

전산화 3차원적 재구성에 의한 대퇴골 근위부의 형태와 크기에 대한 연구

경희대학교 의과대학 정형외과학교실

유명철 · 안진환 · 배대경 · 김기택 · 김용제 · 유진화* · 류경남**

— Abstract —

The Shape and Size of the Femoral Canal in the Korean for Press Fit Femoral Stem

Myung-Chul Yoo, M.D., Jin-Whan Ahn, M.D., Dae-Kyung Bae, M.D.,
Ki-Tack Kim, M.D., Yong-Jae Kim, M.D., Jin-Wha Yoo, M.D.*
and Kyung-Nam Ryu, M.D.**

Department of Anatomy and Department of Radiology**
Kyung Hee University Hospital.*

It is very important to obtain a reliable geometric data of the femoral canal for designing femoral component in total hip arthroplasty. So authors estimated the shape and measured the size of the proximal femoral canal by using 3 dimensional images obtained from computerized tomographic data of 60 korean normal adult cadaveric femora. EXTRACT II PROGRAM VERSION 2.5 BY CORNELL UNIVERSITY at the SUN 3 WORK STATION was used for this study.

The average femoral length was 416.0 ± 25.2 mm ranging from 358.6mm to 465.1mm. The average femoral anteversion angle was $20.5 \pm 9.1^\circ$ ranging from 2° to 36.5° . The average neck-shaft angle was $127.8 \pm 5.7^\circ$, ranging from 115.5° to 139.0° . The average length of femoral offset was 37.5 ± 5.2 mm. The average length of transverse diameter measured at the center of lesser trochanter was 29.4 ± 3.5 mm and measured at 20mm above the lesser trochanter was 47.3 ± 4.6 mm. The isthmic position was located at 109.4 ± 13.1 mm below the center of the lesser trochanter and the average transverse diameter at the isthmic position was 12.1 ± 2.1 mm in mediolateral direc-

※ 통신저자 : 유 명 철

서울시 동대문구 회기동

경희대학교 부속병원 정형외과학교실

※ 이 논문은 1992년도 교육부 지원 한국학술진흥재단의 자유 공모과제(지방대학 육성) 학술 연구 조성비에 의하여 연구되었음.

tion and 14.4 ± 2.4 mm in anteroposterior direction. The average of canal flare index which indicates the shape of proximal femoral canal, was 3.8 ± 0.7 ; Stove-pipe shape was 8.4%, normal shape was 70.0% and Champagne-flute shape was 21.6%.

The press-fit hip stem design(PFC) had much more improved stem-canal contact on total and priority regions. And the other four devices had better fit proximally than distally and vice-versa(proximal-distal mismatch).

The improvement of fit can be achieved by considering the proximal-distal geometry of the femur more carefully and by diversifying the stem design which adapts to the anatomical variation of femur.

Key Words : Siz and Shape, Proximal Femur, Korean

I. 서 론

인공 고관절 전치환 성형술 해리의 원인에는 여러 인자들이 관여하고 있으나 가장 큰 요인은 인공 기구의 견고한 고정 여부에 있다. 특히 골시멘트를 사용하지 않고 인공관절을 골에 직접 부착시키는 press-fit stem에 있어서는 대퇴 근위부 골수강의 해부학적 형태에 맞는 주대의 사용이 무엇보다 중요하다^{6,21, 19, 32, 33, 44)}.

현재 국내에서 사용되고 있는 인공 고관절 삽입물 모두 서양인 골격의 형태 및 크기를 기초 조사하여 특수 컴퓨터 프로그램에 의하여 제작된 것을 사용하고 있다. 이는 동양인 특히 한국인의 대퇴 근위부 골격의 형태와는 많은 차이가 있다. 특히 전염각, 대퇴 근위골 간단부의 나팔 모양의 크기, 대퇴 협부와 근위 골간단 부위와의 거리 등은 서양인들과 현저한 차이가 있으며 이러한 골격의 차이는 대퇴 주대의 안정과 수명에 중요한 영향을 미친다^{9, 13, 22, 23, 24, 41)}. 이러한 관점에서 볼때 한국인 대퇴골의 해부학적 구조에 맞는 대퇴 주대의 개발이 요구되고 있으며, 이를 위하여는 먼저 한국인 대퇴골 근위부의 모양과 크기에 대한 연구가 선행되어야 한다.

이러한 문제를 해결하기 위해서는 첫째, 전산화 단층촬영으로 얻은 대퇴 형상을 3차원 형태로 재조립하여, 대퇴의 형태와 크기를 계측할 수 있는 컴퓨터 프로그램의 개발이 필요하며 둘째, 한국 정상 성인 대퇴골의 형태와 크기에 대한 표준치 조사가 선행되어야 한다.

저자는 이상의 연구를 위해 일차적으로 과거력상 골절이나 기타 병변이 없었던 한국 정상 성인 사체 대퇴골 60개를 선정하여 전산화 단층촬영을 시행한 후 이를 3차원적(three dimensional, 3D)으로 재구성 및 분석이 가능한 전산 프로그램을 개발하고 다음으로 프로그램을 응용하여 대퇴골 골수강의 형태와 크기 등을 측정하여 서양인 대퇴골과의 차이점을 비교 분석한 다음, 정상 성인 사체 대퇴골의 방사선 전후, 측면사진을 이용하여 현재 임상에서 많이 시술되고 있는 인공대퇴 주대의 형상을 이용하여 한국인 대퇴 근위부와 외국에서 개발된 대퇴 삽입물의 적응도를 조사하여 본 연구자료를 기초로 한국인 체형에 맞는 인공고관절 삽입물과 주문 제작 가능한 대퇴 주대를 고안 설계하는데 기초자료를 만들고자 하였다.

II. 연구대상 및 방법

1. 연구대상

과거력상 골절이나 기타 병변이 없었던 한국 정상 성인 사체에서 적출한 대퇴골 중 좌우 구별없이 육안적, 방사선 검사상 변형이 없는 60개를 임의로 추출하여 이를 대상으로 하였다.

2. 연구방법

본 연구는 목적에 따라 두 군으로 나누어 진행하였다. 연구 I는 한국인의 대퇴골 근위부의 정확한 형태와 크기를 규명하고자 전산화 단층촬영을 이용

한 3차원적 재구성에 의한 형태 및 계측의 연구로 진행되었고, 연구 II는 사체 대퇴골의 전후면 및 측면 방사선 사진을 이용하여 기존 인공대퇴 주대의 형판과 적응도를 비교 조사하고자 하였다.

