

## 가공 열처리에 따른 Ti-10Ta-10Nb합금의 미세조직 및 기계적 특성 변화

이도재<sup>†</sup> · 황주영 · 이경구 · 윤계림\* · 전충극\*  
전남대학교 공과대학 금속공학과  
\*(주) 금강기전 부설연구소

### Effects of Thermomechanical Processing on Changes of Microstructure and Mechanical Properties in Ti-10Ta-10Nb Alloy

Ju-Young Hwang, Doh-Jae Lee, Kyung-Ku Lee, Kye-Lim Yoon\* and Choong-Geug Jun\*

Dept. of Metallurgical Engineering, Chonnam National University, Gwangju 500-757, Korea  
\*Kum-Kang Kikun Co., Ltd., Chonnam, 515-812

**Abstract** Both commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy have been widely used as biomaterials because of their excellent biocompatibility, corrosion resistance and mechanical properties. However, in recent years, vanadium has been found to cause cytotoxic effects and adverse tissue reactions, while aluminium has been associated with potential neurological disorders. A newly designed  $\alpha+\beta$  type Ti alloy, Ti-10Ta-10Nb alloy showed superior properties to CP Ti and Ti-6Al-4V alloy in the point of biomaterial, and elucidated the future uses as a biomaterial. Microstructural changes of Ti-10Ta-10Nb alloy after hot-rolling, warm-rolling, solution and aging treatment were investigated. According to TEM results, the microstructures after solution treatment were composed of mostly  $\alpha$  phase with a trace of  $\beta$  phase due to adding  $\beta$ -phase stabilizer tantalum and niobium. The microstructures after warm-rolling is coarse and elongated  $\alpha$  phase and hot rolling resulted in very fine  $\alpha$  widmanstätten. The highest value of hardness was obtained by aging treatment at 400°C for 20hr in which microstructure consisted of very fine  $\alpha$  phase in  $\beta$  matrix.

(Received 23 December 2004; accepted 18 February 2005)

**Key words:** Thermomechanical processing, Ti-Ta-Nb alloy, Microstructure, Mechanical property

### 1. 서론

Ti 및 Ti 합금의 비중과 탄성계수는 생체용으로 많이 쓰이는 Co-Cr계 합금이나 스테인리스강과 비교하면 약 절반 수준이다. 이것은 강도는 높으면서 뼈(bone)의 탄성계수에 가깝다는 것을 의미한다[1]. 또한 Ti 및 그 합금은 안정된 산화막에 의해 금속이온이 생체로 거의 용해되지 않는 우수한 내식성을 가지고 있으며, 특히 스테인리스강의 결점인 응력부식이 거의 없다는 장점을 가지고 있다. 이와 같이 Ti계 합금은 다른 금속에 비해 혹독한 생체환경에서의 부식특성, 기계적 성질, 비강도 등이 우수하고 생체적합성(biocompatibility)도 우수하여 정형외과, 치과용 임플란트 재료로서 많이 사용되고 있다[2]. 그러나 CP Ti은 강도가 낮아서 그 응용에 제한이 되

고, 강도가 높은 Ti-6Al-4V합금은 Okazaki와 Steinemann 등에 의하면 V이 세포독성 및 발암성 문제, Al이 알츠하이머형 치매와 밀접한 관계가 있는 것으로 보고 되고 있다[3,4]. 따라서 최근 생체용 재료로서 많이 사용되는 합금으로서의 세포 독성이 지적되지 않고  $\beta$ 형 안정화 원소가 첨가된 Ti-Nb-Ta-Zr, Ti-Nb-Ta-Sn계 합금이 많이 연구 개발되고 있다. 그러나 현재 국내에서 사용되는 생체용 Ti 및 Ti 합금의 용해, 주조, 가공이 어려워 소재를 전량 수입에 의존하는 실정이며, 따라서 향후 Ti 소재의 국산화는 필수적이라 할 수 있다. 특히 Ta, Nb이 첨가된 Ti-10Ta-10Nb합금이 생체용으로서의 대체 가능성이 기대되고 있으며, 기계적 성질은 미세조직 변화에 따라 크게 좌우되므로 사용목적에 맞는 미세조직을 얻도록 가공 및 열처리가 수행되어야 한다. 그러나

<sup>†</sup>E-mail : djlee@chonnam.ac.kr

이러한  $\beta$ 형 안정화 원소가 첨가된 합금에 대한 가공 및 열처리에 따라 변화하는 미세조직 연구는 국내에서는 극히 초보적인 단계라 할 수 있다.

