

論文98-35S-2-9

입체각을 이용한 관골구와 대퇴골두의 접촉영역 측정

(The solid angle estimation of acetabular coverage of the femoral head)

崔 教 煥 * , 林 濟 鐸 * , 金 先 一 **

(Kyo-Hwan Choi, Chae-Tak Lim, and Sun-Il Kim)

요 약

본 논문은 입체각을 도입하여 CT 영상들로부터 3차원 공간에서 대퇴골두와 관골구의 접촉영역의 면적을 구하는 방법을 제시한다. 3차원 대퇴골두 데이터는 단면 원근사와 최소자승근사법에 의해 구로 모델링이 된다. 이때, 대퇴골두 구모델의 중심점은 입체각을 구하기 위한 기준점이 된다. 입체각을 구하기 위해서 관골구의 3차원 윤곽점들을 얻어내고, 기준점에서 관골구 윤곽점들로 선을 그어 기준점을 중심으로하는 단위구와 만나는 점들을 얻어낸다. 이 점들은 단위구 상에서 경계를 형성하게되고, 경계내의 면적이 바로 입체각이 된다. 경계내의 면적은 단위구 표면을 동일한 면적을 가지는 면적소들로 구성하여 위쪽 반구에 대해 경계내에 속하는 면적소의 수를 세어 계산해 낸다. 선택된 면적소의 수로 입체각과 곡면적 및 coverage를 구한다. 본 논문에서 제시한 방법에 의해 정상인의 경우 입체각은 4.3(rad), 이에 따른 acetabular coverage는 68%로 측정되었다. 측정결과로부터, 입체각을 이용하는 방법은 3차원 뼈구조의 특성을 살린 보다 더 신뢰성있는 측정방법임을 확인한다.

Abstract

We developed a method for the solid angle estimation of acetabular coverage of the femoral head in 3D space. The superior half of the femoral head is modeled as part of a sphere. And the tangent lines connecting from a set of points of the acetabular outline to the center of the fitted sphere are obtained. The lines pass through the unit sphere whose center is the same as that of the femoral head. The intersecting points form a boundary on the unit sphere. With the points on the unit sphere, we calculate the covered area of the femoral head and estimate the solid angle. Solid angle is defined as the surface area within the boundary on the unit sphere. In this measurements, the solid angle of normal subjects is on an average 4.3(rad) and the corresponding acetabular coverage is 68%. Unlike the conventional methods, this solid angle estimation shows real 3D acetabular coverage.

* 正會員, 漢陽大學校 工科大学 電子工學科
(Dept. of Elec. Engineering, Hanyang Univ.)

** 正會員, 漢陽大學校 醫科大學 醫用生體工學科
(Department of Biomedical Engineering,
Hanyang University)

※ 본 연구는 보건복지부에서 주관한 '96년도 선도시
술 의료공학기술개발사업의 지원(HMP-96-G-
1/2-7)에 의하여 이루어진 것임

接受日字: 1997年10月1日, 수정완료일: 1998年1月12日

I. 서 론

관골구(acetabulum)에 형성이상이 있는 환자에 대한 정확한 방사선 진단은 효과적인 임상치료를 위한 필수적인 과정이다^[1]. 둔부형성이상(dysplastic hip)이 있는 환자의 경우, 기존에 임상에서는 acetabular coverage 등을 구하기 위한 방법으로 CE angle (center-edge angle), AC angle (acetabular

angle) 등이 가장 일반적으로 사용되어왔다^[2,3]. CE angle의 경우는 신속한 진단이 요구되는 임상적 상황에서 대퇴골두에 대한 관골구 coverage를 구하는 데 있어서 유용하게 사용되어 왔고, 현재에도 많은 병원에서 이 방법으로 신속한 진단을 하고 있다. 그러나, 관골구가 대퇴골두(femoral head)를 감싸고 있는 모양 자체가 3차원 구조이기 때문에 통상 사용되어 왔던 CE angle과 같은 2차원 측정방법들은 대퇴골두와 관골구 사이의 접촉영역에 대해 제한적인 정보만을 제공할 수밖에 없다. 최근에는 projection 방법이나 template을 이용한 방법 등 다양한 3D 방법들이 제시되고 있지만, 이들 또한 3차원 CT(computed tomography) 데이터를 이용한 방법이 아니라, 대부분이 AP(anteroposterior) radiograph 한장으로 가상의 3차원 면적을 구한다^[4,5]. 이와 같이 제한된 2차원 공간에서 단순화된 모델을 이용하여 구하는 3차원 면적은 실제의 면적과는 차이가 있게 된다. 결과적으로, 임상에서 빠르고 쉽게 3차원 곡면적을 구한다는 측면에서 향상된 접근방법이지만 2차원 AP 영상으로 접근하기 때문에 진정한 의미에서 3차원 방법이라 할 수 없고, 가장 중요한 정확도 면에서 신뢰성이 떨어진다는 단점이 있다. 하드웨어 및 소프트웨어의 발전으로 CT 데이터를 3차원적인 개념으로 다루어 재구성하고 진단에 활용하는 경우도 많지만, 대부분은 단지 재구성하여 가시화하는 정도에 그치고 coverage에 대한 신뢰성있는 수치 및 표준값 설정에는 못 미치고 있는 실정이다^[6,7]. 본 논문에서는 axial CT scan을 해서 얻어지는 연속적인 영상 데이터로부터 3차원 공간에서 입체각(solid angle)을 측정함으로써 acetabular coverage를 구하는 방법을 제시한다. 입체각의 개념 자체가 3차원 곡면에 대한 계산이기 때문에 관골구와 대퇴골두에 대한 좌표계산과 입체각 측정을 통해 3차원 공간에서 acetabular coverage를 구하고자 한다. 본 논문은 관골구와 대퇴골두의 접촉영역에 대한 임상적 배경 및 중요성을 살펴보고, 대퇴골두를 구로 모델화하는 방법을 제시하며, 근사된 구의 중심을 기준으로 입체각을 구하는 방법을 제시한다. 또한, 제안된 방법의 실험결과를 검토함과 동시에 기존의 방법에서 제시하고 있는 정상인의 표준치를 보이고, 최종결론 및 앞으로의 연구방향을 제시한다.

