

가토에 이식된 Titanium plasma Sprayed IMZ 임프란트와 골의 계면 접촉 양상에 따른 결합력에 관한 연구

연세대학교 치과대학 보철학교실

한종현 · 한동후

I. 서 론

현대 치의학에 있어 titanium 제재 치근형 임프란트는 임프란트와 골사이 계면에 연조직이 없는 골유착 개념¹¹⁾이 알려진 이래 악골내에서 임프란트의 고정원을 얻을 수 있기에 무치약 보철 회복술에 있어서 혁신적인 시술 방법으로 받아들여지고 있다.

1940년대 Formiggini가 나사형 임프란트를 소개한 이후⁵²⁾ 임프란트의 design, 재료, 시술방법등에 관한 많은 연구들이 있었으며^{31, 33, 56)}, 기능력이 전달되기전, 후에 치근형 임프란트와 골의 계면상태, 임프란트 주위 조직의 상태 및 골내에서의 임프란트 표면 현상에 대한 연구가 있었다^{1, 11, 31, 34, 38, 56)}.

Bränemark 등¹¹⁾은 가토의 골체에서 치유과정을 연구하기 위해 생체 현미경 실험을 통하여 골과 골수의 반응을 관찰하였는데 치유된 골체에서 titanium optical chamber를 쉽게 제거할 수 없었기에 여기에서 골유착의 가능성을 보고 하였다. 골유착 이란 광학 현미경하에서 임프란트 표면과 살아있는 골조직 간의 계면의 상태가 구조적 기능적으로 직접적인 접촉이 된 상태라고 서술한 바 있다^{1, 14)}.

그후로 Bränemark 등¹¹⁾은 골유착을 얻기 위해서는 재료 자체 이외의 요소로서 세심한 외과적 시술과 완전한 치유가 이루어 질때까지 하중을 피해야하는 유의 사항등의 골유착 개념을 정립하여 왔다. 그외 여러학자들은 Titanium, Co-Cr-Mo, Bioglass, Ceramic, Aluminum oxide, Carbon 등으로 제작된 치근형 임프란트를 동물실험을 통하여 임프란트와 골계면의 상태를 조직학적인 방법으로 연구하였고 12, 19, 34, 39, 67, 68, 71, 74, 80), 특히 Stanely 등⁷²⁾은 bioglass 임

프란트가, Kawahara 등^{15, 48)}은 aluminum oxide 임프란트가 악골내에서 치밀한 접촉 계면을 형성하였다고 보고하였다. Bränemark 파의 학자들^{1, 13)}은 그동안 시술된 환자에서 titanium 임프란트의 골유착을 보고하였으며, Hansson 등³³⁾은 인체에 이식된 titanium 임프란트의 조직화학적인 분석을 통하여 골유착의 개념을 뒷받침하였다. 임프란트의 표면 형태는 골접촉 면적과 직접적으로 관계되며, Bränemark의 골유착형 titanium 임프란트는 나사형태로 비교적 평활한 표면형태를 갖는다. 이에 반해 Ledermann²⁾은 titanium plasma spray 처리된 임프란트를 소개하였으며, 보다 넓은 골유착면⁶⁰⁾을 얻을 수 있는 장점으로 인하여 현재 ITI임프란트와 IMZ임프란트등에 적용되어 임상에서 사용되고 있다.

골결손부에서의 신생골 형성 촉진과 골과 임프란트의 부착력의 증진을 위하여 골 대체재로써 hydroxyapatite(HA)와 같은 생체활성화 재료에 대한 연구가 진행되어왔다. Jarcho 등^{41, 43, 44, 45, 50)}은 성견과 인체의 치조골 내낭에서 다공성 HA 입자에 대하여, Levin 등^{5, 26, 28, 55, 64, 70)}은 치밀성 HA 입자 이식에 관한 골형성 유무를, Piecuch⁵²⁾등은 성견에서, Kent⁵¹⁾등은 동물과 인체의 치조골 상에서 다공성 HA의 촉성에 관하여 보고하였으며, Ardoine 등^{4), Block 등⁷⁾ Ducheyene 등²⁴⁾은 성견에서 HA 피개된 titanium 임프란트의 조직학적면과 기계적 결합력 차이를 보고하였다. Denissen^{23, 63)}은 성견의 발치와에서 치밀성 HA 입자를 이식하여 발치 후 치조골 흡수 억제의 가능성을 보여주었다. 또한 Kraut⁵³⁾, Davis²²⁾는 인체에서 titanium 임프란트 이식시 주위 골 결손 부위에 다공성 HA 입자를 이식하여 임상에}

응용하였다. 그러나 아직도 HA와 같은 생도재 이식재의 골형성에 대하여 상반된 의견들이 있다. 최근 다공성 HA 입자는 점막 피열 현상이 거의 발생되지 않으며, 보다 넓은 골과의 접촉면을 얻을 수 있고 골생성력이 우수한 장점이 있으므로 임상적으로 끌이식 대체재로서 사용되고 있다^{10, 22, 44, 45, m)}.

임프란트와 골의 계면의 결합강도 실험은 임프란트 표면에서 골치유 정도와 골결손부에서 신생골 형성 여부에 따른 골유착 정도를 알 수 있다. 계면의 결합강도에 관한 실험으로는 Carlsson 등¹⁶은 titanium 임프란트 표면의 활택 정도에 따른 전단 강도를, Gerner 등³⁰은 tricalcium phosphate 피개된 임프란트와 골의 전단강도를, Cook 등²¹, de Groot 등²², Thomas 등²³, Rivero 등⁶⁴은 HA 피개된 titanium 임프란트 계면의 전단강도를 시술 후 치유 허용시간 별로 측정하였고, Block 등⁹은 치근형 임프란트의 폭경과 길이 차이에 대하여, 그리고 임프란트와 접촉되는 골의 특성에 따른 결합력에 대하여 연구하였다.

이상의 많은 연구를 통해 볼때 적절한 치근형 임프란트의 선택과 주의깊은 수술방법으로써 임프란트 수용골부를 형성한다면 치근형 임프란트와 골 사이 계면에서 적접적인 골접촉을 이를 수 있으며, 발치 후 완전히 치유된 골내에 치근형 임프란트를 이식하여야 임프란트의 성공율을 높일 수 있다고 생각된다. 그러나 발치 후 발치와 내의 완전한 골형성을 이루기까지는 적어도 1년 정도를 기다려야하며², 그 동안 무치악 상태를 경험해야 하고, 치조골 흡수가 진행된다는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 최근 발치 직후 임프란트를 이식하는 술식이 소개된 바 있으며^{6, 48, 59, 75}, 임상에서도 시도^{22, 53, 54, 66, 76}되고 있으나, 발치 직후 이식시 골조직과 임프란트 사이에서 초기 접촉이 결여되어 골결손부 치유시 섬유성 결체조직의 증식 가능성과 임프란트 상부로부터 연조직 침강으로 인하여 골유착의 정도가 감소되므로 교합력에 대한 저항력이 저하되어 임프란트 이식의 실패의 가능성이 높아질 수 있다. 그러나 이에 대한 정확한 결합력 및 조작학적 소견에 관한 비교연구가 거의 드물다.

따라서 저자는 통상적인 방법으로 titanium 임프란트를 이식한 경우와, 임프란트 주위에 골결손 부위가 존재하는 경우와, 골결손 부위에 replamine-

form 다공성 HA 입자를 이식한 경우, 임프란트 주위의 골형성 양상과 골유착 정도를 비교하기 위하여 계면의 결합강도 측정 및 광학 현미경하에서 조작학적 관찰을 한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

II. 실험자료 및 방법

가. 실험자료

직경 3.3 mm, 길이 8.0 mm이며 titanium plasma flame spray 방식으로 titanium 입자가 피개된 원주형의 순수한 titanium으로 이루어진 IMZ(IMZ, Friedrichsfeld, Germany) 임프란트 30개를 사용하였다.

골결손 부위의 이식재로서는 replamineform 다공성 hydroxyapatite 입자인 Interpore 200®(Interpore international, Irvine, CA, U.S.A.)을 이용하였다.

나. 실험동물

평균 체중이 3.0 kg인 15마리의 성숙된 가토를 실험동물로 선택하였다.

다. 실험방법

정상적으로 임프란트를 이식한 경우를 대조군, 임프란트 주위에 골결손이 존재하는 경우를 실험 I 군, 골결손 부위를 다공성 HA 입자로 채운 경우를 실험 II 군으로 나누었으며, 이를 개체간의 변수를 최소한으로 줄이기 위하여 첫번째 5마리에서는 우측 대퇴골에 대조군과 좌측 대퇴골에 실험 I 군의 이식술을 시행하였고, 두번째 5마리는 우측 대퇴골에 실험 II 군과 좌측 대퇴골에 대조군을, 세번째 5마리에는 우측 대퇴골에 실험 I 군과 좌측 대퇴골에 실험 II 군의 이식술을 하여 각군당 10개씩, 모두 30개의 시편을 제작하였다.

