

동서양인의 대퇴골 비교연구

강곤 · 김철생 · 유명철*

= Abstract =

We investigated the structural geometry of thirty-eight Korean femurs. The purpose of this study is to identify major geometrical differences between Korean femurs and others that we believe belong to Caucasians so that we would be able to get insights into the femoral component design that fits Asians including Koreans.

We utilized computerized tomography (CT) images of femurs extracted from cadavers. The CT images were transformed into bitmap data by using a film scanner, and then analyzed by using a commercially available software called Image v.1.0 and a Macintosh IICI computer. The resulting data were compared with already published data.

The major results show that the geometry of the Korean femurs is significantly different from that of Caucasians: (1) the anteversion angle and the canal flare index are greater by the amount of approximately 8° and 0.5, respectively, (2) the shape of the isthmus cross section is more round, and (3) the distance between the lesser trochanter and the proximal border of the isthmus is shorter by about 15 mm. The results suggested that the femoral component suitable for Asians should be different from the currently-used components designed and manufactured mostly by European or American companies.

1. 서 론

질병, 노화 또는 사고로 인하여 고관절에 이상이 생긴 경우 인공고관절로 대체하기도 하는데 이를 인공고관절전대치술(total hip arthroplasty) 이라 한다. 인공고관절은 크게 세 부분으로 나눌 수 있다: 비구컵(acetabulum cup), 헤드(head), 스템(stem). 비구컵은 골반(pelvis)에 골시멘트(bone cement) 또는 나사를 사용하여 고정시키고, 헤드부분을 절단한 대퇴골의 골수강에 스템을 삽입하여 고정시킨다. 최근에는 스템과 골수강 내면 사이에 또는 비구컵과 골반 사이에 압력을 가하여 고정시키는

cementless fixation 방법이 널리 사용되고 있는데, 수술 후 오랜기간동안 안정성을 유지하려면 이식체와 뼈가 가능한 빨리 유착되어야 한다[1-3].

인공고관절 스템을 이상적으로 고정하기 위하여 고려해야 할 생체역학적인 요소는 다음과 같다. 대퇴골의 정상적인 하중전달을 수술전과 같이 유지하여 근위부(proximal region)의 응력분포변경에 의한 골흡수(bone resorption)를 방지해야 하고, 골내형상(endosteal configuration)에 맞도록 고정시킴으로써 응력집중과 이식체의 미세운동(micro-motion)을 방지하여 이식체의 다공성표면내로의 골성장을 유도하여야 한다[4-9].

특히 골-이식체 계면(bone-implant interface)에서 장기적인 미세운동은 마모, 마모부식 및 조직반응을 유발시켜 결국 이식체 해리(解弛, loosening)의 원인이 된다[3].

이러한 관점에서 성공적인 인공고관절수술 또는

<접수 : 1993년 1월 7일>

건국대학교 의과대학 의학공학과

*경희대학교 의과대학 정형외과학교실

설계를 위해서는 대퇴골의 해부학적 구조에 대한 기초연구가 필요하다. 이를 위하여 사체로부터 추출된 대퇴골을 좁은 간격으로 절단하여 골단면을 직접 측정하기도 하였고, 단층촬영(computerized tomography, CT) 또는 자기공명영상(magnetic resonance imaging) 등을 이용하여 대퇴골의 단면 영상을 얻어 인공고관절설계에 필요한 대퇴골수장의 형상을 연구하여 왔다[11,12]. 그러나 대퇴골 형상이 개인에 따라 큰 차이를 나타낼 뿐 아니라 다수의 대퇴골 구입이 용이하지 않아 통계적 데이터를 얻기가 어렵고 일부 인공관절 제조회사들이 갖고 있는 정보들은 밖으로 발표되지 않고 있다 [10]. 특히 한국인을 포함한 동양인의 경우 서양인과 대퇴골내/외 구조와 크기가 달라 동양인에 맞는 인공고관절개발을 위해서는 동양인 대퇴골의 세밀한 형태학적 해석에 의한 연구가 필수적으로 요구된다.

