

齒牙灰粉과 陶材 複合 埋植體에 關한 光學顯微鏡 及 走査電子顯微鏡的 研究 *

朝鮮大學校 大醫院 齒醫學科

〈指導 尹 昌 根 教授〉

趙 英 學

I. 서 론

齒槽堤의 심한 흡수를 갖고 있는 無齒顎 환자의 보철치로서 술자와 환자 모두가 심한 어려움에 직면하게 된다.⁴⁵⁾ 즉 심한 골소실로 인하여 齒槽粘膜의 비대, 附着齒齦의 감소, 口腔前庭의 기능부전, 頤孔의 노출현상, 등이 일어나는데 이러한 여건에서 보철물을 제작할 경우 의치의 심한 동요, 계속되는 연조직의 潰瘍 및 동통등이 발생하여 의치 수명을 단축하고 기능을 저하시키게 된다.⁶⁷⁾ 無齒顎 齒槽堤의 퇴축은 치아상실후의 결과에 따라 계속 진행되어 회복할 수 없는 단계까지 오게 되는데,^{8, 9, 10, 11, 53, 64)} 이러한 골 흡수는 국소적 및 전신적인 원인이 복합적으로 작용하여 나타나는 결과라 하였으며 飲食, 顔貌形態, 호르몬장애, 骨多孔症, 義齒裝着習慣, 人工齒牙의 咬頭形態 등이 소인으로 거론 되기도 하였다.^{12, 13, 22, 50, 51, 68)} 특히 이러한 골소실은 여자에게 더 심하며 상하악을 비교했을 때 하악에서 골소실 속도가 4 배나 더 크다 하였다.^{50, 51, 64)} 그러므로 齒槽骨의 흡수를 억제시키려는 노력이 지금까지 계속 연구되어 왔고 Johnson,³⁶⁾ Graver 등²⁹⁾은 殘存齒根을 유지시키므로써 齒槽骨의 빠른 흡수를 방지시킬 수 있었다고 하였으며 Lam⁴³⁾, Simon 등⁶¹⁾은 齒根 埋植 또는 再植 방법등을 보고하였다.^{23, 24, 38, 52)} 그러나 일단 심하게 齒槽骨이 소실된 환자를 위해 외과적 처치 방법으로서 硬組織 및 軟組織 移植, 口腔前庭延長成形術, 그리고 齒槽堤 增大를 위한 骨移植등이 지금까지 소개되었다.⁶⁷⁾

前庭延長成形術은 적절한 齒槽骨의 높이가 근육과 점막에 의해 덮혀 있을 때 사용되거나 齒槽堤 增大術式은 齒槽骨 높이가 적절치 못할 때 사용되는데 이러한 齒槽堤 增大術式 방법으로서는 自家網狀骨과 自家皮質骨 등을 이용하는 自家骨의 移植法^{16, 44)}과 凍結乾燥骨, 脫灰骨 등을 이용하는 異因子型 骨移植^{39, 48, 55, 62, 69)} 등이 소개되었다. Boyen¹⁹⁾은 自家骨의 移植法은 상실된 골조직과 근본적으로 유사한 조직에 의한 복귀이므로 가장 효과적인 이식술이며 대부분의 齒槽堤 增大形成에 사용된다고 보고하기도 하였으며 自家骨 移植 중에서도 皮質骨移植은 혈관 재생 및 基底骨과의 결합이 오랜 시간이 소요되며 감염되기 쉬운 단점이 있다 하였다.²¹⁾ 반면에 網狀骨移植의 경우는 단시간내에 혈관이 소생되고 상대적으로 짧은 시간안에 기저골과 결합이 되며, 皮質骨처럼 감염이 쉽게 되지 않고 새로운 골이 급속히 형성되지만 골수를 수술부위에 적절히 위치시키거나 유지시키기가 어렵다고 하였다.^{18, 70)} 自家骨 移植 술식의 일반적인 단점은 이식편을 채취하기 위하여 2 차의 수술과 채취부위에 잠정적이며 국소적인 병적상태 등을 야기한다는 점이며 그외에도 이식부위가 시간의 경과에 따라 골흡수가 일어난다는 것이다. 한편 異因子型 骨移植의 경우는 개체의 생물학적 친화성이 문제가 된다고 하였다.⁵⁴⁾ 결국 自家骨 移植 및 異因子型 骨移植의 제약을 극복하기 위한 노력으로써 골조직의 대체 물질로서 생흡수성 또는 비흡수성 물질의 하나인 ceramic 종류의 副原型子移植이 연구되어 왔는데 특히 생재료로서 calcium phosphate계의 하나

* 本 論文의 要旨은 1985年 1月 26日 第3次 國際齒科研究學會 韓國支部 綜合學術大會에서 發表함.

인 hydroxylapatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)는 지난 10년 동안 연구되어 왔으며,^{14, 25, 27, 32, 34, 40, 57, 60} Finn 등²⁷⁾은 이들 재료가 생체適合性, 生吸收性 또는 비흡수성, 높은 압축강도, 적절한 세공의 크기 등이 이상적인 조건을 갖춘 매식 재료라고 하였다.

경질의 비 흡수성 hydroxylapatite는 치근 매식, 골형성, 골대치시 임상적으로 이용되고 있다.^{20, 58, 59)} 그러나 이러한 hydroxylapatite 제제는 가공상의 문제, 가공비, 가공능률이 종래의 재료에 비교하여 현저히 어려운 것으로 보고되어 있다. 青木茂樹⁶⁾는 결국 조직의 결손을 회복하기 위해선 피부의 결손엔 피부이식, 골조직의 결손엔 골이식의 방법등과 같이 동종의 조직이식이 가장 좋은 방법이 되겠으나 공급부위의 제한, 수술의 복잡성, 감염, 조직면역학적 거부반응 등이 문제가 된다고 하였다.^{18, 19, 21, 54)} 그러므로 저자는 용이하게 구할 수 있는 발겨된 치아를 회화하면 유기성분은 제거되고 무기성분인 hydroxylapatite가 주성분으로 남게 되는데 이를 齒槽堤 増大를 위한 埋植體 재료로서 사용 가능성을 검증 하고자 하였다. 이를 위하여 먼저 치아 회분과 상품화된 Syntgraft, Calcitite 및 치과도재의 組織親和性을 비교 조사하였으며 그 후 齒牙灰分 燒結體 및 치아회분과 치과도재의 複合 燒結體의 골형성 유도 능력 및 조직친화성을 조사하고자 동물실험을 시행한 후 光學顯微鏡 및 走査電子顯微鏡(SEM)으로 관찰한 결과를 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

齶蝕症 2도 이하의 발겨된 치아를 950°C에서 회화하여 200mesh 이하의 분말을 제작 하였다. 이 치아회분과 calcium phosphate계의 제품과의 조직 친화성을 비교 연구하기 위하여 Syntgraft (Johnson & Johnson Dental Products Co.), Calcitite (Calcitek, Inc.)를 사용하였으며 眞空燒成用 齒科陶材(Ceramco Inc.)도 함께 사용하였다.

다음으로 치아회분의 골형성 유도능력을 관찰하기 위해서 다음과 같이 실험편을 제작하였다. 직경 1.2cm, 높이 1.5cm의 원주형 mold (Fig. 1)에 치아회분을 cream상으로 증류수와 혼합하여 넣은 후 電動油壓式 압착기 (TCM-19, Tong Kwang Testing Machine Mfg CO, LTD, Korea)로 1,000kg/cm²의

압력을 가하여 壓迫成型한 다음 이를 Jelenko 사의 陶材爐에서 1,100°C의 진공하에서 1시간동안 燒結하였다.⁵⁾ 또한 치아회분과 진공소성용 도재의 複合 燒結體를 얻기 위하여 이들을 각각 7:3, 6:4, 5:5, 4:6의 무게비율로 혼합, 상기한 방법으로 압박성형 한 다음 도재 소성온도인 925°C에서 소성하였다. 이렇게 하여 모두 5개 실험군으로 나누어졌고 이들 각각의 燒結體를 2×4×6mm의 직육면체 크기로 분할절단하여 각 실험군을 10개씩, 총 50개의 試片을 제작하였다.