외과적인 시술을 위하여 Entobar®(Hanlim, Korea)를 30 ml/kg으로 혈관내 주사하여 전신마취 하였으며 좌우 대퇴골 원심 외측부의 표피를 절개하고 골막을 박리한 후 기계적 손상을 최소화하고 수술 기간 중 골의 온도를 34°C 이하로 유지시키기 위하여 IMZ irrigated drills kit와 electric handpiece consol을 이용하였다. 대조군은 이식될 임프란트 주위에 결손 부위가 없는 건전한 골에 임프란트를 이식하는 경우로써 IMZ 임프란트 제조회사의 지시

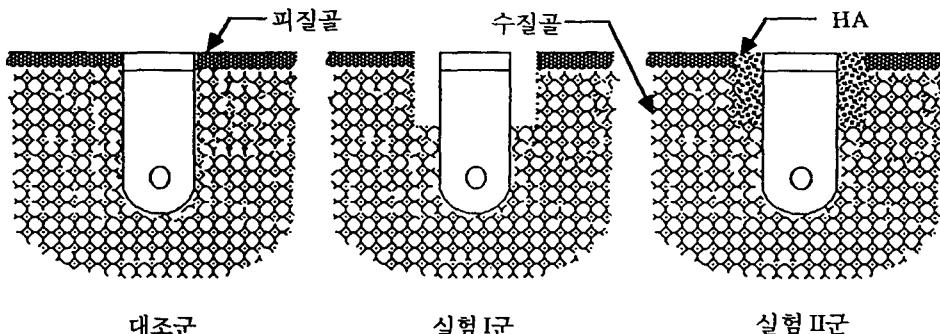


Fig. 1. Schematic diagrams for each group.

에 따라 임프란트를 식립한 후 4-0 흡수성 봉합사로 골막을 봉합한 후 표피를 봉합하였다(Fig. 1).

실험 I 군은 임프란트 상부의 골결손부를 형성하기 위하여 대조군에서와 같이 cannon drilling 이 끝난 상태에서 Apaceram drills kit(Pentax Dental Implant, Japan)을 사용하여 직경 5mm, 깊이 4mm의 골질을 수동으로 제거하여 인위적인 골결손부를 형성하였다(Fig. 1). 임프란트 이식은 대조군에서와 같은 방법으로 한 후 골결손부는 그대로 둔채 골막과 표피를 봉합하였다.

실험 II 군은 실험 I 군의 방법으로 임프란트 수용부위를 형성한 후 임프란트와 골사이의 결손부에 replamineform 다공성 HA 입자 형태이며, 직경이 425 - 600 μ 이고, pore 크기는 190 μ ~230 μ 인 Interpore 200[®] (Interpore international, Irvine, CA, U.S.A.)을 결손부에 채운 후 골막과 표피를 봉합하였다(Fig. 1).

8주후 동물을 회생시킨 후 각 군의 시편중 임프란트 부위의 연조직을 박리한 후 임프란트 상부를 덮고 있는 골조직은 curette 으로 제거하였다. cover screw를 제거한 후 section guide zig에 시편을 부착하여, pushout test를 위하여 Maruto bone trimmer (Maruto, Japan)를 사용하여 임프란트의 상부에서 5mm 되는 부위를 임프란트의 장

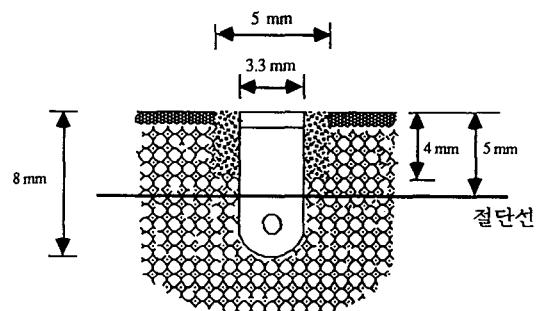


Fig. 2. Preparation before the pushout test.

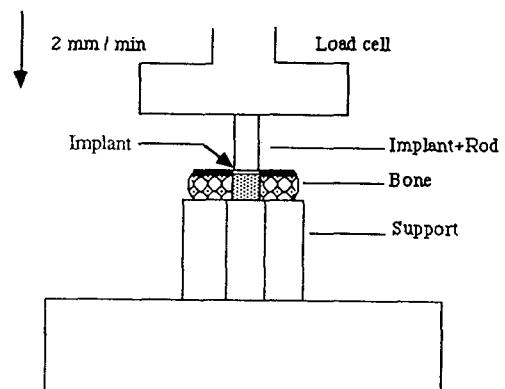


Fig. 3. An apparatus for the pushout test.

축에 수직되게 절단하였다. 절단된 시편에 test rod를 부착한 후 투명 수지 지지대위에 올려 놓은 다음 Universal testing machine(Instron 6022, U.S.A.)에서 cross head speed 2 mm/min으로 골과 임프란트의 전단강도를 측정하였다(Fig. 2, 3). 전단강도 측정을 위한 실험시편 제작 중 손상으로 인하여 측정 불가능한 시편이 각군마다 하나씩 발

라. 전단강도 측정 방법

대퇴골 부위의 연조직을 박리한 후 임프란트 상부를 덮고 있는 골조직은 curette 으로 제거하였다. cover screw를 제거한 후 section guide zig에 시편을 부착하여, pushout test를 위하여 Maruto bone trimmer (Maruto, Japan)를 사용하여 임프란트의 상부에서 5mm 되는 부위를 임프란트의 장

생되어 시편수는 18개로 하였다.

실험결과는 최대 전단강도 수치를 읽어 통계처리하였으며(Table 1), 단위 면적당 전단강도의 단위는 MPa(Megapascal, N/mm²)로 하였고, pushout test 후에는 임프란트와 골시편은 탈회 표본제작을 위하여 formalin 용액에 보관하였다.

마. 조직표본 제작 및 현미경적 관찰

비탈회 표본 제작을 위하여 각군에서 임의로 3개의 시편을 선택한 후 10% neutral buffered formalin에 보관한 다음 탈수하였다. Vilanueva bone stain 용액중에 3일간 침적한 후 EtOH에서 탈수시켰다. 진공 상태에서 polymethylmethacrylate로 포매한 후 Maruto bone trimmer(Maruto, Japan)로 임프란트의 장축을 따라 자를 다음 Maruto crystal cutter(Maruto, Japan)를 사용하여 표본의 두께가 약 200-300 μ 두께까지 절단하였다. Maruto hard tissue grinding system(Maruto, Japan)을 사용하여 약 30μ까지 표본의 두께를 감소시킨 후 조직학적 관찰을 위하여 Vanox - S research microscope(Olympus, Japan)으로 관찰하였다. 전단강도 실험이 끝난 골시편들은 통상적인 방법으로 탈회시킨 후, paraffin 포매하여 hematoxylin eosin 염색한 후 탈회 표본을 제작하여 같은 방법으로 관찰하였다.

바. 방사선학적 관찰

동물 회생 즉시 유방 방사선 사진 기기인 Senograph 500T(CGR Co. U.S.A.)로 촬영한 후 방사선학적 관찰을 하였다.

III. 실험성적

가. 전단강도 실험성적

Pushout test로 시행한 임프란트와 주위 조직간의 계면 전단강도의 평균치는 대조군에서 2.614±0.680 MPa, 실험 I 군에서는 0.664±0.322 MPa, 실험 II 군에서는 2.281±0.606 MPa 이었다(Table 1, Fig.4). 각 군의 전단강도를 비교하기 위하여 Mahn - whitney test로 검정한 결과 대조군과 실험 I 군, 실험 I 군과 실험 II 군 간에는 통계학적 유의한 차이가 있었으며($P<0.01$), 대조군과 실험 II 군 간에는 유의한 차이가 없었다(Table 2).

Table 1. Mechanical testing results(MPa).

Group	Control	Exp. I	Exp. II
mean	2.614	0.664	2.281
s.d.	0.680	0.322	0.606

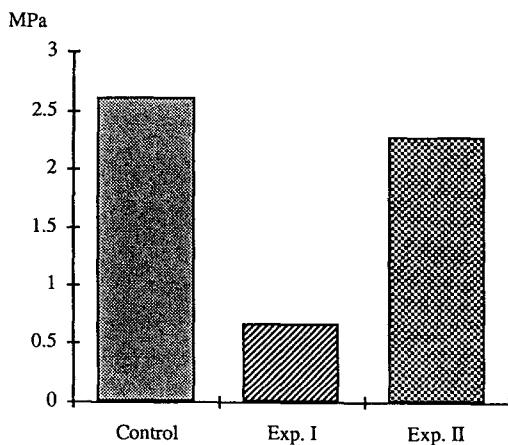


Fig. 4. Bar graph depicting the pushout test results for each group.

Table 2. Mahn - whitney test.

	Control	Exp. I	Exp. II
Control	—	—	—
Exp. I	$P<0.01$	—	—
Exp. II	$P>0.05$	$P<0.01$	—

나. 조직학적 소견

모든 군의 임프란트와 골사이 계면층에서 염증세포, 거대세포의 침윤은 관찰되지 않았다.

대조군의 비탈회 표본의 소견은 임프란트와 골사이 계면의 50% 이상에서 골이나 유골형성이 관찰되었으며, 50% 이하에서는 골수와 직접 접촉되었다(사진부도 2,5). 임프란트의 상부의 치밀골부위의 계면의 골형성은 임프란트 하부의 골수측의 계면에 비하여 골이나 유골형성이 더 많이 이루어진 것으로 나타났다(사진부도 2,3,4,5,6,7). 대조군의 탈회 표본의 소견은 임프란트가 빠져나간 계면층에서 실험 I 군에 비하여 보다 많은 골형성이 관찰되었다(사진부도 9,10).

