

# 비귀금속 치과용 합금의 구조성과 기계적 특성

김연욱<sup>†</sup>

계명대학교 신소재공학과

## Castability and Mechanical Properties of nonprecious-metal dental Alloys

Kim Yeon-Wook<sup>†</sup>

Department of Advanced Materials Engineering, Keimyung University, Daegu 704-701, Korea

### 1. 서 론

치아의 중요성은 지구촌 모든 사람들이 인식하고 있다는 것이 주지의 사실이다. 치아가 결손되었을 경우 대개 치과적 보철시술을 시행하게 된다. 많은 치아를 상실할 경우 국소의치(partial denture)나 총의치(full denture)를 장착하게 되는데, 이것은 환자에게 저작력 감소와 더 나아가서 정신적 고통이 수반되게 되어 있다. 따라서 치과보철학 분야는 1902년 Ollendorf에 의하여 lost wax technique이 치과에 도입된 이래로 눈부신 발전을 거듭하였다[1,2]. 특히 구조 수복에 의한 우수한 변연 적합도는 보철물의 장기간 사용을 가능하게 한 획기적인 발전이었던 것이다. 이에 따라서 보철 분야는 더욱 정밀한 구조방법과 적절한 구조 금속의 개발과 사용에 관한 연구가 관심의 집중이었던 것이다.

귀금속 치과용 금속은 고체 상태에서 부식저항성이 매우 우수하여 산화가 거의 일어나지 않으며, 열적 저항성이 우수하고 연성이 뛰어나다. 따라서 현재까지 주로 Ag, Au, Pt, Pd 등의 귀금속 합금을 치과용 재료로 사용되어 왔다. 그러나 금 합금을 비롯한 귀금속합금은 가격이 아주 고가이기 때문에 치과적 보철시술에 비용이 많이 들며, 금 특유의 광택으로 점차 환자들은 보다 자연스러운 즉 치아와 유사한 보철물을 요구하게 되었고 이에 따라서 보철 분야는 gold color에서 tooth color로 변하게 되었다[2].

비귀금속 합금의 비중은 금 합금의 1/2 정도로 가벼우며, 같은 무게로 더 많은 양의 구조체를 얻을 수 있으나, 구조 시 압력이 충분하지 못하면 구조결합이 오기 쉬우므로 구조 압력이 큰 구조기를 선택해야 하며, 매몰할 때 적당한 크기의 vent와 주입선을 사용해야 하는 등 별도의 조치가 필요하다. 강도 및 경도는 금 합금보다 2배정도 높아 구강내 사용 시 마모 위험성은 적으나 연마나 끝마무리가 어렵고 구강 내에서 제거하기가 어렵고 지대치나 대합치에 과도한 교합압을 가하여 치아에 손상을 초래할 위험성도 있다. 그러나 long span bridge인 경우 금합금에 비해 Ni-Cr합금을 사용하는 경우 두께가 적어도 교합압에 충분히 견딜 수 있는 장점이 있다.

따라서 가격이 저렴하며 기계적 강도도 좋으나, 귀금속에 비하여 구조성이 좋지 않기 때문에 기공소에서 형상에 적합하도록 치과재료용 비귀금속 합금을 용해 및 구조하는 데 많은 어려움이 있기 때문에 기피하고 있다. Ni-Cr 합금 및 Co-Cr 합금은 기계적 성질 및 내식성이 뛰어난과 동시에 생체 적합성도 우수하다. 치과용으로서 의치상, 크라스프, 바, 교정용 선재 등의 용도로 사용이 많이 기대된다[3]. 특히 Ni-Cr 합금은 Co-Cr 합금에 비하여 유연하고 연성이 큰 것이 특성이다. 또 이 외에 생체 적합성이 우수하기 때문에 현재까지도 정형외과 영역에서도 인공관절용 재료로서 활용되고 있다. 그러나 이 합금은 고용점으로서 구조 수축이 큰 것과, 구조 성형 및 성형 후의 연마에 있어서 문제점이 있기 때문에 개선이 시급하다. Ni-Cr 합금의 구조성을 향상시키기 위한 가장 손쉬운 방법은 Be을 첨가하는 방법이다. 따라서 현재 상용되고 있는 치과용 Ni-Cr합금의 경우 약 2%의 Be이 첨가된 것이 일반적이다. Ni 합금에 1%의 Be 첨가에 의하여 합금의 용융점을 100°C 정도 낮출 수 있지만 합금 용해 및 가공 시 공기 중 분진이 0.002 mg/m<sup>3</sup>이상 존재하면 독성(berylliosis)을 나타낸다. 고농도의 Be 분진에 단기간 노출 시 또는 저농도의 먼지에 장시간 노출 시에는 급성으로 접촉성 피부염, severe chemical pnemonitis를 유발하고, 1년 이상 지속적으로 노출된 경우 수년 후에 기침, 가슴통, 전신 허약증, 폐기능 이상 등의 증상이 만성적으로 나타난다[4,5]. 따라서 Be을 제외한 다른 원소를 첨가하여 구조성을 향상시킬 필요가 있다.

