

# 재생방법에 따른 교정용 브라켓의 세포독성에 관한 실험적 연구

임용규<sup>1)</sup> · 양원식<sup>2)</sup>

## I. 서 론

교정용 밴드나 호선, 브라켓에 사용되고 있는 금속은 대부분이 18-8(18% 크롬, 8% 니켈 함유) austenitic stainless steel이며 철, 니켈, 크롬을 주성분으로 한다. Stainless Steel이라 함은 부식(corrosion)을 방지하기 위하여 11% 이상의 크롬을 함유시킨 금속을 이른다. Austenitic stainless steel은 stainless steel 중 부식저항성이 가장 뛰어난 것으로 이 금속에는 구강내에서의 금속훼손을 방지하기 위하여 12~20%의 크롬이 추가되어 금속 표면에 크롬-옥사이드(크롬 산화막)라는 매우 얇고 투명하며 강인한 부동태층(passivation layer)을 형성하여 주위 환경에 의한 금속의 부식을 방지하고 있다. 그러나 기계적, 화학적 손상에 의해 이 옥사이드 층이 파괴되면 부식에 대한 저항이 훼손되므로 금속의 부식이 발생하게 된다. 구강은 다양한 변화요인과 타액 내의 전해질로 인하여 금속의 부식이 언제나 쉽게 일어날 수 있는 환경 하에 있다.

금속성 교정장치도 전해질이 있는 곳에서 부식을 일으켜 금속 성분들이 유리되며 그 결과 장치의 기계적 성질과 크기 및 형태에 변화가 일어난다.<sup>6,19,22,23,35)</sup> 간혹 니켈 알러지와

같은 신체 과민반응을 일으키기도 한다.<sup>3,8,10,20,21,27,31,37)</sup> 고 밝혀져 있다. 금속 기저부가 있는 브라켓이 금속의 유리에 의하여 범랑질에 영구변색을 일으키거나 과민반응을 야기한다.<sup>17,22,27)</sup> 는 보고도 있었다. 또한 금속유리가 클수록 세포독성(cytotoxicity)이 크다는 것이 많은 학자들에 의해 입증되었다.<sup>16)</sup> 따라서 교정장치에 의한 부작용은 불량한 구강청결로 인한 연조직의 염증 뿐 아니라 장치 자체와 그의 부식산물에 의한 국소적인 조직 손상도 들 수 있다.

1970년대에 교정기법 및 재료이 발달과 더불어 교정용 브라켓을 밴드에 납 착하지 않고 직접접착제를 이용하여 치아에 직접 접착하게 되었고 브라켓의 디자인도 더욱 세밀하고 복잡해졌으며 이에 따라 가격도 많이 비싸지게 되었다.<sup>26)</sup> 따라서 교정의들은 브라켓의 사용에 있어서 경제적인 면을 고려하게 되었으며 이에 의해 브라켓의 재사용을 위한 여러가지 방법이 개발, 소개되어 왔고 이를 전문으로 하는 회사도 생기게 되었다.<sup>6,11,19,24,36)</sup>

브라켓 재생의 목적은 브라켓 기저부에서 손상을 주지 않으면서 기저부로부터 접착제를 완전히 제거하여 브라켓을 범랑질에 다시 부착하여 이용할 수 있도록 하는 것이며 이를 위해 이용되는 방법은 크게 두가지 즉, 열을 이용하는 방법과 화학용매를 이용하는 방법으로 나눌 수 있다. 열을 이용하는 방법은 접착제를 태워서 없애는 방법이며 용매를

접수일 : 1993년 2월 1일

<sup>1)</sup> : 서울대학교 대학원 치의학과 치과교정학 전공, 대학원생

<sup>2)</sup> : 서울대학교 치과대학 치과교정학교실, 교수

이용하는 방법은 접착제를 브라켓 기저부로부터 벗겨 내는 것이다. 용매를 이용하는 방법은 대개 강산을 이용하므로 다루기가 어렵고 위험하며 재생전문회사(예 ; Ortho-Cycle, Ortho-One, Centry 2001, Orthotronics 등)에서 용매의 성분을 자세히 밝히지 않고 있는 반면 열을 이용하는 방법은 기기(Esmadent-Big Jane)만 준비되면 편리하게 별 위험 없이 이용할 수 있다는 장점이 있다<sup>11)</sup>.

