

탄탈륨, 니오븀 및 철 첨가에 따른 Ni-Cr 합금의 기계적 성질의 변화

강유화¹, 이상배², 김광만¹, 김경남¹

연세대학교 치과대학 치과생체재료공학교실 및 연구소¹, 연세대학교 치과대학 치과의료기기시험평가센터²

Influence of addition of Ta, Nb and Fe on mechanical properties of Ni-Cr alloy

You-hwa Kang¹, Sang-Bae Lee², Kwang-Mahn Kim¹, Kyoung-Nam Kim¹

¹Department and Research Institute of Dental Biomaterials and Bioengineering, Yonsei University College of Dentistry, Seoul 120-752, Korea, ²Dental Device Test & Evaluation Center, Yonsei University College of Dentistry, Seoul 120-752, Korea

(Received: Jun 14, 2013; Revised: Jun 21, 2013; Accepted: Jun 22, 2013)

ABSTRACT

The computer aided design/computer aided manufacturing(CAD/CAM)method represents a great advancement over casting technology. However, the poor machinability of Ni-Cr alloy is an obstacle to practical dental application. In this study with the purpose is to develop Ni-Cr alloys for CAD/CAM containing Ta, Nb and Fe with superior properties than commercial products. In order to evaluate of the properties of Ni-Cr alloys containing various amount of Ta, Nb and Fe, tensile strength, hardness, thermal expansion coefficient, XRD analysis and machinability were investigated. X-ray diffraction patterns were noted that new precipitation of gamma prime phase was increased with the increasing Ta content. The tensile strength and micro-hardness were increased with increasing Ta content whereas Nb and Fe were not effective to enhance mechanical properties. High machinability was showed at proper hardness value of alloys, especially 225.8HV. From the above results, it is considered that 0.7wt% Ta, 3.2wt% Nb and 4.3wt% Fe containing Ni-Cr alloys could be able to use either casting or machining substrate.

KEY WORDS : Ni-Cr alloy, tensile strength, micro hardness, machinability

서 론

최근 computer aided design / computer aided manufacturing(CAD/CAM) 기술의 발전에 따라 자동화된 제작 방식을 이용한 심미성 치과보철물의 제작도 함께 증가하고 있다(Davidowitz 와 Kotick, 2011; Persson 등, 2008; Rudolph 등, 2007). CAD/CAM 방식에 의해 제작되는 대부분의 보철물은 티타늄, 귀금속, 비귀금속 합금 뿐만 아니라 지르코니아와 같은 세라믹 재료가 사용되지만, 자연치와 유사한 심미성과 적절한 강도를 가지고 있을 뿐 아니라 굽힘강도 및 파절 강도가 높은 지르코니아가 가장 널리 사용되고 있다(Moldovan 등, 2011). 하

지만 세라믹 재료는 소결 시간이 길고, 약 20 %에 이르는 소결수축에 기인한 낮은 변연 적합성 및 세라믹 코어와 세라믹 비니어간의 낮은 물리 화학적 결합력은 CAD/CAM 방식에 의해 제작되는 전부세라믹수복물이 해결해야 할 과제로 남아있다(Beuer 등, 2009). 이처럼 소결수축에 기인한 불충분한 변연 적합성 및 낮은 재료간의 결합력은 이차 우식증을 유발할 가능성이 높아 치주병의 원인이 될 뿐 아니라 파절과 같은 보철물 실패의 원인이 되어 주의가 요구된다(Beuer 등, 2009).

Ni-Cr계 주조용 합금은 금에 비해 가격이 저렴하고 주조방식에 의해 쉽게 제작이 가능하므로 1930년부터 치과용 보철물 소재로 널리 사용되어 왔다(Roach, 2007). 특히 이 합금은 금합금에 비해 우수한 표면경도와 탄성계수를 갖고 있어 메탈-세라믹용 합금소재로 사용되기에 적합하다. 비교적 높은 탄성계수를 갖기 때문에 수복물의 두께

* 교신저자 : 120-752 서울시 서대문구 연세로 50 연세대학교 치과대학 치과생체재료공학교실, 김경남

Tel : 02)2228-3081, E-mail : kimkn@yuhs.ac

를 낮출 수 있을 뿐 아니라 세라믹 비니어 소재와 유사한 열팽창계수를 갖고 있어 반복적인 열변화에 의한 크랙 발생이 적다(Roach, 2007).

그러나 부식으로 인한 Ni 이온의 용출은 알리지 반응과 같은 생체적합성을 저해하는 한 원인이 된다(Saji 와 Choe, 2009). Ni-Cr계 합금의 부식저항성은 조성에 크게 영향을 받으며 특히 16~30 %의 Cr과 16~30 %의 Mo를 함유한 합금조성에서 베릴륨(Be)의 영향이 크다. Be을 함유하게 되면 Ni-Be 간에는 공정반응을 형성하게 되고 이는 용융온도를 낮추어 주조를 쉽게 하는 장점이 있지만 합금표면에 Cr 산화물 형성을 방해함으로써 내부식성을 저해하는 단점이 된다(Saji 와 Cheo, 2009). 몰리브덴(Mo)과 티타늄(Ti) 그리고 마그네슘 등의 첨가는 부식저항성을 높인다. 뿐만 아니라 Mo의 첨가는 열팽창계수를 낮추는 효과가 있다. 알루미늄(Al)은 합금의 강도와 경도를 높이는 것으로 알려져 있다. 이 밖에도 Be을 함유하는 조성의 합금의 경우 작업 중 Be의 분진에 의한 흡입독성으로 인하여 사용이 금지되어 현재 대부분의 Ni-Cr계 합금은 Be을 함유하지 않는 합금조성으로 개발 시판되고 있다(Eftekhari, 2003).

