

1. 서론

인간의 평균 수명 증가로 인한 인구 분포의 고령화, 각종 산업/자연 재해 및 질병 증가, 삶의 질의 향상 등의 이유로 인해 생체 재료에 대한 관심과 수요가 증가하고 있다. 생체 재료는 사고나 질병에 의해 손상된 인체의 조직이나 장기를 대체하거나 그 기능을 회복하기 위해 사용되는 재료를 말한다.^[1] 인간이나 동물의 신체를 이루는 조직들은 뼈나 치아와 같은 경조직 (hard tissue)과 피부, 근육과 같은 연조직 (soft tissue)으로 구분되는데 이 중 생체 세라믹스는 주로 경조직 대체 재료로 사용된다. 생체 세라믹스는 1970년대부터 치과용 임플란트로 쓰이기 시작하여 현재 치과 및 정형외과 분야에서 많이 사용되고 있다. 특히 최근에 생명공학의 발달과 더불어 생체 재료와 조직공학 (tissue engineering) 분야가 새롭게 대두되면서, 인공 장기, 의료 용구 및 바이오 인공 장기 개발 연구가 활발히 이루어지고 있다.

생체 세라믹스는 화학조성에 따라 산화물계, 유리 및 결정화 유리계 등으로 구분할 수 있으며, 인체 내의 생물학적인 활동에 따라 생체 불활성 및 생체 활성 세라믹스로 구분할 수 있다. 생체 활성 세라믹스는 생체 친화성 (bio-compatibility)이 높아 신체에 삽입되면 주위 조직과 화학적으로 결합하는 재료를 지칭하며, 대표적인 생체 활성 세라믹스로 $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$ 계 생체 유리와 인산칼슘계 세라믹스가 있다. 생체 불활성 세라믹스는 생체 활성 세라믹스와 달리 활성을 띠지 않는 소재로 신체에 삽입되면 염증과 독성은 유발하지 않지만 생체 조직과 직접 결합을 하지 못하고 주위에 섬유 조직이 생성되면서 결합하는 재료를 지칭하며, 대표적인 생체 불활성 세라믹스로는 알루미늄과 지르코니아가 있다.^[2-4] 본 고에서는 주로 경조직용 생체 재료로 사용되고 있는 생체 세라믹스의 종류와 국내외 연구 개발 동향 및 시장 현황에 대하여 조사하였다.

2. 생체 세라믹스의 종류

생체 세라믹스는 손상된 인체의 일부를 대체하기 위한 재료이기 때문에 생체 내에 삽입되었을 때 생리학적으로 부작용이나 독성이 발생되지 않도록 생체 적합성이 우수한 재료의 선정이 가장 중요한 재료 선택의 기준이다. 생체 적합성은 생체 안정성 (bio-stability)과 생체 친화성 (bio-affinity)으로 대별되는데,

생체 안정성은 세포 위해성, 비독성, 항원성, 발암성 등 유해 작용이 없는 것을 말하며, 생체 친화성은 강도, 마모, 탄성, 취성, 내구성 등의 기계적 친화성과 조직과의 계면에서의 친화성을 나타내는 계면 활성 친화성으로 구분된다. 따라서 생체 적합성이 우수한 재료라는 것은 생체 안정성과 생체 친화성이 우수한 재료를 말한다. 현재까지 개발된 생체 세라믹스 중 생체 적합성이 가장 우수한 재료는 인산칼슘계 세라믹스로 이에 대한 연구가 오랫동안 지속되어 왔으며, 현재도 많은 연구가 진행되고 있다. 이 외에도 알루미늄, 지르코니아 등 생체 불활성 재료에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다.

2.1 인산칼슘계 세라믹스^[5, 26]

인산칼슘계 세라믹스는 뼈의 주성분인 칼슘 (Ca)과 인 (P)으로 이루어졌기 때문에 세포 독성이 없고 부작용도 없으며, 뼈와 직접 결합하는 대표적인 생체 활성 재료이다.^[5-7] 1920년 Albee가 인산칼슘계 화합물을 사용하여 골 결손부를 치료하는 최초의 임상시험 결과를 보고한 이래^[8], 인산칼슘계 세라믹스를 치·의학 분야에 응용하고자 하는 연구가 많이 진행되어 왔다.^[9-11] 인산칼슘계 세라믹스는 체내에 이식되었을 때 뼈와 직접 결합하는 높은 생체활성을 가지고 있기 때문에 용해도가 매우 중요하다. 일반적으로 인산칼슘계 세라믹스를 표 1에 나타난 바와 같이 Ca/P에 따라 수산화아파타이트 (HA), 이인산칼슘, 삼인산칼슘 등으로 구분하는데 이때 각각의 화합물의 용해도에 따라 생체 내에 흡수되는 속도가 달라진다.

