

## 대퇴골 주요축의 3차원 모델링에 의한 대퇴 전염각의 측정

김 준 식·김 선 일

한양대학교 대학원 의용생체공학과  
(1998년 4월 29일 접수, 1998년 7월 10일 채택)

### The Measurement of Femoral Neck Anteversion by 3D Modeling of Femoral Major Axes

J.S. Kim, S.I. Kim

Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea  
(Received April 29, 1998, Accepted July 10, 1998)

**요 약 :** 대퇴 전염각의 정확한 측정은 뼈를 절개하여 각을 조절하는 시술(derotation osteotomy)에 있어서 매우 중요하다. 대퇴 전염각을 정확히 측정하기 위해서는 대퇴골 장축과 목축, 관절구축의 정확한 선정이 필수적이다. 기존의 2차원 영상에 의한 대퇴 전염각의 측정 방법은 간단하지만 3차원 공간상에서 축들을 결정하기 모호한 단점을 가지고 있고, 3차원 영상을 이용하는 방법은 뼈를 밖에서 직접 측정하는 것과 같은 결과를 얻을 수 있어 2차원 방법보다는 정확한 측정이 가능하나 처리과정이 복잡하고 정량적이고 객관화된 결과를 얻는 것이 어려운 문제점을 가지고 있다. 본 연구에서는 대퇴골을 3차원으로 모델링하여 정량적이고 객관적인 대퇴 전염각의 측정법을 제시한다. 이것은 먼저 촬영된 슬라이스 영상들을 3차원 상에서 재구성한 뒤, 대퇴골두와 목 모델로부터 대퇴골 목축을 정하고, 대퇴 관절구 모델로부터 대퇴 관절구축을 결정한다. 또한, 대퇴골 주축을 원통으로 모델링하여 장축을 결정한다. 대퇴 전염각은 대퇴관절구의 접평면에 대한 대퇴골축의 기울어진 정도로 정의되며, 이 정의를 이용하여 대퇴 전염각을 구한다. 결과에서 20명의 CT영상으로부터 대퇴골 샘플을 측정하여 기존의 2차원 및 3차원 영상법의 결과와 비교하여 제시한 방법이 객관적이고 정확한 측정방법임을 검증한다.

**Abstract :** The accurate measurement of the femoral anteversion is important for the derotational osteotomy. To estimate femoral anteversion, following three major parameters are required; the neck axis, the long axis, and the knee axis. Conventional methods on the basis of 2D images are ambiguous to determine these major axes. As the femur has a complex 3 dimensional structure, the 3 dimensional model should be applied for accurate and reliable measurement of femoral anteversion. In this thesis, we model femur and define three parameters. The neck axis is defined from the femoral head and neck model. The long axis is determined from the cylindrical model of the femoral shaft. The knee axis is also determined from the model of femoral condyles. According to the definition of the femoral anteversion, the femoral anteversion is efficiently estimated from these models. 20 specimens were tested by the conventional 2D imaging method and 3D imaging method which was developed by authors and the new 3D modeling method. The study provides accurate, fast and human factor free measurement for femoral anteversion.

**Key words :** Femoral Anteversion, 3D Measurement, Modeling

### 서 론

대퇴골 전염각은 대퇴 관절구에 대해 대퇴골두가 기울어진 정

도를 가리킨다[1]. 대퇴 전염각의 정확한 측정은 뇌성마비 소아 마비에 의한 대퇴골의 뒤틀림 및 힙의 선천적 탈구, 대퇴골 목의 골절에 대한 진단과 치료, 예측에 있어 매우 중요하게 다루어지고 있다[2]. 특히, 대퇴골을 절개하고 회전시켜 뒤틀림각을 개선하는 시술에 있어서는 정확한 대퇴 전염각의 측정은 매우 민감하고 중요한 문제이다.

통신저자 : 김준식, (133-791) 서울시 성동구 행당동 17 한양대학교 대학원 의용생체공학과,  
Tel. (02)290-0690, Fax. (02)296-5943,

과거 대퇴 전염각 측정의 초기 단계에서는 단순 방사선 영상을 이용한 방법이 모색되었다. Dunlap이 개발하여 Rippstein이 수정한 방법은 대퇴골을 탁자 위에 놓은 상태에서 대퇴골축에 평행한 방사선을 쬐어 2차원 영상을 얻는다. 이 영상에서 대퇴골목의 중심을 구하여 대퇴골두의 중심과 잇는 직선의 기울각이 대퇴 전염각이다[3]. 그러나 이 방법은 단층촬영 영상의 생성시 환자 대퇴골의 위치가 촬영 방향과 일치하지 않는다면 전염각의 측정에서 큰 오차가 발생하는 문제가 있다[4,5]. 또한, 방사선의 과다노출에 의한 인체의 유해 문제가 제기되어 Ramiro등에 의해 전산화 단층검사법을 이용한 방법이 개발되었다[6-8]. 이 방법은 대퇴골두의 축을 대퇴골두와 목을 포함하는 CT(computed tomography) 슬라이스 두 장을 선택하여 대퇴골두의 중심과 대퇴골목의 중심을 각각의 슬라이스 영상에서 결정하고, 대퇴골 관절구 부분의 슬라이스 한 장을 선택하여 대퇴골 관절구축을 결정한다. 대퇴 전염각은 앞서의 방법과 마찬가지로 대퇴 관절구축과 대퇴골 목축이 이루는 각이 된다. 이 방법 역시 측정이 용이하고 슬라이스 영상이 적게 필요하다는 장점이 있으나, 간격이 큰 슬라이스들 중에서 대퇴골두와 목을 잘 대표하는 슬라이스 영상을 골라내기 어렵고, 또한 잘 골라낸다 하더라도 슬라이스 사이에 존재하는 중심점을 제대로 대표하지 못하므로 이에 따른 오차가 발생한다. 또한 Dunlap/Rippstein 방법과 마찬가지로 CT 촬영시 환자의 위치에 따라 다른 결과가 도출된다. 이러한 방사선 영상을 이용한 방법 외에도 Upadhyay등은 방사선 측정법에 비하여 간단하고 실시간 측정이 가능한 초음파 영상법을 개발하였다[9-12]. 이 방법은 영상을 얻는 도구가 초음파인 것을 제외하고는 앞의 방법과 일치한다. 이 방법은 CT 슬라이스를 이용한 방법보다 빠르게 측정할 수 있으나 대퇴골 목축을 결정하기 위한 정확한 경계표를 얻기 어렵다.