임프란트 주위에 골결손부를 남긴 실험 I 군의 비탈회 표본의 소견은 계면에서 골이나 유골형성이 50%이하 관찰되었으며, 임프란트 상부의 골결손

Table 3. Histological findings for each group at 8th week

Group	Finding	Bony growth of total interface	Bony growth in defects	Foreign body reaction	Inflammation
Control		Over half bony or osteoid	No	-	-
Exp. I		Under half bony or osteoid	Incomplete filled with bony or osteoid	-	-
Exp. II		Over half bony or osteoid	Filled with bony or osteoid	+	-

부에서는 부분적인 골형성을 이루어 쇄기형의 결손부위가 남아 있었다(사진부도 11, 12, 13, 14). 실험 I 군의 탈회 표본의 소견은 임프란트가 빠져나간 계면층에서 부분적인 골형성을 관찰할 수 있었으나(사진부도 15), 상부 피질골 계면층에서는 떠양상의 섬유조직의 증식이 관찰되었다(사진부도 15, 16).

임프란트 주위의 골결손부에 다공성 HA 입자를 채운 실험 II 군의 비탈회표본의 소견으로는 임프란트와 골사이 계면의 50% 이상에서 골이나 유골 형성이 나타났으며(사진부도 17, 18, 19, 20), 50% 이상에서는 골수와 직접적인 접촉 양상을 보였다(사진부도 17). 임프란트 상부의 골결손부는 신생 골 형성이 이루어졌으며, 다공성 HA 입자주위로 골과 유골형성이 관찰되었다(사진부도 18, 19). 실험 II 군의 탈회 표본의 관찰 소견은 임프란트가 빠져나간 계면층에서 실험 I 군에 비하여 보다 많은 골형성이 관찰되었으며(사진부도 21), 다공성 HA 입자주위에서 직접적인 골형성과 국소적으로 거대세포의 침윤이 관찰되었다(사진부도 22, 23, Table 3.).

다. 방사선학적 소견

대조군의 방사선 사진 소견은 피질골 부위의 임프란트 계면에서 방사선 투과성의 선상을 보이지 않았으며, 정상적인 골소주상(trabeculation)을 나타내었다(사진부도 24). 실험 I 군은 임프란트 주위의 골소주상은 대조군과 비교하여 치밀하지 못한상을 보였으며, 골결손 부위의 임프란트와 피질골 사이에서는 방사선 투과성의 선상이 관찰되었다(사진부도 25). 실험 II 군에서 결손부에 다공성 HA 입자들로 채워진 부위는 두렷한 방사선 불투과성의 상을 보였으며, 다공성 HA 입자와 임프란트주위의 골소주상은 정상적인 상을 나타냈으며,

피질골부위의 임프란트와 다공성 HA 입자의 계면에서는 방사선 투과선상을 관찰하지 못하였으나 수질골 부위에서는 방사선 투과성의 선상이 부분적으로 관찰되었다(사진부도 26).

IV. 총괄 및 고찰

임프란트와 골사이 계면의 골유착을 유도하기 위해서는 치근형 임프란트 재질이 중요하다. titanium은 높은 강도와 낮은 stiffness, 경량도, 불활성등의 장점을 갖고 있어 치근형 임프란트에 이용되고 있다^{47,79)}. 본 실험에서 사용된 IMZ 임프란트는 titanium plasma spray 처리가 되어있다. Titanium plasma 피개 방법은 plasma gas(Argon and Hydrogen)를 고속과 고온의 plasma flame(약 15000°C 이상)으로 변화시킨 후 titanium 입자를 flame 전방에 분사시켜 titanium 표면에 용융된 titanium 입자(직경 : 0.05~0.1 mm)들을 부착시키는 과정이다. 이때 gas의 분사속도는 약 3000 m/sec 이상이며, 불꽃속의 용융된 titanium 입자의 분사속도는 약 600 m/sec이상이다. 이러한 방법으로 표면 처리된 임프란트는 처리되지 않은 것에 비하여 생체적합도 면에서는 별 차이가 없으나, 표면의 면적이 12 배로 보다 넓은 계면을 얻을 수 있다⁸⁰⁾는 장점을 가지고 있다. 반면 Luthy 등⁵⁷⁾은 인체의 악골에서 4 개월째 채득한 표본에서 titanium 피개층의 유의성 있는 감소를 보고한 바 있는데, titanium 입자 피개층의 용해 또는 박리가 문제점으로 지적되고 있다.

신생골 형성 측진과 골과 임프란트의 결합력의 증진을 위하여 tricalcium phosphate(TCP), crystallineform hydroxyapatite(CHA), replamineform hydroxyapatite(RHA)와 같은 생체활성화 생도재(bioceramic)등이 사용되고 있으며, 생체적합도가 우수한 bioglass와 같은 물질은 생체골과 화학적인 결합을

한다^{35,36)}. 그러나 TCP는 생체내에서 신생골 생성 속도에 비해 빨리 흡수되어 버리는 단점이 있기 때문에 HA가 더 효과적인 이식재라 할 수 있다^{43,44,45)}.

특히 replamineform 다공성 HA 입자(Interpore-200[®])는 특수 산호의 탄화 칼슘 외골격을 수소 열 처리하여 얻어진 합성 이식재이며 입자에 존재하는 190-230μ의 가는 관은 섬유혈관의 증식과 골형성을 도와주며, osteoconductivity^{40,41)}와 입자간의 완전한 결합성⁷⁸⁾을 갖고 있으며, 흡수성의 가능성성이 적으며^{40,41)}, 생체친화성이 있으며, 골과의 접착력이 우수하며, 무독성이며, 골 mineral과 유사한 화학적 성질로 인하여 생체와 화학적 결합을 얻을 수 있다^{43,44,45)}. 따라서 본 실험에서 골결손부의 이식재로써 replamineform 다공성 HA 입자형인 Interpore 200[®]을 선택하여 사용하였다.

Bränemark 등¹⁾은 임프란트 식립을 위한 골내 drilling 시에는 골손상을 최소한으로 줄여야 골의 피사를 막을 수 있다하였고, 임프란트와 골의 초기 접촉을 매우 중요시 하였으며, 초기 고정을 골유착의 필수조건으로 지적한 바 있다.

발치 후 즉시 임프란트 이식시에는 상부의 골결손으로 인하여 임프란트와 골조직과 밀접한 접촉관계를 얻을 수 없으며, 특히 하악 구치부의 경우는 상부의 피질골의 상실과 더불어 하부의 하치조 신경관으로 인하여 반대쪽 피질골을 이용하지 못함으로써 초기 고정을 적절히 얻을 수 없다.

본 실험은 위와 같이 임프란트 상부에서 초기 골접촉을 얻을 수 없고 또한 골결손으로 인하여 상부 피질골 상실 및 임프란트 하부가 골수 부위에 위치하게 됨으로써 초기 고정을 적절히 얻을 수 없는 경우, 다공성 HA 입자가 과연 골조직 대신 초기 고정 효과를 얻을 수 있고, 섬유성 조직이나 상피 조직의 침윤 없이 골형성에 어떠한 도움이 되는지 연구하고자 하였다.

대조군의 경우 정상적인 방법으로 골내에 임프란트 이식 부위를 형성하였기 때문에 8주 후 가장 높은 결합강도를 나타냈으며(Table 1), 비탈희 표본 현미경적 소견에서 임프란트와 골접촉이 50% 이상에서 관찰되었고(사진부도 2~8), 탈희 표본에서도 임프란트 주위에서 가장 많은 골형성을 관찰할 수 있었다(사진부도 9,10). 또한 방사선학적 소견에서도 피질골과 골소주가 방사선 투과성을

보이지 않고 접촉되어 있음을 관찰할 수 있었다(사진부도 24). 본 실험에서의 전단강도는 2.614 MPa로 Fujii 등²⁷⁾이 가토의 대퇴골에 인희석 임프란트와 bioglass 임프란트를 이식 후 8주째 결합강도 측정치인 23, 32 MPa 보다는 상당히 낮았으나, Thomas 등⁷³⁾, Cook 등¹⁶⁾의 결합강도에 비하여 다소 높거나 비슷하였다. 비탈희 조직 표본의 현미경적 소견에서 50% 이상에서 골접촉이 관찰되었는데 Block 등⁸⁾에 의하면 성견의 치조골에 이식 8개월후 임프란트의 골접촉률은 50.2%라고 하였다.

실험 I 군의 경우 전단강도가 0.664 MPa로 가장 낮았으며(Table 1), 현미경적 소견에서 50% 이하에서 골접촉 양상을 보였으며, 골형성 또한 현저히 적었으며, 임프란트 상부에 형성한 골결손 부위가 쇄기형태로 잔존되어 있었으며, 임프란트 상부쪽으로 부터 섬유성 세포의 침윤을 관찰할 수 있었다(사진부도 11~16). 방사선학적 소견에서도 골결손 부위에서 방사선 투과성을 관찰할 수 있었다(사진부도 25). 임프란트 이식 후 골형성은 주로 골외막과 골내막에서 이루어지는데⁶⁵⁾ 골결손 부위를 피질골 부위에 형성한 경우 골외막은 남아 있지만 골내막을 잃게 되므로 초기 치유시 가골 형성이 늦어지며 임프란트 주위에 골접촉 양 및 골형성이 상대적으로 적어진 것이라 사료되며, 따라서 결합강도가 현저히 낮아졌다고 판단된다. 발치 후 즉시 임프란트 이식시 임프란트의 상부를 완전히 골막으로 덮어야 하는데 만일 골막으로 피개시키지 못한다면 골막하에서의 골형성이 지연될 수도 있고, 경우에 따라서는 상피세포나 섬유성 세포의 침강을 야기할 수 있다. 실험 I 군의 탈희 표본 현미경적 소견에서 섬유성 세포의 침윤을 관찰할 수 있었는데(사진부도 15,16) 이 세포들이 골세포로 전환될 것인지는 관찰기간이 짧아서 정확히 예측할 수 없으나, 다른 군에서는 섬유성 세포의 침윤이 전혀 관찰되지 않은 것을 볼때, 이들 조직이 임프란트 표면상의 골형성을 방해하여 상부에 쇄기형의 골결손 부위가 잔존한 것으로 사료된다.

