

■■■■■■■■■■
論 文
■■■■■■■■■■

생체용 Ti-15Sn계 합금의 내식성 및 기계적 성질에 관한 연구

이도재 · 김대환 · 박효병* · 이경구**

A Study on Corrosion Resistance and Mechanical Properties of Ti-15Sn System Alloys for Medical Implants

Doh-Jae Lee, Dae-Hwan Kim, Hyo-Byeong Park* and Kyung-Ku Lee**

Abstract

The mechanical properties and corrosion resistance of Ti alloys for medical implants have been investigated. Ti, Ti-15Sn-4Nb and Ti-15Sn-4Nb-2Zr alloys were melted in arc furnace and the corrosion resistance of Ti alloys was evaluated by anodic polarization test. The microstructure and mechanical properties of Ti alloys were analysed by optical microscope, hardness and tensile tester. The tensile strength of the pure-Ti improved by addition of Sn and Nb and Ti-15Sn-4Nb alloy showed better Rockwell hardness compared with pure Ti. However, there was no significant difference in corrosion resistance between those Ti-alloys made of Pure-Ti and Ti-15Sn-4Nb alloy. The passive films on the Ti-15Sn-4Nb alloy in air atmosphere consisted of TiO₂, SnO and NbO as demonstrated by X-ray photoelectron spectroscopy(XPS)

(Received May 27, 2000)

1. 서 론

금속 재료가 뼈대신 인체에 이식되는 생체재료로서 사용된 것은 1565년 찢어진 구개를 치료하기 위해 금(gold)이 사용된 이래 그 가능성을 인정받기 시작했다 [1]. 생체용 재료는 인체에 이식되는 만큼 인체 유해성과 안정성이 고려되어야 한다는 커다란 제약이 따르며, 초기에 금, 은, 백금 같은 내식성이 우수한 귀금속들이 생체용 재료로 사용되기도 하였지만 기계적 성질의 결핍 및 생체 조직과의 반응(biocompatibility), 내식성 등에 많은 문제점이 제기되어 사용에 제한이 되고 있다[2].

90년대 이후 생체용 금속으로 사용되고 있는 재료로는 316 L 스테인리스강, Co-Cr 합금, Pure Ti 및 Ti 합금이 있으며[3-5], 이들 금속은 표면에 부동태 피막을 형성하여 생체 내에서 부식저항성 및 기계적 성질이 우수한 것으로 알려져 있다. 특히 Ti 합금은 높은 비강도, 피로강도, 내식성뿐만 아니라 골 조직에 가까운 낮은 탄성계수와 탁월한 생체적합성으로 가장 주목받고

있는 생체용 재료이다[6-8]. 그러나 pure-Ti의 경우 생체적합성은 우수하지만 강도 및 내마모성에 한계가 있고, 또한 Ti계 생체재료로서 널리 사용되고 있는 Ti-6Al-4V(ELI) 합금은 최근 생체 부적합성에 관한 논란이 제기되고 있다[9,10]. Johansson등은[11,12] Ti-6Al-4V합금을 생체재료로 사용한 경우 V원소의 강한 세포독성(cytotoxicity)이 나타나 체내에 용해되어 호흡기 장애를 유발하고 혈액 생성계에 유해할 수 있다고 하였으며, Al 원소는 알츠하이머형 치매와 연관이 있다는 문제를 제기하였다. 따라서 세포독성의 관점에서 V과 Al이 함유되지 않은 생체재료에 대한 연구가 이루어지고 있으며, 전세계적으로 생체친화성 합금원소를 첨가한 신 Ti계 합금의 연구 개발이 활발히 진행되고 있는 상황이다[7,13,14]. 그러나 국내 Ti 합금에 대한 연구는 아직까지 초보적인 단계에 머물고 있으며 생체용 재료의 전부를 수입에 의존하고 가공만 일부 국내에서 행해지고 있는 실정이다.

따라서 본 연구에서는 생물학적 안정성 및 기계적 강도가 우수한 생체용 Ti 합금을 개발하기 위한 기초

전남대학교 공과대학 금속공학과(Dept. of Metallurgical Engineering, Chonnam National University)
*광주보건대학 치기공과(Dept. of Dental Laboratory Technology, Kwangju-Health College)
**한려대학교 신소재공학과(Dept. of Advanced Material Engineering, Hanlyo University)

연구로서 Al, V 이외의 세포독성이 지적되지 않은 Sn, Nb, Zr을 Ti에 합금원소로 첨가하여 시료를 제조하였으며, 이 때 합금원소가 미세조직과 기계적 성질, 부식 특성에 미치는 영향을 조사하였다.

2. 실험 방법

합금의 주성분인 Ti은 아크용해를 용이하게 하기 위해 약 99.99%의 순도를 지닌 칩(chip)상의 재료를 사용하였으며, Sn과 Nb은 분말을 성형하여 아크로에 장입하였고, Zr은 Ti과 마찬가지로 99.99%의 칩(chip)형태를 사용하였다. 합금의 기본 조성은 강도와 연성 및 가공성을 얻기 위하여 $\alpha+\beta$ 상이 되도록 하였으며, α 안정화 원소인 Sn과 β 안정화 원소인 Nb을 첨가하여 Ti-15wt%Sn-4wt%Nb의 합금을 제조하였다. 합금의 용해는 목적인 조성이 되도록 각각의 원소를 무게비(wt%)로 칭량하여 아크로에 장입한 후 용해하였으며, ICP 분석 결과 Table. 1에 나타난 바와 같이 특정 성분의 손실은 거의 없는 것으로 나타났다. 시편을 용해하기 전에 시료 표면에 존재하는 산화피막 및 불순물은 산세(pickling)를 통하여 제거하였으며, 산세된 시편을 흐르는 물에서 용액을 완전히 제거하고 알콜에서 초음파 세척하였다. 이와 같이 준비된 시료는 아크 용해로 내의 흡이 있는 수냉동(Cu) 하스(hearth)에 장입하여 10^{-3} torr의 진공분위기를 조성한 뒤 10^{-12} ppm으로 정제된 초고순도 아르곤 가스를 챔버에 흘려보내고 다시 진공분위기를 조성하였다. 이와 같은 방법으로 아르곤-진공상태를 2회 반복하고, Ti gettering를 먼저 용해하여 아크로 내의 잔존 산소를 최소화하였다. 합금의 용해는 텅스텐(W) 전극봉을 회전시키며 용해한 다음 뒤집어 다시 용해하는 방법으로 5회 반복하여 균일한 용해가 되도록 하였다. 이와 같이 제조된 시편은 무게가 25 g, 길이가 40 mm, 두께가 15 mm이며, 용해 전·후 중량차가 0.1% 이하인 것만을 시험 시편으로 선택하였다.

