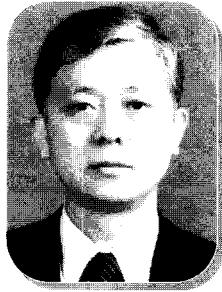




의료용 금속 재료의 표면특성 개질



* 김영곤 *
인제대 의용공학과 교수

1. 서 론

의료용으로 사용되는 재료는 크게 금속재료, 고분자재료, 세라믹재료 및 복합재료등 4가지로 구분된다. 이들 재료중 경조직 대체용 임플란트재료나 기계적 강도를 요구하는 생체재료로는 대부분 금속이나 세라믹재료가 사용된다. 임플란트로 사용되는 Bone plate, bone screw, hip joint, dental implant, guide wire, stent등은 주로 금속재료로 만들어진다. 이러한 의료용 임플란트로 사용이 가능한 금속재료는 스테인리스강, 코발트-크롬(Co-Cr)합금, 타이타니움또는 타이타니움합금등이 있다.

금속재료가 의료용 임플란트로 사용되기 위해서는 생체조직이나 세포가 임플란트 표면에 잘 부착되어 성장할 수 있도록 표면의 특성을 개선하여야 한다. 예를들면 임플란트 표면에 노출되어 있는 입자들이 이온화되거나 방식되어 생체내부로 빠져나가는 현상을 방지하여야 하며, 임플란트의 표면상태가 전기화학적으로 안정되어 혈액이나 생체조직을 파괴하거나 암을 유발하는 독성이 나타나지 않아야 된다. 또한 임플란트의 기능을 수행할 수 있도록 임플란트의 강도, 피로한계, 내마모성, 적절한 응력분포등과 같은 기계적 특성이 보증되어야 한다.

본 논문에서는 금속임플란트와 생체조직과의 계면 특성들을 미시적으로 고찰하고 임플란트 표면의 특성을 개선하는 방법과

스테인리스강의 표면 내부식성을 개선하는 방법들을 소개하고자 한다.

2. 임플란트와 생체조직의 계면특성

금속임플란트를 생체에 이식하게 되면 금속 임플란트의 표면은 생체 조직 또는 생체용액과 접촉하게된다. 이러한 금속임플란트의 표면은 그림1과 같이 얇게 형성된 산화피막층 표면에 각종 세포와 물을 포함한 생체용액, 용해된 이온, 불 분자로 둘러 쌓인 단백질과 같은 생체분자들이 부착된다. 이러한 생체분자나 세포들은 임플란트 표면의 기하학적구조와 표면거칠기와 같은 표면의 미세구조와 화학조성 및 표면 전하의 영향에 따라서 부착 및 성장하는 특성이 달라지게 된다. [1, 2]

2.1 생체조직의 부착 및 성장

생체조직의 부착 및 성장에 관한 특성은 임플란트 표면의 물리적인 성질과 화학적인 성질에 의하여 달라진다. 표면의 거칠기등 물리적인 성질이 변화되면 생체분자 또는 세포와 접촉하는 면적이 달라지게 되며, 접촉면적의 변화는 생체조직과의 결합력 변화를 유발하며 차후에 형성되는 생체조직의 구조적 형태나 생체조직의 기능에도 영향을 미친다. 또한 표면의 화학적 조성이 변화

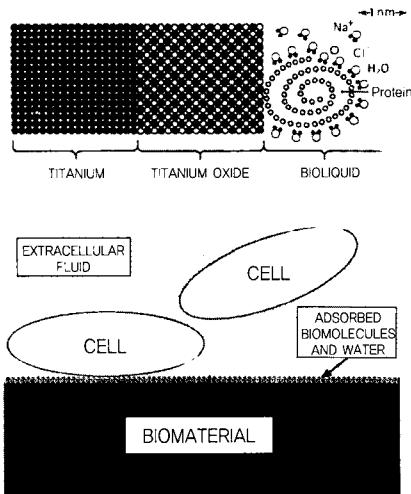


그림 1. (a) 타이타니움 임플란트와 생체용액과의 계면과 (b) 세포표면과의 상호작용.

됨에 따라서도 생체분자가 결합하는 형태가 달라진다. 이러한 화학적 결합형태의 변화도 생체조직의 특성과 기능에 직접적으로 영향을 미친다.

이상과 같이 임플란트 표면에서 나타나는 금속과 생체조직들과의 물리적, 화학적, 기계적인 반응들은 주위의 환경 조건과 유지되는 시간에 따라서 달라진다.

임플란트 표면과 생체조직과의 계면반응은 정적인 반응이라기 보다는 동적인 반응이기 때문에 시술 초기에 형성된 임플란트와 계면의 특성들은 시간이 경과할 수록 새로운 상태로 변화된다.

즉, 시술후 초기 몇 초 동안 임플란트 표면에는 생체조직이나 세포가 존재하지 않고 단지 용해된 이온이나 물분자 또는 표면에 균열한 자유생체분자들로 구성된 생체용액만이 존재한다. 그러나 시간이 점차 경과함에 따라서 생체조직의 회복반응 또는 염증반응에 의하여 생체용액의 조성이 점차 변화되며, 임플란트 표면에 부착된 생체분자층의 조성이 변화되어 준평형상태로 존재하게 된다. 시간이 더 경과하면 생체조직이나 세포들은 임플란트 표면에 도달하게 되고 표면흡착층의 조건에 따라서 섬유성 조직을 형성하거나 생체조직이 임플란트 표면에 흡착되어 응착하게 된다.

