

생체친화 금속재료 및 표면개질기술 현황



김 동 수

(KIMM 표면기술연구부)

- '89 - '93 충남대학교 화학과(학사)
- '93 - '95 충남대학교 화학과(석사)
- '95 - 현재 한국기계연구원 연구원



변 응 선

(KIMM 표면기술연구부)

- '81 - '88 강원대학교 재료공학과(학사)
- '88 - '90 강원대학교 재료공학과(석사)
- '91 - 현재 한국기계연구원 선임연구원



정 용 수

(KIMM 표면기술연구부)

- '76 - '80 경북대학교 금속공학과(학사)
- '80 - '82 경북대학교 금속공학과(석사)
- '85 - '94 영국 UMIST공학대학 부·방식센터(박사)
- '92 - '93 영국 Salford대학 전자·전기과 연구조원
- '82 - 현재 한국기계연구원 책임연구원

1. 서 론

생체친화재료란 생체내에 사용하거나 혹은 생체의에서 보조재료로 사용되는 것을 총칭하고, 인체와 직접 또는 간접적으로 접촉하여 사용되는 것이 특징이며 그 때문에 사용상 안전을 확보하기 위하여 생체에 대한 무해성 내지 생체적 합성이 요구된다. 생체적합성이란 각각 고유의 기능을 가진 생체와 인공재료가 그 계면에서 서로 기능을 해치는 상호 반응을 일으키지 않고 공존하며 사용목적을 달성하는 것을 말한다.

생체친화재료로서는 재료의 종류에 따라서 인공관절의 고밀도 폴리에틸렌제, 인공힘줄이나 혈액 펌프 등의 폴리우레탄 등 고분자재료, 생체기능을 대행하는 구조재료로서 스테인레스강, Co-Cr 합금, 타이타늄 및 그 합금, 탄탈륨 등 금속재료, 정형외과나 치과 등 굵은 조직대체용 재료로서의 세라믹재료로 구분되고 있다(표 1).

이들 재료는 다시 의료용과 치과용으로 분류가 되는데 의료용 재료는 고분자의 인공심장이나 정형외과 영역의 Bone plate, Hip joint 등 금속이나 세라믹을 조합하여 사용되고 있고, 치과용 재료는 치과용 보철·보존 수복재료로서 금속, 세라믹, 고분자가 다양하게 사용되고 있으며, 그 외에는 보조재료, 기구 등의 많은 재료들이 사용되고 있다.

금속, 세라믹 재료를 주로 사용하는 경조직 생체재료의 경우 아직까지 다양한 재료를 사용하고 있는 추세로 스테인레스강, Co-Cr 합금, Ni-Cr 합금, 타이타늄 합금, 순수 타이타늄, 탄탈륨 등을 기계가공하여 단독으로 사용하거나 혹은

이들 재료에 다양한 방법으로 타이타늄 분말, 수산화아파타이트(HA ; Hydroxyapatite) 등을 코팅하는 기술을 이용하고 있다. 생체에 사용되는 금속재료는 주로 뼈나 이와 비슷한 경조직을 대체하는 재료로서 사용되고 있으므로 생체용 금속재료에 요구되는 기본적인 물성은

- ① 내식성이 우수하여 혈액과 반응하지 않아야 하고,
- ② 생체친화성이 우수하여 생체에 무해무독하면서 세포와의 적합성이 좋아야 하며,
- ③ 기계적 성질이 우수하여 대체 생체조직과 유사하거나 보다 우수한 성능을 발휘하여야 한다.

2. 생체용 금속재료의 종류 및 특징

2.1 스테인레스강

임플란트용으로 처음 사용되었던 스테인레스강은 18%Cr-8%Ni로 스테인레스강의 개발 이전에 골절판(Fracture plate)용으로 사용되던 바나듐강보다 강도 및 내식성이 우수했다.

하지만, 생체재료가 직접 접촉하고 있는 것은 세포외액이고 그 주된 전해질은 Na⁺와 Cl⁻이온으로 금속재료에 대하여 열악한 부식환경을 조성하게 된다. 생체내에서의 금속재료의 부식은 금속이온의 용출을 야기시키므로, 인체에 해로운 중금속인 Ni, Cr을 다량 함유하고 있는 스테인레스강의 경우 생체내에 용출된 이런 금속이온들