본 연구에서는 사체에서 추출한 한국인 대퇴골의 CT영상을 분석하여 얻은 대퇴골형상과 문헌에 보고된 서양인의 대퇴골형상[12-16]을 비교분석하여 인공고관절 설계시 필요한 기초자료를 얻고자 한다. 그러나 사용된 사체대퇴골들에 대한 인적정보가 없고 대퇴골수가 충분치 않아 상대적 차이점과 일반적인 경향만을 조사하였고, 통계적 신뢰성을 높이기 위하여 많은 수의 대퇴골이상환자 및 정상인을 대상으로 연령, 성, 신장별로 분류하여 연구 중에 있다.

2. 방 법

사체에서 추출한 한국인 대퇴골 중에 측정에 부적당하다고 판단되는 것을 제외한 38개를 사용하였다. 2개 또는 4개의 대퇴골을 수평면 위에 놓고 기준점을 잡기 위하여 수평면에 평행하고 촬영면에 수직으로 지름이 약 5mm 인 쇄막대를 대퇴골 옆에 나란히 놓은 후 촬영을 하였다. 고관절이 시작되는 비구에서 대퇴골의 중간부분(협부(峽部, isthmus) 포함)에 이르기까지와 상과(上顆, epicondyle)를 식별할 수 있는 원위부(distal part)는 4mm 간격으로 단층촬영하였다.

Film scanner(서울대학교 의과대학 의공학교실 소재)를 사용하여 영상데이터를 CT필름 한장당 1024×1243 pixel의 bitmap file로 바꾼 후, Apple-

ExchangerFile 을 사용하여 Macintosh file로 변환하였다. 그 후 Photoshop(Adobe Systems Incorporated, v.1.0)과 Image(National Institute of Health, v.1.01)를 사용하여 PICT file로 바꾸어 저장하였다.

전향각(前向角, anteversion angle)을 측정하기 위하여 대퇴골의 후측과(後側顆, posterior condyle)를 나타내는 영상을 찾아내어 두 후측과의 정점(aspect)을 연결하는 직선을 그은 후[13-16], 대퇴골의 경축(頸軸) (the axis femoral neck)을 그어서 양 직선사이의 각도를 측정하였다 (그림 1). 전향각을 제외한 대퇴골의 주요치수의 명칭과 부호가 그림 2와 표 1에 정리되어 있다.

Image에 옮겨진 대퇴골 CT영상에서 각 치수의 길이는 pixel 단위로 측정되므로 이 pixel 단위를 실제 길이로 환산하기 위하여 CT영상중 첫번째와 51번째 영상 사이의 실제길이 (200 mm)를 동일거리의 pixel 수로 나누었으며, 모든 영상에서 하나의 pixel은 $2 \pm 0.04\text{mm}$ 로 나타났다. 각도의 단위는 도(degrees)를 사용하였다.

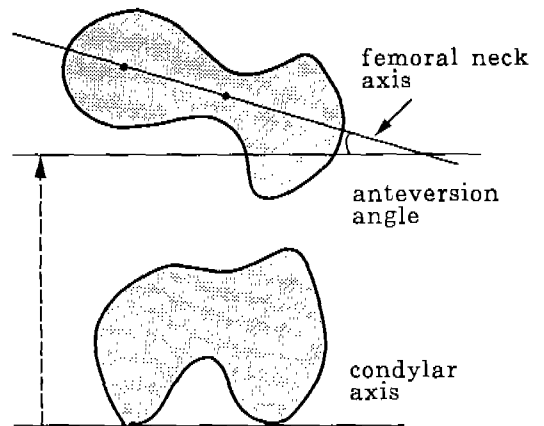


그림 1 대퇴경축(femoral neck axis)과 대퇴골 후측과(posterior condyles)의 두 정점을 잇는 직선과의 교차각을 전향각(anteversion angle)으로 정의하였다.

Fig. 1 Diagrammatic representation of two CT images showing the anteversion angle defined as the angle between the femoral neck axis and the condylar axis crossing the two posterior aspects of the condyles

