

치과주조용 Ti-20%Zr-X%Cr(X=0,5)계 합금의 기계적 성질

광주보건대학 치기공과
정 종 현

[Abstract]

Mechanical Properties of Ti-20%Zr-X%Cr(X=0,5) Based Alloys for Dental Casting

Jong-Hyun, Jung

Dept. of Dental Lab. Technology, Kwangju Health College, Kwangju 506-701, Korea

Ti-20%Zr-X%Cr(X=0,5) based alloys not containing harmful Al and V were newly designed in order to reveal their possibility for dental casting alloys, and melted in argon-arc casting machine. The mechanical properties were evaluated by using universal testing machine. The tensile strength and %elongation of the alloys markedly increased with Cr content. The Ti-20%Zr-5%Cr alloy showed a similar tendency with Ti-6%Al-4%V alloy in tensile strength, but surpassed in %elongation. From these results, it was concluded that new alloys for successful dental casting materials should be designed as Ti-Zr-Cr based alloys.

• Key words : argon-arc casting machine, tensile strength, %elongation

* 이 논문은 2002년도 광주보건대학 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음.

교신
저자

•성명 : 정 종 현

•전화 : 062)958-7692

•E-mail : jhjung@www.kjhc-c.ac.kr

•주소 : 광주광역시 광산구 신창동 683-3 광주보건대학 치기공과

I. 서론

Ti 및 Ti합금을 관교의치, 유상의치 금속구조물 및 치과도재용착용 재료 등의 치과주조용으로써 응용하려는 연구가 진행되고 있다(Taira et al, 1989). 이는 Ti이 인공관절 또는 매식재로서 이미 오래전부터 이용되고 있어 내식성, 생체친화성 및 기계적·물리적 성질이 생체재료로서 인정되었기 때문이다. 그러나 현재 사용되고 있는 치과주조용 Ti합금 중에는 본래 공업용으로 개발한 것을 다소 개량했거나 그대로를 생체용으로 전용한 것이 많다. 가장 널리 사용되는 Ti-6%Al-4%V 합금은 본래 고강도, 저비중, 내열성을 목적으로 개발된 항공재료이므로 치과주조용으로는 적합하지 않는 성질이 많고, 특히 Al의 알츠하이머형 치매증(Alzheimer's disease), V의 세포독성 등의 문제도 제기되고 있다(Okazaki et al, 1996, Greener et al, 1986). 또한 cp Ti은 큰 하중이 반복적으로 작용되는 치과보철물의 용도로는 강도나 내마모성이 충분치 못할 뿐만 아니라 매우 높은 용점(1,672°C), 고온에서의 활성, 주형재 및 용해 도가니와의 반응, 산소 및 질소의 고용으로 인한 경화, 주조결함의 높은 발생률 등의 문제점이 있어 역시 치과주조용으로 적합하다고 볼 수는 없다(Kuroiwa et al, 1990). 따라서 본 연구에서는 치과주조용 Ti합금개발을 위한 기초적 자료를 얻고자 생체적합성이 우수하다고 알려진 Ti 및 Zr을 기본조성으로 하고 β형 합금원소인 Cr을 첨가한 Ti-20%Zr-X%Cr(X=0,5) 합금의 기계적 성질을 조사하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 합금설계 및 모합금 제조

Ti 및 Zr을 기본조성으로 하고 Cr을 첨가한 Ti-20%Zr-X%Cr(X=0,5)합금을 <Fig.1~3>의 상태도에 기초하여 설계하였다. 비교군 합금은 cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V 합금을 선정하였다. 실험군 합금 제조시 순도 99.9% Ti, 99.9% Zr 및 99.8% Cr을 사용하였고 성분원소를 정확히 계량하여 총 중량이 40g이 되도록 하였다. 시료금속을 진공 아크용해로(vacuum arc melting furnace, VAM-B, 형제진공사, 한국)에 장입하고 10^{-5} torr까지 진공을 유지한 후 고순도 아르곤 가스를 주입하여 아크 용해하였다. 용해 후 시료의 화학성분을 분석한 결과 용해 중 특정성분의 손실은 거의 없음을 확인 할 수 있었다. <Table 1>은 시료합금의 화학성분을 나타낸 것이다.