2. 실험방법

1) 실험재료의 매식

조직친화성을 관찰하기 위하여 일정기간 동일조건하에서 사육된 家兎15頭(대조군 3두, 실험군 12두)에 케타민HCl (Ketalar)을 체중당 40mg로 정맥 주사하여 전신마취를 시행한 후 좌우측 경골(tibia)부의 mesial end of the cranial margin 내측 편편한 넓은 부위의 骨膜을 剝離하고 치과용 엔진을 이용 fissure bur로 증류수를 적하시키면서 양측 2개의 구를 3×5mm 크기로 骨髓腔이 노출될때까지 형성하였다. 대조군 3두에서는 이 결손부위에 血餅이 그대로 채워지도록 하였으며, 실험군 12두에서는 결손부위에 950°C에서 灰化한 치아회분, 도재분말 및 상품화된 Syntgraft, Calcitite 분말을 각각 매식한 후 봉합하여 3두의 대조군과 12두의 실험군을 1주, 2주, 3주 간격으로 나누어 희생시켜 광학 현미경으로 관찰하였다.

치아회분 燒結體와 도재와의 複合 燒結體의 骨形成 誘導能力 및 組織親和性을 관찰하기 위해 역시 일정기간 동일조건하에서 사육된 성견 5두에 케타

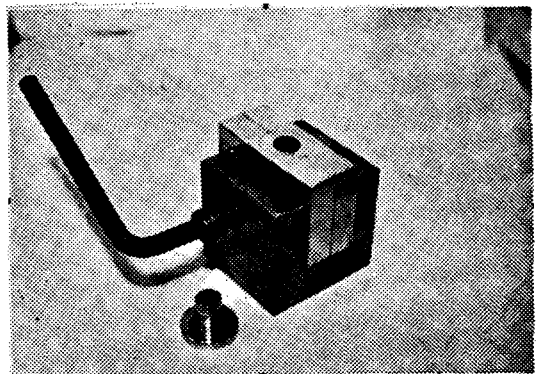


Fig. 1. Stainless steel mold.

민HCl(Ketalar)을 체중 kg당 50ml로 근육주사 하여 전신마취를 시행한 후 하악체 외면의 좌우측 頰粘膜部位를 절개, 골막을 박리하고 골면을 노출시켰다. 미리 제작된 2×4×6mm의 직육면체 크기의 5개의 심혈관 시편을 좌우측 각각 5개씩 총 50개의 실험편을 매식하였다.

5일후 봉합사를 제거하고 4주후 희생시켜 3두는 광학현미경으로, 2두는 走査電子顯微鏡으로 관찰하였다.

2) 광학현미경적 관찰

실험재료들이 매식된 부위를 절취하여 통법에 따라 10% 중성 formalin 용액에 고정하고 Plank Rychlo 용액으로 탈회시킨 후 시편내에 함유된 porcelain 입자를 용해시키기 위해 10% 불화수소용액으로 용해 제거시켰다. 이렇게 제작된 조직편을 파라핀에 포매하여 4-6 μ 두께의 표본을 제작하고 hematoxylin-eosin 으로 이중 염색한 후 病理組織學的 檢鏡을 실시하였다.

3) 주사전자현미경적 관찰

시편이 포함된 조직을 3% phosphate-buffered glutaraldehyde 용액에 담근 후 80mmHg 압력하에서 45분간 일차고정을 시행하고 다시 3% phosphate-buffered glutaraldehyde 용액에서 24시간동안 이차고정을 시행한 후 시편주위의 연조직을 제거하고 前頭切斷面과 평행하게 3등분하여 시편과 골조직이 직접 유합된 부위를 노출시킨 후 1% phosphate-buffered osmium tetroxide 용액에 2시간 동안 3차고정을 시행하였다. 시편을 70%, 80%, 90%, 100% ethanol에 각각 2시간씩 탈수시켰으며 CO₂를 이용한 critical point dry 방법에 의해 완전탈수를 유도하였다. 시편을 gold로 sputter coating시킨후 JSM-35C scanning-electron microscope (JEOL Corp)로 관찰하였다.^{49, 55)}

III. 실험성적

1. 치아회분, 치과도재, Syntograft 및 Calcitite의 조직반응소견.

(1) 1주 실험군

대조군: 결손부 양측 기존골의 骨髓境界面에는 新生骨柱가 형성되는 것을 볼 수 있었으며 다수의 纖維芽細胞 및 骨芽細胞가 증식된

양상이 나타났었다. 급성염증 소견은 거의 소실되었고 골 결손부는 纖維組織으로 채우고 있었다. (Fig. 2-a)

치아회분말: 염증소견은 보이지 않았으며 결손된 부위의 골수로부터 활발한 纖維芽細胞의 증식이 나타났고 골 결손부 하방 骨髓腔에서 부터 新生骨柱가 증식하여 결손부 양측 기존골을 연결하는 骨樣橋(osteoid bridge)가 형성되었고 新生骨柱의 변연부에서 骨芽細胞의 강한 활성도를 볼 수 있었다. (Fig. 3-a)

도재분말: 도재분말이 매식된 부위는 基質化가 일어나지 않고 있으며 주위를 纖維芽細胞와 幼弱 纖維組織이 둘러싸고 주위의 조직내에서는 신생혈관이 보이나, 염증소견은 존재하지 않았다. (Fig. 3-b)

Syntograft: 입자들은 幼弱 結締組織에 의해 인접 조직과 뚜렷이 경계되어 있으며 입자 邊緣部에 幼弱 結締組織이 침투되어 서로 유합되어 가는 양상을 보였다. 그외의 결손부에는 纖維芽細胞 및 骨芽細胞의 증식에 의해 채워져 있었고 결손 기저부는 치아회분말의 경우와 같이 骨樣橋를 이루며 기존골을 연결하고 있었다. (Fig. 3-c)

Calcitite: 입자의 크기가 가장 크며 입자주위에 纖維芽細胞 및 骨芽細胞의 활성도가 아주 양호하였으며 骨髓部位로부터 신생골 형성이 활발히 일어나 치아회분말의 경우와 같이 결손기저부에는 骨樣橋의 형성을 볼 수 있었다. (Fig. 3-d)

(2) 2주 실험군

대조군: 골 결손부의 결체조직내의 부분적으로 新生 骨樣組織의 형성이 시작되었으며 일부 新生骨柱에서 骨芽細胞의 활동을 볼 수 있었다. 결체조직의 성숙도는 더욱 증가하였으며, 다수의 확장된 모세혈관이 존재하므로써 정상적으로 조직이 치유되고 있는 과정을 볼 수 있었다. (Fig. 2-b)

치아회분말: 입자주위에 新生幼弱骨樣組織이 생성되고 있었으며 骨柱는 더욱 증식 발달되어 서로 유합되었고 결손 기저부에만 형성되었던 骨樣橋가 점점 위쪽으로 성장되어 가는 조직상을 보이고 있었다. (Fig. 4-a)

도재분말 : 결손부와 도재분말이 매식되었던 공간으로 幼弱 結締組織과 纖維芽細胞의 증식이 일어나 基質化되어 가고 있으나 新生 骨樣組織의 출현은 없었다. (Fig. 4-b)

Syntograft : 입자와 인접조직과의 경계는 아직도 명확하나 일부에서 입자주위를 新生骨柱가 둘러싸 입자와 융합되는 양상을 보였다. 입자사이의 결체조직은 보다 증식되었으며 골주의 활발한 증식으로 치아회분말에서와 같은 骨樣橋 형성을 볼 수 있었다. (Fig. 4-c)

Calcitite : 치아회분말의 경우와 비슷한 조직상으로서 활발한 골주의 증식 및 新生 幼弱骨樣組織의 형성을 볼 수 있었으며 역시 骨樣橋의 상방성장을 볼 수 있었다. (Fig. 4-d)

(3) 3주 실험군

대조군 : 결손부에서 新生骨柱의 증식이 일어나고 있었으며 골주변연부에서 骨芽細胞의 활성을 볼 수 있었다. 新生骨柱의 증식에 따라 결체조직의 양은 감소하는 소견을 보였다.

