

입체각 측정을 통한 대퇴골두에 대한 관골구 coverage 측정

최교환, 김만찬, 임제탁, 김선일*

*한양대학교 의용생체공학과

한양대학교 전자공학과

The solid angle estimation of acetabular coverage of the femoral head using 3D method

K.H.Choi, M.C.Kim, C.T.Lim, S.I.Kim*

*Dept. of Biomedical Engineering Lab, Hanyang University

Dept. of Electronic Engineering, Hanyang University

ABSTRACT

We present a method for the estimation of 3D solid angle assessment of the acetabular coverage of the femoral head in 3D space. At first, femoral head and acetabulum is segmented from the original CT scan images. The slice thickness is 1.5mm and the number of slices is usually 30-40 to cover the entire acetabulum. The superior half of the femoral head is modeled as part of a sphere. Thus, the axial cross sections of the upper half of the femoral head are also modeled as circles. A set of points from each outline image of femoral head is fitted recursively into a circle by minimizing root-mean-square (RMS) error. With these fitted circles, a center point of the femoral head model is evaluated. This is a reference point for calculating the solid angle of the acetabular inner surface. Next, the tangent lines connecting from a set of points of the acetabular edge 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. With the points on the unit sphere, we calculate area and estimate the solid angle. Based on this solid angle, the deformity of the acetabulum is analyzed. In case of normal subject, the solid angle is about 4.3 (rad) and acetabular coverage is 68%.

서론

관골구(acetabulum)에 형성이상이 있는 환자에게 있어 정확한 방사선 진단은 효과적인 임상치료를 위한 필수적인 과정이다^[1]. 둔부 형성이상(hip dysplasia)이 있는 환자의 경우, 기존에 임상에서는 대퇴골두(femoral head)에 대한 acetabular coverage를 구하기 위한 측정방법으로 CE (center-edge) angle, AC (acetabular) angle과 같은 2차원적 방법이 사용되어 왔다^[2]. 그러나, 관골구가 대퇴골두를 감

싸고 있는 모양 자체는 3차원 구조이기 때문에 통상 사용되어 왔던 2차원 측정방법들은 관골구와 대퇴골두의 접촉영역에 대해 제한적인 정보만을 제공할 수 밖에 없다. 최근에는 projection 방법이나 template을 이용한 방법 등 다양한 3D 방법들이 제시되고 있다. 그러나, 이 방법들은 3차원 데이터를 이용한 방법이 아니라, 대부분이 anteroposterior (AP) radiograph 한장으로 가상의 3차원 곡면적을 구한다. 이와 같이 제한된 2차원 공간에서 단순화된 모델을 사용하여 구하는 3차원 면적은 실제의 면적과는 차이가 있게 된다. 결과적으로, 임상에서 빠르고 쉽게 3차원 곡면적을 구한다는 측면에서 향상된 접근방법이지만 가장 중요한 정확도 면에서는 신뢰성이 떨어 진다는 단점이 있다. 본 논문에서는 axial CT scan을 해서 얻은 연속적인 영상 데이터로 3차원 공간에서 입체각을 측정함으로써 acetabular coverage를 구하는 방법을 제시한다. 입체각의 개념 자체가 3차원 곡면에 대한 계산이기 때문에 관골구와 대퇴골두에 대한 좌표 계산과 입체각 측정을 정확히 하여 3차원 공간 상에서 실제의 acetabular coverage를 구하고자 한다.

본론

입체각을 구하는 방법은 크게 두 부분의 전개과정으로 나누어 진다. 첫째, 대퇴골두를 구로 모델링 한다. 각각의 대퇴골두 단층영상은 원으로 근사시킬 수 있기 때문에 근사된 원들로부터 구의 중심좌표와 반지름을 구한다. 둘째, 관골구의 3차원 윤곽을 구한 후 구의 중심좌표를 기준으로 하여 입체각을 구한다.