브라켓의 접착에 이용되는 레진은 열경화성수지이며 원래는 770°C 근처에서 완전히 열분해되나 이런 온도는 금속의 물리적 성질을 크게 변화시키므로 이를 방지하기 위하여 350~450°C로 접착제를 소거하고 완전 소거되지 않은 접착제 및 불순물은 전해연마로 없앤다<sup>6,11)</sup>. 전해연마의 목적은 열처리 후 금속표면의 불순물과 잔유물을 제거하고 크롬산화막의 부동태 형성을 유도하여 금속을 보호하는 것이다. 그러나 브라켓의 재생에 이용되는 열도 브라켓 내에서 크롬-카바이드 복합체(CCr<sub>3</sub>, 650°C에서 가장 빠르게 형성됨)를 형성하거나 크롬이 많은 금속복합체의 침전물을 만들어 합금을 파괴시키고 합금으로부터 크롬을 빼앗음으로써 금속의 미세구조에 영향을 미쳐 부식에 대한 저항을 감소시키며 경도와 인장강도도 저하시킨다고 알려져 있다<sup>6)</sup>. Wheeler와 Ackerman<sup>35)</sup>은 Stainless steel은 650°C이상 가열되면 금속의 강도와 경도가 감소되며 본래의 광택으로 전해연마 될 수 없다고 하였다.

열처리 후의 전해연마(electropolishing) 과정은 브라켓 표면의 불순물과 거칠음 제거하여 변색과 부식을 감소시켜 주기는 하나<sup>12)</sup> 브라켓 표면으로부터의 금속제거로 브라켓 slot의 크기를 변화시키기도 하는데 보고에 따르면 열을 이용한 재생법에서는 금속이 50μ 정도 제거되고 용매를 이용한 재생법에서는 5~10μ 정도 제거된다고 알려져 있다<sup>28)</sup>. 따라서 용매를 이용한 재생방법은 전해연마 과정을 필요로 하지 않기 때문에 slot 크기에 변화를 거의 초래하지 않고 열처리에 의한

금속의 손상이 없다는 장점이 있으나 용매로 이용되는 액들이 금속 자체나 soldering braze의 물리적 성질에 어떤 영향을 미치는가에 대해서는 의문이 되고 있다<sup>19)</sup>.

이와 같은 금속성 장치의 금속유리가 어느 정도 인체에 유해한 지는 정확히 밝혀져 있지 않으나 장치의 선별사용과 적합한 처리방법으로 체내에서의 금소유리를 줄일 수 있다면 환자를 위해서 다행한 일이라 할 수 있을 것이다.

따라서 저자는 금속 브라켓의 재생방법과 그에 따른 브라켓의 금속유리가 인체에 얼마나 바람직하지 못한 영향을 미칠 수 있을 것인가에 대하여 MST(Material Science Toxicology)가 추천하는 acute toxicity test를 구강내에 2년 이상 장착되어 있던 used 브라켓과 사람의 치은 섬유아세포 배양법(cell culture method)<sup>1,42)</sup> 및 agar overlay method를 이용하여 시행하고 그 결과를 비교, 평가하였다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

실험에는 R.M.사의 상악중절치용 standard wide twin bracket (Foil-mesh type base)을 이용하였다. 이 브라켓은 AISI type 304L stainless steel로 제작되었으며 그의 구성성분은 표 I 과 같다. 브라켓 slot 부위는 기저부와 laser를 이용하여 고열을 가함으로써 부착하였다(그림 1).