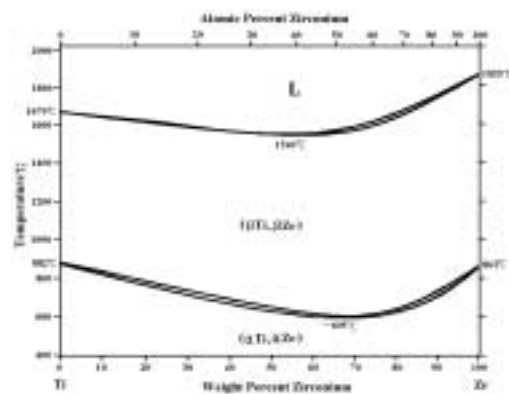


Fig. 1 Phase diagram of Ti-Zr binary alloy

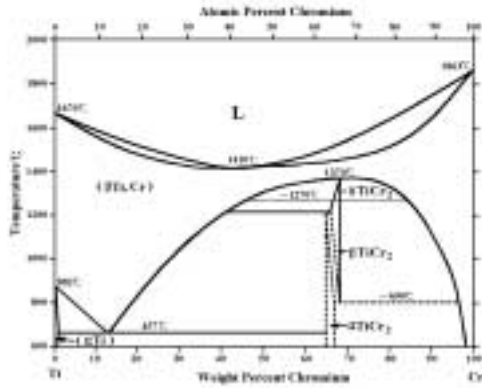


Fig. 2. Phase diagram of Ti-Cr binary alloy.

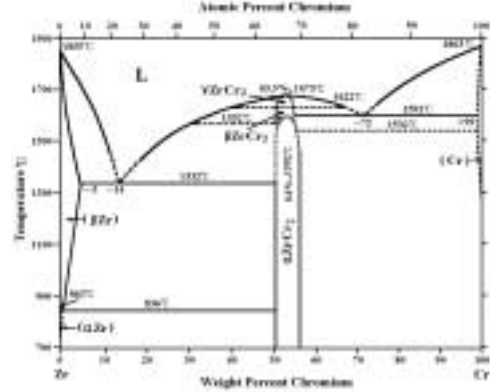


Fig. 3. Phase diagram of Zr-Cr binary alloy.

Table 1. Chemical compositions of the alloys used in this study(wt.%)

Experimental groups	Alloy	Compositions (wt.%)		
		Zr	Cr	Ti
	Ti-20%Zr	19.8	-	bal.
	Ti-20%Zr-5%Cr	19.8	4.9	bal.

Control groups	Alloy	Compositions (wt.%)						
		Al	V	C	Fe	O	N	Ti
	Ti-6%Al-4%V	5.46	4.34	0.015	0.14	0.058	0.005	bal.
	cp Ti	Fe	C	H	O	N	Ti	
		0.30	0.10	0.015	0.25	0.03	bal.	

2. 인장시험 제작

인레이용 왁스로 제작된 원형을 crucible fomer에 부착하고 주조링 속에 고온용 인산염계 매몰재(Rema Exakt, Dentaurum Co., Germany)를 이용하여 제조회사의 작업기준서를 기준으로 매몰하였다. 소환과 주조시기는 5/min로 승온되도록 입력된 furnace에서 150 및 250°C에서 각각 90분간 유지하여 1차 및 2차 계류시키고 1,000°C에서 60분간 유지하여 최종 3차 계류하여 소환시킨 후 다시 로냉하면서 430°C에서 30분간 계류하여 이때를 주조시기로 하

였다. 주조는 가압흡인식 주조기(090-120-00, Dentaurum Co., Germany)를 이용하였고, 40g의 모합금을 주조기의 Cu도가니에 올려 놓은 후 산화를 방지하기 위해 아르곤 가스 주입 조작을 7회 이상 반복하여 1.2kg/cm² 정도로 유지하였다. 주조 후 주형을 실온까지 냉각하고 주조체를 취출하여 매몰재와 산화물을 제거하기 위해 모래분사하였다.

