

이온빔 보조 전자빔 수산화 인회석 증착이 골내 임플란트의 골유착에 미치는 영향

연세대학교 치과대학 보철학교실, 서울대학교 공과대학 재료공학부*,
연세대학교 치과대학 구강생물학교실**, 우리동명 치과재료 연구소***

정영철 · 한종현 · 이인섭* · 이현정** · 김명호***

I. 서 론

Brånemark에 의해 치근형 골내 임플란트가 치과에서 일반적인 보철 술식의 하나로 발전된 이래 임플란트 시장에는 여러가지 재질, 디자인, 표면 형상을 가진 임플란트가 유통되고 있으나 시스템의 성패 원인이 충분히 해명되어 있지 않다.

Albrektsson³⁾은 골 유착을 얻는데는 임플란트의 재질, 디자인, 표면형상, 골의 상태, 수술 기법, 부하조건 등의 6가지가 중요하다고 제안하고 있다.

현재 임플란트에 사용되는 재료에는 순수 titanium, tantalum, niobium, zirconium, cobalt chromium, titanium-aluminium-vanadium 등의 금속과 aluminum oxide나 hydroxyapatite(HA), β -tricalcium phosphate와 같은 ceramic이 주로 사용되고 있다.

그 중 가장 널리 사용되고 있는 titanium의 경우 선반가공한 표면을 수동적 산화피막 형성 상태로 사용하였으나⁷⁾, 산업 발달과 함께 titanium plasma coating이나 calcium phosphate coating 등의 생체친화적 표면처리가 발달되었다.

금속을 단독으로 사용할 경우 생체 세라믹 재료에 비해 생체친화성이 떨어지고 인체 내에서 장시간 동안 있게 되면 금속이온의 용해와 이로 인한 무기

물질의 생성과 같은 문제점이 지적되는 반면⁴⁶⁾, HA는 뼈의 무기질 성분과 화학적, 결정학적으로 동일한 물질로서 주변 골과 화학적 결합을 하는 생체 활성을 지니고 있지만⁵⁾, HA 소결체는 뼈에 비해 높은 경도, 낮은 파괴인성 등의 열악한 역학적 특성을 지니고 있어 큰 하중이 걸리지 않는 컷속뼈 같은 정도로 그 응용이 제한되고 있다²⁾.

따라서 금속 임플란트에 HA를 피복 하려는 시도와 연구가 활발히 진행되고 있으며 dip coating³²⁾, electrophoretic deposition²⁵⁾, hot isostatic pressing³²⁾, flame spraying¹⁹⁾, plasma spraying^{8,10)}, pulsed laser deposition¹¹⁾ 등 다양한 피복 방법들이 개발되었다. 현재까지 상업적으로 가장 널리 쓰이고 있는 plasma spraying법은 금속 임플란트 단독사용으로 야기될 수 있는 생리학적, 면역학적 그리고 화학적 안정성 등의 문제를 어느 정도 해결하는 성과를 거두었으나, 피복 층의 화학적 불균일성, 인체 내에서의 퇴화 또는 흡수, 낮은 역학적 특성, 금속과 HA 피복 층간의 낮은 결합력 등의 문제점들이 지적됨으로써, 최근의 정형외과나 치과 분야에서 요구하는 강하고 치밀한 HA박막 생성에는 적합하지 않다^{13,54)}.

Plasma spraying법의 이러한 문제들을 해결하기 위해서 반도체 산업에서 많이 사용되고 있는 ion-

※ 본 연구는 보건 복지부 선도기술 의료공학 기술개발 사업(HMP-98-G-2-035-B) 지원에 의해 이루어졌음.

sputtering^{13,40)}, ion plating⁵⁵⁾, ion implantation⁵⁴⁾ 등의 이온박막 기술을 이용한 피복 방법들이 개발되고 있다. 이 경우 금속과 HA층의 밀착력에 있어서 ion sputtering³⁹⁾은 8~45MPa, radiofrequency magnetron sputtering²⁸⁾은 53MPa, ion beam dynamic mixing⁵⁴⁾은 59~65MPa로 plasma spraying¹²⁾의 경우 7MPa인 것에 비해 높게 나타난다. 그러나 이온 박막술로 피복층을 형성할 경우의 문제점은 용해도가 높아 피복층의 분해와 밀착력의 감소를 가져오는 것이다. 그것은 Ca/P비가 증착 과정중 변하기 때문이며, 그 문제의 해결은 대개 열처리 과정으로 보상하여 왔다. 그러나 열 처리시 피복층의 균열을 가져와 밀착력의 감소라는 문제도 제기된 바 있다^{40,44)}. 따라서 최근 Ca²⁺이온을 implantation하여 Ca/P비를 조절하는 방법등이 개발되고 있다⁵⁴⁾.

임플란트 성패의 한 요인으로 골의 질과 양이 중요한 영향을 준다²²⁾. 따라서 골의 질과 양에 영향을 미칠 수 있는 다양한 조건에 대한 관심이 고조되고 있다. 그 중 골다공증은 폐경기 이후 여자 환자와 노인 환자에서 많이 발생되어 임플란트 치료의 대중화에 장애요인이 되고 있다.

이에 저자는 치근형 골내 임플란트에서 Ion beam assisted deposition (IBAD) 방법으로 HA박막을 피복한 경우의 생체적합도를 조골세포 배양실험을 통해 Alkaline phosphatase (ALP) 농도를 비교하여 검증한 후 가토를 대상으로 난소 절제로 골다공증을 유발한 경우와 정상군에서 선반가공 표면, Al₂O₃ 입자로 분사 처리한 표면, IBAD법으로 HA를 증착한 표면의 세가지 표면처리 방법에 따른 영향을 생역학

적, 조직 형태학적으로 관찰하고 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

1. HA 박막 증착

1) 증발원의 준비

피복에 사용될 증발원은 알루미늄나 불을 사용하여 17.5% 질량 비의 CaO분말(Cerac, Milwaukee, U.S.A.)을 HA분말(Alfa Aesar Co., Ward Hill, U.S.A.)과 에탄올 용매에서 24시간 동안 불밀링한 다음, 70℃의 전기로 속에서 24시간 동안 건조, 분쇄하여 25MPa의 압력을 가하여 성형한 후 1,200℃에서 2시간 동안 공기 중에서 상압 소결하였고, 대조군은 HA분말 만을 소결한 것을 준비하였다.

2) 이온빔 보조 전자빔 증착 시스템의 개요

본 연구에서 사용한 IBAD시스템은 다음과 같다(Fig. 1). Mechanical rotary pump를 사용하여 5×10^{-2} Torr까지 roughing evacuate 한 다음 cryopump(Helix technology, Mansfield, U.S.A.)로 10^{-7} Torr정도의 진공을 유지시켰다. 증착 전 기관의 cleaning에 의한 밀착력 향상을 위해, Ar을 10^{-4} Torr의 상태까지 주입하면서 end-hall type ion gun(Mark II, Commonwealth Scientific, Alexandria, U.S.A.)으로부터 120V, 2A의 이온빔을 20분 동안 주사한 후 이온빔을 정지 시켰다. 전자빔(Telemark, Fremont, U.S.A.)의 전압을 8.5kV, 전류를 증착 초

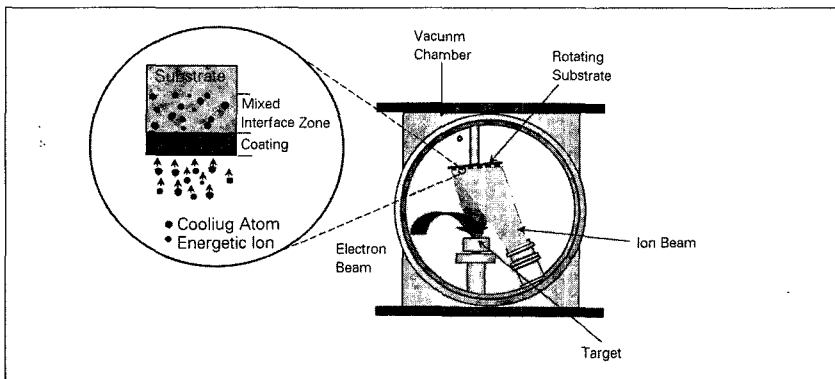


Fig.1. Schematic representation of IBAD system.

