

Three Dimensional Curvature Analysis of Femoral Shaft Bowing based on CT Images

Ki Seon Lim, Wang Kyun Oh, Tae Soo Lee

Department of Biomedical Engineering, Chungbuk National University, Cheongju, Korea

CT 영상을 이용한 대퇴체부 휨의 3차원적 곡률 분석

임기선, 오왕균, 이태수

충북대학교 의과대학 의용생체공학과

Abstract

For some patients with joint illnesses such as rheumatoid arthritis or varus deformity, the total knee arthroplasty (TKA) procedures are performed. However, when inserting metal cutting guide for the procedures, due to the femoral shaft bowing, complications such as the cortex of the femoral shaft damages or secondary fractures can be caused. If the central coordinate value of the femoral shaft is known, the metal cutting guide could be inserted into the anatomical center, so such complications can be prevented. In this study, CT images of femoral shafts of 10 individuals in the experiment group who are in need of receiving the total knee arthroplasty procedures and those of 10 individuals in the control group without illness in the femoral shaft have been utilized to locate the 3-dimensional coordinate values. Then, Matlab was utilized to identify the central coordinate value in order to obtain a graph reflecting the anatomical shapes as well as to acquire the 3-dimensional radial curvature values by section. As a result, the average curvature range and standard deviation of femoral shafts of the experiment group was determined to be 758.15 ± 206.3 mm whereas the that of the control group was determined to be 1672.97 ± 395.6 mm. The statistical significance of the measured results was verified through f-distribution analysis. Based on these results, it was verified that the level of curvature of the femoral shaft of the experiment group was higher. If the anatomical central points are located and analyzed using this methodology, it would be helpful in performing orthopedic operations such as the total knee arthroplasty.

Key Words : Total Knee Arthroplasty, Femoral shaft bowing, Osirix Dicom Viewer, Curvature, Computed Tomography.

요약

류마티스성 관절염 등의 관절 질환이나 내반 변형 등을 동반한 환자에게 정형외과적으로 인공슬관절 치환술을 시행하는데 수술용 금속정을 삽입할 때 대퇴체부의 휨 정도로 인해 대퇴피질부에 손상을 주거나 2차 골절 등의 부작용을 유발하기도 한다. 이때 대퇴체부의 중심 좌표값을 알면 금속정이 해부학적 모양의 중심으로 삽입될 수 있어 이러한 부작용을 예방할 수 있을 것이다. 본 연구에서는 인공슬관절 치환술이 필요한 10명의 환자와 대퇴골 질환이 없는 정상군 10명의 대퇴부 단층촬영영상을 이용하여 3차원 좌표값을 찾은 후 Matlab을 이용하여 중심좌표값을 찾아 해부학적 모

양을 반영한 그래프를 얻었고, 구간별 3차원 곡률반경 값을 구하였다. 그 결과 실험군의 대퇴골 평균 곡률반경과 표준편차는 758.15±206.3 mm로 측정되었고, 정상군은 1672.97±395.6 mm로 측정되었다. 측정된 결과는 통계적 유의성 확보를 위해 f-검정을 실행하여 두 집단간 평균의 차이를 검증하였다. 이 결과로 미루어 실험군의 대퇴체부 휨 정도가 더 심함을 확인할 수 있었으며 이러한 영상 분석방법을 이용하여 해부학적 중심점을 찾는다면 인공슬관절 치환술 같은 정형외과적 수술에 도움이 될 것이라 사료된다.

중심단어: 인공슬관절 전치환술, 대퇴체부 휨, 오시릭스 다이콤 뷰어, 전산화단층촬영

I. 서 론

관절염(Rhumathritis)이나 내반변형(Varus deformity) 등 여러 가지 질환으로 무릎관절의 연골이 손상되고 관절의 퇴행성 변화가 동반된 변형성 관절증 환자에게 인공슬관절 전치환술이 시행된다.^[1,3,6,9]

이때 대퇴골이 휘어진 환자는 수술 인공물 삽입 시 대퇴골의 휨에 의해 대퇴골 피질(cortex)의 손상을 초래하거나 심하면 2차 골절을 유발하기도 하는 등의 부작용이 발생할 수 있기 때문에 수술 전 대퇴골의 휨 정도 가늠술(templating)이 필요하다.^[2,3,7]

