치와 θ 로 표현되는 회전 축 방향으로 각도에 따라 변화하게 된다. 그리고 마찰력은 장비의 특성상 병진 축 방향에서 가장 크게 발생하고 있다.

2.2 마찰력 모델

고전적인 마찰력 모델은 Fig. 4(a)와 같이 표현할 수 있는데, 식으로 나타내면 식 (1)과 같다.⁽⁷⁾

$$F_f(v) = \begin{cases} F_{brk} & , v = 0 \\ F_c + b_v v & , v \neq 0 \end{cases} \quad (1)$$

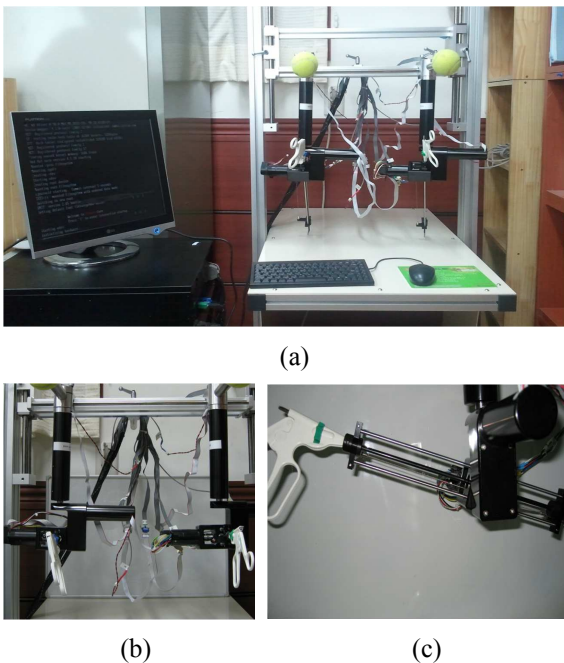


Fig. 2 Laparoscopy simulator; (a) Overview (b) Front view (c) Side view

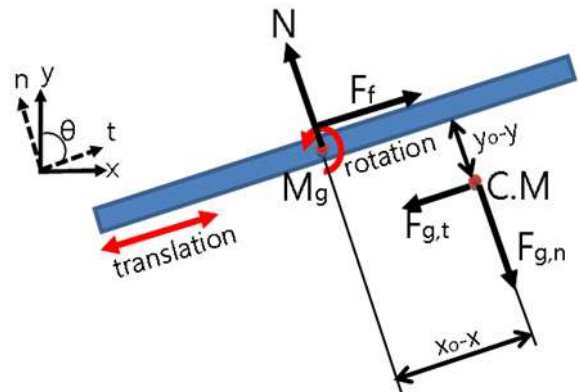


Fig. 3 Diagram of laparoscopy simulator

이 때, F_f , F_{brk} , F_c , b_v , 그리고 v 는 각각 마찰력, 정지마찰력, 쿨롱마찰력, 점성마찰계수, 그리고 속도를 나타낸다. 그러나 움직이는 물체에서의 마찰력 모델은 Striebeck 현상이 발생하므로 Striebeck 마찰력(F_s)을 고려하는 모델을 적용시켜야 한다. Fig. 4(b)는 Striebeck 현상을 고려한 일반적인 마찰력 모델인 Tustin model이며, 이를 식으로 표현하면 식 (2)와 같다.⁽⁷⁾

$$F_f(v) = (F_c + (F_{brk} - F_c)e^{-|v|/v_s}) \times \text{sign}(v) + b_v v \quad (2)$$

이 때 v_s 는 Striebeck 마찰력의 기울기를 결정짓는 속도변수이다.

식 (2)의 변수 값들을 실험적으로 구하기 위해 본 논문에서는 Fig. 5와 같은 실험 장치를 설계하였다. 센서가 달려 있는 실험 장비를 정속도로 주행하게 하였을 때, 실험 장비는 대상체와 접촉

한 뒤 같이 이동하게 된다. 그 과정에서 발생하는 마찰력은 센서를 통해서 계측할 수 있다. 센서는 Schunk 사의 FT-Nano-17을 사용하였고 그 제원은 Table 1과 같다.

이 실험을 다양한 속도에 대하여 반복함으로써 각 속도에 대한 마찰력의 크기를 얻을 수 있다. 그렇게 얻어진 데이터를 선형화시킴으로써 속도별 마찰력의 크기에 대한 개형을 얻을 수 있다. 이와 같은 방법으로 획득한 실험 자료는 Fig. 6과 같다.