실험 II 군의 경우 전단강도가 대조군에 비해 다소 낮았으나 유의의 차이가 없었으며(Table 1,2), 임프란트 주위 골형성 및 접촉강도 역시 대조군과 비슷하였고(사진부도 17~23), 방사선학적 소견에서도 다공성 HA 입자를 이식한 골결손부에서 임

프란트와의 계면에 선상의 방사선 투과성을 보이지 않고, 골소주도 임프란트 표면과 접촉되어 있음을 관찰할 수 있었다(사진부도 26). 골결손 부위에 다공성 HA 입자 이식시, 다공성 HA 입자의 특성상 비계를 형성함으로 인하여⁴⁴ 골형성의 속도를 증가 시킴과 동시에 상피조직 및 섬유세포의 침윤을 방지하여 임프란트 주위에 골접촉 및 골형성이 많이 이루어졌다고 사료된다. 이 결과는 다공성 HA 입자를 사용한 연구들로서 Holmes 등^{40, 41)}, Minegishi 등⁴⁶⁾, 김⁴⁸⁾은 동물실험에서, Kenny 등⁵⁰⁾, Carranza 등¹⁷⁾ Bowen 등¹⁰⁾은 인체의 임상실험에서 소공 내로 골형성을 관찰하였다는 보고와 일치하였다. Keller 등⁴⁹⁾은 0.6 mm pore 를 가진 titanium 임프란트를 가토의 대퇴골에 이식한 후 높은 골 형성을 보였다. Egglie 등²⁵⁾은 가토의 대퇴골에서 원주형 다공성 HA 의 경우 높은 골형성을 얻었다. Block 등⁶은 성견의 발치와에 입자형 HA 를 이식한 후 18 개월 후 관찰한 실험에 의하면 발치와의 상부에 이식한 HA 입자 주위에는 섬유 조직이 존재하였으나, 발치와 근단부의 HA 입자사이에는 골 수와 섞인 골판층이 관찰되었다. Kent 등⁵¹⁾은 임상에서, Piecuch⁶¹⁾는 성견의 치조골 상에서 다공성 HA 를 축성하여 HA 의 골대체재로써의 장점에 관하여 보고하였고, Kraut⁵²⁾, Whittaker 등⁷⁶⁾, Davis 등²²⁾은 치근형 임프란트 이식시 주위 골결손부에 다공성 HA입자를 이식하여 임상적으로 응용하였다. 다공성 HA 입자인 Interpore 200[®]을 사용한 본 실험에서도 HA 입자 주위와 pore 내로의 골과 유골 형성이 활발한 것을 조직 소견으로 알 수 있었다(사진부도 18, 19, 22). 이상의 여러 실험간의 차이는 이식 재료의 특성과 임프란트 이식부위의 창상에 따른 것이라 생각된다. 본 실험의 결과를 볼때 창상의 양상이 폐쇄성이었기 때문에 염증없이 HA 입자 사이로 골형성이 되었으며 다공성 HA 입자는 골대체재의 역할을 하였다고 생각된다.

다공성 HA 입자를 이식한 실험II군에서도 임프란트의 계면에서 성숙된 lamellar bone 으로 직접적인 골 결합을 보였으며, 다공성 HA 입자들 사이에서 직접적인 접촉 양상을 띤 골형성을 관찰할 수 있었다(사진부도 18, 19, 20). 실험 I 군에 비하여 실험 II 군에서 다공성 HA입자 주위로 골 성장이 이루어진 것은 HA 가 새로운 골형성 과정동안 비계역할을 하였기 때문이라고 생각되며, 이러한 성

질을 osteoconductivity 라한다⁴⁴⁾. 따라서 본 실험의 조직학적 소견으로 볼때 계면층의 골유착 정도가 결합력에 영향을 준것을 알 수 있었다.

HA 입자가 골결손부에 이식되면 즉시 collagen 피낭으로 에워싸이게 되며, 이것은 새로운 골형성을 돋는 역할을 한다. HA 의 화학적인 특성[Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂]은 생체골의 mineral 을 이루고 있는 calcium 이온과 phosphate 이온으로 이루어져 있기 때문에 HA임프란트로 부터 이온들이 용해되어 calcium 이온과 phosphate 이온의 농도가 증가하게 된다. HA 와 주변 골조직에서 이러한 이온들에 의하여 안정된 조건을 이루어 HA 표면에 단단한 고형의 물질인 mineral 이 침착되게 된다. 따라서 HA 입자 사이로 새로운 골형성이 이루어지게 된다³⁷⁾.

Egglie 등²⁵⁾은 가토의 대퇴골과 장골의 골수에 다공성 HA원주를 이식하였을때 시술후 첫주째 HA 표면에서 다양한 파골세포와 유사한 이종 반응을 관찰하였다. 김⁴⁸⁾의 실험에서도 치밀성 HA 군 2 주와 다공성 HA 군 12 주 소견에서 다향 거대세포를 관찰하였다. 본 실험의 결과에서는 모든 군에서 염증 반응은 보이지 않았으며, 실험 II 군의 탈회 표본에서 하나의 표본을 제외하고 나머지 표본에서 거대세포의 침윤을 관찰할 수 있었다(사진부도 21, 22, 23). McDavid 등⁵⁸⁾은 이러한 거대세포는 HA 표면에서 일어나는 cell mediated process 에 의한 국소적인 이종반응이라 하였으며, Egglie 등²⁵⁾은 이러한 세포들은 HA 표면에서 HA 입자를 소량분리시켜 세포 내로 퇴화시키는 역할을, Carranza 등¹⁷⁾은 다공성 HA주위의 거대세포의 존재는 HA 의 흡수를 의미한다고 하였으며, White 등⁷⁷⁾은 흡수과정은 파골세포에 의하여 유도되는 흡수와 화학적 분해에 의한 것이라고 하나 본 실험 소견에서는 실험 기간이 8주로 짧았기에 흡수 양상을 관찰할 수 없었으며, 실험 II 군의 탈회 시편중 하나에서 이 종반응없이 HA 입자사이로 직접적인 골형성이 된 것으로 보아 이러한 이종반응은 시술 후의 치유 기간을 더 허용한다면 소실 될 것이라고 생각된다. 거대세포의 침윤은 피질골보다 수질골에서 더 많이 관찰된 것은 피질골과 수질골의 골형성을의 차이에 의한 것이라 생각된다.

다공성 HA입자 주위에는 임프란트 표면에 비하여 유골조직이 많았는데(사진부도 19) 이 부위는

수질골 부위로 피질골 부위에 비하여 골형성이 다소 늦은 것으로 사료되며, 신생골 형성의 시기적 관찰을 위한 형광염색법을 이용한 연구가 더 필요하리라 생각된다.

실험 I 군의 비탈희 표본 관찰에서 섬유조직과 같은 섬유성 결체조직이 임프란트 상부 표면을 따라 하방으로 진행되었다(사진부도 15, 16). 그러나 실험 II 군에서는 임프란트 표면에 직접적인 골형성이 이루어졌다(사진부도 17, 18). 골결손부에 다공성 HA 입자를 이식하는 것이 섬유성세포의 방어벽, 골형성을 위한 발판의 역할과 골내에서 임프란트의 확고한 고정을 얻는데 커다란 도움이 되었다고 생각한다. 본 실험의 조직학적 소견을 볼때 임프란트 계면의 골형성은 임프란트와 골파의 결합력에 중대한 영향을 미치는 것으로 사료되며, 소량의 골결손부에 생체적합도가 우수한 다공성 HA입자를 이식할 경우 초기의 골형성 치유율을 높일 수 있다고 생각된다. 피질골 부위의 다공성 HA입자 주위에서 섬유성 조직을 관찰할 수 없었으며, 골형성도 수질골에 비하여 활발한 것을 관찰할 수 있었다. 피질골 부위가 수질골에 비하여 골형성 및 골접촉이 많이 이루어진 것은 골치유 과정시 주로 골내막과 골외막에서 일어나는 것에 기인한다²⁵⁾고 사료되며 피질골 부위의 골결손은 임프란트의 초기 고정 뿐 아니라 골형성에도 많은 영향을 미치는 것으로 판단되며 결국 임프란트와 골의 결합력을 감소시킨다고 생각된다.