따라서 Ni-Cr계 주조용 합금을 CAD/CAM 방식으로 제작한다면 주조방식이 필요하지 않아 매몰이나 소환과 같은 과정을 거치지 않고 보철물을 제작할 수 있을 뿐 아니라 용융점을 낮추기 위하여 Be과 같은 공정합금 성분을 첨가하지 않아도 되는 장점을 갖는다. 따라서 메탈-세라믹용 합금소재로 사용하기에 우수한 특성을 갖는 Ni-Cr합금을 CAD/CAM 방식으로 제작한다면 Be이 함유되지 않은 합금조성으로도 짧은 시간에 많은 양의 보철물을 생산할 수 있는 큰 이점을 가지게 된다.

그러나 Ni-Cr계 합금을 CAD/CAM 방식으로 적용하기 위해서는 소재의 피삭성(machinability)의 정보가 필요하다. 대부분의 CAD/CAM 소재는 어떤 형태론든 절삭가공을 통해 제작되므로 소재의 피삭성에 대한 연구는 매우 중요하다. 일반적으로 재료의 피삭성이 높은 경우, 공구의 마모가 적고 높은 절삭속도로 절삭할 수 있으며 절삭저항이 적다. 또한 절삭에 의해 표면이 매끄럽고 양호

하며, 절삭 시 표면온도가 낮다. 뿐만 아니라 칩이 길게 이어지지 않고 처리하기 쉽다. 절삭력을 평가하는 방법으로는 절삭공구가 일정한 마모량을 나타낼 때까지 비교하여 공구수명을 비교하거나 피삭재의 절삭 후 무게감소를 이용하여 평가한다. Hsu 등(2009)은 cp-Ti 합금에 Cr의 함유량을 증가시켜 합금을 설계한 후 절삭시험을 진행하였고 Ti-10Cr을 1,000 m/min으로 절삭하였을 때, 가장 절삭력이 우수하였음을 보고하였다.

Ni-Cr계 합금에서 Ta의 첨가는 미세조직을 변화시켜 국소적인 부식저항성을 높여주며(Lina 등, 2008), Nb과 Fe은 고온에서 안전한 상을 만들어 주는 것으로 알려져 있다(Hu R 등, 2013). 김(2004)은 Nb의 함량이 증가할수록 산화피막의 두께가 얇아지고 도재가 용착된 산화물 확산층 정도와 도재와 합금의 결합강도가 증가함을 보고하였고, 이(2005)는 Ti-40Nb 합금에 2 %의 Ta을 첨가하였을 때, 최대 인장강도가 증가하였음을 보고하였다.

따라서 본 연구에서 Ta, Nb 그리고 Fe의 함량변화에 따라 합금의 표면상변화, 미세경도, 인장강도 및 열팽창계수를 관찰하고 이에 따른 피삭성 변화를 관찰하고자 하였다. 특히, 기존 주조용 합금계가 갖는 최적의 금속-세라믹 결합강도와 유사한 값을 보이면서도 CAD/CAM 방식의 절삭공구에 의해 쉽게 가공되는 최적의 합금 조성을 찾고자 하였다.

재료 및 방법

1. 연구 재료

연구재료로는 주조용 합금성분인 Cr, Mo, Al, Co, Si, Mn의 성분을 고정하고 Ta, Nb, Fe의 함량을 변화시켰다. Ta의 함량 변화에 따른 성질 변화를 알아보고자 Ta을 0.7 wt%, 1.7 wt%, 2.7 wt%, 3.7 wt%, 4.7 wt%로 변화시키고 Ta 함유량 증가분에 대해서는 기본 성분인 Ni을 함량을 감소시켜 합금의 전체 조성이 100 %가 되도록 하였으며 Nb과 Fe의 첨가도 Ta첨가와 동일한 방법으로 설계하였다(Table 1, 2, 3).

Table 1. The composition of Ni-Cr based dental alloy according to addition of Ta and Ni(wt%)

Name of Alloys	Ni	Cr	Mo	Ta	Fe	Nb	Al	Si	Co	Mn	Sum
b.c.*	55.3	21.4	9.3	4.7	4.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Ta3.7	56.3	21.4	9.3	3.7	4.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Ta2.7	57.3	21.4	9.3	2.7	4.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Ta1.7	58.3	21.4	9.3	1.7	4.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Ta0.7	59.3	21.4	9.3	0.7	4.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Ta0.7-1	63.3	21.4	9.3	0.7	3.3	0.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100

Table 2. The composition of Ni-Cr based dental alloy according to addition of Nb and Ni(wt%)

Name of Alloys	Ni	Cr	Mo	Ta	Fe	Nb	Al	Si	Co	Mn	Sum
Nb2.2	56.3	21.4	9.3	4.7	4.3	2.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Nb1.2	57.3	21.4	9.3	4.7	4.3	1.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Nb0.2	58.3	21.4	9.3	4.7	4.3	0.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100

Table 3. The composition of Ni-Cr based dental alloy according to addition of Fe and Ni(wt%)

