마스터/슬레이브 복합형 고관절 전치환 수술로봇의 제어

Control of a Master/Slave Combined Surgical Robot for Total Hip Arthroplasty

허 관 회, 권 동 수, 김 상 연, 이 정 주, 윤 용 산
(Kwan-Hoe Huh, Dong-Soo Kwon, Sangyoun Kim, Jung-Ju Lee and Yong-San Yoon)

Abstract : To improve surgical result of total hip arthroplasty (THA), there has been some approaches using a robotic milling system which can make a precise cavity in the femur. Usually, to carve a femur, the surgical robot is controlled by a pre-programmed tool-path regardless of a surgeon's experience and judgment. This paper presents a control method of a surgical robot for THA, which can be used as an advanced surgical tool. With a master/slave combined surgical robot, surgeon can directly control the motion and velocity of a surgical robot. The master/slave-combined robot is controlled to display a specific admittance for a surgeon's force to the surgical robot velocity. To prevent the over-carving of a femur, virtual hard wall is displayed on the surgical boundary. To evaluate the proposed control method of the master/slave-combined surgical robot, 2-DOF master/slave-combined manipulator is used in experiment.

Keywords : total hip arthroplasty, master/slave combined, surgical robot, admittance, virtual hard wall

I. 서론

고관절 전치환술은 인공관절을 인체에 고정시키는 방법에 따라 시멘트를 사용하는 치환술과 시멘트를 사용하지 않는 치환술로 구분된다. 시멘트를 사용하지 않는 치환술에서는 대퇴 삽입물(femoral stem)의 무수한 공극 사이로 뼈가 성장해 들어감으로써 대퇴골에 고정되게 된다. 이 때 대퇴 삽입물과 대퇴골이 접촉하는 부분의 간격이 작을수록 환자의 회복속도는 빨라지게 된다[1]. 그러므로 수술에서는 대퇴 삽입물과 대퇴골의 접촉률이 높도록 대퇴골의 뼈를 제거하는 것이 중요하다.

기존의 의사의 수작업에 의한 고관절 전치환술에서는, 수술 결과가 의사의 숙련도에 의해 크게 영향을 받으며, 수작업에 의한 수술의 정밀도의 한계가 존재한다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 정밀한 밀링 로봇을 이용하여 대퇴골의 뼈를 정확하게 제거하는 방법에 대한 연구가 최근 진행되고 있다. ROBODOC[2]은 CT 데이터 와 5축 스카라 밀링 로봇을 이용한 고관절 수술 로봇 시스템으로 이미 상용화 되었으며, 한국과학기술원 기계공학과에서는 새로운 개념의 고관절 수술 로봇을 개발하고 있다[3].

이러한 수술 로봇 시스템에서는 수술 전에 미리 프로그래밍 된 로봇의 이송 경로에 따라 수술이 자동으로 진행된다. 이 경우, 수술 중에는 의사에 의해 로봇의 동작을 변경할 수 없으므로, 수술 중 발생하는 예기치 못한 사태에 대처할 수 있는 유연성이 적고, 수술에 대한 의사의 지식과 경험을 로봇을 이용한 수술에 적용할 수 없게 된다. 자동제어가 가능한 수술 로봇의 동작을 의사가 직접 조종할 수 있다면, 정밀한 수술 로봇에 의사의 전문적 지식을 결합한 지능형 수술 로봇 시스템을 구축할 수 있다.

본 연구에서는 자동제어가 가능한 수술 로봇을 의사가 직접 조종할 수 있도록 하기 위해 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇의 구조와, 이의 제어 방법을 제시한다. 어드미턴스 제어(admittance control)를 통해 로봇을 조종하면서 수술 환경을 미리 정의된 편안한 상태로 느낄 수 있다. 또한 수술의 정확도를 위하여 의사가 로봇을 조종할 경우 수술 영역의 경계를 virtual hard wall 로 제시하여 수술 영역 안에서만 로봇이 동작하도록 한다.

II. 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇

마스터/슬레이브 복합형 수술로봇은 그림 1과 같이 슬레이브 수술로봇, 수술 도구인 밀링 툴, 힘/토크(force/torque) 센서가 부착된 마스터로 구성되어 있다. 텔레오퍼레이션을 위한 마스터-슬레이브 시스템에서와 같이, 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇의 마스터는 슬레이브 로봇으로 동작 명령을 전달하고, 의사는 스레이브 로봇으로부터 특정한 힘을 전달 받는다.

