

치과주조용 Ti-X%Zr(X=10,20,40)합금의 연삭성

정 종 현, 노 형 록
광주보건대학교 치기공과

Grindability of Cast Ti-X%Zr(X=10,20,40) Alloys for Dental Applications

Jong-Hyun Jung, Hyeong-Rok Noh

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

[Abstract]

Purpose: The grindability of binary Ti-X%Zr(X=10,20,40) alloys in order to develop a Ti alloy with better machinability than unalloyed titanium has been evaluated.

Methods: Experimental Ti-Zr alloys were made in an argon-arc melting furnace. Slabs of experimental alloys were ground using a SiC abrasive wheel on an electric handpiece at circumferential speeds(12000,18000,25000 or 30000rpm) by applying a force(200gr). Grinding rate was evaluated by measuring the amount of metal volume removed after grinding for 1 minute and the volume ratio of metal removed compared to the wheel material lost, which was calculated from the diameter loss (grinding ratio). Experimental datas were compared to those for cp Ti(commercially pure titanium) and Ti-6%Al-4%V alloy were used controls.

Results: It was observed that the grindability of Ti-Zr alloys increased with an increase in the Zr concentration. More, they are higher than cp Ti, particularly the Ti-20%Zr alloy exhibited the highest grindability at all circumferential speeds. There was significant difference in the grinding rate and grinding ratio between Ti-20%Zr alloy and cp Ti at any speed($p<0.05$).

Conclusion: By alloying with Zr, the Ti exhibited better grindability at all circumferential speeds. the Ti-20%Zr alloy has a great potential for use as a dental machining alloy.

● **Key words :** grindability, Ti-Zr alloys, grinding rate, grinding ratio, commercially pure titanium(cp Ti), Ti-6%Al-4%V alloy

* 본 논문은 2010년 광주보건대학교 연구비 지원으로 수행되었음.

교신저자	성명	정 종 현	전화	062-958-7692	E-mail	jhjung@ghc.ac.kr	
	주소	광주광역시 광산구 신창동 683-3 광주보건대학교 치기공과					
접수일	2011. 10. 20		수정일	2011. 12. 7		확정일	2011. 12. 28

I. 서 론

cp Ti(commercially pure titanium) 및 Ti합금은 생체 적합성, 내식성 및 비강도가 우수하고 가격이 저렴하여 임프란트를 비롯한 생체 금속재료로 주목 받아왔으나(Wang et al, 1996), 치과용 금속재료로서는 순 Ti이 강도가 충분치 않아 주로 Ti 합금에 대한 연구들이 진행되고 있다(Takada et al, 2001; Takahashi et al, 2002).

Ti 및 Ti합금 치과보철물을 제작할 때 전통적으로는 정밀주조법으로 하였으나 근래에는 보다 장점이 많은 CAD/CAM법을 시도하고 있다(Duret et al, 1988).

Ti을 CAD/CAM으로 연삭하면 연삭공구의 수명이 짧고 작업시간이 연장되는 등 연삭공정이 수월하지 않다(Nakajima et al, 1996). Ti의 연삭성이 낮은 것은 고 용점, 고온 산화성 및 낮은 열전도성과 관련 있고, 특히 높은 연성 때문으로 알려져 있다(Takeyama et al, 1962). Ti의 연삭성을 개선하기 위한 방법 중 하나는 합금화하는 것이고, 치과용 Ti합금의 연삭성에 관한 연구들이 진행되고 있다(Kikuchi et al, 2006).

치과금속은 환자에게서 알레르기반응이나 해로운 독성이 나타나지 않고 생체적합성이 우수하여야 한다. 생체용으로 널리 사용되고 있는 Ti-6%Al-4%V합금은 cp Ti보다 물리적 기계적 성질이 우수하나 장기간 사용시 Al과 V 이온의 용출로 건강에 해로울 수 있다(Okazaki et al, 1996).

Zr은 Ti와 같은 주기율표의 IVB족에 속하는 원소로 화학적 성질이 서로 매우 비슷하고 Ti에 합금원소로 첨가되면 전율고용체를 이루어 Ti의 용융점(1670°C)을 최저 1540°C까지 저하시킬 수 있다(Murray, 1987).

