

TiN 및 TiC 코팅이 생체재료의 특성에 미치는 영향

서 보 민 · 이 종 권 · 김 의 한*

순천향대학교 공과대학 신소재화학공학부, *의과대학 병리학교실

Effect of TiN and TiC Coating on The Characteristics of a Biomaterial

B. M. Seo, J. K. Lee, E. H. Kim*

Department of Materials Engineering, *Department of Pathology Soonchunhyung University, Asan 336-745, Korea

To test the characteristics of TiC and TiN coating for artificial joint as a biomaterial, in-vitro and in-vivo tests were executed. As an in-vitro test, corrosion resistance, wear resistance and cytotoxicity were evaluated by Tafel extrapolation, ball and disc sliding wear test and ELISA. Noticeable improvements of corrosion and wear resistance were revealed in coated Ti alloy. Any cytotoxic effects were not found in all the tested specimen. As an in-vivo test, the coated Ti were inserted into rabbit's femur for three months and the result were discussed. It could be concluded that Ti alloy coated with TiN or TiC has a potential to be a promising biomaterial for artificial joint due to its excellent mechanical, chemical and biological properties.

Keywords :

1. 서 론

고령화와 각종 질병 및 사고로 손상된 인체의 회복을 위하여 생체재료(biomaterial)에 대한 연구는 계속해서 진행되고 있으며, 그 비중을 점차 더해가고 있다. 생체재료는 인체와 직접 또는 간접적으로 접촉되어 사용되기 때문에 안전성을 위하여 무엇보다도 생체 적합성(biocompatibility)이 중요시된다. 그러므로 생체재료는 마모(wear), 부식(corrosion) 등과 같은 기계적, 물리적 특성과 생물학적, 화학적 특성들이 함께 고려되어야 하며 다른 어떤 분야보다도 엄격한 요구조건을 만족시켜야 한다. 이를 위하여 생체재료는 의료용으로 사용할 수 있는 재료로써 재현성을 가져야 하고, 가공성과 물성, 내피로

성이 좋아야 한다. 그리고 소독, 멸균이 가능해야 하며, 생체에 유해한 영향을 끼치지 않는 재료여야만 한다.^{1,2)}

현재까지 주로 스테인리스 강, Co-Cr 합금, Ti 합금 등 높은 내식성을 갖는 금속재료나 PMMA, 고밀도 폴리에틸렌 등 생체 내에서 비교적 안정한 고분자재료, 그리고 알루미늄, 바이오글래스, 수산화인산칼슘(hydroxyapatite) 등의 세라믹재료가 생체 재료로써 이용되고 있고 이 재료들 각각의 특성으로는 생체재료로써의 구비조건을 완벽하게 만족시키지 못하므로 복합적인 형태로 사용되고 있다. 그 중에서도 Ti계 합금은 물리적, 화학적 특성이 뛰어나 인공 뼈, 인공치근 등의 생체용 금속재료로 가장