치근형 임프란트 이식부위의 골질의 상태는 임프란트의 성공에 커다란 영향을 미친다. 그러나 임상적으로 발치 후 발치와의 완전한 치유에는 상당한 기간이 요구되며²⁶⁾, 치조골의 흡수가 수반된다. 또한 발치 후 즉시 치근형 임프란트 이식시에 조기접촉 결여, 섬유성 결체조직의 증식, 교합력에 대한 저항력 저하등의 이유로 발치 후 즉시 이식은 실패의 가능성이 높았다. 그러나 본저자의 연구를 토대로 임프란트 주위에 소량의 골결손부가 존재하더라도 해당 골질이 건강한 경우에 있어서 치근형 임프란트 하부 골조직에서 초기 고정원을 얻고, 결손부위에 다공성 HA 입자와 같은 생체적합도가 우수한 이식재료를 이식한다면 다공성 HA입자가 비계 역할을 함으로써 골형성의 발판으로 제공되고, 임프란트 계면에서의 비골형성세포의 침윤을 막아 수술 후 초기에 임프란트의 안정성을 얻을 수

있다. 따라서 치근형 임프란트와 골사이 계면의 골유착상태를 확보할 수 있어 치근형 임프란트의 차후 성공율을 높일 수 있다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 원주형의 titanium plasma spray 처리된 치과용 titanium 임프란트를 IMZ 회사에서 추천하는 종래의 이식방법(대조군), 임프란트보다 큰 골결손부위 형성 후 이식방법(실험 I 군), 임프란트 이식 후 골결손부에 다공성 HA 입자를 이식하는 방법(실험 II 군)등의 3군으로 나누어 가토의 대퇴골에서 이식한 후 8주 후 동물을 희생시켜 임프란트와 임프란트주위 조직사이의 결합력을 pushout test로 측정하였고, 또한 각군을 조직학적으로 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Titanium 임프란트와 주위조직 간의 전단강도는 대조군에서는 2.614 ± 0.680 MPa, 실험 I 군에서는 0.664 ± 0.322 MPa, 실험 II 군은 2.281 ± 0.606 MPa 이었으며, 대조군과 실험 I 군, 실험 I 군과 실험 II 군은 통계학적 유의한 차이가 있었으며, 대조군과 실험 II 군은 유의한 차이가 없었다.
2. 3개군의 titanium 임프란트 주위의 골형성은 수질골보다 피질골에서 더 진행되었다.
3. 대조군과 실험 II 군의 비탈희 표본의 조직학적 소견은 계면의 50% 이상에서 골과 유골 형성이 관찰되었다.
4. 실험 I 군 비탈희 표본의 조직학적 소견은 계면의 50% 이하에서 골과 유골 형성이 관찰되었으며, 상부에서 부분적인 골결손이 관찰되었다.
5. 실험 II 군에서 다공성 HA 입자 주위에 직접적인 골접촉 양상을 보였고, 부분적으로 거대 세포 침윤이 관찰되었다.
6. Titanium 임프란트 및 다공성 HA 입자 주위에서 염증세포는 관찰되지 않았다.

Titanium 임프란트 주위에 골결손 부위를 임의로 형성하여 다공성 HA 입자를 이식한 경우 임프란트만 이식한 경우에 비하여 골형성이 보다 많았으며, 임프란트와 골파의 결합력이 컸다.

참 고 문 헌

1. Albrektsson, T., et al. : Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long - lasting direct bone anchorage in man, *Acta Orthop. Scand.*, 52 : 155, 1981.
2. Albrektsson, T., et al. : The long - term efficacy of currently used dental implants : A review and proposed criteria of success, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 1(1) : 11, 1986.
3. Anneroth, G., et al. : Endosseous titanium implants in extraction sockets : An experimental study in monkeys, *Int. J. Surg.*, 14 : 50, 1985.
4. Ardoin, R.C., Block, M.S., and Kent, J.N. : SEM of hydroxyapatite coated and non - coated titanium dental implants in canines, *J. Dent. Res.*, 65 : 222, 1986(abstact).
5. Barney, V.C., Levin, M.P., and Adams, D.F. : Bio-ceramic implants in surgical periodontal defects : A comparison study, *J. Periodontol.*, 57 : 764, 1986.
6. Block, M.S., et al. : A comparison of particulate and solid root forms of hydroxyapatite in dog extraction sites, *J. Oral Maxillofac. surg.*, 44(2) : 89, 1986.
7. Block, M.S., Kent, J. N., and Kay, J.F. : Evaluation of hydroxyapatite - coated titanium dental implants in dogs, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 45 : 601, 1987.
8. Block, M.S., et al. : Loaded hydroxyapatite - coated and grit - blasted titanium implants in dogs, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4(3) : 219, 1989.
9. Block, M.S., Delgado, A., and Fontenot, M.G. : The effect of diameter and length of hydroxyapatite coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone, *J. Oral Maxillofac. Surg.*, 48 : 174, 1990.
10. Bowen, J.A., et al. : Comparison of decalcified freeze - dried bone allograft and porous particulate hydroxyapatite in human periodontal osseous defects, *J. Periodontol.*, 60, 647, 1989.
11. Bränemark, P.I., et al. : Intraosseous anchorage of dental prosthesis : I. Experimental studies, *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3 : 81, 1969.
12. Bränemark, P.I. : Osseointegration and its experimental background, *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 339, 1983.
13. Bränemark, P.I., Zarb, G.A., and Albrektsson, T. : *Tissue - Integrated Prostheses : Osseointegration in Clinical Dentistry*, Chicago, Quintessence Publ. Co. Inc., 1985.
14. Brunski, J.B. : Biomaterials and biomechanics in dental implant design, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 85, 1988.
15. Busing, C.O., et al. : Morphological demonstration of direct deposition of bone on human aluminum oxide - ceramic implants, *Biomaterials*, 4 : 125, 1983.
16. Carlsson, L. : Removal torques for polished and rough titanium implants, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 3 : 21, 1988.
17. Carranza, F.A., et al. : Histologic study of healing of human periodontal defects after placement of porous hydroxyapatite, *J. Periodontol.*, 58 : 682, 1987.
18. Clemow, A.J.T., et al. : Interface mechanics of porous titanium implants, *J. Biomed. Mater. Res.*, 15 : 73, 1982.
19. Cook, S.D., Weinstein, A.M., and Klawitter, J.J. : The retention mechanics of L.T.I. carbon, carbon coated aluminum oxide, and uncoated aluminum oxide implants, *J. Biomed. Mater. Res.*, 17 : 873, 1983.
20. Cook, S.D., Walsh, K.A., and Haddad, R.J. : Interface mechanics and bone ingrowth into porous Co - Cr - Mo alloy, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 181 : 271, 1985.
21. Cook, S.D., et al. : Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite coated titanium for dental implant applications, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 15, 1987.
22. Davis, W.H., et al. : Reconstruction of the severely resorbed mandible, *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 583, 1990.
23. Denissen, H.W., and de Groot, K. : Immediate dental root implants from synthetic dense cal-

- cium hydroxyapatite, *J. Prosthet. Dent.*, 42 : 551, 1979.
24. Ducheyne, P., et al. : Effect of hydroxyapatite impregnation on skeletal bonding of porous coated implants, *J. Biomed. Mater. Res.*, 14 : 225, 1980.
 25. Egglee, P.S., Muller, W., and Shenk, R.K. : Porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate cylinders with different pore size ranges implanted in the cancellous bone of rabbits, *Clin. Ortho. Rel. Res.*, 232 : 127, 1988.
 26. Ellinger, R.F., Nery, E.B., and Lynch, K.L. : Histological assessment of periodontal osseous defects following implantation of hydroxyapatite and biphasic calcium phosphate ceramics : A case report, *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 31 : 23, 1986.
 27. Fujii, T., and Ogino, M. : Difference of bone bonding behavior among surface active glasses and sintered apatite, *J. Biomed. Mater. Res.*, 18 : 845, 1984.
 28. Ganeles, J., Listgarten, M. A., and Evian, C.I. : Ultrastructure of Durapatite - periodontal tissue interface in human infrabony defects, *J. Periodontol.*, 57 : 133, 1986.
 29. Geesink, R.G.T., de Groot, K., and Klien, C.P.A.T. : Chemical implant fixation using hydroxyl coatings, *Clin. Orthop.*, 225 : 147, 1987.
 30. Gerner, B.T., et al. : Comparison of bone reactions coated tricalcium phosphate and pure titanium dental implants in the canine iliac crest, *Scand. J. Dent. Res.*, 96 : 143, 1988.
 31. Gourley, I.M. : Titanium endosteal dental implants in the mandibles of beagle dogs : A two - year study, *J. Prosthet. Dent.*, 36 : 550, 1976.
 32. de Groot, K., et al. : Plasma sprayed coatings of hydroxyapatite, *J. Biomed. Mater. Res.*, 21 : 1375, 1987.
 33. Hansson, H., Albrektsson, T., and Bränemark, P.I. : Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants, *J. Prosthet. Dent.*, 50 : 108, 1983.
 34. Hassler, C. : Ceramic tooth implants in baboons, *J. Dent. Res.*, 56 : 117, 1977.
 35. Hench, L.L., et al. : Bonding mechanisms at the interface of the ceramic prosthetic materials, *J. Biomed. Mater. Res. Symp.*, 2(Part I) : 117, 1971.
 36. Hench, L.L. : Special report : The interfacial behavior of biomaterial, *J. Biomed. Mat. Res.*, 14 : 803, 1980.
 37. Hentrich, R.L., et al. : An evaluation of inert and resorbable ceramics for future clinical orthopedic applications, *J. Biomed. Mater. Res.*, 5 : 25, 1971.
 38. Hodosh, M., Povar, M., and Shklar, G. : The polymer dental implant concept, *J. Prosthet. Dent.* 22 : 371, 1969.
 39. Holbrik, J. : Patterns of cortical growth around aluminar implants, *J. Oral Rehabil.*, 8 : 143, 1981.
 40. Holmes, R.E., Bucholz, R.W., and Mooney, V. : Porous hydroxyapatite as a bone graft substitute in diaphyseal defect : a histometric study, *J. Orthop. Res.*, 5 : 114, 1987.
 41. Holmes, R.E. : Bone regeneration within a coral-line hydroxyapatite implant, *Plast. Reconstr. Surg.*, 63 : 626, 1979.
 42. IMZ : Technique Manual.
 43. Jarcho, M. : Tissue cellular and subcelluar events at a bone - ceramic hydroxyapatite interface, *J. Bioeng.* 1 : 79, 1977.
 44. Jarcho, M. : Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthesis, *Clin. Orthop. Rel. Res.*, 157 : 259, 1981.
 45. Jarcho, M. : Biomaterial aspects of calcium phosphates : Properties and applications. *Dent. Clin. Nor. Am.*, 30 : 25, 1986.
 46. Karagianes, M.T. : Long - term performance of porous - metal dental implants in nonhuman primates, *J. Oral Implant.*, 10 : 189, 1982.
 47. Kasemo, B. : Biocompatibility of titanium implants : Surface science aspects, *J. Prosthet. Dent.*, 49 : 832, 1983.
 48. Kawahara, H., Yamagami, A., and Shibata, K. : New bone attachment to the polycrystal alumina implant, *Biomed. Mat. Res. Symp. Trans.*, 1 : 113, 1977.
 49. Keller, J.C., Young, F. A., and Trancik, T.M. : A simplified model for studying bone ingrowth. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 149, 1987.