Name of Alloys	Ni	Cr	Mo	Ta	Fe	Nb	Al	Si	Co	Mn	Sum
Fe3.3	56.3	21.4	9.3	4.7	3.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Fe2.3	57.3	21.4	9.3	4.7	2.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100
Fe1.3	58.3	21.4	9.3	4.7	1.3	3.2	< 1.0	< 0.5	< 0.2	< 0.1	100

2. 연구 방법

1) 시편 제작

모든 합금원소는 진공아크용해로를 이용하여 10⁻⁴torr의 진공 하에서 원재료를 용점이 낮은 순으로 장입한 후 균일하게 용해가 되도록 원을 그리듯이 텅스텐 전극 봉을 회전시키면서 6번 이상 재용해 하였으며, 도가니와 주형의 재질은 copper를 이용하고 냉각수를 이용하여 용해된 원재료가 copper에 달라붙지 않도록 하였다. 주조 시 응고속도 차이로 인한 편석을 제거하기 위하여 용해로 얻어진 주괴(ingot)는 용해 된 인고트를 열처리로 (Lindberg/Blue, Lindberg, Co., Ltd., U.S.A.)를 이용하여 900 ℃에서 60 분간 유지한 후 실온의 증류수에 급냉하여 용체화 처리하였다.

2) 표면상분석

10 mm × 10 mm × 1 mm의 크기로 제작하고 #2000번 SiC연마지까지 습식 연마한 후, polishing cloth와 0.5 μm alumina를 이용하여 미세 연마하고 증류수로 10분간 초음파 세척하였다. 합금 표면 조직의 조성 및 상을 분석하기 위하여 X선회절분석기(XRD, Ultima IV, Rigaku Co, Japan)를 이용하여 회절각 30°~60° 범위 내서 2°/min의 속도로 표면분석을 실시하였다.

3) 표면경도

시편의 표면을 미세 연마한 후 비커스미세경도기(DMH-2, Matsuzawa, Japan)를 사용하여 용체화처리 전후의 표면 미세경도를 측정하였다. 하중은 0.5 kg, 부하시간은 10 초로 하였다(Figure 4). 시편은 합금 조성에 따라 6개씩 제작하였고 시편 당 6번씩 측정하여 평균값을 최종 경도값으로 하였다.

4) 인장강도

길이 42 mm, 인장부 직경 3 mm인 dog-bone 형태의 시편을 제작하였다. 시편을 만능시험기(Instron 3366, Instron, U.S.A.)의 cross-head speed를 1.5 mm/min으로 하여 인장시험 하였고, 측정된 응력-변형 곡선에서 시편이 파절될 때의 인장강도를 구하였다.

5) 선열팽창계수

직경 3 mm, 높이 8 mm의 원주형 합금 시편을 제작하였다. 선열팽창계수측정기(TMA 2940, TA Instrument, U.S.A.)로 20~600 ℃ 구간까지 5 ℃/min의 속도로 승온한 후 30~550 ℃ 사이의 선열팽창계수를 측정하였다.

6) 절삭력 시험

Fe, Nb 및 Fe함량변화를 통한 실험결과를 종합하여 가장 낮은 기계적 물성을 보인 Ta0.7과 Ta0.7에서 Nb의 함량을 줄인 조성 Ta0.7-1의 조성으로 제작된 시편을 사용하였다. 절삭하여 가공한 시편의 경도를 측정후, 절삭력 시험기를 사용하여 텅스텐 카바이드 바(Komet, Milling bur H356RSE, Germany)를 핸드피스에 고정하여 시험을 진행하였다. 바의 등근면에 시편의 면을 90°로 접촉되게 하여 5,000 rpm의 속도로 100 g의 하중을 가하여 5분 간 진행하였다(Figure 1). 절삭 전의 시편 무게와 절삭 후의 시편 무게의 차를 피삭성 평가 기준으로 하였다.



Figure 1. The photo of grinding tester for measuring machinability.

3. 결과

1) 표면 상분석

Ni-Cr계 합금은 기지가 면심입방정구조의오스테나이트(γ)상과 첨가된 합금원소의 종류에 따라 제2상으로 구성 되어 있었다. X선회절분석기를 이용하여 분석한 그래프는 첨가원소 변화에 따른 석출 상을 보여주고 있다. Ta의 함량이 증가하면서 석출상인 금속간 화합물 Ni_3Al , γ' 상의 피크가 증가하였고(Figure 2), Nb 또한 Ta과 같이 Nb 함량이 증가함에 따라 γ' 상의 피크가 증가하였다(Figure 3). 반면 철은 함량이 증가 할수록 강도를 이끌어내는 γ' 상의 피크가 감소하였다.(Figure 4).

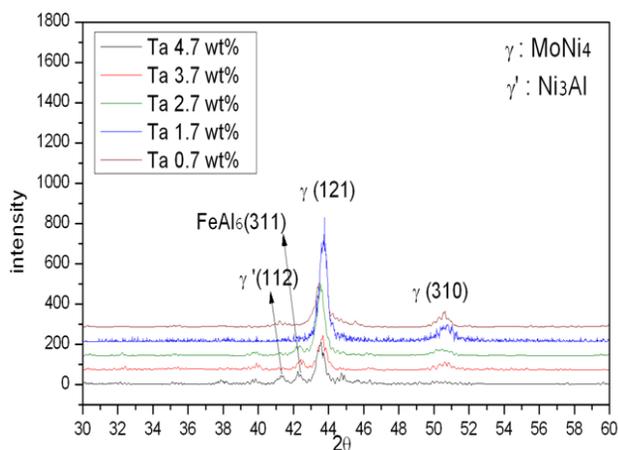


Figure 2. XRD patterns of experimental Ni-Cr-Mo alloys depend on addition of Ta.