임플란트 시술후 시간이 경과함에 따라서 금속표면과 산화피막층, 생체조직과 중간층에 위치한 생체용액과 균열한 세포들 사이에서 나타나는 위치와 크기의 변화를 그림 2에 나타내었다.²⁾

금속임플란트의 표면에서 나타나는 초기 상호작용의 형태는 점선으로 표시된 것처럼 섬유성 캡슐의 두께가 두꺼워지기도 하고 실선으로 표시된 바와 같이 임플란트와 밀착되어 생체조직이 부착되기도 한다.

금속표면에 존재하는 산화피막층의 두께는 시간이 경과할수

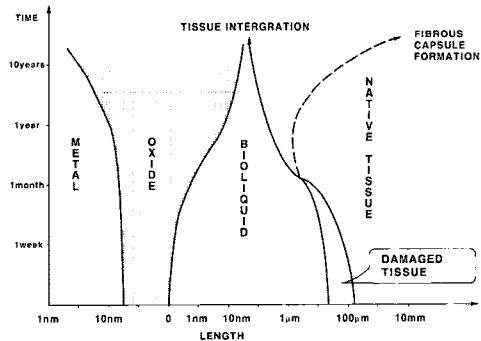


그림 2. 금속임플란트와 생체조직의 계면 발달 모식도.

록 생체용액과 접촉되었던 금속원자들이 점차 산화되어 두꺼워지면서 산화물의 체적이 팽창하여 생체조직과 임플란트의 기계적 결합특성에 영향을 미치게 된다. 임플란트와 생체조직의 계면에 존재하던 생체용액의 두께는 시간이 경과할수록 점차 감소하여 소멸된다. 임플란트 시술시 생성되었던 상처조직들의 크기도 점차 감소되어 일정한 시간이 경과하면 모두 소멸되어 간다.

생체적합성이 우수한 금속임플란트는 세포와 생체조직들이 금속표면에 잘 융합되어 계면과의 결합력을 상승시킨다. 그러나 생체적합성이 열악한 경우에는 임플란트 표면의 비적합성을 증재하기 위하여 새로이 섬유화조직을 형성하면서 생체거부반응을 최소화하기 때문에 두터운 섬유성 조직이 형성되기도 한다. 이와 같이 형성된 섬유성 조직들은 임플란트의 분리 또는 이완의 원인이 되기도 한다.

이 외에도 계면 결합특성에 영향을 미치는 인자들은 임플란트 표면의 전하의 분포, 접촉각, 표면 코팅층의 화학적 조성, 미세결정조직, 코팅된 분말입자의 크기, 코팅층의 결정도, 기공의 크기, 표면거칠기 등에 의하여 영향을 받는다.

2.2 임플란트 표면전하와 세포 부착력

1953년 Sawyer [3]등은 혈액을 구성하고 있는 적혈구, 백혈구, 혈소판과 피브리노겐등은 음전하를 띠고 있으며 혈액과 접촉하는 임플란트의 표면을 음전하로 유지하여야 혈전형성과 관련된 혈액성분들의 부착을 감소시킬 수 있다고 발표하였다. 그러나 GDCoil과 같이 부득이하게 혈관 내부에서 양전하가 대전되는 경우도 있다. 예를들면 GDCoil처럼 일정한 전류를 흐르게 하여 코일을 단락시키는 과정에서 필연적으로 표면에 양전하가 대전된다. 표면이 양전하로 대전되는 시간이 길어짐에 따라서 혈액성분들이 표면에 부착된 두께가 증가하고 형태도 복잡해진다.³⁾

그림 3은 GDCoil에 약 1mA의 전류를 흘려줄 경우 시간에 따라서 임플란트 표면에 부착되는 혈액성분의 두께와 형태의 변화를 전자현미경 사진으로 나타내었다. 전류가 흐르지 않는 (a) 사진에는 약간의 혈액성분만 부착되지만 30초간 전류가 흐르게 되면 (b) 사진과 같이 표면 대부분이 혈액성분과 피브린으로 덮이게 된

다. (c)와 같이 90초동안 전류가 흐르면 코일사이의 간격을 알 수 없을 정도로 많은 양의 혈액성분과 피브린이 부착되어 혈전층이 형성하였음을 알 수 있다.

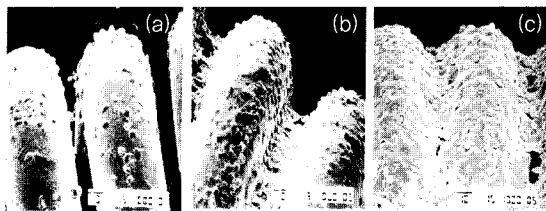


그림 3. GDC 코일에 1mA의 전류를 흐르게 한 후 표면의 전자현미경 사진 (a) 전류를 흐르게 하지 않은 시편 표면에 혈액성분이 흘러져서 부착되어있음 (b) 30 초동안 전류를 흐르게 하면 얇은층의 혈액성분과 피브린이 부착된 층이 보임 (c) 90초동안 전류를 흐르게 하면 두꺼운층의 혈액성분과 피브린이 부착된 층이 보임.