50. Kenny, E.B., et al.: The use of a porous hydroxyapatite implant in periodontal defects, *J. Periodontol.*, 59 : 67, 1988.
51. Kent, J.N.: Reconstruction of the alveolar ridge with hydroxyapatite, *Dent. Clin. Nor. Am.*, 30 : 231, 1986.
52. Kibrick, M., et al.: The development of a material system for an endosteal implant, *J. Oral. Implant.*, 6 : 172, 1975.
53. Kraut, R.A.: Indications for use of porous hydroxyapatite at time of endosteal implant placement, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 10 : 322, 1989.
54. Lazzara, R.J.: Immediate implant placement into extraction sites : Surgical and restorative advantages, *Inter. J. Perio. & Res. Dent.*, 9 : 333, 1989.
55. Levin, M.P., Getter, L., and Cutright, D.E.: A comparison of iliac marrow and biodegradable ceramic in periodontal defects, *J. Biomed. Mater. Res.*, 9 : 183, 1975.
56. Linkow, L.I., Glassman, P.E., and Anis, S.T.: Macroscopic and microscopic studies of endosteal bladevent implants(six - month dog study), *Oral Implantol.*, 13 : 281, 1977.
57. Luthy, H., Strub, J.R., and Scharer, P.: Analysis of plasma flame - sprayed coating on endosseous oral titanium implants exfoliated in man : Preliminary results, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 2 : 197, 1987.
58. McDavid, P.T., et al.: Effect of autogenous marrow and calcitonin on reaction to a ceramic, *J. Dent. Res.*, 58 : 1478, 1979.
59. McDavid, S., et al.: Vapor - deposited carbon - coated tooth root implants : Preliminary evaluation of stylized tooth implant system in dog, *J. Prosthet. Dent.*, 42 : 58, 1979.
60. Minegishi, D.: Porous hydroxyapatite granule implants in periodontal osseous defects in monkeys, *Inter. J. Perio. and Restorative Dent.*, 4 : 51, 1988.
61. Nery, E.B., et al.: Bioceramic implants in surgically produced infrabony defects, *J. Periodontol.*, 46 : 328, 1975.
62. Piecuch, J.F., et al.: Experimental ridge augmentation with porous hydroxyapatite implants, *J. Dent. Res.*, 62 : 148, 1983
63. Quinn, J.H., and Kent, J.N.: Alveolar ridge maintenance with solid nonporous hydroxyapatite root implants, *Oral Surg.*, 58 : 511, 1984.
64. Rivero, D.P., et al.: calcium phosphated - coated porous titanium implants for enhanced skeletal fixation, *J. Biomed. Mater. Res.*, 22 : 191, 1988.
65. Roberts, W.E.: Bone tissue interface, *J. Dent. Educ.*, 52 : 804, 1988.
66. Ross, S.E., Crossetti, H.L., and Gargiulo, A.: The Ross osteounification tooth replacement system : A clinical case report of an immediate extraction site, *Compend. Contin. Educ. Dent.*, 8 : 391, 1989.
67. Schnitman, P.A., and Shulman, L.: Vitreous carbon implants, *Dent. Clin. Nor. Am.*, 24 : 441, 1980.
68. Schroeder, A., et al.: The reaction of bone connective tissue and epithelium to endosteal implants with titanium sprayed surfaces, *J. Maxillofac. Surg.*, 9 : 15, 1981.
69. Schroeder, A., Sutter, F., and Krekeler, G.: Oral implantology, basics - ITI hollow cylinder, Thieme, 47, 1991.
70. Shepard, W.K., et al.: Human clinical and histologic responses to a Calcitite implant in intraosseous lesions, *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, 6(3) : 46, 1986.
71. Spector, M., Flemming, W.R., and Kruetner, A.: Characteristics of tissue growth into proplast and porous polyethylene implants in bone, *J. Biomed. Mater. Res.*, 13 : 677, 1979.
72. Stanley, H., Hench, L., and Bennet, C.: The implantation of natural tooth form bioglass in baboon : Long - term results, *Int. J. Oral Implants*, 2 : 26, 1983.
73. Thomas, K.A., et al.: The effect of surface microtexture a hydroxyapatite coating an the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant material, *J. Biomed. Mater. Res.*, 21 : 1395, 1987.
74. Weinstein, A.M., Klawitter, J.J., and Cook, S.D.: Implant - bone interface characteristics of bioglass dental implants, *J. Biomed. Mater. Res.*, 14 :

- 23, 1980.
- 75. Weiss, M.B., and Rostocker, W.: Development of new endosteal dental implant : I. Animal studies, *J. Prosthet. Dent.*, 46 : 646, 1981.
 - 76. Whittaker, J.M., et al. : Histological response and clinical evaluation of heterograft and allograf materials in the evaluation of the maxillary sinus for the preparation of endosteal dental implant sites. Simultaneous sinus evaluation and root form implantation : An eight-month autopsy report, *J. Oral. Implantol.*, 15 : 141, 1989.
 - 77. White, E., and Shors, E.C. : Biomaterial aspects of Interpore-200 porous hydroxyapatite, *Dent. Clin. Nor. Am.*, 30 : 49, 1986.
 - 78. White, R.A., et al. : Replamineform : A new process for preparing porous ceramic, metal and polymer prosthetic materials, *Science*, 176 : 922, 1972.
 - 79. Woodman, J.L., et al. : Metal ion release from titanium based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons : A long term study, *J. Orthop. Res.*, 1 : 421, 1984.
 - 80. Young, F.A., Kresch, C.H., and Spector, M. : Porous titanium endosseous implants in Rhesus monkeys, *J. Dent. Res.*, 60 : 212, 1979.
 - 81. 김상환, 김종관 : 치밀성 Hydroxyapatite 와 다공성 replamineform hydroxyapatite 가 치근분지부 병소에 미치는 영향에 대한 실험적 연구, *대한 치주과학회지*, 18(2) : 24, 1988.

