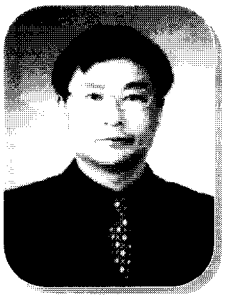
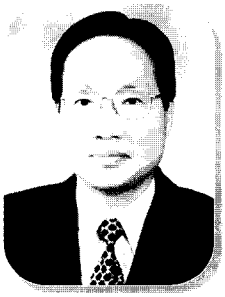
의료공학에 이용되는 기능성 생체재료
(바이오 세라믹스인 수산화아파타이트를 중심으로)


송민종
광주보건대학
의료정보공학과 교수

최명호
광주보건대학
의료정보공학과 교수


박춘배
원광대
전기전자공학부 교수

김태완
홍익대 물리학과 및
전기제어공학과 교수

1. 서 론

신소재는 정보, 전자 산업, 우주 항공산업 등 첨단산업의 발전에 필요한 핵심 기초소재를 공급하는 차세대 기간 산업이다. 이들 첨단 산업의 발전단계에서 알 수 있듯이 신소재의 창출 및 활용이 기술발전 속도를 좌우하고 핵심 기술 보유는 경제적 부를 의미하므로 각국에서는 거의 정부적인 차원에서 신소재의 중요성을 강조하고 있다.

21세기는 수명 연장과 자연 사망율 감소로 인하여 의료 수요가 급증하고 있기 때문에 국내 의료산업의 강화가 필요하며, 국민소득증가, 의료보험 확대 그리고 국내의 의료보건비가 급증하고 있다. 의료산업은 사람의 생명을 구원하는 모든 이에게 공평하게 돌아가는 공공 기술인 동시에 주요한 미래 과학산업이고, 의료용품은 부가가치가 높고, 무역장벽이 없으며, 소량 다품종으로 고용효과가 큰 첨단 과학산업이다.

의료용 생체재료는 의학, 화학, 재료공학, 화학공학의 총합적 기술로서 기술발전 파급효과가 지대한 것을 알 수 있다.

일반적으로 생체재료라 함은 동/식물로부터 추출한 생물학적 재료를 의미하지만 의공학적 의미에서, 어떤 대상으로 하는 생체재료, 즉 의료용 생체재료는 "살아있는 조직 또는 기관의 기능을 대신하는 동물의 조직과 같은 생물학적 재료를 포함한 모든 재료"라 정의할 수 있다.

1970년에 미국 Florida 대학의 L. L. Hench에 의해 Bio-glass라는 이름이 소개된 이래, 1980년대 O. H. Andersson은 생체유리가 망목 수식체인 알칼리의 양이 상당히 많은 invert계 유리로서 생체친화성이 좋고 생체에 이식할 경우 Na, Ca, P 등의 이온들이 용출되어져 나간 후, 다시 침적되어 뼈의 주성분인 hydroxyapatite (HAp) 결정을 형성하여 세포와 결합한다고 보고를 하였으며, Gross는 유리를 결정화시킨 *glass-ceramic*를 연구하였고, 최근에는 수열반응을 이용한 미분말 합성법이 개발되고 있는 실정이다. HAp-zirconia계 복합 ceramics에 대한 연구는 생체조직과 친화성이 우수함과 동시에 기계적 성질도 큰 Implant 재료로 사용하기 위하여 연구되고 있다. 의료공학에 이용되는 의료용 재료는 크게 금속 재료, 세라믹 재료, 고분자 재료 등으로 나눌 수 있다.

따라서 본고에서는 세라믹 재료 중 생체용 세라믹 재료에 관하여 간략히 설명하고 그에 관한 특성을 파악하고자 한다.

2. 생체 재료의 조건과 분류

2.1 생체 재료의 조건

생체 이식재료로 사용되기 위해서는 먼저 생체 적합성(Biocompatibility)으로는 생체 안정성(Bio- stability)과 생체 친화성(bioaffinity)으로 대별되며, 발열 반응, 세포 위해성/비독성, 항원성, 발암성 등 유해 작용이 없는 것을 생체 안정성이라 한다. 생체 친화성(Interfacial)에는 기계적 친화성과 계면 생체 친화성으로 구분되며, 기계적 친화성으로는 강도, 마모, 탄성, 취성, 내구성/비열화 등이 있으며, 계면 생체 친화성은 또다시 능동적 조직 결합형, 즉 생체 활성(Bioactive)과 수동적 비이물형, 즉 생체 불활성(Bioinert) 등으로 구분된다.