대퇴골은 경부의 전염진, 대퇴골 장축의 전외방 각형성, 대퇴원위부 내외과 모양의 차이등 3차원적인 입체적 변화를 이루고 있으며 검사시 환자의 위치에 따라 대퇴골 두부와 경부의 중심점이 변화되어 인체에 대하여 단순 횡단면으로 측정하는 전산화 단층검사는 부정확한 측정법으로 지적되고 있다. 이에 3차원상에서 측정하고자 하는 연구가 진행되었으며, 최근에 급속히 증가된 하드웨어 속도에 힘입어 3차원 영상기법이 소개되었다[13]. 3차원 영상 측정법은 여러장의 CT나 MRI(magnetic resonance image) 슬라이스 영상들을 3차원으로 재구성한다. 이 재구성된 데이터는 여러 각도에서 렌더링된다. 검사자는 여러 방향에서 본 영상을 이용하여 대퇴골축 및 대퇴골 목축, 대퇴골 관절구축을 결정한다. 결정된 각 축은 다시 대퇴골축에 평행한 방향으로 렌더링되고, 렌더링된 2차원 영상으로부터 대퇴골 목축과 대퇴골 관절구축이 이루는 각이 대퇴 전염각이 된다. 결국 이 방법은 환자의 대퇴골을 밖으로 깎지어내어 물리적으로 측정하는 것과 같은 효과가 있으므로, 기존의 2차원 영상법들에 비하여 획기적으로 정확도를 개선하여 대퇴골을 절개하여 교정하는 시술에도 이용되었다. 그러나 3차원 영상법은 다음과 같은 몇가지

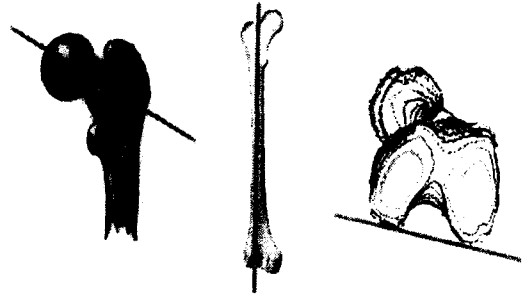


그림 1. 대퇴 전각 측정을 위한 축의 정의

(左:대퇴골 목축, 中:대퇴골 장축, 右:대퇴 관절구축)

Fig. 1. Three axes for estimating femoral anteversion

(left:femoral neck axis, middle:femoral long axis, right:femoral knee axis)

문제점을 가지고 있다. 1)검사자가 렌더링된 영상을 보고 판단하기 위해서는 대략 40~50장 정도로 많은 슬라이스 영상이 필요하였다. 슬라이스 영상이 많을수록 검사자가 판단하기 용이해지며, 너무 적은 양의 슬라이스 영상으로 판단한 결과는 신뢰도가 떨어진다. 2)검사자가 렌더링된 영상에서 대퇴 전염각을 측정하기 위해서는 대퇴골목축, 대퇴골장축, 대퇴관절구축의 3가지 중요축을 선정해야 하므로 주관적인 요소가 개입되며, 이 때문에 검사자들 사이의 또는 검사시마다의 오차가 존재한다. 3) 많은 양의 슬라이스 영상들을 편집하는 작업과 측정을 위한 수십 번의 렌더링을 위한 조작은 수작업으로 이루어지며 렌더링 프로세싱을 위한 시간또한 많이 소요된다. 또한 이러한 작업을 위해서는 컴퓨터 테크닉을 훈련 받아야만 하였다.

본 연구에서는 위에서 언급한 일련의 방법들에서 나타난 한계를 극복하고자 대퇴골의 3차원 모델링을 이용한 새로운 방법을 제시한다. 이 방법은 앞에서 언급한 3개의 중요축을 모델링을 이용해 결정함으로써, 3차원 구조물을 3차원 공간상에서 측정할 수 있으므로 정확한 결과를 얻을 수 있고, 대퇴골의 전산화 단층영상중에서 계산에 소요되는 일부분만을 모델링하기 때문에 많은 양의 단층촬영 영상이 필요하지 않으며 렌더링에 의한 것이 아니므로 시간도 절약된다. 본 연구에서 제시하는 측정방법은 기존의 단순 방사선 측정법과 3차원 영상 측정법과 비교 평가하고자 한다.

## 대퇴 전염각 측정을 위한 정의

모델링을 이용하여 대퇴 전염각을 측정하기 위해서는 대퇴골을 구성하고 있는 각 축에 대한 정의가 선행되어야 한다. 대퇴골 장축(shaft axis)은 대퇴골 전자(轉子)부위의 중심에서 대퇴골 말단의 중심까지를 근사(近似)하는 직선으로 정의한다. 대퇴골 목축(neck axis)은 대퇴골두의 중심과 대퇴골목의 중심을 잇는 직선으로 정의하며, 본 연구에서 대퇴골두와 목은 각각 모델링되어 중심이 결정된다. 대퇴 관절구축(knee axis)은 대퇴골

장축과 평행하고 관절구의 뒷 부분과 접하는 평면상의 두 접점을 잇는 직선으로 정의한다. 마지막으로 대퇴 전염각은 대퇴골 축과 평행한 방향으로 평면상에 투영된 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축이 이루는 각도로써 결정된다[1-4]. 그림 1에 대퇴골 목축, 대퇴골 장축 및 대퇴골 관절구축을 도시하였다.

### 3차원 모델링을 위한 전처리

#### 1. 영상 자료의 획득

컴퓨터를 이용해 정량적인 계산을 하기 위하여 디지털 이미지 데이터가 필요하며, 모델링을 하기 위하여 영상에서 대퇴골만 추출해야 한다. 전산화단층촬영(Computed Tomography : CT)과 자기공명영상(Magnetic Resonance Image : MRI)과 같은 단층촬영 장치를 이용하여 횡단면 영상 데이터를 얻는다. 이때 대퇴골 전체의 단층영상이 필요한 것은 아니고, 3개의 축을 모델링하기 위하여 필요한 대퇴골 일부의 단층 영상만을 얻으면 된다. 대퇴골 목축을 결정하기 위해 대퇴골 상단부분 슬라이스 영상들과 대퇴골 장축을 결정하기 위한 대퇴골 중간 부위의 슬라이스, 대퇴 관절구축을 결정하기 위해 필요한 대퇴골 하단 부위의 단층 영상들을 얻는다.

#### 2. 대퇴골 분할 및 윤곽선 추출

촬영된 단층 영상에서 AnalyzeTM 그래픽 소프트웨어를 이용하여 대퇴골만 추출한다[14]. 추출된 대퇴골에 윤곽선 검출 알고리즘을 적용하여 계산에 적용될 데이터를 얻는다. 이때의 윤곽선 검출 알고리즘으로는 보편적으로 많이 이용되는 Chain-code에 의해 표현된다[15]. 이것은 그림 2와 같이 단면 영상을 아래쪽에서 위쪽으로 평행하게 스캔하여 윤곽선의 어느 한 점을 초기점으로 잡고, 이점을 기준으로 시계방향 혹은 반시계방향으로 이웃하는 픽셀을 검출한다. 그림 3에서 보인 것처럼 초기점에서 번호순서대로 8방향을 검색하여 처음 만나는 픽셀이 이웃하는 점이 되고, 검출된 점에서는 자신이 검출된 방향의 다음방향부터 이웃픽셀을 검색한다. 이 과정이 대상물을 한바퀴 돌아 초기 픽셀이 검출될 때까지 반복되어 윤곽선을 얻는다. 검출된 윤곽선 데이터는 다음 단계의 계산을 위해 3차원 공간상에서 좌표를 부여받게 되는데, 각각의 2차원 단면 영상에서 X, Y 좌표 축이 대입되고 이 슬라이스 영상들을 Z축에 따라 일렬로 배열함으로써 3차원 좌표계를 표현한다.