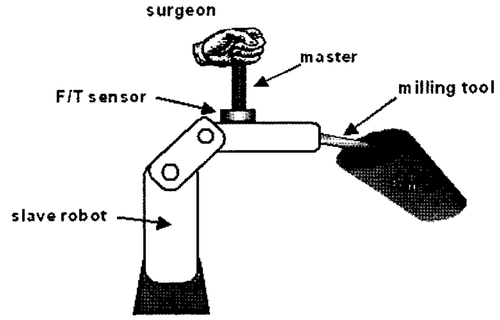
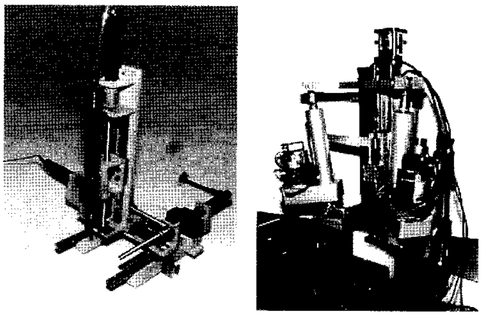


그림 1. 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇의 개념도.
Fig. 1. Schematic of a master/slave combined surgical robot.

논문접수 : 2001. 4. 30., 채택확정 : 2002. 2. 22.
허관회 : HSD 엔진㈜ 기술연구소(huhkh@hsd-engine.co.kr)
권동수 : 한국과학기술원 기계공학과(kwonds@me.kaist.ac.kr)
김상연 : 한국과학기술원 기계공학과(kimsy@robot.kaist.ac.kr)
이정주 : 한국과학기술원 기계공학과(jjlee@sorak.kaist. ac.kr)
윤용산 : 한국과학기술원 기계공학과(ysyoon@kaist.ac.kr)
※ 본 연구는 인간친화 복지로봇 센터(HWRS-ERC)로부터 연구비를 지원 받아 이루어진 연구입니다.



(a) serial type (b) parallel type

그림 2. 3자유도 고관절 수술 로봇.
Fig. 2. 3-DOF surgical robot for total hip arthroplasty.

고관절 전치환 수술에서 필요한 수술로봇의 최소 자유도는 3자유도이며, 그림 2는 한국과학기술원에서 개발 중인 두 종류의 3자유도 고관절 수술 로봇이다. 이러한 수술 로봇은 기본적으로 위치 제어기에 의해 제어되며, 마스터가 로봇에 직접 부착되게 된다. 의사에 의해 마스터로 가해지는 힘은 힘/토크 센서로 측정되며, 이는 마스터/슬레이브 복합형 로봇의 제어기에서 측정된 힘/토크의 방향으로 로봇의 궤적을 생성하는데 사용된다. 생성된 로봇의 궤적은 위치 제어기에 의해 제어되어, 로봇은 의사가 마스터를 통해 가하는 힘/토크의 방향으로 동작하게 된다.

III. 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇의 제어

로봇을 이용한 고관절 수술은 밀링 툴을 이용하여 단단한 뼈를 제거해야 한다. 이 때 의사가 로봇을 조종할 때 느끼는 힘과 속도의 관계를 제어기에서 조정할 수 있다면, 뼈를 가공할 때 느끼는 힘을 의사가 그대로 느끼지 않고, 미리 지정된 편안한 상태로 느끼면서 수술을 진행할 수 있다. 그리고 의사가 수술 영역의 경계를 느끼게 하고, 그 영역 내부에서만 수술 로봇을 조종하여 뼈를 제거하는 작업을 수행하게 하기 위해서는 수술 영역의 경계를 virtual hard wall 로 구현해야 한다.

1. 1자유도 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 모델링

마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇의 특성을 파악하기 위하여 그림 3과 같이 질량, 스프링, 감쇠기로 구성된 1자유도 시스템으로 간략하게 모델링 하였다.

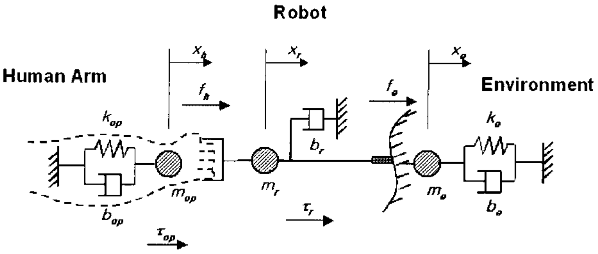


그림 3. 1자유도 마스터/슬레이브 복합형 시스템.
Fig. 3. 1-DOF master/slave combined system.

1자유도 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 운동방정식은 다음과 같다.

$$\tau_{op} - f_h = m_{op}\ddot{x}_r + b_{op}\dot{x}_r + k_{op}x_r \quad (1)$$

$$\tau_r + f_h - f_e = m_r\ddot{x}_r + b_r\dot{x}_r \quad (2)$$

$$f_e = m_e\ddot{x}_r + b_e\dot{x}_r + k_e x_r \quad (3)$$

(1), (2), (3)은 각각 human arm, robot, environment의 운동방정식이다. f_h는 human arm이 robot에 가하는 힘이고, f_e는 robot이 environment로 가하는 힘이다. τ_{op}는 human arm에서의 근력을 가리키며, τ_r은 robot의 구동기의 힘이다. m_{op} , b_{op}, k_{op}는 각각 human arm의 질량, 감쇠, 스프링 계수이며, m_r , b_r 그리고 m_e,b_e,k_e는 robot과 environment의 계수이다.