표 1. 생체재료의 분류

Materials	Advantages	Disadvantages	Use
Polymers Nylon Silicone Teflon Darcon	Resilient, Easy to fabricate, Low density	Not strong, Deform with time, Degradation	Sutures, Cement Blood vessels, Hip socket, Tendon, Ear, Nose, other soft tissue
Metals Cp-Ti Ti6Al4V 316L SS CoCr alloy Ta, Au	High tensile strength, Tough, Ductile	Corrosion, High density, High stiffness	Joint replacement, Orthopedic fixations : Bone plate, Screw, Dental root implants
Ceramics Alumina Zirconia HA Ca-P ceramics Carbon	Biocompatible, Bioinert, Bioactive, High compressive strength, Corrosion resistance	Brittle, Difficult to make, Lack of resilient, Poor mechanical reliability	Dental implants, Hip ball & socket, Bone filler, Transcutaneous device, Other hard tissue
Composites Carbon-carbon Ca-P fiber Polymer	Biocompatible, Strong, Tailor-made : Strength, Biodegradation	Difficult to make	Joint implants, Heart valve, Fixation devices

로 인해 문제가 야기된다는 보고가 있어 사용이 자제되어 오고 있다.

2.2 코발트계 합금

생체용으로 쓰이는 코발트합금에는 Haynes-Stellite 21, 25와 단조 또는 열간가공된 Co-Cr-Mo(ASTM F799) 등이 있으며 이들 금속은 염소분위기에서 강력한 내식성을 가지고 있다.

인공관절용으로의 Co-Cr 합금은 초기에는 정밀주조에 의해서 만들어졌기 때문에 주조성과 가공성을 높이기 위해서 Ni의 함유량이 많아졌다. 그러나, Ni의 알러지성이 문제가 되면서 Ni의 함유량이 점점 낮아져 현재는 1wt%이하로 되어 있다. 골관절용 플레이트의 경우 인공관절보다 강도가 요구되기 때문에 가공용 Co-Cr 합금이 도입되었고, F562-95, F563-95는 제트엔진용 재료를 생체용으로 개량한 것으로 열처리에 의해서 상당히 높은 강도가 얻어지는 것이 특징이다.

Co-Cr 합금에서는 알러지의 문제에 있어서 Ni뿐만 아니라 Co도 알러지 반응을 일으키는 것으로 알려져 있어 이에 대한 검토가 필요하다.

2.3 타이타늄 및 타이타늄 합금

Ti의 특징은 내식성이나 생체적합성이 우수하고, 비중이 스테인레스강이나 Co-Cr 합금의 거의

반정도로 매우 가벼우며, 표면에 치밀한 부동태 피막을 형성하여 뛰어난 내식성을 나타낸다.

합금화되지 않은 Ti는 CP-Ti(Commercially Pure Titanium)로 부르고, 산소(O)와 철(Fe) 등의 불순물 원소의 함유량에 따라 Grade I ~ Grade IV 까지 나뉘어져 있다. 치과용 임플란트에는 CP Ti가 사용되고 있지만 인공관절에는 강도가 부족하여 Ti 합금이 사용된다.

CP-Ti와 Ti 합금(Ti6Al4V)은 내식성과 생체친화성이 임플란트용 합금중 가장 우수하기 때문에 비교적 고가임에도 불구하고 현재 가장 각광을 받고 있는 재료이다. 이외에도 합금원소를 첨가한 Ti 합금의 개발이 다각도로 진행중인데, 강도증가를 위해 Sn이나 Zr을, 내식성을 향상시키기 위해 Ta, Pd를 첨가하며, α - β 2상 조직으로 한 후 열간가공성을 좋게 하기 위해 β 안정화 원소인 Nb나 Ta를 첨가한다. 표 2에는 합금설계시 고려할 점들에 대해 요약하였다.

3. 바이오세라믹스

바이오 세라믹스로서 알려진 재료들을 성분을 중심으로 대별하면 알루미나(Alumina, Al_2O_3), 지르코니아(Zirconia, ZrO_2), 유리(Glass) 혹은 유리 매트릭스속에 열처리에 의해 결정을 석출시킨 결정화유리(Glass-ceramics), 아파타이트(Hydroxyapatite, $Ca_{10}(PO_4)_5(OH)_2$)계 세라믹스 등으로 나눌 수 있다.(표 3) 알루미나 세라믹스

표 2. 타이타늄 합금 설계시 고려사항

	Biocompatible alloying elements added to Ti						
	Zr	Sn	Nb	Ta	Pd	Pt	Si
Improvement of mechanical property	⊙	⊙					
Improvement of corrosion resistance				⊙	⊙	⊙	
Improvement of hot workability, α - β alloys			⊙	⊙			
Improvement of castability			≤8%	≤4%			
Prevention of brittle phase					≤0.5%	≤0.5%	
Non effective element							△

는 고강도, 뛰어난 내마모성을 지니며, 화학적으로도 안정한 재료로서 생체조직에 대해서는 불활성(Bio-inert)인 특성을 나타낸다.