2.3 기공의 크기와 골조직 성장

임플란트 표면의 형태와 기공의 크기에 따라서도 생체조직이 임플란트에 부착하여 성장하는 정도가 다르다. 금속임플란트의 표면에 부착된 금속구슬의 크기가 골조직의 성장에 미치는 영향을 그림 4에 보여주고 있다.

금속구슬의 입자 크기가 커지면 입자사이의 기공 간격이 넓어지게 되고 골세포의 침투량도 달라진다. 사진(A)은 구슬사이의 기공이 약 13 μm 인 코팅층 표면에 골조직보다는 섬유성조직이 두껍게 형성되어 있음을 보여준다. 이러한 섬유성조직은 외부에서 기계적 응력을 받게되면 쉽게 변형되어 골조직과의 결합력을 약화시키는 원인이 된다. 사진(B)은 43 μm 크기의 기공이 형성된 경우이다. 골조직 보다는 섬유성조직이 먼저 금속구슬과 결합되어 있으며 상부에 약간의 골조직이 관찰되고 있다. 이러한 골조직과 간접적인 결합상태는 임플란트가 느슨하게 되는 원인이 된다. 사진(c)는 기공의 크기가 70 μm 인 금속구슬이 부착되어 있는 경우이다. 섬유성조직은 거의 관찰되지 않으며 골조직이 금속구슬 안쪽으로 유도되고 성장되었음을 관찰된다. [4]

이와 같이 임플란트 표면에 존재하는 기공의 크기에 따라서 생체조직이 유도되고 성장하는 비율이 달라진다. 특히 뼈에 삽입되

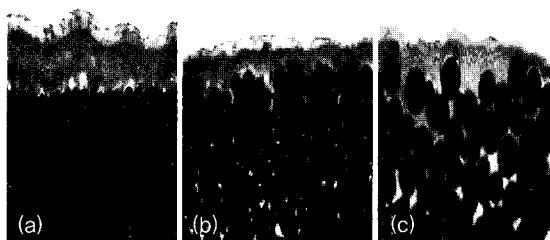


그림 4. 평균 기공의 크기가 (a) 13 μm (소) (b) 43 μm (중) (c) 70 μm (대)인 타이타니움합금(Ti6Al4V) 디스크 위에 형성된 연골조직의 현미경사진.

는 금속임플란트의 계면에 섬유성조직들의 형성을 방지하여야 생체적합성을 향상시킬 수 있기 때문에 정형외과적으로 사용되는 금속임플란트 표면의 기공 크기를 약 80~150 μm 로 제조하여 골세포가 잘 유도되고 성장될 수 있도록 하고 있다.

2.4 표면거칠기와 세포부착력

그림 5는 Kim[5]등에 의하여 연구된 타이타니움 임플란트 표면의 거칠기를 4종류(as machined, sand blast finished, HA plasma spray coating 2종류)로 변화시킨후 잡종견의 대퇴골에 이식하여 2~8 주간 경과한 후 push-out test를 실시하여 생체조직과 임플란트와의 결합력을 비교한 결과를 그래프로 나타내었다.

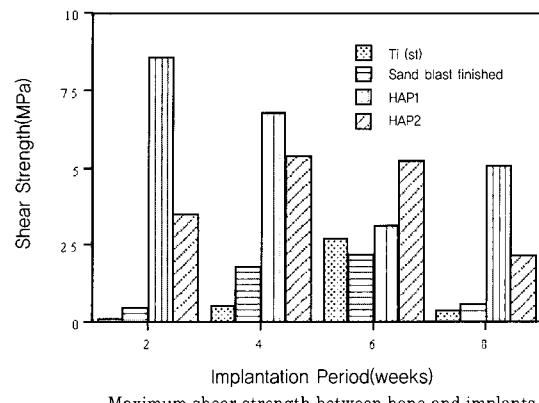


그림 5. 골조직과 임플란트 계면의 최대 전단응력.

골조직과 임플란트와의 결합력은 수산화인회석(Hydroxyapatite:HA)코팅된 시편에서 가장 높게 나타났고 다음으로 sand blast finished 시편이 높게 나타났으며 기계적인 가공만 실시한 시편의 결합력이 가장 낮게 나타났다. 즉, 표면이 거칠수록 생체조직과의 결합력이 증가되며 HA를 코팅하였을 경우에는 결합력이 상승된다. 뿐만 아니라 임플란트 표면의 코팅조건과 실험동물에 이식된 기간에 따라서도 결합력이 달라짐을 보여준다.

3. 금속임플란트의 표면 개질

금속임플란트의 대부분은 생체적합성과 기계적 성질이 우수하기 때문에 높은 강도가 요구되는 인공 고관절이나 치아 등에 많이 사용된다. 그러나 생체적합성이 우수한 임플란트일지라도 계면을 경계로 골조직과 기계적 특성의 차이가 표 1과 같이 나타난다. 이러한 차이는 미세움직임의 차이를 유발하여 골조직의 부착을 불완전하게 한다.

임플란트로 사용되는 타이타니움합금(Ti6Al4V alloy)은 금속임플란트 중 비강도가 약 180MPa/(g/cm³)으로 가볍고 우수한 기계적인 성질을 나타낸다. 또한 생리적인 환경 하에서 쉽게 안정

한 산화막(TiO_2)을 형성하기 때문에 부식에 대한 저항성이 높아 우수한 생체적합성을 나타낸다.

