

비시멘트 반구형 비구부품의 고정방법에 따른 부품의 안착성에 대한 연구

— 반구형 부품의 선상고정, 압박고정 및 이중반경 부품의 고정에 대한 비교 —

가톨릭대학교 의과대학 성모병원 정형외과, 인제대학교 의용공학과*

김용식 · 우영균 · 권순용 · 김기원 · 이화성 · 이성재* · 박수안

— Abstract —

Seating of Hemispherical vs Dual-radius Components in Press-fit Cementless Acetabular Fixation

Yong Sik Kim, M.D., Young Kyun Woo, M.D., Soon Yong Kwon, M.D.,
Ki Won Kim, M.D., Hwa Sung Lee, M.D., Sung Jae Lee*, Soo An Park, M.D.

*Department of Orthopaedic Surgery, St. Mary's Hospital
The Catholic University of Korea*

Thirty-eight paired, size-matched, fresh-frozen cadaver acetabular were used to study reamed surface topography and the seating of on-line versus oversized noncemented components. Four commonly used constructs were considered: on-line reamed and 2-mm oversized hemispherical cups, and on-line reamed and 1-mm oversized dual-radius cups. Reamed surface topography was indexed by three-dimensional surfaces mathematically fitted to digitized castings. Component seating was indexed by the distribution of bone-cup contact and the thickness of the gap between the component backing and the bone. The reamed surfaces were better approximated by slightly blunt ellipsoids than by spheres, especially for the smaller acetabulae. Seating of the on-line hemispherical cups was best near the pole and poorest near the equator, whereas the converse was true for the 1-mm oversized dual-radius cups. The on-line dual-radius cups offered better overall compromise between polar and equatorial contact than did the 2-mm oversized hemispherical components.

Key Words : Acetabulum, Reaming, Sphericity, Press-fit, Contact, Gap

※ 통신저자 : 김 용 식
서울특별시 영등포구 여의도동 62번지
성모병원 정형외과

서 론

최근 시멘트형 인공고관절 전치환술에 대한 경험의 축적, 새로운 부품의 개발 등으로 5년 추시 결과¹⁰⁾에서 좋은 결과를 보이고 있다. 그러나 재수술시 회수한 부품의 분석과 동물실험 연구에 의하면, 초기 시멘트형 인공고관절 전치환술과 마찬가지로 비구부품 주위 골-시멘트간에 섬유성 간격이 형성^{11,15)}되어 있는 소견을 보이고 있어 비구비품고정에는 시멘트형 비구 부품보다는 무시멘트형 비구부품이 선호되고 있다.

무시멘트 고정중에서도 최근에는 나사못 고정을 시행한 반구형 비구부품의 사용이 증가^{10,20,21)}하고 있다. 그러나 나사못 고정을 시행하는 반구형 컵 고정술은 나사와 비구부품간에 발생하는 부식, 신경혈관 조직으로의 부적절한 나사못의 관통, 나사의 진입로를 따라 polyethylene 마모편이 이동하는^{7,9,17,22)} 등의 문제점이 있다. 그 결과 크기가 큰 비구부품을 통한 압박고정 또는 천정(dome)직경보다 약간 큰 직경의 테두리(rim)를 갖는 이중-반경 부품으로 압박고정을 하는 의사의 수가 늘고 있다. 많은 학자들이 압박고정 반구 부품과 이중반경부품을 사용한 고정이 선상고정보다 더 안정성을 얻을수 있다고 보고하고 있지만^{1,6,14,24)} 압박고정시 발생할수 있는 비구골절⁸⁾과 부품-골간의 큰 간격이^{11,22)} 중대한 문제로 대두되고 있다.

이 연구는 압박고정의 생역학을 밝히고자, 사망 직후의 사체를 이용하여 reaming후 실제로 형성되는 비구모양을 확인하고, 선상 고정, 압박고정, 이중-반경 비구컵의 고정시 발생하는 극간격(polar gap)의 정도 및 접촉면적을 알아 보기 위해 고안되었다.