### 2. 치은 섬유아세포의 배양

#### 1) 1차 배양

교정치료를 위해 12세 여아의 제1소구치를 발거하면서 발치와 주위의 치은을 절제하고 절제한 치은을 15% FBS(fetal bovine serum, GIBCO Co., U.S.A.)와 1% 항생제가 첨가된 α-MEM (α-minimum essential medium, L-

표 1. 실험에 이용한 브라켓의 구성성분

성분	C	Si	Mn	P	S	Ni	Cr	Fe
%	0.03	1.0	2.0	0.045	0.03	8-12	18	38-65

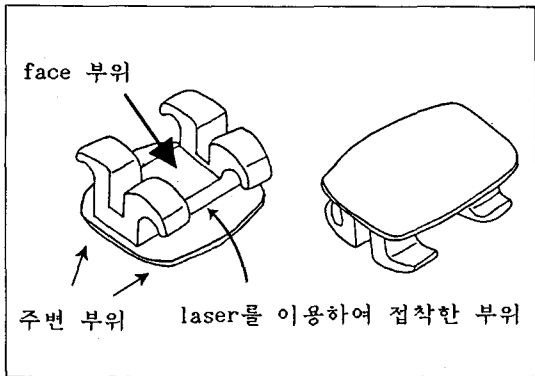


그림 1. 실험에 이용한 브라켓의 형태 및 임의 부분명칭

glutamine 포함, GIBCO Co., U.S.A.)에서 3회 세척하였다. 세척된 치은 조직을 60mm 세포 배양접시(NUNC Co., DENMARK)로 옮기고 건조되지 않도록 주의하면서 No. 15 scalpel로 1mm<sup>3</sup>이 되도록 세절하였다. 세절한 치은조직은 조직의 가장자리가 잘 부착되도록 주의하면서 배양접시에 잘 펴놓은 후 pipette을 이용하여 각 배양접시당 3ml의 배양액을 주입하여 37°C, 5% CO<sub>2</sub>, 습도 95% 배양기(Mo-del-8409C, Vision Co., U.S.A.)에서 배양하였다. 배양액으로는 10% FBS와 1% 항생제를 첨가한  $\alpha$ -MEM을 사용하였고 단일 세포층이 형성될 때까지 3일 간격으로 교환해 주었다.

2) 2차 배양

배양접시 내의 배양액을 제거하고 HBSS (Hank's balanced salt solution, GIBCO Co., U.S.A.)로 2회 세척하였다. 부착된 세포를 분리하기 위하여 HBSS를 제거하고 0.25% Trypsin-EDTA(GIBCO Co., U.S.A.)를 배양접시당 2ml씩 넣고 3분간 bench 상에서 방치한 후 Pasteur pipette을 이용해서 배양접시에 부착된 잔여세포를 기계적으로 분리시키고 원심분리용 시험관으로 옮겨서 37°C, 1200rpm으로 10분간 원심분리하였다. 상층액을 제거하고

원심분리를 이용해서 HBSS로 2회 세척한 후 배양액을 넣고 세포부유액을 만들어 60mm 배양접시에 세포를 분주하였다. 분주 비율은 1:3 내지 1:4로 하였으며 같은 방법으로 5회 계대배양하여 실험에 이용하였다.

3. 실험방법

1) 1군 : 대조군

'제조회사에 제작된 상태대로의 브라켓을 EO gas로 소독한 후 실험하였다.

2) 2군 : 열을 이용한 재생처리 후 전해연마 하지 않은 새 브라켓

사용하지 않은 새 브라켓의 기저부에 접착용 레진을 적당량 바른 후 24시간 동안 경화시키고 Big Jane (Esmadent Co.)을 이용하여 450°C에서 60분간 열처리한 후 잔여 powder를 제거하기 위하여 즉시 cement solvent가 담긴 glass beaker에 넣고 10~15분간 초음파 세척기에 두었다. cement solvent를 제거하고 비이커에 있는 브라켓에 뜨거운 물을 부어 잔여 solvent를 씻은 다음 paper towel에 브라켓을 펼쳐 놓고 air dry하였다<sup>11)</sup>.

