

골내낭에 매식된 수종의 생체요법재료에 대한 조직학적 연구

이철우 · 최상묵 · 한수부 · 박상현 · 김현종

서울대학교 치과대학 치주과학교실

I. 서 론

치주질환으로 상실된 치주조직의 재생을 위하여 여러가지 재생술식들이 시도되어 왔는데, 특히 치조골 결손부의 회복에 많은 관심이 집중되어 왔다. 치조골의 결손부 회복을 위한 일반적 치료방법은 골이식술로써, 골이식술에 사용되는 골이식재는 공급원에 따라 자가골, 동종골 및 합성골등으로 나눌수있다. 이중 자가골이나 동종골을 이용한 이식은 골채취를 위한 부가적 수술의 필요성, 수술후 감염과 같은 합병증, 일정치 않는 치유속도, 재발 및 항원성문제등의 어려움이 있으며, 이를 해결하기 위해 합성재료를 이용한 골이식 대체물에 관한 많은 연구와 이를 응용한 실험들이 활발히 진행되어 왔다.¹⁻⁷⁾

이러한 합성골 이식재중 가장 많이 사용되어 온 것이 생체요법재료들인데, 이중 대표적인 것은 흡수성의 tricalcium phosphate(TCP)와 비흡수성의 수산화인회석이며⁸⁻⁹⁾ 최근에는 성형외과등에서 사용되던 생체활성유리가 치과분야에서의 응용을 위하여 연구가되고있다.¹⁰⁾

TCP는 화학적으로 수산화인회석과 유사하지만 골 무기질의 자연성분이 아니고 생체내

에서 흡수되며 수산화인회석은 치밀성과 소공성으로 나누어지는데, 척추동물 경조직의 자연 무기질 성분으로 합성 세라믹 형태에서는 생체내에서 흡수되지 않는 것으로 알려져왔다. 이제까지 TCP와 수산화인회석을 이용한 연구들은 이들이 골 형성을 자극한다기 보다는 대부분 치밀한 결합조직에 싸이는 단순한 충전물질로서 작용한다고 알려져 있다.¹¹⁻¹³⁾ 한편 바다산호종 Porites종을 biogenic calcium carbonate에서 수산화인회석으로 열수전환 시켜만든 소공성의 수산화인회석은 소공구조내로 혈관과 결합조직등이 자라들어온다. 따라서 단순히 충전물질로 작용한다기 보다는 골조직의 침착이 가능하다는 보고들이 많다.¹⁴⁻¹⁹⁾ 이때 소공이 150um 보다 커야 골조직의 침착이 가능하며 적당한 소공의 크기와 최대한의 소공간 연결성이 골이식 물질 성공을 위한 중요한 요소라고 하였다.¹⁷⁾ 이러한 소공성의 수산화인회석을 사용시 임상적으로 우수한 골충전 효과, 부착증가, 그리고 치주낭 깊이의 감소등 결과가 많이 보고되어 있고¹⁸⁻²⁰⁾ 1989년 clinical periodontics world workshop²¹⁾에서 치주질환으로 인한 결손부회복에 사용이 인정된 이래 임상에서도 광범위하게 사용되고 있다.

※ 이 연구는 1995년도 서울대학교병원 지정연구비(02-95-258) 지원에 의한 결과임

생체유리는 Hench에²²⁾ 의해 1970년대에 처음으로 개발되었으며, $\text{Na}_2\text{O} - \text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5$ 계 생체활성유리가 일반유리에 비해 SiO_2 양이 매우 적은 유리로서 이중 45S5 조성의 생체유리가 뼈와의 반응성이 가장 좋은 것으로 알려져 있다. 한편 생체유리는 수용액 상태에서 CaP가 풍부한 표면을 형성하는 독특한 특징을 가지고 있어, 생체내에서 유기물질과 병합되어 인체골과 매우 유사한 양상을 가지게 되는데 이러한 생체활성은 골발생을 자극하게 된다. Schepers 등²³⁾은 생체유리가 골조직에 결합하여 골전도성 특성에 의해 골성장을 향상시킨다고 보고하였다. Hench와 Paschall²⁴⁾은 생체유리와 골결손부 조직과의 개재면에서 일련의 반응을 통해 CaP가 풍부한 층에 유기물질이 침착되고 생체유리와 주위의 골조직사이에 결합이 일어난다고 하였다. Wilson 등²⁵⁾은 분말 형태의 수산화인회석, TCP 및 생체유리를 원숭이 치조골내에 매식한 비교실험에서 생체유리 주위가 수산화인회석과 TCP 주위보다 빠른 골조직의 재생을 보였으며 이는 생체유리 주위에 골성세포가 모이기 때문이라고 하였다.

그러나 45S5 생체유리는 실리카겔층의 균열이 심하고 유리의 기계적 강도에 문제를 보여 최근 생체유리의 기계적 강도를 개선하려는 시도로 결정화 유리에 관한 연구들이 행해지고 있는데, 표면활성이 좋고 강도가 우수한 $\text{MgO} - \text{CaO} - \text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{CaF}_2$ 계인 A/W 결합유리가 보고되었다.²⁶⁻²⁷⁾ 국내에서는 $\text{Na}_2\text{O} - \text{CaO} - \text{SiO}_2 - \text{P}_2\text{O}_5$ 계의 CJ4/10C 결정화유리 및 JJ결정화유리²⁸⁾가 개발되었으며 한등¹⁰⁾은 수산화인회석, 45S5 생체유리, CJ4/10C 결정화유리와 JJ결정화유리를 피질골 결손부위에 매식하여 골조직 반응을 비교한 결과 생체유리와 결정화유리가 수산화인회석에 비해 골형성이 높았음을 보고하였다.

이 연구의 목적은 외과적으로 형성한 성건의 골내낭에 다공성의 수산화인회석과 표면활성요업재료인 45S5 생체유리 및 CJ4/10C 결

정화 유리와 JJ 결정화유리로 수복하였을 시 신생골의 형성능력, 생분해 및 생체적합성등을 조직학적으로 비교 관찰하는 데에 있다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

이 연구에서는 생후 1년 이상된 평균체중 14kg의 잠종성견을 성별에 관계없이 9마리를 이용하였으며 실험을 시작하기 전 예방접종을 시행하였고 환경적응 기간을 거쳐 동일한 조건으로 사육하였다. 실험에 사용한 이식재료는 평균크기가 425-600um의 다공성 수산화인회석(Interpore 200^R, Interpore International Co. U.S.A)와 평균크기 350um의 45S5(46.1% SiO_2 , 26.9% CaO , 2.6% P_2O_5 , 24.4% Na_2O : mole ratio, PerioglassR,U.S.A.) Bioglass 및 두종류의 CJ4/10C 결정화유리, 평균크기 380-430um(41.33% SiO_2 , 54.3% CaO , 4.37% P_2O_5 : mole ratio, 한국유리, 한국), JJ결정화유리, 평균크기 380-430um(42.5% SiO_2 , 45% CaO , 5% P_2O_5 , 7.5% Na_2O : mole ratio, 한국유리, 한국)를 사용하였다.