### 대퇴골 장축의 모델링

#### 1. 대퇴골 장축 단면 영상의 무게중심

대퇴골을 전체적으로 보면 그림 4와 같은 긴 원통형이므로 대퇴골두와 대퇴 관절구를 제외한 대퇴골의 장축부분을 원통으로 모델링한다. 그리고 모델링된 원통의 장축을 대퇴골 장축으로

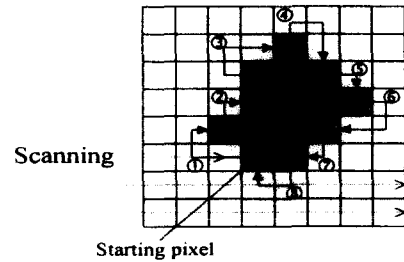


그림 2. Chain-code를 이용한 윤곽선 검출  
Fig. 2. Boundary description with chain-code algorithm

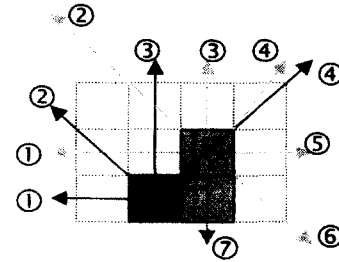


그림 3. 이웃 픽셀의 검출방법.  
- 짙은색의 초기점으로부터 번호대로 각 방향을 검색하여 이웃 픽셀 검출  
Fig. 3. Detection of the neighbor pixel  
- Detect every direction from the initial point of dark gray

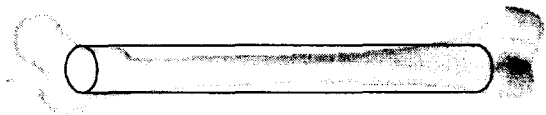


그림 4. 대퇴골의 원통형 모델  
Fig. 4. The cylindrical model of the femoral shaft

결정한다. 이 과정은 다음과 같다. 모델링에 사용될 대퇴골 장축 부분의 단면 영상들을 골라낸다. 그리고 각 단면 영상에서 대퇴골의 무게중심을 각각 구한다. 대퇴골 정보는 전처리 단계에서 윤곽선만 추출된 폴리곤 데이터로 구성되어 있으므로 폴리곤의 무게중심을 구하는 식인 식(1)을 이용하여 2차원 단층 영상에서의 대퇴골 단면들의 무게중심( $P_{centroid}$ )을 구한다.

$$P_{centroid} = \sum_{k=2}^{N-1} \left[ \left( \frac{\overline{P}_1 + \overline{P}_2 + \overline{P}_3}{3} \right) \cdot \frac{|(\overline{P}_k - \overline{P}_1) \times (\overline{P}_{k+1} - \overline{P}_1)|}{2} \right] \quad (1)$$

식 (1)은 폴리곤의 무게중심을 구하기 위해 한 점을 기준으로 삼각형들로 분할하고, 각 삼각형의 무게중심을 구하고 이 무게중심을 삼각형을 이루는 벡터의 외적 즉 삼각형의 면적으로 웨이팅한 합으로 폴리곤의 무게중심을 구한다.

2. 3차원 직선근사를 이용한 대퇴골 장축의 모델링

대퇴골 장축의 원통 모델링에 있어 가장 큰 주안점은 원통의 장축이므로 각 단면 영상으로부터 구한 무게중심들을 입력 데이터로 하여 3차원 직선으로 근사한다. 3차원 직선의 방정식은 식 (2)와 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} x_k &= lT_k + \alpha \\ y_k &= mT_k + \beta \\ z_k &= nT_k + \gamma \end{aligned} \tag{2}$$

식 (2)에서  $(l, m, n)$ 은 직선의 벡터를 가리키고  $(\alpha, \beta, \gamma)$ 는 직선이 지나는 기준점의 좌표를 나타낸다. 무게중심 데이터를 직선으로 근사하기 위하여 본 연구에서는 최소자승법을 사용한다. 이 방법은 무게중심들  $\{k=1, 2, \dots, N | X_k, Y_k, Z_k\}$ 과 직선 사이의 자승 오차가 최소가 되도록  $(l, m, n)$ 과  $(\alpha, \beta, \gamma)$ 를 결정하는 것이다. 임의의 무게중심  $(X_k, Y_k, Z_k)$ 에서 직선상의 가장 가까운 점이  $(x_k, y_k, z_k)$ 라고 하면 직선벡터와 무게중심 법선의 수직선  $(X_k - x_k, Y_k - y_k, Z_k - z_k)$ 의 내적은 0이어야 하므로 매개변수  $T_k$ 를 갖는 식 (3)이 성립된다.

$$T_k = \frac{l(X_k - \alpha) + m(Y_k - \beta) + n(Z_k - \gamma)}{l^2 + m^2 + n^2} \tag{3}$$

초기값으로 Z축에 평행한 벡터 ( $l=0, m=0, n=1$ )와 원점 ( $\alpha=0, \beta=0, \gamma=0$ )을 지나도록 식 (2)와 식 (3)에 대입하여 자승 오차를 구한다. 무게중심 데이터와 직선과의 자승오차( $E^2$ )는 식(4)에 의해 계산된다.

$$E^2 = \sum_{k=1}^N [(X_k - x_k)^2 + (Y_k - y_k)^2 + (Z_k - z_k)^2] \tag{4}$$

식 (4)의  $(x_k, y_k, z_k)$ 에 식 (2)를 대입하고, 자승오차를 최소화하기 위해 편미분하여 정리하면 식 (5)와 식 (6)이 유도된다.

$$\begin{aligned} l &= \frac{N \sum_{k=1}^N T_k X_k - \sum_{k=1}^N T_k \sum_{k=1}^N X_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left( \sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \\ m &= \frac{N \sum_{k=1}^N T_k Y_k - \sum_{k=1}^N T_k \sum_{k=1}^N Y_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left( \sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \\ n &= \frac{N \sum_{k=1}^N T_k Z_k - \sum_{k=1}^N T_k \sum_{k=1}^N Z_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left( \sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \end{aligned} \tag{5}$$

$$\begin{aligned} \alpha &= \frac{\sum_{k=1}^N X_k \sum_{k=1}^N T_k^2 - \sum_{k=1}^N X_k T_k \sum_{k=1}^N T_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left( \sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \\ \beta &= \frac{\sum_{k=1}^N Y_k \sum_{k=1}^N T_k^2 - \sum_{k=1}^N Y_k T_k \sum_{k=1}^N T_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left( \sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \\ \gamma &= \frac{\sum_{k=1}^N Z_k \sum_{k=1}^N T_k^2 - \sum_{k=1}^N Z_k T_k \sum_{k=1}^N T_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left( \sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \end{aligned} \tag{6}$$

식 (5)와 식 (6)에 식 (4)에서의 초기값  $T_k$ 을 대입하면  $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 가 갱신된다. 갱신된  $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 를 다시 식 (4)에 넣어  $T_k$ 를 갱신시키고 이값을 식 (5)와 식 (6)에 대입하는 과정이 반복된다. 이 과정을 거쳐 얻어진 변수  $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 의 수렴값으로써 근사된 직선의 방정식이 결정된다. 결국 이렇게 결정된 원통의 장축은 앞서의 정의에 의한 대퇴골 장축과 같다.

