

순수 티타늄 주조체의 주형온도에 따른 용탕반응성 및 표면거칠기

차 성 수, 송 영 주*, 박 수 철**

진주보건대학 치기공과, 하나로 치과기공소*, 엔앤에프 치과기공소**

Metal-Mold Reaction and Surface Roughness Measurement of Pure Titanium Casting Specimens with Mold Temperatures

Sung-Soo Cha, Young-Ju Song*, Soo-Chul Park**

Dept. of Dental Lab. Technology, Jinju Health College
Hanaro Dental Laboratory*
N&F Dental Laboratory**

[Abstract]

Purpose: The purpose of this study was to observe the change of metal-mold reaction and surface roughness in titanium casting specimens for phosphate-silica alumina bonded investment with mold temperatures.

Methods: The metal-phosphate silica alumina bonded mold interface reaction and surface roughness of titanium casting specimens according to mold temperatures were investigated. The Specimens were analysed by scanning electron microscopy and surface roughness tester.

Results: The oxidation behavior indicated by the growth of oxide thickness. The titanium-oxide layer were consisted two layer of a porous external and a dense internal one. The reaction layer and surface roughness increased with increasing investment material temperature.

Conclusion: In this work, The most suitable mold temperature in casting of pure titanium was 200 °C.

○ **Key words :** Metal-mold reaction, Surface roughness. Titanium casting

교신저자	성명	차 성 수	전화	010-5549-1861	E-mail	css1861@hanmail.net	
	주소	경남 진주시 상봉서동 1142번지 진주보건대학 치기공과					
접수일	2010. 11. 4		수정일	2010. 11. 12		확정일	2010. 11. 30

I. 서 론

근래에 금의 가격이 폭등하고 있는 시점에서 비귀금속 이면서도 가격이 저렴하고, 생체적합성이 우수한 티타늄을 사용하여 관교의치, 국부의치(Tsutsumi, 1995) 또는 총의치금속상을 제작(고영근 등, 2005; 이도재 등, 2000) 하는 기법이 절실히 요구되고 있다. 순수 티타늄은 내식성이 우수한 금속(박영준 등, 2004)으로, 뛰어난 인성(toughness)을 가지며 열팽창계수가 낮고, 비중이 금합금에 비하여 약 1/4로서 자연치아와 유사함은 물론, 장착감이 양호하고 생체조직과 독성반응 없이 완벽한 생체친화성을 지니고 있지만, 용점이 1,672°C로 높은 열원이 요구되며, 고용점을 갖는 치과용 금속에 비하여 용탕의 유동성이 매우 나쁘고, 약 500~600°C에서 거의 모든 기체, 액체, 고체 재료들과 강하게 반응하는 결함이 있다.

따라서 순수티타늄의 대안으로 Ti-6Al-4V합금이 주목되고 있다(서동인, 1990; Yoshimitsu Okazaki, 1993). Ti-6Al-4V은 금속표면이 산화피막으로 덮여있어 부동태화하기 쉽기 때문에 뛰어난 내식성을 가지고 있고, 생체적합성이 우수하여, 치과영역에서 널리 사용되고 있지만(이순현 등, 2008; 주동현 등 2002), Al 원소의 알츠하이머형 치매와, V원소가 체내에 용해되어 호흡기장애를 유발하고 혈액생성계에 유해 할 수 있다는 세포독성에 대한 문제는 여전히 남아 있는 실정이다(Okazaki et al, 1996).

국내에서는 이를 보완하기 위하여 Ti-Pd계 합금(차성수, 2008) 및 매몰재개발(문수, 2006)이 일부 진행되고 있지만 이에 대한 지속적인 연구가 절실히 요구된다. 티타늄은 일반적인 치과구조방법으로는 이상적인 구조체를 얻기가 극히 곤란한 금속(송광엽, 1992; Frueh et al, 1997)으로, 진공상태에서의 구조공정을 요구하게 되며, 금속과 매몰재와의 계면결합이 발생하는 문제점이 지적되고 있기 때문에 구조재료로 사용하기보다는 주로 제조된 티타늄을 가공하여 임플란트 보철재료로 사용되고 있는 실정이다(Wang, 1996), 최근에는 부분 또는 완전 무치악의 보철 치료에 티타늄이 임플란트 재료로 많이 이용되고 있다(안장혁 등, 2008). 티타늄을 구조용으로 사용하기 위해서는 구조용 티타늄의 치명적인 단점인 매몰재

와의 계면반응에 대한 연구가 절실한 실정이다. 계면반응에 대한 연구가 성공적으로 수행된다면 티타늄은 구조용으로 양질의 우수한 재료임에는 자명한 사실이다.