널리 사용되고 있다. Dobbs 등³⁾은 Ti는 밀도가 낮으며 내피로성, 연성 및 주조성이 우수하고 무엇보다 우수한 생체 적합성을 가진다고 하였으며, Clark 등⁴⁾은 Ti가 생체환경에 대한 부식에 가장 강한 금속이라고 하였다. 특히 물과 대기 중에서 표면에 생성되는 약 10nm 이하의 매우 안정한 TiO₂ 피막은 생체 내에서 높은 안정성을 갖게 하는 것으로 알려져 있다. 또한 Laing 등⁵⁾은 Ti-6Al-4V가 합금주위의 조직반응이 좋으며 타 금속에 비해 섬유화 반응이 적다고 하였다. 반면에, Ti의 가장 큰 단점은 내마모성이 떨어진다는 것으로, 점차 Ti 합금을 인공 관절의 재료로 사용하면서 문제점이 알려지기 시작했다. McKellop⁶⁾과 Rostocker⁷⁾의 연구에 의하면 Ti 합금은 아크릴 시멘트와 마찰시 마모가 쉽고, 크롬, 코발트 삽입물에 비하여 폴리에틸렌의 마모를 10배 이상 증가시킨다고 보고하였으며, Lombardi 등⁸⁾은 Ti 합금은 마모에 약하고 흠이 생기면 피막이 잘 벗겨지는 단점이 있다고 하였다. 게다가, 이러한 Ti 합금의 마모 주위 연부 조직에서는 흑색 착색이 발생되었는데 이 부위에서는 대식구(macrophage)가 관찰되었고, 이에 따른 조직반응이 문제되기 시작하였다.⁹⁻¹²⁾ 이러한 Ti 합금으로 인한 임상적 증상을 보면 Agins 등⁹⁾은 Ti 합금의 부작용으로 동통 및 부종을 보고하였으며, Woodmann 등¹³⁾은 실험 동물에서 Ti 삽입동물의 폐와 비장에서 Ti의 농도가 증가되었다고 보고하였으나 전신적인 반응에 대해서는 좀더 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 가장 우수한 금속계 생체재료인 Ti의 단점을 보완하기 위하여 경도와 내마모성이 높은 TiN과 TiC 박막을 Ti 위에 코팅하였다. 그리고 각 시편의 마모 시험과 내식성 시험 및 동물 실험을 통하여 생체재료로서의 적합성을 평가하고자 하였다.

2. 실험 방법

Ti계 생체재료의 특성을 평가하기 위하여 D.C 마그네트론 스퍼터링법으로 TiN, TiC 박막을 제작하여 내식성, 내마모성, 독성반응 시험, 동물 시험을 시행하였다. 박막을 제조하기 위한 기관과 타겟은

Table 1. Chemical compositions of grade 2 titanium

Fe	H	O	N	Ti
0.25%	0.013%	0.2%	0.05%	Bal.

Table 2. Sputtering condition for TiN and TiC thin film

Deposition parameter	Value	
Background pressure	5.7 × 10 ⁻⁵ torr	8.5 × 10 ⁻⁵ torr
Working pressure	3.4 × 10 ⁻³ torr	1.5 × 10 ⁻³ torr
Power	500W	300W
Ar/N ₂ gas ratio	4 : 1	~4 : 1

표 1의 조성을 갖는 순도 99.2%의 Ti(ASM, grade 2)를 사용하였고, 반응성 기체로 고순도 N₂ 가스(99.995%)와 C₂H₂ 가스(99.5%)를 사용하여 스퍼터링하였다.(표 1)

2.1 박막 제조 조건

두께 0.4μm의 Ti 시편을 아세톤에서 초음파 탈지한 후에 아래 표 2와 같은 조건으로 스퍼터링하여 TiN과 TiC 박막을 제조하였다. 이때 TiC 박막은 코팅시 발생하는 응력 때문에 박막이 파괴될 수 있으므로 TiN, TiCN, TiC의 다층박막으로 코팅을 하였다.

2.2 분극시험

TiN, TiC 박막의 내식성을 평가하기 위하여 내식성 시험을 수행하였다. 각 시편이 생체 내에 삽입되었을 때와 유사한 조건을 만들어주기 위하여 표 3과 같은 조성으로 인체 유사액인 Hank 용액에서 동전위 양극분극(potentiodynamic anodic polarization) 시험을 하여 타겟 기율기로부터 부식속도를 측정하였다. 기준전극으로는 포화 칼로멜 전극(saturated calomel electrode, SCE), 상대전극(counter electrode)으로는 백금을 사용하였다. 용액의 온도는 항온조를 사용하여 37°C를 유지하였고, 30분간 질소가스를 주입하여 탈기처리를 하였다. 그리고 30분 동안 개방 전위 하에서 안정화시킨 뒤 1 mV/s의 속도로 전위를 주사하여 실험하였다.

