

치과용 고주파 주조기를 이용한 Co-Cr-Mo계 합금 용해과정의 적외선 열화상 분석

강 후 원, 박 영 식*, 황 인**, 이 창 호**, 허 용**, 원 용 관***
 동아인재대학교 치기공과, 한국광기술원*, (주)유니크**, 전남대학교 전자컴퓨터공학부***

Analysis of infrared thermal image for melting processes of Co-Cr-Mo based alloy using high frequency induction casting machine

Hoo-Won Kang, Young-Sik Park*, In Hwang**,
 Chang-Ho Lee**, Yong Heo**, Yong-Gwan Won**

Dept. of Dental Lab. Technology, Dong-A In-Jae College, Jeonnam 526-705, Korea
 3D Convergence Research Center, KOPTI, Gwangju 500-779, Korea*

UNIQUE CO. LTD., #201, BI Chosun University, 1110-10, Gwangju, Korea**
 Dept. of Electronic & Computer Eng., Chonnam National University, Gwangju 500-757, Korea***

[Abstract]

Purpose: Dental casting Co-Cr-Mo based alloys of five kinds of ingot type and two kinds of shot type were analyzed the melting processes with heating time of high frequency induction centrifugal casting machine using infrared thermal image analyzer.

Methods: When Co-Cr-Mo based alloys were put about 30g/charge in the ceramic crucible of high frequency induction centrifugal casting machine and heat, Infrared thermal image analyzer and IR thermometer indicated these alloys in the crucible were set and operated.

Results: The melting temperatures of alloys measuring infrared thermal image analyzer were deviated $\pm 10^{\circ}\text{C}$ compared to those of manufacturing company. On the other hand, the melting time of alloys were differently appeared with the shape of alloys(ingot and shot type).

Conclusion: The melting temperatures of dental Co-Cr-Mo based alloys were measured the degree of 1,360-1410 $^{\circ}\text{C}$ and the heating time with the alloys of ingot and shot type were deviated ± 10 sec.

○ **Key words :** Co-Cr-Mo based alloy, melting process, IR thermometer, high frequency induction centrifugal casting machine, infrared thermal image analyzer

* 본 논문은 2013년도 미래창조과학부 산학연협력 클러스터 핵심융합기술개발 지원사업에 의해서 이루어진 논문임.

교신저자	성명	강 후 원	전화	010-5672-7324	E-mail	kanghw0106@hanmail.net	
	주소	전남 영암군 학산면 영산로 76-57 동아인재대학교 치기공과					
접수일	2014. 8. 8		수정일	2014. 9. 2		확정일	2014. 9. 22

I. 서 론

자연치아가 상실되어 의치로 사용하는 직접수복재료는 금속, 레진, 세라믹을 주로 사용하고 있다. 최근 국내 의료수준이 선진화되면서 환자들의 의치에 대한 만족도가 높아짐에 따라 직접수복재료가 꾸준히 연구·개발되어 새로운 물성과 기능을 가진 재료로 임상에 적용되고, 또한 이 재료를 다루는 디지털화된 첨단 장비들이 출시되어 보철물 제작과정이 단순화, 표준화되어가고 있다(Bidra, Taylor & Agar, 2013).

금속의 경우, 고대시대부터 꾸준히 금합금을 주로 사용하였으나 국제 금값의 폭등으로 생산원가 증가로 주조용 비귀금속 Ni-Cr계, Co-Cr-Mo계, cp Ti, Ti계 합금이 대체합금으로 임상에 적용되고 있고 그 수요는 증가하고 있다(Ashirura, Motonish & Machining, 1992; Elshahawy, Watanabe & Koike, 2009).

치과 주조용 금합금을 사용하여 보철물을 제작할 때, 용융온도가 약 900~1000℃ 정도로 낮기 때문에 가스+공기(산소)를 열원으로 대기중에서 불대(blow torch)를 이용하여 스프링의 힘으로 원심주조하는 주조기를 이용하여 보철물을 제작하는데 어려움이 없었다. 이러한 이유는 금합금은 주조시 대기중에서 산화가 되지 않고, 용융온도가 낮고 주조성이 우수하여 가스공이나 핀홀같은 주조결함이 비귀금속 합금에 비하여 잘 발생하지 않기 때문에 단순한 주조방법이 가능하다. 그러나 합금 주조시 폐합금(old alloy)을 50% 정도 첨가하여 재주조(remelting)함에 따라 대기중에서 불대를 이용한 반복적인 주조에 의해 불순물을 함유하고 있는 폐합금의 물성변화로 인하여 주조체의 많은 문제점이 빈번히 발생하고 있다. 특히 용융온도가 높은 국소의치용 Co-Cr-Mo계 합금을 불대 주조할 경우 할 경우 주조결함이 빈번히 발생하여 치과의사나 환자와의 갈등을 초래하기 때문에 주조 방법에 따라 불순물과 결합에 의해 보철물의 수명(life cycle)이 결정되기도 한다.

산업용에서 주로 내열합금(superalloy)으로 원자로나 터빈 엔진 부품으로 사용하고 있는 Ni계 및 Co계 합금이 1930년대에 치과 주조용 비귀금속 합금으로 개발되기 시작하여 지속적으로 발전하고 있다(Mohammed & Asgar, 1973a,b,c,d; 1974e,f; Duncan, 1982).