이러한 특징 때문에 인공관절, 인공골, 인공치근 등의 생체의 경조직(Hard tissue)을 기능적, 형태적으로 수복하는 임플란트 재료로서 가장 오랜 기간의 임상실적, 임상응용 예를 가지고 있으며, 초고분자량 폴리에틸렌과 조합하여 사용되기도 한다. 지르코니아 세라믹스는 최근 고강도, 고인성의 특징 때문에 역사가 짧고 생체적인 연구 데이터는 많지 않지만 알루미늄을 대체할 수 있다고 기대되는 재료이다.

인공재료를 뼈의 결손부에 매입하면 생체는 이것을 섬유성의 피막으로 둘러싸 주위의 뼈로부터 격리시키려 하는데, 여러 종류의 유리 및 결정화유리는 뼈와 결합하는 것으로 알려져있고 Bioglass[®]는 단시간에 뼈와 결합하는 특성을 나타낸다. 따라서, 인공 중이골과 치주 충전재, 인공추체, 추간판, 장골 등으로 이미 실용화되어 있다. 특히 인체의 뼈, 상아질, 에나멜질 등의 경조직을 구성하는 무기성분이 칼슘과 인으로 이루어진 화합물이라는 사실에 착안하여 최근에 여러 종류의 형상을 가지는 인산칼슘계 세라믹스가 개발되어 왔다. 결정성의 수산화아파타이트는 뼈 성분이외의 것은 함유하지 않는다는 점을

살려 골충전재로서 이용 예가 많다.

4. 조직-임플란트(Tissue-Implant)의 상호작용

임플란트의 표면과 체액사이에서의 상호반응은 물분자나 생체분자와 같은 전하를 띤 이온과 극성분자의 흡착으로부터 기인한다. 특히 산소로 연결된 유기고분자들의 분자내 혹은 분자간 결합이 깨어지면서 구조적, 기하학적인 변화가 일어나는 것이다.

금속표면을 둘러싸고 있는 전해액중의 수소, 혹은 수산화이온 등이 금속표면으로의 이동과 흡착은 전해액의 pH변화와 금속표면의 포텐셜 변화를 야기시키고, 조직과 표면의 반응이 다음과 같은 순서로 일어나게 된다(그림 1).

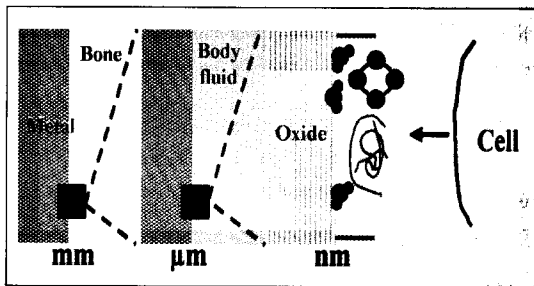


그림 1. 임플란트와 조직의 계면 반응

표 3. 바이오세라믹스의 분류

Type	Tissue attachment	Example
Bioinert	Mechanical interlock (morphological fixation)	Al ₂ O ₃ ZrO ₂
Bioactive dense porous	Interfacial bonding with tissues Tissue ingrowth into pores	Bioactive glasses Bioactive glass-ceramics Dense HA Porous HA HA coating on porous metals
Biodegradable	Replacement with tissues	Tricalcium phosphate(TCP) Calcium metaphosphate(CMP) Bioactive glasses

(1) 임플란트의 표면과 주위를 둘러싸고 있는 체액과 계면을 형성하여 물분자나 체액중의 Na^+ , Ca^{2+} , Cl^- , phosphate 등과의 반응이 일어나 계면의 pH변화와 함께 이온흡착이 발생된다.

(2) van der Waals forces, hydrogen bonding, dipole interaction 등에 의하여 단백질이 흡착되고 임플란트와 물리화학적 특성에 상응하여 평형을 이루게 된다.

(3) 단백질 흡착후 세포들이 단백질층을 인지하고 반응을 개시한다.

(4) 임플란트 표면에 단백질과 세포들로 조직이 형성된다.

R. Thull^[1] 등은 조직과 임플란트 사이의 상호작용, 즉 생체친화성을 결정하는 데 있어서 표면상태^[2], 전기장, Zeta potential 등이 중요하다고 언급하고 있으며, 표면상태는 접촉각의 측정을 통한 표면장력(Surface tension)^[3]의 세기를 들고 있다. 다음과 같은 두 식으로 금속(Solid phase)과 체액(Body fluid, Liquid phase)간의 표면장력을 예측할 수 있으며, 그림 2와 같이 조직이 금속 임플란트에 부착되는 임계표면장력이 존재한다고 주장하였다.