기에는 0.06~0.08A, 마지막 단계에는 0.15A까지 증가하였다. 평활하고 고른 증착을 위해 8rpm의 속도로 substrate holder를 회전시켰다. HA17.5CaO (17.5%질량비의 CaO를 포함한 HA)를 증발원으로 사용하였으며, Ar 이온의 보조 증착을 위하여 이온빔의 가속 전압을 120V, 이온빔 전류를 2A로 20분간 주사하였다. 시편들은 모두 약 1 μ m까지 증착하였다.

다. 열처리

조골세포 배양실험에 사용될 대조군 실험시편에는 다른 연구에서와 같이 비정질상태의 피복층의 결정화도를 높이기 위해 열처리를 행하였다. 시편을 3mTorr의 진공도가 유지된 진공 열처리 노에 삽입한 후, 5 $^{\circ}$ C/min의 속도로 승온하여 630 $^{\circ}$ C에서 1시간 동안 유지한 후 실온에서 서서히 냉각하였다.

2. 조골 세포(Osteoblast) 배양 실험

가. 실험 시편 준비

지름 25mm의 Ti봉을 두께 2mm의 disk형태로 자른 다음 200, 320, 500, 1000, 1200grit의 silicon carbide paper로 연마한 후 6 μ m, 1 μ m의 diamond spray (Struers, Denmark)를 사용하여 차례로 polishing한 뒤 에탄올 속에서 5분간 초음파 세척한 후 17.5%질량비의 CaO가 포함된 HA(HA17.5CaO)를 증착한 군과, HA17.5CaO를 증착한 후 열처리한 군, 그리고 CaO가 없는 순수 HA만 증착한 3종류의 HA박막 시편을 만들고 대조군으로는 순수 titanium disk를 600-grit사포로 거칠기를 부여하여 선반가공 표면과 같은 표면을 가진 군, 그리고 50 μ m크기의 Al₂O₃입자로 분사 처리하여 거칠기를 부여한 군을 만들어 총 5군의 disk시편을 준비하였다.

나. Sample의 준비

직경 30mm dish에 준비된 disk시편을 각각 3개씩 놓고 그 위에 신생 ICR mouse의 calvaria에서 분리한 calvaria derived osteoblast를 α MEM media(10% fetal bovine serum이 포함된 상용 media)에서 37 $^{\circ}$ C, 5% CO₂ incubator에서 3일간 multilayer culture한 후 Trypsin-EDTA를 처리하여 cell층을 시편에서 떼어내어 1500rpm으로 8분간 원심 분리하여 cell을

분리한다. 여기에 20 μ media를 넣어 골고루 혼합한 후 10 μ suspension solution을 취하여 20 μ 0.1M glycine NaOH buffer(pH 10.4)에 10 μ 0.1% Triton X-100/saline과 10 μ DDW(2차 증류수)에서 37 $^{\circ}$ C온도로 30분간 반응시켜 cell을 파괴시켰다.

다. Test protocol

Alkaline phosphatase(ALP) activity는 상용의 assay kit (Procedure No.ALP-10,Sigma, St.Louis, U.S.A.)를 사용하였다. Assay kit에 있는 ALP시약 1ml를 30 $^{\circ}$ C까지 데워 20 μ 의 나.항에서 준비된 sample에 잘 혼합한 후 30 $^{\circ}$ C 항온 수조에서 30초간 반응시킨 후 405nm의 흡광도를 측정하여 초기값으로 하고 2분간 더 반응시켜 얻은 흡광도를 최종값으로 하여 다음의 값을 취하였다.

$$\text{ALP농도} = (\text{최종값} - \text{초기값}) \times 2764$$

3. 조직 계측학적 분석 및 뒤틀림 제거력 측정

1) 실험 동물

체중 3Kg내외의 36마리의 뉴질랜드산 가토를 사용하였다. 그중 18마리는 난소 절제술을 시행하여 인위적으로 골다공증을 부여하고 나머지 18마리는 모의시술(sham-operation)을 시행하여 사용하였다.

2) 실험 재료

길이 10mm, 직경 3.8mm의 순수 titanium으로 된 나사형 임플란트 (We Dongmyeong Co., Seoul, Korea) 144개를 제작하여 사용하였다.

모두 3군으로 나누어 1군은 선반가공 표면을 그대로 사용한 군으로, 2군은 50 μ m크기의 Al₂O₃입자로 분사하여 표면 거칠기를 부여한 군으로, 그리고 3군은 HA17.5CaO를 IBAD법을 사용하여 HA를 증착한 군으로 하였다.

3) 실험 방법

(1) 실험군의 분배

36마리의 가토를 난소 절제술 여부에 따라 18마리씩 2군으로 나누고 각각을 다시 6마리씩 소군으로 나누어 1군은 선반가공 표면의 임플란트를 이식하

고, 2군은 Al_2O_3 입자로 분사 처리한 임플란트를 이식하였으며, 3군은 IBAD법으로 HA를 증착한 임플란트를 이식한 후 12주후 희생시켜 조직 계측학 분석 및 뒤틀림 제거력을 측정하였다.

(2) 난소 절제

가토를 50mg/ml의 염산케타민(Ketalar, Yuhan Co., Seoul, Korea) 2ml/Kg을 근육 주사하여 전신마취를 유도한 후 복측 중앙에 2cm정도의 절개를 통해 자궁을 확인하고 그 끝에 달려있는 난소를 양측으로 적출하였다. 난소를 각각 4-0 vicryl로 결찰하고 절제하였으며, 장기를 복강 내로 재 위치시킨 후, 층별로 봉합하고 시술 후 1주일간 항생제를 투여하였다. 모의시술(sham-operation)은 난소의 결찰과 절제를 제외한 모든 과정을 동일하게 시행하였다.

(3) 임플란트 이식 수술

양측성 난소 절제술 및 모의시술 2개월 후, 50mg/ml의 염산케타민(Ketalar, Yuhan Co., Seoul, Korea) 2ml/Kg을 근육 주사하여 전신마취를 유도한 후 시행하였으며, 수술부위에는 에피네프린(1 : 100,000)이 포함된 2% 염산리도케인(Yuhan Co., Seoul, Korea)을 주입하고 무균적 조건에서 실시하였다.

가토의 경골 좌, 우측에 피부 절개 후 근막 및 골막의 판막을 형성하여 근위 경골을 노출시킨 후 근위 경골의 전내측부에 임의적으로 세 종류의 실험군중 두 종류의 임플란트를 한 마리에 이식하는데, 각각 2개의 임플란트를 1cm간격으로 이식하고, drilling과 삽입절차는 통법에 따라 충분한 생리식염수 관주 하에 시행하였다. 그러나 tapping은 피질골에 국한하여 초기고정을 도모하였고, 원심축 시편은 뒤틀림 제거력 측정에 사용하고 근심축은 조직 형태학적인 분석에 이용하였다. 이식 후 골막과 근막은 흡수성 봉합사로, 피부는 견사로 봉합하였다. 그후 감염방지를 위해서 1일 250mg의 Cefazolin(Yuhan Co., Seoul, Korea) 일주일 동안 근주 하였다.

