

3차원 모델링을 이용한 대퇴 전염각의 측정

김준식*, 박희정*, 최광수*, 최귀원**, 김선일*

*한양대학교 의용생체공학과

**한국과학기술연구원 의과학연구소

A NEW MEASUREMENT METHOD OF FEMORAL ANTEVERSION BASED ON THREE DIMENSIONAL MODELING

June S. Kim*, Hee J. Park*, Kwang S. Choi*, Kui W. Choi** and Sun I. Kim*

*Dept. of Biomedical Engineering, Hanyang University

**Dept. of Biomedical Research Center, KIST

ABSTRACT

Femoral neck anteversion is the angle between the neck and the knee axis projected on a plane perpendicular to the longitudinal axis. Conventional methods that use cross-sectional Computed Tomography(CT) images to estimate femoral anteversion have several problems because of the complex 3D structure of the femur. These are the ambiguity of defining the longitudinal axis, the femoral neck axis and condylar line, and the dependence on patient positioning. Especially the femoral neck axis that is known as a major source of error is hard to determine from a single or multiple 2D transverse images. So we developed a new method for measuring femoral anteversion by 3D modeling method. In this method, femoral head is modeled as a sphere. The center of femoral neck is the mid-point of the 2D reconstructed oblique image in the femoral neck part. Then neck axis is a line connecting foregoing two centers. We model the longitude of femur as a cylinder, and the long axis is defined from the fitted cylinder. The knee axis which is tangent to the back of the femoral condyles is easily determined by table-top method. By the definition of femoral anteversion, the femoral anteversion is easily calculated from this model.

때 나타나는 다음과 같은 공통적인 문제점은 가지고 있다; 첫째, 영상을 얻을 때 환자의 잘못된 위치나 힘의 회전으로부터 비롯된 잘못된 대퇴 전염각의 측정이다^[2]. 이것은 2차원 영상을 가지고 측정했을 때 나타나는 가장 치명적인 문제점이며 보상하기도 어렵다. 둘째, 전염각의 측정에 있어 해부학적 지표를 대표하는 정확한 위치의 슬라이스를 찾기가 어렵다^[3]. 1.5mm나 3mm정도 혹은 그 이상의 슬라이스 간격으로는 측정에 결정적인 위치를 놓칠 수 있다. 또한 제한적인 2차원 영상으로만 측정하기 때문에 선택한 슬라이스에 모든 정보가 들어 있다고 확신할 수 없다. 따라서 2차원 영상을 이용한 방법으로는 3차원적 구조를 갖고 있는 대퇴 전염각의 정확한 측정이 어렵다. 2차원 영상으로 측정하던 기존의 방법이 가진 한계를 극복하기 위하여 3차원 영상을 이용한 방법이 제시되었다^[4]. 이 방법은 기존의 문제점을 해결하였지만 다음과 같은 문제점을 갖고 있다; 첫째, 3차원 렌더링을 위해 약 50장내지 60장 정도의 많은 슬라이스가 필요하다. 둘째, 렌더링된 영상을 보고 측정하는 방법이기 때문에 측정하는 사람에 따라 결과에 주관적 편차가 생긴다. 셋째, 한번의 대퇴 전염각 측정을 위해 수십번의 렌더링과 영상 편집등의 불편한 수작업이 필요하고, 시간도 많이 소요된다.

본 논문에서는 이러한 3차원 영상을 이용한 방법에서 드러난 문제점을 보완하고 보다 정확하고 객관적이며 빠른 측정을 위해, 대퇴골을 3차원으로 모델링하여 정량적으로 측정하는 방법을 소개한다.