생체 활성은 생체조직과 화학적으로 결합하여 기능적으로 일체화하는 성질을 갖고 있으며, 생체 불활성은 재료와 주위 조직이 직접 결합하지는 않지만 면역학적인 반응을 일으키지 않으면서 안정적으로 기능을 유지하는 성질이 있다.

2.2 의료용 생체재료의 분류

신체에 이식함으로서 사고나 노후 등으로 손상을 받은 신체부위의 일부 기능을 회복시켜 줄 수 있는 인공재료를 생체재료라 한다. 생체재료에는 인공재료와 천연재료로 크게 분류하며, 인공재료에는 무기재료인 금속재료, 세라믹재료가 있고, 유기재료에는 합성고분자 재료가 있다. 천연재료에는 천연고분자 재료, 인공배양세포, 인공보존조직 등이 있으며, 이를 합성한 것이 복합재료이다. 그림 1은 생체재료의 기술개발 흐름도이며, 표 1은 의료용 생체재료의 제품 분류표이고, 그림 2는 의료용 생체재료의 소재별 분석이다.

3. 바이오세라믹스

현재까지 주로 사용되어온 생체 이식 재료는 stainless steel, Co-

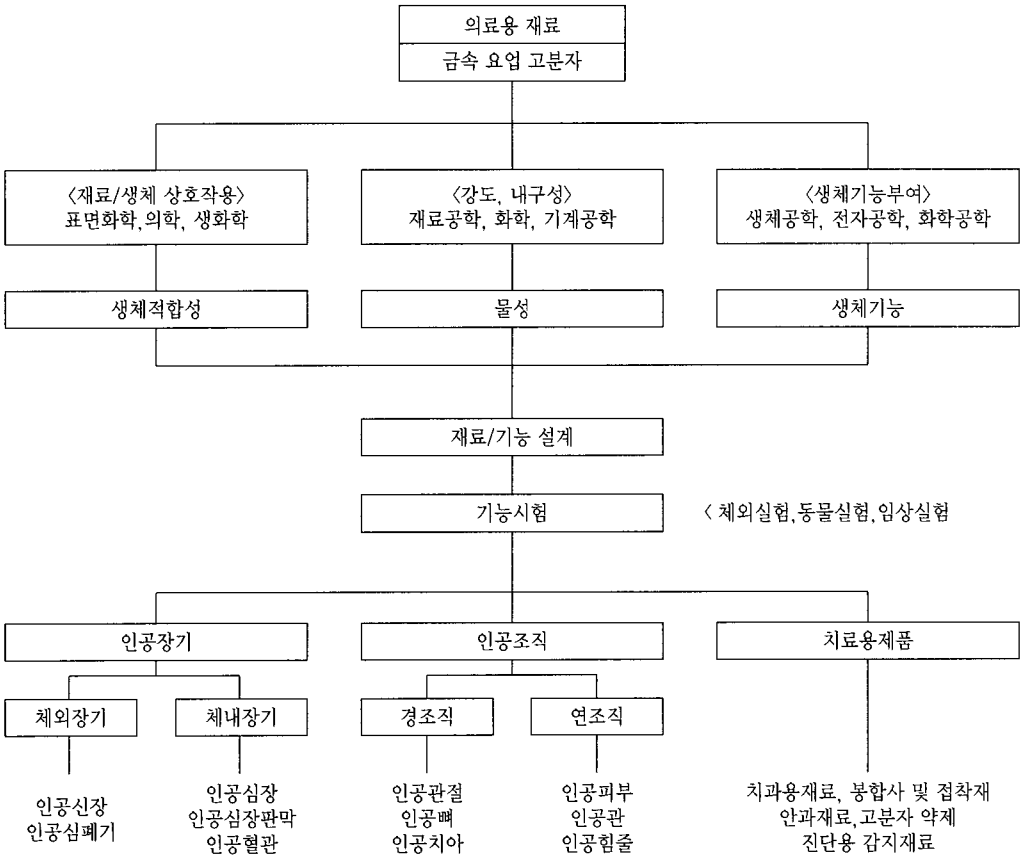
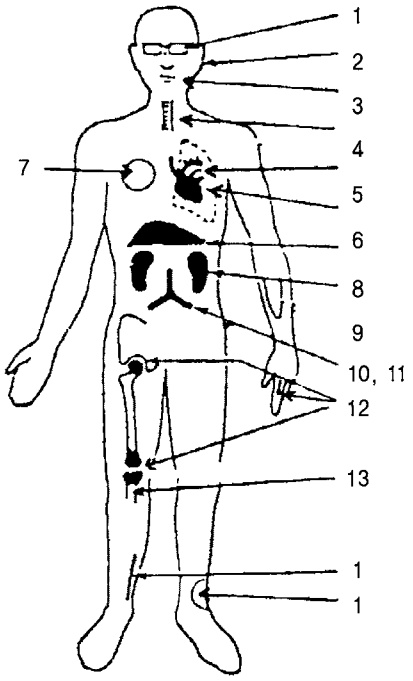


