

## 골절 수술용 엑스레이 투과 원격조종 스투어트 플랫폼의 설계 및 제어

유병준<sup>a</sup>, 김혜미<sup>a</sup>, 이성학<sup>a</sup>, 임순호<sup>a</sup>, 박태곤<sup>b</sup>, 이치범<sup>a\*</sup>

## Design and Control of X-ray Permeable Teleoperated Stewart Platform for Fracture Surgery

Byeongjun Yoo<sup>a</sup>, Hyemi Kim<sup>a</sup>, Sung-Hak Lee<sup>a</sup>, Sunho Lim<sup>a</sup>, Tae Gon Park<sup>b</sup>, Chibum Lee<sup>a\*</sup><sup>a</sup> Mechanical System and Design Engineering, Seoul National University of Science and Technology,  
232, Gongneung-ro, Nowon-gu, Seoul 01811, Korea<sup>b</sup> PRESTO SOLUTION Ltd., 88, Sinwon-ro, Yeongtong-gu, Suwon, Gyeonggi-do, 16681, Korea

## ARTICLE INFO

## Article history:

Received 8 September 2015  
Revised 28 October 2015  
Accepted 19 November 2015

## Keywords:

Orthopedics  
X-ray permeability  
Stewart platform  
Inverse kinematics  
Forward kinematics  
Teleoperation

## ABSTRACT

To avoid radiation exposure from repeated x-rays taken during orthopedic surgery, an x-ray permeable teleoperated Stewart platform for orthopedic fracture surgery was developed. This system is composed of a user interface device and a teleoperated operational robot, both of which use a Stewart platform mechanism. The links of the operational robot are made from an x-ray permeable material, polycarbonate, to minimize the interference. The forward and inverse kinematics algorithm applied and the structural reliability were both verified through an analysis using commercial engineering software. To monitor the operating status in real time and stop the device during an emergency, a monitoring software was developed. The performance of the x-ray permeable teleoperated Stewart platform was validated experimentally.

## 1. 서 론

대퇴골 또는 경골 골절 환자의 접합 수술 시 의료진은 Fig. 1과 같은 외고정 장치(external fixation device)<sup>[1]</sup>를 이용하여, 반복적인 X-ray 촬영을 통해 골절부위의 정복 수술을 진행한다. 이 과정에서 의료진들은 주로 C-ARM X-ray 장비에 근접하여 수술하므로 방사능에 과다 노출되는 위험을 가지고 있다. 실제로 정형외과 의료진의 연간 방사능 피폭량이 증가하면서 그들은 세포 변형, 암 세포 유발, 유산 등 심각한 부작용에 무작위로 노출된다<sup>[2]</sup>. 본 연구에서는 방사능 피폭 문제를 해결할 수 있도록 수술방식을 직접적인 방식에서 원격조종을 통해 정복 수술이 가능하도록 로봇 원격 시스

템을 제안한다.

기존의 외고정 장치에 관한 연구는 의학적인 연구나, 설계와 구조해석에 관한 연구가 주를 이룬다<sup>[1,3,4]</sup>. 본 연구에서 제시한 골절 수술용 엑스레이 투과성 원격조종 스투어트 플랫폼은 각각 조작부와 작동부로 구성되며, 작동부는 능동적인 구동장치를 내장하여 의료진이 외부에서 원격으로 구동할 수 있다. 병렬 스투어트 플랫폼은 우수한 동적 성능, 쉬운 역기구학 해석 등의 장점을 가진 6자유도 메카니즘 기구로 여러 산업분야에서 적용되고 있다<sup>[5,6]</sup>. 대표적으로 평형유지시스템이나 자동차, 비행기, 군사용 탱크와 같은 시뮬레이터에 많이 사용되고 있으며, 앞으로도 다양한 분야에서 응용이 가능한 분야이다.

\* Corresponding author. Tel.: +82-2-970-9667

Fax: +82-2-974-8270

E-mail address: chibum@seoultech.ac.kr (Chibum Lee).