이 합금의 용융온도는 Ni-Cr계 합금이 1250℃, Co-Cr-Mo계 합금은 약 1350℃ 정도이고 주조온도는 그 합금의 용융온도의 약 10% 이상인 온도에서 주조를 하여야 하기 때문에 약 1500~1600℃로 이상 열원을 가진 고주파나 아크 발생장치를 지닌 주조기가 필요하며 불대 주조는 한계가 있다. 이러한 문제점을 지닌 불대 주조에 의한 보철물의 결함을 줄이기 위해 국내 치과기공소에 1980년 후반부터 유럽이나 미국에서 제작된 치과용 고주파 유도 주조기가 수입, 보급되어 금속도재관용 금속하부구조물이나 국소의치 금속구조물 등을 주로 제작하고 있다.

따라서 본 연구에서는 치과 주조용 합금에 사용되는 고주파 유도 가열 원리와 주조에 대하여 비귀금속 Co-Cr-Mo계 합금 7종을 선정하여 고주파 원심 주조기(Vesta UNI-010, Unique Co, Korea)에서 용해시 1600℃까지 온도 측정이 가능한 적외선 열화상 카메라(vario CAM 384, Jenoptik Co, Germany)와 1800℃까지 온도측정이 가능한 비접촉식 적외선 온도센서(MR1 SBSF, Raytek Co, USA)를 이용하여 실제 가열시간에 따른 용해과정을 측정하여 비교분석하였다.

II. 연구 방법

1. 실험재료

본 연구에 사용된 주조용 비귀금속 Co-Cr-Mo계 합금은 국내 치과기공소에서 많이 사용하고 있는 합금으로 bar type이라고 명명되고 있는 ingot type 5종, shot metal로 명명되고 있는 shot type 2종을 선정하였다 (Table 1).

Table 1. Dental casting Co-Cr-Mo based alloy used in this study

Type	Product Name	Component(wt%)
Ingot	remanium [®] GM 800+	63.3Co-30Cr-5Mo-1Si-N,Mn,C,W
	Vera PDI™	63.5Co-27Cr-5.5Mo-2Fe-0.9Ni-Mn,Si,C
	Biosil [®] f	64.8Co-28.5Cr-5.3Mo-Si,Mn,C
	WISIL [®] M typeV	63.1Co-28Cr-6Mo-Mn,Si,W,C
	Ticonium 2000	65Co-27.5Cr-5.5Mo
Shot	Vera PDS™	63.5Co-27Cr-5.5Mo-2Fe-0.9Ni-Mn,Si,C
	Regalloy	62.5Co-27Cr-5.5Mo

2. 치과용 고주파 원심 주조기(high frequency induction centrifugal casting machine)

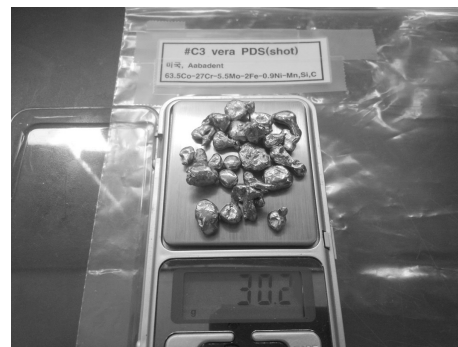
선정된 주조용 비귀금속 Co-Cr-Mo계 7종 합금의 용해 특성을 평가하기 위하여 치과용 가스분위기형 고주파 원심주조기(Vesta UNI-010, Unique Co, Korea)를 이용하여 각 합금마다 전자저울에서 30g씩 정량하여 도가니(52482, Bego Co, Germany)에 장입한 후 가열하여 각각 3회씩 용해하였다 (Table 2, Fig. 1).

Table 2. High frequency induction centrifugal casting machine used in this study

Model; Vesta UNI-010	
heating	High frequency induction
power supply	220V 60Hz
power rating	2.6kVA / 80kHz(±10%)
casting temperature	< 1,600 °C (max.)
cooling method	Water cooling
chamber atmosphere	Ar gas/air



(a) Ticonum 2000 – ingot type



(b) Vera PDS – shot type

Fig. 1. Measured weight for experimental alloy (30g/charge)

3. 적외선 열화상 카메라(infrared thermal image analyzer)

고주파 원심주조기의 도가니에 장입된 합금의 가열시간에 따른 용해온도를 측정하기 위하여 1600℃까지 온도 측정이 가능한 적외선 열화상 카메라(vario CAM 384, Jenoptik Co, Germany)을 사용하였다(Table 3).

Table 3. Infrared thermal image analyzer used in this study

Model; vario CAM high resolution inspect 384	
image rate	50Hz, 60Hz
image	384×288
resolution	± 1.5K
temperature	> 2000°C

4. 비접촉식 적외선 온도센서(IR thermometer)

합금의 가열시간에 따른 용해온도를 측정하기 위하여 사용한 적외선 열화상 카메라의 온도편차는 1000°C 이상에서 온도편차가 더 크게 나타날 것으로 예상되어 적외선 열화상 카메라에서 지시한 온도값의 신뢰성을 평가하기 위하여 800~1800°C까지 온도 측정이 가능한 비접촉식 적외선 온도센서(MR1 SBSF, Raytek Co, USA)를 사용하여 동시에 측정하였다(Table 4).

