

Hydroxyapatite-coated implant와 porous-coated implant 간의 bone ingrowth와 osseointegration에 대한 실험적 비교연구

연세대학교 의과대학 정형외과학교실, 연세대학교 치과대학 구강병리학교실*

한창동 · 양익환 · 강응식 · 김 진* · 김남현

— Abstract —

A Comparative Experimental Study of Bone Ingrowth and Osseointegration in Hydroxyapatite-coated vs. Porous-coated implants

Chang-Dong Han, M.D., Ick-Hwan Yang, M.D., Eung Shick Kang, M.D.,
Jin Kim, D.D.S.* and Nam-Hyun Kim, M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Yonsei University College of Medicine

Department of Oral Pathology, Yonsei University College of Dentistry*

The purpose of this study is to investigate the effect of plasma sprayed hydroxyapatite (HA) coated and porous coated titanium implants. The shear strength of the HA coatings on interface attachment, the degree of osseointegration of HA coated implants and bone ingrowth of porous-coated titanium implants were evaluated.

The implants were placed transcortically in the femora of mature dogs and evaluated after six weeks. The pushout test of HA-coated implants showed 28.232 ± 4.918 MPa and 22.661 ± 6.347 MPa in porous-coated implants ($p < 0.05$).

In histologic observations, similar quantitative results in the amount of bone ingrowth and osseointegration on both systems. The HA coatings showed direct osseointegration on its surface without fibrous layer, but the porous-coatings showed thin fibrous layer between the ingrown bone and titanium surface.

In conclusion, HA-coated implant provided earlier and stronger osseointegration than porous-coated implant.

Key Words : Hydroxyapatite-coated implant, Porous-coated implant, Bone ingrowth, Osseointegration, Experimental

서 론

최근 흔히 시술되고 있는 인공관절 전치환술의 장기추시 결과에서 인공삽입물(implant)의 이완(loosening)이 가장 큰 문제로 되어 있다^{10,11)}. 일찍부터 견고한 고정을 위하여 인공삽입물의 외형을 변형시켜 압박고정(press-fit)을 시키거나 골시멘트를 이용하여 물리적 고정을 증가시키는 방법을 사용하였으나 장기 추시결과 아직도 많은 문제점이 있다. 따라서 골시멘트를 사용하지 않고 불연(inert) 물질인 titanium이나 cobalt-chromium 합금으로 제작한 구슬형(bead) 혹은 섬유망형(fiber mesh)으로 bone ingrowth를 유도하여 줌으로써 인공삽입물과 골조직 간의 확고한 밀착을 시키는 방법이 시도되었으나 아직 골-인공삽입물 간의 결합이 완전하지 못하여 골-인공삽입물간 계면강도(interface strength)가 피질골 강도의 30% 정도밖에 얻을 수 없다고 보고되고 있으며, porous 구조의 표면에서 유리되는 금속이온의 장기적인 생물학적 효과나 작용이 아직은 연구 관찰 단계에 있다^{2,9,12,23,25,26)}.

또한 porous-coated 인공삽입물의 임상결과는 시멘트를 사용한 인공삽입물과 거의 비슷하지만 실제로 환자에게서 제거한 인공삽입물의 조직 표본을 보면 고무적인 것은 아니다. 즉 실제로 임상적으로는 안정하게 보이는 인공삽입물도 대부분의 porous 구조물은 섬유조직으로 덮혀 있고 매우 적은 부분만 골조직이 자라 들어간 것을 보여주고 있다^{3,5,6,9)}.

1987년 부터 Geesink등¹³⁾이 생물학적으로 활성적(bioactive)이면서 골조직과 화학적으로나 입체적 분자구조가 동일한 hydroxyapatite(HA)를 표면에 도포한 인공삽입물이 porous-coated 인공삽입물의 bone ingrowth보다 osseointegration에 의해 더욱 견고한 골-인공삽입물간의 고정을 얻을 수 있다고 보고하였다.