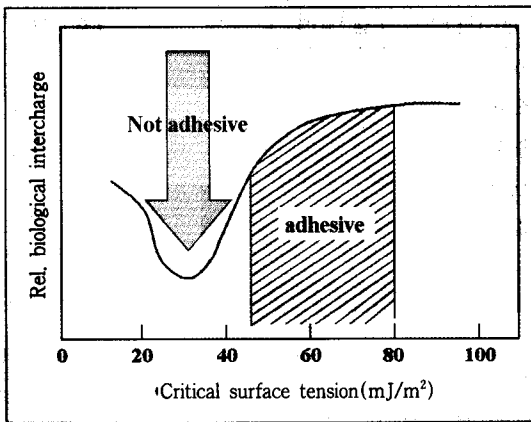


그림 2. 표면장력과 조직과의 관계

$$\gamma_{SL} = -\gamma_{SV} - \gamma_{LV} \cos\theta \text{ -----(1)}$$

(γ_{SL} : tension of solid-liquid phase

γ_{SV} : surface tension of the solid versus

vacuum

γ_{LV} : surface tension of the liquid versus vacuum

θ : contact angle)

$$W_a = \gamma_{SV} + \gamma_{LV} - \gamma_{SL} = \gamma_{LV}(1 + \cos\theta) \text{ -----(2)}$$

(W_a : work of adhesion)

그리고, 금속재료가 전해액에 침적이 되었을 때, 표면에 양전하층, 혹은 음전하층의 전기적 이중층이 발생하는 것처럼 임플란트의 표면에도 생체분자와의 전하의 교환(Charge exchange), 이동(Transfer) 등이 발생하여 임플란트표면에 pH의 변화를 유도하고 물분자와 같은 극성분자와의 반응과 더불어 단계적으로 조직과 임플란트와의 결합이 이루어진다.

매입 초기에 주로 수산화 이온으로 형성되어 있는 임플란트의 표면에는 Gouy-Chapman 확산층을 구성하게 되고, 이 확산층과 체액간의 전하의 이동과 교환이 포텐셜의 변화를 야기시키게 되는데 이를 Zeta-potential(ζ)이라 한다. Zeta-potential의 크기는 다음 식에 의하여 계산된다.

$$V_s = \frac{\zeta \epsilon_0 \epsilon \Delta p}{\eta \kappa}$$

(V_s : streaming potential, ζ : zeta potential,

Δp : pressure gradient, η : viscosity,

κ : conductivity)

즉, 임플란트의 표면의 상태에 따라서 결합시간과 결합력의 차이가 나타나고, 금속표면과 조직내의 체액(Body fluid)과의 물리화학적 상호반응을 통해서 결합이 이루어진다. 실제 임플란트를 생체내에 매입하였을 때 경조직과의 결합력과 계면반응을 확인하는 것(In-vivo test)이 가장 중요하며, 다음 그림 3과 같이 결합력을 확인하고 계면을 관찰한다.

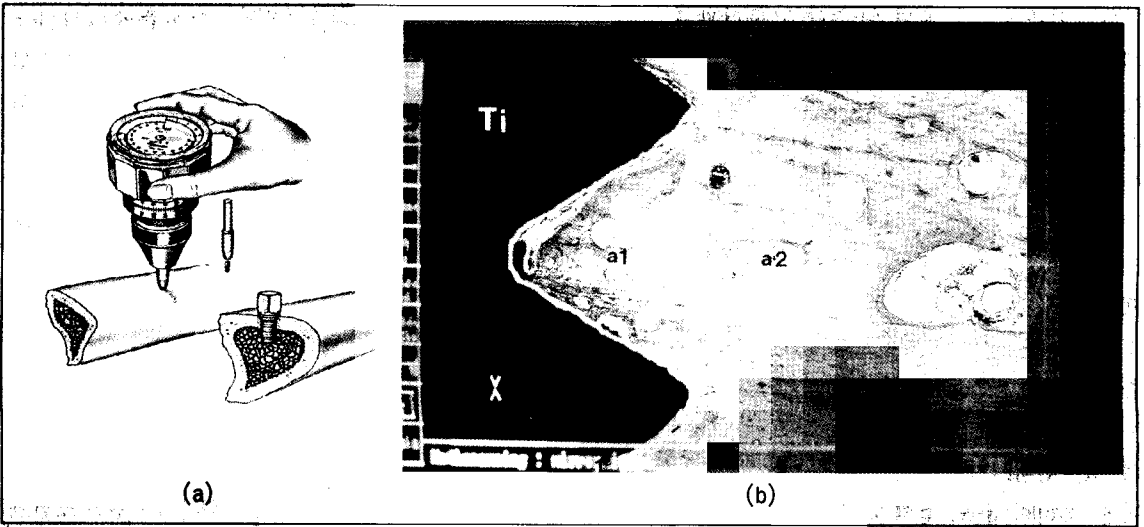


그림 3. 생체 적용시험 후 임플란트의 분리 및 계면관찰
 (a) 생체 적용시험에 사용한 임플란트의 제거 토크값의 측정
 (b) 골의 점유율의 계측(거울이미지를 이용하여 각 영역이 차지하는 면적의 비)

