

# 나선축 개념을 이용한 팔꿈치 관절의 3차원 회전축 측정과 측정 결과를 반영한 인체 팔 모델의 개발

우범영<sup>1</sup> · 정의승<sup>2</sup> · 윤명환<sup>1</sup>

<sup>1</sup>포항공과대학교 산업공학과 / <sup>2</sup>고려대학교 산업공학과

## Determination of the Elbow Transverse Joint Using the Helical Axis Concept and its Application to the Development of a Kinematic Arm Model

Bum-Young Woo<sup>1</sup> · Eui S. Jung<sup>2</sup> · Myung-Hwan Yun<sup>1</sup>

To determine the exact direction and location of the human joint in motion is crucial in developing a more accurate human model and producing a more fitting artificial joint. There have been several reports on the biomechanical analysis of the joint to determine the anatomy and movement of joints. However, all the previous researches were made in vitro study, that is, they investigated the passive movement of the joint from cadavers and the suggested location of the joint axis was difficult to make practical applications due to the lack of the direction of joint axis. Also, in many biomechanical models, each joint axis is assumed to lie horizontally or vertically to the adjacent links. Such an assumption causes inherent inaccuracy. In this study, the direction and location of the transverse elbow axis was obtained with respect to the global coordinate system whose origin is on the lateral epicondyle of the humerus. The suggested result based on the global coordinate system lying on the external landmark will be helpful to understand the information of the axis and to make an application. From the experiments conducted for five subjects, the direction and location of the elbow transverse joint was determined for each subject by the helical axis method. A statistical validation was also performed to confirm the result.

Finally, the result was applied to develop a simple elbow model which is a part of the kinematic arm model. The simple elbow movement model was developed to validate the significance of the result and the kinematic arm model was able to describe the geometry of any complex linkage system. As a result, the errors incurred from the proposed model were significantly reduced when compared to the ones from the previous approach.

### 1. 서론

인체 모델의 개발 및 인체 보조기구의 제작은 인체 관절의 회전축에 대한 정보를 필요로 하며, 실제 사람의 정확한 움직임을 반영하는 정확한 인체모델 및 인공 보조기를 개발하기 위해서는 정확한 인체 관절의 회전축의 위치 및

방향에 대한 정보가 반드시 요구된다. 지금까지 인체 관절의 3차원 회전축의 위치 및 방향을 구하기 위한 연구는 인체역학 및 재활의학 분야를 중심으로 진행되었다. 그러나, 지금까지의 기존 연구는 시체를 이용한 비자발적인 동작을 대상으로 한 것이 대부분이었기 때문에 실제 사람의 동작에 대한 관측 자료가 미비한 실정이다. 특히 팔꿈치 관절(Elbow Joint)에 대한 모든 기존 연구는 시체의 비자발

적인 움직임에 대상으로 한 것이었기 때문에, 실제 사람의 자발적인 움직임을 반영하기 힘들다는 단점을 갖는다. 또한 기존 연구에서 제시하는 회전축의 정보는 단지 회전축이 어느 지점을 지난다는 것에 불과하여 회전축에 대한 이해가 어렵고 응용 또한 어렵다는 단점을 갖는다.

한편, 지금까지 인체의 움직임을 표현하기 위한 인체 모델 및 동작 예측 모델의 개발에 관한 연구가 활발히 이루어져 왔으나, 기존의 인체모델은 실제 인체의 골격 형태나 관절의 회전축의 위치가 상당히 복잡한 구조를 가지고 있음에도 불구하고, 표현과 계산상의 편의를 위하여 인체의 골격 형태 및 관절의 회전축 방향을 단순하게 표현하여 정확성이 떨어진다는 단점을 지닌다. 그러나, 기술의 발달과 더불어 컴퓨터의 계산 능력이 발달하였고, 복잡한 로봇 매니퓰레이터를 표현하는 방법이 개발됨에 따라 복잡한 인체의 형태를 표현하는 것이 가능해졌고, 보다 정확한 인체 모델의 개발을 필요로 하고 있다.

따라서 본 연구에서는 기존 연구의 문제점을 해결하기 위하여 다음과 같은 목적과 내용을 포함한다. 첫째, 실제 사람의 자발적 동작에 대한 팔꿈치 관절의 회전축(Transverse Axis) 위치와 방향을 도출한다. 둘째, 도출한 결과를 적용하여 어깨(Shoulder)와 팔꿈치(Elbow)의 움직임을 포함하는 기구학적 팔 모델(Kinematic Arm Model)을 개발하며, 셋째, 개발된 모델을 팔꿈치 관절의 회전축이 수평하게 위치한다는 가정을 적용한 기존의 모델과 비교, 검증하는 것이다.

팔꿈치 관절의 움직임이 일어나는 기전을 살펴보면, <그림 1>에서 보는 바와 같이 아랫팔(Lower Arm)과 윗팔(Upper Arm)을 구성하는 세 개의 뼈(Humerus, Ulna, Radius)에 의하여 이루어지며, 팔꿈치의 내부는 두 개의 관절 Humerus와 Ulna로 이루어지는 완축관절(Humeroulnar Joint)과 Humerus와 Radius가 구성하는 완요관절(Humeroradial Joint)로 구성되어 있다. 또한 팔꿈치 관절은 크게 두 가지의 움직임(굽힘: Flexion-Extension, 돌림: Pronation-Supination)을 갖는다. 이때 굽힘 동작에 대한 회전축을 Transverse Axis라 하며, 이 동작은 주로 완축관절을 중심으로 하여 이루어진다.

