

교정용 골내 고정원장치 제작을 위한
Ti-Ag 합금의 특성

연세대학교 대학원

치 의 학 과

우 재 영

교정용 골내 고정원장치 제작을 위한
Ti-Ag 합금의 특성

지도 황 충 주 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2003년 6월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

우 재 영

우재영의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2003년 6월 일

감사의 글

본 논문이 완성되기까지 오랜 시간 동안 많은 도움과 격려를 주신 황 충주 지도교수님과 논문 작성과 심사, 발표에 많은 조언을 해 주신 박 영철 교수님, 백 형선 교수님, 김 경남 교수님, 생체 재료학 교실의 오 근택 박사님께 진심으로 감사를 드립니다. 또한 지금까지 저에게 많은 가르침을 주시고 이끌어 주신 유 영규 교수님, 손 병화 교수님, 김 경호 교수님, 최 광철 교수님, 유 형석 교수님께도 깊은 감사의 말씀을 드립니다.

그리고 실험과정에 많은 도움을 주셨던 생체 재료학 교실의 심 형민 선생님을 비롯한 교실원들과 교정과 의국원 여러분들께도 다시 한번 감사를 드립니다.

지나온 시간동안 함께 하면서 많은 힘이 되어주고 배려해준 김 기범, 우 수, 김 종렬 선배등을 비롯한 주위의 친우들과 지인들에게도 깊은 감사를 드립니다.

비록 부족함이 많지만 지금의 제가 있기까지 헌신과 사랑으로 보살펴 주신 아버지님, 어머니님, 장모님, 하늘나라에서도 기뻐하실 장인어른과 가족들에게도 심심한 감사의 마음을 전하고, 사랑하는 아내 명화와 자녀 희경, 경완이와 함께 기쁨을 나누고 싶습니다.

마지막으로 늘 보이지 않는 손길로 사랑과 은혜를 베풀어 주시는 하나님께 가장 큰 감사를 드리며 이 논문을 받칩니다.

2003년 6월

저자 씀

차 례

그림 차례	iii
표 차례	iv
국문요약	v
I. 서론	1
II. 연구재료 및 방법	3
II-1. 연구재료	3
II-2. 연구방법	3
II-2-1. 합금 제조 및 시편제작	3
II-2-2. 합금성분	4
II-2-3. 기계적 특성	5
II-2-4. 전기 화학적 특성	5
II-2-5. 이온용출 특성	8
II-2-6. 세포독성	9
II-2-7. 동물실험	9
III. 연구 결과	10
III-1. 성분분석	10
III-2. 기계적 특성	11
III-2-1. 미세 경도 측정 결과	11
III-2-2. 3점 굴곡 실험 결과	13
III-3. 전기 화학적 특성	14
III-3-1. 동전위 실험 결과	14
III-3-2. 정전위 실험 결과	14
III-3-3. 개방전위 실험 결과	17
III-3-4. 불소 이온의 영향 실험 결과	17
III-3-5. 이온용출 특성 실험 결과	17

III-3-6. 세포독성 실험 결과	20
III-3-7. 동물 실험 결과	20
IV. 총괄 및 고찰	21
V. 결론	31
참고문헌	33
영문요약	37

그림 차례

Fig. 1. Arc melter used in this study for manufacturing Ti-Ag alloys	6
Fig. 2. Flow chart of manufacturing process of Ti-Ag alloys specimens	6
Fig. 3. Vacuum induction melter(VIM) used in this study for manufacturing Ti-Ag alloys	6
Fig. 4. Photographs of Ti-Ag alloys rod specimens for 3 point bending test ...	7
Fig. 5. Photograph of test instrument for 3 point bending test	7
Fig. 6. Microhardness values of Ti-Ag alloys(a. plate shape specimen and b. rod shape specimen)	12
Fig. 7. 3 point bending test result of Ti-Ag alloys(rod shape specimen)	13
Fig. 8. Potentiodynamic polarization curves of Ti-Ag alloys in artificial saliva at 37°C(a. plate shape specimen and b. rod shape specimen)	15
Fig. 9. Current densities of Ti-Ag alloys at 250 mV (SCE) in artificial saliva at 37°C(plate shape specimen)	16
Fig. 10. Open circuit potentials of Ti-Ag alloys in artificial saliva at 37°C(plate shape specimen)	16
Fig. 11. Potentiodynamic polarization curves of Ti-Ag alloys when NaF was added to artificial saliva at 37°C(plate shape specimen)	18
Fig. 12. Open circuit potentials of Ti-Ag alloys when NaF was added to artificial saliva at 37°C(plate shape specimen)	19
Fig. 13. Ti ion release concentration after immersion for 1 week and 4 weeks at artificial saliva at 37°C(plate shape specimen)	19
Fig. 14. Weight changes of experimental rats at in vivo test for acute systematic toxicity(rod shape specimen)	21

표 차 례

Table 1. Constituent of artificial saliva	7
Table 2. Chemical compositions of experimental Ti-Ag alloys manufactured in this study(plate shape specimen)	11
Table 3. Young's modulus of Ti-Ag alloys(rod shape specimen)	13
Table 4. Cytotoxicity of Ti-Ag alloys evaluated by agar overlay test (plate shape specimen)	20

국 문 요 약

교정용 골내 고정원장치 제작을 위한 Ti-Ag 합금의 특성

교정치료 시 원하는 치료목표를 달성하기 위해서 적절한 고정원의 확보가 중요하다. 고정원은 각 치아의 전후방적 이동과 수직적인 이동에 있어 필수적인 요소이다. 원하지 않는 치아이동을 일으키지 않으며 환자의 협조도에 의존하지도 않고, 최대한의 고정원을 얻을 수 있는 방법으로 골내 고정원장치인 miniplate, miniscrew 등이 개발되었다.

이러한 miniplate, miniscrew는 대부분 순수 티타늄 또는 티타늄 합금으로 제작되고 있는데, 티타늄 합금은 우수한 내식성을 가지며 세포조직에 대한 독성과 알러지 반응이 없고, 다른 금속에 비해 탄성률이 낮은 장점이 있다. 그러나 티타늄과 티타늄 합금은 내마모성이 작아서 마찰이 일어나는 부위에는 사용이 제한되고 있고, 수소취성, 진동 취약성, 용접성, 가공성과 제조상 난점 등의 단점이 있다.

이에 본 연구는 순수 티타늄(Ti)에 은(Ag)을 첨가한 Ti-Ag합금을 개발하여 기존의 순수 티타늄과 티타늄 합금이 갖는 단점을 개선하고, 생체 적합성, 가공성, 용접성 등의 향상을 시도하였다. 또한 최근 교정용 골내 고정원장치로 사용되는 miniscrew와 miniplate를 Ti-Ag합금으로 제작하기 위하여 이 합금의 제조특성, 물리적, 기계적, 화학적 특성 등을 평가하고, 특히 전기 화학적 특성, 이온용출, 세포독성에 관한 실험을 수행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 개발한 Ti-Ag합금의 성분 분석 결과 99.9%의 높은 순도를 보였고, 산소의 혼입은 0.06 wt%이하로 조절되었다.
2. Ti-Ag합금에서 은 함량이 증가함에 따라 미세 경도값은 티타늄에 비해 약

33% 증가하였다.

3. Ti-Ag합금의 동전위, 정전위 및 개방전위 측정결과 안정한 부동태 영역을 보였고 높은 내식성을 나타내었다.
4. 불소이온을 첨가한 인공타액 내에서 Ti-Ag합금은 순수 티타늄과 비교하여 안정적인 부동태영역과 개방전위 값을 나타내며 불소 이온에 대해 높은 저항성을 보였다.
5. Ti-Ag합금의 티타늄 이온 용출량 측정결과 5 ppb이하의 극소량의 티타늄만이 용출되어 Ti-Ag합금의 부동태 피막은 매우 안정적이었다.
6. Ti-Ag합금의 세포독성 검사와 동물실험 결과 독성이 나타나지 않았고, 티타늄과 유사한 생체적합성을 나타내었다.

이상의 결과로 강도를 증가시키면서 내식성의 손상이 없는 합금의 개발이 Ti-Ag 이원계 합금에서 이루어질 수 있었고, 특히 Ti-2.0Ag와 Ti-3.5Ag 합금이 가장 우수한 특성을 보였다. Ti-Ag 합금은 기존의 순수 티타늄 또는 그 합금의 문제점을 해결할 수 있을 것이다. 높은 미세 경도로 miniscrew의 시술 및 제거 시 헤드부의 마모를 최소화할 수 있고, 티타늄보다 더 우수한 내식성과 유사한 생체적합성을 보유하고 있어 교정용 골내 고정원장치로서의 사용이 충분히 가능할 것이다.

핵심되는 말 : Ti-Ag합금, 교정용 골내 고정원장치, 제조 특성, 미세 경도, 전기 화학적 특성, 불소이온 영향, 이온용출, 세포독성, 생체적합성

교정용 골내 고정원장치 제작을 위한 Ti-Ag 합금의 특성

연세대학교 대학원 치의학과

(지도 황충주 교수)

우재영

I. 서론

교정치료 시 원하는 치료목표를 달성하기 위해서 적절한 고정원의 확보가 중요하다. 고정원은 각 치아의 전후방적 이동과 수직적인 이동에 있어 필수적인 요소이다(Melsen과 Bosch, 1997). 이러한 고정원으로 치아나 경구개를 이용하거나 헤드기어와 같은 구강외 장치를 개발하여 왔다. 치아를 고정원으로 이용하는 경우 고정원의 원하지 않는 이동으로 원활한 교정치료가 방해되거나 치료기간이 연장될 수 있고, 경구개의 경우에는 조직에 궤양과 같은 손상이 있을 수 있으며, 구강외 장치를 고정원으로 사용할 경우 심미적인 이유로 장치착용이 거부되거나 환자의 절대적인 협조가 요구되는 단점이 있다. 그러나 어떤 장치로도 완벽한 고정원을 얻는 것은 어려운 일이었고, 정도의 차이는 있지만 다소간의 고정원의 소실을 인정하고 이를 치료계획에 반영시켜 왔다.

이러한 문제의 해결방법으로 환자의 협조에 의존하지 않으며 최대한의 고정원

을 얻을 수 있는 방법으로 보철용 임플란트, zygoma wire, miniplate, miniscrew 등이 개발되었다. Gainsforth와 Higley(1945)가 vitallium screw를 이용하여 교정치료를 시 고정원을 얻기 위한 시도를 한 이래로 보철용 임플란트를 고정원으로 사용하려는 많은 연구가 있었다. 1980년대 이후 Turley 등(1988), Linder-Aronson 등(1990), Roberts 등(1994), Ödman 등(1994), Southard 등(1995)은 동물실험 및 임상 증례를 통해 보철용 임플란트가 고정원으로서 유용함을 입증하였다. 그러나 보철용 임플란트의 사용은 기술이 복잡하고 비용 부담이 크며, 임플란트 식립을 위한 충분한 무치악 치조골이 필요하고 위치의 제한이 있다. 또한, 수술 후 골유착을 위한 기간이 필요하므로 교정력을 가하기 위해 3-4개월 정도를 기다려야 한다. Melsen 등(1998)은 zygoma wire를 골내 고정원으로 사용한 임상 증례를 발표하였는데, zygoma wire는 사용부위가 매우 제한되었다. Umemori 등(1999), 문(2002)등은 miniplate와 miniscrew를 이용해 고정원을 보강시키고 이를 임상에 적용하였으나, miniplate는 식립부위가 제한되어 있으며, 구강 내 노출부위에 감염의 위험이 있다.

최근 Creekmore와 Eklund(1983), Kanomi(1997), Costa 등(1998), 오 등(1998), 박(1999), 이와 정(2001)등을 통해 제안되어 사용하는 miniscrew는 식립 및 제거가 쉽고 구강 내 여러 부위에 적용이 가능하며, 환자가 느끼는 불편 감이나 비용 부담이 적고 식립 즉시 교정력을 가할 수 있다. 또한, 제거 후에 치유가 빠르게 진행되고 교정치료계획을 단순화시켜 치료기간을 단축시킬 수 있는 장점이 있다.