그러나 타이타니움합금이 생체내에서 장기간 존재하게 되면 생리적인 환경 때문에 시간이 경과함에 따라서 생체조직으로 금속이온이 유출되며 피로하중에 의해 발생된 부식과 crack이 생체 기능성을 낮춘다. 특히 인체내에 삽입된 인공고관절의 경우는 반복하중이 가하여지기 때문에 임플란트와 대퇴골 조직의 기계적 특성의 불일치로 인하여 취약부위에서 피로파괴가 발생하여 재수술을 필요로 하는 경우도 발생된다.

이러한 단점을 보완하기 위하여 임플란트 표면의 골조직생성과 골조직유도특성을 개선하는 방법들이 제시되고 있다. 예를들면 임플란트 표면에 생체적합성이 우수한 수산화인회석(HA)을 코팅하여 생체조직의 결합력을 증가시키는 방법과 임플란트 표면에 안정한 산화피막층을 형성하는 방법등이 있다.

또한 코팅된 피막층의 분리를 방지하기 위하여 레이저 열처리 등의 방법이 도입되기도 한다. 생체세라믹중 HA를 플라즈마 스프레이방법으로 타이타니움 합금위에 약 50~200 μm 정도로 코팅층을 형성시킨 후 생체내에 이식하여 사용하게 되면 뼈조직으로 금속이온의 방출을 방지할 뿐만 아니라 단기간 내에 뼈조직이 HA가 코팅된 타이타니움합금으로 빠른 성장을 유도하여 생체조직과 결합력을 높일 수 있다.

HA를 코팅하는 방법으로는 Immersion coating, Dip coating, Electrophoretic coating, Hot isostatic pressing, Solution deposition, Sputter coating, Thermal spraying법등이 있다. 임플란트의 크기와 요구조건에 따라서 각기 다른 방법으로 HA코팅을 실시하게 된다. 이러한 방법으로 코팅된 HA층의 두께, 화학조성, 결정화정도, 입자크기등이 달라지면 생체조직과의 결합력이 달라진다.

HA코팅방법중 플라즈마 스프레이 방법을 중심으로 표면특성을 개선하는 방법을 다음과 같이 소개한다.

표 1. 임플란트 재료와 뼈조직 계면의 기계적 특성 비교.

Materials	Young's Modulus (GPa)	Tensile strength (MPa)
Alumina	365	6 - 55
Sintered HA	70 - 90	50 - 110
HA coating	0.5 - 5.3	> 51
316L stainless steel	193	540
Co-Cr alloys	230	900 - 1540
Ti-6Al-4V	106	900
PMMA bone cement	3.5	70
HDPE	1	30
Cortical bone	7 - 30	50 - 150
Cancellous bone	0.1 - 1	1.5 - 3

3.1 플라즈마 스프레이 코팅법

플라즈마 스프레이 방법으로 HA를 코팅시키기 위한 장치의 개략도를 그림 6에 나타내었다.

그림 6에서 보는 바와 같이 고온 플라스마를 발생시키기 위해

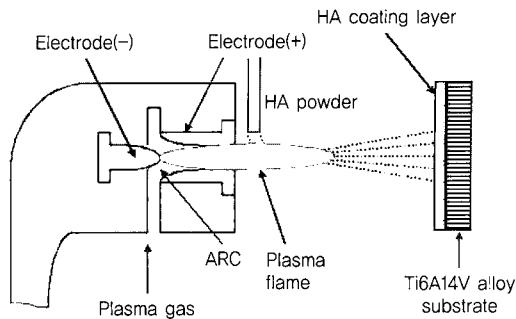


그림 6. 플라즈마 스프레이 코팅장치의 모식도.

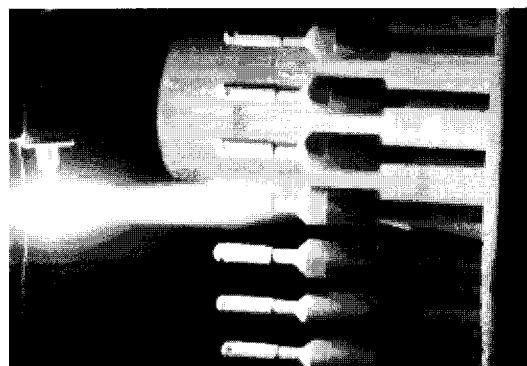


그림 7. 치과용 임플란트를 플라즈마 스프레이 법으로 코팅하는 사진.

서 양극과 음극으로 구성된 두 개의 금속 전극 사이에 직류 전류로 Arc방전을 일으키면서 혼합가스(Ar, N_2, H_2)를 흘려 주면 고온 상태에서 기체가 이온화 되고 폭발적으로 가속되어 초고속의 플라즈마가 발생된다.

여기에 HA 분말 입자를 플라즈마의 흐름 안으로 공급하면 음속에 가까운 속도로 분사되어 임플란트의 표면에 응착된다. 이러한 방법으로 형성된 HA코팅층의 형태는 분말의 크기와 양, 혼합가스 비율, 플라즈마 발생전압등에 의하여 달라진다.

그림 7은 dental implant를 플라즈마 스프레이 방법으로 코팅하는 모습의 사진이다.