따라서 본 연구에서는 Ti보다 연삭성이 개선된 Ti합금을 개발하기 위해, Ti의 기계적 성질의 개선효과를 기대할 수 있고 생체 적합성과 내식성이 우수한 Zr원소(Okazaki et al, 1996)를 첨가한 Ti-Zr계 이원합금을 제조하여 연삭성을 평가하였고, 현재 널리 사용되고 있는 cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V합금의 연삭성과도 비교분석하였다.

II. 연구 방법

1. 시료의 설계

〈Fig. 1〉은 Ti-Zr 2원합금의 평형상태도이다(Murray, 1987). 이에 따르면 Ti에 Zr이 합금원소로 첨가되면 전율 고용체를 형성하고 고온의 β 상(bcc)에서 저온의 α 상(hcp)으로 동소변태하며, 이때 변태온도는 882°C(Ti)에서 605°C(67wt.%Zr)까지 Zr의 첨가량에 따라 변화한다. 본 시험시료인 Ti-X%Zr(X=10,20,40)합금은 냉각 중 모두 $\beta \rightarrow \alpha$ 상 천이가 일어나고 실온에서는 균일한 α 상이 나타난다.

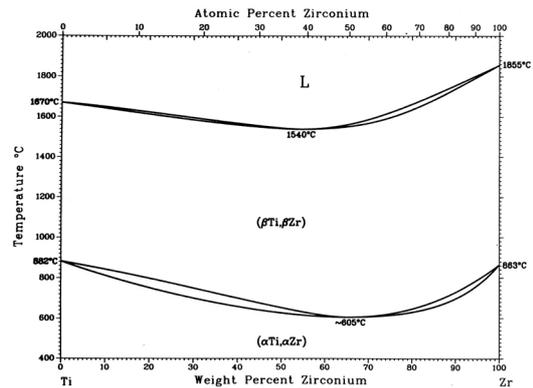


Fig. 1. The equilibrium phase diagram for the Ti-Zr system

2. 시료 제조

시험시료는 Ti-X%Zr(X=10,20,40)합금을 설계하고 99%Ti와 98%Zr를 계량하여 200g이 되도록 하였다. 각 시료를 아르곤-아크용해로(Argon-arc melting furnace, VAM-B, 형제진공사, 한국)에 장입하고 10^{-3} torr까지 진공을 유지한 후 아르곤 가스를 주입하여 아크용해하였다. 수냉식 copper hearth에서 냉각된 인곳트를 diamond abrasive wheel cutter로 두께 2mm가 되도록 절단하여 시편을 제작 하였다. 시편을 직경 20mm, 두께5mm의 초경석고 block에 mounting하여 연삭시험에 이용하였다. 그리고 비교군 시료의 시편은 시편용 cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V합금을 200g으로 계량하여 시험시료의 제조와 동일한 방법으로 주조하여 제작하였다. 시편은 시험조건에 따라 3개씩 하였다.

EDS분석한 시험시료의 화학성분은 〈Table 1〉과 같고,

비교군 시료인 cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V의 화학성분은 <Table 2>와 같다.

Table 1. Chemical compositions of experimental specimen alloys analyzed by energy dispersive X-ray spectrometer (wt%)

experimental specimen alloys	Zr	Ti	
	Ti-10%Zr	10.97	Bal.
	Ti-20%Zr	22.52	Bal.
	Ti-40%Zr	42.99	Bal.

Table 2. Chemical compositions of controls (wt%)

controls	Al	V	Fe	C	H	O	N	Ti	
	cp Ti (Grade 2)			0.30	0.10	0.015	0.25	0.03	Bal.
	Ti-6%Al-4%V	7.10	3.62						Bal.

3. 연삭 시험

Ohkubo 등(2000)의 시험기구 원리 및 시험방법을 응용하여 <Fig. 2>과 같이 제작한 시험기구로 연삭시험을 시행하였다. 치과용 핸드피스에는 연삭기구로 두께 1.5mm, 직경 13.0mm인 카보런덤 휠(SiC DURA-Green Stones, Shofu, Japan)을 끼웠고 연삭기구와 시편의 연삭면이 90°의 위치관계에 있도록 하였다. 하중 200gf, 연삭기구 회전속도 12000,18000,25000 및 30000rpm의 시험조건으로 1분간 연삭하여 시편의 연삭전후의 무게 감소량을 측정하였다. 각 시료의 무게 감소량과 밀도로부터 연삭량(grinding rate)을 구하였고, 연삭량 대비 카보런덤 휠의 연삭 전후의 지름 감소량으로 연삭효율(grinding ratio)을 구하였다. 연삭시험은 시험조건별로 3회 시행하였으며 시험값은 cp Ti와 Ti-6%Al-4%V와도 비교하였다. 시료 간 및 회전속도 간의 통계적 유의성을 알아보기 위해

일원배치법 분산분석(one-way ANOVA)과 사후검정으로 Scheffé's test($\alpha=0.05$)를 하였다.

