대한정형외과학회지 제18권 제 4 호
J. of Korean Orthop. Assoc.
Vol. 18, No. 4, August 1983

고관절성형술에서 인공비구 및 인공대퇴골두의 위치에 따른 운동영역에 대한 실험적 연구

인제의과대학 부속 부산백병원 정형외과학교실

김영창 · 김판석 · 최장석 · 조현오 · 이영구

= **Abstract** =

In Vitro Biomechanical Evaluation of Proper Position of Acetabular Cup and Femoral Stem for T.H.R.A. —by Using Mueller Apparatus —

Young Chang Kim, M.D., Pan Suck Kim, M.D., Jang Seok Choi, M.D.
Hyun Oh Cho, M.D. and Young Goo Lee, M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, In Je Medical College, Paik Hospital, Busan, Korea

The Primary objectives of total hip replacement arthroplasty are not only to relieve pain, but to improve motion and function.

The range of motion following total hip replacement arthroplasty depends on several factors, especially the position of acetabular cup and femoral stem.

Also the oriental need more flexion and abduction in hip motion for squarting position as compared with the European who have different living activity.

We studied in vitro biomechanical evaluation of proper position of acetabular cup and femoral stem for T.H.R.A.

The following results were obtained :

1. Effect of component orientation on R.O.M.
2. Acceptable position of prosthesis was as follows :
   Acetabular cup : inclination 40 − 50 degree
   anteversion 20 − 30 degree
   Femoral stem : anteversion 0 − 10 degree
3. The sum of ideal anteversion of the two components was 30 − 35 degree
4. Oriental sitting position was performed normally in the ideal position of the prosthesis
5. Acetabular cup is likely insert in the position as far as post sup rim of acetabulum might be feasible to be full recovered.

Key Words : Ideal position of THRA. Oriental sitting position.

서 론

1970년 이래로 고관절성형술은 보편화되어 왔으며, 그 목적은 고관절의 질환으로 인한 동통을 제거하고, 관절의 안정성을 유지하며, 운동범위의 향진에 있다.

고관절성형술 후에 얻어지는 운동범위는 대개 3가지 요인에 의해서 결정되며, 그 첫째가 고관절질환의 원인과 질환에 의한 주위조직의 상태이며, 둘째로는 어떤 종류의 인공관절을 사용했느냐이며, 셋째로는 인공관절의 각 component를 어떤 위치에서 고정하였느냐에 따라서 결정된다[2].

본 술자가 실시한 실험은 셋째 요인인 인공비구와 인공대퇴골두의 고정위치에 따라 변하는 고관절

의 운동범위와 나아가서는 동양인 특유의 자세인 양반자세 즉 squarting position 등이 가능한 가장 이상적인 고정위치를 in vitro에서 실험 연구하였다.

방법 및 기재

인공관절은 Mueller의 standard neck과 standard stem을 사용하였다.

기재의 설치는 (Fig.1)에서 보는 바와같이 인공비구의 위치를 고정하고 인공대퇴골두가 부착된 대퇴골을 이동이 가능하게 조작하였다. 인공비구는 (Fig.2)에서 보는 것처럼 비구의 전경(anteversion)과 경사(inclination)를 변화시킬 수 있게 설계하였으며, 대퇴골두의 전경은 대퇴골두 원위부에서 조정할 수 있게 회전축을 부착시켰다(Fig.3). 그리고 운동범위를

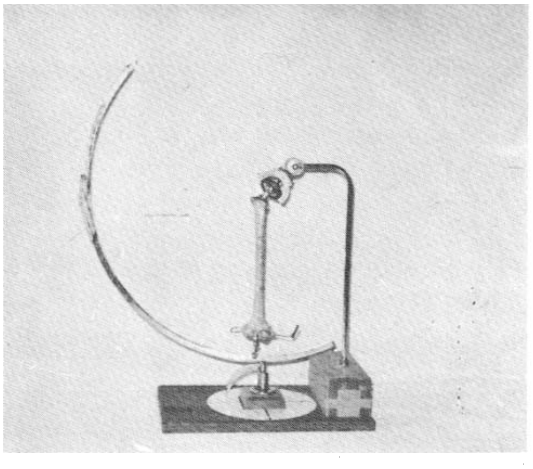


Fig. 1. The experimental model used in this study.