플라즈마 스프레이(plasma spray)방법으로 HA를 코팅할 경우, 코팅과정중에서 발생되는 높은 온도에 의하여 HA 코팅층은 잔류응력이 형성되고 표면과 내부에 다량의 crack이 발생된다. 이러한 crack과, 분말입자의 형상에 의하여 형성되는 기공들과, 상변태에 의하여 형성된 tricalcium phosphate (TCP)등은 코팅층의 기계적 성질을 취약하게 한다.

HA 플라즈마 스프레이 코팅된 임플란트가 생체내에서 장시간 반복하중에 노출될 경우에는 피로현상에 의하여 코팅층의 일부가 파손되기도 하며, 체액에 의하여 코팅층이 용해되기도 하며 세포들과의 반응에 의하여 경계면이 분리되기도 한다.

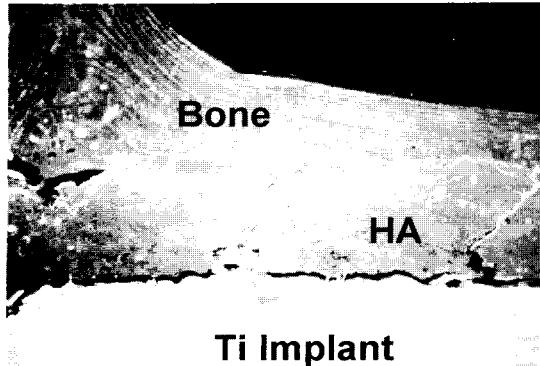


그림 8. 재수술하여 회수된 인공고관절 단면 사진.

그림 8은 타이타니움 합금으로 제조된 total hip joint 표면에 HA 플라즈마 스프레이 코팅을 실시한 임플란트를 환자에게 이식한 후 부작용이 발생되어 수술로 제거한 인공고관절의 stem부위를 획단면으로 관찰한 사진이다.

사진에서 보는바와 같이 crack이 HA 코팅층 내부에 발생될 뿐만 아니라 피로하중과 체액등의 침투에 의하여 타이타니움합금과 HA 코팅층 경계면이 분리되기도 한다. 타이타니움 임플란트 표면에 약 150 μm 두께의 HA코팅층은 뼈 조직과는 비교적 잘 부착되어 있으나 금속임플란트와의 계면에서는 분리된 간격이 존재함을 볼 수 있다. 이와 같이 뼈 조직이 HA코팅층과는 잘 부착되더라도 HA층과 금속임플란트 사이의 결합이 불완전하게 되면 임플란트 시술은 실패하게 된다.

이러한 단점들을 개선하고 금속임플란트표면과 코팅층 사이의 결합력을 증대시키기 위하여 다양한 개선 방법들이 모색되고 있다. 예를 들면 금속임플란트의 표면을 거칠게하여 기계적인 접착력을 증가시키는 방법, 코팅층의 두께를 얇게하여 소성에의한 파단을 최소화하는 방법, 고출력 레이저를 사용하여 금속임플란트와 코팅층의 계면에 새로운 합금층을 형성하여 결합특성을 개선하는 방법이 제안되고 있다.

3.2 레이저 표면합금층 생성법

레이저 표면합금층 생성법은 HA가 코팅된 금속표면이 분리되는 단점을 개선하기 위하여 Kim등에 의하여 고안되었다.

레이저 표면합금층 생성법이란 고출력 레이저를 광학적으로 재료의 표면만을 국부적으로 가열처리하여 HA층과 금속임플란트의 표면을 화학적으로 결합하는 방법이다. 이러한 방법의 특징은 임플란트 금속 내부의 성질을 변화시키지 않고 특정부위의 화학적조성과 결합형태를 선택적으로 변화시킬 수 있기 때문에 코팅층 표면의 화학적 안정성과 기계적 특성을 동시에 향상시킬 수 있다.

그림 9는 Ti-6Al-4V 타이타니움합금의 표면에 HA분말을 플라즈마 스프레이 코팅을 실시한 다음 표면 코팅층의 표면에 고출력

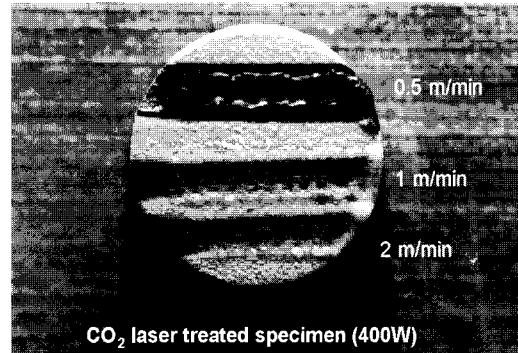


그림 9. 3종류 출력 조건의 CO₂ 레이저로 표면처리를 실시한 시편의 사진.

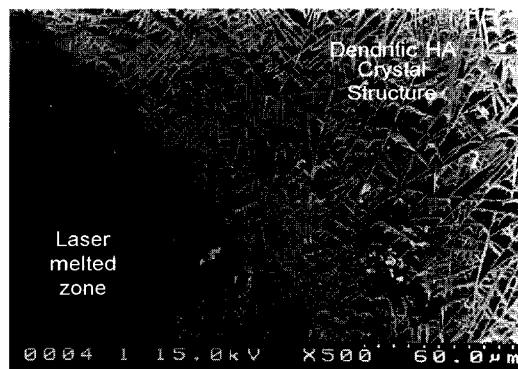


그림 10. 300W CO₂ 레이저로 표면처리를 실시한 시편의 전자현미경 사진.