팔꿈치 관절 움직임에 대한 연구에 의하면, 회전축은 Trochlea Notch의 중심점을 지나며, 굽힘 동작을 하는 중에

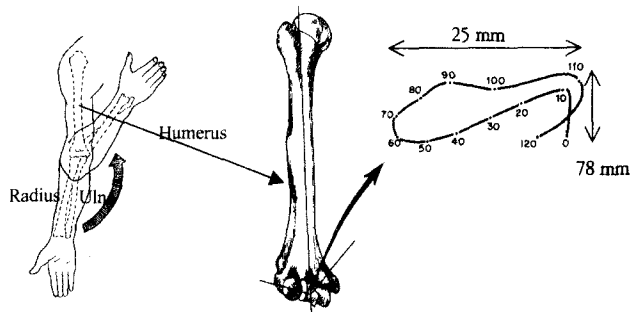


그림 1. 팔꿈치의 동작과 Transverse Axis의 위치.

그림 2. Flexion 중 Ulna 위의 세 점의 움직임.

이 축은 변화하지 않는다. <그림 1>은 회전축이 Trochlea Notch 중심을 통과한다는 것을 보여주며, 굽힘 각도에 따른 변화의 정도가 2.5mm 이내로 매우 일정하다는 것을 나타낸다. 또한 <그림 2>는 굽힘 과정에서 Ulna 위에 일정 간격으로 일직선상에 부착한 세 점의 LED(Light Emitting Diode) 경로를 촬영한 것으로, 이때 Ulna 위의 세 점의 경로가 평행을 이루는 것으로 보아 굽힘 동작중에 Axial Rotation이 나타나지 않는다는 것을 알 수 있다. 결국 팔꿈치 관절의 회전축은 거의 일정하게 위치하고 있다(Morrey, B. F., Chao, E. Y. S., 1976; Youm, Y., Dryer, R. F., Thambirajah, K., Flatt, A. E., 1979).

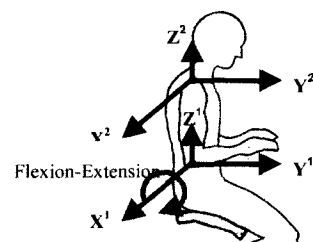
## 2. 연구방법 및 실험

본 연구에서는 팔꿈치 관절의 정확한 회전축의 위치와 방향을 구하고, 이를 검증하며, 이 결과를 적용한 팔 모델(Whole Arm Kinematic Model)을 개발하고 그 타당성을 검증하기 위하여 다음과 같은 연구를 수행하였다.

### 2.1 연구방법

#### 2.1.1 좌표계 설정

본 연구에서는 크게 두 가지의 좌표계를 설정하였다. 하나는 팔꿈치 관절의 회전축의 위치와 방향을 제시하기 위한 기준 좌표계이며, <그림 3>의  $X^1 Y^1 Z^1$  좌표계에 나타난 바와 같이 Humerus의 Lateral Epicondyle을 원점으로 하여, 정면(Frontal)에서 위쪽으로 수직인 방향을 Z축으로, 지면에 왼쪽으로 수평한 방향을 X축으로 갖고, Y축은 오른손 법칙(Right Hand Rule)에 의하여 결정된다.



다른 하나의 좌표계는 팔 모델의 개발과 검증을 위한 것으로 팔의 동작 생성을 위한 좌표계이다. <그림 3>의  $X^2 Y^2 Z^2$  좌표계와 같이, 축의 방향은 위와 동일하나 원점은 어깨 관절 부근에 위치한 Acromion에 위치한다.

2.1.2 나선축 방법(Helical Axis Method)

본 연구에서는 팔꿈치 관절의 회전축의 위치와 방향을 구하기 위한 방법으로 나선축 방법을 사용하였다. 나선축 방법의 개념은 <그림 4>에서 보는 바와 같이 움직이는 강체의 두 위치간의 관계를 나타내기 위한 개념으로서, 강체의 이동 전과 이동 후의 관계는 일정한 하나의 축을 중심으로 하는 회전운동과, 축을 따라서 이동하는 직선 운동으로 정의할 수 있다는 개념이며, 이 때의 유일한 축을 나선축(Helical Axis)이라고 부른다.

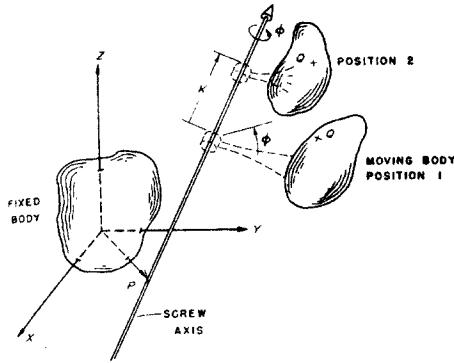


그림 4. Helical Axis Concept.