그림 1. 생체재료의 기술개발 흐름도.

표 1. 의료용 생체재료의 제품 분류 표.

제품분류	중분류	소분류	요구특성	관련신소재
인공장기	순환계	인공혈관	항응혈성	PTFE,PU
		인공심장	"	PU
		인공심장판막	" 내구성	티탄늄, 탄소
		인공혈액 및 혈장	" 산소운반능력	불소화합물, 고분자
	정형 및 성형용	인공관절	조직친화성	세라믹, 티탄늄
		골절접합재	"	합금
	체내이식용	인공피부	"	고분자, 콜라젠
		인공유방	"	실리콘
		의수, 의족류	경량	고분자, 복합재
		인공수정체	조직친화성	PMMA
		인공치근	"	티탄늄, 세라믹
치료용제품	치과용	의치상 및 치아	조직친화성	PMMA
		충진재 및 세맨트	"	아크릴고분자,세라믹
		인상재	"	실리콘
	1회용품	콘택트 렌즈	"	아크릴고분자, 불소등
		봉합사	"	polyglycolide,PP 등
	고분자 약제	카데타	"	PVC,PU,실리콘 등
		주사기 및 주사침	"	PP, 합금 등
		수액, 수혈셋트	"	PVC, PU
		DDS	정량적 투약	고분자
분 리 막	의료용 분리막	인공신장	항응혈성,요소분리능	셀룰로즈,PAN.PSF
		혈장분리기	", 혈장분리능	셀룰로즈,PP
		인공심폐기	", 산소투과성	PP, 실리콘
	산업용 분리막	역삼투압	선택투과성	셀룰로즈,Polyamide
		정밀여과막	"	PSF,PP,PE
		한외여과막	"	PSF,PAN
		이온교환막	"	불소수지
		기체분리막	"	실리콘, Polyimide



부 위	재 료
1. 콘텍트렌즈	PMMA,PHEMA,불소고분자
	Siloxane-acryalat유도체
인공수정체	PMMA
2. 귀,턱, 코	silicone
3. 치아, 의치,	PMMA,PC
치아충진재	methacrylate유도체
치근	titanium, ceramic
4. 식도, 기관	PE, NR, silicone
5. 심장	PU,PVC
심장판막	titanium, carbone collagen
6. 폐	porous PP, silicone
7. 유방	ilicone
8. 간	활성탄, poltmer bead
9. 신장	celluose, CA, PMMA PAN
	PSF,EVAL,PP
10. 혈관	polyester, PTFE
11. 혈액	PV pyrrolidone,불소화합물
12.관절	금속, ceramic,
hip,	초고분자 PE
손가락	polyester, PP, PTFE
bone cement	silicone
13. 뼈	PMMA
14. 인대	PMMA(FRP, FRTP)
힘줄	silicone
15. 피부	collagen,
화상치료	silicone, agarose

그림 2. 의료용 생체재료의 소재별 분석.

