

# 한국형 Femoral IM Nail 설계를 위한 표준 Lateral 휨각도 분석

김성민<sup>#</sup>, 박성윤<sup>\*</sup>, 이만표<sup>\*</sup>

## Design of A Femoral IM Nail by analysis of Lateral Curve Angle

Sung Min Kim<sup>#</sup>, Sung Yun Park<sup>\*</sup>, Man Pyo Lee<sup>\*</sup>

### ABSTRACT

A Femur is the longest and largest bone which supports body in human musculoskeletal structure. Therefore, it may cause heavy loss of blood when it is suffered by a simple or complex fracture, and the complication is very dangerous with a possibility of severe tissue damage.

In this study, the femoral cancellous angle change is estimated in order to design the Korean femoral IM nail. Generally, it is various in the size and curvature of femoral cancellous bone depending on patient's body dimension. Therefore surgeon has difficulty in fitting this femoral IM nail to the patient in the surgical procedure. In our study, we tries to estimate femoral lateral curve angle with more precise method based on CT image of the femur and utilize this information on the design of femoral IM nail for Korean patients.

**Key Words :** Femur(대퇴골), Nail(금속정), Origin(중심), Angle(각도), Lateral Cancellous Bowing Angle(측면 해면골 휨각도)

### 기호설명

- $\theta$  = Lateral bowing angle
- = femur lenth between Lesser trochanter and Propliteal surface
- $r$  = radius of curvature of femur

### 1. 서론

대퇴골은 인간의 뼈 중 가장 긴 뼈로 체중을 지탱하는 가장 큰 골격체이다. 대퇴골은 비개방성 이지만 골절 시 다량의 출혈을 하게 되고, 합병증의 위험 또한 높다. 대퇴골 간부 골절은 상당히 강한 외력이 가해지기 때문에 분쇄 골절 이외에도 주변 연부 조직부분의 손상 등이 수반되는 경우가 많다.

대퇴골의 골절 시 골절부위는 중간부가 가장 많은 빈도를 보이고,<sup>1</sup> 원위부, 중간-원위 이행부, 근위부 및 근위-중간부의 골절 순의 빈도로

접수일: 2005년 5월 4일; 게재승인일: 2005년 9월 9일

<sup>#</sup> 교신저자: 건국대학교 의학공학부

E-mail smkim@kku.ac.kr Tel. (043) 840-3761

<sup>\*</sup> 건국대학교 의학공학부

골절이 일어난다.<sup>1</sup> 이에 대해 대퇴골 골절의 다양한 치료 방법이 개발되고 있지만 가장 보편적이며, 좋은 방법이라 여겨지고 있는 것은 골수강 내 금속정 고정술이다.<sup>1,2</sup> 즉 골수강 내 금속정 고정법은 대퇴골 간 골절 중 협부 골절 시 주된 치료방법으로 알려져 있으며, 특히 횡골절의 경우 가장 이상적인 방법으로 알려져 있다.<sup>2</sup>

1916 년 Hey Groves 는 최초의 금속정을 사용하여 장골의 중간부 골절을 치유하였으며, 현재의 형태는 1940 년 Gehard Kuntscher 에 의해 고안 되었다.<sup>1,2,3</sup> 또한 1968 년에 Gehard Kuntscher 는 지금의 형태와 가장 유사한 대퇴골 분쇄상 골의 치료에 골수강 내(IM NAIL) 금속정을 장치하면서 횡적으로 볼트를 삽입하여 골절부의 안정성을 유지하는 골수강 내 금속정을 고안하였다.<sup>3</sup> 그의 방법이 알려지면서 1970 년 Klemm 과 Schell- Mann 에 의해 금속정과 볼트를 사용한 Interlocking 금속정이 고안되고 수술기법의 표준화가 이루어지면서, 골수강 내 고정의 여러 문제점들이 해결되었다.<sup>3</sup>

국내에서도 이러한 Interlocking Nail 의 사용이 이루어지면서 골수강 Interlocking Nail 의 안정성과 높은 치료효과를 얻었다는 보고가 이어지고 있다.<sup>4</sup> 하지만 현재 국내에서 치료에 사용하는 금속정은 한국인의 대퇴골 표준으로 만들어진 것이 아니라 외국인 표준으로 제작되었다. 이런 점에서 시술 시 Interlocking 금속정의 입구(Entry point)를 조절하여 사용하고 있으며, 인위적인 각도변경 시 금속정의 과도한 변형을 초래하여 시술 시 정확성에도 문제가 생길 가능성이 존재한다. 따라서 본 연구에서는 이러한 국내 Interlocking 금속정 단점을 보완하기 위하여 제작 시 설계 요건으로 필요한 한국인 표준 대퇴 해면골 휨 각도를 측정 및 분석하였다.