Kinzel은 움직이는 동일 평면을 이루지 않는 강체 위의 네 좌표를 측정하여 나선축을 정의하는 데 필요한 파라미터를 구할 수 있는 방법을 제시하였으며, 이 방법을 간단히 소개하면 다음과 같다. 한 점이 일정한 축에 대하여 회전운동과 직선운동을 하는 경우에 공식 (1)과 같은 관계가 성립한다. 즉, 한 점이  $p_1$ 에서  $p_2$ 로 이동하는 것은 회전이동( $R$ )과 직선이동( $T$ )으로 표현될 수 있다. 이때,  $4 \times 4$  매트릭스,  $A$ 는 회전운동과 직선운동을 함께 나타낸 것(공식 (2)와 (3))으로, 결국  $A$ 를 도출하면, 나선축의 파라미터를 구할 수 있다. 이를 위하여 움직이는 강체 위의 네 점의 좌표( $D_1$ 에서  $D_4$ )를 활용하면 공식 (6)과 (7)에 의하여  $A$ 를 구할 수 있다.

$$[p_2] = [R][P_1] + [T] \quad (1)$$

$$[p_2] = [A][P_1] \quad (2)$$

$$[p_i] = \begin{bmatrix} 1 \\ P_i \end{bmatrix}, \quad [A] = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ T & R \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$[D_1] = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ p_1^{(1)} & p_1^{(2)} & p_1^{(3)} & p_1^{(4)} \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$[D_2] = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ p_2^{(1)} & p_2^{(2)} & p_2^{(3)} & p_2^{(4)} \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$[D_2] = [A][D_1] \quad (6)$$

$$\therefore [A] = [D_2][D_1]^{-1} \quad (7)$$

2.1.3 축의 방향과 위치 파악

본 연구에서 각 피실험자별 축의 방향과 위치를 파악하기 위한 방법은 다음과 같다. 먼저, 피실험자의 아랫팔 위치에 부착한 4개의 마커를 초당 30회씩 3초간 입력받는다. 이를 바탕으로 각 좌표의 굽힘 각도를 파악하며, 초기 위치와 굽힘 이후의 위치에서 각각 축의 방향과 위치를 앞에서 설명한 나선축 방법에 의하여 파악한다.

각도와 방향을 구해본 결과, 굽힘 각도가 적은 위치에서는 나선축의 결과에 대한 오차가 상대적으로 크다는 것을 발견하였으며, 따라서 굽힘 각도가 약 50도 이상인 위치에 대한 나선축만을 축의 도출에 사용하였다. 그러나, 이는 도출된 나선축에 근거한 모델이 50도 이상에서만 적용된다는 의미가 아니라, 50도 이상에서 얻은 데이터가 변동이 적고 보다 정확한 나선축을 도출한다는 것을 의미한다.

2.2 실험

2.2.1 실험 기기

본 연구에서는 실험에서 팔의 3차원 상에서의 공간좌표를 얻기 위하여 Mac Reflex System을 사용하였다. 이 시스템은 공간상의 좌표를 나타내는 마커를 적외선 카메라로 인식하는 방법의 장비로서, 마커의 위치를 감지하는 두 대의 적외선 카메라, 좌표를 받아내고 동작을 기록하는 주컴퓨터, 그리고 주컴퓨터와 카메라를 연결하는 트랜스미터로 구성되어 있다. 이 기기가 움직이는 마커를 인식할 때 발생하는 오차는 최대 3mm 이내로 추정되며, 본 실험에서는 1초에 30회의 좌표를 기록하였다.

2.2.2 실험 방법

본 연구를 위한 실험으로는 먼저 팔꿈치의 회전축을 도출하는 데 필요한 네 점의 움직임 얻기 위한 실험과, 결과의 검증을 위한 실제 피실험자의 동작 생성을 위한 실험 등 크게 세 가지의 실험을 실시하였다.

(1) 팔꿈치 회전축(Transverse Axis)의 도출

본 연구를 위한 첫 번째 실험으로는 아랫팔의 움직임과 좌표축의 정의를 위하여 5명의 피실험자를 대상으로 피실험자에 마커를 부착한 후, 상체와 윗팔을 고정된 채로 아랫팔을 굽히는(Flexion) 실험을 실시하였다.

첫번째 실험에서는 모두 8개의 마커를 사용하였다. 아랫팔의 움직임을 파악하기 위하여 동일 평면상을 이루지 않

는 4개의 마커를 부착하였고, 좌표축을 설정하기 위하여 좌표축의 원점을 나타내는 Lateral Epicondyle에 1개의 마커를, 신체의 정면(Frontal)과 수평이 되는 신체 외부의 평면에 3개의 마커를 부착하였다. 아랫팔이 움직일 때 발생하는 피부의 움직임에 대한 영향을 줄이고, 손목의 움직임을 없애기 위하여 아랫팔에 손목 아대를 고정한 후, 아대 위에 마커를 부착하는 방법을 사용하였다. <그림 5>에 마커의 위치와 실험 동작을 도시하였다.

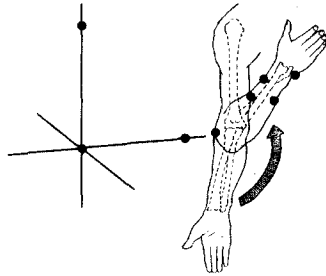


그림 5. 실험 1의 동작과 Marker 위치.