Calcium phosphate는 골무기질과 화학적 성분이 비슷하고 biocompatible 하므로 골조직과 직접 접합이 된다²¹⁾.

Calcium phosphate는 임상적으로 유용한 두 가

지 종류가 있는데 하나는 hydroxyapatite(HA)이고 다른 하나는 tricalcium phosphate(TCP)이다. 합성된 HA는 흡수가 잘 안되고 장기간 사용이 가능하지만 TCP는 골무기질과 성질이 다르기 때문에 부분적으로 흡수가 된다. 따라서 현재 임상적으로 사용되고 있는 calcium phosphate는 순수한 HA가 대부분이며 HA에 약간의 TCP를 섞어서 사용하기도 한다. 사용방법은 plasma sprayed HA 코팅 방법을 사용하는데 인공삽입물 표면이 편평한 곳이나 구김(macrotecture)이 가게 한 표면에 코팅하여 임상적으로 이용하고 있다^{18,19)}.

본 실험의 목적은 HA-coated 인공삽입물과 porous-coated 인공삽입물에서 bone ingrowth와 osseointegration을 비교하고 골-인공삽입물 간의 전단응력(shear strength)을 비교 평가하기 위하여 성숙한 개를 이용한 실험을 하였다.

연구 재료 및 방법

인공삽입물은 길이 15mm, 직경 6.0 ± 0.05 mm 의 Ti-6Al-4V 합금(titanium+6% aluminum+4% vanadium)으로 된 금속봉의 표면에 1군은 동일한 재질로 평균 구멍크기(pore size)가 200μ (50-400 μ)인 구슬형의 porous-coating을 시키고, 2군은 air plasma 분사방법에 의해 평균 50 μ 두께로 HA-coating된 것을 사용하였다(Astro Met, Inc., Cincinnati, Ohio, U.S.A.)(Fig. 1).

실험동물은 체중 10kg 이상의 성견 6마리(연령 12-18개월)를 사용하였으며, 각 동물은 kg당

Fig. 1. Porous-coated implant (right) and Hydroxyapatite-coated implant (left).

20mg의 pyrimidonetrione(Entobar®) 정맥주사로 마취한 후 무균적 조작하에 전외방 도달법으로 개의 대퇴골 원위부에서 골피질에 수직으로 지름 6.0mm의 천공술을 시행한 후 우측에는 porous-coated 인공삽입물을, 좌측에는 HA-coated 인공삽입물을 각각 4개씩 압박고정 방법으로 삽입하였다. 이후 2-0 Dexon으로 근막을 봉합하고, 다시 4-0 nylon을 이용하여 피부를 봉합하였으며, 수술 후 감염방지를 위하여 Cefazolin 25mg/kg를 일주일간 근육 주사하였다.

수술 후 6주에 실험동물을 희생시킨 후 각 대퇴골의 연부조직을 제거하고 방사선 촬영을 한 후 인공삽입물을 포함한 인접조직을 15×15×30mm 크기로 절취를 하였다. 각각 10개의 절편은 희생 후 12시간 내에 Instron 6022 물질검사 기기를 이용하여 생역학 실험을 하였으며, 실험시에는 마르지 않게 생리식염수를 도포하면서 시편을 검사대에 놓고, 인공삽입물을 주변 골조직으로부터 밀어내는(push-out) 외력을 가해 인공삽입물이 주위 골조직으로부터 이완되는 정도를 관찰하여 이때의 하중-전위 곡선(load-displacement curve)을 측정함으로써 골-인공삽입물 간의 계면전단응력(interface shear strength)을 비교하고 SPSS/PC⁺를 이용한 two-tailed student t-test로 통계적 차이를 검증하였다.

