

상용 금속 브라켓의 물리, 화학적 및
생물학적 평가

연세대학교 대학원

치 의 학 과

김 주 형

상용 금속 브라켓의 물리, 화학적 및
생물학적 평가

지도교수 황 충 주

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2011년 7월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

김 주 형

김주형의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2011년 7월 일

감사의 글

이 논문이 완성되기까지 방향을 제시해 주시고 바쁘신 와중에도 항상 신경 써 주시고 지도해 주신 황충주 교수님께 진심으로 감사를 드립니다. 실험을 도와주신 치과재료학 교실의 이상배 선생님과 통계처리를 도와주신 예방치과학 교실의 정승화 선생님께도 감사의 뜻을 전하고 싶습니다. 또한 논문심사를 위해 바쁜 스케줄을 할애해 주신 김경남 교수님과 차정열 교수님의 아낌없는 조언과 지도 편달에 깊은 감사를 드립니다.

논문을 준비하는 내내 항상 저의 건강을 걱정하셨던 사랑하는 아버지, 어머니 그리고 아들처럼 저를 챙겨주시던 장인, 장모님께도 늘 감사드리며, 논문 준비로 고생하는 원장님께 조금이나마 도움을 드린다고 논문편집에 함께 해준 우리 지오치과 식구들에게도 감동과 감사를 표합니다.

논문준비와 함께 둘째를 임신하고 논문의 완성 즈음에 출산하여 많이 도와주지 못해 항상 마음 아프고 미안하게 생각하는 사랑하는 나의 아내 은정기와 삶의 이유를 깨닫게 해준 나의 소중한 두 딸 연서, 연두에게 이 논문을 바칩니다.

차 례

표 차례	iii
그림 차례	iv
국문 요약	v
I. 서론	1
II. 연구재료 및 방법	3
1. 치수 정밀도 측정	3
2. 세포독성 평가	5
3. 브라켓 성분분석	6
4. 성분 용출 시험	8
5. 동전위분극 시험	9
6. 통계처리	10
III. 연구 결과	11
1. 치수정밀도 측정	11
2. 세포독성 평가	13

3. 브라켓 성분분석	14
4. 성분 용출 시험	16
5. 동전위분극 시험	17
IV. 총괄 및 고찰	19
V. 결론	24
참고문헌	25
영문요약	29

표 차례

Table 1. Tested metal brackets	3
Table 2. Composition of artificial saliva	8
Table 3. Statistical data of angulation and torque	12
Table 4. Cytotoxicity grade of tested metal brackets	13
Table 5. Composition of tested metal brackets	15
Table 6. Index of potentiodynamic test	18

그림 차례

Fig 1. Angulation	4
Fig 2. Angle of torque	5
Fig 3. Preparation of cells and specimens	6
Fig 4. Specimen and its base for potentiodynamic test	9
Fig 5. Frontal view of brackets	11
Fig 6. Cross section of brackets	11
Fig 7. Comparison of relative errors by products	13
Fig 8. Cell photograph around specimens	14
Fig 9. Diagram of compositional analysis	15
Fig 10. Metal ion release according to elapsed time	16
Fig 11. Released total metal ion	17
Fig 12. Potentiodynamic curve	18

국문요약

상용 금속 브라켓의 물리, 화학적 및 생물학적 평가

최근 해외에서 제작되고 검증되지 않은 브라켓이 수입되고 있으나 국내에 유통되고 있는 브라켓에 대한 표준이 정해져 있지 않은 실정이며 국제 표준에도 브라켓 관련용어에 대해서만 규정할 뿐 구체적인 성질에 대한 고려는 되어 있지 않다. 이에 본 연구에서는 국내에 유통되는 다양한 교정용 금속 브라켓에 대하여 과학적인 평가 방법을 통해 물리, 화학적 및 생물학적 성질을 평가하였다.

Archist(한국), Victory(미국), Kosaka(일본), Confidence(중국) 등 총 4개 종류의 브라켓을 대상으로 하였다. 이들 브라켓에 대하여 제조사에서 제시한 기준치에 맞는지 여부를 알아보는 치수 정밀도 측정, 인체에의 유해성을 알아보는 세포독성 평가, 각 브라켓 재료의 성분분석, 인공타액 내에서 브라켓의 금속성분이 용출되는 양을 알아보는 용출시험, 전류를 이용하여 금속 브라켓의 부식저항성을 평가하는 부식시험을 시행하였다.

Angulation의 제조 오차는 각 제품 간의 통계적인 차이가 없었으나, torque의 제조 오차는 Confidence에서 통계학적인 유의차를 보였다. 한천증축법을 통한 세포독성 시험에서는 모든 제품에서 세포독성을 나타내지 않았다. 성분 용출 시험에서 시간 경과에 따른 금속성분의 용출량은 일정한 양상을 나타내지 않았으나 최종 누적 용출량은 증가하였다. 금속성분의 최종 누적 용출량에서 Archist는 Cr이 많이 용출되었고, Confidence는 Ni의 과다용출로 인해 전체 금속성분 용출량도 가장 많았다. 동전위분극 부식 시험에서는 Confidence에서 부식 저항성이 가장 낮게 나타났다.

이상의 결과를 통하여, 금속 브라켓의 여러가지 성질을 확인할 수 있었다. 이를 기반으로 금속 브라켓의 물리, 화학적 및 생물학적 성질에 대한 표준을 정립하고 상용되는 브라켓의 평가 기준으로 삼아야 한다.

핵심되는 말: 교정용 브라켓, 표준, 세포독성, 용출, 부식

상용 금속 브라켓의 물리, 화학적 및 생물학적 평가

<지도교수 : 황충주>

연세대학교 대학원 치의학과

김 주 형

I. 서 론

교정용 브라켓은 부정교합을 치료하기 위해 사용되는 고정성 장치의 가장 기본이 되는 장치이다. 20세기 초에 Dr. Edward Angle에 의해 교정 장치의 기본 개념이 개발되었고 1970년대 초반까지도 고정성 장치를 위치시키는 유일한 방법은 교정용 밴드에 위치시키는 것이었다. 밴드는 의사의 시간적인 소모 뿐만 아니라 밴드를 장착한 환자의 고통과 불편함이 따랐다. 1970년 중반에 교정용 부착물을 치아에 직접 부착할 수 있는 에칭시스템을 동반한 접착제의 개발은 금속 브라켓의 개발로 이어졌고 현재 사용되고 있는 브라켓 시스템의 근간을 이루게 되었다. 금속 브라켓은 교정치료 시 가장 많이 사용되는 브라켓이며 여러 가지 금속재질을 이용하여 제작되고 있다. 심미적이지는 않지만, 스테인리스 스틸이 주성분으로 부식의 위험이 적고 가격이 저렴하며 구강위생관리가 잘되기 때문에 수십 년 동안 임상에서 선호되어 왔다.