재료설명. CA : 초산셀루로즈, EVAL : 에틸렌-초 산비닐 공중합체, FRP : 섬유강화 플라스틱, FRTP : 섬유강화 열가소성플라스틱, NR : 천연고무, PAN : 폴리아크릴로니트릴, PC : 폴리카보네이트, PE : 폴리에틸렌, PHEMA : 폴리수산화에틸메타크릴레이트, PMMA : 폴리메틸메타크릴레이트, PP : 폴리프로필렌, PSF : 폴리셀폰, PTFE : 테플론 불소수지, PU : 폴리우레탄, PVC : 폴리염화비닐

Cr합금, Ti합금 등 내부식성을 갖는 금속재료나 PMMA, 고밀도 폴리에틸렌 등 생체 내에서 비교적 안정한 고분자 재료가 이용되었다. 그러나 이러한 재료들은 생체 조직과 좋은 친화성을 나타내지 못한다. 이에 반하여 Bioceramics는 생체가 갖고 있는 Ca, P, K, Na, Si 등의 원소로 이루어져 있기 때문에 일반적으로 독성이 없고 생체와 친화성이 우수하다. 또한 금속재료들의 문제점들을 해결하기 위하여 다양한 세라믹스들이 생체재료로 응용되어 왔다.

바이오세라믹스의 기초 연구는 1960년대 초부터 시작되어 인공치근, 골수 복재, 인공 관절 등 골 대체용 소재로 이미 실용화되어 있다. 대표적인 바이오세라믹스는 알루미나(Al_2O_3), 수산화 아파타이트(Hydroxyapatite, HAp), 글라스 세라믹스, 카본 등이 이미 상용화되어 있고, 세라믹스의 제조 기술의 진보에 의하여 순도, 또는 밀도를 매우 높여 매식체의 인체내 용도에 따라 선택적으로 사용되고 있다.

바이오세라믹스를 분류하면, 생체 불활성 세라믹스, 생체 활성 세라믹스, 생체 흡수성 세라믹스, 치료용 세라믹스, 복합재료 세라믹스 등으로 분류되는데 여기서는 생체 활성과 생체 불활성 세라믹스에 대하여 논하고자 한다.

3.1 생체 불활성 세라믹스

경조직에 대하여 거의 활성이 없는 바이오 세라믹스는 생체 세포와 화학적으로 또는 생물학적으로 결합할 수 없어 시간이 지남에 따라 매식 재료 주위에 이물반응에 의한 섬유상 조직의낭(Encapsulation)이 생기게 된다. 고밀도 생체 불활성 세라믹스는 골과 결합소재로 사용되기도 하지만 주로 내마모성 소재로 인공관절과 같은 마찰부위에 성공적으로 사용하여 온 것이 알루미나, 티타니아(TiO_2), 지르코니아(ZrO_2), 카본 등이 있다.

알루미나는 세라믹 중에서 인체에 가장 먼저 사용되어 왔으며, 높은 친수성으로 표면에 수막을 형성하여 내마모성, 저마찰 윤활특성, 생체 안정성, 그리고 비운동성 골격 손상 부위용 인공골재로 사용되어 왔다. 응용 분야로는 기계적 강도 및 파괴인성을 높이기 위하여 화학적 조성변화 및 고밀도화에 대한 많은 연구들이 수행되었으나 대부분의 세라믹스들은 충격에 약하여 인공치근을 비롯한 인공관절의 스템 부분, 접골용 금속판 및 나사(Bone plate and screw), 골수정(Intramedullary nail) 등과 같은 높은 하중을 지지하는 매식체 소재로는 사용이 제한되어 왔다. 바이오세라믹스 박막의 제조방법에는 ㉠이온도금법(Ion plating), ㉡물리적 증착법(Physical vapor deposition), ㉢플라즈마 분사법(Plasma spraying), ㉣화학적 증착법(Chemical vapor deposition), ㉤열분해 카본 코팅, ㉥스퍼터링 증착법(Sputtering vapor deposition), ㉦이온주입법(Ion implantation)등이 있다.

3.2 생체 활성 세라믹스

일반적으로 기존의 생체 재료로서는 널리 쓰여왔던 금속, 고분자 재료들은 오랫동안 임상에 사용되어 왔음에도 불구하고 이식시 재료의 파고, 골과 보철 사이의 헐거워짐 그리고 재료의 부식 및 닳은 파편에 의한 독성 등의 여러 가지 문제점을 지녀왔다. 따라서 이식시 계면에서 강한 친화력을 가지고, 인공관절 표면에서의 낮은 마찰 및 좋은 마모 저항성을 나타내며, 높은 기계적 강도를 지니는 재료가 필요로 하게 되었다.

그림 3. HAp 코팅된 티타늄표면의 미세공 내부 로 뼈가 성장해 들어가는 조직학적 사진.

