韓國精密工學會 2005 年度 春季學術大會論文集

외고정법을 이용한 컴퓨터이용 및 로봇지원 골절수술 및 골변형교정술에 대한 연구

김윤혁 (경희대 테크노공학대학)

Research on Computer-aided and Robotic-assisted Surgery of Fracture Reduction and Bone Deformity Correction under External fixation

Y. H. Kim (College of Advanced Technology, Kyunghee University)

ABSTRACT

This paper presents a computer-aided simulation and robotic-assisted execution technology of external fixation method to achieve fracture reduction and deformity correction in long bones. Combining the kinematic analysis with a graphic model of the tibia and the fixator allowed 3D simulation and visualization of the adjustments required to reduce fracture or correct bone deformity as a pre-operative planning tool. The developed robot model provided accurate deformity correction with small residual deformity based on the results of the planning. By incorporating the robot model with image-guided system and computer-aided planning, the integrated system could be useful for computer-aided pre-operative planning and robotic-assisted execution in fracture treatment and bone deformity surgery.

Key Words : External fixation (외고정법), Fracture(골절), Bone deformity(골변형), Computer assisted surgery (컴퓨터지원수술), Robotic-assisted surgery (로봇지원수술), Pre-operative planning (수술예비계획)

1. 서 론

외고정법은 골절치료와 기형교정술에서 절골된 골편을 고정하는 수술법으로 현재 정형외과에서 널리 시술되고 있다. 이 수술법은 전쟁이나 교통사고에서 임시로 골절을 고정하는데 사용되거나, 소아마비, 하지기형, 골수암 등으로 인한 사지연장술, 또는 특히 골절부위의 연조직(soft tissue) 손상이 심하여 내고정장치를 사용하기 힘든 임상경우에 필요한 수술법이다. 일반적으로 핀을 절골된 두 골편에 삽입하고 외고정 장치에 고정한 후, 발생 가능한 골절 부위의 잔여 변형을 치료하기 위한 골편의 위치변경이 필요하게 된다. 따라서 골절부위의 정밀한 교정을 위한 외고정 장치의 조인트 변경 과정이 따르게 된다.

현재까지 임상에서는 정면 및 측면 X 선 사진을 이용하여 수술전에 예비계획을 세우고 있다. 그러나 3 차원 복합기형인 경우 예비계획을 수립하기 매우 어렵고, 또한 주어진 골변형을 교정하기 위한 조이트의 값을 예측하기 어렵다. 또한 정확환 교정을 확인하기 위하여 수 차례의 X 선 사진을 이용한 검증과정이 필요하고, 이에 따라 환자 및 의사의 방사능 노출문제와 수술시간의 증대 등의 문제점들이 제기되어 왔다.

최근에 이르러 인간에 비하여 정밀성, 안정성, 반복성 등이 우수한 로봇과 수술용 네비게이션 시스템 및 CAD/CAE 기반 수술예비계획 등의 신기술을 이용하여 골절치료 및 변형교정술의 성공률을 높이고자 하는 연구가 시도되어 왔고, 몇몇의 상업용 시스템들이 사용되기 시작하였다 [1-3].

본 발표의 연구 목적은 골절된 골편과 외고정장치 시스템에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 기술 및 로봇 모델을 개발하고, 주어진 골절 변형을 교정하기 위한 외고정 장치의 조인트 값을 계산하여, 수술예비 계획, 로봇이용수술 등으로 활용하는 것이다.

2. 컴퓨터 시뮬레이션 기반 수술 예비계획

세계적으로 널리 사용되는 단외고정장치 (Dynafix®, EBI Medical System Inc., USA)를 본 연구

의 대상으로 하였다. 외고정장치 모델은 두 개의 슬라이더와 네 개의 회전 조인트 (hinge joint), 중앙 회전 조인트, 그리고 핀들로 구성되어 있고, 모두 7 자유도를 가지고 있다. 시스템의 수학적 모델은 수평 절골된 경골편과 외고정장치 몸체들을 조인트들로 연결된 강체 기구시스템으로 정의하였다 (Fig. 1). 두 절골편간의 3 차원 병진 및 회전 변형을 4 X 4 변환행렬 ($^{D}T_{P}$) 로 표현하고, 각 기구링크간의 회전이나 병진운동 역시 4 X 4 변환행렬 ($^{i}T_{i+1}$)로 구성하였다 (Fig. 2A) [2]. $^{D}T_{P}$ 는 해부학적 표식을 이용하여 X-선사진으로 결정할 수 있다.