대부분의 브라켓은 각 치아의 형태와 특성에 맞게 3차원적인 처방으로 제작되기 때문에 브라켓은 이를 반영할 수 있도록 매우 정확하게 만들어져야 하고¹ 정확한 교정력을 선재를 통하여 치아에 전달하기 위해서는 올바른 강

도와 경도가 요구된다.^{2,3} 교정용 선재의 굵기가 증가할수록 모든 브라켓의 마찰 저항은 증가하며 치아이동에 반대되는 마찰 저항이 잘 조절되어야 낮고 적절한 교정력을 적용할 수 있다.^{4,5}

스테인리스 스틸을 비롯한 교정용 금속재료들이 우수한 내부식성을 지니고 있다고 하나, 구강 내에 수개월에서 수년씩 잠재적으로 해로운 많은 물리, 화학적 물질들에 노출되며, 이러한 환경은 교정용 장치의 금속성분의 부식을 일으킬 수 있다.^{6,7} 부식은 임상적으로 금속의 소실 또는 산화물로의 전환으로 정의될 수 있으며, 일반적으로 산화층이 금속표면에 약하게 형성되어 있으면 녹처럼 해로우나 강하게 형성되어 있으면 부동태 산화막을 이루어 이롭게 된다. 이러한 부식은 교정장치의 부피를 감소시켜 치아에 적용되는 교정력을 감소시키고 응력이 집중되는 부위에서 장치의 파절을 유발하며,⁸ 부식에 의한 금속이온의 유리는 장치의 파절 및 좋지 못한 임상결과를 초래하거나 부식산물의 독성이 주위조직이나 체내로 흡수되어 국소적 과민반응을 유발하거나 전신건강상태에 영향을 줄 수 있다고 하였다.^{9,10,11,12,13} 브라켓 베이스의 부식에 의한 법랑질의 영구적인 변색이 보고되었으며,^{14,15} ion plating법을 이용한 TiN 피막처리를 통해 교정용 금속장치의 내부식성과 내변색성을 향상시키려는 시도들이 있어 왔다.^{6,16}

국내에 브라켓이 처음 소개된 것은 1980년대 중반 이후로, 현재 미국, 일본, 독일 등에서 제작된 고가의 브라켓들을 대부분의 치과에서 사용하고 있다. 2000년대 초에 들어서부터는 국내 제조사도 브라켓들을 생산, 판매하고 있고 이와 더불어 최근 해외에서 제작되고 검증되지 않은 브라켓이 수입되고 있으나 국내에 유통되고 있는 브라켓에 대한 표준이 정해져 있지 않은 실정이며 국제 표준에도 브라켓 관련용어에 대해서만 규정할 뿐 구체적인 성질에 대한 고려는 되어 있지 않다.

이에 본 연구에서는 국내에 유통되는 다양한 교정용 금속 브라켓에 대하여 과학적인 평가방법을 통해 물리, 화학적 및 생물학적 성질을 평가하였다.

II. 연구재료 및 방법

국내에 시판되고 있는 금속 브라켓의 제조국가 중에서 가장 많이 사용되고 있는 4개 국가의 제조사 제품인 Archist(한국), Victory(미국), Kosaka(일본), Confidence(중국) 등 총 4개 종류의 브라켓을 대상으로 하였다(Table 1). 이들 브라켓에 대하여 제조사에서 제시한 기준수치에 맞는지를 알아보는 치수 정밀도 측정, 인체 유해성을 알아보는 세포독성 평가, 각 브라켓 재료의 성분분석, 인공타액 내에서 브라켓의 금속성분이 용출되는 양을 알아보는 용출시험, 전류를 이용하여 금속 브라켓의 부식저항성을 평가하는 부식 시험을 시행하였다.

Table 1. Tested metal brackets

Brand Name	Type	Manufacturer	Angulation(°) / Torque(°)	Code
Archist	MBT	Daeseng, Korea	5 / 17	KA
Victory	MBT	3M, USA	4 / 17	AV
Kosaka	MBT	Tomy, Japan	4 / 17	JK
Confidence	Roth	Shinye, China	5 / 12	CC

1. 치수 정밀도 측정

4개사의 상악 중절치(#11) 브라켓 각 5개씩을 무작위로 골라 측정하였고, 촬영에 따른 오차를 줄이고자 각 표본에 대하여 두 번의 촬영과 계측을 시행하였다.

1) Angulation

배율 x 25의 광학 현미경으로 브라켓 정면을 촬영하고 연계된 컴퓨터 프로그램(I-Solution) 상의 계측 Tool을 이용하여 Fig. 1과 같이 측정하였다[ISO 27020: 2010].

Key

X mesial-distal long-axis of the slot

1 line perpendicular to X

2 central occlusal-lingual axis

α angulation

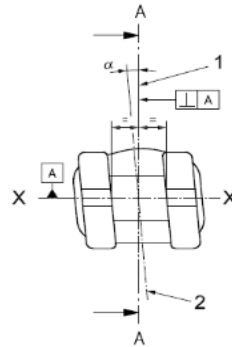


Fig. 1. Angulation.

2) Torque

브라켓 베이스가 곡면임을 고려하여 측정 시 오차를 최소화하고자 표본을 에폭시 레진에 매몰하고 EXAKT 310 CP Macro Band, Micro grinding system을 이용하여 브라켓 단면을 확보한 후 angulation의 경우와 동일하게 계측을 시행하였다[ISO 27020: 2010]. 계측된 값은 +, - 구분없이 절대값을 사용하였다(Fig. 2).

Key

X mesial-distal long-axis of the slot

1 plane perpendicular to X in the centre of the slot

2 line bisecting the slot in the occlusal-lingual direction

3 intersection of Line 2 and the tooth side surface of the base in plane 1

- 4 tangent to the base at 3
- 5 line perpendicular to line 4 at 3
- θ angle of torque

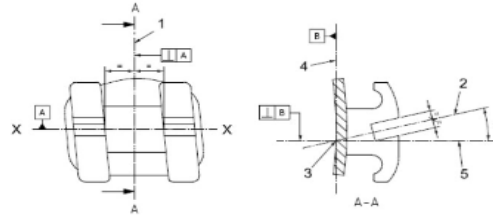


Fig. 2. Angle of torque.

3) 제조 오차

계측한 수치들이 제조사에서 제시한 기준치와 얼마나 차이가 있는지를 알아보기 위하여 계측치와 기준치의 차이를 다시 제조사 기준치로 나누어 기준치에서 벗어난 정도(relative error)를 수치화하였다.

2. 세포독성 평가

브라켓이 생체에 미치는 독성 여부를 알아보기 위하여 브라켓과 배양된 세포가 장시간 접촉하였을 때 세포의 반응을 한천중층법(agar overlay test)으로 평가하였다.

4개사의 브라켓 각 2개씩(#11, #13) 총 8개의 브라켓을 E.O.가스 멸균 후 사용하였다.

1) 세포의 준비

사용 24시간 전 2.5×10^5 cells/ml로 농도 표준화된 세포를 배지액에 섞어서 dish에 떨어뜨려 부착시킨 후 37°C , CO_2 5% 농도에서 24시간 동안 배양한다.

100ml dish에 세포가 대략 80% 이상 찻는지 확인되면, 아가와 배지를 1:1로 섞어서 균히고 0.3% Neutral red solution으로 염색한다.

2) 독성의 평가

세포가 준비된 dish에 시편(4개사 브라켓)을 올려놓고 양성대조군으로 Latex 조각과 음성대조군으로 Slide glass를 함께 놓은 후 37°C, CO₂ 5% 농도 incubator에서 24시간을 보관한 후, 꺼내어 시편 주위로 탈색된 원형의 지름을 측정하고, 다시 현미경을 이용하여 탈색 부위 내에서 세포의 형태 및 사멸정도를 관찰하였다. 그 결과 얻어진 값으로 세포독성을 평가하였다 [ISO 10993-5: 2009]. 평가 시 양성 대조시료에서는 확연한 세포독성효과를, 음성 대조시료에서는 세포의 탈색 및 사멸이 없는 경우의 dish에서만 교정용 브라켓의 독성정도를 평가하였으며 평가등급 2이상을 보인 경우 세포 독성이 있는 것으로 판정하였다.