4. 시료의 EDS 분석 및 연삭 chip, 연삭면의 SEM 관찰

각 시료를 EDS(Energy Dispersive X-ray Spectrometer, EX-250, Horiba, Japan)로 성분 분석하였고, 하중 200gf, 속도 30000rpm조건에서 1분간 연삭 시험한 후에는 연삭 chip 및 연삭면을 SEM(Scanning electron micrographs, s-4800, Hitachi, Japan)으로 관찰하였다.

III. 결 과

1. 연삭성

<Fig. 3>은 Ti-Zr 2원합금 및 cp Ti, Ti-6%Al-4%V합금을 하중 200gf로 1분간 연삭하여 측정된 무게감소량에 대해 밀도로부터 연삭량을 구하여 연삭기구의 회전속도 별로 나타낸 것이다. <Fig. 2>에서 보면 Ti-Zr 2원합금에서 Ti-10%Zr 및 Ti-20%Zr합금의 연삭량은 연삭기구 회전속도가 증가함에 따라 점점 높게 나타났으며, 이러한 경향은 cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V합금에서도 나타났다. 그러나 Zr함량이 많은 Ti-40%Zr합금에서는 연삭기구 회전



Fig. 2. Apparatus for grindability test

속도의 변화에 따른 연삭량은 회전속도가 증가함에 따라 오히려 약간 감소하는 듯한 경향을 보였고, Ti-20%합금의 연삭량은 다른 시료합금에 비해 연삭기구의 회전속도별(12000,18000,25000,30000rpm)에서 모두 가장 높게 나타났다.

〈Fig. 4〉는 연삭기구의 회전속도별로 시료합금의 연삭량 간 통계적 유의성을 검증하여 나타낸 것이다. 연삭기구의 회전속도 12000rpm에서의 연삭량은 Ti-Zr 2원합금의 경우에 Ti-10%Zr합금, Ti-20%Zr합금 순으로 증가하다가 Ti-40%Zr합금에서는 감소하였다. Ti-10%Zr합금의 연삭량은 가장 낮게 나타난 cp Ti와 유사하였으며 통계적으로 차이를 보이지 않았으나 다른 Ti-20%Zr 및 Ti-40%Zr 합금 그리고 Ti-6%Al-4%V합금과는 통계적으로도 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 또한 가장 높게 나타난 Ti-20%Zr합금의 연삭량은 다른 시료의 연삭량과는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 연삭기구 18000rpm에서의 연삭량은 12000rpm에서와 같은 경향을 보였으며 Ti-10%Zr합금, Ti-20%Zr합금 순으로 증가하다가 역시 Ti-40%Zr합금에서는 다시 감소하였다. 연삭량이 가장 높게 나타난 Ti-20%Zr합금은 Ti-6%Al-

4%V합금과는 통계적 유의한 차이 없이 비슷하였으나 다른 시료의 연삭량과는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 고속인 25000rpm 및 30000rpm에서의 Ti-Zr합금별 연삭량은 저속인 12000rpm 및 18000rpm에서와 순위 경향은 같았으나 Ti-10%Zr합금 및 Ti-40%Zr합금의 연삭량은 cp Ti와 비슷하며 낮게 나타났고 통계적으로도 유의한 차이를 보이지 않았다.