3) 3군 : 열을 이용한 재생처리 후 전해연마한 새 브라켓

사용하지 않은 새 브라켓을 2군과 동일하게 처리한 후 20~30초간 전해 연마를 시행하였다. 전해질을 모두 제거하기 위하여 브라켓을 물에 담근 후 baking soda 액에서 중화시키고 뜨거운 물에서 초음파 세척을 한 다음 air dry하였다.

4) 4군 : 열을 이용한 재생처리 후 전해연마를 하지 않은 used 브라켓

구강내에 2년 이상 장착되어 있던 wide 브라켓을 debonding한 상태대로 Big Jane (Esmadent Co.)에 넣어 2군과 동일하게 처

표 II. 탈색지수의 평가기준

지수	탈색의 범위
0	시편 주위나 직하부에 뚜렷한 탈색부위가 없는 경우
1	탈색의 범위가 시편의 직하부에 국한된 경우
2	탈색의 범위가 시편으로부터 0.5cm를 넘지 않는 경우
3	탈색의 범위가 시편으로부터 1.0cm를 넘지 않는 경우
4	탈색의 범위가 시편으로부터 1.0cm를 넘으나 배양접시 전체까지는 미치지 못한 경우
5	탈색의 범위가 배양접시 전체까지 이른 경우

리하였다.

5) 5군: 열을 이용한 재생처리 후 전해연마한 used 브라켓

구강 내에 2년 이상 장착되어 있던 브라켓을 2군과 동일한 방법으로 처리한 후 3군과 동일한 방법으로 전해연마 및 증화하였다.

6) 6군: 화학용매로 재생한 새 브라켓

사용하지 않은 새 브라켓의 기저부에 적당량의 접착제를 바른 후 24시간 동안 경화시키고 방과 이<sup>4)</sup>의 방법대로 95% 황산을 24시간마다 교환하면서 브라켓을 72시간동안 황산내에 두었다. 증류수로 충분히 씻고 5~10분간 초음파 세척기에서 처리한 후 air dry 하였다.

7) 7군: 화학용매로 재생한 used 브라켓

구강내에 2년 이상 장착되어 있던 브라켓을 6군과 동일한 방법으로 처리하였다.

모든 브라켓은 열처리나 화학처리 후 EO gas로 소독하여 실험에 이용하였다.

#### 4. 세포독성 실험

계대배양한 치은 섬유아세포를 0.25% Trypsin-EDTA 용액으로 처리한 후 원심분리하여 배양액으로 세포부유액을 만들었다. 표준혈구계산법을 이용하여  $2.5 \times 10^4$  cells/well이 되도록 microtest plate well(Nunc, Denmark)에 옮겨 10% FBS가 포함된 1ml 배양액에서 배양하였다. 다음날 배양액을 교환하고 이틀째 되는 날 배양액을 제거해서 HBSS로 세척하였다.

세척한 치은 섬유아세포에 Eagle's Minimum Essential Medium (E-MEM)을 첨가하고 agarose를 피개하였다. Agarose가 굳은 후 cell을 0.01% neutral red로 15분간 염색하고 소독된 브라켓을 well당 하나씩 agar 면과 가능한 넓게 접촉하도록 agar 표면 위에 놓고 배양접시를 24시간 동안 37°C, 5% CO<sub>2</sub>, 습도 95%에서 배양하였다. 각 실험군당 같은 실험을 3개의 브라켓으로 동시에 행하였다.

#### 5. 세포독성의 평가

1) 육안으로 세포의 탈색부위의 관찰이 가능한가의 여부를 보고 탈색된 범위를 측정하였다.

2) 광학현미경으로 탈색된 부위의 세포형태를 관찰하여 세포가 용해된 부위를 측정하였다.

세포독성을 scoring하기 위해 MST에서 규정하고 있는 반응지수를 이용하였다<sup>1)</sup>. 독성의 평가기준으로 시편주위의 배지에서 염색이 사라진 탈색부위의 범위를 측정하여 탈색지수(zone index)를 측정하고 다시 탈색된 범위 내에서의 세포의 용해범위를 현미경으로 관찰하여 용해지수(lysis index)를 측정하였으며, 그 결과에 따라 반응지수(response index)를 탈색지수/용해지수로 구하였다. 3개의 브라켓에서 각각 측정하여 그 중간값을 결과로 하였다. 탈색지수와 용해지수 및 반응지수에 따른 세포독성의 기준은 표 II, III, IV와 같다.