(2) 검증을 위한 아랫팔 동작 생성

새로 도출한 팔꿈치 관절축을 팔 모델에 적용하기 이전에, 간단히 기존 모델과의 차이를 검증하기 위하여 아랫팔 동작에 대한 손(Hand Point) 동작 생성 실험을 실시하였다.

이 실험에서는 앞의 실험과 마찬가지로 5명의 피실험자를 대상으로 아랫팔을 굽히는 실험을 하였다. 이 실험에서는 좌표축 설정을 위하여 4개의 마커를 앞의 실험과 같은 방법으로 사용하였고, 1개의 마커를 사람의 주먹 끝 부분(Head of Third Metacarpal)의 위치에 부착하였다. 마찬가지로, 손목의 움직임을 막기 위하여 손목 아대를 사용하였다.

(3) 검증을 위한 팔 동작 생성

마지막으로, 본 연구에서 개발한 팔 모델의 정확성을 검증하기 위하여 필요한 실제 피실험자의 팔의 움직임을 생성하기 위한 실험을 수행하였다. 이를 위한 실험에서는 5명의 피실험자가 상체를 고정한 채 다음의 네 가지 동작에 대하여 팔 전체를 움직이는 실험을 수행하였으며, 각 동작은 일상 생활에서 자주 사용되며, 팔꿈치를 굽히거나

펴는 각도가 큰 동작을 선택하였다.

- (1) 손을 뒤에서 앞으로 뺏는 동작
- (2) 손을 좌측에서 우측으로 이동하는 동작
- (3) 손을 내린 상태에서 들어올리는 동작
- (4) 좌측 상단에서 우측 하단의 대각선 방향으로 손을 움직이는 동작

이를 위한 실험에서 좌표축을 결정하기 위하여 피실험자 뒤에 위치한 세 개의 마커를 사용하였고, 윗팔과 아랫팔의 각도를 파악하기 위하여 세 개의 마커를 Acromion, Later Epicondyle, Head of Third Metacarpal의 위치에 각각 부착하였다. 앞 실험과 마찬가지로, 손목의 움직임을 피하기 위하여 손목 아대를 사용하였다.

### 3. 결과 및 분석

#### 3.1 팔꿈치 관절 회전축의 도출

첫 번째 실험의 결과로 얻어낸 팔꿈치 관절의 회전축(Transverse Rotational Axis)의 방향과 위치를 <표 1>과 <그림 6>에 제시하였다.

표 1. 회전축 위치와 방향의 평균값과 검증결과

|            | Avg   | Std   | P-value |
|------------|-------|-------|---------|
| $U_x$      | .9828 | .0025 | .3877   |
| $U_y$      | .0159 | .0166 | .1200   |
| $U_z$      | .1435 | .0246 | .2321   |
| $P_x$ (mm) | 5.961 | 2.125 | .0236   |
| $P_y$ (mm) | .0455 | 1.492 | .1007   |
| $P_z$ (%)  | .0223 | .0123 | .0530   |
| $P_2$ (%)  | .004  | .0052 | .1374   |

\*  $U_x, U_y, U_z$ : 회전축의 방향을 나타내는 단위벡터;  
 $P_x$ (mm),  $P_y$ (mm): 회전축의 위치(mm);  $P_z$ (%),  $P_2$ (%): 회전축의 위치(%)

이때 Axis의 방향은 단위벡터를 나타낸 것이며, 회전축의 위치는 Lateral Epicondyle을 원점으로 하는 좌표계(<그림 3>의  $X^1Y^1Z^1$  좌표계)에서 X값을 0으로 할 때의 Y와 Z값을 의미한다. 즉, Humerus의 Lateral Epicondyle을 지나는 축

그림 6. Transverse Elbow Axis의 위치와 방향.

면(Sagittal Plane)을 지나는 축의 위치가 된다. 이를 각각 mm 단위의 피실험자의 아랫팔의 길이에 대한 비율(% 단위)로 제시하였다.

결과를 살펴보면, 팔꿈치 관절의 회전축은 지면에 평행하게 위치해 있는 X축과 비교할 때, X-Z 평면(Frontal Plane)에서 보았을 때 시계 방향으로 약 8도, X-Y 평면(Transversal Plane)에서 보았을 때 시계방향으로 약 0.9도 기울어져 위치하고 있음을 확인하였다.

위에서 구한 값들의 평균값을 일반적인 팔꿈치 관절의 회전축으로 사용할 수 있을 것인가를 검증하기 위하여 실시한 통계 분석 결과를 <표 1>에 제시하였다. 분석결과에 따르면, 제시된 축의 방향은 피실험자에 따른 차이가 유의하지 않으며, 축의 위치의 경우에는 아랫팔의 길이에 대한 비율로 나타낼 경우에 피실험자에 따른 차이가 유의하지 않다는 것을 알 수 있다. 결국 제시한 축의 방향과 위치는 일반적으로 사용할 수가 있으며, 이를 인체모델링 등의 분야에 활용할 수 있다.