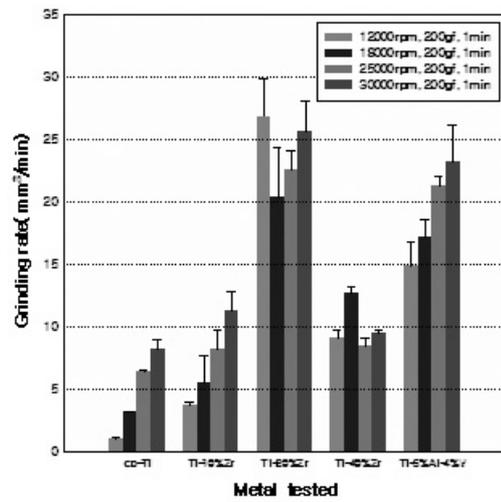


Fig. 3. Grinding rates of cp Ti, Ti-Zr alloys and Ti-6%Al-4%V alloys at four different grinding speeds

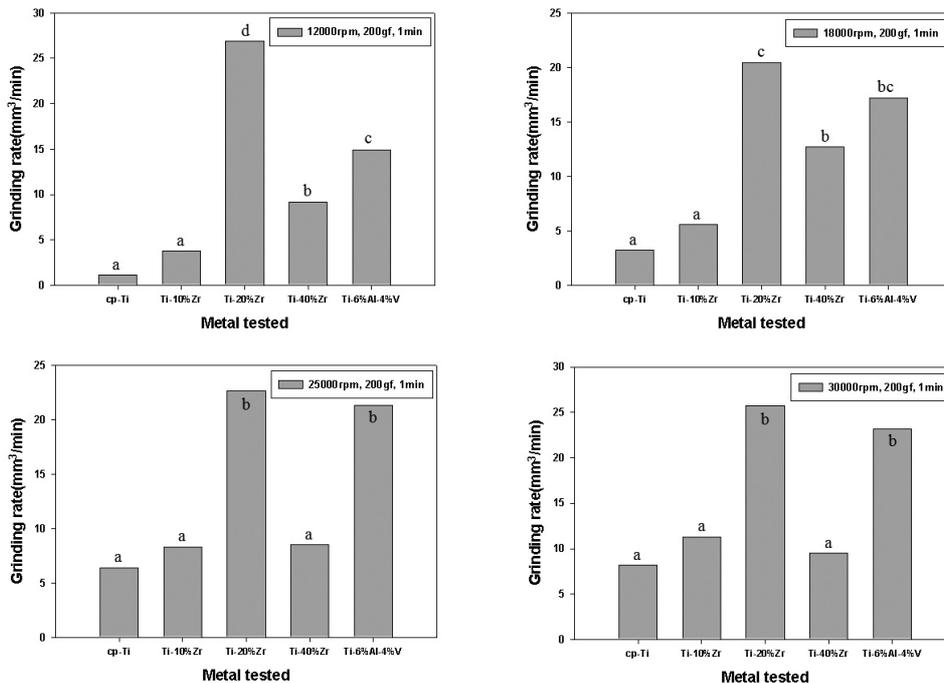


Fig. 4. Grinding rates of cp Ti, Ti-Zr alloys and Ti-6%Al-4%V alloys at grinding speed individually. Different letters mean significant difference at $p < 0.05$ level

(Fig. 5)는 Ti-Zr합금 및 cp Ti, Ti-6%Al-4%V합금을 연삭기구 회전속도별(12000,18000,25000,30000rpm), 하중200gf로 1분간 연삭한 후에 측정된 무게감소량에 대해 밀도로부터 연삭량을 구하고, 연삭량 대비 SiC휠의 지름 감소량으로 연삭효률(grinding ratio)을 구하여 나타낸 것이다.

Ti-Zr계 합금에서 Ti-10%Zr합금의 연삭효률은 30000rpm을 제외하고 회전속도가 증가함에 따라 함께 증가하였으나 Ti-20%Zr합금 및 Ti-40%Zr합금에서는 오히려 약간씩 감소하는 경향을 보였다. Ti-20%Zr합금은 다른 시료들에 비해 모든 회전속도에서 가장 높게 나타났으며 통계적으로도 유의한 차이를 보였고(p<0.05), 초고속인 30000rpm을 제외한 그 외의 12000rpm, 18000rpm 및 25000rpm 경우에는 Ti-6%Al-4%V합금보다도 연삭효율이 높았으며, 특히 저속인 12000rpm 및 18000rpm의 경우에는 통계적으로도 유의한 차이를 보였다(p<0.05).