초기 miniscrew와 plate는 스테인레스 강으로 만들어졌으며, 이 후 체내 염증 반응이 적은 vitallium(Co-Cr alloy)이 사용되다가 최근에는 조직 친화성이 뛰어나고 물성이 좋은 순수 티타늄을 사용하고 있다.

티타늄 합금은 우수한 내식성을 가지며 세포조직에 대한 독성과 알러지 반응이 없고, 다른 금속에 비해 탄성률이 낮아 골과 가장 유사한 탄성률을 보인다. 즉 단일 금속 또는 합금의 형태로 존재하더라도 내식성이 우수해 인체 내에서 체액과의 반응에 의한 이온 용출의 가능성이 낮아 인체에 대한 독성이 거의 없는 것으로 보고되고 있다(Niinomi, 1998). 그러나 티타늄과 티타늄 합금은 내마모성이 작아서 마찰이 일어나는 부위에서는 사용이 제한되고 있다(Craig, 1993). 또한 순

수 티타늄은 수소취성, 진동 취약성, 용접성, 가공성과 제조상 난점 등의 단점이 있다(Yolton 등, 1979).

따라서 기존의 티타늄과 티타늄 합금이 갖는 단점을 보완할 수 있고, 생체적합성, 가공성, 용접성 등이 개선된 재료의 개발이 요구되고 있다. 이에 본 연구는 순수 티타늄에 은(Ag)을 첨가한 Ti-Ag합금을 개발하여 기존의 순수 티타늄과 티타늄 합금이 갖는 단점을 개선하고, 생체 적합성, 가공성, 용접성 등의 향상을 시도하며, 여러 조성 원소의 용출에 의한 부작용을 최소화하고자 한다. 또한 최근 고정용 골내 고정원장치로 사용되는 miniscrew와 miniplate를 Ti-Ag합금으로 제작하기 위하여 이 합금의 제조특성, 물리적, 기계적, 화학적 특성 등을 평가하고, 특히 전기 화학적 특성, 이온용출, 생물학적 특성을 평가하여 그 결과를 보고한다.

II. 연구 재료 및 방법

II-1. 연구 재료

새로운 합금의 설계를 위해 스폰지 티타늄 (순도 99.99%), 입상 Ag (순도 99.99%)를 사용하였다.

II-2. 연구 방법

1. 합금 제조 및 시편 제작

합금 용해를 위한 원소재는 스폰지 티타늄과 입상의 Ag를 사용하였다. 티타늄

에 Ag 함량을 0부터 5.0 at%까지 1 at%씩 증가시키면서 설계하였다. 설계된 조성으로 측량한 후 아크 용해로(Fig. 1)를 이용하여 30 g씩 용해하였고 3회씩 반복하였다. 용해에 의해 얻어진 주물은 조성의 균질화를 위해 950°C의 온도를 유지하는 진공 열처리로에서 72 시간 동안 열처리하였다. 이 시편을 950°C에서 열간 압연하여 약 2 mm의 균일한 두께의 판상 시편으로 제조하였다. 열간 압연 시 생성된 산화물을 산세(불산:질산:증류수의 비, 1:3:7)로 제거한 후 950°C의 진공 열처리로에서 1 시간 동안 용체화 처리하였고, 상온의 수중에서 냉각하였다. Fig. 2에 시편 제조과정을 도식화하였다.

미니스크류 제작을 위한 봉상의 시편을 제조하기 위해서는 진공유도 용해로(Fig. 3)를 이용하여 200 g의 Ti-Ag합금을 용해하였다. 이때의 조성은 예비실험을 통해 얻은 결과를 토대로 Ti-2.0Ag와 Ti-3.5Ag 합금을 제조하였다(박, 2001). 이렇게 용해된 봉상의 주괴를 압연 및 인발 과정을 통해 Ti-2.0Ag(직경 3.8 mm와 4.8 mm), Ti-3.5Ag(직경 3.5 mm와 4.9 mm)의 각각 두 종류의 봉상 시편을 제조하였다. 인발 과정 중 가공도 보다 크게 단면 감소가 이루어진 경우 연화 열처리를 통해 재료를 연화시킨 후 인발 작업을 계속하였다. 그리고 최종 목표 직경에 달성되었을 때 annealing을 통해 재료를 안정화시켰다. Ti-Ag 시편의 비교재로 직경 3 mm의 미니스크류 가공용 순수 티타늄과 Ti-6Al-4V을 이용하여 비교 실험을 행하였다.

2. 합금 성분

Ti-Ag합금의 성분 분석을 위해 에너지 분산 분석기(EDS, Kevex Superdry model, Kevex instruments, USA)를 이용하여 티타늄과 Ag의 함량을 측정하였다. 그리고 불순물 원소 C, S, O, N의 성분 분석은 CS/ON 분석기(CS-200, TC-300, LECO, St. Joseph, MI, USA)를 이용하였다.

3. 기계적 특성 (미세 경도 및 3점 굴곡 실험)

합금의 기계적 특성을 평가하기 위해 미세 경도 측정기(MXT- α 7E model, Matsuzawa Seiki Co., Japan)를 이용하여 판상 시편과 봉상 시편에 1000 g 하중으로 10 회씩 경도를 측정하였다.

또한, 봉상 시편의 기계적 특성 평가를 위한 3점 굴곡 실험을 수행하기 위하여 봉상 시편을 직경 3 mm, 길이 6 cm로 가공하였고, 모두 3개의 시편(Fig. 4)을 준비하여 실험하였다. 3점 굴곡 실험은 만능시험기(Instron 6602, U.K)를 이용하여 시편을 Fig. 5와 같이 장치하였고 2 mm/min cross head speed로 측정하였다. 통계처리에는 Student t test를 이용하였다($p < 0.05$).

4. 전기 화학적 특성 (동전위, 정전위, 개방전위 측정, 불소 이온의 영향)

내식성 평가를 위해 인공 타액(Table 1)을 Sigma-Aldrich사로부터 Biological Grade를 구입하여 조제한 다음, 그 용액을 37°C까지 가열한 후 유지하여 전기 화학적 실험을 행하였다. 이러한 전기 화학적 실험을 위하여 판상과 봉상의 시편을 각 합금의 조성 당 3 개씩 준비하였다. 판상 시편의 경우 0.5 cm²가 인공 타액에 노출되도록 제작하였고, 봉상 시편의 경우 단면이 직경 3 mm로 균일하게 노출되도록 제작하였다. 용액이 담긴 반응조에 시편을 장입하여 Electrochemical Interface(SI 1287, Solatron instruments, Hampshire, UK)에 연결하였고, 실험용 corrosion cell은 보조 전극으로 백금 전극을 사용하였으며, 기준 전극은 포화감홍 전극(saturated calomel electrode, SCE)을 사용하였다.

1). 동전위 실험

동전위 실험의 경우 -600 mV의 음극 전류 하에서 10 분간 강제 환원을 거쳐서 시편 표면의 불순물 및 산화물을 제거한 다음 다시 10 분간 개방 전위 하에서 안정화시킨 후, -600 mV부터 1600 mV까지 초당 1 mV의 속도로 전위를 증가시키면서

동전위 실험을 하였다.



Fig. 1. Arc melter used in this study for manufacturing Ti-Ag alloys

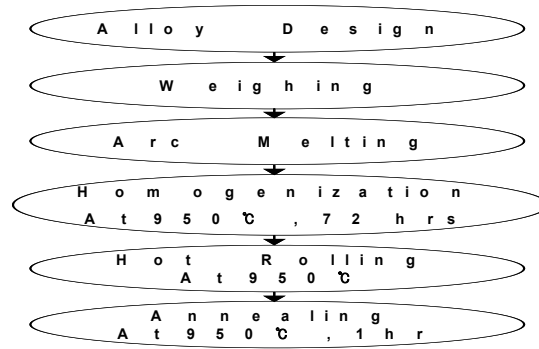


Fig. 2. Flow chart of manufacturing process of Ti-Ag alloys specimens

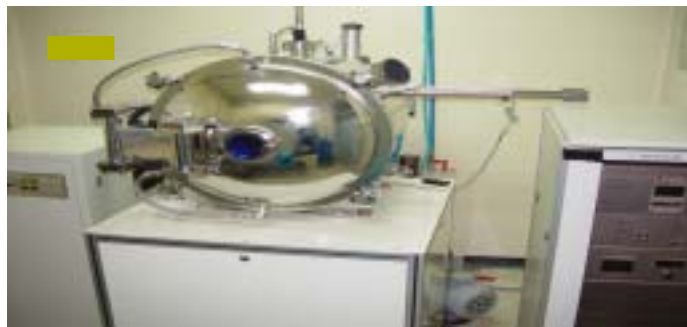


Fig. 3. Vacuum induction melter(VIM) used in this study for manufacturing Ti-Ag alloys

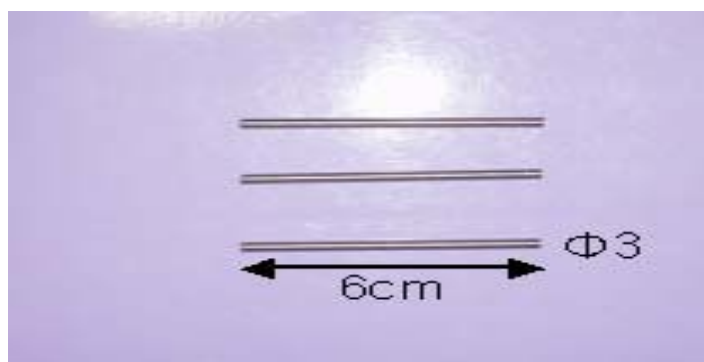


Fig. 4. Photographs of Ti-Ag alloys rod specimens for 3 point bending test



Fig. 5. Photograph of test instrument for 3 point bending test

Table 1. Constituent of artificial saliva

Constituent	Concentration(g/ℓ)
NaCl	0.40
KCl	0.40
CaCl ₂ · 2H ₂ O	0.795
NaH ₂ PO ₄ · 2H ₂ O	0.780
Na ₂ S · 9H ₂ O	0.005
CO(NH ₂) ₂ (Urea)	1.0
Distilled water	Bal.

2). 정전위 실험

합금의 부동태 피막의 안정성을 평가하기 위하여 정전위 실험을 250 mV에서 수행하였다. 이 전위는 구강 내에서 발생할 수 있는 비교적 높은 산화환원전위로 알려져 있으며, 실험용 cell은 동전위 실험과 동일하게 설치하였다. 인공 타액 내에 시편을 침적시켜 2 시간 동안 개방전위 하에서 안정화시킨 후, 250 mV의 전위에서 2 시간 동안 유지시켰다.

3). 개방전위 실험

Ti-Ag합금의 개방전위를 인공 타액 내에서 2 시간 동안 측정하였다.

4). 불소 이온의 영향

Ti-Ag합금의 내식성에 대한 불소이온의 영향을 조사하기 위하여 인공 타액 내에 0.1% 와 1% NaF가 첨가된 용액에서 각 합금의 동전위 실험과 개방전위를 측정하였다. 동전위 분극 시험의 경우 -800 mV의 음극 전류 하에서 10 분간 강제 환원을 거쳐 시편 표면의 불순물 및 산화물을 제거한 다음 다시 10 분간 개방 전위 하에서 안정화시킨 후, -1000 mV부터 2000 mV까지 초당 1 mV의 속도로 전위를 증가시키면서 그 때의 전류밀도 변화를 측정하였다.

5. 이온용출 특성

각 재료 당 3 개의 시편을 준비하여 에틸 알코올과 아세톤으로 초음파 세척 후 건조시켰다. 100 ml 용량의 유리 용기를 증류수로 세척하여 건조시킨 후, 각 용기에 100 ml의 인공 타액을 담았다. 준비한 시편을 침적시켜 밀봉한 후 인큐베이터(Jeio Tech, IB-600 M Incubator, Korea)에서 37°C로 유지하였다. 이렇게 한 다음 1 주와 4 주 후에 각 용기에서 5 ml의 용액을 채취하고, 극미량(ppb 단위)의 무기 원소 분석에 널리 사용되고 있는 탄소로 원자 흡광 분석기(GFAAS, Graphite Furnace Atomic Absorption Spectroscopy, 6601 model, Shimadzu Co.