### 2. 비귀금속 치과용합금의 현황

국내의 치과산업계에서 사용되고 있는 비귀금속계(nonprecious mteal) 소재는 전량 수입에 의존하고 있으며 액수로는 연간 약 500억원에 이르고 있다. 그러나 세계적으로도 이러한 치과용 합금소재를 제조 생산하는 회사는 몇 개 회사(미국: Ticonium, 독일: Bego, Degussa)에 불과하여 공급자에 의지에 의하여 일방적으로 물량을 전량 수입해야함으로 국내에서의 치과용 합금 소재의 가격은 엄청난 고가(20만~50만/kg)로 형성되고 있는 것

<sup>†</sup>E-mail : ywk@kmu.ac.kr

이 현실이다.

도부 소재용 Co 및 Ni계 합금은 선진 외국에서 전량 수입되고 있으나, 국내 개발에 의하여 우수한 기계적, 물리적 특성을 갖도록 합금설계 기술을 습득하면 도부 소재용 합금 이외에 crown, inlay, bridge, clasp, attachment 등의 보철 재료로 매우 다양하게 활용할 수 있다. 현재 미국, 일본 등을 비롯한 선진국에서는 가격이 비싼 귀금속 치과재료는 의료보험 대상 품목에서 제외되지만 비귀금속 합금의 치과재료는 의료보험 대상 품목에 포함되어 그 수용이 급증하고 있는 실정이다. 따라서 생활수준이 향상되어 선진국 진입이 가까워진 국내에서는 비귀금속 합금의 치과재료가 의료보험 대상 품목에 포함시키려는 사업이 진행되고 있으며, 만약 비귀금속 합금의 치과재료가 의료보험 대상 품목에 포함되면 전량 수입에 의존하는 현실점에서 치과용 비귀금속계의 연구개발이 시급하다.

### 3. Co-Cr계 치과용 비귀금속의 합금설계

Co는 은백색의 금속이며 비중은 8.9 g/cm<sup>3</sup>, 용점은 1480°C이며 상온에서 조밀육방격자를 갖는다. Co는 열팽창계수가 낮고, 내식성이 우수하며, 연성과 전성이 우수하기 때문에 공업적인 분야에서는 일반적으로 내열합금과 영구자석합금, 촉매 등으로 많이 사용된다. 대기 중에서 장시간 방치하여도 표면에 약간의 녹이 생길 뿐 큰 변화는 없다. 특히 초산 등에서 표면에 부동태 형태의 피막을 형성하여 더 이상의 부식이 저절로 억제되는 특성이 있다. 따라서 생체 내에서 혹은 구강 내에서 쉽게 이온화하여 조직이나 세포에 대하여 강한 자극성이나 독성을 일으키지 않는다. Co는 인체에 사용하는 생체재료의 경우 대부분 Cr과 합금형태로 개발되어 사용되어 왔다. 구조용 Co-Cr계 합금은 우수한 내구성과 함께 강도, 탄성, 내열성이 우수하며, 골조직과 친화성이 구조하여 외과용 인공뼈로 활용된다. Co-Cr계 합금에서 일반적으로 Co의 양이 증가하면 합금은 경하게 되고 취성을 나타낸다. 따라서 Co를 다량 포함하는 경우 구조 후의 연마나 구강 내에서의 적합 조정이 어렵게 된다. 따라서 Co의 일부를 Cr과 합금하기 쉬운 Ni이나 Fe 등으로 치환하여 연성을 부여할 수 있다. 일반적으로 치과용 Co-Cr계 합금은 미국의 Hayness Stellite Co.의 상품명인 Stellite 합금을 주로 사용하며 약 40~67% Co와 20~27% Cr의 주 원소에 Ni, Mo 등의 원소가 첨가된다. Table 1에서 치과용 Co-

Cr계 합금에 첨가되는 금속원소를 정리하였으며 첨가 목적을 설명하였다.