나머지 절편은 임의로 정하여 70% 에탄올에 1주일간 고정한 후, Bone trimmer(Maruto Co., Japan) 상에서 저속 다이아몬드 절단기를 이용하여 인공삽입물을 횡으로 절단을 하고 다시 70% 에탄올을 3일간 고정 후 Villanueva bone 염색액에 3일간 침적하고, 에탄올의 농도를 상승시키며 탈수한 후, polymethylmethacrylate(PMMA)로 포매하여 40일간 37℃ 항온기에서 경화시켰다. 경조직 절단기인 Crystal cutter(Maruto Co., Japan)를 이용하여 200 μ 의 두께로 절단하고 연마기인 Hard tissue grinding system(Maruto Co., Japan)으로 30 μ 의 시편을 만들어 광학현미경 관찰을 통하여 bone ingrowth와 osseointegration의 정도를 확인하였고, bone ingrowth는 구슬 구조물 사이의 골조직 유무를 확인하고 골조직이 구슬 표면에 접촉된 경우만, 그리고 50% 및 100% 정도

이로 골조직이 자라들어간 것으로 구분하여 관찰하였으며(Fig. 2), osseointegration은 뼈와 골조직 사이에 섬유조직의 끼임이 없이 인공삽입물의 표면에 골조직이 직접 밀착되어 있는 정도를 관찰하였다.

Fig. 2. Schematic drawing of bone ingrowth into porous-coated implant.

결 과

실험동물들은 수술직 후부터 6주간 이상소견은 없었으며, 특히 양측 대퇴골의 이식물에 관계없이 수술 후 48시간 내에 정상적으로 보행하였다. 실험기간 동안 수술 부위는 감염이나 이물질 반응, 골절은 없었으며, 4례에서 수술 부위의 혈종으로 술후 1주에 주사기로 제거하였다.

1. 육안 및 방사선 소견

실험동물들을 희생한 직후 연부조직을 박리하여 관찰한 결과, 수술시 압박고정(press-fit)을 하지 못한 porous-coated 인공삽입물 2례에서는 섬유조직으로 둘러 싸여 쉽게 움직였으나, HA-coated 인공삽입물을 포함한 나머지 예에서는 모두 견고한 고정이 관찰되었다. 방사선 소견에서 HA-coated 인공삽입물 군은 모두 골조직과 잘 융합(incorporation)되어 있었고, 인공삽입물 주위의 골막과 골내막에 경미한 골증식 소견을 보였다(Fig. 3). 또한 porous-coated 인공삽입물 2례에서는 radiolucent line이 보였으나, 나머지 군에서는 주

Table 1. Interface shear strength for porous-coated and HA-coated implant

weeks in situ	Porous-coated (MPa ⁺)	HA-coated (MPa)	P value*
6	22.661±6.347 (n=9)	28.232±4.918 (n=10)	0.046

Values are given as mean±SD

n=number of samples tested.

*1 Megapascal (MPa)=145 psi(1 bf/in²)=9.87kg/cm²

* Student's t-test, pooled sample variances, two-tailed p value.

Fig. 3. Radiograph showing an implant after 6 weeks implantation periods. The porous-coated (R) and HA-coated implants (L), both show similar bony incorporation. Condensation of trabeculae around the implants show bony ingrowth and osseointegration.

변 골조직과 잘 융합되어 있었다. 전반적인 골격의 변화는 없었으나 인공삽입물 주위의 골증식은 모든 예에서 볼 수 있었다.

2. 생역학 검사

계면전단응력 검사는 porous-coated 인공삽입물은 9개, HA coated는 10개의 시편을 사용하였으며 나머지 시편은 실험도중 기계적 오류가 발생하여 폐기하였으나 또는 광학현미경 검사를 위한 조직고정 과정으로 보내졌다. 시편수가 작고 동물간의 편견에 의한 오차를 줄이기 위하여 실험동물 6마리 모두에서 각군에 해당되는 시편을 무작위로 선택하였다.

Instron 6022를 이용한 계면 전단응력 검사에서는 9개의 porous-coated 인공삽입물에서 평균 22.661±6.347 MPa이었고, 10개의 HA-coated 인공삽입물에서는 평균 28.232±4.918 MPa이었으며, SPSS/PC⁺를 이용한 two-tailed Student t-test에서 p value가 0.046으로 통계적으로 유의한 차이가 있었다(Table 1).

