

Hip Range of Motion Estimation using CT-derived 3D Models

Yeon Soo Lee*

Department of Biomedical Engineering, Catholic University of Daegu

Received: February 02, 2018. Revised: February 20, 2018. Accepted: February 28, 2018

ABSTRACT

The success of the total hip arthroplasty is revealed as initial stability, range of motion, and long term pain, etc. Depending upon choice of implantation options such as femoral neck offset, diameter of the femoral head, the lateral opening tilt. Especially the impingement between femoral head component and acetabular cup limits the range of motion of the hip. In this sense, estimation or evaluation of the range of motion before and after the total hip arthroplasty is important. This study provides the details of a computer simulation technique for the hip range of motion of intact hip as well as arthroplasty. The suggested method defines the hip rotation center and rotation axes for flexion and abduction, respectively. The simulation uses CT-based reconstructed 3D models and an STL treating software. The abduction angle of the hip is defined as the superolateral rotation angle from sagittal plane. The flexion angle of the hip is defined as the superoanterior angle from the coronal plane. The maximum abduction angle is found as the maximum rotation angle by which the femoral head can rotate superolaterally about the anterior-posterior axis without impingement. The maximum flexion angle is found as the maximum rotation angle by which the femoral head can rotate superoanteriorly about the medial-lateral axis without impingement. Compared to the normal hip, the total hip replacement hip showed decreased abduction by 60 degrees and decreased flexion by 4 degrees. This measured value implies that the proposed measurement technique can make surgeons find a modification of increase in the femoral neck offset or femoral head, to secure larger range of motion.

Keywords: Hip, Total Hip Replacement, Femur, Acetabulum, Abduction, Flexion, Range of Motion, 3D model

I. INTRODUCTION

관절운동의 안정성은 근육, 인대, 관절낭, 뼈 등 요소 간자체의 건강성이 일단 중요하고, 이 요소들 간의 정상적인 상호작용이 조화를 이루어야 확보될 수 있다.^[1-3]

정상적인 고관절의 경우에는 고관절골두인대가 엉덩이뼈에 연결되어 있고, 주변 근육이 튼튼해 고관절의 안정성을 확보할 수 있다. 하지만 인공고관절술을 행한 경우에는 고관절골두인대가 제거될 뿐 아니라 이미 환자의 근육상태가 약화된 경우가 많아 탈골이 정상에 비해 높이 발생할 수 있다.^[4,5]

고관절 치환술에서 이런 탈골의 위험성에 의해 운동범위가 줄어들 뿐 아니라, 인공고관절시술 시

에 연부조직의 구축뿐 아니라 인공관절요소간의 충돌 혹은 인공관절요소와 뼈간의 충돌에 의해 운동이 제약을 받게 된다.^[6-8] 인공관절요소간의 충돌은 인공고관절의 수명을 단축하며, 인공관절요소와 뼈와의 충돌은 고통과 관절염을 일으킬 수 있다.^[9-11] 이와 같은 고관절술에 의한 충돌현상과 골절은 인공관절의 수명이 조기에 다하여 재치환술을 수행하게 하는 원인이 되고 있다.

인공고관절술 전후의 고관절의 내외전, 굴곡/신전 범위는 진료실에서 일단의 각도계를 활용하여 측정할 수 있다. 방사선실에도 환자가 취할 수 있는 최대운동범위를 갖는 자세에서 X-ray를 촬영하고, 방사선 영상을 바탕에 두고 컴퓨터도구로 각도를 측정할 수 있다. 하지만, 3차원적으로 보는 평면을 벗어나는 방향의 운동각

* Corresponding Author: Yeon Soo Lee

E-mail: biomechanics.yslee@gmail.com Tel: +82-10-6460-4021

등은 측정이 X-ray 영상으로는 가능하지 않다.