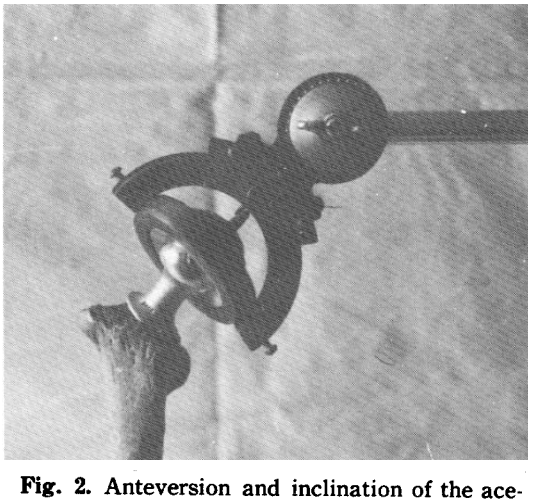


Fig. 2. Anteversion and inclination of the acetebulu model are changeable.

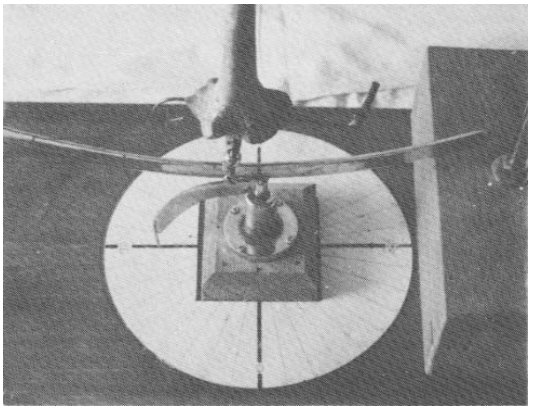


Fig. 3. The rotating axis is attached to the distal end of the femur, to remote the femoral anteversion.

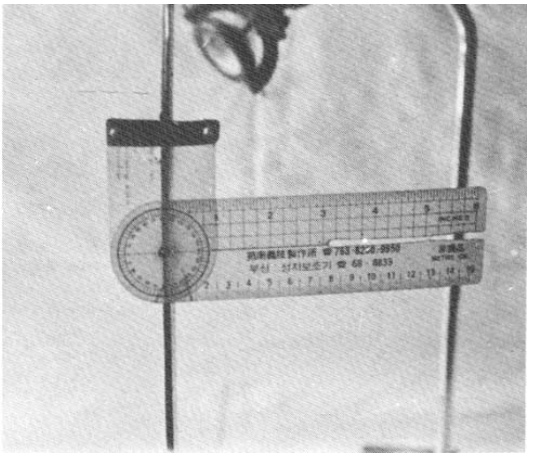


Fig. 4. The Goniometer to calculate the range of motion.