Table 4. IR thermometer used in this study

Model; RAY MR1 SBSF (IR thermometer)	
temperature ranges	800°C to 1800°C
detector	Si/Si layered detector, nominal 1μm
accuracy	± (0.5% T _{meas} + 2°C); T _{meas} in °C
temperature resolution	1°C or °F
response time	10mSec

III. 결 과

본 연구에서는 국소의치 금속구조물에 사용되는 주조용 비귀금속 Co-Cr-Mo계 합금을 7종을 선정하였다. 고주파 주조기의 도가니 안에 선정된 합금을 각각 30g씩 장입하여 가열시간에 따른 용해온도를 영상적으로 관찰하여

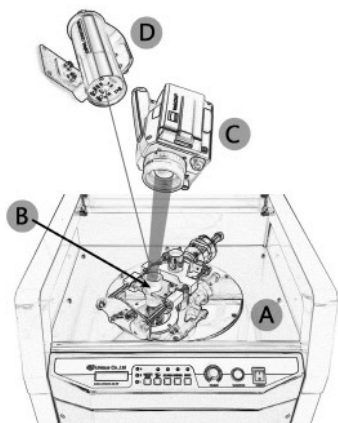


Fig. 2. Schematic illustration used in this study; (A) high frequency induction centrifugal casting machine, (B) crucible and alloys, (C) infrared thermal image analyzer and (D) IR thermometer

용해 특성을 비교분석하기 위하여 적외선 열화상 카메라와 비접촉식 적외선 온도센서를 이용하여 7종의 합금을 측정하였다(Fig. 2).

치과 보철물용 주조체 제작에 사용되는 고주파 유도 용해의 원리는 도가니의 경우 변압기와 같으며 1차 측에 전류를 통하면 2차 측에 해당하는 피가열체인 합금에 유도 전류가 생겨 이로 인하여 가열되는 것이다. 즉 1차 측에는 구리관을 사용하고, 관속에는 물을 통하게 하여 냉각시킨다. 1차 코일에 고주파 전류를 통하면 2차 측에 교번 전자기장이 생겨 도가니 안에 있는 합금이 맴돌이 전류(eddy current)로 인하여 급격히 가열되어 합금이 용해되게 된다(Fig. 3 (a)).

고주파 주조기를 이용하여 주조할 때 도가니에 가장 이상적인 합금 장입은 한덩어리(one piece)로 된 합금을 장입하면 표면부터 서서히 가열되어 합금이 용해된다. 하지만 실제 현장에서는 ingot나 shot 형상을 가진 합금을 장입한다. 또한 폐합금(old alloy)을 사용하여 재용해(remelting)할 경우 가스 및 불순물이 혼입된 sprue가 달린 bottom 등이 장입되어 가열시간이 길어지게 되고 용해온도가 높아져 주조시간이 더 길어지게 된다. 또한 고주파 가열시 자화현상에 의해서 서로 밀치는 현상이 발생하여 반응용된 합금이 도가니벽에 걸리거나 뭉치지 않고 떨어져서 용해되기 때문에 주조시간이 길어지면서 가스 혼입 및 과열되어 합금의 특성 저하에 주원인이 되고 있다(Fig. 3 (b), (c)).

이러한 문제점을 해결하기 위해 치과기공소 현장에서는 주조하는 과정중에 고주파주조기의 커버를 열고 비전도체인 나무 젓가락 등으로 도가니 벽에 달라붙거나 서로 떨어져 있는 반응용된 합금을 밀어넣어 주조하기 때문에 위험하고 기공사의 시력저하와 인체에 유해한 가스를 흡입하는 주원인이 되고 있다. 다른 방법으로는 유도코일을 상하로 움직이는데 사용하는 레버를 좌우로 흔들면 유도코일 안에 있는 도가니가 흔들리면서 도가니 안에 반응용된 합금이 서로 뭉쳐지게 하는 방법을 사용하고 있는데 이는 주조기 고장의 주원인이 되고 있지만 근본적으로 이러한 문제를 해결할 수 있는 장치나 기능을 가진 고주파 주조기가 없는 실정이다.

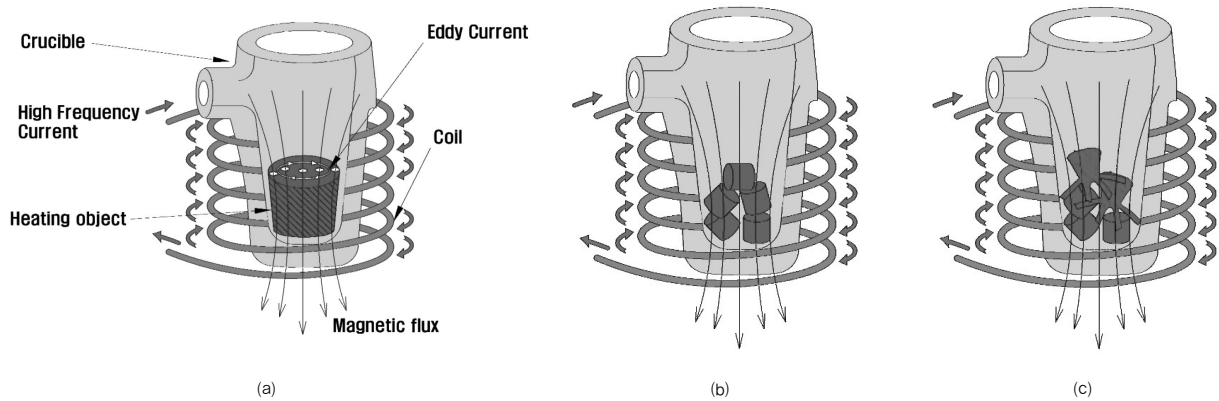


Fig. 3 Schematic illustration for alloy melting by using high frequency induction heating