하여 CT영상을 활용하여 3차원적인 운동범위를 측정하기도 한다. 즉, 환자가 굴곡이나 신전, 내외전을 할 수 있는 능동적 최대 자세를 취한 자세에서 CT를 촬영하면 제한적으로 3차원 운동을 추정할 수 있다. CT영상으로부터 Voxel형상(점들이 모여 만든 구름과 같은 형상)을 만들어 공간표시자를 컴퓨터상에서 표시하여 3차원적인 정렬을 측정하게 되면 진정한 의미의 3차원적인 운동범위 측정이 될 것이다. 결론적으로, 인공관절치환술 시술전 이건 시술후이건 보다 정확한 운동범위 측정이나 예측을 위해서는 그 환자의 3차원적 해부모델에 기반을 둔 기하학적인 측정기술을 활용하는 방법이 고안되어야 한다.

본 연구에서는 정상고관절의 운동범위와 인공고관절의 운동범위를 컴퓨터 시뮬레이션 기술로 예측하는 방법을 제시하고자 한다. 이 방법을 활용하여 특정한 환자에 특정한 인공관절을 사용할 시 예상되는 고관절의 운동범위를 예측할 수 있게 된다. 그리하여, 다양한 인공고관절의 운동범위예측값을 비교하여 해당 환자에 가장 큰 운동범위를 갖게 하는 인공고관절을 수술전에 결정할 수 있게 된다.^[9,10]

II. MATERIALS and METHODS

1. 대상 (Subject and Equipment)

1.1 Patients

한쪽에 인공고관절치환술을 시행한 25세 여성(51 Kgf)의 고관절을 컴퓨터단층(CT) 촬영하였다. 왼쪽 고관절은 정상이고, 오른쪽 고관절은 Conical stem #15 (Zimmer, USA) 과 28 mm 대퇴골두, 56 mm의 절구(Acetabular cup) 부품이 사용되었다.

1.2 CT기반 3차원 고관절모델 생성

누운 자세에서 양쪽 고관절부위를 한꺼번에 CT촬영하였다. 사용된 장비는 Ultra 16 (GE, USA) 이다. CT단층영상의 슬라이스 간격은 1.25 mm, FOV는 32 cm x 32 cm 로 해상도는 1024 x 1024 로 전환되었다.

그 CT영상은 DICOM 포맷으로 3차원 의료영상

처리 소프트웨어인 Mimics v.15 (Materialise Co., Belgium)에 불러들여졌다. 뼈의 외곽선은 Hounsfield Unit (HU) 80~1600 값을 갖는 픽셀을 초기 임계값으로 세그멘테이션이 이루어 졌다. 여기서 80~1600 HU는 해면뼈와 치밀골을 전부 포함하는 범위이다. 인공고관절을 시행한 고관절은 타이타늄 스템 (Ti-4V-6Al)과 세라믹골부(Al_2O_3)를 포함하는데, 이들은 2090 HU 이상의 값을 갖는 영역으로 구분되었다. 여기서 2090 HU 는 예비 CT촬영을 통해, 크기가 알려진 타이타늄과 세라믹의 3차원 모델을 재현할 수 있는 값으로 실험적으로 결정되었다. 1600 초과에서 2089미만의 HU를 갖는 영역은 세그멘테이션에서 고려하지 않았다. 인공고관절이 있는 쪽 뼈에는 주변의 금속과 세라믹에 가까운 곳에는 CT 영상은 영상왜곡이 발생한다. 이런 부분은 수동으로 편집이 이루어진다.

Fig. 1은 각 단층영상에서 뼈의 테두리를 나타내는 폴리라인이 얻어진 3D 모델이다. 이 여러 단층의 폴리라인은 Lifting기법으로 3D모델을 생성한다.

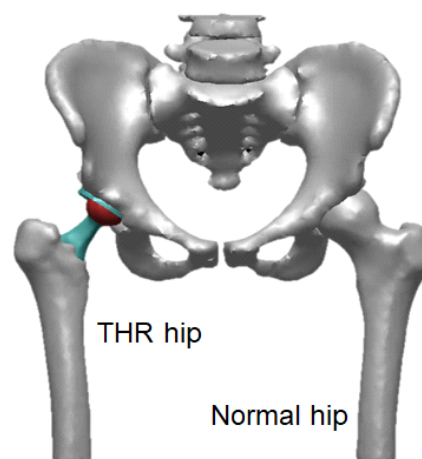


Fig. 1. Reconstructed bilateral hips.