사진부도설명

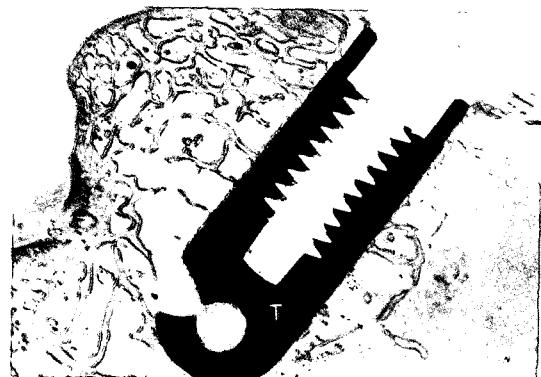
- 사진부도 1. 정상 대퇴골의 비탈희 표본 소견. 치밀하지 못한 양상의 골소주를 보인다.(Vilanueva bone stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 2. 대조군의 비탈희 표본 소견. 피질골 부위의 임프란트 주위에 골형성이 관찰되며 수질골 부위에서는 불연속성의 골형성이 관찰된다(Vilanueva bone stain, $\times 2.5$).
- 사진부도 3. 대조군의 비탈희 표본 소견. 피질골 부위의 임프란트 주위에서 골형성과 임프란트 표면을 따라 골접촉이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 4. 대조군의 비탈희 표본 소견. 골수 부위의 임프란트 표면을 따라 골접촉이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 5. 대조군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 주위에서 골형성이 보인다.(Vilanueva bone stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 6. 대조군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 표면을 따라 골접촉이 보이며, 불연속성의 유골이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 7. 대조군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 하부에서 골접촉 및 불연속성의 유골이 관찰된다. (Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 8. 대조군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 하부에서 임프란트 표면을 따라 골접촉이 관찰되며, 불연속성으로 유골이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 25$)
- 사진부도 9. 대조군의 탈희 표본 소견. 임프란트 주위에서 다량의 골형성이 관찰된다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 10. 대조군의 탈희 표본 소견. 골계면부위의 조직 손상이 관찰되며, 골과 골수에서 염증반응이나 이물질반응은 관찰되지 않는다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 10$)
- 사진부도 11. 실험 I 군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 주위에서 대조군에 비하여 적은 골형성이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 12. 실험 I 군의 비탈희 표본 소견. 골결손부의 하부에서는 골형성 및 골접촉이 관찰되나, 상부에서는 골형성을 볼 수 없다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 13. 실험 I 군의 비탈희 표본 소견. 골수부위의 임프란트 표면에서 불연속성의 골접촉이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 14. 실험 I 군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 하부에서 골접촉이 관찰되며 불연속성의 유골형성이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)
- 사진부도 15. 실험 I 군의 탈희 표본 소견. 임프란트 주위에서 대조군에 비하여 적은 골형성이 관찰된다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 16. 실험 I 군의 탈희 표본 소견. 골결손 부위에서 상부로부터 증식된 섬유성 결체조직층이 관찰된다. 골과 골수에서는 염증반응이나 이물질반응은 관찰되지 않는다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 10$)
- 사진부도 17. 실험 II 군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 주위에서 골형성이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 18. 실험 II 군의 비탈희 표본 소견. 임프란트 표면을 따라 골접촉이 관찰되며, 다공성 HA 입자 주위에서 골형성 및 골접촉이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 10$)

- 사진부도 19. 실험 II군의 비탈회 표본 소견. 임프란트 주위와 다공성 HA 입자 주위에서 골과 유골형성이 및 접촉이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 25$)
- 사진부도 20. 실험 II군의 비탈회 표본 소견. 임프란트 하부의 표면을 따라 연속성 골접촉과 불연속성의 유골이 관찰된다.(Vilanueva bone stain, $\times 25$)
- 사진부도 21. 실험 II군의 탈회 표본 소견. 임프란트 주위에 골형성이 관찰된다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 2.5$)
- 사진부도 22. 실험 II군의 탈회 표본 소견. 다공성 HA 입자 주위로 골형성이 관찰되고, 염증반응은 없었으나 국소적인 거대세포의 침윤이 관찰된다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 10$)
- 사진부도 23. 실험 II군의 탈회 표본 소견. 국소적으로 다공성 HA 입자주위에서 거대세포의 침윤이 관찰된다.(Hematoxylin - Eosin stain, $\times 25$)
- 사진부도 24. 대조군의 방사선 사진 소견. 피질골부위의 임프란트 계면에서 방사선 불투과선상이 보이며, 정상적인 골소주상이 보인다.(Mamogram, 32Kvp, 200 MAS)
- 사진부도 25. 실험 I군의 방사선 사진 소견. 골결손 부위의 임프란트 계면에서 방사선 투과선상이 관찰되며, 치밀하지 못한 골소주상이 보인다.(Mamogram, 32Kvp, 200 MAS)
- 사진부도 26. 실험 II군의 방사선 사진 소견. 다공성 HA 입자 이식부위에서 방사선 불투과선상이 보인다.(Mamogram, 32Kvp, 200 MAS)

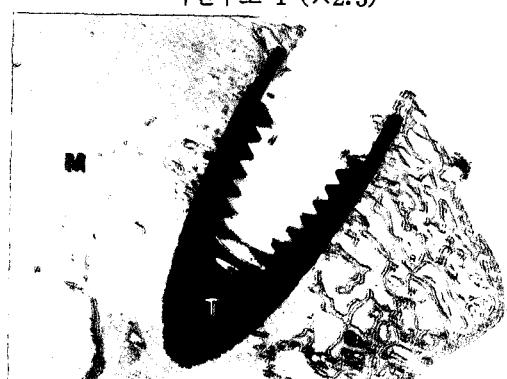
논문 사진부도①



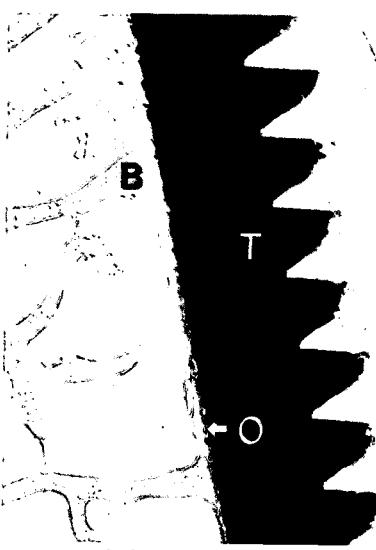
사진부도 1 ($\times 2.5$)



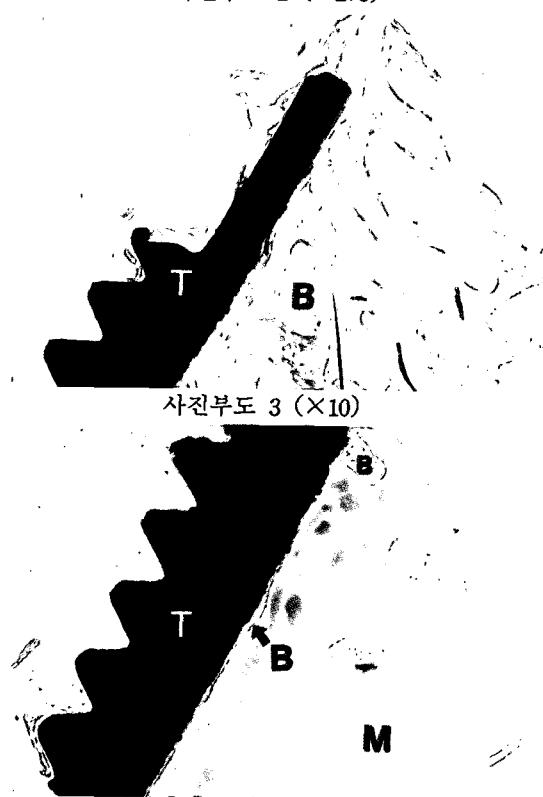
사진부도 5 ($\times 2.5$)



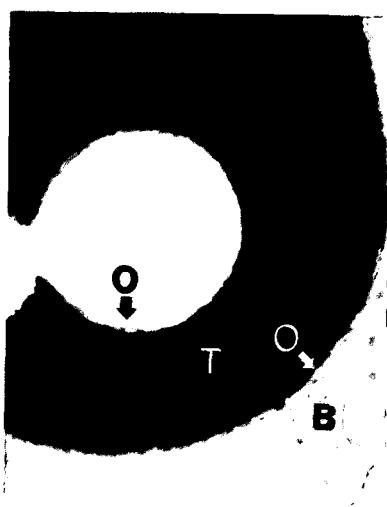
사진부도 2 ($\times 2.5$)



사진부도 6 ($\times 10$)