3. 미세조직 관찰

비교군 및 실험군 합금의 주조상태에서 미세

조직의 변화를 관찰하기 위하여 #600에서 #2000까지 emery paper로 연마하고 1 μ m에서 0.05 μ m까지 알루미나 현탁액으로 최종 연마한 후 질산불산수용액(HF:HNO₃:H₂O=2%:20%:78%)으로 부식시켜 건조한 후 광학현미경(PMG3-613U, Olympus, Japan)을 사용하여 관찰하였다.

4. 인장시험

인장시험편은 Fig. 4와 같이 평행부의 길이 20mm, 직경 3mm로 설계하여 스테인레스 강으로 가공 제작한 분할형 금형에서 왁스를 주입하여 원형을 제작하고 이를 매몰 및 주조하여 시편을 얻었다. 인장시험기(Instron 4302, Instron Co., England)를 사용하여 하중 1000kgf, 인장속도 1mm/min의 조건으로 합금별 3개씩 시험하여 인장강도 및 연신율의 평균값을 구하였다. 또한 파단양상을 주사전자현미경으로 관찰하였다.

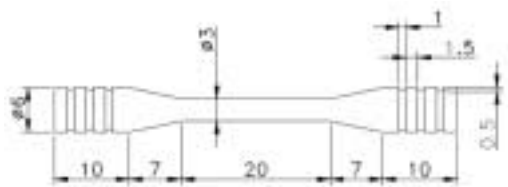


Fig. 4. Dimensions of specimen used for tensile test (unit: mm).

Ⅲ. 실험결과 및 고찰

1. 미세조직 관찰

Fig. 5는 주조상태에서 미세조직의 변화를 관찰한 광학현미경사진이다.

(a)의 cp Ti은 고온에서 안정한 β 기지조직의 우선 결정면에서 핵생성 및 핵성장을 한 것으로 판단되는 수지상정의 침상 α 상 조직을 나타냈다.

(b)의 Ti-6%Al-4%V 합금은 침상이나 판상의 α' 상의 Widmanst tten 조직과 β 상이 관찰되었다. 이는 Al이 α - β 변태온도를 증가시키는 α 상 안정화 합금원소이지만 V이 β 상 안정화 합금원소(Taira et al, 1989)이므로 냉각과정에서 α 상에 β 상이 잔류하여 나타난 것으로 생각된다.

(c)의 Ti과 전율고용하는 Zr을 첨가한 Ti-20%Zr 합금은 침상, facet 또는 다이아몬드 형상의 α' 마르텐사이트 조직과 쌍정 조직(twined structure)이 나타났다. 이러한 이유는 Ti-Zr계 합금에서 Ti과 Zr이 전율고용하고 고온에서 bcc 인 상이 냉각시 475~675 $^{\circ}$ C 범위에서 hcp 결정구조를 갖는 α' 상으로 마르텐사이트 변태(martensitic transformation)를 하기 때문으로 생각된다.

한편 (d)의 Ti-20%Zr-5%Cr 합금은 전율고용형 Ti-20%Zr 합금보다 α' 상 마르텐사이트 조직이 더 미세하게 나타났고 Cr의 첨가에 의해 약간의 β 상이 보였다.

일반적으로 α Ti는 내산성이 높으며 용접성 및 고온강도가 우수하여 항공산업에서 널리 쓰이고 있으나 실온에서 냉간가공이 어려운 단점이 있다. β Ti은 용접성과 가공성이 우수하여 치과재료로써 바람직하다고 알려져 있다. 그리고 α - β Ti는 두 상을 이룬 구조로 되어 있어 일반적으로 강하고 α 상보다는 가공성이 좋으나 다소 용접성이 떨어지는 것으로 보고되고 있다(Donachie, 1982).