대퇴 해면골 휨 각도를 측정하기 위해 19 명의 사체 대퇴골 CT 영상을 사용하였으며, 의료 영상 표준 형식인 DICOM 파일을 JPEG 영상으로 변환하였다. 대퇴 해면골 중심부의 휨 각을 계산하기 위해 Matlab(Ver. 6.0) 사용하였으며, 그 중심부를 연결하는 그래프를 얻어 대퇴골 측면에서의 각도를 계산하였다.

2. 이론 및 측정

2.1 원의 반지름 측정

대퇴 해면골의 휨 각도를 찾기 위해서는 수치적인 계산을 위해 대퇴 해면골의 휘어진 곡선을 반지름 r 을 가지는 원의 일부분이라 가정하였다. 현재 금속정을 제조 및 판매하는 모든 회사들이 Interlocking 금속정의 휨 정도를 r로 표시하기 때문이다.

본 연구에서는 이 곡선의 반지름이 얼마인지를 알아보기 위해서 다음과 같은 식을 사용하였다.

$$r = l \times \frac{360^\circ}{2\theta} \times \frac{1}{2\pi} \tag{1}$$

앞의 (1)식에서 r 은 곡선l을 포함하는 원의 반지름이고, l은 곡선의 길이,  $\theta(^{\circ})$ 는 곡선의 시작점과 끝점의 각도(Fig. 1 참조)이다.

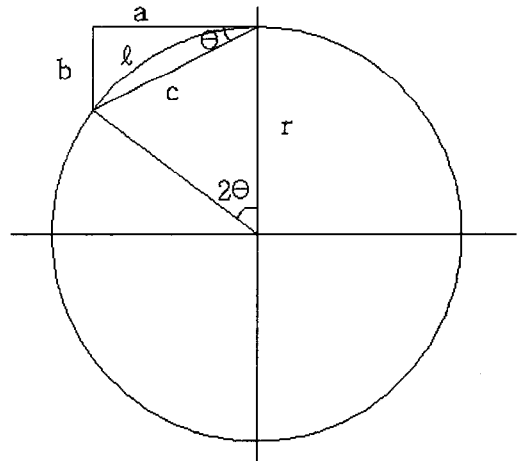


Fig. 1 Numerical theory

2.2 대퇴 해면골의 곡선 길이 측정

대퇴 해면골의 곡선을 찾기 위해서 대퇴골을 1.5mm 간격으로 촬영한 CT 영상을 이용하였다. 각 영상에서 해면골의 무게중심을 찾아서 이 중심점을 연결하는 곡선을 찾았다.

중심점을 연결하는 이유는 우선 금속정을 삽입할 때 대퇴 해면골의 입구(Entry point) 및 중심(Center of shaft)을 통해 들어간다는 수술방법에 착안 하였다.<sup>5,6</sup> 또한 그 중심을

연결하는 연속선의 휘어진 각도를 알면 금속정 제조와 수술 시 삽입이 용이해지기 때문이다.

CT 영상을 얻기 위한 해부학 사체 대퇴골의 근육을 완전히 제거한 후 1.5mm 간격으로 전방-후방(Anterior-Posterior) 방향으로 놓고 CT 영상을 촬영하였다. 촬영 시 대퇴골 무릎 방향의 윤기부분을 바닥에 밀착시킴으로 전체 기준을 설정하여 촬영 시 대퇴골의 유격이 일어날 오차를 최소화 하였다.<sup>7,8</sup>(Fig. 2)