2. 연구방법

1) 치조골 결손부의 형성

실험동물의 근육내로 염산 케타민 10-15mg/kg(유한양행, 안양, 한국)을 주사하여 전신마취시킨 후에 좌측 상하악을 실험부위로 택하여 2% 염산 리도케인(유한양행, 한국)으로 침윤마취한 뒤 측절치부터 제3소구치까지 열구절개를 시행한 뒤 골막을 포함하는 전층 판막을 형성한 후 거상하였다. 상악 견치의 원심면, 상악 제2소구치의 근심면, 하악 견치의 원심면, 하악 제3소구치 근심면에 No.6 round bur를 사용하여 폭 3-4mm, 깊이 4-6mm의 3벽성 골내낭 4개를 형성하였고 자연치유를 방

지하기 위해 골소실 부위에는 실리콘 고무인상재의 2차 인상재인 injection type(ProvilR, Bayer Dental D.5090m Lever Kusen, 독일)을 주입한 후 흡수성 봉합사인 4-0 chromic cat-gut(Ethicon Ltd, 영국)으로 봉합하였으며 수술 후 유동식을 섭취하게 하였고, 항생제(600,000 unit of penicillin G, procaine, 화이자, 미국)을 3일간 근육주사를 하였다.

2) 매식재료의 이식

골 결손부 형성 3개월 경과후에, 전층판막을 시행하여 골소실부위의 고무인상재 제거 및 치근면 활택술을 시행하였다. 치조골 결손부위에 다공성 수산화인회석 45S5 생체유리, CJ4/10C와 JJ 결정화유리를 무작위적으로 매식하였으며 수술부위 판막을 재위치한 뒤 4-0 chromic cat-gut으로 봉합하였다. 수술 후 부드러운 음식을 섭취하게 하였으며 3일간 항생제(600,000 unit of penicillin G procaine, 화이자, 미국) 근육주사를 시행하였다.

3) 조직준비

1개월, 2개월, 3개월군으로 세 마리씩 무작위로 선정하고 희생시켜 2.5% glutaraldehyde(0.1M Cacodylate 완충액, PH 7.3) 로 관류고정한 후 전기줄뜸(Protech 3202, Pro-Tech Power Inc., 미국)을 이용하여 실험부위의 치아와 치주조직을 포함하는 악골을 채취하여 0.25M EDTA와 5% formic acid를 사용하여 20주간 탈회한 후에 1% osmium tetraoxide 로 후고정하였다. 그런 다음 ethyl alcohol로 탈수하고, propylene oxide 로 처리한 후 Epon 812에 포매하였다. 포매된 조직은 정중앙 부위를 선택하여 초박절편기(Nova Ultratome, LKB Co., 스웨덴) 에서 300um 간격으로 1um 두께의 절편을 만들고, toluidine blue 염색 및 modified multiple staining 방법을 이용하여 염색한 후 광학현미경으로 관찰하였다. 광학현미경으로 관찰시 특정한 부위를 선정하여 1mm

× 1mm 정사각형 모양으로 다듬은 다음 다시 초박절편기(Nova Ultratome, LKB Co., 스웨덴)를 사용하여 띠모양의 절편을 만들고 격자도 상에 올려 uranyl acetate와 lead citrate 로 염색한 후 전자현미경(JEM-1202×2, JEOL Co., 일본)으로 관찰하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 실험 1개월후의 조직소견

1) 다공성 수산화인회석군

섬유성 피막이 대부분의 수산화인회석 입자 주위에 나타났으며, 염증소견은 거의 보이지 않았다. 이식재 주위에 신생골 형성은 관찰되지 않았으며, 이식재 소공 안에 혈관이 풍부한 섬유조직이 증식됨으로 인하여 이식재 내부에 섬유조직과 혈관조직이 보였다. 전자현미경소견에서 이식재 주위의 섬유아세포의 핵이 중증도의 활성화 양상을 보이며 이식재와 평행하게 배열되어 있었다(Fig. 1, 2).

2) CJ/10C 결정화유리군

매식한 이식재의 모양은 예리한 각을 가지는 불규칙한 양상을 띄었다. 이식재 표층 주위에 신생골 형성양상이 다공성 수산화인회석 2개월 후의 소견과 유사하나, 모든 입자 주위에 신생골이 부착되지는 않았다. 대부분의 입자 주위는 활성이 낮은 섬유아세포에 의해 둘러싸여 있었으며, 입자간 신생골에 의한 결합주위 섬유성 결합양상과 입자주위에 신생골이 형성되고 조골세포들이 배열됨을 확인할 수 있었으며, 섬유성 결합조직에 소수의 대식세포들이 나타났다(Fig. 3, 4).

3) JJ 결정화유리군

활성이 낮은 섬유아세포로 구성된 섬유성 피막에 의해 대부분의 이식재 입자가 둘러싸여 있었으며, 피막내부의 이식재 표층에는 다핵

거대세포가 부착되어 있었다. 입자간 결합조직 내에는 다수의 대식세포가 무리를 이루어 산재되어 있으며, 입자주위에 신생골 형성소전은 거의 없었다. 전자현미경소전에서 전자치밀도가 높은 이식재 입자들이 대식세포 및 다핵거대세포에 의해 흡수되는 소견을 관찰할 수 있었다(Fig. 5, 6, 7).

4) 45S5 생체유리군

대부분의 이식재 입자는 활성도가 낮은 섬유아세포로 둘러싸여 있었다. 부분적으로 이식재 표층에 신생골의 형성의 소견이 있었다. 결정화유리와는 달리 기계적 강도가 낮아 균열이 생기면서 이식재 안으로 작은 주머니가 형성되는 흡수 양상이 보인 후 그 안으로 결체조직이 성장해 들어가는 소견이 나타났으며 조직액과 작용으로 이식재 입자내 실리카젤층이 형성되며 조골세포가 배열되는 소견이 관찰되었다. 전자현미경소전에서 이식재 외부 표층에 칼슘과 인이 풍부한 층과 실리카젤 층으로 구성되는 결합층이 관찰되었다(Fig. 8, 9, 10).