표 1. 인산칼슘계 화합물의 종류, 화학식, Ca/P 비 및 용해도^[12]

Ca/P ratio	Compound	Formula	Solubility at 37°C, -log(Ksp)
0.5	monocalcium phosphage monohydrate(MCPM)	Ca(H ₂ PO ₄) · H ₂ O	no data
0.5	monocalcium phosphate anhydrate(MCPA)	Ca(H ₂ PO ₄) ₂	no data
1.0	dicalcium phosphate dihydrate(DCPD, "brushite")	CaHPO ₄ · 2H ₂ O	6.63
1.0	dicalcium phosphate anhydrate(DCPD, "monetite")	CaHPO ₄	7.02
1.33	octacalcium phosphate (OCP)	Ca ₈ (HPO ₄) ₂ (PO ₄) ₄ · 5H ₂ O	95.9
1.5	α-tricalcium phosphate (α-TCP)	α-Ca ₃ (PO ₄) ₂	25.5
1.5	β-tricalcium phosphate (β-TCP)	β-Ca ₃ (PO ₄) ₂	29.5
1.2-2.2	amorphous calcium phosphate (ACP)	Cax(PO ₄)y · nH ₂ O	25.7-32.7
1.5-1.67	calcium-deficient hydroxyapatite(CDHA)	Ca _{10-x} (HPO ₄) _x (PO ₄) _{6-x} (OH) _{2-x} (0<x<1)	≈ 85.1
1.67	hydroxyapatite (HA)	Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂	117.2
2.0	tetracalcium phosphate (TTCP)	Ca ₄ (PO ₄) ₂ O	37-42

2.1.1 수산화아파타이트 (HA : Hydroxyapatite)

HA는 화학식이 $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ 으로 생체 적합성이 우수하여 각종 경조직용 임플란트 재료로 널리 활용되고 있는 대표적인 인산칼슘계 세라믹스이다. HA는 생체에 독성이 없을 뿐 아니라 계면에 골 유도를 촉진하며, 반응에 의한 이물질이 생성되지 않고, 주위 생체 조직과도 잘 결합한다. 그러나 HA는 파괴인성 ($0.8\text{--}1\text{MPam}^{1/2}$) 등의 기계적 성질이 취약한 단점을 가지고 있어 큰 하중이 걸리는 인공 치아 및 인공 뼈 보다는 분말이나 코팅 형태로 하중을 받지 않는 부위의 임플란트로 사용되고 있다.^[13] 그림 1은 분말 형태로 치과용 골 충전제로 상용화된 HA 분말의 예를 나타내었다.

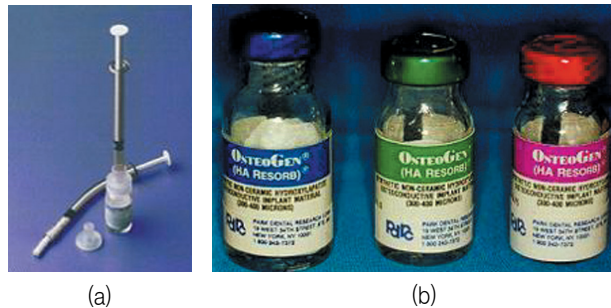


그림 1. 상용화된 대표적인 HA 분말
 (a) Osteograft (CeraMed, USA)
 (b) Osteogen (Park Dental Research Corp., USA)

- HA 코팅

HA는 티타늄 또는 티타늄 합금의 표면에 코팅하여 치과용 임플란트나 고관절용 임플란트 등에 많이 사용되고 있다. 티타늄의 경우 생체 친화성이 우수하기 때문에 이미 많은 부분에서 생체 재료로 사용되고 있지만 생체 활성 특성이 없기 때문에 골 생성 반응이 느려 치유 기간이 길고 골과 임플란트 사이의 접착력이 약한 단점이 있다. 따라서 최근에는 생체 활성을 지닌 HA를 표면에 코팅하는 기술이 연구·개발되고 있다. HA 코팅층은 뼈와 접합성을 높이고 체액과 반응에 의한 금속 이온의 용출을 방지할 뿐만 아니라 금속 표면을 보호하는 역할을 하는 것으로 알려져 있다.^[14-16]