1. 대퇴골두의 중심점 계산

계산량을 줄이기 위해서 CT scan으로부터 얻은 데이터의 윤곽정보만을 가지고 원으로 근사시킨다. 곡률 계산 후 재근사 과정을 거쳐 최종의 근사된 원을 얻는다. 여러 장의 단면을 대상으로 근사과정을 거친 후, 이 원들로부터 대퇴골두에 대해 모델링한 구를 얻어낸다. 다음은 대퇴골두의 중심점을 계산하

는 절차이다.

1. 3차원 데이터 구성 및 전처리

데이터 입력부분은 CT 촬영으로 얻은 단면 영상들에 대해 graylevel 조절, 픽셀당 비트수 조절, slice 개수 조절 등의 전처리과정과 관골구와 대퇴골두를 구분화(segmentation)하는 과정이 포함된다.

2. 윤곽 검출 (edge detection)

관골구와 대퇴골두의 윤곽 데이터만을 추출하기 위해서 간단하면서도 널리 사용되고 있는 윤곽 검출 알고리즘인 chain code를 사용하였다^[3].

3. 윤곽 데이터를 원으로 근사시키기

그림 1은 정상인 사람의 오른쪽 대퇴골두 단면 12장을 보인 것이다. 첫장은 대퇴골두가 나오기 바로 전의 단면 즉, 관골구의 단면이다. 윤곽 검출을 통해 각 단면의 윤곽의 좌표 정보를 얻는다. 대퇴골두의 각 단면은 그림에서 보는 바와 같이 거의 원과 유사하므로 대퇴골두의 윤곽을 원으로 근사시킬 수 있다. 그 방법으로는

원의 초기 중심점과 반지름으로부터 시작해 중심점과 반지름을 이동해 가면서 RMS error가 최소가 될 때를 찾는다. 초기 중심점은 주어진 윤곽점들의 무게 중심(centroid)으로 정하고 초기 반지름은 무게중심에서 임의의 윤곽점까지의 거리로 정한다.

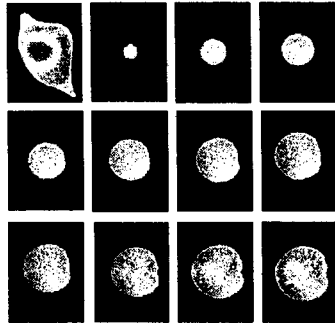


그림 1. 대퇴골 골두의 단면

최적의 중심점과 반지름을 구하는 과정은 아래와 같은 순서로 이루어진다.

- 1) 초기 중심점과 반지름 (X_0, Y_0, R) 을 구한다. 윤곽점들의 무게중심을 초기 중심점으로 정하고 무게중심에서 임의의 윤곽점까지의 거리를 초기 반지름으로 정한다.
- 2) 모든 윤곽점들에 대해 윤곽점과 중심점 사이의 거리 r_1, r_2, \dots, r_N 를 구한다.
- 3) 식 (1-1)을 이용해 root-mean-squared (RMS) error를 구한다.
- 4) (X_0, Y_0, R) 를 미리 지정한 값 이내에서 조금씩 변화시켜 새로운 (X_0, Y_0, R) 를 구한다.
- 5) 바로 앞에서 구한 새로운 (X_0, Y_0, R) 로부터 다시 r_1, r_2, \dots 를 구한다.
- 6) RMS error를 다시 구한다.
- 7) 현재의 RMS error 값을 이전의 값과 비교한다.
- 8) 위의 과정을 반복하여 RMS error가 가장 작을 때의 중심점과 반지름을 최종 근사된 값으로 택한다.