II. 관골구와 대퇴골두의 접촉영역에 대한 임상적 배경

관골구는 대퇴골두가 맞물리는 일종의 소켓이라고 할 수 있는데, 본 논문에서 다루는 부분이 바로 이 관골구와 대퇴골두 부분이다. 대퇴골두는 약 3.2mm의 부드럽고 하얀 연골층으로 덮여져 있다. 소켓에는 내부 형상을 따라 같은 두께의 연골(cartilage)이 형성되어 있다. 이 연골층이 관절(joint) 부분에서 완충 역할을 하여 대퇴골두와 관골구 사이에 최소한의 마찰만 생기도록 해준다. 둔부관절을 X-ray 촬영하면 대퇴골두와 관골구 사이에 약간의 공간이 보이게 되는 데 이는 연골이 X-ray 상에 나타나지 않기 때문이다. 정상 둔부인 경우 이 관절의 공간은 대략 6.4mm 정도가 되고, 이와같은 관계는 그림 1에 나타나 있다^[8,9,10,11,12].

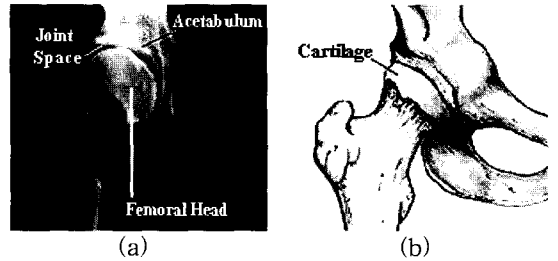


그림 1. 정상적인 둔부관절
(a) 관골구와 대퇴골두의 접촉 형상 (b) 대퇴골두를 감싸고 있는 관골구

Fig. 1. Normal hip joint.
(a) Hip joint including acetabulum and femoral head (b) Acetabulum encloses femoral head

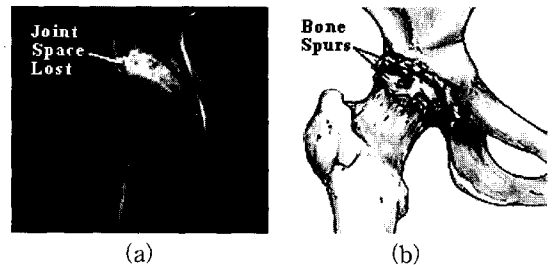


그림 2. 비정상적인 둔부관절
(a) 심하게 일그러진 관골구와 대퇴골두의 접촉영역 (b) 관골구와 대퇴골두 및 연골이 손상된 모습

Fig. 2. Abnormal hip joint.
(a) Fractured contact area between femoral head and acetabulum (b) Abnormal cartilage, bone spurs, acetabulum, and femoral head

그림 2는 비정상적인 둔부관절을 보인 것이다.

본 연구의 목적은 관절구가 대퇴골두를 얼마나 감싸고 있는 가이고, 이것은 일반적으로 대퇴골두에 대한 acetabular coverage라고 분류가 된다. 관절구와 대퇴골두의 접촉영역은 상체와 하체 사이에 힘을 받쳐주는 중요한 역할을 하기 때문에, 관절구가 대퇴골두를 감싸고 있는 정도가 어느 정도인지를 정확히 측정하는 것은 임상적인 중요성이 매우 크다.

Ⅲ. 대퇴골두 구모델 형성을 위한 두가지 방법

1. 단면 원근사에 의한 구모델

입체각 계산에 의한 acetabular coverage를 구하는 방법은 크게 두 부분의 전개과정으로 나누어진다. 첫째, 대퇴골두를 구로 모델링한다. 실제의 대퇴골두는 구와 흡사하기 때문에 본 장에서 제시되는 두가지의 접근방법으로 대퇴골두를 구로 근사시켜 중심점과 반지름을 구한다. 둘째, 관절구의 3차원 윤곽점들을 구한 후, 근사된 구의 중심좌표를 기준점으로하여 입체각을 구한다. 구한 입체각으로 acetabular coverage를 구하는 것이 최종 목표이다. 대퇴골두의 중심점을 계산하는 방법으로는 대퇴골두 단면의 원근사에 의한 구모델 형성과 최소사승근사에 의한 직접 구모델 형성의 두가지가 제시되는데, 먼저 단면의 원근사에 의한 구모델을 전개한다.

1) 3차원 데이터 구성과 전처리 및 윤곽검출

CT 촬영으로 얻은 단면 영상들에 대해 graylevel 조절, 픽셀당 비트수 조절, 단면 개수 조절 등의 전처리 과정과 관절구와 대퇴골두를 구분화(segmentation)하는 과정이 포함된다^[13,14]. 그리고, 관절구와 대퇴골두의 윤곽데이터만을 추출하기 위해서 간단하면서도 널리 사용되고 있는 윤곽검출 알고리즘인 chain code를 이용한 윤곽 검출을 사용하였다^[15].

