

과제명 : 체내이식용 재료와 생체의 상호작용  
 세부과제명 : 임프란트용 Ti-계 인체이식금속 및 한국형 임프란트와 제조기술의 개발  
**한국형-임프란트 개발 프로젝트 연구결과 보고서(1)<sup>♠</sup>**

한국과학기술연구원(KIST) 금속연구부\*, 태-원 치과의원\*

김태인\*<sup>1</sup>, 한준현\*<sup>2</sup>, 이규환\*<sup>3</sup>

♠:본 연구는 한국과학기술연구원(KIST)의 K-2000 연구 프로그램 학술연구비와 보건복지부 G-7 의료생체공학 연구비에 의하여 이루어졌음

## I. 서론

### 1. 연구의 목표

최종목표 : 생체적합성이 뛰어나며 우수한 물리적 성질을 지닌 Ti-계 합금 임프란트 및 그 제조기술의 개발

단계별 목표

- 1단계 : Ti-계 인체이식금속의 설계
- 2단계 : 개발 인체이식금속의 임상외 평가
- 3단계 : 개발 인체이식금속의 생체적합성 평가
- 4단계 : Ti-계 합금 임프란트의 개발 및 제조기술의 평가
- 5단계 : 개발된 임프란트의 임상적평가

### 2. 연구의 필요성

경조직 대체용 인체이식 재료중 Ti계 합금들은 생체적합성 및 여러 가지 물성이 뛰어나므로 앞으로 생체이식용 금속재료의 주류를 이룰 전망이다. 그러나 국내의 Ti계 합금의 연구는 고가의 연구설비 및 기자재 미비로 극히 초보단계에 있는 실정이다. 그 동안 국내에서도 골내 임프란트가 개발, 시도되어 왔으나 아직까지는 주로 외국제품의 수입에 의존하고 있는 실정이다. 생체이식재료의 연구는 보건적인 측면과 신물질 창출의 두 가지 국가 장기 발전계획과 일치하며 따라서 생체재료적인 측면에서 세계 중상위권을 목표로 하여 계속 발전시켜 나아가야 할 것이다. 지적 소유권제도의 강화로 인하여

21세기의 모든 국가들은 독창적인 핵심기술과 원천기술의 개발이 시급한 현 상황에서 인체적합성과 물리적 성질이 우수한 Ti계 합금의 개발과 이를 이용한 한국형 Ti계 합금 치과용 임프란트의 제작 및 제조기술의 개발로써 한국의 치과 의료 산업 기술수준을 월등히 향상시킬 수 있을 것이다. 뿐만 아니라 정형외과에서 많이 사용하는 plate, screw, 인공관절 등의 재료에도 활용이 가능하여 상대적인 부가가치를 높일수 있고 해외시장으로 진출할 수 있는 바탕을 확립할 수 있다.

### 3. 연구의 의의

최근 들어 임프란트학은 치의학 분야에서 가장 관심을 끌고 있는 분야 중의 하나이다. 상실된 치아를 생체적합성이 있는 인공물질로 대체할 수 있다는 개념은 환자와 치과의사 모두에게 매우 매력적인 것이다. 상실된 치아를 수복하여 심미적, 기능적 그리고 정신적인 회복을 얻기 위한 인류의 노력은 끊임없이 되어 왔고 최근에 와서는 임프란트의 이식을 이용하여 상실된 치아를 수복하는 치료술식이 많이 연구, 시도 되고 있다. 고령화 사회로 진행됨에 따라서 보철치료와 치주치료에서 임프란트술식이 점유하는 부분은 점차 증대되어 가고 있다. National Institutes of Health(NIH)에서는 1992년까지 30만개 이상의 임프란트가 시술된 것으로 추산하였고(NIH 1988) 상실된 자연치를 생체이식재료로써 수복하는 치료술식은 환자와 의사 모두에게 유익한 치료방법으로써 새로운 치과치료법으로 자리잡고 있다.

Branemark과 그의 동료들에 의해 골유착개념이 보고된 이래(Branemark 1983) 골유착성 생체재료들을 이용한 각종 보철치료가 시행되어 왔으며 장기간에 걸친 임상보고에서 높은 성공률을 보임에 따라 임플란트에 대한 관심과 이용이 계속 증가하고 있다. Branemark과 그의 동료들은 다양한 기초실험을 실시하였으며 장기간에 걸친 임상증례 보고는 높은 성공률을 보고하고 있다(Albrektsson 1994, Branemark 1983, Sennerby 1992). Branemark과 그의 동료들은 골유착을 “광학 현미경하에서 하중을 수반하는 임플란트와 생활골간의 직접적인 접촉이다”라고 정의하였고(Albrektsson 1987) 성공적인 임플란트 보철물은 임플란트 고경체의 생체적합성은 물론, 기능수행시 발생하는 응력이 생체의 하중 지지능력 한계내에서 있도록 설계되어야 한다고 하였다(Branemark 1983). 특히 생체조직과의 거부반응이 없으면서 생체친화성이 강한 재료의 개발과 간단하면서도 정확한 시술방법의 개선을 통하여 임플란트 이식의 성공률은 점차 높아지고 있다(Meffert 1987, NIH 1988, Schnitman 1993).

기존의 생체용 재료로서는 금속학적으로 금속과 비금속으로 구분할 수 있는데 금속재료로서는 주로 스테인레스강(SUS-316), Co-Cr합금, 순수 Titanium등이 사용되어 왔으며(Castleman 1976, Hansson 1983, Lemons 1990, Linder 1989) 비금속계통에서는 ceramics, plastics, carbon 등이 생체적합성이 우수한 것으로 널리 알려져 있다(Kawahara 1973, Lemons 1990, Manski 1982, 박영준 1990, 이철원 1989).