2. 실험 2개월후의 조직소견

1) 다공성 수산화인회석군

신생골의 형성이 부분적으로 이식재 주위에 시작되어 반월모양으로 적은양의 신생골이 보였다. 신생골 주위에 조골세포가 배열되어 있으며, 그 주위에는 섬유성결합조직으로 둘러싸여 있었다. 신생골은 골양조직의 모습을 띠며, 소수의 이식재 내부의 소공에도 골양조직이 나타났었다. 국소적으로 기존골이 이식재 사이로 성장해 들어가면서, 이식재와 골조직간에 직접결합되는 소견이 보였다. 전자현미경소전에서 이식재 표층에 전자치밀도가 높은 경계막 양 반응층이 관찰되었고, 조골세포의 부착과 신생골의 형성소견이 보였다(Fig. 11, 12).

2) CJ4/10C 결정화유리군

이식재 입자 주위에 신생골이 많이 부착되어 있고, 그 주위를 조골세포가 배열되는 양상이 보였다. 골결손부에 인접한 이식재는 기존골의 성장으로 완전히 둘러싸여 있었으며, 대다수의 이식재간에 골결합이 형성된 소견이 보였다. 전자현미경소전에서 이식재 외층에 전자치밀도가 높은 Ca/P으로 구성되었으리라 추측되는 경계막 양 반응층과 조골세포의 배열사이에 골양조직을 확인할 수 있으며, 주위 결체조직내 대식세포에 의한 이식재의 탐식과정을 관찰할 수 있었다(Fig. 13, 14).

3) JJ 결정화유리군

거의 모든 이식재 입자 주위에 신생골을 볼 수 있었으며, 이식재 사이에 골에 의한 결합이 여러 방향으로 나타났었다. 부분적으로 치근쪽에 골유착이 관찰되었고, 이식재와 주위 결체조직 사이에 섬유성 피막을 확인할 수 있었다. 전자현미경소전에서 이식재 주위에 많은 유리 입자들이 보였고, 신생골과 조골세포등을 관찰할 수 있었다(Fig.15, 16).

4) 45S5 생체유리군

신생골이 대부분의 이식재 표층에 형성되어 있고, 이식재 사이를 완전히 신생골으로 채우고 있지는 않으나 전체적으로 신생골의 양이 현저히 증가하였다. 이식재 안으로 작은 주머니 모양의 결체조직 주위에도 신생골이 형성되었다. 이식재 표층 및 작은 주머니 모양의 주변에 형성된 신생골 주위를 조골세포가 배열되는 양상이 보였다(Fig. 17, 18).

3. 실험 3개월후의 조직소견

1) 다공성 수산화인회석군

이식재 흡수가 진행됨에 따라 대체로 흡수되는 이식재의 모양이 불규칙한 양상을 보였다. 이식재 표층 주위에 신생골의 양이 증가하

IV. 총괄 및 고찰

였으나, 인위적으로 형성한 골결손부를 완전히 채우고 있지는 못하였다. 이식재 사이에 신생골이 성장해 들어가 이식재와 신생골간에 직접 연결됨으로써 골결합 양상이 보였으며, 부분적으로는 이식재가 신생골에 의해 완전히 둘러싸인 소견도 보였다. 전자현미경소견에서 경계막 양 반응층이 더욱 치밀해지며 신생골의 발달양상이 더욱 뚜렷하게 관찰되었으며, 주위 결체조직내 대식세포에 의한 이식재 입자의 탐식작용이 있었다(Fig. 19, 20, 21).

2) CJ4/10C 결정화유리군

이식재의 표면이 대부분 신생골에 의해 덮혀 있었다. 결체조직과 접하는 경계부위에 조골세포들이 배열되어 있었으며, 신생골 안의 결체조직 또한 점진적으로 골조직으로 대체되는 소견을 보여주었다(Fig. 22, 23).

3) JJ 결정화유리군

골결손부에 인접한 이식재 입자의 다수가 신생골에 의해 둘러싸이며, 신생골의 양이 증가되어 골수조직과 치밀골이 혼합되어 나타났었으며 잘 발달된 골원(osteon)을 관찰할 수 있었고, 섬유성 피막에 의해 둘러싸인 입자주위에는 시간경과에도 불구하고 대식세포 및 다핵거대세포가 무리를 이루어 나타났었다(Fig. 24, 25).

4) 45S5 생체유리군

골 결손부가 전반적으로 신생골 조직에 의해 둘러싸여 있고, 결체조직이 부분적으로 드문 드문 남아 있었다. 전자현미경소견에서 이식재 입자표면의 균열부위가 골조직으로 완전히 대체되었으며, 균열 입구에 조골세포가 배열되어 있음이 보였다. 결체조직내 소수의 대식세포에서 작은 이식재 입자의 탐식소견이 관찰되었으나 타군에 비해 상당히 줄어들음을 보여주었다(Fig. 26, 27, 28).

치주치료의 목적은 치주질환으로 파괴된 치조골, 백악질 그리고 치주인대를 재생시켜서 치아의 기능을 회복하는데 있다. 치조골의 결손부 치료에 사용되는 재료는 골형성 및 백악질 형성의 유도능력이 있으며, 숙주조직에 대하여 친화성이 있고 생물학적으로 불활성이어야 한다. 지금까지 치조골의 결손부 치료에 자가골이식이 많이 사용되어 왔으나, 이식골편을 얻기 위한 2차적수술과 이식을 위한 적정량의 채취 그리고 치근흡수등의 문제가 제기되었고, 그 후 동종골의 냉동탈회건조골과 치조골의 대체물질로써 수산화인회석과 같은 골이식재의 개발에 관심이 많았다.^{29, 30, 31)} 최근에는 여러 종류의 흡수성 혹은 비흡수성 요업재료들이 임상에서 사용되고 있거나 실험중인데 자가골 혹은 동종골과 비교하였을 때, 임상결과가 비슷한 것으로 보고되어 있다. 합성골이식재는 크게 흡수성과 비흡수성 재료로 나누어 진다. 일반적으로 calcium carbonate, tricalcium phosphate, 다공성수산화인회석 그리고 최근에 사용되고 있는 생체유리는 완전히 혹은 부분적으로 흡수되어지며, 중합체와 치밀형 수산화인회석은 흡수되지 않는다고 한다. 이러한 소견은 우리들의 실험에서도 관찰되는데, 실험군에 따라 흡수속도에 있어 차이는 있지만 시간이 경과함에 따라 이식재의 크기는 감소하고 신생골의 양이 증가하였다. 전자현미경으로 관찰시 이식재 주위의 탐식세포 및 다핵거대세포내에 포식된 입자형태의 물질이 관찰되었으며, 광학현미경으로 관찰시 45S5 생체유리, CJ4/10C 결정화유리 또는 JJ 결정화유리, 다공성 수산화인회석순으로 빠르게 흡수되었다. 그러나 이 실험의 제한점은 실험군간에 입자의 크기가 다양하며 같은 군에 있어서도 균일하지 않았으므로 입자크기를 측정하여 흡수정도를 비교하기가 어려워서 현미경상에서의 흡수양상만 가지고 비교하였다.