그림 3은 이러한 생체 활성 세라믹이 코팅된 미세 구멍 속으로 성장해 들어가는 골의 모습을 보여주고 있다.

이러한 재료는 생체유리, ceravital(표면활성 결정화유리), Tricalcium phosphate, Hydroxyapatite, A-W 결정화 유리(aptite-wollastonite 함유 결정화 유리) 등 생체활성 재료들은 불활성 재료 등에 비해 기계적 강도는 떨어지지만 손상된 골에 이식했을 때 새로 형성된 골조직과 직접 화학적으로 결합을 하며, 이식시 새로운 골 형성을 촉진시키는 골전이 특성을 지니고 있으며, 생체 유리 및 ceravital 등은 이미 중이의 이소골, 치조 돌기(alveolar ridge), 인공 치근 등으로 임상 실험에서 사용되고 있다.

3.2.1 수산화 아파타이트(HAp)

생체재료를 생체친화성과 생체활성이란 측면에서 찾는다면, 수산화 아파타이트가 단연 우수한 재료이나, 수산화 아파타이트와 같은 인산칼슘화합물(Calcium phosphate compounds,) 초기연구는 이러한 재료들의 생체활성 메카니즘을 규명하기보다는 골의 무기물 성분과 같은 원소들이 함유된 재료들을 사용하면 친화력이 좋을 것이라는 가정 아래 직접 동물 실험을 통해 주로 결과적인 현상을 밝혀내는 연구를 하였다.

골 모세포 성장 및 점착능을 조사하는 골형성도 또는 재료표면 위에 정상적인 골이 자라들어 오는 골유도능 들을 형태학적으로 관찰하여 평가하여 왔다. 골의 무기물 성분과 유사한 화학적 조성을 갖고 있어 경조직 대체 재료로 많이 사용되고있는 인산칼슘 화합물에 대한 연구는 HAp와 TCP(tricalcium phosphate)의 화학적 조성 변화를 통한 생체 활성도를 높이는 연구 또는 기계적 강도를 높이기 위하여 고밀도화 공정 개발에 역점을 두었다. 인산칼슘 화합물도 낮은 강도 및 취성때문에 하중 지지대로는 사용하지

표 2. 수산화 아파타이트와 골과 역학적 특성비교.

비 교 대 상	Enamel (HAp:92~97%)	Bone (HAp:60~70%)	HAp sintered body	
			Dense	Porous
Density(g/cm)	2.9~3.0	1.5~2.2	3.156	-
Relative density(%)	-	-	95~99.8	50~70
Grain size(㎛)	-	-	0.2~25	-
Mechanical Strength(MPa)				
Compressive	250~400	140~300	270~900	30~100
Bending	-	100~200	80~250	-
Tensile	-	20~114	90~120	-
Diametral	-	-	35~95	-
Young modulous(GPa)	40~84	10~22	35~120	-
Fracture toughness($MPam^{1/2}$)	-	2.2~4.6	0.7~1.2	-
Vicker's hardness(GPa)	3.4~3.7	0.4~0.7	3.0~7.0	-
Heat capacity(cal/deg · mol)	-	-	184	-
Thermal conductance(W/cm · K)	~0.009	~0.006	0.013	-
Expansion coefficient($\times 10^{-6}$)	-		11~14	-

못하고 주로 골 결손부위를 복원시켜 주는 골수복재에 사용하고 있다. 따라서 수산화 아파타이트는 가장 광범위하게 사용되는 골 유착성 세라믹체이며, 생체내 활성, 우수한 생체친화성 그리고 높은 취성으로 생리적 부하가 많은 골충진재, 인공뼈, 인공치아 등의 implant 재료로서 주목받고 있다.

특히 수산화 아파타이트 $\{Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2\}$는 생체 친화력이 우수함으로 인공치, 인공뼈 등의 바이오세라믹스 재료로서 주목되고 있고 또한 수산화 아파타이트를 흡착제로 사용한 chromatography가 단백질, 핵산, 바이러스 등의 흡착분리에 우수한 특성을 보이므로 최근에는 수산화 아파타이트의 판상 응집입자를 충전한 고속액체 chromatography가 개발 중에 있다. 근년 수산화 아파타이트의 소결체를 임플란트 재료로서 응용하기 시작되었다. 임플란트 재료로서 첫 번째 조건은 생체조직과 상호 적합성인데 수산화 아파타이트는 생체에 대한 독성이 없고, 반응에 의한 이물질이 생성되지 않으며, 주위조직과 잘 결합한다고 보고되어 있다. 두 번째 조건은 기계적 강도가 강하고 조직이 치밀하여야 하는데 종래의 매입(埋入)시험에 사용된 아파타이트 소결체는 치밀성이 불충분하고 치 · 골과 유사한 강도를 갖기 위하여 부단히 연구 중에 있다.