5. 생체친화형 표면개질방법

5.1 수산화아파타이트 코팅

위에서 언급한 것처럼 뼈(Bone)와 화학적 유사성으로 인해 뼈의 대체물질로 소개되어온 인산칼슘(Calcium phosphate)은 뼈와 결합시간(Fixation time)이 빠른 장점을 가지고 있어 다양한 Calcium phosphate가 도입되어 생체용 금속재료에 코팅하는 방식으로 생체친화성을 부여하는 방법이 많이 시도되어 왔다.

그 대표적인 것으로 Hydroxyapatite(HA)^{[4],[5],[6]}를 비롯하여 OHA(Oxyhydroxy apatite), DCP(Dicalcium phosphates), TCP(Tricalcium phosphates), TTCP (Tetracalcium phosphates), CMP (Calcium metaphosphate)등의 인산칼슘계 화합물이 도입되어 오고 있다.

침적법(Immersion coating)은 금속재료의 표면에 코팅하는 방법중에 가장 간편한 방법으로 간단한 장치만으로 표면에 흡착시킬 수가 있다. 하지만, HA와 금속소재와의 결합력이 약하고 흡착

된 HA층의 구조와 성분에 있어서의 변화가 일어날 수도 있어 좋은 방법은 아니다.

1980년대 도입되어 Bunshah^[7], Cook et al^[8], de Groot et al^[9]등에 의해 연구가 진행되어 HA-coating에 있어서 가장 일반적인 방법으로 알려진 플라즈마 스프레이법(Plasma spray coating)은 그림 4에 나타난 것과 같이 HA powder를 고압의 가스 흐름속에 도입하여 플라즈마와 같은 높은 온도의 열원을 통과하면서 금속소재위로 분사되도록 설계된 장치로 HA crystal은 안정한 상태로 코팅되는 반면 상의 변화가 일어날 가능성이 있다.

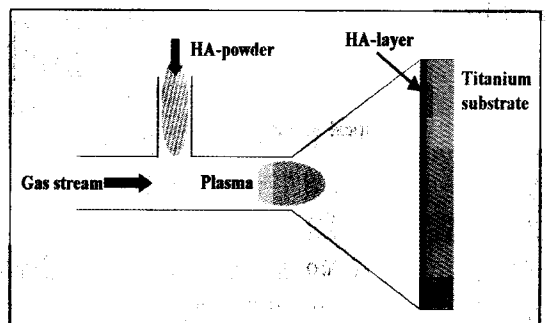


그림 4. 플라즈마 스프레이를 이용한 HA 코팅

그리고, 최근에는 HA의 결정성을 증가시키고 동시에 코팅층과 소재와의 결합력을 증대시키기 위해 플라즈마 스프레이법 후에 수열처리 (Hydrothermal treatment)^[10]를 행하는 경우도 있다.

이온 스퍼터링(Ion sputter coating)^[11]은 소결 (Sintering)을 통해 만들어진 HA Target을 진공 챔버내에 장착하고 고속의 가스이온에 의한 스퍼터링을 통해 코팅하는 방법이다. 유사한 방식으로 r.f. 스퍼터링법(Radiofrequency sputtering)^[12]도 있으며 장점으로는 얇은 견고한 코팅이 가능하지만 비정질상의 HA형성, 재부착의 문제나 값 비싼 장치비 등도 간과할 수 없어 현재 거의 사용되지 않는다.

5.2 이온주입법(Ion implantation)

손상받은 장기의 기능을 회복시키기 위한 인공 생체이식 개념이 도입된 이후, 비강도가 높고 조직 적합성이 우수한 Ti 및 Ti합금이 금속 임플란트 재료로서 널리 사용되고 있다.^{[13],[14]} 그러나 Ti-6%Al-4%V 합금의 경우 V에 의한 독성과 Al이 Alzheimer와 같은 정신질환의 원인이 됨이 보고^{[15],[16]}됨에 따라 이들 독성원소가 첨가되지 않은 순수 금속원소를 사용하는 것이 현재의 추세이다. CP-Ti(순수 타이타늄)은 Al과 V등 독성 원소를 함유하고 있지 않아 생체적합성은 우수하나 장기간 매입시 골조직과 이물반응을 일으켜 직접결합이 형성되지 않는 것으로 나타나 있으며, 특히 이 소재는 내마모성 및 전단강도가 낮아 임플란트 표면으로부터 유리된 금속이온이나 마모된 입자들이 주위조직을 자극시키는 문제가 있는 것으로 보고되고 있다.^[17] 이러한 문제점들을 극복하기 위하여 최근에는 TiN, ZrN 등과 같은 생체불활성 질화물을 Ti 임플란트 표면에 코팅하여 Ti 소재의 이물반응과 물리적인 취약함을 해결하려는 연구가 시도되고 있다.