제조된 시편의 균질화 열처리를 위하여 시료를 아르곤 분위기하의 튜브로에 장입하고 1000°C에서 24시간

동안 유지하였으며, 이때 분위기 가스로는 10^{-12} ppm이하로 정제된 초고순도 아르곤 가스를 사용하였다. 용체화 처리는 모든 시편에 대해 Ti-15Sn-4Nb 합금의 β 변태 온도 직하인 812°C에서 2시간 동안 아르곤 분위기 하에 유지한 후 얼음물에 급랭하였으며, 시효처리는 500°C에서 10시간 동안 아르곤 분위기에서 유지한 후 노냉하였다. 미세조직 관찰을 위한 시편의 준비는 #2000까지 연마지로 습식 연마하고 0.05 μ m의 알루미나 분말로 마무리 연마하여 초음파 세척하고 Keller 용액에 부식시켜 관찰하였다. 합금의 미세조직은 광학 현미경을 이용하여 기지조직의 변화를 관찰하였으며, 각 시료에 대한 생성상은 XRD분석을 이용하였다. 경도는 로크웰 경도계를 이용하여 측정하였으며, 각 시편당 10회 측정된 값의 평균치로 하였다. 인장시편은 표점거리 10 mm, 두께 1.5 mm, 폭 4 mm의 판상으로 가공하였으며, 최대하중 10 ton인 만능재료시험기를 이용하여 cross head speed 0.5 mm/min로 상온에서 인장 시험하였다. 또한 주사전자현미경(SEM)을 이용하여 인장시편의 파단면을 관찰하였다. 제조된 합금의 내식성은 CMS100(미국)사의 potentio dynamic stat를 사용하여 동전위시험법으로 5%HCl용액에서 5 mV/min의 scan rate로 분극곡선을 통하여 분석하였다.

3. 실험 결과 및 고찰

Fig. 1은 아크 용해로에서 용해한 Ti합금을 1000°C에서 24시간 균질화 처리, 812°C에서 2시간 동안 용체화 처리한 시편의 미세조직을 관찰한 것이다. Fig. 1(a)의 Pure Ti의 경우 전형적인 판상의 α 상이 특정 방향으로 배열된 Widmanstätten조직을 보여주고 있으며, α 영역에서 장시간 열처리에 의해 조대한 판상의 α 상 조직을 나타내고 있다. Fig. 1(b)는 Ti-15Sn-4Nb 합금의 미세조직으로서 열역학적으로 불안정한 초기 β 상의 입계에 α 상이 우선적으로 형성되고, 초기 β 상의 입내는 colony 형태의 미세한 침상의 α 상들이 존재하고 있음을 알 수 있다. Fig. 1(c)는 Ti-15Sn-4Nb 합금에 Ti와 전율 고용체를 형성하는 Zr이 첨가된 경우

Table 1. Recovery rate of Ti alloys after melting

Destined composition(wt%)	Ti-15Sn-4Nb	Ti-15Sn-4Nb-2Zr
ICP analysed composition(wt%)	Ti-14.86Sn-3.73Nb	Ti-14.71Sn-3.66Nb-1.89Zr
Recovery rate	Sn:99.1% Nb:93.25%	Sn:98.1% Nb:91.5% Zr:94.5%

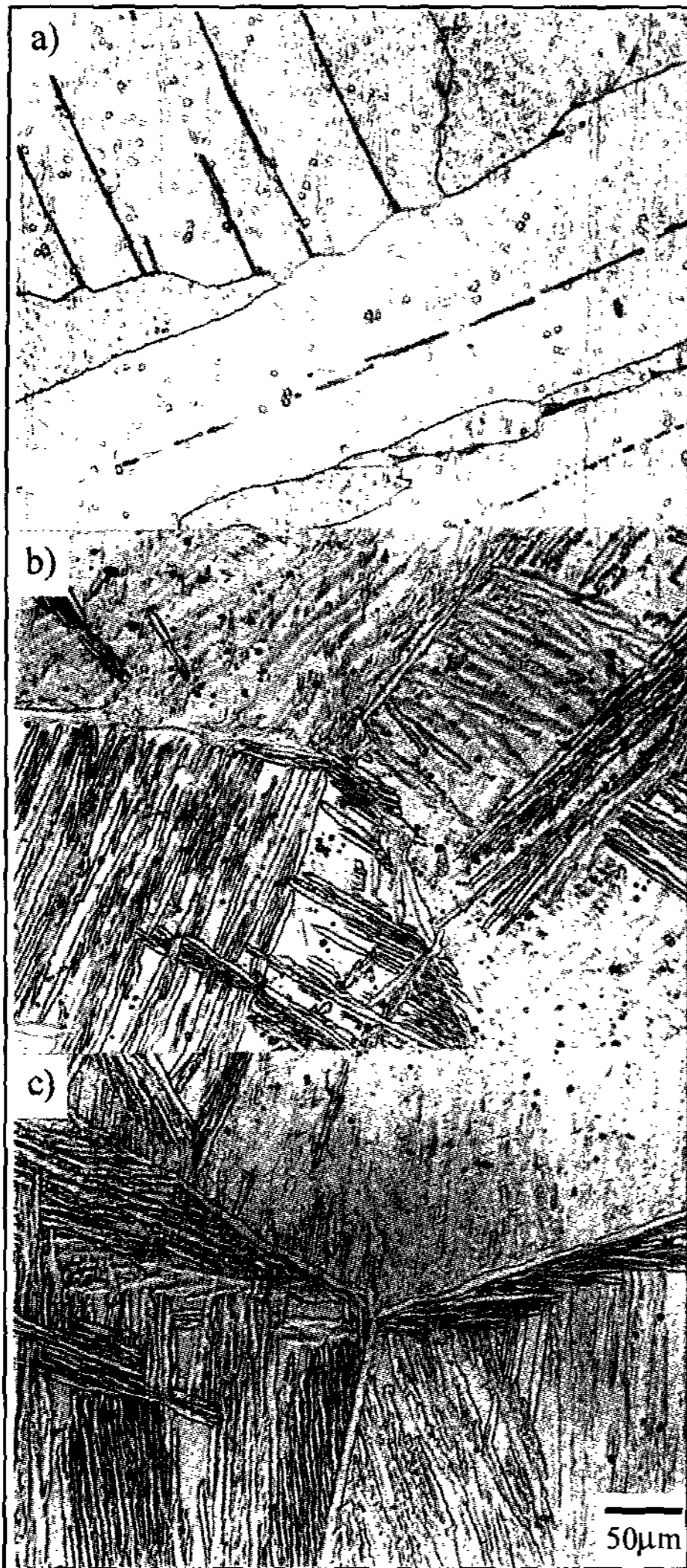


Fig. 1. Optical micrograph of Ti(a), Ti-15Sn-4Nb(b), Ti-15Sn-4Nb-2Zr(c) alloys. All specimens were held at 812 °C for 2 hr and quenched in ice water.