재료 및 방법

사망 직후의 사체중 비구의 크기가 50mm부터 58mm의 범위에 해당하는 38쌍을 선택했다. 축압식 톱으로 치골융합부를 자르고, 전후상하 비구용기부를 포함한 비구면에 평행하게 대 좌골 절흔부터 장골의 까지 양쪽을 따라 절제했다. 각각의 표본은 연부조직을 모두 박리하고, 편평한 탁자위에 수평면과 비

구면이 평행하도록 놓은다음 정확한 위치고정을 위해 편평두 나사를 골반골에 수직으로 박아 나사의 머리가 탁자의 위편으로 가도록 했다. 올바른 위치를 잡은 후, 치골 하골지, 좌골 골지와 장골은 methyl methacrylate 시멘트로 채웠고 시멘트가 비구벽 주위로는 가지 않도록 했다. 비구표본은 reamer의 축을 수직으로 한후 reaming 하였다. 즉, 비구면이 reamer의 축에 수직방향이 되도록 하였다. 모든 경우, reaming시 비구와 저면의 reamed surface가 붉은 색을 보일때까지 했고, hand reamer의 흔들림을 최소화하도록 노력하였다. 38개의 표본을 모두 같은 방법으로 reaming하였고 비교를 용이하게 하기위해 좌우 양측은 같은 크기로 reaming하였다. 표본 집단은 6개의 50mm, 8개의 52mm, 8개의 54mm, 8개의 56mm, 8개의 58mm reamer 를 사용하였다. reaming후에 표면에 먼저 얇은 젤리 막을 처리하여 회반죽이 골표면에 부착되는 것을 방지한후 비구내로 미술용 석고반죽을 부어서 reamed surface와 똑같은 모양을 얻어냈다.

1. Reaming후 비구면의 3차원적 분석

경화작업후 틀(mold)을 표본으로부터 제거하고, Polhemus 3-space digitizer system(Colchester, VT)을 이용하여 수치화 하였다. 각각의 틀은 inferior fossa가 y축에 놓이도록 놓았다. system stylus는 x,y,z축을 따라 각 주형물의 표면에 최소 300개의 점을 계수화 하였다. inferior fossa 부위는 표본추출로부터 제외되었다. 표면적합연산(surface-fitting algorithm)은 각각의 틀의 비구형성을 색인하기위해 사용되었다. 각 표본의 실제 극소반경, 최적 구형, 최적 타원면, 부적절한 곡면(out of roundness)이 계수화된 좌표로 reamed surface와 같은 형태의 컴퓨터 재조합으로 구성하였다.

2. 접촉면적의 측정

20쌍의 사체 비구(4개씩의 50-, 52-, 54-, 56-, 58-mm 표본)에 선상 반구컵(Harris-Galante II, Zimmer), 선상 이중반경 반구컵(PSL cup, Osteonics)과 2-mm 압박고정 반구 컵을 고정후 접촉면적을 비교하였다(Fig. 1). reaming은 좌우 양측을 같은 사이즈로 시행하였다. 우측에는 2-mm 압박고정후에 선상 반구 컵고정을 시행했고, 좌측은

Fig. 1. Photograph of the two noncemented acetabular components studied. The hemispherical design, a Harris-Galante cup(Zimmer, Warsaw, IN), has a backing that extends only to within about 5mm of the hemispherical equator. The dual-radius design, a PSL(Osteonics, Allendale, NJ), has a 12-mm-wide equatorial band whose backing diameter is approximately 1.3mm larger than the diameter of the cup.

2-mm 압박고정후에 이중반경 선상(dome 직경에) 컵 고정을 시행하였다. 다른 18쌍의 사체비구로는 선상 반구, 선상 이중반경 반구, 1-mm 압박고정 이중반구 컵을 비교하였다. 우측에는 선상 반구 컵고정을 시행하였고, 좌측은 이중-반경 컵고정후에 1-mm 압박고정 이중-반경 컵고정을 시행하였다.