오른쪽 대퇴골은 금속인공관절요소로 인해 CT영상에 Artifact가 발생하여 뼈의 형상을 얻기에 어려움이 있다. 하여 정상인 왼쪽의 대퇴골의 CT단층영상을 미러링하여 3D 모델로 재건하고, 이 미러링으로 얻어진 왼쪽 정상 3D 대퇴골을 오른쪽 대퇴골 3D형상 중 왜곡이 없이 얻어진 모델에 3D/3D surface 매칭을 하고, Boolean기법으로 공동된 부분만 남겨두어 artifact가 없는 오른쪽 대퇴골이 얻었다.

2. 측정방법 (Measurements)

2.1 대퇴골 목부중심점과 대퇴골 회전축의 결정

대퇴골의 운동범위를 컴퓨터상에서 측정하기 위해서는 두 가지 중요한 기하학적 요소가 결정되어야 한다. 첫째는 대퇴골의 회전중심점이고, 둘째는 대퇴골의 회전축이다. 이 두 가지를 결정하기 위해 3D 고관절모델은 STL포맷으로 Rapidform 2006 (Inus Technology, Seoul, Korea)로 불러들여 작업이 이루어졌다.

첫 번째 대퇴골의 회전중심은 인공대퇴골의 경우이건 자연대퇴골두이건, 골두 둘레의 표면의 점(* in Fig. 2)을 10여개 이상 지정하고 이를 기반으로 컴퓨터가 3차원의 구(Sphere)를 그리게 되고, 이 구의 중심(Ch in Fig. 2)을 대퇴골의 회전중심점으로 결정한다.

대퇴골의 회전축은 대퇴골두를 지나는 전후축(Anterior-Posterior)을 내전/외전 회전축으로 하고, 대퇴골두를 지나는 내외축(Medial-Lateral)을 굴곡/신전 회전축으로 지정한다.

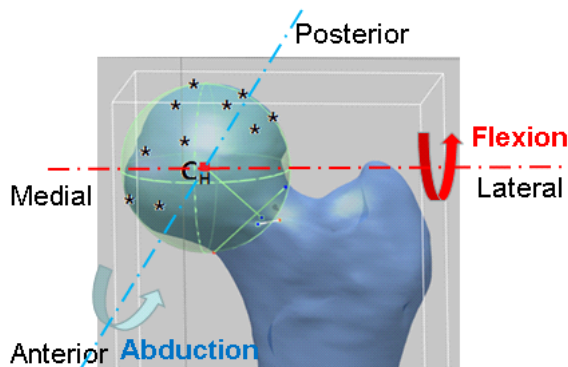


Fig. 2. Determination of the femoral head center (CH) and the Anterior-Posterior axis as the hip abduction rotation axis and the Medial-Lateral axis as the hip flexion rotation axis.

2.2 고관절 최대외전 및 최대굴곡각의 결정

고관절 최대외전각(maximum abduction)과 최대굴곡각(maximum flexion)을 측정한다.

외전각은 해부학적인 시상면(Sagittal plane)상의 Anterior-Posterior축에 대해 아래쪽(Inferior)면으로부

터 Lateral 쪽으로의 회전각으로 정의된다. Fig. 2는 최대외전각을 설명하는 그림이다. 최대외전각은 대퇴골두가 엉덩이뼈(Pelvis)의 절구(Acetabulum)의 테두리와 겹치지 않고 Anterior-Posterior축을 중심으로 회전할 수 있는 최대외전각으로 결정된다. 이 각도를 찾는 것은 우선, 통상적인 사람의 외전각인 70°에서 대퇴골과 절구의 테두리가 겹치는 체적(Volume)을 측정한다. 차츰 외전각을 줄여가며 대퇴골과 절구의 테두리가 겹치는 체적(Volume)이 영(Zero)이 되는 각도를 찾아 그 각을 대퇴골의 최대외전각으로 결정한다.