표 1 대퇴골 주요지수의 명칭, 부호와 측정결과

Table 1 Names, symbols and measurement data of major femoral dimensions

명 칭	부 호	측정평균값(표준편차)	측정결과 [12]의 결과
femoral head offset	A	41.8(4.4)	43.0(6.8)
femoral head diameter	B	47.9(3.3)	46.1(4.8)
femoral head position	C	56.9(3.0)	51.6(7.1)
canal width (lesser trochanter + 20mm)	D	51.1(3.8)	45.4(5.3)
canal width (lesser trochanter)	E	30.9(2.8)	29.4(4.6)
canal width (lesser trochanter - 20mm)	F	21.4(2.9)	20.9(3.5)
isthmus width (medial-lateral)	G	12.4(2.6)	12.3(2.3)
extracortical width (medial-lateral)	H	31.8(2.8)	27.0(3.1)
proximal border of isthmus	I	70.8(7.8)	86.1(17.8)
distal border of isthmus	J	143.0(8.0)	145.0(19.4)
isthmus position	K	115.5(4.9)	113.4(16.4)
canal width(osteotomy level) (anterior-posterior)	M	28.9(2.8)	24.1(3.1)
medial diameter of femoral neck	L	19.0(2.2)	16.5(2.9)
isthmus width (anterior-posterior)	N	12.9(2.6)	16.9(3.5)
neck shaft angle		128.2(5.5)	124.7(7.4)
femoral length	O	443.1(28.8)	436.8(35.3)
canal flare index	D/G	4.3(0.84)	3.8(0.74)

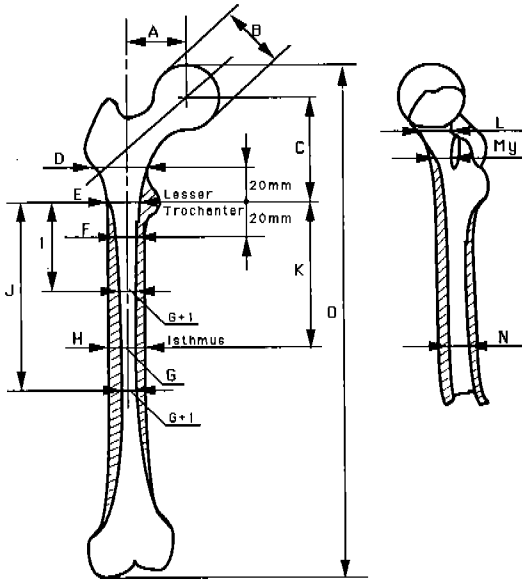


그림 2 전후(AP), 좌우(ML)방향에서 대퇴골의 도식적인 모습.

Fig. 2 Diagrammatic representation of the femur in two directions: the anterior-posterior (AP) and medial-lateral(ML) views

옆방향(medial-lateral direction, ML)은 대퇴두(大腿頭, femoral head)의 방향, 즉 수평기준선으로부터 전향각만큼 회전한 방향으로 정하였고 이와 직각인 방향을 전후방향(anterior-posterior direction, AP)으로 정하였다. 따라서 대부분의 길이를 측정할 때마다 CT영상면에서 전향각만큼 또는 전향각 + 90° 만큼 회전한 방향을 택함으로써 정확한 방향을 찾을 수 있었다.

Femoral head offset (A)을 알아내기 위하여 대퇴골 전체가 나와있는 영상에서 협부의 중심과 소전자(小轉子, lesser trochanter)관(管, canal)의 중심을 연결하는 직선을 긋고, 이 직선과 대퇴두의 중심과의 거리를 측정하였다. 이때 각 대퇴골의 전향각에 의한 영향을 보정하여 주었다. 헤드의 중심과 neck의 중심을 연결한 직선과 평행하며 헤드의 양쪽 경계면에 접하는 두 직선 사이의 길이를 측정하여 대퇴두의 직경(femoral head diameter, B)를 얻을 수 있었다. 협부의 근위부와 원위부(I, J)는 협부폭(isthmus width)보다 폭이 약 1mm 넓은 부분의 지점을 선택하였다. 소전자의 상부 12mm 지

점을 절골부(切骨部, osteotomy level, 인공고관절을 삽입할 때 뼈를 잘라내는 부위)로 선택하였으며 이 지점에서의 AP 관폭(M₁)을 측정하였다.

3. 결 과

사체에서 추출한 한국인 대퇴골 38개로부터 얻은 주요치수들과 서양인과 비교할 목적으로[12]에 보고된 결과들을 표1에 정리하였다. ML 협부폭(G)과 소전자의 하부 20mm 지점에서 측정한 관폭(F)을 제외한 모든 결과들이 평균값의 21% 이내의 표준 편차를 보이고 있다. [12]의 결과와 비교하여 현저한 차이를 보이는 치수들로는 소전자의

하부 20mm 지점에서 측정된 관폭(D), 협부의 원위부(I), AP협부폭(N), 절골부의 AP관폭(M), 그리고 전향각을 들 수 있다.