고주파 원심주조기의 도가니 안에 ingot type의 5종 Co-Cr-Mo계 합금을 30g 장입한 후 상온에서 용해까지의 이미지를 적외선 열화상 카메라로 촬영한 열영상 사진(heat image)이다. 고주파 주조기에서 출력을 올렸을 때 가열시간 10~30sec 구간에서는 합금의 모서리 부분부터 서서히 가열되었다. 합금의 중심부와 모서리 부분의 색깔이 다른 이유는 두께가 얇은 모서리 부분이 먼저 가열되

기 때문에 모서리 부분은 오렌지색이고 중심부는 검붉은 색에서 서서히 밝은 오렌지색으로 변해가고 있다. 40~60sec 구간에서는 반응용된 합금이고 70~90sec 구간에서는 완전히 용해되었다. 가열시간이 60sec에서 90sec로 갈수록 용해된 합금의 색은 검붉은색에서 오렌지색으로 변화함을 알 수 있었다(Fig. 4).

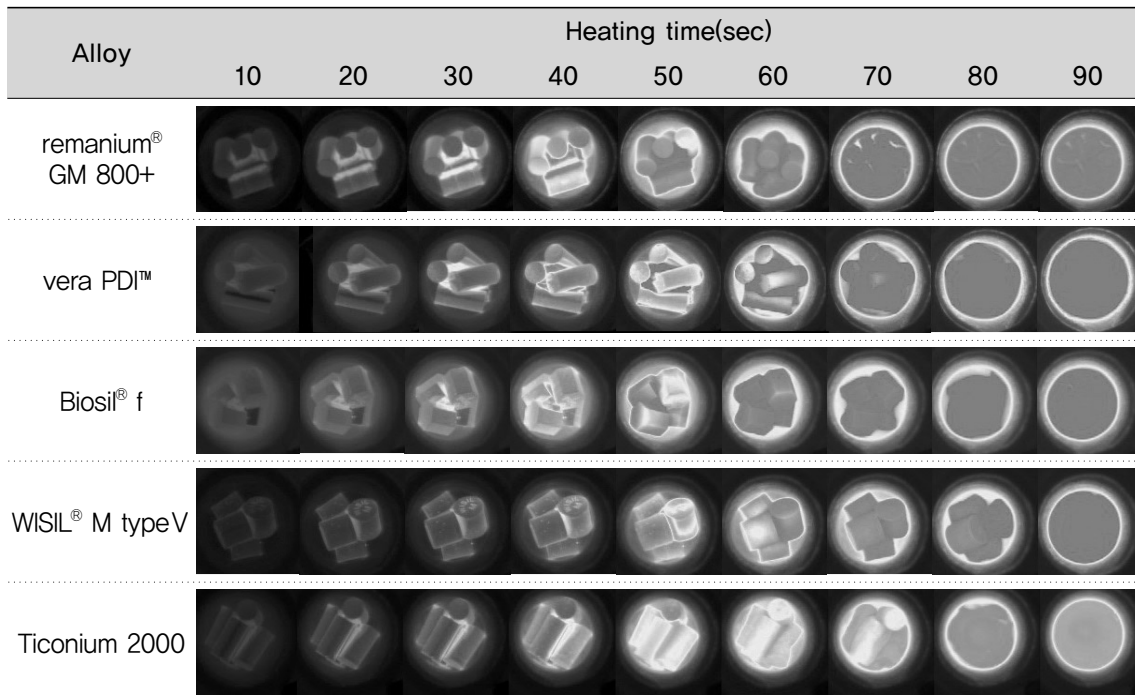


Fig. 4. Heat image for melting process of Co-Cr-Mo based alloys of ingot type with heating time

고주파 원심주조기의 도가니 안에 shot type 2종 Co-Cr-Mo계 합금을 30g 장입한 후 상온에서 용해될 때까지의 이미지를 적외선 열화상 카메라로 촬영한 열영상 사진이며, <Fig. 4>의 합금의 용해과정과 유사한 경향을 보

였다. 그러나 40~70sec 구간에서는 예상한 바와 같이 합금의 크기가 작기 때문에 자화현상 때문에 반응용된 금속이 도가니벽에 달라붙는 현상을 볼 수 있었다(Fig. 5).