2. 어드미턴스 제어

밀링 툴을 이용하여 대퇴골에 홀을 가공하는 수술 작업 시 발생하는 외력에 대한 영향을 최소화하기 위해, 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇의 구조적 강성은 클수록 바람직하다. 이러한 로봇에서는 마스터를 통해 의사가 가하는 힘 정보가 로봇의 궤적을 생성하기 위해 사용되며, 이러한 제어 방법을 어드미턴스 제어 [4]라고 한다.

본 연구에서는 의사가 마스터로 가하는 힘과 로봇의 속도의 관계인 어드미턴스가 지정된 값을 유지하도록 하는 어드미턴스 제어기를 구성하였다. 측정된 힘 f_h 는 수술 로봇의 궤적을 생성하기 위한 어드미턴스 모델 Y_D 의 입력으로 사용된다. 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇은 생성된 궤적을 추종하도록 위치 제어가 되므로, 로봇의 위치 제어기가 생성된 궤적을 완벽하게 추종하면 의사가 가하는 힘과 로봇의 속도 사이의 관계인 어드미턴스를 수술 대상인 대퇴골의 상태에 영향을 받지 않고 어드미턴스 모델에서 설정한 상태로 유지할 수 있다. 이 때 어드미턴스 모델 Y_D 를 조정함에 따라, 의사가 로봇을 조종할 때 느끼는 힘과 속도를 변경할 수 있다.

수술 로봇의 위치 제어기는 다음과 같다.

$$\tau_r = K_p(x_d - x_r) + K_v(\dot{x}_d - \dot{x}_r) \quad (4)$$

어드미턴스 모델로부터 생성되는 로봇의 궤적 $x_d, \dot{x}_d$ 는 다음과 같다.

$$Y_D = \frac{1}{m_d s^2 + b_d s + k_d} \quad (5)$$

$$x_d = f_h Y_D \quad (6)$$

$$\dot{x}_d = f_h s Y_D \quad (7)$$

여기서 m_d, b_d, k_d는 각각 어드미턴스 모델의 질량, 감쇠, 스프링 계수이다. (4)~(7)로부터 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇의 제어기를 구성하면 그림 4와 같다. 여기서 H 와 E 는 각각 human arm 과 environment 의 임피던스를 가리키며, Gr 은 로봇의 전달함수이다.

3. 안정도 해석

어드미턴스 제어를 위한 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 제어기에서 어드미턴스 모델의 선정이나 위치 제어기의 게인에 따라 제어기의 안정도가 영향을 받게 된다. 본 연구에서는 안정도 해석을 위하여 2 port model 을 이용한 Llewellyn 안정도

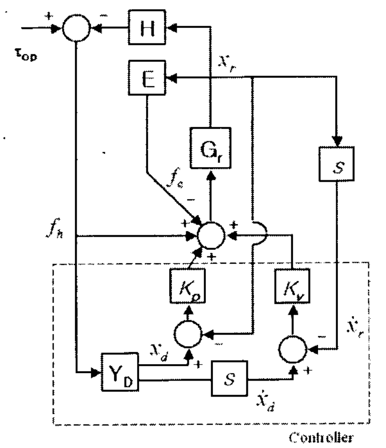


그림 4. 어드미턴스 제어를 위한 블록선도.
Fig. 4. Control block diagram for a admittance control.

판별법과 Routh 안정도 판별법을 사용하였다.

2 port model 을 이용한 안정도 해석은 양방향 텔레오퍼레이션에서 주로 사용되고 있으며[5][6], 마스터/슬레이브 복합형 시스템에서도 이를 이용한 안정도 해석을 수행할 수 있다. 마스터/슬레이브 복합형 시스템에 대한 2 port model 은 그림 5와 같다.

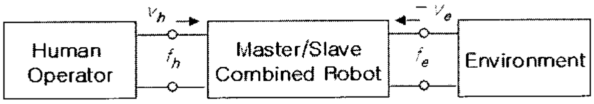


그림 5. 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 2 port model.
Fig. 5. 2 port model of a master/slave combined system.

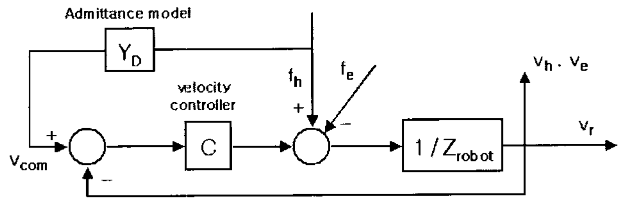


그림 6. 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 제어루프.
Fig. 6. Control loop of a master/slave combined system.