Table 3. Composition of Hank's solution (g/l)

NaCl	8.00
KCl	0.40
Na ₂ HPO ₄ · 12H ₂ O	0.12
KH ₂ PO ₄	0.06
MgSO ₄ · 7H ₂ O	0.20
NaHCO ₃	0.35
CaCl ₂	0.14

2.3 마모시험

박막의 마모 특성을 알아보기 위하여 슬라이딩 시험(sliding test)을 하였고, 아래 식을 사용하여 마찰계수(friction coefficient)를 측정하였다. 시험을 위하여 하부에 측정 시편을 고정하고 상부에 강구를 위치하여, 시편을 회전시킴에 따라 힘이 로드셀(loadcell)로 전달되는 형태(ball and disk type)의 마모시험기를 사용하였다. 시편은 에폭시 수지로 마운팅을 하고 장착한 뒤 2.5N의 하중을 가하여 아래 표 4의 조건과 같이 시험하였다. 그리고 박막 시편에 대한 강구의 마모성을 알아보기 위하여 강구의 마모상수를 측정하였다.

$$\text{friction coefficient} = \frac{d \times \text{loadcell value}}{2 L c (\text{slope})}$$

slope : constant [10.01 mV/N]

c, d : constant

L : weight × 9.8 [N]

$$\text{wear rate} = \frac{\text{wear volume}}{\text{load} \times \text{sliding distance}}$$

Table 4. Sliding test conditions for wear resistance test

Load (N)	2.5
Sliding velocity (cm/s)	7.4
Total sliding distance (m)	11 and 440
Total revolution	500 and 20,000
Temperature (±2)	26°C
Humidity (±2)	62%
Ball	steel(10#)

2.4 독성반응 시험

제작된 시편이 대식구(macrophage)에 미칠 수 있는 영향에 대해 실험하였다.

a) 대식구의 분리

실험에 사용된 대식구는 1ml의 Thioglycollate(Gibco, USA)를 6주령 생쥐의 복강내로 주사하고 3일 후 RPM 1640 배지(medium) 10ml를 복강내로 주입하여 복강내 세포를 회수하였다. 회수된 대식구는 100 플레이트에서 10시간 동안 배양하였고 부착되지 않은 세포들은 RPM 1640 배지로 수세하여 제거시켜 순수한 대식구를 얻었다. 얻어진 대식구는 실험시 까지 37°C, 5% CO₂ 배양기(incubator)에서 배양하였다.

b) 시편 shock.

부착되어 배양된 대식구는 PBS로 수세한 후 Trypsin, EDTA in HBSS 1ml을 첨가하여 부유시키고 다시 RPM 1640 배지로 2회 수세하였다. 이렇게 얻어진 대식구를 RPM 1640 배지에 다시 부유시키고 96 웰 플레이트(well plate)에 2X10⁵cell/well로 접종하고 멸균된 시편 조각을 각각 넣어준 후 37°C, 5% CO₂ 배양기에서 48시간 동안 배양하였다.

c) MTT 분석

각 96 웰 플레이트에 MTT 원액 20μl를 첨가하고 37°C, 5% 배양기에서 4시간 배양하였다. 배양 후 상등액을 제거한 다음 100μl의 이소프로판올(isopropanol in 0.1N HCl)을 첨가하여 실온에서 5분 동안 진탕하고 ELISA(enzyme-linked immunosorbent assay) reader 570nm에서 O.D(optical density) 값을 측정하였다. 일반적으로 화학반응의 정도를 알기 위한 방법으로 발색반응을 많이 사용하는데, 발색반응의 정도는 결과물에 대하여 각종 파장의 빛의 투과량을 측정하여 결정한다. 따라서, 570nm의 빛이 반응물을 투과한 후 검출된 양인 O.D의 측정값을 이용하여 대식구의 생육성(viability)을 다음과 같이 계산하였다.

$$\text{Viability} (\%) = \frac{\text{test well O.D}}{\text{control well O.D}} \times 100$$

2.5 육안 및 조직 검사

시편이 삽입된 골을 절단하여 가골형성의 정도를 육안적으로 관찰하였으며 현미경적 검사를 위하여 골수가 포함된 시편 주위조직을 통상적인 방법으로 슬라이드를 만들어 염증세포의 침윤정도, 섬유소성 조직 형성의 정도 및 가골 형성 (callus formation) 의 정도를 관찰하였다.