3. 대퇴골 장축 모델링 부위의 선정

3차원 직선 근사에 의해 결정된 대퇴골 장축을 그림 5와 그림 6에 보였다. 그림 5(a)는 대퇴골두와 대퇴 관절구를 제외한 대퇴골 전체 슬라이스 영상을 대상으로 직선 근사를 한 결과이고, 그림 5(b)는 대퇴골의 중간부분만으로 직선근사를 한 결과이다. 이 두 결과는 대퇴골 장축 단면 영상의 무게중심에 의한 직선근사가 대퇴골축 결정에 적합하다는 것을 보여준다. 그림 6은 각각 대퇴골의 상단과 하단만의 슬라이스 영상으로 직선근사를 한 경우를 보인 것이다. 대퇴골의 전체적인 형상이 만곡을 이루고 있으므로, 정확한 대퇴골 장축 결정을 위해서는 대퇴골의 중간부분이나 각 부분이 골고루 선택된 슬라이스 영상으로 모델링을 해야 좋은 결과가 도출된다.

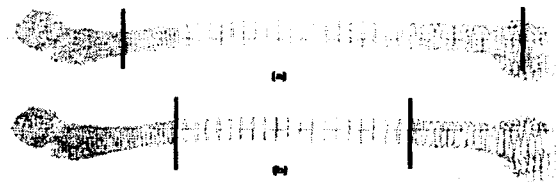


그림 5. 대퇴골 장축의 모델링. (a)대퇴골 장축 전체(굵은선 사이)를 대상으로 모델링했을 경우, (b)대퇴골 장축의 중간부위(굵은선 사이)만으로 모델링했을 경우  
Fig. 5. Modeling of the femoral shaft. (a)entire shaft, (b)middle shaft

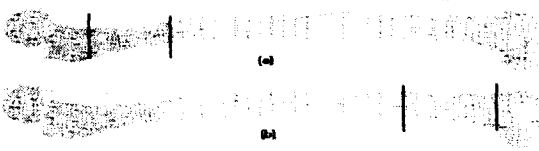


그림 6. 모델링할 대퇴골 범위의 잘못된 선택. (a)대퇴골 상단(proximal femur)만으로 모델링한 경우, (b)대퇴골 하단(distal femur)만으로 모델링한 경우  
Fig. 6. Femoral shaft modeled with (a)proximal femur, (b)distal femur

**대퇴골 목축의 모델링**

대퇴골 목축을 결정하기 위해서는 대퇴골두 및 목의 중심을 먼저 구해야 한다. 대퇴골두와 목의 중심이 각각 결정되면 이 두 중심을 잇는 직선으로써 대퇴골 목축이 정의된다.

**1. 대퇴골두의 중심**

대퇴골두의 바깥쪽 표면은 구와 유사한 둥근 형상을 가지고 있으므로, 대퇴골두의 바깥쪽 표면을 대상으로 구로 모델링한 뒤 모델링된 구의 중심을 대퇴골두의 중심으로 결정한다. 대퇴골두 부분의 횡단면 영상들중 대퇴골두의 일부분이 원과 비슷한 형태를 이루는 단면 영상들을 골라낸다. 골라낸 단면 영상들에서의 대퇴골두 윤곽선 데이터는 root-mean-square (RMS) 오차를 최소화하도록 구로 근사한다. 그러나 대퇴골두 전체가 구의 형태는 아니기 때문에 구를 근사하는데 부적합한 부분은 버려야 한다. 이것을 위해 2차원 단면 영상의 윤곽선 데이터에서 연속된 세 점을 이용해 원의 중심을 구하고, 이 중심이 처음 근사한 구에서의 원의 중심과 편차가 크다면 이 세점을 윤곽선 데이터에서 삭제한다. 세 점 $\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3)\}$ 을 가지고 원의 중심 $(X_{CEN}, Y_{CEN})$ 을 구하는 알고리즘은 식(7)에 주어진다.

$$X_{CEN} = \frac{(x_1^2 + y_1^2)(y_2 - y_3) + (x_2^2 + y_2^2)(y_3 - y_1) + (x_3^2 + y_3^2)(y_1 - y_2)}{2[(x_2 - x_1)(y_3 - y_1) - (x_3 - x_1)(y_2 - y_1)]}$$

$$Y_{CEN} = \frac{(x_1^2 + y_1^2)(x_2 - x_3) + (x_2^2 + y_2^2)(x_3 - x_1) + (x_3^2 + y_3^2)(x_1 - x_2)}{2[(x_2 - x_1)(y_3 - y_1) - (x_3 - x_1)(y_2 - y_1)]}$$

(7)

세점의 제거조건은 식(8)에 주어진다.

$$\frac{1}{R} > \frac{2}{3R_{RMS}} \text{ or } \frac{1}{R} < \frac{2}{R_{RMS}} : \text{removal condition} \quad (8)$$

이 식은 세 점의 반지름  $R$ 과 윤곽선 데이터로부터 얻은 평균 반지름  $R_{RMS}$ 와의 차이에 따른 제거조건을 설명한다.

식 (7)과 식 (8)의 조건으로 제거되고 남은 대퇴골두 윤곽선 데이터를 최소 RMS법을 이용하여 다시 구로 근사한다. 이 구를 구의 모양을 갖지 않는 대퇴골 경부쪽 데이터를 제거하고 바깥쪽 데이터로만 다시 근사하고, 근사된 구의 중심을 대퇴골두의 중심으로 결정한다.

**2. 대퇴골목의 중심**

대퇴골목의 중심은 대퇴골 목부위에서 가장 협소한 단면의 중심으로 정의한다. 이것은 횡단면 슬라이스 영상으로는 알아내기 어렵다. 따라서 대퇴골목의 협소한 부분을 가로지르는 경사영상(oblique image)을 재구성해 이 영상의 무게중심을 대퇴골목의 중심으로 결정한다. 대퇴골목을 여러 각도에서 잘라내고, 그 단면들에서 나타난 대퇴골의 면적을 서로 비교하여 가장 좁은 면적일 때의 경사영상이 대퇴골목에서 가장 협소한 단면을 나타낸다. 3차원 공간상에서 폴리곤의 면적 (Polygon Area)은 삼각형으로 분할한 뒤 각각의 삼각형 면적을 외적으로 구하고 이것을 모두 합하여 구한다. 이과정은 다음의 식 (9)에 의해 계산된다.

$$Polygon\_Area = \frac{1}{2} \sum_{k=2}^{N-1} \left| (\vec{P}_k - \vec{P}_1) \times (\vec{P}_{k+1} - \vec{P}_1) \right| \quad (9)$$

[ $k=1,2,\dots,n \mid P_k = \text{폴리곤을 이루는 꼭지점들}$ ]

대퇴골목의 클리핑(clipping) 평면을 대퇴골목 부분의 임의의 한 점을 기준으로 X, Y, Z의 각 축으로 회전시켜 여러장의 경사영상을 재구성한다. 이 회전의 기준점은 대퇴골목 부위중 하나의 횡단면 슬라이스 영상에서 임의로 선택한다.