Ltd., Japan)로 티타늄 이온의 유리량을 측정하였다.

6. 세포독성

각 합금 조성 당 시편을 4 개씩 준비하고 agar와의 접촉 면적이 1 cm²가 되도록 가공하여 ethylene oxide gas로 멸균한 후 멸균 증류수로 세척하였다. 양성 대조군은 구리 합금(NPG, Albadent Co., U.S.A.)을 사용하였고, 음성 대조군은 glass을 사용하였으며, 접촉 면적이 금속 시편과 동일하게 1 cm²가 되도록 가로 10 mm, 세로 10 mm의 정사각형으로 제작하였다. α -MEM 배지에서 쥐의 섬유세포인 L-929 cell을 배양하여 3×10⁵/ml의 부유액을 만들고 직경 90 mm의 petri dish에 세포 부유액 10 ml를 첨가한 다음 24 시간 동안 배양하였다. 단층으로 배양되었는지를 확인한 후 α -MEM 배지를 제거하고, 45~50℃의 Eagle's agar medium 10 ml를 각각의 petri dish에 첨가하여 30분간 실온에서 유지시켰다. Eagle's agar medium이 고체화된 후 중앙에 Neutral red vital stain 용액 10 ml를 천천히 첨가하여 염색약이 전면에 퍼지게 한 다음 30 분간 방치하였다. 염색이 된 후 상층에 남아있는 염색약을 suction으로 제거한 즉시 시편을 한천에 밀착되도록 얹은 다음 37℃, 5% CO₂ 의 배양기에서 24 시간 동안 배양하였다. Petri dish를 백지 위에 놓고 탈색 범위의 크기를 관찰하여 Zone index를 구하고, Inverted Phase Contrast Microscope(CK2, Olympus, Japan)로 탈색된 부위에서 세포가 lysis된 비율을 계산하여 Lysis index를 구한다. 시편 4 개의 Zone index 및 Lysis index를 평균하여 Response index(ISO 7405:1997(E))를 구하였다(Response index = Zone index / Lysis index).

7. 동물실험(단기간 전신독성실험)

Ti-Ag합금의 생체적합성 및 독성의 직접적인 평가를 위해 단기간 전신독성(경구투여법)실험을 행하였고, 모든 실험은 ISO 10993-11에 준하여 실험하였다.

실험동물은 8 주 이상 성장한 체중 130~150 g의 수컷 rat 10 마리를 각각의 시편 당 사용하였고, 330×280×160 mm 크기의 케이지에 각각 5 마리씩 표준 연구소에서 규정한 방침에 따라 사육하였다. 동물에게 투여할 용출물은 각각의 시편표면을 깨끗이 연마한 후 세척하고 시편 0.2 g당 생리식염수 1 ml의 양에 맞추어 시편을 생리식염수에 침적하고, 고압 진공 멸균기를 사용하여 121℃±2℃에서 1 시간±0.2 시간동안 멸균한 용액을 사용하였다.

실험군에는 Ti-2.0Ag와 Ti-3.5Ag 봉상 시편의 용출물을, 대조군에는 생리식염수를 각각 첫 1 주일동안 매일 모든 실험군 및 대조군에 경구투여한 후, 다음 1주일동안은 경구투여없이 방치한 후 각각의 동물에 대하여 독성에 대한 임상적 징후가 관찰되는지 확인하고 매일 모든 동물의 무게를 측정하였다.

III. 연구 결과

III-1. 성분 분석

합금의 용해 및 조성을 파악하기 위해 EDS, CS/ON analyzer를 이용하여 조성 검사를 수행하였다. 티타늄에 Ag를 0에서부터 5 at%까지 1 at%씩 증가시키면서 합금이 설계되었고, Ag를 3.5 at%첨가한 합금은 봉상 시편 제작을 위해 예외적으로 설계되었다. Ti-Ag합금의 성분분석 결과 탄소, 황, 산소, 질소의 함량이 미소하였다(Table 2). 특히 티타늄 합금에서 문제시되는 산소의 혼입은 0.06 wt%이하로 조절되었고, 티타늄과 Ag의 함량은 설계된 조성과의 차이를 보였으나 그 차이는 크지 않았다.

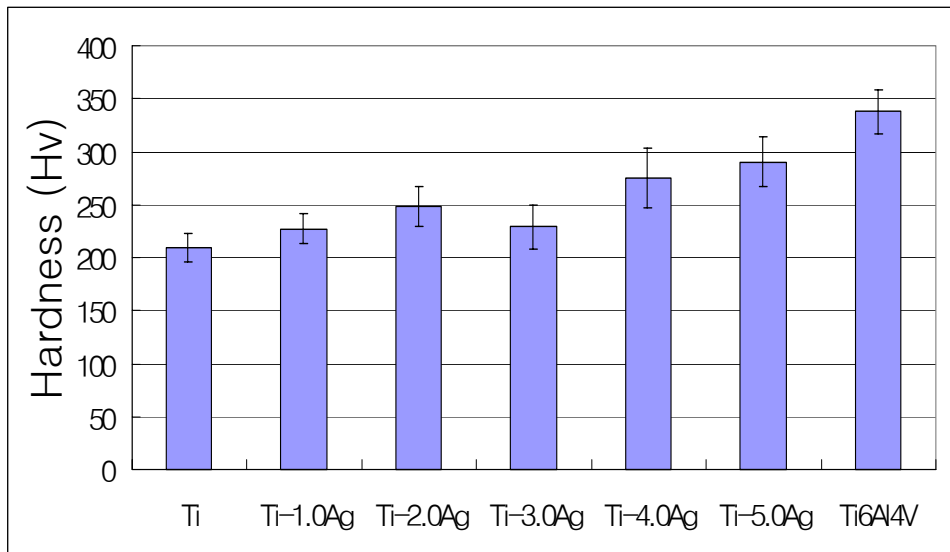
Table 2. Chemical compositions of experimental titanium-silver alloys manufactured in this study

Alloys	Ti		Ag		Carbon	Sulfur	Oxygen	Nitrogen
	wt%	at%	wt%	at%	(wt%)	(wt%)	(wt%)	(wt%)
Ti	99.90	99.90	-	-	0.04184	0.01067	0.04154	0.00242
Ti-1.0Ag	97.47	98.86	2.53	1.14	0.03657	0.00189	0.01810	0.00170
Ti-2.0Ag	96.25	98.16	3.75	1.84	0.04075	0.00483	0.01908	0.00163
Ti-3.0Ag	93.01	96.73	6.99	3.27	0.03719	0.00232	0.05500	0.00391
Ti-3.5Ag	91.91	96.28	8.09	3.72	0.04227	0.01007	0.05905	0.00520
Ti-4.0Ag	91.26	95.88	8.74	4.12	0.04449	0.00703	0.02907	0.00191
Ti-5.0Ag	89.87	95.23	10.13	4.77	0.03007	0.00587	0.03417	0.00201

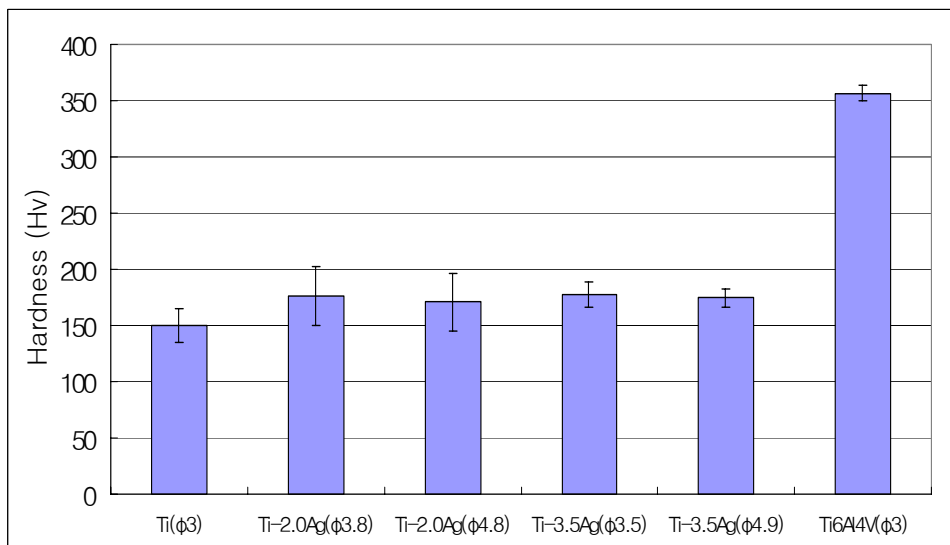
III-2. 기계적 특성

1. 미세 경도 측정 결과(Fig. 6)

판형으로 제작된 Ti-Ag합금의 미세 경도는 Ag 함량이 증가함에 따라 미세 경도 값도 증가하는 경향을 나타냈고, 그 증가량은 티타늄에 비해 약 33%였다. 봉형으로 제작한 시편의 미세 경도는 Ti-2.0Ag, Ti-3.5Ag 합금 모두 170~180 Hv값을 가졌고, 시편의 직경 차이에 따른 경도 값의 변화는 거의 없었으며 순수 티타늄 봉형보다는 큰 값을 보였다.



a. plate shape specimen



b. rod shape specimen

Fig. 6. Microhardness values of Ti-Ag alloys
(a. plate shape specimen and b. rod shape specimen)

2. 3점 굴곡 실험 결과(Fig. 7)

봉형으로 제작된 Ti-Ag합금의 3점 굴곡 실험에서 Ti-3.5Ag합금이 약 408 N 하중에 변형을 보였고, Ti-2.0Ag합금 보다 높은 항복강도를 나타냈다. 또한 Ti-Ag합금의 탄성 계수가 순수 티타늄 보다 낮은 탄성 계수를 가졌고, Ti-3.5Ag합금이 Ti-2.0Ag합금보다 낮은 값을 나타냈다(Table 3).

Table 3. Young's modulus of Ti-Ag alloys(rod shape specimen)

Rod shape specimen	Young's modulus(GPa)
Ti	105-110
Ti-2.0Ag	101.84±2.38
Ti-3.5Ag	97.22±7.19

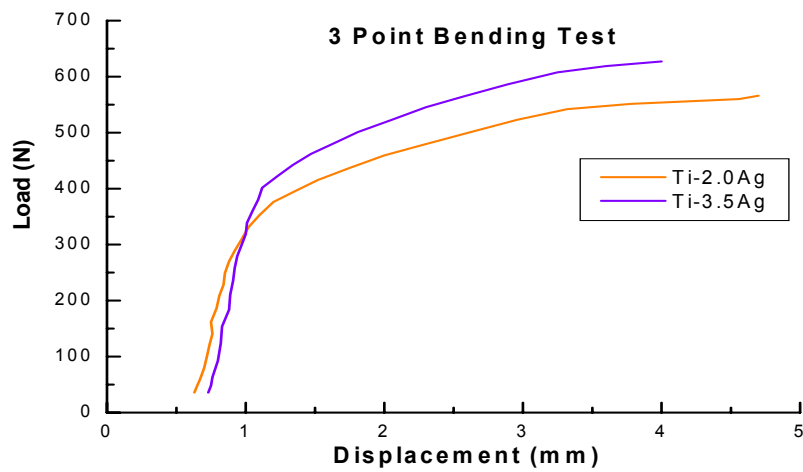


Fig. 7. 3 point bending test result of Ti-Ag alloys
(rod shape specimen)