Titanium은 원자번호 22, 원자량 47.9의 비중이 낮은 금속으로서(4.5gm/cm<sup>3</sup>) 1700년대 초기에 발견되었으나 1930년대 후반에 이르러서야 상업적으로 실용 가능한 추출방법이 개발되었으며 Ti이 갖는 탁월한 부식저항 능력과 생체적합성이 알려지면서 이 재료의 활발한 연구가 진행되었다(Park 1994, Parr 1985). Titanium은 지구상에서 아홉번째로 많은 원소이고 무게에 비하여 강도가 높고 연성이 있으나 강도가 높지 못하여 여러 종류의 Ti 계 합금들이 개발되었다. Titanium은 이론적으로 TiO, TiO<sub>2</sub>, TiO<sub>3</sub>등의 산화물을 형성하며 그 중에서는 생체에서 TiO<sub>2</sub>가 가장 안정된 상태로 존재하여 부식에 가장 강한 저항능력을 갖고 있는 것으로 알려져 있다(Mauesli 1986, Parr 1985). 순 Ti은 매우 우수한 항부식특성과 탁월한 생체친화성으로써 안정된 금속으로 알려져 왔으나 부적절한 기계적 성질과 용융점이 높고(1670°C) 가공상의 어려움 때문에 사용이 제한되어 있었다. 그러나 최근에는 가공

기술의 진보로 인해서 응용범위가 크게 확대되어 현재에는 인공관절과 치과용 임플란트 재료로써 널리 시도되고 있다(Solar 1970). 현재까지 진행된 실험실적 연구와 임상실험을 통하여 순 Ti는 다른 종류의 생체금속재료에 비하여 우수한 생체 적합성을 지니며 생체내에서의 조직적합성 또한 인체 이식금속 재료로서 적합하다는 사실을 알 수 있다(Albrektsson 1987, Branemark 1983, Brunski 1983, Hansson 1983, Linkow 1991, Weiss 1981).

그리고 순 Ti의 열등한 물리적 성질을 증진시키기 위해 순수 Ti에 Aluminium, Vanadium, Molybdenum과 Palladium 등을 첨가한 Ti계 합금들이 개발되었고 이러한 Ti계 합금들 중의 일부는 생체적합성과 기계적 물리적 성질을 모두 만족시킬 수 있는 것으로 알려지고 있으며 순수 Ti과 함께 향후 생체용 금속재료의 주류를 이룰 전망이다(Deporter 1990, Okazaki 1992, 조형준 1994). Ti계 합금으로는 여러 가지의 합금들이 있으나 현재에는 Aluminium과 Vanadium이 첨가된 Ti-6Al-4V이 생체이식 금속재료로써 가장 주목받고 있으며 이 Ti-6Al-4V 합금은 비강도가 매우 높고 내식성이 우수하여 이미 순 Ti과 함께 정형외과용 인공관절, 치과용 임플란트등에 많이 사용되어지고 있다(Brunski 1983, Davidson 1994, Parr 1985). Ti-6Al-4V은 순 Titanium에 6%의 Aluminium과 4%의 Vanadium이 함유된 + 상의 합금으로서 Aluminium은 -phase condition stabilizer로써 합금의 무게를 감소시키면서 강도를 증가시키고, Vanadium은 -phase stabilizer로써 부식저항능력을 향상시켜 순 Ti에 비하여 피로강도가 높고 생체내에서 비교적 우수한 적합성을 나타내며 순 Ti과 유사한 양상의 골유착을 얻을 수 있는 것으로 알려져 있으며(Park 1994, Parr 1985) 이들 금속의 기계적 성질, 생체에서의 부식저항과 생체적합성은 학문적, 임상적으로 연구되어 널리 받아들여지고 있다(Deporter 1990, 조형준 1994, 치과생체재료학 1994, 황병각 1990). 특히 이들 순 Ti, Ti계 합금의 탄성률은 기존의 다른 생체금속재료에 비해서 가장 골조직과 유사하여 생체내에서 기능시에 하중에 대하여 골조직과 유사한 양상으로 변형되므로 골조직과 금속간의 계면에서 골고루 하중을 분산시킬 수 있는 장점이 있다(Lemons 1990, Skalak 1983).

Ti계 합금 중에서 Ti-6Al-4V은 순 Ti보다 기계적 강도가 약 60% 정도 우수한 것으로 밝혀졌으나 최근 Vanadium(V)은 세포독성이 지적되고 있고 Aluminium(Al)은 알츠하이머형 치매와의 밀접한 인과관계가 의심되고 있으며 potential

neurologic toxicity도 논의되고 있다(Albrektsson 1987, Davidson 1994, Lugowski 1991, 岡崎義光 1992). 또한 지금 사용되고 있는 Ti계 합금들은 순 Titanium과는 같지 않은 조직반응을 나타낸다는 지적도 있다(Albrektsson 1987). Johansson등은 임프란트와 골조직 계면에서의 미세구조적 분석을 이용하여 순 Ti과 Ti계 합금의 골유착의 차이점을 연구하여 Ti계 합금에서의 골유착이 순 Ti에서의 반응과 같지 않다고 보고하였다. 순 Ti과 Ti계 합금의 생체적합성의 차이가 세포반응에 미치는 영향은 아직 논란의 여지가 많으며 앞으로도 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