HA의 코팅 방법으로는 플라즈마 용사법이 가장 일반적으로 알려져 있으며, 거의 모든 HA 코팅된 상용 임플란트의 제조에 사용되고 있다. 그러나 코팅 과정에서 HA 코팅 성분이 변화하여 체내에서 쉽게 분해되어 티타늄과 HA 사이의 결합력이 점점 약해져 장기간 사용 시 실패율이 증가한다고 보고되고 있다.^[17]

최근에는 플라즈마 용사법보다는 이온빔 증착법,^[18-19] 스퍼터링법,^[20-21] PLD (pulsed laser deposition)^[22-23] 등의 진공 증착법이 HA 코팅에 적용되고 있다. 진공 증착법으로 제조된 HA 코팅층은 플라즈마 용사법으로 제조된 것에 비해 밀도가 높고 코팅층의 두께가 얇으며 기판과의 결합력 및 내마모성이 우수하고 체내 분해 속도가 낮은 장점을 가지고 있으며, 특히 이들 진공 증착법들 중에서도 PLD에 의해 제조된 HA 코팅의 특성이 가장 우수한 것으로 알려져 있다. 따라서 최근에는 PLD의 증착 조건에 따른 HA 코팅층의 구조 및 골결합력, 계면 현상 등에 대한 연구가 많이 이루어지고 있다.^[24] 그림 2는 HA 코팅된 치과용 임플란트와 정형외과용 고관절 임플란트의 대표적인 예를 나타내었다.

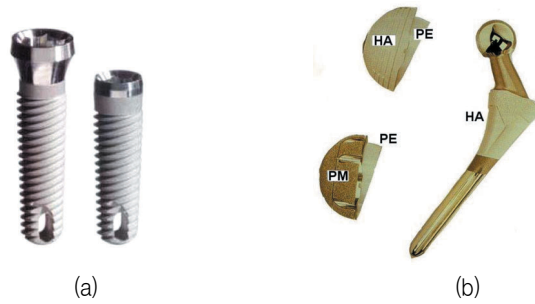


그림 2. HA 코팅된 임플란트의 대표적인 예
 (a) 치과용 임플란트 (Ti에 HA 코팅, Zimmer dental Co, USA)
 (b) 고관절용 임플란트 (Ti와 PE(polyethylene)에 HA 코팅, Stratec Medical, USA)

- HA 복합화^[6]

HA를 고분자와 결합하여 HA가 가진 단점을 극복하려는 연구들이 많이 이루어지고 있다. 대표적인 예로 생체 안정형이면서 강도가 큰 고분자를 HA와 혼합하여 복합화시킨 HA/PEEK (polyetheretherketone), HA/PE (polyethylene) 복합체와 생체 분해성이 큰 천연 고분자 및 인조 고분자를 이용하여 복합화한 HA/천연고분자 등이 있다. Bonefield 등은 PE에 40% 이하의 HA를 혼합하여 cortical bone보다 높은 파괴인성과 함께 뼈와 유사한 탄성계수를 갖는 HA/polymer 복합체를 제조하였다. 골 형성을 촉진시키기 위한 혼성 복합 생체 소재로는 자연 뼈와 화학적 조성 측면에서 유사한 구조를 갖는 HA/collagen 복합체가 있으며, 이 복합체는 기계적 강도가 다소 낮은 반면에 골 전도성이 우수하여 골 결손부의 충전재로 사용되고 있다. 이 외에도 HA/poly (L-lactide), HA/chitosan 등의 복합체에 관한 연구도 수행되고 있다.

2.1.2 삼인산칼슘 (TCP, Tricalcium phosphate)

TCP는 화학식이 $Ca_3(PO_4)_2$ 으로 HA와 같은 인산칼슘계에 속하며, HA와 함께 생체 세라믹로서 임상에 유용하게 사용되고 있다. TCP는 크게 β -TCP와 α -TCP로 나뉘어지는데, 약 1150°C에서 β 상에서 α 상으로 동소변태가 일어난다. 골 대체재로는 β -TCP의 다공체가 주로 사용되며, 기공율은 H_2O_2 , naphthalene 등의 휘발성 물질을 이용하여 제어할 수 있다. 이러한 TCP 다공질체는 생체 내에 이식했을 때 뼈가 소결체의 기공 속으로 자라나가 점차적으로 소결체가 뼈조직으로 대체되기 때문에 손상된 뼈의 충전재로 이용될 수 있다. 그림 3은 골반 등의 골 결손부의 골대체재로 사용되고 있는 대표적인 상용품을 나타내었다.