표 III. 용해지수의 평가기준

지수	용해의 범위
0	용해가 일어나지 않은 경우
1	탈색범위의 20% 정도까지 용해가 일어난 경우
2	탈색범위의 20~40%가 용해된 경우
3	탈색범위의 40~60%가 용해된 경우
4	탈색범위의 60~80%가 용해된 경우
5	탈색범위의 80% 이상이 용해된 경우

III. 실험결과

1) 육안으로 관찰한 세포의 탈색범위 : 대조군 및 모든 실험군에서 브라켓 주위의 탈색 범위는 모두 0.5cm 이하였다. 대조군(1군)에서는 거의 브라켓 직하부에서만 세포의 탈색이 나타나 탈색지수는 1이었으며 모든 실험군(2-7군)의 탈색지수는 2로 브라켓 주위의 0.5cm를 넘지 않는 범위에서 세포의 탈색이 나타났다.

2) 광학현미경으로 관찰한 세포의 형태 : 브라켓 직하부 및 인접부에서 세포용해가 있었다. 특히 브라켓과 기저부가 결합되어 있는 경계부인 주변부위에서 세포의 용해가 많은 것으로 나타났다. 각 군의 탈색지수와 용해지수로 계산한 반응지수는 표 V와 같다. 따라서 반응지수로 평가한 브라켓의 세포독성은 제작된 상태대로의 새 브라켓(1군)과 전해연마 하지 않고 열처리만 한 used 브라켓(4군)에서는 미약하였으며 나머지 군에서는 중증도였다.

IV. 총괄 및 고안

교정치료에 이용되는 장치는 여러가지 재질로 이루어져 있지만 고정식 교정장치의 기본을 이루고 있는 브라켓은 작은 stainless steel 기저부 위에 welding이나 soldering 과정을 통하여 stainless steel로 된 slot 부위를 부착시킨 것으로 거의 다 금속으로 구성되어

표 IV. 반응지수와 세포독성의 평가

세포독성	반응지수
없음	0/0
미약	1/1-1/5, 2/1
중증도	2/2-2/5, 3/1-3/5, 4/1-4/3
강함	4/4-4/5, 5/1-5/5

표 V. 각 군의 반응지수

군	1군	2군	3군	4군	5군	6군	7군
반응지수	1/2	2/2	2/4	2/1	2/2	2/4	2/3

있다. 금속은 주위 환경 내의 비금속 성분과 화학적으로 반응하여 화학산물을 형성하는데 이를 부식이라 한다<sup>27)</sup>. 구강에서 사용되는 금속이나 합금의 최우선 요건은 금속구조나 인체에 유해한 부식산물을 형성해서는 안된다는 것이다. 따라서 교정치료에 이용되는 금속성 장치에는 stainless steel의 단점인 부식을 방지하기 위하여 금속 표면에 크롬 산화화(산화크롬, 수산화크롬)이 형성되어 있다. 그러나 어떤 이유로 이 산화부식을 일으켜 금속화합물을 형성하고 금속의 유리를 야기하게 될 것이다. 구강 내에서 stainless steel 브라켓의 부식을 야기시킬 수 있는 조건들은 크게 다음과 같다<sup>22,23,29)</sup>.