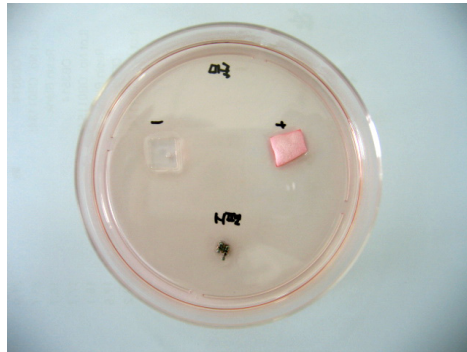


Fig. 3. Preparation of cells and specimens.

3. 브라켓 성분분석

브라켓의 성분 분석을 위하여 4개사 브라켓 각 20개씩을 준비하여 성분 분석하였다.

가) 철(Fe)

시료를 염산과 질산의 혼산으로 분해하고, 과염소산을 가하여 흰 연기가 나도록 가열하여 크롬을 중크롬산으로 산화시킨 후 염산을 가하여 크롬을 염화크롬으로 만들어 날려 제거하였다. 염류를 물에 녹이고, 암모니아수로 니켈, 크롬 등을 분리한 다음 염화제일주석으로 제이철을 제일철로 환원하고, 염화제이수은, 황산과 인산의 혼산 및 디페닐아민 술폰산나트륨을 지시약으로 가하여, 중크롬산칼륨 표준용액으로 적정하였다.

나) 크롬(Cr)

시료를 염산과 질산의 혼산으로 분해하고, 과염소산과 인산을 가하여 가열·농축해서 과염소산의 흰 연기를 발생시킨 후 물로 희석하고, 촉매로써 질산은을 가하여 다시 과산화이중황산암모늄을 가해서 크롬을 중크롬산으로 산화시켰다. 이 때 생긴 과망간산을 염산으로 분해하여 식힌 다음 o-페난트롤린을 지시약으로 가하고, 황산제일철암모늄 표준용액으로 적정하여 크롬을 정량하였다.

다) 니켈(Ni)

시료를 염산 및 질산으로 처리한 후 타르타르산을 가하고, 암모니아수로 알칼리성으로 한 후 니켈을 디메틸글리옥심으로 침전시켜 분리한 다음, 질산에 녹여 아세트산암모늄염으로 pH를 조절하여 Cu-PAN을 지시약으로 하여, EDTA표준용액으로 적정하여 니켈을 정량하였다.

라) 망간(Mn), 텅스텐(W), 규소(Si), 티타늄(Ti)

시료를 염산 및 질산으로 처리하고 이를 희석한 후 ICP-AES로 분석하였다.

4. 성분 용출 시험

구강 내에 위치한 브라켓에서 시간 경과에 따라 금속이온이 용출되어 나오는 것을 알아보기 위하여 생체 외 실험으로 인공타액을 제조하고 브라켓을 그 속에 담귀 시간 경과에 따라 용출되는 금속성분을 분석하였다.

4개사의 브라켓 각 5개씩, 총 20개의 브라켓에 대하여 실험을 병행하였다.

1) 인공타액의 제조

Fusayama Meyer's method에 의거하여 인공타액(Table 2)을 제조하였으며, 제조된 인공타액의 pH는 6.5가 되도록 조정하였다.

Table 2. Composition of artificial saliva

Ingredient	Content
KCL	0.4g/L
NaCl	0.4g/L
CaCl ₂ 2H ₂ O	0.906g/L
NaH ₂ PO ₄ 2H ₂ O	0.690g/L
Na ₂ S9H ₂ O	0.005g/L
UREA	1g/L

2) 용출액의 채취

15 ml tube에 인공타액 2 ml를 넣고 브라켓을 담근 후 37°C, CO₂ 5% 농도의 incubator에 넣었다(4개사 브라켓에 대하여 각 5개씩 총 20개의 tube 준비). 1일 경과 후 tube 안의 용액을 피펫으로 꺼내어 냉장보관하고 같은 양의 새로운 인공타액을 넣고 시작일로부터 7일 경과 후 다시 같은 방법으

로 용액을 채취 및 보관하였다. 같은 방식으로 14일, 28일 경과 후 용액을 채취 및 보관하였다.

3) 용출 성분의 분석

채취한 용액표본 총 80개를 ICP-MS로 성분 분석하였다.

5. 동전위분극 시험

브라켓에 전류를 흐르게 하여 부식을 유발하고 전류 흐름의 변화를 관찰하여 부식에 대한 저항성을 평가하였다.

4개사 각 5개씩의 브라켓, 총 20개의 시편을 제작하여 시행하였다.

1) 시편의 준비

브라켓에 전선을 solder하여 부착하고 Epoxy 레진에 매몰한 후 variable speed grinder에서 grinding하여 브라켓의 바닥면만 편평하게 노출시킨다.

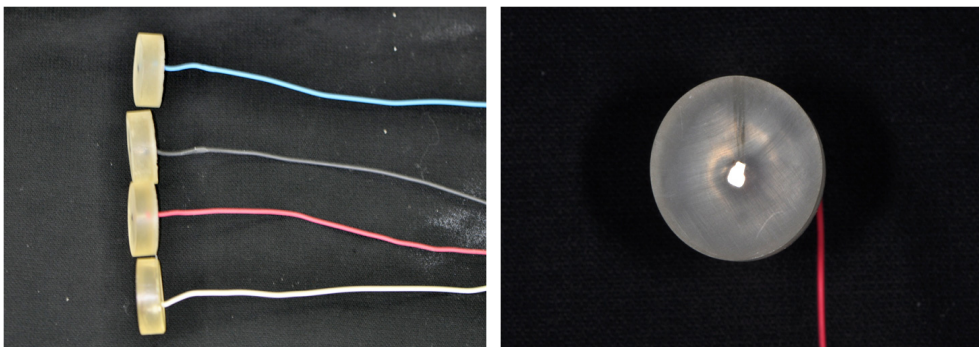


Fig. 4. Specimen and its base for potentiodynamic test.

2) 동전위분극 시험

corrosion cell을 구성한 후 동전위분극 측정장치에 연결하고 $-1,000$ mV의 음극전류 하에서 10분간 강제 환원시킨 후 10분간 개방 전위 하에서 안정화시켰다. 부식전위는 -100 mV에서 $2,000$ mV까지 1 mV/s로 속도로 전압을 증가시키면서 전류의 변화를 관찰하고 측정된 분극곡선으로부터 E_z , E_c , E_p , I_{300} 에 대하여 평가하였다[ISO 10271: 2001(E)].

6. 통계처리

실험 관련 변수의 기초 분석은 평균과 표준편차를 이용하여 기술하였다.

SPSS ver.12.0 (SPSS Inc, USA)을 사용하였으며, 4개국 제조사의 브라켓 실험결과 간 차이 여부는 표본의 수를 고려하여 Kruskal-Wallis test로 비모수 검정을 하였고, 구체적으로 어느 제조사의 브라켓이 차이가 있는지를 알아보기 위하여 다중비교의 일환인 Duncan procedure를 통하여 사후검정을 시행하였다.

모든 검정은 유의수준 0.05 이하를 기준으로 삼아 p-value가 이보다 작은 경우 통계적으로 유의하게 평가하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 치수 정밀도 측정

1) 브라켓의 촬영

angulation을 측정하기 위해 배율 x25의 광학 현미경으로 촬영한 각 브라켓의 정면도(Fig. 5)는 외관상 뚜렷한 차이를 나타내지는 않았다.