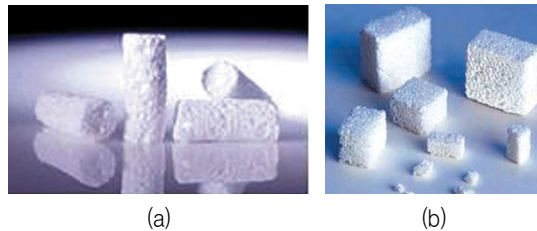


그림 3. TCP의 대표적인 예
 (a) Vitross (Orthovita Inc, USA) (b) Endobon (Lorenz surgical Inc, USA)

2.1.3 기타 인산칼슘 세라믹스

위에서 언급한 HA나 TCP 외에도 다른 인산칼슘계 세라믹스로 DCPD (Dicalcium phosphate dihydrate), TTCP (Tetracalcium phosphate), OCP (Octacalcium phosphate), ACP (Amorphous calcium phosphate) 등이 있는데 보통 다른 재료와 혼합되어 의학이나 치과 분야에 응용된다. 예를 들어 TTCP는 수용액 내에서 HA 또는 β -TCP보다 용해도가 높아 인산칼슘 시멘트 원료로서 많이 이용되고 있으며, α -TCP 및 DCPD와 혼합한 α -TCP/TTCP/DCPD 복합체는 골 결손부에서 새로운 뼈 형성을 촉진시키는 골 대체물로서 그 활용이 가능하다. 또한 Otsuka 등은 약물전달체 (drug-delivery system)로서 β -TCP/TTCP로 구성된 인산칼슘 시멘트를 제안한 바 있다.

2.2 생체 유리²⁾

유리 중 실리카 (silica: SiO_2)계와 인산 (phosphate: P_2O_5)계 유리는 대표적인 생체세라믹스로 사용된다. 1970년대 초 미국의 Hench 등에 의해 개발된 $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$ 계 유리가 대표적인 실리카계 유리이며 Bioglass[®]로서 잘 알려져 있다. Bioglass[®]는 원료를 약 1400°C에서 용융시킨 후 몰드에 넣어 성형하고 냉각하는 일반적인 glass 제조 공정으로 제조가 가능하기 때문에 다양한 형상으로 제조할 수 있는 장점이 있다. Bioglass[®]는 생체활성이 높아 뼈와 치아 등 경조직 (hard tissue) 뿐만 아니라 피부, 근육과 같은 연조직 (soft tissue)과도 결합하지만 유리이기 때문에 체내 삽입 시 빨리 흡수되어 내구성이 떨어지고 기계적 강도가 낮아 인공 이소골 등으로 사용이 제한적이었다. 이러한 단점을 극복하기 위해 1973년 Bromer 등은 Bioglass[®] 유리에 알칼리 함유량을 줄이고 가열처리하여 유리 속에 아파타이트를 석출시킨 결정화 유리 Ceravital[®]을 개발하였으며, 1982년에는 Kokubo 등이 유리 상 내부에 아파타이트와 Wollastonite (CaSiO_3)가 석출된 결정화 유리 A-W를 개발하여 실용화가 되어 있다. 이 외에도 Ceravital[®] 및 A-W 결정화 유리처럼 결정들이 무질서하게 배열되어 있는 유리를 온도 구배가 있는 전기로 내에서 일방향 응고하여 석출결정을 한 방향으로 배향시킨 일방향 결정화 유리와 치아의 치관용으로 사용되는 결정화 유리들이 개발되어 상용화 되어 있다. 그림 4에는 치근으로 대체하기 위해 가공된 bioglass와 다양한 형태의 A-W glass-ceramic을 나타내었다.

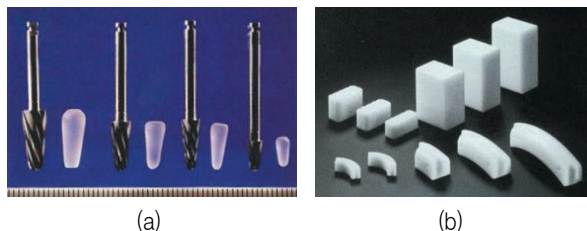


그림 4. 생체 유리의 대표적인 예
 (a) Bioglass (치근용, Biomaterials Corp. USA) (b) A-W glass-ceramic (Kyoto University, JPN)

인산계 유리는 실리카계 유리에 비해 그 주성분이 인체의 화학적 조성과 더욱 흡사하며 유리 공정이 비교적 저온에서 이루어진다는 장점이 있다. 그러나 실리카계 유리에 비해 많은 연구가 되지 않았다. 다만

1990년대부터 Knowles 그룹 등에서 연구가 활발히 이루어지고 있다.^[25] 대표적인 유리 조성으로는 P_2O_5 -CaO-Na₂O(K₂O)이 있으며, HA나 TCP에 비해 용해 속도가 높은 장점을 가지고 있다. 최근에는 인산계 유리섬유 (glass fiber)의 개발이 이루어지고 있으며, 경조직 뿐 아니라 신경 세포나 섬유 조직에까지 그 응용 범위를 넓혀 가고 있다.

