

생체용 순수 Ti 주조체의 냉각방법에 따른 구조조직과 부식특성 및 경도에 관한 연구

대구산업정보대학 치기공과

김 재 도

=Abstract=

A study on microstructure, corrosion characteries and hardness of pure Ti according to cooling methods

Jae-Doo Kim

Dept. of Dental Laboratory Technology, Daegu Polytechinc College

The purpose of this study was to investigate the microstructure and hardness, corrosion of pure Ti alloy, which is widely used as partial denture frame work these days, depending on the cooling method, followed by casting.

The first group was bench cooling at room temperature(18°C), the second group was slowly cooled in the furnace from 700°C to room temperature, and third, rapidly cooled in 0°C water. The microstructure of each specimen observed by means of photomicrograph taken by electron microscope, in add to the physical characteristics of each specimen were obtained using the rockwell Hardness Number, the characteristics of corrosion.

The results were obtained as follows:

1. From Potentiodynamic plot, we conclude furnace-cooled specimen had the best stability of passive film and that air-cooled specimen showed similar characteristics. The density of electric

current of quenched specimen was the highest, which formed kind of unstable passive film.

2. Specimen cooled at room temperature (air cooling) had the highest value of hardness of 81.26HRB, specimen cooled at ice-water, 0°C, had the value of 78.42HRB, and specimen furnace-cooled at 700°C had lowest value of 77.1HRB.

3. Quenching treated micro-structure formed martensite structure by and large. In case of air cooling, we could see α -structure widmanstatten formed overall. In furnace cooling, widmanstatten structure and various shape α -structures forming colony with direction were detected.

Key Words : Cooling methods, microstructure, conrosion characterics, hardness, Ti.

1. 서 론

현재 국내에서 국소의치용 금속재료로 가장 많이 사용되는 합금은 비귀금속 합금인 크롬-코발트계 합금으로 Haynes(1907)에 의해 최초로 개발되었다. 그 후 Prange와 Erdle(1933)에 의해 치과용 크롬-코발트계 합금인 Vitallium이 소개 되었고 유사 합금들이 많이 개발되었으며, Taylore(1957) 등에 의해 그 규격도 제정 되었다. 크롬-코발트계 합금은 금합금에 비하여 물리적, 기계적 성질이 우수하고 가격이 저렴하며 경제성을 갖추었기 때문에 금합금을 대신하여 사용되어 왔으며, 근래에는 모든 가철성 국소의치의 대부분이 크롬-코발트계 합금이 사용되고 있다. 반면 크롬-코발트계 합금은 지나치게 큰 경도, 낮은 연성, 전성 및무게 등으로 인하여 그 사용범위가 제한되고 있다(노정주의, 1985). 이러한 크롬코발트계 합금의 물리적 성질을 개선하기 위하여 많은 합금이 개발 되고 있다. 그 중에서 가장 대표적인 것이 티타늄이다. 티타늄(titanium)은(Cranin, 1998 ; Worthinton, 1998) 그리스 신화 타이탄(Titan)의 이름을 따서 명명(命名)된 원자번호 22번의 천이금속원소(遷移金屬元素)이며,

고비강도이면서 내식성이 우수하여 하이테크시대의 요구를 만족시킬 수 있는 신소재 금속이다. 티타늄은 지구를 구성하는 실용금속 중에는 Al, Fe, Mg 다음으로 많은 원소이다. 현재 금속티타늄 구조에 사용되는 광석은 주로 금홍석(rutile)과 일메나이트(ilmenite) 2종류인데, 금홍석은 TiO₂함량이 95%의 고품질이고 일메나이트는 TiO₂함량이 55% 정도이다. 순티타늄의 특징은 용점이 높으며, 열팽창계수와 영률이 강(鋼)에 비해 작고, 전기저항이 비교적 크고, 비중이 철과 알루미늄의 중간 등이다. 한편 화학적 성질은 질소, 산소, 수소, 탄소와 상당히 강한 친화력을 가지고 있으며, 특히 산소는 티타늄표면에 안정한 부동태피막(不動態被膜)을 형성하여 우수한 내식성(耐蝕性)을 나타낸다.