각각의 reaming한 비구를 MTS 기계내(Minneapolis, MN)에 위치시키고 단일층의 플라스틱 랩을 각 표본의 reamed surface에 깔고 그 위에 precut pressensor 필름(Inteque Resources, Fort Lee, NJ)을 간 다음 500N의 하중을 주고 각 하중 지속시간을 0.5초로 하여 5 회간, 표준 방식을 사용하여 선상고정 반구 컵을 비구내로 삽입하였다. 이중반경반구 컵과 2-mm 압박고정 반구컵을 5 회간 2000 N의 하중으로 삽입하였다.

각 필름의 염색양식은 flatbed Imapro image capture system(Ottawa Canada)을 이용하여 디지털 정보로 전환시킨후 자료는 VAX station computer(Digital Equipment, Maynard, MA)에 입력하여, background noise를 제거하고, die-cutting 과정중 발생한 pressensor film상의 edge bleed 현상을 제거하여, 필름의 8개 화판(petal)사이의 비추출 부위(nonsampling area)를 인식할수 있도록 하였다. interactive circle-generating program을 이용하여, 18개의 concentric rings이 전체 필름 표면을 덮을수 있도록 위치시킨 다음 이러한 각각의 ring내에 있는 개개의 pixel(화소)을 분석하여 접촉, 비접촉, 비추출부위를 분류하였다.

3. 간격(gap)의 측정

컵의 후면과 골표면사이의 정확한 간격의 측정을 위하여 매우 낮은 변형율(실온에서 24 시간동안 0.5% 이내)을 갖는 고성능의 치과 기공 물질인 hydrophilic polyvinyl siloxane(PVS)을 사용하였다. PVS를 비구 바닥에 적당량 도포한 후 비구부품을 동일한 표준 insertion-load-pulse sequence를 이용하여 삽입하였다. 일정시간이 경과한 후 경화된 PVS를 채취하고 극에서 둘레까지 원호 길이를 5-mm 간격마다 연속 측정하였다. 각각의 삽입물에 대한 gap은 paired t-test를 이용하여 비교하였다.

표본중 4개는 2-mm oversized 컵을 삽입하면서 골결이 발생하였다. 이러한 표본으로부터 얻은 접촉 및 간격 수치는 도표로부터 제외하였다.

결 과

1. Reaming후 비구의 모양

reaming한 후 비구를 본 뜬 모양은 실제 reaming 크기 보다 평균 0.41mm(SD=0.32) 컷다. $2Z/(X+Y)$ 로 정의된 구형율(sphericity ratio)은 평균 수평 반경에 대한 골강확대한 비강의 깊이를 나타내는 계수로 구형율이 1.0 이라는 것은 완벽한 구형으로 reaming 되었음을 의미한다. 구형율이 1 이상인 경우는 reamer의 tunneling을 의미하며, 1 이하인 경우는 반구보다 얇게 reaming되었음을 의미한다. 50mm까지 reaming한 표본의 구형율은 0.95 ± 0.07 , 52mm의 경우는 0.93 ± 0.04 , 54mm는

1.00±0.07, 56mm는 0.99±0.03, 58mm는 1.01±0.05였다. templated diameter(R2 = 0.66)에 대한 구형의 Pearson correlation은 작은 크기의 비구를 reaming할 경우 표면이 알아지기 쉽고, 큰 크기의 비구인 경우 보다 더 구형에 가까워 졌다. 이러한 현상은 극지역에서의 단위 미세접촉면에서 볼 때 선상고정 표본에서의 순위와 일치하였다.