모든 경사영상들의 면적을 식 (9)를 이용해 구한다면 가장 면적이 작은 경사영상을 비교를 통해 골라낸다. 가장 면적이 작은 경사영상이 대퇴골목의 가장 협소한 부분을 나타내므로 이때의 경사영상의 무게중심을 식 (1)을 이용하여 계산하고 이 무게중심을 대퇴골목의 중심이라고 정의한다. 결과적으로 구로 모델링된 대퇴골두의 중심과 가장 협소한 경사영상으로부터 구한 대퇴골목의 중심을 잇는 직선이 대퇴골 목축이다.

그림 7에 모델링 방법에 의해 결정된 대퇴골 목축을 나타내었다. 그림에서 (a)가 가리키는 곳이 대퇴골두의 중심이며, (b)가 가리키는 곳이 대퇴골목의 중심이다. 대퇴골두의 중심은 그림 7에서 반구처럼 보이는 골두 윗부분으로부터 계산된다.

**3. 대퇴 관절구의 모델링**

앞에서의 정의에 의해 모델링된 대퇴골 장축과 평행하면서 두 개의 대퇴 관절구 뒷면에 접하는 평면을 구하여 대퇴 관절구축을 결정한다. 우선 XY 평면을 초기 접평면으로 설정한다. 이 평면을 X축을 기준으로 대퇴골 장축과 평행하도록 회전시킨다. 회전된 평면은 두 개의 관절구 뒷면중 어느 하나 ( $C_1$ )와 접할

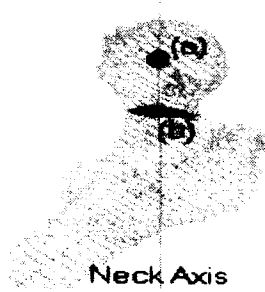


그림 7. 모델링된 대퇴골 목축. (a)대퇴골두의 중심, (b)대퇴골목의 중심  
 Fig. 7. Modeled femoral neck axis. (a)the center of femoral head, (b)the center of femoral neck

때까지 +Y축 방향으로 이동시킨다. 평면이 관절구의 한쪽(C<sub>1</sub>)에만 접해있으므로 C<sub>1</sub>을 지나고 관절구의 다른쪽(C<sub>2</sub>)과 접하도록 대퇴골 장축(R<sub>r</sub>(θ))을 중심으로 평면을 회전 및 이동시킨다. 임의의 직선을 기준으로 평면을 회전시키는 변환행렬을 식 (10)에 나타내었다.

$$R_r(\theta) = T^{-1} \cdot R_x^{-1}(\alpha) \cdot R_y^{-1}(\beta) \cdot R_z(\theta) \cdot R_r(\beta) \cdot R_x(\alpha) \cdot T \quad (10)$$

- T: 기준축을 원점으로 이동
- R<sub>x</sub>(α): 기준축의 X축에 대한 회전
- R<sub>y</sub>(β): 기준축의 Y축에 대한 회전
- R<sub>z</sub>(γ): 기준축에 대한 회전

이 식은 기준축이 원점을 통과하도록 이동시키고 Z축과 일치하도록 X축, Y축 방향으로 각각 회전시킨 다음, Z축을 기준으로 평면을 원하는만큼 회전시킨다. 그리고 이 기준축을 다시 원래의 위치대로 되돌리기 위하여 X축, Y축으로 회전시킨 뒤 이동시키는 과정을 직렬로 나타낸 것이다.

그림 8의 세번째 그림에서처럼 C<sub>2</sub>에 접하도록 회전된 평면은 C<sub>1</sub>을 경유할 뿐이지 C<sub>1</sub>에서 접하지는 않는다. 그러므로 식 (10)을 이용하여 대퇴골 장축을 기준으로 평면을 회전시킨후 C<sub>2</sub>를 지나고 첫 번째 관절구와 접하도록 이동시킨다. 이렇게 각각 C<sub>1</sub>과 C<sub>2</sub>를 갱신하는 작업을 두 좌표가 수렴할 때까지 반복한다. 수렴된 C<sub>1</sub>과 C<sub>2</sub>를 만드는 평면이 대퇴 관절구 접평면이 되고 C<sub>1</sub>과 C<sub>2</sub>를 잇는 직선이 대퇴 관절구축이다. 대퇴 관절구축은 대퇴골축과 대퇴 관절구 윤곽선 데이터로부터 위와같은 과정으로 계산된 관절구축 결정 과정은 모두 정량적인 계산으로만 이루어지기 때문에 변화요인이 존재하지 않는다.

**4. 대퇴 전염각의 측정**

이제 대퇴 전염각 측정을 위한 3개의 축(대퇴골 장축, 대퇴골 목축, 대퇴 관절구축)이 모두 결정되었다. 결정된 축과 앞에서 정의에 의해 대퇴 전염각을 결정한다. 대퇴골 장축 벡터가 Z축에 일치하도록 X축으로 θ, Y축으로 φ만큼 회전을 수행한

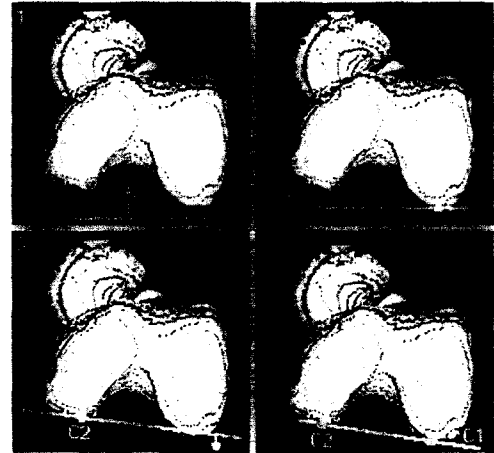


그림 8. 대퇴 관절구축의 결정과정  
 Fig. 8. determination of the knee axis

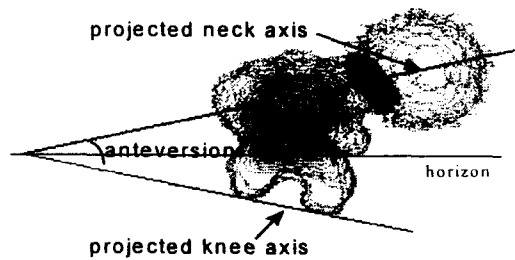


그림 9. 대퇴 전염각의 결정 (대퇴골 장축과 수직하는 평면에 투영된 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축)  
 Fig. 9. Estimation of the anteversion (neck and knee axes projected on the plane perpendicular to the long axis)

다. 마찬가지로 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축도 X축으로 θ, Y축으로 φ만큼 회전시킨다. 회전된 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축을 XY평면상에 투영하고, 이 두축이 이루는 각을 측정한다. 정의에 의해 이 각이 대퇴 전염각이다. 그림 9에 결정된 각 축들을 위와같은 회전을 통하여 투영한 결과를 보인다. 이 그림은 대퇴골의 윤곽선 및 목축과 관절구축을 OpenGL 그래픽 라이브러리를 사용하여 원근 투영한 것이다.