(4) 뒤틀림 제거력 측정

12주 경과 후 가토의 귀 정맥에 공기를 주입하여 희생시킨 후 근막, 골막을 제거하여 원심축 임플란트를 노출하고 mount를 연결하여 6kgfcm(58.8Ncm)

까지 측정 가능한 뒤틀림 제거력 측정기구(Tohnichi, Japan)에 연결하여 끝에서 임플란트가 분리되는 힘을 측정하였다. 측정된 시편의 수는 사육기간동안 폐사된 9마리를 제외한 27마리에서 정상군의 HA피복 시편이 8개, 분사처리 시편이 8개, 선반 가공 시편이 10개였으며 난소 절제군에서 HA피복 시편이 8개, 분사처리 시편이 10개, 선반가공 시편이 10개였다.

(5) 조직 표본 제작

뒤틀림 제거력 측정과 동시에 경골(tibia)을 절단한 직후 70% 에탄올에 1주간 고정시키고 근심축 임플란트를 Bone trimmer(Maruto Co., Japan)상에서 충분한 주수 하에 시편제작에 편리하도록 임플란트의 장축과 평행하게 절단하였다. Villanueva bone stain용액에 7일간 침적시킨 후 에탄올의 농도를 상승시키며 탈수한 후 진공상태에서 methyl-methacrylate로 포매 하여 37°C항온기에서 40일간 경화시킨 다음 임플란트의 장축과 평행하게 Crystal cutter(Maruto Co., Japan)를 이용하여 200 μ m의 두께로 절단하고 Hard Tissue Grinding System(Maruto Co., Japan)으로 연마하여 30 μ m의 박편으로 제작하였다.

(6) 조직 계측학적 분석

조직 계측학적 분석은 광학현미경(Olympus BX50, Olympus Co, Tokyo, Japan)에 CCD 카메라(Samsung Aerospace Ind., LTD, Korea)를 부착하여 디지털 영상으로 컴퓨터 화면상 옮긴 후, 영상 분석 소프트웨어 - Bildanalyssystem AB (Styrelsens säte, Stockholm, Sweden)를 사용하여 정량 계측하였다. 피질골과 접촉한 전 부분에서 나사산의 길이를 측정하고 나사와 접촉하는 골의 길이를 측정하여 백분율을 구하여 전체 골접촉률(bone to metal contact ratio)로 하고, 골양이 풍부한 연속된 3개의 나사산을 선택하여 백분율을 구해서 골양이 풍부한 연속된 3-나사산 부위의 골접촉률로 하였다. 그리고 나사의 골(valley) 내부 면적을 측정하고 그 안에 위치한 골 조직의 면적을 구하여 백분율을 구해서 골양(bone volume ratio)을 측정하였으며 골양의 측정도 전체 골양과 골양이 풍부한 연속된 3-나사산의 골양을 취하였다.

분석에 사용된 시편의 수는 사육기간동안 폐사된

9마리를 제외한 27마리에서 정상군의 HA17.5CaO 증착 시편이 8개, 분사처리 시편이 8개, 선반가공 시편이 10개였으며 난소 절제군에서 HA17.5CaO 증착 시편이 8개, 분사처리 시편이 10개, 선반가공 시편이 10개였다.

라. 통계학적 분석

이상의 계측된 수치에 대하여 SAS program (V.6.12)을 이용하여 통계처리를 하였다. 모든 계측 항목에 대해 평균값 및 표준편차를 구했으며 각 군간의 비교분석은 95% 유의 수준에서 ANOVA (Analysis of variance) test의 Kruskal Wallis test 그리고 Tukey's grouping을 시행하였다.

Ⅲ. 실험성적

1. 조골 세포 배양실험

선반가공 표면, 분사처리 표면, HA17.5CaO 증착

Table 1. Alkaline phosphatase secretion(Unit:U/L).

Surface treatment	ALP(U/L)
	Mean±SD
Machined	47.7±2.4
Blasted	45.7±1.9
IBAD with HA17.5CaO	40.2±2.1
IBAD with HA17.5CaO + Heat treat	50.1±3.2
IBAD with Pure HA	6.4±0.9*

* : Statistically significant difference from tukey's grouping. (p<0.05).

Table 2. Removal torque measurements(Unit: Ncm).

	HA coated	Blasted	Machined
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Normal	48.5±5.4 ^a	47.3±5.8 ^a	32.3±2.91 ^b
Ovariectomized	35.6±3.6 ^{a*}	34.4±3.9 ^{a*}	23.4±4 ^{b*}

a,b: Statistically significant difference between column(p<0.05).

* : Statistically significant difference between row(p<0.05).

표면, HA17.5CaO 증착 후 열처리한 표면 그리고 순수 HA 증착 표면에서 조골 세포를 3일간 배양한 후 ALP 농도를 측정하였으며, 순수 HA 증착 표면에서만 유의성 있게 낮은 농도를 보여(p<0.05), 순수 HA 증착 표면의 높은 용해도로 인한 용출 성분이 조골 세포의 성장과 분화에 좋지 않은 영향을 준 것으로 보이며 다른 표면은 서로 비슷한 결과를 보여 HA17.5CaO 증착 표면은 용해도가 적절하여 피복층의 용출 성분이 조골 세포의 성숙과정에 영향을 미치지 않는다(Table 1).

2. 뒤틀림 제거력 측정

원심 축 임플란트에서 측정하였으며 정상군(모의 시술군)의 뒤틀림 제거력 수치는 선반가공 표면 임플란트에서 32.30Ncm, 분사처리 표면 임플란트에서 47.25Ncm, HA17.5CaO 증착 표면에서 48.50Ncm 이었고, 난소 절제군에서 선반가공 표면 임플란트는 23.00Ncm, 분사처리 표면 임플란트에서 34.40Ncm HA17.5CaO 증착 표면에서 34.63Ncm이었다.

통계분석결과 전체적으로 난소 절제군에서 정상군에 비해 뒤틀림 제거력이 유의성 있게 낮았고 (p<0.05), 각 표면별로는 HA17.5CaO 증착 표면 임플란트와 분사처리 임플란트가 같은 정도의 뒤틀림 제거력을 가지며 선반가공 표면 임플란트 보다 유의성 있게 높은 수치를 나타내었다(p<0.05)(Table 2, Fig. 2).

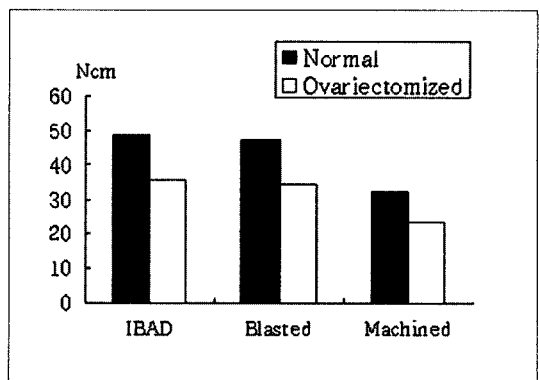


Fig. 2. Removal torque measurements.

Table 3. Bone to metal contact in all threads(Unit:%).

	HA coated	Blasted	Machined
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Normal	52.4±6.3 ^a	48.5±3.8 ^a	33.8±4.8 ^b
Ovariectomized	48.4±4.5 ^a	40.9±5.0 ^{*b}	30.0±3.4 ^c

a,b,c: Statistically significant difference between column(p<0.05).

* : Statistically significant difference between row(p<0.05).

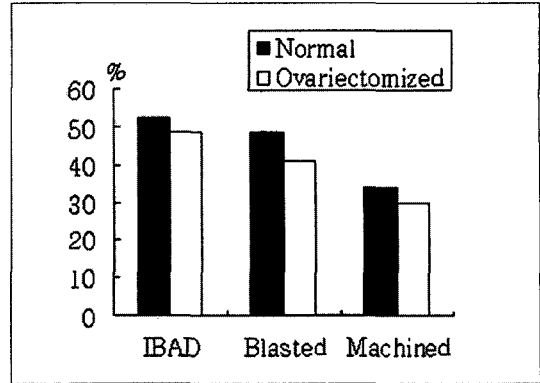


Fig. 3. Bone to metal contact in all threads.

