생체용 Ti합금의 부식특성에 미치는 Zr 함량의 영향

Effects of Zr Content on the Corrosion Characteristics of Ti Alloy for Biomaterials

2007년 2월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

하 우 형

생체용 Ti합금의 부식특성에 미치는 Zr 함량의 영향

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함.

2006년 10월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

하 우 형

하우형의 석사학위논문을 인준함

위원장　조선대학교　교 수　김 병 옥　인

위　원　조선대학교　교 수　최 한 철　인

위　원　조선대학교　교 수　고 영 무　인

2006년 11월　일

조선대학교 대학원

목　　차

영문초록 ····· iv

Ⅰ. 서　론 ····· 1

Ⅱ. 연구재료 및 방법 ····· 2

Ⅲ. 결과 및 고찰 ····· 4

Ⅳ. 결　론 ····· 8

참고문헌 ····· 9

사진부도 ····· 11

표 목 차

Table 1. Corrosion current density (I_{corr}) and corrosion potential (E_{corr}) of Ti-xZr alloys after electrochemical test in artificial saliva solution at 36.5±1℃ ····· 6

도 목 차

Fig. 1. OM micrographs of as-cast Ti-xZr alloys.(×200)
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr ····· 11

Fig. 2. SEM micrographs of as-cast Ti-xZr alloys.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr ····· 11

Fig. 3. OM micrographs of homogenized Ti-xZr alloys.(×200)
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr ····· 12

Fig. 4. SEM micrographs of homogenized Ti-xZr alloys.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr ····· 12

Fig. 5. X-ray diffraction patterns of Ti-xZr alloys.
(a) as-cast (b) homogenized ····· 13

Fig. 6. Polarization curves of Ti-xZr alloys after potentiodynamic test in artificial saliva solution at 36.5±1℃. (a) as-cast (b) homogenized ··· 14

Fig. 7. Current density-time curves(const. 300㎷) of Ti-xZr alloys after potentiostatic test in artificial saliva solution at 36.5±1℃.
(a) as-cast (b) homogenized ····· 15

Fig. 8. SEM micrographs of surface for as-cast Ti-xZr alloys after potentiodynamic test artificial saliva solution at 36.5±1℃.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr ····· 16

Fig. 9. SEM micrographs of surface for homogenized Ti-xZr alloys after potentiodynamic test artificial saliva solution at 36.5±1℃.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr ····· 16

ABSTRACT

Effects of Zr Content on the Corrosion Characteristics of Ti Alloy for Biomaterials

Ha, Woo-Hyung, D.D.S.
Director : Prof. Ko, Yeong-Mu, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Dentistry,
Graduate School of Chosun University

The purpose of this study was to develop new dental Ti-Zr alloys having an excellent mechanical properties, good corrosion resistance and biocompatibility. Microstructure properties and corrosion resistance obtained the as-cast and homogenized Ti-xZr alloys were useful for application to biomaterial.

Ti containing Zr up to 10, 20, 30 and 40wt% was many time melted to improve chemical homogeneity using vacuum furnace and homogenized for 24h at 1000℃ in argon atmosphere. Phase constitutions and microstructure of the samples were characterized by XRD(X-Ray Diffractometry) and OM(Optical Microscopy), SEM(Scanning Electron Microscopy), respectively.

The corrosion properties of the samples were examined through potenti-odynamic, potentioststic test in artificial saliva.

The results were as follows:

1) In as-cast and homogenized Ti-xZr samples, α-phase was identified by XRD.
2) Microstructure properties observed by SEM and OM changed from lamellar structure to needle-like structure with increasing Zr content.
3) From the results of polarization behavior in the Ti-xZr alloys, it was found that the corrosion resistance was increased with increasing Zr content.
4) In the passive stability test, current density-time curves indicated that current density of homogenized treatment rather than as-cast treatment was significantly decreased with the increasing time and it offers good surface stability. The current density was decreased with increasing Zr content.

Ⅰ. 서 론

생체재료는 구강 내에서 기계적 성질이 뛰어나고 생체안정성 및 생체적합성이 우수해야 한다. 특히 생체 내에서 장기간 노출되어 부식이 발생되면 표면 성질이 변하고 강도가 저하되며, 금속이온의 용출을 야기하여 부작용을 나타낼 수 있으므로 생체 금속 재료의 생체적합성은 내식성과 깊은 관련이 있다. 즉 생체 금속 재료에서 이온이 용출되는 것을 막기 위해서는 내식성이 우수한 재료가 사용되어야 한다.

초기 사용되었던 생체재료에는 Cr-Ni-Mo계 합금 및 Co-Cr계 합금이 있다. 그러나 Cr-Ni-Mo합금은 Ni를 함유하고 있기 때문에 장시간 생체 내에 매식하거나 수복물로 이용될 때는 생물학적 안정성에 문제가 될 수 있고[1~4], Co-Cr계 합금은 Co 및 Cr등의 금속 원소가 용출될 경우 생체에 유해하다는 문제점이 지적되고 있다[5~6]. 따라서 이들 합금의 대체합금으로 Ti에 대한 관심이 높아지고 있다.