고관절 치환술을 시행하는 환자의 경우 수술 전 삽입물 예측을 위한 시뮬레이션 프로그램이 개발되어 사용되기도 하지만 대퇴골의 휨 정도를 예측하기에는 부족함이 있다.^[4]

이런 이유로 대퇴골의 휨 정도를 찾는 방법에 관해 다양한 연구들이 진행되었는데 주로 근위경골 절골술(high tibial osteotomy, HTO)수술이 필요한 환자에게 대퇴 경골각(femoro tibial angle, FTA)을 보정하는 방법으로 원위부 대퇴골과 근위부 경골 조면(tuberosity of tibia)의 중앙점을 연결하여 대퇴골의 휨 정도를 추측하기도 하고^[5,10] 슬관절 전치환술(total knee arthroplasty, TKA) 수술이 필요한 환자에게 대퇴골두와 무릎관절 중앙점을 연결한 생체역학적 축(mechanical axis)과 대퇴체부 중앙지점을 따라 연결하는 해부학적 축(anatomical axis)과의 차이를 이용해 대퇴체부의 휨 정도를 측정하는 방식이 이용되기도 한다.^[5,6,7,10]

본 연구에서는 대퇴골 단층촬영상을 이용하여 대퇴체부 횡단면 x, y, z축의 3차원 중심 좌표를 찾아 그 값을 연결하여 대퇴골의 해부학적 모양을 유추하고^[7] 픽

셀분석기법을 이용해 공학적 중심좌표 측정법을 제안하고 실험군과 정상군에서의 대퇴체부의 휨 정도를 비교해 보고자 한다.^[12,13]

II. 재료 및 방법

1. 대상 및 장비(Subject and Equipment)

청주시에 소재한 C 의료원 정형외과 내원 환자 중 인공슬관절 전치환술을 위해 전산화 단층촬영(CT) 검사를 실시한 14명의 대상자중 해부학적 자세와 알고리즘이 상이한 4명을 제외한 10명(남자 4명, 여자 6명, 평균연령: 77세)의 단층촬영 영상을 실험군으로 하였고, 정상군으로는 C대학병원 PACS영상에서 대퇴골 질환이 없는 10명(남자 2명, 여자8명, 평균연령:66세)의 단층촬영 영상을 무작위로 선정하여 동일한 방법으로 중심 좌표값을 측정 하였다.

연구에 사용된 영상의 개수는 실험영상의 대퇴체부 길이에 따라 C의료원 영상은 40~59개의 분포를 보였고 평균길이는 255 mm였고, C대학병원 영상은 79~95개의 분포를 보였고 평균길이는 261 mm였다.

영상 개수의 차이는 재구성 영상두께의 차이 때문인데 scan thickness는 1 mm로 동일하였으나 재구성 영상의 slice thickness는 c의료원 영상은 5 mm였고 c대학병원 영상은 3 mm였으며 병원마다 다른 재구성 프로토콜을 사용하기 때문으로 생각된다.

또한 분석에 사용된 영상진단 장치는 16 channel Multi Detector(Somatom, Siemens, 독일) 와 64 channel Multi Detector(Brilliance, Philips, 네덜란드) 단층촬영장치였다.

실험대상 영상의 일반적 특성은 아래 Table. 1.에 정

리하였다.

Table. 1. General Characteristics of the Experiment Images

일반적인 특성			
		정상군	실험군
성별	남자(명)	2	4
	여자(명)	8	6
평균연령		66	77
평균 대퇴체부 길이(mm)		261	255
재구성 단면두께(mm)		3	5
알고리즘		standard	standard

환자는 해부학적 자세에서 대퇴골두와 무릎관절을 포함하여 대퇴골 전장을 촬영 하였으며 촬영에 포함된 범위는 다음 Fig. 1. 에 제시하였다.