본 연구에서는 Ti-10Ta-10Nb합금의 다양한 가공열처리 즉, 열간 압연(hot-rolling), 온간압연(warm-rolling), 용체화 열처리(solution treatment), 시효 열처리(aging treatment)를 시행하여 미세조직 및 기계적 특성을 분석하였으며 또한 세포 독성에 대한 안정성과 세포 증식에 미치는 영향을 비교하여 생체용으로서의 응용가능성을 분석하고자 한다.

## 2. 실험방법

본 연구의 시료용으로 사용하기 위해서 Ti-10Ta-10Nb합금을 제조하였다. 사용된 소재들은 모두 99.9% 이상의 고 순도를 사용하였고, 준비된 시료는 Ti-Ta-Nb의 무게비로(wt)로 칭량한 후 비 소모성 아크로를 이용하여 시편을 제조하였다.

합금 조성은 Ti-10Ta-10Nb합금을 목표로 하였으며, 제조된 각각의 모든 시편을 1050°C에서 24시간 동안 균질화 열처리(homogenizing treatment)를 시행한 후 가공에 따른 미세조직 및 기계적 특성의 변화를 알아보기 위하여  $\beta$  온도 구역인 1000°C에서 열간압연을 시행하였으며, 그리고  $\alpha+\beta$ 온도 구역인 400°C에서도 온간압연을 시행하였다. 압연시편은 1회 압연을 10%씩 최종 50, 80%까지 압연하였다.

가공 후 열처리에 따른 조직 및 물성변화 검토를 위한 용체화 열처리는 750°C에서 2시간동안 유지 후 수냉 그리고 시효열처리는 400°C에서 2~88시간 동안 시행하였다.

각각의 열처리 및 가공된 시험편은 미세조직 관찰 및 분석을 위하여 Optical Microscopy(OM), Scanning Electron Microscopy(SEM), Transmission Electron Microscopy(TEM), EDS를 사용하여 합금의 구성상 및 열처리에 따른 상변화를 관찰하였다. 투과전자현미경 분석을 위한 시편은 200 ml  $\text{CH}_3\text{CH}_2\text{OH}+10\text{ mlHClO}_4+10\text{ mlHF}$ , 전류밀도는 40 mA, 전해액 온도는 -20°C에서 jet polishing 하였다.

미세조직에 따른 경도 변화를 보기 위해 로크웰 경도 시험은 B 스케일로 또한 각 시편의 경도는 10회 이상 측정된 후 최고·최저값을 제외한 나머지

평균값으로 정하였다.

생체재료에 대한 세포 독성을 통한 유해성을 테스트하기 위하여 본 연구에서는 L929(섬유모세포주), MSCs(Mesenchymal Stem Cells)와 Chondrocyte를 37°C, 5%  $\text{CO}_2$  환경 하에서 배양한 후 시편에 따른 세포 생존율을 관찰하기 위하여 MTT assay를 수행하였다. 각각의 세포에 30일과 90일 동안 침지(soaking)한 후 세포의 생존율을 비교 분석하였다.

## 3. 실험결과 및 고찰

그림 1은 진공아크 용해법(VAR)에 의해 제조된 Ti-10Ta-10Nb합금을 1050°C의 진공분위기 중에서 24시간 동안 균질화열처리 후 노냉한 미세조직이다. 그림1-(a)는 시료의 대표적인 조직을 주사전자현미경으로 관찰한 사진이며, (b)는 그림1-(a)의 흑색부위를 고 배율로 관찰하기 위하여 투과전자현미경으로 관찰한 사진이다. 그림1-(c)와 (d)는 상의 확인을 위하여 하얀 부위와 어두운 부위에 대한 각각의 SADP를 나타낸다.

주사전자현미경 사진(그림 1-(a))에서 알 수 있듯이 회색의 matrix에 백색의 상이 일정한 방향으로 성장하고 있는 전형적인 widmansttten조직을 형성하고 있음을 알 수 있다. Lin등[5]은 Ti-6Al-4V합금에서 widmansttten조직을 관찰하였으며, 이러한 조직은  $\beta$  상 으로부터 냉각속도가 느린 경우에  $\alpha$  상들이 우선 결정 방위면을 따라 핵생성과 성장의 결과로 이루어진다고 하였으며, 본 연구에서 사용한 Ti-10Ta-10Nb의 합금에서도 유사한 과정으로 이 조직이 나타난 것으로 보인다. 그림 1-(a)를 EDS분석 결과(표 1) 백색 상에서 보다 회색의 상에 Ta, Nb이 편석(Segregation)됨을 알 수 있으며, 백색은  $\alpha$  phase, 흑색은  $\beta$  상으로 판단된다.