Ti과 그 합금을 생체재료로 사용하는 이유는 우수한 내식성을 보유하고 있고, 골친화성이 우수하며, 낮은 탄성율, 그리고 높은 비 강도를 가지고 있기 때문이다[7~8]. Ti합금의 우수한 내식성은 Ti이 산소와 결합하여 표면에 치밀한 부동태 피막을 형성하기 때문이다. 초기에는 순수 Ti이 사용 되었으나 화학적으로 안정화시키고 고강도화하기 위하여 Al이나 V 등을 합금하여 Ti-6Al-4V 합금을 개발하였다. 그러나 부동태 피막 파괴에 의한 이온 용출이 발생할 경우 Al은 알츠하이머 질병을 일으키고 V은 알러지 반응을 유발하는 것으로 보고되고 있다[8~9]. 그러므로 기존의 Ti과 그 합금이 갖는 단점을 보완하고 내식성을 향상시켜 이온용출에 의한 부작용을 최소화 할 필요성이 있다.

일반적으로 화학주기율표상 IV족 (Si, Ti, Zr, Sn) 원소들은 세포독성을 보이지 않는 것으로 알려져 있다[10]. 이들 중 Zr은 주기율표상 Ti과 같은 족에 속하는 원소로서 화학적 성질이 비슷하고, 산소와 쉽게 결합하여 표면에 산화피막을 형성하기 때문에 내식성을 향상시키는 원소로 알려져 있으며 Ti과 전율 고용체를 형성하고 있어 합금설계 범위가 넓고, 고용강화가 가능하다.

따라서 본 연구에서는 Ti에 Zr을 10, 20, 30 및 40Wt% 첨가하여 Ti-xZr 이원계 합금을 제조한 후, Zr함량에 따른 부식특성의 변화를 전기화학적 방법인 Potentiodynamic test와 Potentiostatic test로 평가하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

2-1. 시편제작

본 연구에서는 원 재료로 Cp-Ti(ASTM grade 2)을 사용하였으며 Zr은 99% 고순도 괴를 작은 입자로 만들어 사용하였다. 시편을 주조하기 위해 각각의 무게 비(wt%)로 칭량하여 Ti에 Zr을 10, 20, 30 및 40wt% 첨가한 후 수냉동(Cu) 하스(hearth)에 장입하여 10^{-3}torr의 진공분위기를 형성한 후 고순도 아르곤 가스를 챔버에 충전하고, 다시 진공을 유지하는 방법으로 챔버 내 아르곤 분위기를 유지하였다. 그리고 합금 용해 전에 잔존하는 산소를 최소화하기 위해 pure Ti을 먼저 용해하여 챔버 내 잔존하는 산소량을 최소화 하였다. 그 후 합금 용해 시 화학적 균질화를 위해 시편을 6회 반복하여 용해하였고, 용해 전과 후의 중량차가 0.1% 이하인 것만을 선택하여 합금의 내부응력 제거와 가공조직을 회복하고 재결정시키기 위해 β 구역인 1000℃에서 24시간 균질화 처리 후 노냉 하였다.

2-2. 미세조직 관찰 및 상변화

미세조직 관찰을 위해 준비된 시편을 SiC 연마지로 2000grit 까지 단계적으로 습식 연마하고 0.3㎛의 알루미나 분말로 미세 연마 후 초음파 세척을 하였다.
연마된 시편은 2㎖ HF+3㎖ HCl+5㎖ HNO_3+190㎖ H_2O Keller's 용액을 이용하여 에칭 한 후 OM과 SEM을 이용하여 기지조직의 변화를 관찰 하였고, X-선 회절분석을 이용하여 상변화를 확인하였다.

2-3. 전기화학적 시험

Ti-xZr 합금의 Zr 함량에 따른 내식성을 측정하기 위해 주조상태와 균질화상태의 시편을 절단하여 SiC 연마지로 2000grit까지 단계적으로 습식 연마하고, 0.3㎛까지 알루미나 분말로 미세 연마한 후 초음파 세척하여 EG&G사의 263A potentiostat을 이용하여 실험하였다. 실험에 사용한 기준전극은 SCE(Saturated Calomel Electrode)전극, 보조전극은 고밀도 탄소전극을 사용하였다. 전해질 용액은 Artificial saliva 용액을 사용 하였고 용존산소를 제거하기 위하여 아르곤 가스를 시험 시작

전부터 유입 하였으며, 항온조를 이용하여 37℃의 일정한 온도에서 실험하였다. 자연전위가 안정된 후 1.667㎷/sec의 속도로 주사하여 -1500㎷에서 2000㎷까지 동전위 분극 실험을 하였고, 300㎷의 일정 potential을 주어 600초 동안 정진위 실험을 하였다. 시험 후 SEM을 이용하여 시편의 표면을 관찰 하였다.