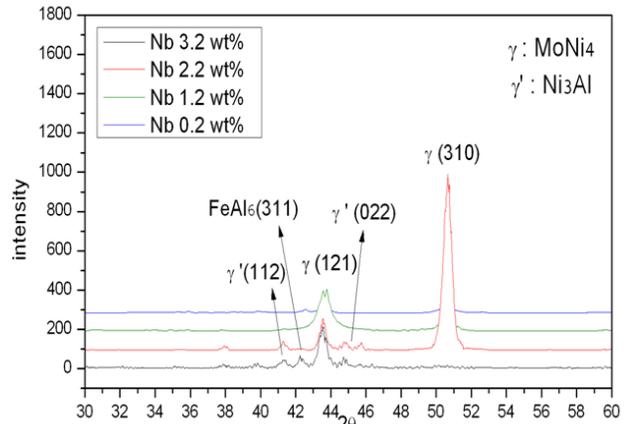


Figure 3. XRD patterns of experimental Ni-Cr-Mo alloys depend on addition of Nb.

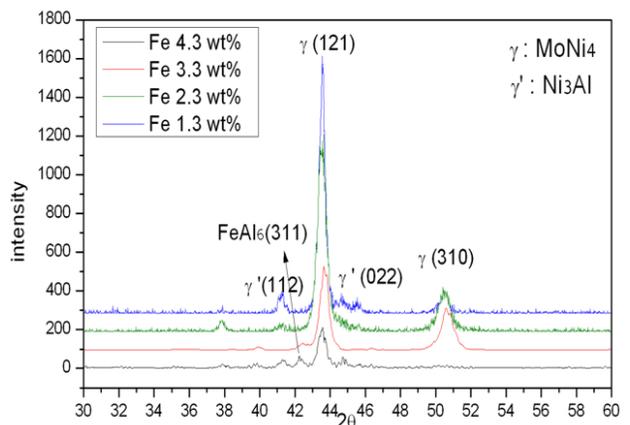


Figure 4. XRD patterns of experimental Ni-Cr-Mo alloys depend on addition of Fe.

2) 표면경도와 인장강도

Ta, Nb 그리고 Fe의 함량 변화에 따른 합금의 인장강도 값의 변화 및 열처리 전과 후에 측정된 표면 경도 값에 관한 그래프를 Figure 5, 6, 7에 나타내었다. Figure 5에서 3.2 wt% Nb과 4.3 wt%의 Fe을 함유한 군에서 Ta의 함량이 증가하면 500 MPa부터 700 MPa까지 인장강도가 증가하였다. 특히 2.7 wt% Ta을 함유하였을 때 가장 큰 인장강도 값을 보였다. Figure 6에서 본 연구의 최대 함유농도인 4.7 wt% Ta과 4.3 wt%의 Fe을 함유한 군에서 Nb 함량의 감소는 인장강도의 유의성 있는 변화를 나타 내지 못했다(P)0.05). 반면, Figure 7에서 동일하게 본 연구의 최대 함유농도인 4.7 wt% Ta과 3.2 Nb을 함유한 군에서 Fe의 함량이 감소할 수록 인장강도는 크게 증가 하는 것으로 나타났다. 특히 Fe가 2.3 wt%로 감소하는 경우 인장강도는 720 MPa로 급격히 증가하였다.

Figure 5에서 3.2 wt% Nb과 4.3 wt%의 Fe을 함유한 군에서 경도 값의 경우 Ta의 함량이 증가하면 240 Hv부

터 260 Hv까지 표면 경도 값이 변화되었다. 하지만 열처리 후에는 Ta 4.7 wt%에서 375 Hv까지 증가하였다. Figure 6에서 4.7 wt% Ta과 4.3 wt%의 Fe을 함유한 군에서 Nb 함량의 감소는 표면경도의 감소를 나타내었다. Figure 7에서 동일하게 본 연구의 최대 함유농도인 4.7 wt% Ta과 3.2 wt% Nb을 함유한 군에서 Fe의 함량이 감소할 수록 경도치는 감소하였다.

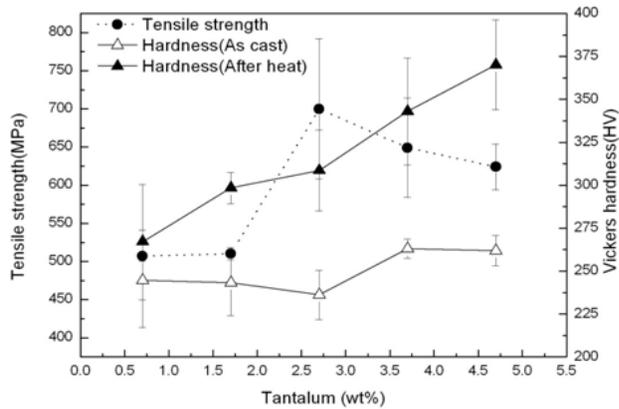


Figure 5. Tensile strength and hardness of alloys according to Ta contents.