### 4. Ni-Cr계 치과용 비귀금속의 합금설계

Ni-Cr 합금은 부분고용체형 합금으로 Ni에 53 wt%의 Cr이 첨가될 경우 공정조직을 갖는 금속합금으로서, 순금속 Ni의 용융점은 1455°C이지만 Cr이 첨가될수록 용융점은 감소하며, 최대 53 wt%의 Cr이 첨가될 때 1345°C의 공정온도로서 Ni-Cr 2원 합금계에서는 가장 용융점이 낮다. 그러나 Cr을 53 wt% 이상 첨가하게 되면 용융점은 급격히 증가하게 된다. 공업용으로 개발된 Ni-Cr 합금은 80% Ni과 20% Cr 합금으로서 Ni기 초내열합금이라 불리며, 고온에서 내산화성이 아주 탁월하며 고온 강도도 우수하여 고온용 발열체로 널리 이용되고 있다[6,7]. 그러나 치과용 금속재료로 활용하기 위해서는 Co-Cr합금과 같은 우수한 내식성, 내산화성을 유지하며 용융점을 감소시키기 위해서는 25% 이상의 Cr을 함유한 Ni-Cr 합금이 적합하다고 사료되나, Cr의 양이 과다하게 첨가될 경우 기계적 강도가 현저하게 증가하게 되어 구조 성형 후의 연마에 있어서 문제점이 유발될 염려가 있다. 따라서 지나친 경도 증가를 억제하기 위해 치과용 합금으로는 75Ni-25Cr 합금과 80Ni-20Cr 합금을 기준으로 합금설계를 하는 것이 보통이다.

치과용 금속은 보통 기공소에서 토치 용해를 하기 때문에 구조성을 향상시킬 필요가 있다. 따라서 Ni-Cr계 합금의 용융점을 낮추어 토치 용해에서도 충분한 구조성을 확보하기 위하여 제3의 원소를 첨가한다. 따라서 인체에 유해한 Be를 제외하고, Ni과 공정형 합금계를 이루는 Si과 Ti의 첨가가 가장 적합하다. Si의 경우 양이 증가할수록 경도와 항복강도가 급격히 증가하므로 1-4 wt%를 첨가하여 Ni을 치환하는 방법을 선택한다. Ni-Ti 합금계 역시 공정형으로서 Ni에 Ti이 첨가될수록 용융점은 감소한다. 또한 Ti은 금속 중에서 인체와 적합성이 가장 뛰어난 특성을 지니고 있으나 대기 중에서 토치 등으로 용해할 경우 과다하게 산화되어 유동성을 저하시킬 가능성이 있다. 따라서 Ni-Cr 합금에 Ti을 첨가하여 용융점을 감소시키는 방법에서 Ti의 첨가량은 3~10 wt%로 제한하였다.

Table 1. Additional elements of Mo-Cr alloys for partial denture.

Co 합금에 첨가 원소	첨가 원소의 영향	첨가량(wt%)
Cr (크롬)	표면에 산화피막 형성 (알러지 반응 억제)	20~27
Ni (니켈), Fe (철)	연성 향상	2~20
Sn (주석)	용융온도 감소 (구조성 향상) 연성 향상	2~5
Mo (몰리브덴)	내식성 향상 및 강도 증가	3~6
Al (알루미늄)	금속간화합물 형성 (강도 증가)	2~3
Mn (망간)	구조성 향상, 산화물 제거	5 이하
Cu (구리)	연성 증가 (연신율의 향상)	5 이하
Ti (티타늄)	표면 산화피막 형성, 도재-금속 간의 결합력 향상	2 이하
Be (베릴륨), Ga (갈륨)	용융온도 감소 (구조성 향상)	2 이하