Table 1. The results of EDS analysis on the area shown in Fig 1-(a)

area	Ti(wt%)	Ta(wt%)	Nb(wt%)	Phase
Point 1	57.84	24.84	17.32	$\beta$
Point 2	56.86	24.81	18.33	
Point 3	87.89	8.83	3.28	$\alpha$
Point 4	88.15	8.14	3.71	

그러나  $\beta$  상으로 생각되었던 그림 1-(a)의 흑색 부위를 투과전자현미경(그림 1-(b))으로 분석한 결과  $\beta$  상내에는 비교적 조대한 100-200 nm의 백색의 상이 관찰되고 있으며 SADP 결과  $\alpha$ 상으로 확인되었고(그림 1-(c))  $z=[0001]\alpha$ 로 분석되어졌으며, 또한 그림 1-(b)의 어두운 부위의 SADP는 그림 1-(d)와 같으며, 보다 더 미세한  $z=[0001]\alpha$ 를 갖는 double diffraction pattern으로  $\alpha+\beta$  혼합 상으로 분석되었다. Ti에  $\beta$  안정화 원소인 Ta 및 Nb을 첨가한 경우에 상온에서도  $\alpha+\beta$ 상으로 존재하였으며, 본 연구에서는 노냉한 시료를 고 배율로 관찰한 결과  $\beta$ 상으로 간주된 부위는 폭 100-200 nm 크기의  $\alpha$ 상과 10 nm 정도 두께의  $\alpha$ 와  $\beta$ 가 혼합된 즉 secondary  $\alpha$ 상으로 구성됨을 알 수 있다. 이런 조직의 경우 widmanstten colony  $\alpha$ 상으로 불리워지고 있으며 크립 저항성, 파괴인성 및 균열전파에 대한 저항성이 우수하다고 알려져 있으며[6,7], 이러한 우수한 기계적 성질은  $\beta$  기지 안에 매우 미세한  $\alpha+\beta$ 상의 sub-microstructure때문인 것으로 사료되어진다.

그림 2는 균질화 열처리한 후  $\beta$  온도 구역인 1000°C에서 1회 압연을 10%씩 최종 압연을 50%까지 열간압연 후 (a)는 광학현미경, (b)는 주사전자현미경, (c)는 투과전자현미경으로 관찰한 사진이다. 또한 그림 2-(d)는 백색 부위, 그림 2-(e)는 흑색 부위에 대한 각각의 SADP을 나타낸다. 열간압연의 경

우 약 100  $\mu\text{m}$  크기의  $\beta$  결정립을 볼 수 있으며(그림 2-(a)), 주사전자현미경으로 확대 관찰한 결과(그림 2-(b)) 균질화 열처리에 비해 빠른 냉각과 압연으로 인해  $\alpha$ 상의 성장이 억제된 acicular 형태의  $\alpha$ 상으로 나타났다. 그림 2-(b)에서  $\beta$  기지를 투과전자현미경(그림 2-(c))으로 분석한 결과 균질화 열처리(그림 1-(b))와 유사한 약 100 nm의  $\alpha$ 상 사이에 약 50 nm 크기의 또 다른  $\alpha$ 상과  $\beta$ 상으로 구성되어 있음을 알 수 있다.

그림 3은 1회 압연을 10%씩 최종 50%까지  $\alpha+\beta$  온도 구역인 400°C에서 온간압연한 후 미세조직으로서 (a)는 광학현미경, (b)는 주사전자현미경, (c)는 투과전자현미경으로 관찰한 사진이다. 또한 그림 3-(d)는 회색 부위, 그림 3-(e)는 흑색 부위에 대한 각각의 SADP을 나타낸다. 광학현미경과 주사전자현미경에서 보는 것과 같이 열간압연에 비해  $\alpha$ 상의 체적분을 증가를 보였으며, 또한 불균일 변형이 나타난 것으로 판단된다. Furuhashi[8]등은 Ti-15V-3Cr-3Sn-3Al합금에서 이러한 미세조직을 관찰했으며 이러한 미세조직의 경우 국부적인 슬립 밴드 같은  $\beta$ 상의 불균일한 변형에 의한 것으로서 강도와 연성의 조화에 악영향을 끼치는 것으로 보고하고 있다.  $\beta$ 상을 투과전자현미경(그림 3-(c))분석결과 열간압연에 비해  $\alpha$ 상의 조대화로  $\beta$ 상의 체적분을 감소가 나타났으며, 균질화 열처리와 열간압연에서 나타난