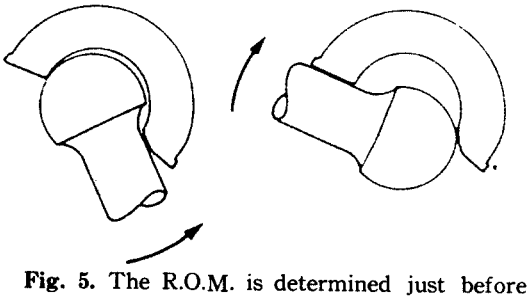
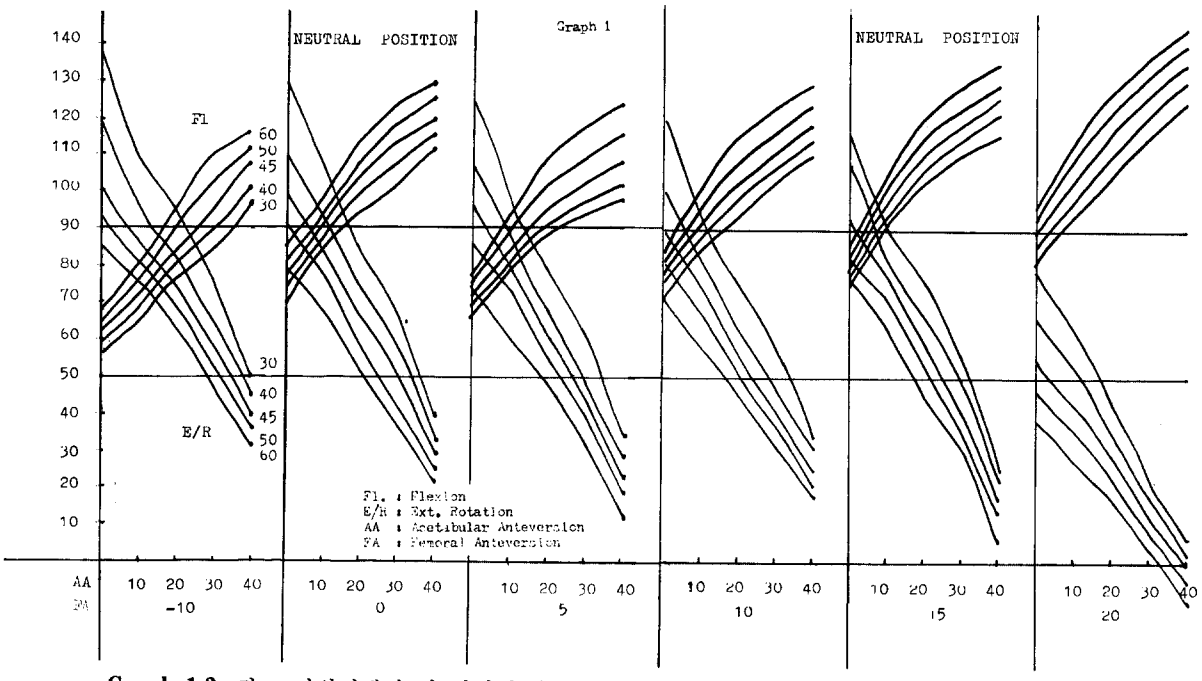


Fig. 5. The R.O.M. is determined just before subluxation of the femoral Head, when femoral neck is attached to the rim of the artificial acetabulum.

측정하기 위한 각도기를 3곳에 설치 하였다 (Fig. 4). 측정방법은 비구를 중심으로 대퇴골을 회전시키므로 운동범위를 측정하였고, 관절주위의 근육이나 연부조직의 효과는 완전히 무시하고 단지 in vitro



Graph 1,2. 각 고정위치에서 각 방향의 운동범위의 변화 : 도표의 선상에 표시된 30 40 45 50 60는 비구의 경사 각도이며 비구 전경 비구 경사 및 대퇴골두전경을 서로서로 변화시킨 각각의 고정위치에서 각 방향의 운동범위를 그라프로 표시하여 분석하였는데, 특히 각 고정위치의 운동중에서, 중립위에서 굴곡과 외회전 90 굴곡위에서 외회전과 외전을 나타낸 것이다.

에서 실시하였다. 측정당시 운동범위는 인공대퇴골두의 경부가 인공비구의 외륜(rim)에 부딪치면서 부전탈구(subluxation) 되기 직전까지를 그 범위로 정하였다(Fig.5). 측정시의 인공관절 고정 위치는, 대퇴골두의 전경을 −10° 0° 5° 10° 15° 20°, 비구의 전경을 0° 10° 20° 30° 40°, 비구의 경사를 30° 40° 45° 50° 60°로 하였으며 각각의 위치를 서로 조합시켜 150예의 고정위치에서 각각의 운동범위를 산출하였다. 여기서 150예의 고정위치에서 측정된 운동범위를 모두 도표로 만들고, 다시 이 도표를 바탕으로 하여 각 방향의 운동변화를 graph로 작성하였다. 이 graph 상에 나타난 운동변화의 경향, 정상 운동범위와의 관계, 양반자세의 가능성 여부를 비교 분석하였다.