### 5. Ni-Cr계 치과용 비귀금속의 합금의 주조성과 기계적 성질

#### 5.1 용해와 분석

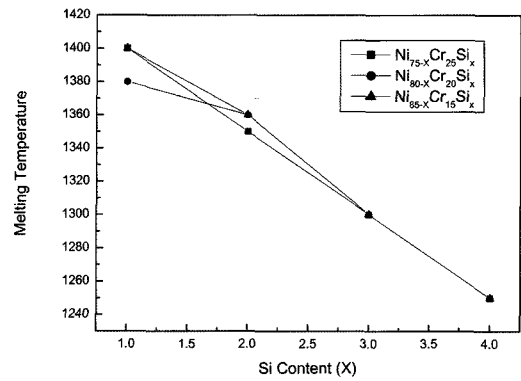
비귀금속 주조용 합금에서 아주 미량의 탄소, 질소 및 산소라도 주조물의 성질을 크게 바꿀 수 있기 때문에 기계적 성질에 있어서 현저한 변화를 가져올 수 있다. 특히 질소 함량이 0.1% 이상이면 주조체는 연성을 잃게 된다. 따라서 원소 합금을 이용하여 합금을 용해할 경우 진공이나 Ar 분위기에서 수행한다. 일반적으로  $5 \times 10^{-3}$  torr 이상의 진공 분위기에 고순도 Ar을 장입한 후 arc beam이나 induction으로 순도가 높은 순금속을 용해하여 합금을 제조한다.

첨가 원소의 변화에 따른 합금의 용융점 변화를 조사하기 위하여 시차주사열분석(Differential Thermal Scanning Analysis) 시험을 수행한다. 시료의 무게를 5~15 mg이 되도록 칭량한 다음 알루미늄 pan에 넣고 canning한다. 실험에 사용될 reference는 알루미늄 pan이고, 실험 중 시료의 산화를 방지하기 위하여 Ar gas를 60 ml/min의 속도로 흘려주며 실험을 한다. 냉각과 가열 속도는 10 K/min으로 한다. 용융 개시 온도는 DSC 곡선의 기본선과 흡열피크와의 접선 교점으로 측정한다. 본 실험에서 사용할 시차주사열분석기는 TA Instrument사의 DSC 2010 모델이다.

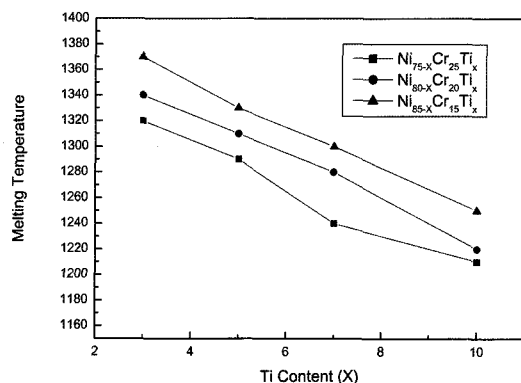
#### 5.2 주조성과 기계적특성

Ni-Cr-Si 합금계에서 Cr과 Si의 첨가량을 변화시키면서 DTA를 이용하여 용융점을 측정하여 Fig. 1(a)에 나타냈다. Ni에 Cr을 15~25wt% 범위에서 첨가하여도 용융점의 변화는 거의 나타나지 않는 것을 발견할 수 있다. 그러나 Ni-Cr 합금에 Si를 1~4wt% 첨가하면 Cr의 양에 관계없이 Si의 양이 증가할수록 용융점은 직선적으로 현저하게 감소함을 알 수 있다. Ni-Cr 합금에 Si를 1wt% 첨가하면 용융점은 1400°C 정도를 보여준다 4wt%까지 첨가하면 150°C정도 감소한 1250°C로 감소함을 알 수 있다. Ni-Cr-Ti 합금계에서는 Fig. 1(b)와 같이 Ni에 Cr을 15~25wt% 범위에서 첨가하여도 용융점의 변화는 20°C정도 변화함을 알 수 있다. Cr의 양이 증가할수록 용융점은 약간 감소한다. 그러나 Ni-Cr 합금에 Ti를 3~10wt% 첨가하면 Ti의 양이 증가할수록 용융점은 직선적으로 현저하게 감소하여, Ni-20Cr 합금에 Ti를 3wt% 첨가하면 용융점은 1350°C 정도를 보여준다 10wt% 까지 첨가하면 120°C정도 감소한 1220°C로 감소한다. 따라서 Ni-Cr 합금에서 Cr의 첨가량에는 용융점 변화가 미미하나 Ti과 Si의 첨가량으로 용융점을 조절할 수 있다.