Ⅲ. 결과 및 고찰

3-1. 미세조직 및 상변화

Fig.1은 실험에 사용된 합금의 주조상태에서 미세조직의 변화를 관찰한 광학현미경 사진이다. Ti과 전율고용하는 Zr을 첨가한 Ti-xZr합금의 미세조직에서는 일반적으로 ά상이 침상, facet 또는 다이아몬드 형상의 마르텐사이트 조직과 쌍정 조직(twined structure)이 나타났다. Ti-10wt%Zr에서는 lamellar 조직이 나타났으며 Ti-20wt%Zr부터 needle-like 조직이 나타나기 시작하여, Ti-40wt%Zr 시편은 거의 needle-like 조직으로 되었다. 즉 Zr의 함량이 증가할수록 lamellar 구조에서 needle-like 구조로 변화 되었다. Fig.2는 주조시편을 주사전자현미경을 통해 고배율로 관찰한 것이다.

일반적으로 Ti-Zr계 합금은 고온의 β(bcc)에서 저온의 α(hcp)로 동소변태하며, 또한 β-Ti은 전 조성 영역에서 마르텐사이트(ά)로 무확산변태한다. 상태도에 의하면 Ti-Zr합금의 동소변태온도구간은 순Ti의 882℃부터 52at%Zr의 605℃까지 합금의 조성에 따라 서로 다른 변태온도를 갖는다[11]. 또 at%Zr 함량에 따른 Ti-Zr합금계의 마르텐사이트변태 온도 변화를 보면 순Ti의 변태온도는 Ms=882℃인데 at%Zr 함량이 증가함에 따라 변태온도는 점점 낮아지고 50at%Zr일 때 Ms=500℃이다[12].

따라서 Ti-10wt%Zr에서 Ti-40wt%Zr로 Zr 함량이 증가함에 따라 lamellar 구조에서 needle-like 조직으로 변하는 것은 Zr 함량이 증가함에 따라 Ms가 낮아져서 아크로(arc furnace)에서 무확산변태가 일어나기 쉽기 때문으로 생각된다.

Fig.3 과 Fig.4는 Ti에 10, 20, 30 및 40wt%을 함유한 Ti-xZr합금들의 균질화 처리한 후 광학현미경과 주사전자현미경으로 미세조직을 관찰한 사진이다. 균질화처리된 합금에서도 일종의 무확산변태에서 보여지는 needle-like 조직이 나타났다.

Fig. 5는 주조상태와 균질화처리된 Ti-xZr합금의 X-선 회절분석 결과이다.

주조상태 합금과 1000℃에서 24시간 균질화 처리 후 노냉한 합금은 β상에서 α상으로 완전한 천이가 일어나 균일한 α상이 나타났다. 이는 아크로의 수냉동(Cu) 하스(hearth)에서 냉각한 주조상태의 합금보다 냉각속도가 느리기 때문으로 생각된

다. 실제로 Takahashi등에 따르면 완전한 α균일 상이 되기 위해서는 0.1℃/sec 정도의 냉각속도가 필요하다고 보고하고 있다[13]. 또한 Ti은 882℃ 이상의 온도에서 bcc인 β상으로 존재하나 냉각하면 hcp인 ά상으로 변태하기 때문에 Ti결정구조는 실온에서는 α상으로 존재한다.

Ti-Zr합금은 냉각속도와 Zr 함량에 따라 α상, α+β조직 그리고 β상으로 되며 각기 성질도 달라진다. 일반적으로 α형 Ti합금은 내산성이 높으며 용접성 및 고온강도가 우수하여 항공산업에 널리 쓰이고 있으나 실온에서 냉간가공이 어려운 단점이 있다. β형 Ti합금은 공석반응을 하기 때문에 융점이 낮고 강도가 높으며 연신율이 증가하는 경향이 있으며 용접성과 가공성이 우수하여 치과재료로서 바람직하다고 알려져 있다. 그리고 α+β형 Ti합금은 두 상을 이룬 구조로 되어 있어 일반적으로 강하고 α형 Ti합금보다는 가공성이 좋으나 다소 용접성이 떨어지는 것으로 보고되고 있다[14].

3-2. 동전위 분극실험

생체용 재료로 사용되기 위해서는 생체조직에 직접 매식되기 때문에 기계적 성질 뿐만 아니라 내식성이 우수해야 한다. 생체내의 부식은 생체내로 금속이온 용출의 중요한 원인이 되므로 생체 적합성과 매우 밀접한 관련이 있다. 생체 내에서 금속의 이온화는 금속표면에 형성된 부동태 피막의 안정성에 따라 달라진다. Ti과 Zr은 표면에 산화피막의 형성으로 부동태화 되기 때문에 배양액이나 생체액의 환경에서 쉽게 이온화되지 않고 부식의 진행도 어렵게 되어 생체 내에서 안정도가 높으며 체액을 변화시키지 않으므로 조직의 자극성은 거의 나타나지 않는다.