따라서 본 연구에서는 첫째로, 세포독성이 지적되지 않은 Zr, Nb, Ta, Pd, In등의 합금원소들(Johansson 1989, 岡崎義光 1992)을 Ti에 첨가하여 생물학적 안정성이 높으면서 고강도, 고연성의 기계적 특성을 갖는 Ti합금을 개발하기 위하여 합금의 조직과 기계적 성질에 미치는 합금원소의 영향을 검토하고 생체내 모의 환경하에서 내식성을 평가하여 항부식능력은 순 Ti에 준하면서 기계적 특성은 Ti-6Al-4V에 도달하는 생체용 신 Ti계 합금의 개발을 목표로 하였다. 그리고 기존의 Ti-6Al-4V계열의 기계적 성질을 손상시키지 않고 생체적합성이 탁월하여 생체이식성공율을 높일 수 있는 신 합금의 개발과 더불어 이를 이용한 제조 공정을 개발함으로써 국내 치과 의료산업 기술수준을 획기적으로 향상시킬 수 있는 전기를 마련하고자 한다. 세계적으로 지적 소유권제도의 강화로 인하여 각 국가는 자체적인 과학기술의 발전이 시급한 현 상황에서 인체적합성과 기계적 성질이 우수한 한국형 치과 임프란트의 개발로써 한국의 치과의료 산업 기술수준을 한층 더 향상시킬 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 치과용 임프란트를 위한 Ti계 인체이식금속의 국산화에 관한 노력의 일환으로 생체내 세포독성이 지적되지 않고 생물학적 안정성이 우수한 원소인 Zr, Ta, Pd, Nb, In을 티타늄에 첨가하여 Ti-계 합금들을 설계하였다. 새로이 합금설계된 Ti계 인체이식금속들의 물리적 성질과 L929 섬유아세포를 이용한 세포독성을 검사하고 가토를 이용한 동물실험을 통하여 Ti계 합금들의 생체적합성을 비교, 확인하여 보았다. 물리적 성질, 내부식성, 세포독성 그리고 생체적합성의 검증을 거친 새로운 Ti계 합금을 이용하여 국내에서 제작한 임프란트 시제품을 주사전자현미경 검사를 통하여 현재 임상에서 사용중인 기존제품들과 표면가공상태를 비교, 검토하여 보았다. 이러한 장기간에 걸친 여러 가지 검증과정을 통하

여 다음과 같은 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 실험방법

실험방법에 대한 흐름도는 그림 1에 나타내었다.

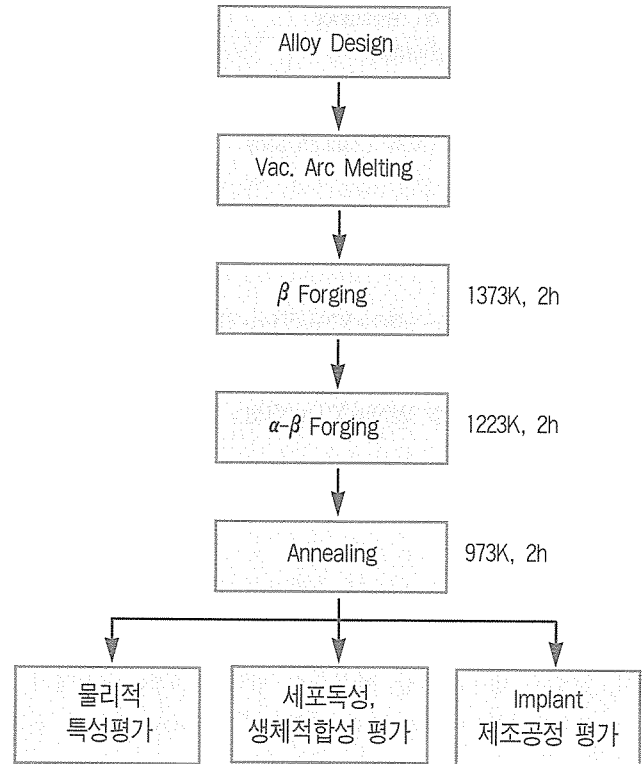


그림 1 Flow chart of experimental procedure

### 1. 합금설계

세포독성이 지적되지 않은 Zr, Nb, Ta, Pd, In(그림 2)등을 Ti에 첨가하여 물리적 성질을 향상시키면서 생물학적 안정성이 보다 높은 Ti-계 합금을 개발하는 것을 목표로 하였다 (Table 1). 합금설계는 α/β변태종료온도와 인장강도, 부동태화를 일으키기 위한 임계전류밀도에 미치는 합금원소의 영향을 다중 회귀분석을 사용해서 얻은 식들을 이용하였다.

$$T\beta/K = 1121 - 4.2[\%Zr] - 5.5[\%Ta] - 6.3[\%Nb] - 76[\%Pd] + 1.6[\%Sn] + 343[\%O] + 600[\%N]$$

$$T\beta/K = 1145 - 7.7[\%Mo] - 4.3[\%Zr] - 12.4[\%V] - 14.3[\%Cr] + 8.4[\%Fe] + 23.4[\%Al] + 32.1[\%Si]$$

$$\sigma_{\text{uts}}/GPa = 10^{-3}(487 + 28.2[\%Sn] + 10.9[\%Nb] + 4.9[\%Nb])$$

$$Ic/Am-2 = 10^{-2}\{98-89.5[\%Pd]-9.5[\%Ta]-3.4[\%Na]-0.67[\%Zr]+8[\%Sn]\} + 2.9[\%Ta]+514[\%O]+1491[\%N]$$

|                                     | Zr | Nb | Ta | Pd | In |
|-------------------------------------|----|----|----|----|----|
| Improvement of mechanical property  | *  |    |    |    | *  |
| Improvement of corrosion resistance |    |    | *  | *  |    |
| Improvement of hot workability      |    | *  | *  |    |    |
| Prevention of brittle phase         |    |    | *  | *  |    |

Table 1. Alloy design of New Titanium alloy

다중회기 분석에 의해 얻은 식들을 이용하여 다음과 같은 합금을 설계되었다.

- A: Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn
- B: Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd
- C: Ti-15Zr-WNb-XTa-YPd

## 2. 조직관찰

설계된 합금을 진공 아아크 용해로에서 용해한 후 1373K에서 2시간 유지후 β단조, 1223K로 재가열 후 α/β단조를 실시하였다. 단조후 내부결함을 제거하기 위하여 973K 진공에서 2시간 소둔처리를 시행한 후에 광학현미경하에서 금속의 조직을 관찰하였다(그림 3). pure Ti의 경우 HCP(Hexagonal Close-Packed)를 갖는 등축상의 αgrain 으로만 이루어져 있음을 알 수 있었다. 이에반해 Ti에 다른 원소들을 첨가한 합금들에서는 α가 침상의 형태로 존재하고 사이사이로 잔류된 β가 존재하고 있음을 볼수 있었다. 합금의 경우에 나타나는 이러한 침상의 α로 인하여 강도 및 경도의 증가가 일어난 것으로 사료된다.