마스터/슬레이브 복합형 시스템의 제어 루프는 그림 6과 같이 속도제어기의 형태로 다시 표현할 수 있다. 여기서 어드미턴스 모델 Y_D 는 로봇의 기준 속도 입력을 생성하게 된다. 그림 5의 2 port model 에서 힘과 속도의 관계는 다음과 같은 행렬식으로 표현할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} v_h \\ f_e \end{bmatrix} = G\begin{bmatrix} f_h \\ -v_e \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} \\ g_{21} & g_{22} \end{bmatrix}\begin{bmatrix} f_h \\ -v_e \end{bmatrix} \tag{8}$$

$$G = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} \\ g_{21} & g_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & -1 \\ 1+Y_D C & Z_{robot}+C \end{bmatrix} \tag{9}$$

2 port model에서 Llewellyn 안전도 판별조건은 조종자(human operator)나 environment에 상관없이 시스템이 절대적으로 안정할 필요충분 조건이다. 아래의 조건 (10), (11)은 Llewellyn 안전도 판별조건을 (8)의 G 행렬에 대해 표시한 것이다[7].

$$\mathrm{Re}(g_{11}) \geq 0 \ , \mathrm{Re}(g_{22}) \geq 0 \tag{10}$$

$$2\mathrm{Re}(g_{11})\mathrm{Re}(g_{22}) \geq |g_{12}g_{21}| + \mathrm{Re}(g_{12}g_{21}) \tag{11}$$

(9)로부터 Llewellyn 안전도 판별조건 (10), (11)은 아래와 같이 표현된다.

$$\mathrm{Re}(Z_{robot} + C) \geq 0 \tag{12}$$

$$|1 + Y_D C|(1 - \cos(1 + Y_D C)) \leq 0 \tag{13}$$

(13)에서 $-1 \leq \cos(1 + Y_D C) \leq 1$ 이기 때문에 Llewellyn's criteria 를 만족하지 않는다. 이는 곧 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 제어기가 조종자나 environment 에 대해 항상 안정적일 수는 없는 것을 말하고 있다.

그러므로 조종자와 environment 의 모델을 포함하는 제어기의 안정도 해석이 필요하며, 이를 위하여 Routh 안정도 판별법을 사용하였다. 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 운동 방정식 (1)~(3)으로부터 human arm 의 근력 τ_{op}에 대한 로봇의 위치 x_r 의 전달함수는 (14)와 같다.

$$\frac{x_r}{\tau_{op}} = \frac{1 + CY_D}{Z_r + Z_e + C + (1 + CY_D)Z_{op}} \tag{14}$$

전달함수 (14)로부터 시스템의 특성방정식은 (15)와 같이 표현된다.

$$Z_r + Z_e + C + (1 + CY_D)Z_{op} = 0 \tag{15}$$

안정도 해석과정을 간단하게 하기 위해, human arm 과 environment 의 임피던스를 (16)과 같이 정의하였다.

$$\begin{pmatrix} Z_{robot} = m_r s^2 + b_r s^2 \ , Z_e = k_e \ , Z_{op} = k_{op} \\ C = k_p + k_v s \ , Y_D = \dfrac{1}{b_d s + k_d} \end{pmatrix} \tag{16}$$

(15), (16)으로부터 3차의 Routh 배열을 아래와 같이 정리할 수 있다.

$$\begin{array}{lll|l} s^3 & a_3 & a_1 & a_0 = (k_p + k_{op} + k_e)k_d + k_p k_{op} \\ s^2 & a_2 & a_0 & a_1 = (b_r + k_v)k_d + (k_p + k_{op} + k_e)b_d + k_v k_{op} \\ s^1 & \dfrac{a_2 a_1 - a_3 a_0}{a_2} & & a_2 = (b_r + k_v)b_d + m_r k_d \\ s^0 & a_0 & & a_3 = m_r b_d \end{array}$$

시스템이 안정하기 위해서 $a_2 a_1 - a_3 a_0 > 0$ 를 만족해야 하며, 이로부터 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 Routh 안정도 판별조건은 (17)과 같다.

$$(b_r + k_v)\{(k_p b_d + k_e b_d + k_d k_v + b_r k_d) b_d + k_d^2 m_r\} + k_{op}(b_d(b_r + k_v)k_v + k_d k_v m_r + b_d^2(b_r + k_v) - b_d k_p m_r) > 0 \quad (17)$$

로봇과 human arm 의 물리적 변수가 일정 범위를 갖는 값으로 가정한다면, 마스터/슬레이브 복합형 시스템의 안정도는 위치 제어기의 피드백 게인 k_p, k_v , 어드미턴스 모델의 변수 b_d, k_d , 그리고 environment 의 변수 k_e의 영향을 받게 된다. (17)로부터 제어기의 안정도에 가장 큰 영향을 주는 요소는 k_p 이며, 안정도를 위하여 일정 값 이상으로 증가시킬 수 없음을 알 수 있다.

4. Virtual hard wall

대퇴 삽입물의 기하학적 정보는 CAD 데이터로부터 알 수 있으므로, 로봇의 좌표계에서 대퇴골의 수술 영역의 경계(surgical boundary)를 정의할 수 있다. 로봇의 제어기에서 수술 영역의 경계를 virtual hard wall 로 구현한다면, 의사는 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇을 통해 수술 영역의 경계를 느끼게 되며, 수술 영역의 내부에서만 뼈를 제거하게 된다.

