



시효처리에 따른 Ti-7Zr-xNb 합금의  
미세조직과 부식 특성

Microstructure and corrosion  
characteristics of Ti-7Zr-xNb alloy by  
aging treatment

2008年 2月 日

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 종 한

# 시효처리에 따른 Ti-7Zr-xNb 합금의 미세조직과 부식 특성

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 석사학위 논문으로 제출함.

2007년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

이 종 한

이종한의 석사학위 논문을 인준함.

위원장	조선대학교	교수	최한철	인
위 원	조선대학교	교수	안상건	인
위 원	조선대학교	교수	고영무	인

2007년 11월 일

조선대학교 대학원

# 목 차

LIST OF TABLES .....	ii
LIST OF FIGURES .....	iii
ABSTRACT .....	iv
제 1 장 서 론 .....	1
제 2 장 이론적 배경 .....	3
제 1절 생체용 Ti 합금 .....	3
제 2절 전기화학적 부식 .....	8
제 3 장 실험방법 .....	11
제 1절 실험재료 .....	11
제 2절 합금 제조 .....	11
제 3절 용체화처리(solution treatment) 및 시효처리(aging treatment) ...	12
제 4절 미세조직 관찰 .....	12
제 5절 전기화학적 부식 .....	13
제 4 장 실험 결과 및 고찰 .....	14
제 1절 생체용 Ti 합금의 용체화 처리에 따른 조직의 특성 .....	14
제 2절 생체용 Ti 합금의 부식특성 평가 .....	22
제 5 장 결 론 .....	24
- 참 고 문 헌 - .....	25

## LIST OF TABLES

Table 1. The results of EDS analysis on Ti-7Zr-5Nb alloy .....	20
--	----

## LIST OF FIGURES

Fig. 1. Biological safety of metals <sup>20)</sup> . .....	5
Fig. 2. Phase diagram of Al-Ti binary alloys. ....	6
Fig. 3. Phase diagram of Ti-Zr binary alloys. ....	7
Fig. 4. Corrosion reaction of metal in acid solution. ....	10
Fig. 5. SEM micrographs of the Ti-6Al-4V alloy. ....	16
Fig. 6. The optical microstructures of the Ti-7Zr-xNb wt% alloy with water quenching after aging treatment at 800 °C for 12 hr. (a) Nb 5 wt% (b) Nb 10 wt% .....	17
Fig. 7. Image and element peaks for the Ti-7Zr-5Nb wt% alloy. ....	18
Fig. 8. Image and element peaks for the Ti-7Zr-10Nb wt% alloy. ....	19
Fig. 9. XRD patterns of the Ti-7Zr-xNb alloy with water quenching after aging treatment at 800 °C for 12 hr. (a) Nb 5 wt% (b) Nb 10 wt% .....	21
Fig. 10. Potentiodynamic polarization curves of Ti-7Zr-xNb alloy after potentiodynamic test in 0.9 % NaCl solution at 36.5 ± 1 °C. ....	23

# Microstructure and corrosion characteristics of Ti-7Zr-xNb alloy by aging treatment

Lee, Jong Han

Director : Prof. Ko, Yeong-Mu, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Dept. of Dental Science

Graduate School of Chosun University

Cp Ti and Ti-based alloys have been widely used for biomedical applications due to their biocompatibility superiority, mechanical properties and corrosion resistance. However, when implanted into human body these metals are problematic because they do not show direct bonding with living bone. Therefore, the purpose of this study is to investigate the microstructure variation and corrosion characteristics of Ti-7Zr-xNb alloys. Two kinds of alloys containing Nb concentrations of 5 and 10 wt% were used to investigate the microstructure, corrosion resistance and others. The specimens were solution treatment in the  $\beta$  phase field of Ti alloy and followed by water quenching(WQ). The samples for optical metallography, scanning electron microscopy were prepared using standard techniques and etched with Kroll's reagent. X-ray diffraction(XRD) analysis for specimens were performed using a philips 3121 diffractometer. Effect of alloy composition on the corrosion resistance was studied by anodic polarization test. From the results of anodic polarization behavior in Ti-7Zr-xNb alloys, it was found that the corrosion resistance was increased with increasing Nb content.



## 제 1 장 서 론

인간의 손상된 기관이나 조직을 이식하거나 인공적으로 대체하려는 시도는 오래전부터 시작되었으나 인공조직이나 기관을 생체 내에 삽입할 경우 생체 거부반응이나 삽입된 임플란트의 부식 및 마모, 발암 가능성 등의 많은 문제점이 따른다. 생체 기관을 인공적으로 대체하기 위한 생체용 재료의 연구는 고분자, 세라믹, 금속재료 등 거의 모든 재료 분야에서 다양하게 연구 개발되고 있으며, 특히 금속재료의 경우 높은 하중이나 고강도가 요구되는 치아나 관절 및 스크루 등에 사용되고 있다. 이러한 조건을 만족시키는 생체용 금속재료로 스테인레스강, Co-Cr 합금 및 Ti 합금을 꼽을 수 있으며 이 중에서도 Ti 합금이 생체용으로 가장 적합한 것으로 보고되어 있다<sup>1-3)</sup>. 이는 Ti 합금이 비중이 낮고, 다른 생체재료에 비해 뼈조직의 탄성률과 가장 유사하기 때문이다. 또한 표면에  $TiO_2$ 의 안정한 산화피막을 형성하여 체내에서 금속이온의 용출 특성, 골조직과의 결합 특성 등 생체적합성이 우수하며 응력 부식 균열이 없다는 장점 때문이다.