3. 광학현미경 관찰

조직표본의 형태학적 연구는 광학현미경 하에서 porous-coated 인공삽입물은 신생골이 구슬과 접촉만 된 경우와 신생골이 porous 구조물 두께의

절반에만 그친 경우는 50% 내성장, 신생골이 porous 구조물 전체에 걸쳐 내성장(ingrowth)된 경우나 인공삽입물까지 접촉된 경우는 100% 내성장으로 구분하여 분석하였으며, HA 코팅된 인공삽입물은 광학현미경하에서 HA의 흡수 정도, HA 또는 삽입물과 신생골의 접촉(osseointegration) 정도와 섬유조직의 유무 등에 대하여 관찰하였다.

porous-coated 9개 시편과 HA-coated 10개 시편의 광학현미경 관찰에서 porous-coated 인공삽입물은 접촉만 된 경우가 평균 20.8%, 50% bone ingrowth된 경우가 47.5%, 100% bone ingrowth된 경우가 31.7%였으며(Fig. 4), HA-coated 인공삽입물에서는 인공삽입물 표면의 90% 이상에서 섬유조직의 침투없이 직접적인 골유착과 HA 주위의 신생 총판골과 유골 형성이 관찰되었으며, 많은 수의 화골세포가 인공삽입물에 유착되어 이 부위에서의 osseointegration이 확인되었다(Fig. 5).

고 찰

주로 골관절염이나 대퇴골두 무혈성 괴사, 혹은 류마티드 관절염 등에서 흔히 이용되고 있는 관절 전치환술은 정형외과 영역에서 이미 상당한 비중을 차지하고 있다. 이 수술의 결과는 단기적으로는 좋은 결과가 인정되었으나 장기추시에서는 인공삽입물의 이완(loosening)으로 인한 실패가 가장 큰 문제로 되어 있다.

이완의 중요한 원인으로서의 골조직에 대한 불

Fig. 4. Histologic section (6 weeks postoperation) of porous-coated implant in bone, revealed bone ingrowth and apposition primarily on the implant bead. A) Villanueva stain, $\times 10$. B) Villanueva stain, $\times 400$. (i : implant, b : bead, ★ : new bone, * : fibrous membrane)

Fig. 5. Histologic section (6 weeks postoperation) of hydroxyapatite-coated implant in bone, showing good osseointegration of new bone directly onto the HA coating surface. A) Villnueva stain, $\times 10$. B) Villanueva stain, $\times 400$. (i : implant arrow head : HA granules, * : fibrous membrane)

연이식물(inert implant)의 고정, 인공삽입물의 장기간의 내구성과 효용성 여부, 그리고 일상생활 중에서 끊임없이 반복되는 하중 등이다. 따라서 일찍부터 견고한 고정을 위하여 인공삽입물의 외형을 변형시켜 압박고정을 시키거나 골시멘트를 이용하여 물리적 고정을 증가시키는 방법을 사용하였으나 결국 장기 추사에서 압박고정은 골조직과 인공삽입물 간의 간격을 좁히는데 실패하였으며, 골시멘트를 사용한 경우에는 골시멘트의 물리적 분해(mechanical degradation)와 열역학적(thermomechanical) 작용으로 인한 주변조직에 대한 부작용이 있으며, 골시멘트 사용 기술이 발전되면서 그 결과도 향상되었으나 섬유조직의 생

성과 그 표면에서 유리되는 화학적 자극물 등의 문제점으로 아직 장기적인 결과가 회의적이라는 보고가 있다⁶⁾.

따라서 골시멘트를 사용하지 않고 소위 “osseointegration” 원리에 따라 불연(inert) 물질인 titanium이나 cobalt-chromium 합금으로 제작한 구슬형 혹은 섬유망형으로 bone ingrowth를 유도하여 줌으로써 인공삽입물과 골조직 간의 확고한 밀착을 시키는 방법이 시도되었는데, 이것은 macro 혹은 microporous 구조 내로 bone ingrowth가 되면 주위 골조직과의 견고한 결합이 가능하다는 주장으로 적절한 구멍의 크기와 골-인공삽입물 간의 물리적 안정성이 요구된다.