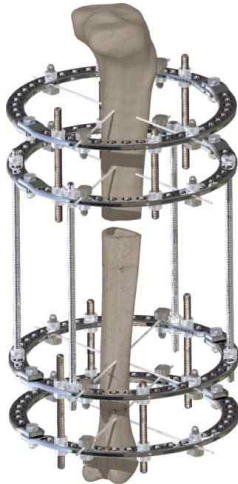


Fig. 1 Ilizarov external fixation device<sup>[1]</sup>

본 연구에서 개발한 시스템은 현재 골절 수술시 사용하는 외고정 장치를 대신하여 의료용으로 사용할 기구이므로, 안전성을 최우선으로 고려하여 제어 시스템을 설계하였고, 기구 구동을 실시간 모니터링이 가능하도록 소프트웨어를 구현하였다. 이를 위하여 X-ray가 투과할 수 있는 재질을 채택하였으며, 정기구학과 역기구학을 이용하여 제어를 수행한 실험 결과를 통하여 성능을 확인하였다. 본 시스템을 이용하여 스튜어트 플랫폼 작동기구를 환자의 골절부위에 고정하고, 의료진은 방사능이 차단된 외부에서 X-ray 촬영 영상을 모니터링 하면서, 작동 기구와 유사한 조작 기구를 직접 손으로 움직이며 원격조종으로 골절수술을 수행할 수 있다.

## 2. 시스템 구성

기구는 환자의 수술부위에 고정시키는 작동부와 의사가 다루는 조작부로 이루어져 원격조종을 통해 구동시킨다. Fig. 2는 기구의 전체적인 시스템 구성도이다. 의사가 조작부를 조작하면 리니어 포텐셔미터(linear potentiometer)가 길이를 측정하여 순기구학식 계산을 통해 상하판의 상대 변위를 계산하고, 이를 작동부의 기구 치수에 맞추어 역기구학 계산을 통하여 작동부의 액츄에이터(actuator) 변위를 계산하고 이에 따라 동작하도록 한다. 두 기구를 제어할 2개의 마이크로 컨트롤러(microcontroller), 작동부의 6개의 모터를 컨트롤 하는 두 채널 모터 컨트롤러 3개로 이루어져 있다. 기구의 오작동을 방지하기 위해 PC를 통해서 실시간으로 모니터링하고 긴급 정지를 할 수 있는 시스템을 갖추도록 하였다.

### 2.1 기구 시스템

작동부는 주 적용범위가 대퇴골, 비골, 경골이므로 평균 뼈 길이를 고려하여 최대 높이 300 mm 내외로 설계하였다. 작동부의 링크는 모터가 돌면서 직접적으로 볼 스크류에 의해 구동되는 리니어

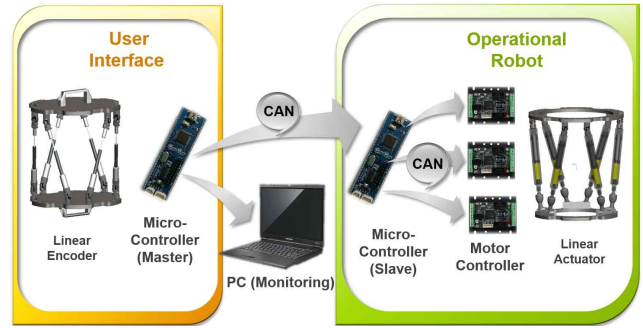


Fig. 2 X-ray permeable teleoperated system schematic



Fig. 3 Ball joint align bracket



Fig. 4 Bone anchor fixture

액츄에이터(linear actuator) 형태로 구성된다. 리니어 액츄에이터는 Maxon사의 RE 16 모터와 GP 16 스피들 드라이브로 구성하였다. 각 링크는 스트로크 45 mm로 병진(translation) 운동이 가능하며, 링크 양 끝의 조인트는 상-하판과 유니버설 조인트(universal joint)와 볼 조인트로 결합하여 6 자유도를 갖도록 설계하였다<sup>[7,8]</sup>.

볼 조인트의 최대 허용각도가 양방향으로 12.5°이므로 이를 최대한 사용하기 위해 Fig. 3의 브라켓(bracket)을 이용해 볼 조인트를 15° 기울여 장착하였다. 기구 해석 결과에 따르면, 최대 이동량은 x-y평면으로 50 mm, z방향으로 47mm, 롤(roll)각과 피치(pitch)각 3.5°, 요(yaw)각 17°이다. Fig. 4와 같이 뼈를 고정시키는 핀은 직경 3 mm, 의료용으로 안전한 스테인리스 스틸(stainless steel) 환봉을 이용하여, 뼈 고정 기구를 부착하였다. 또한 작동부는 상-하판이 두 파트로 분리되도록 하여 환자에게 착용 시 편리하게 설계하였다.