티타늄 금속과 주형재료인 매몰재와의 계면반응층은 용해된 티타늄이 주형 내에서 응고 될때 여러층의 계면반응영역이 형성되어 표면결합이 발생하게 된다(Suzuki, 1996). 표면반응층은 용해된 티타늄이 주형내에서 응고할때 산화물계 주형재와의 반응에 의하여 생성되는 것으로, 산소, 질소, 수소 등 침입형 원소가 응고층에 흡착되어 용탕반응층이 형성되게 된다(문수 등, 2003). 이때 두껍게 형성된 용탕 반응 층은 피로균열의 기점으로 작용한다. 따라서 티타늄의 용탕반응성을 피하기 위하여 적절한 주형매몰재료의 온도선정이 필수적인 요건이 된다(정국진, 1999). CaO계통의 경우 티타늄 용탕과의 반응성이 거의 없는 매우 우수한 구조체를 얻을 수 있으나, 분사방식이어서 연화액을 사용할 수 없다는 약점이 존재한다(Tany, 1995). 따라서 임상에서 순수티타늄 금속을 구조하기 위하여 사용되고 있는 매몰재로는 실리카의 적절한 팽창의 유도과 제조 시 가격경쟁력 등의 장점으로 인산염계 실리카-알루미나 매몰재가 사용됨으로서 필연적으로 구조체와 용탕반응에 대한 심각한 문제점이 발생됨에 따라 티타늄 구조체의 안정성에 대한 개선방안이 요구된다(Takashi Miyazaki, 1995, Moon et al, 1999).

티타늄 구조 시 발생하는 대표적인 문제점으로는 구조 시 발생하는 구조체의 심한 산화로 인한 파절이라고 생각되어 이에 대한 연구가 절실한 실정이다. 특히 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 티타늄 금속과 티타늄 전용 매몰재의 용탕반응에 대한 연구가 절실히 요구된다. 따라서 본 연구의 목적은 티타늄을 구조 시 티타늄과 매몰재주형의 계면에서 발생하는 용탕반응성을 최소화하기에 가장 적합한 매몰재의 주형온도를 측정하여 양질의 구조체를 제작함에 있다. 이를 위하여 티타늄매몰재의 주형온도를 변화시켜 구조 후 티타늄 구조체의 용탕반응성과 표면거칠기의 변화에 관하여 비교 평가하였다.

II. 연구 방법

1. 연구재료 및 시편 제조

본 연구에 사용한 재료는 grade 2 순수티타늄으로 티타늄 주조체를 제작하기 위하여 표면이 매끈하면서도 3mm의 일정한 두께로 제작되어 시판되고 있는 합성수지 판(Arysta, Korea)을 이용하여 가로 15mm, 세로 15mm, 두께 3mm의 정사각형으로 가공하여 sprue를 부착 후 인산염계 실리카-알루미나 주형재로 매몰하였다. 매몰재의 혼액은 액 17ml에 분말 100g을 넣고 1분 동안 기포발생을 방지하기 위하여 Jelenko사의 vacuum mixer기를 이용하여 진공혼합 후 2bar의 압력에서 Palamat practic ELT 가압매몰기(Heaeus Kulzer사, Germany)로 매몰하였다. 진공매몰 후 통법에 따라 소환로에 넣고 승온온도를 10℃/min로 하여 300℃에서 1시간, 600℃에서 1시간, 980℃에서 1시간 계류 후 주형의 온도를 500℃, 400℃, 300℃, 200℃로 로내에서 로냉 한 후 Neutrodyn Easyti (Manfredi사, Italy)진공원심주조기를 이용하여 주조하였다. 주조 후 주조체를 제거하여 표면용탕 반응층 분석을 위하여 주조체에 부착된 주형재는 모래분사를 하지 않고 아세톤 용액에 담구어 20분간 초음파 세척하여 제거시켰다. 그 후 레진으로 마운팅 한 후 최종 연마하여 에칭시켰다. 시험에 사용된 순수 티타늄의 화학조성은 Table 1과 같다.