기존의 연구들에서는 질량과 스프링으로 구성된 가상 벽(virtual wall) 모델을 이용하여 virtual hard wall 을 구현하였다[8][9]. 하지만 본 연구에서는 virtual hard wall 을 구현하기 위해 기존과 다른 방법을 사용하였다. 첫번째로, 로봇의 동작 명령이 수술 경계를 침범할 경우, 위치 제어기로 입력되는 동작 명령을 수술 경계로부터 가장 가까운 수술 경계상의 위치로 수정하였다. 두번째로, 로봇의 위치가 수술 영역의 경계에 있을 경우 의사가 마스터에 가하는 힘에 의한 위치 오차를 감소시키기 위해 수술 경계에 수직인 방향으로 반력을 가하였다.

수술 영역을 간략화 하면, 그림 7과 같이 2차원으로 표시될 수 있으며, 수술 경계의 내부에서는 영역을 분할하여 각기 다른 어드미턴스 모델을 사용할 수 있다. 또한 수술 경계선에서 virtual hard wall 을 구현함으로써, 의사는 수술 영역의 경계선을 느낄 수 있고, 수술의 정확도를 향상시킬 수 있다.

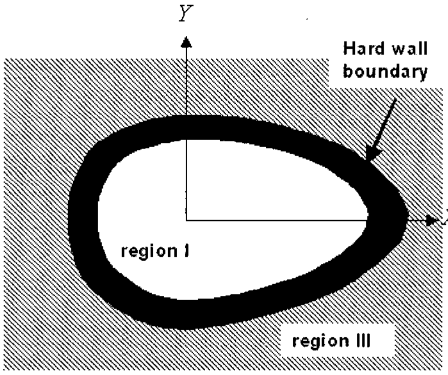


그림 7. 수술영역 분할.
Fig. 7. Surgical region division.

그림 7의 region I 에서는 비교적 큰 어드미턴스를 제시하여, 로봇을 편하게 조종하면서 수술을 진행할 수 있도록 한다. 수술 영역의 경계선과 근접해 있는 region II 에서는 비교적 작은 크기의 어드미턴스를 제시하여 로봇의 동작 속도를 감소시키고, 조종 시 느끼는 저항이 region I 에 비해 증가하므로 수술 영역의 경계선에 근접하였음을 의사에게 제시하게 된다. 수술 경계선에서는 virtual hard wall 을 제시하여 의사가 로봇의 동작을 조종하여도 수술 영역의 경계선 밖으로 로봇이 동작하는 것을 방지한다.

IV. 실험

마스터/슬레이브 복합형 수술로봇의 제어 방법의 타당성을 검증하기 위해, 2자유도 five-bar 마스터/슬레이브 복합형 매니퓰레이터에 제시된 제어 방법을 적용하였다. 실험 장치는 2개의 DC 모터, cable transmission, carbon fiber link, 힘/토크 센서, 공압 밀링 툴로 구성되어 있으며, 그림 8과 같다.

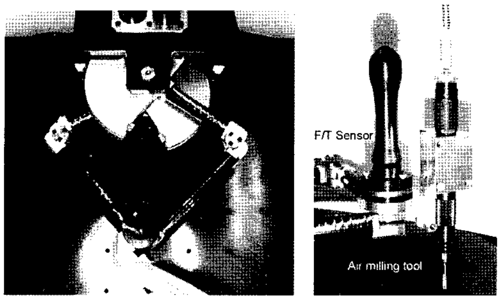


그림 8. 2자유도 마스터/슬레이브 복합형 매니퓰레이터.
Fig. 8. 2-DOF master/slave combined manipulator.

실험에서는 수술 영역을 동심원으로 간략화 하여 분할하였다. 가공 재료는 polyethylene, MDF(Medium Density Fiber) 판재, 생후 4개월 된 소의 대퇴골을 사용하였다. Polyethylene 과 MDF 의 영률(Young's modulus)은 각각 1.1GPa 과 0.3GPa 로 인간의 대퇴골의 대부분을 구성하는 해면골(spongy bone)의 영률이 0.1~1.0GPa 인 것을 고려하면[10], 사람의 대퇴골의 특성과 유사함을 알 수 있다.

어드미턴스 모델 Y_D 를 변경함에 따라 로봇을 조종할 때 인간이 느끼는 힘과 속도의 관계는 실험을 통하여 파악하였다. 이때 어드미턴스 모델에서 질량은 고려하지 않았다. 감쇠계수를 감소시킬수록 동일한 힘을 마스터를 통해 가했을 때 로봇의 동작 속도는 빨라져, 로봇의 조종이 편하게 된다. 하지만 감쇠 계수를 일정 값 이하로 설정하면 안정도 조건식을 만족하지 않아, 시스템이 불안정하게 되며, 실험에서는 0.05 [Ns/mm]이하의 감쇠 계수를 사용했을 때 매니퓰레이터의 진동이 증폭하는 것을 확인하였다. 어드미턴스 모델에서 강성을 사용하면 마스터의 변위에 비례한 반력을 조종자가 느낄 수 있다. 이러한 실험을 기반으로, 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇 제어기의 타당성을 파악하기 위해 다음의 실험을 수행하였다.