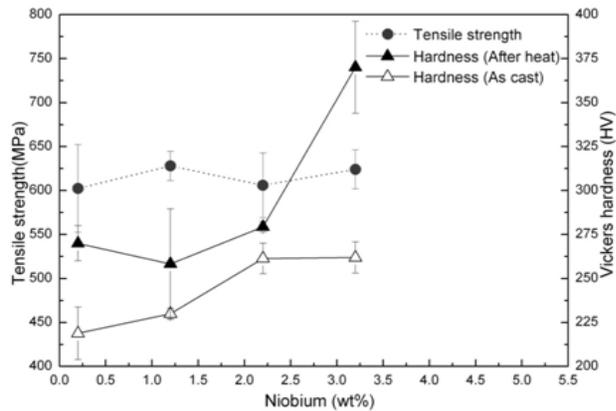


Figure 6. Tensile strength and hardness of alloys according to Nb contents.

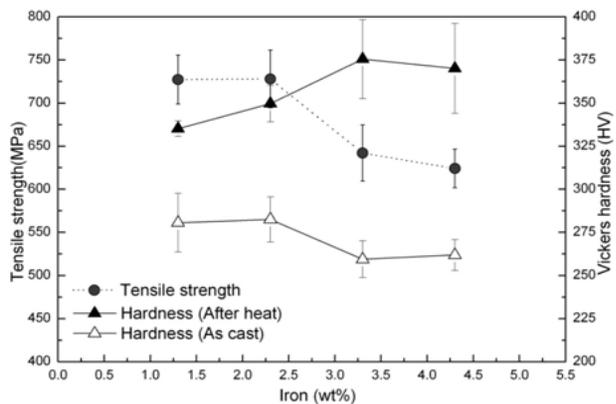


Figure 7. Tensile strength and hardness of alloys according to Fe contents.

3) 선열팽창계수

본 시험에서 측정된 모든 조성의 선열팽창계수는 $14.2 \sim 14.9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 의 범위 내 값으로 금속-세라믹용으로 사용하기에 적절한 선열팽창계수 값을 나타내었다. Ta은 함량 증가에 따라 증가하는 양상이었으며 2.7 wt%일 때 가장 큰 값을 보였다. 하지만, 본 연구에서 최대 Ta 함유량인 4.7 wt%일 때 Nb과 Fe의 첨가량 증가는 열팽창계수의 감소를 나타내었다.

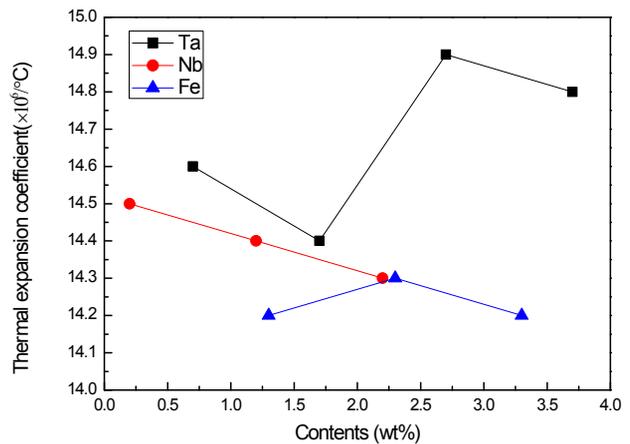


Figure 8. Thermal expansion coefficients of each alloy.

4) 피삭성 시험

첨가원소의 변화에 따라 표면경도치의 변화를 조사하여 Ta0.7 조성보다 Nb와 Fe의 함량을 낮추어 경도 값을 감소시킨 Ta0.7-1의 경도치는 205.7 Hv로 본 연구에서 가장 낮은 값을 나타내었다. 따라서, 본 연구의 가설과 같이 기존 주조용 Ni-Cr합금보다 낮은 경도치를 보인 Ta0.7과 이보다 보다 상대적으로 더 낮은 경도치를 갖는 Ta0.7-1 간의 피삭성 변화를 비교한 바 Ta0.7이 더 높은 피삭성을 나타내었다(Figure 9). 절삭면 또한 Ta0.7이 더 활택하였다(Figure 10).

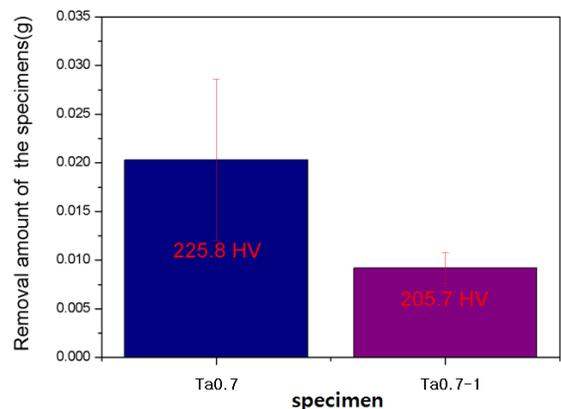


Figure 9. Removal amount of the specimens.

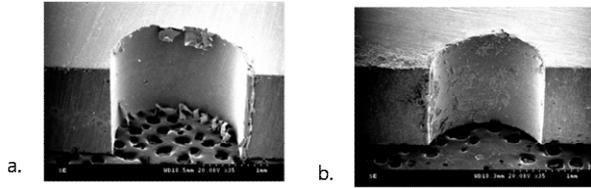


Figure 10. SEM micrographs of grinding surfaces, (a) Ta_{0.7} and (b) Ta_{0.7-1}.