로 Fig. 1(b)와 유사한 미세조직을 나타내고 있다. Fig. 1(b), (c)에서 첨가원소에 의해 β상이 나타나는 것은 Nb가 β안정화 원소로 작용하기 때문이며, Zr은 Ti와 완전 고용체를 형성하기 때문에 미세조직 상에는 첨가하지 않은 것과 유사한 미세조직이 나타나는 것으로 판단된다.

Fig. 2는 용체화 열처리 후 500°C에서 10시간 동안 시효처리 한 Ti합금을 광학현미경으로 관찰한 미세조직으로 Ti-15Sn-4Nb 합금의 경우 첨가원소에 관계없이 침상의 Widmanstätten 조직을 보이고 있음을 관찰할

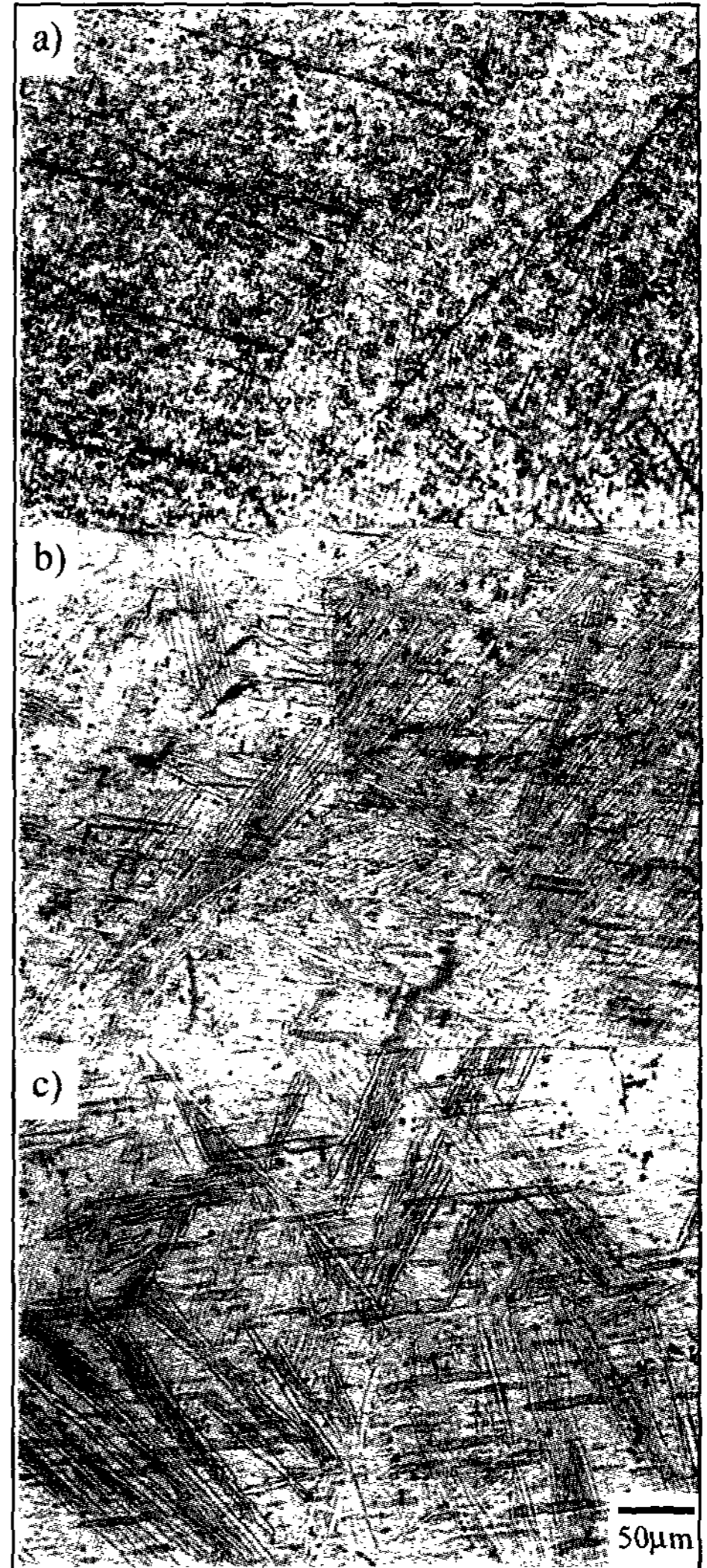


Fig. 2. Optical micrograph of Ti(a), Ti-15Sn-4Nb(b), Ti-15Sn-4Nb-2Zr(c) alloys. All specimens were held at 500 °C for 10 hr for aging treatment.

수 있다. 또한 Fig. 2(b), (c)에서 보이듯이 α기지 위에 미세한 β상들이 석출물 형태로 분산되어 있음이 관찰되었다. 이러한 β석출상들은 용체화 처리시 비평형 상태의 불안정한 상으로 존재하던 α상의 기지에서 시효처리에 의해 에너지적으로 안정한 β상이 석출한 것으로 생각된다.