Table 1. Chemical composition of raw material of Ti (Wt%)

C	N	H	Fe	O	Ti
0.01	0.004	0.0032	0.04	0.11	Balance

2. 주형온도 변화에 따른 반응층 측정

980℃까지 소환한 매몰재의 온도를 각각 500℃, 400℃, 300℃, 200℃로 로냉 한 후 주조한 주조체의 단면분석을 통하여 티타늄 금속과 매몰재 주형의 용탕반응성을 최소화하기 위하여 티타늄을 주조하기에 적합한 매몰재 주형온도를 규명하고자 하였다.

먼저 시편을 경면 연마 후 증류수 100ml, 불산 10ml 속에 담구어 약 20초간 에칭 하였다. 그리고 합금의 기지조직의 변화는 주사전자현미경을 이용하여 관찰하였으며,

티타늄 주조체의 산화막 분석은 X-선 분광분석(JXA-8100, Jeol, Japan)을 이용하여 분석 하였다.

3. 표면거칠기 시험

주조 후 매몰재 주형재를 주조체로부터 제거하여 표면 거칠기 시험을 위하여 주조체에 부착된 주형재는 아세톤 용액에 담구어 20분간 초음파 세척하고, 70% isoprophyl alcohol 스폰지로 닦아 표면의 이물질을 제거한 후 측정하였다.

표면거칠기시험은 surface roughness tester(CS-3100S4, Mitutoyo, Japan)를 사용하였으며, 측정 길이는 4.8mm로 설정하였고, 시편의 거칠기 관찰은 시편의 가운데 부분과 양쪽 말단 부위에 임의로 선택한 세 곳에서 3회 측정하여 평균치를 구하였다. 시험에 사용한 표면거칠기 시험기는 Fig. 1과 같다.



Fig. 1. Surface roughness tester.

III. 연구 결과 및 고찰

1. 주형온도 변화에 따른 반응층 측정

980℃까지 소환한 매몰재의 온도를 각각 500℃, 400℃,

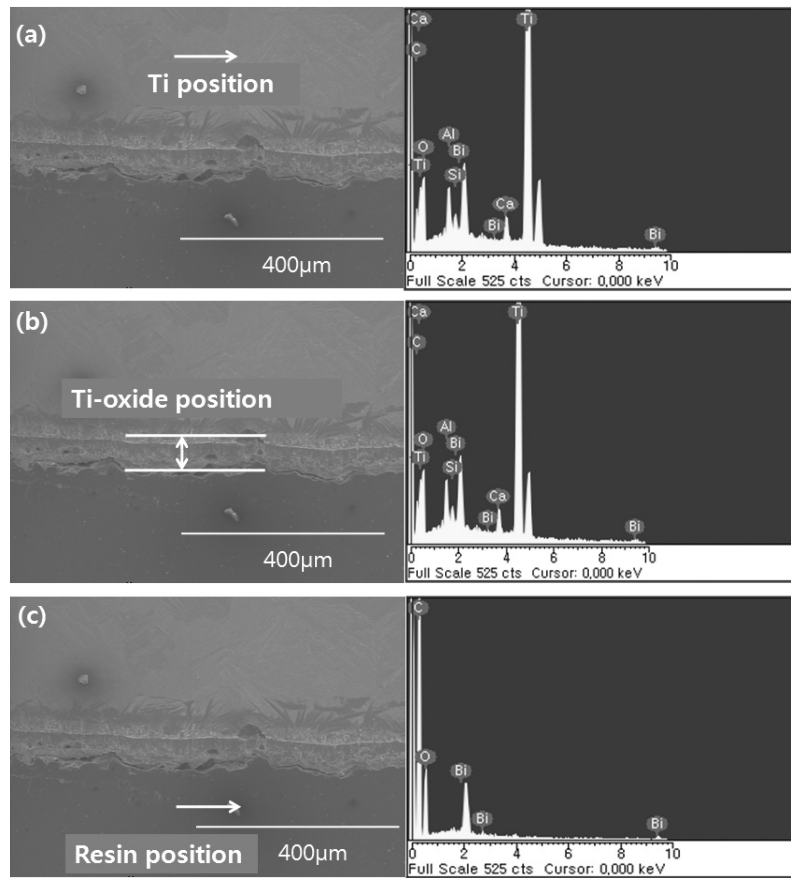


Fig. 2. EDS analysis of titanium, titanium-oxide, resin position.
 (a) Titanium metal area (b) Titanium-oxide area (c) Resin area