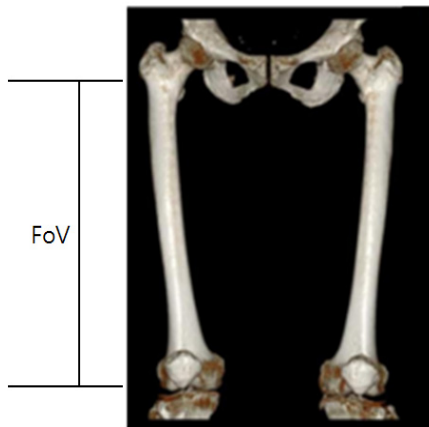


Fig. 1. Anatomical range of Example image

2. 변환 및 영상분석(Conversion and Analysis of Images)

PACS 서버에 있는 DICOM 영상은 분석을 위해 PC로 옮긴 후 Osirix dicom viewer를 이용하여 디스플레이 (Fig. 2. (a)), 한 후 영상 분석을 위해 윈도우폭(Window Width)과 윈도우레벨(Window Level)을 조절하는 전처리를 수행하였으며(Fig. 2. (b)), 이 영상을 Matlab에서 인식 가능한 형태의 jpeg형식의 파일로 변환하였다..

모든 영상은 해부학적으로 z축(영상의 근위부~원위부 방향)을 중심으로 한 x(영상의 좌우방향), y(영상의 앞뒤방향) 좌표값을 측정 한 것이며 변환된 영상은 분석의 편의를 위해 Matlab 명령어를 활용하여 대퇴골수강을 포함한 대퇴체부를 제외한 영상의 나머지 모든 부분의 그레이스케일 값을 0으로 지정하여 영상에서

검게 보이도록 처리 하였다(Fig. 2, (c)).

전처리가 수행된 영상은 8비트 그레이 영상으로 Matlab에 로딩하여 분석하였고, 중심 좌표값을 찾기 위해 다음과 같은 과정을 수행하였다.

1) 각 실험 영상은 좌우 대퇴골이 모두 포함되어 있고 중심좌표는 좌측과 우측에 각각 존재하므로 영상을 1/2로 나누어 분석하였다.

2) 대퇴골수강(medulla)을 포함한 대퇴골과 그 외 대퇴부 조직의 대조도를 최대화하도록 그레이 스케일 값을 변경하고 역치(threshold)값을 적용하여 대퇴골수강 부분을 검출 하였다.

3) 분석측 대퇴골수강(medulla)의 무게중심을 계산하여 중심 좌표를 찾았으며 중심좌표 예시는 아래 Fig. 2. (d) 에 제시하였다.

이러한 전 과정을 Fig. 2. 에 요약하여 제시하였고 분석과정은 Fig. 3.에 다이어그램으로 요약하였다.

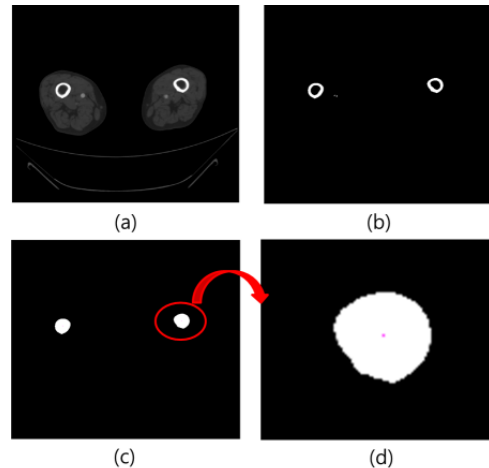


Fig. 2. An example Image of Data loading and process

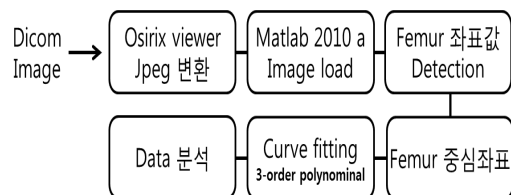


Fig. 3. Diagram of Central coordinate analysis

3. 곡률반경(Radius of Curvature)

곡면이나 곡선의 각 점에서의 만곡 정도를 표시하는 값을 곡률반경 이라 정의할 수 있는데 반경이 클수록 완만하고 직선에서는 무한대이며 원의 곡률반경은 내접원의 반지름과 같고 만곡의 정도는 일정하다.

Fig. 4. 에서 보듯 곡선 C의 선상에 있는 임의의 한 점 P에서의 곡률반경은 원주를 따라 연결한 반지름이 'r'인 원이 되므로 원의 곡률반경은 반지름 'r'과 같다.