서양인의 전향각에 대한 통계가 발표된 논문에 따라 큰 차이를 나타내고 있으나, 일반적인 경향은 -10° 에서 $+35^{\circ}$ 의 범위에서 개인에 따라 상당히 큰 변화를 보이고 있고[13-16]평균값은 약 10° 정도인 것으로 알려져 있다. 본 연구에서는 전향각이 음(-)인 경우는 없었으며, 분포범위는 2° 에서 30° 에 이르기까지 상당히 넓었다. 평균값은 18° 이고 0° 에서 30° 까지 5° 간격으로 나누어 분포를 조사한 결과, 21° 와 25° 사이에 32%의 가장 높은 분포율을 보였다. 크기의 면에서 동양인이 서양인보다 전향각이 클 것이라는 통념을 확인해 주었다: 대퇴골의 경축이 두개의 후측과(posterior condyles)를 연결한 직선에 대하여 앞방향으로 더욱 회전되어 있다.

ML 협부폭 및 소전자 하부 20mm 지점의 관폭(F)은 큰 차이가 없으나, 소전자 상부 20mm 지점의 관폭(D)의 평균값은 서양인에 비하여 약 5mm 정도 큰 것을 알 수 있다. 소전자의 상부 20mm 지점에서 측정된 ML 관폭(D)을 ML 협부폭(G)으로 나눈 비로 나타내는 canal flare index (CFI)는 2.8에서 5.8까지 넓은 범위에 분포되어 있고, 평균값은 4.3으로 서양인에 비하여 약 0.5 정도 크다. 그림 3은 CFI의 skewed Gaussian 분포를 나타내는데,

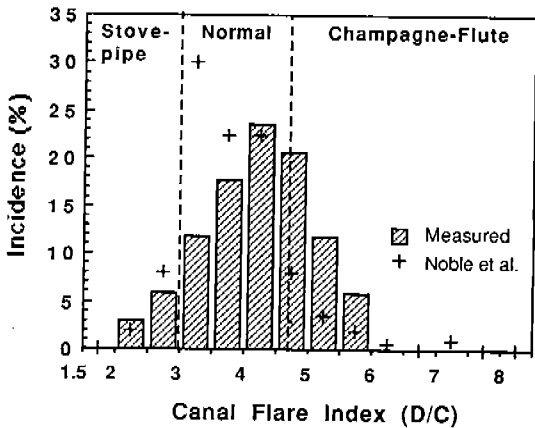


그림 3 조사된 한국인 대퇴골의 canal flare index (CFI) 분포양상

Fig. 3 The distribution of the canal flare index (CFI)

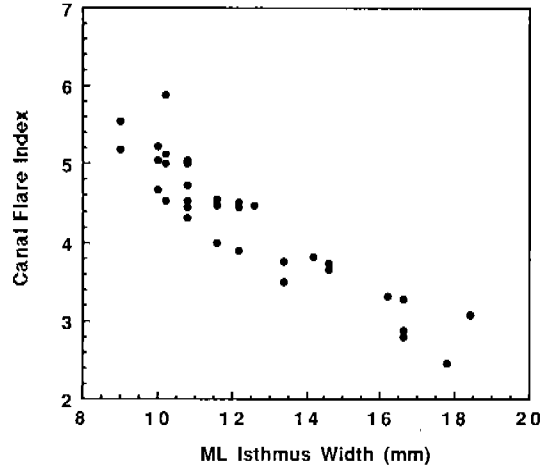


그림 4 ML 협부폭에 대한 CFI의 분포

Fig. 4 The canal flare index versus ML isthmus width

본 연구에서 살펴본 대퇴골의 골내(骨內, endosteal)형상이 Champagne-flute 모양을 갖는 경우가 stove-pipe 모양보다 훨씬 많았다: 즉, CFI가 일반적으로 커서 위로 올라갈수록 옆으로 넓어지는 모양을 나타낸다. CFI는 ML 협부폭과는 매우 뚜렷한 역관계(inverse relationship)를 보이고 있으나(그림 4 참조, 상관관계수(correlation coefficient) $r = 0.92$), 소전자 하부 20mm 지점에서 측정된 관폭과는 그다지 뚜렷한 상관관계를 나타내지 않는다.