기구학적 구성식을 이용하여, 두 골절편간의 3 차원 변환행렬과 외고정 장치의 각 변환행렬의 곱과 동일하다는 조건식을 다음과 같이 부과할 수 있다 [2].

$$^{D}T_{P} = {}^{D}T_{1} \cdot {}^{1}T_{2} \cdot {}^{2}T_{3} \cdot {}^{3}T_{4} \cdot {}^{4}T_{5} \cdot {}^{5}T_{6} \cdot {}^{6}T_{7} \cdot {}^{7}T_{8} \cdot {}^{8}T_{P}. \qquad (1)$$

$^{D}T_{1}$ 과 $^{8}T_{P}$ 는 핀과 두 골절편의 강체 병진을 표현하고, $^{1}T_{2}$ 과 $^{7}T_{8}$ 두 슬라이더의 병진 운동을 나타나고 있다. $^{2}T_{3}$, $^{3}T_{4}$, $^{5}T_{6}$ 및 $^{6}T_{7}$ 는 4 개의 회전 조인트의 회전 운동을, 그리고 $^{4}T_{5}$ 는 중앙 회전 조인트의 회전 운동을 표시하고 있다. 측정된 외고정장치의 치수와 핀의 길이 및 절골편 길이 등을 식 (1)에 대입하여 재정립하면, 7 개의 조인트변수에 대한 시스템 방정식를 유도할 수 있다. 그 후 최종 방정식은 비선형 최소자승법을 이용하여 해석할 수 있다 [2].

수치 예제로서, 임상적으로 발생 가능성이 있는 절골의 장축 방향으로 30° 회전 변형과 6 mm 절골갭이 존재하는 절골편-외고정장치 시스템을 가정하였다. 주어진 변형을 교정하기 위한 외고정장치의 각 조인트 값을 해석한 후, 컴퓨터 모델을 이용하여 해석 결과를 가시화하고 골절 교정 시뮬레이션을 수행 하였다 (Fig. 2A).

3. 외고정기구 로봇 모델 개발

본 연구에서 개발된 외고정장치 로봇 모델은 수술예비계획에서 사용한 것을 바탕으로 설계하였다. 로봇의 구동을 위한 액츄에이터로 7 개의 서보 모터를 사용하였다. 7 개의 서보 모터는 외고정장치 로봇의 기구적인 형태를 결정짓고 각 조인트의 구동을 수행한다. 개발에 사용된 서보 모터는 DX-116 Motor(Robotis, Korea)를 사용하였다. DX-116 Motor 는 0 °~320 ° 의 구동범위를 가지고 1024 개의 입력값으로 제어할 수 있기 때문에 약 0.3 ° 의 분해능으로 제어가 가능하다. 로봇의 미끄럼 조인트의 경우 렉기어를 사용하여 회전운동을 직선운동으로 변환시켰기 때문에 0.03 mm 의 분해능을 가진다.

외고정장치 로봇의 4 개의 회전 조인트는 -60 ° ~ +60 ° , 중심 회전 조인트는 -120 ° ~ +120 ° , 미끄럼 조인트는 33 mm 의 구동범위를 가진다 (Fig. 3A). DX-116 Motor 를 제어하기 위하여 제어기인 CM-2(Robotis, Korea)를 사용하였다. CM-2 는 DX-116 Motor 제어를 위한 전용제어기로 PC 와 시리얼 포트로 통신을 하여 제어를 한다. 제어 프로그램은 Matlab®(Math works. USA)를 사용하여 프로그래밍하였다.

외고정장치 로봇의 평가를 위하여 대퇴골모형 (Sawbone, Pacific Research Lab., USA)을 이용하여 장축 방향(axial direction)으로 30 ° 회전변형을 일으킨 부정유합(Malunion) 경우에 대한 기형교정술을 모의 재현하였다 (Fig. 3B).