첫번째 실험은 어드미턴스 모델이 변화함에 따라 로봇을 조종할 때 느끼는 힘과 속도의 관계를 파악하기 위해, 수술 영역에 대해 각각 다른 어드미턴스 모델을 선정하고 그림 9 와 같은 방향으로 폴리에틸렌 판재를 가공하였다. Region I 의 반경은 24mm 이고 어드미턴스 모델은 b_d = 0.1 [Nsec/mm], k_d = 0.05 [N/mm] 이다. Region II 의 반경은 30mm 이고 어드미턴스

모델은 b_d = 0.46 [Nsec/mm], k_d = 0.05 [N/mm] 이다. 실험에서 측정한 마스터를 통해 가하는 힘과 로봇의 위치는 그림 10과 같다. Region I 에서 로봇을 조종하기 위해 가한 힘은 1N 정도이고, region II 에서는 4N 정도이다. 이로부터 어드미턴스 모델을 변경함으로써 로봇을 조종할 때 느끼는 힘과 속도를 다르게 느낌을 확인할 수 있다.

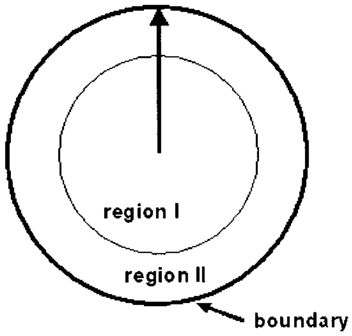


그림 9. 가공 방향.
Fig. 9. Cutting direction.

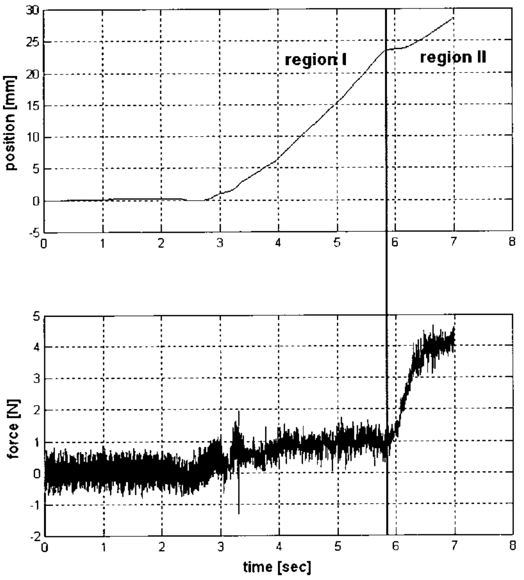


그림 10. 모델 변경에 의한 어드미턴스 제어.
Fig. 10. Admittance control with different model.

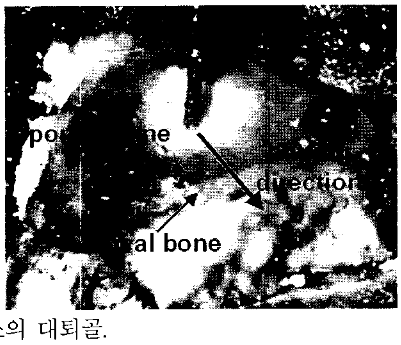


그림 11. 소의 대퇴골.
Fig. 11. Femur of a cow.

두 번째 실험은 제어기의 어드미턴스 모델을 일정하게 한 상태에서, 가공하는 대퇴골의 조직이 변할 경우 이에 영향을 받지 않고 지정된 어드미턴스를 제어할 수 있는지를 파악하기 위한 것이다. 대퇴골의 내부는 해면골로 되어 있고, 그 외부를 단단한 조직인 피질골(cortial bone) – 영률: 17GPa – 으로 구성되어 있다. 실제 수술과정에서는 두 조직 모두를 가공하게 되며, 이러한 가공 대상의 조직이 변할 경우 어드미턴스 제어에 미치는 영향을 살피기 위해 그림 11과 같이 생후 4개월 된 소의 대퇴골을 가공하였을 때의 결과를 살펴보았다.

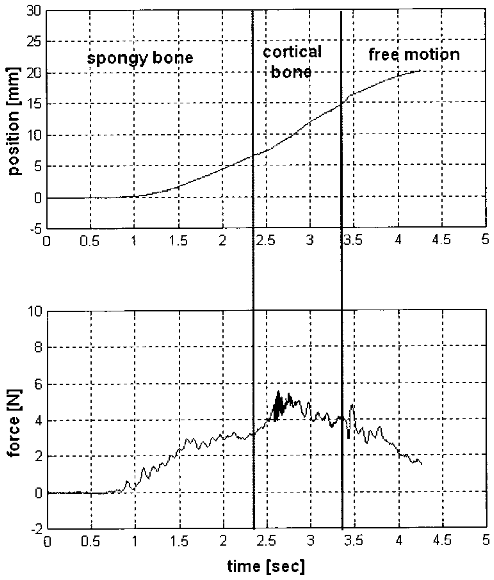


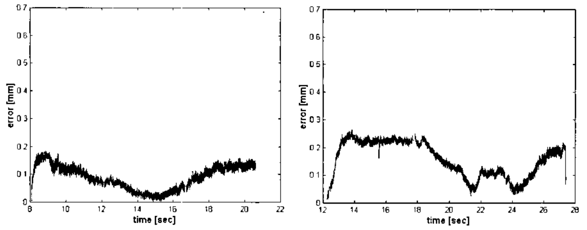
그림 12. 수술 대상의 변화에 의한 영향.
Fig. 12. The effect of variation of a bone texture.