곡선에 내접하는 원의 중심은 곡률의 중심이 되며 이때 곡률(curvature)은 내접원의 반지름의 역수가 되므로 적용 수식은 다음과 같다.

$$K = 1/r \dots\dots\dots (1)$$

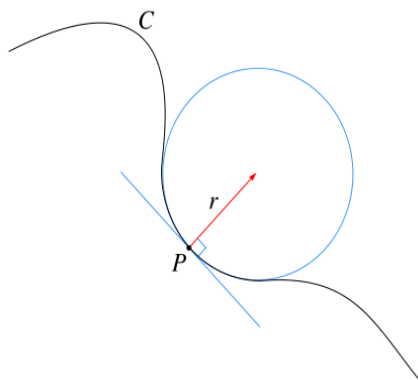


Fig. 4. Radius of curvature in a curve

4. 중심좌표 곡률 수식(Curvature formula of the Central Coordinate)

3차원 중심좌표는 대퇴부 단층촬영 영상에서 z축을 기준으로 일정한 간격으로 대퇴체부의 3차원 좌표 값 (x, y, z)을 찾았고 각 좌표는 일정한 기울기를 갖고 있는 함수이므로 Fig. 4. 처럼 인접한 직선을 그리고 미분값을 구할 수 있다.

또한 대퇴체부의 3D곡률은 측방향의 휨 정도와 앞뒤방향의 휨 정도를 동시에 반영하여야 하므로 3차원 곡률 수식을 적용하였으며 이는 미분과 극한의 개념을 응용하여 공간에서의 곡률값을 구하였다.

영상에서 z축을 기준으로 갖는 3 mm, 5 mm, 간격의

한 점을 Fig. 4.에서 보여지는 점 'p'라고 규정할 때 이 점을 기준으로 x, y 좌표값이 존재하고 이는 분석을 통해 얻어진 중심 좌표값이며 세 좌표 x,y,z는 2차원 곡률방정식을 응용하여 아래와 같은 곡률 수식을 적용하였다.

$$K = \frac{\sqrt{(z''y' - y''z')^2 + (x''z' - z''x')^2 + (y''x' - x''y')^2}}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{3/2}} \dots\dots\dots (2)$$

III. 결 과

실험군과 정상군의 단층촬영상의 3차원 좌표값을 이용하여 구간별 3D 곡률반경과 곡선근사화 그래프를 얻었고 수식을 활용하여 각 좌표의 곡률값을 구한 후 두 집단의 평균 곡률값의 차이를 규명하기 위해 F-검정을 통해 유의성을 검증하였다.

1. 3차원 곡률반경(3D Radius of Curvature)

실험군의 곡률반경은 대퇴체부에서 399~1038.3 mm의 분포를 보였고 평균 곡률반경과 표준편차는 758.15 ± 206.3 mm이었으며, 정상군의 곡률반경은 1058.2 ~ 2480 mm의 분포를 보였고 평균 곡률반경과 표준편차는 1672.97 ± 395.6 mm로 측정되었다.

실험군에서의 곡률반경(내접원의 반지름)값이 작으므로 실험군의 휨 정도가 정상군에 비해 더 심함을 추측할 수 있으며, 두 집단의 평균 곡률반경값의 차이를 검증하기 위해 F-검정을 실시한 결과 두 집단간의 p-값이 0.003으로 나타나 유의한 차이가 있음을 알 수 있었는데 이는 c의료원 환자의 표본은 실제 인공슬관절 치환술을 시행하기 위해 내원한 환자였기 때문으로 생각된다.

측정된 결과는 아래 Table. 2. 에 정리하여 제시하였다.

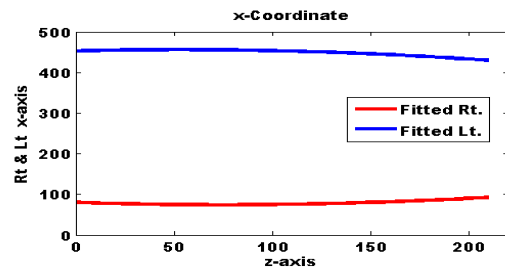
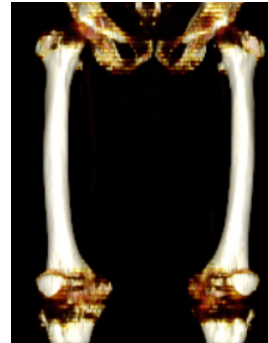
Table. 2. General Characteristics of the Experiment Images