2) 대퇴골두 단면의 윤곽점에 대한 원근사

그림 3은 정상인의 오른쪽 대퇴골두 단면 12장을 보인 것이다. 첫장은 대퇴골두가 보이기 바로 전의 단면 즉, 관절구의 단면이다. 윤곽검출을 통해 각 단면의 윤곽의 좌표를 얻는다. 대퇴골두의 각 단면은 그림에서 보는 바와 같이 거의 원과 유사하므로 대퇴골두의 윤곽을 원으로 근사 시킬 수 있다. 그 방법으로는 원의 초기 중심점과 반지름으로부터 시작해 중심점과 반

지름을 이동해 가면서 RMS 에러가 최소가 될 때를 찾는다. 초기 중심점은 주어진 윤곽점들의 무게중심(centroid)으로 정하고 초기 반지름은 무게중심에서 각 윤곽점까지의 거리의 평균으로 정한다.

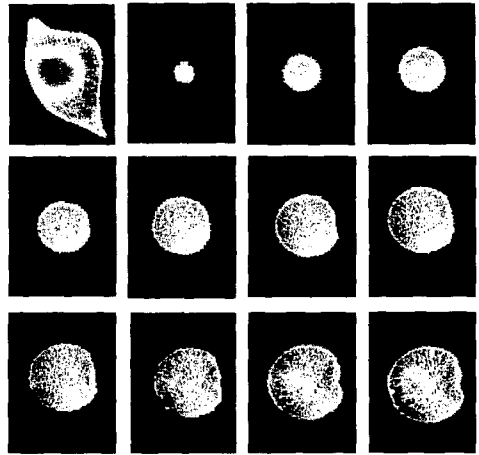


그림 3. 정상인의 대퇴골두의 단면영상
Fig. 3. Slice images of normal femoral head.

대퇴골두의 단면을 원으로 근사시켜 중심점과 반지름을 구하는 과정은 아래와 같은 순서로 이루어진다.

N개의 대퇴골두 윤곽점 :

$$(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_N, y_N)$$

근사된 원의 중심 : (X, Y)

$$\text{근사된 원의 반지름} : R = \sqrt{(x - X)^2 + (y - Y)^2}$$

$$\text{원의 방정식} : (x - X)^2 + (y - Y)^2 = R^2$$

윤곽점과 중심점 사이의 거리

$$rN = \sqrt{(x_N - X)^2 + (y_N - Y)^2}$$

- (1) 초기 중심점 (X, Y)와 반지름 R을 구한다. 윤곽점들의 무게중심을 초기 중심점으로 정하고 무게중심에서 각 윤곽점까지의 거리의 평균을 초기 반지름으로 정한다.
- (2) 모든 윤곽점들에 대해 윤곽점과 중심점 사이의 거리 $r(n_1, n_2, \dots, n_N)$ 를 구한다.
- (3) 식 (1)을 이용해 root-mean-squared (RMS) 에러를 구한다.

$$RMS\ error = \sqrt{[(r_1 - R)^2 + (r_2 - R)^2 + (r_3 - R)^2 + \dots + (r_N - R)^2]} \quad (1)$$

- (4) (X, Y)와 R을 조금씩 변화시켜 새로운

(X, Y)와 R을 구한다.

- (5) 위에서 구한 새로운 (X, Y)와 R로부터 r_1, r_2, \dots, r_M 를 다시 구한다.
- (6) RMS 에러를 다시 구한다.
- (7) 현재의 RMS 에러값을 이전의 RMS 에러값과 비교한다.
- 8) 위의 과정을 반복하여 RMS 에러가 가장 작을 때의 중심점과 반지름을 최종 근사된 값으로 택한다.

3) 곡률계산 및 재근사

보다 더 정확하게 근사된 원을 구하기 위해 곡률계산 후 재근사 과정을 거친다. 윤곽을 몇 개의 마디(section)로 나누어 각 마디 중에서 앞의 과정에 구한 원의 곡률과 차이가 많이 나는 마디를 제거한 후 다시 RMS 에러를 최소화하는 과정을 반복하여 최종적으로 근사된 원을 구하는 과정이다. 윤곽을 이루고 있는 점들의 수는 대개 100 - 200 개 정도인데 점들의 수에 따라 5-10 픽셀마다 점을 선택하여 3개의 점이 이루어지면 이 점들로부터 원을 구해서 앞에서 근사시킨 원의 곡률과 비교한 후 식 (2)와 (3)의 마디 제거 조건이 성립하면 3개의 점 사이에 있는 점들을 모두 지운다. R_{Fitted} 와 (X, Y)는 각각 근사된 원의 반지름과 중심이고, $r[i]$ 와 $(x_c[i], y_c[i])$ 는 각 마디의 3개 점들로 구한 원의 반지름과 중심이다. 결과적으로, 원래의 윤곽점들 중에서 곡률이 근사된 원의 곡률과 차이가 많이 나는 부분이 제거된 후, 나머지 부분을 다시 원으로 근사시킨다.

$$r[i] < (R_{Fitted}/2) \text{ or } r[i] > (3R_{Fitted}/2) \tag{2}$$

$$\sqrt{(X-x_c[i])^2+(Y-y_c[i])^2}-R_{Fitted}/2} > 0 \tag{3}$$

식 (2)의 마디 제거 조건에서 반지름의 역수값이 곡률이므로 각 마디의 곡률값과 앞의 근사과정에서 근사된 원의 곡률과 비교하여 곡률이 50%이상 차이가 나면 그 마디를 제거한다. 마디의 중심도 근사된 원의 중심과의 관계에서 식 (3)의 조건이 성립하면 역시 그 마디를 제거한다. 여기서 곡률 조건과 중심점 조건을 보다 더 정밀하게 하지 못하는 데는 이유가 있다. 윤곽을 이루고 있는 점들의 좌표가 정밀한 실수값이 아니라 정수값이기 때문에 마디의 제거조건을 정밀하게 할 경우는 하나도 제거되지 않게 된다.