굴곡각은 해부학적인 관상면(Coronal plane)상의 Medial-Lateral축에 대해 아래쪽(Inferior)면으로부터 회전각으로 정의된다. Fig. 2에 보는 바와 같이 최대굴곡각은 대퇴골이 Medial-Lateral축을 중심으로 엉덩이뼈(Pelvis)의 절구(Acetabulum)의 테두리와 겹치지 않고 회전할 수 있는 최대 굴곡각으로 결정된다. 이 각도를 찾는 것은 우선, 통상적인 사람의 굴곡각인 120°에서 대퇴골두와 절구의 테두리가 겹치는 체적(Volume)을 측정한다. 차츰 굴곡각을 줄여가며 대퇴골과 절구의 테두리가 겹치는 체적(Volume)이 영(Zero)이 되는 각도를 찾아 그 각을 대퇴골의 최대굴곡각으로 결정한다.

III. RESULTS

1. 최대외전각(Maximum abduction)

Fig. 3은 왼쪽 정상고관절의 외전각의 측정하는 그림이다. 우선 70° 외전각에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 32 mm³로 Rapidform 2006 (Inus Technology, Seoul, Korea)에 의해 계산됐다. 67도에서 대퇴골두와 절구 테두리의 겹침체적은 4 mm³, 65°에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 0 mm³, 그리고 64°에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 0 mm³이었다. Fig. 4는 겹침이 없어지는 외전 65°를 왼쪽 정상고관절의 최대외전각으로 결정하는 것을 보인다.

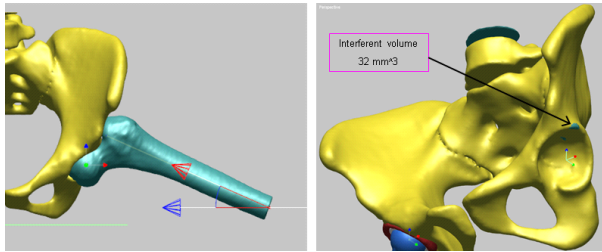


Fig. 3. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the normal hip. The interferent volume 32 mm^3 is automatically measured by the Rapidform 2006.

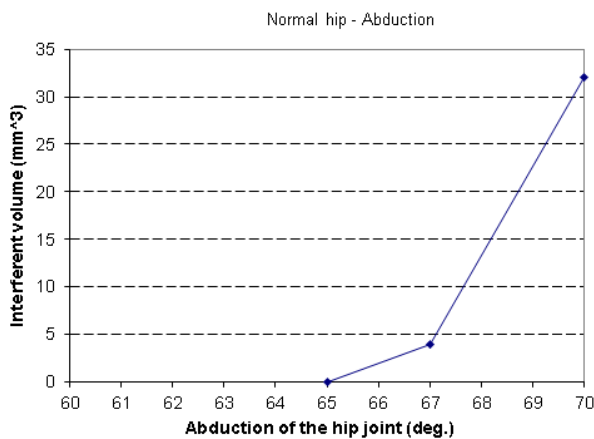


Fig. 4. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the normal hip. 65° of abduction was determined as the maximum abduction angle of the normal hip.

오른쪽 인공고관절의 외전각은 우선 확실히 대퇴골과 절구가 겹치는 50° 에서 측정을 시작했다. Fig. 5 에 보는바와 같이 50° 외전각에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 176 mm^3 로 Rapidform 2006에 의해 계산됐다. 45° 에서 대퇴골두과 절구 테두리의 겹침체적은 73 mm^3 , 40° 에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 15 mm^3 , 그리고 38° 에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 0 mm^3 이었다. Fig. 6의 그래프에서처럼, 겹침이 없어지는 외전 35° 를 오른쪽 인공고관절의 최대외전각으로 결정하였다.