결 과

150예의 고정위치에서 일어나는 모든 방향의 운동범위를 graph로 표시해 보면 (Graph 1 & 2)와같이 나타난다.

이 graph를 이용해서 각각의 고정위치에서 운동의 변화경향을 살펴보면, 중립위에서는 대퇴골두의 전경과 비구의 전경이 증가하면 굴곡운동은 증가하고 외회전과 외전은 감소하며, 90° 굴곡위에서는 대퇴골두의 전경이 증가하면 외회전은 감소하고 내전은 증가하며, 비구의 전경이 증가할 때 외전은 증가하고, 비구의 경사가 증가하면, 외회전은 감소하고 외전은 증가한다 (Table 1).

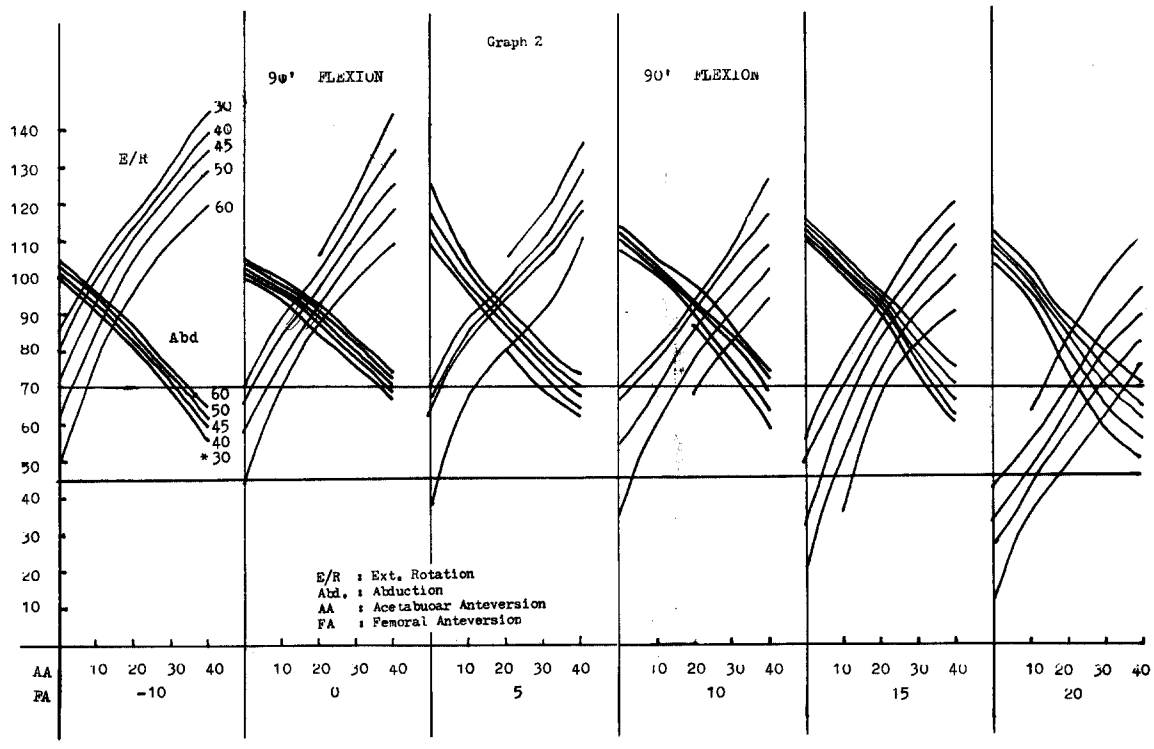
150예의 고정위치 중에서 정상 고관절의 운동범위에 근사한 운동범위를 가지는 고정위치가 21예이며 (acceptable position) 이중에서 3예가 가장 이상적인 고정위치로(ideal position) 나타났다(Table 2).