2. 접촉 면적

단위 미세접촉의 가장 흔한 형태는 부품의 극부위 보다는 오히려 바깥 부위(peripheral)에서 선택적인 접촉을 함으로써 이루어졌다. 1-mm 압박고정 이중반구컵, 2-mm 압박고정 반구컵, 선상고정 이중반구컵들의 경우, 대부분의 접촉이 바깥 부분에서 관찰되었고 극부위과 중간 위도지역에서는 극히 제한된 접촉을 보였다. 반면에 선상고정 반구컵에서는 양끝 부분과 중간 부분에서 선택적인 접촉을 보였고 바깥 부분에서는 별로 접촉되지 않았다. 1-mm 압박고정 이중반구컵과 선상 이중반구컵은, 2-mm 압박고정이나 선상고정 반구컵의 경우 보다 더 많은 바깥부분에서의 접촉(p<0.05)을 보였지만 선상고정 반구컵보

다는 바깥부분과 중간 위도지역에서 더 적은 접촉을 보였다. 일반적인 접촉의 양상은 1-mm 압박고정 이중반구컵보다 선상고정 이중반구컵에서 더 적합하게 분포되었다(Table 1).

3. 간격의 정도

극간격의 정도를 경도에 따라 그 순위를 나타내면 1-mm 압박고정 이중반구컵이 가장 크고, 2-mm 압박고정 반구컵, 선상고정 이중반구컵, 선상고정 반구컵의 순서이다. 1-mm 압박고정 이중반구컵의 극간격은 선상고정 이중반구컵에서 보다 확실히 크고 더 광범위하였다. 작은 크기의 비구에서 보다 큰 크기의 비구에서 더 깊고 광범위한 간격이 발생하였다(Table 2).

고 찰

근래에 비시멘트형 비구부품이 많이 사용되고 있으나, 많은 학자들은 다공성 표면의 적은 부분에서만 골내성장(bone ingrowth)이 발생한다^{3,4,6}고 보고하였다. 이렇게 골내성장이 적게 일어나는 이유는

Table 1. Average Fractional Microcontact for the Polar, Middle, and Peripheral One-third Latitudes of the Component

Cup	Area		
	Polar Third	Middle Third	Peripheral Third
On-line hemispherical	3.6±6.5	2.2±1.5	10.2±7.8*
2-mm oversized hemispherical	0.5±0.5	0.7±0.8	13.3±3.6*
On-line dual-radius	0.7±0.7	1.0±1.0	19.3±5.0*
1-mm oversized dual-radius	0.1±0.1	0.4±0.3	17.6±5.8*

*Statistically significant difference(p<0.05) relative to polar and middle third contact of peripheral third contact.

Table 2. Series-average Thickness (mm) of the Gap Between the Cup Backing and Bone

	Arc Length From Pole(mm)					
	0	5	10	15	20	25
On-line hemispherical	1.3±0.3	1.0±0.3	0.7±0.3	0.6±0.2	*	*
On-line dual-radius	2.1±0.8	1.8±0.9	1.6±0.9	1.5±0.7	1.2±0.6	0.8±0.3
2-mm oversized hemispherical	2.7±1.1	2.3±1.2	2.1±1.2	1.8±0.9	1.4±0.6	0.9±0.4
1-mm oversized dual-radius	3.1±1.1	2.8±0.9	2.3±0.8	2.2±0.6	1.7±0.6	1.3±0.3

Values are mean SD. * Gap too small or irregular to reliably measure with calipers.

최초 안정성의 결여, 혹은 골과 비구 부품과의 적절한 접촉의 결여 때문에 오는 것으로 알려져 왔는데 많은 학자들은 골내성장의 정도가 슬루 표면 접촉의 정도와 연관이 있다고 주장하고 있다. Schwartz 등은 비구부품 고정시 골과 비구부품의 접촉은 50%에서만 일어난다고 보고 하였다. 따라서 반구형 비구 부품의 경우, reaming한 비구의 표면의 모양을 실제 반구모양에 가능한 근접하도록 하여야 최대한의 골-부품 접촉을 얻을 수 있다.