티타늄은 용점이 높고 활성이므로 통상 대기중(大氣中)에서 실시하는 강(鋼)이나 알루미늄 등의 구조와는 큰 차이가 있다. 티타늄 구조는 용해와 구조를 하나의 진공용기내에서 직결된 일련의 장치에서 실시하며, 용해되지 않은 소정량의 용탕을 경제적으로 용해함과 더불어 용탕의 엄밀한 온도 관리, 용탕과 반응하지 않는 주형재료의 경제적인 선택, 제품의 박육화에 따른 치수정밀도의 양호한

용탕흐름의 확보, 구조결함을 방지하는 구조방안 등이 요구된다. Ni, Cr, Co, Mo, Al, Be, Cd, V, Na, Pb 등은 인체에 독성이 있지만, 티타늄은 독성이 없을 뿐만 아니라 의학적으로 조직적합성이 (Tetsch외, 1990) 좋으므로 심장페이스메이커, 인공관절, 치과용 보철, 치열교정기(齒列矯正機), 인공치근(人工齒根) 등에 사용되어지고 있다. 일본은 1980년 Ohara(주)에서 개발된 티타늄 소형 치과구조기를 사용하여 치과용 복잡 형상, 인체수복물이 실용화에 성공하여 세계적으로 시장개척 단계에 있지만 국내의 순수 티타늄 및 합금의 연구는 고가의 연구비 및 생산기자재 미비로 극히 초보 단계이다.

한준현 외(1996) 등은 생체용 Ti합금의 부식특성에 관해서, 최창우 외(1992) 등은 TiAl 금속간 화합물 주조재에서 기계적 성질이 온도의존성에 관해서, 박표준 외(1991) 등은 VIM법에 의한 TiAl 금속간 화합물의 용해 및 주조에 관한 연구, 송홍석 외(1994) 등은 Ti계 임플란트 재료와 연결 구조물 합금간의 갈바닉 부식에 대한 연구를 보고한 바 있다.

본 연구에서는 국내·외에서 국소의치용으로 많이 사용되고 있는 순수 Ti를 선택하여 진공분위기 하에서 용해한 후 구조체를 각각 제작하였다. 이 구조체를 냉각방법에 따라 급냉(quenching), 공냉(air cooling), 로냉(furnace cooling) 처리를 한 후 각각의 시편에 대해서 전자현미경을 이용하여 구조조직을 관찰하고, Potentiostate를 이용하여 부식특성을 측정하며 기계적 성질인 경도를 측정하고 그 연관성을 검토하여 실제 생체재료로써 사용 가능성 여부를 검증하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험 재료

본 실험재료는 국소의치 금속 구조물용으로 현재 임상에서 많이 사용되고 있는 합금중 pure titanium(OHARA Co., JAPAN)을 실험대상으로 사용하였으며, 순티타늄의 조성성분 및 용도, 제조회사와 국적은 다음 Table 1과 같다.

Table 1. The composition and manufactory of experimental metal.

Bland name	Manufactory and Nationality	Use	Composition
Pure titanium	Ohara Co., Japan	Removable partial denture prosthodontics	Ti : 99.5 % Others

2. 실험방법

1) Wax pattern 제작 및 매몰

동일한 크기의 wax pattern시편 제작을 위하여 직경16mm, 높이1.2mm인 원통형 stainless steel mold를 사용 하였으며 이때 사용된 wax는 paraffin wax (HAN DUK CHEMISTRY Co., KOREA)이며 casting mold표면의 porosity 발생을 감소시키기 위하여 습윤제(G.C Surcast, G.C Dental industrial Co., Japan)를 wax pattern의 표면에 도포한 후 제작된 wax pattern을 10gauge round form wax를 sprue 선으로 식립한 후 동일한 크기의 직경 40mm의 metal ring에 asbestos를 이장 시킨 후 각 실험군 마다 4개씩 모두 12개를 제조회사의 지시에 따라 W/P ratio은 전자저울과 비이커를 사용하여 정확한 중량비율(W/P ratio:0.18)로 혼합하여 매몰하였다(김재도, 1998).

2) 냉각방법 및 연마.