1) 접촉용 레진과 브라켓 기저부 혹은 접촉용 레진과 치면 사이와 같은 좁은 틈새가 있어 산소가 결핍된 부위가 발생할 경우(예, crevice corrosion)

2) 열이 가해짐으로써 금속입자 사이에 탄소가 크롬과 함께 침전하여 크롬이 부족태의 역할을 잃을 경우(결정입계부식, inter-granular corrosion)

3) 응력이 서로 다르거나 재료의 구성성분이 다를 경우, 동질의 금속이나 합금에서도 전해질 농도가 다를 경우(galvanic corrosion)

4) 정상 기능이나 잇솔질 등으로 산화막이 기계적으로 파괴된 경우

5) stainless steel의 cold working으로 산화

막이 파괴된 경우

6) 혈청 단백질이 구강 내에 존재할 경우

7) 치태 세균이 많은 경우(단백질과 산에 의해 crevice에서 산소가 결핍된 상황이 발생하게 됨)

금속성 교정장치는 철, 니켈, 크롬을 주성분으로 한다. 인간의 세포를 배양하여 실험만 연구결과에 의하면 크롬은 약한 세포독성을 가지고 있으며 니켈은 중증도의 세포독성을 갖고 있는 것으로 밝혀져 있다<sup>27)</sup>. 교정장치의 금속성분으로부터 니켈이 유리되어 알러지 반응을 야기할 수 있다는 많은 보고가 있어 왔으며<sup>5,8,10,14,20,21,27,37)</sup> 이런 알러지 반응은 귀금속의 가격이 비싸서 점차 니켈을 함유한 비귀금속의 사용이 증가하면서 점차 빈도가 증가하고 이의 중요성이 대두되고 있다.

Greig, Dickson, Hensten-Pettersen 등은 head gear의 metal buckle 내의 니켈이 피부에 알러지를 유발한 예를 보고하였고 Schriver 등은 stainless steel surgical wire로 인한 니켈 알러지를 보고하였으며<sup>10)</sup> Hensten-Pettersen도 구강내장치에 대한 알러지 반응을 보고하였다.

Zachrisson과 Zachrisson<sup>37)</sup>은 교정치료를 나타나는 심한 치은염이 구강 청결상태가 매우 양호한 경우에서도 나타나는 것을 관찰하고 이런 치은염은 불량한 구강청결과 세균성 치태 때문만이 아니라 금속성 교정장치의 부식으로 인해 유리된 니켈과 크롬 등에 대한 접촉성 과민반응 때문이기도 하다고 보고하였다. 또한 이런 상태는 치료중에 유지되다가 장치를 제거한 직후에 급격히 호전된다고 하면서 따라서 교정치료 중의 이러한 치은변화는 일시적이며 치주조직에 영구적인 손상은 없다고 보고하였다.

Blanco-Dalmau 등<sup>5)</sup>은 대부분의 니켈 함유 합금은 비교적 부식율이 높으며 이런 부식 산물은 연조직의 염증을 유발하여 과민성 피부염을 야기시킬 수 있다고 하였다. 이들은 니켈에 대한 과민반응이 발생하는데 영향을

미치는 요소로 기계적 자극, 피부의 절상, 개인의 감수성, 기온, 기후, 니켈에 노출된 강도와 기간 등을 들었으며 니켈 함유 합금을 사용할 때는 standardized patch test를 해야 한다고 하였다.

Jones 등<sup>21)</sup>은 니켈에 대한 과민반응은 니켈과 접촉하고 있지 않은 먼 부위에서도 나타나며 내분비계의 변화 및 vital function의 변화를 초래할 수도 있다고 하였고, Grimsdottir 등<sup>17)</sup>과 Staerkjaer와 Menne<sup>31)</sup>도 니켈에 대한 과민반응이 니켈 source로 부터 먼 곳에서도 나타난다고 하였다.

Dunlap 등<sup>10)</sup>은 니켈-티타늄 호선(55%의 니켈 함유)을 장착한 후 수일 내에 구강점막에 작열감, 동통, 큰 erythematous macular lesion 등이 생겼다가 호선을 제거하고 4일 후 완전히 나아버린 14세 소녀의 증례를 보고하면서 피부에서 보다 구강점막에서 알러지 반응의 빈도가 적은 데 그 이유는 구강점막의 병소를 야기하려면 피부병소를 일으키는 농도의 5~12배의 니켈이 필요하기 때문이라고 하였다. 또한 stainless steel에는 니켈 함량이 적고 옥사이드층이 니켈의 유출을 억제하기 때문에 알러지 반응을 일으키지 않는다고 하였다. Jacobsen과 Hensten-Pettersen<sup>20)</sup>도 교정장치의 금속유리에 의한 부착용은 구내장치보다 구외장치에서 6배 더 크다고 하였다.