현재 생체용 재료로 널리 사용되고 있는 Ti 합금은 Cp-Ti, Ti-6Al-4V합금, Ti-6Al-7Nb 합금 등이 있으며, 이 합금 중 우주항공 재료로 개발되었던 Ti-6Al-4V합금이 순수 Ti에 비해 피로강도가 높으면서도 Ti과 유사한 골유착 특성, 높은 비강도 및 우수한 내식성 때문에 가장 많이 이용되고 왔다<sup>4,5)</sup>. 하지만 최근 연구에 따르면 합금원소인 Al이 신경계통과 정신질환을 유발하고 V은 강한 세포독성으로 인해 주위 조직이나 세포에 축적되어 치명적인 손상을 유발할 수 있다고 보고되고 있어<sup>6-11)</sup>, Al과 V을 함유하지 않으면서 내식성, 기계적 특성 및 생체적합성이 우수한 새로운 Ti 합금의 개발이 요구되었다<sup>3)</sup>.

이의 대체 원소로 보다 안전한 Zr, Nb, Pt 등에 관심을 가지게 되었고, 이 중 Zr, Nb은 세포조직, 생체액 등과 반응이 거의 없고 뼈와 비슷한 탄성률을

가진 합금으로 알려져 의료 및 치과용 임플란트의 사용에 적합한 합금이라고 보고되고 있다. 특히, Zr은 IV족 원소로 세포독성이나 조직자극성을 보이지 않은 것으로 알려져 있고, Ti와 화학적 성질, 생체적합성, 부식성이 유사하고 Ti와 전율고용체를 형성하고 있다. Nb 원소는 Ti(b.c.c)구조와 비슷한  $\beta$  상 무정형원소로  $\alpha$  상(h.c.p)의 변형을 막으며  $\beta$  상 안정화 역할을 하고, 내식성을 향상시키는 원소로 알려져 있다<sup>12-14)</sup>.

따라서 본 연구에서는 Ti에 생물학적으로 안정한 원소인 Zr, Nb을 첨가하여 3원계 합금으로 제조한 후 미세조직 및 전기화학적 특성을 보고자 하였다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 제 1절 생체용 Ti 합금

일상생활 중 발생하는 불의의 사고와 경제발전에 따른 사회의 노령화 등으로 인하여 건강한 삶과 생명 연장을 바라는 욕망을 충족시키기 위해 생명현상을 연구하는 학문이 날로 발전하고 있다. 또한 이와 관련된 의료장비 및 기구, 생체용 임플란트 등의 연구개발도 가속화되고 있다. 인간의 손상된 기관이나 조직을 이식하거나 인공적으로 대체하려는 시도는 역사적으로 아주 오래 전부터 있어왔지만, 이식의 경우는 기증자의 수가 한정되어 있고, 타인의 조직을 체내로 이식했을 때 거부반응이 일어날 수 있는 문제점이 있다. 인공 조직으로 대체할 경우도 마찬가지로 생체 거부반응이나 삽입된 임플란트의 부식 및 마모, 발암 가능성 등의 많은 문제점이 따른다. 생체 기관을 인공적으로 대체하기 위한 생체용 재료의 연구는 고분자, 세라믹, 금속재료 등 거의 모든 재료 분야에서 다양하게 연구 개발되고 있으며, 특히 금속재료의 경우는 높은 하중이나 고강도가 요구되는 치아, 관절, 그리고 선재, 판, 스크루와 같은 골절된 뼈의 접합재료 등으로 널리 사용되고 있다.

생체용 금속재료는 생체조직과 직접 접촉하여 이용되는 금속으로 독성이나 발암성<sup>15,16)</sup>이 없고 부작용이나 인체 거부반응이 없는 생체적합성이 우수한 재료이어야 한다. 또한 인장강도, 탄성률, 내마모성, 피로강도 등 기계적 성질이 양호해야 하며, 생체 내의 부식성 분위기에서 견딜 수 있는 우수한 내식성을 가져야 한다. 즉 생체환경으로부터 받는 손상이 적고 생체적합성이 우수하여 생체 조직에 나쁜 영향을 미치지 않아야 하며 장기간 동안 생체조직 내에서 충분한 강도와 안정성을 유지하여야 한다.

재료와 인체조직과의 반응은 숙주의 면역반응에 관련된 생체안정성<sup>17-19)</sup>과 재료의 성질에 관련된 생체적합성을 고려하여야한다. 생체안정성은 재료가

생체와 접촉했을 때 발열, 용혈, 만성염증 및 알레르기반응 등이 발생하지 않아야 하며, 생체적합성으로는 이식체가 기계적, 생화학적으로 주위 조직과 융화를 이뤄야한다. Fig. 1은 금속의 생체안정성을 나타낸 것으로 세포배양 시험에서 Ti, Zr, Ta, Sn 및 Pd 등은 생체적합성이 우수하고 Fe, Cp 및 V 등은 독성을 나타낸 것으로 보고되었다. 또한, 내식성 향상 및 기계적 성질을 개선하기 위해 Ti 합금의 합금설계에 따라 기능을 부여 시킬 수 있는데, 이때 상태도의 이해는 중요한 기초 자료이다. Fig. 2와 Fig. 3은 Al-Ti, Ti-Zr의 대표적인 상태도이다.