이식재의 크기와 관련하여 plaster of Paris 재료를 제외하고는 대부분 이식재 입자의 크기가 직경 300-500um 정도이다. Frank등³²⁾은 TCP, 수산화인회석, 그리고 미세분말 수산화인회석으로 이루어지는 3가지 생체활성요업재료를 이식 후 골형성 정도를 비교한 결과, 미세분말 수산화인회석에서 다른 이식재보다 이식재 입자주위에 많은 양의 골발생이 있음을 보고하고, 이식재의 크기가 골발생의 효율을 결정짓는 중요한 요소라고 하였다. 또한 Zaner와 Yukna³³⁾는 치주 골이식 재료의 입자크기는 300-500um 정도가 적합하다고 보고한 바 있다.

이번 실험에서 사용한 이식재 중 다공성 수산화인회석은 결합조직 및 미세혈관의 성장 그리고 신생골의 침착을 허용하는 미세다공성 구조를 가지며, 직경이 190-230um로 서로 연결되는 경로가 있는데, Hulbert등³⁴⁾은 신생골의 이식재 안으로의 성장 및 증식에 200um 소공의 크기와 100um interconnection이 유효하다고 하였다. White등³⁵⁾은 소공의 크기에 따른 치유 양상을 비교연구한 결과 15-50um인 경우에는 섬유조직 및 혈관의 안쪽 성장을 유도하며, 150um 이상일 때에는 신생골의 안쪽 성장을 유도한다고 보고했다. Finn등³⁶⁾은 개에게 다공성 수산화인회석을 이식한 2주 후에 소공내로 결합조직이 채워지고 차츰 골로 대체된다고 하였으며, West등³⁷⁾은 개를 이용한 실험에서 섬유조직, 혈관, 신생골이 다공성 수산화인회석내로 성장하거나 외부로 둘러싸다고 보고하였다. Stahl등³⁸⁾은 인체에서 다공성 수산화인회석 소공 내부 및 매식체 주위가 석회화됨을 보고하였고, Kenney등³⁹⁾은 인체 치간결손부에서 사용한 임상연구에서 현저한 치주낭의 감소 및 부착수준의 향상을 보고하였다. 우리들의 연구에서도 다공성 수산화인회석의 소공내로 섬유조직, 혈관들이 침윤되어 이식재 내부에 고립된 조직체가 형성되었고, 그 후 신생골이 형성되는 양상과 이식재사이에 신생골이 성장하여 이식재와 신생골간의 직접적인 결합

으로 인하여 국소적이지만 이식재가 신생골에 의해 완전히 둘러싸임을 볼 수 있었다.

그러나 Barnett등⁴⁰⁾은 다공성 수산화인회석 이식후 재수술시 이식재의 흡수상을 볼 수 없고, 골형성을 유도한다는 증거도 미약하며 단지 결손부를 채우는 충전물의 역할을 한다고 보고하였으며, Hancock⁴¹⁾은 TCP 혹은 수산화인회석의 사용시에 치주조직의 재생을 볼 수 없으며, Barnett와 Mellonig등⁴²⁾은 다공성 수산화인회석이 냉동탈회전조골 이식보다 임상적 개선이 크지 않다고 보고하였다. 그러나 저자들의 실험에서는 초기에 소공안으로 혈관과 섬유조직이 침윤 및 성장하였고 2개월, 3개월로 경과됨에 따라 이식재 안과 밖의 신생골 형성을 관찰할 수 있었다.

1969년 Hench등이 기존의 유리(72% SiO₂, 16% Na₂O, 12% CaO : 무게%)와 달리 실리카(SiO₂) 농도를 낮추고(40-55%) 소듐(Na₂O)과 칼슘(CaO)농도를 높이고 P₂O₅를 첨가하여 골과 화학결합할 수 있는 연유리를 만들어 이를 생체활성유리라 하였고, 일련의 생체실험을 통하여 생체유리군 중 45% SiO₂, 24.5% Na₂O, 24.5% CaO, 6% P₂O₅(무계%)로 조성된 유리가 골결합능력이 가장 뛰어나므로 이를 생체유리 45S5 라고 명명한 바 있다. 이 45S5 생체유리는 치조골 결손부에 이식가능한 무정형의 생체활성 요업재료로서 일반 유리처럼 보이고 느껴지지만 전혀 다르게 생체내에서 반응한다. 45S5 생체유리의 특징은 연조직 및 골조직에 결합, 생체친화성, 골전도성 및 골형성 자극, 상피 하방성장 억제등을 들 수가 있다. Hench와 Paschall⁴³⁾ 그리고 Wilson등²⁵⁾은 생체조직과의 개재면에서 일련의 반응으로 Ca-P가 풍부한 층으로 둘러싸인 실리카젤층이 형성된다.

그 후에, 조골세포 혹은 조섬유세포가 유기질을 침착시키게 되고 교원질 혹은 점액다당질의 전하를 띤 부위와 Ca-P층의 전하를 띤 부위가 결합됨으로써 45S5 생체유리가 연조직

및 골조직에 결합된다고 보고하였다. 한편으로 생체유리 45S5의 성분을 기초로 하여 골과 결합하기 위한 조건으로 SiO_2 양이 60 mole% 보다 적고, Na_2O 와 CaO 양이 많아야 하고 Ca/P 비가 높아야 한다는 기본원칙안에서 조성비를 달리하거나 입자크기를 달리한 생체유리에 대해 각종 실험이 있었으며 생체유리의 기계적 강도를 보완하여 보고자하는 실험들도 있었다.^{26, 27)} 현재 국제치과연맹에서 생체유리재료의 생체적합성 검사를 위하여 단기 전신독성 검사, 급성 전신독성 검사, 용혈 검사, 구강점막 자극 검사, 골내매식 응용 검사 등을 시행 중인 재료들이 있는데, 국내에서도 이러한 생체유리가 개발되어 연구 중이다.^{10, 28)}