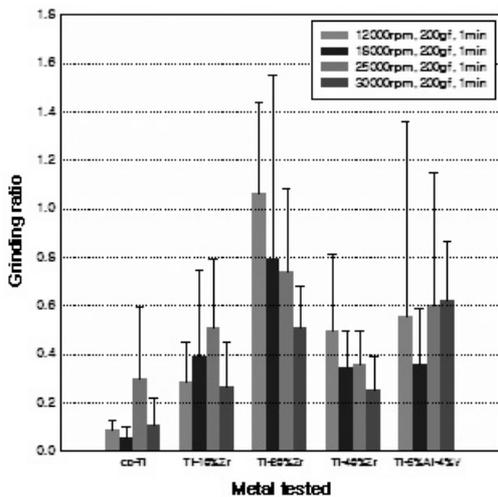


Fig. 5. Grinding ratio of cp Ti, Ti-Zr alloys and Ti-6%Al-4%V alloys

2. 연삭 chip 및 연삭면의 SEM 관찰

(Fig. 6)은 Ti-Zr합금 및 cp Ti, Ti-6%Al-4%V합금을 본 시험조건 중 회전속도 18000rpm, 하중 200gf에서 연삭한 후에 채취한 금속 chip의 SEM관찰사진이다. chip의 크기를 계량화 하지는 않았지만, Ti-10%Zr합금의 chip 입자는 cp Ti의 chip과 비슷하게 크고 불규칙하며 거친 형태이고, Ti-20%Zr합금 및 Ti-40%Zr합금의

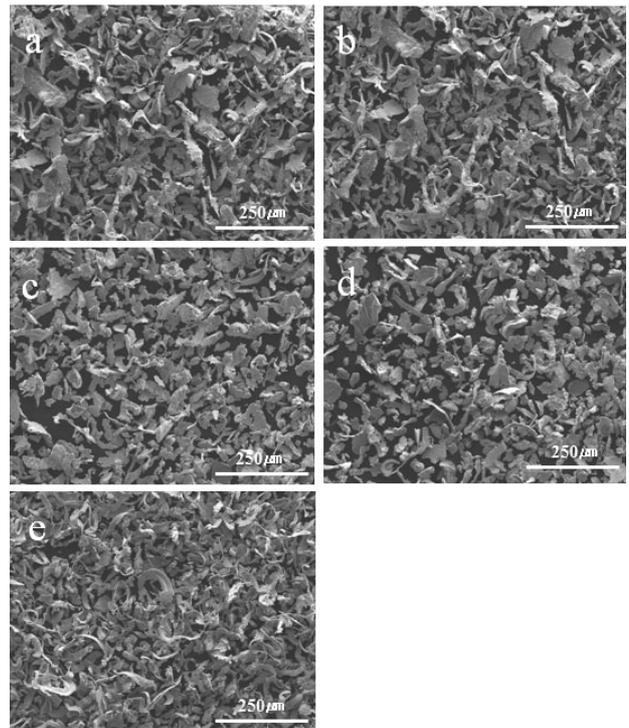


Fig. 6. Scanning electron micrographs of the metal chips resulting from grinding of the test metals at the rotational speeds of 18000rpm by applying a force of 200gf: (a) cp Ti; (b) Ti-10%Zr alloy; (c) Ti-20%Zr alloy; (d) Ti-40%Zr alloy; (e) Ti-6%Al-4%V alloy