CO₂레이저를 조사하여 표면처리를 실시한 시편의 사진이다. 그림에서 보는 바와 같이 맨 위쪽에 보이는 부분이 400W출력의 CO₂레이저를 분당 0.5m의 속도로 조사하여 생성된 합금층이며 중간부분은 분당 1m의 속도로, 아래부분은 분당 2m의 속도로 생성된 표면합금층이다. 합금층의 폭과 깊이 및 표면의 형상이 에너지의 흡수량에 따라서 달라짐을 보여준다.

그림 10은 레이저 표면처리된 부분의 전자현미경 사진으로서 고출력 레이저 조사에 의하여 표면코팅층이 용융되고 급냉하여 생성된 비정질 HA가 왼쪽 아래부분에 보이며 오른쪽 윗부분은 냉각속도가 느려진 부분으로 수지상정이 형성되었음을 보여준다. 즉, 레이저 조사 조건에 따라서 HA의 결정형태가 달라진다.

그림 11은 레이저 처리된 HA 코팅층의 x선 회절분석 결과이다.

그림에서 보는 바와 같이 타이타니움 합금과 HA 코팅층 계면에 새로운 CaTiO₃라는 화합물이 레이저 열처리에 의하여 생성되었음을 보여준다. HA와 타이타니움 합금의 중간 생성물인 CaTiO₃상이 생성되는 현상은 두 계면사이에 새로운 화학적인 결합이 존재함을 의미한다. 기존의 플라즈마 스프레이 방법이 단순하게 타이타니움 합금과 HA 코팅층 사이의 계면을 물리적으로 융착시키는 것과는 달리 레이저 표면열처리에 의하여 새로운 화

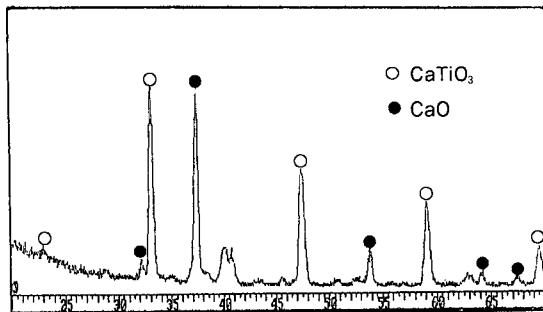


그림 11. 300W CO₂ 레이저를 초점에 집속하여 처리한 레이저 용융된 영역의 X선 회절패턴.

표 2. 표면개질된 타이타늄 합금시편을 고분자몰드에 삽입된 시편의 경계면에서 전단응력계수 와 초기전단강도.

Sample	Interfacial shear modulus (MPa)	Initial shear strength (MPa)
Titanium alloy	3.68	0.31
Sandblast finished	21.6	0.48
Plasma spray HA coated	13.6	0.87
CO ₂ laser treated	52.2	0.74

학적 결합이 생성되어 계면사이의 결합력을 증가시킬 수가 있음을 나타낸다.

HA플라즈마 스프레이 코팅된 임플란트를 CO₂레이저로 표면 합금층을 형성한 후 polymer에 몰딩하여 push-out test시편을 제조하여 임플란트와 표면합금층과의 계면에 대한 기계적특성을 조사하고 계면전단계수와 초기파단전단응력을 비교한 결과를 표 2에 나타내었다. 레이저 표면열처리에 의하여 표면합금층을 형성한 시편이 플라즈마 스프레이 코팅된 시편보다 계면전단계수가 약 4배 증가하였다. 그러나 초기전단응력은 유사한 값을 나타내었다.

이와같은 결과는 고출력 레이저 표면합금층생성법으로 플라즈마 스프레이 코팅된 임플란트 계면의 결합특성을 개선할 수 있음을 보여준다.

4. 의료용 스테인리스강

스테인리스강은 대표적인 의료용 금속재료이다. 내식성과 기계적특성이 우수하여 bone plate, bone screw, stent등에 많이 사용된다. 그러나 생체조직내에서 장시간 동안 유지되기 위해서는 보다 더 우수한 내식성과 기계적특성이 요구된다. 이러한 특성들을 분위기 열처리법으로 조절할 수가 있어 다음과 같이 소개한다.

4.1 스테인리스강의 표면특성

스테인리스강의 내식성은 주로 표면에 존재하는 크롬산화물 피막의 보호작용 때문에 나타난다. 이러한 피막은 치밀하고도 극

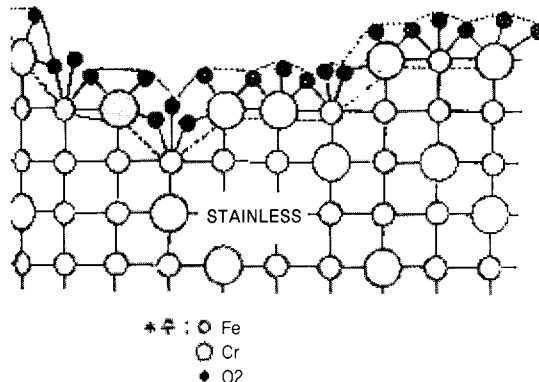


그림 12. 스테인리스 부동태 피막의 구조.