4. 곡률 계산 및 재근사 과정

보다 더 정확하게 근사된 원을 구하기 위해 곡률 계산 후 재근사 과정을 거친다. 윤곽을 몇 개의

section으로 나누어 각 section 중에서 앞의 과정에 구한 원의 곡률과 차이가 많이 나는 부분을 제거한 후 다시 RMS error를 최소화하는 과정을 반복하여 최종적으로 근사된 원을 구하는 과정이다. 윤곽을 이루고 있는 점들의 수에 따라 5-10 픽셀마다 점을 선택하여 3개의 점이 이루어지면 이 점들로부터 식 (1-2)를 이용해 원을 구해서 앞에서 근사시킨 원의 곡률과 비교한 후 식 (1-3)과 (1-4)의 section 제거 조건이 성립하면 3개의 점 사이에 있는 점들을 모두 지운다. R_{Fitted} 는 근사된 원의 반지름이고, $r[i]$ 와 $(xc[i], yc[i])$ 는 각 section의 반지름과 중심좌표이다. 결과적으로, 원래의 윤곽점들 중에서 곡률이 근사된 원의 곡률과 차이가 많이 나는 부분이 제거된 후, 나머지 부분으로 다시 원을 근사시킨다.

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

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

- (1-2)

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

- (1-3)

$$\sqrt{(X_{center} - xc[i])^2 + (Y_{center} - yc[i])^2} > R_{Fitted}$$

- (1-4)

5. 구의 중심점과 반지름 구하기

x, y 좌표가 같은 두 개의 평행한 원이 있을 때 이 두 원들로부터 구의 반지름과 z 좌표를 식 (1-5)와 식 (1-6)으로부터 계산하여 구한다. 각각의 대퇴골두를 근사시키면 근사된 원의 반지름은 변화가 있지만 중심점은 거의 변하지 않고, 구의 z 좌표 역시 두 원 중에서 하나의 z 좌표가 기준으로 정해지면 구할 수 있다.

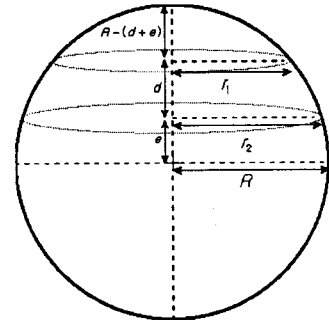


그림 2. 두개의 근사된 원으로부터 구의 중심점과 반지름 구하기

$$R = \sqrt{r_2^2 + e^2} \quad (e = \frac{r_2^2 - r_1^2 - d^2}{2d})$$

- (1-5)

$$z_c = z_1 \pm \sqrt{(R^2 - r_1^2)} \text{ or } z_2 \pm \sqrt{(R^2 - r_2^2)}$$

- (1-6)

6. 최종적으로 근사된 구

앞의 과정에서 두 개의 단면으로부터 대퇴골두의 중심점을 구할 수 있었다. 단면 간격(slice thickness)을 대개 3mm 또는 1.5mm 간격으로 하여, 대퇴골두를 단층촬영 하는데, 단층촬영 영상 중에는 원으로 근사시킬 수 있는 것이 적게는 3-4장에서 많게는 10장 정도가 있기 때문에 앞에서 구의 중심점과 반지름을 구하는 과정을 반복하여 통계적인 값을 구하면 최종적으로 근사된 구를 구할 수 있다. 그림 3은 이제까지의 과정으로부터 최종적으로 근사시킨 구가 정확한 구인지를 검증하기 위해 Microsoft Visual

C++에서 제공하는 3차원 그래픽 라이브러리인

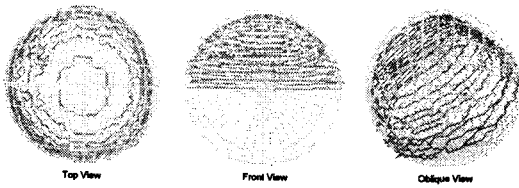


그림 3. 단층촬영 영상과 근사된 구

OpenGL을 이용하여 렌더링을 한 것이다. 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.