치아회분말 : 전체적으로 더욱 증가된 骨芽細胞의 활성도를 볼 수 있으며 新生骨柱가 서로 융합되어 형태가 더 두꺼워지고 치밀해졌으며 新生骨柱 및 新生幼弱骨樣組織으로

채워져 있었다. (Fig. 5-a)

도재분말 : 결손부는 전체적으로 幼弱結締組織에 의해 基質化 되었을 뿐 아니라 기질 내에는 新生骨樣組織의 출현과 新生骨柱를 볼 수 있었다. (Fig. 5-b)

Syntograft : 입자 주위에는 거의 골조직이 형성되어 있었고 치아회분말에서와 같이 新生骨柱는 서로 융합되어 더 두꺼워졌으며 더욱 두꺼운 層板을 이루며 많은 신생골 형성상을 보였다. (Fig. 5-c)

Calcitite : 치아회분말 및 Syntograft의 경우와 같이 新生骨柱는 서로 융합하여 증식되었으며 대부분의 골 결손부를 新生骨柱 및 骨樣組織이 채우고 있었다. (Fig. 5-d)

위의 조직학적 소견을 간략히 도표로 표시하면 Table 1, 2, 3과 같다.

2. 주사전자 현미경적 소견

燒結체에 나타나는 氣孔의 크기는 다양한 양상을 보여주고 있는데 眞空燒成用 陶材의 함량이 많이 포함된 燒結체 일수록 多孔性이며 氣孔의 크기도 컸다. 특히 7:3 (porcelain: tooth ash) 복합매식체의 경우 가장 많은 氣孔을 가지고 있었는데 가장 큰 氣孔의 직경은 150 μ m 정도였으며 평균 70 μ m 정도의 직경을 가지고 있었다. 이것에 비해 나머지 燒結체

Table 1. Tissue Response to the Various Implant materials at 1 Week after Surgery

tissue finding	fibroblastic activity	osteoblastic activity	inflammatory response	ingrowth of fibrous tissue	density & thickness of trabecular pattern
materials					
control group	++	±	—	—	—
ashed tooth powder	++	+	—	±	±
porcelain powder	++	±	—	—	—
Syntograft	++	+	—	±	+
Calcitite	++	+	—	±	+

Table 2. Tissue Response to the Various Implant materials at 2 Weeks after Surgery

tissue finding materials	fibroblastic activity	osteoblastic activity	inflammatory response	formation of osteoid bridge	density & thickness of trabecular pattern
Control group	+	+	-	±	±
ashed tooth powder	+	++	-	+	+
porcelain powder	+	+	-	±	±
Syntograft	+	++	-	+	++
Calcitite	+	++	-	+	+

Table 3. Tissue Response to the Various Implant materials at 3 Weeks after Surgery

tissue finding materials	fibroblastic activity	osteoblastic activity	inflammatory response	formation of osteoid bridge	density & thickness of trabecular pattern
control group	+	++	-	+	+
ashed tooth powder	+	+++	-	++	++
porcelain powder	+	++	-	+	+
Syntograft	+	+++	-	++	+++
Calcitite	+	+++	-	++	++

(- : negative, ±: slight, +: mild, ++: moderate, +++ : advanced)

에서는 氣孔의 크기 및 수가 적어지는 양상을 보였으며 특히 치아회분 燒結體의 경우는 아주 치밀하며 氣孔 크기도 미세하였다. (Fig. 11-a, b, c, d, e) 모든 시편과 매식체간의 사이엔 새로 형성된 것으로 보이는 조직이 개재되어 서로 유합되는 양상을 보여주고 부분적으로 그 경계가 불분명하게 되어 있음을 볼 수 있는데 특히 순수치아 회분 燒結體에서는 매식체와 기존골 조직과의 골 유합으로 그 경계가 불분명 하여졌다. (Fig. 11-e)

3. 복합 매식체의 조직반응 소견

성건의 下顎體에 도제 분말과 치아회분과의 무게 비율을 각각 7:3, 6:4, 5:5, 4:6 및 순수치아 회분으로 만든 2×4×6mm 의 직육면체 크기로 류의 매식체를 埋植하여 4주후 희생시켜 표본을 만든 후 광학 현미경을 이용하여 관찰한 조직학적 소견은 다음과 같다.

(1) 7:3 복합 매식체

매식체 주위에는 비박한 結締織 被覆樣相을 볼 수 있었으며 특히 결체조직의 纖維芽細胞에 의한 hypercellularity 양상과 新生幼弱 毛細血管의 증식을 매식체에 근접한 결체조직에서 볼 수 있었다. 기존골에 연해서 매식체 측으로의 骨樣組織, 軟骨組織의 증식양상을 보였으며 骨樣組織에서의 新生骨 小腔의 형성과 骨芽細胞의 활성화 소견을 보였고 기존골의 골 흡수상은 볼 수 없었다. 염증세포의 침윤 정도는 희박하며 염증반응은 소실된 양상을 보였다. 몇몇 시편에서는 骨樣組織의 내부증식 및 骨芽細胞의 활성화 소견이 시편에 직접 접하여 형성된 소견을 볼 수 있었고 結締組織이 試片表面 氣孔内部로의 浸潤性 成長所見을 보였다. (Fig. 6-a, b)

(2) 6:4 복합 매식체

매식체 주위의 結締織 被覆樣相은 7:3군과 동일하였으며 매식체에 직접 접촉하여 생긴 hypercellularity zone은 주위 결체조직과 명확히 구별되는 세포영역을 보이고 있었으며 매식체 내부로의 결체조직 침윤성 성장소견은 일부에서 소량이 나타났다. 또한 骨化作用 및 骨樣組織의 출현은 매식체에 근접하는 기존골의 변연부에서 瀰漫性으로 일부 출현하였으나 매식체와 직접 접합하여 형성된 소견은 볼 수 없었다. (Fig. 7-a, b)

(3) 5:5 복합 매식체

비박한 결체조직에 의한 被覆樣相을 나타내었으며

결체조직의 매식체 氣孔내로의 浸潤性 증식소견은 볼 수 없었다. 매식체에 접하는 hypercellularity zone이 일부 나타나며 未分化 中胚葉細胞가 출현하고 소량의 骨樣組織의 형성을 볼 수 있었다. 또한 매식체에서 조금 떨어진 기존골의 변연부에서 가골이 성장하여 골주의 성숙도는 증가된 양상을 보이며 양단으로 증식소견을 일부 볼 수 있었다. (Fig. 8-a, b)

(4) 4:6 복합 매식체

비박한 결체조직에 의한 被膜樣相을 보이며 기존골 변연부에서 일부 骨芽細胞의 활성화 소견을 나타내었고 결체조직의 성숙도는 증가양상을 보였으며 모세혈관 증식과 鬱血現象을 나타내었으며 결체조직의 매식체 氣孔내로의 浸潤性 증식소견도 볼 수 없었다. 기존 골주 변연부에서 형성된 가골은 유합하여 성숙도가 높은 골주를 형성하였고, 이 골주는 매식체측으로 성장하는 소견을 보여 그 변연부에서 화골 작용의 활성화와 骨樣組織의 증식상을 보이며 이는 매식체 주위로 확산되는 소견을 보였으며 극히 일부에서는 부분적으로 매식체와 유합된 상을 보였다. (Fig. 9-a, b)

(5) 치아회분 소결매식체

기존골과 매식체는 결체조직의 개재없이 직접 유합한 부분이 많았으나 기존골에서와 같은 osteon이나 haversian관 등의 형성소견을 볼 수 없고 bundle bone에 의해 유합되었으며 骨柱邊緣部에서 왕성한 骨芽細胞의 활성화소견을 볼 수 있었다. 또한 일부 소량의 비박한 결체조직의 개재를 보이는 부분도 있으나 결체조직에서 骨樣組織의 출현과 미분화 결체조직 세포의 침윤, 신생모세혈관의 증식 및 鬱血現象을 보여 화골화작용의 진행상을 나타내고 있었다. 또한 기존골에서 新生骨柱의 양측단으로 골주의 증식과 일부에서는 매식체 측단과의 직접적인 유합을 보여 매식체가 골주에 의해 피복되는 양상을 볼 수 있었다. (Fig. 10-a, b)

위의 조직학적 소견을 간략히 도표로 표시하면 Table 4와 같다.