히 얇기 때문에 육안으로 식별되지 않는다. 그림 12는 스테인리스강의 부동태 피막 형성의 개요를 나타낸다. 산화피막은 주로 크롬산화물로 되어 있다. 크롬산화피막은 내식성이 강하고 피막이 파괴되어도 스테인리스강 표면의 크롬이 주위로 부터의 산소와 결합하여 새로운 피막을 재생하여 내식성을 계속 유지할 수 있다. 이러한 작용은 그다지 강한 산화성 환경이 아닌 극히 약한 산화성 분위기에서도 진행된다.

부식을 이르키지 않는 분위기일지라도 내식성이 강한 스테인리스강의 표면에 이물질이 부착되거나 또는 금속 기지내에 두개 이상의 다른 종류의 결정이 섞여 있다면 부식이 일어난다. 부식에 의하여 내식성이 저하되면 생체내에 삽입되어 있는 임플란트 표면에 녹이 발생하며, 이를반응을 유발할 수도 있다. 또한 기계적으로 응력부식 균열이 발생하여 낮은 응력 하에서 fatigue fracture가 나타날 수 있다. 의료용으로 사용되는 대부분의 스테인리스 임플란트가 파괴되는 이유는 이러한 현상 때문이다. 따라서 내식성이 우수한 스테인리스강이라도 더욱 내식성이 개선되어야 기계적 특성도 향상되며 생체적합성과 혈액적합성이 향상 될 수 있다.

4.2 스테인리스강의 표면개질법

오스테나이트계 스테인리스강은 450~850°C 온도구간에서 가열시 입계에 Cr₂₃C₆ 탄화물이 석출하기 때문에 입계 주위에서는 Cr이 부족하게되어 부동태피막이 침식되며 내식성이 저하된다. 이러한 입계부식 현상을 방지하기 위하여서는 화학적 성분증 탄화물을 형성하는 “탄소” 함량을 줄이는 방법과 고용화 열처리를 실시하여 탄소가 입계사이에 존재하지 않고 결정립 내부에 완전히 고용하는 방법 또는 안정화 원소인 Ti, Nb등을 삽입하는 방법 등이 있다.

현재 임플란트로 주로 사용되고 있는 316L 스테인리스강은 크롬탄화물을 최소화하기 위하여 탄소함량을 최소화 한 스테인리스강이다.

이러한 316L 계열의 스테인리스강은 내식성을 향상시킬 수는 있었으나 탄소함량의 저하로 인하여 기계적특성이 저하된다. 따라서 동일한 응력을 견디기위해서는 임플란트의 형상이나 크기가 증가되어야 한다.

스테인리스강에 크롬의 양을 약 22wt%로 증가시키고 니켈의 양을 5wt%로 감소하면 오스테나이트(γ)상과 페라이트(α)상 두상이 공존하게 된다. 이와같이 두 가지 상이 공존하는 스테인리스강을 이상스테인리스강(Duplex stainless steel)이라 칭한다.

이상스테인리스강 중에서 오스테나이트(γ)와 페라이트(α) 비율이 약 1 : 1인 경우에는 미세결정조직의 특성으로 인해 우수한 내식성과 우수한 기계적성질을 동시에 유지할 수 있다. 따라서 내식성과 기계적특성을 동시에 요구되는 생체환경에 잘 적용될 수 있다.

스테인리스강 속에 존재하는 질소는 결정립을 미세화하여 기계적인 성질인 강도를 향상시키며, 오스테나이트상을 생성하여 내식성을 향상시킬 수 있다. 내식성이 양호한 오스테나이트상의 영역을 확대하는 원소로는 니켈과 망간, 질소등을 들 수 있다. 이 경우 Mn은 니켈보다 약 0.5배 정도 오스테나이트 영역을 확대하지만 질소는 니켈보다 약 30배정도 오스테나이트 영역을 확대시키기 때문에 결정구조와 내식성을 조절하기 위해서는 매우 중요한 원소로 취급된다.[10]

그림 13은 이상 스테인리스강(Duplex stainless steel)과 질소의 상태도이다. 1050°C 이상의 온도에서 질소함량을 조절하여 평형을 유지하면 오스테나이트(γ)상과 페라이트(α)상의 비율을 조절할 수 있다.

이러한 열처리 기법을 활용하면 기계적성질이 우수하면서도 내식성이 우수한 임플란트를 제조할 수 있다. 예를들면 22Cr-5Ni-3Mo 조성의 이상스텐리스강을 1050°C에서 질소 고용량을 조절하면서 두상의 비율을 변화시키면 기계적성질과 내식성 및 자기적성질이 변화된다. 따라서 질소포텐셜인 분압을 조절하는 방법으로 다양한 특성의 임플란트 요구조건을 만족할 수 있게 된다.

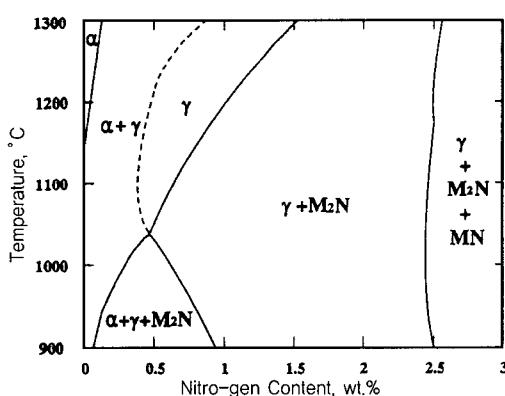


그림 13. 질소와 22Cr-5Ni-3Mo 이상 스테인리스강의 상태도.