A) 연구 I : 전산화 단층촬영을 이용한 3차원적 재구성에 의한 대퇴골의 형태학적 계측

1) 전산화 단층촬영

60개의 대퇴골에 일련 번호를 부여한 후 한번에 4개씩 조를 이루어 촬영하였다(Fig. 1). 전산화 단층촬영기(General Electric 9800 QUICK)내에 대퇴골을 올려 놓을 수평 선반을 만들고 대퇴골의 소전자(lesser trochanter)와 내, 외과(medial condyle, lateral condyle)의 후연(posterior margin)이 수평면에 닿도록 하고, 이 선반 위에 2개의 대퇴골을 올려 놓은 후 대퇴골 위에 스티로폼을 수평 선반과 평행으로 쌓고 그 위에 다시 2개의 대퇴골을 올려 놓은 상태에서 전산화 단층촬영을 시행하였다.

2) 삼차원적 영상 재구성

전산화 단층촬영을 시행하여 얻은 자기 전산화 단층촬영 스캔 화일을 자기 테이프(magnetic tape)에 저장하여 SUN 3 워크스테이션(Work station)으로 옮겼다. 전산화 단층촬영을 하여 얻은 단면으로부터 피질골(cortical bone)과 망상골(cancelous bone)을 구별하여 전산화 단층촬영 단면의 sec-

tional geometries의 경계(boundary)를 자동 생성시킬 수 있는 EXTRACT II (Program Version 2.5 by Cornell University)에 입력하여 피질골과 망상골의 경계를 얻었다.

각 단면의 모양을 얻은후, EXTRACT II에서 각 스캔을 처리하여 단면의 각 점에 대한 X, Y, Z좌표를 저장한 점 화일(point file)을 얻을 수 있는데, 대퇴골두의 최상(最上) 단면에서의 좌측 상단의 점을 기준점(X, Y, Z: 0, 0, 0)으로하여 X-축은 좌측에서 우측으로, Y-축은 하방으로, Z-축은 후방으로 정하여 사용하였다. 이 Point file을 Software IBRD로 넘겨서 전체 뼈의 내측과 외측 경계를 얻은 후 이를 중첩시켜 뼈의 3차원 형상을 얻었다.

3) 대퇴 골수강 크기 및 형태의 측정

대퇴골의 형상 및 크기가 다양하기 때문에 수작업으로 측정한다는 것은 많은 오차를 유발할 가능성이 있으므로, 대퇴골의 3차원 자료(data)만 입력되면 모든 parameter가 자동으로 계산되도록 프로그램을 작성하여 측정하였다. 이와 같이 하기 위해서는 측정시 표준으로 할 수 있는 수직 및 수평축이 필요하며 본 측정에서는 이미 발표된 서양인 대퇴골의 형태학적 계측과 비교 연구를 위하여, 기본적인 수직선은 대퇴골의 전체 길이를 측정하여 골두로부터 이 전체 길이비로 1/2-1/4사이에 존재하는 각 단면의 중심을 계산한 후 이 점들을 직선으로 fitting하여 이 직선을 수직축으로 하고 수평선은 이 수직축과 수직이면서 대퇴골 소전자 중심을 지나는 횡선으로 하였다.

(1) 대퇴골의 전장(Length of femur)

대퇴골의 전장 역시 Extract II Program을 이용하여 얻은 삼차원적 영상에서 측정하였는데 이는 위에서 언급한 수직축이 수평면과 수직이 되도록 대퇴골을 세운 후 과상면(顆上面, coronal plane)에서의 대퇴골두의 정점과 내과 사이의 거리로 하였다.

(2) 대퇴경간각(Femoral neck-shaft angle)

대퇴 경간각은 위에서 언급한 기본 수직축을 대퇴골 간부의 축(axis)으로 하고, 대퇴경부를 원추형으로 간주하여 절단면이 가장 원형에 가까운 단면을 얻어 이 단면의 중심을 연결한 선을 경부의 축으로 하여, 대퇴골 간부의 축과 경부의 축이 이루는 둔각

Fig. 1. Sequential numbering in the femur during measurements at the time of CT scanning

으로 하였다.

(3) 횡직경 (Transverse diameter of canal)

여러 부위에서의 횡직경은 X축과 Y축이 이루는 평면에서 골수강의 가장 내측과 가장 외측간의 X축의 거리를 측정하였다.

(4) 대퇴골두의 Offset (Offset of femoral head)

대퇴골의 Offset은 대퇴골두의 삼차원적 영상에서 가장 유사한 원형의 중심을 대퇴골두의 중심으로 하여 대퇴골간부의 축과 대퇴골두의 중심과의 수직거리를 측정하였다.

(5) 대퇴골의 전염각 (Anteversion of femoral neck)

대퇴골의 전염각은 측정이 용이한 bottom top view에서 대퇴골두의 전연 (anterior margin)과 전자간부의 가장 전방으로 돌출한 부위를 연결한 선과 대퇴골두의 후연과 전자간부의 가장 후방으로 돌출한 부위를 연결한 선을 이등분하는 선을 대퇴 경부의 축으로 하여 table top method인 대퇴경부의 축과 대퇴양과의 후연을 연결한 직선이 이루는 각도를 횡단면 (transverse plane)에서 측정하였다 (Fig. 2). 이 모든 parameter는 삼차원적 좌표를 이용하여 측정하였는데 이 삼차원적 좌표를 2차원적 좌표로 전환하여 측정하였다 (Fig. 3).

(6) 대퇴골 근위부 형태

대퇴골의 형태는 canal flare index를 이용하여 나타내었다. 소전자부에서 20mm 상방에서의 횡단직경을 대퇴 협부의 횡직경으로 나눈 값을 flare index로 하였고 이 수치가 3.00이하면 Stove-pipe

Fig. 3. 2-Dimensional computerized configuration with 3-axes coordinated system.

- A. femoral offset
- B. Proximal 20mm from lesser trochanter
- C. Lesser trochanter center.
- D. Distal 20mm from lesser trochanter
- E. Proximal border of the isthmus.
- F. Center of the isthmus.
- G. Distal border of the isthmus
- H. Center of the femoral neck.

형으로, 3.01에서 4.70사이는 정상 형으로, 그리고 4.71에서 6.50사이는 Champagne-flute 형으로 구분하였다.

4) 실제 대퇴골과 컴퓨터 자료와의 비교

EXTRACT II를 통해 얻은 자료의 신빙성을 측정하기 위하여 2개의 동일한 번호의 실제 대퇴골을 소전자부의 중심부위로 부터 9mm 간격으로 위로 3개 아래로 3개의 단면 골편을 내어 망상골을 큐렛을 이용하여 가능한한 많이 제거 (curettage)한 후 (Fig. 4), 그 골편에서 0.05mm까지 측정 가능한 caliper (Mitutoya사, Japan)로 골수내강의 횡 직경을 측정하여 동일한 부위의 EXTRACT II에서 얻은 자료와 비교하였다.

B) 연구 II : 5가지 인공 대퇴주대의 형판의 방사선학적 적응도 측정

5가지 각각 형태가 다른 인공 대퇴 주대를 대퇴골에 적용하여 그 적응도를 검정하므로써 어느 디자인이 가장 한국인 대퇴 근위부에 적합한가를 규명하고 이를 통해 간접적으로 한국인 대퇴골 근위부의 형태를 알고자 하였다.