소환온도는 300℃에서 30분계류, 800℃에서 30분 계류, 1170℃에서 30분 계류 후 서서히 냉각한 다음 약 40℃ 온도에서 Argon arc non-oxygen centrifugal casting machine(Ohara Co., Japan)을 사용하여 제조 회사의 지시대로 주조하였다. 각각 4개씩 3개군으로 나누어 제 1군은 주조 후 전기로(700℃)속에 로냉시켰으며 제 2군은 주조 후 실온에 그대로 방치하여 공냉 (air cooling) 시켰다. 제 3군은 주조후 급냉효과를 높여주기 위하여 즉시 casting ring을 0℃ 얼음물 속에서 수냉(water cooling)시켰다. 완전히 냉각된 모든 시편은 매물재를 sand blaster로 깨끗이 분리한 후 sprue를 절단하였다. 그 후 모든 시편들은 200, 400, 600, 800번 및 1200번 sand paper를 이용하여 차례로 연마한 후 buff연마기 (Buhler Co.,U.SA)에서 Al₂O₃를 연마재로 사용하여 최종 연마한 후 시편표면의 흠을 제거하고 광택을 얻었다. 또한, 시편제작을 위해서 사용된 보조 실험재료 및 기구는 다음과 같다.

3) 성분분석

주조체의 냉각방법을 달리한 각각의 시편에 대한 상확인(phase identification) 위해 X-선 회절 분석기(X-ray diffractometer, Rigaku Co.,Japan)를 이용하였다. 이때 사용한 X-선은 Cu K α (λ =1.5405 Å)이었으며, 분당 4° 의 주사속도로 2 θ 가 10~80° 인 범위 내에서 시험하여 그 결과를 JCPDS 자료와 비교하였다. 또한, EDAS(Energy Dispersive X-ray Spectroscopy, KEVEX SIGMA FISONS Co., U.S.A.)를 사용하여 X-ray 결과를 검증하였다.

4) 부식실험

주조체의 냉각방법을 달리한 각각의 시편에 대하여 금속재료의 부식성 평가에 널리 사용되고 있는 Potentiostat(EG&G, Model 273)를 이용하여 측정하였다. 순수 Ti 시편들은 표면 산화피막 형성으로 인하여 경납을 이용한 접합이 불가능하므로 회전 전극(rotating disk)의 단면적이 1.733cm²가 되게 rounding을 한 후 시편을 구리봉(0.5mm ϕ

Table 2. Side-materials and instruments.

Materials or Instruments	Manufactory	Country
Inlay wax	G-C Dental INC.	JAPAN
Paraffin wax	HANDEUKChemistry	KOREA
Asbestos liner	WHIP-MIX Co.,	U.S.A.
Vacuum mixer	WHIP-MIX Co.,	U.S.A.
Casting ring	OHARA Dental Co.,	JAPAN
Ultrasonic Cleaner	SUN-ELECTRONICS	JAPAN
Argon arc Non-Oxygen casting machine	OHARA CO.,	JAPAN
Titanium Vest- II investment	OHARA CO.,	JAPAN
Electric furnace	OHARA CO.,	JAPAN
Rockwell hardness tester	MATSUZAWA Co.,	JAPAN
X-Ray Diffractometer(X선 회절분석기)	RIGACU Co.,	JAPAN
EDXS(Energy Dispersive X-ray Spectroscopy)	KEVEX SIGMA FISONS Co.,	U.S.A.
Metallurgical microscope	ZEISS Co.,	GERMANY

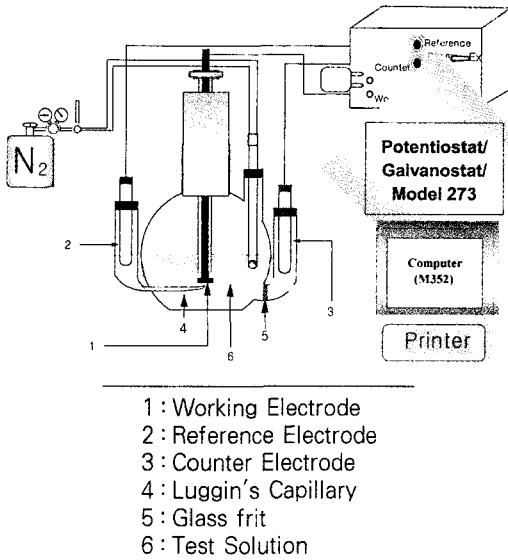


Fig. 1. Schematic illustration of experimental setup for electrochemical measurement.

25cmH)에 전기접촉하였다(Orchard et al, 1988). 실험할 단면적 외에는 용액과의 분리를 위하여 직경 1cm인 유리봉에 넣어 에폭시로 고정하였다.