2. 입체각 계산 알고리즘

앞에서 대퇴골두의 중심점과 반지름이 구해졌다. 이 중심점은 입체각을 구하기 위한 기준점이 된다. 이제 입체각을 구하기 위해서 관골구의 윤곽 부분에서 대퇴골두의 중심점으로 직선을 그어 이 직선들이 대퇴골두의 중심을 중심점으로 하는 단위구(unit sphere)와 만나는 점들의 좌표값을 얻어내야 한다. 관골구의 윤곽부분은 대퇴골두의 중심점에서 관골구로 그은 점선의 접점이라고 생각할 수 있으므로 우선은 접점들을 구해야 한다.

1. 관골구의 3차원 윤곽 구하기

그림 4는 정상인 사람의 오른쪽 관골구 단면 12장을 보인 것이다. 관골구는 보통 아래쪽으로 내려갈수록 옆의 그림과 같은 모양을 갖게 된다. 좌측 상단이 첫 번째 단면이고 우측하단이 12번째 단면인데, 두 번째 단면부터 접점들은 두 개씩 생기게 된다.

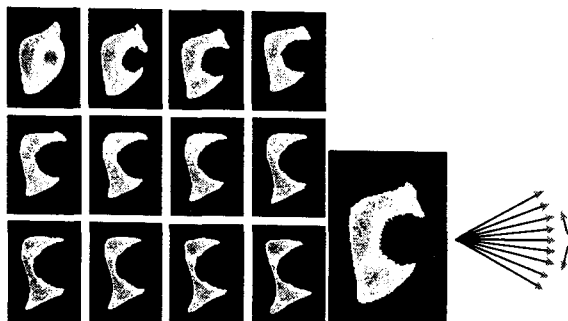


그림 4. 관골구의 단면

그림 5. 윤곽선 구하기

그림 5는 두 개의 접점을 구하는 방법을 보인 것인데, 양쪽으로 각도를 증가시켜 가면서 선을 긋는다. 각 선에서 선을 이루고 있는 좌표값들은 Digital Differential Analyzer 알고리즘을 이용해 얻을 수 있다. 그래서 이 선을 이루고 있는 좌표 중에서 관골구에 속하는 것이 선택이 되면 그것이 바로 하나의 단면에서의 관골구의 윤곽이다. 이렇게 각 단면마다 두 개의 윤곽점을 얻게 되어 전체적인 3차원 윤곽을

구할 수 있다.

2. 단위구상의 윤곽점 구하기

관골구의 3차원 윤곽영역의 점들과 대퇴골두의 중심점 사이에 그은 직선이 대퇴골두의 중심을 중심점으로 하는 단위구와 만나는 점은 식 (2.1)에 의해 구할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 (S_x, S_y, S_z) : & \text{Center of the femoral head sphere} \\
 (p[i].x, p[i].y, p[i].z) : & \text{An acetabular outline point} \\
 \text{Unit}[i].x = & S_x \\
 & + (p[i].x - S_x) / \sqrt{(p[i].x - S_x)^2 + (p[i].y - S_y)^2 + (p[i].z - S_z)^2} \\
 \text{Unit}[i].y = & S_y \\
 & + (p[i].y - S_y) / \sqrt{(p[i].x - S_x)^2 + (p[i].y - S_y)^2 + (p[i].z - S_z)^2} \\
 \text{Unit}[i].z = & S_z \\
 & + (p[i].z - S_z) / \sqrt{(p[i].x - S_x)^2 + (p[i].y - S_y)^2 + (p[i].z - S_z)^2}
 \end{aligned}$$

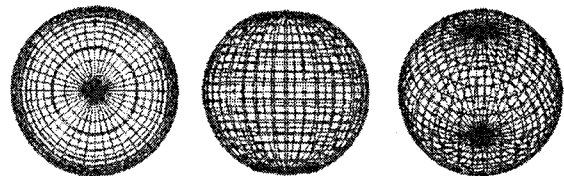
- (2-1)

3. 입체각 구하기

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 위쪽반구에 대해서만 입체각을 계산하게 된다. 아래쪽 반구 부분은 coverage의 정상성 여부를 구분하기 위한 임상적인 측면에서의 중요성이 별로 없기 때문이다.