Fig. 3은 제조된 Ti합금의 열처리에 따른 미세조직과 상변화를 관찰하기 위해 XRD 분석한 결과이다. Fig. 3(a), (b)는 균질화 처리 후 812°C에서 용체화 처리한 Ti합금의 XRD분석 결과이며, c, d는 용체화 처리

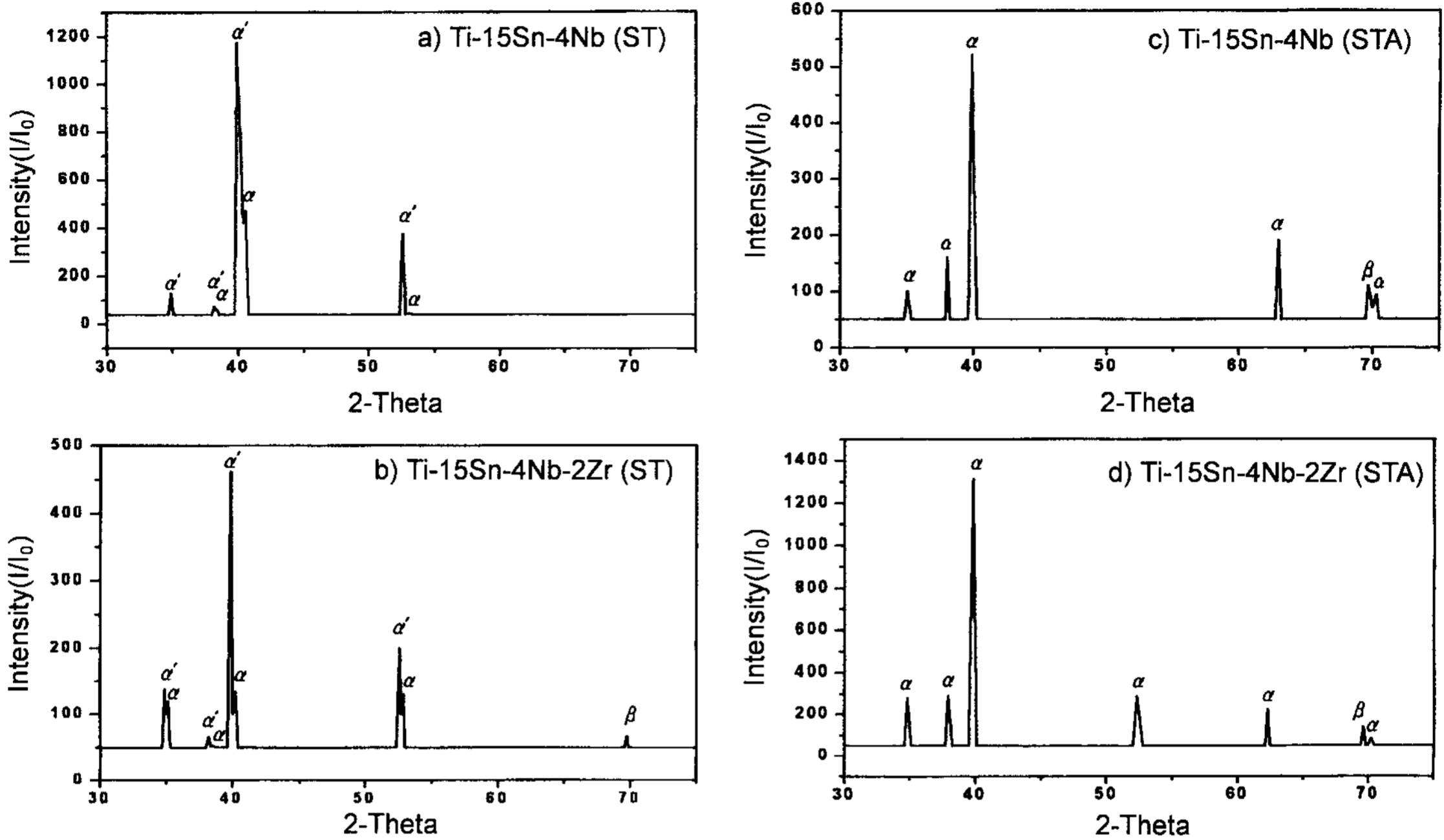


Fig. 3. The XRD diffraction pattern of Ti-15Sn-4Nb(a, c) and Ti-15Sn-4Nb-2Zr(b, d). The specimens were solution treated at 812 °C for 2 hr(a, b) and aged at 500°C for 10 hr(c, d).

한 시편을 다시 500°C에서 10시간 시효처리 한 Ti합금의 XRD 결과를 나타내는 그림이다. 용체화 처리한 Ti합금의 XRD분석 결과를 볼 때 Ti-15Sn-4Nb계 합금은 첨가원소에 관계없이 대부분의 α 상과 마르텐사이트의 α' 상으로 구성되어 있음을 알 수 있다. Fig. 3(c), (d)는 시효처리 한 Ti합금의 경우로서 용체화 처리한 Ti합금의 XRD분석 결과와 유사한 형태를 보이지만 용체화 처리 한 Ti합금에 비해 β 상의 피크가 더욱 뚜렷하게 나타나고 있음을 알 수 있다. 이는 시효처리 과정에서 용체화 처리에 의해 비평형상으로 존재하고 있던 Ti합금의 α 기지와 α 상의 입계에 평형상인 β 상이 석출하거나 이미 존재하고 있던 β 상이 조대화 되어 전체적으로 β 상의 부피분율(volume fraction)이 증가하였기 때문인 것으로 판단된다. 그림에서 용체화 처리에 의해 회절피크가 2θ 축의 좌측으로 이동(shift)하는 현상이 관찰되는데, 이는 합금원소인 Sn, Nb, Zr이 Ti의 원자반경이나 원자부피보다 더 크기 때문에, 이러한 원소가 치환형으로 α -Ti상에 고용한 이상으로 과포화 고용됨으로서 격자의 주변에 탄성적 스트레인을 발생시켜 결과적으로 α 상의 격자상수(lattice parameter)가 증가하기 때문으로 사료된다.