Albrektsson과 Albrektsson¹¹⁾은 광학현미경 하에서 인공삽입물 표면과 골조직 간의 계면 상태가 구조적, 기능적으로 직접 연결된 상태라고 정의하였으며, 이후 골유착을 얻기 위한 요소로 환자의 선택, 재료의 생체 적합성, 외과적 기술시 주의 사항, 완전한 치유가 일어날 때까지의 하중전달을 피해야 한다는 등의 원칙이 정립되어 인공삽입물 시술 후의 성공에 대한 지표가 제시되었다.

그러나 1970년대 부터 이에 대한 기초실험과 임상적 추시에 대한 많은 보고가 있으나 아직도 골-인공삽입물 간의 결합이 완전하지 못하여 골-인공삽입물 간의 계면전단 응력이 피질골 강도의 30% 정도 밖에 얻을 수 없다고 보고되고 있으며, porous 구조의 표면에서 유리되는 금속이온의 장기적인 생물학적 효과나 작용도 아직 완전히 규명되지 않았고^{12, 22, 23)}, 또한 porous-coated 인공삽입물로의 bone ingrowth는 여러가지 요인 중에서도 주변 골조직과의 interference fit을 얻을 수 있느냐 하는 점이 가장 중요하나^{1, 3, 5, 17, 24)}, 실제 임상에서 항상 직접 병치(direct apposition)를 얻기가 쉽지 않다.^{3, 10, 20, 25)}

따라서 생리학적으로 보다 적합한 물질에 대한 연구가 진행되면서 일찍부터 인공삽입물로 골조직이 ingrowth하여 생체고정을 얻을 수 있는 골 대체재로서 HA와 같은 생체 활성화 재료에 대한 연구가 진행되어 왔다. 이후 1987년 부터 Geesink 등¹³⁾이 생물학적으로 활성적(bioactive)이면서 골조직과 화학적으로나 입체적 분자구조가 동일한 HA를 표면에 도포한 인공삽입물을 사용함으로써 골-이식물간의 결합문제와 biocompatibility를 극복할 수 있으리라는 가정과 함께 실험과 임상 적용을 시도하였다. 이것은 인공삽입물의 표면에 고온 고압으로 도포하여 견고히 부착시킨 HA가 골조직과 상당히 견고한 결합이 가능함과 동시에 이것은 biodegradation을 하지 않는다는 장점이 있어 porous-coated 인공삽입물의 bone ingrowth보다 HA-coated 인공삽입물에서 일어나는 osseointegration으로 이완이 일어나지 않는 확고한 골-인공삽입물 간의 결합을 얻을 수 있다 하였다.

이미 전부터 사용되어 온 바 있는 sintered HA

는 이식하였을 때의 골조직과 쉽게 결합되는 것이 입증되어 있으나 강도 문제에 있어서 인공삽입물로 이용하기에는 너무 약하기 때문에 적절한 두께의 HA로 코팅된 인공삽입물이 연구되었다⁷⁾. HA의 코팅이 두꺼우면 표면의 입자가 깨지기 쉽고 너무 얇으면 흡수되어 버리므로 그 두께를 적절한 수준으로 유지하는 것이 중요하며 이것을 유지할 수 있으면 견고한 결합을 얻을 수 있다고 한다. 산업기술의 발전으로 air plasma 분사 방법에 의해 최대의 강도와 결합력을 가진 HA-coated 인공삽입물의 제작이 가능하여져 관절 전치환술에 적극적인 이용이 가능하게 되었다^{13, 14, 15)}. 본 실험에서 사용한 인공삽입물도 air plasma 분사방법에 의해 HA를 코팅한 것으로 두께로 평균 50 μ 으로 유지하였다.