골절 수술시 반복적으로 X-ray 촬영이 이루어진다. X-ray 촬영 시 작동부의 링크가 환자의 골절 부위와 겹치게 위치하면 영상에서

골절부위를 정확히 관찰할 수 없다. 그러므로 링크 내부의 금속으로 이루어진 모터와 볼 스크류(직경 5 mm)에 의한 간섭은 불가피하지만, 링크의 대부분을 구성하는 커버는 X-ray가 투과할 수 있는 재질로 제작하여 영상에 나타나는 면적을 최소화 하였다. X-ray 투과성 재료는 탄소섬유강화플라스틱(carbon fiber reinforced plastics), 아크릴(acrylic), 폴리카보네이트(polycarbonate) 등이 있다. 각 재료의 물성은 가공방법이나 조성비에 따라 다르므로, 대표적인 경우의 평균값 비교하면 Table 1과 같다. 기계적 강도 측면에서 탄소섬유강화플라스틱이 가장 우수하였으나, 가공의 어려움으로 재료선정에서 제외되었다. 폴리카보네이트와 아크릴은 인장과 굽힘 강도에서 유사하나, 폴리카보네이트가 충격 강도에서 취성 재질인 아크릴에 비해 월등히 우수하여 커버 재질로 선정하였다.

작동부는 최초 구동 시 초기 위치를 잡기 위해 스트로크 0 지점에 포토 센서를 부착하여 영점을 설정하고, 환자 개인의 뼈 길이에 따라 초기 작동부 높이를 설정한다. Fig. 5는 3D프린터로 프린팅한 대퇴골을 고정시킨 최종 조작부 기구 형상이다. 조작부는 조작 시 이질감이 없이 직관적으로 섬세한 조작이 가능하도록 작동부와 동일한 형태의 스텐더트 플랫폼으로 설계하였다.

Fig. 6의 조작부 기구는 각 링크의 길이를 측정하도록 리니어 포텐서미터(Honeywell사 MLT002N3000B5C) 6개로 구성되며, 작동부의 링크와 다르게 실린더리컬(cylindrical) 운동을 하게 된다. 따라서 링크 양 끝단을 모두 유니버설 조인트로 결합하여 작동부와 동일하게 6자유도를 갖도록 설계하였다<sup>[10]</sup>. 그리고, 리니어

포텐서미터의 움직임이 매우 자유롭기 때문에 의료진이 조작 시에 위치변형에 대한 우려가 있으므로, 링크 사이에 압축 스프링을 부착하여 조작부를 누르는 힘에 대한 스프링의 반력으로 위치변화를 제어할 수 있도록 하였다. 조작부 손잡이에 on/off 스위치를 부착시켜 on일 때는 작동부와 연동되어 구동하고 off 일 때에는 동기화하지 않는다. 일시정지 후 재가동 시 기구의 오작동으로 인해 발생할 수 있는 사고를 방지하고자 각 링크마다 LED(light emitting diode)를 부착하여, 재가동 시 6개의 LED가 모두 경고 점등한다. 그 후에 일시정지 직전의 상태로 조작부를 원상복귀하면, 각 링크마다 이전 위치에 왔을 때 각 링크의 LED가 꺼지고 6개 LED 모두 소동 시 조작부는 작동부와 연동을 시작한다. 또한 조작부에 홀드 스위치를 부착하여 스위치를 누르면 외부 아웃풋이 발생하여 조작부가 움직이더라도 작동부의 각 링크는 홀드 상태를 유지하는 안전 장치를 부착하였다.

## 2.2 제어 시스템

의료진이 조작을 시작하면, 조작부의 6개 리니어 포텐서미터 길이는 마이크로 컨트롤러(ST사의 STMN32F103)의 AD 변환을 통하여 측정된다. 마이크로 컨트롤러는 6개 링크의 길이 정보를 이용하여 순기구학을 통하여 위치를 계산하고, 이를 빠르고 신뢰성이 높은 CAN 통신을 통하여 작동부로 송신한다.