## 3. 경도측정실험

치과용 생체재료로서 사용하기 위해서는 파절, 변형 등의 실패가 없어야 하므로 적절한 금속자체의 기계적 성질을 갖고 있어야 한다. 조성된 합금들의 기본적인 물리적 성질을 분석, 비교하기 위하여 단조후 소둔처리한 시편들에 대한 마이크로비커스 경도시험을 시행하고 인장강도를 계산하여 현재 생체금속재료로 사용중인 기존의 금속들(순Ti, Ti-6Al-4V)과 비교하여 보았다. 경도측정은 마이크로비커스 경도

계를 사용하여 400g의 하중에서 X200의 현미경으로 압흔의 길이를 측정하였다. 다중회기 분석에 의한 경도와 강도의 상관관계식은 다음과 같다.

$$\sigma_{2PS}/GPa = 10^{-3}\{-85.7 + 3.21[Hv]\}$$

$$\sigma_{uts}/GPa = 10^{-3}\{-55.6 + 3.41[Hv]\}$$

| Composition             | 경도 (Hv) | 인장강도σ <sub>uts</sub> (MPa) |
|-------------------------|---------|----------------------------|
| Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn | 300.0   | 967.4                      |
| Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd     | 264.3   | 845.7                      |
| Ti-15Zr-WNb-XTa-YPd     | 278.7   | 894.8                      |
| Ti                      | 166.5   | 512.2                      |
| Ti-6Al-4V               | 358.3   | 1166.2                     |

Table 2. Hardness and strength values of alloy designed Ti-alloys, Ti and Ti-6Al-4V

경도를 조사한 결과, 기존 제품에 사용되고 있는 Ti값은 경도값이 166.5, 인장강도값이 512.2 MPa이고 Ti-6Al-4V는 각각 358.3MPa과 1166.2 MPa 이었다. Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn은 각각 300과 967.4 MPa로 Ti에 비해 약 2배의 값을 갖고 있었으며 이것은 Zr이 Ti에 고용됨으로써 기여할 수 있는 고용강화에 기인한 것으로 사료되며 In을 첨가하지 않은 Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd 보다도 큰 값을 나타내고 있음을 알 수 있다. 따라서 In이 강도증가에 기여하고 있음을 알 수 있다. 또한 Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd과 Ti-15Zr-WNb-XTa-YPd의 경도값은 각각 264.3과 278.7로써 166.5의 순Ti보다 월등히 높은 기계적 성질을 갖고 있음을 알 수 있다. 설계된 합금들의 경도, 인장강도값을 기존의 순 Ti, Ti-6Al-4V 합금과 비교했을 때 대체적으로 순 Ti 보다는 우수하고 Ti-6Al-4V 합금에 근접한 물리적 성질을 갖고 있음을 알 수 있다.

## 4. 부식실험

부식은 넓게는 어떤 재료가 주어진 환경 하에서 파괴되는 것을 말하며 따라서 부식이 진행되면 주위 환경에 대해 부식 산물이나 가용의 형태로 금속표면에서 금속이온이 유리되어 주위조직에 영향을 미치게 된다(최병철 1990, Akagawa 1985, Albrektsson 1987). 생체재료가 주위생체조직에 영향을 주기위해서는 유리된 금속이온이 주위세포의 변성을 초래하여야 하며 이러한 세포변성작용은 금속과 생체조직사이의 반응의 종류와 정도에 의해서 달라질 수 있다(Park 1994, Kawahara

1993). 따라서 생체재료로 사용할 수 있기 위한 중요한 조건 중의 한가지 요건으로서 높은 부식저항을 갖어야 한다고 할 수 있다. 체내에 삽입된 모든 금속재료는 주위의 체액과 반응하여 부식을 일으킬 수 있다고 보아야 하지만(Park 1994, Kawahara 1983) 현재 생체재료로서 주로 사용되는 순 Ti, Ti-계 합금 등은 공기중에서 산화하여 그 표면에 산화막을 형성하게 된다. 이러한 산화막은 titanium이 공기중에 노출된 수초 후 부터 형성되기 시작하여 수분 후에는 100Å의 두께로 형성되며 이 산화막은 부식저항이 커서 titanium이 체내에서 금속이온으로 용해되는 것을 막아 주게 되어 우수한 생체적합성을 부여해 주게 된다.(최병철 1990, 이재신 1988, Akagawa 1985, Brunski 1983, Kawahara 1973, Kawahara 1983, Solar 1979).

그러므로 설계된 신 Ti-계 합금의 부식저항실험을 통하여 신 합금들이 생체내에서 주위조직에 어떠한 영향을 미칠 수 있는지를 확인하는 것은 매우 타당할 것이다(Brunski 1983, Solar 1979). 이를 위하여 현재 금속재료의 부식성평가에 널리 사용되고 있는 potentiostat (EG&G, Princeton Applied Model 273)을 이용하여 합금 설계된 금속시편의 부식정도를 측정하여 보았다. 부식시험기의 전극 크기에 맞도록 부식시험편을 절단한 후(3x3x3 mm<sup>3</sup>) 실험표면이외의 부분을 에폭시수지로 피복한 후(그림 4) 노출된 금속표면을 #2000까지 연마지로 연마후 초음파 세척을 하였다. 전해액은 1000ml의 증류수에 9g의 NaCl이 함유된 생리식염수를 사용하였으며 실험온도는 37°C를 유지하였고, 실험을 시작하기 전에 용액 속의 용존산소를 제거하기 위해 마그네틱 스테러를 이용하여 용액을 교반하면서 질소 가스를 1시간 동안 흘려주었다. 표준전극은 포화 칼로멜 전극(Saturated Calomel Electrode)을 사용하였으며 상대전극(Counter Electrode)은 Pt을 사용하였다. 시험조건은 -800mV에서 2200mV 까지 0.5mV/sec의 scan rate로 potentiodynamic curve를 얻은 뒤 Tafel Extrapolation Method로 부식속도를 측정하였다. 실험장치는 IBM PC에 의해 control되도록 연결하였고 부식속도는 컴퓨터 프로그램(Softcorr Model 342)을 이용하여 측정하였다(그림 5).