	곡률반경과 표준편차	
	정상군	실험군
곡률반경(mm) ± 표준편차(SD)	1672.9 ± 395.6	758.1 ± 206.3

2. 곡선근사화 그래프(Graph approximated by curve fitting method)

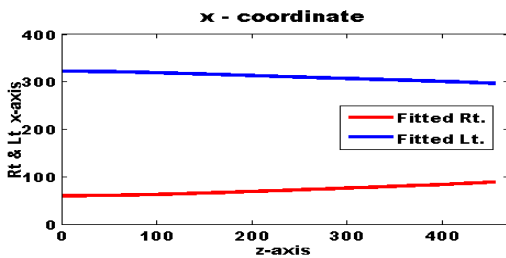
연구에 사용된 대퇴부 단층촬영 영상의 중심 좌표 값을 모두 표시할 수 있었으며 일정한 간격으로 분산된 좌표 값은 3차원 수식을 활용한 곡선근사화(curve fitting)기능을 이용하여 그래프로 표시하여 대퇴체부의 모양을 반영하였다. 그 결과를 Fig. 5. 와 Fig. 6. 에 제시하였다.

그래프의 좌측은 대퇴체부의 근위부이고 우측은 원위부에 해당되며 실험군과 정상군의 그래프 에서 보이는 x-축과 y-축의 휨 정도는 표 2에 제시한 곡률반경의 값과도 일치하는 경향을 갖고 있으며 이러한 결과는 20명의 대퇴부 단층촬영 영상 모두에 적용할 수 있었다.

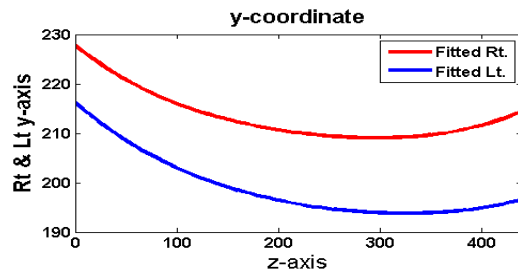


(b) Example of x-coordinate plot of the experimental group

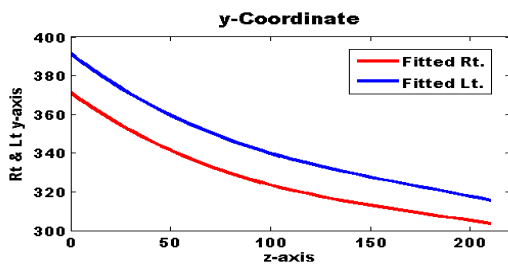
Fig. 5. Example of 3D reconstruction image and x-coordinate plot



(a) Example of 3D reconstruction image and x-coordinate plot of the control group



(a) Example of 3D reconstruction image and y-coordinate plot of the control group



(b) Example of 3D reconstruction image and y-coordinate plot of the experimental group

Fig. 6. Example of 3D reconstruction image and y-coordinate plot

3. 3차원 곡률 그래프(3D Curvature graph)

z축을 기준으로 한 구간별 곡률은 대퇴체부의 휨 정도를 객관적인 데이터로 반영할 수 있는

한 방법으로 그 결과를 Fig. 7. 에 제시하였다.

제시한 정상군 예시 그래프를 살펴보면 우측 대퇴체부의 근위부 에서의 곡률값은 0.00139이고 중간부분에서는 0.00032 그리고 원위부 에서의 곡률값은 0.00109를 보이고 있으며, 실험군 예시 그래프에서는 우측 대퇴체부 근위부에서의 곡률값은 0.00358이고 중간지점에서는 0.0019 그리고 원위부에서의 곡률값은 0.00096의 수치를 보인다.