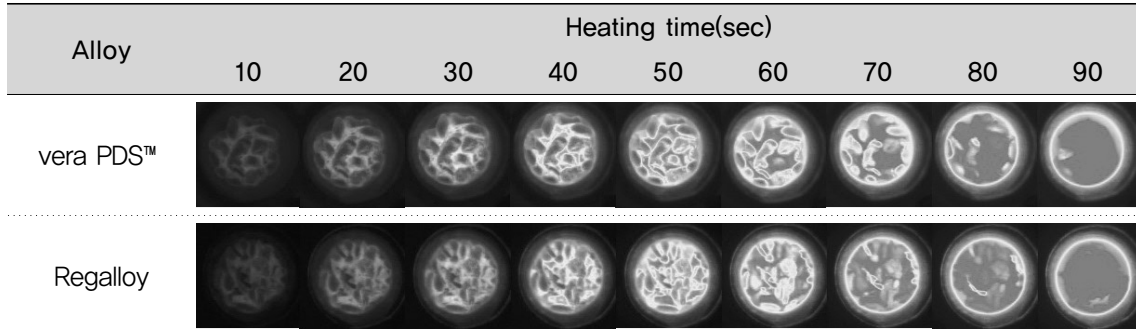


Fig. 5. Heat image for melting process of Co-Cr-Mo based alloys of shot type with heating time

고주파 원심주조기의 도가니 안에 ingot type의 형상을 가진 remanium® GM 800+(dentarum, Germany), vera PDI™ (Aabadent, USA), Biosil® f(Degudent, Dentsply Int, Germany), WISIL® M type V (Elephant Dental BV, Netherlands)과 Ticonium 2000 (Ticonium, USA) 합금 5종을 30g씩 장입한 후 가열시간에 따른 용해온도를 적외선 열화상 카메라를 이용하여 얻은 결과이다(Fig. 6).

5종의 합금의 용해과정은 상온에서 가열한 후 약 1200℃까지 40sec 정도 시간이 소요되면서 30℃/sec 증가하는 경향을 보였으며 이는 <Fig. 4>의 (a)~(e) 구간이다. 40~45sec 사이에서는 Co-Cr-Mo계 합금이 고상에서 액상으로 변하는 1220~1250℃ 온도가 되면서 가열시간에 따른 용해온도 기울기가 완만해져 3~7℃/sec 증가하는 경향을 보였다. 또한 합금 제조회사에서 제시한 용해온도와 적외선 열화상 카메라로 측정된 용해온도의 온도편차는

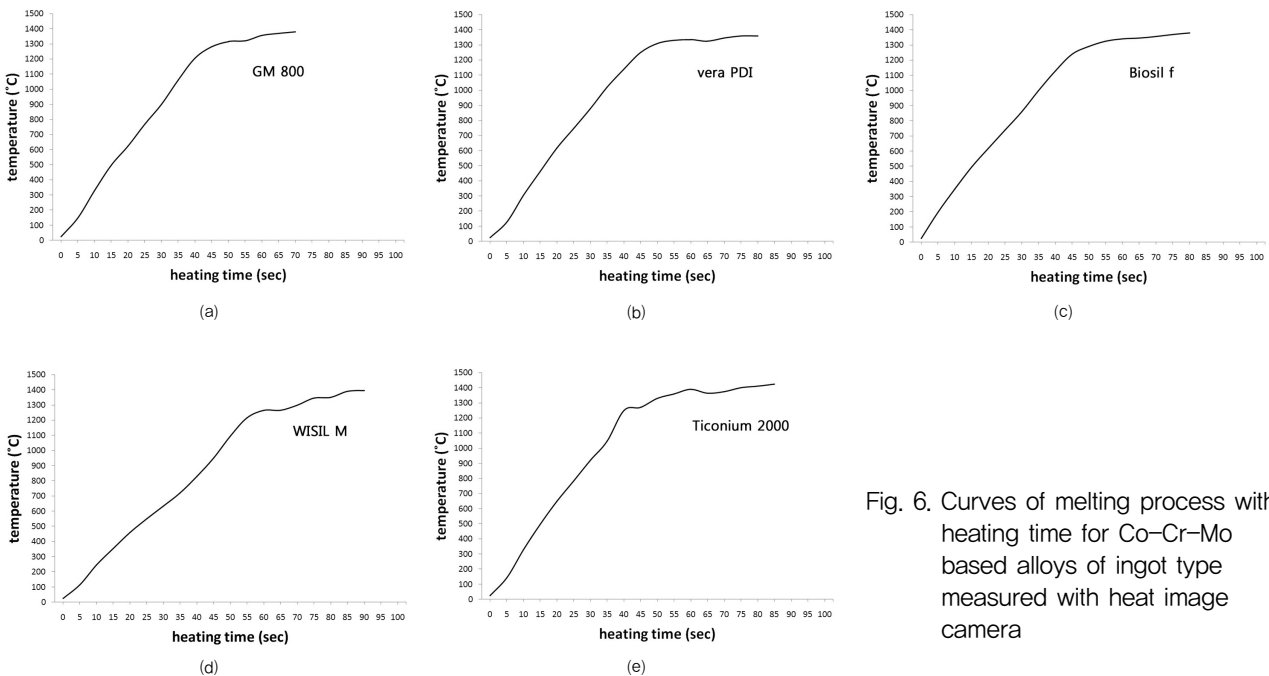


Fig. 6. Curves of melting process with heating time for Co-Cr-Mo based alloys of ingot type measured with heat image camera

±10℃ 이내로 측정되었으며, 가열시간은 70~80sec 정도 소요되었다(Table 6).