Tafel에 의하면

$$(1) \quad \eta = \beta \log \frac{I}{I_{corr}}$$

$\eta$  = 과전압 시료의 전위와 부식전위와의 차이  
 $\beta$  = Tafel constant

공식 (1)을 다시 쓰면

$$(2) \quad \eta = \beta(\log I - \log I_{corr})$$

$\eta = 0$  이면  $I = I_{corr}$  이 된다.

이 전류로부터 Faraday 법칙을 이용하여 부식속도를 측정할 수 있다.

$$(3) \quad Q = \frac{nFW}{M}$$

Q = coulombs  
 n = 전기화학분응의 전자수  
 F = Faraday number, 96487 coulombs  
 M = 분자량  
 i = 전류  
 t = 시간  
 W = 중량  
 d = 밀도  
 A = 시료의 단면적

이라고 정의한다.

식 (3)에서

$$(4) \quad W = \frac{QM}{nF}$$

M/n을 당량(Ew, equivalent weight)으로 정의하면

$$(5) \quad W = \frac{itE_w}{F}$$

Q = it 이므로

$$(6) \quad W = \frac{Q \times E_w}{F}$$

$$(7) \quad W/t = \frac{iE_w}{F}$$

이를 전극 면적과 밀도로 나누면

$$(8) \quad \text{Corrosion Rate(cm/sec)} = \frac{iE_w}{dFA}$$

이 식에서 sec를 years로, cm을 milli inch로, Faraday상수를 Microampere 로 바꾸어 정리하면 다음과 같은 1년간의 부식 되는 속도를 환산할 수 있다.

$$(9) \quad \text{Corrosion Rate(MPY)} = \frac{0.13 \times I_{\text{corr}} \times E_w}{d}$$

| Composition             | 부식전위(mV) | Breakdown potential(mV) | Corrosion rate(MPY) |
|-------------------------|----------|-------------------------|---------------------|
| Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn | -363     | 1150                    | 0.29                |
| Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd     | -358     | 1150                    | 0.31                |
| Ti-15Zr-WNb-XTa-YPd     | -388     | 1230                    | 0.34                |
| Ti                      | -375     | 1200                    | 0.22                |
| Ti-6Al-4V               | -118     | 1300                    | 0.23                |

Table 3. Experimental results from Tafel Plots of alloys designed Ti-alloys, Ti and Ti-6Al-4V

Ti의 경우 부식전위, 즉 E<sub>corr</sub>값이 -375mV이며 시료의 breakdown전위는 1200mV 정도로 높은 값을 나타내고 있다. 부식전위란 open circuit 조건에서 표준전극에 대하여 부식되는 시편의 표면에서 발생하는 전위를 말하며, breakdown 전위란 시료가 부식액에서 염소가스를 발생하면서 급격히 부식되며 대용량의 전류가 흐르고 시료의 표면에서 급격한 파괴가 일어나는 전위를 말한다. 한편 Ti-6Al-4V의 경우 breakdown 전위는 1300mV 정도로 높은 값을 나타내지만 부식전위 값은 -118mV로써 시료표면의 부동태 피막이 불완전하여 완전한 부동태를 이루고 있지 못함을 알 수 있다. 그리고 Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn 은 부식전위 값이 -363mV로 breakdown 전위는 1150mV 부근으로 높으며 부동태 피막도 안정하여 Ti 과 같은 정도의 안정한 부동태화를 나타내고 있다.

또한 Ti-15Zr-WNb-XTa-YPd의 부식전위는 -388mV로써 가장 우수한 부식특성값을 나타냈고 Ti-6Al-4V은 -118mV의 가장 열등한 값을 나타내어 실험금속들중에서 Ti-6Al-4V이 가장 빨리 부식이 시작되는 것으로 나타났다.

따라서 Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn과 Ti-15Zr-WNb-XTa-YPd는 부동태 피막의 형성이 용이하고 안정함을 알 수 있다. 각 금속들의 potentiodynamic curve를 얻은 뒤 항 부식특성이 뛰어난 것으로 알려진 순 Ti의 curve와 비교하여 본 결과(그림 6) Ti-6Al-4V이 가장 불안정한 부동태막을 형성하는 것으로 나타났으며 Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn이 Ti과 가장 유사한 부동태막을 형성하는 것으로 나타났다. Tafel Extrapolation Method를 이용하여 부식속도를 계산하고 상호

비교하여 보았다. Ti-20Zr-WNb-XTa-YPd-ZIn의 경우 순 Ti 과 Ti-6Al-4V에 비교적 근접한 부식속도를 갖고 있다. 새로이 설계된 합금들의 부식전위, 부식속도, Breakdown potential값을 순 Ti 과 Ti-6Al-4V합금과 종합적으로 비교해 보았을 때 Ti-6Al-4V보다 우수한 항부식능력을 갖고 있으며 대체적으로 순 Ti과 유사한 항부식능력을 갖고 있음을 알 수 있었다.