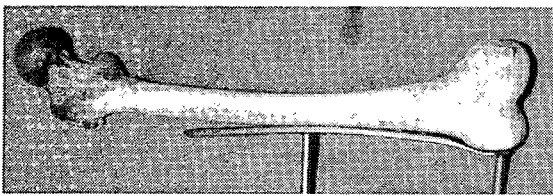


Fig. 2 Femur

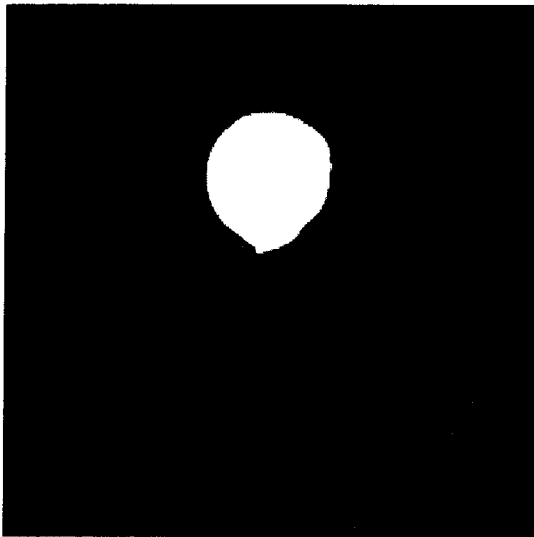


Fig. 3 (a) Femur fist slide File after conversion by BIONIX30

CT 영상 파일을 JPEG 파일로 변환하여 Matlab(Ver 6.0)를 이용하여 Fig. 3(a)와 같이 영상을 출력하였다.

해면골 단면의 무게중심을 찾아내기 위하여 단면영상을 이용한 영상처리 알고리즘을

이용하였으며 방법은 다음과 같다. 출력된 영상을 Matlab(Ver 6.0)에서 프로그램을 코딩, Fig. 3(b)와 같이 영상의 그레이 레벨을 변화시켜서 하나의 원으로 변환시켰다. 이때 해면골을 중심으로 하는 단면의 안쪽 부분이 모두 흰색이 되도록 수치를 조정하였고, 그 이외의 부분을 검정색으로 확장시켰다.

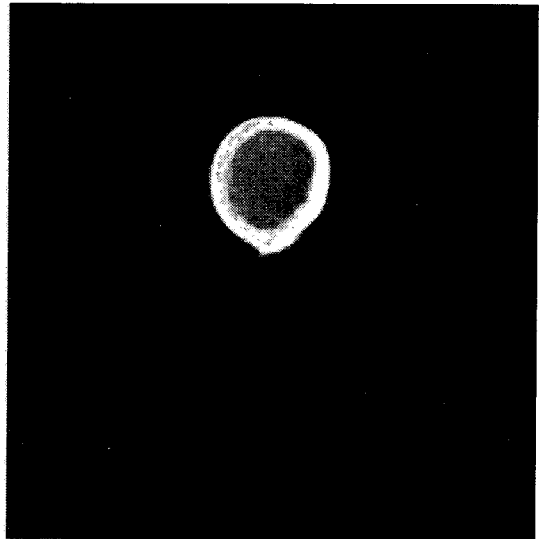


Fig. 3 (b) Femur fist slide File after conversion by MATLAB

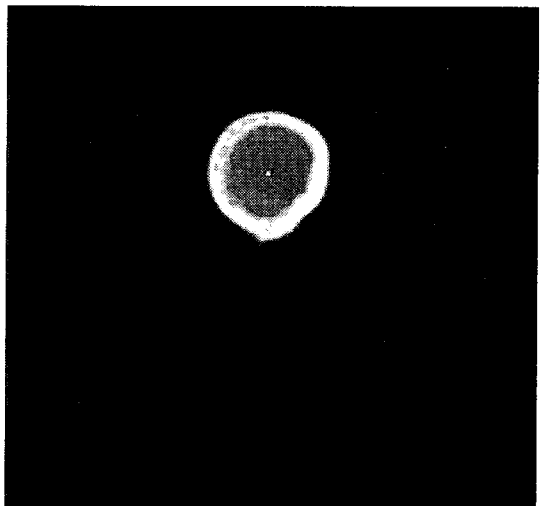


Fig. 3 (c) Finding the origin of Femur

이때의 중심점은 그레이 레벨의 변화를 통해 얻어진 확장된 영역의 픽셀값을 사용하여 중점을 구했다. (Fig. 3(c))

위의 방법으로 19 명의 오른쪽 대퇴골의 각 단면의 중심을 정한 후 대퇴 해면골의 휨 각도를 Fig. 4 와 같은 그래프로 나타냈다. 이때 각 대퇴골의 전체의 CT 영상은 각각 500 장 정도의 단면영상 이미지를 이용하였다. 이때 그림에서 보이는 곡선은 대퇴골의 대퇴골 두 부분에서 무릎염기부분 방향의 곡선이다.