3.2 기존 모델과의 비교 및 검증

구해진 팔꿈치 관절의 회전축 결과를 인체모델에 적용하였을 경우, 이 축이 Lateral Epicondyle을 지나고, 지면에 평행하다는 기존 팔꿈치 모델에 대한 유의성을 평가하기 위하여, 팔꿈치 굽힘(Elbow Flexion)만을 구현할 수 있는 간단한 팔꿈치 모델에 적용시켜 보았으며, 기존의 모델과 비교하였다. 이때, 기존 모델이라 함은 이제까지의 인체모델

표 2. 제안된 모델과 기존모델의 오차 비교 분석

| Source | df  | SS    | MS   | F-value | P-value |
|--------|-----|-------|------|---------|---------|
| Model  | 1   | 1.06  | 1.07 | 4.29    | 0.0391  |
| Error  | 354 | 87.94 | .25  | -       | -       |
| Total  | 355 | 89    | -    | -       | -       |

이 회전축이 기울어져 있다는 것을 반영한 바가 없기 때문에 이 기울어짐을 고려하지 않은 모델을 의미한다.

이를 위하여 앞에서 설명한 두 번째 실험을 통하여 팔꿈치 굽힘 동작시 실제 사람의 손(Hand Point)의 움직임 생성하였으며, 기존 방법에 의한 모델 및 새로운 결과를 적용한 모델의 각 방법에 대한 손 동작을 생성하였다. 또한 생성된 각 방법의 좌표와 실제의 움직임과의 오차를 구하여 Pairwise T-test를 실시하였다. <표 2>는 각 방법에 대한 비교 분석 결과를 제시한 것이며, <그림 7>은 인체의 정면과 측면에서 바라본 실제 사람의 움직임과 각 방법에 의한 아랫팔의 움직임을 나타낸 것이다.

분석 결과, 본 연구에서 제시한 팔꿈치 모델이 기존의 모델에 비하여 통계적으로 유의한 수준에서 보다 정확하다는 것을 알 수 있다. 제안된 방법과 기존 방법의 평균 오차는 각각 12.0mm와 18.3mm인 것으로 나타났으며, 이러한 차이를 <그림 7>에서 확인할 수 있다. <그림 7>에 나타난 실제 사람의 움직임 및 각 방법의 차이를 살펴보면, 측면에서는 두 모델에 의한 방법 사이의 차이를 확실히 확인하기가 힘들고 각 방법이 실제의 움직임과 흡사하게 나타나지만, 평면(Transverse Plane)에서 본 모양은 움직임이 진행될수록 각 방법 사이에 확실한 차이가 난다는 것을 알 수 있다. 기존의 모델에서는 회전축이 수평하다고 가정하였으므로 움직임의 방향이 Y축과 평행한 일직선의 모양이 나오게 되나, 실제의 움직임은 움직임이 진행될수록 팔의 끝부분이 점점 안쪽으로 향하고 있다는 사실을 보여 주고 있으며, 이러한 결과는 팔꿈치 관절의 회전축이 평행하지 않다는 것을 의미한다. 또한, 새로 도출해낸 축의 방향을 적용한 모델의 움직임이 실제의 움직임과 흡사함을 볼 수 있다. 단지 제안된 모델의 움직임이 실제보다 더욱 왼쪽으로 치우쳐서 나타나는 것은 본 연구에서 도출한 축의 기울기가 오차에 의한 영향으로 인하여 실제보다 더 크게 나온 결과라고 해석할 수 있다. 오차에 대한 자세한 내용은 결론 부분에 언급하였다.

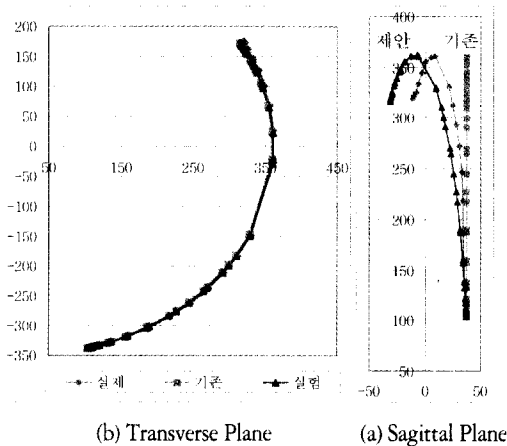


그림 7. 아랫팔의 동작 생성.

3.3 팔 모델(Kinematic Arm Model)의 개발

마지막으로, 본 연구에서는 3.1절에서 도출한 팔꿈치 관절 회전축의 방향과 위치를 적용한 팔 모델을 개발하였다. 본 연구에서 개발한 팔 모델은 팔꿈치의 굽힘(Flexion-Extension), 어깨의 굽힘(Flexion-Extension), 벌림(Abduction-Adduction), 돌림(Rotation) 등의 움직임을 가능토록 하여 팔꿈치와 어깨의 자유로운 움직임을 나타낼 수 있도록 하였다.

인체모델의 개발을 위해서는 기구학적 표기(Kinematic Notation)가 필요하다. 지금까지 여러 표현방법이 제안되었으며, 주로 인체모델의 개발에는 표현이 쉽고 간단하다는 장점을 지닌 D-H Notation이 널리 사용되었다. 그러나, D-H Notation은 축의 방향이 평행하거나 수직인 구조물만

표현이 가능하며, 축의 방향이 뒤틀린 복잡한 구조물의 표현은 불가능하다는 단점을 지닌다. 인체는 일반적으로 사용되는 로봇과 달리 관절의 구조가 항상 직각이나 평행을 이루지 않을 뿐더러 인접한 관절축이 꼬여서 위치하는 경우도 볼 수 있다. 따라서 인체를 모델링함에 있어서 기존의 표기법들은 한계를 지니며, 이를 위하여 본 연구에서는 가장 일반적인 구조물에 적용할 수 있는 정-염 표기법(C-Y Notation)을 사용하였다.