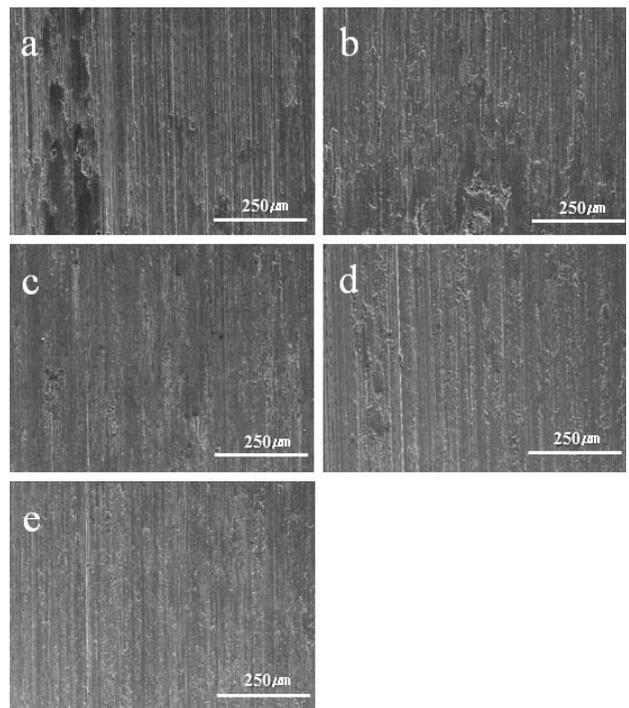


Fig. 7. Scanning electron micrographs of the ground surfaces of the test metals at the rotational speeds of 18000rpm by applying a force of 250gf: (a) cp Ti; (b) Ti-10%Zr alloy; (c) Ti-20%Zr alloy; (d) Ti-40%Zr alloy; (e) Ti-6%Al-4%V alloy

chip은 상대적으로 작고 균일한 형태로 나타났다.

〈Fig. 7〉은 Ti-Zr합금 및 cp Ti, Ti-6%Al-4%V합금을 본 시험조건 중 회전속도 18000rpm, 하중 200gf에서 연삭한 후의 연삭면의 SEM관찰사진이다. 육안으로 관찰했을 때 모든 시험조건에서 연삭흔이 뚜렷하였으나 마찰열 발생으로 고온산화에 의한 약간의 변색이 나타났다.

IV. 고 찰

1. 연삭성

엔드밀(end milling)은 일반적으로 CAD/CAM 시스템에서 적용되는 연삭공정이며 이의 공정이나 공구수명을 평가할 때 산업현장에서는 정교한 설비로 하지만(Takeyama et al, 1962) 치과분야에서는 일반적으로 단순한 설비로 응용하여 측정하고 있다(Ho et al, 2008; Ohkubo, 2000; 안재석, 2009). 본 연구에서도 Kikuchi 등(2003)의 시험방법을 응용하여 하중 및 연삭속도가 일정하게 제어될 수 있도록 고안된 시험기기를 제작하여 이용하였고, 연삭기구로는 카보런덤(SiC)휠을 사용하였다.

〈Fig. 3〉에서 보면 Ti-Zr 2원합금에서 Ti-10%Zr 및 Ti-20%Zr합금의 연삭량(grinding rate)은 연삭기구 회전속도가 증가함에 따라 점점 높게 나타났으나 Ti-40%Zr합금에서는 회전속도가 증가함에 따라 약간 감소하는 듯한 경향을 보였다. 이와 같이 Zr함량이 많을 때 연삭기구 회전속도가 증가함에 따라 연삭량이 오히려 감소하는 경향은 Ho 등(2008)이 Ti-Zr계합금의 연삭성 연구에서 보고 한 Ti-30%Zr 및 Ti-40%Zr 합금이 20%Zr미만의 합금과는 달리 연삭속도가 증가하면 오히려 연삭량은 감소하였다는 결과와 유사하였다. 연삭기구 회전속도의 저속 및 고속 모두에서 Ti-40%Zr합금의 연삭성이 감소하여 Ti-20%Zr합금보다 더 낮게 나타난 것은 Kikuchi 등(2003)이 Ti-Cu계 합금의 연삭성 연구에서 보고한 바와 같이 금속의 강도 및 경도가 높아지면 일반적으로 연삭성은 낮아진다고 생각된다. 본 시료의 경도변화를 관찰한 결과에서도 〈Fig. 8〉과 같이 Ti에 Zr의 첨가량이 많을수록 경도는 증가하였으며, 이는 〈Fig. 1〉의

Ti-Zr계 상태도에 의하면 Ti과 Zr은 전용고용체를 형성하므로 Zr함량이 높을수록 고용강화에 의한 강도 및 경도는 증가하게 되는데, Ti에 Zr합금원소의 고용으로 용질원자주위의 결정격자에 탄성적 스트레인이 생겨서 전위의 운동이 방해되어 금속이 강화하게 되고, 용질원자에 의한 강화량은 용질원자농도의 평방근에 비례하기 때문에 생각된다(정, 2000). 그러나 본 시료와 조성이 비슷한 Ti-Zr계 합금의 연삭성 시험에서 연삭기구의 저속의 경우에는 Zr첨가량이 40%일 때에 그 이하보다 오히려 연삭량이 더 높게 나타났고 소재의 경도와 연삭량은 무관하였다고 보고(Ho et al, 2008)한 실험결과와는 다르게 나타났다. 연삭성 증가의 주요인으로 소재의 경도 및 강도(Kikuchi et al, 2003) 그리고 탄성계수(Ho et al, 2008)가 관련되어있다는 보고도 있으므로, 이에 관련해서는 추후 심도 있는 논의가 더 필요하다.