작동부의 마이크로 컨트롤러에서는 전송받은 위치로부터 역기구학을 통하여 작동부 치수에 맞는 새로운 길이를 계산하여 이를 모터 드라이버로 전송하여 작동부를 동작한다. 모터 드라이버는 RoboCube사의 CUBE-DC2402-DII\_6CH를 이용하였으며 CAN으로 통신하였다 (Fig. 2 참조). 위치제어 모드로 동작하므로 데이터는 증분 값이 아닌 절대 값을 사용한다. 변환된 데이터는 아이디(ID)와 함께 모터 드라이버로 송신된다. 모터 드라이버에서는 고유의 아이디(ID)와 일치하는 데이터만 수신하게 되며, 수신한 데이터를 기본으로 DC 모터를 동작시킨다.

Table 1 Mechanical strengths of X-ray permeable material<sup>[9]</sup>

Strengths	CFRP	Acrylic	Poly-carbonate
Tensile Strength [MPa]	121	64	64.5
Flexural Yield Strength [MPa]	178	100	90.5
Charpy Impact (Notched) [J/cm <sup>2</sup> ]	3.00	0.508	5.14



Fig. 5 Operational robot



Fig. 6 User interface device

### 2.3 모니터링 소프트웨어

본 시스템은 조작부의 동작을 작동부의 치수에 맞도록 변환된 관계를 통하여 작동부가 따라서 움직이도록 하는 시스템이다. 이 과정에서 조작부의 마이크로컨트롤러가 리니어 포텐서미터 값을 인식 후 연산과정을 정확히 계산하여 작동부의 링크를 조작부와 같은 모션으로 작동되는 지 확인할 필요가 있다. 의료 기구로서 안전성이 최우선적으로 고려되어야 하므로, 모니터링은 필수이다. 따라서 시스템의 동작을 가시적으로 볼 수 있도록 PC 소프트웨어를 Fig. 7과 같이 구현하였다.

이 프로그램은 연결을 시작하면 마이크로 컨트롤러와 RS232 통신으로 연결된다. 통신을 통하여 리니어 포텐서미터의 값을 실시간으로 읽어 들인 후 Fig. 6의 좌측에 현재 동작 상태와 위치 값, 길이 값 들을 나타낸다. 이 값들을 기반으로 작동부의 위치를 계산하여 Fig. 6의 우측에 작동부의 예상 동작 상태와 위치 값, 길이 값들을 나타낸다.

### 3. 스튜어트 플랫폼의 역기구학과 순기구학

스튜어트 플랫폼의 상·하관 조인트 좌표를  $T_i, B_i$  ( $i=1, 2, \dots, 6$ ) 라고 정의한다.

$$T_i = [t_{ix} \ t_{iy} \ 0]^T \quad (1)$$

$$B_i = [b_{ix} \ b_{iy} \ 0]^T \quad (2)$$

하관의 좌표계를 기준 좌표계로 설정하여 상관의  $x, y, z$  운동으로 정의하고 위치를  $d$ 라고 표현하고, 회전은  $x, y, z$  축 오일러 각 롤(roll  $r$ ), 피치(pitch  $p$ ), 요(yaw  $y$ )로 정의하여 6자유도 운동을  $q$ 로 표현한다.

$$d = [u \ v \ w]^T$$

$$q = [u \ v \ w \ r \ p \ y]^T \quad (3)$$

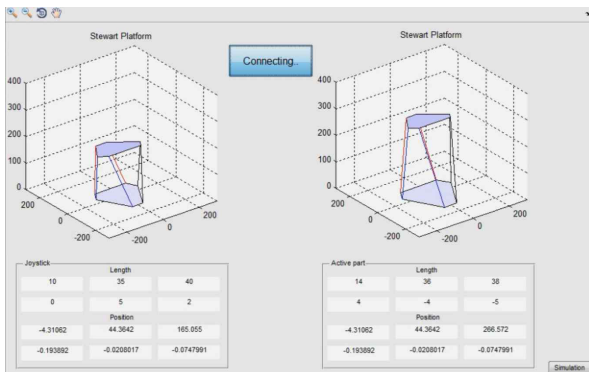


Fig. 7 Real-time monitoring software

병진운동 이론을 기초로 해서 상관조인트 벡터( $T'_i$ )를 하관의 좌표계로 표현하면 다음과 같이 표현된다.