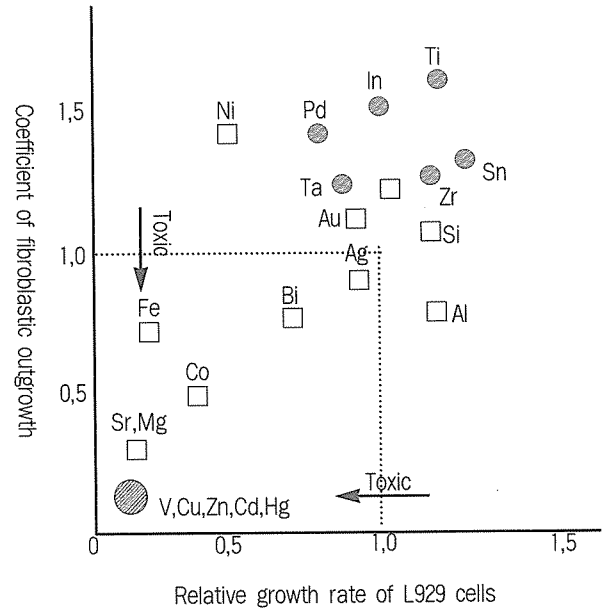


그림 2. Cytotoxicity of pure metals

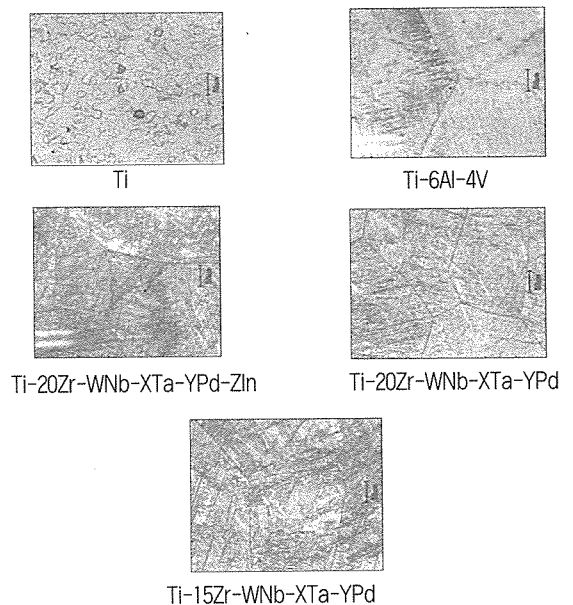


그림 3. Optical micrographs of Ti and Ti alloys annealed at 973K for 2 hours

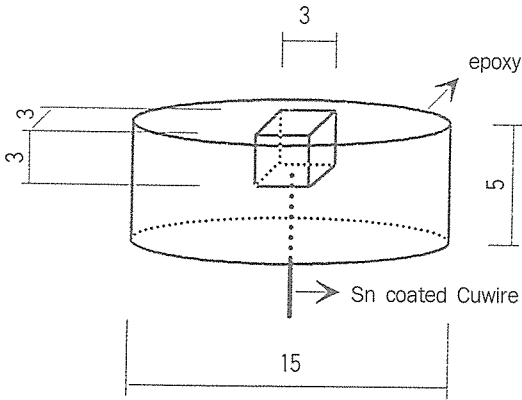


그림 4. Shape and size of corrosion test specimen

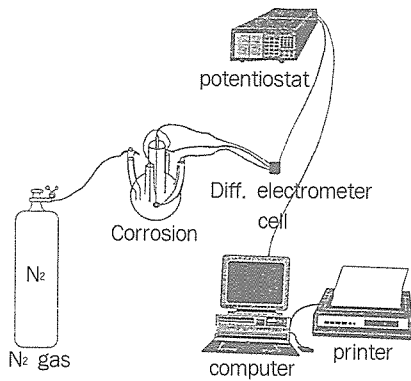


그림 5. Experimental apparatus for corrosion test

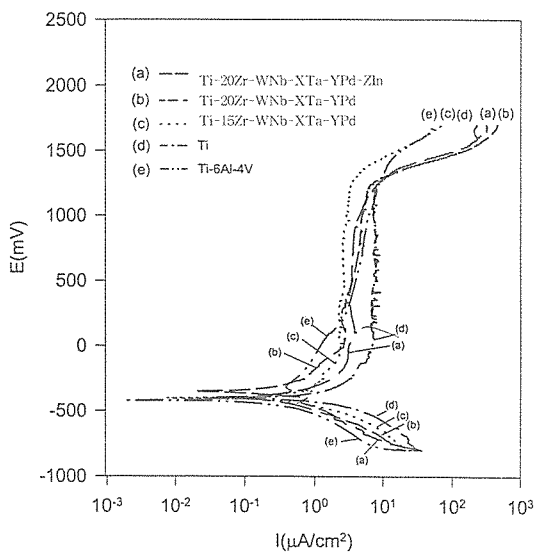


그림 6. Potentiodynamic plots of specimens.

### 참고문헌

1. Akagawa Y., Hashimoto M., Kondo N., Yamasaki A., Tsuru H. : Tissue reaction to implanted biomaterials. *J Prosth Dent* 53(5):681-686, 1985.
2. Albrektsson T., Jacobsson M. : Bone-metal interface in isosseointegration. *J Prosth Dent* 57(5):597-607, 1987.
3. Albrektsson T., Johansson CB, Sennerby L (1994) : Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology* 2000 4:58-73.
4. Andrews R.R.: Prehistoric crania from central america. *Odont Society Pennsylvania* 914-917, 1983.
5. ASTM Committee on Medical and Surgical Materials and Devices : Standard practice for selecting generic biological test methods for materials and devices. Designation: F748-82. p282-286, 1982.
6. Autian J. : General toxicity and screening tests for dental materials. *Int Dent J* 24:235-250, 1974.
7. Branemark P.I. : Osseointegration and its experimental background. *J Prosth Dent* 50(3):399-410, 1983.
8. Brunette D.M., Kenner G.S., Gould T.R.L. : Grooved titanium surfaces orient growth and migration of cells from human gingival explants. *J Dent Res* 62(10):1045-1048, 1983.
9. Brunette D.M. : The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 3:231-246, 1988.
10. Brunski J.B., Mocclia Jr. A.F., Poliack S.R., Korostoff E., Trachtenberg D. : Investigation of surfaces of retrieved endosseous dental implants of commercially pure titanium. *American Society for Testing and Materials.* 189-205, 1983
11. Brunski J.B. : Biomaterials and Biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:85-97, 1988.
12. Budd TW, Beilat KL, Meenaghan MA, Schaaf NG (1991) : Microscopic observations of the bone/implant interface of surface-treated titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:253-258.