고 찰

치과분야에서의 CAD/CAM 방식에 의한 보철물 제작은 사용이 편리하고, 정밀도가 높아 인공치아와 보철물을 제작에 널리 사용되고 있다. CAD/CAM을 통한 가공은 알루미늄과 지르코니아와 같은 세라믹 소재를 이용한다. 하지만 세라믹 소재는 취성에 대한 저항성이 비교적 낮을 뿐 아니라 대부분 소결 공정을 통하여 제작되므로, 소결수축률을 예측하는 것이 매우 어렵다(김, 2010). 하지만, Ni-Cr계 합금을 CAD/CAM으로 가공하는 경우, 소결수축이 없어 세라믹 소재에 비해 더 정밀하며, 귀금속 합금과 지르코니아에 비해서도 경제적인 것으로 예상된다. 뿐만 아니라 경도, 강도 및 인성 등 기계적 성질이 우수하고 변형저항이 커 세라믹 전장부의 금속 두께를 줄일 수 있다. 특히 열팽창계수가 세라믹 베니어의 열팽창계수와 유사하여 가열 및 냉각과정 중에 균열을 방지하며, 융점이 높아 세라믹 융착 시 고온에 견딜 수 있다. 하지만 Ni-Cr계 합금은 표면경도가 매우 높아 절삭 공구의 마모가 쉽게 발생하여 CAD/CAM방식으로 제작하는데 장애요소가 되고 있다. 따라서 본 연구에서는 주조용 Ni-Cr계 합금과 유사한 강도, 인성 및 열팽창계수를 갖추면서도 표면경도를 낮추어 절삭에 의해 쉽게 가공할 수 있는 합금을 개발하고자 하였다. 본 연구에서는 합금의 첨가원소 중 Ta, Nb 그리고 Fe가 기계적 성질 및 열팽창계수, 경도 값에 영향을 미칠 것이며 주조용 합금보다 낮은 경도치를 갖는 합금은 더 높은 피삭성을 나타낼 것이라고 가설을 세웠다.

따라서 본 연구에서 합금조성설계는 다음과 같이 각 성분원소의 성질을 고려 하였다. Ni-Cr합금은 주로 Cr산화물에 의한 부동태화를 이용한 내식성을 얻기 때문에 Cr은 함유량은 변화시키지 않았다. 문헌에 의하면 Cr이 20 wt% 이상 함유되면 Ni에 고용하여 강도를 향상시키나, 금속-세라믹 접착능력이 저하되고, 또한 22 wt% 이하에서는 내식성이 충분하지 못하므로 21.4 wt%를 기준함량으로 하여 고용강화에 의한 강도를 유지하고자 하였으며, Mo은 5.5 wt% 이하에서는 내식성과 기계적 강도

가 불충분하므로 9.3 wt%를 기준함량으로 하여 조성비에 변화를 주지 않았다. Nb은 합금의 안정된 산화피막을 제공하는데 주로 사용되었지만(안, 2006), 본 실험연구에서는 Nb의 함량을 감소시킨 경우 인장강도와 경도치가 감소하는 것으로 나타났다. 이는 Nb이 Ni에 비해 원자지름이 18 % 정도 크고 적층결합에너지를 감소시킬 뿐 아니라 첨가량이 증가시키는 경우 고용강화효과를 나타내기 때문인 것으로 판단되었다. 본 연구의 결과 3.2 wt% Nb과 4.3 wt%의 Fe을 함유한 군에서 Ta의 함량이 증가되면 인장강도와 표면경도가 모두 증가하는 것으로 나타났다. 하지만 이 조성에서 Nb을 감소시키면 인장강도에는 영향이 없지만 표면경도는 감소하는 것으로 나타났다. 뿐만 아니라 4.7 wt% Ta과 3.2 Nb을 함유한 군에서 Fe의 함량 감소는 인장강도의 큰 증가를 나타낼 뿐만 아니라 표면경도의 감소를 가져왔다. 따라서 위 조성에서 Fe가 인장강도와 표면경도에 변화에 크게 기여하는 것으로 판단되었다. 일반적으로 세라믹의 열팽창계수는 $13\sim 14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 정도이다. 금속-세라믹용 합금의 선열팽창계수는 세라믹과의 강한 압착을 위해 세라믹보다 반드시 $0.5\sim 1 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 높아야 하는데, 본 연구에서는 Ta은 함량 증가에 따라 선 열팽창계수가 증가하는 양상이었으며, 2.7 wt%일 때 가장 큰 값을 보였고, Ta 함유량이 4.7 wt%일 때 Nb과 Fe의 첨가량 증가는 열팽창계수의 감소를 나타내었다. 하지만 측정된 모든 조성의 선열팽창계수는 $14.2\sim 14.9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 의 범위 내 값으로 첨가원소의 변화에 따른 큰 차이를 찾기 어려웠다. 일반적으로 소재의 표면경도가 높은 경우 절삭 시 공구의 마모가 심하고 절삭성이 나빠지게 된다. 본 연구에서는 기존 주조용 Ni-Cr 합금보다 표면경도를 낮추기 위하여 Ta, Nb 그리고 Fe의 함량을 변화시켰다. 본 연구의 결과로 Ta_{0.7} 조성에서 가장 낮은 표면경도를 보였으며, 조성 변화에 따른 기계적 성질변화양상을 분석하여 Nb와 Fe의 함량을 낮추어 더 낮은 경도 값을 갖는 Ta_{0.7-1}군을 추가로 설계하였다. 그 결과 경도치는 205.7 Hv로 본 연구에서 가장 낮은 값을 나타냈다. 따라서, 본 연구의 가설과 같이 기존 주조용 Ni-Cr 합금보다 낮은 경도치를 보인 Ta_{0.7}군과 이보다 보다 상대적으로 더 낮은 경도치를 갖는 Ta_{0.7-1}간의 피삭성 변화를 비교한 바 Ta_{0.7}군이 다소 더 높은 피삭성을 보였다. 따라서 본 연구 내 조성에서 최적의 피삭성을 갖는 합금의 표면경도는 225.8 Hv로 결론지을 수 있었다.