서양인의 경우에 ML 협부폭(G)과 AP 협부폭(N)이 매우 달라서 N이 G의 약 1.4배에 이른다고 알려져 있으나, 표 1에서와 같이 한국인은 협부에서의 단면형상이 거의 원형에 가깝다는 것을 알 수 있다. 그러나 본 연구에서도 개인에 따라 뚜렷한 타원형의 단면을 갖는 경우도 있었고, N과 G사이의 상관관계도 그다지 뚜렷하지 않았다 ($r = 0.73$) (그림 5).

인공관절의 설계시에 중요한 요소의 하나로서 소전자로부터 협부의 근위부까지의 거리(I)를 들 수 있는데, 그분포범위가 60mm에서 80mm까지에 이르고 있으나 평균값이 70.8mm로 서양인에 비하여 약 15mm 짧고 표준편차도 매우 작았다. 소전자로부터 협부의 원위부까지의 거리(J)와 협부까지의 거리(K)는 서양인의 경우와 그다지 큰 차이를 보이지 않았다. 단,[12]에서는 D가 클수록 일반적으로 I, J와 K가 클 뿐더러 I, J, K수치의 표준편차도

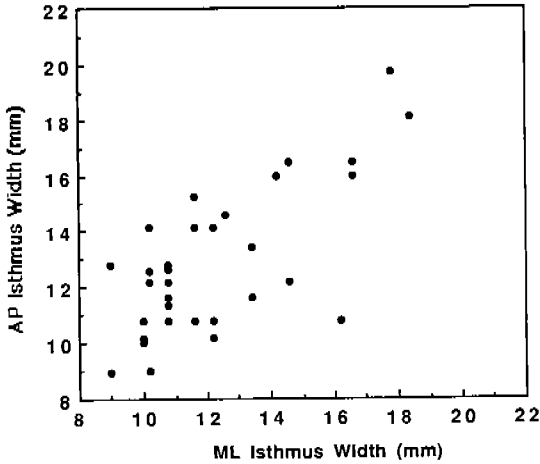


그림 5 ML 협부폭과 AP 협부폭 사이의 상관관계.

Fig. 5 Correlation between the ML and AP isthmus widths

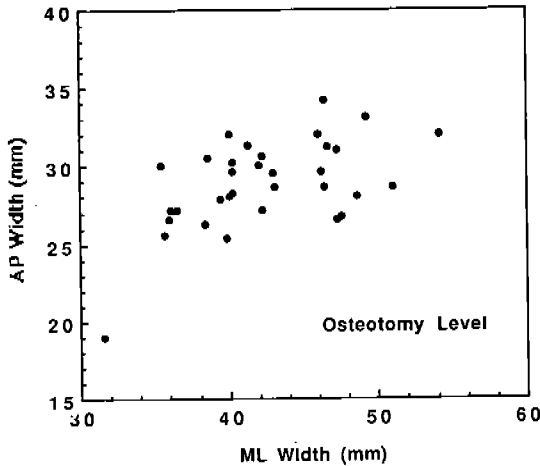


그림 6 절골부의 ML관폭과 AP관폭 사이의 상관관계.

Fig. 6 Correlation between the ML and AP widths of the proximal metaphysis at the osteotomy level of the femoral neck

평균값의 13-21%에 이른다 보고하고 있으나, 본 연구에서는 D가 증가 또는 감소하더라도 I, J, K의 수치는 거의 일정하였고 이들의 표준편차도 평균값의 4-11%에 지나지 않았다.

절골부의 ML관폭(M_x)이 클수록 AP관폭(M_y)도 커짐을 알 수 있었고 이 두 치수 사이의 상관계수

는 0.54로 그다지 크지 않았으나 [12]결과의 0.4보다는 높았다 (그림 6). 또 M_x 의 평균값은 서양인에 비하여 5mm 정도 크다.