- 13. Castleman L.S., Motzkin S.M., Alicandri F.P., Bonawit V.L. : Biocompatibility of nitinol alloy as an implant material. *J Biomed Mat Res* 10:695-731, 1976.
- 14. Clark A.E., Hench L.L., Paschall H.A. : The influence of surface chemistry on implant interface histology: A theoretical basis for implant materials selection. *J Biomed Mat Res* 10:161-174, 1976.
- 15. Cook S.D., Klawitt J.J., Weinstein A.M. : A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res* 61(8):1006-1009, 1982.
- 16. Council on Dental Materials and Devices : Council reaffirms position on dental endosseous implants. *JADA* 90:670-671, 1975.
- 17. Council on Dental Materials and Devices : Current evaluation of dental endosseous implants. *JADA* 88:394-395, 1974.
- 18. Davidson J.A., Mishra A.K., Kovacs P., Poggie R.A. : New surface-hardened, low-modules, corrosion-resistant Ti-13Nb-13Zr alloy for total hip arthroplasty. *Bio-Med Mat Eng* 4(3):231-243, 1994.
- 19. Deporter D.A., Watson P.A., Pilliar R.M., Chipman M.L., Valiquette N. : A histological comparison in the dog of porous-coated vs threaded dental implants. *J Dent Res* 69(5):1136-1145, 1990.
- 20. Deporter D.A., Watson P.A., Pilliar R.M., Melcher A.H., Winslow J., Howley T.P., Hansel P., Maniopoulos C., Rodriguez A., Abdulla D., Parisien K., Smith D.C. : A histological assessment of the initial healing response adjacent to porous-surfaced, titanium alloy dental implants in dogs. *J Dent Res* 65(8):1064-1070, 1986
- 21. Edgerton M., Levin M.J. : Biocompatibility: Its future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent* 69(4):406-415, 1993.
- 22. FDI, Federation Dentaire Internationale (1980) : Recommended standard practices for biological evaluation of dental materials. *Int Dent J* 30(2):140-188.
- 23. Fenton A. : The role of dental implants in the future. *JADA* 123:37-42, 1992.
- 24. Hansson H.A., Albrektsson T., Branemark P.I. : Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent* 50(1):108-113, 1983.
- 25. Garetto LP, Chen J, Parr JA, Roberts WE (1995) : Remodeling dynamics of bone supporting rigidly fixed titanium implants : A histomorphometric comparison in four species including humans. *Implant Dent* 4:235-243.
- 26. Gottlander M, Albrektsson T, Carlsson LV (1992) : A histomorphometric study of unthreaded hydroxyapatite-coated and titanium-coated implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7:485-490.
- 27. Han JH, Lee KH, Shin MC (1996) : Electrochemical corrosion characteristics of titanium alloys for medical implant. *Analytical Science and Technology* in press,
- 28. Itakura Y., Kosugi A., Sudo H., Yamamoto S. : Development of a new system for evaluating the biocompatibility of implant materials using an osteogenic cell line (MC3T-E1). *J Biomed Mat Res* 22:613-622, 1988.
- 29. Jansen J.A., de Wijn J.R., Wolters-lutgerhorst J.M.L., van Mullem P.J. : Ultrastructural study of epithelial cell attachment to implant materials. *J Dent Res* 64(6):891-896, 1985.
- 30. Jansen J.A., van der Waerden J.P.C.M., de Groot K. : Fibroblast and epithelial cell interactions with surface-treated implant materials. *Biomaterials* 12:25-31, 1991.
- 31. Johansson C., Lausman J., Ask M., Hansson M.A., Albrektsson T. : Ultrastructural differences of the interface zone between bone and Ti-6Al-4V or commercially pure Ti. *J Biomed Eng* 11:3-8, 1989.
- 32. Johansson CB, Albrektsson T (1991) : A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clinical Oral Implants Research* 2(1):24-29.
- 33. Johnson H.J., Northup S.J., Seagraves P.A., Garvin P.J., Wallin R.F. : Biocompatibility test procedures for materials evaluation in vitro. I. Comparative test system sensitivity. *J Biomed Mat Res* 17:571-586, 1983.
- 34. Kasemo B. : Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Prosthet Dent* 49:832-837, 1983.



35. Kasemo B. : Biomaterial and implant surfaces: On the role of cleanliness, contamination, and preparation procedures. *J Biomed Mat Res* 22(A2):145-158, 1988.
36. Kavanagh P., Gould T.R.L., Brunette D.M., Weston L. : A rodent model for the investigation of dental implants. *J Prosth Dent* 54(2):252-257, 1985.
37. Kawahara H., Yamagami A., Imanishi Y., Nishida T. : Studies of the bioadaptability of metallic and ceramic implants by means of tissue culture and animal examinations. *J Dent Res (Supplement)* 52(3):1006-1007, 1973.
38. Kawahara H. : Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *Int Dent J* 33(4):350-375, 1983
39. Kim TI, Han JH, Lee IS, Lee KH, Shin MC, Choi BB (1996) : A study on mechanical properties and cytotoxicity of the new titanium alloys for implant materials. *J Korean Academy of Implant Dentistry* 15(1):1-18.
40. Lang GD, Putter CD (1993) : Structure of the bone interface to dental implants in vivo. *J Oral Implantology*. 19(2):123-135.
41. Lemons J.E. : Dental implant biomaterials. *JADA* 121:716-719, 1990.
42. Linder L., Obrant K., Boivin G. : Osseointegration of metallic implants. II. Transmission electron microscopy in the rabbit. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 60(2):135-9, 1989.
43. Linkow L.I., Dorfman J.D. : Implantology in Dentistry. A brief historical perspective. *N Y State Dent J* June/July 31-35, 1991.
44. Lugowski SJ, Smith DC, McHugh AD, Loon V (1991) : Release of metal ions from dental implant materials in vivo: determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in organ tissue. *J Biomed Mater Res* 25(12):1443-58.
45. Maeusli PA, Bloch PR, Geret V, Steinemann SG (1986) : Surface characterization of titanium and titanium alloys. *Adv Biomater* 6:57-62.
46. Manski R. : A synopsis of recent literature concerning the dental implant. *J Oral Implantol* 10(2):275-288, 1982.
47. Meffert R.M., Block M.S., Kent J.N. : What is osseointegration? *Int J Perio Res Dent* 4:9-21, 1987.
48. National Institutes of Health : National Institutes of Health Consensus development conference statement. *JADA* 117:509-513, 1988.
49. Okazaki Y, Iro Y, Iro A, Tateishi T (1992) : Development of new titanium alloys for medical implants(1): Microstructure and mechanical properties. *Mechanical Engineering Laboratory Report* 4 6(5):397-416.
50. Park J.B., Lakes R.S. : Biomaterials: An introduction, Chapter 12. Soft tissue replacement : Blood-interfacing implants. 2nd Ed., Plenum Press, New York & London, 1994.
51. Parr G.R., Gardner L.K., Toth R.W. : Titanium: The mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects*. *J Prosth Dent* 54(3):410-414, 1985.
52. Piattelli A, Trisi P, Romasco N, Emanuelli M (1993) : Histologic analysis of a screw implant retrieved from man: Influence of early loading and primary stability. *J Oral Implantology* 19(4):303-307.
53. Rae T. : The biological response to titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy particles. II. Long-term animal studies. *Biomaterials* 7(1):37-40, 1986.
54. Roberts W.E., Smith R.K., Zilberman Y., Mozsary P.G., Smith R.S. : Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American J Orth* 86(2):95-111, 1984.
55. Roberts W.E., Simmons K.E., Garetto L.P., DeCastro R.A. : Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone disease. *Implant Dent* 1:11-21, 1992.
56. Salthouse T. : Some aspects of macrophage behavior at the implant interface. *J Biomed Mat Res* 18:395-401, 1984.
57. Schnitman P.A. : Implant dentistry : where are we now? *JADA* 124:39-47, 1993.44. Schumann D (1992) : FDA and ADA evaluation of dental implants. *J Public Health Dent* 52(6):373-374.
58. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE (1992) : A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7(1):62-71.
59. Shiota T, Donath K, Matsui Y, Ohno K, Michi K (1994) : Reactions of