Fig. 2. Measurement of anteversion by table-top method parallel to posterior peaks of condyles.

Fig. 4. Cross sectional configuration of the proximal femur at the different level.

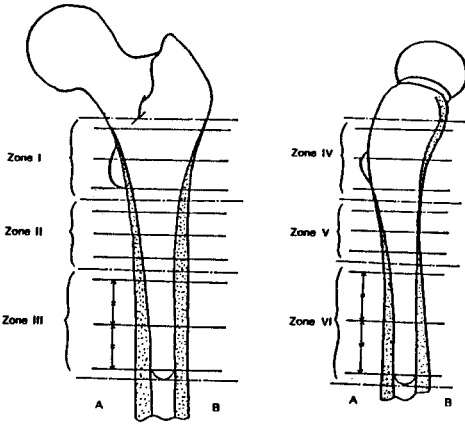


Fig. 5. Measuring template which had six zones.

1) 방사선 촬영 방법

방사선 사진은 정상발육으로 외상 및 관절염의 병력이 없었던 성인의 사체 대퇴골 60개에 대하여 일정하게 X-ray tube로 부터 1m 거리에서 정확한 전후면 및 측면상을 촬영하였는데, 실제 대퇴골의 크기에 대한 방사선 사진의 확대비(magnification factor)는 평균 105%였다.

2) 인공 대퇴 주대의 형판 제작

각각의 대퇴골에 대한 전후면 및 측면 방사선 사진과 임상에서 현재 많이 사용되고 있는 Harris-Galante stem(straight proportional stem), Anatomic stem(anteverted anatomic stem), Press-Fit Condylar(PFC, press fit system), Anatomic Medullary Locking(AML, straight proportional stem), Porous Coated Anato-

mic)PCA, curved anatomic stem)등 5가지의 인공 삽입물에 대한 각각의 형판(template)을 이용하여, 방사선 촬영의 확대비와 동일하게 각각의 형판을 105%로 만들어 사용하였다.

3) 각 측정점의 선정

모든 대퇴골에 대한 각각의 인공 삽입물의 형판의 위치를 균일하게 하기 위하여 대퇴골두의 중심부와 소전자의 기저부를 측정용 형판에 표시하였으며, 가장 기본이 되는 선은 대퇴부의 수직중 심선과 소전자 기저부를 지나는 횡선으로 이는 수직 중심선과 수직으로 만나게 된다. 대퇴골의 수직 중심선은 소전자 기저부로부터 각각 25mm, 100mm의 원위부에서 내외측 골내막면의 중간점으로 정하였다. 횡선의 가장 기본이 되는 선은 소전자부의 기저부를 지나는 선으로 이선을 중심으로 4cm 상방까지는 Zone I, 이 선 하방 3cm까지 Zone II, 그 이하부를 Zone III로 정하였다. 각 지역의 측정 표준화를 위하여 각 지역에 3개의 측정지점(Measuring point)을 다시 지정하였다. Zone I에서는 Zone I 중심형선 및 중심형선의 상하 1.5cm지점, Zone II에서는 Zone II의 중심형선 및 중심형선의 상하 1.0cm지점, Zone III에서는 소전자 기저부를 지나는 기본선에서 3.5cm 하방지점과 원위단(distal end)과 이 두곳의 중심지점의 각각 3지점으로 이들 측정치의 평균치를 각 지역(Zone)의 간격값으로 정의하였다. 이러한 표시는 전후면 및 측면 방사선 사진에 모두 시행하였다.

4) 적응도 조사

전후면 사진상 가장 잘 맞는 크기를 선택한 후 형판의 위치(location)와 정렬(orientation)을 표시하였고 소전자 기저부로부터 삽입물의 원위단까지의 길이를 측정하였다.

측면 사진상의 형판의 정렬은 형판의 골두중심을 해부학적 골두 중심에 맞추고 삽입물의 원위단이 골수강의 중심 놓이게 하였으며, 형판의 위치는 전후면 사진상 측정되었던 길이로 결정하였다. 인공 삽입물이 잘 맞는 경우, 위치와 정렬을 표시하였고 선택된 형판의 크기와 삽입물의 종류를 기록하였다. 인공 삽입물의 외측선과 골내막면 사이의 간격은 1/20mm까지 측정 가능한 측정기(caliper, Mitu-toya 사, Japan)를 이용하여 측정하였고 각각의 측정위치마다 간격을 기록하였다.

Ⅲ. 연구 결과

연구 I : 대퇴골의 3차원적 측정의 결과

과거력상 골절이나 기타 병변이 없었던 60개의 성인 대퇴골의 전산화 단층촬영 자료를 기초로하여 재구성된 3차원적 영상에서 측정한 대퇴골의 중요 수치의 평균치와 최소 및 최대값 등은 다음과 같았다 (Table 1).

1. 대퇴골두의 Offset

최소가 26.4mm였고 최대가 49.1mm였으며 전체 평균은 37.5 ± 5.2 mm이었다.

2. 대퇴골두의 직경

최소가 36.7mm였고 최대가 50.3mm였으며 전체 평균은 45.4 ± 3.3 mm이었다.

3. 대퇴골두 중심의 위치

대퇴골 소전자부 중심으로부터 Z-축으로 최소가 35.9mm였고 최대가 59.8mm였으며 전체 평균 49.1 ± 5.5 mm이었다.

4. 대퇴골수강의 횡직경

대퇴골 소전자 중심부에서의 골수강의 횡직경은

최소 18.5mm에서 최대 38.0mm로 평균 29.4 ± 3.5 mm였으며, 대퇴골 소전자의 중심부에서 20mm 상부에서의 골수강 횡직경은 평균 47.3 ± 4.6 mm였으나, 20mm 하부에서는 평균 19.9 ± 2.7 mm이었다.

5. 협부 중심의 위치 및 횡직경

대퇴골수강 협부의 위치는 소전자 중심부로부터 최소 76.0mm에서 최대 147.3mm로 각각의 대퇴골에 따라 차이가 많았으며 평균 109.4 ± 13.1 mm 원위부에 위치하고 있었다. 협부의 내외 횡직경은 최소가 7.4mm였고 최대가 18.6mm였으며 전체 평균은 12.1 ± 2.1 mm이었으며, 전후 횡직경은 최소가 10.5mm 최대가 22.7mm로 평균 14.4 ± 2.4 mm이었다.

6. 협부의 위치

대퇴골수강 협부 근위부의 위치는 소전자 중심부로부터 최소 38.2mm, 최고 101.1mm로 평균 73.9 ± 12.0 mm였고, 원위부의 위치는 최소 106.3mm, 최고 193.6mm로, 평균 144.0 ± 16.5 mm 원위부에 위치하고 있었다.