Ni-Cr-Si과 Ni-Cr-Ti의 3원계로서 Ni-Cr의 2원 합금계에서 Ni을 Si과 Ti으로 치환할 경우 그 첨가량의 변화에 따라 경도 변화를 측정하여 Fig. 2에 나타냈다. 경도는 마이크로비커스 경도계(micro-vickers hardness tester)를 이용하여 1 kg 하중에서 측정하였다. Ni에 Cr을 15~25wt% 범위에서 첨가하면 Cr의 양이 증가할수록 약간 증가하는 것을 알 수 있다. 그 변화는 Cr이 5wt% 증가 할 때마다 약 20 Hv 값이 증가한다. 그러나 Ni-Cr 합금에 Si를 1~4wt% 첨가하면 Cr의 양에 관계없



(a)



(b)

Fig. 1. Variations of melting temperature with the content of (a) Si and (b) Ti in Ni-Cr alloy system.

이 Si의 양이 증가할수록 경도값은 직선적으로 현저하게 증가한다. Ni-25Cr 합금에서 Si를 1wt% 첨가하면 경도값은 202 Hv 값을 보여준다 4wt% 까지 첨가하면 520 Hv로서 약 250% 정도 경도값이 증가함을 알 수 있다. 그러나 치과 재료용 합금에서 경도값이 너무 높으면 금속이 대합치와 마주칠 때 대합치에 손상이 우려되기 때문에 너무 높은 경도 값은 피하는 것이 좋다. 따라서 Si의 양이 증가할수록 용융점이 감소되어 주조성은 향상되지만 경도값을 고려할 때 과도한 Si의 첨가는 억제되어야 한다. 한편 Ni-Cr-Ti 합금계에서 Ni에 Cr을 15~25 wt% 범위에서 첨가하면 Cr의 양이 증가할수록 약간 증가하는 것을 알 수 있다. 또한 Ni-Cr 합금에 Ti을 3~10wt% 첨가하였을 경우의 경도값 변화는 Ni-Cr-Si 합금계와는 현저한 차이를 보여준다. 일반적인 경향은 Cr의 양에 관계없이 Ti의 양이 증가할수록 경도값은 증가하고 있으나 그 증가 경향은 아주 적은 것을 알 수 있다. Fig. 2(b)에서 경도값의 변화를 관찰하여 보면, Ni-25Cr 합금의 경우 Ti을 3wt% 첨가하면 경도값은 142 Hv 값을 보여주고 10wt% 까지 첨가하면 194 Hv로서 약 30% 정도 경도값이 증가함을 알 수 있다. 따라서 Ni-Cr-Ti 합금계에서는 전 조성 범위에서 경도값이 너무 높아서 치과 재료용 합금으로 부적합 경우는 없는 것으로 사료된다. 그러나 Ti은 활성이 아주 강한 특성을 지닌 금속으로서 용해는 모두

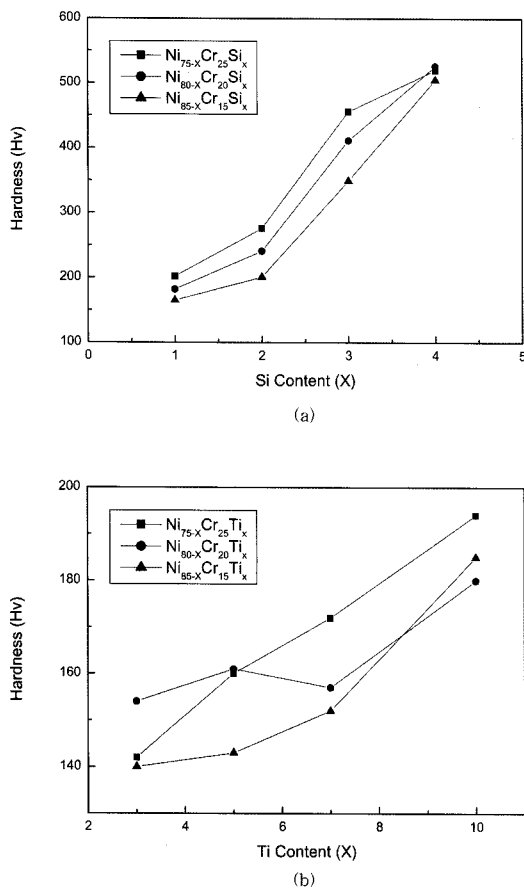


Fig. 2. Variations of micro-hardness with the content of (a) Si and (b) Ti in Ni-Cr alloy system.