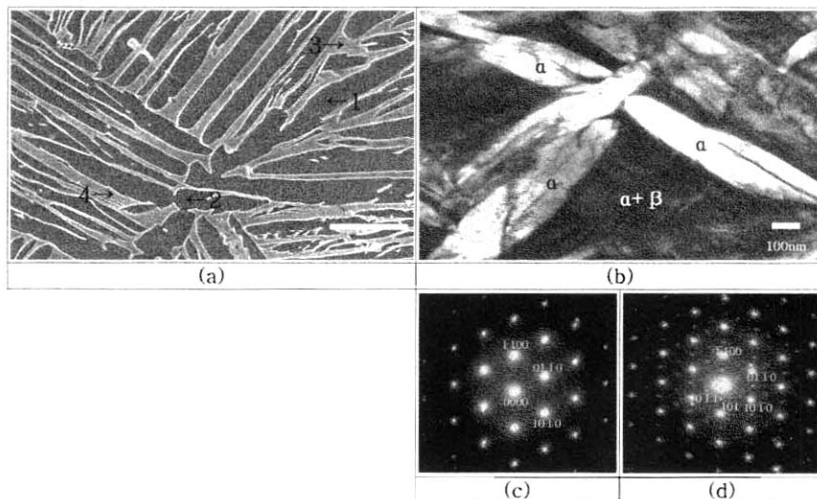


Fig 1. SEM and TEM microstructures after homogenizing treatment at 1050°C for 24hr; (c)  $z=[0001]\alpha$  and (d) double diffraction patterns indexed  $z=[0001]\alpha$ .

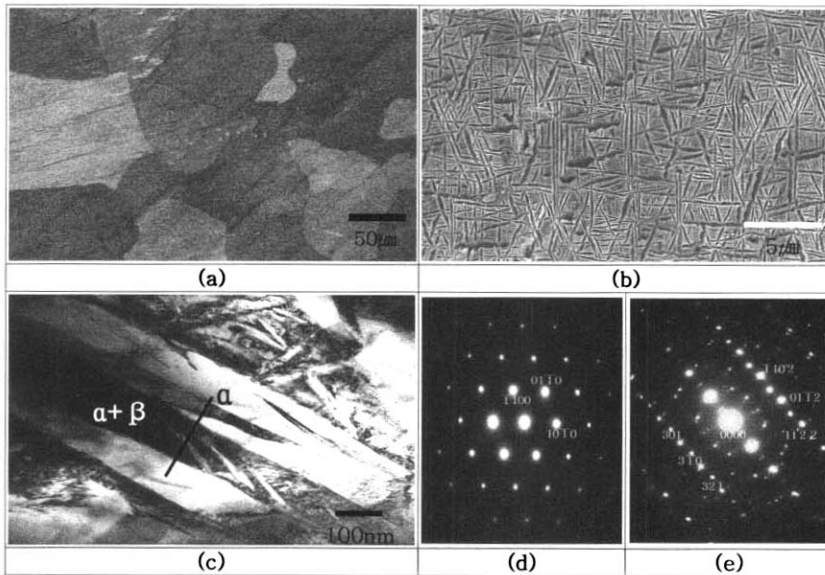


Fig. 2. (a) OM, (b) SEM and (c) TEM microstructures with (d)  $z = [0001]\alpha$  and (e) double diffraction patterns indexed  $z = [2423]\alpha$  of Ti-10Ta-10Nb alloy after hot rolling up to 50% reduction.

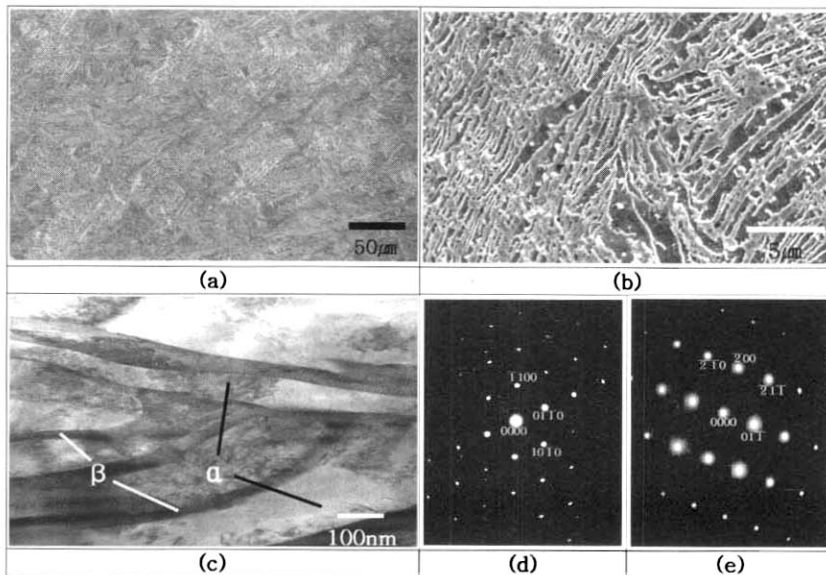


Fig. 3. (a) OM, (b) SEM and (c) TEM microstructures with (d)  $z=[0001]\alpha$  and (e)  $z=[011]\beta$  of Ti-10Ta-10Nb alloy after warm rolling up to 50% reduction.

secondary  $\alpha$ 상은 나타나지 않았다.