Table 4. Bone to metal contact in 3 best threads(Unit:%)

	HA coated	Blasted	Machined
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Normal	62.5±5.2 ^a	54.2±5.4 ^b	38.2±3.5 ^c
Ovariectomized	59.9±6.4 ^a	47.3±5.7 ^{*b}	35.0±3.8 ^c

a,b,c: Statistically significant difference between column(p<0.05).

* : Statistically significant difference between row(p<0.05).

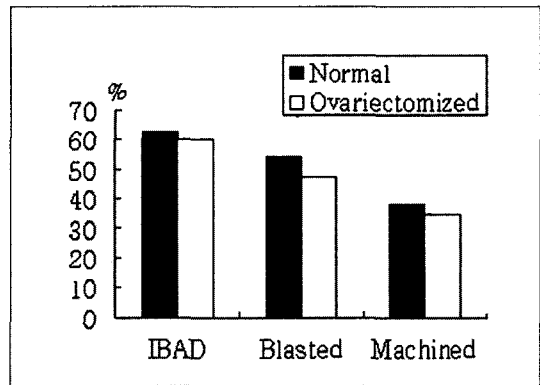


Fig. 4. Bone to metal contact in 3 best threads.

3. 조직 계측학적 분석

전체 골접촉률의 경우 정상군에서 HA17.5CaO 증착 표면 임플란트에서 52.4%, 분사처리 표면 임플란트에서 48.5%, 선반가공 표면 임플란트에서 33.8%의 접촉을 보이고 난소 절제군의 경우 HA17.5CaO 증착 표면 임플란트에서 48.4%, 분사처리 표면 임플란트에서 40.9%, 선반가공 표면에서 30.0%의 접촉도를 보여 난소 절제 군과 정상군 모두에서 표면 처리간 유의차를 보였다(P<0.05). 난소 절제군과 정상군의 비교에서는 전반적으로 난소 절제군에서 낮게 나타났고 분사처리 표면 임플란트는 유의차를 보였다(P<0.05)(Table 3, Fig. 3).

골양이 풍부한 연속된 3-나사산 골접촉률의 경우 정상군에서 HA17.5CaO 증착 임플란트에서 62.5%, 분사표면에서 54.2%, 선반가공 표면 임플란트에서

38.2%의 접촉을 보이고 난소 절제군의 경우 HA17.5CaO 증착 임플란트에서 59.9%, 분사처리 표면 임플란트에서 47.3%, 선반가공 표면 임플란트에서 35.0%의 접촉도를 보여 난소 절제군과 정상군 모두에서 표면 처리간 유의차를 보였다(P<0.05). 난소 절제군과 정상군의 비교에서는 전반적으로 난소 절제군에서 낮게 나타났고 분사처리 표면 임플란트는 유의차를 보였다(P<0.05, Table4, Fig.4).

전체 골양(Bone volume)의 경우 정상군에서 HA17.5CaO 증착 임플란트에서 76.4%, 분사처리 표면 임플란트에서 72.2%, 선반가공 표면 임플란트에서 74.8%를 보이고 난소 절제군의 경우 HA17.5CaO 증착 임플란트에서 63.2%, 분사처리 표면 임플란트에서 63.8%, 선반가공 표면 임플란트에서 61.7%를 보여 난소 절제군과 정상군 모두에서 표면 처리간 유의차는 없었다. 난소 절제군과 정상군

Table 5. Bone volume in all threads(Unit:%)

	HA coated	Blasted	Machined
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Normal	76.4±4.8	72.2±5.9	74.8±4.9
Ovariectomized	63.2±8.5*	63.8±5.3*	61.7±3.5*

* : Statistically significant difference between row(p<0.05).

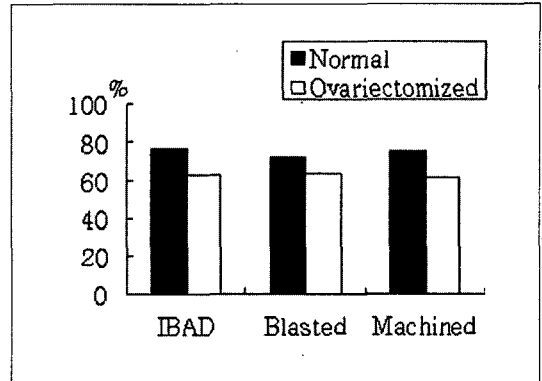


Fig. 5. Bone volume in all threads.

Table 6. Bone volume in 3 best threads(Unit:%)

	HA coated	Blasted	Machined
	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD
Normal	82.4±5.6	78.9±5.2	79.0±6.1
Ovariectomized	71.6±7.7*	73.9±7.8*	68.5±5.1*

* : Statistically significant difference between row(p<0.05).

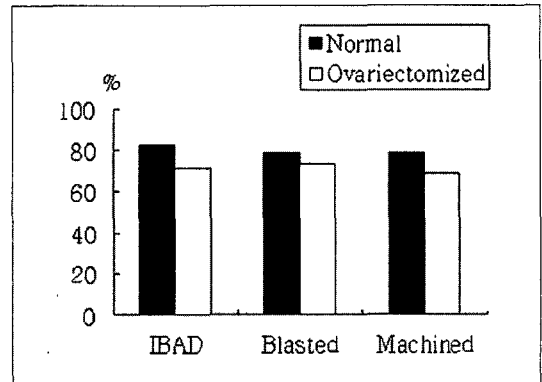


Fig. 6. Bone volume in 3 best threads.

의 비교에서는 표면 처리 방법의 차이에 관계없이 난소 절제군에서 정상군보다 유의성 있게 낮게 나타났다(P<0.05, Table5, Fig. 5).

골양이 풍부한 연속된 3-나사산 골양의 경우 정상군에서 HA17.5CaO 증착 표면 임플란트에서 82.4%, 분사처리 표면 임플란트에서 78.9%, 선반가공 표면 임플란트에서 79.0%를 보이고 난소 절제군의 경우 HA17.5CaO 증착 표면 임플란트에서 71.6%, 분사처리 표면 임플란트에서 73.9%, 선반가공 표면 임플란트에서 68.5%를 나타내 난소 절제군과 정상군 모두에서 표면 처리간 유의차는 없었다. 난소 절제군과 정상군의 비교에서는 표면 처리방법의 차이에 관계없이 난소 절제군에서 정상군보다 유의성 있게 낮게 나타났다(P<0.05, Table 6, Fig. 6).

IV. 고 찰

세포 배양 실험에 사용되는 세포에는 섬유아세포⁵³⁾, fetal bovine bone cell⁵¹⁾ 등도 있으나 본 실험에서는 신생 Sprague-Dawley rats에서 Bellows등⁴⁾의 방법으로 분리한 calvaria-derived cell을 사용하였다.

면역 세포 화학적(immunocytochemistry) 연구에서 조골 세포 분화나 골 형성에서 ALP, bone sialoprotein, osteocalcin osteoblast specific matrix protein이 중요하다^{17,48)}. 배양된 조골 세포의 성장은 serum factor와 배지 첨가물의 영향을 받는다^{17,51)}. 이전의 mineralizing osteoblast culture 연구 중 HA와 순수 titanium⁴¹⁾, 그리고 순수 titanium과 분사처리 표면³⁵⁾을 비교한 연구에서, HA와 순수 titanium의 비교는 육안적으로 HA 표면과 순수 titanium 표면에서 14일과 21일에서 비슷한 양상을 보이고 ALP와

bone sialoprotein, 그리고 osteocalcin이 차이를 보이지 않는다고 하였다⁴¹⁾. 표면 거칠기에 대해서 osteosarcoma cell line이나 rat calvaria-derived osteoblast 실험에서 표면 거칠기가 증가하면 조골 세포의 증식이 증가되고 ALP의 발현이 증가한다고 하였다^{34,43)}. 본 연구와 유사한 이온 박막 피복 방법인 ion beam dynamic mixing method를 사용한 연구에서 섬유아 세포가 순수 titanium 표면과 HA 표면에서 비슷한 성장을 보임으로써 피복층에서 용출되는 성분에 세포의 성장 및 성숙이 영향을 받지 않는다는 것을 보고하였다⁵³⁾.