서론

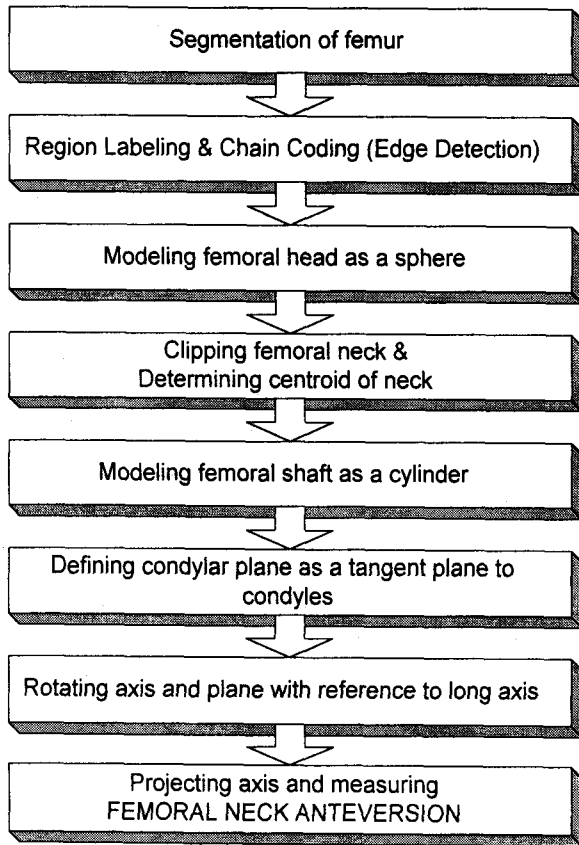
대퇴 전염각의 정확한 측정은 derotational osteotomy 시술을 위한 환자의 진단과 선택에 있어 매우 중요하다^[1]. 그동안 대퇴 전염각(femoral anteversion)의 측정에 관한 연구는 많은 연구자들에 의해 다양한 방법으로 이루어져왔다. 이러한 방법들의 대부분은 CT나 MRI, Ultrasound등에서 추출된 한 장 혹은 몇 장의 2차원 영상을 가지고 측정하는 것이었다. 그러나 2차원 영상을 이용하여 측정했을

본론

femoral neck angle은 대퇴골 골두(femoral head)가 대퇴골 관절구(condyle)에 대해 대퇴골 주축(long axis)에 수직방향으로 기울어진 정도를 가리킨다. 본 연구에서는 대퇴골 전자(轉子)의 중심에서 관절구의 중심까지 근사된 직선을 long axis라 정의한다. 또한, 대퇴골 골두가 가리키는 방향벡터를 neck axis라고 정의하고, 대퇴 관절구의 뒷부분에 접하는 직선을 knee axis, 평면을 knee plane이라 정의한다. 이 정의

하에서 대퇴 전염각은 long axis에 수직한 평면에 투영된 대퇴골 말단의 두 관절구에 접하는 knee axis와 neck axis 사이의 기울어진 각도로 정의된다^{[5][6]}. 따라서 대퇴 전염각의 측정을 위해 neck axis, long axis, knee axis 3개의 축이 필요하다.

본 연구에서는 이 세가지 축을 3차원 모델링 방법을 이용하여 구현한다. 이 방법의 개략도를 <그림1>에 도시한다. 실험을 위해 환자의 대퇴골 CT영상을 위에서부터 3mm 간격 33장, 4mm 10장, 10mm 20장, 5mm 20장으로 구성된 총 83의 슬라이스를 이용하였다. 각 슬라이스들은 xy평면에 수직한 방향으로 배열한다. 축을 결정하기 전에 각 슬라이스별로 대퇴골 부분만 추출(segmentation)한다. 추출된 부분은 나중의 컴퓨터 계산을 위해 region labeling과 chain code 알고리즘으로 윤곽선 검출을 실행한다. 그리고 이 전처리 작업으로부터 얻어진 대퇴골 경계면의 좌표값들만을 가지고 계산한다. 최종 계산된 결과는 확인을 위하여 그래픽 라이브러리인 OpenGL을 이용하여 렌더링한다.



<그림1> 대퇴 전염각을 구하는 순서도

1. Neck Axis의 계산

neck axis는 대퇴골 골두의 중심과 femoral neck 부분에서 가장 좁은 영역의 중심을 이은 직선으로 정의된다. 대퇴골 골두를 가장 적합한 구로 모델링하여 이 구의 중심을 대퇴골 골두의 중심으로 한다. 우선 골두의 데이터를 가지고 RMS 에러가 가장 작은 구를 만든다. 보다 근사된 구를 구하기 위해 곡률을 고려하도록 한다. 세 점에서 원의 중심을 구하는 <식(1)>을 이용하여 RMS로 근사된 구와 곡률차이가

많이 나는 부분 $(\frac{1}{R} > \frac{2}{3R_{max}} \text{ or } \frac{1}{R} < \frac{2}{R_{max}})$ 을 제거한 뒤 남은 데이터만으로 RMS 에러가 가장 작도록 다시 근사한다.