수산화 아파타이트는 아파타이트계 광물 중 하나로서 비교적 고온에서도 안정한 OH기를 가지고 있는 대표적인 물질이며, OH기에 따라 그 특성이 변한다. OH기에 공극이 존재할 수 있어서 화학 양론적 화합 비를 가지는 경우는 매우 드물며, 실제 골을 구성하는 생체 수산화 아파타이트는 Ca^{+2}가 Sr^{2+}나 Mg^{2+} 등으로, PO_4^{-2} 자리에는 HPO_4^{2-}나 CO_3^{2-} 등으로, 그리고 OH^- 자리에는 CO_3^{2-}, Cl^-, F^- 등이 어느 정도 치환된 형태를 띠고 있다.

약 800°C 부근에서 수산화 아파타이트는 탈수가 일어난다. 열분석시 이온도 영역에서 매우 넓은 흡열반응을 관찰할 수 있으며, 이영역에서 격자상수도 작아진다. 수산화 아파타이트는 1000~1500°C사이의 온도에서 소결하는데, 소결후 안정상은 온도, 수증기압, 그리고 초기분말의 Ca/P비 등으로 결정된다. 만일 수증기압이 충분히 높다면, 약 1360°C의 온도까지 수산화 아파타이트는 안정하다. 그러나 만일 수증기가 존재하지 않는다면, 수산화 아파타이트는 다음 반응을 통하여 Tetracalcium phosphate ($Ca_4P_2O_9$)와 삼인산칼슘(TCP, $Ca_3(PO_4)_2$)로 분해된다.

$$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2 = 2Ca_3(PO_4)_2 + Ca_4P_2O_9 + H_2O \quad \cdots\cdots\cdots(1)$$

인산칼슘 화합물과 수산화 아파타이트의 결합에너지와 화학양론적 조성은 아래와 같다.

Dibasic calcium phosphate(DBCP)

$$CaHPO_4 + HAn \rightarrow Ca^{+2} + H_2PO_4^{-1} + An^{-1} \quad \cdots\cdots\cdots(2)$$

$$H_3PO_4 \rightarrow H^+ + H_2PO_4^{-1},\ K_1 = 7.1\times10^{-3} \quad \cdots\cdots\cdots(3)$$

$$H_2PO_4^{-1} \rightarrow H^+ + HPO_4^{-2},\ K_2 = 8.0\times10^{-8} \quad \cdots\cdots\cdots(4)$$

$$HPO_4^{-2} \rightarrow H^+ + PO_4^{-3},\ K_3 = 4.8\times10^{-13} \quad \cdots\cdots\cdots(5)$$

Hydroxy apatite(HAp)

$$Ca_{10}(OH)_2(PO_4)_6 + 8HAn \rightarrow 10Ca^{+2} + 8An^{-1} + 2HOH + 6HPO_4^{-2}$$
$$\cdots\cdots\cdots(6)$$

$$HOH \rightarrow H^+ + OH^-,\ Kw = 10^{-14} \quad \cdots\cdots\cdots(7)$$

수산화 아파타이트의 역학특성을 골과 에나멜질의 특성과 같

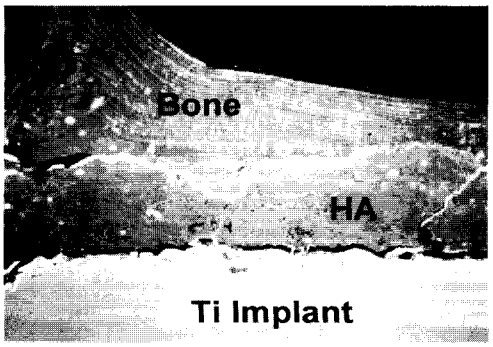


그림 4. 재수술하여 회수된 인공고관절 단면 사진.