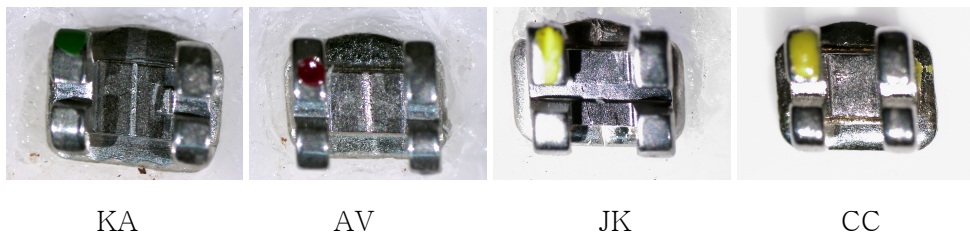


Fig. 5. Frontal view of brackets.

torque를 측정 시 브라켓 베이스가 곡면임을 고려하여 에폭시 레진에 매몰 후 section한 단면도(Fig. 6)는 대부분의 절단된 slot면이 균일하고 명확한 형태를 보였으나 CC는 slot면이 균일하지 못하고 각도의 구분이 불명확한 형태를 보였다.

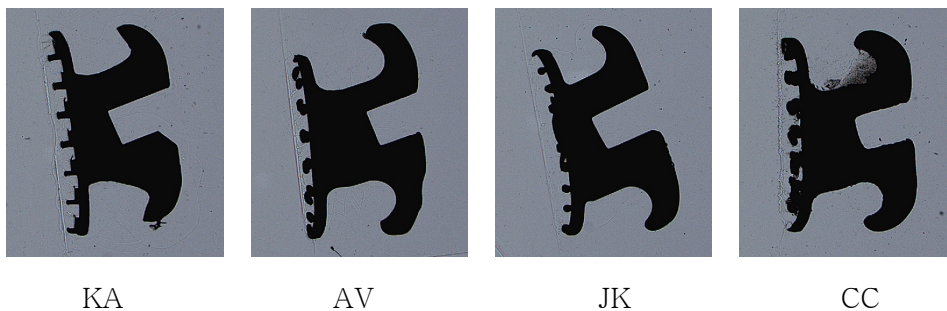


Fig. 6. Cross section of brackets.

2) 치수 측정값 및 통계량

각 브라켓의 angulation과 torque에 대한 측정치의 기술 통계량은 Table 3과 같다. angulation의 경우, 제조 기준치가 비슷하여 측정치가 제품 간의 큰 차이를 보이지 않지만, torque의 경우는 CC의 측정치가 다른 제품들과 다소 차이를 보이고 있다. 그러나 torque의 제조 기준치 자체가 다른 것이기 때문에 통계적인 해석은 하지 않았다.

Table 3. Statistical data of angulation and torque

(Unit: °)

Group	Angulation		Torque		N
	Means	SD	Means	SD	
KA	5.52	0.32	16.38	0.46	5
AV	4.45	0.48	16.15	0.49	5
JK	4.42	0.33	17.07	0.60	5
CC	5.60	0.49	13.85	0.13	5

3) 제조 오차의 분석

실제 측정된 브라켓의 치수와 제조사에서 제시한 기준치가 얼마나 차이가 있는지 알아보기 위해 측정치와 기준치의 차이를 다시 기준치로 나눈 상대 오차를 Fig. 7에 나타내었다. angulation의 경우 AV가 가장 컸고 torque의 경우는 CC가 다른 제품들에 비해 기준치에서 상당히 벗어나 있음을 알 수 있다.

통계적인 유의성을 검토하기 위해 비모수 검정법인 Kruskal Wallis test를 실시한 결과, angulation에서는 각 제품간 통계학적 유의차가 발견되지 않았지만, torque에서는 통계적인 유의차가 존재했다($P < 0.05$).

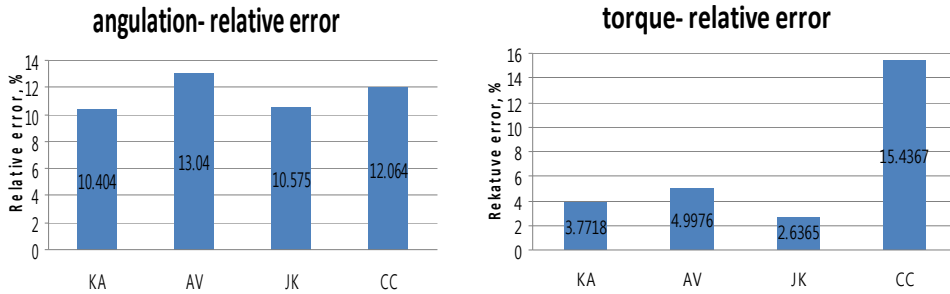


Fig. 7. Comparison of relative errors by products.

2. 세포독성 평가

각 브라켓에 대한 배양세포의 반응을 염색액의 탈색여부와 광학 현미경을 통한 세포형태의 관찰로 알아본 결과는 Table 4에 나타내었다. 시편 주위뿐만 아니라 시편 직하방의 배지에서 염색이 사라진 탈색부위는 뚜렷하게 관찰되지 않았으며, 광학현미경으로 관찰한 시편부위 세포의 형태 또한 음성 대조군 세포의 형태 및 밀도에 비교하여 크게 차이하지 않음을 알 수 있었다(Fig. 8). 결과적으로 모든 시편에서 뚜렷한 세포독성은 나타나지 않았다.

Table 4. Cytotoxicity grade of tested metal brackets

Group	Test specimens (Zone Index /Lysis Index)	Cytotoxicity grade	Positive control (Zone Index /Lysis Index)	Negative control (Zone Index /Lysis Index)
KA	0/0	0	3/4	0/0
AV	0/0	0	3/4	0/0
JK	0/0	0	3/3	0/0
CC	0/0	0	3/4	0/0