국내에서 개발된 $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$ 계의 CJ4/10C 결정화유리, JJ 결정화유리를 이용하여 피질골 결손부위에 매식한 뒤 골조직 반응을 비교 관찰한 결과 생체유리, 결정화유리가 수산화인회석에 비해 골형성이 높았음이 보고된 바 있다.¹⁰⁾ 이를 치주골 결손부 회복에 응용해보고자 실험한 우리들의 실험에서도 생체유리 및 결정화유리군이 수산화인회석군에 비해 골형성이 월등 높음을 확인할 수 있었다. 또한 45S5 생체유리와 CJ4/10C, 그리고 JJ 결정화유리 매식체 주위 모두에서도 실리카젤층 및 $\text{Ca}-\text{P}$ 가 많이 함유된 전자치밀도가 높은 반응층들을 광학현미경 및 전자현미경하에서 관찰할 수 있었다. Wilson과 Clark⁴⁵⁾는 연조직 하방의 결합 겔층은 매식 후 수 분 안에 형성되고, 그 두께가 골보다 대략 50% 정도 크며 충격흡수 역할을 한다고 보고하였으며, 반면 치밀형 수산화인회석은 골조직에 서서히 결합하며, 연조직에는 결합되지 못하여 골결손부에 매식한 이식재 입자가 다른 부위로 전위된다고 언급하였다. Ducheyne 등⁴⁶⁾은 45S5 생체유리 입자 안으로 작은 주머니(Protective pouch)가 함입되고, 기존골과 무관하게 신생골이 그 안에 형성되어, 골충전의 핵으로서 작용한다고 보고하였다. Schepers 등⁴⁷⁾은 45S5 생체유리는

수산화인회석과 비교시 더 많은 양의 골전도성 신생골 성장을 보고하였고, Schepers와 Ducheyne²³⁾은 45S5 생체유리가 수산화인회석보다 광범위한 신생골 전도를 보이며, 또한 조골전구세포를 조골세포로 분화되도록 하는 능력이 있다고 보고하였다. 그들에 의하면 45S5 생체유리가 생체조직과 반응하면서 처음 $\text{Ca}-\text{P}$ 가 많은 층으로 덮인 실리카젤층 내부로 작은 균열이 생기고 대식세포의 침윤이 시작되면서 작은 주머니를 만들면서 신생골을 형성하며, 매식 직후부터 타군과 비교시 염증반응이 현저하게 적다고 하였다. 우리들의 실험에서도 실험 1개월 후 섬유성혈관조직이 45S5 생체유리가 흡수되면서 형성된 작은 주머니안으로 침윤하는 양상이 보였고, 그 후 이식재 안에 기존골과 무관하게 신생골 형성이 나타나는 것이 보였는데, 이는 Ducheyne 등⁴⁶⁾의 protective pouch가 골충전의 핵으로 작용한다는 관찰과 비슷하다. 또한 모든 실험군에서 이식재 입자 주위에 초기 비활성의 섬유성 피막이 나타나나 비교적 염증소견이 없었으며, 길게 신장된 조섬유 세포를 보이는데 실험에 사용된 대부분의 이식재들이 생체적합성이 있는 것으로 생각되었다. 그러나 JJ 결정화유리군은 실험 1개월에 많은 수의 대식세포군과 다핵거대세포들이 이식재 주위 및 결합조직에 나타났는데, 이러한 소견이 3개월 경과 표본에서는 다소 줄어들었으나 다른 이식재보다 더 많이 관찰되었으며 이는 매식체 표면에서 계속적으로 탈락되어 나오는 물질이 있는 것으로 추측되었다. 이는 한 등¹⁰⁾, 송 등⁴⁸⁾의 보고와 유사하였는데, 생체재료를 피하조직에 매식시 형성되는 섬유성 피막에 관한 국제치과연맹의 생체적합성 평가기준은 12주 경과 후 조직반응이 감소해야 되는데, 이 기준에 비추어 볼 때 이 재료의 생체적합성에 의문을 주었다. 그러나 같은 계열의 CJ4/10C 결정화 유리에서는 이러한 현상이 드문 것으로 보아, 조성중 이물질 함입이 있었거나 입자크기, 형태, 혹은 열처리 등의 관

련이 있지 않나 생각된다. 이번 실험에 사용된 이식재들의 생체적합성에 관해서 JJ 결정화유리를 제외한 45S5 생체유리와 CJ4/10C 결정화유리, 다공성 수산화인회석들은 만족한 것으로 나타났다.

신생골의 형성 양상은 시간이 경과함에 따라 골전도성 신생골의 성장양상이 뚜렷이 나타났다는데, 45S5 생체유리, CJ4/10C 결정화유리, JJ 결정화유리, 다공성 수산화인회석순으로 높은 신생골의 형성이 보였고, 이식재 입자 주위 및 작은주머니에 형성된 신생골의 주위에는 조골세포가 이장되어 있었다. 그러나, 45S5 생체유리가 다공성 수산화인회석보다 신생골과의 직접적인 결합, 신생골 형성의 양 및 속도에 있어 더 우수한 결과를 보였다. Fetner⁴⁹⁾은 45S5 생체유리의 높은 생체활성은 치근의 흡수를 야기한다고 하였는데, 우리들의 실험에서도 45S5 생체유리군과 JJ 결정화유리군 중 일부에서 치근의 흡수가 일어나면서 골유착을 볼 수 있었으나 그 이유를 추정할 수 없었다.

이 실험에서 사용된 재료들은 치조골 결손부의 이식시 골대체물질로 효과적으로 사용될 수 있을 걸로 보였으나, 앞으로 생체유리의 매식부위에 대한 장기간의 관찰과 실제 임상 사용 그리고 그 결과가 많이 필요하다.

V. 결 론

표면활성 생체요업재료인 45S5 생체유리, 다공성 수산화인회석(Interpore 200R) 및 두 종류의 결정화유리 CJ4/10C 와 JJ를 인위적으로 형성한 성건의 골내낭에 매식 후 1개월, 2개월, 3개월에 희생시켜, 신생골의 형성양상 및 이식재의 흡수여부와 생체적합성을 조직학적으로 관찰하였다.

모든 실험군에서 초기 이식재 입자주위에 비활성 섬유성 피막이 나타났고, 실험군에 따라 흡수속도에 있어 차이는 있으나 시간이 경과함에 따라 이식재의 크기는 감소하였다. 이

식재의 흡수는 45S5생체유리, CJ4/10C 또는 JJ 결정화유리 그리고 다공성 수산화인회석순으로 빠르게 흡수되었다. CJ4/10C와 JJ 결정화유리는 실험 1개월 후 주위조직과 반응으로 이식재 주위에 실리카젤 결합층이 형성되고 흡수되면서, 이식재 입자주위에 직접 신생골이 부착/성장되었다. 45S5 생체유리는 실험 1개월 후 흡수되면서 작은주머니를 형성하여 이 안으로, 그리고 다공성 수산화인회석은 소공안으로 혈관이 많은 섬유조직이 증식되는 양상을 보였다. 실험 2개월, 3개월이 경과됨에 따라 이식재 안과 밖에 신생골의 형성이 관찰되었다.