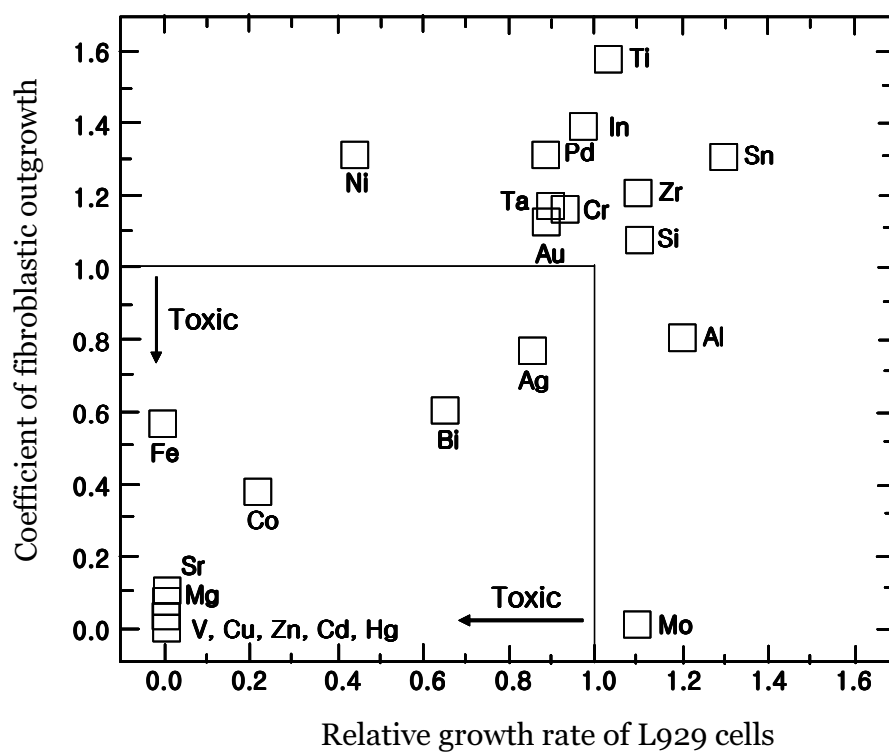


Fig. 1. Biological safety of metals<sup>20)</sup>.

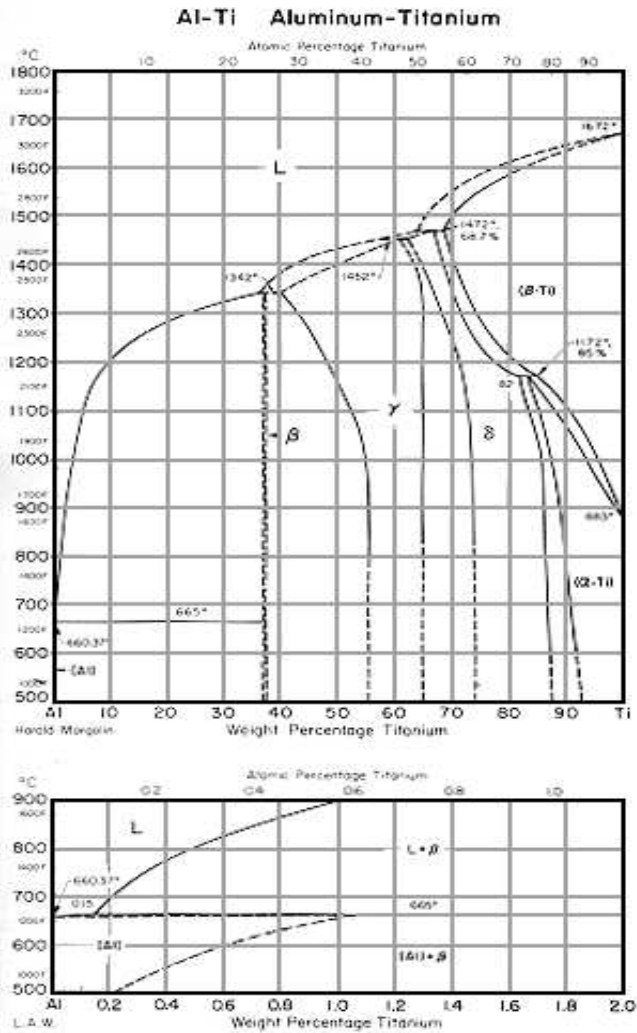


Fig. 2. Phase diagram of Al-Ti binary alloys.

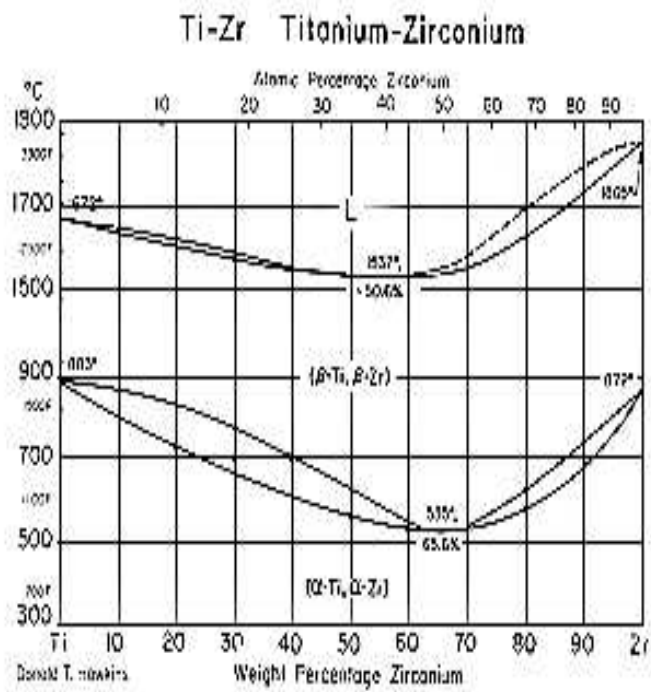
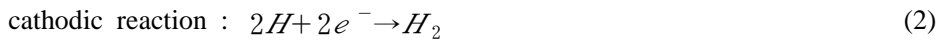


Fig. 3. Phase diagram of Ti-Zr binary alloys.