경계내의 면적을 구하기 위해서 우선 단위구를 전체 1600개의 동일한 면적을 갖는 삼각형과 사각형의 조각(segment)으로 나누었다. 결국, 경계를 이루고 있는 점들 안에 조각이 몇 개가 있는지를 세어 경계내의 면적을 구할 수 있다. 구를 같은 면적의 조각으로 나누는 방법은 참고문헌의 논문[4]의 내용을 참조하였다. 본 논문에서는 각각의 3차원 좌표정보를 모두 갖고 있으므로 실제적인 3차원 coverage를 구할 수 있게 된다.

구 생성 알고리즘으로 구를 생성하고 이를 OpenGL을 이용해 렌더링을 하면 그림 6과 같은 구를 얻을 수 있다.



(a) Top View (b) Front View (c) Oblique View

그림 6. 구 생성 알고리즘에 의해 생성된 구

경계내의 조각의 총 개수를 구하는 방법은 그림 7을 참조하면, 그림은 좌측 대퇴골두에 대해서 단위구 상에 존재하는 점들을 나타낸 것인데 위쪽 반구의 경계 영역이 중요하다는 것은 전술한 바 있으므로 경계를 이루고 있는 점들의 오른쪽 조각들의 개수를 세어 위쪽 반구의 경계내의 면적을 구한다. 우측 대퇴골두에 대해서는 반대로 경계를 이루고 있는 점들의 왼쪽 조각들의 개수를 세어 경계내의 면적을 구

한다. 전체 조각의 수는 적게는 200에서 많게는 3200이상까지도 할 수 있지만 실험적인 값으로 1600 정도가 가장 적당하다. 조각의 수가 결정이 되면 이를 토대로 식 (2-2)에 의해 입체각을 구할 수 있고, 이 입체각을 바탕으로 관골구가 대퇴골두를 감싸고 있는 coverage 및 3차원 면적을 식 (2-3)과 (2-4)에서 구할 수 있다.

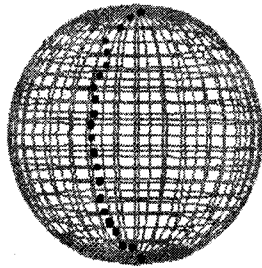


그림 7. 단위구 상에 경계를 이루는 관골구의 윤곽점

Solid Angle

$$= \frac{\text{upper hemisphere의 boundary 이내의 segment 개수}}{\text{전체 segment의 수(1600)}} \times 4\pi \quad - (2-2)$$

$$\text{Acetabular Coverage [\%]} = \frac{\text{Solid Angle}}{2\pi} \times 100 \quad - (2-3)$$

$$\text{Covered Surface} = \text{Solid Angle} * R^2 \quad - (2-4)$$

실험 및 결과

본 논문에서는 관골구 및 대퇴골두의 데이터를 얻는 과정에서 두가지를 가정하였다. 첫째, 단면 사이의 간격이 1.5mm 이하가 되어야 한다. 보통 1.5mm 또는 3mm 정도로 CT 촬영을 하는 데 3mm의 경우는 대퇴골두의 중심을 구하는 데는 문제가 없지만, 관골구의 3차원 윤곽을 구하기 위한 충분한 데이터를 얻을 수 없기 때문에 정확한 값의 입체각을 구할 수 없다. 둘째, 너무 어린 환자의 CT 데이터는 뼈가 충분히 경화되지 않은 상태이기 때문에 관골구의 경계 자체가 모호해서 초기의 구분화 과정이 어렵거나 불가능하다. 따라서, 뼈가 충분히 경화된 환자의 경우에 대해서 본 논문의 알고리즘을 적용시킨다.