고주파 원심주조기의 도가니 안에 shot type의 형상을 가진 vera PDS™ (Aabadent, USA)와 Regalloy (Dentsply, USA) 합금 2종을 30g씩 장입한 후 가열시간에 따른 용해온도를 적외선 열화상 카메라를 이용하여 얻

은 결과이다. 예상한 바와 같이 ingot type의 합금과 유사한 경향을 보였다. 상온에서 약 1200℃까지 가열시간이 40sec 정도 소요되면서 30℃/sec 증가하는 경향을 보였다. 그러나 가열시간 40sec 이후에서 완전히 합금이 용해될 때 까지 ingot type과 비교하였을 때 약 10sec 정도 더 소요되는 경향을 보였다(Fig. 7, Table 6).

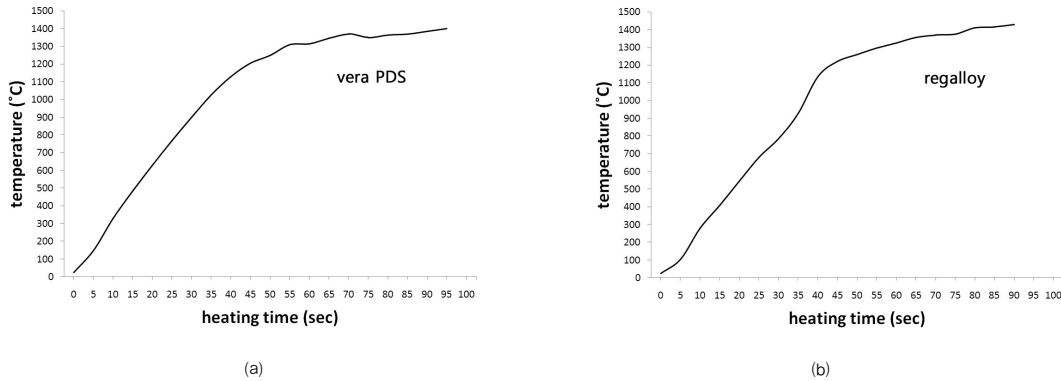


Fig. 7. Curves of melting process with heating time for Co-Cr-Mo based alloys of shot type measured with heat image camera

Table 6. The melting process with heating time for Co-Cr-Mo based alloy measured with heat image camera

Type	Product name	Melting temperature(℃)		Heating time (sec)
		Manufactured	Measured	
Ingot	remanium® GM 800+	1,410	1,380~1,390	65~70
	Vera PDI™	1,360~1,390	1,350~1,360	70~80
	Biosil® f	1,320~1,380	1,350~1,380	75~80
	WISIL® M typeV	1,375	1,370~1,380	80~85
	Ticonium 2000	1,410	1,400~1,420	80~85
Shot	Vera PDS™	1,360~1,390	1,380~1,390	85~90
	Realloy	1,410	1,400~1,420	85~90

본 연구에 사용한 Co-Cr-Mo계 합금중 Vera PDI™의 용해과정을 적외선 열화상 카메라의 온도편차를 신뢰하기 위하여 800℃에서 1800℃ 까지 온도측정이 가능한 비접촉식 적외선 온도센서로 동시에 측정된 결과이다. 800℃ 이상에서 가열시간에 따른 용해온도 변화는 적외선 열화상 카메라와 비접촉식 적외선 온도센서로 측정된 값은 큰 오차가 없었다(Fig. 8).

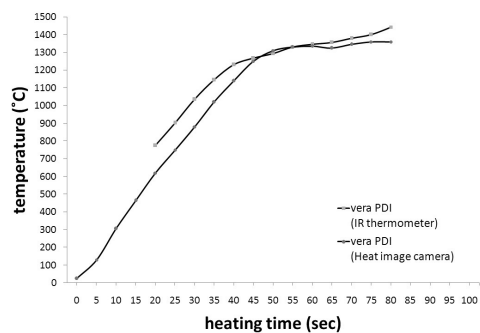


Fig. 8. The Curves of melting process with heating time for Co-Cr-Mo based alloys measured with infrared thermal image analyzer and IR thermometer

화학성분은 동일하나 합금 제조과정이 다른 ingot와 shot type인 Vera PDI™와 Vera PDS™, Ticonium 2000과 realloy Co-Cr-Mo계 합금의 용융과정을 열화상카메라로 측정할 때 용융시간에 따른 최고, 최저 온도 편차를 측정하여 분석한 결과이다.

전반적으로, ingot type에 비해 shot type의 합금이 온도편차가 더 크게 나타남을 알 수 있었다. 이는 치과용 고주파 주조기를 이용하여 합금을 용융할 때 장입되는 합금의 크기 및 형상이 용융온도와 시간에 영향을 미친다는 것을 알 수 있었다(Fig. 9).