본 실험에서 사용한 생역학 검사 방법은 Bobyn 등⁴⁾, Cook 등^{7, 8)}의 방법과 거의 동일하며 따라서 이들 실험결과와 비교 분석하였다. 본 실험 결과는 Galante와 Rivero¹¹⁾, Rivero 등²¹⁾의 결과와 유사하며 이들은 porous 표면에 HA 코팅을 한 삽입물로 실험을 하였다. 그들은 porous 표면에 HA 코팅을 한 것과 HA 코팅을 하지 않은 것과 비교를 하였는데, 접착강도는 약 4주 후에 차이가 있다고 보고하였다.

본 실험과 마찬가지로 두 군의 차이는 크지 않았지만 HA 코팅한 것의 계면응력 강도가 더 큰 것으로 나타나고 있다. 물론 본 실험은 porous 코팅한 삽입물과 단순 표면에 HA 코팅한 삽입물을 비교한 것으로 실험물질에 약간의 차이는 있으나 그들의 실험 결과도 HA의 접착강도가 큰 것은 bone ingrowth가 더 잘된 것으로 평가하기 보다는 HA의 osteoconduction 효과인 것으로 간주하고 있으므로 비교 분석의 의미가 있다고 본다.

HA 골과 HA 금속간의 접착 강도는 porous 구조물에 의한 interlocking에 비해 매우 작아서 전체적인 계면응력 강도에 비하면 HA 코팅 자체만의 강도는 그리 큰 것이 못된다⁷⁾.

본 실험의 조직학적 소견을 보면 HA 코팅된 시편은 골조직의 증식이 porous 코팅 시편보다 왕성한 것으로 보이고 있지만 계면응력 강도는 그만큼 큰 차이가 있는 것으로 보이지는 않는다. 술후

6주 소견에서 보면 두 종류의 시편이 bone ingrowth, bone integration이 질이나 양적으로 큰 차이가 없으며 계면응력에서도 비슷한 강도로 보이고 있다. 실제로 이러한 HA-coated 인공삽입물을 이용하였을 때 정상 혹은 골조송중 환자에서 적어도 2mm까지의 간격은 골교(bone bridge)를 형성할 수 있는데 반하여 porous-coated 인공삽입물은 0.3mm 이상의 간격은 극복할 수 없고 결국 그 간격이 섬유조직으로 대체된다고 한다^{13,14,15}. 즉 HA-coated 인공삽입물은 보다 효율적이고 견고한 osseointegration을 얻을 수 있다는 것이다. 따라서 수술 초기에는 생물학적 bone ingrowth에 의한 압박고정을 얻을 수 있으며, 이후에는 추가적이고 점진적으로 인공삽입물의 HA와 주위 골조직 간의 생리적 결합까지를 얻을 수 있다는 것이다.

1988년 Geesink등¹⁴은 개를 이용한 인공삽입물 실험에서 수술후 6주에 49 MPa, 6개월에 64 MPa의 계면전단응력을 얻을 수 있었으며, porous-coated 인공삽입물에 비해 조기에 훨씬 강한 골-인공삽입물 간의 결합을 얻을 수 있었다고 하였고, Cook등⁸은 porous coated Co-Cr-Mo 합금인공삽입물의 12주째의 실험에서 18.7 MPa의 접착강도를 보고하였고, Bobyn등⁴은 4주째 9.3 MPa, 12주에는 15.2 MPa를 보고하였다.

많은 저자들이^{7,13,14,18,19} HA-coated 인공삽입물에서의 계면전단응력을 보고한 바 있으며, 각각의 실험 모델과 재료는 다르지만 일반적으로 60-70 MPa 정도로 보고하고 있으며, 그것은 HA의 substrate-bonding strength인 74-85 MPa에 근접하는 높은 결합력이다.