진공이나 불활성 가스 분위기에서 이루어진다. 치과재료의 경우 모두 토치 용해 작업으로 이루어지기 때문에 Ti의 첨가량이 너무 많으면 용탕의 산화로 주조성이 현저하게 떨어질 위험이 있다. 따라서 용융점과 경도값을 고려하면  $Ni_{73}Cr_{25}Si_2$  합금과  $Ni_{72}Cr_{25}Ti_3$  합금이 가장 적합한 것으로 사료된다. Ni-Cr-Ti 합금계의 경우 Ti의 첨가량이 증가할수록 용융점은 감소하여 주조성이 향상되고 경도값은 Ti에 영향을 받지 않지만 Ti의 첨가량이 증가되면 토치 용해 작업 시 용탕의 산화에 의하여 유동성이 감소하기 때문에  $Ni_{72}Cr_{25}Ti_3$  합금의 경우 Ti의 첨가량이 3wt% 이하의 경우 용융점이 1300°C 이상이 되기 때문에 Si를 2wt% 첨가하였다.

치과용 합금에서 기계적 성질 및 주조성 등을 개량할 목적으로 미량원소를 첨가하며 일반적으로 첨가로서 C, Mg, P, Al, Mn, Fe, Mo, W, Be 등을 사용한다. Mo는 수지상정을 억제하고 결정립을 미세화시켜 강도 및 연신율을 향상시킨다. 그러나 탄소와 결합하여 탄화물을 형성하여 취성을 일으킨다. 따라서 탄소의 함량을 0.3wt% 이하의 합금에서 사용해야 한다. Fe의 경우 탄소와 결합력이 강하기 때문에 용해 중에 발생하는 산소와 결합하는 탈산제 역할을 하여 주조성을 향상시킨다. 따라서  $Ni_{73}Cr_{25}Si_2$  합금과  $Ni_{72}Cr_{25}Ti_3$  합금에 Mo와 Fe를 첨가하였을 경우 DTA 열분석과 경도 측정 결과에 따르면 Ni-Cr-