그림 4의 (a)와 (b)는 1회 압연을 10%씩 최종 압연을 80%까지  $\beta$  온도 구역인 1000°C에서 열간압연 그리고 (c)와 (d)는 1회 압연을 10%씩 최종 압

연을 80%까지  $\alpha+\beta$  온도 구역인 400°C에서 온간 압연 후 미세조직을 광학현미경 그리고 주사전자현미경으로 각각 관찰한 사진이다. 압연을 50%(그림 2-(a)에서는 약 100  $\mu\text{m}$ 의  $\beta$  결정립이 관찰됨을 알

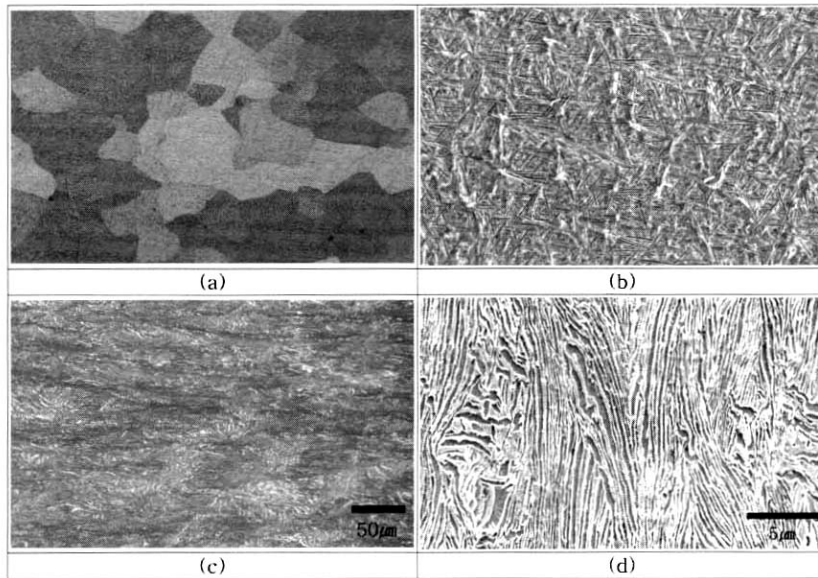


Fig. 4. OM and SEM microstructures of Ti-10Ta-10Nb alloy after hot(a, b) and warm rolling(c, d) up to 80% reduction.

수 있었으나 압연을 80%에서는 약 50  $\mu\text{m}$ 의 등축화된  $\beta$  결정립이 나타났다. 압연율의 증가와 함께  $\beta$  결정립 미세화가 진행된 것으로 판단된다. 또한 그림 4-(b)의 주사전자현미경 분석 결과 압연을 50%에서는 방향성을 가지며 비교적 조대한  $\alpha$  상이 관찰되었으나 압연을 80%에서는 보다 더 미세하고 무질서한  $\alpha$  상이 관찰됨을 알 수 있다. 그림 4-(c), (d)는 온간압연 후의 미세조직을 나타낸 것으로서 압연을

50%에서 보다 더 높은  $\alpha$  상의 체적분을 증가를 보이며, 또한 불균일 변형을 정도 또한 증가한 것으로 보인다.

그림 5는 균질화 열처리 그리고 가공에 따른 기계적 특성을 평가하기 위해 로크웰 경도기를 사용하여 측정된 경도값을 나타낸 그래프이다. 그림에서 보듯이 열간압연 후 균질화 열처리에 비해 경도값의 증가를 보였으며, 이러한 결과로 볼 때 균질화 열처리

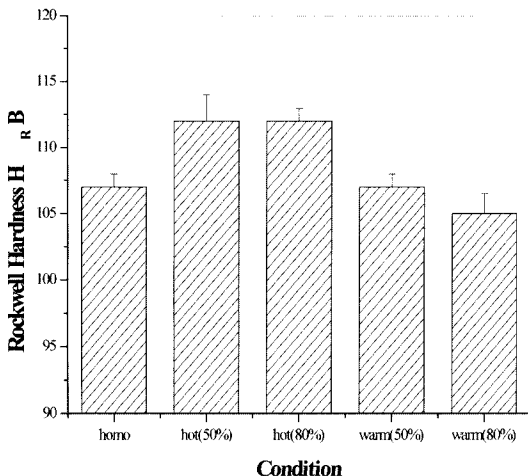


Fig. 5. Hardness Changes of Ti-10Ta-10Nb alloy after homogenizing treatment and rolling.