4) 구모델의 중심과 반지름

중심의 x,y 좌표가 같은 두 개의 평행한 원이 있을 때 이 두 원들로부터 구의 반지름을 구하는 것은 간단한 계산으로 이루어진다. 각각의 대퇴골두 단면을 근사시키면 근사된 원의 반지름은 변화가 있지만 중심점은 거의 변하지 않고, z 좌표 역시 두 원 중에서 하나의 z 좌표가 기준으로 정해지면 구할 수 있기 때문에 최종적인 구의 중심점과 반지름을 구한다. 실제로 CT에서 각각의 단면이 평행 이동하면서 촬영이 되고, xy 해상도와 단면 간격(slice thickness)을 알 수 있기 때문에 적절한 스케일링에 의해 해상도를 조절하고 이에 따라 각각의 대퇴골두의 단면을 앞의 과정을 통해 원으로 근사시킨 후, 중심점의 좌표와 반지름을 구해 두 개의 근사된 원으로부터 구의 중심점과 반지름을 구하는 것이다. CT 촬영으로 얻은 3차원 영상은 xy 해상도와 z 해상도가 다른 이방성(anisotropic)의 성질이 있으므로 적절한 스케일링이 필요하다. 한 예로, xy 해상도가 0.703이고 z축 해상도가 1.5인 단면의 경우, xy를 1로 조정하고 z를 1.5/0.703으로 하여 계산을 한 후 나중에 다시 스케일링을 해준다.

2. 최소자승근사에 의한 직접 구모델

1) 직접 구모델

대퇴골두의 중심점을 계산하는 두 번째 방법을 제시한다. 앞서 제시된 방법과 마찬가지로 3차원 데이터 구성과 전처리 및 윤곽검출을 행한다. 첫 번째 방법은 2차원 단면의 원 근사(circle fit)에 의한 구모델 형성 이었고, 이번 장에서 제시되는 두 번째 방법은 일반적인 최소자승근사(least square fit of sphere)에 의해 구를 구하는 방법이다. 입력이 되는 대퇴골두의 윤곽 좌표는 (x_i, y_i, z_i) 이고, 구하고자 하는 구모델의 중심과 반지름은 각각 (X, Y, Z)와 R이다.

최소화될 에너지함수는 식 (4)와 같이 정의한다.

$$E(X, Y, Z, R) = \sum_{i=1}^N (L_i - R)^2 \tag{4}$$

여기서 $L_i = |(x_i - X, y_i - Y, z_i - Z)|$ 이므로 구모델의 중심점과 대퇴골두 윤곽점 사이의 거리이다.

이 에너지함수를 4개의 파라미터로 편미분하여 비선형 방정식을 구성하면 식 (5)와 같다.

$$E_R = 0 : R = Average(L_i)$$

$$\begin{aligned}
 E_X=0 : X &= \text{Average}(x_i) + R \times \text{Average}(dL_i/dX) \\
 E_Y=0 : Y &= \text{Average}(y_i) + R \times \text{Average}(dL_i/dY) \\
 E_Z=0 : Z &= \text{Average}(z_i) + R \times \text{Average}(dL_i/dZ) \quad (5)
 \end{aligned}$$

R을 나머지 3개의 방정식에 대입하면, 3개의 방정식으로 정리가 되고,

$$\begin{aligned}
 X &= \text{Average}(x_i) + \text{Average}(L_i) \times \text{Average}(dL_i/dX) = F(X, Y, Z) \\
 Y &= \text{Average}(y_i) + \text{Average}(L_i) \times \text{Average}(dL_i/dY) = G(X, Y, Z) \\
 Z &= \text{Average}(z_i) + \text{Average}(L_i) \times \text{Average}(dL_i/dZ) = H(X, Y, Z) \quad (6)
 \end{aligned}$$

이 세 개의 파라메타 (X, Y, Z)는 순환계산(fixed point iteration)에 의해 구할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 X_{n+1} &= F(X_n, Y_n, Z_n) \\
 Y_{n+1} &= G(X_n, Y_n, Z_n) \\
 Z_{n+1} &= H(X_n, Y_n, Z_n) \quad (7)
 \end{aligned}$$

초기 추측을 위해 $X_0 = \text{Average}(x_i)$, $Y_0 = \text{Average}(y_i)$, $Z_0 = \text{Average}(z_i)$ 으로 정하고, 미분계산은 식 (8)과 같이 한다.

$$\begin{aligned}
 dL_i/dX &= (X - x_i)/L_i \\
 dL_i/dY &= (Y - y_i)/L_i \\
 dL_i/dZ &= (Z - z_i)/L_i \quad (8)
 \end{aligned}$$

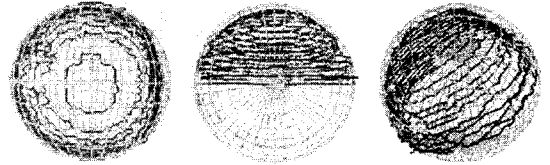
계산의 종료를 위한 조건은 다음과 같다.

$$\begin{aligned}
 \text{Maximum Iteration} &: 1500 \\
 \text{Tolerance} &: 1E-07 \\
 |(X_n - X_{n+1})| &< \text{Tolerance} \\
 \& |(Y_n - Y_{n+1})| < \text{Tolerance} \\
 \& |(Z_n - Z_{n+1})| < \text{Tolerance}
 \end{aligned}$$