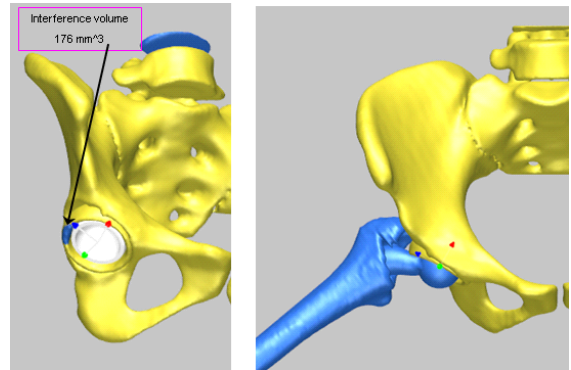


Fig. 5. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the THR hip. The interferent volume 176 mm^3 is automatically measured by the Rapidform 2006.

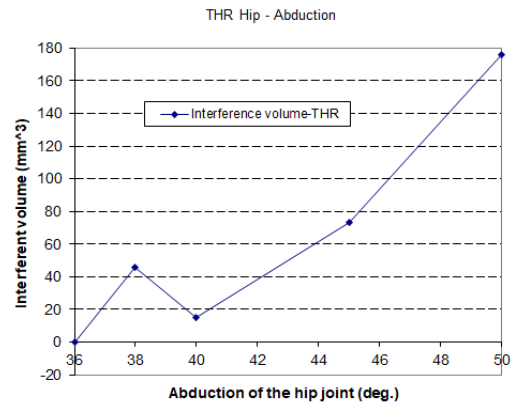


Fig. 6. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the THR hip. 36° of abduction was determined as the maximum abduction angle of the THR hip.

2. 최대굴곡각(Maximum flexion)

왼쪽 정상고관절의 굴곡각을 먼저 측정하였다. Fig. 7에 보이는 것처럼, 우선 115° 굴곡에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 211 mm^3 로 Rapidform에 의해 계산됐다. 110° 에서 대퇴골두과 절구 테두리의 겹침체적은 46 mm^3 , 105° 에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 46 mm^3 , 그리고 103° 와 100° 에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 25 mm^3 이었다. Fig. 8과 같이, 최대굴곡각은 굴곡 98° 에서 겹침체적이 드디어 0 mm^3 가 되었다. 하여, 왼쪽 정상고관절의 최대굴곡각은 98° 로 결정하였다.

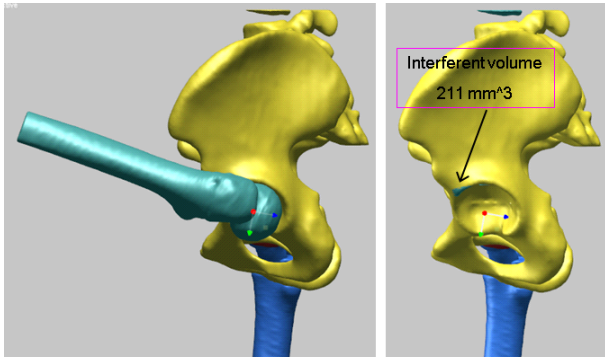


Fig. 7. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the norm hip. The interferent volume was made in the acetabulum. The interferent volume at the 120° of flexion was 211 mm^3 .

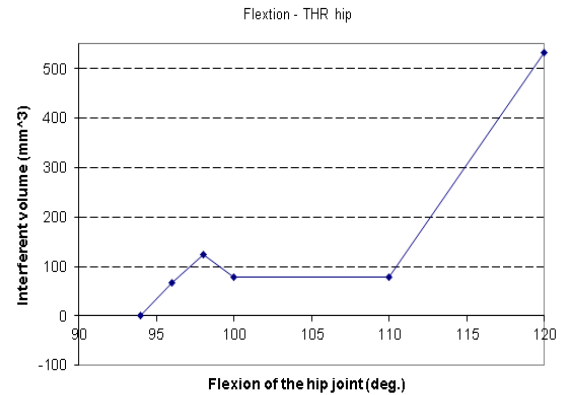


Fig. 10. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the THR hip. 94° of flexion was determined as the maximum flexion angle of the THR hip.