골형성의 정도는 실험 1개월후 CJ4/10C 결정화유리가 45S5 생체유리, JJ 결정화유리, 그리고 다공성 수산화인회석보다 높은 신생골 형성을 보였으나, 시간경과에 따라 그 격차가 감소하였다. 실험 3개월에서는 45S5생체화유리, CJ4/10C결정화유리, JJ결정화유리, 그리고 다공성 수산화인회석 순으로 높은 신생골의 형성을 보였다.

참고문헌

1. Schallhorn RG. Postoperative problem associated with iliac transplants. J Periodontol 43 : 3-9. 1972.
2. Feingold JP, Chasens AI. Preserved Scleral allografts in Periodontal defects in Man. 1. Preparation, preservation and use. J Periodontol 48 : 1-3. 1977.
3. Feingold JP, Chasens AI, Doyle J, Alfano MC. Preserved scleral allografts in periodontal defects in Man. 2. Histological evaluation. J Periodontol 1977 48 : 4-12. 1977.
4. Alderman NE. Sterile plaster of paris as an implant in the infrabony environment. A preliminary study. J Periodontol 40 : 11-13. 1969.

5. Hodosh M, Povar M, Shklar G. Experimental findings of new bone formation after rat skull implants of polymethacrylate and an organic bone. *Plast Reconstr Surg*. 44 : 582-589. 1969.
6. Shaffer CD, George RA. The use of plaster of Paris in treating infrabony defects in humans. *J Periodontol* 42 : 685-690. 1971.
7. Radell BI, Cassingham RJ. A clinical evaluation of Proplast as a periodontal implant material. *J Periodontol* 51 : 110-155. 1980.
8. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment : council on Dental Research and Council on Dental Therapeutics : Hydroxyapatite, beta tricalcium phosphate, and autogenous and allogenic bone for filling periodontal defects, alveolar ridge augmentation and pulp capping. *J Am Dent Assoc* 108 : 822-829. 1984.
9. Barney VC, Levin MP, Adams DF: Bioceramic Implants in Surgical Periodontal Defects. *J Periodontol* 57 : 764-770. 1986.
10. 한 중석. 황 성명. 고재승. 수중 표면활성 생체요업재료의 피하조직 및 골조직 매식 후 주위조직 반응. *Korean J Oral Anatomy* 16 : 537-557. 1992.
11. Baldock WT, Hutchens Jr. LH, Mcfall Jr. WT, Simpson DM. An evaluation of TCP implants in human periodontal osseous defects of two patients. *J Periodontol* 56 : 1-7. 1985.
12. Bye FL, Kause ME, Regez JA, Caffesses RG. Histologic evaluation of periodontal implants in a biologically "closed" model. *J Periodontol* 58 : 110-114. 1987.
13. Drobeck HP, Rothstein SS, Grumaer KI, Sherer AD, Slighter RG. Histologic observation of soft tissue responses to implanted, multifaceted particles and disc of hydroxyapatite. *J oral Maxillofac Surg* 42 : 143-156. 1984.
14. Chiroff RT, White EW, Weber KN, Roy DM. Tissue ingrowth of replamineform implants. *J Biomed Mat Res* 9 : 29. 1975.
15. Holmes RE, Bucholz RW, Mooney V. Porous hydroxyapatite defects a histomorphometric study. *J Orthop Res* 5 : 114. 1987.
16. Roser SM, Brady FA, Mckelvy B. Tissue implants of hydroxyapatite replamineform implants in the dog. *J Dent Res* 56 : 172-187. 1977.
17. Klawitter JJ, Hubert SF. Application of porous ceramics for the attachment of load bearing orthopedic applications. *J Biomed Mat Res* 2 : 161. 1971.
18. Kenney EB, Lekovic V, Elvaz JJ, Kovacvic K, Carranza FA Jr, Takei HH. The use of a porous hydroxyapatite implant in periodontal defects II. Treatment of class II furcation lesions in lower molars. *J periodontol* 59 : 67-72. 1988.
19. Han T.: The use of porous hydroxyapatite in the treatment of human periodontal osseous defects. Master Thesis, University of California at Los Angelis. 1984.
20. Oreamuno S, Lekovic V, Kenney EB, Carranza FA Jr, Takei HH, Prokic B. Comparative clinical study of porous hydroxyapatite and decalcified freeze-dried bone in human periodontal defects. *J Periodontol* 61 : 399-404. 1990.
21. American Academy of Periodontology