7. 대퇴 전장

대퇴 전장은 최소가 358.6mm에서 최대 465.1mm로 평균 416 ± 25.2 mm이었으며, 측정치중 가장 큰 변이

Table 1. Values of the Femoral Specimens

Dimensien	Mean(mm)	S.D(mm)	Min.(mm)	Max(mm)
Femoral head offset	37.5	5.5	26.4	49.1
Femoral head diameter	45.4	3.3	36.7	50.3
Femoral head position	49.1	5.5	35.9	59.8
Canal width(*LT+20mm)	47.3	4.6	35.2	56.1
Canal width(*LT center)	29.4	3.5	18.5	38.0
Canal width(*LT-20mm)	19.9	2.7	11.8	27.1
Isthmus position	109.4	13.1	76.0	147.3
Isthmus width(*M-L)	12.1	2.1	7.4	18.6
Isthmus width(*A-P)	14.4	2.4	10.5	22.7
Extracortical width(*M-L)	26.3	2.4	21.1	31.6
Proximal border of isthmus	73.9	12.0	38.2	101.1
Distal border of isthmus	144.0	16.5	106.3	193.6
Femoral length	416.0	25.2	358.6	465.1
Anteversion angle	20.5	9.1	2.0	36.5
Teversion angle	20.5	9.1	2.0	36.5
Neck-shaft angle	127.8	5.7	115.5	139.0
Flare index	3.8	0.7	2.5	6.4

Min : Minimum

Mas. : Maximum

*LT : Lesser trochanter.

*A-P : Anteroposterior diameter

*M-L : Mediolateral diameter

S.D : Standard deviation

를 보였다.

8. 대퇴골 전염각

대퇴골 전염각은 최소가 2° 에서 최대가 36.5° 로 매우 다양한 분포를 보였으며 전체 평균 전염각은 $20.5 \pm 9.1^{\circ}$ 였다.

9. 대퇴 경간각

대퇴 경간각은 최소 115.5° 에서 최대 139.0° 으로 평균 $127.8 \pm 5.7^{\circ}$ 이었다.

10. 대퇴 골수강의 형태

대퇴골수강의 형태를 나타내는 canal flare index는 최소 2.5에서 최대 6.4로 평균 3.8 ± 0.7 였으며 Stove-pipe(relatively straight) 형이 5명(8.4%), 정상형(normal canal)이 42명(70.0%), 그리고 Champagne-flute(highly tapered) 형이 13명(21.6%)이었다(Fig. 6).

Fig. 6. Canal flare index in the 60 korean adult cadaveric femur.

11. 실제 뼈와 컴퓨터 자료와의 비교

대퇴골 소전자부의 횡직경은 첫번째 실제 뼈의 경우 37.5mm, 컴퓨터로 측정한 경우 38.8mm였고 두번째 실제 뼈의 경우 37.5mm, 컴퓨터로 측정한 경우 36.5mm로 비교적 근사한 수치를 보이고 있으나, 소전자 근위부의 측정치가 원위부의 측정치 보다 더 차이가 컸다.

12. 각 측정치간의 상관관계

이 연구에서 상관계수(correlation coefficient)

는 0.771(소전자 중심부에서 20mm 상부에서의 골수강 크기와 canal flare index사이에서 부터 0.941(골수강 협부하연의 크기와 협부의 위치)까지 큰 변화를 보였다. 대퇴골 소전자부 중심부에서 골수강 크기와 20mm하부 골수강 크기($r=0.903$), 골수강 협부 상연의 크기와 협부의 위치($r=0.941$)에서는 비교적 강한 상관관계를 보였으나, 대퇴골두 크기와 대퇴골두 전염각($r=0.000$), 그리고 대퇴골두 위치와 골수강 협부위치($r=0.002$)에서는 비교적 약한 상관관계를 보여주었다.

연구 II : 인공 삽입물의 적응도에 대한 결과

60개의 대퇴골 전후면 및 측면 방사선 사진을 이용하여 형태가 각각 다른 5가지 인공 삽입물에 대한 각 구역별 측정 평균 간격값은 표 1에 나타난 바와 같다(Table 2).

1. 전후면 방사선 사진상의 간격

1) 전후면 상 내측 구역의 간격

구역 I A에서의 간격은 PFC $0.48\text{mm} \pm 0.42$, AML $0.66\text{mm} \pm 0.64$, Anatomic $0.82\text{mm} \pm 0.67$, PCA $1.09\text{mm} \pm 0.81$, Harris-Galante $1.90\text{mm} \pm 1.30$ 의 순이었다.

구역 II A에서는 PFC $0.64\text{mm} \pm 0.86$, Anatomic $1.08\text{mm} \pm 0.78$, PCA $1.10\text{mm} \pm 0.69$, Harris-Galante $1.65\text{mm} \pm 1.06$, AML $1.93\text{mm} \pm 0.83$ 의 순이었다.

구역 III A에서는 PFC $0.23\text{mm} \pm 0.38$, Anatomic $0.30\text{mm} \pm 0.37$, Harris-Galante $0.31\text{mm} \pm 0.43$, PCA $0.56\text{mm} \pm 0.49$, AML $0.60\text{mm} \pm 0.56$ 의 순이었다.

2) 전후면 상 외측 구역의 간격

구역 I B에서의 간격은 PCA $3.83\text{mm} \pm 1.47$, AML $4.26\text{mm} \pm 1.61$, PFC $4.86\text{mm} \pm 2.72$, Anatomic $5.28\text{mm} \pm 1.89$, Harris-Galante $6.21\text{mm} \pm 1.35$ 의 순이었다.

구역 II B에서는 PFC $0.78\text{mm} \pm 0.83$, PCA $0.85\text{mm} \pm 0.80$, AML $0.99\text{mm} \pm 0.81$, Anatomic $1.04\text{mm} \pm 0.85$, Harris-Galante $1.42\text{mm} \pm 0.97$ 의 순이었다.

구역 III B에서는 PFC $0.27\text{mm} \pm 0.37$, AML $0.33\text{mm} \pm 0.44$, Harris-Galante $0.35\text{mm} \pm 0.44$,

Table 2. Means of average measurements by region

*All values reported in millimeters

VIEW	AP-VIEW					LATERAL-VIEW							
	Zone	1A	2A	3A	1B	2B	3B	4A	5A	6A	4B	5B	6B
Harris-Galante	Device	1.90 ±1.30	1.65 ±1.06	0.31 ±0.43	6.21 ±1.36	1.42 ±0.97	0.35 ±0.44	6.26 ±2.42	1.43 ±1.25	1.44 ±1.07	5.30 ±3.29	2.27 ±1.64	1.11 ±0.91
Anatomic		0.82 ±0.67	1.08 ±0.78	0.30 ±0.37	5.28 ±1.89	1.04 ±0.85	0.38 ±0.42	4.50 ±2.06	1.18 ±1.02	1.55 ±1.06	4.19 ±3.03	1.58 ±1.13	1.23 ±0.82
PFC		0.48 ±0.42	0.64 ±0.86	0.23 ±0.38	4.86 ±2.72	0.78 ±0.83	0.27 ±0.37	3.10 ±1.04	0.76 ±0.88	1.01 ±0.70	2.71 ±1.24	1.37 ±1.29	0.64 ±0.31
AML		0.66 ±0.64	1.93 ±0.83	0.60 ±0.56	4.26 ±1.61	0.99 ±0.81	0.33 ±0.44	5.65 ±2.04	2.94 ±1.57	1.33 ±0.90	2.24 ±1.89	1.54 ±1.21	1.99 ±1.03
PCA		1.09 ±0.81	1.10 ±0.69	0.56 ±0.49	3.83 ±1.47	0.85 ±0.80	0.39 ±0.43	4.58 ±1.97	2.09 ±1.28	1.25 ±0.89	1.72 ±1.91	1.56 ±1.21	1.51 ±0.92

Anatomic 0.38mm±0.42, PCA 0.39mm±0.43의 순이었다.

