

컴퓨터 시뮬레이션 기반 골절고정 및 기형교정수술 예비계획

김운혁*(경희대 테크노공학대학), 권영하(경희대 테크노공학대학)
허유(경희대 테크노공학대학)

Computer Simulation based Pre-operative Planning of Fracture Fixation and Deformity Correction

Y. H. Kim (College of Adv. Tech., Kyunghee Univ.), Y. H. Kwon (College of Adv. Tech., Kyunghee Univ.)
and U. Huh (College of Adv. Tech., Kyunghee Univ.)

ABSTRACT

This paper presents a model and analysis techniques for a unilateral external fixator to achieve fracture reduction and deformity correction in long bones precisely, through fixator joint adjustment. 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 after osteotomy. The model and analysis technique can be used for fixator evaluation and clinical application planning.

Key Words : Corrective osteotomy (절골술), External fixator (외고정장치), Pre-operative planning (수술예비계획)

1. 서론

외고정 장치는 골절과 기형 교정 수술에서 절골된 골편을 고정하는 정형 의료장치이다. 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.

그러나 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 조인트의 값을 예측하기 어렵다. 또한 정확한 교정을 확인하기 위하여 수 차례의 X 선사진을 이용한 검증과정이 필요하고, 이에 따라 환자 및 의사의 방사능 노출문제와 수술시간의 증대 등의 문제점들이 제기되어 왔다.

본 발표의 연구 목적은 절골된 골편과 외고정 장치 시스템의 기구학 및 컴퓨터 모델을 생성하고, 주어진 잔여 변형을 교정하기 위한 외고정 장치의

조인트 값을 계산하여, 수술 예비 계획, 전공의 교육, 장비 설계 등의 도구로 사용하는 것이다.

2. 연구대상 및 방법

세계적으로 널리 사용되는 단외고정장치(Dynafix®, EBI Medical System Inc.)를 본 연구의 대상으로 하였다. 외고정 장치 모델은 두 개의 슬라이더와 네 개의 힌지 조인트(hinge joint), 중앙 rotary 조인트, 그리고 핀들로 구성되어 있다. 시스템의 수학적 모델은 수평 절골된 경골편과 외고정 장치 몸체들을 조인트들로 연결된 강체 기구 시스템으로 정의하였다(Fig. 1). 두 절골편간의 3 차원 병진 및 회전 변형을 4×4 변환행렬(${}^D T_P$)로 표현하고, 각 기구링크간의 회전이나 병진운동 역시 4×4 변환행렬(${}^i T_{i+1}$)로 구성하였다(Fig. 2A) [1]. ${}^D T_P$ 는 해부학적 표식을 이용하여 X-선사진으로 결정할 수 있다.

기구학적 구성식을 이용하여, 두 절골편간의 3 차원 변환행렬과 외고정 장치의 각 변환행렬의 곱과 동일하다는 조건식을 다음과 같이 부과할 수 있

다 [2].

$${}^D T_P = {}^D T_1 \cdot {}^1 T_2 \cdot {}^2 T_3 \cdot {}^3 T_4 \cdot {}^4 T_5 \cdot {}^5 T_6 \cdot {}^6 T_7 \cdot {}^7 T_8 \cdot {}^8 T_P \quad (1)$$

${}^D T_1$ 과 ${}^8 T_P$ 는 핀과 두 골절편의 강체 병진을 표현하고, ${}^1 T_2$ 과 ${}^7 T_8$ 두 슬라이더의 병진 운동을 나타내고 있다. ${}^2 T_3$, ${}^3 T_4$, ${}^5 T_6$ 및 ${}^6 T_7$ 는 네 힌지 조인트의 회전 운동을, 그리고 ${}^4 T_5$ 는 중앙 rotary 조인트의 회전 운동을 표시하고 있다. 측정된 외고정장치의 치수와 핀의 길이 및 절골편 길이 등을 식 (1)에 대입하여 재정립하면, 7 개의 조인트변수에 대한 시스템 방정식을 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 외고정 장치의 각 조인트 값을 해석한 후, 컴퓨터 모델을 이용하여 해석 결과를 가시화하고 골절 교정 시뮬레이션을 수행 하였다 (Fig. 2A).

3. 결과

주어진 30°의 회전 변형과 6 mm 의 절골 갭에 대한 골절 교정을 위하여 외고정 장치의 두 내부 힌지 조인트와 rotary 조인트 값의 변경이 주 역할을 담당하였다. 계산된 힌지 조인트의 값은 하부 조인트로 부터 각각, $r_1=14.7^\circ$, $r_2=-44.1^\circ$, $r_3=41.9^\circ$, $r_4=42.3^\circ$, 및 $r_5=14.9^\circ$ 이었고, 두 슬라이더에서의 각각, $t_a=t_b=4.9$ 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 소프트티슈의 인장이나 골절 부위의 충돌 현상의 우려가 관찰되었다.