경납으로 접합시킨 면의 반대편 면은 에머리 페이퍼를 사용하여 2000번까지 연마한 후 아세톤과 알코올로 초음파 세척기를 사용하여 세척하고 시편의 표면적을 1.732cm^2 만 노출되도록 하고 나머지 부분은 상업용 투명락카를 칠해주었다. 전해액은 100 ml의 증류수에 9g NaCl이 함유된 생리식염수를 사용하였으며 온도는 $37\sim 38^\circ\text{C}$ 를(Gerstorfer, 1987) 유지하였다. 실험에 앞서 먼저 용액속의 용존산소를 제거하기 위해 마그네틱 스테러를 이용하여 용액을 교반하면서 질소가스를 1시간 동안 흘려주었다. Fig. 1은 실험장치의 개략적인 모양이다. 시편과 전극 사이에 흐르는 전류의 측정을 위한 상대 전극(Counter electrode)은 백금 전극을 사용하였으며, 시편 표면적의 감소를 방지하기 위하여 백금 screen을

사용하였다. 또한 용액의 오염을 방지하기 위하여 glass frit에 의해 용액과 분리시켰다. 시편과 전극 사이에 흐르는 전위의 변화를 측정하기 위한 기준 전극(Reference electrode)은 포화 칼로멜 전극을 사용하였다. 기준 전극은 모세관을 경유하며 모세관은 시편 표면에서 약 0.5mm 정도의 간격을 유지하였다. 실험조건은 -800mV 에서 1600mV 까지 $0.5\text{mV}/\text{sec}$ 의 scan rate로 potentiodynamic curve를 얻었다. 시험의 모든 과정은 컴퓨터 프로그램(Softcorr Model 342)을 이용하여 측정하였다.

5) 경도측정

시편의 경도는 Rockwell Hardness 경도기(MATUSUZAWA Co, Japan)를 사용하여 다음의 원리를 적용하였다. 강구(鋼球)(지름 $1/16''$)를 이용하여 일정한 하중하의 압흔깊이로써 경도를 측정하는 방법이다. Rockwell 경도는 처음 10Kg의 초하중(minor load)을 가하여 시편편을 고정시켜 그 때의 압흔깊이를 0으로 한다. 계속해서 주하중(major load)을 가한 다음 다시 초하중으로 하중을 제거시켜 그 때의 지시눈금이 압흔의 영구깊이가 된다.

Rockwell 경도수(HRB)는 하중을 압입자극의 표면적으로 나누어 다음과 같이 구한다. 실험장비는 AR-10이며, 스케일은 B, 초하중은 10kg, 주하중은 100kg이며, 압입자는 鋼球를, HRB의 단위는 Kg/mm^2 이다. 이 때 각 시편마다 1면당 7회의 경도측정을 한 후 최대치 및 최소치를 제외하고 나머지 5회의 경도치를 평균하여 평균값과 표준편차를 계산하였다. 오차범위는 ± 1.2 이다.

6) 현미경 조직관찰

구조체의 냉각방법을 달리한 각각의 시편에 대한 소둔 조직을 SEM(Sanning Electron Microscopy,

Hitachi S-4100C, Japan)으로 관찰하였다.

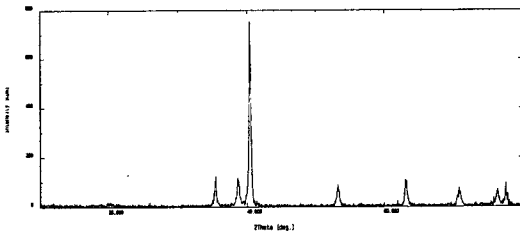
조직관찰을 위한 etching solution은 80% H_2O +15%Hf+5% HNO_3 을 사용하였으며, etching은 상온에서 5~8초간 하였다.

각 시편마다 관찰한 후 1면에 3부위를 선택하여 결정구조, 주조결함 및 특정조직을 위주로하여 각각 500배, 1000배의 배율로 촬영하였다.