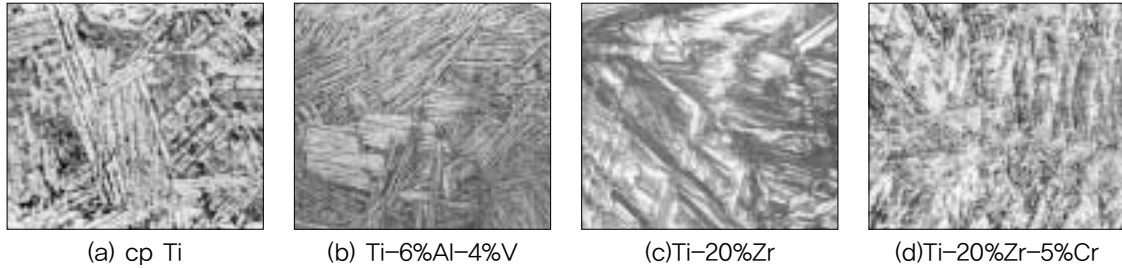


Fig. 5. Optical micrographs of control and experimental groups:
(a)cp Ti, (b)Ti-6%Al-4%V, (c)Ti-20%Zr and (d)Ti-20%Zr-5%Cr alloys.

2. 인장시험

Fig. 6은 cp Ti, Ti-6%Al-4%V 합금, Ti-20%Zr 합금 및 Ti-20%Zr-5%Cr 합금의 응력-변형률 곡선이다. 응력-변형률 곡선으로부터 연신율을 및 인장강도를 구하였다.

cp Ti의 연신율은 약 30%로 우수한 성질을 보인 반면 인장강도는 415 MPa로 가장 낮은 값을 나타냈고, Ti-6%Al-4%V 합금의 연신율은 약 17%로 낮지만 인장강도는 967 MPa로 우수한 성질을 나타냈다. Ti-6%Al-4%V 합금에서 인장강도가 높은 반면에 연신율이 낮은 이유는 Widmanst tten 조직에서는 α' 상 입계의 β 상 층상구조(lamellar structure)에 의한 슬립 방해로 상대적인 유효슬립거리가 작아서 연성이 떨어지기 때문으로 생각된다.

Ti-20%Zr 합금의 연신율은 21%로 나타났으나 인장강도는 899 MPa로 나타났다. 이러한 이유는 Ti에 전용고용하는 Zr이 합금원소로 첨가됨에 따라 고용강화현상이 일어나 cp Ti에 비해 인장강도가 크게 증가한 것으로 생각된다.

Ti-20%Zr-5%Cr 합금의 연신율은 24%로 나타났고 인장강도는 965 MPa로 나타났다. 이러한 이유는 Ti-20%Zr-5%Cr 합금의 미세조직

(Fig. 5)에서 알 수 있듯이 기지인 α' 상이 미세화되고 Cr의 첨가로 기계적 성질을 향상시키는 β 상이 나타났기 때문에 Ti-20%Zr 합금에 비해 인장강도가 증가한 것으로 생각된다.

cp Ti의 인장강도는 Type III 금합금(360~450 MPa)에서와 비슷하였고 Ti-6%Al-4%V 합금은 Ni-Cr 합금(343~800 MPa)이나 Co-Cr 합금(593~1180 MPa)과 비슷하였다.

인장시험 결과로부터 Ti-20%Zr-5%Cr 합금은 연신율이 cp Ti와 비슷하고 인장강도는 Ti-6%Al-4%V 합금에 근접하고 있어 기계적인 성질에서 보면 치과용 금속재료로서 유망할 것으로 기대된다.

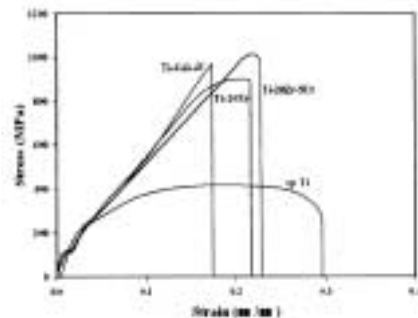


Fig. 6. Stress-strain curves of (a)cp Ti, (b)Ti-6%Al-4%V, (c)Ti-20%Zr and (d)Ti-20%Zr-5%Cr alloys.