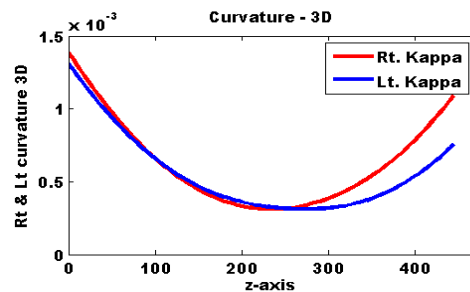
두 개체간 곡률값을 해석해보면 근위부 에서 중간부분까지는 실험군에서의 곡률값이 더 커서 휨 정도가 크고 원위부에서는 오히려 정상군이 휨 정도가 더 크다는 것을 알 수 있다.

좌측 대퇴체부에서는 정상군 예시의 경우 근위부 곡률값이 0.00131, 중간부분은 0.00034, 원위부에서는

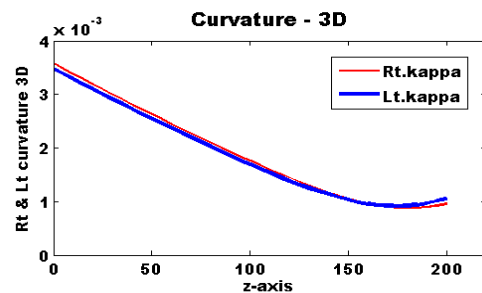
0.00075의 값을 보였고, 실험군 예시에서는 근위부 곡률값이 0.00348, 중간부분은 0.00185, 원위부에서는 0.00105의 수치를 보여 근위부, 중간부분, 원위부 모두에서 실험군의 곡률값이 더 큰 분포를 보여 실험군의 대퇴체부 구간별 휨 정도가 더 심함을 알 수 있다.

두 개체의 평균 곡률값은 정상군 예시에서는 우측이 0.000625, 좌측 대퇴체부가 0.000754의 수치를 보였고, 실험군 예시에서는 우측 대퇴체부에서 0.001907, 좌측 대퇴체부에서 0.001861의 수치를 보여 평균 곡률값은 실험군 에서 더 크므로 실험군의 구간별 휨 정도가 더 심함을 알 수 있다.

이러한 구간별 곡률값은 Table. 3. 에 정리하여 제시하였다



(a) Example of control group's 3-dimensional curvature graph



(b) Example of experimental group's 3-dimensional curvature graph

Fig. 7. 3-Dimensional curvature graph

Table. 3. A sectional curvature of curvature graph

		정상군(예시)	실험군(예시)
우측 대퇴체부 곡률값 ($\times 10^{-3}$)	근위부	1.39	3.58
	중간부	0.32	1.93
좌측 대퇴체부 곡률값 ($\times 10^{-3}$)	원위부	1.09	0.96
	근위부	1.31	3.48
	중간부	0.34	1.85
	원위부	0.75	1.05

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 컴퓨터 단층촬영 영상의 3차원 중심 좌표를 찾아 픽셀분석 방식을 활용하여 영상의 무게 중심 값을 찾고 이를 이용해 구간별 곡률을 구하는 의료영상의 공학적 분석방식을 제안하였다.

본 연구와 관련된 다른 연구에서 Larry W. Ehmke 등은 리머 방식을 활용한 대퇴 금속정 삽입술은 미리 설정해놓은 나선형의 길이 대퇴체부의 중심을 따라 형성되어 수술적 유용성이 높다고 밝혔고^[8], Hakki Muammer Karakas 등은 평면 x-선 영상을 활용하여 코카시안의 대퇴골 휨 각도를 규명하기도 하였다^[11].

이들 연구와의 차이점은 구간별 곡률을 측정하여 대퇴체부의 휨 정도를 보다 세밀하게 분석하였으며 3차원 좌표값을 활용하여 앞뒤 방향 뿐 아니라 좌우 방향의 휨 정도도 동시에 반영하였다는 점이며 연구에 사용된 영상 수가 적어 일반화 하기 어렵다는 부분은 본 연구의 제한점 이다. 이러한 제한점은 향후 본 분석방법을 이용하여 통계적으로 일반화 하기에 충분할 만큼 보다 더 많은 영상을 분석하여 한국인의 평균 대퇴골 휨 정도를 분석하는 방향으로 연구 진행을 보강할 것이다.

결론적으로 본 연구에서 제안한 Matlab을 이용한 중심좌표 측정방법은 대퇴체부의 휨 정도를 보다 객관적으로 반영하여 의료영상 분석에 있어 중심 좌표값을 알 수 있는 좋은 방법이 될 것이며 향후 더 많은 case의 실험군과 정상군의 곡률반경을 측정하여 차이를 분석한다면 인공슬관절 치환술을 비롯한 정형외과적 수술에 많은 도움이 될 것이라 사료된다.