Fig. 6에서 원형점들은 등속도에서 측정된 마찰력의 크기들을, 사각점들은 그러한 점들을 평균낸 것이고, 이를 실선으로 연결한 것이 수술 장비의 마찰력 개형이다. 이를 식 (2)의 Tustin model에 적용하여 측정된 개형에 맞추어 파라미터 추정을 통하여 보면 $F_c=0.2302N$, $F_{brk}=0.4561$

Table 1 Specifications of FT-Nano17

CONTENTS	VALUE	UNITS
Max. F_{xy}	50	$\pm N$
Max. M_{xy}	0.5	$\pm Nm$
weight	0.01	kg
diameter	17	mm
height	14.5	mm

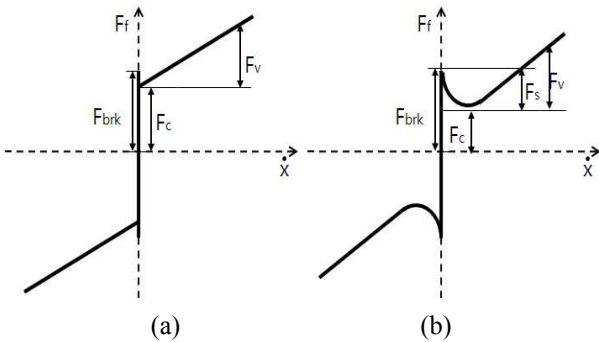


Fig. 4 Relation between friction and velocity; (a) Classical model, (b) Tustin model

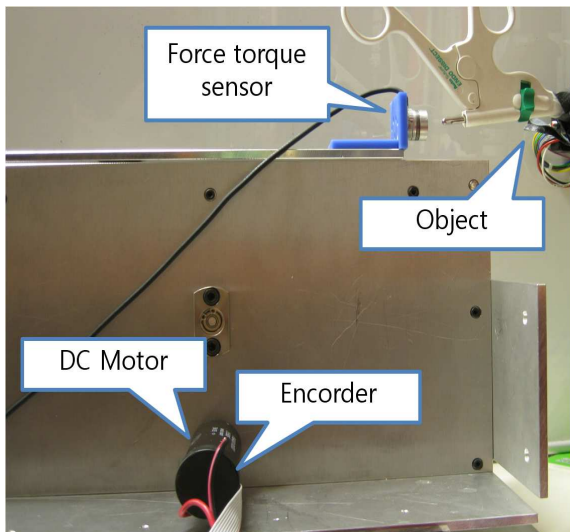


Fig. 5 Friction force measurement system

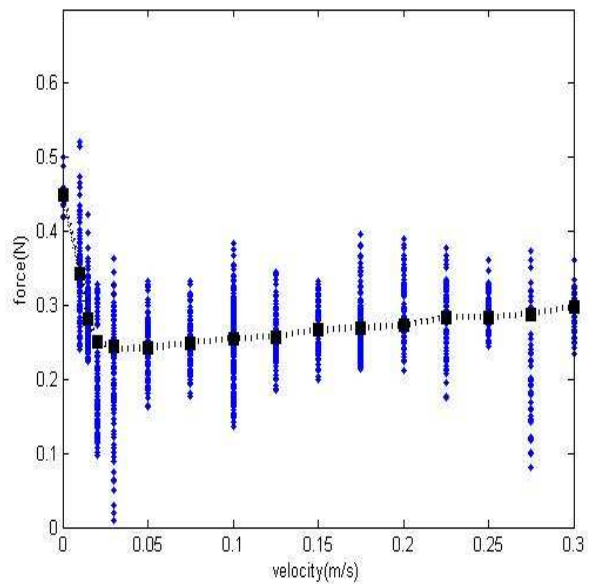


Fig. 6 Friction - velocity curve from experimental results

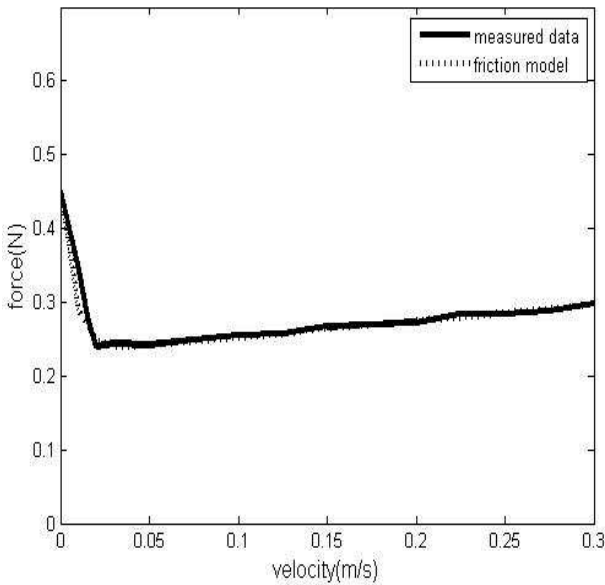


Fig. 7 Comparison of the friction as velocity changes: measured friction and friction model