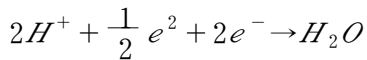
## 제 2절 전기화학적 부식

부식이란 수용액내에서 금속이 퇴화되는 현상으로 주위 환경과의 전기화학적 또는 화학적 반응에 의해 금속에 가해지는 파괴적인 공격이다. 금속재료를 수용액 중에 넣으면 금속표면의 불균일성 때문에 양극부위와 음극부위가 형성되어 국부전지작용에 의해 전기화학적 부식이 진행된다. Fig. 4와 같이 anode 부에서는 금속이 이온으로 용출되고, cathode 음극부에서는 전자를 받아 수소발생반응(또는 산소환원반응)<sup>21)</sup>이 일어나 전하적으로 양쪽이 균형을 이루게 된다. 금속의 부식 반응은 금속의 산화반응과 용액 내의 환원반응으로 구성되어 있으며 환원반응은 용액 내에 존재하는 용존산소의 환원 반응과 수소이온의 환원에 의한 수소 발생 영역으로 구분할 수 있다.

금속을 염산중에 넣으면 다음과 같이 반응하며 수소를 발생한다.



그러나 용액 중에 용존산소가 존재하면 음극반응으로



(3)

로 되는 산소 환원반응이 일어난다. 탈기한 알칼리용액 중에서는





로 되는 반응이 일어나며, 용존산소를 함유하는 알칼리용액 중에서는



와 같은 반응이 일어난다.

기존의 내식성 측정방법은 합금의 중량감소를 측정하거나 전해질에 녹아있는 금속이온의 양을 측정하는 방법들이 있지만 장시간의 실험기간이 필요하다. 하지만 전기화학적 방법을 이용한다면 단시간에 금속의 부식특성을 정확하게 측정할 수 있는 장점을 가지고 있다. 일반적으로 전류밀도의 증가에 따른 금속의 부동태화를 보면 부식전위  $E_{corr}$  값을 가질 때의 전류밀도를 부식전류밀도  $i_{corr}$ 라 한다. 전위가 증가하면 금속이 활성화되고 전류밀도 즉, 부식속도가 지수의 함수로 증가되는데 전위가 초기 부동태화전위  $E_{pp}$ 에 도달하면 부동태피막의 생성으로 반응성이 감소하고 전류밀도는 부동태구역 전류밀도  $i_p$ 인 낮은 값으로 나타난다. 부동태 통과구역 이하에서는 전위가 증가되더라도 부동태구역에서 전류밀도는  $i_p$ 로 유지되지만 그 이상으로 전위가 증가하면 부동태피막의 파괴로 금속이 다시 활성화되어 전류밀도가 증가하게 된다.

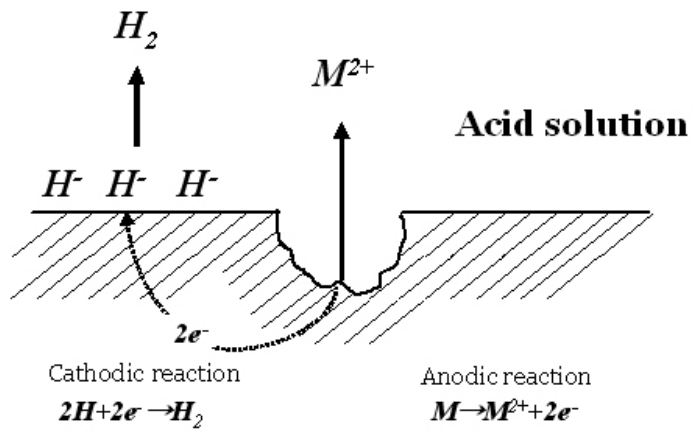


Fig. 4. Corrosion reaction of metal in acid solution.

## 제 3 장 실험방법

### 제 1절 실험재료

본 실험에서는 시료 금속으로 Ti(Kurt J. Lesker company, 99.99% pure, USA), Zr(Kurt J. Lesker company, 99.99% pure, USA), Nb(Kurt J. Lesker company, 99.99% pure, USA)을 준비하였고, 합금설계 한 시편과 비교 실험군으로 Ti-6Al-4V 합금을 사용하였다. 이때 준비한 시료는 순도를 유지하기 위해 진공로에서 용해하기 전에 시료표면에 부착되어 있는 유분 및 불순물을 알코올과 초음파 세척기를 이용하여 30분 동안 충분히 제거한 후 드라이 오븐에서 충분히 건조시켜 사용하였다.

### 제 2절 합금 제조

생체용 Ti-7Zr-xNb(5, 10 wt%) 합금을 제조하기 위하여 고순도의 Ti(99.99 wt%), Nb(99.99 wt%), Zr(99.99 wt%)을 정량하여 수냉동(Cu) 하스(hear th)에 장입하였다.  $10^{-3}$  torr의 진공분위기에서 정제된 아르곤 가스를 챔버에 충전하고, 다시 진공을 유지하는 방법으로 챔버 내의 분위기를 조정 하였다. 또한 챔버 내에 존재하는 산소에 의한 합금의 산화를 최소화하기 위하여 합금 용해시 시료를 용해하기 전에 스폰지 상 Ti를 용해하여 잔존하는 산소를 제거 하였다. 그 후 합금의 균질한 용해를 위하여 W 전극 봉을 이용하여 냉각 속도 차이로 인한 편석 및 불균일성을 억제하기 위해 시편을 뒤집어가며 재용해하는 과정을 7 회 이상 반복하여 20 g의 팬케이크(fancake)형태로 시편을 제조하였다.

### 제 3절 용체화처리(solution treatment) 및 시효처리(aging treatment)

제조된 시편은 전기로(MODEL KDF-S70, DENKEN, JAPAN)를 이용하여 1000 °C에서 24시간 동안 균질화 열처리를 하였다. 그 후 시효처리를 위해 800 °C에서 12시간동안 유지한 후 급냉하였다.