2.3 알루미늄, 지르코니아^[2,26]

생체 활성 세라믹스와는 달리 생체 내에서 뼈와 직접 결합을 못하지만 주위에 섬유조직이 생성되면서 결합하는 재료를 지칭하는 비활성 생체세라믹스로 알루미늄과 지르코니아가 있다. 알루미늄은 세라믹 중에서 인체에 가장 먼저 사용되어 왔으며, 내마모성이 뛰어나고 압축 강도도 높기 때문에 1974년 Boutin이 인공 관절로 사용한 이래 지속적인 연구·개발이 이루어져 최근에는 인공 고관절의 헤드-컵, 인공 치근, 뼈 고정용 나사 등으로 실용화되어 널리 이용되고 있다. 다결정 알루미늄의 기계적 성질은 소결체의 입자 크기 및 소결 조건에 따라 달라지는데 ASTM F603-78에서는 강도가 400MPa 이상, 탄성계수가 380Gpa 이상을 갖는 알루미늄을 임플란트용 허용치로 규정하고 있다. 다결정 알루미늄의 정형외과 분야에서 임상 적용은 약 25년 이상 되었으며, 단결정 (사파이어) 알루미늄의 정형외과 및 치과 분야에서의 응용은 약 20년 이상 되었다고 알려져 있다.

알루미늄은 뛰어난 내마모성과 경도를 가지지만, 강도와 인성의 취약성으로 임플란트의 크기가 제한된다. 이에 비해 지르코니아는 우수한 강도 (>800 MPa)와 파괴인성 (7-10MPam^{1/2})을 지니며, 이로 인해 높은 하중을 지지하는 부위에 사용 가능하다. 지르코니아는 상전이를 통한 인성 증진 메커니즘으로 인해 파괴인성과 강도는 높은 것으로 알려져 있다. 또한 탄성계수 (200GPa)가 알루미늄 (400GPa)에 비해 매우 낮은 장점을 가진다. 하지만 지르코니아는 저온에서 서서히 열화되므로 생체 내 임플란트로 적용에 대한 우려도 일부 있다. 그러나 생체 내에서의 지르코니아의 상전이 및 열화에 대한 연구는 아직 초기 단계이며, 동물 및 임상 실험에서의 문제점은 아직까지 보고 된 바 없다.

알루미늄의 높은 내마모성과 지르코니아의 탁월한 강도와 인성 및 낮은 탄성계수는 기존의 금속 임플란트 시장을 조금씩 대체하고 있다. 이는 부식되는 금속에 비해 세라믹 자체가 지닌 우수한 조직 친화성에 기인한다고 볼 수 있다. 최근에는 이 두 세라믹스를 복합화하여 각 단상에 비해 우수한 역학적 물성을 지닌 복합체를 만들고자 하는 노력이 새롭게 진행되고 있다. 그림 5에 알루미늄과 알루미늄-지르코니아 복합체로 제조된 인공고관절용 ball head와 cup을 나타내었다.



그림 5. 알루미늄으로 제조된 인공고관절용 ball head와 cup
 (a) BioloX[®]forte, 100% Al₂O₃ (Ceramtec AG. GER)
 (b) BioloX[®]delta, 70% Al₂O₃-30% ZrO₂ (Ceramtec AG. GER)

3. 국내의 연구 개발 동향

대부분의 생체 세라믹스 연구 개발은 조직공학 (tissue engineering)과 연계하여 재료 자체의 개발에만 국한되지 않고 인체 내에서 재료와 조직간의 생체 적합성까지 고려한 연구 개발이 수행되고 있으며, 미국, 영국, 일본 등 선진국에서는 국가 프로젝트로 약 10여년 전부터 연구 개발을 추진하고 있다.