N , $v=7.353 \times 10^{-3} m/s$, $b_0=0.2222 N$ 과 같다. Fig. 7에서 실선은 수술 장비에서 측정된 마찰력을, 점선은 식 (2)를 통해 얻은 마찰모델이다.

2.3 회전운동에 관여하는 중력 모델

일반적인 막대형 수술 장비의 경우 손잡이가 막대의 끝에 존재하기 때문에 수술 장비 전체적으로 균등하게 질량이 분포하지 않게 된다. 이로 인해 수술 도구의 질량 중심은 앞서 Fig. 3에서 보이는 바와 같이 수술 장비의 외부에 존재하게 된다. 따라서 병진 축에 대한 각 접선/법선 방향의 중력에 의한 모멘트가 발생하게 되고, 그 크기는 식 (3)과 같이 계산할 수 있다.

$$M_g = mg(x - x_0)\cos\theta + mg(y - y_0)\sin\theta \quad (3)$$

이 때, x_0, y_0 는 각각 수술 장비의 x, y 축에 대한 질량 중심을 나타낸다.

2.4 병진 운동 시 관여하는 중력모델

수술 장비의 병진 축 방향과 중력이 가해지는 방향이 일치하지 않기 때문에 Fig. 3과 같이 중력을 수술 장비의 병진 축에 대해서 접선/법선 방향으로 나누어 분석을 해보았다. 병진운동 시 접선방향에서 보상해 주어야 하는 중력의 크기는 식 (4)와 같다.

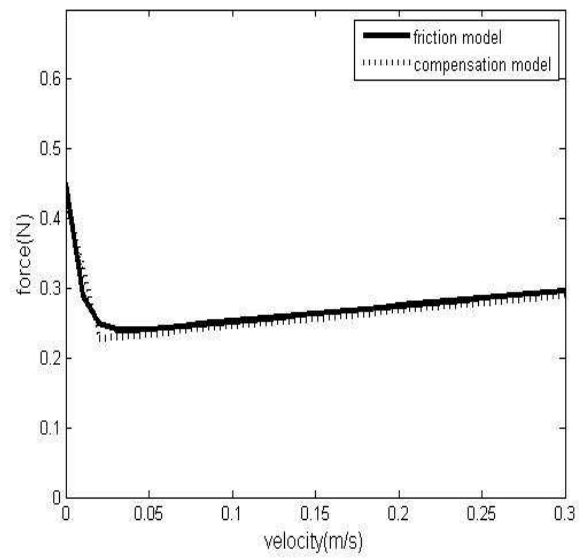


Fig. 8 Comparison of the friction as velocity changes: Friction model and compensation model

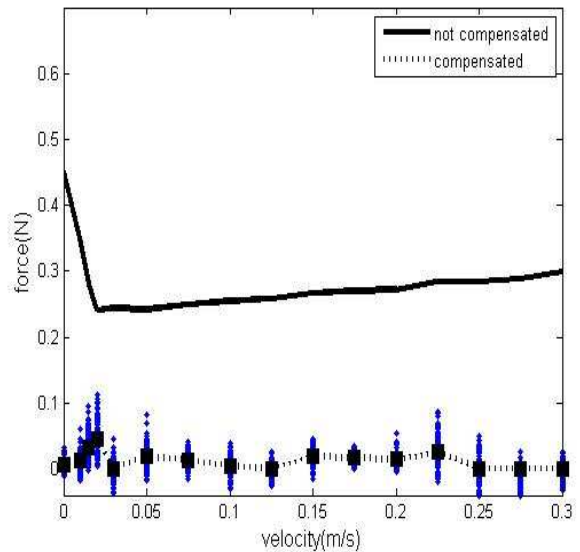


Fig. 9 Comparison of the friction as velocity changes: not compensated and compensated

$$F_{g,t} = mg \cos\theta \quad (4)$$

3. 마찰력, 중력 보상기 모델링

2장에서 논의한 중력, 마찰력 모델을 토대로 보상기를 사용하여 원활한 보상이 이루어지는지에 대해 검증하였다.