전후면 방사선 사진상 중요한 부분인 내측 근위부와 중간부(ⅠA, ⅡA)의 간격은 PFC가 가장 적었다. 또한 삽입물 원위부의 내외측 구역에서는 5가지 모두 적은 간격을 나타냈으나 Harris-Galante, Anatomic삽입물은 내외측 근위부에서의 간격이 비교적 크게 나타났다.

2. 측면 방사선 사진상의 간격

1) 측면상 후방 구역의 간격

구역 ⅣA에서의 간격은 PFC 3.10mm±1.04, Anatomic 4.50mm±2.06, PCA 4.58mm±1.97, AML 5.65mm±2.04, Harris-Galante 6.26mm±2.42의 순으로 나타났다.

2) 측면상 전방 구역의 간격

구역 ⅣB에서의 간격은 PCA 1.72mm±1.91, AML 2.24mm±1.89, PFC 2.71mm±1.24, Anatomic 4.19mm±3.03, Harris-Galante 5.30mm±3.29의 순이었다.

구역 ⅤB에서는 PFC 1.37mm±1.29, AML 1.54mm±1.21, PCA 1.56mm±1.21, Anatomic 1.58mm±1.13, Harris-Galante 2.27mm±1.84의 순이었다.

구역 ⅥB에서는 PFC 0.64mm±0.31, Harris-Galante 1.11mm±0.91, Anatomic 1.23mm±0.82, PCA 1.51mm±0.92, AML 1.99mm±1.03순이었다.

측면 사진상 전방구역의 근위부(ⅣB)에서는 PCA와 AML삽입물의 간격이 가장 작았으나, 이 삽입물들은 전방구역의 원위부(ⅣB)에서 간격이 가장 큰 것으로 나타났다.

3. 각각의 인공 삽입물별 적응도

각각의 인공삽입물을 구역별로 다른 인공삽입물과 적응도를 비교하기 위하여 각 구역마다 가장 큰 평균 간격값과 가장 작은 간격값 사이를 삼등분하여 적응도를 판단하였는데, 작은 간격값을 갖는 경우를 우수(good), 중간 간격값을 갖는 경우를 양호(fair), 큰 간격값을 갖는 경우를 불량(poor)한 적응도를 나타내는 것으로 정하였다.

1) Harris-Galante 인공 삽입물

Straight proportional system으로 설계된 Harris-Galant 인공 삽입물은 전후면 사진상에서 내측 근위부(ⅠA)와 중간부(ⅡA)는 불량, 내측 원위부(ⅢA)는 양호한 적응도를 보였고, 외측 근위부(ⅠB)와 중간부(ⅡB)는 불량, 외측 원위부(ⅢB)는 우수한 적응도를 보였다.

측면상에서는 전방 근위부(ⅣB)와 중간부(ⅤB)는 불량, 전방 원위부(ⅣB)는 우수한 적응도를 보였고, 후방근위부(ⅣA)는 불량, 후방 중간부(ⅤA)는 우수, 후방 원위부(ⅣA)는 양호한 적응도를 보였다.

위의 결과로 볼 때 Harris-Galante 삽입물은 근위부와 원위부간의 적응도의 차이가 심한것으로 나타났다.

2) Anatomic 인공 삽입물

Anteverted anatomic system으로 설계된 Anatomic 인공 삽입물은 전후면 사진상 삽입물의 내측 근위부(I A)와 중간부(II A)는 양호, 내측 원위부(III A)는 우수한 적응도를 보였고, 외측 근위부(I B)와 중간부(II B)는 양호, 외측 원위부(III B)는 우수한 적응도를 보였다.

측면상에서는 전방 근위부(IVB)는 불량, 전방 중간부(VB)와 원위부(VIB)는 양호한 적응도를 보였고, 후방 근위부(IVA)는 양호, 후방 중간부(VA)는 우수, 후방 원위부(IVA)는 양호한 적응도를 보였다.

위의 결과로 Anatomic삽입물은 중등도의 근위-원위간 적응도의 불일치가 관찰되었다.

3) F.F.C. 인공 삽입물

Press-fit형으로 설계된 PFC 인공 삽입물은 전후면 사진상 외측 근위부(I B)와 측면 사진상의 전방 근위부(IVB)에서만 양호한 적응도를 보였고, 이를 제외한 전구역에서 적응도가 가장 우수한 것으로 나타났다. 즉 PFC 인공삽입물은 대퇴골 근위골 간단부에 Upsized design되어 있어 골 간단부가 넓은 경우에 더 잘 맞도록 설계 되어 있다. 이러한 삽입물 디자인이 더 잘 맞다는 것은 대퇴근위부 형태가 다른 대퇴골보다 더 넓다는 의미를 시사하는 것이다.

4) A.M.L. 인공 삽입물

Straight proportional system으로 설계된 AML 인공 삽입물은 전후면 사진상 삽입물의 내측 근위부(I A)는 우수, 내측 중간부(II A)와 원위부(III A)는 불량, 외측 근위부(I B)는 우수, 외측 중간부(II B)와 원위부(III B)는 양호한 적응도를 보였다.

측면상에서는 전방 근위부(IVB)는 우수, 전방 중간부(VB)는 양호, 전방 원위부(VIB)는 불량한 적응도를 보였고, 후방 근위부(IVA)와 중간부(VA)는 불량, 후방 원위부(IVA)는 양호한 적응도를 보였다.

위의 결과로 AML 삽입물은 심한 근위-원위간 적응도의 불일치를 보였다.

4. 중요 3 지역에서의 적응도

저자는 다음 3지역(지역1; I A, II A, 지역2; III

A, III B, 지역3; IVB, IVA)의 근접도가 삽입물의 적응도에 가장 중요하다고 판단하여 중요지역(priority region)으로 정하고 이 3지역에서 나타난 간격의 합을 간접적으로 그 삽입물의 적응도로 추리할 수 있을 것으로 판단하고 이들의 각각의 간격값을 합한 결과, PFC삽입물이 5.34mm로 가장 좋은 적응도를 보이고 있었으며, PCA삽입물이 6.11mm, AML 삽입물이 7.09mm, Anatomic 삽입물이 8.32mm, Harris-Galante 삽입물이 10.95mm의 순서로 적응도를 보였다.