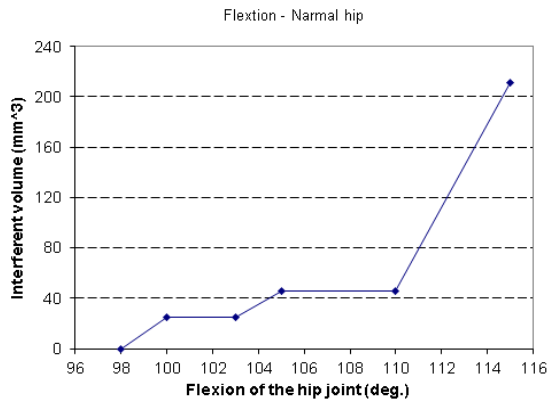


Fig. 8. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the normal hip. 65° of abduction was determined as the maximum abduction angle of the normal hip.

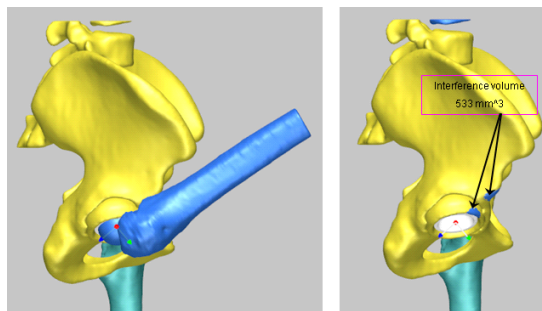


Fig. 9. The interferent volume between the femur and the acetabulum of the THR hip. The interferent volume was made in the ilium as well as in the acetabulum. The interferent volume at the 120° of flexion was 533 mm^3 .

오른쪽 인공고관절의 굴곡각은 우선 확실히 대퇴골과 절구가 겹치는 120°에서 측정을 시작했다. 120° 외전각에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침은 절구에서 뿐만 아니라 ilium 뼈에서도 발생했다. 이때 겹침체적은 Fig. 9에 보는 바와 같이 533 mm^3 로 Rapidform에 의해 계산됐다. 110°와 100°에서 대퇴골두와 절구 테두리의 겹침체적은 78 mm^3 , 98°에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 124 mm^3 , 96°에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 66 mm^3 , 그리고 94°에서 대퇴골과 절구 테두리의 겹침체적은 0 mm^3 로 되었다. 하여, Fig. 10과 같이 겹침이 없어지는 굴곡각 94°를 오른쪽 인공고관절의 최대굴곡각으로 결정하였다.

IV. DISCUSSION

본 연구에서는 CT영상기반 3차원 고관절모델을 이용한 컴퓨터시뮬레이션을 통해서 고관절의 운동범위 (Range of Motion)를 측정하는 방법을 제시하였다. 또한, 그 측정방법에 대한 기술적인 사항을 제시하고, 그 기술이 재현성 있게 실현할 수 있도록 대퇴골두 중심점의 결절, 대퇴골 외전(Abduction)/내전(adduction)회전축, 굽힘(flexion)/신전(extension)회전축을 정의하는 명확한 방법을 제시하였다.

한쪽만 인공고관절술을 받은 환자의 CT영상을 획득하고 3차원 모델을 재건하여 운동범위를 측정 한 결과를 정리하면 Table 1과 같다. 정상고관절에

비해 인공고관절술을 받은 해당 환자의 경우, 외전에서는 60°정도, 굽힘에서는 4°정도 운동범위가 줄어들 수 있다는 예측이 나왔다. 실제의 경우 관절낭의 신장, 근육의 신경학적인 조절에 의한 길이 조절에 의해 외전이 인공고관절술에 의해서 60°정도 운동범위가 줄어들지는 않을 것이다. 하지만, 기존에 발표된 연구에서도 보듯 인공관절술 시행한 고관절은 정상고관절에 비해 운동범위가 줄어주는 경향과 일치하는 결과이다.^[1,3,7,12] 외전이 술 후에도 정상측과 비슷하게 되기 위해서는, 대퇴골과 엉덩이뼈의 충돌 없이 운동할 수 있도록 인공고관절의 선택에 잘 이루어져야 함을 의미한다. 즉 수술 전 수술계획에서, 본 연구에서 행한 시뮬레이션을 해 보고 외전의 경우 운동범위의 감소가 예측되므로, 대퇴골두를 조금 큰 것을 고르거나 대퇴골목부의 길이 (femoral neck offset)가 길게 시술해야 할 필요가 있음을 의미한다.^[9-11]