### 제 4절 미세조직 관찰

제조한 Ti 합금의 시편은 미세조직 관찰을 위해 고속 다이아몬드 정밀절단기를 이용하여 10 × 10 × 5 mm 크기로 절단한 후 2000 grit의 SiC 연마지까지 단계적으로 습식 연마하고 최종적으로 0.3 μm 알루미나 분말로 마무리 한 후 초음파 세척을 하였다.

시편의 조직은 85 ml(distilled water) + 10 ml(HF) + 5 ml(HNO<sub>3</sub>)의 용액에서 30 초간 에칭한 후 광학현미경(OLYMPUS Co, Model: BH2-UMA, Japan), 주사전자현미경(Hitachi Co, Model: S-4300, Japan)을 이용하여 미세조직을 관찰하였다. 상(phase)의 결정분석은 XRD을 이용하여 조사하였다. 이때의 가속전압은 40 kV, 전류는 30 mA의 값을 주고 scanning speed를 5°/min로 20~80°의 범위에서 측정하였다. 또한, EDS 조성분석을 이용하여 표면에 대한 합금조성물의 화학적 정성 및 조성분석을 실시하였다.

## 제 5절 전기화학적 부식

시험 합금의 부식 특성을 전기 화학적 방법을 통해 정량적으로 평가하기 위해 동전위시험을 행하였다. 시편을 SiC 연마지로 1200 grit까지 습식 연마한 후, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 분말을 이용하여 1.0 ~ 0.3 μm까지 연마한 후 분극거동을 확인하기 위하여 0.9 % NaCl 전해액에서 1.66 mV/sec의 주사 속도로 동전위 분극시험을 실시하였으며 시험에 사용된 장비는 소프트웨어(princeton applied research, USA)로 제어되는 potentiostat( EG&G, model 263, USA)을 이용하였다. 각 시편은 아세톤, 에탄올, 증류수 순으로 초음파 세척 후 건조시킨 후 시험을 실시하였고 이때 사용된 작업 전극은 시편을, 보조전극은 고밀도 탄소 전극을 사용했고, 기준전극은 포화감홍전극(saturated calomel electrode, SCE)을 사용하였다. -500 mV의 음극 전류 하에서 10 분간 인위적으로 환원을 시키는 동시에 아르곤 가스를 주입하여 교반함으로써 시편 표면의 불순물, 산화물 및 용존산소를 제거하였다.

## 제 4 장 실험 결과 및 고찰

### 제 1절 생체용 Ti 합금의 용체화 처리에 따른 조직의 특성.

Fig. 5는 Ti-6Al-4V합금을 주사전자현미경으로 관찰한 미세조직이다. 이 조직에서 Al은  $\alpha$ 안정화원소로 V는  $\beta$  안정화 원소로 작용하기 때문에  $\alpha+\beta$ 형 합금으로 알려져 있으며<sup>22)</sup>, 미세조직상에서  $\alpha$ 상은 밝은색을 그리고  $\beta$ 상은 어두운색을 띄고 있으며, 미세조직에서 알 수 있듯이 이러한 합금에서는  $\alpha$ 상이 지배적이다.

본 연구에서 Nb 첨가량의 증가에 따라 제조한 Ti 합금의 미세조직을 광학현미경으로 관찰하여 Fig. 6에 나타내었다. 여기에서 Nb함량의 증가에 따라 밝은 부위( $\alpha$ 상)가 감소하고 있음을 알 수 있었다. 즉, 미리 설계된 Ti-7Zr-xNb 합금에서 5wt%Nb가 10wt%Nb로 Nb가 증가 할 때 침상( $\alpha$ 상)조직이 나타면서  $\beta$ 상의 부피분율도 증가함을 볼 수 있다. 이는  $\beta$ 상 안정화 원소인 Nb가 Ti합금에서  $\alpha$ 상의 석출 온도를 낮추어서 열역학적으로 초기  $\beta$ 상의 잔류를 증가시킨 결과로 생각된다.

Fig. 7과 8은 제조한 Ti 합금의 EDS 결과를 보여주고 있다. 합금 성분을 분석결과, Ti, Zr, Nb의 피크가 주를 이루고 있어 합금이 잘 이루어 졌음을 확인할 수 있었다. Table 1은 주사전자현미경으로 관찰한 조직을 EDS으로 point분석한 결과이며, Nb 함량이 증가할수록  $\beta$ 상의 증가를 볼 수 있다.

Ti-7Zr-5Nb 합금의 경우 면분석시  $\pm 0.5\text{wt}\%$ 의 오차를 보였지만, 밝은 부위( $\alpha$ 상)의 침상을 포인트 분석시 Ti 함량 91.9wt%, Zr 함량 6.7wt%로 분석되었고, 어두운 부분( $\beta$ 상)은 Ti 함량 72wt%, Zr 함량 6.5wt%로 분석되어  $\alpha$ 상이 Ti-rich임을 확인하였다. Nb 함량은 밝은 부위( $\alpha$ 상)에서 1.4wt%를 나타냈고, 어두운 부분( $\beta$ 상)에서 9.5wt%로  $\beta$ 상에서 Nb-rich임을 확인할 수

있었다.

Fig. 9는 설계된 합금의 X-선 회절 양상을 나타낸 것이다. 각 피크를 JCPD win을 이용하여 해석한 결과 급냉의 효과로 인해 전반적인  $\alpha$ 상,  $\alpha'$  및  $\alpha''$  마르텐사이트 상이 분포함을 알 수 있었다. 또한 미량의  $\beta$ 상이 관찰되고, Nb이 첨가량이 증가됨에 따라  $\beta$ 상이 증가함을 알 수 있었다. 이것은  $\beta$ 안정화 원소인 Nb의 첨가로 인한 것으로 사료된다. 이러한 XRD 결과는 광학현미경을 통한 미세조직과 일치하는 경향을 나타내고 있다.