3.1 마찰력 보상기

식 (2)의 마찰 모델을 사용하여 마찰력 보상기

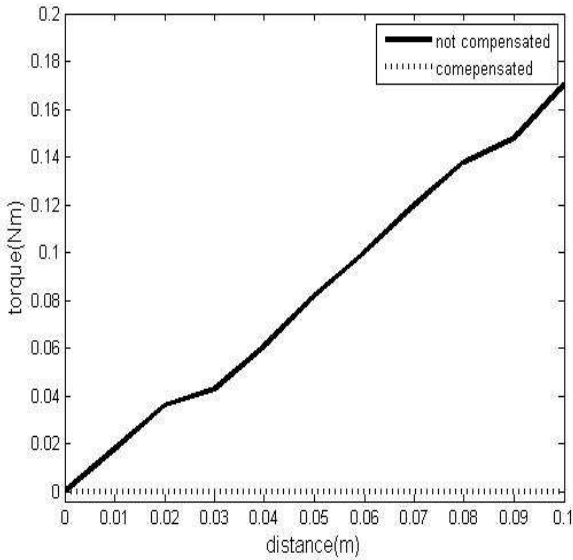


Fig. 10 Comparison of the moment as changes: not compensated and compensated ($\theta=0^\circ$)

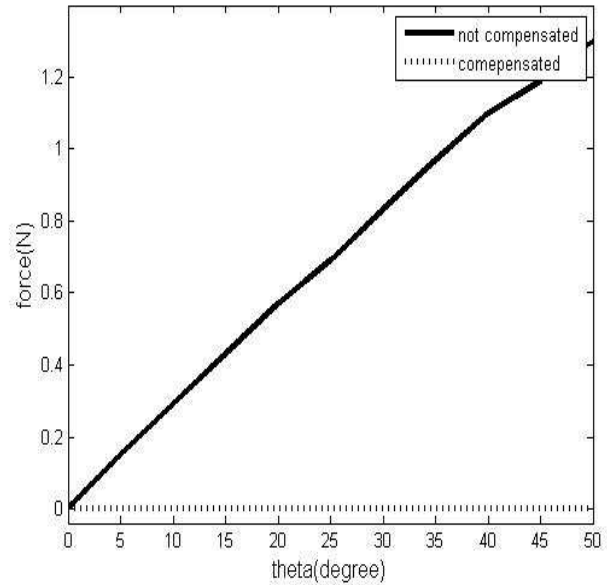


Fig. 12 Comparison of the force as changes: not compensated and compensated

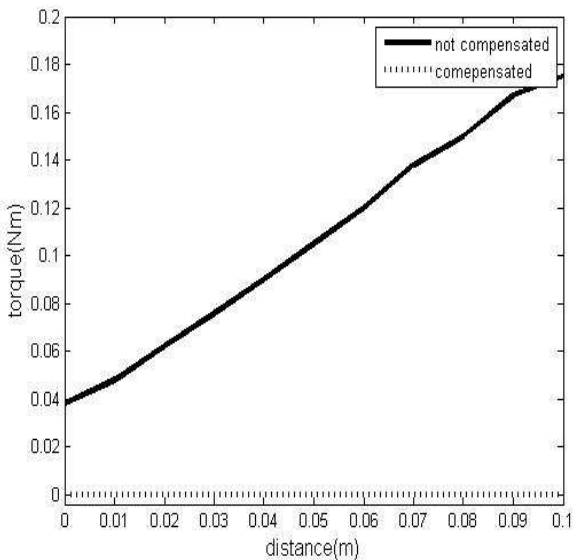


Fig. 11 Comparison of the moment as changes: not compensated and compensated ($\theta=30^\circ$)

모델을 식 (5)와 같이 선형화시켰다.

$$F_f(v) = \begin{cases} \alpha_0 + \beta_0 v & , v < v_0 \\ \alpha_1 + \beta_1 v & , v \geq v_0 \end{cases} \quad (5)$$

이 때, α_0 , β_0 , α_1 , 그리고 β_1 는 각각 정지마찰력, Striebeck 현상을 나타내는 음계수, 쿨롱마찰력, 그리고 점성마찰계수를 나타낸다. 또한 v_0 는 Striebeck 현상이 나타날 때까지의 한계 속도를 말한다.⁽⁸⁾ 파라미터의 추정을 통하여 $\alpha_0=0.4301$, $\beta_0=-10.005$, $\alpha_1=0.223$, $\beta_1=0.2222$, $v_0=0.02\text{m/s}$ 를

얻을 수 있다. Fig. 8은 Fig. 7에서 보인 Friction model(실선)과 앞서 Fig. 6과 같은 방식으로 식 (5)를 통해 도출한 마찰력(점선)을 비교한 그래프이다. 보상기의 모델을 통하여 의료 시뮬레이터의 마찰력을 보상한 결과는 Fig. 9와 같다. 각 사각점들은 등속도에서 얻은 힘의 평균을 나타낸다. 보상하기 전 마찰력의 크기는 0.2302N에서 0.4510N 사이인데 반해, 마찰력 보상기를 통해 보상한 마찰력은 0.001N에서 0.02N으로 약 96%정도 보상된 것을 확인할 수 있다.