**실험 및 결과**

본 연구에서 제시한 모델링 방법의 타당성을 검증하기 위해 두가지 방향으로 나누어 실험한다. 첫째, 하나의 대퇴골 샘플을 대상으로 본 연구의 측정방법을 적용하여 대퇴골 장축이 모델링 되기에 적합한 대퇴골의 범위를 실험을 통해 알아본다. 또한 대퇴골 목의 중심을 결정할 때 클리핑 평면의 기준점의 선정에 따른 대퇴 전염각의 변화도 측정한다. 그외의 대퇴 전염각 측정에 필요한 다른 인자들은 모델링에 따른 변화가 존재하지 않는다. 둘째, 20개의 대퇴골 샘플을 2차원 방사선 방법과 3차원 영상 측정법 그리고 본 연구의 방법을 이용하여 측정 통계 분석한다.

표 1. 대퇴골 장축의 모델링 범위와 대퇴골목 기준점의 위치에 의한 대퇴 전염각 평균값과 표준편차

Table 1. Average and standard deviation values by the range of femoral shaft and the location of the referential point

Selected Femoral Shaft	20 - 70 (entire femur)	43 - 63 (middle part)	20 - 50 (proximal part)	50 - 80 (distal part)
Average	33.4°	34.1°	26.3°	39.7°
Standard Deviation	0.41	1.10	0.63	1.60

표 2. 6장의 단면영상으로 모델링했을때의 대퇴 전염각의 평균 및 표준편차

Table 2. Average and standard deviation values as modeling with 6 slices of femoral shaft

Slice of Femoral Shaft	Average Anteversion	Standard Deviation
30, 35, 40, 60, 65, 70	33.1°	1.02
35, 40, 45, 50, 55, 60	32.7°	0.53
30, 31, 32, 70, 71, 72	34.3°	0.72

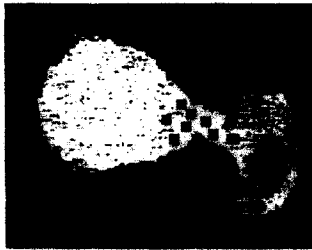


그림 10. 대퇴골목 기준점의 분포

Fig. 10. Distribution of initial points in the femoral neck slice

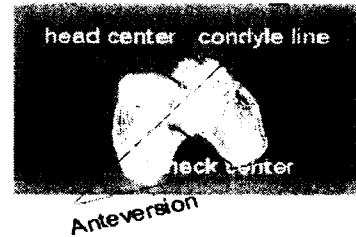


그림 11. 두장의 CT 단면 영상을 이용한 대퇴 전염각의 측정

Fig. 11. Measuring anteversion by biplane of CT

이때 비교 대상이 되는 측정방법은 2차원 영상 측정법중 CT 측정법을 사용하고, Mayo Clinic의 AnalyzeTM을 이용한 3차원 영상 측정법을 사용한다[1,7,13].

비교 검사를 위한 샘플은 Siemens CT로 총 83장의 전산화 단층촬영 영상을 대퇴골 상단으로부터 말단까지 3mm 두께로 33장, 4mm 두께로 10장, 10mm 두께로 20장, 5mm 두께로 20장으로 얻는다. 이렇게 많은 양의 단층촬영 영상을 사용하는 이유는 대퇴골 장축의 올바른 모델링을 위한 모델링 범위를 결정하고, 그외의 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축을 모델링하기 위해 필요한 부위를 알아보기 위해서이다. 실제로 다수의 샘플을 사용하여 통계적 분석을 위한 두번째 실험에서는 첫 번째 실험에서 검증된 최소량의 단층촬영 영상만을 사용한다.

**1. 대퇴골 장축 샘플링과 대퇴골목 기준점 선택에 따른 전염각의 변화**

대퇴골축을 모델링하기 위해서는 대퇴골 중간부분의 단면 영상들이나 대퇴골 전체의 단면 영상들을 사용해야 한다. 표 1은 대퇴골목축 모델링에 사용되는 대퇴골목 경사영상을 위한 기준점 설정에 따르는 평균 대퇴 전염각과 표준편차를 나타낸 것이다. 기준점은 그림 10과 같은 분포로 설정하여 실험한다.

대퇴골 전체를 대상으로 모델링한 경우에서 대퇴골목 기준점

선택에 따른 표준편차는 0.41로 매우 작다. 다른 대퇴골 영역을 대상으로 한 경우에서도 표준편차는 각각 1.1, 0.63, 1.6으로 작다. 이것은 대퇴골목 기준점의 선택이 작은 영향만을 미친다는 것을 나타낸다. 대퇴골 전체를 대상으로 모델링한 평균 대퇴 전염각과 대퇴골의 중앙부분만으로 모델링한 평균 대퇴 전염각은 1°미만의 차이로 아주 작은 반면에, 대퇴골 상단만으로 혹은 대퇴골 하단만으로 모델링한 평균 대퇴 전염각은 수치적으로 아주 큰 차이를 보인다. 또한 표 2와 같이 대퇴골 장축을 이루는 단면영상들중 중간중간 골라낸 6장으로 모델링한 평균 대퇴 전염각은 33.1°, 32.7°, 34.3°로 서로 큰 차이가 없으며 표준편차 또한 작다. 따라서 대퇴골축을 결정하기 위한 대퇴골 슬라이스 영상의 다양한 선택은 대퇴골 장축에서 등간격으로 골라낸 5~7장의 슬라이스로 이루어진다.

**2. 2차원 영상 측정법과의 비교**

2차원 영상법은 위 실험에서 얻은 CT의 단면 영상을 이용하여, Ramiro, Dunlap, O. Reikeras 등의 방법을 적용하여 그림 11과 같이 측정한다[1,7]. 2장의 단면영상으로 대퇴골두의 중심과 대퇴골목의 중심을 결정하여 대퇴골목축을 연결하고, 다른 한 장의 단면영상으로 대퇴 관절구축을 결정해 대퇴 전염각을 측정한다. 2차원 영상법에서 오차는 3차원 구조를 2차원에서 측