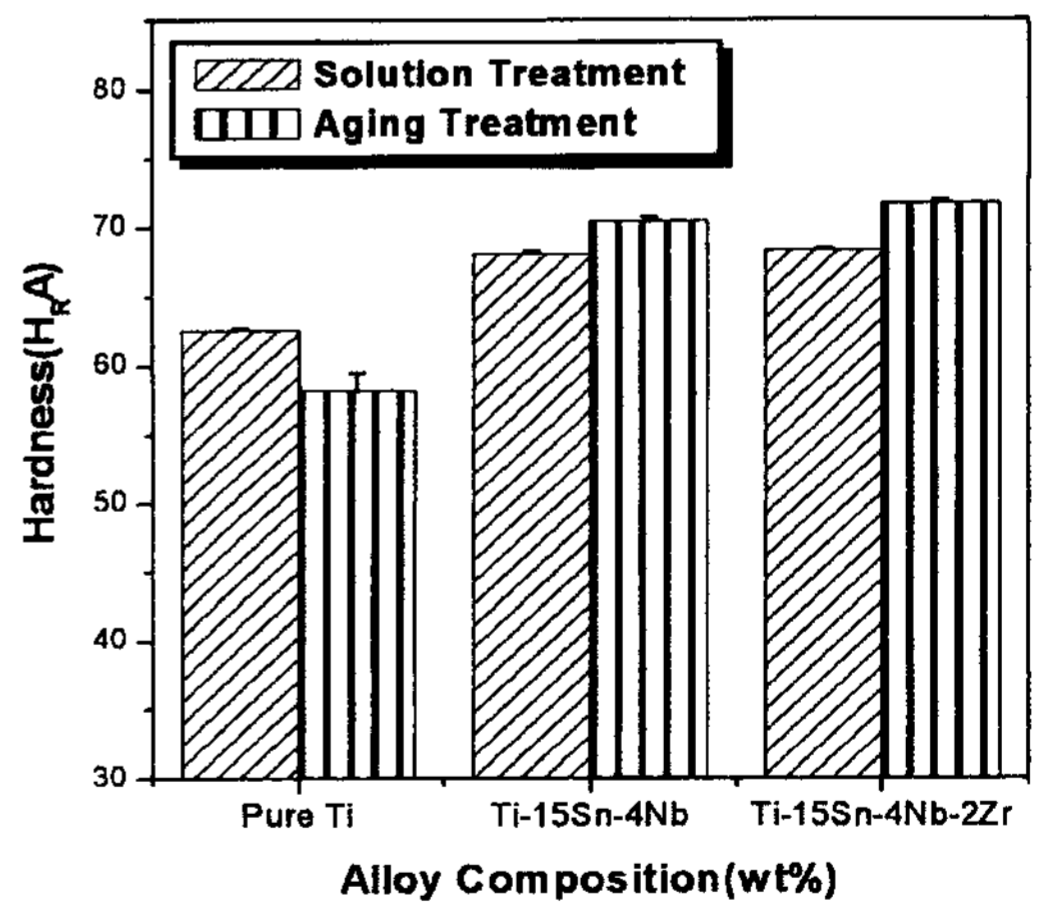


Fig. 4. The variation of rockwell hardness of Ti alloys.

Fig. 4는 제조된 Ti합금의 열처리에 따른 물리적 특성을 평가하기 위해 로크웰 경도를 나타낸 그래프이다. 그림에서 보듯이 본 연구에서 사용된 Ti-15Sn-4Nb계 합금의 경도 특성이 순수한 Ti보다 우수한 것으로 나타났다으며, 또한 Zr의 합금원소가 제 4원소로 첨가됨에 따라 전반적으로 경도가 상승하는 것으로 나타났다.

Ti-15Sn-4Nb계 합금을 용체화 처리 한 경우의 경도 특성을 살펴보면 pure Ti의 약 8%의 경도 상승 효과가 나타남을 알 수 있는데, 이는 Sn과 Nb의 고용강화 효과로서 Ti기지에 합금원소가 첨가되어 고용되면서 용질원자 주위의 결정격자에 탄성적 스트레인(elastic strain)이 생겨 전위의 이동을 억제함으로 금속이 강화되었기 때문이다. 용체화 처리한 시편을 500°C에서 시효처리 하였을 때 경도 변화를 살펴보면 Ti-15Sn-4Nb계 합금의 경우 pure Ti보다 약 24%이상 경도가 상승하였다. 또한 시효처리를 하였을 경우 순수한 Ti을 제외한 모든 합금에서 용체화 처리를 했을 때 보다 6%정도 경도가 상승하는 것으로 나타났는데, 이는 α 상의 기지와 입계에 β 상의 석출로 인한 석출강화 효과에 기인한 것으로 판단된다. 반면에 순수한 Ti는 용체화 처리를 하였을 경우 오히려 경도가 증가하는 경향을 보였는데, 이는 용체화 처리에 의해 α' 마르텐사이트 상이 형성되어 마르텐사이트 강화가 일어났기 때문인 것으로 판단된다.

Fig. 5는 500°C에서 10시간동안 시효처리 한 Ti합금의 인장강도와 연신율을 나타내는 그래프이다.본 연구에서 제조된 pure Ti의 경우 cp-Ti ASTM 규격인 grade 3 정도의 인장특성을 나타내었으며, Ti-15Sn-4Nb 합금은 pure Ti보다는 우수한 것으로 나타났다. Ti-15Sn-4Nb 합금에 Zr의 합금원소를 첨가하면 인장강도 특성이 크게 향상되는 것으로 나타났으며, pure Ti의 최대인장강도(σ_{UTS}) 값의 2배 이상 향상된 것을 알 수 있다. 그림에서 알 수 있듯이 강도와 연신율과의 관계는 서로 역비례 관계로 인장강도가 좋을수록 연신율은

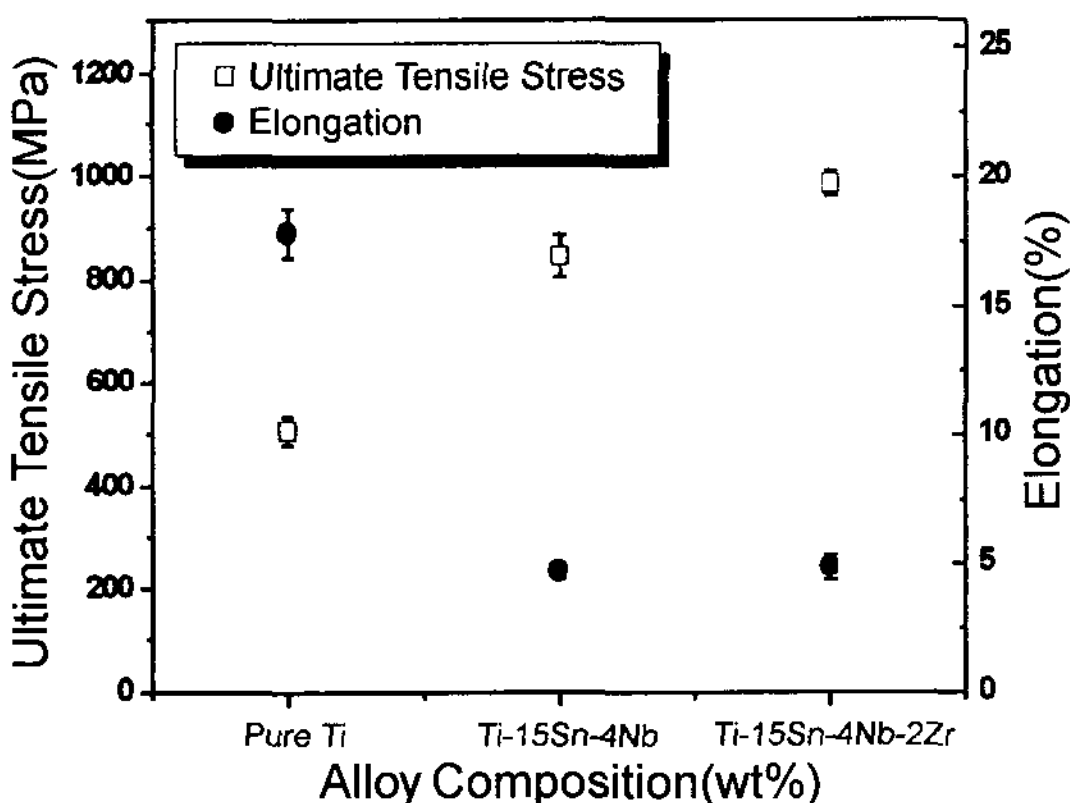


Fig. 5. Plot of ultimate tensile strength and elongation of Ti alloys.