상기한 21예의 이상적인 위치를 분석해 보면 대퇴골두의 전경이 0°에서 5예, 5°에서 5예, 10°에서 4예로 나타났으며, 비구의 전경이 20°에서 11예, 30° 에서 8예, 비구의 경사가 40°에서 5예, 45°에서 9예, 50°에서 5예의 분포를 보였다(Table 3).

이를 분석해 보면 대퇴골두의 전경은 0~10° 사이가 이상적인 위치로나타나고, 비구의 전경은 20°~30° 사이가 이상적이며, 비구의 경사는 40°~50° 사이가 가장 이상적이라 할 수있다.

대퇴골두의 전경과 비구의 전경을 비교해 보면, 대퇴골두의 전경이 크면 비구의 전경이 적을수록 이상적이였으며 두 전경의 합은 30°~35° 사이로 나타났다.

정상인의 운동범위와, 가장 이상적인 3예의 운동범위 및 양반자세의 운동범위를 비교 관찰 해 보



Graph 2.

Table 1. Effect of component orientation on ROM

Chang in component orientation	Flexion	E/R in extension	Abd in extesion	E/R in 90 flexion	I/R in 90 flexion	Abd in 90 flexion
Socket anteversion or Femoral anteversion	↑	↑	↓	↓	↑	↓
				↓	↑	↑
Socket inclination	↑	↑	↑	↓	↑	↑

비구 및 대퇴골두의 전경이 증가할 때, 그리고 비구경사가 증가할 때, 각 방향의 운동범위가 변하는 것을 나타낸 것이다.

Table 2. Acceptable position of prosthesis

FA	−10					0					5					10					15					20				
AA\AI	30	40	45	50	60	30	40	45	50	60	30	40	45	50	60	30	40	45	50	60	30	40	45	50	60	30	40	45	50	60
0																														
10																														○
20								○	○				○	○			○	○	○			○	○	○						○
30			○				○	⊗	⊗				○	○	⊗				○											
40		○																												

○ : Acceptable position, ⊗ : Ideal position

150례의 고정위치 중에서 비교적 이상적인 운동범위를 가지는 21례의 위치를 표시하였다. 선택의 방법은 150례의 고정위치에서 실험을 통해서 얻어진 운동범위를 정상인의 운동범위와 비교해서 정상 범위에 접근하는 21례들을 뽑았으며 특히 3례는 정상의 범위를 완전히 만족하고 있었다.

Table 3. Acceptable position of prosthesis

Femur anteversion	Acetabular anteversion	Acetabular inclination
−10	30	45
	40	40
	20	45
		50
0		40
	30	45
		50
	20	45
		50
5		40
	30	45
		50
		30
10	20	40
		50
	30	45
		30
15	20	40
		45
20	10	45
	20	45
−10 (2)	0 (0)	30 (2)
0*(5)	10 (1)	40*(5)
5*(5)	20*(11)	45*(9)
10*(4)	30*(8)	50*(5)
15 (3)	40 (1)	60 (0)
20 (2)		
21	21	21

* * * Total cases ; 150. * if increased FA — — — decreased AA, * FA+AA= average 30-35

전체150례 중에서21례의 acceptable position을 대퇴골두전경을 중심으로 분류하면0° 에서 5 례, 5° 에서 5 례, 10° 에서 4 례, 비구전경을 중심으로 분류하면 20° 에서 11례, 30° 에서 8 례, 비구경사를 중심으로 분류하면 40° 에서 5 례, 45° 에서 9 례, 50° 에서 5 례로 각각의 위치에 높은 분포를보였다. 또 21례의 acceptable position들의 대퇴골두 전경과 비구전경의 각도를 합해보면 대개가 30° − 35° 사이였다.