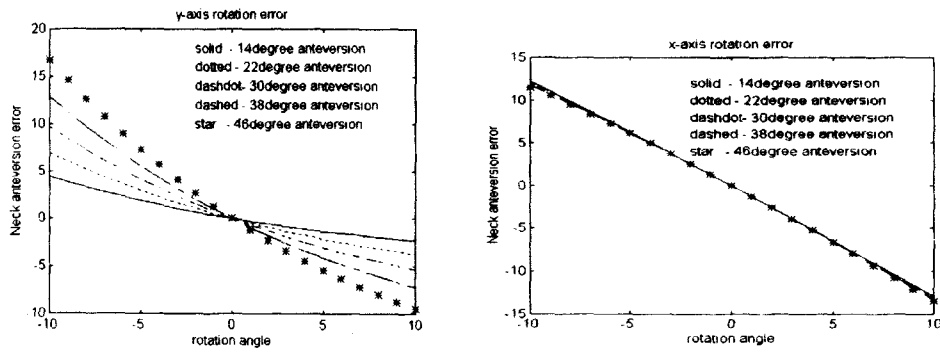


그림 12. 대퇴골 장축의 위치에 의한 대퇴 전염각의 차이 (左: Y축에 대해 대퇴골이 기운 경우, 右: X축에 대해 대퇴골이 기운 경우)  
 Fig. 12. Difference of femoral anteversion by shifted femoral shaft (left: rotated to the Y-coordinate, right: rotated to the X-coordinate)

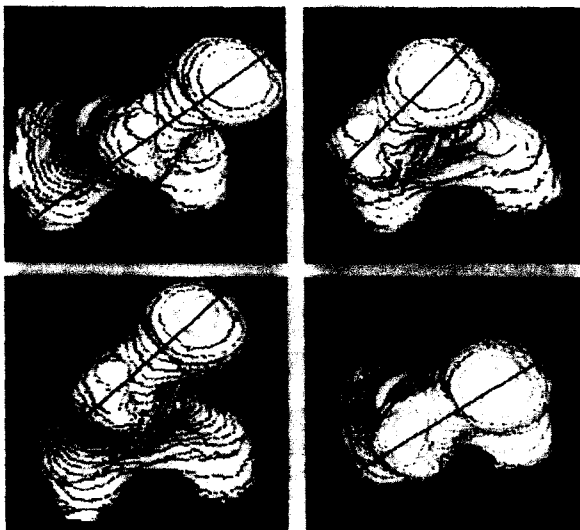


그림 13. 대퇴골의 잘못된 위치로 인한 축의 이동.  
 대퇴골 장축이 Y축에 대해 좌 위로 기운 경우 (左上, 右上)  
 대퇴골 장축이 X축에 대해 위 아래로 기운 경우 (左下, 右下)  
 Fig. 13. Neck and knee axes shifted by rotation of femoral shaft.  
 Femoral shaft shifted to left/right (left-above/right-above)  
 Femoral shaft shifted to up/down (left-below/right/below)

정하는데 기인하며, 환자의 대퇴골 장축의 수직방향으로 방사선 사진을 찍는 것이 어렵기 때문에 오차가 발생한다.

정상적인 위치의 대퇴골 장축을 Z축이라고 한다면, 대퇴골 장축이 X축과 Y축에 대하여 각각 회전했을때의 대퇴 전염각의 수치적 변화량을 그림 12에 나타내었다. 또한 그림 13에 Y축과 X축에 대해 비틀어지게 측정했을 때의 영상을 시뮬레이션 하여 나타내었다. 이것은 피검자의 잘못된 위치에 의한 2차원 영상 측정법의 한계를 잘 드러낸다. 특히 Y축에 대해 기운경우에서 대퇴 전염각이 클수록 큰 오차를 나타냄을 알 수 있다. 이 그림에서 대퇴골 장축이 Y축에 대해 좌로 기울거나 X축에 대해 위로 기운 경우에는 대퇴 전염각이 원래값보다 크게 측정되며 반



그림 14. 대퇴골 장축방향으로 렌더링된 대퇴골  
 Fig. 14. Femur rendered in the direction of femoral shaft

대의 경우에는 작게 측정된다. 그러나 3차원 모델링 측정법에서는 3차원 공간상에서 각 축을 결정하고, 특히 2차원 영상법에서 정의하지 못한 대퇴골 장축을 모델링함으로써 영상을 얻을때의 환자의 위치가 중요하지 않다.

### 3. 3차원 영상 측정법과의 비교

3차원 영상 측정법은 일련의 전산화 단층촬영 영상들을 3차원으로 재구성하고 이를 렌더링한 화면상에서 대퇴 전염각을 측정하는 것이다. 측정을 위해 사용한 3차원 재구성과 렌더링 소프트웨어는 Mayo Clinic의 ANALYZE™를 사용하였다. 먼저 렌더링된 3차원 데이터에서 대퇴골 장축을 결정하고, 대퇴골 장축에 평행하게 대퇴골을 투영하여 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축을 결정한다. 결국 그림 14와 같이 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축사이의 각으로써 대퇴 전염각을 측정한다.

이 방법은 대퇴 전염각에 필요한 3개의 축(대퇴골 장축, 대퇴골 목축, 대퇴 관절구축)을 잘 표현하고 있으며, 피검자의 뼈를 밖으로 꺼내어 물리적으로 측정하는 것과 같은 방법이므로 정확한 측정이 가능하다. 그러나 3차원 영상을 재구성하기 위해서는 약 3mm이하의 두께로 연속한 많은 수의 단면 영상이 필요하다.



표 3. 2차원 영상 측정법, 3차원 영상 측정법, 3차원 모델링 측정법 결과의 비교  
Table 3. Comparison of results by 2D imaging, 3D imaging and 3D modeling

	2차원 영상법과 3차원 영상법	2차원 영상법과 3차원 모델링법	3차원 영상법과 3차원 모델링법
Average Difference	7.6°	7.3°	2.2°

또한 2차원 영상 측정법과 마찬가지로 각 축을 결정하는데 주관적 요소가 개입하기 때문에 이에 의한 작은 오차가 존재한다. 표 3에 20개의 대퇴골 샘플을 2차원 방사선 영상 측정법, 3차원 영상 측정법 그리고 본 연구에서 제시한 방법으로 측정한 결과를 도시하였다.

**고 찰**

대퇴 전염각은 대퇴골 장축의 모델링 범위에 따라 조금씩 달라진다. 따라서 대퇴골 장축에서 몇장의 단면 영상을 고르게 추출하여 모델링 하여야 경제성과 신뢰성을 만족시키는 대퇴골축 모델이 된다.

대퇴골 목축의 결정에 있어서 대퇴골목 기준점의 선택은 대퇴 전염각에 영향을 미칠 수 있다. 앞에서의 실험에 의하면 작은 표준편차와 대체로 일치하는 평균 대퇴 전염각을 갖지만, 대퇴골목과 관계없는 엉뚱한 곳에 선택된 대퇴골목 기준점은 측정 결과에 중대한 영향을 미친다. 이것을 방지하기 위해 대퇴골목을 잘 대표하는 단면 영상에서 대퇴골목 부위인 움푹 파인 곳을 기준점으로 삼는다. 대퇴골두나 대퇴골 경부에만 기준점을 잡지 않으면 대퇴골목 부위에 기준점을 잡았을 때의 표준편차는 무시할 만큼 작으므로 쉽게 대퇴골 목축이 결정된다.