300℃, 200℃로 로빙 한 후 주조한 주조체의 단면분석을 통하여 금속과 매물재주형의 용탕반응 층 부위를 확인하기 위하여 주사전자현미경으로 관찰하고, 주사전자현미경으로 관찰한 부위를 X-선 분광분석을 한 결과는 Fig. 2와 같다.

Fig. 2는 티타늄 주조체를 레진으로 마운팅 한 후 연마한 시편의 조직사진으로 (a)부위는 티타늄 주조체의 티타늄 부위를 관찰한 조직사진이며, (b)는 티타늄 금속과 매물재 주형경계면에서의 용탕반응으로 인한 산화막 형성 부위를 관찰한 조직사진이다. (c)는 금속을 마운팅 한 후 연마하기 위하여 사용된 레진 부위를 관찰한 조직사진이다. 화살표로 표시된 부위 (a)가 티타늄 금속인지, 티타늄 산화층부위 (b)인지, 레진부위 (c)인지의 위치를 확인하기 위하여 화살표로 표시된 부위를 각각 X-선 분광분석기로 분석한 결과는 Table 2와 같다.

Table 2에서 (a)위치에서는 티타늄이 84.95Wt%, 침입

형 원소인 산소가 7.91Wt%의 조성인 것에 대하여 (b)부위에서는 티타늄이 69.14Wt%, 산소가 21.87Wt%로 산소량이 월등히 증가한 것은 티타늄을 주조 시 티타늄과 매물재 주형경계면에서 용탕반응으로 인하여 생성된 티타늄산화물이 (b)부위에 형성되었음을 확인 할 수 있었다. 또한 (c)부위에서는 티타늄의 성분이 0Wt%인 것을 볼 때 (c)부위는 레진 부위임이 확인 되었다. 티타늄과 산소 이외에도 C, O, Al, Si, Ca, Mn 성분이 티타늄 금속내에 고용되어 있었다. C성분은 티타늄 주조 시 형성된 탄화물로 판단되며, O, Al, Si, Ca성분은 주형재로 사용된 인산염계 실리카-알루미나 주형재의 성분과 계면반응으로 인하여 용탕반응 생성물이 존재함을 나타내었다.

표면반응층은 용해된 티타늄이 주형내에서 응고 할 때 산화물계 주형재와의 반응에 의하여 생성되는 것으로, 산소, 질소, 수소 등 침입형 원소가 응고층에 흡착되어 용탕반응층이 형성되게된다 (문수 등, 2003). 이때 두껍게 형

Table 2. The EDS result of titanium, titanium-oxide, resin position shown in Fig. 2

Element	Weight%			Atomic%		
	(a)	(b)	(c)	(a)	(b)	(c)
C	2.27	4.53	65.62	7.23	11.32	71.77
O	7.91	21.87	34.38	18.93	41.05	28.23
Al	3.52	2.04	0.00	5.00	2.27	0.00
Si	0.00	0.67	0.00	0.00	0.72	0.00
Ca	0.00	1.74	0.00	0.00	1.31	0.00
Ti	84.95	69.14	0.00	67.90	43.34	0.00
Mn	1.35	0.00	0.00	0.94	0.00	0.00
Totals	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00	100.00