표 1. 수술 영역의 어드미턴스.
Table 1. 어드미턴스 of each surgical region.

	Desired 어드미턴스	Velocity (mm/sec)	Force (N)	Real 어드미턴스
spongy bone	$\frac{1}{b_d}=\frac{1}{0.5}=2$	5.4	2.6	2.07
cortical bone		10.0	4.8	2.08

그림 12는 damping b_d = 0.5 [Ns/mm]인 어드미턴스 모델을 사용하여 일정한 어드미턴스를 제어하는 동안, 수술 대상인 대퇴골의 조직이 변할 때 로봇의 위치와 마스터에 가해지는 힘을 나타낸다. 이 때 대퇴골의 각 조직에서 실제로 구현되는 로봇의 어드미턴스는 표 1로 정리할 수 있다. 수술 대상의 조직이 변하여도 구현되는 실제 어드미턴스는 어드미턴스 모델과 거의 같게 된다. 이는 제시된 제어기가 수술 조직의 변화에 의한 영향을 없애고, 미리 지정된 어드미턴스를 느끼게 할 수 있음을 나타낸다.

다음은 수술 영역의 경계선에서 virtual hard wall 의 제시를 통한 수술의 정밀도를 자동 제어에 의한 정밀도와 비교한 실험이다. 가공 재료는 MDF 를 사용하였고, 가공 형상은 반경 20mm 의 반원이며 가공 속도는 두 경우 모두 약 5mm/sec 이다.



(a) autonomous control (b) virtual hard wall

그림 13. 수술 경계선에서의 가공 오차.
Fig. 13. Position error on the surgical boundary.

그림 13은 자동 제어와 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇의 제어기를 통한 수술 경계선에서의 가공 오차이다. 일반적으로 고관절 수술 로봇의 경우 가공 오차는 0.3mm 이하가 바람직하다. 자동 제어에 의한 최대 가공오차는 0.18mm 이며, virtual hard wall 구현에 의한 최대 가공오차는 0.24mm 이다. Virtual hard wall 구현에 의한 가공 오차가 자동 제어에 의한 것에 비해 크지만, 고관절 수술을 시행하기에 충분하다. 이는 제시된 virtual hard wall 기법이 고관절 수술에 사용될 수 있음을 나타낸다.

마지막은 마스터/슬레이브 복합형 수술로봇을 이용하여 조종자가 임의의 형상을 가공하는 실험이다. 가공 재료로 소의 대퇴골을 사용하였고, 수술 영역의 경계선은 반경 15mm 의 원으로 설정하였다. 경계선 내부의 region I 의 반경은 12mm 이고 b_d = 0.4 [Nsec/mm], k_d = 0 인 어드미턴스 모델을 사용한다. Region II 는 b_d = 1.0 [Nsec/mm], k_d = 0.05 [N/mm]인 어드미턴스 모델을 사용한다. 실험에서는 수술 경계선을 따라 가공을 한 후 경계선 내부에 임의의 나선형상을 가공하였다. 그림 14는 대퇴골을 가공한 형상을 나타내며, 임의의 나선 형상을 가공할 수 있음을 확인할 수 있다. 또한 그림 15로부터 수술 경계선에서는 다른 영역에 비해 큰 힘을 느끼며, 수술 영역 내부에서는 각 영역에서 설정한 어드미턴스 모델의 변화에 따라 다른 힘을 느끼는 것을 확인할 수 있다.

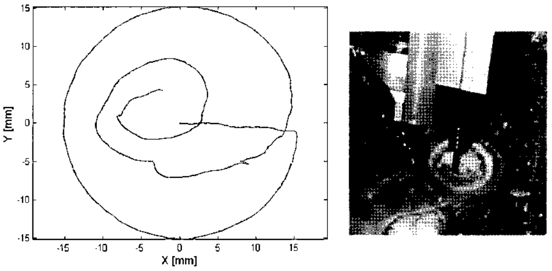


그림 14. 가공 형상.
Fig. 14. Cutting profile.

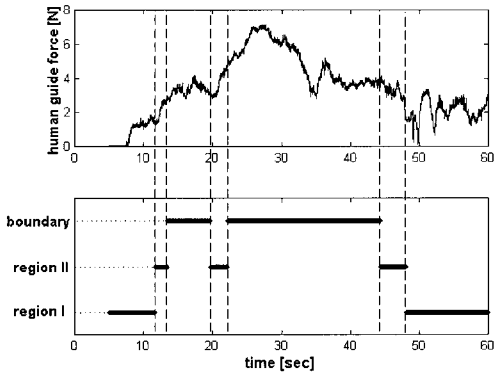


그림 15. 사람의 작용력.
Fig. 15. Human guide force.