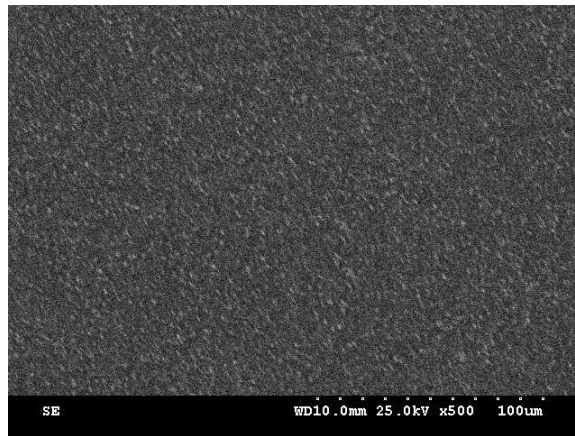
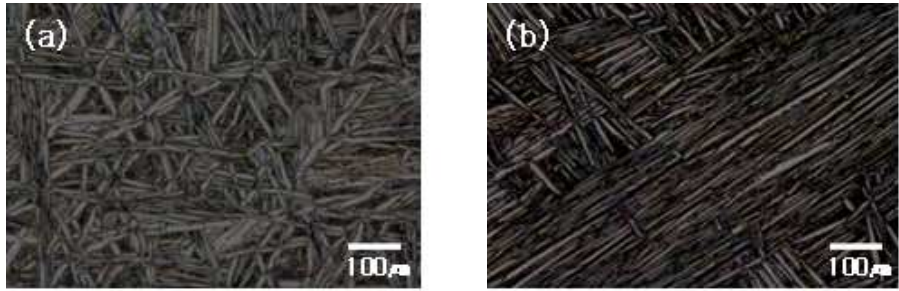


Fig. 5. SEM micrographs of the Ti-6Al-4V alloy.





**Fig. 6. The optical microstructures of the Ti-7Zr-xNb wt% alloy with water quenching after aging treatment at 800 °C for 12 hr.**

**(a) Nb 5 wt%    (b) Nb 10 wt%**

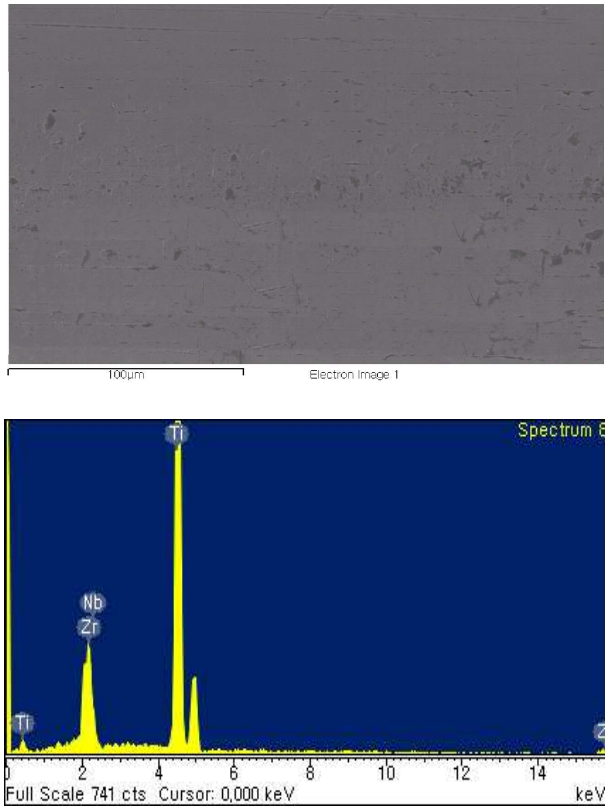


Fig. 7. Image and element peaks for the Ti-7Zr-5Nb wt% alloy.

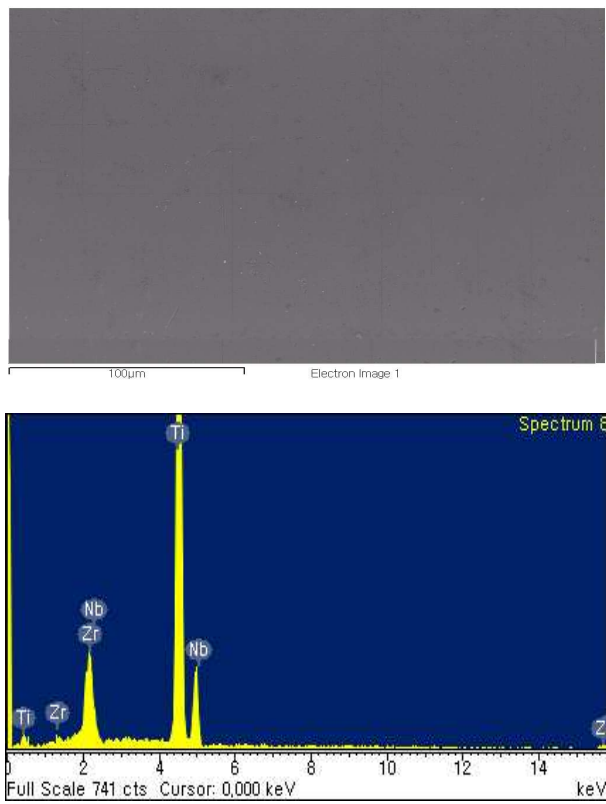


Fig. 8. Image and element peaks for the Ti-7Zr-10Nb wt% alloy.