2.6 동물 시험

실험 동물은 암수 구별없이 약 2500g의 토끼 4마리를 대상으로 하였으며 좌측 대퇴부의 대퇴골체를 대상으로 하였다. 수술전 20% chloralhydrate를 복강내 주사하여 전신 마취를 시킨 후 대퇴골체를 10% 베타딘 용액으로 소독하였다. 피부를 3cm 정도 절개하여 대퇴부 골체를 노출시킨 후 드릴로 뼈에 구멍을 내고 TiC 와 TiN을 코팅한 Ti와 비교를 위하여 코팅하지 않은 Ti를 골수에 묻히도록 삽입하고 봉합하였으며 감염방지를 위하여 수술 후 4일 동안 가나마이신을 근육주사 하였다.

12주후 토끼를 희생시키고 좌측 대퇴부를 절단하여 10% 포르말린(formalin)에 고정시켰다.

3. 결과 및 고찰

3.1 박막의 내식성 시험

코팅되지 않은 Ti과 TiN, TiC 박막이 코팅된 Ti의 내식성을 평가하기 위하여 동전위 양극 분극시험을 통하여 부식 속도를 측정하였다(그림 1). 타펠

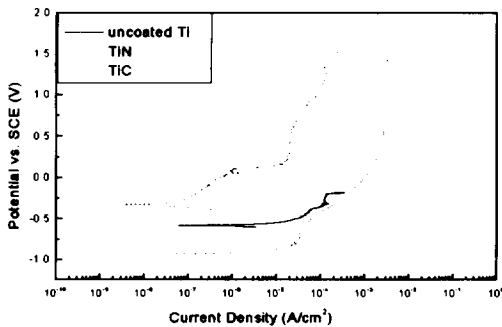


Fig. 1. Potentiodynamic polarization curves for uncoated Ti, TiN and TiC thin film in deaerated Hank's solution at 37°C

의삽법에 의하여 분극곡선에서 측정된 부식전류는 코팅하지 않은 Ti는 4.8×10^{-7} A/cm², TiN 박막은 3.53×10^{-7} A/cm², TiC 박막은 6.9×10^{-8} A/cm²이었다. 이 값을 부식속도로 환산하면 0.0042, 0.0033, 0.0007 mmpy가 된다. 즉 TiN 코팅을 할 경우 코팅하지 않은 경우보다 80% 정도의 속도로 부식이 진행되며, TiC를 코팅할 경우 내식성이 6배정도 향상되어 약 17%의 부식속도로 부식이 진행되는 것을 알 수 있다. 이것으로 보아 TiN과 TiC를 코팅할 경우 내식성이 높아져서 생체 내에서 보다 긴 수명을 기대할 수 있을 것으로 생각된다.

만약 TiN, TiC 박막이 마모와 같은 외부적 힘에 의하여 부분적으로 손상되었을 경우에는 이종 금속간의 전위차에 의하여 낮은 전위를 갖는 금속이 부식되는 갈바닉 부식(galvanic corrosion)이 발생할 수 있다. 이 때 평형전위가 -504 mV(SCE)인 Ti보다 전위가 낮은 TiN 박막(-934 mV)은 빠르게 부식될 것이고 반면에, TiC가 코팅된 경우에는 기판재료인 Ti이 빠르게 부식될 것이다. 다만, 코팅 피막이 파괴되었을 때 발생하는 부식생성물이 인체에 미치는 영향에 대해서는 추후 연구가 되어야 할 것이지만, 기판 재료인 Ti 자체의 내식성이 역시 우수하므로 TiN, TiC 박막으로 코팅된 Ti계 생체재료의 부식으로 인한 문제는 크지 않을 것으로 예상된다.