면, 3예의 위치에서 양반자세는 모두가 가능한 것으로 나타났다(Table 4).

그 결과 인공비구의 고정위치는 전경이 20° ~30° 사이, 경사가 40° ~50° 사이가 이상적인 것으로 나타났다.

이 이상적인 비구의 고정위치를 실제로 cadava 골을 이용하여 인공비구를 부착시키는 실험을 실시한 결과 비구의 후상방벽이 허용하는 최대한의 범위까지 인공비구의 전경을 만들어 주면 인공비구의 이상적인 고정위치인 20° ~30° 의 전경을 얻을 수가 있었다.

고 찰

정상인에서 건강한 고관절의 운동범위는 굴곡이 120°, 외전이 40°, 외회전이 45° 정도이다.

Johnston & Smidt[6]에 의하면, 일상생활에서 신체활동 시 필요한 고관절의 운동범위는, 구두를 신을 경우 90° 정도, 물건을 바닥에서 집어 올릴 경우 115° ~125° 정도의 굴곡운동이 고관절에서 일어난다고 하였다. 만일 고관절의 운동장애가 있는 사람이 상기한 신체활동을 행할 경우, 부족한 고관절의 운동범위를 다른 신체부위의 운동이 보상하므로써

Table 4. ROM of ideal position and Korea sitting position

			Neutral						90 flexion			
FA	AA	AI	Flexion	Extension	Abduction	Abduction	I/R	E/R	Abduction	Abduction	I/R	E/R
0	30	45	120	38	76	36	136	50	77	33	35	115
0	30	45	123	35	82	30	129	47	82	30	40	110
5	30	50	118	28	63	33	115	45	75	37	42	105
Normal			120	30	40	30	40	50	70	20	45	45
Korean sitting position			80–100		45–50			50–80				
THR*			120		20			20				

THR * By Johnston and Smidt ; an ideal result from THR

본 연구에서 얻어진 이상적인 위치에서 운동범위와 정상인에서 운동범위 그리고 양반자세에 필요한 운동범위를 비교하여보았다. 이때 이정상적인 위치에서 얻을수 있는 운동범위로 양반자세가 가능한 것을알 수 있다.

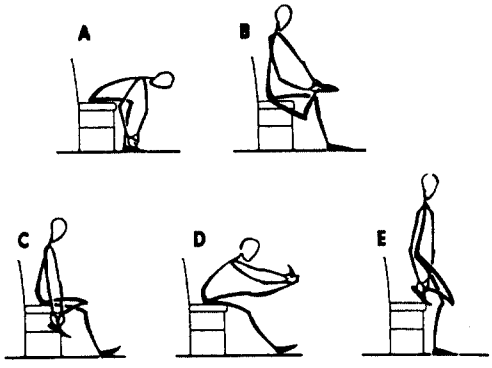


Fig. 6. Methods of shoe tying. A,B=Normal. C, D, E=Compensatory.

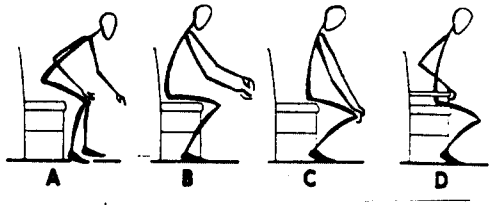


Fig. 7. Methods of sitting. A=Normal. B.C,D =Compensatory.