마지막으로 근사된 구의 중심을 대퇴골 골두의 중심(<그림3>의 (a))으로 결정한다.

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

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

..... (1)

femoral neck의 중심을 구하기 위해 neck 부분중임의 좌표를 초기좌표 N_0 로 설정한다. 그리고 이 초기좌표를 지나는 임의의 평면을 만들어 이 평면에 의해 잘려지는 대퇴골의 기울어진 영상을 만든다. 얻어진 경사영상을 폴리곤으로 구성한 뒤 면적을 구한다. 이 평면을 X,Y,Z 각 축에 대해 한 단계씩 회전하고 N_0 를 지나도록 평면을 구하여 이 평면에 의해 잘리는 영역의 면적을 구한다. 같은 방식으로 각 방향으로 회전된 평면에 대해 면적을 구한 뒤, 이중 면적이 가장 작도록 하는 평면을 선택하여 이 평면에 의해 잘리는 경사영상의 무게중심을 구한다. 3차원 공간상에서 재구성된 폴리곤의 면적은 <식(2)>에 의해 계산된다.

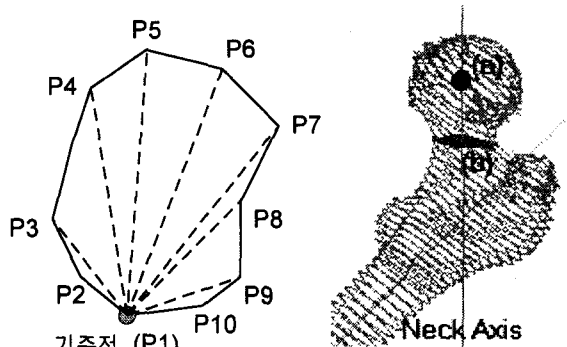
$$\frac{1}{2} \left| \sum_{k=2}^{N-1} (\vec{P}_k - \vec{P}_1) \times (\vec{P}_{k+1} - \vec{P}_1) \right| \dots (2)$$

이것은 <그림2>과 같이 한 점을 기준으로 폴리곤을 삼각형 형태로 분할하여 각 삼각형의 면적을 합한 것이다. 또한 3차원 공간에서 재구성된 폴리곤의 무게중심은 면적을 구하는 원리를 이용한다. 즉, <식(3)>와 같이 분할된 삼각형의 무게중심을 각각 구하고 이 무게중심에 그 삼각형의 면적을 각각 가중치로 하여 합한다.

이렇게 계산된 무게중심의 좌표를 femoral neck의 중심(<그림3>의 (b))으로 정의한다. neck axis는 앞서 구한 femoral head의 중심과 neck의 중심을 이은 직선이 된다.

$$\sum_{k=2}^{N-1} \left(\frac{\vec{P}_1 + \vec{P}_k + \vec{P}_{k+1}}{3} \right) \cdot \frac{|\vec{P}_k - \vec{P}_1| \times (\vec{P}_{k+1} - \vec{P}_1)|}{2} \dots (3)$$

모델링에 의해 얻어진 neck axis를 <그림3>에 나타내었다.