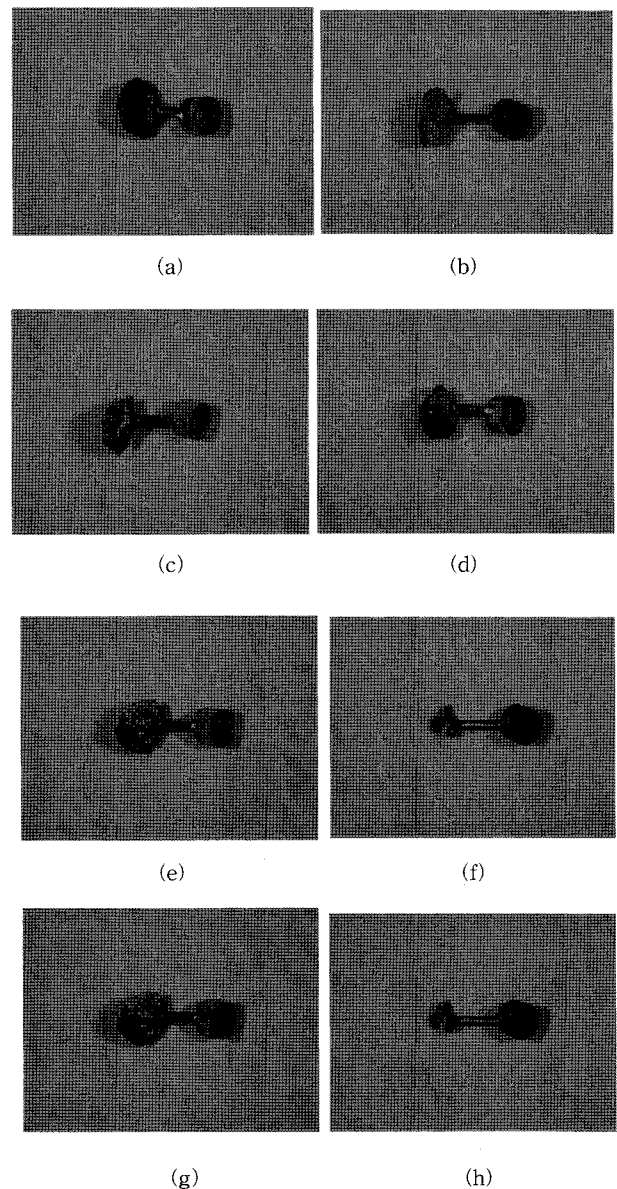


Fig. 3. Precision investment cast of (a)  $Ni_{73}Cr_{25}Si_2$ , (b)  $Ni_{70}Cr_{25}Si_2Ti_3$ , (c)  $Ni_{67}Cr_{25}Si_2Ti_3Mo_3$ , (d)  $Ni_{70}Cr_{25}Si_2Mo_3$ , (e)  $Ni_{78}Cr_{25}Si_2$ , (f)  $Ni_{75}Cr_{20}Si_2Ti_3$ , (g)  $Ni_{62}Cr_{25}Si_2Fe_8Mo_3$ , (h)  $Ni_{60}Cr_{24}Si_2Ti_3Mo_3Fe_8$  alloys.

Si 합금계에 Mo를 첨가할 경우 용융점은 약간 증가하고 있으나 경도는 오히려 감소하는 경향을 보여준다. 반대로 Ni-Cr-Si 합금계에 Ti를 첨가하게 되면 용융점은 약간 감소하고 있으나 경도는 변화가 없는 결과를 얻는다. Ti과 Mo를 동시에 각각 3wt% 첨가하면 경도의 변화는 거의 없고 용융점 변화도 없는 것으로 나타났다. 한편 Ni-Cr-Si-Mo 및 Ni-Cr-Si-Ti-Mo 합금계에 Fe를 8wt% 첨가하게 되면 각각 200 Hv의 경도값을 가지면 용융점도 약간 감소하였다.

이와 같은 방법으로 합금설계된 8가지 조성의 Ni-Cr-Si 및 Ni-Cr-Ti 합금계를 토치 용해하여 치아 모양으로 원심주조하여 Fig. 3의 사진에 나타내었다. 몇 가지 특징적인 사실은 Fig. 3(b), (c), (f), (h) 주조체 사진에서 보듯이 Ni-Cr-Si 및 Ni-

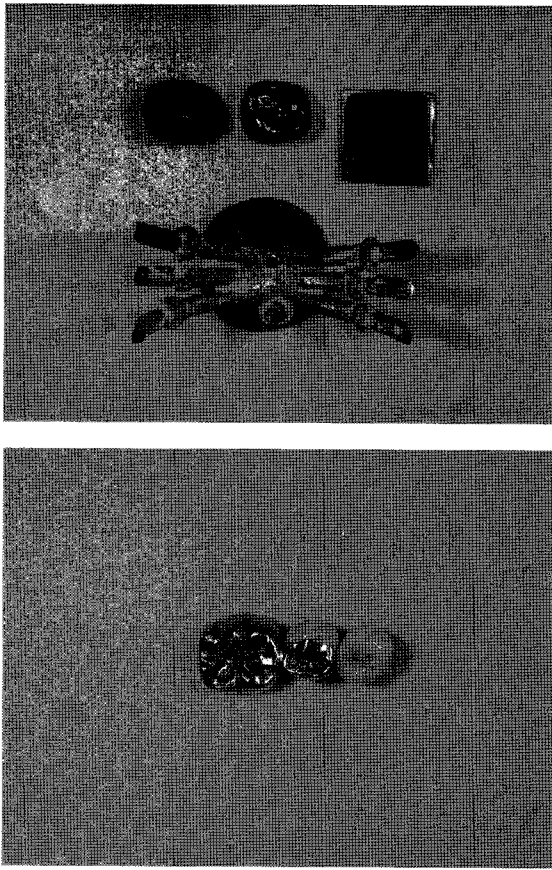


Fig. 4. The partial denture of Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub> alloy.

Cr-Ti 합금계에서 Ti이 포함되면 표면이 약간 검은 색을 나타내는 것을 볼 수 있다. 이것은 Ti이 표면에서 산화된 것을 알 수 있다. 그러나 치아를 주조한 후 표면 연마 작업이 필요하기 때문에 주조 시 발생하는 표면 산화물은 제거할 수 있다. Fig. 3(c)와 (f)의 Ni<sub>67</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>Mo<sub>3</sub>와 Ni<sub>75</sub>Cr<sub>20</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>의 합금의 경우 주조체에 약간의 기공을 발견할 수 있다. 이것은 유동성이 모자란 결과로서 이 합금의 경우 용융점이 너무 높은 관계로 토치용해에 부적합하다고 사료된다. 주조성과 경도를 고려할 경우 Fig. 3(g)와 (f), Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub>와 Ni<sub>60</sub>Cr<sub>24</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>Mo<sub>3</sub>Fe<sub>8</sub> 합금이 치과재료용 합금으로 가장 적합한 것으로 판단된다.