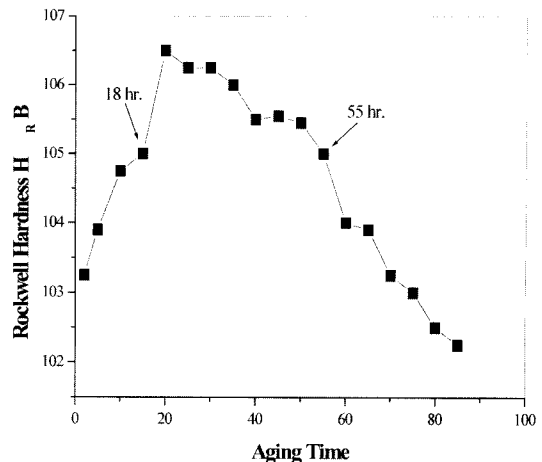


Fig. 6. Hardness changes of Ti-10Ta-10Nb alloy with aging time after solutionizing treatment.

시 형성된 비교적 조대한  $\alpha$ 상보다는 열간압연 후 나타난 미세화된 acicular형태의  $\alpha$ 상이 높은 경도값을 보인 것으로 나타났다. 또한 열간 압연 후 압연율에 따른 경도값은 거의 변화가 없음을 알 수 있다. 이러한 결과로 볼 때 본 연구에 사용된 Ti-10Ta-10Nb합금이 widmansttten조직을 갖는 경우  $\beta$  결정립 미세화와 경도와의 무관한 것으로 판단되며, 따라서 Terlinde등[6, 9, 10]이 Ti-10V-2Fe-3Al합금에서 관찰한  $\beta$  결정립의 미세화와 경도와의 관계에서 본 Ti-10Ta-10Nb합금과는 맞지 않는 결과를 보였다.  $\alpha+\beta$ 온도인 400°C에서 온간압연의 경우 불균일 변형에 의해 열간압연 보다 경도가 감소하였으며, 압연율이 증가할수록 불균일 변형을 정도 또한 증가 및  $\alpha$ 상의 슬립으로 경도값의 감소로 나타난 것으로 판단된다.

그림 6은 용체화 열처리 후 시효시간에 따른 경도의 변화를 알아보기 위해  $\alpha+\beta$ 온도 구역인 400°C에서 2~88시간 동안 시효 후 경도변화를 나타낸 것이다. 그래프에서 보듯이 시효시간이 증가함에 따라 경도값도 점차 증가했으며 약 20시간 이후에 가장 높

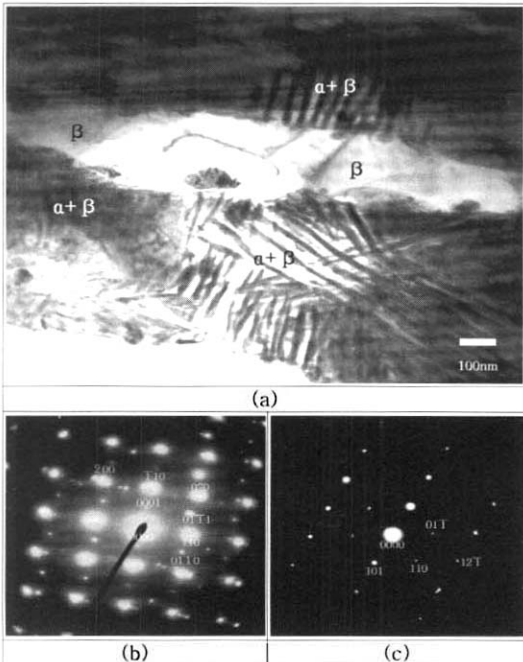


Fig. 7. TEM microstructure (a) after aging treatment for 18hr, (b) double diffraction patterns indexed  $z=[001]$  from  $\alpha+\beta$  phase and (c)  $z=[11]$  from  $\beta$  phase.

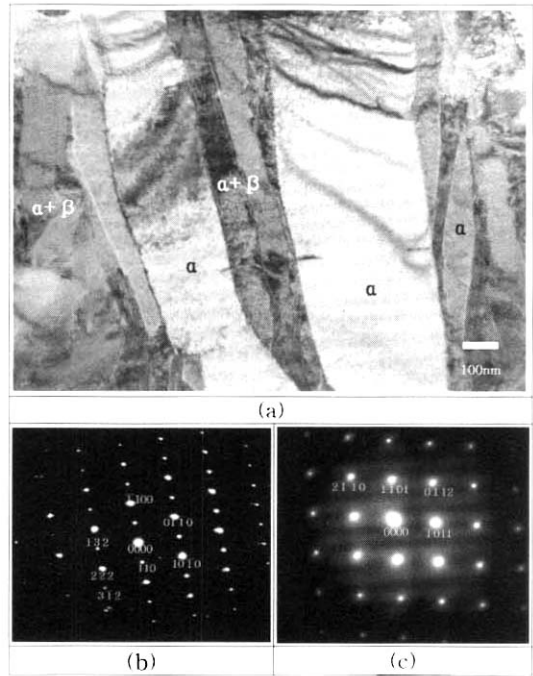


Fig. 8. TEM microstructure (a) after aging treatment for 55hr, (b) double diffraction patterns indexed  $z=[0001]$  from  $\alpha+\beta$  phase and (c)  $z=[011]$  from  $\alpha$  phase.