이것은 화학적 및 생물학적 결합으로 추정되고 있으며, 단순히 물리적 결합만으로는 상기한 정도의 계면전단응력을 얻을 수 없다는 것과 조직 소견에서 화골세포들이 HA 코팅과 직접 접촉되어 있으며, 동시에 접촉된 화골세포에서부터 유골조직이 침착되며, 이 부위에서의 Ca^{++} 농도가 높은점 등이 증거로 제시되고 있다. 반면에 단순한 인공삽입물은 0.6 MPa 정도로서 인공삽입물 표면에 화학적 및 생물학적 작용이 없으며, 따라서 유착이 없기 때문에 기계적인 유지가 어렵다는 것이다. 또한 시멘트를 이용한 인공삽입물의

계면전단응력 실험적으로 5.6-20.7 MPa로, 임상에서는 재수술의 경우는 2.4-5.7 MPa로 보고하고 있으며, porous-coated 인공삽입물은 17-25 MPa로 통상 20 MPa 정도로 추산하여 본 실험과 일치하고 있다. 그러나 본 실험에서는 porous 코팅한 경우와 HA 코팅한 시편은 각각 22 MPa, 28 MPa로 나타났으며 두 종류의 코팅 방법의 효과에 대해서는 큰 차이가 없는 것으로 나타났지만 HA 코팅된 인공삽입물의 계면전단응력 강도가 약간 높게 나타났다.

요약하면 본 실험에서 HA-coated 인공삽입물과 porous-coated 인공삽입물에서 bone ingrowth와 osseointegration을 비교하고 골-인공삽입물 간의 계면전단응력을 비교 평가한 결과, 계면전단응력은 porous-coated 인공삽입물에서는 22.661 ± 6.347 MPa이었고, HA-coated 인공삽입물은 28.232 ± 4.918 MPa로서 HA-coated 인공삽입물에서 다소 강도가 높은 것으로 나타났으며, 광학현미경 관찰에서는 porous-coated 인공삽입물은 인공삽입물과 골조직과 접촉된 경우가 20.8%, 50% bone ingrowth된 경우가 47.5%, 100% bone ingrowth된 경우가 31.7%였으나, HA-coated 인공삽입물은 90% 이상에서 osseointegration이 확인되어 HA-coated 인공삽입물이 porous-coated 인공삽입물보다 골-인공삽입물 간의 보다 조기에 밀착이 우수한 것으로 사료되었다.

REFERENCES

- 1) Albrektsson, T. and Albrektsson, B.: *Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation.* Acta Orthop. Scand., 58 (5): 567-577, 1987.
- 2) Anderson, R.C., Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Haddad, R.J.: *An evaluation of skeletal attachment of LTI pyrolytic carbon, porous titanium, and carbon-coated porous titanium implant.* Clin. Orthop., 182: 242, 1984.
- 3) Bobyn, J.D. and Engh, C.A.: *Human histology of bone porous metal implant interface.* Orthopaedics, 7: 1410-1421, 1984.
- 4) Bobyn, J.D., Pilliar, R.D., Cameron, H.U. and