가능해 지기도 한다고 하였다. 예를 들어서 구두를 신을 경우 (Fig.6)에서 보면 A와 B는 정상적인 고관절운동에 의해서 이루어지지만 C, D, E, 의 경우는 슬관절과 요추운동의 보상에 의해서 가능해 진다. 의자에 앉을 경우 (Fig.7)에서 보면 가만히 앉아 있는 자세만 취할 경우는 고관절의 90° 굴곡만으로

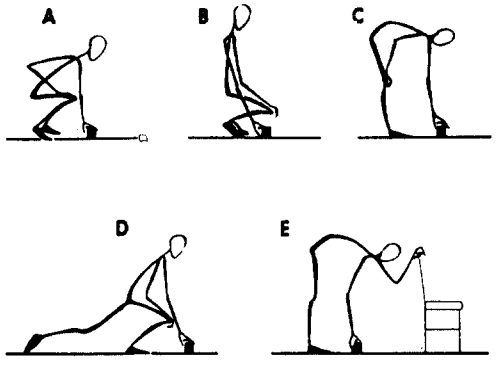
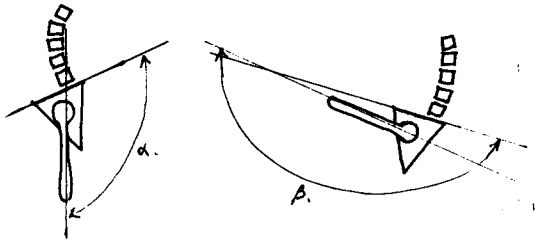


Fig. 8. Methods of picking up object from floor. A=Normal. B, C, D, E=Compensatory.



angle of hip flexion = $\beta - \alpha$

Fig. 9.

가능하지만 의자에 앉아 있다가 일어서거나 서 있다가 앉을 경우에는체중의 중력 때문에 몸의 균형을 유지하기 위하여 30° 정도의 굴곡이 더 요구된다. 그래서 A는 정상의 경우이고 B, C, D는 고관절의 운

동제한이 있어 발이나 몸통을 이동시키므로 가능해지는 경우이다. 바닥에 있는 물건을 집어 올릴 경우(Fig.8)에서와 같이 squarting에서 물건을잡거나 허리를 굽힌 stooping에서 물건을 집게 된다.이때 squarting은 125°의 굴곡이 필요하고 stooping은 115°의 굴곡이필요하다. 그러나 고관절운동의 제한을받을 경우는 C,D와 같이 건강한 쪽의 다리만 굴곡시키거나 다른 보조물을 이용하여 물건을집어 올리게 된다[6]. 이와같은 운동외에도 본 술자는 양반자세에 필요한 신체부위의 운동범위를 정상인을 대상으로, 방사선 촬영과 이학적 소견을 이용하여 측정하였다. 양반자세는 고관절의 굴곡, 외전 및 외회전과 요추부의 굴곡운동이 복합적으로 일어날 때 가능하다. 고관절의 외회전은 이학적 소견으로 측정하였고 굴곡과 외전은 방사선 촬영을 이용하여 산출하였다. 굴곡운동은 요추부와 고관절에서 동시에 일어나기 때문에 순수한 고관절의 굴곡운동 범위는 천추의 상연과 대퇴골의 장축이 이루는 각도를 측정하므로써 가능하였다. 즉 기립자세에서 천추의 상연과 대퇴골의 장축이 이루는 각도와 양반자세에서의 각도를 비교하여 산출하였다(Fig. 9). 외전은 40°~50°로 측정되었고 외회전은 50°~70°로 측정되었다.

결국 전술한 모든 신체활동이 정상적으로 가능하려면 고관절의 굴곡운동은 120°는 되어야 한다.

Johnston & Smidt[5]에 의하면 고관절의 성형술 후에 굴곡이 120°, 외전이 20°, 외회전이 20°까지는 되어야 이상적이라 하였다. 그러나 본술자가 의도한 양반자세에 대한 운동을 생각하면 외전이 40°이상 되어야하며, 외회전에 있어서도 더 많은 범위를 요구하게 된다. (양반자세에서 외회전은 고관절을90° 굴곡시킨 위치에서 일어나므로 Johnston & Smidt의 외회전 20°와는 의미가 다름)