3.2 회전 운동에 대한 중력 보상기

2.2절에서 논의한 중력 모델을 이용하여 회전 운동에 대한 중력 보상을 해주었다. $\theta=0^\circ$, 30° 에서 수술 도구의 회전축과 무게중심과의 거리 ($x-x_0$)를 변화시켜주어 FT-Nano 17 센서를 통해 모멘트를 측정하였다. 그 결과 Fig. 10, Fig. 11과 같이 완벽히 보상되었음을 확인할 수 있었다.

3.3 병진 운동에 대한 중력 보상기

병진 운동 보상과 같은 경우, 각도에 따른 힘의 변화를 측정하였다. 그 결과 Fig. 12와 같이 중력에 의한 병진 운동이 상쇄되었음을 알 수 있다.

4. 결 론

본 논문은 일반 복강경 수술 및 로봇 수술에

있어 시술자의 교육을 위한 훈련 시뮬레이터의 촉감 제어를 위한 마찰력 및 중력 보상에 대해 서술 하였다. 마찰력 및 중력을 측정, 분석하여 선형화하였다. 또한 보상기의 구조와 성능에 대한 해석과 이를 적용한 시뮬레이터의 역학 해석을 통해 적용한 보상기의 성능을 검증하였다

이러한 중력 및 마찰력 보상을 토대로 실제 수술 도구의 마찰력을 측정하여 실감도를 높이는 것은 추후 연구 과제라 할 수 있다. 또한 추후 시뮬레이션 교육훈련에 효과 향상을 위해서는 동물실험을 통한 실제 생체장기의 반력측정을 통하여, 실 수술시의 마찰력 제어에 대한 연구가 필요할 것으로 판단된다.

후 기

본 연구는 문화체육관광부 및 한국콘텐츠진흥원의 2010년도 문화콘텐츠산업기술지원사업과 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학 IT 연구센터 지원사업과 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2010-C1090-1031-0006).

참고문헌

- (1) Clover, C. L., 1999, "A Control-System Architecture for Robots Used to Simulate Dynamic Force and Moment Interaction between Humans and Virtual Objects," *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics Part C Applications and Reviews*, Vol. 29, No. 4, pp. 481~493.
- (2) Kwon, D.S. and Woo, K.Y., 2000, "Control of The Haptic Interface with Friction Compensation and Its Performance Evaluation," *Proceedings of the 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vol. 2, pp. 955~960.
- (3) Webster, R., Haluck, R., Zoppetti, G., Benson, A., Boyd, J., Charles, N., Reeser, J. and Sampson, S., 2003, "A Haptic Surgical Simulator for Laparoscopic Cholecystectomy Using Real-time Deformable Organs," *Proceedings of the IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, pp. 25~27.
- (4) Sickle, K. R., McClusky III, D. A., Gallagher, A. G. and Smith, C. D., 2005, "Construct Validation of The ProMIS Simulator Using a Novel Laparoscopic Suturing Task," *Surgical Endoscopy*, Vol. 19, No. 9, pp. 1227~1231.
- (5) Kim, L. H., Park, S. H. and Ha, S. D., 2004, "Haptic Rendering Techniques and Applications," *Journal of the Korean Society of Precision Engineering*, Vol. 21, No. 11, pp. 18~24.
- (6) Choi, J. S., Song, S. J., Park, J. W., Beck, D. J., Kim, Y. W. and Sun, K., 2009, "Development of a haptic interface for laparoscopic surgery simulator," *Conference on information and control system*, pp. 121~122.
- (7) Tustin, A., 1947, "The Effects of Backlash and of Speed-Dependent Friction on the Stability of Closed-Cycle Control Systems," *Journal of the Institution of Electrical Engineers*, Vol.94, No.1, pp. 143~151.
- (8) Fang, L., Chen, W.J. and Cheang, S.U., 2001, "Friction Compensation for a Double Inverted Pendulum," *IEEE International Conference On Control Applications*, pp. 908~913.