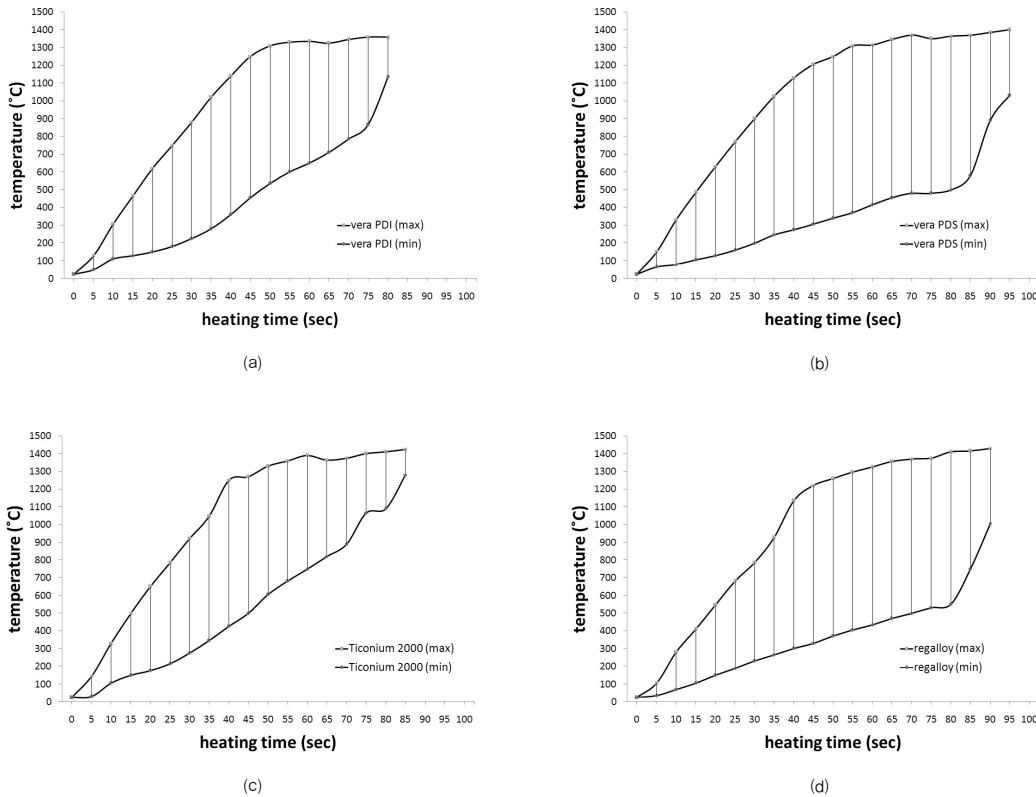


Fig. 9. Deviation Curves of max. & min. of melting process with heating time for Co-Cr-Mo based alloys measured with thermographic camera; (a) Vera PDI™ – ingot type, (b) Vera PDS™ – shot type, (c) Ticonium 2000 – ingot type and (d) realloy – shot type

IV. 고찰

최근 전력용 반도체의 눈부신 발전을 응용한 고주파 유도 가열장치는 열처리, 단조, 밴딩, 압연 등 여러 산업분야에 적용하고 있다. 치과보철물을 금속으로 제작시 불대 주조의 한계를 극복하기 위해 고주파를 사용하고 있다. 치과보철물 주조에 사용하는 고주파 유도 가열 장치는 불대 주조에 비해 청결성, 안정성, 신뢰성, 고효율성 등 우수한 장점을 지니고 있다. 또한 치과보철물 주조에 알맞은 고주파 가열장치를 개발하기 위해 융합하여 공진형 전력변환 및 자동공진 추적 등에 관한 연구가 지속적으로

진행되고 있다(Lim & Kang et al, 2011).

본 연구에서 국소의치 금속구조물에 사용되는 주조용 비귀금속 Co-Cr-Mo계 합금중 ingot type 5종 및 shot type 2종을 선정하여 고주파 유도 원심 주조기의 도가니 안에 30g씩 장입하여 가열시간에 따른 용해과정을 적외선 열화상 카메라를 이용하여 측정된 결과를 비교분석하였다.

고주파 가열시간에 따른 용해과정 분석 결과, 합금 제조 회사에서 제시한 용해온도와 적외선 열화상 카메라를 이용하여 측정된 용해온도의 편차는 $\pm 10^{\circ}\text{C}$ 정도로 분석되어 큰 차이를 보이지 않았다. 또한 비접촉식 온도센서에

서 지시한 온도와 적외선 열화상 카메라에서 측정된 온도도 $\pm 5^{\circ}\text{C}$ 로 큰 편차를 보이지 않았으며, 이것은 비접촉식 적외선 온도센서에서 측정된 온도값을 신뢰할 수 있었다. 가열시간은 사용하는 치과용 고주파 주조기의 사양 및 작업자의 기기조작 조건에 따라서도 다르기 때문에 제조회사에서 규정한 가열시간은 없다. 통상적으로 가열시간은 합금의 종류 및 장입량에 따라 다르지만 약 2분 정도이다.

모든 실험 조건을 일정하게 하고 합금의 형상에 따른 가열시간 분석 결과, ingot type 5종 합금의 가열시간은 70~80sec였지만, shot type 2종 합금 가열시간은 85~90sec로 약 10sec 정도 더 소요되었다. 63.5Co-27Cr-5.5Mo-2Fe-(Ni, Mn, Si, C)로 성분이 동일한 Vera PDI™과 Vera PDS™ 합금을 30g씩 3회 반복하여 분석한 결과, ingot type Vera PDI™의 가열시간은 70~80sec, shot type Vera PDS™의 가열시간은 85~90sec로 측정되었다. 약 40~45sec까지는 상온에서 1200~1250°C까지 30°C/sec로 거의 비슷하게 용해온도가 증가하였지만, shot type Vera PDS™는 약 10sec 정도 더 소요되었다. 이러한 이유는 고주파 주조기의 도가니에 30g씩 장입하는데 ingot type은 5~6개, shot type은 15~20개 정도이다. 용해되는 과정중 ingot type의 합금은 <Fig. 4>의 30~60sec 구간에서 용해되는 합금이 무게가 있어서 자화현상에 의해 도가니 벽에 걸리지 않고 서로 뭉치게 되는데, shot type 합금은 용해되는 과정중 <Fig. 5>의 30~60sec 고주파 가열시 도가니내에 장입된 금속이 자화현상에 의해서 서로 밀치게 되어 반응용된 금속이 도가니 벽에 걸려 뭉치지 않고 떨어져서 용융되기 때문에 완전히 용해하는데 더 많은 시간이 필요하게 된다.