<그림2>면적과 무게중심

<그림3>모델링된 Neck Axis

2. Long Axis의 계산

long axis는 대퇴골 주축을 원통으로 모델링하여

모델링된 원통의 축을 long axis로 정의한다. 이것을 구현하기 위해 필요한 대퇴골 축부분의 슬라이스만을 골라낸다. 다음 골라낸 슬라이스 각각의 무게중심을 <식(3)>을 이용하여 계산한다. 필요한 것은 원통의 축이므로, 이 무게중심들을 입력 데이터로 하고 least square(LS) 방법을 적용하여 3차원 직선근사를 한다. 3차원에서의 직선의 방정식은 <식(4)>로 주어진다. 직선의 방향벡터 벡터 (l, m, n) 와 각 무게중심들 (X_k, Y_k, Z_k) 에서 직선으로 내린 수직인 벡터 $(X_k - x_k, Y_k - y_k, Z_k - z_k)$ 는 내적이 영이므로 <식(5)>가 성립한다. 초기값으로 영점을 지나고 z축 성분만 있는 벡터 $(l=0, m=0, n=1)$, $(\alpha=0, \beta=0, \gamma=0)$ 를 정하여 이값을 <식(5)>에 적용하여 매개변수인 T_k 의 초기값을 정한다. 입력 데이터와 직선사이 거리의 제곱합을 <식(6)>에 나타내었다. 이 오차가 최소가 되도록 미지수 $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 에 대해 각각 편미분하고 연립방정식을 풀어 미지수를 구한다. 이 연립방정식으로부터 $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 의 값을 구하는 식을 <식(7)>과 <식(8)>에 보였다. 이렇게 구한 변수들 $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 을 <식(5)>에 넣어 다시 T_k 를 구한다. 이것을 $(l, m, n, \alpha, \beta, \gamma)$ 가 특정 값에 수렴할 때까지 반복한다.

$$\begin{aligned} x_k &= lT_k + \alpha \\ y_k &= mT_k + \beta \\ z_k &= nT_k + \gamma \end{aligned} \dots (4)$$

$$T_k = \frac{l(X_k - \alpha) + m(Y_k - \beta) + n(Z_k - \gamma)}{l^2 + m^2 + n^2} \dots (5)$$

$$E^2 = \sum_{k=1}^N \{ (X_k - x_k)^2 + (Y_k - y_k)^2 + (Z_k - z_k)^2 \} \dots (6)$$

$$l = \frac{N \sum_{k=1}^N T_k x_k - \sum_{k=1}^N T_k \sum_{k=1}^N x_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left(\sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \dots (7)-1$$

$$m = \frac{N \sum_{k=1}^N T_k y_k - \sum_{k=1}^N T_k \sum_{k=1}^N y_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left(\sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \dots (7)-2$$

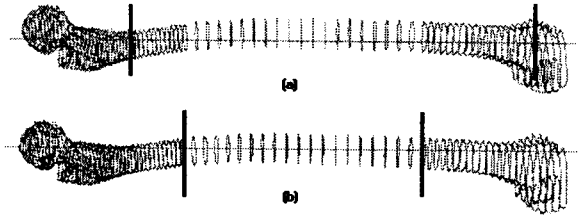
$$n = \frac{N \sum_{k=1}^N T_k z_k - \sum_{k=1}^N T_k \sum_{k=1}^N z_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left(\sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \dots (7)-3$$

$$\alpha = \frac{\sum_{k=1}^N x_k \sum_{k=1}^N T_k^2 - \sum_{k=1}^N x_k T_k \sum_{k=1}^N T_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left(\sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \dots (8)-1$$

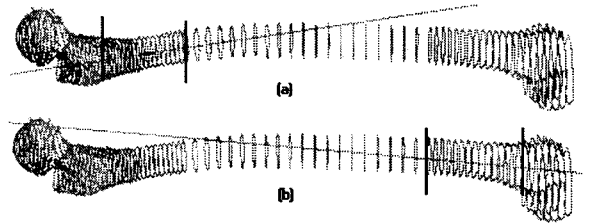
$$\beta = \frac{\sum_{k=1}^N y_k \sum_{k=1}^N T_k^2 - \sum_{k=1}^N y_k T_k \sum_{k=1}^N T_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left(\sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \dots (8)-2$$

$$\gamma = \frac{\sum_{k=1}^N z_k \sum_{k=1}^N T_k^2 - \sum_{k=1}^N z_k T_k \sum_{k=1}^N T_k}{N \sum_{k=1}^N T_k^2 - \left(\sum_{k=1}^N T_k \right)^2} \dots (8)-3$$

<그림4>에 위의 방법으로 모델링하여 결정된 long axis를 나타내었다. <그림4>에서와 같이 대퇴



<그림5>Long Axis의 모델링 (a)대퇴골축 전체로 모델링했을 때, (b)대퇴골의 중간부분만으로 모델링했을 때의 결과



<그림4>대퇴골 축의 잘못된 선택으로 인한 오류 (a)윗부분(head part)만으로 모델링했을 때, (b)밑부분(condyle part)만으로 모델링했을 때