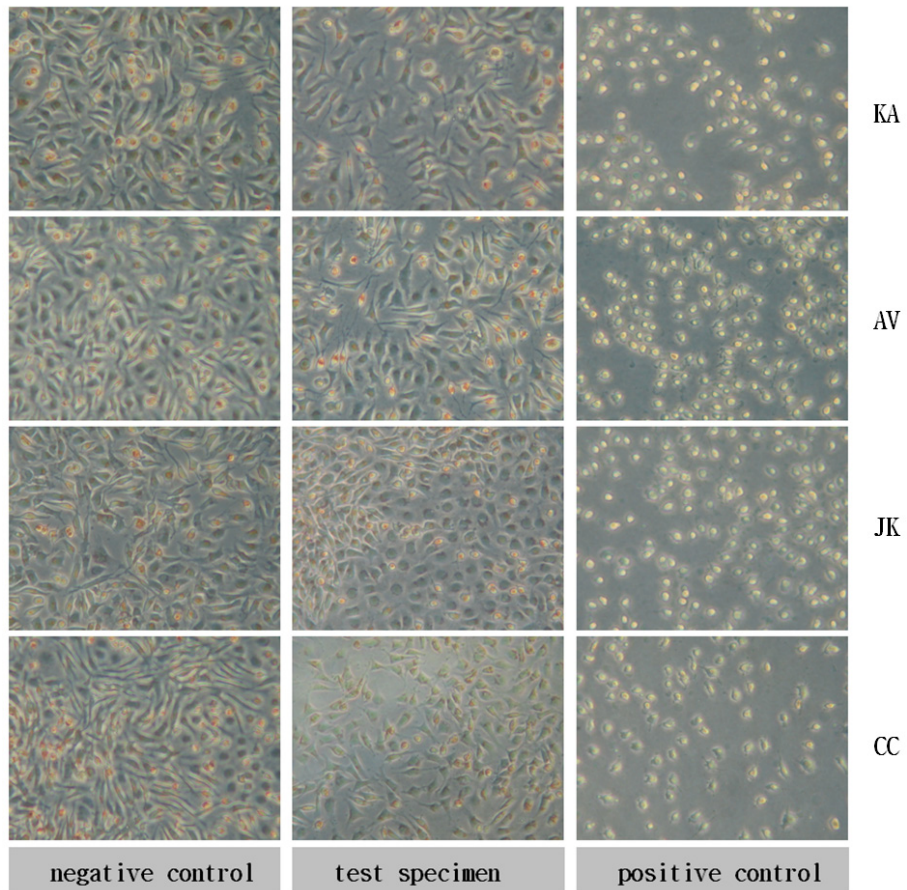


Fig. 8. Cell photograph around specimens

3. 브라켓 성분분석

성분분석 결과 철, 크롬, 니켈이 대부분을 이루고 망간, 몰리브덴, 규소, 티타늄 등이 소량 검출되었다. 각 제품 간의 차이가 있었으며, JK에서는 Fe가 많은 분포를 보였고 CC에서는 Ni이 많이 포함되어 있었다. KA에는 Cr이 상대적으로 많은 분포를 나타내었다(Table 5, Fig. 9).

Table 5. Composition of tested metal brackets

(Unit : wt%)

Element	KA	AV	JK	CC
Fe	66.9	71.1	72.7	65.8
Cr	20.4	16.8	16.1	17.6
Ni	9.7	6.5	6.4	11.9
Mn	1.3	1.0	0.8	1.3
Mo	0.4	0.4	0.7	1.0
Si	0.7	0.8	0.6	0.8
Ti	0.01	0.04	0.01	0.01

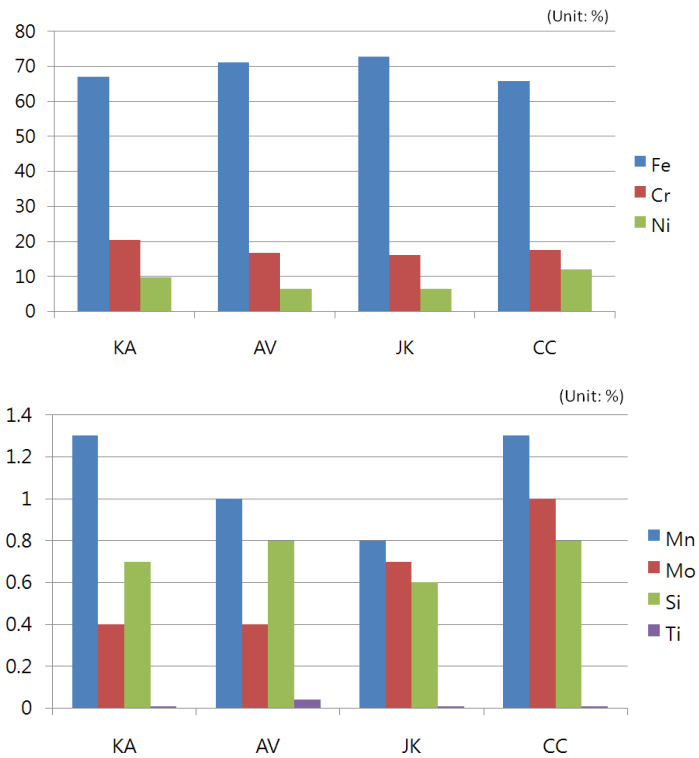


Fig. 9. Diagram of compositional analysis.

4. 성분 용출 시험

Fig. 10에서 알 수 있듯이, 모든 용출성분의 시간 경과에 따른 용출량은 일정한 증가세나 감소세의 뚜렷한 양상을 나타내지 않았다. Cr, Mn, Mo의 용출량은 측정일에 따라 각 제품간에 통계적으로 유의한 차이를 나타내기도 하였으나 최대 28일 동안 10 ppb 미만의 용출량을 나타냄으로서 위해도가 낮고 그 양이 매우 소량이기 때문에 실질적으로 의미하는 바는 크지 않았다. 그러나 Ni의 용출량은 CC가 다른 제품과 비교하여 측정일에 따라 20-30배정도 높게 나타났으며 이는 통계적으로 유의하였다($P<0.05$)

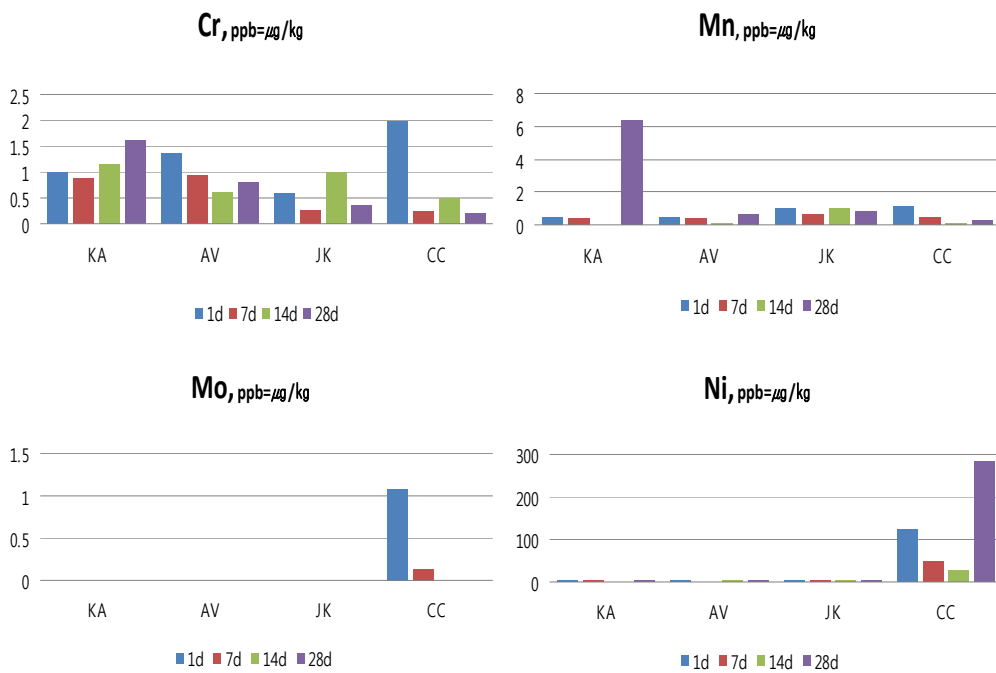


Fig. 10. Metal ion release according to elapsed time.

이러한 용출성분의 종류에 관계없이 각 제품에서 용출되어 나오는 금속이온의 총 누적량을 Fig. 11에 나타내었다. CC에서 용출된 금속이온의 총 누

적량이 다른 제품과 비교해 월등하게 많음을 알 수 있으며 이것은 Ni 성분의 과다용출에 의한 것으로 통계적인 유의성을 나타내었다($P < 0.05$). 과다용출된 Ni 성분을 제외하고 비교하였을 때, KA에서 용출성분 총 누적량이 가장 많음을 알 수 있으나 용출량을 고려하면 실질적으로 의미하는 바는 크지 않다.