서양인의 경우에는 일반적으로 대퇴골의 길이가 클수록 대퇴두직경도 크지만 ($r = 0.76$), 본 연구에서는 상관계수가 현저히 낮았다 ($r = 0.33$): 대퇴골의 길이가 상대적으로 작은 경우에도 헤드가 매우 큰 경우도 적지 않았다.

소전자로부터 대퇴두의 중심까지의 거리 C는 52에서 62mm까지 분포되어 있고, 평균값은 [12]의 결과보다 약 5mm 이상 컸으며, 표준편차의 평균값에 대한 비가 측정된 모든 치수중에서 가장 낮았다 (5.3%). 협부의 중심과 소전자관(lesser trochanter canal)의 중심을 연결한 직선과 대퇴두의 중심까지의 거리(femoral head offset, A)는 서양인과 평균값에서는 큰 차이를 나타내지 않았으나 표준편차가 매우 작았다.

4. 토 론

본 연구의 결과가 한국인의 체형에 맞는 인공고관절의 설계에 큰 도움이 되리라고 믿지만, 측정에 사용된 대퇴골의 수가 충분히 많지 않았고 사체에서 추출하였으므로 성별, 연령 등의 구분이 되어 있지 않았다. 따라서 자료의 통계적 신빙성을 더욱 높이기 위하여 현재 정상인의 대퇴골을 연령, 성, 신장별로 구분하여 건국의대 부속병원에서 CT촬영을 진행하고 있다.

한국인 대퇴골의 전향각이 서양인에 비하여 평균 약 8°가량 크고, 또 큰 범위에 보다 많이 분포되어 있으므로 이를 고려한다면 차이는 더욱 크다고 할 수 있다. 만약 인공고관절전대치술시 이러한 차이를 고려하지 않는다면 인공고관절과 근위부 사이에 비정상적으로 응력이 분포되어 골흡수가 발생하는 부분이 생겨서 인공고관절의 해리현상을 유발하는 한 원인이 된다[6,10]. 현재 수술시 비구컵을 리밍(reaming)하여 고정할때 각도를 조정하여 주고 있으나, 수술전의 정상적인 관절운동시 응력전달을 보존하려면 현재 사용되고 있는 전후대칭의 스템구조를 변형하여 전향각을 고려한 인공고관절을 설계하여야 할 것으로 생각한다.

CFI가 서양인에 비해 커서 champagne-flute 형상을 갖는 경우가 많았으며, CFI가 3이하(stove-pipe

모양), 정상 CFI 범위(3-4.7), 4.7 이상(champagne-flute 모양)에 해당되는 경우를 비교한 결과 Noble 등[12]이 연구한 서양인의 경우 9%, 83%, 8% 인데 비해 본 연구에서는 9%, 62%, 29%의 분포율을 나타냈다. 또한 협부폭이 작은 대퇴골에서는 근위부 골내관이 매우 경사진 형상을 갖고 있고 협부폭이 클 경우 일반적으로 협부폭으로부터 소전자까지의 골내형상이 비교적 직선적인 형상을 갖고 있었다. 특히 최근 인공고관절수술에 널리 사용되고 있는 cementless fixation의 경우 골유착에 의한 이식체와 골의 고정력을 높이려면 근위부 골내관에 tight fitting이 요구되어 일반적으로 이식체-골 계면간극이 2mm 이내이어야 한다. 따라서 근위부로 올라올수록 보다 더 넓어지는 형상의 인공고관절이 한국인에 적합하다고 생각된다.

한국인 대퇴골의 협부 단면형상이 원형에 가깝고 AP협부폭이 서양인에 비해 훨씬 작고 소전자로부터 협부의 근위부까지의 거리가 짧으므로 스텝원위부에서 이식체-골 계면에서의 미세운동과 응력집중을 줄일 수 있는 설계가 필요하다.

서양인에 비하여 대퇴두의 직경은 그다지 큰 차이가 나지 않으나 femoral head offset의 표준편차가 훨씬 낮으므로 인공고관절의 유효대퇴경길이(effective femoral neck length)가 다양하지 않아도 된다. 즉, 지금까지 사용하고 있는 인공고관절은 스텝과 헤드를 분리하여 제작하고 있으나, 이 결과로 미루어 하나의 구조물로 제작할 수 있을 것이다. 그러나 이에 관하여는 보다 많은 대퇴골에 대한 통계학적인 연구가 필요하다.