3. 파단면 양상

Fig. 7은 인장시험 후 합금조성에 따른 파단 양상을 주사전자현미경으로 관찰한 사진이다.

(a)cp Ti, (b)Ti-6%Al-4%V 합금 및 (c)Ti-20%Zr 합금은 연성 파괴인 입내 파괴(transgranular fracture)가 지배적이었다. 이러한 이유는 입내파괴 중에 제한된 슬립면을 가진 금속에서 전형적으로 발생하는 물결모양의 물결패턴(river pattern), 작게 찢어진 형태로

돌출된 tearing 파괴 및 얇게 파인 보조개 모양의 dimple형 파괴 양상 등이 혼합된 파단면을 보였기 때문이다. cp Ti의 경우 벽개파면과 미세한 피로 줄무늬의 파단 양상을 보였고 Ti-6%Al-4%V 합금의 경우 α 상 내 파괴 벽개면과 β 상에서 dimple형 파단 양상이 나타났다.

(d)Ti-20%Zr-5%Cr 합금의 파단 양상은 물결패턴과 dimple형 파괴양상인 입내파괴 및 입계파괴가 혼합된 파단양상을 보였다.

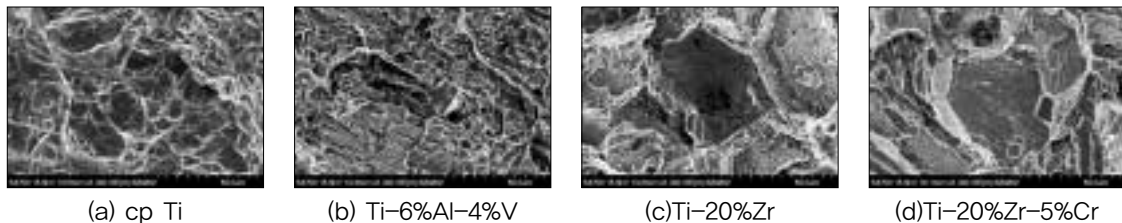


Fig. 7. Fractographs showing tensile fracture surface of control and experimental groups; (a)cp Ti, (b)Ti-6%Al-4%V, (c)Ti-20%Zr and (d)Ti-20%Zr-5%Cr alloys.

IV. 결 론

Ti 및 Zr을 기본조성으로 하고 β 형 합금원소인 Cr를 첨가하여 설계한 Ti-20%Zr-X%Cr (X=0,5)계 합금의 기계적인 성질을 조사하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Ti-20%Zr-X%Cr(X=0,5)계 합금에서 5%Cr이 첨가되면 그렇지 않은 경우보다 인장강도와 연신율은 높게 나타났다.
2. Ti-20%Zr-5%Cr 합금은 Ti-6%Al-4%V 합금에 비해 인장강도는 비슷하지만 연신율이 더 높게 나타났다.
3. cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V 합금의 파단양상

은 입내파괴가 지배적이었으나 Ti-20%Zr-5%Cr 합금에서는 입내파괴 및 입계파괴가 혼합된 양상을 보였다.

참 고 문 헌

- Donachie MJ. Titanium and its alloys. In: Titanium and titanium alloys source book, MJ Donachie, Ed., Ohio: Am Soc Metals, 10, 1982.
- Greener EH, Moser JB, Opp J, Szurgot K, Marker BC. Dental castability of Ti and Ti-6%Al-4%V, J Dent Res,

65: 301, 1986.

- Kuroiwa A, Wada KI, Hibino Y, Yoshida O, Kakumoto Y, Kouchi H, Nagayama K and Hashimoto H. Studies on titanium casting, Part 1, Influence of the mold temperature on titanium casings, J J Dent Mater, 9: 279. 1990.
- Okazaki Y, Rao S, Asao S, Tateishi T, Katsuda S, Furuki Y. Effect of Ti, Al and V concentration on the relative growth ratio of bio-cells, J Japan Inst Metals, 60(9):890, 1996.
- Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies on titanium alloys for dental casting, Dent Mater, 5: 45, 1989.