Table 1. Range of motion of the unilateral THR patient

	Maximum abduction(°)	Maximum flexion(°)
Normal hip	65	98
THR hip	36	94

본 연구에서 방법 및 결과는 몇 가지 한계가 있다. 첫째, 측정 대상이 한명이라 인공고관절시술에 따른 결과가 임상적으로 정상적인 고관절에 대해 확실한 방향을 나타낸다는 것과 같은 임상적으로 중요한 결론은 토출하기 어렵다. 하지만, 본 논문의 목적이 인공고관절시술이 운동범위에 미치는 영향을 충분한 환자를 대상으로 획득하는 것이 목표가 아니라, 의료영상학적으로 3차원 모델을 이용한 고관절의 운동범위를 시뮬레이션 하는 논리적으로 합당한 방법을 제시하는 것이 목표임을 상기하고자 한다. 둘째, 실제 고관절의 회전점이 본 연구에서처럼 전 고관절 운동에 걸쳐 고정되어 있는 것이 운동학적인 회전중심점이 움직인다는 것이다. 실제 굴곡이나 외전시의 회전 중심점은 인대와 관절낭, 근육 등의 수축이 신경학적인 것과 결합하여 일정한 공간내에서 이동한다. 차후에 생체역학적인 측정에 의해 얻어진 고관절의 운동경로를 참고하여, 각 환자의 경우에 변형 적용하여 보다 실제적

인 운동학적으로 실제에 가까운 시뮬레이션이 이루어질 수 있을 것으로 본다.

V. CONCLUSION

본 연구에서는 CT영상기반 3차원 고관절모델을 이용한 컴퓨터시뮬레이션을 재현성 있게 실현할 수 있도록 대퇴골두 중심점의 결절, 대퇴골 외전(Abduction)/내전(adduction)회전축, 굽힘(flexion)/신전(extension) 회전축을 정의하는 명확한 방법을 제시하였다. 본 연구에서 행한 시뮬레이션을 수술전에 시행해봄으로써, 운동범위의 감소 예측정도에 따라 대퇴골두를 조금 큰 것을 고르거나 대퇴골목부의 길이 (femoral neck offset)가 길게 하는 시술법을 결정하는 도구로 활용할 수 있다.

Acknowledgement

“이 논문은 2011년도 대구가톨릭대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음 (This work was supported by the research grant of Catholic University of Daegu in 2011)”.

Reference

- [1] B. L. REED, P. C. NOBLE, N. R. KADAKIA, H. S. TULLOS, "The Effect of Femoral Component Head Size on Posterior Dislocation of the Artificial Hip Joint," THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY, Vol. 82-A, No. 9, pp. 1300-1307, 2000.
- [2] D. D. D'LIMA, A. G. URQUHART, K. O. BUEHLE R, R.. H. WALKER, C. W. COLWELL, "The Effect of the Orientation of the Acetabular and Femoral Components on the Range of Motion of the Hip at Different Head-Neck Ratios," THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY, Vol. 82, pp. 315-321, 2000.
- [3] J. H. Ro, C. S. Shin, "Optimization of Total Hip Replacement Prosthesis Neck Design to Maximize Range of Motion," 2015 KSME Spring conference, pp. 173-174, 2015.
- [4] S. BLENDEA, K. ECKMAN, B. JARAMAZ, T. J. L. EVISON, A. M. DIGIOIA, "Measurements of acetabular cup position and pelvic spatial orientation after total hip arthroplasty using computed tomography/radiog