- Proceeding of the world workshop in clinical periodontics 1989.
22. Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenlee TK. Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials. *J Biomed Mater Res Symp* 2(1) : 117 - 141. 1971.
 23. Schepers EJG, Crercg DE, Ducheyne P, Kempeneers R. Bioactive glass partialate as a filler for bone lesions. *J Oral Rehabilitation* 18 : 439 - 452. 1991.
 24. Hench LL, Pashall HA. Histochemical responses at a biomaterial's interface. *J Biomed Mater Res symposium* 5 : 25 - 42. 1973.
 25. Wilson J, Pigott GH, Schoen FJ, Hench LL. Toxicology and biocompatibility of bioglass. *J Biomed Mater Res* 15 : 805 - 822. 1981.
 26. Nakamura T, Yamamura T, Higashi S, Kokubo T, Ito S. A new glassceramic for bone replacement evaluation of its bonding to bone tissue. *J Biomed Mater Res* 19 : 685 - 698. 1985.
 27. Kokubo T, Ito S, Huang ZT, Hayashi T, Sakka S, Kitugi T, Yamamuro T. Ca, P rich layer formed on high-strength bioactive glass ceramic A-W. *J Biomed Mater Res* 24 : 331 - 343. 1990.
 28. 김 철영. 표면활성 바이오세라믹스의 개발. 과학재단 991 특정기초연구 과제 2차 중간 보고서. 17 1993.
 29. Schallhorn RG. Present Status of Osseous Grafting Procedures. *J Periodontol* 48 : 570 - 576. 1977.
 30. Bowers GM, Chadroff B, Carnevale R, Mellonig JT, Corio R, Stevens M, Romberg. Histologic evaluation of new attachment apparatus formation in humans. Part III. *J Periodontol* 60 : 683 - 693. 1989.
 31. Brunsvold MA, Mellonig JT. B one grafts and periodontal regeneration. *Periodontology* 2000 1 : 80 - 91. 1993.
 32. Frank RM, Klewansky P, Hemmerle J, Tenenbaum H. Ultra structural demonstration of the importance of crystal size of bioceramic powders implanted into human periodontal lesions. *J Clin Periodontol* 18 : 669 - 680. 1991.
 33. Zaner DJ, Yukna RA. Particle size of periodontal bone grafting materials. *J Periodontol* 55 : 406 - 409. 1984.
 34. Hulbert SF, Young FA, Mathews RS. Potential ceramic materials as permanently implantable skeletal prostheses. *J Biomed Mater Res* 4 : 433 - 475. 1970.
 35. White E, Shors EC. Biomedical aspect of interpore 200 porous hydroxyapatite. *Dent Clin North Am* 30 : 49 - 67. 1986.
 36. Finn RA, Bell WH, Brammer JA. Interpositional grafting with autogenous bone and coralline hydroxyapatite. *J Dent Res* 62 : 148 - 154. 1983.
 37. West, T.L., and Brunstein, D.D.: Comparison of replamine form coral and bone alloplants in dog periodontal pockets. *J Dent Res* 57 : 101. 1978.
 38. Stahl SS, Froum SJ. Histologic and Clinical Responses to Porous Hydroxyapatite Implants in Human Periodontal Defects. *J Periodontol* 58 : 689 - 695. 1987
 39. Kenney EB, Lekovic V, Han T, Carranza FA, Dimitrijevic B. The use of a porous hydroxyapatite implant in periodontal defects I. Clinical results after 6 months. *J periodontol* 56 : 82 - 88. 1985.
 40. Barnett JD, Mellonig JT, Gray JL, Towle

- HJ: Comparison of freeze-dried bone allograft and porous hydroxyapatite in human periodontol defects. *J Periodontol* 60 : 231-237. 1989.
41. Hancock EB: Regeneration procedures. In proceedings of the world workshop in clinical periodontics. Nevins M, Becker W, Kornman K. Princeton eds : American Academy of Periodontology Chap VI. 1-20. 1989.
 42. Mellonig JT, Periodontol bone graft technique. *Int J Periodontol Restorative Dent* 10 : 288-299 1990.
 43. Yukna RA. Synthetic bone grafts in periodontics. *Periodontology* 2000 1 : 92-99 1993.
 44. Hench LL, Paschall HA. Histochemical responses at a biomaterial's interface. *J Biomed Res Symposium* 5 : 49. 1974.
 45. Wilson J, Clark AE, Hall M, Hench LL. Tissue Response to Bioglass Endosseous Ridge Maintenance Implants. *J Oral Implantology* 16 : 295-302. 1993.
 46. Schepers EJG, Ducheyne P. The application of Bioactive Glass Particles of Narrow Size Range as a Filler Material for Bone Lesions. a 24 Month Animal Experiment. *Bioceramics* 6 : 401-404. 1993.
 47. Schepers EJG, Ducheyne P, Barbier L, Schepers S. Bioactive Glass Particles Of Narrow Range: A new material for the repair of bone defects. *Implant Dentistry* 2 : 151-156. 1993.
 48. 송현철, 강선주, 김현만, 고재승, 황성명. 수종의 생체활성유리와 수산화인회석의 시험관 및 생체반응에 관한 연구. *Korean J Oral Anatomy* 18 : 143-163. 1994.
 49. Fetner AE, Hartigan MS, Low SB. Periodontal Repair Using PerioglasR in Nonhuman Primates : Clinical and Histologic Observations. *Compend Contin Educ* 15 : 934-938. 1993.

EXPLANATION OF PHOTOGRAPHS

- Figure 1.** 4-week hydroxyapatite specimen. Connective tissue(CT) encapsulation around graft(I) and fibro-vascular infiltration into graft pore(arrow).OB : old bone, T : tooth(modified multiple staining, original magnification $\times 40$).
- Figure 2.** 4-week hydroxyapatite specimen. Fibroblasts(F) were arranged parallel with graft(I)(TEM micrograph, original magnification $\times 9000$).
- Figure 3.** 4-week CJ4/10C crystalline glass specimen. Osteoblasts lining new bone formation was seen. C : graft. Arrow heads:Osteoblast lining. NB:new bone(arrow)(modified multiple staining, original magnification $\times 100$).
- Figure 4.** 4-week CJ4/10C crystalline glass specimen. Phagosome containing graft material/electron dense particulate substance(arrows) which seem to be graft materials in macrophage(M)(original magnification $\times 6000$).
- Figure 5.** 4-weeks JJ crystalline glass specimen. New bone formation was seen rarely around grafts(J). Most of them was surrounded by fibrous capsule. Large amount of macrophages and multi-nuclear giant cells(arrows) appeared around grafts. CT : connective tissue(modified multiple staining, original magnification $\times 100$).
- Figure 6.** 4-week JJ crystalline glass specimen. Phagosomes containing electron dense particulate materials(arrow heads) in macrophage(M) in connective tissue around grafts(original magnification $\times 6000$).
- Figure 7.** 4-week JJ crystalline glass specimen. Multi-nuclear giant cell(MG) in connective tissue contains particulate materials(arrow heads)(original magnification $\times 6000$).
- Figure 8.** 4-week 45S5 bioglass specimen. Interconnection of graft particles by new bone(thick arrow) and protective pouches(thin arrows were showed(modified multiple staining, original magnification $\times 40$).

논문사진부도(1)