이 그래프에서 곡선은 대퇴골의 대퇴전자간부에서부터 슬관절염기 윗부분까지의 중심을 나타낸 것이다. 대퇴 해면골의 휨 각도는 그래프상에서 변곡점을 찾아 그 사이의 휨 각도를 측정하였다.

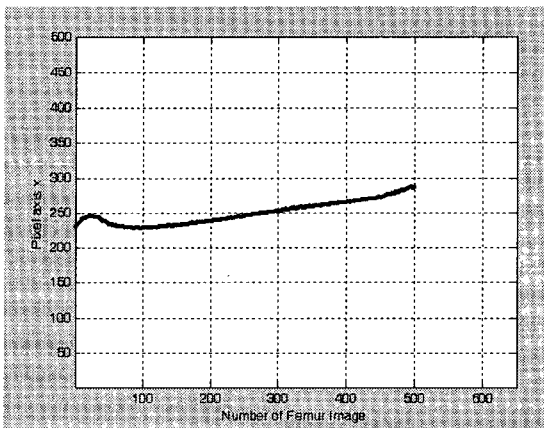


Fig. 4 Center curve of all femur slide

중점들을 이용하여 식(2)에 적용하고, 두 중점 사이의 거리를 계산 및 값들을 합산하여 전체  $l$ 의 길이를 계산할 수 있다.

$$l_1 = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} \quad (2)$$

$$l = \sum_{n=1}^m l_n \quad (3)$$

### 2.3 $\theta$ 값 측정

$\theta$  값은 Fig. 1 에서 곡선의 시작점과 끝점을 이은 선과 시작점과 끝점이 수직으로 만나는 선으로 이어진 삼각형에서의 각도이며, 아래의 식(4)을 이용하여 구하였다.

$$\theta = \cos^{-1} \frac{a}{c} \times \frac{180^\circ}{\pi} \quad (4)$$

동일한 방법으로 구한  $l$ ,  $\theta$  를 식(1)을 이용하여 반지름( $r$ ) 을 구하였다.

### 3. 결과

우측 대퇴 해면골의 휘어짐 각도( $\theta$ )와 대퇴전자간 사이의 길이( $l$ )를 측정된 결과는 실제 임상에서 사용하고 있는 제품과는 차이가 있었으며, 실제 임상에서 사용되는 제품의 휨 각은 서양인 대퇴 해면골을 기본 모델로 제작된 제품이다. 금속정의  $r$  값은 2200~2600mm 이며, 19 명의 한국 남성 오른쪽 대퇴 해면골의 측면(Lateral) 곡률반지름은 평균 1862.3mm 이다.

또한 서양인의 측면(Lateral) 휨 각도는  $4.2^\circ \pm 2.3^\circ$ 이며,<sup>7</sup> 계산된 평균 한국 남성의 측면 휨 각도는  $4.57^\circ \pm 1.34^\circ$ 이다.

즉, 한국인의 대퇴 해면골의 길이는 서양인에 비해 길이가 짧아서 측면 휨 각도가 더 크고, 반지름  $r$  또한 작아지는 경향을 보였다.

Table 1 은 본 연구에서 측정된  $\theta$ ,  $l$ ,  $r$  값들이다.