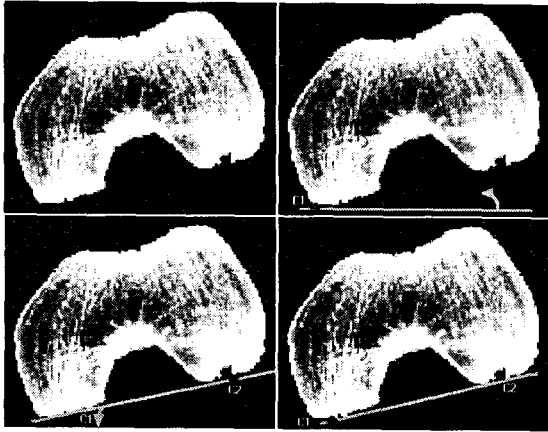
골의 중앙 부분<그림4-(b)>만 취하여 모델링한 결과와 대퇴골 전부<그림4-(a)>를 취한 결과는 직선의 방향벡터가 오차를 무시할만큼 같으므로, long axis는 중간 부분 몇 장의 슬라이스만으로도 모델링 된다. 같은 조건아래서 샘플 슬라이스의 개수만 달리하여 실험해본 결과 최종 전염각이 1° 이하의 편차로 나타났다. 그러나 대퇴골이 둥글게 휘 형상을 가지므로 <그림5>과 같이 대퇴골의 앞부분 혹은 뒷부분만으로 모델링한 결과는 올바르다고 할 수 없다. 따라서 long axis를 올바르게 모델링하기 위하여 중간부분의 슬라이스와 대퇴골의 위쪽, 아래쪽의 슬라이스를 골고루 선택한다.

3. Knee Axis의 계산

knee plane은 long axis와 평행하고 두 개의 대퇴골 관절구에 접하는 평면으로 정의된다. 또한 knee axis는 knee plane상에서 대퇴골 관절구와 knee plane의 접점을 지나는 직선으로 정의된다.

이 평면을 구하기 위해 평면의 초기값으로 long axis와 x-축에 동시에 평행하고 두 개의 관절구중 하나에 접하는 평면의 방정식을 결정하고, 이때 한 관절구에서의 접점을 초기접점 C_1 으로 한다. 이 평면을 초기접점을 지나도록 하면서 long axis를 중심으로 회전시켜 나머지 하나의 관절구와 접하도록 한다. 이 두 번째 관절구와의 접점을 C_2 라 한다. 이 상태에서 기준이 되었던 관절구와 회전한 평면과는 C_1 에서 접하지 않는다. 그러므로 C_2 를 기준으로 평면을 다시 회전하여 C_1 을 갱신한다. 이 작업을 C_1 과 C_2 가 특정 값에 수렴할 때까지 반복한다. C_1 과 C_2 가 수렴하면 이때의 평면은 knee plane이 되고, C_1 과 C_2 를 잇는 직선은 knee axis가 된다.

knee plane을 구하는 과정을 <그림6>에 도시하였다. 3차원 공간에서 임의의 축을 기준으로 평면 벡터



<그림6> Condyles에 접하는 Knee Plane을 구하는 과정

를 θ 만큼 회전하는 방법은 다음과 같다. 우선 기준축을 원점으로 이동시킨 뒤, z축 성분만 가지도록 x축과 y축에 대해 각각 α , β 만큼 회전시킨다. 다음 평면벡터를 z축에 대해 θ 만큼 회전시킨다. 기준축이 z축에 일치하도록 회전한 반대방향($-\alpha$, $-\beta$)으로 x축과 y축에 대해 다시 회전시킨다. 마지막으로 기준축을 원점으로 이동한 반대방향으로 벡터를 이동시킨다. 이것을 회전 행렬의 연쇄식으로 나타낸다면 <식(9)>과 같다.