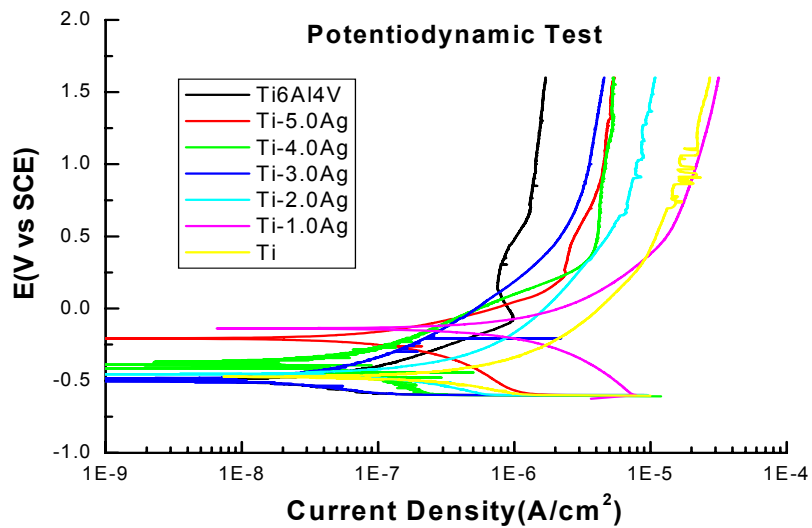
III-3. 전기 화학적 특성

1. 동전위 실험 결과(Fig. 8)

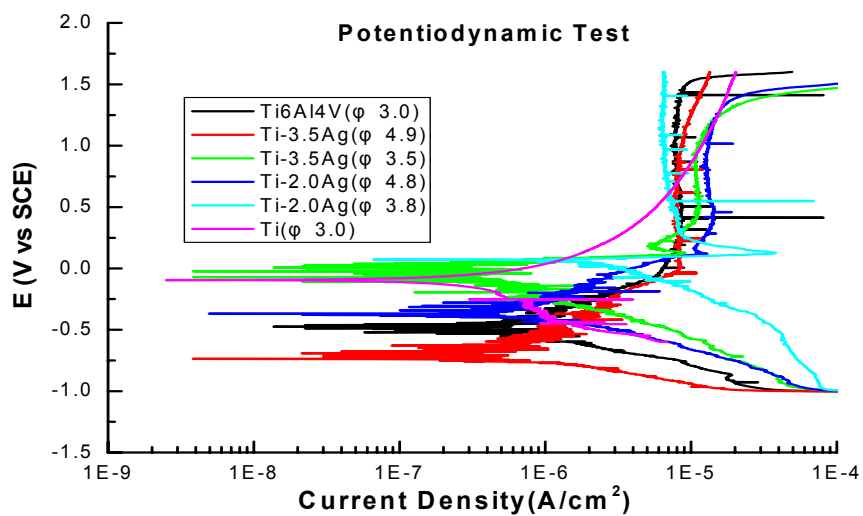
티타늄에 Ag를 첨가한 합금의 경우 동전위 분극 거동을 살펴보면 판상 시편과 봉상 시편 모두 안정한 부동태 영역을 가지며 높은 내식성을 가짐을 알 수 있었다. 판상 시편은 Ti-3.0Ag, Ti-4.0Ag, Ti-5.0Ag가 $1\sim 3 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ (at 250 mV)의 낮은 부동태 전류밀도를 보였으며 순수 티타늄보다 낮은 부동태 전류밀도를 나타냈다. Ag 함량이 증가함에 따라 부동태 전류밀도는 감소하는 경향을 띠었고, 모든 합금에서 공식 전위는 나타나지 않았다. 봉상 시편은 Ti-2.0Ag, Ti-3.5Ag 합금은 약 $10 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 의 부동태 전류밀도 값을 가졌고, 순수 티타늄과 Ti-6Al-4V 봉상 시편의 값과 비교해 보았을 때 유사한 부동태 전류밀도 값을 보였으며 Ti-2.0Ag합금(직경 3.8 mm)이 가장 안정된 거동을 보였다. 부식전위를 비교해 보았을 때 Ti-Ag합금의 부식전위도 순수 티타늄과 유사한 부식전위 값을 가지고 있으며, 단면감소를 많이 시킨 봉상 시편 Ti-2.0Ag(직경 3.8 mm)와 Ti-3.5Ag(직경 3.5 mm)에서 더 높은 부식 전위 값을 나타내었다.

2. 정전위 실험 결과(Fig. 9)

구강 내에서 비교적 높은 산화전위인 250 mV(SCE)에서 행한 판형 Ti-Ag합금의 정전위는 Ti-1.0Ag 합금을 제외하고 $2 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 이하의 뚜렷한 전류밀도의 감소를 보였으며, 시간이 지남에 따라 전류밀도가 감소하는 경향을 나타내었다. 이는 이들 합금들이 안정한 부동태 피막을 빠르게 형성하였음을 나타낸다. Ti-3.0Ag 합금이 가장 낮은 전류밀도와 안정된 거동을 보였고, Ti-2.0Ag 합금은 시간이 지남에 따라 전류밀도가 약간 증가하였으며 대부분의 Ti-Ag합금들은 인공 타액 내 침적 시 전류밀도의 뚜렷한 감소를 보였다.



a. plate shape specimen



b. rod shape specimen

Fig. 8. Potentiodynamic polarization curves of Ti-Ag alloys in artificial saliva at 37°C (a. plate shape specimen and b. rod shape specimen)

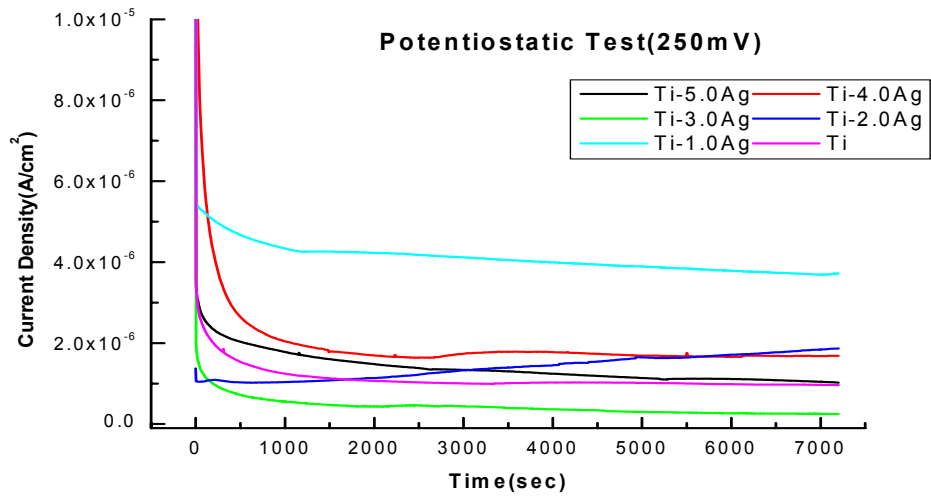


Fig. 9. Current densities of Ti-Ag alloys at 250 mV (SCE) in artificial saliva at 37°C (plate shape specimen)

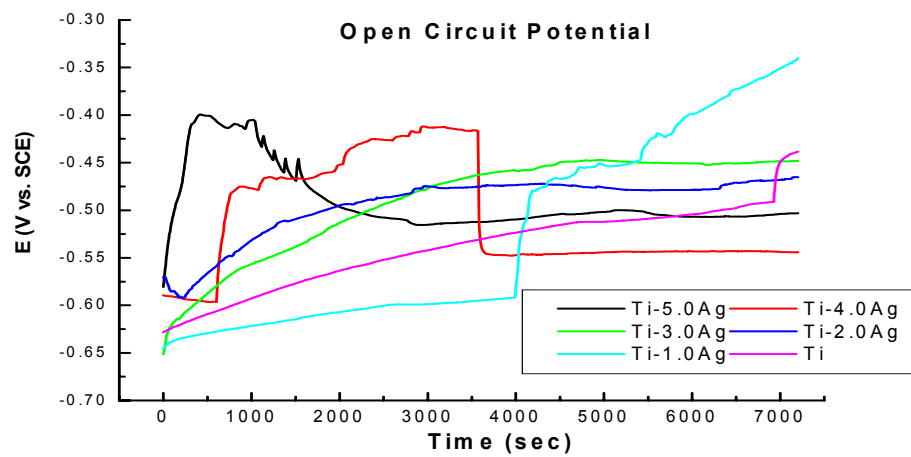


Fig. 10. Open circuit potentials of Ti-Ag alloys in artificial saliva at 37°C (plate shape specimen)

3. 개방전위 실험 결과(Fig. 10)

관형 Ti-Ag합금의 개방 전위는 Ti-1.0Ag 합금을 제외한 나머지 다른 합금은 순수 티타늄에 비해 상대적으로 높은 개방전위를 보였으며, Ti-4.0Ag, Ti-5.0Ag 합금은 시간이 지남에 따라 개방전위의 감소가 크게 나타났다. Ti-Ag합금은 개방 전위 값의 변화가 컸고, 그 값은 대체적으로 $-550\text{ mV} \sim -400\text{ mV(SCE)}$ 정도 범위의 개방전위 분포를 보였다.

4. 불소 이온의 영향 실험 결과(Fig. 11-12)

불소 이온의 영향에 대한 동전위를 살펴보면 NaF 첨가량이 증가함에 따라 즉, 인공타액 내의 불소이온 농도가 증가함에 따라 부동태 전류밀도가 증가하는 경향을 나타냈으며, 인공타액에 NaF를 1% 첨가한 경우 약 $20\ \mu\text{A}/\text{cm}^2$ (at 250 mV)의 전류밀도 값을 나타냈다. 티타늄에 비해 Ti-Ag합금은 NaF 첨가시 전류밀도가 낮게 나타났다. 개방전위는 NaF를 첨가했을 때 순수 티타늄 및 Ti-Ag합금의 개방전위가 감소하는 경향을 보였고, 1% NaF를 첨가했을 때 그 감소량이 다소 컸다. 그리고 Ag 함량이 증가함에 따라 개방전위가 증가하였음을 보여주고 있다.

5. 이온용출 특성 실험 결과(Fig. 13)

티타늄과 Ti-Ag합금의 조성별로 3개의 판상 시편에 대한 이온용출은 대부분의 시편에서 1주 침적 후보다 4주 침적 후 실험한 이온의 용출량이 증가하였고, Ti-4.0Ag 합금에서 다른 합금에 비해 상대적으로 용출량이 많이 증가했으나 그 증가량은 약 1 ppb였다.