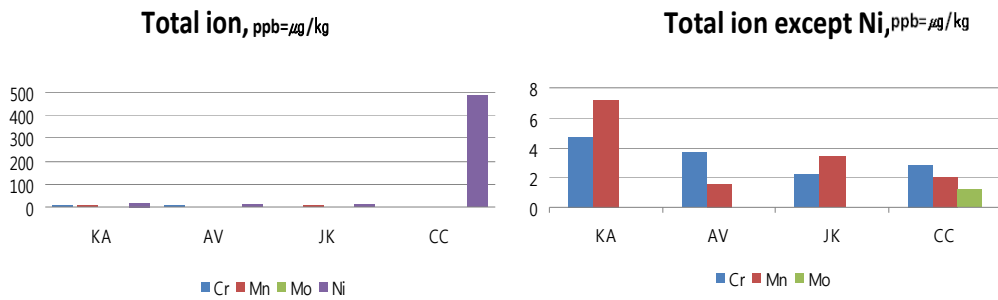


Fig. 11. Released total metal ion

5. 동전위분극 시험

Ez의 경우 CC가 -0.368 mV로 가장 낮게 측정되었고, Ec의 경우에도 -0.014 mV로 가장 낮은 측정값을 보였으며 이는 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($P < 0.05$). 부동태 피막의 붕괴를 나타내는 지표인 Ep의 경우 또한 통계적으로 유의하진 않았으나 CC에서 가장 낮은 값을 보였다. I300에서는 KA가 가장 적은 값을 보였으나 이 또한 통계적인 유의성은 없었다 (Table 6, Fig. 12)

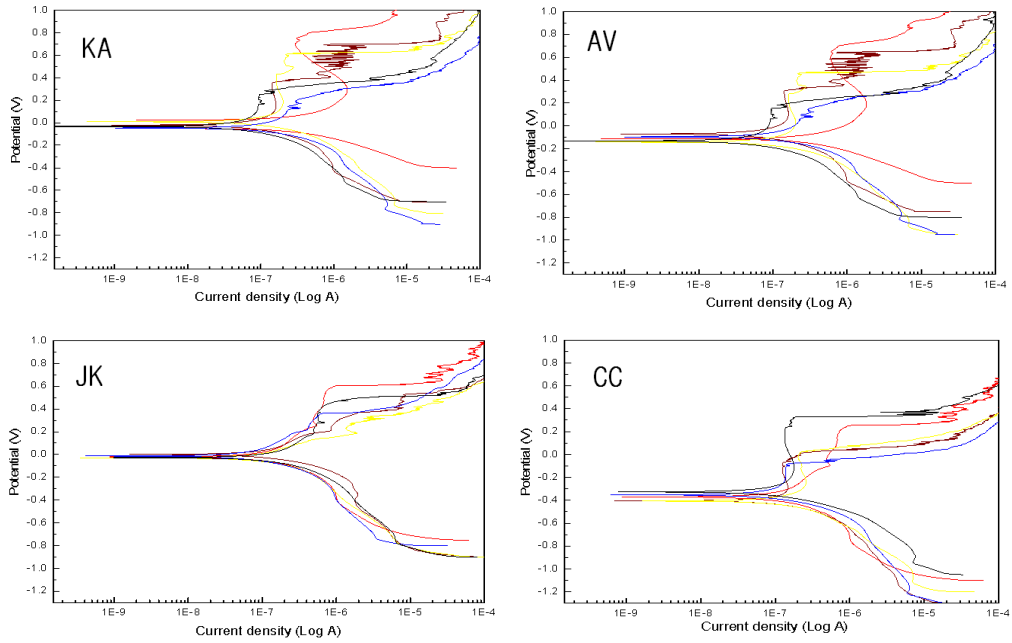


Fig. 12. Potentiodynamic curve.

Table 6. Index of potentiodynamic test

Index	KA	AV	JK	CC
Ez (mV)	-0.010	-0.108	-0.096	-0.368
SD	0.024	0.018	0.043	0.041
Ec (mV)	0.330	0.182	0.290	-0.014
SD	0.177	0.113	0.049	0.144
Ep (mV)	0.502	0.320	0.388	0.084
SD	0.253	0.224	0.111	0.177
I300 (A/cm ²)	2.35E-07	4.81E-07	7.36E-07	2.50E-07
SD	1.44E-07	6.86E-07	4.10E-07	2.20E-07

IV. 총괄 및 고찰

교정용 브라켓과 선재를 통하여 정확한 교정력을 치아에 전달하는 것은 교정치료의 성패를 좌우하는 중요한 요소이다. 그러나 치아를 정확한 angulation과 torque로 교정한다는 것은 치아 형태와 교정력에 대한 치아의 반응정도가 다양하기 때문에 매우 힘든 일이다. 이에 관하여 조절 가능한 것 중의 하나가 브라켓의 prescription이며 정확한 조절을 위해서는 먼저 브라켓의 정밀한 제도가 선행되어야 한다. 이러한 관점에서 브라켓의 치수 정밀도는 매우 중요하지만 이에 대한 연구 및 보고는 드물다.

Oh 등¹⁷은 실험적으로 주문 제작된 브라켓과 시중의 브라켓에 대하여 여러 가지 물리, 화학적 성질을 시험하였고 Mini-diamond 브라켓이 가장 높은 치수 정밀도를 나타내었다고 보고하였으나 계측이 비교적 용이한 slot의 크기와 브라켓 윙의 수직, 수평적 폭경에 국한되었다. 본 연구에서는 계측이 매우 까다로운 브라켓 slot의 angulation과 torque를 측정하였다. angulation은 약 10.4~13%의 제조오차(제조사 기준치와의 차이)를 보여주었고 AV제품이 가장 큰 값을 나타냈으나 통계적 유의성은 없었다. torque는 약 2.6~15.4%의 제조오차를 보여주었으며 이중 CC제품이 가장 큰 오차를 나타냈고 통계적으로 유의하였다. 그러나 입체를 2차원으로 촬영 시 생기는 상의 왜곡과 측정을 위해 작도하게 되는 접선과 수선 및 중선의 부정확성을 고려하고 보완해야 할 것이다.

치과재료는 반드시 생체친화성이 요구되며 치아에 직접 접촉하고 타액에 노출되는 브라켓의 경우 표면에서 유리되는 금속성 이온의 독성에 의해 인체에 악영향을 주어서는 안된다.^{11,12,17,18,19,20} 본 연구에서는 브라켓의 세포독성을 평가하기 위해 배양된 세포 배지액 위에 브라켓을 올려놓고 구강 내와 유사한 조건으로 24시간 경과한 후의 세포반응을 살펴 보았으나 모든 시편에서 뚜렷한 독성이 나타나지 않았다. 24시간을 초과하여 세포배양을 할 경우, 세포밀도가 높아져 독성이 없어도 자체적으로 세포가 사멸하는 부정확한 실험결과

를 초래하므로 장기간 구강 내에 노출되는 브라켓의 실제 환경을 재현하기에는 부족함이 있어 보인다. 또한 금속의 경우 완제품의 형태로는 거의 독성이 나타나지 않아서 구강 내에 오래 노출되고 그 성분이 용출되어 나올 경우 독성이 생길 수 있다는 보고^{19,21}와도 관련이 있을 것으로 추정된다. Oh 등²²은 열처리와 냉각방식이 스테인리스 스틸 호선에서 유리되는 금속이온의 양에 미치는 영향과 세포독성을 평가하는 연구에서 열처리 하지 않은 호선을 대조군으로 사용했으며 실험결과 대조군에서는 독성이 거의 나타나지 않았다. Freitas²³는 은납착이 섬유아세포에 미치는 독성을 평가하기 위해서 스테인리스 스틸 호선 조각을 독성이 없는 음성대조군으로 사용하기도 하였다.