경도 및 주조성의 실험 결과로 결정된 Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub>와 Ni<sub>60</sub>Cr<sub>24</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>Mo<sub>3</sub>Fe<sub>8</sub> 조성의 합금의 연신율 및 항복강도를 인장시험기를 이용하여 측정하였다. Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub>의 항복강도와 연신율은 각각 290 MPa 및 46%로 측정되었다. Ni<sub>60</sub>Cr<sub>24</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>Mo<sub>3</sub>Fe<sub>8</sub> 합금의 항복강도는 313 MPa, 연신율은 17%로 측정되었다. Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub> 합금은 항복강도는 약간 떨어지나 연신율이 아주 우수하며 Ni<sub>60</sub>Cr<sub>24</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>Mo<sub>3</sub>Fe<sub>8</sub> 합금은 항복

강도가 우수하고 연신율은 Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub> 합금 보다 작은 값을 보이나 역시 우수한 것으로 나타났다. Fig. 4는 Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub> 합금을 기공소에서 작업하는 방법과 똑같이 토치용해한 후 치아 모양의 몰드에 원심주조한 사진이다. 전체적으로 주조 표면이 은백색을 보여주며 어떠한 주조 결함도 발생하지 않은 것을 보여 주며 1 mm 정도의 얇은 주조체에서도 어떠한 결함도 발견할 수 없다.

### 6. 결 론

Ni-Cr계 치과용 비귀금속 합금에 원소 첨가하는 방법으로 치과재료용 비귀금속 합금을 개발하여 주조성과 기계적 성질을 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

Ni-Cr 합금에 Si을 Cr의 양에 관계없이 Si의 양이 증가할수록 용융점은 직선적으로 감소한다. Ni-Cr에 Ti을 Ti을 3~10 wt% 첨가하면 Ti의 양이 증가할수록 용융점은 직선적으로 현저하게 감소하여, Ni-20Cr 합금에 Ti을 3wt% 첨가하면 용융점은 1350°C정도를 보여주나 10wt% 까지 첨가하면 120°C정도 감소한 1220°C로 감소한다. 따라서 Ni-Cr 합금에서 Ti과 Si의 첨가량으로 용융점을 조절할 수 있다.

Ni에 Cr을 15~25wt% 범위에서 첨가하면 Cr의 양이 증가할수록 경도는 약간 증가한다. Ni-Cr 합금에 Si을 1~4wt% 첨가하면 Cr의 양에 관계없이 Si의 양이 증가할수록 경도값은 직선적으로 증가한다. 한편 Ni-Cr 합금에 Ti을 3~10wt% 첨가하였을 경우의 경도값 변화는 아주 적다.

Ni-Cr-Si합금과 Ni-Cr-Ti합금에 Mo와 Fe를 첨가하여 주조성과 기계적 특성을 평가한 결과 Ni<sub>62</sub>Cr<sub>25</sub>Si<sub>2</sub>Fe<sub>8</sub>Mo<sub>3</sub>와 Ni<sub>60</sub>Cr<sub>24</sub>Si<sub>2</sub>Ti<sub>3</sub>Mo<sub>3</sub>Fe<sub>8</sub> 조성의 합금이 치과재료용 합금으로 가장 적합한 것으로 사료된다.

### 참 고 문 헌

- [1] Anderson's Applied Dental Materials, Edited by J.F. McCabe, Blackwell Scientific Publication, 1985.
- [2] Concise Encyclopedia of Medical and Dental Materials, Edited by David Williams, Pergamon Press, 1990.
- [3] Dental Materials, A Problem-Oriented Approach, Edited by R. G. Graig, The C. V. Mosby Company Inc., 1978.
- [4] Dental Materials, Properties and Selections, Edited by W.J. O'Brien, Quintessence Publishing Co., 1989.
- [5] J. C. Harkness, Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials, vol. 2, ASM Handbook, Edited by ASM International, p. 406, 1990.
- [6] D. W Dietrich, Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials, vol. 2, ASM Handbook, Edited by ASM International, p. 761, 1990.
- [7] K. P. Rohrbach, Trends in High-Temperature Alloys, Adv. Mater. & Process., vol. 148 (No. 10), p. 37, 1995.