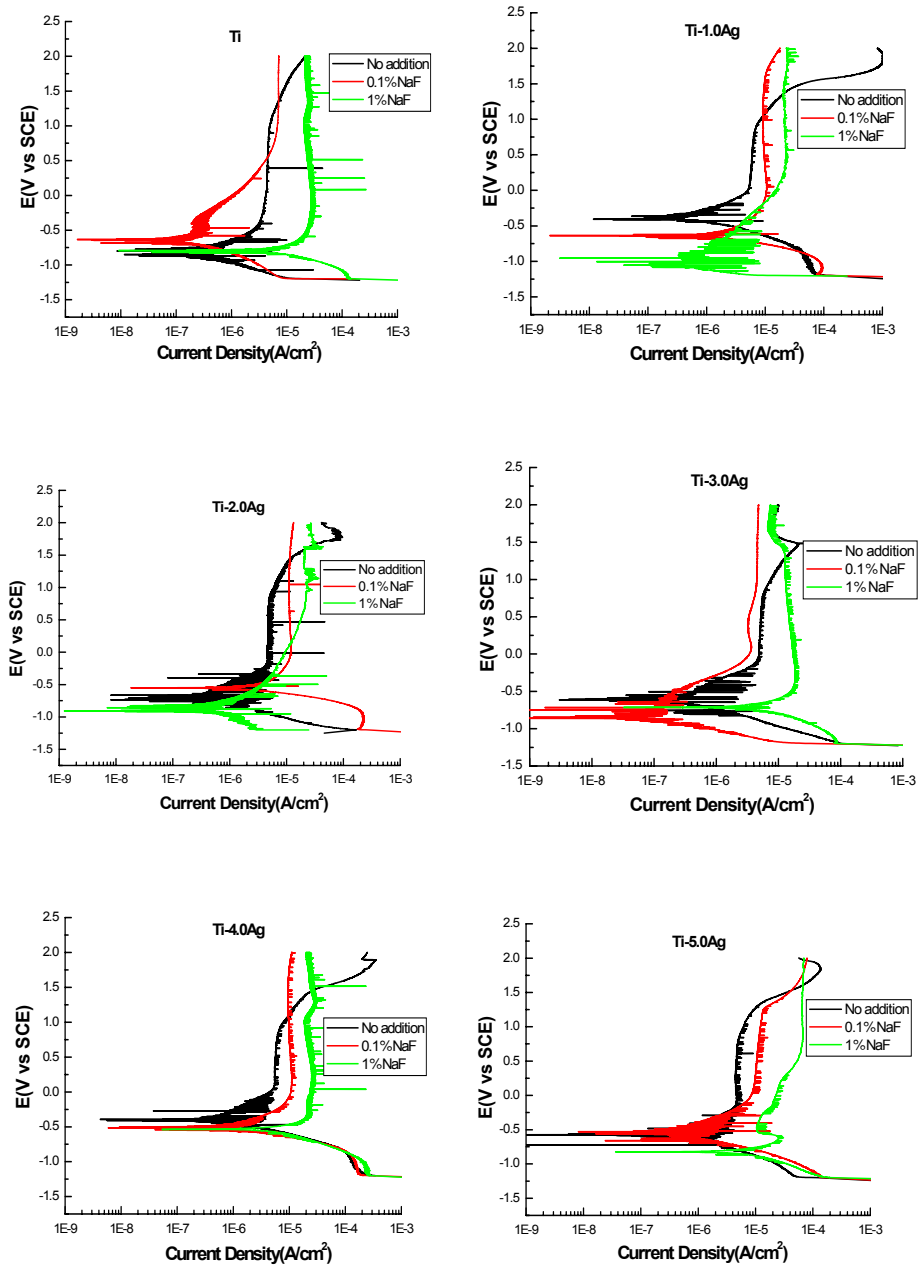


Fig. 11. Potentiodynamic polarization curves of Ti-Ag alloys when NaF was added to artificial saliva at 37°C (plate shape specimen)

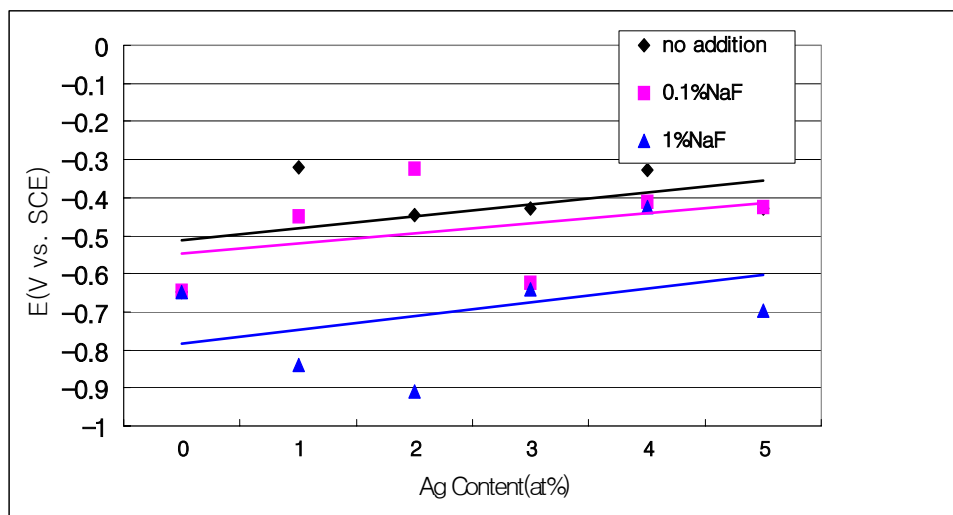


Fig. 12. Open circuit potentials of Ti-Ag alloys when NaF was added to artificial saliva at 37°C (plate shape specimen)

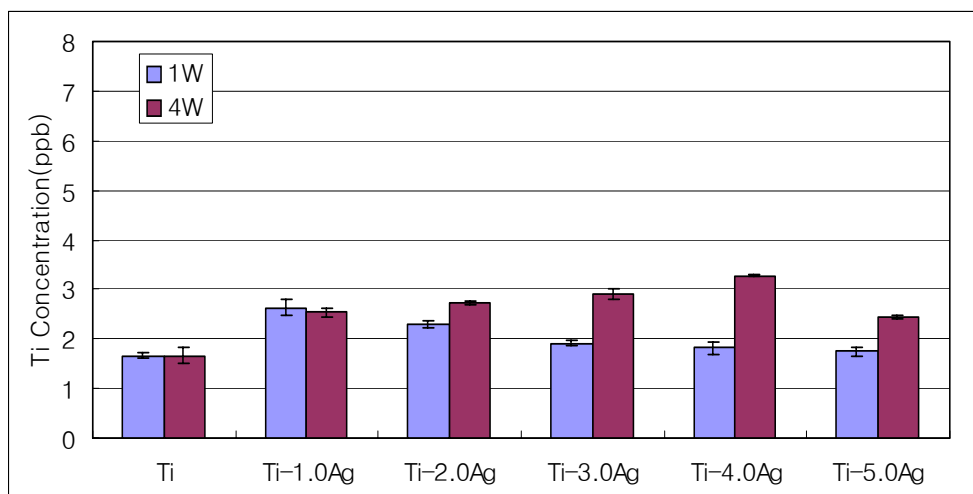


Fig. 13. Ti ion release concentration after immersion for 1 week and 4 weeks at artificial saliva at 37°C (plate shape specimen)

6. 세포독성 실험 결과(Table 4)

Ti-Ag합금의 세포독성 실험에 사용된 합금의 세포독성은 none 또는 mild로 나타났고, 양성 대조군으로 사용된 구리합금의 경우는 moderate로 나타났으며, 음성 대조군으로 사용된 glass는 none으로 나타났다.

Table 4. Cytotoxicity of Ti-Ag alloys evaluated by agar overlay test(plate shape specimen)

Sample	Zone Index	Lysis Index	Response Index	Cytotoxicity
Ti	0~0	0~0	0/0	none(-)
Ti-1.0Ag	0~0	0~0	0/0	none(-)
Ti-2.0Ag	0~0	0~1	0/1	mild
Ti-3.0Ag	0~1	1~2	1/2	mild(+)
Ti-4.0Ag	1~1	1~2	1/2	mild(+)
Ti-5.0Ag	1~1	1~2	1/2	mild(+)
Positive(NPG)	2~4	4~4	2/4	moderate(++)
Negative(glass)	0~0	0~0	0/0	none(-)

7. 동물 실험 결과(Fig. 14)

Ti-Ag합금의 동물 실험 기간중 실험 동물의 무게 변동을 보면 모든 동물의 무게가 일정하게 증가하였으며 실험 기간 중 독성에 대한 어떠한 임상적 징후도 나타나지 않았고, 또한 무게 감량 및 부작용도 나타나지 않았다.

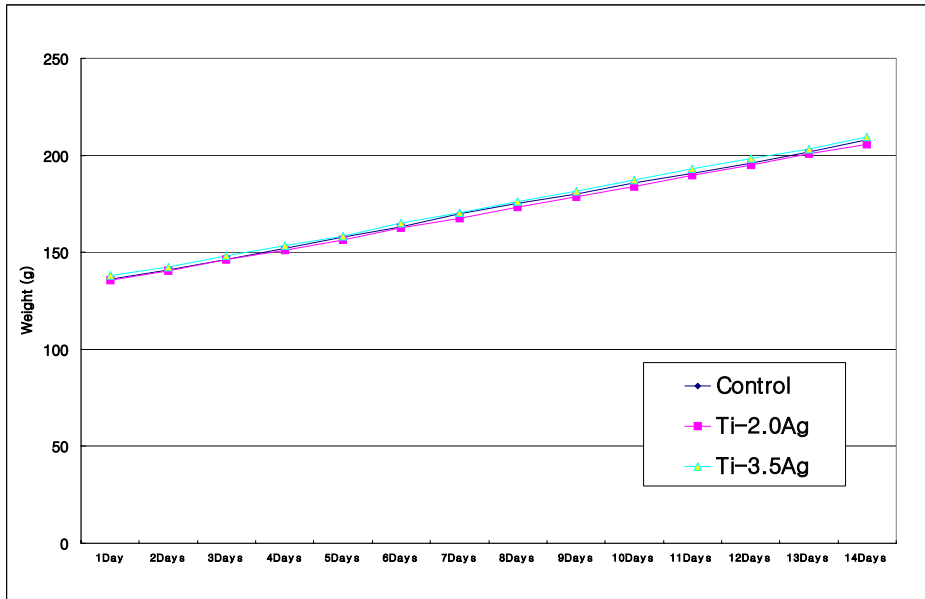


Fig. 14. Weight changes of experimental rats at in vivo test for acute systematic toxicity(rod shape specimen)

IV. 총괄 및 고찰

교정 치료에 있어 적절한 치아이동을 위해서는 고정원의 조절이 임상적으로나 치료 역학적으로 무엇보다 중요하다. 원하지 않는 치아이동을 일으키지 않으며 환자의 협조도에 의존하지도 않고, 기저골 자체에 영향을 줄 수 있는 고정원을 찾는 연구들이 시도되었으며 그 중 하나가 골내에서 고정원을 찾는 시도였다. 골내에 금속 물질을 심어 고정원으로 쓰고자 하는 발상은 골절 정복 수술 시 사용하는 screw나 plate, pin 등에서 시작되었다.

Gainsforth와 Higley(1945)는 당시로서는 가장 생체 적합성이 우수한 외과용

vitallium screw를 개의 악골 내에 심어서 이들 스크류에 교정력을 적용시키는 실험을 했다. 이 실험에서 모든 스크류는 16일에서 31일 사이에 탈락되었다. 이 실험은 vitallium screw의 골내 고정원으로서의 유용성을 입증하지 못하였으나, 골내 고정원 사용에 대한 가능성을 제시하였다.

1980년대 이후 골유착성 골내 임플란트의 급속한 발전과 함께 교정학 분야에서도 보철용 임플란트를 골내 고정원으로 사용하려는 시도들이 진행되었다. Turley 등(1988), Linder-Aronson 등(1990), Roberts 등(1994), Ödman 등(1994), Southard 등(1995)등 많은 교정의들이 동물실험 및 임상 증례를 통해 고정원으로서의 임플란트의 유용성을 입증하였다. Roberts 등(1994)은 임상 증례에서 임플란트를 고정원으로 이용하여 임플란트의 이동 없이 구강 내에서 저항이 가장 강한 하악 대구치의 전방이동도 충분히 일으킬 수 있었다. Haanaes 등(1991)은 two-stage titanium implant를 식립 후 250 gm의 교정력을 가하여 식립된 implant의 안정성을 확인하였고, Gray 등(1983)은 Bioglass implant와 vitallium implant를 식립한 다음 60 gm, 120 gm, 180 gm의 힘을 가한 후 교정치료의 고정원으로서의 안정성을 확인하였다. 그러나 임플란트 고정원은 나름대로의 한계와 결함을 가지고 있었다. 임플란트 고정원은 초기 치유기간 동안 부하를 가하지 않아야 하며, 시술비가 비싸다. 또한 교정치료 후 보철 수복에 그 임플란트를 사용할 수 없는 경우 비싼 가격의 고정원은 환자에게 경제적 부담이 된다. 임플란트의 형태 때문에 사용 부위가 매우 제한적인 것 또한 교정의로 하여금 임플란트 고정원의 사용을 주저하게 하는 요인이 된다.

시술과정이 복잡하고 긴 치유 기간을 기다려야 하는 임플란트 고정원의 단점을 지적하면서 Melsen 등(1998)은 구치부가 심하게 파괴된 환자의 전치부 후방이동 및 함입을 위해 zygoma wire를 골내 저항원으로 사용한 임상 증례를 발표하였다. 이 임상 증례에 의하면 zygoma wire는 사용부위가 매우 제한적이기는 하나 시술이 간단하고 장치 설치 즉시 교정력을 가할 수 있으며, wire에 의해 일어나는 협골 내에서의 국소적인 골개조는 그 속도가 느려 wire들은 교정에 필요한 기간인 3-6 개월은 충분히 협골 내에 잔존해 있었다.