$$R = \begin{bmatrix} \cos p \sin r & -\cos p \sin y & \sin p \\ \sin r \sin p \cos y + \cos r \sin y & -\sin r \sin p \sin y + \cos r \cos y - \sin r \cos p & \\ -\cos r \sin p \cos y + \sin r \sin y & \cos r \sin p \sin y + \sin r \cos y & \cos r \cos p \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$T'_i = R \times T_i + d \quad (5)$$

### 3.1 역기구학

기구의  $q$ 값, 즉 상관의 위치 정보가 주어질 때 6개의 링크 길이를 구하는 역기구학은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$L_i = |T'_i - B_i| \quad (6)$$

### 3.2 순기구학

Newton-Raphson 방법을 이용하여 각 링크의 길이  $L_i$  ( $i=1, \dots, 6$ )이 주어졌을 때 6개의 비선형방정식을 이용하여 상관의  $q$ 를 구하였다.

우선 목적함수  $f$ 를 추정 작동부 길이 값의 제곱에서 조작부 측정 길이 값의 제곱을 뺀 것으로 정의하고, 그 추정된 6자유도 운동이 실제와 일치하면 식 (7)의 함수는 0이 된다.

$$f_i(q) = L_i^T L_i - L_{imeas}^2 \quad (7)$$

다음과 같은 방법으로 알고리즘을 구축했다.

Step 1 초기 값  $q$ 로 선정한다.

Step 2  $q$ 를 이용하여 식 (4)의 회전변환행렬  $R$ 을 계산한다.

Step 3 식 (7)을 이용하여  $f_i(q)$ 와 자코비언  $A_{ij} = \partial f_i / \partial q_j$ 를 계산한다.

Step 4 Newton-Raphson법에 따라 반복적으로 해를 찾는다.

Step 5  $\sum_{j=1}^6 |f_i(q)| < e_s$  이면 풀이를 중단하고  $q$ 를 해로 선정한다.

순기구학 풀이를 실제 기구에 사용할 때에는 반복되는 순기구학 해석이 필요하므로 알고리즘에 초기값  $q$ 는 초기 위치에 주어진 값을 사용하고, 작동 중에는 시간 간격에서는 출력이 다음 초기 값이 된다<sup>[11]</sup>.

## 4. 기구 동역학 및 구조해석

### 4.1 순기구학-역기구학 알고리즘 검증

첫 번째로, MSC.ADAMS와 MATLAB을 연동 시뮬레이션을

통하여 유도한 역기구학식과 순기구학식 알고리즘의 정확도를 검증하였다. 조작부와 작동부는 치수와 형상의 차이로 단순 조작부의 길이 변화에 통신으로 서로의 위치를 전달하고 계산을 통해 움직임으로 계산에 이용되는 기구학식의 정확성을 요구한다. 작동부에서 각 링크의 스트로크는 0~45 mm까지 움직일 수 있도록 설계되어 있다. 하판을 기준으로 하고 각 링크의 길이 변화에 따라 조작부의 하판에 대한 상판의 자세가 변하게 된다. 모터드라이브에 부여하는 변위를 MSC.ADAMS에 동일하게 입력 조건으로 부여하여 원하는 자세에서의 기구해석을 할 수 있다.

Fig. 8은 MSC.ADAMS 해석 결과와 순기구학식을 비교하는 MATLAB/Simulink 모델을 보여준다. ADAMS/Control을 모델은 매 해석 시간마다 MATLAB/Simulink로부터 작동부 6개의 입력 값을 받아서, MSC.ADAMS에서 길이를 변화시키고, 상판의 위치를 측정하여 결과 값을 다시 MATLAB/Simulink로 내보낸다. MATLAB/Simulink에서는 이 결과와 3.2절의 순기구학 알고리즘에 의해 자체적으로 계산한 결과를 비교한다. Fig. 9는 MSC/ADAMS와 MATLAB/Simulink 연동 시물레이션을 보여준다. 또한 순기구학식과 역기구학식을 연달아 계산한 후의 이론값의 오차율을 비교하며 두 개의 기구학 식의 검증을 수행하였다. MSC.ADAMS의 경우 해석시 수치 오차 공차(error tolerance)를  $10^{-5}$ 으로 설정하여 매우 정확하므로, 이 값을 기준으로 제시한 알