2차원 영상 측정법에서는 대퇴골 장축의 결정과정이 없다. 대신 방사선 사진을 찍을 때 피검자의 위치를 교정하는 것으로 대체한다. 그러므로 이것에 의한 오차가 크게 존재하였다. 또한 대퇴골 목축의 결정에 있어서도 단지 단면 영상만을 이용했기 때문에 전체적인 3차원 구조를 고려할 수 없어서 정확한 대퇴 전염각 측정이 어려웠다. 대퇴 관절구축 역시 한 장의 단면 슬라이스 영상만으로 측정했기 때문에 피검자의 위치가 잘못되어 있다면 오차가 생길 위험이 많았다. 이러한 문제들은 본 연구에서 제시한 3차원 모델링 방법에 의해 모두 극복되었다. 대퇴골을 모델링하여 대퇴골 장축을 정의함으로써 피검자의 위치에 구애 받지 않고, 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축을 3차원 구조를 그대로 살려 모델링함으로써 정확한 축의 정의가 가능해졌다.

3차원 영상 측정법 역시 2차원 영상 측정법이 갖는 한계를 극복하여 대퇴골 장축을 비롯한 대퇴골 목축과 대퇴 관절구축을 3차원 구조를 고려하여 정의하였다. 그래서 정확한 대퇴 전염각 측정이 가능하였으나 3차원 모델링 방법과 비교하여 다음과 같은 방법론적 차이가 존재한다.

첫째, 3차원 영상 측정법은 컴퓨터 테크닉과 임상에 많은 경험이 필요하다. 각각의 축을 결정하기 위해서는 슬라이스 영상의 편집작업과 렌더링 작업이 수없이 반복되며 그 과정 또한 복

잡하기 때문에 컴퓨터에 능숙해야 하고, 세 개의 축을 결정하기 위해 임상 경험 또한 풍부해야 한다. 그러나 본 연구에서의 3차원 모델링 측정법은 모델링할 대퇴골 장축 슬라이스만 골라내고 대퇴골목 기준점만 선택하면 나머지 작업은 자동화된 정량적 계산에 의존하여 대퇴 전염각이 측정되므로 별다른 훈련이나 경험이 필요하지 않다. 둘째, 3차원 모델링 측정법은 3차원 영상 측정법에 비해 적은 양의 슬라이스 영상이 이용된다. 3차원 영상 측정법에서는 렌더링된 영상을 검사자가 보면서 판단해야 하므로 대퇴골의 중요부위를 판별할 수 있을 만큼의 단면 영상이 필요하다. 그러나 3차원 모델링에서는 필요한 부분만을 계산에 의해 모델링하여 측정하게 되므로 많은 양이 필요하지 않다. 실제로 3차원 영상 측정법은 약 50~60장 정도의 슬라이스 영상이 요구되지만, 본 연구에서는 약 25~30장 정도의 슬라이스 영상만이 필요하다(대퇴골축 약 6장, 대퇴골목축 15~20장, 대퇴관절구축 5~6장). 셋째, 3차원 영상 측정법은 다수의 슬라이스 영상을 편집하고, 수십차례의 렌더링을 통해 이루어지므로 복잡한 수작업이 많으며 측정 시간도 많이 소요된다. 또한 렌더링된 영상에서 주관적 판단에 따라 측정하게 되므로 검사자들간의 오차가 존재한다. 그러나 대부분의 작업이 자동화된 정량적 계산을 따르는 3차원 모델링 측정법은 객관적 측정방법을 제시한다.

**결 론**

본 연구에서는 대퇴골 전각 측정을 위한 객관적이고 정량적인 대퇴골 모델링 측정법을 제시하였다. 이 방법은 기존의 2차원 영상을 이용한 측정에서 제기된 부정확성에 대한 문제를 3차원 모델링과 정량화로 해결하였으며, 3차원 영상 측정법에서의 문제였던 객관성 및 작업 효율성 또한 개선시켰다.

앞으로 최적의 모델링 부위를 선정하는 방법이 연구되어야 하며, 통계적 방법을 이용한 기준점 선택이 고려되어야 할 것이다.

**참 고 문 헌**

1. Ramiro J. Hernandez, Mihran O. Tachdjian, Andrew K. Poznanski, and Luciano S. Dias, "CT Determination of Femoral Torsion", *AJR*, 137, pp97-101, July 1981
2. Yuki Yoshioka and T. Derek V. Cooke, "Femoral Anteversion: Assessment Based on Function Axes", *Journal of Orthopaedic Research*, Vol 5, No 1, pp86-91, 1987
3. Dunlap K., Shands Jr A. J., Hollister Jr L. C, Gaul Jr J. S. and Streit H. A., "A new method for determination

- of torsion of the femur", *J. Bone Joint Surgery*, 35A, pp289, 1953
4. O. Reikeras, A. Hoiseth, and A. Reigstad, "Evaluation of the DUNLAP/RIPPSTEIN method for determination of femoral neck angles", *Acta Radiologica Diagnosis* 26, Fasc. 2, pp177-179, 1985
  5. O.Reikeras, A.Hoiseth, and A.Reigstad, "Femoral anteversion measured by the DUNLAP/RIPPSTEIN and NORMAN methods", *Acta Radiologica Diagnosis* 26, Fasc.3, pp303-305, 1985
  6. A. Hoiseth, O. Reikeras, and E. Fonstelien, "Evaluation of three methods for measurement of femoral neck anteversion", *Acta Radiologica* 30, Fasc.1, pp69-73, 1989
  7. Dennis S. Weiner and Albert J. Cook, "Practical consideration in the use of computed tomography in the measurement of femoral anteversion", *Isr J Med Sci*, 16, pp288-294, 1980
  8. Stephen B. Murphy, Sheldon R. Simon, Peter K. Kijewski, Robert H. Wilkinson, and N. Thorne Griscom, "Femoral Anteversion", *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 69-A, No.8, pp1169-1176, October 1987.
  9. S. S. Upadhyay, T. O'Neil, R. G. Burwell, and A. Moulton, "A new method using medical ultrasound for measuring femoral anteversion (torsion): technique and reliability. An intra-observer and inter-observer study on dried bones from human adults", *J. Anat.*, 155, pp. 119-132, 1987
  10. S. S. Upadhyay, R. G. Burwell, A. Moulton, P. G. Small, and W. A. Wallace, "Femoral anteversion in healthy children. Application of a new method using ultrasound", *A. Anat*, 169, pp49-61, 1990
  11. A. Moulton and S. S. Upadhyay, "A Direct method of measuring femoral anteversion using ultrasound", *J. Bone and Joint Surg. (Br)*, Vol.64-B, No.4, pp469-472, 1982
  12. Terje Terjesen and Svein Anda, "Ultrasound measurement of femoral anteversion", *J. Bone and Joint Surg. (Br)*, Vol.72-B, pp726-7, 1990
  13. Sun I. Kim, Si-Bog Park, and Kang-Mok Lee, Measurement of Femoral Anteversion Using 3 dimensional Imaging Technique, *J. of K. Soc. of PACS*, vol. 1, pp53-58, 1995.
  14. Richard A. Robb, "Three-Dimensional Biomedical Imaging", *VCH*, pp166-187, 1995
  15. Milan Sonka, Vacav Hlavac, and Roger Boyle, "Image Processing, Analysis and Machine Vision", *Chapman & Hall Computing*, pp200-224, 1993