2) 최종 구모델 확정

본 장의 첫 번째 구모델 근사과정에서는 두 개의 단면으로부터 대퇴골두의 중심점을 구할 수 있었다. 단면간격을 대개 3mm 또는 1.5mm 간격으로 하여, 대퇴골두를 단층촬영을 하는데, 단층촬영 영상 중에는 원으로 근사시킬 수 있는 영상이 적게는 3-4장에서 많게는 10장 정도가 있기 때문에 구의 중심점과 반지름을 구하는 과정을 반복하여 통계적인 값을 구하면 최종적으로 근사된 구를 구할 수 있다. 그림 4는 본장에서 기술한 첫 번째 방법으로 근사시킨 구가 정확

한 구인지를 알아보기 위해 Microsoft Visual C++에 서 제공하는 3차원 그래픽 라이브러리인 OpenGL을 이용한 프로그래밍으로 렌더링을 한 것이다^[16]. 두 번째 방법으로 구현한 구모델 역시 중심점과 반지름이 첫 번째 방법과 유사한 값으로 측정되었다. 자세한 실험결과는 5장에 기술하였다.



(a) Top View (b) Front View (c) Oblique View
그림 4. 근사된 대퇴골두 구모델과 단면영상의 overlap

Fig. 4. Overlap of femoral head slices and fitted sphere.

그림 4는 원래의 단층촬영 영상과 최종적으로 근사된 구를 겹쳐서 보인 그림으로 3차원 회전을 시키면서 캡처한 그림이다. 실제로 정상인의 CT 영상으로 테스트를 한 것인데 대퇴골두의 윗부분에서부터 15장의 CT 영상을 보인 것이다. 그림에서 구의 중심점과 반지름이 올바르게 구해졌음을 알 수 있다.

IV. 입체각 측정

앞의 과정에서부터 대퇴골두의 중심점과 반지름이 구해졌고, 이 중심점이 입체각을 구하기 위한 기준점이 된다. 이제 입체각을 구하기 위해서 관골구의 윤곽점들에서 대퇴골두의 중심점으로 직선을 그어 이 직선들이 대퇴골두의 중심을 중심으로 하는 단위구(unit sphere)와 만나는 점들의 좌표값을 얻어내야 한다.

관골구의 윤곽부분은 대퇴골두의 중심점과 관골구의 외곽을 잇는 직선으로 형성되는 교점 연결선으로 생각할 수 있으므로 우선은 교점들을 구하는 것이다.

1. 관골구의 3차원 윤곽

그림 5는 정상인의 오른쪽 관골구 단면 12장을 보인 것이다. 관골구는 보통 아래쪽으로 내려갈수록 그림과 같은 모양을 띠게 된다. 좌측 상단이 첫 번째 단면이고 우측하단이 12번째 단면인데, 두 번째 단면부터 교점들은 두 개씩 생기게 된다^[17,18]. 이렇게 각

단면마다 두 개의 윤곽점을 얻게 되어 전체적인 3차원 윤곽을 구할 수 있다.

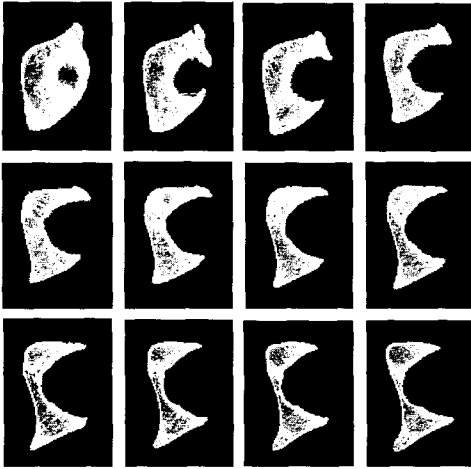


그림 5. 정상 관골구의 단면영상
Fig. 5. Slice images of normal acetabulum.

2. 단위구상의 윤곽점 구하기

관골구의 3차원 윤곽영역의 점들과 대퇴골두의 중심 점 사이에 그른 직선이 대퇴골두의 중심을 중심점으로 하는 단위구와 만나는 점은 식 (9)에 의해 구할 수 있다. 단위구 상의 점들을 구하면 위에서 봤을 때 그림 6과 같은 모양을 하게된다.

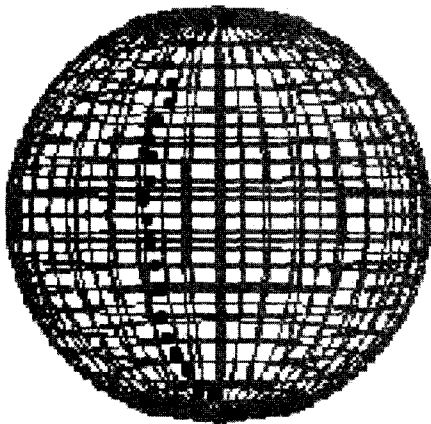


그림 6. 단위구 상에 경계를 이루고 있는 점들
Fig. 6. Points that form a boundary on a unit sphere.