본 연구에서 calva에서 추출한 조골 세포 배양 실험에서 ALP 발현을 분석한 결과 선반가공 표면, 분사처리 표면, HA17.5CaO 증착 표면 그리고 HA17.5CaO 증착후 열처리한 표면은 유의차를 보이지 않고 비슷한 결과를 보였으나 순수 HA를 증착한 경우 유의성 있게 낮은 농도를 보였다($p < 0.05$). 더욱이 육안적으로 관찰했을 때에도 다른 시편에서는 시편주위에 인접하여 조골세포가 배양되는데 비해 순수 HA의 경우 시편주위에는 조골세포의 성장이 미미하여 환형의 공동이 관찰되었다. 이상으로 볼 때 피복층의 용해도가 조골세포의 배양 및 ALP농도에 영향을 주며 용해도가 적절하도록 Ca/P 비를 조절하는 것이 필요하다고 생각된다.

골다공증에서 골질과 골양에 대한 많은 연구가 있었으며^{26,31)}, 실험적으로 골다공증을 유발시키는 여러 가지 방법이 소개되었으며 특히 난소 절제로 유도된 동물모델이 많이 사용되고 있다²⁵⁾. Robert 등⁴⁵⁾과 Dao 등¹⁴⁾은 골다공증 자체가 임플란트 이식의 금기는 아니라고 하였다. 동물에서 골다공증시 임플란트의 골유착 반응을 연구한 것은 미미하나, 1997년 Mori 등³⁶⁾은 low mineral density를 가진 가토의 골에서 임플란트의 골유착에 관한 연구를 하였다. 그들은 실험군을 난소 절제후 저 칼슘 식이로 사육하며 titanium 임플란트를 이식하고 12주까지 조직학적 관찰을 하였는데 대조군에 비하여 골개조나 치유속도가 느리지만 골유착이 일어났다고 보고하였다. 본 연구에서 각각의 임플란트의 표면 처리 방법에서 난소 절제군이 정상군보다 뒤틀림 제거력에서 유의성 있게 낮게 나타났다($p < 0.05$). 또한 조직 계측학 분석에서 골접촉도는 난소 절제군에서 정상군보다 전반적으로 낮았으나 유의차는 보이지 않았고 피질골의

골양이 유의성 있게 적게 관찰되었다($p < 0.05$). 이는 난소 절제된 쥐에서의 실험에서 골접촉도는 난소 절제여부와 무관하며 골양의 경우 estrogen 부족에 의한 파골 세포의 활성화에 기인한다고 한 보고와 일치한다³⁷⁾. 광학 현미경 관찰에서 난소 절제군에서 정상군에 비하여 피질골 두께가 얇아져 있으며, 흡수와의 자주 관찰되었으며 거친 경계를 이루고 있었다.

임플란트의 표면 특성은 임플란트와 조직 계면에서 골형성의 양과 질에 크게 영향을 미칠 수 있다⁵⁰⁾. titanium 임플란트 표면의 변형은 산 부식, 전기분해, 입자분사과정 및 ceramic 혹은 HA와 같은 결정형 재료를 표면에 피복해서 일어난다^{30,42)}. 표면 거칠기의 경우 여러 보고에서 거친 titanium 표면은 골형성과 골유착에 유리하다고 하였다^{29,38)}.

현재 임플란트 표면에 거칠기를 부여하는 방법은 TiO 입자나 CPC(calcium phosphate ceramic) 입자를 사용하는 분사법과 화학적 부식을 통한 방법이지만 이 방법들은 여러 가지 다른 방법으로 표면의 특성을 기재하고 있으므로 비교는 어렵다^{29,30,49)}. 그러나 각각의 표면 처리군을 선반가공 표면과 비교하였을 때 우수한 골과의 '결합 강도와 골접촉도를 보이는 것으로 확인되었다^{23,29)}.

본 연구에서도 50 μ m크기의 Al₂O₃ 입자로 분사처리한 임플란트의 경우 뒤틀림 제거력에 있어서 HA 피복 임플란트와 같은 정도로 선반가공 처리 표면 임플란트 보다 유의성 있게 높은 뒤틀림 제거력을 보였다($p < 0.05$). 골접촉도에 있어서는 HA 피복 임플란트 보다는 떨어지나 선반가공 표면 임플란트 보다는 우수함을 보여주었다.

HA plasma spray 피복 임플란트는 titanium 임플란트에 비해 결합이 치밀하고 결합 면적이 크며, 치유 과정도 빠르다고 한다^{9,44)}. 이런 주장에 대하여 여러 동물 및 임상 연구에서 순수한 HA ceramic은 생물학적 관점으로 볼 때는 우수하지만 기계적 성질이 좋지 않아 하중을 받는 부위에서의 사용은 적절하지 못하며, HA plasma spray 피복 임플란트에서 대부분이 초기에는 골접촉이 좋으나 48주 경 부터는 HA 입자가 임플란트 표면에서 떨어져 나와 분리 형성층(delamination)을 형성하고 이를 대식세포가 포식한다는 보고가 있다⁴⁵⁾. Gottlander²⁴⁾는 HA plasma spray 피복 임플란트 실험에서 초기에는 HA 피복 임

플라즈마 주위의 골양이 선반가공 표면과 같게 나타나, 6개월 후에는 선반가공 임플란트 주위의 골양은 증가하고 HA 피복 임플란트 주위의 골양은 감소한다고 보고한 바 있다. 이는 몇 가지 설명이 가능한데, 첫째, HA 피복 임플란트의 골접촉도가 높아 부하전달의 차이로 인해 골양이 적어진다는 것이고¹⁸⁾, 둘째, 거친 HA 피복층 주변에 더 많은 파골 세포가 존재하여 골흡수를 촉진시키는 것이며¹⁶⁾, 셋째, 유리된 HA 입자에 의해 파골 세포 활성화 물질인 interleukin 1 이나 prostaglandin E2 가 많아져서 골흡수가 촉진된다는 것이다²¹⁾.

본 연구에서 뒤틀림 제거력 측정시 사용된 HA 박막 피복 임플란트의 표면을 SEM에 장착된 EDX system(Oxford instruments, Bucks, UK)로 분석해 본 결과 HA 성분이 남아있지 않았다. 이는 초기 치유 과정시 HA 피복 임플란트의 장점을 이용하고 장기적으로 문제가 되었던 피복층의 분리나 파절 등의 문제를 배제시킬 수 있다고 기대된다. 그러나 흡수 시기의 조절 등 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

Plasma spray 피복 방법의 단점을 보완한 본 실험에서는 HA 박막을 1 μ m의 두께로 증착했는데, 증착시 사용한 방법은 전자빔으로 증발원을 가열하여, 증발된 입자가 증착되는 방법으로 증착 원리는 다음과 같다.