이 연구에서는 reaming한 비구의 3차원적인 모양을 분석하기 위하여 reaming한 비구면을 직접 계수화하지 않고 미술용 석고를 이용하여 주물을 만들었다. reaming한 비구 표면의 일부분은 비교적 연성을 갖으므로 stylus application pressure가 일정하지 않게 측정되어 인공산물(artifact)을 나타낼 가능성이 커지게 된다. 그러나 미술용 석고는 부피 수축율이 극도로 낮으므로 reaming한 비구 표면의 매우 정확한 물리적인 각인을 얻어낼 수 있었다. 모든 예에서 석고주물은 정반구보다 타원형에 가까웠으며 타원형반구 표면의 횡반경은 일반적으로 상용하는 reamer의 반경과 유사하지만 종축의 깊이는 많은 변이가 있었다. 이러한 깊이의 변이는 비구를 reaming하는 과정에서 비구 깊이의 해부학적인 개인차와 reaming시의 불완전한 슬기 때문으로 발생한다고 생각된다.

모든 표본에서 reaming한 비구의 실제 횡반경은 최후에 사용한 reamer의 크기보다 약간 크게 측정되었는데 이는 실제 수술시 마지막 reaming한 크기와 같은 비구부품을 사용하면 적절한 골접촉을 가질 수 없음을 의미한다.

많은 학자들이 선상고정보다는 압박고정의 잇점^{1,6,14,20}을 주장하여 왔다. Morscher 등¹⁰은 산양을 이용한 실험에서, 비구컵의 압박고정은 시간이 갈수록 안정성이 증가하고, 또 점진적인 골내성장이 진행된다고 보고하였으며, Curtis 등은 2 내지 3mm 압박고정하는 것이 접촉면에서 최대한의 접촉을 얻고 적절한 부품의 안정성을 부여할 수 있다고 주장하였다³. Alder 등은 1mm 작은 크기로 reaming(치밀하지 못한 부위에서는 2mm)하므로써 적절한 안정성을 얻을 수 있다고 보고하였다¹¹. 또한 Schmalzried 등은 임상연구에서 Harris-Galante 비시멘트 비구 부품(Zimmer, Warsaw, IN)의 압박고정 방법이

나사를 이용한 고정보다 더 효율적이라고 하였다.

압박고정 반구형 비구부품의 사용으로 변연부에서 골과 부품사이의 접촉이 증가되기는 하지만, 컵을 삽입하는 동안 발생할수 있는 극간격의 형성과 비구 골결의 가능성이 문제점^{3,4,10}으로 대두되고 있다. 이중 반경 비구부품은 부품의 천장면과 비구의 저면사이에 간격의 형성을 피하도록 하는 반면 변연부에서의 접촉이 증가되도록 개발되었다. 그러나, 일부 연구자들은 정반구형 컵의 지형학이 이중반경 반구 컵보다 더 우수하다고 보고 있다^{1,20}.

직감적으로는 2-mm 압박고정 반구형 비구부품이 단지 1.3mm 더 큰 변연부를 갖는 이중반경반구부품보다 변연부에서 더 큰 단위 미세 접촉을 가지는 듯 하지만 이 실험 결과에 의하면 이중반경 반구컵에서 더 우수한 변연부 접촉을 보였다. 그 이유로는 이중 반경 반구 컵이 2-mm 압박고정 반구컵보다 보다 충분히 비구내로 삽입되므로써 우수한 변연부 접촉을 얻을수 있고 반구형 비구의 일정한 구형 표면과 이중반구 컵의 일정치 못한 표면사이의 차이가 서로 다른 구형 접촉을 가능하게 할 수 있다는 점 때문으로 추측된다.