내식성을 평가하기 위한 방법인 동전위 분극시험은 용액과 금속이 접촉될 때 금속이온의 이온화 경향에 의해 형성되는 부식 전위를 측정할 수 있으며 매우 미세한 전위에 의해 합금 표면에 부식을 일으키고, 그 때 형성되는 부식 생성물에 의해 나타나는 전류차단을 인지함으로써 금속이 용액내로 용출되어 전해액과 어떤 반응을 어느 정도하는가를 단시간 내에 정량적으로 나타낼 수 있다[11]. Karen 등(1980)은 양극분극 시험으로 유사체액에서 생체용 Ti계 합금의 부식거동을 조사하여 보고하였으며, Fraker 등(1987)은 양극분극시험이 전위와 전류관계의 측정으로 생체용 금속과 같은 활성태-부동태 금속의 부식거동을 파악하는데 적합한 것으로 보고

하고 있다[15~16].

Ti합금의 내식성에 미치는 Zr의 영향을 조사하기 위해 동전위 분극시험에 의해 평가 하였다. Fig. 6은 -1500 ~ 2000㎷ 범위의 Potential을 주어 측정된 주조상태와 균질화처리상태 Ti-xZr 합금의 분극 곡선이다.

주조상태는 조직의 불균질화로 인하여 Zr 함량에 따른 내식성 개선의 경향을 보이지 않았으나 균질화 처리한 경우는 Zr 함량이 증가할수록 E_{corr} 값이 -810mV까지 높아지고, I_{corr} 값은 7.702 × 10^{-8} 까지 낮아져 내식성 개선의 경향을 보였다 (Table. 1).

Table 1. Corrosion current density (I_{corr}) and corrosion potential (E_{corr}) of Ti-xZr alloys after electrochemical test in artificial saliva solution at 36.5±1℃

	As-cast				Homogenized			
	Ti-10Zr	Ti-20Zr	Ti-30Zr	Ti-40Zr	Ti-10Zr	Ti-20Zr	Ti-30Zr	Ti-40Zr
E_{corr} (㎷)	-910	-790	-970	-710	-900	-850	-860	-810
I_{corr} (A/cm^2)	3.358×10^{-7}	2.861×10^{-7}	8.436×10^{-7}	3.483×10^{-7}	1.880×10^{-7}	1.508×10^{-7}	1.507×10^{-7}	7.702×10^{-8}

일반적으로 부동태구역의 전류밀도가 낮을수록 부동태 피막을 통과하는 이온의 양은 적고 내식성은 우수하게 된다[17].

따라서 본 실험에서 Ti에 Zr을 첨가 할수록 내식성이 우수한 이유는 Zr이 높은 전위에서도 Ti과 같이 화학적으로 안정하여 쉽게 용출되지 않고 Ti계 합금에 보호 피막인 부동태 피막을 더욱 견고하게 형성해주기 때문이라고 생각된다.

3-3. 정전위 실험

Fig. 7은 부동태 안정성 시험결과로, 전류밀도-시간 곡선으로부터 주조상태 보다는 균질화처리한 경우가 1 order정도의 전류밀도가 시간이 갈수록 현저하게 감소하여 표면의 안정성이 우수하게 나타났고 Zr이 첨가 될수록 전류밀도가 낮게 나타났다. 이러한 현상은 Morishita 등의 전자론에 의한 Ti합금의 내식성의 평가에서

Ti-M(Zr, Al, V등)합금원소간의 공유결합강도를 나타내는 결합차수와 활성용해전류 peak 사이에는 정량적인 관계가 있고 결합차수가 크면 활성용해전류 peak는 작아져 내식성이 높게 나타나는데, Zr은 결합차수를 크게 증가시키지만 Al은 반대로 크게 감소시키며 V은 약간 증가시킨다고 보고하였다[18]. 따라서 Ti-xZr합금에서 Zr은 높은 전위에서도 화학적으로 안정하여 용출되지 않고 내식성이 좋아지게 한다.

Ⅳ. 결 론

Ti에 Zr을 10, 20, 30 및 40wt% 첨가하여 Ti-xZr 이원계 합금을 제조한 후, Zr의 함량에 따라 생체재료로서의 부식특성에 미치는 영향을 전기화학적으로 조사한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. SEM, OM 분석 결과, Ti-10wt%Zr에서는 lamellar 조직을 나타내었으며 Ti-20wt%Zr부터 needle-like 조직이 나타나기 시작하여, Ti-40wt%Zr시편은 거의 needle-like 조직으로 되었다. 즉 Zr의 함량이 증가할수록 lamellar 구조에서 needle-like 구조로 변화 되었다.
2. Ti-xZr을 제조하여 주조상태 시편과 균질화 처리한 시편의 XRD 상 분석 결과, 모든 시편에서 α상 조직이 주로 나타났다.
3. 분극 시험결과, 주조상태는 조직의 불균질화로 인하여 Zr함량에 따른 내식성 개선의 경향은 보이지 않았으나 균질화 처리한 경우는 Zr 함량이 증가할수록 내식성이 증가 되었다.
4. 부동태 안정성 시험결과, 전류밀도-시간 곡선으로부터 주조상태 보다는 균질화 처리한 경우가 1 order 정도의 전류밀도가 시간이 경과함에 따라 현저하게 감소하여 표면의 안정성이 우수하게 나타났고 Zr이 첨가 될수록 전류밀도가 낮게 나타났다.