**Table 1. The results of EDS analysis on Ti-7Zr-5Nb alloy**

<b>Area</b>	<b>Ti (wt%)</b>	<b>Zr (wt%)</b>	<b>Nb (wt%)</b>	<b>Phase</b>
light	91.9	6.7	1.4	$\alpha$ 상
dark	84.0	6.5	9.5	$\beta$ 상

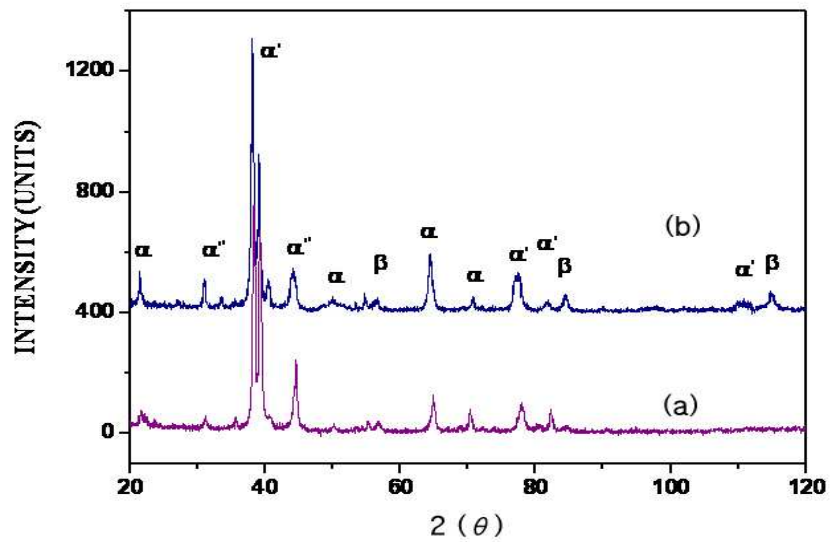


Fig. 9. XRD patterns of the Ti-7Zr-xNb alloy with water quenching after aging treatment at 800 °C for 12 hr.  
 (a) Nb 5 wt%    (b) Nb 10 wt%

## 제 2절 생체용 Ti 합금의 부식특성 평가

인체는 약 70%가 수분으로 구성되어 있고, 그 중 NaCl 농도는 대략 0.9%를 차지한다. NaCl은 혈관 벽에 붙어 있는 광물질을 제거하고, 혈관 경화를 막는 작용을 하며 적혈구 생성을 돕는다. 그러나 생체 내 조직세포와 혈액 내에서 높은 비율을 차지하고 있는 NaCl은 매우 나쁜 부식 환경을 제공한다고 볼 수 있다. 생체재료로 사용되는 Ti 합금은 우수한 내식성을 가지고 있다고 하지만, 반영구적으로 삽입되는 생체 내 이식 재료이므로 NaCl 농도에서 부식 특성을 연구할 필요가 있다.

Fig. 10은 Ti-7Zr-xNb(x= 5, 10 wt%)합금에 대해 모의 생체환경에서 부식 특성을 평가하기 위하여 채액과 유사한  $36.5 \pm 1$  °C의 0.9 % NaCl 용액에서 -700 ~ 1000 mV 범위의 potential을 주어 동전위분극시험(potentiodynamic polarization test)방법으로 측정한 양극분극곡선이다.

이러한 분극 곡선들로부터 부식전위( $E_{corr}$ )와 부식전류밀도( $I_{corr}$ )는 각각의 Ti-7Zr-5Nb합금과 Ti-7Zr-10Nb 합금들에 대하여 -430 mV,  $2.49 \times 10^{-7}$  과 -320 mV,  $2.33 \times 10^{-7}$  값을 나타내었다.

일반적으로 생체금속이 접촉하는 곳은 세포 외액인데, 여기서 주된 전해질은  $\text{Na}^+$  이온과  $\text{Cl}^-$  이온이고,  $\text{Cl}^-$  이온이 주된 부식원인이다. 그러나 Ti의 부동태 피막은  $\text{Cl}^-$  이온의 피막파괴작용에 대한 강한 성질을 가지고 있고, 염화물 수용액에서도 우수한 내식성을 갖는다고 알려져 있다<sup>23)</sup>.

본 연구에서도 Ti합금의 표면에 형성되는 산화 Ti의 보호막이 NaCl에 매우 뛰어난 성질을 가지고 있다는 사실을 확인하였다. 즉, Fig. 10의 양극 분극 곡선에서 보여주듯이 전체적으로 Ti-7Zr-xNb(x= 5, 10 wt%) 합금시편의 용체화처리 및 시효처리에 의해서도 안정된 부동태 피막의 형성을 하고, Nb 첨가량이 증가할수록 산화반응 쪽에 가까워지고 부식전위는 증가함을 알 수 있었다. 즉, 전위가 증가함에 따라 낮은 전류밀도를 보여 내식성이 우수하게 나

타남을 알 수 있었다.

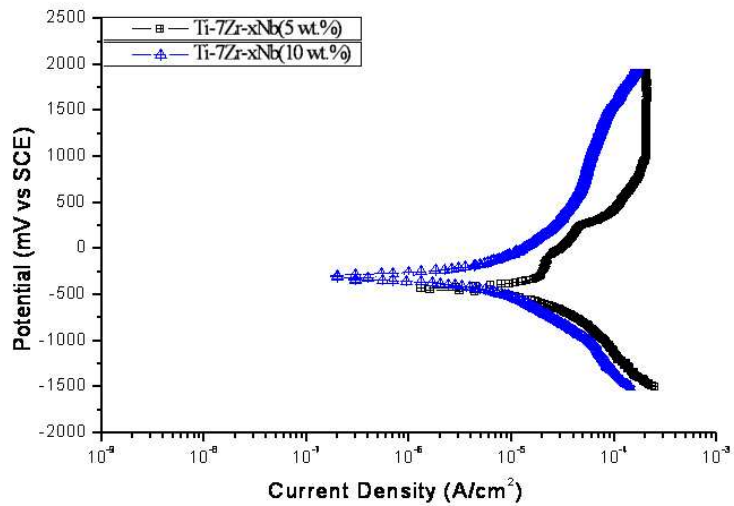


Fig. 10. Potentiodynamic polarization curves of Ti-7Zr-xNb alloy after potentiodynamic test in 0.9 % NaCl solution at  $36.5 \pm 1$  °C.