10⁻⁷Torr 수준의 고진공 상태에서 전자빔 총에서 조사된 전자빔은 자기장에 의해 휘어져 증발체에 충돌하게 되며, 이때의 전자의 운동에너지가 열에너지로 전환되면서 증발원을 녹여 증발시키게 된다. 여기서 생성되는 증발체 증기가 진공의 공간안을 직선적인 비행을 하여 기판에 달라붙음으로써 증착이 이루어진다. 전자빔을 이용하는 증착의 큰 특징 중 하나는 투입 전력만 크게 하면 높은 용점의 금속이나 ceramic 또는 화합물이라도 증발시킬 수 있는 이점이 있다. 전자빔을 주사해서 고진공 영역에서 증착하는 전자빔 피복은 증착막의 우수한 물리적, 화학적 특징으로 인해 산업적으로 많이 응용되고 있다⁵²⁾.

전자빔을 이용하는 증착에서 금속과 HA층과의 밀착력에 있어서 ion sputtering³⁹⁾ 경우 8~45MPa, radiofrequency magnetron sputtering²⁸⁾의 경우 53MPa, ion beam dynamic mixing⁵⁴⁾의 경우 59~65MPa로 plasma spraying²⁰⁾법의 경우 7MPa인

것에 비해 높은 강도를 보인다. 본 실험에서 사용된 IBAD1의 경우 35~70MPa를 나타내 우수한 결합 강도를 보였다.

용해속도는 임플란트의 고정에 큰 영향을 미친다. 빠른 용해는 피복층의 분해와 밀착력의 감소를 가져와 박리됨으로서 결국 임플란트와 조직과의 분리를 가져온다. 반면 용해속도가 적절히 조절된 경우 피복층이 용해된 자리를 성장한 뼈가 대체해 들어가는 시간을 제공해 줄 수 있다⁴⁰⁾. 용해도의 조절을 위한 방법으로 피복층에 대한 열처리 과정을 통해서 결정화도를 증가시켜 용해도를 낮추는 방법⁴⁹⁾이 일반적으로 사용되나 열처리 과정중 코팅층의 균열등 문제점이 있어서 Ca/P 비를 조절하는 방법들이 시도되고 있다^{47,54)}. 다양한 Ca/P 당량 비율의 칼슘포스페이트는 그 Ca/P 비에 따라 각기 생체 내에서의 용해도, 생체친화성이 달라 피복층의 Ca/P 비는 임플란트의 수명에 큰 영향을 미친다⁴⁴⁾. 전자빔 증착의 경우 증발원이 단원소 물질일 경우는 관계없으나, 합금이나 화합물질일 경우는 원소간 증발 속도가 다르거나 혹은, 부분적 분해가 일어나 생성되는 피복층의 화학 조성비가 증발원과 다르게 된다⁵²⁾. HA의 경우 Ca/P 비가 1.67의 값을 가지는데, Ca와 PO₄ 사이의 증발 속도와 이온화에너지 차이 때문에 조성이 증발원과 동일한 피복층을 얻기가 어렵다⁵⁵⁾. 본 연구에서는 증발원에 CaO를 첨가하여 Ca/P 비를 조절하는 방법으로 용해도 조절을 할 수 있었다. 순수한 HA를 증발원으로 사용한 경우 시편의 Ca/P 비가 1.1~1.2에 불과해 β -TCP(tricalcium phosphate)가 생성되며 CaO의 함량을 변화시키며 Ca/P 비를 조절하여 1.67에 근접한 경우 HA type상이 형성된다. 다른 연구들에서도 피복층의 Ca/P 비를 1.67에 근접한 보고가 있다^{47,54)}.

본 실험에서 IBAD 방법으로 활택한 면에 HA 피복을 했음에도 불구하고 뒤틀림 제거력에 있어서 표면 거칠기를 부여한 분사처리 표면과 같은 강도로 선반가공 표면보다 우수함을 보여주었고 특히 골접촉도에 있어서는 선반가공 표면보다는 월등하고 분사처리 표면보다도 우수한 결과를 나타냈다. 광학 현미경 소견에서 HA17.5CaO 증착 임플란트와 분사처리 표면 임플란트에서 비교적 순수 titanium 임플란트보다 더 많은 독립 골수주가 임플란트면을 따라 형성되어 있으며 골수강 내부에서 고립골 형성에 의해

형성된 독립된 골소주들이 관찰되기도 하였다.

뒤틀림 제거력의 수치는 골 임플란트 접촉 비율과 나사 내면의 골양의 측정 수치와 밀접한 관계를 가진다^{6,27)}. 본 연구에서도 뒤틀림 제거력의 수치가 정상군에서 난소 절제군보다 높게 나타났는데 이는 골 접촉률은 난소 절제의 영향을 받지 않으나 골양에 있어서 난소 절제군이 작게 나타나 뒤틀림 제거력에 영향을 준 것으로 생각되며, 표면 처리간에는 HA 피복 임플란트에서 골접촉률이 제일 높고, 분사처리 표면, 선반가공 표면 순으로 나타나지만, HA 17.5CaO 증착 임플란트와 분사처리 표면 임플란트의 뒤틀림 제거력이 유사하게 나타난 것은 미세기공 내로 골조직과 골기질이 증식되었다는 연구와 일치한다³³⁾.

V. 결 론

치근형 골내 임플란트에 있어서 IBAD 방법이 골 유착에 미치는 영향을 연구함에 있어서, 먼저 Ion beam assisted deposition (IBAD) 방법으로 HA박막을 피복 한 경우의 생체 적합도를 조골세포 배양 실험을 통해 Alkaline phosphatase (ALP) 농도를 비교하여 검증한 후가토를 난소 절제군과 정상군으로 나누어 각각에 IBAD법에 의한 HA17.5CaO를 증착하여 피복한 임플란트, 분사처리 표면 임플란트 그리고 선반가공 표면 임플란트를 이식하여 12주후 희생시켜 골질과 골양이 좋지 않은 경우 임플란트 표면 처리 방법에 따른 영향을 생역학적, 조직 형태학적으로 고찰하고 연구하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 선반가공 표면, 분사처리 표면, HA17.5CaO 증착 표면, HA17.5CaO 증착 후 열 처리한 표면 그리고 순수 HA 증착 표면의 5개군에서 조골세포를 배양한 후 ALP 농도를 측정하였을 때 순수 HA 증착 표면에서만 유의성 있게 낮은 농도를 보였으며, 다른 표면 처리군에서는 서로 비슷한 결과를 보여 HA17.5CaO로 피복한 피복층의 용출 성분이 조골세포의 성숙과정에 영향을 미치지 않는다.
2. 뒤틀림 제거력 수치는 정상군에서 선반가공 표면 임플란트에서 32.30Ncm, 분사처리 표면 임플란트에서 47.25Ncm, HA17.5CaO 증착 임플란트에서 48.50Ncm이었고, 난소 절제군에서 선반가공

표면 임플란트는 23.00Ncm, 분사 처리 임플란트에서 34.40Ncm, HA17.5CaO 증착 임플란트에서 34.63Ncm으로, 전체적으로 난소 절제군에서 정상군에 비해 뒤틀림 제거력이 유의성 있게 낮았고 ($P < 0.05$), 각 표면별로는 HA17.5CaO 증착 임플란트와 분사처리 임플란트가 같은 정도의 뒤틀림 제거력을 가지며 선반가공 표면 임플란트보다 유의성 있게 높은 수치를 나타내었다 ($P < 0.05$).

3. 조직 계층학적 분석에서 전체 골접촉률 및 골양이 풍부한 연속된 3-나사산 골접촉률의 경우 난소 절제군과 정상군 모두에서 표면 처리간 유의차를 보이며 HA17.5CaO 증착 임플란트, 분사처리 표면 임플란트, 선반가공 표면 임플란트 순으로 높은 골접촉도를 보였다 ($P < 0.05$). 난소 절제군과 정상군의 비교에서는 전반적으로 난소 절제군에서 낮게 나타났으나 유의차는 보이지 않았고 분사처리 표면에서는 난소 절제군과 정상군 사이에 유의차를 보였다 ($P < 0.05$).
4. 전체 골양 및 골양이 풍부한 연속된 3-나사산 골양의 경우 난소 절제군과 정상군 모두에서 표면 처리간 유의차는 없었다. 난소 절제군과 정상군의 비교에서는 각각의 표면 처리방법에서 모두 난소 절제군에서 정상군보다 유의성있게 낮게 나타났다 ($P < 0.05$).