낮아짐을 알 수 있다. Ti-15Sn-4Nb계 합금의 경우 전반적으로 강도는 우수하지만 연신율은 다소 낮은 것으로 나타났는데, 이는 subsize로 제작된 인장시편의 단면적에 비해 결정립이 조대하여 결정립계의 슬립에 의한 연신이 충분히 일어나지 않았기 때문인 것으로 판단된다. 또한 본 연구의 Ti합금의 경우처럼 Widmanstätten 형태의 미세조직을 갖는 재료가 등축정 조직을 갖는 재료에 비해 연신율이 낮은 것으로 알려져 있는데, 이는 등축조직에서는 슬립이 α 결정립에서 방해받지만 Widmanstätten조직에서는 α 상 입계의 β -lamellar에 의해 슬립이 방해받으므로 상대적으로 유효슬립거리가 작아 연성이 떨어지기 때문이다[15]. 따라서 열처리나 단조, 압연 등의 가공 공정을 통해 결정립을 미세화하거나 적절한 조직제어를 통해 연신율을 개선할 수 있을 것으로 판단된다.

Fig. 6은 500°C에서 10시간 동안 시효처리 한 Ti합금의 인장파단면을 SEM으로 관찰한 사진이다. Fig. 6(a)의 pure Ti의 경우 전체적으로 덩플형의 연성과괴 양상을 보이고 있으며 또한 판상의 α 결정립계에 void가 형성되어 있는 것이 관찰되는데 이는 인장축에 45°로 작용하는 전단응력에 의해 결합력이 약한 결정립계면에서 먼저 파괴가 일어났기 때문인 것으로 사료된다. Fig. 6(b)는 Ti-15Sn-4Nb합금으로서 박리되기 쉬운 침상 α -colony 크기의 facet가 관찰되고 있고 prior- β 결정립계의 파괴에 의해 조대한 facet가 형성되었음을 알 수 있다. Fig. 6(c)는 Ti-15Sn-4Nb합금에 Zr을 첨가한 경우로 전반적으로 dimple형의 연성과괴 양상과 취성파괴 양상이 함께 나타나고 있음을 알 수 있다. 취성 파괴 양상은 주로 α -결정립내에서 관찰되고 있으며 α -결정입계에 위치한 β 상 영역에서는 덩플형의 연성과괴 양상이 뚜렷이 나타나고 있다.

Ti 합금이 임플란트로 사용될 때 생체와 접촉하는 부위는 합금의 표면부위가 될 것이므로 표면특성은 생체 내에서의 내식성과도 밀접한 관계가 있을 것으로 판단된다. 따라서 합금 표면의 거동을 알아보기 위해 Ti-15Sn-4Nb합금에 대하여 표면 ESCA분석한 결과를 Fig. 7과 Table. 2에 나타냈다. 분석을 위한 시료는 용체화 및 시효처리를 실시한 후 표면을 연마하고 공기 중에서 24시간동안 방치한 후 분석하였다. 아르곤으로 스퍼터링 하지 않은 경우인 Fig. 7(a)에서 합금원소 뿐만 아니라 탄소와 산소가 분석되는데 이는 산소의 경우 공기중의 산소가 합금원소와 반응하였거나 흡착된 것으



Fig. 6. Fractographs of Ti(a), Ti-15Sn-4Nb(b), Ti-15Sn-4Nb-2Zr (c) alloys. All specimens were held at 500°C for 10 hr for aging treatment.

로 판단되며, 탄소는 공기중의 오염에 의하여 나타난 것으로 판단된다. 일반적으로 스펙트라의 형태와 이동의 차이는 전자결합 에너지 차이에 의해 나타나기 때문에