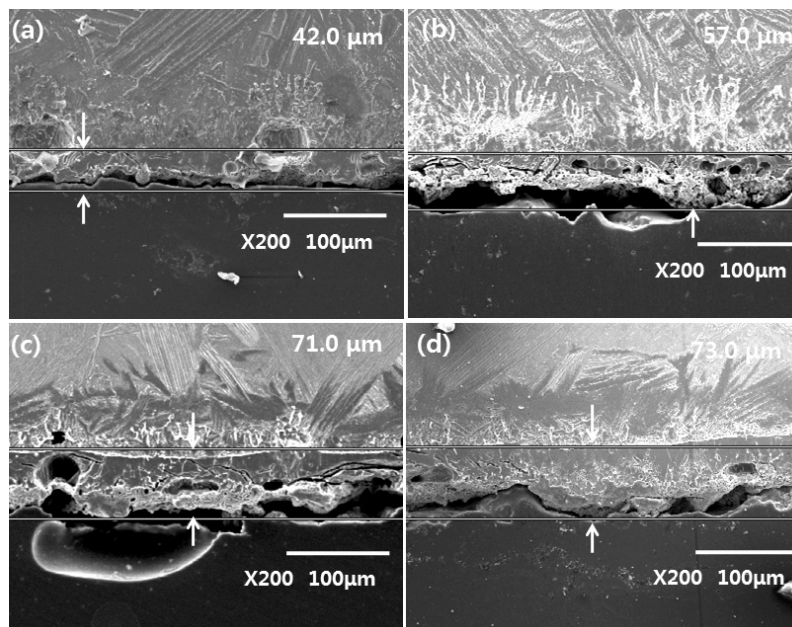


Fig. 3. SEM photograph of titanium-oxide layer with mold temperatures.
(a) 200°C (b) 300°C (c) 400°C (d) 500°C

성된 용탕반응층은 피로균열의 기점으로 작용할 것으로 사료된다.

Fig. 3은 980°C까지 소환한 매몰재의 온도를 로 내에서 500°C, 400°C, 300°C, 200°C로 각각 로냉 한 후 주조하여 제작된 티타늄 주조체의 표면 산화층 두께를 분석하기 위하여 주사전자현미경을 사용하여 티타늄의 용탕반응층 두께를 측정된 결과이다. 티타늄 과 용탕반응 층의 두께를 측정된 부위의 근거는 Fig. 2와 Table 2와 같다. Fig. 3에서 2개의 직선으로 표시되어 있는 선은 티타늄 주조체가 매몰재 주형과 계면 반응한 용탕반응층으로 티타늄 주

조체의 표면산화막 두께를 나타낸 것이다. (a)는 매몰재 주형의 온도를 200°C에서 주조 시 형성된 티타늄 산화층의 두께를 표시한 조직사진이며, (b)는 300°C에서 주조하였고, (c)는 400°C에서, (d)는 500°C에서 주조한 조직사진으로 산화층이 티타늄 주조체의 표면에 형성되었다. 특히 매몰재 주형의 온도가 300°C이상에서는 산화층은 치밀한 내부조직과 다공성의 외부조직으로 된 2층의 티타늄 산화물 구조를 보였다. 이는 문수 등(2003)의 결과와 일치하였다. 주조 후 냉각방법에 따른 표면반응 층 두께차이는 고온에서 응고 시 응고속도차이에 대한 산소원자의 확산

속도에 기인한 것으로 판단된다. 주형 내에 주조된 용해 티타늄은 주조직후 주형과 접촉 시 열 교환에 의해서 계면 온도가 낮아져 침상구조를 형성하고, 내부는 응고속도가 지연되면서 침상구조가 성장하여 α 상의 판상조직이 형성된 것으로 판단된다. (Takashi Miyazaki, 1995)는 티타늄 주조 시 반응 층이 두껍게 형성되는 이유는 매몰재로 사용된 실리카 성분이 열역학적으로 불안정하여 티타늄 금속과 매몰재의 반응 층이 형성된 결과라고 하였다.

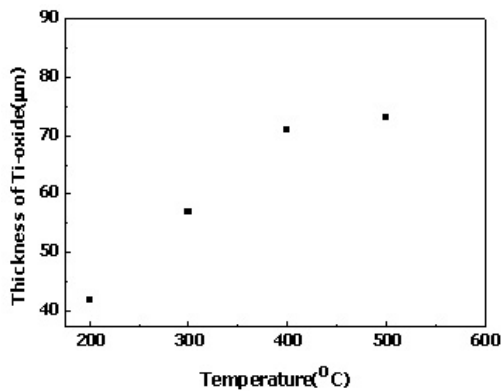


Fig. 4. Change of titanium-oxide layer with mold temperatures.