- (S_x, S_y, S_z) : 대퇴골두 구모델의 중심점
- (p_i, x, p_i, y, p_i, z) : 관골구 윤곽점
- $(Unit_i, x, Unit_i, y, Unit_i, z)$: 단위구 상의 관골구 윤곽점

$$\begin{aligned}
 Unit_i, x &= S_x + (p_i, x - S_x) \times R / \sqrt{(p_i, x - S_x)^2 + (p_i, y - S_y)^2 + (p_i, z - S_z)^2} \\
 Unit_i, z &= S_z + (p_i, z - S_z) \times R / \sqrt{(p_i, x - S_x)^2 + (p_i, y - S_y)^2 + (p_i, z - S_z)^2} \\
 Unit_i, y &= S_y + (p_i, y - S_y) \times R / \sqrt{(p_i, x - S_x)^2 + (p_i, y - S_y)^2 + (p_i, z - S_z)^2} \\
 R &= 1, \text{ 단위구}
 \end{aligned}
 \tag{9}$$

3. 입체각 측정

단위구 상에 경계를 이루고 있는 점들에 대한 좌표 정보를 얻었으므로 이 경계내의 곡면적을 구하면 그것이 바로 입체각이 된다. 실제로 경계내의 곡면적을 구하는 계산에서는 대퇴골두로부터 구한 구 모델의 위쪽 반구에 대해서만 입체각을 계산하는데 아래쪽 반구 부분은 coverage의 정상성 여부를 구분하기 위한 임상적인 측면에서의 중요성이 별로 없기 때문이다. 경계내의 면적을 구하기 위해서 우선 단위구 표면을 전체 1600개의 동일한 면적을 갖는 면적소(segment)로 나누었다. 결국, 경계를 이루고 있는 점들 안에 면적소가 몇 개가 있는지를 세어 경계내의 면적을 구할 수 있다. 구를 같은 면적의 면적소로 나누는 방법은 참고문헌의 논문 [2]의 내용을 참조하였다. 논문 [2]의 구가 가상의 구인 반면, 본 논문에서는 각각의 3차원 좌표정보를 모두 갖고 있으므로 실제적인 3차원 coverage를 구할 수 있게 된다.

경계내의 면적소의 수를 구하는 방법은 그림 6을 참조하면, 그림은 좌측 대퇴골두에 대해서 단위구 상에 존재하는 점들을 나타낸 것인데 위쪽 반구의 경계영역이 중요하다는 것은 전술한 바 있으므로 경계를 이루고 있는 점들의 오른쪽 면적소들의 개수를 세어 위쪽 반구의 경계내의 면적을 구한다. 우측 대퇴골두에 대해서는 반대로 경계를 이루고 있는 점들의 왼쪽 면적소들의 개수를 세어 경계내의 면적을 구한다. 구의 전체 등면적 면적소의 수는 적게는 200에서 많게는 3200이상 까지도 할 수 있지만 실험적인 값으로 1600개 정도가 가장 적당하다. 결과적으로, 경계를 이루고 있는 점들을 기준으로하여 선택된 면적소의 수가 결정이 되면 이를 토대로 식 (10)에 의해 입체각을 구할 수 있고, 이 입체각을 바탕으로 관골구가 대퇴골두를 감싸고 있는 coverage 및 3차원 면적을 식 (11)과 (12)에서와 같이 구할 수 있다.

$$\text{Solid Angle} = \frac{\text{upper hemisphere의 boundary 이내의 segment 개수}}{\text{전체 segment의 수(1600)}} \times 4\pi
 \tag{10}$$

$$\text{Acetabular Coverage [\%]} = \frac{\text{Solid Angle}}{2\pi} \times 100
 \tag{11}$$

$$Covered\ Surface = Solid\ Angle \times R^2 \quad (12)$$

V. 실험결과 및 고찰

본 논문에서는 관골구 및 대퇴골두의 데이터를 얻는 과정에서 세가지를 가정하였다. 첫째, 관골구의 내부표면이 구의 형태를 하여야 한다는 것이다. 본 논문에서는 입체각 계산을 통해 acetabular coverage를 구하기 때문에 관골구 내부표면이 환자마다 변이가 심하면 신뢰성이 떨어지게 된다. 사실상, 대퇴골두와 골반구사이의 접촉영역은 거의 구의 모양을 하고있기 때문에 이 가정에는 별다른 오류가 없으며, 대부분의 관련논문에서도 이러한 가정을 취하고 있다. 둘째, 단면 사이의 간격이 1.5mm 이하가 되어야 한다는 것이다. 보통 1.5mm 또는 3mm 정도로 CT 촬영을 하는 데 3mm의 경우(undercutting case)는 대퇴골두의 중심을 구하는 데는 그다지 큰 문제가 없지만, 관골구의 윤곽을 구하기 위한 충분한 데이터를 얻을 수 없고 따라서 단위구 상에 맺히는 관골구 윤곽점(acetabular outline point)들의 수가 적기 때문에 정확한 값의 입체각을 구할 수 없다. 셋째, 너무 어린 환자의 CT 데이터는 뼈가 충분히 경화(ossification)되지 않았기 때문에 관골구의 경계 자체가 모호해서 초기의 구분화과정에서 어려움을 겪게 된다. 그러므로, 뼈가 충분히 경화된 환자의 경우에 대해서 본 논문의 알고리즘을 적용시킨다.

본 논문의 알고리즘은 3명에 대해 테스트되었다. 한명은 둔부가 비정상적인 사람이었고, 나머지 두사람은 정상인이었다. 각각의 human subject에 대해 단면간격은 1.5mm로 CT scan을 하였고, 영상의 픽셀당 비트조절과 thresholding, 그리고 구분화(segmentation)와 같은 전처리 과정은 ANALYZE (Mayo Clinic)라고 하는 3차원 의학영상처리 프로그램을 이용하였다. 구분화를 한 후, 대퇴골두와 관골구의 영상을 확보하고, 본 논문의 알고리즘을 적용하여 solid angle estimation을 하게 된다.