5. 결 론

한국인 대퇴골의 기하학적 형상을 분석한 결과, 서양인과 적지않은 차이점을 보여주고 있으므로 이러한 차이점을 충분히 고려하여 인공고관절을 설계하여야 한다. 주요 차이점은 다음과 같다.

- (1) 전향각이 약 8° 이상 크고 음(-)의 전향각을 나타내는 경우는 발견하지 못하였다.
- (2) 대퇴골의 골내형상이 근위부로 갈수록 보다 넓은 경향을 나타낸다:CFI가 크다.
- (3) 협부의 단면형상이 보다 원형에 가깝고, 소전자로부터 협부까지의 거리가 짧다.

후 기

이 연구는 1991년도 한국과학재단 연구비지원에 의한 결과이고 이에 심심한 감사를 드립니다 (과제번호:913-0916-011-2).

참 고 문 헌

- 1) D.G.J. Maquet, "Biomechanics of the hip", Springer-Verlag, 1985.
- 2) P.C. Walker, D. Schneeweis, S. Murphy and P. Nelson, "Strains and micromotions of press-fit femoral stem prosthesis", J. Biomech., 20:693-702, 1987.
- 3) R. Vanderby, P.A. Manley, S.S. Kohles, D.M. Belloli and A.A. McBeath, "A micromotion comparison of cemented and porous ingrowth total hip replacements in a canine model", Trans. Orthoped. Res. Soc., 14:577,1989.
- 4) J.D. Bobyn, E.S. Mortimer, A.H. Glassaman, C. A. Engh, J.E. Miller and C.E. Brooks, "Producing and avoiding stress shielding", Clin. Orthop. and Rel. Res., 274:79-96, 1992.
- 5) H.S. Tullos, B.L. McCaskill, R. Dickey and J. Davidson, "Total hip arthroplasty with a low-modulus porous-coated femoral component", J. Bone and Joint Surg., 66-A:888-898, 1984.
- 6) R. Huiskes, "The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems", Clin. Orthop. Rel. Res., 261:27-38, 1990.
- 7) P.C. Noble, E. Kamaric, J.W. Alenxander and H.S. Tullos, "The effect of stem shape on mechanical stability of a cementless femoral component", Trans. Soc. for Biomat., XIII; 56, 1990.
- 8) T.P. Schmalzried, M. Jasty and W.H. Harris, "Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty", J. Bone and Joint Surg., 74-A: 849-863, 1992.
- 9) J.J. Callaghan, C.S. Fulghum, R.R. Glisson and S.K. Stranne, "The effect of femoral stem ge-

- ometry on interface motion in uncemented porous-coated total hip arthroplasty", *J. Bone and Joint Surg.*, 74-A:839-848, 1992.
- 10) P. Huiskes, "Biomechanics of artificial joint fixation" In: *Basic orthopedic biomechanics*, V.C. Mow and W.C. Hayes(Eds), Raven Press, 375-442, 1991.
- 11) P. Lang, H.K. Genant, H.E. Jergesen and W.R. Murry, "Imaging of the hip joint", *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 274:135-153, 1992.
- 12) P.C. Noble, J.W. Alexander, L.J. Linahl, D.T. Yew, W.M. Granberry, and H.S. Tullos, "The anatomic basis of femoral component design", *Clin. Orthop. and Rel. Res.*, 235:149-165, 1988.
- 13) P.A. Ruwe, J.R. Gage, M.B. Ozonoff and P.A. DeLuca, "Clinical determination of femoral anteversion", *J. Bone and Joint Surg.*, 74-A:820-830, 1992.
- 14) G. Lausten, F. Jorgensen and J. Boesen, "Measurement of anteversion of the femoral neck", *J. Bone and Joint Surg.*, 71-B:237-239, 1989.
- 15) R.H. Gelberman, M.S. Cohen, B.A. Shaw, J.R. Kasser, P.P. Griffin and K.H. Wilkinson, "The association of femoral retroversion with slipped capital femoral epiphysis", *J. Bone and Joint Surg.*, 68-A:1000-1007, 1986.
- 16) S.B. Murphy, S.R. Simon, P.K. Kijewski, R.H. Wilkinson and N.T. Griscom, "Femoral anteversion", *J. Bone and Joint Surg.*, 169-A:1169-1176, 1987.