현재 널리 사용되고 있는 코팅방법으로는 스

퍼터링(Sputtering)^{[18],[19]}, 이온플레이팅(Ion plating)^[20], 레이저조사(Laser ablation) 등이 있으나, 이들 물리증착법은 모재와 코팅층 사이의 계면이 물리적 결합을 하고 있기 때문에 계면박리 또는 계면파괴의 가능성이 항상 존재하게 된다. 그림 5에 이온빔을 이용한 표면개질 방법에 관하여 간략하게 그 특징을 나타내었다.

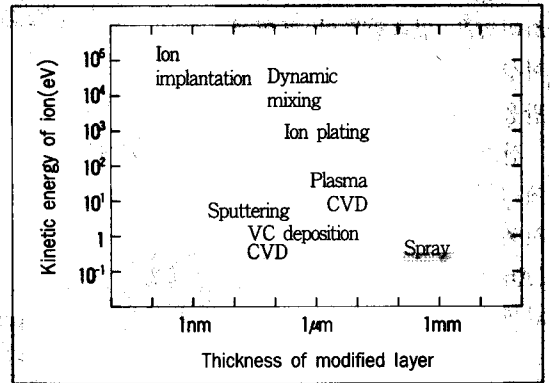


그림 5. 이온빔을 이용한 표면개질방법

따라서 최근들어 이온주입법에 의한 표면개질법이 활발히 연구되고 있는데 대부분의 경우 Ti-6%Al-4%V합금^{[21],[22]}을 대상으로 하고 있으며, 공정이 복잡하고 고가인 Beam-line 이온주입법을 주로 사용하고 있다. PSII(Plasma source ion implantation)^{[23],[24]}는 이온을 수십~수백 keV로 가속시켜 재료의 표면에 주입시키는 기술로서 모재와의 접착력 문제가 없으며 주입양이나 에너지를 조절하여 최적 원소분포를 얻기가 용이한 등의 장점을 가지고 있을 뿐 아니라, 기존의 Beam line 이온주입 기술의 단점을 극복한 첨단기술로서 이의 산업적 응용이 크게 주목받고 있다. 하지만 생체재료의 표면개질에 이 PSII법을 이용한 연구^[25]는 극히 소수이며 직접 in-vivo 또는 in-vitro를 대상으로 한 연구는 보고된 바 없다.

5.3 양극산화법(Anodic oxidation)

생체내에 매입된 타이타늄 임플란트는 표면에

형성되어 있는 산화피막이 조직(Tissue)^[26]과 접촉하게 되므로 이 산화피막이 생체적합성에 중요한 역할을 하게 된다. 표면에 형성된 산화피막(TiO₂)은 내식성과 화학물질에 대한 내구성이 우수하고, 유기·무기 화학반응에 촉매적 역할을 할 수 있으며, 큰 유전상수를 가지고 있으므로 다른 산화물에 비해 더욱 강한 van der Waals 결합을 유도할 수 있다. 따라서, 인위적으로 산화피막을 임플란트의 표면에 성장시켰을 때 그 형상과 두께, 혼입원소 등에 의하여 경조직과의 반응에 많은 영향을 주게 된다.

산화피막을 형성시키는 방법으로 최근 양극산화에 의한 타이타늄 표면에 산화피막을 형성^{[27], [28]}시키는 연구가 진행중에 있다. 양극산화법(Anodization)은 대기중에서의 열처리에 의한 산화피막 형성방법이나 화학산화법에 비해 산화피막의 두께와 형상의 조절이 용이하고 재현성이 우수한 장점을 가지고 있다.

양극에서의 반응은 다양하고 복잡하지만 다음과 같이 간단한 모델로서 설명할 수 있다.

- (1) At the titanium-oxide interface : $Ti \rightarrow Ti^{2+} + 2e^{-}$
- (2) At the oxide-electrolyte interface : $2H_2O \rightarrow 2O^{2-} + 4H^{+}$
- (3) The ion migration at the metal-oxide or oxide-electrolyte interface : $Ti^{2+} + 2O^{2-} \rightarrow TiO_2 + 2e^{-}$
- (4) Oxygen evolution : $2H_2O \rightarrow O_2 + 4H^{+} + 4e^{-}$

양극산화법(그림 6)은 산이나 알칼리용액에서 전기화학적으로 산화피막을 형성시킬 수 있고 전류 혹은 전압을 조절함으로써 피막의 두께를 변화시킬 수 있으며, 전해액에 따라서 형성되는 피막의 형상이 달라짐으로써 물리적 결합(Mechanical interlocking)에 유리한 구조를 얻을 수도 있다.