bone tissue in old rats to three different implant materials. J Oral Implantology 20(4):307-314.

60. Skalak R. : Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosth Dent 49(6):843-848, 1983

61. Solar R.J., Pollack S.R., Korostoff E. : In vitro corrosion testing of titanium surgical implant alloys: An approach to understanding titanium release from implants. J Biomed Mat Res 13:217-250, 1970.

62. Stefflik DE, Hanes PJ, Sisk AL, Parr GR, Song MJ, Lake FT, McKinney RV (1992) : Transmission electron microscopic and high voltage electron microscopic observations of the bone and osteocyte activity adjacent to unloaded dental implants placed in dogs. JPeriodontol 63:443-452.

63. Thomas K.A., Cook S.D. : An evaluation of variables influencing implant fixation by direct bone apposition. J Biomed Mat Res 19:875-901, 1985.

64. Weinlaender M, Kenney EB, Lekovic V, Moy PK (1992) : Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 7(4):491-496.

65. Weiss M.B., Rostoker W. : Development of a new endosseous dental implant. Part I: Animal studies. J Prosth Dent 46(6):646-651, 1981.

66. Weiss M.B., Rostoker W. : Development of a new endosseous dental implant. Part II: Human studies. J Prosth Dent 47(6):633-645, 1982

67. Wennerberg A., Albrektsson T., Andersson B. : Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 8(6):622-633, 1993.

68. Woodman J.L., Jacobs JJ, Galante JO, Urban RM (1984) : Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons: a long-term study. J Orthop Res 1:421.

69. Young F.A. : Future directions in dental implant materials research. Int J Oral Implant 5:81-83, 1988.

70. 김종호, 최목균 : 멸균방법에 따른 티타늄 표면에 대한 세포반응. 대한 구강 악안면 임플란트 학회지, 1(1):29-39, 1995.

71. 박금수, 배 창, 최목균, 김흥기, 김광현 : 성견하악골에서 Titanium 및

Carbon-coated blade-vent 임플란트의 주위조직반응. 대한치과 임플란트 학회지, 7(1):10-17, 1986.

72. 박영준, 양규호 : 생체친화성 세라믹의 합성과 수중 임플란트 금속재료에의 코팅에 관한 실험적 연구. 대한치과기제학회지, 17(2):123-157, 1990.

73. 안창영, 김영수 : 타이타늄 치근형 매식체에 대한 골유착 과정에 관한 조직학적 연구. 대한치과보철학회지, 28(2):1-28, 1990.

74. 이재신, 강홍구, 김흥기 : 국산 K-L Blade를 이용한 골내 임플란트의 증례 보고 임상적 고찰. 대한치과 임플란트 학회지, 8(1):27-32, 1988.

75. 이철원 : 골내 임플란트의 문헌적 고찰. 대한치과 임플란트 학회지, 9(1):51-58, 1989.

76. 조형준, 이준희, 이상윤 : Ti-6Al-4V합금의  $\beta$ 결정립 성장 및 용체화처리 에 의한  $\gamma$ 상의 미세조직 변화. 대한금속학회지, 32(2):1467-1473, 1994.

77. 최병철 : 치과용 임플란트에 사용되는 생체재료. 대한치과 임플란트 학회지, 10(1):58-67, 1990.

78. 최부병, 신명철 : 도재소부용 Ni-Cr합금의 적합성과 세포독성에 관한 연구. 대한치과보철학회지, 20(1):7-13, 1982

79. 치과생체재료학 자료집 : 치과 생체재료의 안정성. 서울대학교 치과 대학교 치과생체재료학교실, 현대의학사 1994.

80. 황병각, 배 창 : 티타늄과 니켈-티타늄 합금의 입자들이 생쥐의 복강 내 대식세포에 미치는 영향. 대한치과 임플란트 학회지, 10(1):5-15, 1990.

81. 岡崎義光, 伊藤喜昌, 伊藤郭夫, 立石哲也 : 生體用新Ti合金の材料開發 (I) 組織と機械的性質. 機械技術研究所所報, 46(5):1-20, 1992.

통계학적 유의성을 검증하여 주신 서울대학교 통계학연구소의 이강현선생님께 감사드립니다.