이상의 결과에서 IBAD방법을 통한 HA17.5CaO 증착이 생체 적합도에서 우수하며 결합 강도와 접촉도에서도 우수하게 나타났다. 그러나 피복층의 용해도와 피복 두께를 조절하는데 있어 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. 최재만, 김현이, 송점식, 이인섭. 이온빔 보조 증착에 의한 칼슘포스페이트박막이 Ti-6Al-4V 표면상 제조와 특성분석. *Biomaterials Research* 1998;2(4):163-169.
2. Akao H, Aoki J, Kato K. Mechanical properties of sintered hydroxyapatite for prosthetic application. *J Biomed Mater Res* 1982;16:809-812.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of cur-

- rently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J of Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
4. Bellows CG, Aubin JE, Heersche JNM, Antosz ME. Mineralized bone nodules formed in vitro from enzymatically released rat calvaria cell population. *Calc Tiss Int* 1986;38:143-154.
 5. Biesbrock AR, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implant: A review of the literature. *Int J of Oral Maxillofac Implants* 1995;10:712-720.
 6. Brånemark PI. A biomechanical study of osseointegration. Ph.D thesis. Department of Orthopaedics, Institute of Surgical Science and Institute of Anatomy and Cell Biology, University of Gothenburg, Gothenburg, Sweden, 1996.
 7. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Chicago, Quintessence, 1987;pp241-282.
 8. Brossa F, Cigada AR, Chiesa R, Paracchini L, Consonni C. Post-deposition treatment effects on hydroxyapatite vacuum plasma spray coatings. *J Mater Sci : Mater Med* 1994;5:855-857.
 9. Carlsson L, Regner L, Johansson C, Gottlander M, Herberts P. Bone response to hydroxyapatite coated and commercially pure titanium implants in the human arthritic knee. *J Orthop Res* 1994;12:274-285.
 10. Chen J, Tong W, Cao Y, Feng J, Zhang X. Effect of atmosphere on phase transformation in plasma sprayed hydroxyapatite coatings during heat treatment. *J Biomed Mater Res*, 1997;34:15-20.
 11. Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M. Hydroxyapatite coated titanium for orthopedic implant applications. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1988;232:225-243.
 12. Cotell CM, Chrissey DB, Grabowski KS, Spregue JA. Pulsed laser deposition of hydroxyapatite thin films on Ti-6Al-4V. *J Appl Biomat* 1992;3:87-93.
 13. Cui FZ, Luo ZS, Feng QL. Highly adhesive hydroxyapatite coatings on titanium alloy formed by ion beam assisted deposition. *J Mater Sci : Mater Med* 1997;8:403-405.
 14. Dao TT, Anderson JD, Zarb GA. Is osteoporosis a risk factors for osseointegration of dental implants? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:137-144.
 15. Denissen MW, Kalk W, Nieuport HM, Maltha JC, Hoof AV. Mandibular bone response to plasma sprayed coatings of HA. *Int J Prosthodontics* 1990;3:53-58.
 16. de Bruijn JD. Calcium phosphate biomaterials : bone bonding and biodegradation properties(Thesis). Leiden, the Netherlands, Leiden University, 1993.
 17. de Bruijn JD, van Bitterswijk CA, Davies JE. Initial bone bone matrix formation at the hydroxyapatite interface in vivo. *J Biomed Mater Res* 1995;29:89-99.
 18. Dhert WJA. Plasma-sprayed coatings and hard-tissue compatibility(Thesis). Leiden, the Netherlands, Leiden University, 1993.
 19. Dunn B, Reisbick MH. Adherence of ceramic coating on chromium-cobalt structures. *J Dent Res* 1976;55:328-332.
 20. Filiaggi MJ, Pilliar RM. Interfacial characterization of a plasma-sprayed hydroxyapatite/Ti-6Al-4V implant system : Transactions of the Tenth Annual Meeting of the Canadian Society for Biomaterials, 1989, pp23-25.
 21. Frayssinet P, Roquet N, Torenne F, Fages J, Hardy D, Bonel G. Cell-degradation of calcium phosphate ceramics. *Cell and Materials* 1993;3:384-394.
 22. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm

- U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimen. *Clinical Oral Implant Research* 1995;13:213-219.
23. Goldberg VM, Stevenson S, Feighan J, Davy D. Biology of gritblasted titanium alloy implants. *Clinical Orthop Rel Res* 1995;319:122-129.
 24. Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T. Short and long-term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. *Clinical Oral Implant Research* 1997;8:345-351.
 25. Hietala EL. The effect of ovariectomy on periosteal bone formation and bone resorption in adult rats. *Bone and Mineral* 1993;20:57-65.
 26. Hirai T, Ishijima T, Hashikawa Y, Yajima T. Osteoporosis and reduction of residual ridge in edentulous patients. *J Prosthet Dent* 1993;69:49-56.
 27. Ivanoff CJ, Sennerby J, Lekholm U. Influence of mono and bicortical anchorage on the titanium implants. A study in the rabbit tibia. *J Oral Maxillofac Surg* 1996;25:229-235.
 28. Jansen JA, Wolke JGC, van der Waerden JPCM, de Groot K. Application of magnetron sputtering for producing ceramic coating on implant materials. *Clin Oral Impl Res* 1993;4:28-34.
 29. Karlsson U, Gotfredsen K, Olsson C. A 2-year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants : A comparison of 2 implants with different surface textures. *Clin Oral Impl Res* 1998;9(4):235-242.
 30. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface: A torque removal study in the rabbit, *Clin Oral Impl Res* 1997;8(6):442-447.
 31. Kribbs PJ, Chesnut III CH, Ott SM, Kilcoyne RF. Relationship between mandibular and skeletal bone in an osteoporotic population. *J Prosthet Dent* 1989;62:703-707.
 32. Lacefield WR. Hydroxyapatite coating. *Ann. NY. Acad Sci.* 1988;523:72-80.
 33. Li Dehua, Liu Baolin, Chen Xiaowen. Effects of modified sandblasting surface treatment on the osseointegration of dental implant in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(2):174-.
 34. Lowenberg B, Chernecky R, Shiga A, Davies JE. Mineralized matrix production by osteoblasts on solid titanium in vitro. *Cell Mater* 1991;1:177-187.
 35. Lyndon FC, Takayuki M, Whitson SW, Paula Y, David AF. Formation of Mineralizing osteoblast cultures on machined, titanium oxide grit-blasted, and plasma-sprayed titanium surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:37-47.
 36. Mori H, Manabe M, Kurachi Y, Nagumo M. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. *J Oral Maxillofac Surg* 1997;55:351-361.
 37. Motohashi M, Shirota T, Tokugawa Y, Ohno K, Michi KI, Yamaguchi A. Bone reaction around hydroxyapatite-coated implants in ovariectomized rats. *Oral Surgery Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 1999;87:145-152.
 38. Mustafa K, Lopez S, Hultenby K, Wennerberg A, Arvidson K. Attachment and proliferation of human oral fibroblasts to titanium surfaces blasted with TiO₂ particles. *Clin Oral Impl Res* 1998;19:195-207.
 39. Ong JL, Lucas LC, Lacefield WR, Rigney ED. Structure, solubility and bond strength of thin calcium phosphate coatings produced by ion beam sputter deposition. *Biomaterials*