반구형 부품이나 이중반경 반구 부품을 모두 압박고정 하면 항상 두껍고 광범위한 극간격을 보였다. 골내성장이 가능한 극간격의 최대치에 대해서는 논란이 많은데 Sandborn 등은 간격이 0.5mm 이하일때 무기화 정도와 골내성장 속도가 증가¹⁹되기는 하지만, 2.0mm 정도의 간격까지는 비구부품의 다공구조 내로 신생골이 내성장할 가능성이 있다고 보고했다. Schmalzried 등(미출판 자료)은 견고한 변연부 고정에 의해 도수시험에 움직이지 않을만한 안정성이 있는 경우라면 1-mm에서 2-mm 사이의 극간격은 허용할 수 있다고 했다. 그러나 본 실험결과에 의하면 2-mm 압박고정 컵에서의 평균 극간격은 Schmalzried 등의 자료보다 훨씬 크게 측정되었다. 2mm 이상의 간격은 골내성장을 저해하고 미세파편이 축적될수 있는 effective joint space를 형성하게 되어 대식 세포의 분화, 골 손실, 비구부품의 해리가 극부위에서 시작되어 변연부로 파급되어 가던지, 혹은 그 반대 현상이 발생할수 있을것으로 생각된다. 이 실험결과 선상고정 이중반경 반구 컵이 2-mm 압박고정 반구형 컵에 비해 극 부분에서의 접촉면적이 약간 크게 나타났는데 이는 예상된 결과였다. 선상고

정에서 천장직경까지 reaming한 이중반경 반구컵의 극점축이 선상고정 반구컵에서의 극점축과 표면상으로는 비슷하였다. 극간격의 정도는 1-mm 압박고정 이중반경 반구 컵이 가장 크고, 2-mm 압박고정 반구 컵, 선상고정 이중반경 반구 컵, 그리고 선상고정 반구컵의 순이었는데 이 자료들을 종합해 보면, 비구부품을 압박고정 정도가 클수록(반구형 혹은 이중반경컵) 깊고 광범위한 간격을 보인다는 것을 알 수 있었다.

이 실험 결과에 의하면 비구의 크기가 클수록 더 큰 극간격을 보였는데 이는 작은 크기의 비구에 비해, 큰 크기의 비구가 압박고정 컵의 삽입시 더 큰 저항을 주게 되므로써 나타나는 현상으로 해석될 수 있다.

결 론

반구형 비구 부품의 선상고정을 선호하는 술자라면 적절한 골점축을 얻기 위해서는 가능하면 정반구형에 가깝도록 비구면을 reaming하여야 하며 술자가 마지막으로 reaming한 크기 보다 실제 비구면은 조금 더 크다는 것을 염두에 두고 비구고정을 하는 것이 중요하다고 생각된다. 선상고정 반구형 컵은 다른 실험군에 비해 최적의 극점축과 가장 작은 극간격을 보였지만, 변연부에서의 점축은 다른 경우에서보다 열등하게 나타났다. 다른 조건들이 같을 경우, 비구의 크기가 작은 환자에서는 선상고정 반구형 부품을 사용할때 비구를 깊게 골강확대하는 것이 변연부에서의 점축을 증가시킬 수 있는 방법이라고 생각된다. 압박고정을 선호하는 술자들은 압박고정으로 선상고정에 비해 변연부의 점축은 더 얻을수 있는 반면 극간격은 더 증가함을 명심해야한다.