이에 대한 결과를 <Fig. 9> (a)와 (b), (c)와 (d)에서 확인한 바와 같이 합금성분이 동일함에도 불구하고, 도가니내에 장입된 합금의 입자 크기 및 형상에 따라 적외선 열화상 카메라에서 측정되는 최고, 최저 온도편차 값이 크게 나타나는 경향으로 증명할 수 있었다.

<Fig. 3>에서 설명한 바와 같이 고주파 가열장치를 이용하여 합금을 용해할 경우 장입시 가장 이상적인 합금의 형상은 한 덩어리(one piece)로 장입하는 경우가 가장 이상적임을 알 수 있다. 최근 가열원은 다르지만 아크열을 이용하여 각각 25g, 30g 및 40g으로 one piece로 된 cp

Ti과 Ti-Al-Nb 합금을 주조하여 치과보철물을 제작하기 때문에 주조시간이 단축되어 우수한 보철물을 제작할 수 있다.

V. 결 론

국소의치 금속구조물에 사용되는 주조용 비귀금속 Co-Cr-Mo계 합금중 ingot type 5종 및 shot type 2종을 선정하여 30g씩 고주파 주조기의 도가니 안에 장입한 후 가열시간에 따른 용해과정을 적외선 열화상 카메라를 이용하여 용해 특성을 비교분석하였다.

1. 합금회사에서는 63~65%Co-27~30%Cr-5~6%Mo의 기본 조성에 물리적 성질이나 기계적 성질을 향상시키기 위하여 Fe, Ni, W 등을 2% 이하로 첨가하고 Mn, Si, C를 약 1% 이하로 첨가하여 제조하였기 때문에 이러한 첨가원소의 영향으로 인해 용해온도는 약 1,360~1410°C로 차이가 있었으며, 30g씩 3회 반복하여 적외선 열화상 카메라와 비접촉식 적외선 온도센서로 용해과정을 측정한 결과 제조회사에서 제시한 용해온도와 유사하였다.

2. 고주파 주조기에서 용해시 ingot와 shot type Co-Cr-Mo계 합금의 가열시간을 측정하여 비교한 결과, 합금의 성분이 같지만 ingot type보다 shot type의 용융시간이 약 10sec 정도 더 소요되었다. 따라서 고주파 주조기에서 합금 용해시 장입되는 합금의 형상은 한덩어리(one piece)로 된 금속이 용융시 온도편차가 가장 적어 가열시간이 단축됨을 확인할 수 있었다.

REFERENCES

- Lim SK, Kang HW, Lee CH, Hwang I, Park SJ. Improvement of metal fused by discontinuous control. The Journal of the Korean Society of Manufacturing Engineers, Spring conference,

- 256-257, 2011.
- Lim SK, Kang HW, Lee CH, Hwang I, Park SJ. Automatic resonant frequency tracking techniques of induction heating system. The Journal of the Korean Society of Manufacturing Engineers, Spring conference, 258-259, 2011.
- Lim SK, Kang HW, Lee CH, Hwang I, Park SJ. Study on casting for frequency resonant converter. The Journal of the Korean Society of Manufacturing Engineers, Spring conference, 260-261, 2011.
- Lim SK, Kang HW, Lee CH, Hwang I, Park SJ. Design of high frequency casting machine for dental. The Journal of the Korean Society of Manufacturing Engineers, Spring conference, 264-265, 2011.
- Ashirura Y, Motonishi S. Machining, Fabrication technique of titanium, Japan Titanium Society, Tokyo, 19-50, 1992.
- Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. The Journal of Prosthetic Dentistry, 109, 361-366, 2013.
- Duncan JD. The casting accuracy of nickel--chromium alloys for fixed prostheses. The Journal of prosthetic dentistry, 47, 1, 63-68, 1982.
- Elshahawy WM, Watanabe I, Koike M. Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials. The journal of dental Materials, 25(8), 976-981, 2009.
- Mohammed H, Asgar KA new dental superalloy system. I. Theory and alloy design. The journal of dental research, 52, 1, 136-144, 1973.
- Mohammed H, Asgar K. A new dental superalloy system. II. Mechanical properties. The journal of dental research, 52, 1, 145-150, 1973.
- Mohammed H, Asgar K. A new dental superalloy system. III. Microstructure and phase transformations. The journal of dental research, 52, 1, 151-156, 1973.
- Mohammed H, Asgar K, Kimball OF. A new dental superalloy system. IV. X-ray diffraction analysis. The journal of dental research, 52, 4, 744-749, 1973.
- Mohammed H, Asgar K, Kimball OF. A new dental superalloy system. V. Embrittling phase transformations. The journal of dental research, 53, 1, 7-14, 1974.
- Mohammed H, Asgar K. A new dental superalloy system. VI. Heat treatment. The journal of dental research, 52, .2, 379-384, 1974.