V. 결론

본 논문은 고관절 전치환 수술 로봇을 의사가 직접 조종할 수 있도록 하는 지능형 수술 로봇 시스템을 위한 제어 방법에 대한 연구이다. 이를 위하여 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇의 구조와 제어 방법을 제시하였다. 마스터/슬레이브 복합형 수술 로봇을 이용하여 의사는 로봇의 동작을 조종할 수 있고, 어드미턴스 제어와 virtual hard wall 기법을 통해 지정된 수술 영역 안에서 편안하게 수술을 진행 할 수 있다. 이 때 어드미턴스 제어를 통해 수술 대상의 변화에 상관없이 편하게 로봇을 조종할 수 있는 상태로 어드미턴스를 유지하는 것이 가능하며, virtual hard wall 기법에 의한 가공 정밀도는 고관절 수술에 적용하기에 적절함을 실험으로 확인하였다.

이로부터 마스터/슬레이브 복합형 구조와 제시된 제어 방법을 이용하여 고관절 전치환 수술 로봇 시스템을 구성하면, 정밀한 수술 로봇에 의사의 전문적 지식을 결합한 지능형 수술 로봇 시스템을 구성할 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] Piston R, Engh C, "Osteonecrosis of the femoral head treated with total hip arthroplasty without cement", *J bone Joint Surg AM*, 1994, 76A(2): 202~214.

[2] J. Pransky, "Surgeons' realizations of ROBODOC", *Industrial Robot* Vol. 25, No. 2, pp. 105-108, 1998.

[3] 권동수, 이정주, 정종하, 허관회, 김상연, 박영배, 원중희, 윤용산, "고관절 전치환 수술용 의료로봇 설계", 대한 기계학회 하계 학술대회 논문집, pp. 253-260.

[4] C. L. Clover, "A cotrol-system architecture for robots used to simulate dynamic force and moment interaction between humans and virtual object", *IEEE Trans. On Systems and Cybernetics*, Vol. 29, NO. 4, November 1999.

[5] B. Hannaford, "A design framework for teleoperators with kinesthetic feedback", *IEEE J. Robot. Automat.*, Vol. 5, pp. 426-434, Aug. 1989.

[6] R. J. Adams, B. Hannaford, " Stable haptic interaction with virtual environments", *IEEE Trans. Robotics and Automation.* Vol. 15, No. 3, June, 1999.

[7] F. B. Llewellyn, "Some fundamental properties of transmission system", *Proc. IRE*, Vol. 40, pp. 271-283, 1952 F. B. Llewellyn, "Some fundamental properties of transmission system", *Proc. IRE*, Vol. 40, pp. 271-283, 1952.

[8] J. E. Colgate, "Implementation of stiff virtual walls in force-reflecting interfaces", *IEEE Virtual Reality Annual International Symposium*, 1993.

[9] S. C. Ho, R. D. Hibberd, B. L. Davies, "Robot assisted knee surgery", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 1995.

[10] J. D. Bronzino, "The biomedical engineering HANDBOOK", CRC PRESS, pp. 706, 1995.

허 관 희

1976년 4월 24일생. 1999년 연세대학교 기계설계학과 졸업. 2001년 한국과학기술원 기계공학과 석사. 현재 HSD엔진㈜ 기술연구소 재직. 관심분야는 의료용 로봇 시스템, haptic interface, force control.

김 상 연

1995년 고려대학교 전자공학과 졸업. 1997년 한국과학기술원 기계공학과 석사. 현재 한국과학기술원 기계공학과 박사 재학. 관심 분야는 haptic volume rendering.

윤 용 산

1970년 서울대학교 토목공학과 졸업. 1972년 서울대학교 토목공학과 석사, 1979년 Univ. of Iowa 기계공학과 박사. Research assistant at University of Iowa, Research staff at Children's hospital in Boston, Research staff at Hospital for Special Surgery in New York, 현재 한국과학기술원 기계공학과 정교수. 관심분야는 Implant Biomechanics, 재활공학, Suspension & Steering System 등.

권 동 수

1957년 8월 26일생. 1980년 서울대학교 기계공학과 졸업. 1982년 한국과학기술원 기계공학과 석사. 1991년 Georgia Institute of Technology 기계공학과 박사. 1991년~1995년 Oak Ridge National Laboratory research staff. 1995년~현재 한국과학기술원 기계공학과 부교수. 관심분야는 원격 조정 로봇시스템, Human-robot haptic interface, 의료용 로봇, 강인제어 등.

이 정 주

1974년 경북대학교 기계공학과 졸업. 1978년 경북대학교 기계공학과 석사. 1992년 Univ. of Surrey 기계공학과 박사. 현재 한국과학기술원 기계공학과 부교수. 관심분야는 복합재료, 스마트 구조물 등.