REFERENCES

- 1) Adler E, Stuchin SA, Kummer FJ : Stability of pressfit acetabular cups. *J Arthroplasty*, 7:295-301, 1992
- 2) Callaghan JJ : Current concepts review: the clinical results and basic science of total hip arthroplasty with porous-coated prostheses. *J. Bone Joint Surg*, 75-A:299-310, 1993
- 3) Curtis MJ, Jinnah RH, Wilson VD, Hungerford DS : The initial stability of uncemented acetabular components. *J Bone Joint Surg*, 74-B:372-376, 1992
- 4) Engh CA, Zettl-Schaffer KF, Kukita Y, Sweet D, Jasty M, Bragdon C : Histological and radiographic assessment of well functioning porous-coated acetabular components. *J Bone Joint Surg*, 75-A:814, 1993
- 5) Harris WH, White RE Jr, McCarthy JC, Walker PS, Weinberg EH : Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty. *Clin Orthop*, 176:7-11, 1983
- 6) Hedley AK, Kabo M, Kim W, Coster I, Amstutz, HC : Bony ingrowth fixation of newly designed acetabular components in a canine model. *Clin Orthop*, 176:12-23, 1983
- 7) Keating EM, Ritter MA, Faris PM : Structures at risk from medially placed acetabular screws. *J Bone Joint Surg*, 72-A: 509-511, 1990
- 8) Kim YS, Callaghan JJ, Ahn PB, Brown TD : Fracture of the acetabulum during insertion of an oversized hemispherical component. *J Bone Joint Surg*, 77-A: 111-117, 1995
- 9) Kirkpatrick JS, Callaghan JJ, Vandemark RM, Goldner RD : The relationship of the intrapelvic vasculature to the acetabulum. Implications in screw-fixation acetabular components. *Clin Orthop*, 258:183-190, 1990
- 10) Lachiewicz PF, Suh PB, Gilbert JA : In vitro initial fixation of porous-coated acetabular hip components. A biomechanical comparative study. *J Arthroplasty*, 4:201-205, 1989
- 11) Maloney WJ, Jasty M, Burke DW, OConnor DO, Zalensk EB, Bragdon C, Harris WH : Biomechanical and histologic investigation of cemented total hip arthroplasties. A study of autopsy-retrieved femurs after in vivo cycling. *Clin Orthop*, 249:129-140, 1989
- 12) McCoy TH, Salvati EA, Ranawat CS, Wilson PD Jr. : A fifteen-year follow-up study of one hundred Charnley low-friction arthroplasties. *Orthop Clin North Am*, 19:467-476, 1988
- 13) McKenzie JR, Callaghan JJ, Pedersen DR, Brown TD : Areas of contact and extent of gaps with implantation of oversized acetabular components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 298: 127-136, 1994
- 14) Morscher E, Bereiter H, Lampert C : Cementless

- press-fit cup:principles,experimental data, and three-year follow-up study. *Clin Orthop*, 249:12-20, 1989
- 15) **Paul HA, Bargar WL** : Histologic changes in the dog acetabulum following total hip replacement with current cementing techniques. *J Arthroplasty*, 2:71-76, 1987
 - 16) **Paul HA, Bargar WL, Mittlestadt B, Musits B, Taylor RH, Kazanzides P, Juhars J, Williamson B, Hanson W** : Development of a surgical robot for cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 285:57-66, 1992
 - 17) **Peters PC Jr., Engh Ga, Dwyer KA, Vinh TN** : Osteolysis after total knee arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg*, 74-A:864-876, 1992
 - 18) **Russotti GM, Coventry MB, Stauffer RN** : Cemented total hip arthroplasty with contemporary techniques. A five-year minimum follow-up study. *Clin Orthop*, 235:141-147, 1988
 - 19) **Sandborn PM, Cook SD, Spires WP, Kester MA** : Tissue response to porous-coated implants lacking initial bone apposition. *J Arthroplasty*, 3:337-346, 1988
 - 20) **Stiehl JB, MacMillan E, Skrade DA** : Mechanical stability of porous-coated acetabular components in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 6:295-300, 1991
 - 21) **Takedani H, Whiteside LA, White SE, Otani T** : The effect of screws and pegs on cementless acetabular fixation. *Trans Orthop Res Soc*, 16: 523, 1991
 - 22) **Wasielowski RC, Cooperstein LA, Kruger MP, Rubash HE** : Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 72-A:501-508, 1990
 - 23) **Wroblewski BM** : 15-21 year results of the Charnley low-friction arthroplasty. *Clin Orthop*, 211:30-35, 1986
 - 24) **Yerby SA, Taylor JK, Murzic W** : Acetabular component interface: press-fit fixation. *Trans Orthop Res Soc* 17:384, 1992