3.2 마모시험

박막의 내마모성을 측정하기 위한 슬라이딩 시험 결과를 그림 2, 3에 나타내었다. 그림 2에서 보면

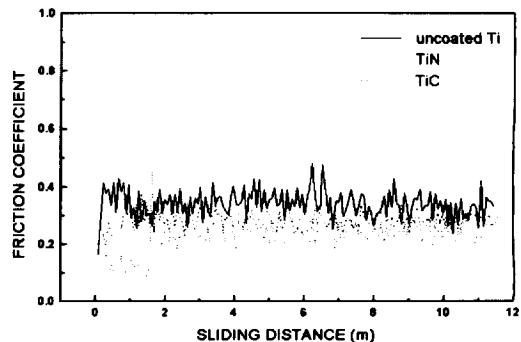


Fig. 2. Friction coefficients of Ti with and without TiN and TiC thin film in wear test

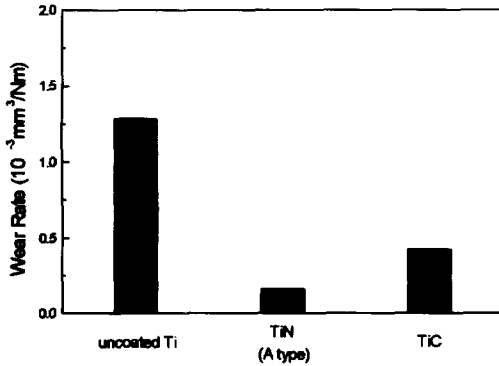


Fig. 3. Wear volume of the steel ball after wear test against Ti with and without TiN and TiC thin film(500 revolutions).

500 회전(revolution)의 슬라이딩 시험 후 평균적으로 코팅하지 않은 Ti의 마찰계수는 0.34, TiN 박막은 0.23, TiC 박막은 0.29의 값을 갖는 것으로 측정되었다. 마모시험 결과에서 알 수 있듯이 코팅하지 않은 Ti의 마찰계수가 가장 높았으며 TiN이나 TiC 박막과는 각각 30%, 15%의 마찰계수 차이를 보였다. 그러나 20,000 회전(440m)까지 시험하였을 경우에는 코팅하지 않은 Ti는 초기에는 낮은 마찰계수를 갖다가 총 2,200 회전 이상부터 약 0.51로 증가하여 20,000 회전시까지 유지되었다. 이에 비하여 TiN 코팅되었을 경우에는 처음부터 20,000 회전까지 마찰계수의 변화는 거의 없었다. 따라서 코팅되지 않은 Ti를 생체재료로 사용할 경우 마모가 심하게 발생할 것으로 예상되며, 이 재료에 TiN, TiC 박막을 코팅할 경우 마찰계수가 낮아 내마모성의 향상을 가져올 수 있을 것으로 보여진다.

코팅층이 재료의 마모속도에 미치는 영향은 기판과 마찰을 일으킨 강구의 마모량에서 더욱 잘 나타난다. 그림 3에 시험에 사용된 강구의 마모상수를 나타내었다. 20,000 회전의 슬라이딩 시험 후 강구의 마모상수는 코팅하지 않았을 때의 값인 $1.29 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}$ 보다 TiN과 TiC를 코팅하였을 때 각각 0.17 , $0.43 \times 10^{-3} \text{ mm}^3/\text{N} \cdot \text{m}$ 로 코팅을 하지 않았을 때보다 코팅 후에 마모상수가 약 1/8, 1/3로 감소하였다. 이것은 전술한 바와 같이 강구와의 사이에 마찰계수가 감소하였기 때문으로 생각되며 마찰이 일어나는 고관절과 같은 부위에 이와 같이 코팅

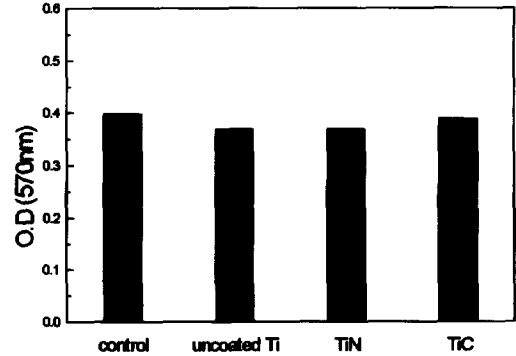


Fig. 4. Optical density of Ti with and without TiN, TiC coating in MTT assay.