- 1992;13:249-254.
40. Overgaard S, Soballe K, Josephsen K, Hansen ES, Bunger C. Role of different loading conditions on resorption of hydroxyapatite coating evaluated by histomorphometric and stereological methods. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1997;25(6):409.
 41. Paula KY, Takayuki M, Wallace WA, Cynthia AS, David AF, Lyndon FC. Preliminary comparison of mineralizing multilayer culture formed by preliminary fetal bovine mandibular osteoblasts grown on titanium, hydroxyapatite, and glass substrates. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:456-465.
 42. Pillar RM, Deporter DA, Watson PA. The effect of partial coating with hydroxyapatite on bone remodeling in relation to porous coated titanium-alloy dental implants in dog. *Journal of Dental Research* 1991;70:1338-1345.
 43. Puelo DA, Holeran LA, Doremus RH, Bizios R. Osteoblast responses to orthopedic implant materials in vitro. *J Biomed Mater Res* 1991;25:711-723.
 44. Radin SR, Ducheyne P. Plasma spraying induced changes of calcium phosphate ceramic characteristics and the effect on in vitro stability. *J Mater Sci : Mater Med* 1992;3:33-42.
 45. Robert WE, Simons KE, Garetto LP, DeCastro RA. Bone physiology and metabolism in dental implantology : Risk factors for osteoporosis and other metabolic bone disease. *Implant Dent* 1992;1:11-21.
 46. Schutz RW, Thomas DE. Corrosion of Ti and Ti-alloys. In Davis JR, eds. *Metals Handbook*, ed 9, vol 13. Ohio : ASM-International, 1987, pp669.
 47. Singh RK, Qian F, Nagabushnam V, Damodaran R, Moudgil BM. Eximer laser deposition of hydroxyapatite thin films. *Biomaterials* 1994;15:522-528.
 48. Sodek J, Zhang Q, Goldberg HA, Domenicucci C, Kasagai S, Wrana JL. Non-collagenous bone proteins and their role in substrate-induced bioactivity. In Davies JE ed. *The Bone-Biomaterial Interphase*. Toronto, University of Toronto Press, 1991, pp97-110.
 49. van Dijk K, Schaeken HG, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of annealing temperature on RF magnetron sputtered calcium phosphate coatings. *Biomaterials* 1996;17: 405-410.
 50. Williams DF. Biocompatibility : Performance in the surgical reconstruction of man. *Interdisciplinary Science Reviews* 1990;15:20-33.
 51. Whitson SW, Whitson MA, Bowers DE Jr., Falk MC. Factors influencing synthesis and mineralization of bone matrix from fetal bovine bone cells grown in vitro. *J Bone Miner Res* 1992;7:727-741.
 52. Wonseop Choi, Hyeongtag Jeon, Youngdo Kim. Deposition Technology by Electron Beam Evaporation. *J Mater Sci : Mater Med* 1994;5:495-499.
 53. Yoshinari M, Klinge B, Derand T. The biocompatibility(cell culture and histologic study) of hydroxyapatite-coated implants created by ion beam dynamic mixing. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):96-100.
 54. Yoshinari M, Ohtsuka Y, Derand T. Thin hydroxyapatite coating produced by the ion beam dynamic mixing method. *Biomaterials* 1994;15:529-535.
 55. Yoshinari M, Ozeki K, Sumii . Properties of hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V alloy produced ion plating method. *Bull Tokyo Dent Coll* 1991;32:147-156.

사진부도 설명

- Fig. 1. 정상군의 비탈회표본 소견
임플란트 주변의 피질골의 하방 성장이 이루어지고 골유착이 확인 되었다.
- Fig. 2. 난소 절제군의 비탈회표본 소견
정상군에 비해 피질골의 두께가 얇아져있고 골질도 저하를 보인다.
- Fig. 3. 실험에 사용된 임플란트
M: 선반가공 표면 임플란트
B: 분사처리 표면 임플란트
H: IBAD에 의한 HA 증착 표면
- Fig. 4. 정상군의 IBAD HA 증착 임플란트 소견
골접촉도가 우수하며 계면에 특이 소견은 없다.
- Fig. 5. 정상군의 분사처리 표면 임플란트 소견
골접촉도에 있어서 IBAD HA 증착 표면 다음으로 우수하다.
- Fig. 6. 정상군의 선반가공 임플란트 소견
골접촉도가 IBAD HA 증착 임플란트나 분사처리 표면 임플란트에 비해 낮게 관찰된다.
- Fig. 7. 난소 절제군의 IBAD HA 증착 임플란트 소견
골접촉도는 정상군과 큰 차이가 없으나 골양의 저하를 보인다.
- Fig. 8. 난소 절제군의 분사처리 표면 임플란트 소견
골접촉도는 정상군에 비해 약간 떨어지나 골양의 증가를 보인다.
- Fig. 9. 난소 절제군의 선반가공 표면 임플란트 소견
골접촉도는 정상군과 큰 차이가 없으나 골양이 낮게 관찰된다.

Reprint request to:

Chong-Hyun Han, D.D.S., Ph.D.

Department of prosthodontics, College of Dentistry, Youngdong Severance Hospital, Yonsei University
Yongdong P.O. Box 1217, Seoul, 135-270, Korea

Tel. +82-2-3497-3564

chong47@unitel.co.kr

사진부도



Fig. 1



Fig. 2

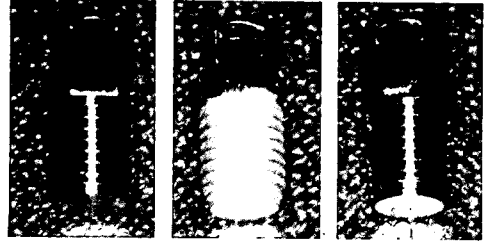


Fig. 3



Fig. 4



Fig. 5



Fig. 6



Fig. 7



Fig. 8



Fig. 9

ABSTRACT

EFFECTS OF THE ION BEAM ASSISTED DEPOSITION OF HYDROXYAPATITE ON OSSEOINTEGRATION OF THE ENDOSSEOUS IMPLANTS IN RABBIT TIBIAE

Young-Chul Jung, Chong-Hyun Han

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

A large increase in the use of thin film coating of hydroxyapatite(HA) in implant dentistry is driven by the desire to take advantage of the excellent biocompatibility and high strength of HA coating.

The purpose of this study was to evaluate the effects of HA-coated implants by Ion Beam Assisted Deposition (IBAD) method in comparison to the sand-blasted and machined surfaces. Osteoblast culture test, removal torque test and histomorphometric analysis were performed and the following results obtained:

1. Examination of the osteoblast cultures displayed no difference in the secretion of alkaline phosphatase between the various specimen, but IBAD with pure HA specimen showed low alkaline phosphatase secretion ($p < 0.05$).
2. Removal torque tests showed HA-coated implants by IBAD method to be similar in high value to the implants with sand-blasted surface than the implants with machined surface. And the ovariectomized group showed low mechanical test value than the normal group ($p < 0.05$).
3. Histomorphometrical comparisons were performed on undecalcified ground sections. HA-coated implants by IBAD method demonstrated the highest mean bone-to-metal contact ratio on all threads and 3-best consecutive threads, and the implants with sand-blasted surface and implants with machined surface was in the next consecutive order ($p < 0.05$). HA-coated implants showed slightly higher bone-to-metal contact ratio than sand-blasted implants, but no statistically significant difference was obtained between the two materials.

The ovariectomized group showed lower value of bone-to-metal contact ratio than the normal group, but no statistically significant difference was obtained between the two groups.

4. Evaluation of bone volume on all threads and 3-best consecutive threads showed no statistically significant difference among the different surface treatment groups, but showed lower bone volume in ovariectomized group than in the normal group ($p < 0.05$).

According to these results, thin film coated implants with HA showed high bone contact ratio, bone volume and removal torque strength in the short term, but long term observation is needed.

Key words : Implant, IBAD, Hydroxyapatite, Osteoblast, Alkaline phosphatase, Ovariectomy, Histomorphometry, Removal torque