내식성과 기계적특성이 우수한 이상스텐리스강은 열처리방법으로 자기적 특성을 적절하게 변화시킬 수 있으므로 유도자기장치를 사용한 온열치료용 발열체로 사용될 수 있기 때문에 각종 Thermoseed와 thermoimplant로 활용되기 시작하였다.

5. 결 론

금속임플란트는 기계적특성이 우수하기 때문에 응력을 전달하는 임플란트로 대부분 사용된다. 특히 금속임플란트는 지능형 재료로 많이 활용되므로 생체내에서 특수한 모적으로 기능을 수행하는 빈도가 점차 증가하고 있다. 따라서 금속임플란트의 요구조건도 점차 업격하여지고 있다. 의료용재료의 생체적합성과 생체기능성을 향상시키기 위해서는 임플란트와 생체조직과의 계면현상을 이해하고 재료과학의 신기술을 응용하여야 신뢰도가 높은 임플란트가 개발될 수 있고 복합의료기술의 한계를 뛰어 넘어 새로운 차원의 의학과 공학을 발전 시킬 수 있으며 새로운 학문의 장으로 발전하여 인류사회의 복지구현에 한 걸음 다가설 수 있으리라 생각한다.

감사의 글

본 논문의 일부 내용은 1996년도 인제대학교 학술연구조성비 보조에 의하여 수행되었음.

참고 문헌

- [1] J. B. Park and Y. K. Kim, Biomedical Engineering Handbook 2nd. edition ed. by Joseph D. Bronzino, CRC Press, 37/1 - 37/20, 2000.
- [2] B. Kasemo and J. Lausma, "Biomaterials and implant surface: A surface science approach", Int. J. Oral Maxillofac. Impl. Vol. 3, p. 247, 1988.
- [3] R. Padoleccchia, G. Guglielmi, M. Puglioli, M. Castagna, V. Nardini, P. L. Collavoli, G. Guidetti, M. Dazzi, V. Zucchi, and P. Narducci, "Role of electrothrombosis in aneurysm treatment with Guglielmi Detachable Coils: an In vitro scanning electron microscopic study", Am. J. of Neuroradiology, Vol. 22 p. 1757, 2001.
- [4] T. Bhardwaj, B. Pilliar, M. Grynpas, M. Filiaggi, N. Valiquette, and R. Kandel, "An In vitro study of the effect of pore size on tissue engineered cartilagenous tissue formed on porous titanium alloy substrates: a model system", 6th World Biomaterials Congress Transactions, p. 939, 2000.
- [5] Y. K. Kim, D. S. Moon, S. Kim, J. H. Lee, and T. R. Yoon, "Interfacial shear strength between bone and plasma spray

- hydroxyapatite coated titanium alloy implants” Transaction of the society for biomaterials, Vol. 24, p. 433, 1998.
- [6] L. Sun, C. C. Berndt, K. A. Gross, and A. Kucuk, “Material fundamentals and clinical performance of plasma-sprayed hydroxy apatite coatings: a review”, J. Biomed. Mater. Res., Vol. 58, p. 570, 2001.
- [7] 문덕수, “레이저 표면처리에 의한 수산화인회석 코팅된 타이타늄 합금의 경계면 특성평가에 관한 연구”, 인제 대학교 공학석사학위 논문, p. 10, 1997.
- [8] 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 47-56, 1996.
- [9] Y. K. Kim, D. S. Moon, S. Kim, J. H. Lee, and T. R. Yoon, “Interfacial shear strength between bone and hydroxyapatite coated titanium alloy implants”, Transactions of the Korean society for biomaterials, Vol. 3, No. 2, p. 11, 1998.
- [10] D. W. Joo, C. Y. Kang, and J. H. Sung, “The effect of alloying elements on the low-temperature tensile behaviors of duplex stainless steel with controlled microstructure”, J. of Kor. Inst. of Met. and Mater. Vol. 34, No. 10, p. 1312, 1996.

❖ 전공분야

- 의용공학 의료용 재료 전공

❖ 주관심분야

- 형상기억합금의 의학적 응용
- 발열임플란트 소재 개발
- 발열 임플란트 개발
- 의료용 임플란트의 표면특성 개질
- 수산화인회석을 이용한 인공뼈 개발

저자 약력

성명 : 김영곤

❖ 학력

- 1978년 연세대 금속공학과 공학사
- 1985년 연세대 대학원 금속공학과 공학석사
- 1989년 미국 University of Iowa Biomedical Engineering Ph.D.

❖ 경력

- 1977년 12월 - 1983년
 풍산금속(주) 대리
- 1989년 12월 - 1990년 8월
 University of Iowa Post Doctoral Associate
- 1990년 8월 - 현재
 인제대학교 의용공학과 교수
- 1996년 8월 - 1998년 9월
 한국생체재료학회 총무이사
- 2000년 12월 - 현재
 한국생체재료학회 기금부위원장
- 2002년 1월 - 현재
 대한의용생체공학회 감사