Charnley[3]에 의하면 노인에서 인공 고관절 시술 후에 굴곡이 적어도 110°까지는 이루어져야 하며, sitting이나 squarting이 정상적으로 이루어지기 위해서는 굴곡운동이 가장 중요하다고 하였다. 그래서 sitting이나 squarting은 굴곡 외전 및 외회전이 복합적으로 이루어지며 여기에 필요한 운동범위는 굴곡이 120° 외전이 30° 외회전이 80°라 하였다·외전과 외회전이 일어나면 굴곡은 더욱 증가될 수 있고, 충분한 굴곡을 얻기 위해서는 외전과 외회전이 동반되어야 한다고 하였다. 이런 경우의 대표적인 예가 squarting이며 외전과 외회전이 충분히 이루어질 때 굴곡 또한 충분히 이루어져서 squarting이 가능해 진다고 하였다.

H.C.Amstutz[2]에 의하면 인공관절의 형태가 1, 경부직경에 비해서 골두직경의 비가 클수록 2, 비구의 ball radius ratio가 적을 수록, 3, 기하학적으로 대퇴경부와 비구의 적절한 배합이 이루어질 때 보다 증가된 운동범위를 가진다고 하였다[1]. 그러나 본 술자는 Mueller type만을 이용하여 운동범위를 측정하는 실험을 실시하였으나, 이 외에도 많은 형태의 인공관절이 오늘날 사용되고 있으며 각기의 형태에 따라 그 운동범위에도 차이를 보이는 것은 주지의 사실이며, 또 David R.Chandler[4]에 의하면 in vitro의 실험에서 고관절의 운동범위는 대퇴골과 골반골의 충돌에 의해서도 제한을 받게 된다고 하였는데 이는 결국 실험당시 사용한 골격의 해부학적 구조의 차이에 의해서 운동범위의 차이를 나타낼수 있다는 것이다. 고로 추후 이러한 제반 문제에 대한 연구가 더 필요한 것으로 사료되었다.

결 론

본 교실에서 인공비구와 인공대퇴골두를 이용하여 실시한 고관절 운동영역에 대한 실험적 연구에서 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 인공고관절의 고정 위치와 운동 범위의 관계는 Table 1과 같이 나타났다.

중립위에서 대퇴골두의 전경과 비구의 전경이 증가하면 굴곡운동은 증가하고 90° 굴곡위에서는 비구의 전경 및 경사가 증가하면 외회전도 증가하였다 (Table 1) & (Graph 1.2).

2. 인공고관절의 가장 이상적인 고정위치는 대퇴골두의 전경이 0°~10°, 비구의 전경이 20°~30° 비구의 전경이 40°~50°였다.

3. 대퇴골두의 전경과 비구의 전경을 합한 크기는 30°~35°가 이상적이었다. °

4. 인공고관절의 가장 이상적이였던 3례의 고정위치에서 양반자세는 모두 가능하였다(Table 4).

5. 고관절성형술을 시행할 때 인공비구의 전경은 생체비구의 후상방벽이 허용하는 한 최대로 하는 것이 이상적이었다.

REFERENCES

1) Amstutz H.C. and Markolf K.; *Design features in T.H.R.A. Scheduled for publication in The Hip St. Louis, C.V. Mosby 1975.*

2) Amstutz, H.C. Lodwig, R.M., Schurman, D.J. and Hodgson *ROM studies for THRA Clin. Orthop. 111:124, 1975.*

3) Charnley J.; *Factors in the design of an artificial hip joint Proc. Inst. Mech. Engr.181:3F*

:104 1966/ 67..
4) David, R. Chandler ; *Prosthetic hip ROM and impingement Clin. Orthop. 284:291, 1982.*
5) Johnston, R.C. and Smidt, G.L. :*Measurement of hip joint motion during walking,Evaluation of an electrogoniometric method JBJS 51 A 1083, 1969.*
6) Johnston, R.C. and Smidt, G.L. ; *Hip motion measurement for selected activities of daily living Clin. Orthop. 72:205, 1970.*