Table 4에서 보는 바와 같이 염증반응은 모든 실험군에서 볼 수 없었으며, 骨形成 誘導能力(osteoblastic activity)을 보면 순수치아회분 매식체에서 가장 왕성하였고 그다음이 4:6의 복합매식체의 경우였으며 그의 다른 실험군에서는 미량이거나 거의 볼 수 없었다. 또한 7:3 및 6:4의 복합매식체의

Table. 4. The comparison of tissue finding

tissue finding materials	fibroblastic activity	osteoblastic activity	inflammatory response	ingrowth of fibrous tissue	bony fusion to implant
7:3	++	±	-	++	+
6:4	++	±	-	++	-
5:5	+	±	-	-	-
4:6	+	+	-	+	++
ashed tooth powder	+	++	-	+	+++

(-: negative, ±: slight, +: mild, ++: moderate, +++: advanced)

경우엔 매식체의 기공내로 많은 결체조직의 침윤성 소견을 볼 수 있었으며 반면에 5:5의 복합매식체 경우엔 결체조직으로 피낭되어 있으며 매식체 내로의 결체조직이나 골조직의 침윤성소견을 볼 수 없었다.

IV. 총괄 및 고찰

硬組織 결손을 회복할 때 이용되는 自家骨移植術의 여러가지 단점을 보완하기 위하여 金屬, 高分子 合成수지, 炭素材등과 같은 副原型子 材料가 소개되어 임상에서 사용되는 단계까지 이르렀다.^{39, 48, 67)} 그러나 이들 재료의 개체적합여부, 매식체의 불안정, 매식체의 정출, 교합력에 의한 기저골의 흡수, 복잡한 술식등이 문제가 되어 완전한 성공에 이르지 못하고 현재까지 계속 연구되고 있다.

이 인체 이식용 생재료의 구비조건은 인체내에서 이 재료가 부식되거나 또는 독성을 갖는 성분이 분해 생산되지 않는 화학적으로 안정성을 갖고 있어야 할 뿐 아니라 수술로 이식한 이 재료 주위의 인체의 조직이 유착되며 성장할 수 있는 생결합성이 있어야 한다 하였으며, 또한 충분한 기계적 조건을 가져야 한다.^{47, 60)}

이러한 副原型子 材料중 치아나 골조직과 유사한 화학적 구조를 갖는 hydroxylapatite(Ca₁₀(PO₄)₆·

(OH)₂)가 Kent,⁴⁰⁾ Finn,²⁷⁾ Putter,⁵⁷⁾ Bhasker,¹⁴⁾ Denissen등²⁵⁾에 의해 꾸준히 연구되어 왔으며 이 재료는 생물학적으로도 우수한 組織親和性을 가지며 골 형성을 촉진시켜 직접 인접 기존골조직과 융합하는 생결합성을 갖고 있다.⁵³⁾

靑不茂樹⁶¹⁾는 이러한 합성 hydroxylapatite 제재는 가공상의 문제, 가공비, 가공능률등이 문제가 된다 하였다. 이러한 점에서 임상에서 쉽사리 구할 수 있는 발거된 치아를 회화하여 유기성분을 제거하고 무기성분인 hydroxylapatite를 齒槽骨 增大術式등에 이용할 수 있는 副原型子 材料로서의 이용가능을 추정할 수 있다. 그러나 이에 대한 문헌보고가 없으므로 이에 저자는 치아회분의 骨形成 誘導能力과 組織親和性을 검증하여 이용가능성을 제시하고자 하였다.

본실험에서 치아 회화온도를 950°C로 하였는데 그 근거는 CO₂가 완전 소실되는 것이 900°C에서 회화하였을 때라고 한 Bird등¹⁷⁾의 보고에 따랐으며 이 CO₂의 소실은 바로 유기물질이 완전 소화된 것이라 추정할 수 있기 때문이다. 또한 河朝雄⁵⁾등의 연구에 의하면 implant용 hydroxylapatite제조의 최적조건으로서 소성온도 1100°C, 소성시간 1시간이라 하였는데 본 실험에서도 순수치아 회분을 이용한 실험편의 상기한 방법에 따랐으며 도재와 치아 복합매식체의 경우는 도재 소성온도인 925°C에서

소결 하였다.

이렇게 회화된 치아 분말의 組織親和性을 일차적으로 검사하기 위하여 상품화 되어있는 Syntograft, Calcitite 및 도재 분말등과 함께 치아회분을 家兔脛骨에 매식한 후 이 재료들의 生體 親和性을 광학현미경으로 관찰하였다. 다음 치아 회분의 骨形成誘導 能力과 치아 회분과 진공소성용 도재의 혼합사용 가능성도 검사하기 위하여 두재료의 각 비에 따르는 燒結體를 제작하여 그 내부조직의 특성과 組織親和性 등을 관찰하였다. 도재와의 혼합 사용은 도재의 강도를 이용할 필요가 있을때와 도재가 비흡수성이기 때문에 만약 치아회분이 흡수성일 경우 비흡수성 기질로서의 역할 등이 기대되기 때문이다.

골은 결체조직 중 고도로 분화된 조직으로서 치아와 더불어 인체중 가장 견고한 조직으로 형성되어 있으며 풍부한 혈관이 공급되고 끊임없이 재형성이 이루어지는 살아있는 동적인 조직으로서^{30,31} 이러한 골조직의 조성은 약 65%의 무기질과 35%의 유기질로서의 약 95~90%가 교원섬유로 되어 있다하였는데³² 골조직내에 새로운 물질이 삽입됨으로서 매식체 자체, 인접조직 및 매식체와 조직사이에 많은 변화를 야기한다 하였다.³

그러므로 Albrektsson⁷⁾은 매식체와 조직반응에 대한 연구시에는 골 재형성 여부와 혈관반응 등의 관찰이 무엇보다 필요하다 하였다. 그의 연구결과에 의하면 매식체 삽입후 골성장 시작전에 가장초기에 신속한 혈관화동을 볼수 있는데 이 혈관들은 초기에는 capillary loop 로 나타나 점차 성숙하여 약 3주후에는 잘 발달된 혈관의 網狀形態를 이룬다 하였다. 또한 골의 치유과정은 1주부터 시작하여 3-4주에 최정점을 이루며 비교적 안정된 상태가 되어 매식후 6-8주엔 소량의 골 재형성을 가진다 하였다. 그러므로 본 실험에서도 우선골형성의 정점을 이루는 단기간(4주)의 관찰을 통하여 骨形成誘導能力 및 組織親和性을 관찰하였다. 순수치아 회분의 組織 親和性 및 骨形成誘導 能力을 Syntograft, Calcitite 및 도재분말등과 비교하여 본 결과, 생 분해성 ceramic의 일종인 Syntograft는 신생골 형성의 가장 좋은 결과를 볼수 있었으며 어떠한 염증반응도 볼수 없었다.