이상 연구결과에서, Ti에 Zr을 첨가할 수 록 전류밀도가 낮아져 내식성이 향상됨을 알 수 있었다. 특히 균질화 처리한 Ti-40wt%Zr 합금에서 전류밀도가 가장 낮아 우수한 내식성을 보였으며, 이는 Zr이 내식성의 향상에 기여한 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. N. K. Sarkar, W. Redmond, B. Schwaninger and A. J. Goldberg, Jr. Oral, Rehabil., 1983;10:121.
2. J. A. Sorensen, M. J. Engelman, T. Daher and A. A. Caputo, Jr., Prosthet. Dent., 1990;63:630.
3. R. E. Espevik, Acta Odontol, Scand., 1997;36:113.
4. A. D. valentine, R. J. Anderson and G. Bradnock, British Dent. Tr., 1978; 144:105.
5. D. Brune, G Hultquist and C. Leygranf, Scand. Jr. Dent. Res., 1984;92:262.
6. M. Pourbaix, Electrochemical Corrosion of Metallic Biomaterials, 1984;5:122.
7. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys, .Materials Sci. Eng. A, 1998;243:231-236.
8. Davies JE, Lowenberg B, Shiga A. The bone-titanium interface in vitro, J. Biomed. Mat. Res. 1990;24:1289-1306.
9. Therin M, Meunier A, Christel P. A histomorphometric comparison of the muscular tissue reaction to stainless steel, pure titanium and titanium alloy implant materials. J. Mat. Sci. Mat. in Med., 1991;2:1-8.
10. Kuroda D, Ninomi M, Morinaga M, Kato Y, Yashiro T. Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials. *Mater. Sci. Eng. A*, 1998;243:244-249.
11. Shukla AK , Balasubramaniam R, Bhargava S. Effect of replacement of V by Fe and Nb on passive film behavior of Ti - 6Al - 4V in simulated body fluid conditions. *J. Alloys Comp.*, 2005;389:144-152.
12. okazaki Y, Kyo K, Rao S, Tateishi T. Corrosion Resistance and the Relative Growth Ratios of Mouse Fibroblasts L929 Cells for Various Pure Metals, J. Japan Inst. Metal Dent., 1997;61:656.
13. 정종현, 백승남, 노 학, 고영무. 생체용 Ti1-x-Zrx합금의 기계적 성질과 내부식성. 대한치과기재학회지, 1998;25(1):75-84.

14. Hansen M. Constitution of binary alloys. Mc-Graw-Hill Book Company, New York, 1958:1245.
15. Takahashi M, Kobayashi E, Hamanaka H. unpublished work, Tokyo Medical and Dental University, 1994.
16. Donachie, Jr. M. J. : Titanium and Titanium Alloys, American Society for metals., 1982.
17. Karen MS, Anna CF. Anodic polarization behavior of Ti-Ni and Ti-6Al-4V in simulated physiological solution. J. Dent. Res., 1980;59:1590-1602.
18. Fraker AC. Corrosion of metallic implants and prosthetic deviced. ASM Handbook - Corrosion. ASM International. Ohio., 1987;13.
19. Schutz RW, Thomas DE. Corrosion of Titanium and Titanium alloys, Metals Handbook, 9Th Edition, Corrosion, 1987;13:669.
20. M. Morishita, N. Kawai, K. Yoshikawa, M. Morinaga, N. Yukawa and H. Adachi, J. Japan Inst. Metals., 1990;54:568

사진부도

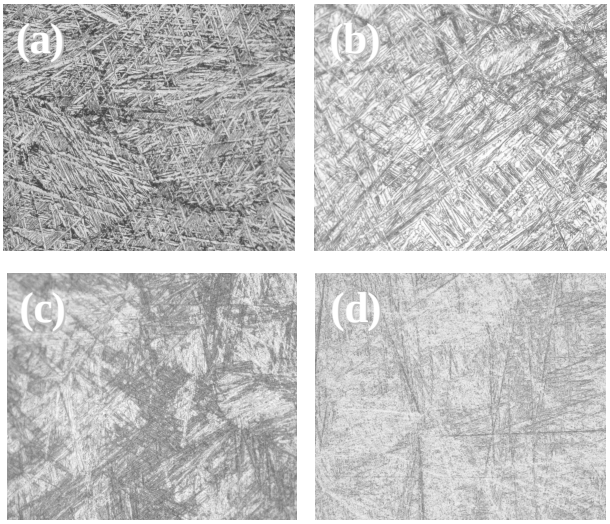

Fig. 1. OM micrographs of as-cast Ti-xZr alloys.(×200)
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr

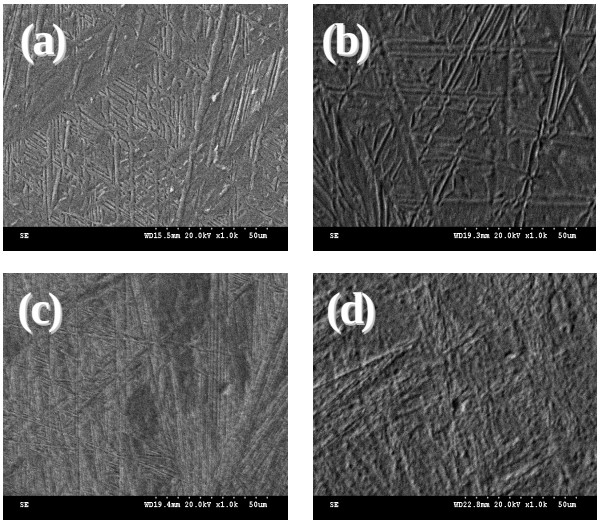

Fig. 2. SEM micrographs of as-cast Ti-xZr alloys.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr

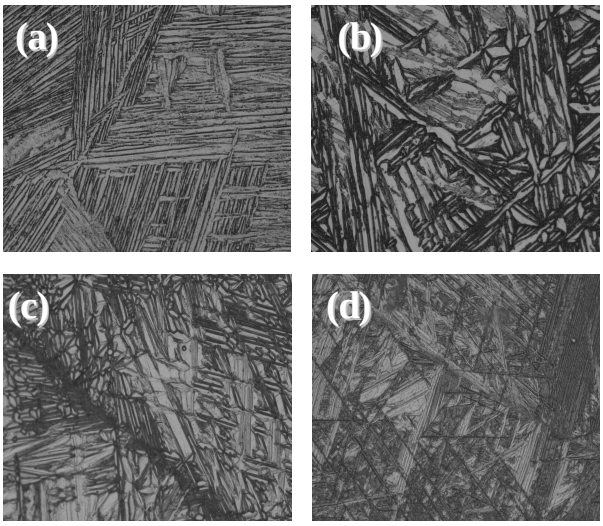

Fig. 3. OM micrographs of homogenized Ti-xZr alloys.(×200)

(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr

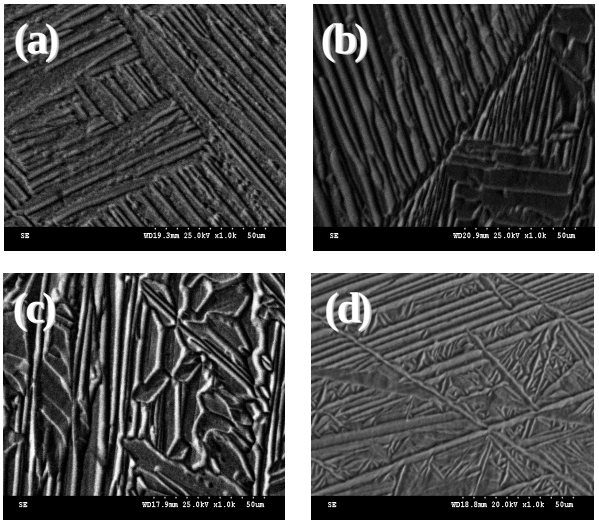

Fig. 4. SEM micrographs of homogenized Ti-xZr alloys.