본 연구를 실험하기 위해 한양대 병원에서 CT 촬영한 실제의 데이터로 입체각 및 acetabular coverage를 측정하였다. 한양대 병원에서 CT 기계로 촬영한 단층 영상들은 대퇴골두 및 관골구에 이상이 있는 환자의 경우 대개 60장, image size가 512*512, 픽셀당 16bit가 할당이 되어 있다. 이것은 자기테이프에 저장되는데 workstation 상에서 Mayo Clinic의 ANALYZE라고 하는 3차원 의학영상처리 프로그램 상에서 이 자기테이프를 읽어서 size를 왼쪽과 오른쪽으로 나누어 각각 256*512로, bit를 8bit로 바꾸고 난 후 각각에 대해 대퇴골두와 관골구를 구분화하는 작업을 한다. 구분화는 ANALYZE에서 기본적으로 제공되는 region growing을 비롯한 auto tracing과 manual tracing을 혼합 사용해 이루어진다. 이와 같은 전처리 과정을 거친 후에 앞서 전개한 본 연구의 알고리즘을 적용시켜 입체각 및 acetabular coverage를 구하면 표 1과 같은 결과를 얻게 된다.

표 1은 acetabular coverage가 정상인 사람과 비정상인 사람의 왼쪽 관골구에 대해 입체각과 그에 따른 coverage 및 곡면적 등을 구한 것이다. 참고문헌의 논문 [6]에서는 정상인의 경우 관골구 coverage를 약 90%로 정의하고 있다. 이것은 위에서 아래로 내려다 본 2차원 coverage의 측정값이다. 본 논문의 입

체각을 이용한 3차원 측정방법에서는 정상인의 경우 약 68%의 coverage가 측정되었다.

Left	Normal	Abnormal
Radius of femoral head	22.4 mm	15.23 mm
Segment	548	462
Solid Angle	4.304	3.6285
Covered Surface	21.60 cm ²	8.42 cm ²
Coverage	68.5 %	57.75 %

표 1. 입체각 측정결과

결론

기존의 2차원 측정방법들은 비록 입상에서 빠르고 쉽게 측정할 수 있지만, 3차원 구조인 관골구의 특성을 제대로 살리지 못한 것이었다^[5]. 최근에 새로 나오는 projection 방법이나 template을 이용한 방법들은 2차원 AP radiograph 상에서 3차원적인 곡면적을 구한다는 측면에서 한층 더 발전된 방법이라고 할 수 있지만, 근본적으로 AP radiograph를 이용한 방법에서는 가상의 3차원 곡면적을 구하기 때문에 관골구의 3차원 윤곽 부분의 모습을 정확히 알아낼 수 없다^[6]. 따라서, 3차원 구조의 관골구나 대퇴골두를 3차원적인 해석으로 접근하여 coverage를 구하는 것이 바람직하다. 본 논문에서는 acetabular coverage를 측정하는 새로운 방법으로서 입체각을 이용한 측정방법을 제시하였다. 이를 이용해 2차원적인 측정방법들의 한계를 극복하여 실제적인 coverage를 구할 수 있을 것으로 기대된다.

참고 문헌

[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, p384-9, May. 1992
 [2] 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), p115-120, 1991
 [3] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Digital Image Processing, Addison Wesley, p484-486
 [4] 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, p797-805, 1995
 [5] Konishi N. Mieno T. Determination of acetabular coverage of the femoral head with of a single anteroposterior radiograph. J Bone Joint Surg [Am], Vol. 75-A, No. 9, p1318-33, Sep. 1993
 [6] K. Klaue, M. Sherman, S. M. Perren, A. Wallin, C. Looser, R. Ganz. Extra-articular augmentation for residual hip dysplasia, J Bone Joint Surg Br, 75-B, No. 5, p750-4, Sep. 1993