은 경도 값을 나타냈으나, 시효시간이 계속 증가할수록 경도값은 점차 감소하는 경향을 보였다.

그림 7은 그림 6을 투과전자 현미경으로 분석한 결과로서 (a)는 18시간 동안 시효했을 경우에 나타나는 명시야상(bright field image), (b)는 흑색 부위, (c)는 회색 부위에 대한 각각의 SADP을 나타낸다. 그림 7-(a)의 명시야상에서와 같이 회색의  $\beta$  기지에 약 10~20 nm 크기의 일정간격을 유지하는 검은 줄무늬가 나타나는 것을 볼 수 있으며 이는 (b)의 SADP분석결과  $\beta$  bcc 결정구조의 강한 회절빔을 갖는 double diffraction patterns으로서  $z=[001]\beta$ 로 분석되어졌다. 따라서 18시간 동안 시효한 결과  $\alpha$ 상의 성장은 그림에서처럼  $\beta$ 상의 입계에서 뿐만 아니라 시편의 전부분에서 고르게 나타나고 있으며 widmansttten형의  $\alpha$ 상들이 층상구조(lamellar structure)를 이루면서 성장하고 있음을 확인할 수 있다.

그림 8은 그림 6에서 55시간 동안 시효한 후 투과전자현미경으로 분석한 (a)는 명시야상, (b)는 흑색

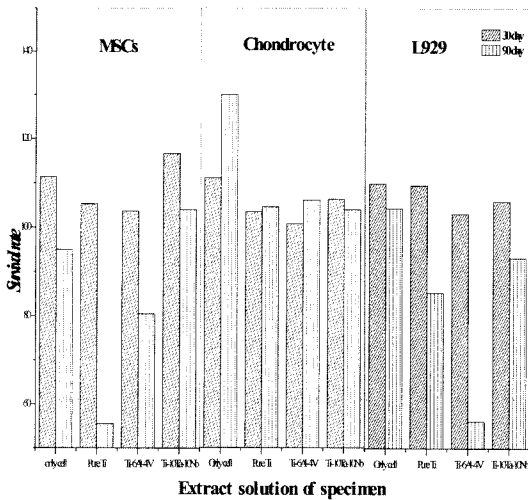


Fig. 9. Morphological changes of cells as the specimen extracts

부위, (c)는 회색 부위에 대한 각각의 SADP을 나타낸다. (b)에서 보는 것과 같이 18시간 동안의 시효와는 다르게  $\alpha$  hcp 결정구조의 강한 회절범을 갖는 double diffraction patterns으로서  $z=[0001]\alpha$ 로 분석되어 졌으며,  $\alpha$  회절범 주위에 약한 회절범들은  $\beta$  bcc 결정구조로 분석되어 졌다. 따라서 18시간 동안 시효에서는 10-20 nm크기의 미세한 widmansttten  $\alpha$ 상이 나타났으나 장시간의 시효에  $\alpha$  상의 생성 및 성장으로 인한 100-200 nm크기의  $\alpha$ 상의 형성을 볼 수 있다. 이러한 결과로 볼 때 시효시간에 따른 경도는 초기에  $\beta$ 상 내부에 또는 입계에 미세한  $\alpha$  widmansttten상이 석출되었으면 시간이 증가함에 따라서 미세한 침상의  $\alpha$ 상이 조대화되었으며 이것이 경도값의 변화로 나타난 것으로 사료되며, 일반적으로 침상  $\alpha$ 상의 크기와 폭  $\alpha$ 상과  $\beta$ 상의 부피 분율은 재료의 강도와 연성 등 물성에 크게 영향을 미치는 것으로 알려져 있으며[6,9,11], 또한 침상  $\alpha$ 상의 크기가 작을수록 인장강도와 피로 특성이 우수하고  $\beta$ 상이  $\alpha$ 결정립 계면에서 void의 형성에 의한 파괴를 저지하며 크립 강도, 파괴 인성을 향상시킨다고 알려져 있다[12].