- Weatherly, G.C.: *The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone*. *Clin. Orthop.*, 150: 263, 1980.
- 5) Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B. and Albrektsson, T.: *Removal torques for polished and rough titanium implants*. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 (1): 21-24, 1988.
 - 6) Cook, S.D., Thomas, K.A. and Haddad, R.J. Jr.: *Histologic analysis of retrieved human porous-coated total joint components*. *Clin. Orthop.*, 234: 90-101, 1988.
 - 7) Cook, S.O., Thomas, K.A., Kay, J.F. and Jarcho, M.: *Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopaedic biologic attachment system*. *Clin. Orthop.*, 230: 303-312, 1988.
 - 8) Cook, S.D., Walsh, K.A. and Haddad, R.J.: *Interface mechanics and bone growth into porous coated Co-Cr-Mo alloy implants*. *Clin. Orthop.*, 193: 271, 1985.
 - 9) Engh, C.A.: *Hip arthroplasty with a Moore prosthesis with porous coating: A five-year study*. *Clin. Orthop.*, 176: 52, 1983.
 - 10) Engh, C.A., Bobyn, J.D. and Glassman, A.H.: *Porous coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results*. *J. Bone and Joint Surg.*, 69-B: 45-55, 1987.
 - 11) Galante, J.O. and Rivero, D.P.: *The biological basis for bone ingrowth in titanium fiber composites*. In Harris, W.H. (ed): *Advanced concepts in total hip replacement*. Thorofare, New Jersey, Slack, 1985, pp. 135-158.
 - 12) Gaechter, A., Alroy, J., Andersson, G.B.J., Galante, J., Rostoker, W. and Schajowicz, F.: *Metal carcinogenesis: A study of the carcinogenic activity of solid metal alloys in rats*. *J. Bone and Joint Surg.*, 59A: 622-624, 1977.
 - 13) Geesink, R., de Groot, K. and Klein, C.P.A.T.: *Chemical implant fixation using hydroxyl-apatite coatings*. *Clin. Orthop.*, 225: 147-170, 1987.
 - 14) Geesink, R., de Groot, K. and Klein, C.P.A.T.: *Bonding of bone to apatite-coated implants*. *J. Bone and Joint Surg.*, 70B: 17-22, 1988.
 - 15) Geesink, R.: *Hydroxyapatite-coated total hip prosthesis: Two-year clinical and roentgenographic results of 100 cases*. *Clin. Orthop.*, 261: 39-58, 1990.
 - 16) Goldring, S.R., Schiller, A.L., Roelke, M., Rourke, C.M., O'Neil, D.A. and Harris, W.H.: *The synovial-like membrane at the bone-cement interface in loose total hip replacements and its proposed role in bone lysis*. *J. Bone and Joint Surg.*, 65A: 575-584, 1983.
 - 17) Harris, W.H., White, R.E. Jr., McCarthy, J.C., Walker, P.S. and Weinberg, E.H.: *Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint arthroplasty*. *Clin. Orthop.*, 176: 7-11, 1983.
 - 18) Jarcho, M.: *Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthesis*. *Clin. Orthop.*, 157-259, 1981.
 - 19) Jarcho, M.: *Biomaterial aspects of calcium phosphates, properties and applications*. *Dent. Clin. North. Am.*, 30: 25, 1986.
 - 20) Pilliar, R.M., Cameron, H.U., Welsh, R.P. and Binington, A.G.: *Radiographic and morphologic studies of load-bearing porous-surfaced structured implants*. *Clin. Orthop.*, 156: 249-257, 1981.
 - 21) Rivero, D.P., Fox, J., Skipor, A.K. Urban, R.M., Galante, J.O. and Rostoker, W.: *Effects of calcium phosphates and bone grafting materials on bone in growth in titanium fiber metal*. In *Transactions, 31st Annual Meeting, Orthopaedic Research Society*, 10: 191, 1985.
 - 22) Ronningen, H., Solheim, L.F. and Langeland, N.: *Invasion of bone into porous fiber metal implants in cats*. *Acta Orthop. Scand.*, 55: 352-358, 1984.
 - 23) Ronningen, H., Solheim, L.F. and Langeland, N.: *Bone formation enhanced by induction: Bone growth in titanium implants in rats*. *Acta Orthop. Scand.*, 56: 67-71, 1985.
 - 24) Sanborn, P.M., Cook, S.D., Spires, W.P. and Kester, M.A.: *Tissue response to porous coated implants lacking initial bone apposition*. *J. Arthroplasty*, 3 (4): 337-346, 1988.
 - 25) Schimmel, J.W. and Huiskes, R.: *Primary fit of the Lord cementless total hip. A geometric study in cadavers*. *Acta Orthop. Scand.* 59 (6): 638-642, 1988.
 - 26) Volz, R.G., Nisbet, J.K., Lee R.W. and McMurtry, M.G.: *The mechanical stability of various non-cemented tibial components*. *Clin. Orthop.*, 226: 38-42, 1988.