Fig. 1

Fig. 2

Fig. 3

Fig. 4

Fig. 5

Fig. 6

Fig. 7

Fig. 8

- Figure 9. 4-week 45S5 bioglass specimen. Osteoblast lining(thick arrow) was observed in boundary between glass(S) and connective tissue in protective pouch. Through interstitial corrosive reaction between amorphous glass surface and tissue fluid, silica gel layer(thin arrow) was formed(modified multiple staining original magnification $\times 200$).
- Figure 10. 4-week 45S5 bioglass specimen. Reaction layer(BGL) consists of outer calcium-phosphate rich layer(CPR) and inner silica gel layer(SG)(original magnification $\times 6000$).
- Figure 11. 8-week hydroxyapatite specimen. New bone formation(NB) around and into synthetic graft particles(arrow). NB: new bone(modified multiple staining, original magnification $\times 100$).
- Figure 12. 8-week hydroxyapatite specimen. Mineralized bone matrix intervening graft(I) with osteoblasts(OBL). Electron dense line(arrow heads) was lamina limitans like structure. NB:new bone(original magnification $\times 4500$).
- Figure 13. 8-week CJ4/10C crystalline glass specimen. Multi-lateral interconnection of graft particles(C) by new bone(arrow)(modified multiple staining, original magnification $\times 100$).
- Figure 14. 8-week CJ4/10C bioglass specimen. Osteoid(O) intervening graft(C) with osteoblasts(OBL). Arrows: phagosome containing graft material in macrophage(M). Arrow heads : lamina limitans-like electron dense line(original magnification $\times 3000$).
- Figure 15. 8-week JJ crystalline glass specimen. Multi-lateral interconnection(BB) of graft particles(J) by new bone. Notably, bone ankylosis(BA) of root appears probably due to high bioactivity. T: tooth. CT: connective tissue(modified multiple staining, original magnification $\times 40$).
- Figure 16. 8-week JJ crystalline glass specimen. With several glass particles cut on superficial part away from center, new bone(NB) was intermingled with small glass particle like materials(arrow heads) and osteoblast appeared between outer periphery of glass particles and new bone(original magnification $\times 3750$).

논문사진부도(2)

Fig. 9

Fig. 10

Fig. 11

Fig. 12

Fig. 13

Fig. 14

Fig. 15

Fig. 16

- Figure 17.** 8-week 45S5 bioglass specimen. Multi-lateral interconnection of graft particles(S) by new bone. Bone formation appeared in the protective pouches(arrows). CT: connective tissue(modified multiple staining, original magnification $\times 40$).
- Figure 18.** 8-week 45S5 bioglass specimen. Bonding gel layer/reaction layer consists of outer calcium-phosphate rich layer and inner silica gel layer(SG). Thickness of reaction layer was increased(arrow). New bone(NB) was deposited on the reaction layer of glass(S)(original magnification $\times 3750$).
- Figure 19.** 12-week hydroxyapatite specimen. New bone(BB) interposed between graft particles(I)(modified multiple staining, original magnification $\times 100$).
- Figure 20.** 12-week hydroxyapatite specimen. Phagosomes containing electron-dense particulate materials(arrow heads) in macrophage in connective tissue around grafts(original magnification $\times 12000$).
- Figure 21.** 12-week hydroxyapatite specimen. Mineralized bone matrix intervening graft(I) with osteoblasts(OBL). Electron dense line(arrow heads) seems to be lamina limitans like structure(original magnification $\times 6000$).
- Figure 22.** 12-week CJ410C crystalline glass specimen. Growth & maturation of new bone between graft particles(C). Left arrow indicated reaction layer through glass corrosion reaction with surrounding tissue fluid. Right arrows indicated osteoblast(OBL) lining(modified multiple staining, original magnification $\times 100$).
- Figure 23.** 12-week CJ4/10C crystalline glass specimen. New bone(NB) and osteoid(O) intervened between graft(C) with osteoblasts(OB). Thick arrows probably indicates reaction layer(original magnification $\times 3750$).
- Figure 24.** 12-week JJ crystalline glass specimen. Multi-lateral interconnection(BB) of graft particles(J) by new bone. Well developed Haversian system(arrows) was shown through growth and maturation of new bone between graft particles. FC: fibrous connective tissue. OB: old bone. T: tooth(modified multiple staining, original magnification $\times 40$).

논문사진부도(3)

Fig. 17

Fig. 18

Fig. 19

Fig. 20

Fig. 21

Fig. 22

Fig. 23

Fig. 24

- Figure 25.** 12-week JJ crystalline glass specimen. Phagosome containing electron dense particulate matters (arrows) which seemed to be graft materials in multinuclear giant cell (MG) (original magnification $\times 6000$).
- Figure 26.** 12-week 45S5 bioglass specimen. New bone almost completely fills surgically created bone defect. But, connective tissue was interspersed intermittently between new bone and glass particles. NB: new bone, CT : connective tissue (modified multiple staining, original magnification $\times 40$).
- Figure 27.** 12-week 45S5 bioglass specimen. New bone (NB) formation on crack portion OBL: osteoblast. S: bioglass (original magnification $\times 7500$).
- Figure 28.** 12-week 45S5 bioglass specimen. Phagosome containing graft materials (arrows) in macrophage (M) (original magnification $\times 6000$).

논문사진부도(4)

Fig. 25

Fig. 26

Fig. 27

Fig. 28

Histologic Study Of Different Bioceramic Implants In Intraony Defects

Chul - Woo Lee, Sang - Mook Choi, Soo - Boo Han, Sang - Hyun Park, Hyeon - Jong Kim
Dept. of Periodontology, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was designed to compare with the effects of 4 different surface active bioceramics on the healing process of alveolar bone defects in dogs. Artificial alveolar bone defects (depth 4-6mm, width 3-4mm) were created with #6 round bur at interproximal areas of maxillary canine, maxillary 2nd premolar, mandibular canine, and mandibular 3rd premolar. Porous hydroxyapatite (Interpore 200^R), 45S5 bioglass, CJ4/10C crystalline glass, and JJ crystalline glass were implanted in intraony defects randomly. Experimental groups were divided into 4 categories according to its implant material. After implantation, all groups were examined postoperatively 4 weeks to 12 weeks. 3 dogs were selected randomly and sacrificed after vascular perfusion with 2.5% glutaraldehyde at every 4 weeks.

Tissue blocks with surrounding alveolar bone and soft tissues were removed and immersed in formaldehyde/glutaraldehyde fixative. After 20 weeks decalcification with EDTA and formic acid, sections were made and observed under light microscope and transmission electron microscope. In all experimental groups, the encapsulation of inactive connective tissue was observed around graft particles in 4 weeks. As time elapsed, the thickness of surrounding connective tissue was decreased. Osteoconductive bone growth pattern was seen apparently in all groups. CJ4/10C crystalline glass showed the most active bone formation until 8 weeks. 45S5 bioglass was, however, the most active in new bone formation at 12 weeks. Though there was difference in resorption rate among grafting materials, the size of graft particles was decreased gradually. 45S5 bioglass was resorbed faster than the others. On the other hand, porous hydroxyapatite was degraded most slowly. Phagocytosed particulate matters were observed in the cytoplasm of multinuclear multinuclear giant cell and macrophage under transmission electron microscope. The results suggested that 45S5 bioglass and CJ4/10C crystalline glass may have some enhanced reparative potential when compared to porous hydroxyapatite in the treatment of periodontal defects. JJ crystalline glass requires a further investigation of the safety of its use.

Key words : Bone, Bioceramic Implant: Porous hydroxyapatite, Bioglass, Crystalline glass
intraony defects / therapy