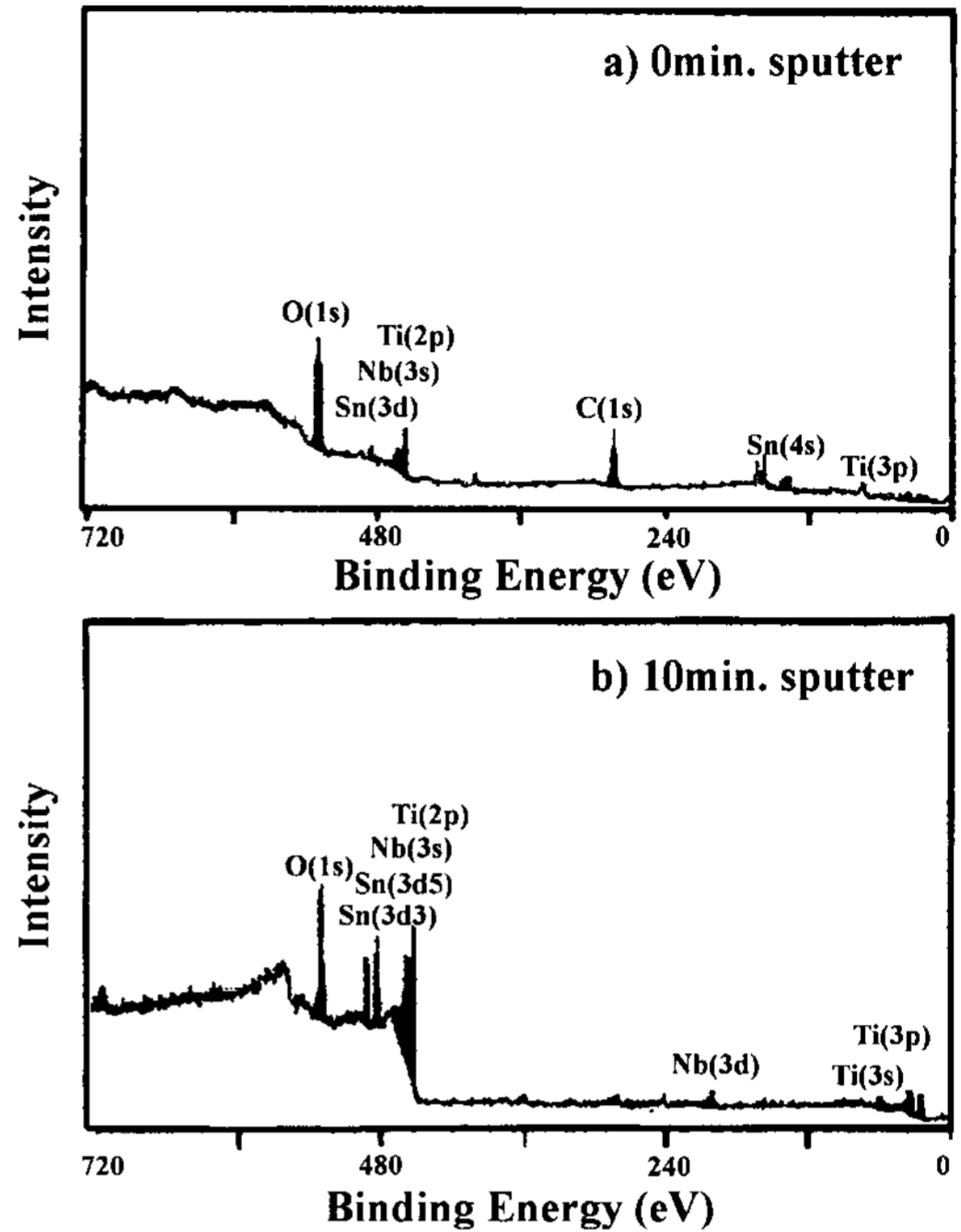


Fig. 7. The ESCA result of Ti-15Sn-4Nb alloy. All specimens were sputtered with Ar ion for 0 min(a) and 10 min(b) before analysis

표면에 형성된 Ti은 공기중의 산소와 결합하여 산화물이 되면서 원자궤도 결합 에너지가 변한 것으로 판단된다. Ti의 경우 금속상태는 454 eV이며, Ti산화물의 경우에는 TiO는 455 eV, TiO₂는 458.9 eV로 나타나는데, Fig. 7(a)와 Table.1에 나타난 바와 같이 표면에 형성된 Ti는 TiO₂의 산화물임을 알 수 있다. Sn의 경우 금속상태는 485 eV이며, Sn산화물의 경우에는 SnO는 486 eV, SnO₂는 486.7 eV로 나타나는데, 그림에 나타난 바와 같이 SnO₂의 산화물 형태를 나타냄을 알 수 있다. 일반적으로 Ti계 산화물 중에서 TiO₂가 생체에서 가장 안정된 상태로 존재하며, 부식에 대해서도 가장 강한 저항 능력을 지니고 있기 때문에 본 연구에서 제조된 합금 또한 생체 적합성은 우수할 것으로 판단된다. Fig. 7(b)는 아르곤으로 10분간 스퍼터링 한 경우

Table 2. ESCA analysis of Ti-15Sn-4Nb alloy.

Composition	Bindingenergy				
	O1s	Sn3d5	Ti2p	Nb3d	C1s
Ti-Snwithout Arsputter	530.8(60.31at%)	486.8(0.89at%)	458.83(9.6at%)	-	285.03(29.11at%)
Ti-Sn10min Ar sputter	531.44(49.62at%)	484.83(4.56at%)	454.75(40.28at%)	202.98(1.92at%)	282.22

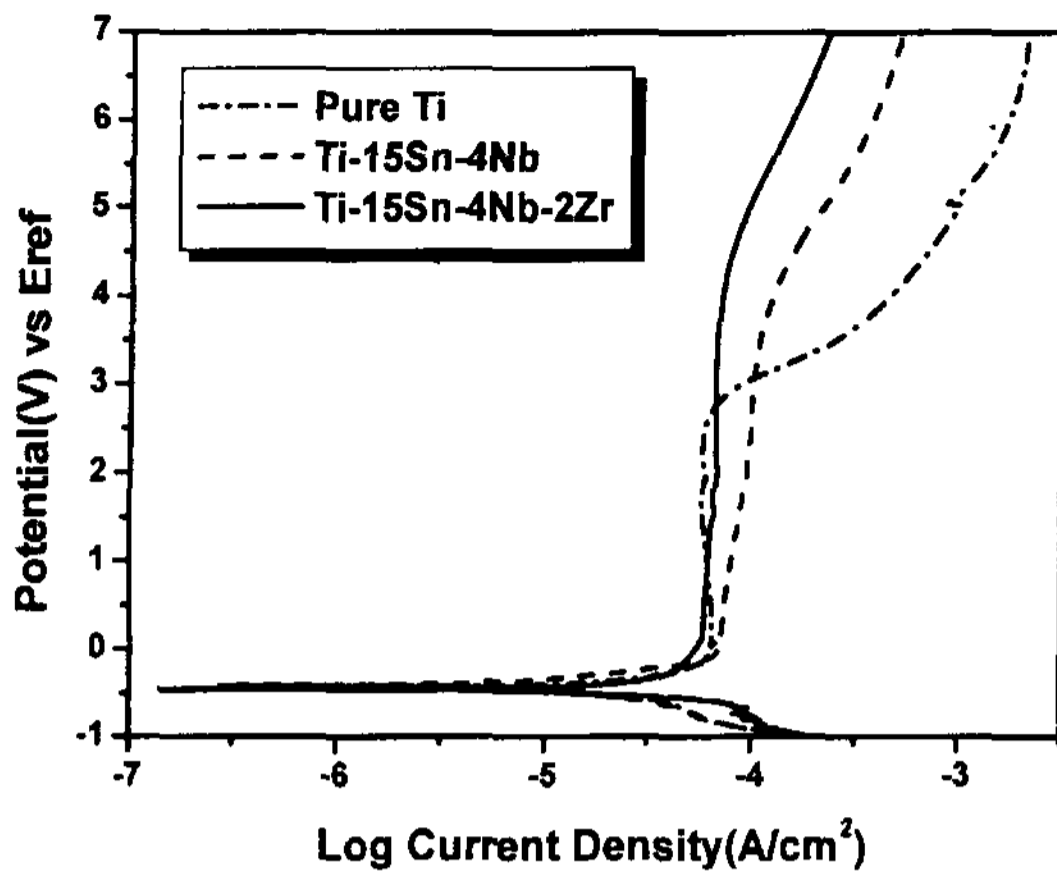


Fig. 8. Comparison of the anodic polarization curve for Ti alloys.