Fig. 4는 매몰재주형의 온도변화에 따른 티타늄 주조체의 산화막 두께를 표시한 것으로 매몰재주형의 온도가 200℃에서 고온으로 증가 할수록 불안정한 상태가 되어 주조체 내부의 반응 층은 두꺼워짐을 사진으로 볼 수 있으며, 200℃에서는 41μm, 300℃에서는 57μm, 400℃에서

는 71μm, 500℃에서는 73μm로 증가하였다. 매몰재의 온도가 실온에 가까울수록 산화층의 두께는 얇아지는 측면에서는 유리한 결과로 나타나지만, 좋지 않은 유동성을 가진 티타늄 용탕의 특성으로 볼 때, 주조 시 매몰재의 온도가 낮을수록 복잡한 모양의 주조체 형상은 얻기가 어려울 것으로 판단된다. 정국진(1999)은 주조성 및 반응성의 두 가지 측면을 동시에 고려하여 볼 때, 주조 시 매몰재의 온도가 400℃ 부근 일 경우가 가장 바람직하다고 하였지만, 박양순 등(2009)은 주형온도를 400℃로 하여 주조한 주조체의 표면에는 산화물의 작은 알갱이가 나타나면서 균열이 발생하기 시작하고, 500℃에서는 산화물의 알갱이가 많아지면서 표면의 균열이 증가되었다는 보고를 고려할 때 순수티타늄의 주조 시 적합한 매몰재 주형온도는 300℃이하의 온도에서 주조하는 것이 바람직하다고 판단되며, 산화막의 두께는 200℃에서 가장 적게 형성되었다.

2. 표면거칠기 시험

티타늄 주조체를 제작하기 위하여 매몰재주형의 온도를 980℃까지 소환한 후 매몰재의 온도를 각각 500℃, 400℃, 300℃, 200℃로 로냉 한 후 주조한 주조체의 표면거칠기 시험을 한 결과는 그림 5와 같다. 표면거칠기 시험은 시편의 가운데 부분과 양쪽 말단 부위에 임의로 선택한 세 곳에서 3회 측정하여 평균치를 얻었으며 이에 대한 성적은 표 3과 같다.

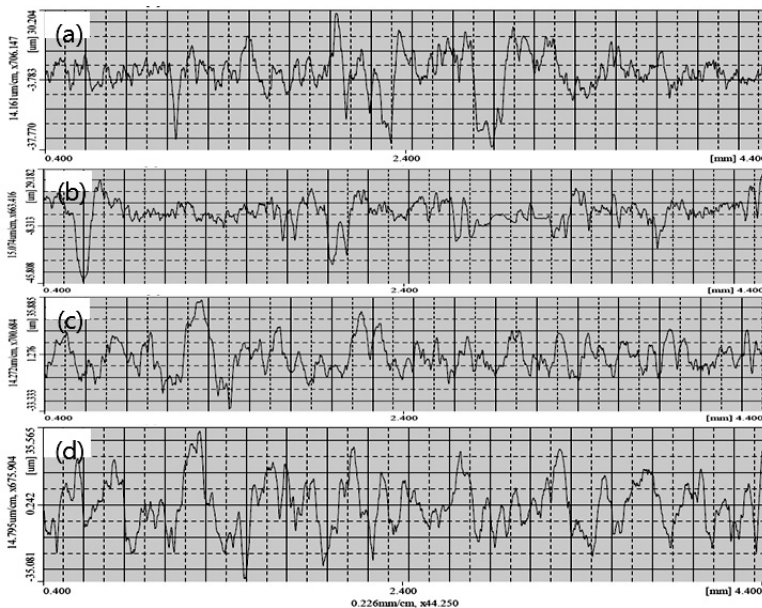


Fig. 5. Surface roughness of titanium casting specimen fabricated with mold temperatures. (a) 200°C (b) 300°C (c) 400°C (d) 500°C

Table 3. Parameter table for surface roughness of Fig. 5

Roughness	Average Value			
	(a)	(b)	(c)	(d)
Ra(μm)	6.297	7.015	7.036	9.194
Ry(μm)	39.750	41,243	42,273	50.166
Rt(μm)	52.462	60,256	59.882	69.563