IV. 고 찰

대퇴골의 기하학적인 특성은 유전, 환경적 인자 즉 연령, 인종, 성별, 생활형태 등 여러 요소에 의하여 달라지며, 이것으로 인하여 대퇴골 내막이 다양한 형태변이를 갖는 것이다^{4,7,10,11,14,16,17,18,19}. 이러한 요소들은 일개체가 독특한 해부학적 특성을 갖듯이 골내막이 독특한 특성을 갖도록 영향을 주게 되는데, 이러한 특성으로 인하여 대퇴 형태와 골수강 크기에 비례적인 상관 관계를 발견할 수 없어 삽입물을 해부학적 범위에 따라 큰 혹은 작은 골수강 크기에 맞춰 비례적으로 평균적인 골수강 크기를 만들 수는 없기 때문에 객관적인 측정 방법 및 자료의 중요성이 더욱 강조되어진다고 하겠다. 이러한 점에서 본 연구의 대상이 서양인에 비하여 인종적으로 순수성(Homogeneity)이 잘 유지되어 있고 또한 비교적 유사한 환경조건에서 생활이 가능한 한국인이라는 점과 컴퓨터 단층촬영한 자료로 부터 얻은 3차원적 영상에서 측정하였기에 본 연구 자료의 의미를 부여할 수 있을 것으로 생각된다.

대퇴골의 전장은 대퇴골두 최정점에서부터 대퇴골 내과의 최하점까지의 길이인 최대길이와 대퇴골두 최정점에서부터 대퇴골 양과의 최하점을 연결하는 선까지의 길이인 양과 길이로 표시할 수 있겠으나, 본 연구에서는 대퇴골 간부의 축이 수평면과 수직이 되도록 대퇴골을 세운후 과상면에서의 대퇴골두의 정점과 대퇴골 내과사이의 거리를 대퇴골의 길이로 계측하였다. 대퇴전장 편균에 대해 Hrdlicka²⁰⁾은 에스키모인 42.96cm, 미국 백인 43.53cm, 서아메리카인 44.80cm로 보고하였고 김 등¹⁾은 2차원적인 단순 방사선학적 방법으로 본 연구와 동일한 길이를

측정하여 한국인 남자 $42.15 \pm 11\text{cm}$, 여자 $40.85 \pm 2.75\text{cm}$ 로 보고하였는데 이는 본 연구에서의 평균 $41.62 \pm 5.2\text{cm}$ 와 유사한 결과를 보여 서양인에서 한국인보다 더 길게 나타났다.

대퇴골의 전염각 측정 방법은 여러 가지가 있을 수 있으나 대부분 대강의 계측으로 이루어지고 있어 정확하게 비교 분석하기는 힘들지만 Murphy 등²⁵⁾은 다른 방법보다 대퇴과의 위치 변화에 따른 영향이 가장 적게 나타났고, 단순하며 재현성 높은 방법으로 오차를 줄이는 개량법으로 대퇴골두 중심부(첫영상)와 대퇴경부 기저부(base of the femoral neck)의 중점(두번째 영상)을 찾아 잇는 경간면(anteversion plane)과 대퇴골 내외양과의 최후면 사이(세번째 영상)를 연결하는 과면(condylar plane)을 얻어 이 양면-즉 경간면과 과면-사이의 각을 전염각으로 설정하였으나 이 방법은 대퇴경부 기저부의 설정시 오차를 유발할 수 있어, 저자는 bottom top view에서 대퇴골두의 전연과 전자간부의 가장 전방으로 돌출한 부위를 연결한 선과 대퇴골두의 후연과 전자간부의 가장 후방으로 돌출한 부위를 연결한 선을 이등분하는 선을 대퇴경부의 축으로 하여 table top method로 측정하였다. 또한 Rowe³⁵⁾, Ryder³⁶⁾, Staheli 등⁴⁰⁾은 고관절 전염각의 관찰이 가장 용이한 관찰 각도는 bottom top view이기 때문에, 대퇴골의 전산화 단층촬영 필름으로부터 재구성된 대퇴골의 3차원적 구조를 bottom top view로 전시(display)한 후에 table top method인 대퇴양과의 후연을 연결한 직선과 대퇴 경부의 장축이 이루는 각을 측정하여 이를 고관절의 전염각으로 하였다. 이차원적 방법으로 측정한 대퇴골의 전염각은 Hollinshed¹⁹⁾는 14.01° 로, Gardner¹⁵⁾는 16° , 그리고 Hamilton¹⁷⁾은 25° 로 보고하였으며, 김과 빈²⁾이 측정한 한국인은 $19.85 \pm 6.90^\circ$ 로 저자마다 큰 변이를 보였으며, 삼차원적 방법으로 측정한 Murphy 등²⁵⁾은 $31.0 \pm 4.2^\circ$ 로 보고하였다. 또한 Ruwe 등³⁵⁾은 전후 및 측방 방사선 촬영을 이용하여 대퇴골두의 중심과 대퇴골 피질골연을 이분하는 선과의 각을 축으로 하고 이 대퇴경부의 축과 대퇴골 소전자 직하부와 이것의 하부 3cm에서 이분하는 선을 대퇴경부의 축으로 하고 이 대퇴경부의 축과 대퇴골 소전자 직하부와 이것의 하부 3cm에서 이분하는 선과의 각을 측정하는 Magilligan 방법으로 측정하여 우측 대

퇴골이 $9.6 \pm 8.4^\circ$, 좌측이 $9.5 \pm 9.1^\circ$ 로 보고하였고, 또한 전산화 단층촬영 후 Weiner and Mernandez 방법으로 측정한 결과 우측 대퇴골이 $-29.6 \pm 31.8^\circ$, 좌측이 $-19.5 \pm 22.5^\circ$ 로 보고하였다.

본 연구에서는 bottom top view에서 대퇴골두의 전연과 전자간부의 가장 전방으로 돌출한 부위를 연결한 선과 대퇴골두의 후연과 전자간부의 가장 후방으로 돌출한 부위를 연결한 선을 이등분하여 얻은 선을 대퇴경부 축으로 하였으며 table top method로 측정 $20.53 \pm 9.11^\circ$ 의 유사한 수치를 보이고 있고 측정 방법에 따라 상이한 결과를 보여 비교하기는 어려움이 있으나 한국인의 경우 성양인보다 다소 큰 것으로 생각되었다. 그러나 이 등³⁾의 보고에 의하면 Durham 방법으로 실측한 전염각에 비하여 전산화 단층촬영 방법에 의한 전염각 측정이 다른 방법보다 5° 미만의 계측 오차를 보이는 비율은 95%로 가장 많았으며, 다른 방법에 비하여 다소 적게 계측되었다고 하였으나, 이는 측정 방법에 따라 큰 차이를 보일 수 있어 가장 합리적이고 실제적인 측정 방법에 대한 지속적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

대퇴골 경간각은 Noble 등^{26, 27)}이 2차원적인 단순 방사선 촬영 후 측정한 결과 $124.7 \pm 7.4^\circ$ 로 보고하였으며, 본 연구에서는 평균 $127.8 \pm 5.7^\circ$ 로 과거 보고된 자료와 유사한 결과를 얻었으나 김 등²⁾이 보고한 한국인 전체 평균 $129.60 \pm 6.90^\circ$ 보다는 약간 감소되어 있음을 알 수 있었다.