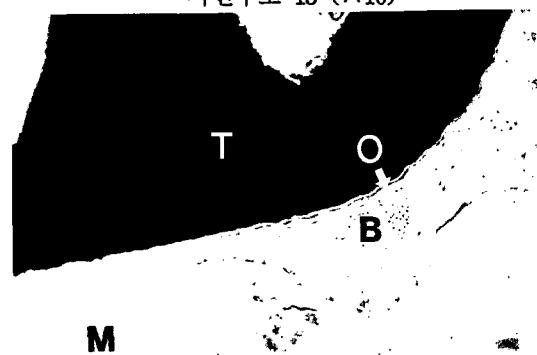
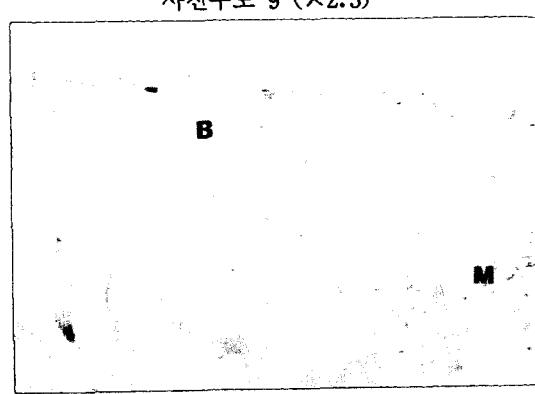
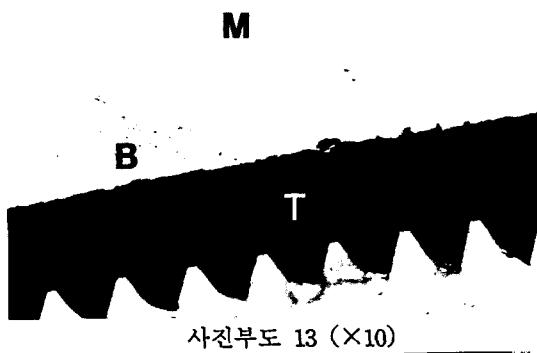
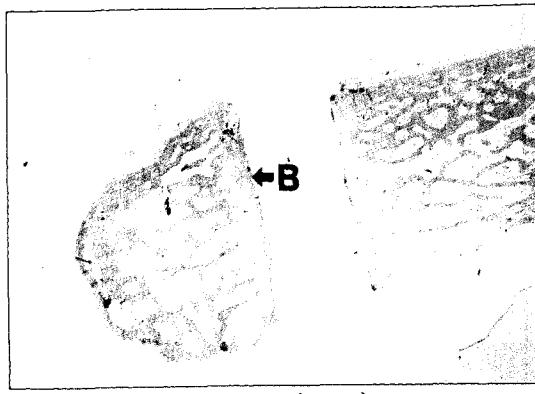
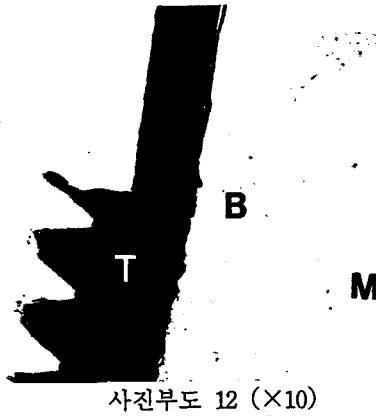
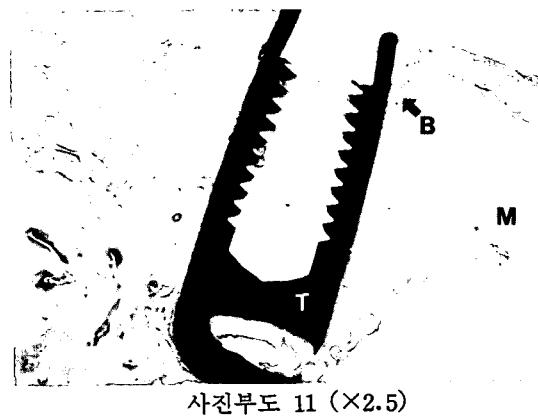
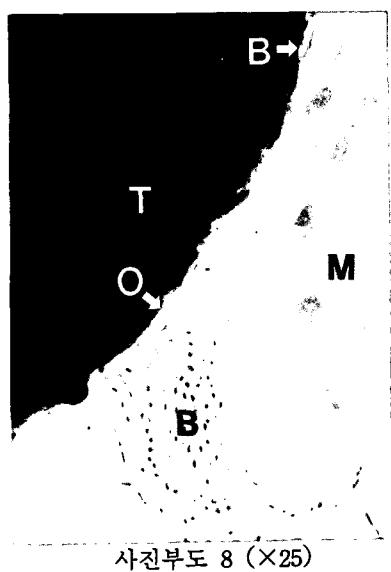


사진부도 3 ($\times 10$)

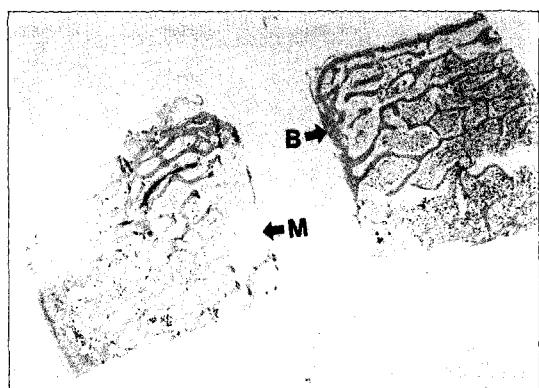


사진부도 7 ($\times 10$)

논문 사진부도②



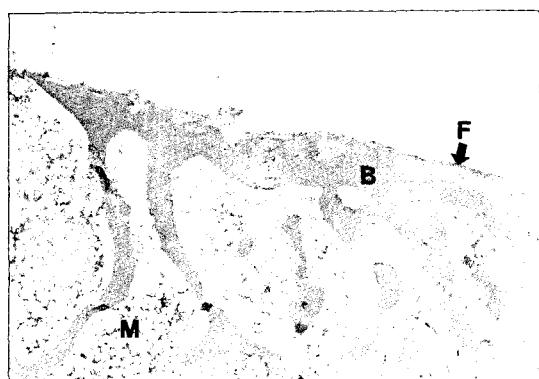
논문 사진부도③



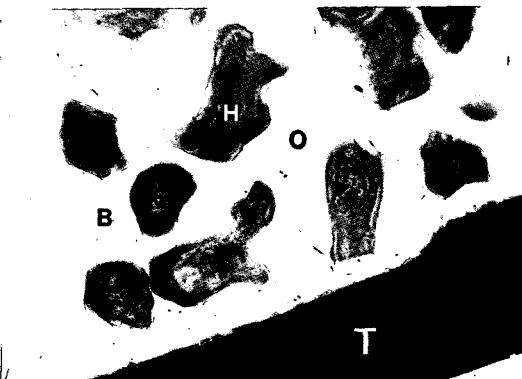
사진부도 15 ($\times 2.5$)



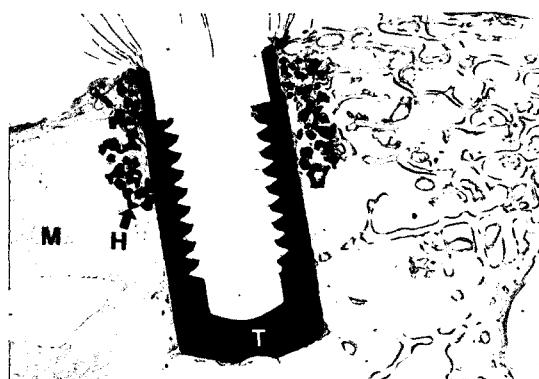
사진부도 18 ($\times 10$)



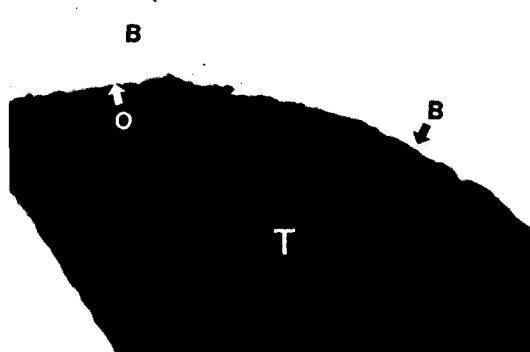
사진부도 16 ($\times 10$)



사진부도 19 ($\times 25$)

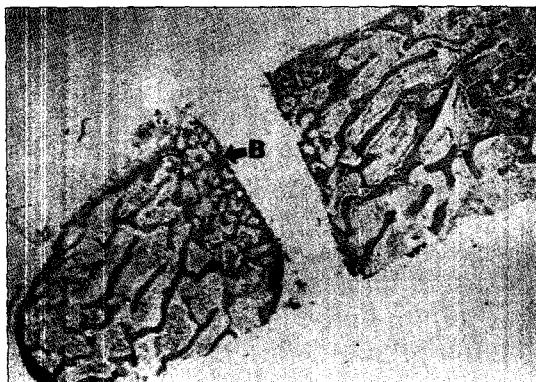


사진부도 17 ($\times 2.5$)



사진부도 20 ($\times 25$)

논문 사진부도④



사진부도 21 ($\times 2.5$)



사진부도 24



사진부도 22 ($\times 10$)



사진부도 25



사진부도 23 ($\times 25$)



사진부도 26

-ABSTRACT-

**A STUDY ON SHEAR BOND STRENGTH OF INTERFACE BETWEEN BONE
AND TITANIUM PLASMA SPRAYED IMZ IMPLANT IN RABBITS**

Chong-Hyun Han, D.D.S., Dong-Hoo Han, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

In recent years immediate implantation has been tried by a few clinicians. This study placed IMZ implants in the rabbit femur with and without bony defects around the implant for simulating fresh extraction site. And one group with bony defects used porous hydroxyapatite granules(HA) to fill in, and the other group left the bony defects around the implant.

The purpose of this study was to compare the shear bond strength and the bony contact and formation around the implant.

Fifteen rabbits were divided into three groups and placed 10 IMZ implants to each group. Implant sites were surgically prepared with IMZ drills kit and implants were placed(Control), artificial bony defect was created with Apaceram drills kit around the implant sites and implants were placed(Experimental I), bony defect was filled with porous hydroxyapatite granules(Experimental II). Thereafter, rabbits were sacrificed at 8th week and specimens were prepared and pushout tested for shear bond strength of bone - implant interface immediately. Undecalcified and decalcified specimens were prepared with Vila-nueva and hematoxylin - eosin stain for light microscopic finding. The results of this study were as follows.

1. In the control group, mean shear strength of bone - implant interface was 2.614 ± 0.680 MPa, experimental I was 0.664 ± 0.322 MPa, and experimental II was 2.281 ± 0.606 MPa. There was significant difference between control and experimental I, between experimental I and experimental II, but did not show significant difference between control and experimental II statistically.
2. In the bony formation surrounding IMZ implant of the three groups, that of cortical bone is more advanced than cancellous bone area.
3. In the histological findings of undecalcified specimens, control and experimental II showed more than 50% of bony or osteoid formation at the bony - implant interface.
4. In the histological findings of undecalcified specimens, experimental I showed less than 50% of bony or osteoid formation at the interface, and observed partial bony defect in the coronal zone.
5. In the experimental II group, were observed direct bony contact to hydroxyapatite granules, and infiltration of a few giant cells.
6. No inflammatory responses were seen around the titanium implants and the hydroxyapatite granules.