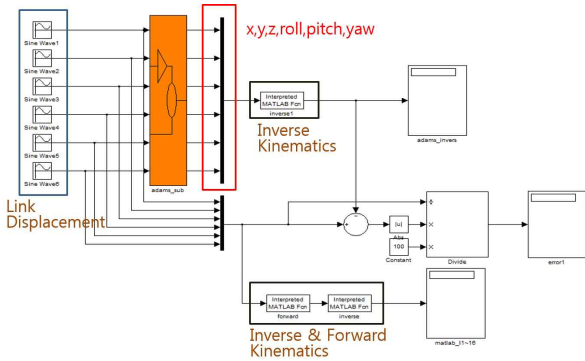


Fig. 8 MATLAB/simulink model with ADAMS block

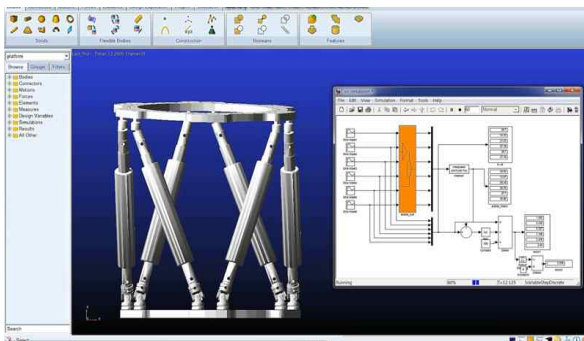


Fig. 9 MSC/ADAMS & MATLAB co-simulation

고리즘에 의한 계산 값을 비교하였다. 앞서 기술한 바와 같이 순기구학 계산에서는  $e_s$ 에 의해 오차가 결정되며,  $e_s$ 를 0.001로 설정할 경우 각 링크의 오차가  $10^{-2}$  mm 이하로 나타났으며, 이는 기구시스템이 가지는 정밀도보다 높을 것으로 판단되어 값을  $e_s=0.001$ 로 결정하여 실제 시스템에 적용하였다.

#### 4.2 작동 시 동하중을 이용한 구조해석

두 번째로 구조적 안정성을 확인하기 위하여 MSC.ADAMS 에 작동 조건을 부여하여 계산된 하중 값을 ANSYS에서 경계조건으로 부여하여 구조해석을 수행하였다. 이를 통해, 작동 시 기구에 작용되는 환자의 하중 및 모터의 작동 토크에 의한 변형 및 파손의 위험성을 검증하였다.

작동부는 최초 착용 시 링크가 최대 인장 상태이므로 각 링크의 스트로크는 최대지점인 45 mm이다. 또한 착용 시 기구가 누워있는 환자의 다리에 착용하게 되면 다리가 기구 사이에 끼워져 있으므로, 다리의 아래 부분에 위치한 두 개의 링크와 조인트가 6개의 링크 중 가장 많은 하중을 받게 된다. 따라서 하중을 가장 많이 받는 두 개의 링크와 조인트를 중심으로 하중해석을 수행하였다.

작동부의 상, 하판이 다리와 연결되므로 다리의 무게는 상, 하판에 작용하게 된다. 기구에는 기본적으로 중력이 작용하도록 하고, 허벅지 한쪽의 무게를 일반적으로 성인 과체중 환자의 경우 30 kg 정도이나 더 큰 하중을 적용시켜 각각 상판에 500 N과 하판에 500 N씩 부여하였다. 작동부에는 모터의 최대 토크로부터 계산된 힘 (5.86 N)을 6개의 링크의 축 방향으로 부여하였다. 기구의 대표적 구동 조건에 대한 MSC.ADAMS의 동역학 시물레이션에 결과에 따르면, 볼 조인트, 유니버설 조인트와 로드 에 걸리는 최대 하중은 Table 2와 같이 나타났다. 이 결과를 이용하여 ANSYS에서 정적 구조해석(static structure)을 수행하여 응력, 변형률, 변형해석을 한 결과가 Fig. 10~12에서 나타나있다. 항복 강도보다 크게 작