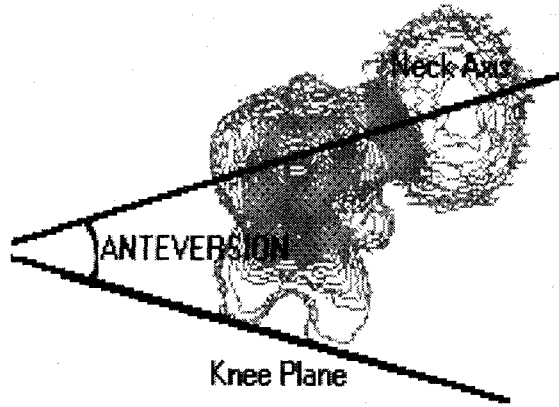
$$R_x(\theta) = T^{-1} \cdot R_x^{-1}(\alpha) \cdot R_y^{-1}(\beta) \cdot R_z(\theta) \cdot R_y(\beta) \cdot R_x(\alpha) \cdot T \quad \dots (9)$$

이제 대퇴 전염각을 구하기 위해 필요한 세가지 요소(neck axis, long axis, knee axis)를 모두 구하였다. 앞에서의 정의에 따라 이 세가지 축을 가지고 대퇴 전염각을 구할 수 있다. 기준 벡터가 long axis이므로 우선 long axis를 z-축에 평행하게 회전시킨 후 neck axis와 knee plane을 각각 long axis가 회전한 만큼 회전시킨다. 이때 xy-평면상에 투영된 neck axis와 knee axis사이의 각도가 대퇴 전염각이 된다. <그림7>은 모델링하여 얻어진 축들을 long axis를 기준으로 회전하여 xy-평면상에 축들과 대퇴골을 원근 투영(perspective projection)한 것이다. 이 그림에서 투영된 neck axis와 knee axis사이의 각이 대퇴 전염각이다.

결론 및 고찰

본 연구는 3차원 모델링 방법을 적용하여 대퇴 전염각을 계산하였다. 한 환자의 대퇴골을 모델링하여 실험한 결과 32°의 전염각이 측정되었다. 반복실험 결과 neck axis와 knee axis는 편차가 없었으며, 기준이 되는 long axis는 선택하는 슬라이스의 위치에 따라 전염각이 약 0.1°에서 1° 정도로 약간의 편차가 발생하였다.

이같은 측정 결과는 2차원 영상을 이용한 기존의 방법이 갖는 한계를 극복한 것으로, 영상을 얻을 때 환자의 위치에 제한받을 필요가 없고, 전문적 지식을 가지고 중요한 슬라이스를 찾을 필요도 없다. 또한 3차원 영상방법이 갖는 한계인 렌더링된 물체를 보면서 측정하는 방법을 개선하여 정량적으로 계산한 결과를 보여줌으로써 전염각의 측정을 보다 객관적이고 정확하게 하였고, 복잡한 수작업과 불필요한 시간



<그림7> Long axis에 수직한 방향으로 투영된 neck axis, knee axis와 대퇴 전염각

낭비를 최소화하였다. 따라서 이 방법이 임상에 적용될 경우 빠르고 정확한 진단이 이루어질 것으로 기대된다.

참고 문헌

- [1] 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, October 1987
- [2] O. Reikeras, A. Hoiseth and A. Reigstad, "Evaluation of the DUNLAP/RIPPSTEIN Method for Determination of Femoral Neck Angle," *Acta Radiologica Diagnosis*, 26 (1985) Fasc.2
- [3] Dennis S. Weiner and Albert J. Cook; "Practical Considerations in the Use of Computed Tomography in the Measurement of Femoral Anteversion," *Israel J. Med. Sci.*, Vol 16, No.4, April 1980
- [4] Sun I. Kim, Si-Bog Park, Kang-Mok Lee; "Measurement of Femoral Anteversion Using 3 dimensional Imaging Technique," *J. of K. Soc. of PACS*, Vol.1, 1995: 53-58
- [5] A. Hoiseth, O. Reikeras and E. Fonsteli; "Evaluation of Three Methods for Measurement of Femoral Neck Anteversion," *Acta Radiologica*, 30 (1989) Fasc.1: 69-73
- [6] Ramiro J. Hernandez, Mihran O. Tachdjian, Andrew K. Poznanski and Luciano S. Dias; "CT Determination of Femoral Torsion," *AJR* 137:97-101, July 1981