표 3. C-Y Notation Parameter의 정의

|     | $\theta_i$ | $\phi_i$             | $\alpha_i$          | $r_i$ | $\beta_i$              |
|-----|------------|----------------------|---------------------|-------|------------------------|
| 0-1 | $0^\circ$  | $0^\circ$            | $0^\circ$           | 0     | $0^\circ$              |
| 1-2 | $\theta_2$ | $180^\circ$          | $-90^\circ$         | 0     | $0^\circ$              |
| 2-3 | $\theta_3$ | $0^\circ$            | $-90^\circ$         | 0     | $90^\circ$             |
| 3-4 | $\theta_4$ | $0^\circ$            | $\delta(9^\circ)$   | $l_1$ | $-\lambda(-8.3^\circ)$ |
| 4-5 | $\theta_5$ | $\lambda(8.3^\circ)$ | $-\delta(-9^\circ)$ | $l_2$ | $0^\circ$              |

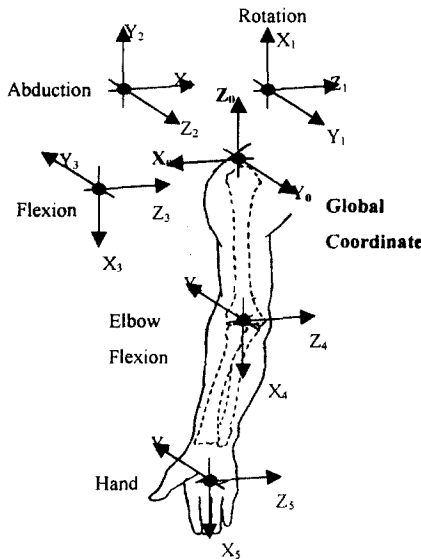


그림 8. Coordinate Frame의 정의.

C-Y Notation의 개념, 각 파라미터의 정의 및 제시하고

있는 Homogeneous Transformation Matrix는 부록에서 자세히 소개하였다. <표 3>과 <그림 8>은 C-Y Notation을 적용한 팔 모델의 개발을 위한 Global Coordinate 및 Local Coordinate의 정의와 각 파라미터의 값들을 나타낸다. 이 때,  $\lambda$ 와  $\delta$ 는 각각 X-Z 평면(Frontal Plane)에서 보았을 때와, X-Y 평면(Transversal Plane)에서 보았을 때 축이 기울어진 각도를 의미한다.

본 연구에서는 기존의 모델과 C-Y Notation을 적용하여 개발된 인체모델의 동작을 앞의 실험 방법에서 설명한 네 가지 동작에 대하여 생성하였으며, 실험을 통하여 생성된 실제 움직임과의 오차를 구하여 두 모델의 차이를 비교하였다.

동작 4에 대한 실제 사람의 움직임과 각 모델에 의한 동작 생성의 결과를 <그림 9>에 제시하였으며, 제안된 모델의 기존 방법에 대한 모델과의 차이를 알아보기 위하여 네 가지의 각 동작에 대한 Pairwise T-test 결과와 오차의 평균에 대한 결과를 <표 4>에 제시하였다.

표 4. 두 모델의 차이에 대한 분석 결과

| 동작   | 기존 | 오차 (mm)  |       |       | P-value |
|------|----|----------|-------|-------|---------|
|      |    | Shoulder | Elbow | Total |         |
| 동작 1 | 기존 | 31.1     | 13.6  | 17.5  | 0.0354  |
|      | 제안 | 26.0     | 13.1  | 12.9  |         |
| 동작 2 | 기존 | 43.7     | 22.7  | 20.9  | 0.0421  |
|      | 제안 | 36.1     | 22.1  | 14.1  |         |
| 동작 3 | 기존 | 43.8     | 25.1  | 18.7  | 0.0432  |
|      | 제안 | 38.4     | 25.0  | 13.4  |         |
| 동작 4 | 기존 | 41.9     | 24.9  | 19.0  | 0.0389  |
|      | 제안 | 35.7     | 23.8  | 11.9  |         |
| 전체   | 기존 | 40.6     | 21.6  | 19.0  | 0.0402  |
|      | 제안 | 34.1     | 21.0  | 13.1  |         |

분석 결과에 의하면, 각 동작 및 전체 동작에 대하여 제안된 모델의 오차가 기존의 모델보다 통계적으로 유의한 수준으로 정확하다는 것을 알 수 있다. 세부적인 각 관절의 오차에 대한 결과를 살펴보면, 팔꿈치 관절에서 나타나

그림 9. Whole Arm Motion에 대한 실제와 각 모델의 동작 생성(동작 4).