된 생체재료를 사용할 경우 생체재료와 맞닿는 뼈의 마모가 적게 일어나 성능의 향상이 기대된다. 그러나, Ti 기판의 무게는 코팅 유무에 관계없이 마모 시험 후 무게 증가가 일어났으며 이것은 시험 동안 금속의 산화와 함께 강구에서 마모되어 떨어져 나온 조각이 기판에 달라붙어 남았기 때문으로 생각된다. 따라서, 마모시험 후 기판의 무게 감소 정도는 재료의 내마모 특성을 평가하는 기준이 되지 못하며 이에 관한 정확한 자료를 구하기 위해서는 강구에서 떨어져 나온 금속 부스러기(debris)의 제거가 가능한 마모시험기를 고안한 후 수행하여야 할 것으로 생각된다.

3.3 독성반응 시험

ELISA reader 570nm에서 나타난 O.D(optical density) 값은 대조군에서는 0.4, 코팅하지 않은 Ti는 0.37, TiC는 0.39이었으며 TiN은 0.37을 나타내어 각 군에서 거의 차이를 보이지 않았다.(그림 4) 이에 따른 대식구의 생육성은 대조군을 100%로 하였을 때 코팅하지 않은 Ti는 92.75, TiC는 92.50이었으며 TiN은 92.75로 각 군에서 대식구의 생육성은 큰 차이를 보이지 않았다.(그림 5)

이것으로 보아 지금까지 생체재료로 사용되고 있는 Ti 뿐만 아니라 TiC와 TiN을 코팅하더라도 이 코팅층들이 대식구에 거의 독성을 일으키지 않는다는 것을 나타내는 결과로 생각된다.

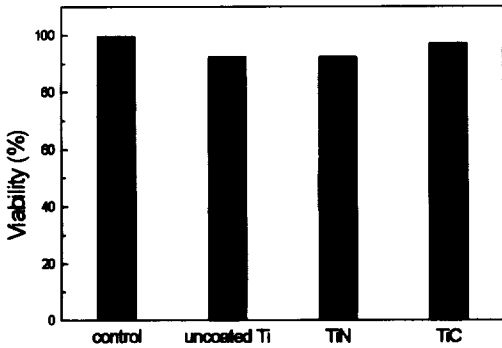


Fig. 5. Viability of Ti with and without TiN, TiC coating in MTT assay.

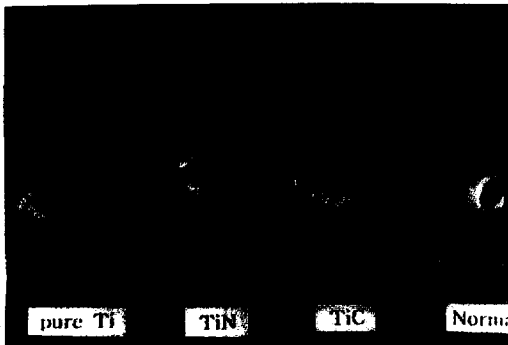


Fig. 6. The cross section of insertion site of the specimen showed well formed procallus formation in case of TiN and TiC insertion compared to uncoated Ti insertion case. The surrounding tissue in case of uncoated Ti insertion showed black staining, but the cases of TiN and TiC showed no black staining.

3.4 동물 시험 및 육안, 조직 검사

대조군의 절단면과 비교하여 TiC군과 TiN군이 가골 형성이 코팅하지 않은 Ti보다 크게 나타났는데 코팅하지 않은 Ti에서 가골이 적게 형성된 것은 정상적인 골의 형성이 TiC나 TiN보다 더디다는 것을 의미한다.