그림 9는 기존 생체용으로 많이 사용되는 Ti-6Al-4V합금 그리고 본 연구에 사용된 Ti-10Ta-10Nb합금의 세포 독성에 대한 안정성과 세포 증식에 미치는 영향을 비교 분석한 것으로서 Mesenchymal Stem

Cells(MSCs), Chondrocyte, L929 cell line을 각각 30일과 90일 soaking한 시편 추출액을 비교 분석하여 MTT assay를 실시하였다

시편 추출액(Extract)을 1/3배 희석하여 세포에 노출시킨 경우 soaking 30일 그룹은 대조군(Control)인 신선한 배지에서 배양한 경우와 비교 하였을 때 특별한 세포독성이 없었으나, 이에 비하여 soaking 90일 그룹에서는 뚜렷한 양상을 보이고 있다. MSCs에서 Ti-6Al-4V합금의 경우 84%의 생존율을 나타내었다. 이에 비해 Ti-10Ta-10Nb합금의 경우 95%가 넘는 우수한 생존율을 보였다. 이 결과는 생체재료로서 Ti계 재료가 장기간의 배양으로도 세포에 유해도가 비교적 낮은 것을 알 수 있으며 특히 본 연구를 통해 개발된 Ti-10Ta-10Nb합금이 Ti-6Al-4V합금보다 세포 독성에 대한 안정성이 높고 생체재료로서 상당히 우수한 생체적합성을 가지고 있다고 판단된다.

#### 4. 결론

1) 균질화 열처리후 대표적인 미세조직은  $\alpha$ 상이 일정한 방향으로 연신되어 있는 전형적인 widmansttten조직으로 구성되어 있었으며 또한  $\beta$ 상 내부에 수 nm 크기의 secondary  $\alpha$ 상을 갖는 sub-microstructure를 이루며 성장하고 있었다.

2) 열간압연 후 압연율이 증가함에 따라  $\beta$  결정립 미세화가 진행되었으나 정도에는 변화가 없었으며, 온간압연 후 불균일 변형과  $\alpha$ 상의 슬립이 나타났으며, 정도값도 또한 압연율에 따라 감소하였다.

3) 시효시간에 따른 경도 변화는 약 20시간에서 가장 높은 정도값을 보였으며 차츰 감소하는 경향을 보였다. 이를 투과전자현미경으로 분석한 결과 18시간동안 시효한 경우에는 10~20 nm의  $\alpha$ 상들이 층상구조 형태로 성장하였으며, 시간이 증가함에 따라 약 55시간 후에는 100~200 nm크기의 조대화된  $\alpha$ 상으로 성장하였다.

5) MTT assay 결과 Ti계 재료가 장기간의 배양으로도 세포에 대한 유해도가 낮은 것을 알 수 있으며, 특히 본 연구에 사용된 Ti-10Ta-10Nb합금의 경우 CP Ti과 Ti-6Al-4V합금보다 우수한 세포 안정성을 나타내고 있다.

### 참고문헌

1. D. Kuroda, M. Niinomi, M. Morinaga, Y. Kato, T. Yashiro: Design and mechanical properties of new  $\beta$  type titanium alloys for implant materials, A243, (1998) 244-249.
2. J. A. Davidson, A. K. Mishra, P. Kovacs, R. A. Poggie: Bio-Med. Mater. Eng. 4 (1994) 231-243.
3. S. G. Steinemann: Corrosion of Surgical Implants in vivo and on-vitro Tests, Evaluation of Biomaterials, John Wiley & Sons Ltd., (1980) 1.
4. Y. Tsumori, T. Matsumoto, Y. Koyama, Tetsu-to-Hagane 72 (1992) 1862.
5. F. S. Lin, E. A. Starke, Jr., S. B. Chakraborty, A. Gysler : Metall. Trans. A, 1984, vol. 15A, 1229-1245.
6. D. Eylon, S. Fujishiro, P. J. Postans and F. H. Froes: Titanium Technology, F. H. Froes, D. Eylon and H. B. Bomberger (Eds) (1985) 87-94.
7. J. P. Hirth and F. H. Froes: Met Trans., 8A (1977) 1165-1176.
8. T. Furuhashi : Role of Defects on Microstructure Development of Beta Titanium Alloys, Metals and Materials, Vol. 6, No. 3 (2000) 221-224.
9. G. T. Terlinde, G. W. Duerig and J. C. Williams : Titanium '80 Science and Technology, H. Kimura and O. Izumi (Eds), TMS-AIMS, PA (1980) 1571.
10. G. T. Terlinde, T. W. Duerig and J. C. Williams : Metall. Trans. A, 14 (1983) 2101.
11. I. Kuboki, Y. Motohashi and M. Imabayashi: Tetsu-to-Hagane, 77 (1991) 824.
12. H. J. Cho and J. H. Lee: Microstructures and tensile characteristics of Ti-6Al-4V alloy by double solution treatment, K. J. Material Research, Vol 4, 6, (1994) 626.