는 오차의 크기가 어깨 관절에서 발생하는 오차의 크기보다 상당히 적은 것을 확인할 수 있으며, 이는 어깨 관절이 3개의 자유도를 가지고 있으며, 가장 움직임이 자유로운 관절이라는 점에서 이해될 수 있을 것이다. 그리고 어깨 관절에서의 오차 변화량이 더욱 큰 이유는 각 자유도에 대한 동작에 따른 어깨 관절의 움직임의 변화가 다르다는 이유를 생각해 볼 수 있다. 그러나, 본 연구에서는 팔꿈치 관절의 움직임에 국한하였으며, 기존의 모델에 비해 개선이 이루어졌음을 알 수 있다. 또한 팔 모델의 팔꿈치에서 발생하는 오차의 크기가 간단한 팔꿈치 모델에서의 결과와 비슷한 결과가 나타남을 확인할 수 있다.

#### 4. 결론 및 추후 연구

본 연구에서는 나선축의 개념을 사용하여 팔꿈치 관절의 회전축의 위치와 방향을 도출하였으며, 도출한 축의 방향과 위치를 일반적으로 적용할 수 있는가에 대한 검증하였다. 또한 도출한 결과를 간단한 팔꿈치 모델과 팔 모델에 적용하여 인체 모델을 개발하였으며, 기존의 모델과 비교하였다.

연구 결과 팔꿈치 관절의 회전축은 수평면에 대하여 약 8도, 수직면에 대하여 0.9도 기울어져 위치하고 있음을 확인하였고, 회전축의 방향과 위치를 일반화하여 적용할 수 있다는 것을 확인하였다. 그리고, 기존의 인체 모델링 방식과의 비교 분석 과정에서 기존의 방식보다 통계적으로 유의하게 오차가 적게 나타났다는 결과를 얻었다. 또한 본 연구에서 제시한 팔 모델은 기존의 모델에 비하여 정확한 인체의 움직임을 나타내고 있음을 확인할 수 있었다.

단, 축에 대한 결과가 일반적으로 사용할 수 있다고 검증이 되었으나 마커의 위치에 대한 오차와 나선축 방법 자체의 오차가 존재하였다. 즉, 굽힘 동작 중 피부 움직임의 영향으로 인하여 마커의 위치 변화가 오차를 발생시켰으며, 특히 처음의 위치와 나중 위치의 네 점 사이의 관계가 서로 달라질 수 있었다는 점에서 나선축 방법이 오차를 수반하였다. 이는 굽힘 각도가 적었던 부분의 결과가 매우 다르게 나왔던 점에서 미루어 짐작할 수 있다. 따라서, 오차를 보다 줄일 수 있도록 측정 시의 주의가 요구된다.

본 연구는 인체 모델의 한 부분을 이루는 팔꿈치 관절에 대한 정확한 모델링을 시도한 것이라고 할 수 있으며, 앞으로 손목이나 어깨의 회전축에 대한 연구와 이를 적용한 인체 모델의 개발에 대한 연구가 수행되어야 할 것이다.

#### 참고문헌

An, K. N., Morrey, B. F., Chao, E. Y. (1985), Kinematics of the Elbow, In:

David A. Winter (Eds.) *Biomechanics IX*, Vol. 1, 154-159, Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.

Choi, H. R., Chung, W. K., Youm, Y. (1991), Modeling of Kinematic Pairs by Chung-Youm Notation, *Proceeding of the Korean Automatic Control Conference*, 1764-1769.

Jung, E. S., Kee, D., Chung, M. K. (1995), Upper body reach posture prediction for ergonomic evaluation models, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16, 95-107.

Jung, E. S., Lee, S. (1999), Generation of a Practical Reach Envelop with the Center of Rotation of the Shoulder Joint Considered, *Journal of the Korean Institute of Industrial Engineers*, 25(1), 56-66.

Kinzel, G. L., Hall, A. S., Hillberry, B. M. (1972), Measurement of the Total Motion between Two Body Segments - I. Analytical Development, *J. Biomechanics*, 5, 93-105.

Morrey, B. F., Chao, E. Y. S. (1976), Pasive Motion of the Elbow Joint, *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 58(A), 401-508.

Panjabi, M. M., Goel, V. K., Walter, S. D., Schick, S. (1982), Errors in the Center and Angle of Rotation of a Joint: An Experimental Study, *J. Biomechanical Eng.*, 104, 232-237.

Spoor, C. W., Veldpaus, F. E. (1980), Rigid Body Motion Calculated from Spatial Co-ordinates of Markers, *J. Biomechanics*, 13, 391-393.

Woo, B. Y., Shin, Y. T., Na S. H., Jung, E. S. (1999), Helical axis for the elbow joint motion, *Proceeding of the conference of ergonomics society of Korea*, 139-142.

Youm, Y., Dryer, R. F., Thambyrajah, K., Flatt, A. E. (1979), Biomechanical analysis of Forearm Pronation-Supination and Elbow Flexion-Extension, *J. Biomechanics*, 12, 245-255.

#### 부 록

기구학적 표현(Kinematic Notation)은 궁극적으로 관절좌표계  $X_{i-1} Y_{i-1} Z_{i-1}$ 를  $X_i Y_i Z_i$ 로 변환하는 과정을 나타내는 방법을 의미하는 것이다. C-Y Notation의 3차원 Linkage Element는 <그림 10>에 나타난 바와 같다. 좌표축의 변환을 위하여 C-Y Notation에서는 모두 다음 다섯 번의 변환과정을 거치게 된다.