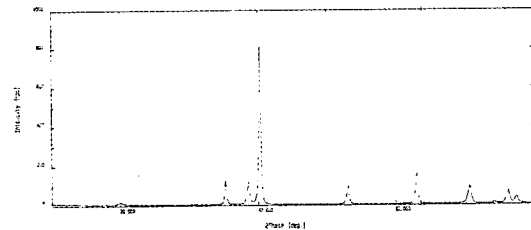
III. 실험결과

1. 성분분석

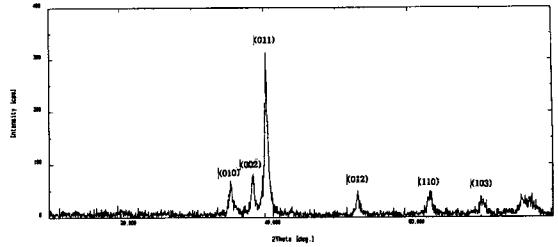
Fig. 2는 주조체의 냉각방법을 달리한 각각의 시편에 대한 XRD 분석을 행한 결과이다. 분석결과 주조된 순수Ti는 HCP(Hexagonal Closed-Packed)구조를 갖는 순수Ti의 것(JCPDS 5-0682)과 일치하였다. 또한, Fig. 3에서 보여주는 것과 같이 EDXS의 결과도 순수 Ti임을 검증할 수 있었다.



(a) Quenched Ti



(b) Air cooled Ti



(c) Furnace cooled Ti

Fig. 2. X-ray patterns of different cooling programs.

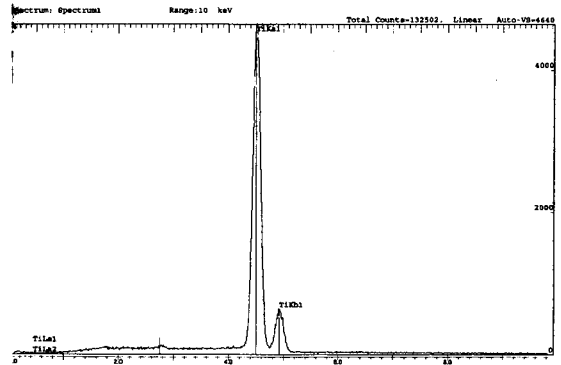


Fig. 3. EDAS data of furnace cooled Ti.

2. 경도

Table. 3은 주조 후 냉각방법에 따른 경도값의 변화를 나타낸 것으로 7회 측정하여 최고치와 최소치를 제외한 나머지로 평균값과 표준편차를 구한 것이다. 상온에서 냉각한(air cooling)것은 81.26HRB로 가장 높게 나타났으며, 0°C의 얼음물에 수냉한(water cooling)것은 78.42HRB, 700°C의 고온에서 로냉(furnace cooling)한 것이 77.1HRB로 가장 낮은 경도값을 나타내었다.

Table 3. Comparison of Rockwell Hardness Number after various cooling methods.

Cooling method	Rockwell Hardness Number (kg/mm ²)	Vickers Hardness Number (kg/mm ²)
	Mean	Mean
furnace cooling	77.10	147
air cooling	81.26	157.5
water cooling	78.42	149

3. 조직관찰

Fig. 4는 급냉처리된 조직의 사진으로 급냉의 경우는 β 상이 급냉으로 인하여 α 상의 핵생성과 성장이 억제된 무확산 변태가 일어나 전반적으로 마르텐사이트 조직이 형성되었다. Fig. 5의 공냉의 경우는 급냉한 조직보다 등축조직들의 α 상들은 조대화 되었으며, 동일한 방위 관계의 등축조직들은 서로 합체되면서 elongate된 조직이 형성되었다. 전반적으로 판상의 α 상으로 형성된 widmanstatten 조직이 형성되어 있음을 관찰할 수 있다. Fig. 6의 로냉의 경우는 widmanstatten 조직과 여러 가지 형상의 등축 및 elongate된 α 상들이 방향성을 가지면서 colony를 형성하고 있으며, 결정립 계면을 따라 조대한 α 상들이 불연속적으로 형성되어 있음을 관찰할 수 있었다.

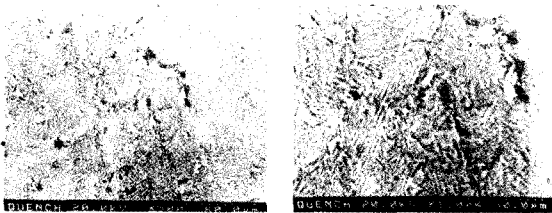


Fig. 4. SEM photomicrographs of quenched Ti.