코팅하지 않은 Ti 시편이 삽입된 주위 조직에서는 코팅하지 않은 Ti의 마모로 인한 검은색의 착색을 보였으며, TiC와 TiN 코팅한 시편에서는 검은색의 착색이 관찰되지 않았다. (그림 6) 현미경으로



Fig. 7. The procallus in case of uncoated Ti insertion showed osteoid formation with osteoblasts. Inflammatory cell infiltration is also seen between the osteoid. (H&E × 40)



Fig. 8. The procallus in case of Ti insertion coated with TiN showed well-formed osteoid with osteoblasts. Inflammatory cell infiltration is not significant. (H&E × 40)

관찰하여 보면 대식구를 포함한 염증세포의 침윤은 코팅하지 않은 Ti가 삽입된 경우 대식구의 침윤이 TiC와 TiN이 삽입된 군에서 보다 증가되어 나타나는데 주로 검은색으로 침착된 부위에서 증가되어 나타나나 색소 침착은 관찰되지 않았다. 섬유 조직의 형성도 코팅하지 않은 Ti 삽입군에서 TiC와 TiN 삽입군보다 많았는데 이는 증가된 대식구가 활성화되어 섬유조직을 증가 시키는 cytokine을 분비해서 나타난 결과로 생각되며 가골 형성도 코팅하지 않은 Ti 삽입군에서 TiC와 TiN 삽입군 보다 약하게 형성되었다.(그림 7~9)



Fig. 9. The procallus in case of Ti coated with TiC showed well-formed osteoid, some of which exhibited bone formation. The central cavity is the insertion site of the TiC. (H&E $\times 40$)

골절 후에 나타나는 치유과정을 보면 골절로 인한 혈관의 파열로 골절 주위에 혈종이 형성되며 이 혈종내로 염증세포의 침윤과 섬유모세포 및 모세혈관의 증식이 있는 육아조직이 형성되며 골절로 인해 손상된 골편은 3일 후부터 흡수되기 시작한다. 이와같은 육아조직을 전가골(前假骨)이라 하며 골절 후 약 일주일 후에 형성된다고 한다. 이후 모여든 염증세포나 혈소판에서 분비된 PDGF, TGF-beta 등과 같은 cytokine에 의해 골막, 골수내에 있는 파골세포(osteoclast)와 골모세포(osteoblast)를 활성화시키며 또한 주위조직내에 있는 간엽세포(mesencymal cell)도 활성화시킨다. 활성화된 간엽세포에서 연골이 형성되고 골모세포의 작용으로 골모양 조직(osteoid tissue)이 형성되는데 이를 가골이라 하며 골절 후 약 3주 후에 형성된다고 한다. 이후 골모양 조직과 연골은 재형성(remolding)과정을 거쳐 완전한 골을 형성하여 골절이 치유된다고 한다.¹⁴⁾

일반적으로 인체에서 골절로 인한 새로운 골 형성이 완전히 정상으로 되기 위해서는 1년 이상이 소요 된다고 한다. 본 실험에서 대식구에 대한 독성은 코팅하지 않은 Ti, TiC와 TiN이 90%이상 활성도를 보여 대식구에 대한 독성은 없다고 생각된다. 염증이 침윤되는 염증세포는 이차적인 감염이 없다면 약 2주 후에는 거의 나타나지 않으며 대식구가 가장 늦게까지 남아 있다고 한다.

본 실험에서 3개월 후의 조직에서 대식구가 남아 있는 것은 삼입물에 의한 것으로 사료되며 코팅하지 않은 Ti에서 더 많은 수의 대식구가 남아있는 것은 검은색의 착색에 의한 반응이라고 생각되나 뚜렷한 색소 침착은 관찰되지 않았다. 이와 같은 소견은 검은색의 착색이 코팅하지 않은 Ti의 마모에 의해 나타난 금속파편으로 대식구에 의한 탐식작용은 나타나지 않는 반면 대식구를 활성화 시켜 cytokine의 분비를 촉진시켜 섬유조직의 증식을 일으킨 것으로 생각된다. 이와같은 섬유조직의 증식은 재생을 방해하고 주위조직과의 유착을 일으킬 수 있는 하나의 인자로써 작용한다.

현재 정형외과 영역에서 Ti 합금을 이용하여 골절환자의 인공 삼입물로 많이 이용되고 있다.