- Step 1)  $\theta_i$  회전변환:  $Z_i$ 에 관하여 반시계 방향으로  $\theta_i$  만큼 회전변환
- Step 2)  $\phi_i$  회전변환:  $Y'_{i-1}$ 에 관하여 반시계 방향으로  $\phi_i$  만큼 회전변환
- Step 3)  $\alpha_i$  회전변환:  $X''_{i-1}$ 에 관하여 반시계 방향으로  $\alpha_i$  만큼 회전변환
- Step 4)  $\vec{r}_i$  평행이동: Step 3에서 얻어진 좌표계를  $\vec{r}_i$ 를 따라서  $|\vec{r}_i|$ 만큼 평행이동
- Step 5)  $\beta_i$  회전변환:  $Y'''_{i-1}$ 에 관하여  $\beta_i$ 만큼 반시계 방향으로 회전변환

위의 변환 과정에 포함되는 C-Y Notation의 주요 파라미터는 <그림 10>과 같다.

결국 위와 같은 변환 과정을 나타내는 관절 변환 행렬 (Homogeneous Transformation Matrix)을 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$T_i = T_{i1}(\theta_i, \phi_i, \alpha_i) \cdot T_{i2}(r_i, \beta_i)$$

$$= \begin{bmatrix} D_i & P_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

where

$$D_{i11} = c_{\theta_i} c_{\phi_i} c_{\beta_i} - (s_{\theta_i} s_{\alpha_i} + c_{\theta_i} s_{\phi_i} c_{\alpha_i}) s_{\beta_i}$$

$$D_{i12} = c_{\theta_i} c_{\phi_i} c_{\alpha_i} - s_{\theta_i} c_{\alpha_i}$$

$$D_{i13} = (s_{\phi_i} c_{\alpha_i} + c_{\theta_i} s_{\phi_i} c_{\alpha_i}) c_{\beta_i} + c_{\theta_i} c_{\phi_i} s_{\beta_i}$$

$$D_{i21} = s_{\theta_i} c_{\phi_i} c_{\beta_i} - (s_{\theta_i} s_{\phi_i} c_{\alpha_i} - c_{\theta_i} s_{\alpha_i}) s_{\beta_i}$$

$$D_{i22} = s_{\theta_i} s_{\phi_i} s_{\alpha_i} + c_{\theta_i} c_{\alpha_i}$$

$$D_{i23} = (s_{\theta_i} s_{\phi_i} c_{\alpha_i} - c_{\theta_i} s_{\alpha_i}) c_{\beta_i} + s_{\theta_i} c_{\phi_i} c_{\beta_i}$$

$$D_{i31} = -s_{\phi_i} c_{\beta_i} - c_{\phi_i} c_{\alpha_i} c_{\beta_i}$$

$$D_{i32} = c_{\phi_i} s_{\alpha_i}$$

$$D_{i33} = c_{\phi_i} c_{\alpha_i} c_{\beta_i} - c_{\phi_i} s_{\beta_i}$$

$$P_{i1} = r_i c_{\theta_i} c_{\phi_i}$$

$$P_{i2} = r_i s_{\theta_i} c_{\phi_i}$$

$$P_{i3} = -r_i s_{\phi_i}$$

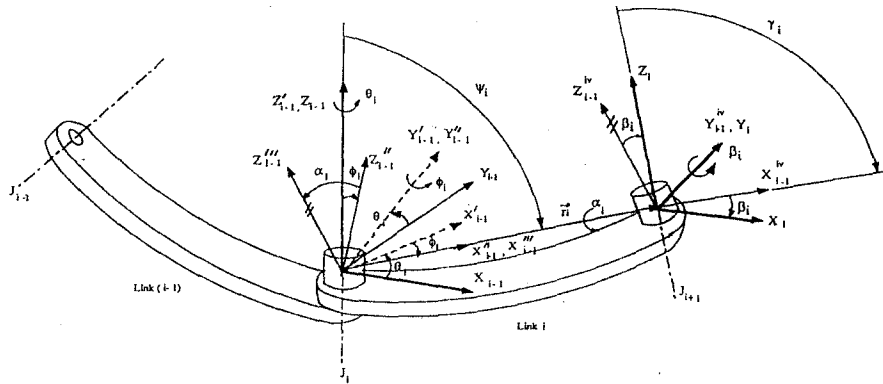


그림 10. C-Y Notation에 의한 3차원 Linkage Element.

- $\theta_i$  :  $Z_{i-1}$ 에 관하여  $X_i$ 에서  $r_i - Z_{i-1}$ 이 구성하는 평면까지 반시계 방향으로 측정된  $i$ 번째 관절의 회전각. Revolute Joint에서는 Variable로 사용된다.
- $\phi_i$  :  $X'_{i-1}$ 에서  $r_i$ 까지  $Y'_{i-1}$ 에 관하여 반시계 방향으로 측정된 각도
- $\alpha_i$  :  $r_i$ 에 관하여 측정된  $Z''_{i-1}$ 와  $Z'''_{i-1}$  사이의 꼬인각
- $r_i$  :  $J_i$ 의 원점에서  $J_{i-1}$ 의 원점까지를 잇는 벡터
- $\beta_i$  :  $Z''_{i-1}$ 에서  $Z_i$ 까지  $Y''_{i-1}$ 에 관하여 반시계방향으로 측정된 각도