Ra: Center line average Arithmetical average roughness
 Ry: Maximum peak to valley roughness height
 Rt: Distance between the highest and the lowest point

Fig. 5에서 (a)는 티타늄 금속이 대기 중에서 600°C 이상의 온도 일때 심각한 산화물이 형성되어 주조가 어려운 문제점이 발생하기 때문에 매몰재 주형의 온도를 200°C로 로냉 한 후 주조한 주조체의 표면거칠기를 시험한 그래프이며, (b)는 주형의 온도를 300°C까지 로내에서 냉각 후 티타늄을 주조 한 후 주조체 표면의 표면거칠기 시험을 한 그래프이고, (c)는 동일한 방법으로 400°C에서 (d)는 500°C에서 주조 후 티타늄주조체의 표면거칠기 시험을 한 결과이다. Table 3에서 (a)는 200°C로 로냉 후 주조한 주조체의 표면거칠기를 시험한 성적이며 (b)는 300°C, (c)는 400°C, (d)는 500°C의 주형 온도에서 주조한 티타늄 주조체의 표면평균거칠기 성적을 수치로 나타낸 결과이다. Table 3에서 Ra는 중심선 평균 거칠기를 수치로 나타낸 것이고, Ry는 기준길이 안에서의 최고점과 최저점 사이의 거리이며, Rt는 평가길이 안에서의 최대높이를 수치로 나타낸 것이다. 이를 간략하게 그림으로 표시하면 Fig.6과 같다.

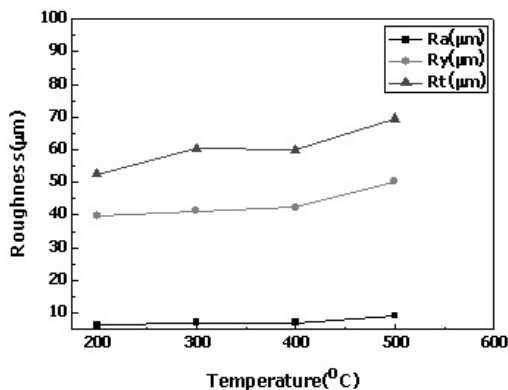


Fig. 6. Surface roughness(Ra, Ry, Rt) of titanium casting specimens with mold temperatures.

Fig.6에서 같이 Ra(중심선 평균거칠기) 보다는 Ry(기준 길이 안에서의 최대높이)가 높았으며, Ry 보다는 Rt(평가 길이 안에서의 최대높이)가 높게 나타났다.

일반적으로 표면거칠기는 중심선평균 거칠기 Ra (Roughness average)가 기계적 방법으로 표면거칠기를 표현하는 것으로 쉽고, 안정적으로 사용할 수 있는 거칠기 표현법으로 인정되어 표면거칠기를 표현하는데 가장 많이 사용하며, 표면거칠기 값의 3회 평균 성적을 활용하고 있는 실정이다. Table 3에서 보는바와 같이 주형의 온도가 200°C에서는 평균 표면 거칠는 6.297 μm , 주형의 온도가 300°C에서는 7.015 μm , 400°C에서는 7.036 μm , 500°C에서는 9.194 μm 로 주형의 온도가 200°C를 기준하였을 때, 티타늄 금속을 주조하기위하여 필요한 주형의 온도는 온도가 증가 할수록 거칠기 값도 증가하는 경향을 보였다. 따라서 매몰재 주형의 온도변화에 따른 금속과 매몰재와의 용탕반응성은 주조체의 표면거칠기와 서로 상관관계가 있는 것으로 나타났다. 이는 보철물의 적합도에 대한 정밀도에도 영향을 주기때문에 표면거칠기를 최소화함은 물론 금속의 흐름성을 고려한다면 티타늄 금속을 주조시 적합한 주형의 온도는 200°C가 바람직 한 것으로 판단된다.