표 1은 관골구가 대퇴골두를 덮고 있는 면적과 입체각, 그리고 그에 따른 acetabular coverage를 보인 것이다. acetabular coverage는 대퇴골두 모델의 위쪽 반구에 대해 골반구가 대퇴골두를 감싸고 있는 영역과 전체영역에 대한 백분율로 정의된다. 기존의 방법들과 달리 solid angle estimation은 대퇴골두의

상반구에 대한 3차원적인 acetabular coverage를 구할 수 있게 된다.

표 1. 정상인과 비정상인에 대한 입체각과 곡면적 및 acetabular coverage

Table 1. Results of normal and abnormal cases.

Left	Normal(1)	Normal(2)	Abnormal
Femoral head radius	22.4 mm	17.23 mm	15.23 mm
Segment	548	549	462
Solid Angle	4.303 (rad)	4.312 (rad)	3.629 (rad)
Covered Area	21.60 cm ²	12.73 cm ²	8.42 cm ²
Coverage	68.5 %	68.25 %	57.75 %

여기서 표 1에 보여진 결과에 대해 몇가지 검토할 부분이 있게 된다. 우선, 대퇴골두의 구모델을 구하는 부분 즉, 중심점을 구하는 부분이다. 대퇴골두의 중심점은 중심점을 구하는 과정에서 어떤 단면영상을 몇 개나 사용하였는 지에 따라 동일한 데이터에 따라서 변화가 있게 된다. 이는 여러 경우를 검토해본 결과 coverage의 약 2 내지 3% 가량 변화를 일으키게 된다. 즉, 면적소의 변이 정도는 20개 내외가 되고, 입체각에서는 0.1(rad) 내지 0.2(rad) 의 변화가 가능하다는 것이다. 그러므로, 표 1에 나타난 결과는 전술한 만큼의 유동이 가능하다는 것을 밝힌다. 또한 본 연구 과정에서는 충분한 CT 데이터에 대한 측정이 이루어지지 않았기 때문에, 정상인의 경우에 어느정도의 입체각을 가져야만 정상인으로 볼 것인지의 문제가 남게 된다. 이는 다년간에 걸친 데이터 수집과 통계를 통해야만 가능하기 때문에 향후의 연구과제로서 중요한 부분이 될 것이다.

기존의 연구에서 Konishi와 Klaue는 acetabular coverage에 대한 정의를 서로 다르게 하고 있고, 본 연구에서 제시된 방법과도 다르지만 정상인의 표준 acetabular coverage를 표 2와 같이 각각 80%와 90%로 제시하고 있다. 입체각을 이용한 본 논문에서는 입체각이 평균 4.3 (rad)으로 측정되었고, 이에 상응하는 acetabular coverage는 68%로 측정되었다. Klaue의 경우는 관골구의 위에서 대퇴골두 쪽으로 내려다 볼 때의 coverage를 구한 것이기 때문에 3차원이 아니라 2차원적인 coverage가 나오게 된다. 이러한 2차원적인 coverage는 실제적인 3차원 면적보다

훨씬 큰 값으로 나타나게 되고 그 정확도 면에서는 3차원 구조의 특성이 고려되지 않은 결과가 나오게 된다. Konishi의 측정은 Klaue의 2차원 측정법에서 한 단계 발전된 방법이다. 그러나, 이 경우에도 한 장의 anterior-posterior(AP) radiograph로 가상의 3차원 면적을 구하기 때문에 진정한 의미에서의 3차원적 측정법이라고 보기 힘들다.

표 2. 기존의 연구에서 정의하고 있는 정상인의 acetabular coverage

Table 2. Normal acetabular coverage by conventional methods.

Conventional Methods	Normal acetabular coverage
Klaue	90 %
Konishi	80 %

표 3은 대퇴골두 구모델의 표면을 똑같은 면적으로 나누고 있는 전체 면적소의 수에 따른 입체각의 변이도를 나타낸 것이다. 면적소의 수를 1600로 했을 경우는 800으로 했을 경우보다 0.05만큼 입체각의 값이 줄어든다. 즉, 면적소의 수를 크게 할수록 더 정밀해지는 것을 볼 수 있고 면적소를 1600이나 3200으로 하는 것이 가장 적당함을 알 수 있다.

표 3. 면적소의 수와 입체각

Table 3. The number of segments and solid angle.

The number of segments	Solid angle of normal hip
400	4.320 (rad)
800	4.313 (rad)
1600	4.308 (rad)
3200	4.307 (rad)

관골구가 심하게 손상이 되었을 경우, 초기 전처리 과정에서 구분화 하기가 매우 어려워 정확한 관골구 윤곽을 구할 수 없다. 결과적으로 측정되는 입체각의 값은 신뢰성이 떨어지는 값이 된다. 이것이 바로 컴퓨터를 이용해 입체각을 통한 acetabular coverage를 구하는 것을 어렵게 하는 이유이다. 따라서, 심하게 부서진 대퇴골두에 대해서는 지속적인 연구가 이루어져야 할 것이다.

표 4는 3장에서 기술한 대퇴골두의 구모델을 얻기

위한 두가지 근사법에 대한 측정값을 비교한 것이다. 입체각을 이용한 coverage 측정의 정확도와 신뢰도를 높이려면, 대퇴골두 구모델의 중심과 반지름을 구하는 방법이 정확해야 한다. 본 논문에서 각각의 단면으로부터 원을 근사시켜 이 원으로 구의 중심을 구하는 첫 번째 방법은 비교적 정확하기는 하지만 대퇴골두의 모양이 정상적인 모양에서 많이 벗어났을 경우는 각각의 원을 근사시키는 과정에서 많은 오차가 생기게 되고, 두 번째 방법은 대퇴골두의 윤곽점들이 바로 구로 근사되기 때문에 오차에 대한 위험부담은 적지만 여전히 비정상적인 모양에 대한 해결책은 없다. 결과적으로 측정해서 얻게되는 결과를 보면 두가지 방법에서 x,y,z 좌표값과 반지름의 변이는 2mm 이내의 값이다.