금속염 용액중에서 양극산화하여 타이타늄 산화피막내에 Ca나 P와 같은 원소를 혼입시키고 또는 혼입 후 수열처리^{[29],[30]}를 통해 결정화를 유도하는 연구 등도 활발히 진행중에 있다.

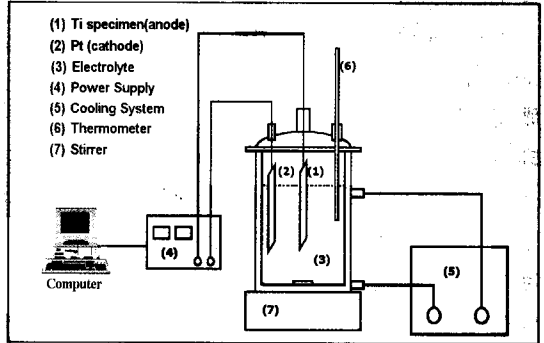


그림 6. 양극산화장치의 개략도

6. 결론

생체재료는 인체의 적용부위와 기능에 따라서 다양한 금속재료, 세라믹재료 및 고분자재료가 사용되고 있다. 결국 기술적인 측면에서 핵심적인 것은 생체와 재료가 만나는 계면(Bio-material interface)에 대한 기술로서 생체내에서 임플란트의 이온용출이나 부식, 마모 등의 물리화학적 특성이 생체친화성을 결정하게 되며, 지속적인 In-vitro 및 In-vivo 실험이 진행되어야 한다.

현재 세계의 생체재료 시장은 스웨덴, 미국, 일본 등 선진국의 주도하에 이루어지고 있으며, 한국의 경우 대부분 수입에 의존하고 있고 그 종류만 30여종에 달한다. 또 하나 주목할만한 사실은 인공치아의 경우, 전 세계적으로 한국의 소비 순위가 상위(5-6위)에 있다는 점이다. 치과용 임플란트외에 사고나 선천적 기형으로 눈, 귀, 코 등에 이상이 있는 사람(Handicapped person)의 경우에도 임플란트를 사용하여 수술, 접합함으로써 신체적으로 정상인처럼 보이도록 할 수도 있다.

의료용과 치과재료분야는 고부가가치 산업이

고 전망이 밝은 분야로 현재 한국기계연구원에서는 타이타늄의 구조성형기술 및 합금개발, 양극산화 및 이온주입에 의한 타이타늄 표면개질에 관한 연구가 진행되고 있다. 이 외에도 형상 기억합금, 생체용 비정질 Zr계 합금, 고분자 복합재료 개발 등 기술 집약적인 복합기술에 의한 재료개발이 필요한 분야이다.

향후 복지사회에 접어들어 수명의 연장이나 Quality of life를 추구하는 고령화 시대로 접어들어 따라 그 수요가 빠른 속도로 증가하는 몇 가지 사실로만 보아도 생체재료에 대한 연구개발이 절실한 실정이라 할 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] R. Thull and J. Reuther, Enossales Zahnimplant, Europaisches Patentamt, Veröffentlichungsnummer : EP0445667 A2.
- [2] T. Albrektsson, P.J. Branemark and H.A. Hausson, "The interface zone of inorganic implants in vivo:titanium implants in bone", An. Biomed. Engng., 11, p.1, 1983.
- [3] S. Agathopoulos and P. Nikolopoulos, "Wettability and interfacial interactions in bioceramic-body-liquid system", J. Biomed. Mater. Res., 29, pp.421-429, 1995.
- [4] W. Weng and J.L. Baptista, "A new synthesis of hydroxyapatite", J. of European Ceramics Soc., 17, pp.1151-1156, 1997.
- [5] M. Okazaki and R.Z. LeGeros, "Carbonate hydroxyapatite - coated hydroxyapatite (CHA-HA)", 23rd annual meeting of the Soc. for Biomaterials, New Orleans, 1997.
- [6] W. Wu and G.H. Nancollas, "Nucleation and crystal growth of octacalcium phosphate on titanium oxide surfaces", Langmuir, 13, pp.861-865, 1997.
- [7] R.F. Bunshah, "Deposition technologies for films and coatings", Noyes Publications, Park Bridge, NS, USA, 1981.
- [8] S.D. Cook, K.A. Thomas et al., "Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite-coated titanium for dental implant application", Int. J. Oral Maxillofac Implants, 2, pp.15-22, 1987.
- [9] K. Groot, R. Geesink et al., "Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite", J. Biomed. Res., 21, pp.1375-1381, 1987.
- [10] Y. Cao, J. Weng et al., "Water vapour-treated hydroxyapatite coating after plasma spraying and their characteristics", Biomaterials, 17, pp.419-424, 1996.
- [11] W.R. Lacey, "Hydroxyapatite coatings. In: Bioceramics: Materials characteristics versus in vitro behavior", New York academy of science, pp.72-80, 1988.
- [12] J.A. Jansen, S. Swann et al., "Application of magnetron sputtering for producing ceramics coatings on implant materials", Clin. Oral Impl. Res., 4, pp.28-34, 1993.
- [13] T. Albrektsson, P-I Branemark, H-A. Hansson, J. Lindstrom, "Osseointegrated titanium implants", Acta Othop Scand., pp.155-170, 1981.
- [14] Ji hoon Shin and kyu Hwan Lee, "Metals as Biomaterials", Biomaterials Research 3(1), pp.28-38, 1999.
- [15] S.G. Steinemann, Evaluation of Biomaterials, Ed. by G.D. Winter, J.L. Leray, K. de Goot, John Wiley & Sons Ltd., p.1, 1980.
- [16] W. Kaim and B. Schwederski, Bioinorganic Chemistry : Inorganic Elements in the Chemistry of Life, John Wiley & Sons Ltd., p.330, 1994.
- [17] C. B. Johansson, "On tissue reactions to