브라켓의 제조에는 철을 주성분으로 하고 크롬과 니켈을 함유하고 있는 스테인리스계 금속이 주로 사용된다. 본 연구에서는 이러한 브라켓의 성분때 따른 부식 및 그 산물에 의한 인체에의 위험성을 알아보고자 먼저 브라켓의 성분을 조사하였다. 연구에 사용된 모든 브라켓 제품은 철이 최소 66.9 wt%부터 72.7 wt%까지 다양하게 검출되었다. 특히 금속 알러지를 일으키는 것으로 잘 알려진 니켈의 경우 최소 6.5 wt%부터 9.7 wt%까지 측정되었다. 스테인리스계 합금에서 니켈은 가공성을 향상시키고 제품의 연성을 증가시키는 성분으로 사용되지만 인체 내에서는 니켈이온의 용출에 의해 알러지를 일으킨다고 알려져 있다.^{10,24,25} 이와 같은 니켈이온의 용출은 금속의 부식저항성과 관계가 높으며 금속의 고용도가 높거나 표면에 치밀한 산화막을 갖는 경우 기질 내에서 금속이온이 체내로 쉽게 용출되지 않는다.²⁶ 크롬은 스테인리스계 합금에서 부식방지 목적으로 주로 사용되며 적절한 농도로 합금에 함유되는 경우 결정립에 균일하게 분산되어 있던 크롬은 대기와 접촉하여 표면에 Cr₂O₃와 같은 치밀한 보호성 산화피막을 만들어 낸다.^{19,20,26} 본 연구에서는 최소 16.1 wt%부터 최대 20.4 wt%를 함유하고 있었다. 이 밖에 망간, 몰리브덴, 규소는 소수 포함되어 있었다.

구강 내에 장시간 위치하는 치과재료는 개방된 구강 내의 여러 가지 환경요소와 반응하기 때문에 다양한 조건과 시간경과에 따라 용출되는 반응

산물의 양상을 관찰하는 것은 중요하다. 임플란트 같은 매식과정은 교정 장치에 비하면 훨씬 침습적으로 보일지라도 이물질을 감싸는 결합조직 보호막에 의해 매식체의 반응성이 감소하는 반면 브라켓이나 호선처럼 구강 내에 위치되는 재료는 구강 내의 다양한 요소들과 지속적인 반응양상을 보인다.^{7,21} 본 연구에서는 인공타액 속에 브라켓을 침적시켜 시간경과에 따라 용출되는 금속성분과 그 양상을 알아보았다. 시간경과에 따라 용출되는 금속성분은 일정한 증가 또는 감소의 뚜렷한 양상을 나타내지 않았으며 이는 용출이 진행되다가 어떠한 형태의 저항이 형성되고 어느 정도 시간이 지나면 다시 저항이 붕괴되는 기전의 반복에 의한 것으로 추정해 볼 수 있다. 가장 많은 양으로 용출된 성분은 니켈로서 유일하게 CC제품에서만 용출되었으며 모든 제품이 함량은 다르지만 니켈을 포함하고 있는 것을 고려할 때, 니켈의 유리가 교정장치의 구성과 제조방법에 관련되지만 니켈의 함량에 비례하지는 않는다는 보고^{25,27}와 상통한다. 용출특성은 용출시간이 증가하여 28일이 되었을 때 최대량이 용출되었다. 크롬은 대부분의 제품에서 초기에 미량으로 용출되었고 시간경과에 따라 감소 또는 증가되었지만 통계적 유의성은 나타나지 않았다. 망간, 몰리브데늄 또한 최대 28일 동안 10 ppb 미만이 용출되어 위해도가 낮은 것으로 조사되었다. 치과 보철용 금속 수복물에 대한 국제 표준에 따르면 금속 수복물로 사용되는 금속재질은 7일 동안 부식시험액에 노출되었을 때 그 금속이온 용출량의 합계가 200 ug/cm²을 초과하지 않아야 하며 본 연구에서는 CC 제품을 제외한 모든 제품이 이 기준에 만족하는 것으로 조사되었다. 전체 금속성분의 용출량을 비교해보면, CC제품에서 확연하게 많은 것을 알 수 있으며 이것은 니켈의 과다용출에 기인한다. 니켈은 피부알러지와 폐, 비강에 암을 유발할 위험이 있는 인체발암 가능물질로 과다용출 되어 인체에 흡수될 경우 유해한 영향을 일으킬 수 있다. 본 연구를 포함한 이전의 대부분의 보고들은 금속의 부식 반응성에 영향을 주는 요소(pH^{18,25}, 온도²⁶, 응력)의 변화가 없으며, 브라켓과 호선이 실제 구강 내에서 지속적으로 음

직여 발생하는 마찰의 영향이 고려되지 않았다.²⁷ 또한 구강 내를 재현한 저장용액을 흔들어주지 않으면 용출이온이 금방 평형에 도달하므로 장기간의 유리가 고려되지 않았으며 무엇보다 가장 중요한 차이는 치태와 그에 따른 부산물 그리고 구내 세균총이 고려되지 않았다는 점이다.²¹ 이러한 요소들이 금속이온의 유리에 영향을 끼치기 때문에 이를 보완한 추가적인 연구가 필요하겠다.

부식시험에서 -0.1V 부터 전압을 증가시키면 브라켓 시편을 통해서 (-)전류가 흐르게 되고 브라켓 표면은 E_z 에 도달할 때까지 환원반응이 일어나면서 금속 자체의 순수한 표면을 갖추게 된다. 계속적인 전압의 증가는 브라켓 표면에 (+)전류를 증가시키면서 산화반응을 일으키는데 일정한 전류(I300)에 도달하면 전압의 증가에도 전류가 증가하지 않는 부동태막을 형성하게 된다. 이러한 부동태막이 부식에 대한 저항성을 나타내며 일찍 형성되어 오래 유지될수록 부식저항성이 높음을 의미한다.⁸ 따라서 부동태막이 형성되는 시점의 전류(I300)가 낮을수록, 그리고 부동태막이 붕괴되는 시점의 전압(E_p)이 높을수록 부식저항성은 높다고 할 수 있다. KA제품이 가장 낮은 I300과 가장 높은 E_p 를 나타내면서 부식저항성이 높다는 것을 암시하였지만 통계적 유의성은 없었다. 이러한 결과는 KA제품에 부식저항성을 높여주는 Cr 성분이 가장 많이 함유되어 있는 것과도 연관이 있는 것으로 보인다.^{19,20,26} 반면, CC제품에서 E_z , E_c 가 유의성 있게 가장 낮았으며 이 또한 부식이 일찍 시작되고 부동태막이 일찍 불안정해지기 시작함을 의미하는 것으로 부식저항성이 낮다는 것을 의미한다. 동전위분극 시험은 전류를 이용하여 금속 표면의 부식 정도를 수치화함으로써 부식의 객관적인 평가를 가능하게 했다. 그러나 본 연구에서 측정된 각 지표 값의 표준편차가 크게 측정되어 시험의 신뢰도가 낮은 것으로 판단되었다. ISO 10271에 따르면 시료 표면적이 적어도 10 mm^2 가 되어야하나 본 연구에서는 그보다 작은 브라켓 베이스를 연마하여 시료로 사용한 점이 편차를 크게 만든 요인의 하나로 추정된다.