(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr

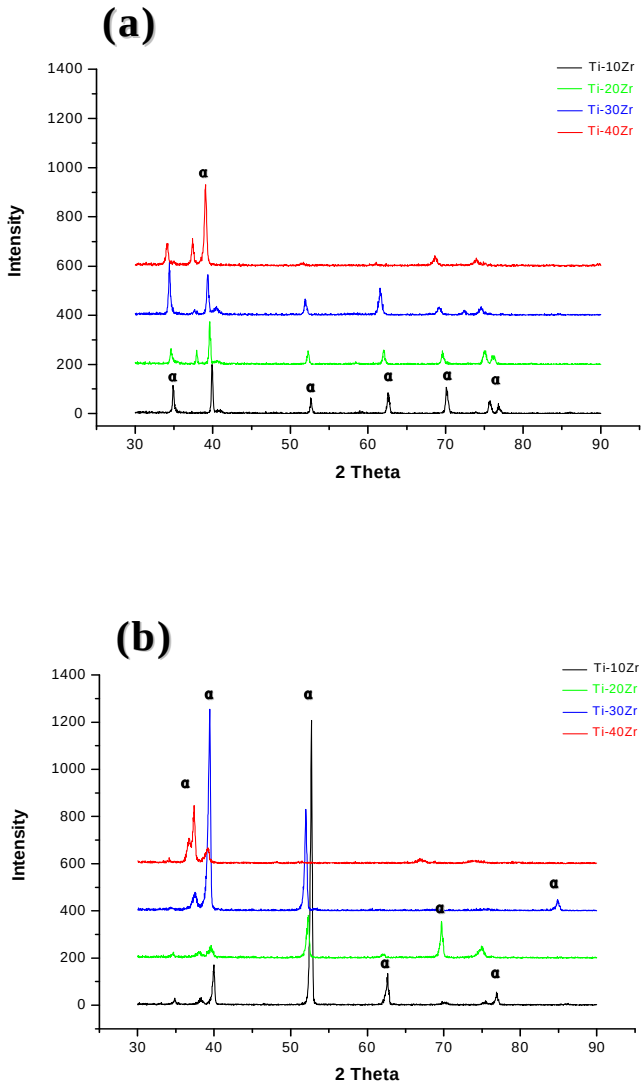

Fig. 5. X-ray diffraction patterns of Ti-xZr alloys.
(a) as-cast (b) homogenized

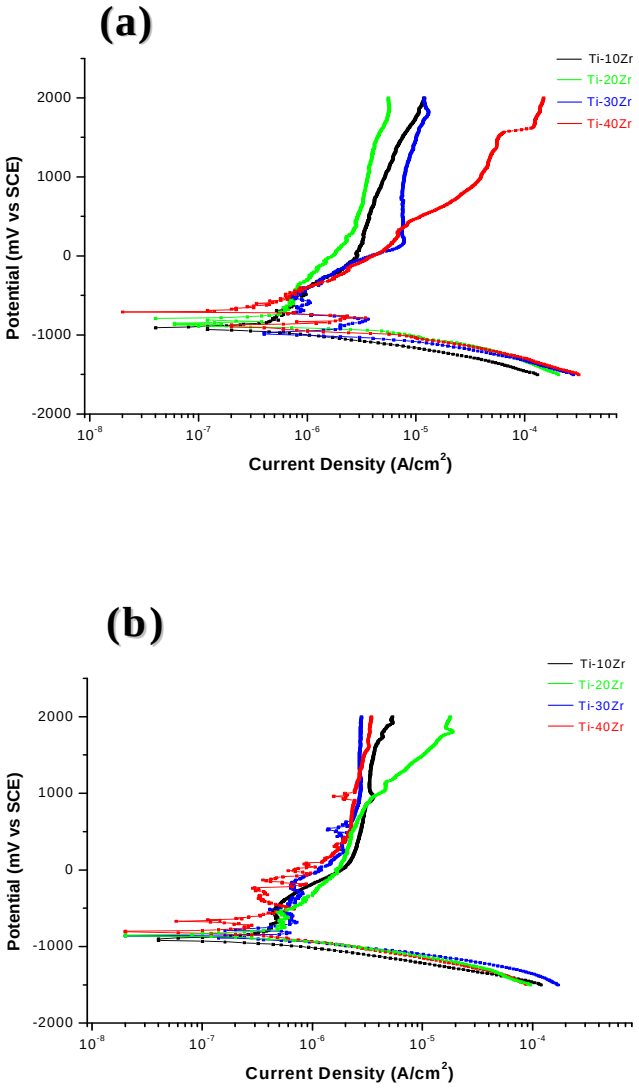

Fig. 6. Polarization curves of Ti-xZr alloys after potentiodynamic test in artificial saliva solution at 36.5±1℃. (a) as-cast (b) homogenized

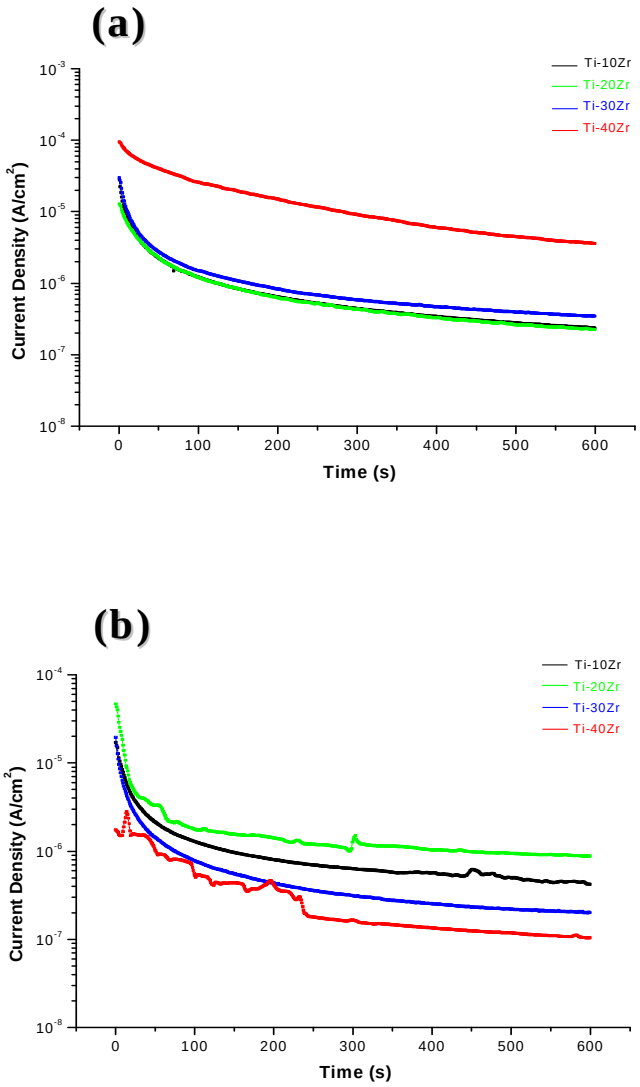

Fig. 7. Current density-time curves(const. 300㎷) of Ti-xZr alloys after potentiostatic test in artificial saliva solution at 36.5±1℃.
(a) as-cast (b) homogenized