대퇴골의 offset은 본 연구에서 37.5mm, 서양인에서는 43.0mm, 소전자 하부 20mm에서의 골수강 크기는 본 연구에서 19.9mm, 서양인에서 20.9mm, 소전자 중심부에서의 골수강 크기는 본 연구에서 29.4mm, 서양인이 29.4mm로 비슷하였다. 그러나 소전자 상부 20mm에서의 골수강 크기는 한국인(한국인 평균 47.3mm, 서양인 45.4mm)이 더 크게 나타났다. 더욱이 대퇴 골수강의 형태를 표시하는 지표인 canal flare index가 한국인과 서양인 사이에 현격한 차이를 나타내고 있다. 즉 대퇴골 근위 골간단부가 더 넓은 champagne-flute형이 서양인 8%에 비해 한국인에서는 21.6%를 보였다. 이상의 조사 결과는 한국인에서는 대퇴 골수강 협부에서 상방으로 올라오면서 골수강 폭이 넓어지고 있음을 알 수 있다.

또한 대퇴 협부의 위치는 본 연구에서 109.4mm,

서양인에서 113.4mm였으며, 협부의 전후 직경은 본 연구에서 14.4mm, 서양인에서 16.9mm, 좌우 직경은 본 연구에서 12.1mm, 서양인에서 12.3mm로 서양인에서 크게 나타났다²⁷⁾.

인공 고관절 전치환술의 말기에 나타나는 무균성 해리는 최근까지 심각한 문제로서 이의 해결을 위하여 인공 관절의 고정 방법과 개념의 변경 및 새로운 대퇴 주대의 개발과 표면 처리의 개선에도 불구하고 아직 해결되지 않은 중요한 과제이다^{7,11,31,39)}. 또한 많은 연구에서 비시멘트형 대퇴 주대를 사용한 고관절 수술의 성패를 좌우하는 요소로는 초기의 견고한 고정, 넓은 ingrowth 표면과의 접촉, 균등한 응력 전달등을 들 수 있으나 각 개인의 넓은 해부학적 변이(variation)로 인하여 이러한 목적을 달성하기는 어렵다^{5,8,12,30,33,34,37,38,41)}. 따라서 인공 관절 삽입시 대퇴 주대의 견고한 고정을 얻기 위해서는 대퇴 주대의 해부 기하학적 형태에 대한 고려가 무엇보다 필수적이다. 이러한 조사는 현재 임상적으로 사용되고 있는 인공 대퇴 주대의 적응도 조사에서도 비슷하게 나타났다. 즉 5가지 인공 대퇴 삽입물중 PFC가 가장 피질골 내막과 삽입물 사이 간격이 적게 나타났는데, 이는 PFC 삽입물이 다른 종류의 삽입물과는 다르게 근위부가 넓은형으로 설계되어 있어 대퇴 근위단의 넓은 공간과 협부에서 상단으로 이행하면서 점차적으로 더 넓어지고 있는 대퇴골 근위부의 형태에 더 적응되어 피질골 내막과 삽입물 사이 간격이 좁게 계측되는 것과 일치되고 있다.

본 연구 결과는 인공 삽입물의 설계에 대한 방사선학적 분석에만 국한된 것이므로 삽입물의 수명에 대한 임상적 결과와 일치하는지의 여부는 단정적으로 이야기하기는 어려우나 이론적으로 삽입물의 적응도가 수명에 절대적인 중요한 인자가 된다는 점에서는 의미있는 결과로 생각된다^{7,11,22,23,30,41)}. 그러나 실제 각 삽입물의 임상경험과 장기추시결과에 대한 비교연구가 계속 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

전산화 단층촬영을 이용한 3차원적 재구성에 의한 대퇴골의 형태학적 계측(연구 I)에서는 대퇴 전장, femoral offset, 소전자 중심부와 하부 20mm에서의 골수강 크기, 협부의 위치및 크기는 서양인에서 크

게 나타났으나, 소전자 상부 20mm에서는 한국인이 오히려 컸으며, 서양인에 비해 champagne-flute 형이 많았다. 또한 5가지 인공 주대 형판의 방사선학적 적응도 측정(연구 II)에서는 5가지 유형의 대퇴 원위부 측정 간격값이 비슷한 반면, 근위부에서는 차이를 보였다. 근위부가 비례적으로 디자인된 것보다 더 넓게 디자인 된 것이 더 적응도가 우수하게 나타났다.

이상의 결과에서 저자들은 서양인과 한국인과의 계측치의 차이를 발견할 수 있었고, 서양인을 기준으로 하여 제작되어 국내에서 사용되고 있는 인공고관절의 평판과 한국인의 방사선적 대퇴골 근위부와 적응도에 있어 많은 차이가 있었다. 따라서 저자들은 이러한 한국인 대퇴근위부와 형태학적 평균 계측치를 기초로 하여 한국형 인공 고관절의 제작에 도움이 되고자 한다.

REFERENCES

- 1) 김상림, 김영민, 최인호, 성상철, 정진엽, 김덕호 : 한국인 대퇴골에 관한 형태학적 기초 연구. *대한정형외과학회지*; 제21권 제5호 767-780, 1986.
- 2) 김영민, 빈성일 : 대퇴골 전염각 측정을 위한 방사선 방법의 비교. *대한정형외과학회지*; 제21권 제3호 387-396, 1986.
- 3) 이덕용, 정문상, 이상훈, 이춘기, 이종서, 유석주, 허민강 : 대퇴골 전염각 측정을 위한 새로운 방법-타 방사선 방법과의 비교-. *대한정형외과학회지*; 제24권 제3호 889-898, 1989.
- 4) Atkinson PJ and Woodhead C : The development of osteoporosis : A hypothesis based on a study of human bone structure. *Clin. Orthop*, 90 : 217, 1973.
- 5) Barger WL : Custom-fit cementless total hip replacement. Presented at the AAOS 56th Annual Meeting, Las Vegas, Nevada. feb, 10, 1989.
- 6) Beckenbaugh RG, Pachtman N and Jaffe WL : Total hip arthroplasty. *J. Bone and Joint Surg*, 60A : 306, 1978.
- 7) Brown TD and Ferguson AB Jr. : Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur. *Acta Orthop. Scand*,

51 : 429, 1980.