이는 그 화학적 조성이 tricalcium phosphate로서 골 생성을 자극하여 신생골 형성의 기질을 구성하고 시간의 경과에 따라 매식된 부위로부터 완전히

흡수된다.^{1,20} 또한 Calcitite는 경질의 비흡수성 hydroxylapatite로서 組織 親和性 및 骨形成誘導能力이 우수하다고 하였는데³⁷ 본 실험의 경우에도 양호한 骨形成誘導能力을 볼수 있었다. 이러한 기성제품의 생재료와 비교한 950℃에서 회화하여 만든 순수치아회분의 주성분은 역시 hydroxylapatite로서 미량의 β -whitlockite가 포함되어 있다.⁴

hydroxylapatite와 β -whitlockite의 생체내에서의 반응은 커다란 차이가 없으나 hydroxylapatite가 더 안정하며 β -whitlockite는 생체내에서 용해된다고 알려졌다.³⁵ 본 실험에서 치아회분 매식의 경우에 C-calcitite의 骨形成誘導能力과 비슷한 양상을 보여 주며 組織親和性도 우수한 상태를 보여주었다. 도재분말을 매식한 경우에는 정상 골조직 치유과정의 대조군과 유사한 양상을 보여 염증소견도 볼수 없었고 또한 骨形成誘導能力도 볼수 없었다.

이와같은 일련의 실험의 결과를 통하여 치아회분의 組織親和性 및 骨形成誘導能力이 양호함을 확인하였으며 또한 도재 분말이 骨形成誘導能力은 없으나 조직에 염증반응을 유발하지 않는 燒結助劑로서의 가능성이 있는바 순수치아회분 소결체 및 치아회분과 소재의 일정 무게비로 혼합한 소결체를 만들어 매식하여 組織親和性 및 骨形成誘導能力을 비교하였다.

모든 실험군에서 염증반응은 소실되었는데 이는 이러한 순수치아회분 매식체와 복합매식체의 組織親和性이 양호한 것으로 사료된다. 또한 순수치아회분으로 제작된 매식체를 매식한 실험군에서 骨形成誘導能力이 가장 양호하였으며 그 다음이 4:6의 복합 매식체의 경우로서 이 두경우엔 新生骨樣組織이 매식체와 직접 융합된 양상을 여러 부위에서 볼수 있었는데 순수 치아회분이 많이 포함된 매식체 일수록 骨形成誘導能力이 양호하다고 사료되었다. 이에 비해서 7:3 및 6:4, 5:5의 복합매식체 실험군에선 매식체 둘레에 만성염증이 장기간 지속될 경우 생리적 반응으로 나타나는 생체의 재생기전에 의한 반흔조직의 형성이랄수 있는 섬유성 피낭³⁸과 같은 결체조직으로 피낭되어 있으며 7:3 및 6:4의 매식면에서는 매식체내로의 纖維性結體組織의 침윤성 성장을 볼수 있었고 氣孔의 직경이 큰곳에서는 골의 내부성장 및 부분적 骨癒合像을 볼수 없었다. 이러한 사실은 주사전자현미경 소견에서 보는바와 같이 도

재분말이 많이 포함될수록 소결 매식체에 多孔性을 유하며 특히 7 : 3 비의 매식체에서 그 氣孔의 크기가 가장 큰 경우 150 μm 에서 평균 70 μm 으로 그 氣孔의 크기가 적당히 클 경우 결체조직 또는 골조직의 침윤성 성장이 일어난다고 하였다.⁴⁰⁾ Nery 등⁴¹⁾은 400-500 μm , klawitler 등⁴²⁾은 150 μm , Ducheyne 등⁴³⁾은 50 μm 등이 골조직에 성장해 들어갈 수 있는 적절한 氣孔의 크기라고 하였다. 이러한 사실에 비추어 도재와 치아회분의 혼합비를 7 : 3 또는 6 : 4로 혼합하여 사용하면 조직의 내부성장을 유도할 수 있다고 판단된다. 그러나 5 : 5의 매식편에서는 매식체내로의 결체조직이다 골조직침윤성 소견을 볼수 없었다. 그러나 모든 섬유성 피낭에서는 부분적으로 骨樣組織의 출현과 骨芽細胞의 활성이 강하였으며 특히 매식체 양측으로 骨樣組織의 증식을 볼수 있었는데 이는 骨形成 誘導能力이 치아회분 매식체보다 활발치는 못하나 시간의 경과에 따라 골형성 및 골유합의 가능성도 보여준다고 사료된다.

이상의 실험 결과에서 보는 바와 같이 순수치아회분 매식체는 주위조직에 잘 적합되었으며 조직학적으로도 거부반응을 보이지 않았으며 새로운 골이 성장하여 매식체 표면에 직접 유합되는 것을 볼수 있었는데 이는 이 재료가 조직과의 친화성이 좋으며 骨形成 誘導能力도 양호하다는 것을 보여 주었다. 또한 치아회분은 임상에서 쉽게 구할수 있으며 제작이 용이한 관계로 齒槽骨 增大 재료로서 개발 가능성이 충분히 있음을 보여주고 있다 하겠다. 그러나 이 재료에 대한 더욱 완전한 실험을 위해서는 장기적인 관찰이 요구되며 이 재료의 生物理學的 연구가 계속되어야 하리라고 사료된다.

V. 결 론

회화된 치아분말을 硬組織 缺損의 회복을 위한 埋植材料로서의 사용 가능성을 실험하기 위하여 그의 組織 親和性을 합성 인산칼슘계 화합물인 Syntograft 및 Calcitite와 비교 연구 하였으며, 齒牙灰粉 燒結시 燒結助劑로 眞空燒成用 陶材 (Ceramco Inc.)를 이용코져 이의 조직친화성을 연구하였다. 이를 위하여 15두의 가토 좌우측 脛骨部에 3 \times 5mm 크기로 골수를 노출시키는 깊이의 결손구를 형성하

여 대조군 3두에서는 缺損溝에 血餅이 그대로 채워지도록 하고 나머지 실험군 12두에서는 缺損溝에 950 $^{\circ}\text{C}$ 에서 소성한 齒牙灰分, 陶材粉末 및 상용화된 Syntograft, Calcitite분말을 埋植하여 1주, 2주, 3주 간격으로 희생시켜 광학현미경으로 관찰하였다.

다음으로 원하는 埋植體의 형태를 얻기 위하여 齒牙灰分을 1000kg/cm² 압력하에서 圓柱型 鑄型에 넣어 성형한 다음 1100 $^{\circ}\text{C}$ 에서 1시간 燒結하였고, 燒結助劑로서 眞空燒成用 陶材를 齒牙灰分과 무게비 7 : 3, 6 : 4, 5 : 5, 4 : 6로 혼합하여 위와같은 방법으로 성형, 925 $^{\circ}\text{C}$ 에서 소성하였다. 이를 다시 2 \times 4 \times 6mm크기로 埋植片을 제작, 5두의 성견 下顎體 좌우측 骨膜下에 매식하고 4주후 희생시켜 光學 및 走査電子顯微鏡으로 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 齒牙灰粉末, Syntograft, Calcitite, 眞空燒成用 陶材 공히 1주후 전 실험기간 동안 염증반응은 볼수 없었다.
2. 齒牙灰粉末의 骨形成 誘導能力 역시 Syntograft 및 Calcitite와 함께 우수하였으나 특히 Syntograft의 경우가 더욱 활발함을 볼수 있었다.
3. 陶材粉末의 혼합비가 클수록 多孔性이며 氣孔의 크기도 증대함을 주사전자현미경에서 볼수 있었으며 섬유성 結體組織 및 骨樣組織의 내부증식 조직상을 볼수 있었다.
4. 순수 齒牙灰粉 埋植片과 치아회분과 도재의 비율이 4 : 6의 埋植試片에서는 직접적인 골유합상을 주사전자현미경 및 광학현미경에서 볼수 있었다.