결론

본 연구에서는 주조용뿐만 아니라 절삭용으로도 사용할 수 있는 합금을 연구하고자 하였다. Ni 55.3 wt%, Cr 21.4 wt%, Mo 9.3 wt%, Ta 4.7 wt%, Nb 3.2 wt%, Fe 4.3 wt%와 미량원소로 구성된 기본 합금 조성에 기반을 둔 범위 내에서 경도와 강도에 관여하는 Ta, Nb, Fe의 함량을 원래 조성비에서 점차 감소시켜 합금을 설계하고 평가하여 다음의 결론을 얻었다. 합금 조성에서 Ta과 Nb이 증가하면 석출상인 γ' 의 피크가 증가하였고, Fe는 γ' 상의 감소를 보였다. Ta의 함량이 증가하는 경우 인장강도와 경도 값이 증가하였고, 특히 경도 값은 열처리 에 따라 크게 증가하였다. Nb은 표면경도 변화에는 영향을 미쳤으나 인장강도에는 영향을 미치지 못했다. Fe은 인장강도 및 경도 값 변화에 영향을 미치는 주된 원소였다. 연구에 사용된 모든 합금의 조성은 $14.2 \sim 14.9 \times 10^6/^\circ\text{C}$ 범위 내의 값으로 세라믹소부용으로 사용하기에 적합한 열팽창계수 값을 나타내었다. 본 연구에서 최적의 피삭성을 나타낸 조성은 Ni 59.3 wt%, Cr 21.4 wt%, Mo 9.3 wt%, Ta 0.7 wt%, Nb 3.2 wt% 그리고 Fe 4.3 wt%이었다. 이상의 결과로 Ni-Cr계 합금에 Ta, Nb, Fe의 첨가함량에 따라 인장강도, 표면경도를 변화시킬 수 있었으며, 주조용 뿐 아니라 CAD/CAM용 블록소재로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고 문헌

- 김미진 (2010). Zirconia Coping 소성방법에 따른 캐드캠 보철물의 적합성 연구. *고려대학교 대학원 석사학위논문*.
- 김시영 (2004). 세라믹 용착 주조관용 Ni-Cr 합금의 Nb 첨가에 따른 계면 특성 변화 연구. *인제대학교 대학원 박사학위논문*.
- 김종관, 조규성, 채중규, 최은정, 문익상, 최성호 (1993). 골내낭치치시 치조골 재생에 관한 연구 (1993) I. e-PTFE 차단막의 효과. *대한치주과학회지* 23: 359-373.
- 김종관, 김준일 (2003). GTR 치료시 e-PTFE 차단막의 노출에 따른 하악이개부의 치료효과. *대한치주과학회지* 30:569-584.
- 안종길 (2006). 세라믹소부용 Ni-Cr-Mo계 치과용 합금의 미세조직 및 기계적 성질. *전남대학교 대학원 석사학위논문*.
- 석현주 (2005). 수종의 흡수성 차단막의생체분해도와 조직학적 반응, *연세대학교 대학원 석사학위논문*.
- 최성호, 김일영, 김영희, 서종진, 정현철, 조규성, 채중규 (1998). 성견열개형결손부에 DFDB이식과 Dura mater막의 효과. *대한치주과학회지* 28:205-221.
- Ashammakhi N, Rokkanen P (1997). Absorbable polyglycolide devices in trauma and bone surgery. *Biomaterials* 18:3-9.
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009). Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dental Materials* 25:94-102.
- Becker W, Becker B (1990). Guided tissue regeneration for implant placed it extraction sockets and for implant dehiscences. *Inter J Perio Res Dent* 10(5):377-391.
- Beckman MJ, Shields KJ, Diegelmann RF (2004). Collagen Fixation In. *Encyclopedia of Bio- materials and Biomedical Engineering* 23:324-334.
- Bratthal G, Soderholm G, Neiderud AM, Kullendorff B, Edwardsson S, Attstrom R (1998). Guided tissue regeneration in the treatment of human infrabony defects. Clinical radio- graphical and micro- biological results, a pilot study. *J Clin Periodontol* 25:908-914.
- Buser D, Bragger U, Nyman S (1990) Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissues regeneration. *Clin Oral Implant Res* 1(1):22-32.
- Caffesse RG, Smith BA, Castelli WA, Nasjleti CE (1988). New attachment achieved by guided tissue regeneration in the beagle dogs. *J Periodontol* 59:589-594
- Caffesse RG, Nasjleti CE, Morrison EC, Sanchez R (1944). Guided tissue regeneration: comparison of bioabsorbable and non-bioabsorbable membranes. *J Periodontol* 65:583-591.
- Cortellini P, Pini Prato G, Tonneti MS (1996). Periodontal regeneration of human intrabony defects with bioresorbable membranes. *J Periodontol* 67(3):217-223.
- Davidowitz G, Kotick PG (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clinic North Am* 55: 559-570.
- Daculsi G (1988). Biphasic calcium phosphate concept