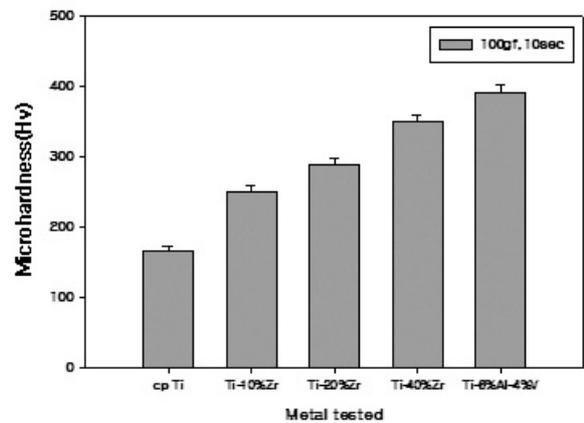


Fig. 8. Microhardness of cp Ti and cp Ti, Ti-Zr alloys and Ti-6%Al-4%V alloys

〈Fig. 5〉에서 보면 Ti-6%Al-4%V합금을 제외하고 Ti-Zr계 합금 및 cp Ti의 연삭효율(grinding ratio)은 연삭기구의 초고속인 30000rpm경우에서 이보다 저속에 비해 대체로 낮게 나타났다. 연삭효율에 따라 연삭기구의 수명이 평가될 수 있는데, 연삭효율이 낮으면 연삭량이 같을 때 마모량이 많은 것을 의미하므로 경제성을 고려한 효율적인 연삭속도를 유지하는 것이 중요하다(Kikuchi et al, 2006). 또한 모든 시료에서 연삭효율의 편차가 넓게 나타난 것은 시료의 연삭량과 연삭기구의 마모감소량이 매우 적어서 측량 오차 때문으로 생각된다.

2. 연삭 chip 및 연삭면의 SEM 관찰

Ti-20%Zr합금에서 Ti-6%Al-4%V합금과 같이 연삭성이 높게 나타난 것은 Takahashi 등(2004)이 보고한 바와 같이 chip의 크기가 작고 형태가 균일하기 때문으로 생각되고, Ho 등(2008)은 저속일 때 이런 현상이 더 뚜렷하게 나타났다고 보고한 바 있다.

연삭한 후에 연삭면을 육안이나 SEM에서 관찰했을 때 연삭흔은 모든 시험조건에서 뚜렷하였으나 약간의 변색이 나타났다. 이와 같은 변색은 Ti나 Ti합금이 고온산화성 금속이므로 연삭시 발생한 마모열에 의한 것으로 생각된다. cp Ti의 표면에는 금속 조직면이 엉겨 붙어 있어 다른 실험군인 Ti-Zr합금 및 Ti-6%Al-4%V합금과는 뚜렷한 차이가 나타났으며, Ti-Zr합금 중 20%Zr과 40%Zr합금은 서로 비슷하였다. 이는 Ho 등(2008)이 보고한 Ti-Zr합금의 연삭성 평가에서 cp Ti 및 Zr함량이 20%미만의 합금에서 나타난 현상과 유사하였다.

이로써 Ti-Zr합금의 연삭성은 Zr함량이 높은 합금이 Ti-6%Al-4%V합금과 더불어 cp Ti 및 Zr함량이 낮은 합금보다 저속으로 연삭할 때 더 효율적으로 생각된다. 연삭시험 중 Ti 및 Ti합금에서 전형적인 산화에 의해 불꽃반응이 나타났는데, 특히 Ti-40%Zr 합금의 고속인 25000rpm 및 30000rpm에서 강하게 일어났다. 이는 연삭 속도가 증가하면 연삭시 발생한 열도 더 높게 발생하게 되고(Ashiura et al, 1992), 고속으로 연삭될 때 가연성이 높은 미세한 chip을 더 많이 발생되기 때문으로 생각된다(Chandler, 1989; Dahn, 1989).