(본논문을 완성함에 있어서 시증지도 교열해 주신 윤창근 교수님께 감사드리며 아울러 도움을 주신 구강생물학 교실의 조재오교수님과 보철학교실 의국원에게도 감사를 드립니다).

References

1. 金學元 : 「生分解性 ceramic의 組織反應 및 骨形成 能力에 關한 研究」 慶熙大學校 大學院 博士學位論文 1984.
2. 尹昌根, 趙載五 : “Ceramic implant의 生物學的 檢定法에 있어서 埋植體 除去方法에 關

- 한 實驗的 研究” 口腔 生物學 研究 3 : 111. 1980.
3. 李相喆, 朴承郁, 金判植, 柳善烈, 金學元: “骨形成 機轉에 關한 考察” 顎顏面 成形外科 學會誌 1 : 1. 1978.
 4. 李元求: “齒科移植을 위한 dense calcium phosphate ceramic 제재의 物理的 性質 및 生物學的 安全性에 關한 研究” 大韓 齒科 移植學會誌, 제 4 권, 제 1 호: 23. 1983.
 5. 河朝雄, 丁炯鎭: “人工齒牙用 水酸化 인산칼슘 窯業체의 製造” 韓國 窯業學會誌 20:55. 1983.
 6. 青木茂樹: “fine ceramic 의 加工과 評價” 名古屋工業 技術試驗所. 1984.
 7. Albrektsson, T.: “Direct bone anchorage of dental implants”, *J. Prosth. Dent.*, 50: 255, 1983.
 8. Atwood, D.A.: “Some clinical factors related to the rate of resorption of residual ridges”, *J. Prosth. Dent.*, 13:441, 1962.
 9. Atwood, D.A.: “Postextraction change in the adult mandible as illustrated by micro-radiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms”, *J. Prosth. Dent.*, 13:810, 1963.
 10. Atwood, D.A.: “Reduction of residual ridges: A major oral disease entity”, *J. Prosth. Dent.*, 26:266, 1971.
 11. Atwood, D.A. and Coy, W.A.: “Clinical cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges”, *J. Prosth. Dent.*, 26:280, 1971.
 12. Bater, J.C.: “Relationship of osteoporosis to excessive residual ridge resorption”, *J. Prosth. Dent.*, 46:123, 1981.
 13. Baylink, D.J., Wergedal, J.E., Yamamoto, K. and Maneke, E.: “Systemic factors in alveolar bone loss”, *J. Prosth. Dent.*, 31:486, 1974.
 14. Bhaskar, S.N., Cutright, D.E., Knapp, M.J., Beasley, J.D. and Driskell, T.D.: “Tissue reaction to infrabony ceramic implants”, *Oral Surg.*, 31:282, 1971.
 15. Bhaskar, S.M., Brady, J.M., Getter, L., Grower, M.F. and Driskell, T.D.: “Biodegradable ceramic implants in bone”, *Oral Surg.*, 32:336, 1971.
 16. Bird, J.S., Kullbom, T.L. and Quast, G.L.: “Alveolar ridge augmentation with autogenous cancellous bone and marrow graft: Preliminary report”, *J. Oral Surg.*, 5:199, 1977.
 17. Bird, J.M., Gallup, H., Gaudino, J. and Hodge, H.C.: “A comparison of two methods of ashing enamel and dentin”, *J. Dent. Res.*, 27:693, 1948.
 18. Boyne, P.J.: “Autogenous cancellous bone and marrow transplants”, *Clin. Orthop.*, 73:199, 1970.
 19. Boyne, P.J.: “Transplantation, implantation and grafts”, *Dent. Clin. North Amer.*, 15:433, 1971.
 20. Boyne, P.J., Fremming, B.D., Welsh, R. and Jaraho, M.: “Evaluation of a ceramic hydroxylapatite in femoral defects”, *J. Dent. Res.*, 57:108, 1978.
 21. Burwell, R.G.: 『Recent advances in orthopaedics』 Baltimore, The Williams & Wilkins Co., 1969, pp. 115.
 22. Carlsson, G.E. and Persson, G.: “Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures”, *Odont. Revy.*, 18:27, 1967.
 23. Casey, D.M., and Lauciello, F.R.: “A review of the submerged root concept”, *J. Prosth. Dent.*, 43:128, 1980.
 24. Delivanis, P., Day, O., Esposito, D. and Beckley, R.: “Clinical considerations for root-submergence procedures”, *J. Prosth. Dent.*, 43:487, 1980.
 25. Denissen, H.W., Groot, K. de, Makkes, P. ch., Hooff, A. and Klopper, P.J.: “Tissue response to dense apatite implants in rats”, *J. Biomed. Mat. Res.*, 14:713, 1980.
 26. Ducheyne, P., Hench, L.L., Kagan II, A., Martens, M., Bursens, A. and Mulier, J.C.: “Effect of hydroxylapatite impregnation of skeletal bonding of porous coated implants”, *J. Biomed. Mat. Res.*, 14:225, 1980.
 27. Finn, R.A., Bell, W.H. and Brammer, J.A.: “Interpositional grafting with autogenous

- bone and coralline hydroxylapatite", *J. Maxillo. Fac. Surg.*, 8:217, 1980.
28. Getter, L., Bhaskar, S.N., Cutright, D.E., Perez, B., Brady, J.M., Driskell, T.D. and O'Hara, M.J.: "Three biodegradable calcium phosphate slurry implants in bone", *J. Oral Surg.*, 30:263, 1972.
 29. Graver, D.G., Fenster, R.K., Baker, R.D. and Johnson, D.L.: "Vital root retention in humans: A preliminary report", *J. Prosth. Dent.*, 40:23, 1978.
 30. Gross, U., Brandes, J., Sunz, V., Bab, I. and Sela, J.: "The ultrastructure of the interface between a glass ceramic and bone", *J. Biomed. Mat. Res.*, 15:291, 1981.
 31. Gross, P., Marcus, M. and Heistad, D.: "Measurements of blood flow to bone and marrow in experimental animals by means of the microsphere technique", *J. Bone Joint Surg.*, 63:1028, 1981.
 32. Hammer, W.B., Topazian, R.G., McKinney, R.V., and Hulbert, S.F.: "Alveolar ridge augmentation with ceramics", *J. Dent. Res.*, 52:356, 1973.
 33. Hulbert, S.F.: "History of bioceramics", *Ceramics International*, 8(4):131, 1982.
 34. Jarcho, M.: "Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics", *Clin. Orthop.*, 157:259, 1981.
 35. Jarcho, M.: "Hydroxylapatite synthesis and characterization in dense polycrystalline form", *J. Mat. Sci.*, 11:2027, 1976.
 36. Johnson, D.L., Kelly, J.F., Hinton, R.J. and Cornell, M.T.: "Histologic evaluation of vital root retention", *J. Oral Surg.*, 32: 829, 1974.
 37. Kato, K.: "Biocompatibility of apatite ceramics in mandibles", *Biomat., Med. Dev., Art. Org.*, 7(2) 291, 1979.
 38. Kabcenell, J.L.: "Tooth-supported complete dentures", *J. Prosth. Dent.*, 26:251, 1971.
 39. Kelly, J.F. and Friedlender, G.E.: "Pre-prosthetic bone graft augmentation with allogenic bone: A preliminary report", *J. Oral Surg.*, 35:268, 1977.
 40. Kent, J.N., Quinn, J.H., Zilde, M.F., Finger, I.M., Jarcho, M. and Rothstein, S.S.: "Correction of alveolar ridge deficiencies with nonresorbable hydroxylapatite", *J.A.D.A.*, 105:993, 1982.
 41. Klawitter, J.J.: [A basic investigation of bone growth into a porous ceramic material] Doctoral Thesis, Clemson University, Clemson, SC, 1970.
 42. Klawitter, J.J., Weinstein, A.M., Cooke, F.W., Peterson, L.J., Pennel, B.M. and McKinney, R.V.: "An evaluation of porous alumina ceramic dental implants", *J. Dent. Res.*, 56:768, 1977.
 43. Lam, R.V.: "Effect of root implants on resorption of residual ridges", *J. Prosth. Dent.*, 27:311, 1972.
 44. Lambert, P.M., Skerl, R.F. and Campana, H.A.: "Free autogenous graft coverage of vital retained roots", *J. Prosth. Dent.*, 50:611, 1983.
 45. Larsen, H.D., Finger I. Guerra, L.R. and Kent, J.N.: "Prosthetic management of the hydroxylapatite denture patient: A preliminary report", *J. Prosthet. Dent.*, 49:461, 1983.
 46. Lavelle, C., Wedgwood, D. and Riess, G.: "A new implant philosophy", *J. Prosth. Dent.*, 43:71, 1980.
 47. MacGibbon, D.J. and McCartney, E.R.: "The potential of ceramics as prosthetic materials", *J. Austral Ceram. Soc.*, 9:37, 1973.
 48. Marx, R.E., Kline, S.N., Johnson, R.P., Malinin, T.I., Matthews, J.G. and Gambil, V.: "The use of freeze-dried allogenic bone in oral and maxillofacial surgery", *J. Oral Surg.*, 39:264, 1981.
 49. McKinney, R.V., Steflik, D.E. and Koth, D.L.: "The biologic response to the single-crystal sapphire endosteal dental implant: Scanning electron microscopic observations", *J. Prosth. Dent.*, 51:372, 1984.
 50. Mercier, P. and Inoue, S.: "Bone density and serum minerals in cases of residual alveolar ridge atrophy", *J. Prosth. Dent.*, 46:250, 1981.
 51. Mercier, P. and Lafontant, R.: "Residual alveolar ridge atrophy: Classification and influence of facial morpholog", *J. Prosth.*