미국 국립보건원 (NIH)의 경우 BECON (Bioengineering Consortium)을 구성하여 생체와 관련된 연구를 기업과 대학을 중심으로 연구를 수행하고 있는데, 최근 NIH의 지원을 받은 Lawrence Berkeley National Lab.의 A.P.Tomsia 박사는 freeze casting 공정을 이용해서 이방성 기공을 갖는 지지체용 HA 및 β -TCP의 소결 연구를 수행하고 있다. 인공 고관절 및 인공 치아용 세라믹스 제조 기업체인 Zimmer사의 경우 최근 인디애나주의 “21세기 연구 개발 자금 (the State of Indiana's 21st Century Research and Technology Fund)”에서 약 220만 달러의 연구비를 받아 Notre Dame대학, Indiana대학 및 Purdue대학 연구진들과 공동으로 등뼈 대체 세라믹스 개발 연구를 수행하고 있으며, Striker사는 Creative Biomol사에 인공뼈의 제작을 위해 9,000만 달러를 투자하여 개발 연구를 수행하고 있다.

영국의 경우 생체 유리의 권위자인 Imperial college London의 LL Hench 교수는 polyglycolide같은 bioresorbable polymer를 사용하여 bioactive resorbable polymer-bioglass[®] composites 지지체를 제조하는 연구 및 아주 미세한 Bioglass[®] 입자를 polymer의 표면에 증착하는 기술 개발 연구를 수행하고 있다. Leeds 대학에서는 EPSRC(The Engineering and Physical Science Research Council)로부터 2003년부터 5년간 약 200만 파운드의 연구비를 지원받아 생체 재료 개발 연구를 수행하고 있으며 특히 최근 Fisher 박사의 경우 고관절의 비구컵을 세라믹으로 대체하고 관절의 사용 중 부드러운 상태를 계속 유지하며 손상을 입지 않도록 마찰/마모를 감소시키기 위한 연구를 수행하고 있다.

일본의 경우 Nagoya의 NIRIN (National Industrial Research Institute)내의 생체 세라믹 Lab의 Yoshiyuki Yokogawa 박사를 중심으로 TCP 표면 개질 처리를 통한 생체 적합성 향상 연구, 수열 조건에서 HA의 morphology에 미치는 유기 화합물의 영향에 대한 연구, Ti 합금의 표면에 직경 32-38mm의 HA granule의 가압 소결에 의한 HA-implanted Ti-alloy hybrid materials 제조 연구, 표면 개질된 polymer에 biomimetic 공정에 의한 인산칼슘의 성장에 관한 연구 등 생체 세라믹스와 관련된 연구가 수행되고 있다.

국내의 경우 과기부의 Biotech 2000과 보건 복지부의 조직공학 중점사업 분야에서 2-3년 전부터 대학 과 출연 연구기관을 중심으로 연구가 수행되고 있다. 산자부에서는 산업 기반기술, 차세대 신기술 개발 사업의 일환으로 9년간 총 450억원의 연구비를 투입하여 2000년부터 대학과 출연연, 병원, 생물 관련 기업 등 약 185명의 연구 인력이 참여하는 “생체 Hybrid 재료 및 응용기술 개발” 연구를 지원하고 있다. 이 중에 생체 세라믹스에 관한 연구로는 골 대체 재료 및 조직 공학용 지지체용 “생체활성 세라믹스의 제조 및 생체 적합성 연구”와 HA 인공골 및 복합 골 시멘트 개발을 위한 “생체적합성 인산칼슘계 세라믹스 응용 기술 개발” 그리고 고강도 고인성 및 내저온 열화 특성을 갖는 인공 골두용 지르코니아 개발을 위한 “하이브리드형 인공 고관절 골두 및 비구소켓 개발”과 하이브리드 나노 복합재료를 이용한 약물전달체 및 조영제 개발을 위한 “표적지향성 유기/무기/금속 하이브리드 나노복합재료 개발” 등이 있다. 대표적인 참여 연구 기관으로 한국화학연구원, 한국과학기술연구원, 요업기술원 등의 출연연과 서울대, 영남대, 공주대,

연세대, 영남대, 인하대, 인제대, 건양대, 경북대 등의 대학 그리고 생물관련 벤처기업들이 있다.

4. 국내외 시장 및 업체 현황

표 2에 생체 세라믹스 중 시장 규모가 큰 치과용 소재와 인공 관절에 대한 국내외 시장 현황을 나타내었다.^[26] 인공 치아의 경우 2001년 세계 시장은 7.8억 달러, 뼈형성 유도재 시장은 2.9억 달러였으나 2003년에는 각각 11.2억달러, 4.1억달러에 달할 것으로 예측되고 있다. 국내 시장의 경우 2001년도에 치과용 소재 및 인공 관절의 총 시장 규모가 954억원에서 2003년 1345억원으로 증가하였다. 하지만 국내에서 소모되고 있는 생체 세라믹스는 일부 품목을 제외하고는 거의 대부분 수입에 의존하고 있는 실정이다.