3. 결 과

주어진 30°의 회전 변형과 6 mm 의 절골 갭에 대한 골절 교정을 위하여 외고정 장치의 두 내부 회전 조인트와 중앙 조인트 값의 변경이 주 역할을 담당하였다. 계산된 힌지 조인트의 값은 하부 조인트로 부터 각각, r_1=14.7°, r_2=-44.1°, r_3=41.9°, r_4=42.3°, 및 r_5=14.9° 이었고, 두 슬라이더에서의 각각, t_d=t_p=4.9 mm 의 병진 운동이 요구되었다 (Fig. 2B). 동일한 조인트 값에 대하여, 조인트 변경 순서에 따라 상이한 골절 교정 경로가 구성되었고, 그 중 일부는 교정 과정중에 과도한 연조직의 인장이나 골절 부위의 충돌 현상의 우려가 관찰되었다. 외고정장치 시스템의 모든 조인트를 미세 증분으로 동시에 교정하였을 경우 (Fig. 4), 위의 교정중 발생할 수 있는 임상적 우려들을 줄일 수 있었다.. 개발된 그래픽 모델 및 시뮬레이션을 통하여 단계적 골절 교정 과정중 발생 가능한 문제점들을 미리 발견하고 이를 보완할 수 있었다.

외고정로봇의 시험을 위하여 수술예비계획 프로그램을 이용하여 기형골의 교정을 위한 회전량 및 길이 변화량을 계산하였다 (Table 1). 기형골의 교정을 위하여 절골을 하였을 때 근위부 골편은 절골 후 장축 방향을 중심으로 6 ° 의 추가회전이 발생하였다. 때문에 절골 후 골편의 변형 정도를 재측정하여 교정을 위한 로봇의 조인트 값을 재계산하여 입력하였다. 교정 결과는 목표로 하는 교정값과 1 ° 의 오차가 발생하였다 (Fig. 5),.

3. 고 찰

외고정 장치는 교통사고 등에 의하여 정확한 골절 교정이 어려운 읍급실이나 사지 연장술, 그 밖의 적절한 영상 장치의 이용이 어려운 상황에서 주어진 골절 변형을 교정하는 데 널리 사용되고 있다.

따라서, 수술중 또는 수술후 잔여 변형을 교정하는 과정이 때때로 요구된다. 현재는 주로 2 차원 X-ray 를 이용한 평면 변형의 교정 수술 예비 계획이 주로 이루어 지고 있다. 그렇지만, 주어진 외고정 장치의 조인트 변경과 골절편의 교정 사이의 관계에 대하여 공학적으로 접근하는 시도가 이루어 지지 않았었다.

다축 회전 및 병진 변형이 함께 존재하는 경우는 외고정 장치를 이용하여 교정하는 것이 임상적으로 쉽지 않기 때문에, 정밀하고도 정확한 교정을 위한 수술 예비 계획 목적의 교정 절차로서 그래픽 모델링과 해석 프로그램이 필요하게 된다. 본 연구에서 개발된 해석 프로그램과 그래픽 시뮬레이션 기술을 이용하여 외고정 장치의 조인트 값의 변경을 통한 주어진 3 차원 골절 변형을 정확하게 교정할 수 있었다.

임상적으로 발생 가능한 기형골을 대상으로 기형 교정술을 모의 재현하였을 때 교정 후 결과가 1.6 ° 이내의 오차를 보여 교정결과는 비교적 정확한 것으로 판단되었다. 오차가 발생하는 이유는 핀 삽입 시 핀의 변형에 의하여 절골 후 발생한 오차와 계산된 값을 로봇의 조인트에 입력할 때 발생하는 오차로 인한 것이다.

4. 결 론

외고정법을 이용하여 골절치료 및 골변형교정술의 컴퓨터 시뮬레이션 기반 수술예비계획용 프로그램과 외고정장치 로봇 모델을 개발하였다. 주어진 골절 및 골변형 변형에 대하여 외고정장치 시스템의 조인트를 변경하여 정확하게 교정할 수 있었다. 본 연구에서 개발된 수술예비계획 프로그램과 로봇 모델은 정형외과 골절치료 및 골변형교정술 분야에서 컴퓨터이용 및 로봇지원 수술 시스템 개발에 주요한 기초연구 자료가 될 것이다.

후 기

본 연구는 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RRC)의 지원에 의한 것입니다.