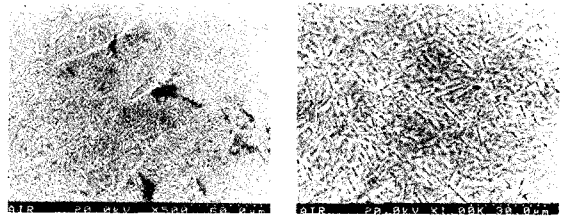


Fig. 5. SEM photomicrographs of air cooled Ti.

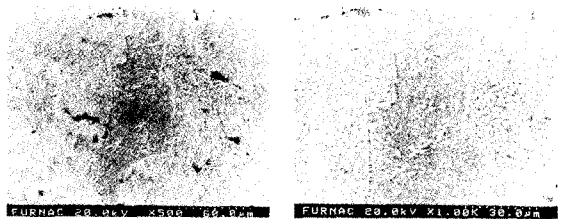


Fig. 6. SEM photomicrographs of furnace cooled Ti.

4. 부식실험

Fig. 7은 주조체의 냉각방법을 달리한 각각의 시편에 대한 potentiodynamic plots을 나타낸 것이다. 공냉된 순수Ti의 경우 E_{corr} 값은 530mV이며 시료의 breakdown전위는 1600mV까지는 관찰되지 않았다. E_{corr} 이란 open circuit조건에서 표준전극에 대하여 부식되는 시편의 표면에서 발생하는 전위를 말하며, breakdown전위란 시료가 부식액에서 Cl_2 가스를 발생하면서 급격히 부식되며 대용량의 전류가 흐르고 시료의 표면에서 급격히 파괴가 일어나는 전위를 말한다. 또한 전체의 전위영역에서 전류밀도가 낮을수록 내식성이 우수하다. 한편 위의 그림에서 로냉된 시편은 E_{corr} 값이 460mV이며 breakdown전위도 1600mV까지는 나타나지 않으므로 안정된 부동태 피막이 형성되었음을 알 수 있다. 공냉 및 로냉된 시편은 안정된 부동태 피막(passivation film)이 형성되었음을 알 수 있지만 급냉 시편의 경우는 E_{corr} 값은 약 4000mV이며 두 시

편에 비해 상대적으로 부동태피막의 형성이 불안정하여 전류밀도가 증가하는 경향을 나타내고 있다. 이것은 표면조직과 관계가 있는 것으로 판단된다.

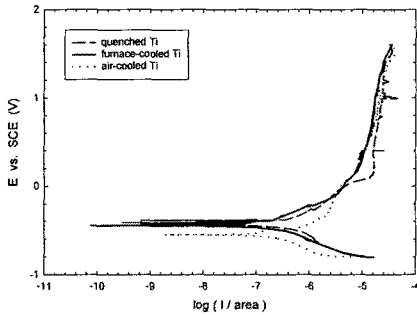


Fig. 7. Potentiodynamic plots of different cooling programs.

IV. 총괄 및 고찰

현재 국소의치 금속구조물용으로 많이 사용되고 있는 크롬코발트계 합금은 지나치게 큰 경도, 낮은 연성, 전성 및 연신율로 인하여 그 사용범위가 제한되고 있다. 이러한 비귀금속 합금의 물리적 성질을 개선시키기 위해서 많은 연구가 이루어져 왔으며 특히 열처리가 물리적 성질에 미치는 영향, 미세조직과 물리적 성질과의 관계, 성분변화와 열처리 효과, 열처리에 따른 경도의 변화 등에 관한 연구 보고가 있었다.

그러나, 비귀금속 합금의 종류가 다양하고 열처리 및 냉각방법에 따른 효과도 재료에 따라 많은 변화가 있다. 온도는 물론 가열속도 및 보철물 제작후의 각종 열처리 등에도 그 재료의 조직과 성질을 결정하는 중요한 요인이 된다.

따라서 본 연구에서는 현재 국내·외에서 사용 중인 국소의치용 순티타늄 금속 1종을 선택하여 성분분석을 실시하고 주조후 냉각방법에 따라 경도를 측정하며 조직을 관찰하고 부식실험을 한 결과, 경도는 공냉(air cooling)에서 81.26 RHN으로 가장 높게 나타났다.

Table 4. Comparison of Rockwell Hardness Number between This study and ADA specification No.14.