표 4. 대퇴골두의 중심점과 반지름을 구하기 위한 두가지 구모델 근사법

Table 4. Comparison of two methods for generating sphere model.

Method	정상인의 acetabular coverage	선택된 면적소의 개수
Circle fitting with section removal	4.308 (rad)	548
Least square sphere fitting	4.323 (rad)	550
Least square sphere fitting with point removal	4.339 (rad)	552

VI. 결 론

본 논문에서는 대퇴골두에 대한 관골구 coverage를 구하는 접근방법으로 입체각을 도입한 3차원적 방법을 제안하였다. 또한, 임상실험을 통해 기존의 2차원적 방법에서 간과되기 쉬운 3차원 뼈구조에 대한 신뢰성있는 측정치를 제시하였다. 이는 2차원적인 측정 방법들의 한계를 극복하여 진정한 의미에서의 acetabular coverage를 구할 수 있게 됨을 의미한다. 그러나, 손상의 정도가 심한 대퇴골두와 관골구에 대해서는 입체각 측정 자체가 큰 의미를 가지지 않는 경우도 있기 때문에 이러한 경우에 대비해 기계공학적인 접근을 접목시킨 종합적인 측정방법이 앞으로 연구되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

[1] Guy RL, Butler-Manuel PA, Holder P,

- Brueton RN, "The role of 3D CT in the assessment of acetabular fractures", *The British Journal of Radiology*, 65, No. 773, pp. 384-9, May. 1992.
- [2] K. Klaue, M. Sherman, S. M. Perren, A. Wallin, C. Looser, R. Ganz, "Extra-articular augmentation for residual hip dysplasia", *Journal of Bone Joint Surgery Br*, 75-B, No. 5, pp. 750-4, Sep. 1993.
- [3] Anda S, Terjesen T, Kvistad KA, "Acetabular angles and femoral anteversion in dysplastic hips in adults: CT investigation", *Journal of Computer Assisted Tomography*, 15(1), pp. 115-120, 1991.
- [4] Konishi N. Mieno T., "Determination of acetabular coverage of the femoral head with of a single anteroposterior radiograph", *Journal of Bone Joint Surgery [Am]*, Vol. 75-A, No. 9, pp. 1318-33, Sep. 1993.
- [5] F. Hefti, M.D., "Spherical assessment of the hip on standard AP radiographs: A simple method for the measurement of the contact area between acetabulum and femoral head and of acetabular orientation", *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 15, No. 6, pp. 797-805, 1995.
- [6] O'Sullivan GS, Goodman SB, Jones HH, "Computerized tomographic evaluation of acetabular anatomy", *Clinical Orthopaedics*, 277, pp. 175-81, Apr. 1992.
- [7] Kellam JF, Messer A, "Evaluation of the role of coronal and sagittal axial CT scan reconstructions for the imaging of acetabular fractures", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 305, pp. 152-159, Aug 1994.
- [8] Goulet JA, Rouleau JP, Madon DJ, Goldstein SA, "Comminuted fractures of the posterior wall of the acetabulum", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 76-A, 10, Oct 1994.
- [9] Hughes SW, Brueton RN, "A technique for measuring the surface area of articular cartilage in acetabular fractures", *The British Journal of Radiology*, 67(798), pp. 584-588, 1994.
- [10] Olson SA, Bay BK, Chapman MW, Sharkey NA, "Biomechanical consequences of fracture and repair of the posterior wall of the acetabulum", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(8), pp. 1184-92, Aug 1995.
- [11] Pagnano MW, Hanssen AD, Lewallen DG, "The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 78-A, 7, Jul 1996.
- [12] Gonzalez RC, Woods RE, "Digital Image Processing", Addison Wesley, 1994.
- [13] Kim YS, Callaghan JJ, Ahn PB, "Fracture of the acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77-A, 1, Jan 1995.
- [14] Beolchi L, Kuhn MH, "Medical imaging: analysis of multimodality 2D/3D images", IOS, 1995.
- [15] Robb RA, "Three-Dimensional Biomedical Imaging: Principles and Practice", VCH, 1994.
- [16] Wright RS, Sweet M, "OpenGL super bible: The complete guide to OpenGL programming for Windows NT and Windows 95", Waite Group, 1996.
- [17] Hearn D, Baker MP, "Computer Graphics", Prentice Hall, 1997.
- [18] Roux C, Coatrieux JL, "Contemporary perspectives in three-dimensional biomedical imaging", IOS Press, 1997.

저자 소개



崔 教 煥(正會員)

1973년 12월 29일 생. 1996년 2월 한양대학교 전자공학사. 1998년 2월 한양대학교 전자공학석사. 1998년 1월 - 현재 (주)현대전자. 주 관심 분야 : 3차원 의학영상

林 濟 鐸(正會員)

1934년 6월 14일 생. 1957년 3월 전북대학교 공과대학 전기공학과(학사). 1969년 12월 하와이대학 공학석사. 1975년 2월 한양대학교 공학박사. 1975년 4월 - 현재 한양대학교 공과대학 전자공학과 교수. 주 관심 분야 : 스위칭이론, 병렬처리



金 先 一(正會員)

1952년 12월 2일 생. 1976년 2월 서울대 공학사. 1978년 2월 서울대 공학석사. 1987년 9월 미국 Drexel대 의공학 박사. 1988년 5월 - 현재 한양대학교 의과대학 교수. 주 관심 분야 : 3차원 의학

영상, 의료정보