- applied to artificial bone, implant coating and injectable bone substitute. *Biomaterials* 19: 1473-1471.
- Desanctis M, Clauser C (1996). Bacterial colonization of resorbable barrier materials and periodontal regeneration. *J Periodontol* 67:1193-1200.
- Dori F, Huszar T, Nikolidakis D, Arweiler NB, Gera I, Sculean A (2007). Effect of platelet-rich plasma on the healing of intra-bony defects treated with a natural bone mineral and a collagen membrane. *J Clin Periodontol* 78: 983-990.
- Drisko CH (1996). Non-surgical pocket therapy, pharmacotherapeutics. *Ann Periodontol* 1:499-509.
- Eftekhari A (2003). Fractal study of Ni-Cr-Mo alloy for dental applications: effect of beryllium. *Appl Surf Sci* 220:343-348.
- Fleishner N, Waal HD (1988). Regeneration of lost attachment apparatus in the dog using Vicryl absorbable mesh. *Int J Perio Res Dent* 8(2): 45-54.
- Gottlow J, Nyman S, Lindhe J, Karring T (1986). New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. Case reports. *J Clin Periodontol* 13:604-616.
- Hsu HC, Wu DC, Chiang TY, Ho WF(2009). Structure and machinability of dental Ti-Cr alloys. *J Alloys Compounds* 476:817-825.
- Hu R, Cheng GM, Zhang JQ, Li JS, Zhang TB, Fu HZ (2013). First principles investigation on the stability and elastic properties of Ni₂Cr_{1x}M_x (M $\frac{1}{4}$ Nb, Mo, Ta, and W) superlattices. *Intermetallics* 33:60-66.
- Hugoson A, Ravald N, Fornell J, Johard G, Teiwik A, Gottlow J (1995). Treatment of Class II furcation involvement in humans with bioresorbable and nonresorbable guided tissue regeneration barriers. *J Periodontol* 66:624-633.
- Janson JA, Ruijter JE, Jansen PTM, Paquay YGCJ (1995). Histological evaluation of biodegradable polylactide/hydroxyapatite membrane. *Biomaterials* 16: 819-827.
- John C, Middleton J, Arthur J (2000). Synthetic biodegradable polymer as orthopedic devices. *Biomaterials* 22:2335-2346.
- Lina HY, Bowersb B, Wolanc JT, Caid Z, Bumgardnere JD (2008). Metallurgical, surface, and corrosion analysis of Ni-Cr dental casting alloys before and after porcelain firing. *Dent Mater* 24:378-385.
- Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H (2011). Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater* 27:1273-1278.
- Magnusson I, Batich C, Collins BR (1988). New attachment formation following controlled tissue regeneration using biodegradable membranes. *J Periodontol* 59:1-7.
- Masanori K (2004). Development of guided bone regeneration membrane composed of β -TCP and poly(L-lactide-co-glycolide-co- ϵ -caprolactone) composite. *Biomaterials* 25:5979-5986.
- Melcher AH (1976). On the repair potential of periodontal tissues. *J Periodontol* 47(5):256-260.
- Nagai N, Mori K, Satoh Y (2007). In vitro growth and differentiated activities of human periodontal ligament fibroblasts cultured on salmon collagen gel. *J Biomed Mater Res A* 82:395-402
- Nyman S, Gottlow J, Karring T, Lindhe J (1982). The regenerative potential of the periodontal ligament. An experimental study in the monkey. *J Clin Periodontol* 9:257-265.
- Osther PJ, Gjode P, Mortensen BB, Bartholin J, Gottrup F (1995). Randomized comparison of polyglycolic acid and polyglyconate sutures for abdominal fascial closure after laparotomy in patients with suspected impaired wound healing. *Br J Surg* 82:1080-2.
- Persson ASK, Andersson M, Odén A, Sandborgh-Englund G (2008). Computer aided analysis of digitized dental stone replicas by dental CAD/CAM technology. *Dent Mater* 24:1123-1130.
- Pan SX, Li Y, Feng HL, Bai W, Gu YY (2006). In vitro aging of mineralized collagen-based composite as guided tissue regeneration membrane. *Mater Sci Eng C* 26:724-729.
- Park YJ, Nam KY, Ha SJ, Pai CM, Chung CP, Lee SJ (1997). Porous poly(L-lactide) membranes for guided tissue regeneration and controlled drug

- delivery: membrane fabrication and characterization, *J Control Release* 43:151-160.
- Roach MD, Wolan JT, Parsel DE, Bumgardner JD (2000). Use of x-ray photoelectron spectroscopy and cyclic polarization to evaluate the corrosion behavior of six nickel-chromium alloys before and after porcelain-fused-to-metal finishing, *J Prosthet Dent* 84: 623-634.
- Roach M (2007). Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants, *Dent Clinic North Am* 51:603-627.
- Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH (2007). Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology, *Computers in Biology and Medicine* 37:579-587.
- Saji VS, Choe H-C (2009). Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China* 19: 785-790.