Cooling method	RHN-30N	
	This study	ADAS No.14
furnace cooling	77.10	
air cooling	81.26	Min. 50
water cooling	78.42	

또한 미국 치과의사협회 규격 제14호(ADA specification No.14)에서 제시한 Rockwell Hardness Number 주조용 크롬코발트계 합금이 최저 경도치인 RHN-30N의 50보다 높게 나타나므로 국소의치용 순티타늄의 주조후 냉각방법은 3가지 방법 모두 가능함을 알 수 있다. 그러나 공냉(air cooling)한 금속의 경도가 다소 높게 나타났다.

V. 결 론

국소의치 금속구조물용으로 많이 사용되고 있는 pure Ti 합금을 대상으로 제조회사의 지시에 따라 주조한 후에 얼음물속에 급냉(quenching), 실온에서의 서냉(bench cooling), 전기로속에서 로냉(furnace cooling)하여 전자현미경으로 결정립의 크기 및 형태, 주조결함 존재 등을 관찰하고 물리적 성질로서 경도 및 부식 특성을 측정하여 그 연관성을 연구 검토한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

김재도 : 생체용 순수 Ti 주조체의 냉각방법에 따른 주조조직과 부식특성 및 경도에 관한 연구

1. Potentiodynamic plots로부터 부동태피막의 안정성은 로냉된 시편이 가장 우수하였으며, 공냉된 시편도 유사한 특성을 나타내었다. 급냉된 시편은 전류밀도가 가장 높으며 비교적 불안정한 부동태 피막의 형성을 나타내었다.
2. 경도값은 상온에서 냉각한 (air cooling)것은 81.26HRB로 가장 높게 나타났으며, 0°C의 열음물에 수냉 (water cooling)것은 78.42HRB, 70 0°C의 고온에서 로냉한 (furnace cooling) 것이 77.1HRB로 가장 낮은 경도값을 나타내었다.
3. 급냉처리된 조직은 전반적으로 마르텐사이트 조직이 형성되었으며, 공냉의 경우는 전반적으로 판상의 α 상으로 형성된 widmanstatten 조직이 형성되어 있음을 관찰할 수 있고, 로냉의 경우는 widmanstatten 조직과 여러 가지 형상의 등축 및 elongate된 α 상들이 방향성을 가지면서 colony를 형성하고 있으며, 결정립 계면을 따라 조대한 α 상들이 불연속적으로 형성되어 있는 조직을 나타내었다.

대한금속학회지, Vol. 29. No6, 1991.

송홍석 · 박용수 · 김재철. Ti계 임플란트재료와 연결구조물 합금간의 갈바닉 부식에 대한 연구. 한국부식학회지, Vol. 23. No4, 1994.

최창우 · 조원 · 홍준표. TiAl 금속간 화합물 주조재에서 기계적 성질이 온도 의존성에 관하여. 대한금속학회지, Vol. 30. No5, 1992.

한준현 · 이규환 · 신명철. 생체용 Ti합금의 부식특성. ANALYTICAL SCIENCE and TECHNOLOGY, Vol. 9. No2, 1996.

Cranin AN. Implant J 13, 4, 1998.

Gerstorfer JG, Weber H. Dental Materials, 3, 6, 1987.

Haynes E. U. S. Patent Number 873, 745, 1907.

Orchard et al. Electrochem, 17, 666, 1988.

Prange CH, Erdle RW. U.S. Patent Number 1, 909, 1933.

Taylor DE, Sweency WT. A proposed specification for dental chromium-cobalt casting alloys. J. A. D. A., 54 : 44-48, 1957.

Tetsch P, Ackemann KL. International Journal of Aral and Maxilloracial Implants, 5, 2, 1990.

Worthinton P. Dent J Ed, 52, 12, 1998.

참고문헌

김재도. 국부의치용 비귀금속 합금의 주조조직과 성분분석 및 경도에 관한 연구. 대구산업정보대학 논문집 제12집, 62, 1998.

노정극 · 이기대. 국부의치 frame work용 비귀금속 합금의 주조 조직과 경도에 관한 연구. 경북대학교 치과대학 논문집 제2권 1호, 392-393, 1985.

박표준 · 최창우 · 홍준표. VIM법에 의한 TiAl 금속간 화합물의 용해 및 주조에 관한 연구.