이 나타낸 것이 표 2이다. 역학적 특성이 취약한 수산화 아파타이트를 강화시키려는 노력은 2가지 방향으로 시도되어왔다. 그 하나는 거시 복합체이다. 금속 임플란트 표면에 수산화 아파타이트를 코팅하는 방법이 여기어 속한다. 그림 4는 재수술하여 회수된 인공고관절 단면 사진이다. 기계적 물성은 금속 부분이 견지하고, 표면의 수산화 아파타이트 층은 생체활성을 담당하도록 설계된 것이다. 수산화 아파타이트로 코팅한 금속 임플란트는 현재 사용되고 있지만, 금속과 수산화 아파타이트의 기계적, 열적 특성의 차이가 심하여 이러한 시도에는 제약이 뒤따른다. 또 다른 하나의 시도는 미세 복합체이다. 금속이나 세라믹 분말, 판상, 또는 섬유상을 첨가하여 강화시킨 경우가 이에 해당한다. 강한 이차상의 첨가를 통해 약한 세라믹스를 강하시키는 이 방법은 수산화아 파타이트의 강화를 위해서도 큰 관심을 끌어오고 있다.

4. 결 론

선진외국에선 먼 미래를 내다보고 투자를 하는 분야가 많이 있다. 물론 우리 나라 정부 주요 관련부처에서도 과학기술의 중심축으로서 역할을 받을 분야가 IT(정보기술), BT(생명기술), BIT(의료정보기술), NT(초미세 가공기술)등이 있으나, 상호 기술 협력적 측면에서 의료용 생체기술이 그 중심 축에 있지 않나 생각한다. 미국 조사기관에 의하면, 생체 재료에 관련된 세계의 시장규모는 1887년을 기준으로 볼 때 2002년에는 세배정도 늘어난 120억불로 증가하리라 예상하였다. 그중 Bioceramics가 차지하는 비율은 아직 그리 크지 않으나 우수한 생체 적합성 때문에 많은 연구자와 의사들의 관심을 끌고 있으며, 그 응용 범위를 넓히고 있다. 생체재료는 이처럼 우리의 많은 관심을 끌고 있지만 더 많은 연구 노력을 필요로 하고 있는 분야이다.

그 중 수산화 아파타이트의 생성, 이온의 거동규명, 불순물에 의한 표면 물성 원인 규명, 임플란트 재료로 응용하는데 중요한 소결체의 강도, 미세구조, 복합 임피던스, 유전율 등 아파타이트 복합 소결체의 제조에 관한 연구가 필요하다. 더 나아가 생체 친화성의 시험이나 이식실험이 추진되는 필요성도 검토되어야 할 것이다.

지금까지 생체재료와 인체조직에 대해 지속적이고 독립적인 연구가 있었으나, 이들 간의 상호작용에 대한 메카니즘의 연구는 그리 많지 않았다. 때문에 여려 분야의 연구자들이 이들의 상호작용을 이해하기 위해 생체재료에 대하여 공동연구의 필요성을 느껴 대학과 연구소에서 연구가 행해지고 있다.

최근 보건복지부의 후원으로 G-7 프로젝트의 하나로 생체재료 개발에 관한 연구를 하고 있는 실정이나 아직 걸음마 단계에 있는 국내 생체재료 분야의 활성화에 큰 힘이 되어주길 바라마지 않는다. 이러한 연구는 의학, 화학, 재료공학, 화학 공학, 의료 공학적 측면에서 기술의 총아로서 기술발전 파급효과가 크기 때문이다.

참고 문헌

[1] Debra J. Trantolo, Joseph D. Gresser, Donald L. Wise, and Kai-Uwe Lewandrowski, "Buffered Biodegradable Internal Fixation Devices", Biomaterials and Bioengineering Handbook, chapter 26, p. 603, 2001.

[2] Debra J. Trantolo, Joseph D. Gresser, Donald L. Wise, Kai-Uwe Lewandrowski, and Kevin J. Bozic, "Biocompatibility of Self-Reinforced Poly(lactide-co-glycolide) Implants", Biomaterials and Bioengineering Handbook, chapter 27, p. 619, 2001.

[3] S. Higasi, T. Yamamuro, T. Nakamura, Y. Ikada, S. H. Hyon, and K. Jamshidi, "Polymer- hydroxyapatite composition for biodegradable bone filters", Biomaterials, Vol. 7, p. 183, 1986.