또 다른 형태로 Umemori 등(1999), Diamaruya 등(2001), 문(2002)등은 티타늄

miniplate를 고정원으로 이용한 증례를 보고하였다. Diamaruya 등(2001)은 특별히 제작된 티타늄 miniplate를 사용하였으나, 구강외과에서 골절환자의 치료에 통상적으로 사용하는 티타늄 miniplate는 다양한 형태 및 크기로 제작되어 있고 변형이 쉬우므로 교정치료를 위하여 특별히 제작된 miniplate가 아니어도 거의 모든 부위에 설치가 가능하며, 구강외과로 노출된 hole을 이용하여 힘의 방향을 조절하기 용이하다는 장점을 지닌다. 그러나 수술이 복잡하므로 교정의가 시술하기는 어려우며 장치 제거 및 탈락 시 재수술을 해야 하므로 환자의 거부감이 크고, miniplate의 일부가 구강내로 노출되므로 감염의 기회가 많다는 단점이 있다.

최근 시술이 간단하고 장치 설치 후 즉시 교정력을 가할 수 있는 골내 고정원인 티타늄 미니스크류가 Creekmore와 Eklund(1983), Kanomi(1997), Costa 등(1998), 오 등(1998), 박(1999), 이와 정(2001)등의 임상 증례들을 통해 제안되었다. Kanomi(1997)가 지름 1.2 mm, 길이 6 mm인 티타늄 미니스크류를 사용한 임상 예를 보고하였고, Costa 등(1998)은 지름 2.0 mm, 길이 9 mm의 티타늄 미니스크류를 사용하여 골유착을 위한 기간을 두지 않고 식립 직후 교정력을 가하여도 안정성이 있다고 하였다. 국내에서도 박(1999)이 티타늄 미니스크류를 사용한 임상 예를 발표하였고, 윤 등(2001)은 티타늄 미니스크류가 상악에서는 6 mm이상, 하악에서는 4 mm이상이 골 내에 식립될 때 200 gm의 교정력을 즉시 가하여도 안정성이 있다고 하였으며, 이러한 안정성은 초기 교정력에 의한 것이라고 하였다. 임플란트의 초기 교정력은 Meredith(1998)에 의하면 골과 임플란트 재질과의 접촉량과 골과 임플란트 사이에 발생하는 압축력에 의하여 결정되는데 미니스크류에서도 접촉량과 압축력을 높이는 것이 필요하다. Self-tapping 미니스크류가 nonself-tapping 미니스크류보다 더 강한 유지력을 지니고 있기 때문에 self-tapping 미니스크류를 사용하는 것이 접촉량과 압축력을 높이는 방법으로 간주되고 있다(Phillips와 Rahn, 1989).

티타늄 미니스크류 고정원의 장점은 임플란트에 비해 식립 및 제거가 쉽고 구강내 여러 부위에 적용이 가능하며, 환자가 느끼는 불편감이나 비용 부담이 적고 식립 즉시 교정력을 가할 수 있다. 또한, 제거 후에 치유가 빠르게 진행되고 교정 치료 계획을 단순화시켜 치료기간을 단축시킬 수 있다. 그리고 miniscrew의 사용

은 압하나 구치의 원심이동과 같이 통상적인 방법으로 얻기 어려운 치아의 이동을 환자의 협조 없이 쉽게 얻을 수 있는 장점이 있다. 반면 감염의 가능성, 기계적 이완(mechanical loosening), 치근이나 신경의 손상, 연조직 자극, 회전력에 의한 단점도 있으나, 시술시 주의를 기울인다면 부작용의 위험 없이 훌륭한 고정원으로 사용될 수 있다. 이러한 miniscrew는 보철 영역의 implant와 달리 기계적인 결합으로 유지가 되므로 초기 고정의 실패에 기인한 높은 탈락율을 보이는데(김과 최, 2001), 이러한 실패를 줄이기 위하여 miniscrew의 형태에 관한 연구와 골유착이 가능한 교정용 miniscrew에 대한 연구가 지속적으로 수행되어야 할 것이다(You 등, 1994).

최근의 여러 연구에 의하면 보철용 임플란트의 성공은 임플란트 표면의 화학적 성분뿐만 아니라 미세구조의 영향도 받는다고 한다. Carlsson 등(1988)은 표면이 거칠게 처리된 titanium 임플란트와 매끈하게 처리된 임플란트를 비교 시 식립 6주 후 거친 면을 가진 임플란트에서 더 높은 removal torque가 측정되었다고 하였다. Bränemark(1983)은 titanium의 생체적합성을 알아보기 위한 동물 실험에서 titanium 임플란트에 일단 골유착이 일어나면 50-100 kg의 인장력에도 저항하며 교합력 하에서도 수년간 강한 결합을 유지할 수 있다고 하였다. Albrektsson와 Sennerby(1990)는 동물 실험에서 titanium 임플란트와 골조직 사이에 골유착이 일어난 수년 후 임플란트를 제거하는 실험을 하였는데, 이 경우 임플란트와 골조직의 계면이 아닌 기저골에서 파절이 일어나거나 매식체 자체가 파절되었다고 하였다.

이러한 강도의 골유착은 장기적인 안정성을 요하는 보철용 매식체를 위한 것으로 만약 교정용 miniscrew에 이런 골유착이 일어난다면 임플란트 제거 시 치조골에 손상을 줄 수 있고, 치주조직에 치명적인 손상을 줄 수도 있다. 따라서 교정용 miniscrew의 골내 고정원으로서의 유용성을 밝히기 위해서는 교정용 고정원으로서 필요한 최소한의 골유착 정도를 알아보기 위한 연구와 miniscrew 제거 후 miniscrew 주위의 손상된 골 조직의 치유에 대한 장기적인 연구가 더 진행되어야 하며, 골유착에 큰 영향을 미치는 시간적 요소와 힘의 다양성에 대한 연구도 진행되어야 한다.

현재 많이 사용되는 self-tapping miniscrew는 조직 친화성이 뛰어난 티타늄 또는 티타늄 합금으로 제작되고 있는데 치근 사이에 식립할 때는 직경이 작으면서도 길이가 충분한 것이 유리하다. 이런 경우에는 screw head 부위의 마모나 일그러짐을 막기 위해 충분한 강도를 필요로 하는 등 특수한 성질이 추가로 요구된다.

치조골에 miniscrew를 식립한 후 치은 조직과 screw head가 너무 가깝거나, 주변 조직의 과증식으로 screw head가 치은조직에 파묻히는 일이 종종 일어나는데, 이런 경우 교정 치료를 위해 탄성재를 사용하고자 할 때 커다란 장애가 된다. 또한 miniscrew가 loosening되어 제거해야 할 때 head가 마모되거나 파절되는 경우에는 외과적으로 제거해야 하는 등 해결해야 할 몇 가지 문제점이 제기되고 있다. 특히 교정학 분야에서의 효과적인 사용을 위해 screw head 부위에 특정한 디자인을 적용하고자 할 경우에는 티타늄의 강도와 성형성(주조성)이 떨어지는 단점이 주된 장애 요소로 작용한다.

티타늄 및 티타늄 합금은 타 금속이나 합금에 비해 비중과 탄성률이 작고 비강도(specific strength)가 높다. 우수한 내식성은 티타늄이 공기 중의 산소와 결합하여 표면에 치밀한 부동태막을 형성하기 때문이다. 세포조직에 대한 독성과 알레르기 반응도 없으며 골과의 친화성도 매우 우수하다. 또한 티타늄과 그 합금은 부식이 잘 안되고 생체와의 친화성도 좋아 인체 내에서 체액과의 반응에 의한 이온 용출의 가능성이 낮은 것으로 보고되고 있다.

생체재료로 초기에는 순수한 티타늄이 사용되었으나 강도 문제로 보다 고강도인 Ti-6Al-4V를 사용하게 되었다. Ti-6Al-4V의 내식성은 거의 순수한 티타늄 정도이고 기계적 강도 특히 피로 강도가 순수 티타늄에 비해서 개량되었다. 그러나 Ti-6Al-4V는 비틀림 등의 변형 응력에 대한 강도가 낮고 성형 가공성이 떨어지며 용해 및 주조가 어렵다는 단점이 있다. 또 인체 내에서 장기간 사용 시 부식 마모가 심하게 일어나고, 표면에 치밀한 보호성 피막을 재생성하기 전까지 금속의 용출이 급격히 일어나며 조직의 변색 가능성이 있다(Ducheyne 등, 1984). 이런 이유로 티타늄 및 티타늄 합금은 골의 고정에는 부적합하고, 내마모성이 작아서 인공관절과 같이 마찰이 있는 부위에는 이용할 수 없으며, 대퇴부와 같은 마모현상이

일어나는 지역에는 사용을 제한하고 있다. 또한 순수 티타늄은 수소 취성, 진동 취약성이 있으며, 용접성 및 가공성과 제조상 난점 등의 결점이 있다. 그러므로 기존의 티타늄과 그 합금이 갖는 단점을 보완할 수 있고, 생체적합성, 가공성, 용접성 등이 개선된 재료의 개발이 필요하다고 할 수 있다.

순수 티타늄과 그 합금의 경우 용해 및 주조가 곤란하여 제조 기술을 보유하기가 어렵다. 그 이유는 순수 티타늄이 대기중의 산소와의 반응에 의하여 쉽게 산화되고, 티타늄의 점도가 높아 주조성이 낮으므로 복잡한 형상을 제조하기 어렵다. 가공 또한 높은 인성(toughness)에 의해 어려운 실정이다. 국내에서 티타늄의 제조 및 가공에 관한 많은 연구가 이루어지고 있지만 실제로 제품으로 생산된 것은 거의 없는 실정이다.

또한 순수 티타늄과 그 합금에 불순물 및 합금원소를 첨가할 경우 순수 티타늄에 비해 내식성의 저하가 이루어지면서 기계적 특성의 향상이 있는 것이 보편적이다. 티타늄 합금 원소 중 순수 티타늄에 첨가되어 내식성을 향상시킬 수 있는 원소는 Pt와 Au로 알려져 있고, 나머지 합금 원소는 내식성이 저하되는 것으로 보고되고 있다(Boyer 등, 1990). 이처럼 기계적 특성과 내식성과는 서로 상반된 결과를 초래하는 것이 일반적이다. 그러므로 본 연구는 기계적 특성의 개선과 내식성의 향상을 동시에 이룰 수 있는 티타늄 합금의 개발을 목표로 티타늄 합금에 은(Ag)을 첨가하여 Ti-Ag합금을 제조하였다.

은(Ag)은 젖음성(wettability)과 내식성이 우수하고 연성이 뛰어나 납착과 용접을 용이하게 하며, 가공성(machinability)을 향상시키고 진동부식(fretting corrosion)이나 부식마모(corrosion wear)에 대한 저항성을 개선시키는 효과가 있다. Ti-Ag합금에 대해 제시된 상태도 상에는 많은 점선으로 그려져 있고, 이것은 아직까지 정확한 상태도가 결정되지 않았음을 의미한다(Massalski, 1986).

본 연구에서는 아크 용해로 및 진공 유도로를 이용하여 Ti-Ag합금을 제조하였고, 이들의 용해 과정이 적합한 가를 알아보기 위해 조성 검사를 시행하였다. 그 결과 99.9%의 높은 순도를 보인 것으로 나타났다. 탄소, 황, 산소, 질소의 함량이 미소한 것으로 보아 아크 용해 및 균질화 열처리, 열간 압연, 용체화 열처리의 합금 제조 과정에서 불순물 유입은 크지 않았음을 알 수 있다. 티타늄 합금에 불순

물의 혼입은 합금의 강도를 증가시키지만 내식성을 크게 감소시키는 결과를 가져온다. 하지만 본 연구에서 제조된 합금에 대해 불순물로 혼입된 산소의 최대 함량이 0.06%로서 산화가 심하게 발생되지 않았던 것으로 생각된다. 이는 여러 가지의 제조 과정을 거쳤지만 대부분의 과정이 진공 상태에서 수행되었기 때문으로 생각된다(Table 2 참조).