## 제 5 장 결 론

Ti-7Zr-xNb(5, 10 wt%)의 3원계 합금으로 제조하여 용체화 처리 후 시효 처리에 따른 미세조직과 Nb의 첨가량에 따른 Ti 합금에서 전기화학적 특성을 조사한 결과 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 미세조직을 관찰한 결과 Ti-6Al-4V 합금은  $\alpha + \beta$  상의 미세등축정이 관찰되었고, 시효처리한 Ti-7Zr-xNb(x=5, 10 wt%) 시편의 경우 침상의 마르텐사이트 형태가 지배적으로 관찰되었다.

2. XRD 분석 결과, 급냉의 효과로 인해 전반적인  $\alpha$ 상,  $\alpha'$  및  $\alpha''$  마르텐사이트 상이 분포함을 알 수 있었다. 또한 미량의  $\beta$ 상이 관찰되고, Nb이 첨가량이 증가됨에 따라  $\beta$ 상이 증가함을 알 수 있었다.

3. 제조된 Ti-7Zr-10Nb합금은 부식전위( $E_{corr}$ )와 부식전류밀도( $I_{corr}$ )가 -320 mV,  $2.33 \times 10^{-7}$  값을 나타내어 Ti-7Zr-5Nb합금보다 내식성이 우수하였다. 이는 Nb 함량의 증가에 따라 안정된 부동태 피막을 형성시켜 전위의 증가와 낮은 전류밀도로 내식성을 향상시켰다.



## - 참고 문헌 -

1. Matthew Donachie, Biomedical alloys, Advanced Materials and Processes(1998)63
2. Helsen JA, Breme HJ, Metals as Biomaterials, John Wiley & sons(1998)
3. Agrawal CM, Reconstructing th Human Body Using Biomaterials, JOM(1998)31
4. Petrunko AN, Anokhin VM, Titanium in medicine, food industry and ecology, Titanium 95 science an technology, 2(2995)1816
5. Bordji K and Jouzeau et al JY, cytocompatibility of Ti-6Al-4V and Ti-5Al-2.5Fe alloys according to three surface treatments, using human fibroblasts and osteoblasts, Biomaterials, Vol.17,No.9(1996)929  
8-13)6-11
6. Ahmed T, Long M, Silvestri J, Ruiz C and Rack HJ, A new modulus, biocompatible titanium alloy, Titanium 95 science and technology,2(1995)1760
7. Steinemann SG, Corrosion of Surgical Implants in-vivo and on-vitro tests, Evaluation of biomaterials, John Wiley & Sons Ltd.,(1980)1
8. Landsberg JP, McDonld B and Watt F, Absence of Aluminum in neurotic plaque cores in Alzheimer's desease, Nature(London), Vol.360(1992)65
9. Yumoto et al S, Aluminum neurotoxicity in the rat brain, Internation Journal of PIXE, World scientific Publishing Company, Vol.2, 4(1992)493

10. Farrar et al G, Defective gallium-transferrin binding in alzheimer disease and down syndrome, possible mechanism for accumulation of aluminum in brain, Lancet, Vol.335(1990)747
11. Winship KA, Toxicity of Aluminum, A historical review part 1, adverse drug react, Toxicol. Rev., Vol.11, No.2(1992)123
12. Villiermaux F, Nakatsugawa I, Tabrizian M, Mater Res Soc Symposium (1997)477-482
13. Wever DJ, Veldhuizen AF, Sanders MM, Biomaterials, 18,(1997) 115-120
14. Shabalovskysya SA, Biomed Mater Engng, 6(1996)267-289
15. Okazaki Y, Ito Y, Ito A. J Japan Inst Metals(1995)108-115
16. Okazaki Y, Ito Y, Ito A. J Japan Inst Metals(1993)348-346
17. Okazaki Y, Ito Y, Ito A. J Japan Inst Metals(1995)1061-1069
18. Kawahara H, Int Dent J(1983)350-375
19. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, J Biomed Mater Res(1995) 943-950
20. Toth, et al., Transition Betal Carbided and Nitrides : Margrave, J. L. ED, Refractory Materials, vol. 7, Academic Press, New york, (1971)
21. Foreword JB. Corrosion. ed. by Shreir. L., et al., 2th(1987) 16-21
22. Kang HK and Cho HK, J. Kor. Inst. Met. Mater., 30(11)(1992)
23. 생체재료로서의 티탄, 11월호, 통권 제 38호, 신금속(1988)15.

## 저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20067189	과 정	석사
성 명	한글: 이 종 한    한문: 李 鍾 漢    영문: Lee Jong Han				
주 소	경남 하동군 하동읍 읍내리 324-23 서울치과의원				
연락처	011-9658-8808	E-MAIL			
논문제목	한글 : 시효처리에 따른 Ti-7Zr-xNb합금의 미세조직과 부식 특성				
	영어 : Microstructure and corrosion characteristics of Ti-7Zr-xNb alloy by aging treatment				
<p>본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.</p> <p style="text-align: center;">- 다                    음 -</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함</li> <li>2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.</li> <li>3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.</li> <li>4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.</li> <li>5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.</li> <li>6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음</li> <li>7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.</li> </ol> <p style="text-align: center;"><b>동의여부 : 동의( 0 )    반대(    )</b></p> <p style="text-align: center;">2008 년    2 월    일</p> <p style="text-align: center;">저작자:            이    종    한    (서명 또는 인)</p> <p style="text-align: center;"><b>조선대학교 총장 귀하</b></p>					