고정성 교정장치의 직접 부착술의 개발로 교정치료의 수준과 범위가 비교할 수 없을 정도로 발전하였듯이 새로운 교정재료와 다양한 교정술식의 개발은 교정치료의 지속적인 발전을 이끌어 갈 것이다. 이와 동시에 새로운 교정재료에 대한 철저한 검사방법과 검증제도의 확립을 통하여 장기간 구강 내에 위치해야 하는 교정재료의 생체안정성을 지속적으로 유지하고 보장해 나아가야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구에서는 상용되는 금속브라켓의 물리, 화학적 성질을 평가하기 위하여 치수 정밀도의 측정 및 제조 오차의 분석, agar overlay test를 통한 세포독성 시험, 성분 분석 및 인공타액 내에서의 성분 용출 시험 그리고 전기적 부식을 이용한 동전위분극 시험을 시행하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 치수 정밀도의 측정에서 angulation의 제조 오차는 각 제품 간의 차이가 없었으나, torque의 제조 오차는 CC에서 유의한 차이를 보였다($P<0.05$).
2. Agar overlay test를 통한 세포독성 시험에서는 사용된 모든 제품에서 세포독성을 나타내지 않았다.
3. 성분 용출 시험에서 시간 경과에 따른 금속성분의 용출량은 일정한 양상을 나타내지 않았으나 최종 누적 용출량은 증가하였다.
4. 금속성분의 최종 누적 용출량에서 KA는 Cr이 유의성 있게 많이 용출되었고, CC는 Mo과 Ni이 유의성 있게 많이 용출되었으며, 특히 Ni의 과다 용출로 인해 전체 금속성분 용출량도 가장 많았다($P<0.05$).
5. 동전위분극 부식 시험에서는 CC에서 E_z 와 E_c 가 유의성 있게 작은 값을 나타냈으며 이는 부식 저항성이 가장 낮음을 의미하였다($P<0.05$).

이상의 결과를 통하여, 금속 브라켓의 여러가지 성질을 확인할 수 있었다. 이를 기반으로 금속 브라켓의 물리, 화학적 및 생물학적 성질에 대한 표준을 정립하고 상용되는 브라켓의 평가 기준으로 삼아야 한다.

참고문헌

1. Creekmore TD, Kunik RL. Straight wire: The next generation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;104:8-20.
2. Ødegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:201-206.
3. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:265-272.
4. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:403-409.
5. Wadhwa RK, Kwon HK, Sciote JJ, Close JM. Frictional resistance in ceramic and metal brackets. *J Clin Orthod* 2004;38:35-38.
6. Kim JH, Kwon OW, Choi YY. Discoloration and corrosion resistance of TiN-coated orthodontic appliances produced by ion-plating method. *Korean J Orthod* 1993;23:327-340.
7. Maijer R, Smith DC. Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1986;90:195-198.

8. Toms AP. The corrosion of orthodontic wire. *Eur J Orthod* 1988;10:87-97.
9. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Irelande AJ. Corrosion of orthodontic appliances—should we care? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;133:584-592.
10. Park HY, Shearer TR. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1983;84:156-159.
11. Lim YK, Yang WS. An experimental study on the cytotoxicity of orthodontic wires. *Korean J Orthod* 1996;26:591-599.
12. Lee GH, Cho JH, Lee KH, Hwang HS. Evaluation of cytotoxicity of electroplated stainless steel orthodontic wire. *Korean J Orthod* 2005;35:129-136.
13. RHee BT, Park SB. Metal release from brackets and archwires. *Korean J Orthod* 1989;19:75-84.
14. Gwinnett AJ. Case report: Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding. *J Clin Orthod* 1980;14:713-715.
15. Maijer R, Smith DC. Corrosion of orthodontic bracket bases. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1982;81:43-48.

16. Kim MS, Sung JH, Kwon OW. A study on metal release of TiN ion-plated stainless steel orthodontic appliances, Korean J Orthod 1995;25:43-54.
17. Oh KT, Choo SU, Kim KM, Kim KN. A stainless steel bracket for orthodontic application. Eur J Orthod 2005;27:237 - 244.
18. Kao CT, Ding SJ, Min Y, Hsu TC, Chou MY, Huang TH. The cytotoxicity of orthodontic metal bracket immersion media. Eur J Orthod 2007;29:198-203.
19. Yoo DH, Kook YA, Kim SC. An experimental study on the cytotoxicity of various orthodontic bands. Korean J Orthod 1994;24:419-432.
20. Lim YK, Yang WS. An experimental study on the cytotoxicity of recycled brackets. Korean J Orthod 1993;23:147-163.
21. Eliades T, Athanasiou AE. In vivo aging of orthodontic alloys: implications for corrosion potential, nickel release, and biocompatibility. Angle Orthod 2002;72:222 - 237.
22. Oh KT, Kim KN. Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires. Eur J Orthod 2005;27:533-540.
23. Freitas MPM, Oshima HMS, Menezes LM, Machado DC, Viezzer C. Cytotoxicity of silver solder employed in orthodontics. Angle Orthod 2009;79:939-944.

24. Staerkjaer L, Menne T. Nickel allergy and orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1990;12:284 - 289.
25. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E, Scribante A, Alberti G, Biesuz R, Klersy C. Nickel release from new conventional stainless steel, recycled, and nickel-free orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:809-815.
26. Choi CM, Rhee BT. The effects of heat treatment on mechanical properties and metal release from heat-treated orthodontic archwires. *Korean J Orthod* 1990;20:381-390.
27. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Pettersen AH. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:525-532.
28. International Organization for Standardization. ISO 27020: 2010 Dentistry - Brackets and tubes for use in orthodontics.
29. International Organization for Standardization. ISO 10993-5: 2009 Biological evaluation of medical devices- Part 5: Test for in vitro Cytotoxicity.
30. International Organization for Standardization. ISO 10271: 2001(E) Dental metallic materials - Corrosion test methods.

Abstract

Physical, chemical and biological evaluation of commercial metal brackets

(Directed by Professor Chung Ju Hwang)

Joo Hyoung Kim

Dept. of Dentistry

The Graduate School, Yonsei University

Recently unverified foreign-made brackets are being imported but there are no standards specified for brackets distributed in the domestic market, and even international standards only specify terminology related to brackets and not their physical properties. Thus, this study aims to evaluate the physical, chemical, and biological properties of various orthodontic metal brackets being distributed in Korea through scientific methods.

Four bracket systems were chosen : Archist(Korea), Victory(USA), Kosaka(Japan), Confidence(China). For the above mentioned metal bracket systems, the following properties were evaluated : "Dimensional accuracy" measures how accurately the brackets match the specifications presented by the manufacturer, "cytotoxicity test" measures how hazardous it is to the human body, "composition analysis" of the brackets, "dissolution test" measures the amount of metal ions released from the metal brackets placed in artificial saliva, "potentiodynamic test" measures the amount of corrosion of metal brackets using an electrical current.

There was no statistically significant difference in manufacturing error in angulation among the bracket systems, but the manufacturing error in torque for the Confidence system showed a statistically significant difference. No bracket system showed cytotoxicity in the agar overlay test. In the dissolution test, rate of dissolution was not constant, but the total accumulated dissolution amount increased with the elapse of time. In the final accumulated dissolution, a large amount of Cr was released from Archist brackets, and a large amount of Ni was released from Confidence brackets which also had the highest total amount of metal dissolution. Confidence brackets had the lowest corrosion resistance in the potentiodynamic test.

From the above, we could confirm various properties of metal brackets. Based on the present study, more specific standards must be established for the physical, chemical, and biological properties of metal brackets and made a testing basis for commercial metal brackets.

Key word : orthodontic bracket, standard, cytotoxicity, dissolution,
corrosion