- Dent*, 41:90, 1979.
52. Miller, P.A.: "Complete dentures supported by natural teeth", *J. Prosth. Dent.*, 8:924, 1958.
 53. Monroe, E.A., Votava, W., Bass, D.B. and McMullen, J.: "New calcium phosphate ceramic material for bone and tooth implants", *J. Dent. Res.*, 50:860, 1971.
 54. Nery, E.B., Lynch, K.L. and Rooney, G.E.: "Alveolar ridge augmentation with tricalcium phosphate ceramic", *J. Prosth. Dent.*, 40:668, 1978.
 55. Pearson, G.E., Rosen, S. and Deporter, D.A.: "Preliminary observation on the usefulness of a decalcified, freeze-dried cancellus bone allograft material in periodontol surgery", *J. Periodontol.*, 52:55, 1981.
 56. Piecuch, J.E., Topazian, R.G., Skoły, S. and Wolfe, S.: "Experimental ridge augmentation with porous hydroxylapatite implants", *J. Dent. Res.*, 62:148, 1983.
 57. Putter, C.D., Groot, K.D., and Sillevs Smitt, P.A.E.: "Transmucosal implants of dense hydroxylapatite", *J. Prosth. Dent.*, 49:87, 1983.
 58. Rao, W.R. and Boehm, R.F.: "A study of sintered apatites", *J. Dent. Res.*, 53:1351, 1974.
 59. Rootare, H.M., Powers, J.M. and Craig, R.G.: "Sintered hydroxylapatite for wear studies", *J. Dent. Res.*, 57:777, 1978.
 60. Schoen, F.J.: *Biomaterials in Laskin, D.H.: "Oral and Maxillofacial surgery, Vol. 1. The C.V. Mosby Co 1st ed St. Louis, 1980, pp. 292.*
 61. Simon, J.H. and Kimura, J.T.: "Maintenance of alveolar bone by the intentional replantation of roots", *Oral Surg.*, 37:936, 1974.
 62. Sonis, S.T., Kaban, L.B. and Glowacki, J.: "Clinical trial of demineralized bone powder in the treatment of periodontal defects", *J. Oral Med.* 38:117, 1983.
 63. Tallgren, A.: "Effect of denture wearing on facial morphology", *Acta Odontol. Scand.*, 25:563, 1967.
 64. Tallgren, A.: "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed longitudinal study covering 25 years", *J. Prosth. Dent.*, 27:120, 1972.
 65. Thomas, H.F.: "The lamina limitans of human dentinal tubules", *J. Dent. Res.*, 62:1064, 1984.
 66. Topazian, R.G., Hammer, W.B., Talbert, C.O. and Hulbert, S.F.: "The use of ceramics in augmentation and replacement of portions of the mandible", *J. Biomed. Mat. Res.*, 6:311, 1972.
 67. Van Sickels, J.E. and Montgomery, M.T.: "Review of surgical ridge augmentation procedures for the atrophied mandible", *J. Prosth. Dent.*, 51:5, 1984.
 68. Wical, K.E. and Brussee, P.: "Effects of a calcium and vitamin D supplement on alveolar ridge resorption in immediate denture patients", *J. Prosth. Dent.*, 41:4, 1979.
 69. Wolford, L.M. and Epker, B.N.: "The use of freeze-dried bone as a biologic crib for ridge augmentation", *Oral Surg.*, 43:499, 1977.
 70. Woods, W.R., Hiatt, W.R. and Brooks, R.L.: "A technique for simultaneous fracture repair and augmentation of the atrophic edentulous mandible", *J. Oral Surg.*, 37:131, 1979.

– Abstract –

A Light and Scanning Electron Microscopic Study on the Implant of Tooth Ash - Porcelain Mixture

Cho, Young-Hak, D.D.S., M.S.D.

Director: Prof. Yoon, Chang-Keun, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry, Graduate School, Chosun University

The purpose of this study was to investigate whether the ashed tooth powder is utilized as an alternative material of the implant to recovery the bony defect. For this purpose its biocompatibility was evaluated comparing to the synthetic calciumphosphate compounds, such as Syntograft and Calcitite, as well as the vacuum firing porcelain (Ceramco Inc.) which is anticipated to use as a matrix to aid sintering.

Bony defects to exposure the bone marrow, 3 x 5 mm in size, were created in the right and left tibias of fifteen rabbits, and then the ashed tooth powder at 950°C, the porcelain powder, Syntograft and Calcitite were inserted in the defects of twelve rabbits of the experimental group and the blood clot only was filled in the defects of three rabbits of the control group. The experimental and control rabbits were sacrificed at 1st, 2nd 3rd week after implantation and the histologic examination was performed.

The ashed tooth powder in order to make the needed form of the implant was molded using the cylindrical mold 1 cm high, 1 cm in diameter under the pressure of 1000 kg/cm² and the ashed tooth powder was sintered at 1100°C for 1 hour and the mixture of the porcelain powder and the ashed tooth powder at the weight ratio of 7:3, 6:4, 5:5, 4:6 were molded in the same manner and were sintered at 925°C. From this sintered material, square shaped implants were prepared in the dimension of 2 x 4 x 6 mm.

The prepared implants were surgically placed in the subperiosteum of lateral surfaces of the right and left mandibular bodies. The dogs were sacrificed at 4 weeks, and then the specimens were examined using the light and scanning electron microscopes.

The results of this study were obtained as follows:

1. Any inflammatory response was not noted after implanting of the ashed tooth powder, Syntograft, Calcitite and the porcelain powder during the whole experimental period after implantation.
2. Induction of the new bone formation was significantly shown in the ashed tooth powder, Syntograft and Calcitite.
3. The more the porcelain powder was contained in the implants, the more the porosity was and the bigger the pore size was under the scanning electron microscope. And there was ingrowing of the fibrous connective and the osteoid tissue.
4. The osteoid tissues were found to be directly fused to the implant of the ashed tooth powder, and the mixture implant of the porcelain powder and the ashed tooth powder at the weight ratio of 4:6 under the light and scanning electron microscopes.