그리고 은과 티타늄의 경우 용점 및 비점의 차이가 상당히 큰 원소들로서 은의 손실이 클 것으로 생각되었지만 Ti-Ag의 합금 용해시 은의 손실이 적었던 것으로 나타났다. 이 또한 불순물의 혼입과 더불어 중요한 요소라고 할 수 있다.

Ti-Ag합금의 기계적인 특성을 조사하기 위해 미세 경도 실험 및 3점 굽힘 실험을 행하였다. 판상 시편의 경도 측정 결과에서 은의 첨가에 따른 경도의 증가는 은이 첨가됨에 따른 은 원소의 고용강화 효과와 $\alpha \rightarrow \beta$ 티타늄으로의 상 전이에 의한 영향으로 생각된다. 봉상 시편의 경우 직경에 따른 경도 값의 차이가 크지 않은 것으로 보아 인발이나 단면감소에 따른 영향은 크지 않음을 알 수 있었다. 봉상 시편의 3점 굽힘 실험결과 Ti-3.5Ag합금이 Ti-2.0Ag합금 보다 높은 항복강도를 나타냈다. 이 결과는 미세 경도 측정 결과와 마찬가지로 은 첨가에 따라 항복 강도가 증가함을 보여주고, 이 또한 은 원소의 고용강화 효과에 의한 영향이라 생각된다(Fig. 6, 7 참조). 또한 탄성 계수를 계산하였는데 Ti-Ag합금의 탄성 계수가 순수 티타늄 보다 낮은 탄성 계수를 나타냈고, 이는 Ti-2.0Ag합금과 Ti-3.5Ag합금이 순수 티타늄 보다 골과 유사한 탄성계수 값을 갖는다는 것을 의미한다(Table 3 참조).

생체 재료는 직접 또는 간접적으로 인체와 접촉되므로 이들을 평가할 때 무엇보다도 요구되는 성질은 우수한 생체 적합성이다. 특히 교정 장치의 경우 구강 내에서 장기간 타액에 노출되어 부식이 일어나게 되면 표면 성질이 변하고 강도가 저하되며, 금속 이온의 유리를 야기하여 전신 건강, 구강내의 점막, 면역체계에 영향을 미치게 되어 부작용이 나타날 수 있으므로 생체 금속 재료의 생체 적합성은 내식성과 깊은 연관성이 있다. 즉 교정용 장치를 제작한 합금에서 이온이 유리되는 것을 막기 위해서는 내식성이 우수한 재료를 선택하여야 한다. 부식은 금속의 기본 성질을 변화시키는 전기 화학적 과정으로 금속 이온의 손실이나 표면, 특히

oxide film이나 sulfide film의 점차적인 용해로 인해 발생한다. 또한 부동태 피막 (passivate layer)의 손상에 의해 부식이 가속화되는데, 제조 공정과 열처리 과정, 금속의 마모, 주변 환경 등의 영향을 크게 받으므로 동일한 조성을 가진 금속이라도 타액 내에서의 부식 양상이 다를 수 있다.

Maijer와 Smith(1982)는 교정 장치로부터의 금속 이온 유리에 영향을 미칠 수 있는 인자들로 재료의 내식성, 금속의 납착이나 용접, 이형 금속에 의한 galvanic corrosion, 치태 내 미생물 대사에 의한 상호 작용, 장치의 표면적, 표면 연마정도 등을 고려할 수 있다고 보고하였으며, 다양한 물리적, 화학적 환경에서 금속 유리량의 측정에 관한 여러 연구 결과들이 있다.

교정 장치에서 특히 고려해야 할 것은 장착 기간 중의 초기 유리량과 장기적 유리량, 그리고 그 영향의 평가이며, 비록 적은 양만이 유리된다해도 지속적인 접촉으로 과민반응이 나타날 수 있고(Dunlap 등, 1989), 수 년 후에 증상이 발현될 수 있으므로 이에 대한 장기적 연구가 필요하다(Rickles, 1972). 교정 장치의 대략적인 장착 기간은 브라켓과 밴드의 경우는 약 1-2 년, 교정용 선재의 경우는 약 2-6 개월, miniscrew의 경우는 3-12 개월 정도라고 생각된다.

본 연구에서 Ti-Ag합금의 내식성을 평가하기 위해 동전위 실험을 시행하였다. 동전위 실험결과 판상 시편과 봉상 시편 모두 안정한 부동태 영역을 가지며 높은 내식성을 가짐을 알 수 있었고 순수 티타늄 보다 낮은 부동태 전류밀도를 가졌다. 이는 티타늄보다 높은 기전력을 가진 은이 인공 타액 내에서 티타늄의 우선적인 용해를 촉진시켜 Ti-Ag합금의 표면에 안정하고 두꺼운 TiO_2 산화막 형성을 촉진시키기 때문인 것으로 생각된다. 정전위 실험 결과 Ti-Ag합금들은 인공 타액 내 침적시 전류밀도의 뚜렷한 감소를 보였고, 이는 합금표면에 안정한 부동태 피막을 빠르게 형성하였음을 나타낸다. 또한 낮은 전류밀도가 안정적으로 유지되었다. 이러한 인공타액 내에서의 Ti-Ag합금의 전기화학적 거동을 통해 볼 때 Ti-Ag합금은 인공 타액 내에서 형성된 부동태 피막이 안정하게 유지되며, 따라서 낮은 이온 용해를 갖는 것으로 생각된다. Ti-4.0Ag, Ti-5.0Ag 합금에서 개방전위 값의 급격한 감소는 합금이 불균질하거나 부분적인 석출물의 영향일 것으로 생각된다(Fig. 8-10 참조).

구강 내의 불소이온의 농도는 치과용 금속재료의 내식성에 큰 영향을 미친다. 불소이온이 구강 내에 존재할 때 치과용 금속재료의 부식을 초래하며, 특히 티타늄의 부식저항성을 약화시킨다. 현재 상용화되어 있는 충치 예방용 치약이나 구강 청결제에는 불소이온이 0.1%에서 1%까지 함유되어 있으며 bonding agent, 치아수복용 재료 등에도 치아우식 방지를 위해 불소가 함유되어 있다. Ti-Ag합금의 부식 특성 및 피막 특성에 대한 불소이온의 영향에 대해 알아보기 위해 NaF를 각각 0.1%, 1% 첨가시킨 인공타액 내에서의 동전위 실험을 하였다. 동전위 실험 결과 불소이온 농도가 증가함에 따라 부동태 전류밀도가 증가하는 경향을 나타냈으며, 공식은 발생되지 않았고 개방전위는 감소하였다. 순수 티타늄과 비교하여 Ti-Ag합금은 안정적인 개방전위와 부동태 전류 밀도 값으로 보아 불소이온의 공격에 대해 높은 저항성을 가진 것으로 생각된다. 동전위 실험 결과에서 Ti-Ag합금은 높은 전위에서도 부동태 영역을 유지하며 안정한 부동태 피막을 형성하였는데 이는 은 원소의 immune 전위 이상에서 존재하게 되는 은 이온들이 용액내에 존재하는 불소이온과 AgF 또는 AgF_2 화합물을 형성함으로써 불소이온이 티타늄에 미치는 영향을 막는 역할을 하였기 때문이라고 생각된다(Fig. 11, 12 참조).

이온 용출량을 측정한 결과 모든 합금의 티타늄 이온의 용출량이 5 ppb 미만의 값을 나타냈으며, 이 정도의 용출량은 기기의 분석한도 이하의 값에 불과하므로 용출량의 절대값은 큰 의미가 없다고 생각된다. 이와 같이 극소량의 용출량을 보인 것으로 보아 티타늄 이온이 인공타액 내에서 분해되어 나오지 않고 티타늄 합금의 표면에 산화막이 안정적으로 두껍게 존재하므로 Ti-Ag합금을 구강 내에 적용 시 금속이온의 용출에 의한 독성 및 부작용은 나타나지 않을 것으로 생각된다(Fig. 13 참조).

매식체의 주위 조직과 국부적 또는 전체적인 반응으로 인한 부작용을 고려하는데 있어서 생체 재료의 세포 반응에 대한 연구는 재료의 생물학적 적합성 평가에 있어서 가장 중요하고 기본적인 과정이다. 현재 사용되고 있는 금속 생체 재료들은 표면 특성, 특히 부동태 피막층이 인체 내에서 비교적 불활성하나 그 정도는 다른 재료들보다 소량의 금속 이온들의 느린 유출을 의미하며(Brown, 1988), 특히 니켈 이온의 용출에 의한 알러지 반응은 많은 연구가 시행되어 왔고 현재에도 논

란이 계속되고 있는 실정이다. 생체 재료의 생체 적합성을 평가하는 방법에는 세포 형태학적 검사, 알러지 반응을 주로 조사하기 위한 과립구의 화학적 활성 검사, 동물이나 인체에 대한 생체 실험과 이들 실험을 위하여 체외에서 단기간에 screening하기 위해 생체 재료와 조직간의 접합부를 관찰하는 Interference Reflection Microscopy(IRM, Verschuern, 1985), Tandem Scanning Reflected Light Microscopy(TSM, Paddock, 1989)등 여러 가지가 있는데, 이중 세포 배양법은 실험 조건의 조절이 가능하며 비교적 정확한 결과를 얻을 수 있고, 배양세포가 면역 기전이나 신경 호르몬, 염증 반응 등의 영향을 받지 않으므로 순수한 반응만을 기록할 수 있는 장점이 있다. 또한 배양된 세포는 환경에 민감하게 적응하며 단 시간 내에 높은 세포분열을 통해 지속적인 공급이 가능하다는 특성을 가진다(Putters 등, 1992). 본 연구에서는 쥐의 섬유세포인 L- 929 cell을 사용하여 agar overlay test를 시행하여 세포독성을 평가하였다. Ti-Ag합금의 세포독성 검사 결과 독성치가 none 또는 mild 값을 나타냈고, 이 결과는 순수 티타늄과 유사하게 우수한 세포독성을 가지는 것으로 나타났다(Table 4 참조).

그리고 Ti-Ag합금의 단기간의 전신독성을 관찰하기 위한 동물 실험이 수행되었다. 실험군에는 봉상 시편의 용출물을, 대조군에는 생리식염수를 각각 첫 1 주일 동안 매일 모든 실험군 및 대조군에 경구투여하였다. 그 후 다음 1 주일동안은 경구투여 없이 방치한 후 각각의 동물에 대하여 독성에 대한 임상적 징후가 관찰되는지 확인하고 매일 모든 동물의 무게를 측정하였다. 그 결과 모든 동물에게서 실험 기간 중 독성에 대한 어떠한 임상적 징후도 나타나지 않았고, 무게 감량 및 부작용도 나타나지 않았다. 이 결과로부터 Ti-Ag합금이 동물의 대사에 큰 영향을 미치지 않으며 독성이 없는 우수한 생체적합성을 가지는 것으로 보여진다(Fig. 14 참조).

결론적으로 티타늄에 대한 은의 첨가로 개발된 Ti-Ag합금은 α (HCP structure)+ β (BCC structure)형 합금 구조를 갖는다. 티타늄에 은을 첨가한 결과 강도가 증가되었으며 내식성이 향상되었다. Ti-Ag합금은 세포독성이 없으며 생체에 적합한 것으로 나타났다. 또한 합금의 강도를 증가시키면서 내식성의 손상이 없는 합금의 개발이 Ti-Ag 이원계 합금에서 이루어질 수 있었다. 이러한 특성을

갖는 합금은 기존의 순수 티타늄 또는 그 합금의 문제점을 해결할 수 있을 것으로 생각된다. 즉 보철용 임플란트의 경우 낮은 항복강도 및 내마모성을 개선할 수 있고, screw 및 miniplate 등의 마모 및 진동 부식(fretting corrosion)에 대한 높은 저항성을 갖는 재료를 제작하는 데 적합할 수 있다. 그리고 고정용 miniscrew의 경우 시술 및 제거 시 헤드부의 마모를 최소화할 수 있고, 접합성이 개선된 고정용 선재(wire)로서도 충분히 사용이 가능할 것으로 생각된다.