- metal implants", Ph. D. Thesis, Univ. of Gothenburg, Sweden, 1991.
- [18] J.L Ong, L.C.Lucas, W.R. Lacefield, E.D. Rigney, "Structure, solutibility and bond strength of thin calcium phosphate coatings ptoduced by ion beam sputter deposition", *Biomaterials*, 13, pp.249-254, 1992.
- [19] F.Z. Cui, Z.S. Luo, Q.L. Feng, "Hghily adhesive hydroxyapatite coatings on titanium alloy formed by ion beam assited depostion", *J. Mater. Sci. : Mater. Med.*, 8, pp.403-405, 1997.
- [20] M. Yoshinari, K.Ozeki, T. Sumil, "Properties of hydroxyapatite-coated Ti-6Al-4V alloy produced ion plating methode", *Bull. Tokyo. Dent. Coll.*, 32, pp.147-156, 1991.
- [21] A. Loinaz, M. Rinner, F. Alonso, J. I. Onate, W. Ensinger, "Effect of plasma immersion ion implantation of oxygen on mechanical properties and microstructure of Ti6Al4V", *Surf. Coat. Technol.*, 103, pp.262-267, 1998.
- [22] Daniel P. Vollmer, J. D. Grrber, G. A. Glass, R. D. Braun, T. J. St. John and W-J. Sheu, "electrochemical passivity of titanium implanted with 1 Mev gold ions", *Corro. Sci.*, 40, 2/3, pp.297-306, 1998.
- [23] J. R. Conrad, R. A. Dodd, S. H. Han, M. Madapura, J. Scheuer, K. Sridharan, F. J. Worzala, "Ion beam assited coating and surface modification with plama source ion implantation" *J. Vac. Sci. Technol. A*, 8(4), pp.3146-3151, 1990.
- [24] J.R.Conrad,; R.A.Dodd,; F.J.Worzala,; X.Qiu, "Plasma source ion implantation: A new, cost-effective, non-line-of-sight technique for ion implantation of materials" *Surf. Coat. Technol.*, 36, pp.927-937, 1998.
- [25] B. Y. Tang, P. K. Chu, S. Y. Wang, K.W. Chow, X. F. Wang, "Methane and nitrogen plasma immersiom ion implantation of titanium metal", *Surf. Coat. Technol.*, 103-104, pp.248-251, 1998.
- [26] K. Murakami and H. Ukai, "The interface structure between titanium and living cell MC3T3-E1", *表面科學*, vol.20, No.9, pp.640-649, 1999.
- [27] J. Lausmaa, B. Kasemo et al., "Multi-techniques surface characterization of oxide films on electropolished and anodically oxidized titanium", *Applied Surface Science*, 45, pp.189-200, 1990.
- [28] T. Hanawa, "In vivo metallic biomaterials and surface modification", *Materials Science and Engineering*, A267, pp.260-266, 1999.
- [29] H. Ishizawa and M. Orgino, "A new peocess for forming a hydroxyapatite layer using anodic oxidation and hydrothermal treatment", *Compatibility of Biomedical Implants*, San Francisco, 1994.
- [30] H. Ishizawa and M. Orgino, "Characterization of thin hydroxyapatite layers formed on anodic titanium oxide films containing Ca and P by hydrothermal treatment", *J. of Biomed. Materials Res.*, 21, pp.1071-1079, 1995.