[4] M. Saito, A. Maruoka, T. Mori, and K. Hino, "Experimental studies on a new bioactive bone cement: hydroxyapatite composition resin", Biomaterials, Vol. 15, p. 156, 1994.

[5] A. F. Tencer, V. Mooney, K. L. Brown, and Silva, "Compressive properties of polymer coated synthetic hydroxyapatite for bone grafting", J. Biomed. Mater. Res., Vol. 19, p. 957, 1985.

[6] Bucholz R. W, Carlton A, and Holmes R. E., "Hydroxyapatite and tricalcium phosphate bone graft substitute", Orthop. Clin. North Am., Vol. 18, p. 323, 1987.

[7] F. H. Lin, T. L. Harn, and M. H. Hon, "A study on synthesized hydroxyapatite bioceramics" , Ceram. International, Vol. 15, p. 351, 1989.

[8] 김동학 등, "수산화 아파타이트 육성연구", 과학기술처 연구보고서, p.3, 1993.

[9] 대한의용생체공학회, "의료공학전문가 자격시험 학습서, 생체재료". p.10, 2001.

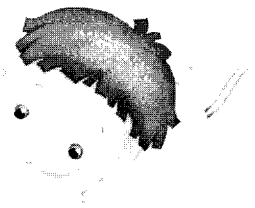
[10] 장성도 등, "신소재분야 국책연구개발사업 기술수요 및 용도별 시장예측에 관한 연구", 과학기술처, 한국과학기술원 과학기술정책연구소, p. 699, 1993.

[11] 김현이, 공영민, "생체세라믹스의 응용과 개발현황", 기계와 재료, 10권, 2호, p. 16, 1998.

[12] P. D. Bianco, P. Ducheyne, and J. M. Cuckler, "Local accumulation of titanium released from a titanium implants in the absence of wear", J. Biomed. Mater. Res., Vol. 31, p. 227, 1996.

[13] 오근택, 김철생, 강곤, 박용수, "생체내 매립용 Hydroxyapatite 코팅된 초내식성 스테인리스강 (S 32050) 임플란트", Biomaterials Research, Vol. 3, No. 1, p. 13, 1999.

[14] Y. K. Kim, S. Kim, J. H. Lee, and T. H. Kim, "Laser surface modification on hydroxyapatite coated Ti alloy", Laser Materials Processing, Vol. 81, Laser institute of America, (A), p. 47, 1996.
[15] L. L. Hench, "Ceramic Implants for Humans", Advanced Ceramic Mater., Vol. 1, No. 4, p. 306, 1986.
[16] O. H. Andersson, K. H. Karlsson, "Models for Physical Properties and Bioactivity of Phosphate Opal Glasses", Glastech. Ber., Vol. 61, No. 10, p. 300, 1988.
[17] U. Gross, J. Brandes, V. Strunz, "The Ultrastructure of the Interface between a Glass Ceramic and Bone", J. Biomed. Mater. Res., Vol. 15, p. 291, 1981.
[18] 민경소, 최재웅, 최상홀, "수열반응에 의한 Hydroxy apatite 초 미분말의 제조", 요업학회지, Vol. 29, No. 12, p.997, 1992.
[19] N. Tamari, I. Kondo, "Mechanical Properties of Tricalcium Phosphate-Zirconia Composite Ceramics", J. Ceram. Soc. Japan, Vol. 96, No. 1, 1988.
[20] S. Niwa, "Hydroxyapatite in Orthopedic Surgery", Gypsum & Lime, No. 211, p. 27, 1987.



저 자 약 력

성 명 : 송 민 종

❖ 학력

· 1989년 원광대 공과대학 전기공학과
· 1991년 원광대 대학원 전기공학과(공학석사)
· 1992년 홍익대 대학원 전기제어공학과(공학박사)

❖ 경력

· 1997년 – 현재
광주보건대학 의료정보공학과 학과장, 조교수
· 1998년 – 현재
한국의용생체공학회 교육위원
· 2000년 – 현재
한국전기전자재료학회 평의원, 편집위원
· 현재
광주 · 전남지방 중소기업청 연구 개발 지원단 전문위원

❖ 전공분야

– 전기전재재료

❖ 주관심분야

– 의용센서, 생체재료, 의용계측