표 2. 대표적인 생체 세라믹스의 시장 현황

구 분		2001		2003	
		세 계	국 내	세 계	국 내
치과용 소재	인공치아	7.8억\$	347억원	11.2억\$	585억원
	뼈형성 유도재	2.9억\$	107억원	4.1억\$	180억원
인공관절		5.0억\$	500억원	5.8억\$	580억원
합계		15.7억\$	954억원	21.1억\$	1345억원

세계 시장의 대부분은 미국의 Zimmer, Stryker, Howmedica, Johnson & Johnson, 영국의 Smith & Nephew 등 미국이나 유럽계 업체들이 장악하고 있으나 최근 들어 Kyocera, NGK 등 일본의 몇몇 업체에서 제품을 생산하고 있으며, 국내의 벤처 업체들도 일부 생산 판매하고 있다. 표 3에 국내 생체 세라믹스 관련 업체를 나타내었다.

(주)오스코텍은 골다공증 치료제, 관절염 치료제 등의 신약 개발, 뼈관련 유전체 사업, 뼈 이식 재료를 포함한 신소재 및 생체 재료의 개발 등을 목적으로 설립된 연구개발 중심의 뼈 전문 생명공학업체로서 송아지의 해면골을 이용하여 만든 분말이나 과립 등으로 치과용이나 정형외과용 골 대체 재료를 개발하여 판매하고 있다. 또한 (주)알파덴트는 치과용 도재를 개발하여 판매하고 있다.

표 3. 국내 생체 세라믹스 관련 업체

기 관	회 사 명	상 품 명	웹 주 소
뼈	오스코텍	BioCera, BBP OrthoChip, Orthoblock	www.oscotec.com
	태산솔루션스	TS-GBB, TS-GBP	www.tmed.co.kr
지 지 체	리젠바이오텍	χtopore	www.regenbiotech.com
치 과 용 도재	알파덴트	CeraMax	www.alphadent.co.kr

5. 결론

본 고에서는 생체 세라믹스로 사용되고 있는 대표적인 생체 활성 세라믹스와 생체 불활성 세라믹스의 종류와 국내외 연구 개발 동향 및 시장 현황에 대해 간략히 살펴보았다. 본 고에서는 기술하지 않았지만 최근 부각되고 있는 생체 세라믹스에 관한 연구로 HA 코팅층을 제조하는 방법으로 생체 모방법 (biomimetic process)을 이용한 인체 친화적인 공정 개발, 인산칼슘계 세라믹스를 이용하여 기공이 서로 3 차원적으로 연결된 생체 분해성 다공체로 만들어 조직공학용 지지체 (scaffold)로 이용하고자 하는 연구가 수행되고 있으며, 조직 공학과 연계하여 인체와 유사하며 완벽한 생체 적합성을 갖는 바이오 인공 장기에 대한 연구 개발이 활발히 이루어지고 있다.

생체 세라믹스는 대부분 인체 내에서 사용되기 때문에 세포 반응을 통한 in-vitro 시험, 동물 체내에서의 in-vivo 시험 등을 통해 재료 자체의 특성 향상뿐 아니라 인체 내에서 재료의 세포 및 조직 적합성에 대한 연구가 필수적이며, 재료 개발, 재료 가공, 치의학, 임상의학, 정형외과학 등 다양한 분야와 유기적인 협력 연구를 통해 새로운 생체 세라믹스의 개발이 가능할 것이다.

참고문헌

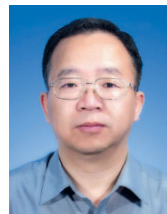
- [1] The Williams Dictionary of Biomaterials, D.F.Williams, Liverpool University Press (1999)
- [2] 김해원, 김현이, "생체세라믹스의 이용과 최근 연구동향", 세라미스트, 7[1] 11-20 (2004)
- [3] 김석영, "바이오세라믹스의 현황과 전망", 세라미스트 6[4] 39-43 (2003)
- [4] L.L.Hench, "Bioceramics", J. Am. Ceram. Soc., 81[7] 1705-33 (1998)
- [5] 이종국, 서동석, 김환, "인산칼슘계 생체 세라믹스의 활용과 향후 과제", 세라미스트, 7[1] 30-40 (2004)
- [6] M. Jarcho, "Calcium Phosphate Ceramics as Hard Tissue Prosthetics", Clin. Orthop., 157 259-78 (1981)
- [7] J. W. Ha and H. J. Jung, "Preparation of Polycrystalline Hydroxyapatite Ceramics for the Application of Tooth Implants", J. Kor. Ceram. Soc., 20[1] 55-62 (1983)
- [8] F. H. Albee, "Studies in Bone Growth: Triple CaP as a stimulus to Osteogenesis", Ann. Surg., 71 32-6 (1920)
- [9] H. Aoki, K. Kato and M. Ogisio, "Studies on the Application of Apatite to Dental Materials", J. Dent. Eng., 18 86-9 (1977)
- [10] M. Jarcho, "Hydroxyapatite Synthesis and Characterization in Dense Polycrystalline Forms", J. Mater. Sci., 11 2027-35 (1976)
- [11] D. S. Metzger, T. D. Driskell and J. R. Paulsrud, "Tricalcium Phosphate Ceramic: A Resorbable BOne Implant: Review and Current Status", J. Am. Dent. Assoc., 105 1035-48 (1982)
- [12] S. V. Oorozhkin and M. Epple, "Biological and Medical Significance of Calcium Phosphates", Angew. Chem. Int. Ed., 41 3130-46 (2002)
- [13] L. L. Hench, "Bioceramics, A Clinical Success", Am. Ceram. Soc. Bull., 77 67-74 (1998)