고속 연삭시 주의할 점은 Zr의 함량이 많아지면 용점이 낮아져서 마이크로 용해가 일어날 가능성도 있다(Kikuchi, 2003)고 알려져 있고, 이는 보철물의 변색 부식 및 균열의 원인이 될 수도 있다.

V. 결 론

치과용 Ti합금을 개발하기 위한 기초로서 Ti-X%Zr(X=10,20,40)합금의 연삭성을 연삭기구의 회전속도별(12000rpm, 18000rpm, 25000rpm 및 30000rpm)로 조사하였으며, 비교군인 cp Ti 및 Ti-6%Al-4%V합금

과도 비교 평가 하였다. 본 시료인 Ti-Zr합금의 연삭성은 회전속도별 모두에서 cp Ti보다 더 높게 나타났다. 특히 Ti-20%Zr합금의 연삭성이 모든 회전속도에서 가장 높게 나타났고, cp Ti과는 통계학적으로 유의한 차이를 보였으며(p<0.05) Ti-6%Al-4%V합금과도 유사하였다. 이와 같은 시험결과는 Ti에 Zr이 합금원소로 첨가되면 전율고용체를 형성하여 고용강화에 의한 경도증가 때문으로 생각되나, Ti-40%Zr합금에서 연삭성이 오히려 낮아지는 경향에 대한 해석에는 추후 연구가 더 필요하다고 생각된다.

참 고 문 헌

안재석. 치과용 Ti-Xwt%Cu합금의 연삭성. 대한치과기공학회지, 31(4), 33, 2009.

정종현. 생체용 Ti-Zr-(Nb, Pd)계 합금의 기계적 성질 및 내식성. 조선대학교 대학원 박사학위논문, 2000.

Ashirura Y, Motonishi S. Machining, Fabrication technique of titanium. Japan Titanium Society, Tokyo, 19-50, 1992.

Chandler HE. Machining of reactive metas. Metal handbook 9th ed, Vol.16 Machining, ASM Inc., Metals Park, OH, 844, 1989.

Dahn CJ. Explosively nd pyrophoricity of metal powders. Metals Handbook 9th ed., Vol.7 Powder Metallurgy, ASM Int., Metals Park, OH, 194-200, 1989.

Duret F, Blouin JL. CAD-CAM in dentistry. JADA, 117(6), 715, 1988.

Ho WF, Chen WK, Wu SC. Structure, mechanical properties, and grindability of dental Ti-Zr alloys. J Mater Sci Mater Med, 19, 3179, 2008.

Kikuchi M, Takada Y, Kiyosue S, Yoda M, Woldu M, Cai Z, Okuno O, Okabe T. Grindability of cast Ti-Cu alloys. Dent Mater, 19, 375, 2003.

Kikuchi M, Takahashi M, Sato H, Okuno O, Nunn

- ME, Okabe T. Grindability of cast Ti-Hf alloys. *J Biomed Mater Res, Part B: Appl Biomater*, 77B, 34, 2006.
- Murray JI. Binary alloy phase diagrams, in alloy phase diagram. International, Materials Park, OH, 340, 1987.
- Nakajima H, Okabe T. Titanium in dentistry: Developmental and research in the USA. *Dent Mater J*, 15(2), 77, 1996.
- Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. The machinability of cast titanium and Ti-6Al-4V. *Biomater*, 21(4), 421, 2000.
- Okazaki Y, Asao S, Rao S, Tateishi T. Effect of concentration of Zr, Sn, Nb, Ta, Pd, Mo, Co, Cr, Si, Ni, Fe on the relative growth ratios of bio-cells. *J Japan Inst Metals*, 60(9), 902, 1996.
- Takada Y, Nakajima H, Okuno O, Okabe T. Microstructure and corrosion behavior of binary titanium alloys with beta-stabilizing elements. *Dent mater J*, 20(1), 34, 2001.
- Takahashi M, Kikuchi M, Takada Y, Okuno O. Mechanical properties and microstructures of dental cast Ti-Ag and Ti-Cu alloys. *Dent mater J*, 21(3), 270, 2002.
- Takeyama H, Murata R. Study on machinability of pure titanium. *J Jpn Soc Preci Eng*, 28: 6, 331, 1996.