IV. 결 론

본 연구에서는 순수 티타늄을 주조시 가장 적합한 매몰재의 주형온도를 측정하고자 티타늄매몰재의 주형온도를 변화시켜 주조한 후 티타늄 주조체의 용탕반응성 및 표면

거칠기를 측정된 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 티타늄 주조체의 표면산화층은 치밀한 내부조직과 다공성의 외부조직으로 된 티타늄 산화물구조를 보였다
2. 매몰재 주형 온도가 높을수록 티타늄 주조체의 용탕 반응과 표면거칠기는 증가하였다.
3. 주조체에 적합한 용탕반응의 온도와 표면거칠기가 적은 최적의 매몰재 주형온도 조건은 200℃로 판단된다.

참 고 문 헌

고영건, 염종택, 신동혁, 이종수. 초립결정립 순-Ti의 미세조직및상온인장물성. 대한금속재료 학회지, 43(8), 524-532, 2005.

문수. 치과주조용 티타늄합금 및 주형재 개발에 대한 연구. 박사학위논문, 국민대학교, 2006.

문수, 정준영, 김기수, 이진형. 치과용 티타늄 주조체의 냉각방법이 표면반응층 및 기계적 특성에 미치는 영향. J Biomed Eng Res, 24(5), 375-380, 2003.

박양순, 한선호, 송규석. 고온(300~1000℃)에서 티타늄 금속시편의 표면 산화거동. Analytical Science & Technology, 22(6), 464-470, 2009.

박영준, 강후원, 이용렬, 송호준, 김민강. 치과용 Ti-Zr-Cr계 합금에서 Cr함량변화가 부식 저항성에 미치는 영향. 대한치과기재학회지, 31(4), 273-282, 2004.

서동인, 한전건. Ti-6Al-4V합금의 가공열처리에 따른 조직 및 피로 특성에 관한 연구. 대한금속학회지, 28(1), 23-31, 1990.

송광엽. 치과주조용 티타늄합금의 주조성에 관한 연구. 서울대학교 대학원 박사논문, 1992.

안장혁, 권영혁, 박준봉, 허익, 정종혁. YAG 레이저 조사 가 산화 티타늄 블라스팅 임플란트 표면 미세구조 및 거칠기에 미치는 영향. 대한치주과학회지, 38, 67-74, 2008.

이도재, 김대환, 박효병, 이경구. 생체용 Ti-15Sn계 합금의 내식성 및 기계적 성질에 관한 연구. 한국주조공학, 20(3), 209-215, 2000.

이순현, 정용훈, 최한철, 고영무. Ti 및 Ti-6Al-4V합금의 부식거동. 대한치과기공학회지, 30(1), 25-31, 2008.

정국진. 티타늄 합금 주조용 치과매몰재의 조성에 따른 경화거동 및 용탕 반응성에 관한 연구. 한양대학교 대학원 석사논문, 1999.

차성수. Ti-Pd계 합금의 미세조직변화에 따른 부식거동. 대한치과기공학회, 30(2), 9-16, 2008.

Frueh C, Poirier DR, Maguire MC. The effect of silica containing binders or the titanium/face coat reaction. Met Tran B, 28B, 919-926, 1997.

Moon S. Practice of the Pure Titanium Prosthesis in Korea. Q.D.T., 24(9), 1242-1243, 1999.

Okazaki Y, Rao S, Asao S, Tateishi T, Katsuda S, Furukiy. Effect of Ti, Al and V concentration on the relative growth ratio of bio-cells. J Japan Inst Metals 60(9), 890-896, 1996.

Suzuk KI, Watakabe S, Nishikawa K. Stability of refractory oxides for mold material of Ti-6Al-4V alloy precision casting. J Jpa Inst Metals, 60(8), 734-743, 1996.

Takashi Miyazaki. Castin of titanium: Mold Materials, the 3rd international symposium on titanium in dentistry. 31-30, 1995.

Tani Y. Recent development in the applications of titanium on Japan. the 3rd international symposium on titanium in dentistry. 1-22, 1995.

Tsutsumi S. Clinical applications of titanium and its alloys(removable prosthodontics): biomechanical of denture. the 3rd international symposium on titanium in dentistry. 74-75, 1995.

Wang K. The use of Titanium for Medical

Application in the USA, Mat Sci Eng, A312,
134-137, 1996.

Yoshimitsu Okazaki, Effect of Alloying Elements on
Mechanical Properties of Titanium Alloys
for Medical Implants, J Japan Inst Metals,
57(3), 332-337, 1993.