- raphy matching," *Computer Aided Surgery*, Vol. 10, No. 1, pp. 37-43, 2005.
- [5] F. Yoshimine, K. Ginbayashi, "A mathematical formula to calculate the theoretical range of motion for total hip replacement", *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 989-993, 2002.
- [6] K. W. Kim, T.H. Lee, W. D. Nam, K. H. Rhyu, "Normal Adult Hip Range of Motion Focusing on Hip Flexion", *J. Korean Orthopaedic Association*, Vol. 41, pp. 361-367, 2006.
- [7] B. R. Burroughs, B. Hallstrom, G. J. Golladay, D. Hoefel, W. H. Harris, "Range of Motion after Total Hip Arthroplasty related to Head Design and Neck Geometry", *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 20, No. 1, pp. 11-19, 2005.
- [8] L. Oliverona, J. Craford, "Acetabular migration in the total hip arthroplasty," *Acta radiologica Acta Radiologica*, Vol. 43, pp. 517-527, 2002.
- [9] M. Seki, N. Yuasa, and K. Ohkuni, "Analysis of Optimal Range of Socket Orientations in Total Hip Arthroplasty with Use of Computer-Aided Design Simulation," *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 16, pp. 513-517, 1998.
- [10] P. C. Noble, N. Sugano, J. D. Johnston, M. T. Thompson, "Computer Simulation: How Can it Help the Surgeon Optimize Implant Position?," *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH*, No. 417, pp. 242-252, 2003.
- [11] R. D. Crowninshield, W. J. Maloney, D. H. Wentz, S. M. Humphrey, C. R. Blanchard, "Biomechanics of Large Femoral Heads," *CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH*, No. 429, pp. 102-107, 2004.
- [12] J. H. Ro, C. S. Shin, S. M. Joo, J. H. Lee, S. H. Lee, H.-Y. Jeong, "Measurement of range of motion for total hip arthroplasty using 3D model simulation," *2011 Korean Precision Engineering Society Conference*, pp. 1491-1492, 2011.

CT기반 3차원 모델을 이용한 고관절 운동범위 예측

이연수*

대구가톨릭대학교 의공학과

요 약

본 연구에서는 CT영상기반 3차원 고관절모델을 이용한 컴퓨터시뮬레이션을 통해서 고관절의 운동범위(Range of Motion)를 측정하는 방법을 제시하였다. 본 연구에서는 그 측정방법에 대한 기술적인 사항을 제시하고, 그 기술이 재현성 있게 실현할 수 있도록 대퇴골두 중심점의 결절, 대퇴골 외전(Abduction)/내전(Adduction)회전축, 굽힘(flexion)/신전(extension) 회전축을 정의하고 측정하는 명확한 방법을 제시하였다. 외전각은 해부학적인 시상면(Sagittal plane)상의 Anterior-Posterior축에 대해 아래쪽(Inferior)면으로부터 Lateral 쪽으로의 회전각으로 정의된다. 최대외전각은 대퇴골두가 엉덩이뼈(Pelvis)의 절구(Acetabulum)의 테두리와 겹치지 않고 Anterior-Posterior축을 중심으로 회전할 수 있는 최대 외전각으로 결정된다. 굴곡각은 해부학적인 관상면(Coronal plane)상의 Medial-Lateral축에 대해 아래쪽(Inferior)면으로부터 회전각으로 정의된다. 최대굴곡각은 대퇴골이 Medial-Lateral축을 중심으로 엉덩이뼈(Pelvis)의 절구(Acetabulum)의 테두리와 겹치지 않고 회전할 수 있는 최대 굴곡각으로 결정된다. 정상고관절에 비해 인공고관절술을 받은 해당 환자의 경우, 외전에서는 60도 정도, 굽힘에서는 4도 정도 운동범위가 줄어들 수 있다는 예측이 나왔다. 본 연구에서 행한 시뮬레이션을 해보고 외전의 경우 운동범위의 감소가 예측되므로, 대퇴골두를 조금 큰 것을 고르거나 대퇴골목부의 길이(femoral neck offset)를 길게 시술해야 할 필요가 있음을 의미한다.

중심단어: 고관절, 고관절전치환술, 대퇴골, 절구, 외전, 굽힘, 운동범위, 3D 모델