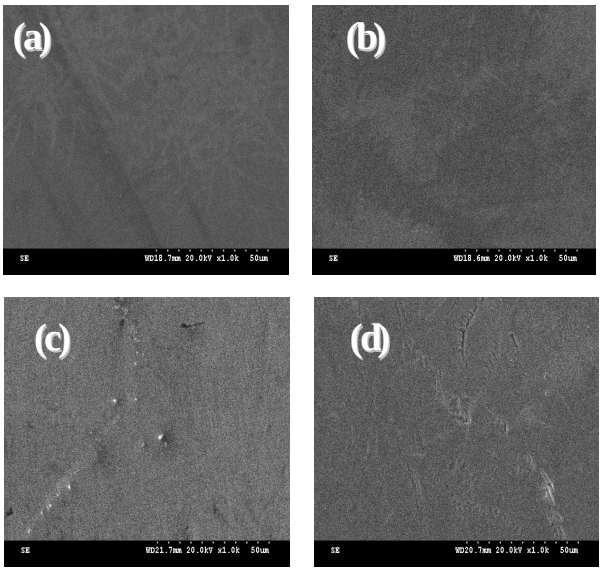

Fig. 8. SEM micrographs of surface for as-cast Ti-xZr alloys after potentiodynamic test artificial saliva solution at 36.5±1℃.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr

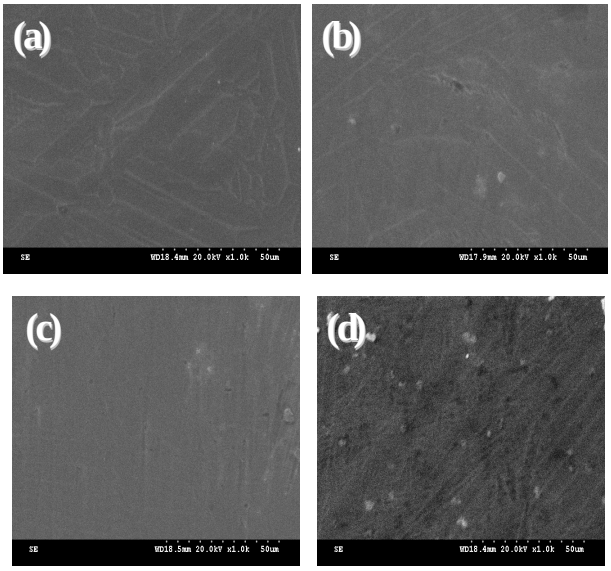

Fig. 9. SEM micrographs of surface for homogenized Ti-xZr alloys after potentiodynamic test artificial saliva solution at 36.5±1℃.
(a) Ti-10Zr (b) Ti-20Zr (c) Ti-30Zr (d) Ti-40Zr

감사의 글

학교에 다시 들어온 지 엊그제 같은데 어느덧 2년이라는 시간이 흘러 처음 입학 시의 생경함 이라는 느낌이 익숙함으로 바뀌었습니다.

돌이켜 보면 만족할 만한 일보다 아쉬운 점이 더 많았지만 새로운 식구들과의 만남은 단조로운 삶을 살던 저에게 크나큰 활력소가 되었습니다.

미덥지 못한 저에게 많은 조언과 격려를 아끼지 않아주시고 이 논문을 마무리할 수 있게 도와주신 고영무 지도교수님께 먼저 깊은 감사와 존경의 마음을 전합니다.

그리고 항상 따뜻한 마음으로 지도해주신 최한철 교수님, 제 학위 논문을 심사 해주신 김병옥 교수님께도 감사의 마음을 전합니다.

끝으로 바쁜 일정에도 항상 도움을 주신 치과재료학 식구들과 선배님들께도 감사의 마음을 전하며, 힘들고 어려울 때마다 힘이 되어준 사랑하는 아내와 가족들에게도 감사의 글을 전합니다.

2006년 12월

저자 하 우 형

저작물 이용 허락서

학 과	치의학과	학 번	20057251	과 정	석사
성 명	한글 : 하우형 한문 : 河宇炯 영문 : Ha Woo Hyung				
주 소	경기도 광주시 경안동 57-12				
연락처	031-761-2840	E-MAIL	keysnovember@naver.com		
논문제목	한글 : 생체용 Ti 합금의 부식특성에 미치는 Zr함량의 영향				
	영어 : Effects of Zr Content on the Corrosion Characteristics of Ti Alloy for Biomaterials				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건아래 조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집·형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 또는 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물의 이용허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음
7. 소속대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(O) 반대( )

2006년 12 월 일

저작자: 하 우 형 (서명 또는 인)

조선대학교 총장 귀하