Table 1 Result data of  $\theta$ ,  $\ell$ ,  $r$

	남성		
	$\theta(^{\circ})$	$\ell$ (mm)	$r$ (mm)
1	5.54	326	1685
2	5.51	331	1726
3	5.21	326	1689
4	4.84	329	1709
5	4.10	362	1871
6	3.23	425	2197
7	3.30	382	1982
8	5.51	331	1727
9	5.19	332	1727
10	4.82	334	1736
11	4.09	337	1908
12	3.23	429	2233
13	3.29	387	2015
14	5.28	354	1921
15	4.75	369	2001
16	4.63	353	1917
17	4.49	338	1837
18	4.62	304	1648
19	5.15	333	1854
평균	4.57	351.7	1862.3

#### 4. 결론

본 연구는 현재 대퇴골간부 골절 환자의 금속정 고정술 수술 시 사용하는 금속정이 서양형 금속정의 기준을 사용하고 있다는 점에 대해 한국형 표준 금속정의 사용이 골수강 내 고정 시 수술의 효과를 높일 것으로 판단됨에 따라 한국형 대퇴 금속정을 설계하기 위한 대퇴 해면골의 각도를 측정하게 되었다. 현재 서양형 금속정의 표준이 사용되어 해면골의 정확한 위치에 시술이 어려운 점, 시술 시 금속정의 입구 조절이 필요한 점 등에서 한국형 금속정 설계는 불편한 점을 해소할 수 있을 것이다.

국외의 논문에서도 밝혔듯이 대퇴골은 개인적인 편차가 상당히 크게 나타나고 있으며, 외국인의 체형과 한국인의 체형이 많이 다르다는

것이 대퇴골의 표준화에 있어서 매우 중요한 것이다.

향후 더 많은 자료와 연령, 성별에 따른 추가 연구를 통하여 한국인에 맞는 표준 금속정의 제작이 가능해질 것이며, 수술 시 C-arm 을 통해 측면 영상의 휨 각을 수술실에서 바로 알 수 있다면 환자 개개인의 휨 각도에 적합한 금속정을 사용할 수 있을 것 이라고 생각된다.

#### 후 기

본 연구에서 사용된 대퇴골을 제공해 주신 (주)솔고바이오 메디컬 의공학연구소 안세영 연구소장님과 김형도 연구원에게 사의를 표합니다.

본 연구는 건국대학교 교내 연구비에 의해 진행되었습니다.

#### 참고문헌

1. Chun, C. H., Kim, S. S., Kim, D. C., Yoo, H. J., "The Treatment of Nonunion of Femoral Fractures with an Interlocking Nailing," Journal of the Korean Fracture Society, Vol.8, No.3, pp.497-504, July, 1995.
2. Jung, S. T., Yoon, T. R., Seon, J. K., "Treatment of the Femoral Shaft Fractures with Interlocking Compression Nail," Journal of the Korean Fracture Society, Vol.11, No.2, pp.281-287, April, 1998.
3. Shin, B. D., Kim, N. H., "Biomechanical Analysis of Morphological Difference in Intramedullary Nail -3 Dimensional Finite Element Model Analysis," J. of Korean Othop. Assco., Vol.28, No.2, pp.839-852, April, 1993.
4. Roh, K. J., "Interlocking Intramedullary Nailing for the Femoral Shaft Fractures," Ewha Med. J., Vol.9, No.2, pp129-133, 1986.
5. Rantanen, Jussi, Hannu, T. Aro, "Intramedullary Fixation of High Subtrochanteric Femoral Fractures:A Study Comparing Two Implant Designs, the Gamma Nail and the Intramedullary Hip Screw," Journal of orthopaedic trauma, Vol.12, pp.249-252, May, 1998.
6. Ackland, M. K., Bourne, W. B., Uthoff, H. K., "Anteversion of the acetabular cup:Measurement of angle affer total hip replacement," J Bone Joint Surg, Vol.63B, pp.409-413, 1994.

7. Masaaki, Maruyama, Judy, R. Feinberg, William, N. Capello, James, A. D'Antonio, "Morphologic Features of the Acetabulum and Femur," CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH, Number 393, pp.52-65, 2001.
8. Abel, M. F., Sutherland, D. H., Wenger, D. R., Etal, "Evaluation of CT scans and 3-D reformatted images for quantitative assessment of the hip," J Pediatr Orthop, Vol.14, pp.48-53, 1994.
9. Kolta, S., Le Bras, A., Mitton, D., Bousson, V., De Guise, J.A., Fechtenbaum, J., Laredo, J. D., Roux, C. and Skalli, W., "Three-dimensional X-ray absorptiometry(3D-XA): a method for reconstruction of human bones using a dual X-ray absorptiometry device," Osteoporosis International With other metabolic bone disease, 2004.