참고문헌

1. Ron, B.A., Leo, J., Charlesn M, and Ariel, S., " Computer-Based Periaxial Rotation Measurement for Aligning Fractured Femur Fragments from CT : A Feasibility Study", Computer Aided Surgery, vol 7, pp. 332-341, 2002
2. Kim, Y.H., Inoue, N., and Chao, E.Y.S., "Kinematic simulation of fracture reduction and bone deformity correction under unilateral external fixation", Journal of Biomechanics, Vol 35, pp. 1047-1058, 2002.
3. Kim, Y.H. and Lee, S.G., "Computer and Robotic Model of External Fixation System for Fracture Treatment", Lec. Notes. In Comput. Sci. (LNCS), Vol. 3037, 1081-1087, 2004.
4. Heijens E., Gladbach B., and Pfeil J., "Definition, quantification, and correction of translation deformities using long leg, frontal plane radiography," Journal of Pediatric Orthopaedics B, Vol. 8, pp. 285-291, 1999.
5. Chao E.Y.S., Neluheni E.V.D., Hsu R.W.W., Paley D., "Biomechanics of malalignment," Orthopaedic Clinices of North America, Vol. 25(3), pp. 379-386, 1994.

Table 2 Robot joint values for correction of deformed femur (r_1, r_2, r_3 ,r_4, r_5 : deg, t_p, t_d : mm)

30° axial rotation	r_1	r_2	r_3	r_4	r_5	t_p	t_d
A	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
B	-9.8	32.4	-35.7	-32.4	-9.8	-13.4	-5.0
C	-11.4	25.7	-29.7	-25.9	-7.5	-12.9	-4.7

(A: Intial values, B: Joint values for correction of deformed femur before cutting bone, C: Joint values for correction of deformed femur after cutting bone)

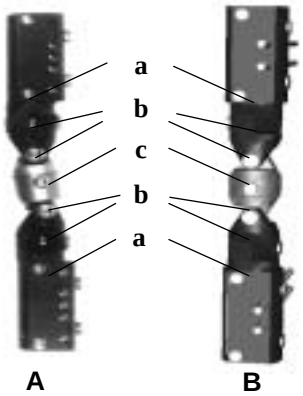

Fig. 1 DynaFix® External Fixator for fracture reduction and deformity correction. **A**. A picture of real fixator. **B**. A graphic model. **a**: prismatic joints, **b**: revolute joints, **c**: rotational joints

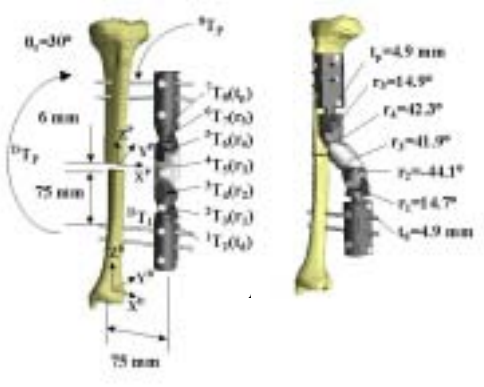

Fig. 2 A. Fractured bone-fixator system with a transverse mid tibial fracture at the mid diaphysis. B. Reduced fracture malalignment and the fixator joint adjustment magnitude

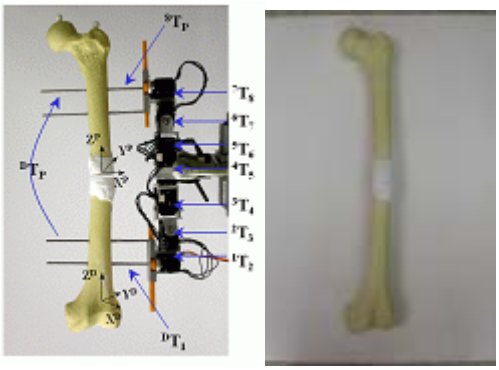

Fig. 3 A. An external fixation robot model. B. A midshaft mal-unioned femur with 30° of axial rotation

Fig. 4. Computer simulation of fracture reduction process based on the pre-operative planning results

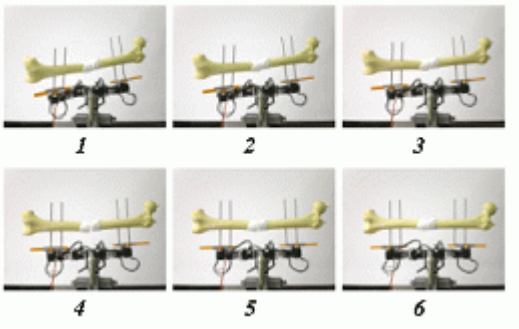

Fig. 5 Simulation of deformity correction process using the external fixator robot