Table 2 Dynamic forces acting on the joints

		$L_1-L_6=45$ mm	roll & pitch	lateral motion	yaw
Ball joint	x	4.73 N	1.99 N	-10.07 N	-5.81 N
	y	20.16 N	42.06 N	42.96 N	39.66 N
	z	-4.11 N	10.97 N	3.74 N	4.68 N
Universal joint	x	-1.77 N	5.38 N	36.79 N	25.51 N
	y	22.84 N	-109.1 N	-111.3 N	-102.9 N
	z	-106.1 N	-32.45 N	-13.68 N	-15.53 N
Rod	x	-1.67 N	-1.74 N	-1 N	-1.54 N
	y	-0.76 N	-0.77 N	-0.84 N	-0.08 N
	z	2.22 N	2.29 N	2.4 N	2.03 N

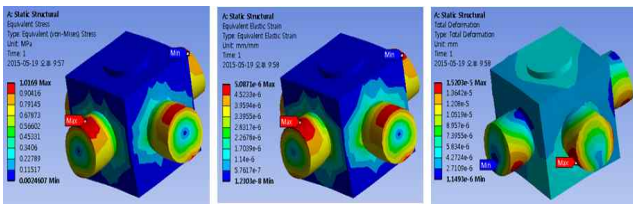


Fig. 10 Universal joint stress, strain, deformation

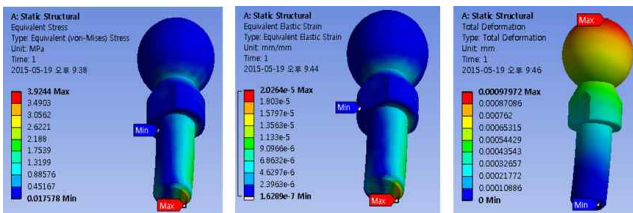


Fig. 11 Ball joint stress, strain, deformation

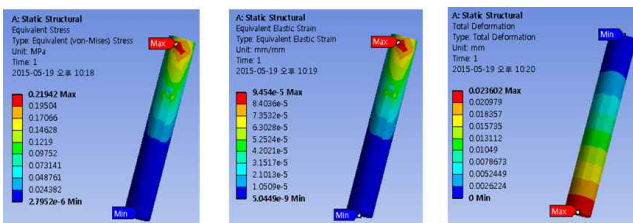


Fig. 12 Rod stress, strain, deformation

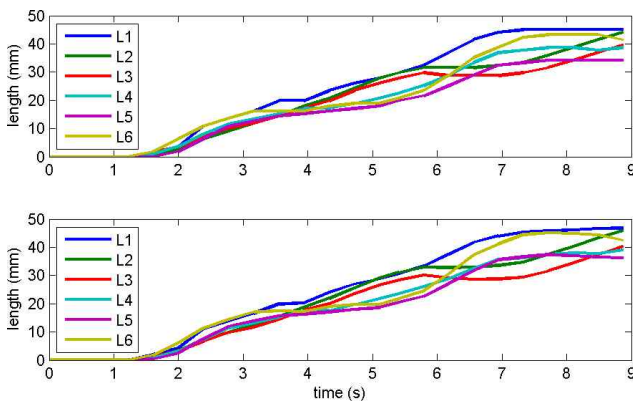


Fig. 13 Experiment of operation - arbitrary UI device inputs and its robot outputs response

은 응력 값을 얻었고 모든 경우에서 안전계수가 10 이상으로 나타났다.

### 5. 실험 및 검증

개발된 시스템을 실제 실시간으로 구동하는 실험을 수행하였다. Fig. 13은 사용자가 조작부를 임의로 움직임에 따라 변화하는 6개의 링크 길이를 측정하고, 순기구학과 역기구학을 계산하여 작동부의

길이를 출력하여 나타난 값이다. 위와 아래 그림을 비교하면 조작부와 작동부의 치수와 형상이 다르므로, 전체적인 형상은 일치하나, 각 링크 길이의 상대 값은 일부 다르게 계산되는 것을 알 수 있다. 이는 상판과 하판의 초기 위치 대비하여 변화하는 양을 일치시킨 것으로 조작자가 생각하는 가장 직관적인 움직임과 일치하여 나타난 결과이다. 조작부 길이 측정부터 작동부의 길이 변화까지 약 0.3초가 소요되었는데, 이는 기구의 동작이 빠르지 않으므로 작동에 불편이 없을 것으로 판단된다. 대부분의 시간이 순기구학을 푸는데 소요되었으며 펌웨어 코드를 수치 계산에 최적화하면 지연 시간을 더 줄일 수 있을 것으로 예상된다.