향후 이 Ti-Ag 합금을 이용하여 임상에 직접 적용할 수 있는 골내 고정원장 치인 miniscrew 및 miniplate로 가공하여 물리적, 화학적, 기계적 특성을 다시 한번 파악해야 하고, miniscrew를 골내 식립 시 기계적인 결합으로 유지가 되므로 초기 고정을 위한 miniscrew의 형태에 관한 연구와 골유착의 가능성에 대한 연구도 지속적으로 수행되어야 할 것이다. 또한 보철용 임플란트, 인공 관절등 타분야로의 이용 가능성도 연구할 필요성이 있다.

V. 결 론

본 연구에서는 티타늄(Ti)에 은(Ag)을 첨가하여 물리적, 화학적, 기계적 특성을 파악하고 특히 전기 화학적 특성, 이온용출, 세포독성에 관한 실험을 수행하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 개발한 Ti-Ag합금의 성분 분석 결과 99.9%의 높은 순도를 보였고, 산소의 혼입은 0.06 wt%이하로 조절되었다.
2. Ti-Ag합금에서 은 함량이 증가함에 따라 미세 경도값은 티타늄에 비해 약 33% 증가하였다.
3. Ti-Ag합금의 동전위, 정전위 및 개방전위 측정결과 안정한 부동태 영역을

보였고 높은 내식성을 나타내었다.

4. 불소이온을 첨가한 인공타액 내에서 Ti-Ag합금은 순수 티타늄과 비교하여 안정적인 부동태영역과 개방전위 값을 나타내며 불소 이온에 대해 높은 저항성을 보였다.
5. Ti-Ag합금의 티타늄 이온 용출량 측정결과 5 ppb이하의 극소량의 티타늄만이 용출되어 Ti-Ag합금의 부동태 피막은 매우 안정적이었다.
6. Ti-Ag합금의 세포독성 검사와 동물실험 결과 독성이 나타나지 않았고, 티타늄과 유사한 생체적합성을 나타내었다.

이상의 결과로 강도를 증가시키면서 내식성의 손상이 없는 합금의 개발이 Ti-Ag 이원계 합금에서 이루어질 수 있었고, 특히 Ti-2.0Ag와 Ti-3.5Ag 합금이 가장 우수한 특성을 보였다. Ti-Ag 합금은 기존의 순수 티타늄 또는 그 합금의 문제점을 해결할 수 있을 것이다. 높은 미세 경도로 miniscrew의 시술 및 제거시 헤드부의 마모를 최소화할 수 있고, 티타늄보다 더 우수한 내식성과 유사한 생체적합성을 보유하고 있어 고정용 골내 고정원장치로서의 사용이 충분히 가능할 것이다.

참 고 문 헌

- 김영준, 최재훈: 구강내 고정원으로 이용한 Titanium miniscrew의 유지에 관한 조사. *대치협지* 39(8):684-687, 2001.
- 문철현: Skeletal Anchorage System의 임상적 적용과 실패. *대치협회지* 40(1):68-74, 2002.
- 박기호: 은(Ag) 첨가에 따른 교정용 Titanium 합금의 특성. 박사학위논문, 연세대학교 대학원, 서울, 2001.
- 박효상: Titanium microscrew implant를 이용한 skeletal cortical anchorage. *대치교정지* 29(6):699-706, 1999.
- 오문영, 정규립, 권용대, 류동목, 이백수: 구강내 고정원으로서의 Miniscrew 이용증례(I). *대치협회지* 38(1):18-21, 2000.
- 윤병수, 최병호, 이원유, 김경남, 심형보, 박진형: 성견에서 교정적 고정원으로서의 티타늄 미니스크류에 대한 연구. *대치교정지* 31(5):517-523, 2001.
- 이성자, 정규립: 교정력이 골유착성 티타늄 임플란트의 초기 고정에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. *대치교정지* 31(2):173-185, 2001.
- Albrektsson T, Sennerby L: Direct bone anchorage of dental implants: Clinical and experimental consideration of the concept of osseointegration. *Int J Prosthodont* 3:30-41, 1990.
- Boyer R, Welsch G, Collings EW: Materials properties handbook: Titanium alloys in ASM Handbook. ASM international, Ohio. pp.1035-1048, 1990.
- Brown SA: In vitro and in vivo metal ion release. *J Biomed Mater Res* 22:321, 1988.
- Bränemark PI: Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 50:399-410, 1983.
- Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B: Removal torques for polished and rough titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:21-24, 1988.

- Chesnutt JC, Rhodes CG, Williams JC: Titanium and titanium alloys. Donachie jr., M.J. Ed: ASM. Metals Park, Ohio. pp.100-139, 1982.
- Costa A, Raffaini M, Melsen B: Miniscrews as orthodontic anchorage: A preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 13:201-209, 1998.
- Craig RG: Restorative dental materials. 9th ed., Mosby, St. Louis. pp.428-435, 1993.
- Creekmore TD, Eklund MK: The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod* 17:266-269, 1983.
- Diamaruya T, Nagasaka H, Umemori M, Sugawara J, Mitani H: The influences of molar intrusion on the inferior alveolar neurovascular bundle and root using the skeletal anchorage system in dog. *Angle Orthod* 71:60-70, 2001.
- Ducheyne P, Willems G, Martens M, Helsen J: In vivo metal-ion release from porous titanium-fiber material. *J Biomed Mater Res* 18:293-308, 1984.
- Dunlap CL, Vincent SK, Baker BF: Allergic reaction to orthodontic wire. *J Am Dent Assoc* 118:449-450, 1989.
- Gainsforth BL, Higley LB: A study of orthodontic anchorage possibility in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg* 31:406-417, 1945.
- Gray JB, Steen ME, King GJ, Clark AE: Studies on the efficacy of implant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 83:311-317, 1983.
- Haanaes HR, Stenvik A, Beyer-Olsen ES, Tryti T, Faehn O: The efficacy of two-stage titanium implants as orthodontic anchorage in the preprosthodontic correction of third molars in adults- a report of three cases. *Eur J Orthod* 13:287-292, 1991.
- Kanomi R: Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod* 31:763-767, 1997.
- Linder-Aronson S, Nordenram A, Anneroth G: Titanium implant anchorage

- in orthodontic treatment: an experimental investigation in monkeys. *Europ J Orthod* 12:414-419, 1990.
- Lugowski SJ, Smith DC, McHugh AD, Loon JC: Release of metal ions from dental implant materials in vivo: Determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V and Ti in organ tissue. *J Biomed Mater Res* 25:1442-1458, 1991.
- Maijer R, Smith DC: Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod* 81:43-48, 1982.
- Massalski TV: Binary alloy phase diagrams. ASM Metals Park, Ohio. pp.74-78, 1986.
- Melsen B, Bosch C: Different approaches to anchorage: A survey and an evaluation. *Angle Orthod* 67:23-30, 1997.
- Melsen B, Petersen JK, Costa A: Zygoma ligature: An alternative form of maxillary anchorage. *J Clin Orthod* 32:154-159, 1998.
- Meredith N: Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 11:491-501, 1998.
- Niinomi M: Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Sci Eng A* 243:231-236, 1998.
- Ödman J, Lekholm U, Jemt T, Thilander B: Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adults patients. *Europ J Orthod* 16:187-201, 1994.
- Paddock SW: Tandem scanning reflected-light microscopy of cell substratum adhesion and stress fibers in Swiss 3T3 cells. *J Cell Sci* 89:107, 1989.
- Phillips JH, Rahn BA: Comparison of compression and torque measurement of self tapping and pretapped screws. *Plast. Reconstr. Surg.* 83:447-458, 1989.
- Putters JL, Kaulesar-Sukul DM, Bijma GR, Besseling PA: Comparative cell culture effects of shape memory metal [Nitinol], nickel and titanium. *A*

Biocompatibility Estimation 24:378-382, 1992.

Rickles NH: Allergy in surface lesions of the oral mucosa. *Oral Surg* 33:744-754, 1972.

Roberts WE, Nelson CL, Goodacre CJ: Rigid implants anchorage to close a mandibular first molar extraction site. *J Clin Orthod* 28:693-704, 1994.

Rostoker W, Galante JO: Materials for human implantation. *J Biomechanical Eng* 101:2-14, 1979.

Southard TE, Buckley MJ, Spivey JD, Krizan KE, Casco JS: Intrusion anchorage potential of teeth versus rigid endosseous implant: A clinical and radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 107:115-120, 1995.

Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J, Poon LC: Orthodontic force application to titanium endosseous implants. *Angle Orthod* 58:151-162, 1988.

Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H: Skeletal anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 115:166-174, 1999.

Verschuern H: Interference reflection microscopy in cell biology, Methodology and Applications. *J Cell Sci* 75:279, 1985.

Yolton CF, Froes FH, Malone RF: Alloy element effects in metastable titanium Alloys. *Metall Trans A* 10:132-134, 1979.

You ZH, Bell WH, Schneiderman D, Ashman RB: Biomechanical properties of small bone screw. *J Oral Maxillofac Surg* 52:1293-1302, 1994.

ABSTRACT

Properties of titanium-silver alloy for manufacture of orthodontic skeletal anchorage system

Jae-Young Woo

Department of Dentistry

The Graduate School, Yonsei University

(Directed by Prof. Chung-Ju Hwang, D.D.S., Ph.D.)

It was important to obtain desirable anchorage for successful result of orthodontic treatment. The orthodontic anchorage was the most necessary factor in anterior-posterior and vertical relationship of teeth, also in control of each movements of teeth. Orthodontic skeletal anchorage system such as miniscrew and miniplate had been developed for establishment of maximum anchorage without undesirable displacement of teeth and cooperations of the patient.

These miniscrew and miniplate were mostly made of pure titanium or titanium alloys. Titanium alloys had excellent corrosion resistance, none of cytotoxicity, free of allergy to oral tissue, and had low elastic modulus compared to other metal alloys. But they had been limited uses in the place which frictional force applied due to low wear resistance, and they had disadvantages of hydrogen embrittlement, low fretting resistance, and difficulties in manufacturing, welding and machining.

The purpose of this study was to develop titanium-silver alloys that was increased in biocompatibility, and improved poor machinability and welding by adding silver to pure titanium. Otherwise, after the evaluation of manufactural, physical, mechanical, and chemical property, and experiment about electrochemical property, ion release rate and cytotoxicity have had done to make miniscrew and miniplate with titanium-silver alloy that is used as a orthodontic skeletal anchorage system lately, we concluded as follows;

1. From the result of composition analysis of titanium-silver alloy, the purity of titanium-silver alloy exceeded 99.9% and the incorporation of oxygen was controlled at below 0.06 wt%.
2. The hardness value tended to rise with increased silver content and the increase of the hardness value versus pure titanium was about 33% in titanium-silver alloy.
3. Titanium-silver alloy showed high corrosion resistance and had stable passive region during the measurement in potentiodynamic, potentiostatic, and open-circuit potential testing.
4. When fluoride ion was added to artificial saliva, titanium-silver alloy was within stable passive region, and showed higher open-circuit potential value and corrosion resistance than that of pure titanium.
5. Titanium-silver alloy had extremely low titanium ion release rate less than 5 ppb, because of very stable passive film of these alloy in artificial saliva.
6. Titanium-silver alloy appeared to have none or mild cytotoxicity and good biocompatibility such that pure titanium did in cytologic and animal experiments.

From the results above, we concluded that titanium-silver alloys had the higher strength and corrosion resistance than pure titanium, and especially in Ti-2.0Ag and Ti-3.5Ag alloys showed most excellent property. Thus, it can be used to resolve the problems of conventional titanium and its alloys. Improved strength of titanium-silver alloy miniscrew-head could have the least abrasion during the insertion and removal of miniscrew, and excellent corrosion resistance and biocompatibility of titanium-silver alloy miniscrew and miniplate can be sufficiently used as orthodontic skeletal anchorage system.

Key Words : Titanium-silver alloy, Orthodontic skeletal anchorage system, Manufacturing property, Microhardness, Electrochemical property, Effect of fluoride ion, Ion release, Cytotoxicity, Biocompatibility