로 산소의 양은 줄어들면서 Ti와 Sn의 양은 늘어나고 Nb가 석출되었음을 알 수 있다. 그림에서 각 원소의 형태는 Sn의 경우에는 금속상태로 Ti는 금속상태나 TiO의 형태로 존재함을 알 수 있으며, Nb의 경우 금속상태일 때는 202.4 eV, NbO일 경우 202.8 eV이므로 산화물 형태임을 알 수 있다.

Fig. 8은 Ti합금의 내식성을 검토하기 위하여 채액과 유사한 5% HCl 수용액에서 측정하여 나타낸 양극분극곡선이다. 그림에서 전체적인 부식 특성은 Ti에 합금 원소가 첨가됨으로서 내식성이 약간 개선되었으나 그 차이는 미미하였다. Fig. 7에서 pure-Ti나 Ti합금 모두 표면에 TiO₂의 산화물이 주성분으로 석출되었기 때문에, TiO₂의 내식성이 합금의 분극곡선에 가장 큰 영향을 미칠 것으로 판단되며, Ti-15Sn-4Nb합금의 경우 Sn이나Nb산화물이 형성됨에도 불구하고 내식성에 영향을 미치지 못한 이유는 이러한 산화물이 TiO₂의 내식성과 유사하기 때문으로 판단된다. 일반적으로 Ti은 공기중의 산소와 쉽게 반응하여 표면에 TiO₂, Ti₂O₃, Ti₃O₄, TiO의 조성을 지닌 산화막을 형성하며, 이러한 산화막은 두께 50-100Å정도로 그 특성이 세라믹과 거의 비슷한 형태를 보이며, 골내 이식 시 생체분자와 약한 van der Waals결합 및 부분적으로는 강한 화학 결합을 하는 생체 친화성을 보이는 것으로 알려져 있다. 따라서 Fig. 8에서 pure-Ti에 합금원소를 첨가함으로써 내식성이 현저히 개선되지는 않았지만 Ti에 비금속이므로 생체용 재료로의 사용에는 문제점이 없을 것으로 판단된다.

4. 결 론

pure-Ti에 Sn, Nb, Zr을 각각 첨가하여 합금을 제조한 후, 미세조직, 경도, 인장강도, 내식성을 시험한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) Ti에 Sn, Nb, Zr등의 합금원소가 첨가되면, β-Ti상이 석출하였으며, 합금원소에 관계없이 기지에 침상의 α-Ti상도 나타났다.

2) 첨가원소에 따른 경도는 합금원소가 첨가됨으로서 고용강화에 따른 경도 상승이 나타났으며, 인장강도 또한 증가하였다.

3) Ti와 Ti-15Sn-4Nb합금을 HCl용액에서 부식실험한 결과 내식성의 차이는 미미하였으며, 합금원소는 내식성에 영향을 미치지 못하였다.

4) Ti합금은 공기중의 산소와 반응하여 TiO₂의 산화피막을 형성하였으며, Ti-15Sn-4Nb합금의 경우에는 Sn과 Nb산화물도 석출되었다.

후 기

이 논문은 1999년도 전남대학교 연구년 교수 연구비 지원에 의하여 연구되었으며 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] D. C Ludwigson : Reuirements for Metallic Surgical Implants and Prosthetic Devices, American Society for Metals, Metals Park, ohio, (1965) 2.
- [2] B. P. Bannon and E. E. Mild : Titanium Alloys for Biomaterial Application, ASTM, STP 796, Philadelphia, Pa, (1981) 7.
- [3] Y. Okazaki, T. Tateishi, K. Kyo, Y. Ito : J. Japan Inst. Metals, 62 (1998) 207.
- [4] H. Kawahara et al : J. Biomed. Mater., 14 (1980) 597.
- [5] B. Kasemo : J. Prosth. Dent., 49 (1983) 832.
- [6] W. Qingzhi and L. Zuochen : Titanium 95 science and technology, 3 (1995) 2061.
- [7] T. Ahmed, M. Long, J. Silvestri, C. Ruiz and H. J. Rack : Titanium 95 science and technology, 2 (1995) 1760.
- [8] K. Bordji and J. Y. Jouzeau et al. : Biomaterials, 17 (1996) 929.
- [9] S. G. Steinmann : Corrosion of Surgical Implants in-vivo and on-vitro Tests, Evaluation of Biomaterials, John Wiley & Sons Ltd., (1980) 1.
- [10] J. P. Landsberg, B. McDonald and F. watt : Absence of Aluminum in neurotic plaque cores in Alzheimer's disease, Nature (London) 360 (1992) 65.

- [11] K. A. Winship : Adverse Drug React. Toxicol. Rev., 11 (1992) 123.
 [12] C. Johansson, J. Lausman, M. Ask, M. A. Hannsson and T. Albrektsson : J. Biomed. Eng. 11 (1989) 3.
 [13] Y. Ito and A. Ito : Titanium 95 science and technology, 2 (1995) 1776.
 [14] Y. Okzaki et al : J. Japan Inst. Metals, 62 (1998) 207.
 [15] J. C. Williams and G. L tjering : Titanium '80 Science and Technology, 1 (1980) 671.

國內外鑄物關聯行事

2000

7월 17일 ~ 7월 21일

Metanica 2000

큐바

9월 18일 ~ 9월 22일

42. internationale Maschinenbaumesse

Brno, 체코

8월 20일 ~ 8월 25일

Modelling of Casting, Welding and Advanced
Solodofocation Precesses IX(SIM 2000)

Aachen, 독일

9월 19일 ~ 9월 21일

Fonderie Sous Pression 2000

Paris, 프랑스

8월 27일 ~ 8월 30일

Australasian Foundry Convention

Queenstown, 뉴질랜드

9월 20일 ~ 9월 22일

ALUMINIUM 2000

Essen, 독일

9월 7일 ~ 9월 9일

Moderne Technologien in den Giessereiwesen-
Umweltschutz 3 Internationale Konferenz

Krakow, 폴란드

9월 20일 ~ 9월 22일

6th International Foundry Trade METAL '2000

Kielce, 폴란드

9월 13일 ~ 9월 15일

EURO-MET 2000

Saarbucken, 독일

9월 26일 ~ 9월 27일

37th Foundry Days

Brno, 체코

9월 11일 ~ 9월 14일

64th International World Foundry Congress

Paris, 프랑스

9월 27일 ~ 9월 28일

Magnesium 2000

Munich, 독일

9월 11일 ~ 9월 14일

64th World Foundry Congress

Paris, 프랑스