- 8) **Callaghan JJ, Dusart SH and Savory CG** : The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *J. Bone and Joint Surg*, 70A : 337, 1988.
- 9) **Crowninshield RD** : Design considerations to reduce stress shielding. Total hip : Cement vs. Cementless., Harris Hip Course, 1984.
- 10) **Dewey JR, Bartley MH Jr., and Armeagos GJ** : The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *J. Bone and Joint Surg*, 70A : 337, 1988.
- 11) **Engelhardt JA, Saha S and Albright JA** : Factors affecting bone stress distribution in total hip arthroplasty using press-fit stems. *Biomater. Med. Dev. Art. Org.*, Vol, 14 : 33, 1986.
- 12) **Engh CA and Bobyn JD** : Biological Fixation in total hip Arthroplasty. *Thorofare, New Jersey, Slack*, pp.47-48, 1985.
- 13) **Engh CA, Glassman AH, Griffin WL and Mayer JG** : Result of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. *Clin. Orthop*, 235 : 91, 1988.
- 14) **Ericksen MF** : Aging changes in the medullary cavity of proximal femur in American blacks and whites. *Am. J. Phys. Anthropol*, 51 : 563, 1979.
- 15) **Gardner E** : Anatomy 32nd ed. W.B. Saunders Comp. 1969.
- 16) **Gelberman RH, Cohen MS, Desai ss, Griffin PP, Salamon PB and O' brien TM** : Femoral anteversion, *J. Bone and Joint Surg*, 68B : 75-79, 1978.
- 17) **Hamilton WJ** : Textbook of human anatomy. 2nd ed. The MacMillan press L.T.D. 1976.
- 18) **Hofmann AA, Bigler GT, France ER, Daniels AU, Wyatt R, and Hess WE** : Increased endosteal bone loss after hip arthroplasty. *Trans. Orthop. res. Soc*, 11 : 470, 1986.
- 19) **Hollinshed WH** : The back and limbs 2nd ed. Hoeber Medical Division, New York, 1969.
- 20) **Hrdlicka A** : Contributions to the study of the femur : The crista aspera and the pilaster. *Am. J. Phys. Anthropol*, 19 : 17-37, 1934.
- 21) **Jasty M, Rogers SP, Weinberg EH and Harris WH** : The role of uniform surgical fit on bone ingrowth porous coated canine acetabular replacements. *Trans. Ortho. Res. Soc.*, Vol, 10 : 167, 1985.
- 22) **Jasty M, Harrigan TP, Henshaw RO, O' Connor O and Harris WH** : Residual strains produced in the proximal femur during rasping and during the insertion of uncemented metal femoral components. *Trans. Orthop. Res. Soc*, 12 : 399, 1987.
- 23) **Krause WR, Krug W and Miller J** : Strength of the cement-bone interface. *Clin. Orthop*, 163 : 290, 1982.
- 24) **Murphy SB, Schneeweis D and Walker PS** : Strain distribution and micromotion in press-fit and cemented hip prosthesis. *Trans. Ortho. Res. Soc.*, Vol, 10 : 119, 1985.
- 25) **Murphy SB, Simon SR, Kijewski PK, Wilkinson RH and Griscom NT** : Femoral anteversion. *J. Bone and Joint Surg*, 69A : 1169-1176, 1987.
- 26) **Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM and Tullos HS** : The anatomic basis of femoral component design. *Clin. Orthop*, 235 : 148, 1988.
- 27) **Noble PC, Lindahl LJ, Jay JL, Davidson J and Tullos HS** : Femoral anatomy and the design of total hip replacements. *Trans. Ortho. Res. Soc.*, Vol, 11 : 335, 1986.
- 28) **Noble PC, Lindahl LJ, Jay JL, Davidson J and Tullos HS** : Analysis of design variables for optimizing the fit of press-fit femoral stem. *Orthop. Trans*, 10 : 398, 1986.
- 29) **O' Connor DO, Burke DW and Harris WH** : Bone-implant micromotion in titanium ingrowth hip stems. *Trans. of the 13th Annual Meeting of the Society for Biomaterials*, p97, New York, NY, 1987.
- 30) **Pilliar RM, Lee JM, and Maniopoulos C** : Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants. *Clin. Orthop*, 208 : 108, 1986.
- 31) **Reger S, O' Leary AA, Howard D, Eschenr-**

- oeder HA and McLaughlin RE** : The effect of cortical nearness on the pull-out strength of porous implants. Trans. of the 12th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, p136, Minneapolis, MN, 1986.
- 32) **Reichelt A and Blasius K** : First experience with the PM prosthesis. In Morscher, E.(ed.) : The Cementless fixation of hip endoprosthesis. New York, Springer-Verlag, P.181, 1984.
- 33) **Ring PA** : Five to fourteen year interim results of uncemented total hip arthroplasty. *Clin. Orthop*, 137 : 87, 1978.
- 34) **Robertson DD, Nelson P, Hirano S, Krushell RJ and Walker PS** : Analysis of design variables for optimizing the fit of press-fit femoral stems. *Trans. Ortho. Res. Soc.*, Vol, 11 : 339, 1986.
- 35) **Ruwe PA, Gage JR, Ozonoff MB and Deluca PA** : Clinical determination of femoral anteversion. *J. Bone and Joint Surg*, 74A : 820-829, 1992.
- 36) **Ryder CT and Crane L** : Measuring femoral anteversion, the problem and a method. *J. Bone and Joint Surg*, 35A : 321-328, 1953.
- 37) **Salzer M, Knahr K and Frank P** : Radiologic and clinical follow-ups of uncemented femoral endoprotheses with and without collars. In Morscher, E.(ed.) : The Cementless Fixation of Hip Endoprotheses. New York, Springer-Verlag, P. 161, 1984.
- 38) **Sandborn PM, Cook SD, Anderson RC, Spires WP and Kester MA** : Bone implant interface : The effect of proximity of fit. Trans. of Fit. Trans. of the 13th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, p45, New York, NY, 1978.
- 39) **Sandborn PM, Cook SD, Anderson RC, Spires WP and Kester MA** : The effect of surgical fit on bone growth into porous coated implants. *Trans. Ortho. Res. Soc.*, Vol, 12 : 217, 1978.
- 40) **Staheli LT, Lippert F and Denotter P** : Femoral anteversion and physical performance in adolescent and adult life. *Clin. Orthop*, 129 : 213, 1977.
- 41) **Walker PS, Schneeweis D, Murphy S and Nelson P** : Strains and micromotions of press-fit femoral stem prosthesis. *J. Biomech*, 20(7) : 693, 1978.
- 42) **William LB** : Shape the implant to the patient. *Clin. Orthop*, 249 : 73, 1989.
- 43) **Woolsin ST, Dev P, Felligham LL and Vassiliadis A** : Three-dimensional image of bone from computerized tomography. *Clin. Orthop*, 202 : 239, 1986.
- 44) **Zimmerman M, Meunier A, Christel P, Katz JL and Sedel L** : The longterm effects of total hip arthroplasty on the local properties of the femoral diaphysis. Trans. of the 13th Annual Meeting of the Society for Biomaterials, p18, New York, NY, 1987.