외고정 장치 시스템의 모든 조인트를 미세 증분으로 동시에 교정하였을 경우 (Fig. 3), 위의 교정중 발생할 수 있는 임상적 우려들을 줄일 수 있었다. 그에 비하여 외고정장치의 조인트를 순차적으로 교정하였을 경우(Fig. 4) 교정도중 두 골절편사이의 충돌이나 과도한 근육 및 인대의 인장 등의 잠재적 임상문제가 발생할 수 있음이 관찰되었다. 개발된 그래픽 모델 및 시뮬레이션을 통하여 단계적 골절 교정 과정중 발생 가능한 문제점들을 미리 발견하고 이를 보완할 수 있었다.

3. 고찰

외고정 장치는 교통사고등에 의하여 정확한 골절 교정이 어려운 응급실이나 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.

4. 결론 및 요약

외고정 장치를 이용하여 골절편의 교정을 위한 기구학 해석 프로그램과 그래픽 및 시뮬레이션 기술이 개발되었다. 주어진 골절 변형에 대하여 외고정 장치 시스템의 조인트를 변경하여 정확하게 교정할 수 있었다. 개발된 모델과 프로그램은 외고정 장치의 성능 분석 및 설계, 수술 예비 계획, 그리고 전문 교육용 프로그램으로 이용될 수 있을 것이다.

후 기

본 연구는 과학기술부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

참고문헌

1. Chao E.Y.S., Rim K., Smidt G.I., and Johnston R.C., "The application of 4X4 matrix method to the correction of the measurements of hip joint rotations," *Journal of Biomechanics*. Vol. 3, pp. 459-471, 1970.
2. Kim Y.H., Inoue N., and Chao E.Y.S., "Kinematic Simulation of Fracture Reduction and Bone Deformity Correction under Unilateral External Fixation", *J. Biomech.*, Vol. 35. 1047-1058, 2002.
3. 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.

4. Paley D., Chaudray M., Pirone A.M., Lentz P., Kautz D., "Treatment of malunions and mal-nonunions of the femur and tibia by detailed preoperative planning and the Ilizarov techniques," *Orthopaedic Clinics of North America*, Vol. 21(4), pp. 667-91, 1990.
5. Chao E.Y.S., Neluheni E.V.D., Hsu R.W.W., Paley D., "Biomechanics of malalignment," *Orthopaedic Clinics of North America*, Vol. 25(3), pp. 379-386, 1994.

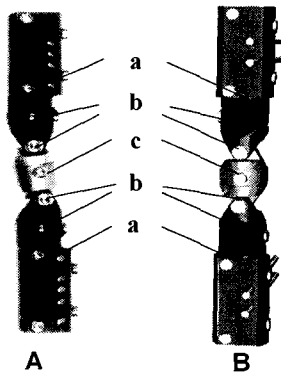


Fig. 1 DynaFix® External Fixator for fracture reduction and deformity correction. A. A picture of real fixator. B. A graphic model. a: prismatic joints, b: revolute joints, c: rotational joints

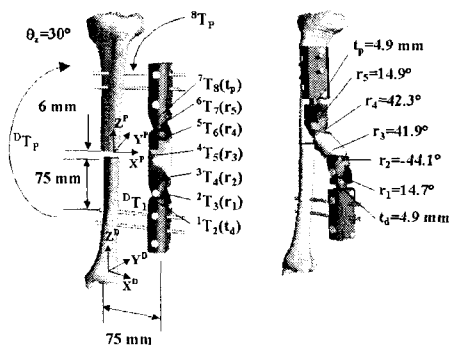


Fig. 2 A. Fractured bone-fixator system with a transverse mid tibial fracture at the mid diaphysis. B. Reduced fracture malalignment and the fixator joint adjustment magnitude



Fig. 3. The simultaneous adjustment of all joints resulted in a smooth reduction path without bone end collision or soft tissue stretching

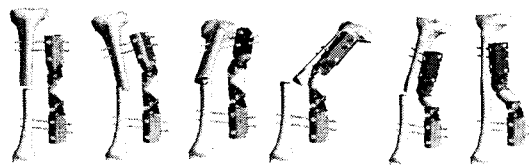


Fig. 4. The sequential adjustment of the fixator joints resulted in potential clinical problems such as bone collisions or excessive soft tissues during adjustment