Explanation of Photomicrograph

Fig. 2. The control group (Magnification X40)

(a) The control group at 1 week.

The new trabeculae were increased on the bone marrow under the bony defect which was filled with the fibrous connective tissues.

(b) The control group at 2 week

The newly formed osteoid tissues were partly noted in the fibrous connective tissues which filled the bony defect and the osteoblastic activity was increased in the new bone trabeculae.

Fig. 3. The experimental group at 1 week (Magnification X20)

(a) The ashed tooth powder

The fibroblastic activity was increased and the osteoid bridge was formed on the bone marrow under the bony defect.

The osteoblastic activity was increased around the new bone trabeculae.

(b) The porcelain powder

The newly formed young fibrous connective tissues surrounded the cavity which was not filled with a matrix material.

(c) Syntograft

The newly formed young fibrous connective tissues infiltrated and were fused to the Syntograft particles.

The osteoid bridge was formed on the bone marrow under the bony defect.

(d) Calcitite

The fibroblastic and osteoblastic activity was very increased around the particles and the osteoid bridge was formed on the bone marrow.

Fig. 4. The experimental group at 2 week (Magnification X20)

(a) The ashed tooth powder

The newly formed young osteoid tissues were formed around the particles and the bone trabeculae were fused to each other.

The osteoid bridge grew gradually upward.

(b) The porcelain powder

The fibroblastic and osteoblastic activity was increased and the collagenous fibers were noted around the particles.

(c) Syntograft

The new bone trabeculae surrounded the particles and were fused to each other.

The osteoid bridge was gradually increased upward.

(d) Calcitite

The newly formed bony trabeculae were noted and the new osteoid tissues were formed around the particles and the osteoid bridge was also increased upward.

Fig. 5. The experimental group at 3 week (Magnification X20)

(a) The ashed tooth powder

The newly formed bone trabeculae were fused to each other and they were thick and dense.

(b) The porcelain powder

The fibroblastic and osteoblastic activity was generally increased and the newly formed osteoid tissue and the new bone trabeculae were partly noted.

(c) Syntograft

The bone tissues were almost formed around the particles and the new bone trabeculae were fused to each other and they were thick and dense.

(d) Calcitite

The new bone trabeculae were fused to each other and they were thick and dense. The bony defect area was almost filled with the new bone trabeculae.

Fig. 6. The implant of sintered mixture of the ashed tooth powder and the porcelain powder at the weight ratio of 7:3.

(a) The bony and fibrous ingrowing into implant, as well as the formation of lateral callus were noted. (Magnification X20)

(b) The osteoid tissues partly fused to the implant were noted. (Magnification X100)

Fig. 7. The implant of sintered mixture of the ashed tooth powder and the porcelain powder at the weight ratio of 6:4.

(a) The fibrous ingrowing into the implant and the formation of lateral callus were noted. (Magnification X20)

(b) The fibroblastic activity was noted. (Magnification X100)

Fig. 8. The implant of sintered mixture of the ashed tooth powder and the porcelain powder at the weight ratio of 5:5.

(a) The implant was surrounded by the fibrous encapsulation. (Magnification X20)

(b) The fibroblastic and osteoblastic activity was noted. (Magnification X100)

Fig. 9. The implant of sintered mixture of the ashed tooth powder and porcelain powder at the weight ratio of 4:6.

(a) The osteoid tissues partly fused to the implant were observed. (Magnification X20)

(b) The lateral callus was partly fused to the implant. (Magnification X100)

Fig. 10. The implant of the ashed tooth powder.

(a) The osteoid tissues were directly fused to the implant in general. (Magnification X20)

(b) The osteoblastic activity was noted and the osteoid tissues were directly fused to the implant. (Magnification X100)

Fig. 11. The SEM micrograph (Magnification X100)

(a) The implant of 7:3 (P/T)

(b) The implant of 6:4 (P/T)

(c) The implant of 5:5 (P/T)

(d) The implant of 4:6 (P/T)

(e) The ashed tooth powder

The more the porcelain powders were contained in the implants, the more the porosity was and the bigger the pore size was.

The osteoid tissues were found to be directly fused to the implant of the ashed tooth powder (e) and the mixture implant of the porcelain powder and the ashed tooth powder at the weight ratio of 4:6 (d).

조영학논문사진부도 ①

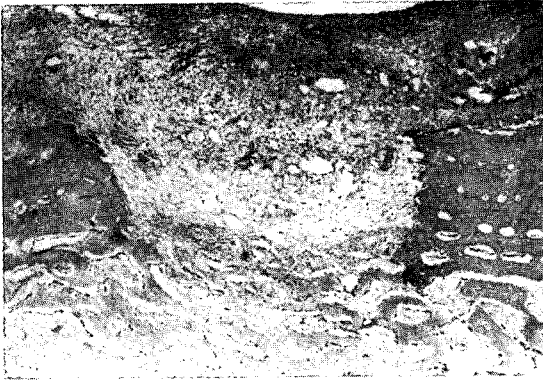


(a)



(b)

Fig. 2



(a)



(b)



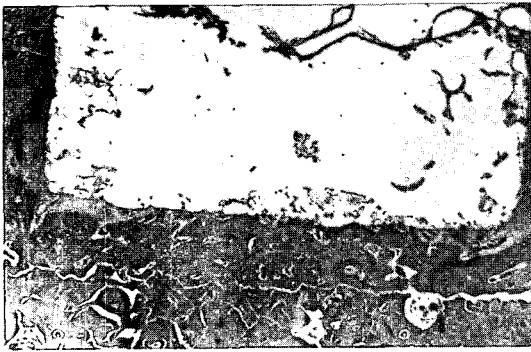
(c)



(d)

Fig. 3

조영학논문사진부도 ④

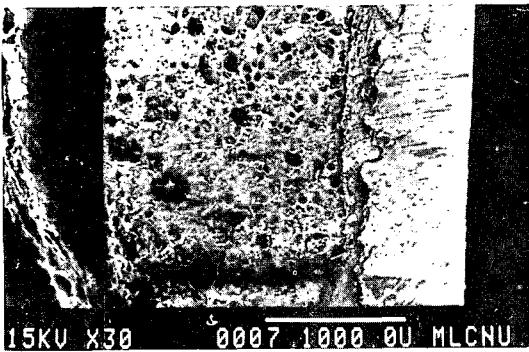


(a)

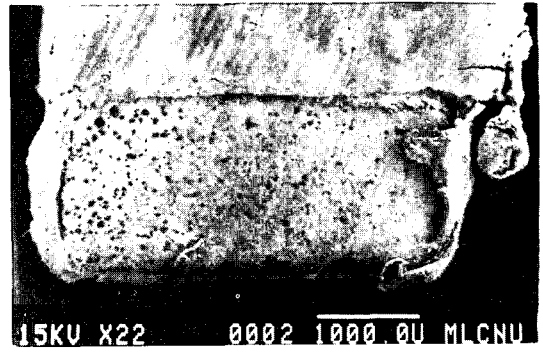


(b)

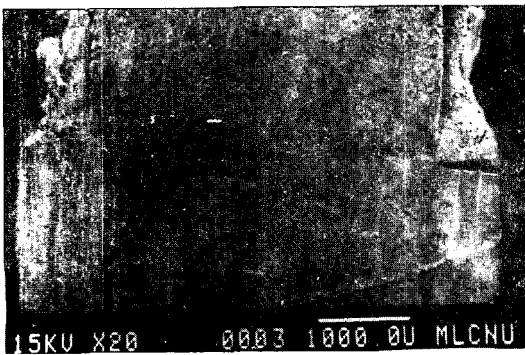
Fig. 10



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Fig. 11