### 6. 결론

본 연구에서는 정형외과에서 골절 수술 시 반복되는 X-ray 촬영으로 인한 의사의 방사능 노출을 방지하기 위하여 골절 수술용 엑스레이 투과 원격조종 스튜어트 플랫폼을 개발하였다. 골절부위와 기구사이의 간섭을 최소화하기 위해 X-ray 투과성을 고려하여 작동부 링크 커버를 폴리카보네이트 재질로 제작하였다. 시스템은 방사능 차단을 위해 기구는 작동부와 조작부로 나뉘며, 작동부와 조작부의 치수와 형상이 다르므로, 조작부에서 링크 길이를 측정하여 순기구학-역기구학을 연산하여 작동부의 위치를 동일하게 이동하게 된다.

기구학적 검증을 위하여 MSC.ADAMS와 MATLAB을 연동시켜 시뮬레이션을 수행하였으며, 작동부 구동 시 기구의 파손 혹은 변형의 위험성을 ADAMS와 ANSYS 하중해석을 통해 검증하였다. 최종적으로 구동시험을 통하여 시스템의 성능을 검증하였다. 향후 정형외과 의료진과 기구에 대한 논의 후 임상실험 또한 진행할 계획이다.

### 후기

이 연구는 서울과학기술대학교 교내 학술연구비 지원으로 수행되었습니다.

### References

[1] Zamani, A. R., Oyadji, S. O., 2010, Theoretical and Finite Element Modeling of Fine Kirschner Wires in Ilizarov External Fixator, ASME. J. Med. Devices, 4:3, 031001-031001-9.  
 [2] Mastrangelo, G., Fedeli, U., Fadda, E., Giovanazzi, A., Scoizzato, L., Saia, B., 2005, Increased Cancer Risk among Surgeons in an

- Orthopaedic Hospital, Occupational Medicine, 55:6 498-500.
- [3] Fleming, B., Paley, D., Kritiansen, T., Pope, M., 1989, A Biomechanical Analysis of the Ilizarov External Fixator, Clinical Orthopaedics and Related Research, 241 95-105.
- [4] Leung, F., Kwok, H. Y., Pun, T. S., Chow, S. P., 2004, Limited Open Reduction and Ilizarov External Fixation in the Treatment of Distal Tibial Fractures, Injure, 35:3 278-283.
- [5] Kim, N. I., Lee, C. W., 2001, A New Kinematic Analysis of 6-3 Stewart Platform Manipulator, Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A, 25:8 1206-1212.
- [6] Lee, C. W., Kim, N. I., 1999, Model-based Control System Design and Sliding Mode Control of Stewart Platform Manipulator, Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A, 23:6 903-911.
- [7] Lee, S. H., Lee, J. H., Kim, W. K., Yi, B. J., 2014, Analysis on Kinematic Characteristics for Spatial 3-DOF Parallel Mechanisms Employing Stewart Platform Structure, Journal of the Korean Society for Precision Engineering, 22:8 118-127.
- [8] Liu, K., Fitzgerald, J. M., Lewis, F. L., 1993, Kinematics Analysis of a Stewart Platform Manipulator, IEEE Transactions on Industrial Electronics, 40:2 282-293.
- [9] Mat Web, n.d., viewed 10 Aug. 2015, <<http://www.matweb.com/>>
- [10] Gonzalez, H., Dutra, M. S., Lengerke, O., 2011, Direct and Inverse Kinematics of Stewart Platform Applied to Offshore Cargo Transfer Simulation, 13th World Congress in Mechanism and Machine Science, 19-25.
- [11] Ha, H. P., Han, M. C., 2001, A Fast Forward Kinematic Analysis of Stewart Platform, Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A, 25:3 339-352.