감사의 글

“이 논문은 2012년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음(This work was supported by the research grant of Chungbuk National University in 2012)”

참고문헌

- [1] B. J. Chung, Y. G. Kang, C. B. Chang, S. J. Kim and T. K. Kim, “Differences between Sagittal Femoral Mechanical and Distal Reference Axes Should Be Considered in Navigated TKA”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 467, No.9, pp. 2403-2413, 2009.
- [2] Z. H. Lu, J. K. Yu, L. X. Chen, Xi Gong, Y. J. Wang and K. K. M. Leung, “Computed Tomographic Measurement of Gender Differences in Bowing of the Sagittal Femoral Shaft in Persons Older Than 50 Years”, *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 27, No. 6, pp. 1216-1220, 2012.
- [3] Evan Leibowitz, Scott Logan, Gregg Schmidig, Jillian Schinski, Mark Kester and Amisha Patel, “Femoral Anterior Bow and Its Influence on TKA Femoral Placement and Size”, *British Editorial Society of Bone and Joint Surgery*, Vol. 94, No. 11, pp.102, 2012.
- [4] S. K. Hwang, D. H. Kang, T. Y. Cho and C. H. Lee, “Comparison of Conventional and Digital Templating Technique in Total Hip Arthroplasty”, *Journal of Korean Hip Soc.*, Vol. 22 No. 1, pp. 73-78, 2010.
- [5] Ryuji Nagamine, Sanshiro Inoue Hiromasa Miura, Shuichi Matsuda and Yukihide Iwamoto, “Femoral shaft bowing influences the correction angle for high tibial osteotomy”, *Journal of Orthopaedic Science*, Vol. 12, pp.214-218, 2007.
- [6] Songkiat Panyachare and Pacharapol Udomkiat, “The Coronal Angulation of the Femur in Thai Osteoarthritic Knee Patient with Varus Deformity”, *Journal of Siriraj Med*, Vol. 63, No. 5, pp.147-150, 2011.
- [7] J. H. Jun, S. M. Kim and S. Y. Park, “A study of lateral curve angle estimation for femoral IM nail design”, *Key Engineering Materials*, Vol.326-328, pp.807-810, 2006.
- [8] Larry W. Ehmke, Britton M. I. Polzen, Stephen M. Madey and Michael Bottlang, “Femoral Nailing Through the Trochanter The Reamer Pathway Indicates a Helical Nail Shape”, *Journal of Orthop Trauma*, Vol. 20, No. 10, pp. 668-674, 2006.
- [9] Rui Niimi, Masahiro Hasegawa, Akihiro Sudo and Atsumasa

- Uchida, "Unilateral stress fracture of the femoral shaft combined with contralateral insufficiency fracture of the femoral shaft after bilateral total knee arthroplasty", *Journal of Orthop Science*, Vol.13, pp.572-575, 2008.
- [10] Aasis Unnanuntana, Paul Toogood, Daniel Hart, Daniel Cooperman and Richard E. Grant, " Evaluation of Proximal Femoral Geometry Using Digital Photographs", *Journal of Orthopaedic Research*, Vol.28, pp.1399-1404, 2010.
- [11] Hakki Muammer Karakas and Ahmet Harma, "Femoral shaft bowing with age: a digital radiological study of Anatolian Caucasian adults", *Turkey Society of Radiology*, Vol.14, pp.29-32, 2008.
- [12] J. Kordelle, M. Millis, F. A. Jolesz, R. Kikinis, J. A. Richolt, "Three-dimensional analysis of the proximal femur in patients with slipped capital femoral epiphysis based on computed tomography", Study conducted at the Brigham & Women's Hospital, Surgical Planning Laboratory, Harvard Medical School, Boston, Massachusetts, USA.
- [13] K. S. Lim, W. K. Oh, J. Y. Shin, E. J. Cha, T. S. Lee, "Three Dimensional Analysis Algorithm of Femoral Shaft Bowing", *IFMBE Proceedings*, Vol.39, pp.854-857, 2012.