- [14] G. L. Darimont, R. Cloots, E. Heinen, L. Seidel and R. Legrand, "In vivo Behaviour of Hydroxyapatite Coatings on Titanium Implants: a Quantitative Study in the Rabbit", *Biomaterials*, 23 [12] 2569–75 (2002)
- [15] M. Yoshinari, Y. Oda, T. Inoue, K. Matsuzaka and M. Shimono, "Bone Response to Calcium Phosphate coated and Bisphosphonate–Immobilized Titanium Implants", *Biomaterials*, 23 [14] 2879–85 (2002)
- [16] D. E. MacDonald, F. Betts, M. Stranick, S. Doty and A. L. Boskey, "Physicochemical Study of Plasma–sprayed Hydroxyapatite–Coated Implants in Humans", *J. Biomed. Mater. Res.*, 54 [4] 480–90 (2001)
- [17] K. Ito, K. Nanba, T. Nishida, H. Sato and S. Murai, "Comparison of Osseointegration Between Hydroxyapatite Coated and Uncoated Threaded Titanium Dental Implants Placed into Surgically Created Bone Defect in Rabbit Tibia", *J. Oral Sci.*, 40 37 (1998)
- [18] L. C. Lucas, W. R. Lacefield, J. L. Ong and R. Y. Whitehead, "Calcium Phosphate Coatings for Medical and Dental Implant", *Colloids Surf. A* 77 141 (1993)
- [19] F. Z. Cui, Z. S. Luo and Q. L. Feng, "Highly Adhesive Hydroxyapatite Coatings on Titanium Alloy Formed by Ion Beam Assited Deposition", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 8 403 (1997)
- [20] K. Ozeki, T. Yuhta, Y. Fukui and H. Aoki, "Phase Composition of Sputtered Films from a Hydroxyapatite Target", *Surf. Coat. Tech.*, 160 54 (2002)
- [21] J. L. Ong, K. bessho and D. L. Carnes, "Bone Response to Plasma–Sprayed Hydroxyapatite and Radiofrequency–Sputtered Calcium PHosphate Implants in vivo", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 17 581 (2002)
- [22] C. M. Cotell, "Pulsed Laser Deposition and Processing of Biocompatible Hydroxyapatite Thin Films", *Appl. Surf Sci.*, 69 140 (1993)
- [23] J. L. Arias, M. B. Mayor, F. J. Garcia–Sanz, J. Pou, B. Leon, M. Perez–Amor and J. C. Knowles, "Structural Analysis of Calcium Phosphate Coatings Produced by Pulsed Laser Deposition and Different Water–vapor Pressures", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 8 873 (1997)
- [24] 이원준, 김태준, 한중석, "치과 임플란트용 Hydroxyapatite 코팅 기술" *세라미스트* 7[1] 21–29 (2004)
- [25] J. C. Knowles, "Phosphate Based Glasses for Biomedical Applications", *J. Mater. Chem.*, 13 [10] 2395–401 (2003)
- [26] 김기일, "바이오세라믹스", 2003 KISTI 기술산업정보분석



윤 중 열

· 한국기계연구원 재료연구부 선임연구원
· 관심분야 : 기능성 세라믹 재료, 다공질 재료
· E-mail : yjy1706@kmail.kimm.re.kr



전 재 호

· 한국기계연구원 재료연구부 책임연구원
· 관심분야 : 경사기능재료, 기능성 세라믹스, 생체모방재료
· E-mail : jjh@kmail.kimm.re.kr