이상의 실험 결과로 볼 때, 코팅하지 않은 Ti, TiC와 TiN을 삼입한 경우 대식구에 대한 독성은 없는 것으로 생각되어 전신적인 반응은 나타나지 않을 것으로 생각된다. 그러나 코팅하지 않은 Ti 삼입물에 의한 반응은, TiC나 TiN 삼입물에서는 관찰되지 않는, 주변 조직에 검은 색의 착색을 유발하여 대식구를 활성화시켜 섬유조직을 증식시켜 치유를 더디게 할 수가 있어 인공 삼입물으로써 TiC나 TiN보다 그 효용성이 떨어지는 것으로 생각되나 임상적으로 나타날 수 있는 부작용은 더 연구가 필요할 것으로 생각된다.

4. 결 론

1. 코팅하지 않은 Ti와 TiN, TiC 박막을 코팅한 Ti에 대하여 내식성 시험을 한 결과 TiC가 코팅된 Ti 생체재료의 내식성이 가장 우수하였고, TiN이 코팅된 Ti 생체재료도 코팅하지 않은 Ti 생체재료보다 내식성이 높은 것으로 나타났다. 특히 삼입된 생체재료와 맞닿는 부위의 마모량의 감소가 현저하였다.

2. 슬라이딩 시험을 통하여 내마모성을 측정 한 결과 TiN 코팅 시편의 내마모성이 가장 높았고, TiC 코팅 시편, 코팅하지 않은 Ti 순으로 내마모성이 높았다.

3. 독성반응 시험 결과, 대조군과 시험된 모든 시편의 O.D 값, 생육성 큰 차이를 보이지 않았으므로

코팅하지 않은 Ti, TiN, TiC 생체재료 모두 인체에 삽입되었을 때 독성을 일으키지 않는 것으로 판단된다.

4. 동물 시험 후, TiN, TiC가 코팅된 시편은 코팅하지 않은 Ti과는 달리 섬유조직을 증식시켜 치유를 더디게 할 수 있는 검은색의 착색이 관찰되지 않았으므로 인공 삽입 생체재료로서의 특성에 더 적합한 것으로 판단된다.

후 기

본 연구는 1999년도 순천대학교 학술연구조성비 특성화 연구과제의 지원에 의하여 수행되었음.

References

1. Y. C. Hyun, Handbook of Advanced Materials, p. 394, Se-hwa, Seoul (1990).
2. K. T. Oh, Ph.D. Dissertation, Yonsei University(1998).
3. H. S. Dobbs and J. T. Scales, American Society for testing and Materials, Philadelphia, p. 206 (1983).
4. E. G. C Clarke and J. Hickman, *J. Bone and Joints Surg.*, **35-B**, 467 (1953).
5. P. G. Laing and E. S. Hodges, *J. Biomed. Mater. Res.*, **1**, 135 (1967).
6. H. McKellop, K. Markolf and Amstutz, *J. Biomed. Mater. Res.*, **15**, 619 (1981).
7. W. Rostocker and J. O. Galante, *J. Biomed. Mater. Res.*, **10**, 303 (1976).
8. A. V. Lombardi, T. H. Mallory and D. O. Drouillard, *J. Bone and Joint Surg.*, **71-A**, 1337 (1989).
9. H. J. Agins, N. W. Alcock and M. Bansal, *J. Bone and Joint Surg.*, **70-A**, 347 (1988).
10. J. Black, H. Sherk and J. O. Galante, *J. Bone and Joint Surg.*, **72-A**, 126 (1990).
11. S. Santavirta, Y. T. Konttinen and A. Eskola, *J. Bone and Joint Surg.*, **73-B**, 38 (1991).
12. J. D. Witt and M. Swann, *J. Bone and Joint Surg.*, **73-B**, 559 (1999).
13. J. L. Woodmann, J. J. Jacobs and R. M. Urban, Bone-implant interface workshop report, p. 184, American Academy of Orthopedic Surgeons, Chicago (1985).
14. Robbins, Pathologic Basis of Disease, 6th Ed., p. 1219, W. B. Saunders Company (1999).