Council on dental materials, instruments & equipment<sup>8)</sup>의보고에 따르면 니켈은 강력한 발암물질로 작용할 수 있어 그의 생물학적 안정성이 의심스러우며 포유류에서는 장흡수를 한정시키는 기전이 작용하므로 구강내로 투여할 경우 그 독성은 낮으나 흡입시는 호흡기구(폐, 코)의 암을 유발시키는 것이 동물실험으로 밝혀져 있다. 그러나 니켈에 대한 과민반응은 그 빈도가 높고 특히 피부염의 형태로 가장 흔히 나타나며 면역학적 측면에서 볼 때 과민반응은 전신적 반응으로 한 조직에만 국한된 것이 아니므로 이런 환자에게 장기간 구강내에 니켈을 함유한 금

속을 두는 것은 금기라고 하면서 니켈을 함유한 금속을 장기간 구강내에 두었을 경우 니켈에 대한 과민반응을 유발할 수 있는가 하는 문제에 대해서는 직접적인 근거는 없지만 가능성이 있다고 하였다. Prystowsky도 강력한 과민성 물질에 장기간 노출되면 과민반응이 증가한다고 하였다.

그러나 이와 반대의 견해들도 많아서 니켈을 함유한 교정장치가 immunologic tolerance를 야기하여 니켈 알러지를 방지해 준다는 주장도 있다. Tomasi<sup>32)</sup>는 non-sensitized individual에서 구강내로 투여되는 항원과 접촉하게 되면 sensitization 대신 tolerance를 야기한다고 하였으며 Vreeburg 등<sup>34)</sup>도 동물실험을 통해서 구강내로 니켈과 크롬을 투여하면 이 금속에 대한 (partial) tolerance 상태에 이르게 된다고 하였다.

Burg 등은 과거에 교정치료를 받은 기왕력이 있는 사람에서 니켈 sensitivity의 빈도가 낮다고 보고하였으며 Staerkjaer와 Menne<sup>31)</sup>는 니켈에 과민한 사람이 교정치료 도중 구강내에서 과민반응을 야기시킬 위험성이 더 큰가에 대해 교정환자를 대상으로 설문조사를 한 결과 니켈에 과민한 사람이 치료도중 구강내에서 과민반응을 야기할 위험성이 더 크다고 볼 수는 없다고 하였다. 그러나 여러 학자들이 이런 주장을 하기는 하지만 보편적으로 받아 들여지지는 못하고 있다.

니켈에 대한 과민반응의 빈도에 대해서도 학자마다 보고에 차이가 있기는 하지만 대개 빈도가 높으며 남성에 비해 여성에서 10배 정도의 빈도로 나타난다고 보고하고 있다<sup>5,21,31)</sup>. 따라서 대개 남성보다는 장신구류의 이용이 많은 여성에서 발생 빈도가 높음을 알 수 있다.

금속성 교정장치의 금속유리로 인하여 나타나는 또 다른 부작용으로 치아, 접착용 레진 및 브라켓의 착색을 보고하면서 금속의 유리를 정량 및 정성분석하고자 하는 노력이 진행되어 왔다.

Park 등<sup>27)</sup>은 고정식 교정장치에 의해 니켈과 크롬이 유리되는데 니켈의 유리량이 크롬

유리량의 3배에 달하며 니켈은 주로 가용성 복합체(soluble compound)의 형태로 유리되는 반면 크롬은 주로 불용성 침전물의 형태로 유리되며 이것이 stainless steel 브라켓의 부식으로 인한 브라켓 주변 치아의 질은 녹색의 착색과 관련된다고 보고하였다. Gwinnett<sup>18)</sup>는 이런 착색이 금속의 부식에 의하여 결정입계에서 크롬과 니켈이 유리되어 타액 내의 Cl와 결합하여 복합물을 형성하기 때문이라고 하였다. 그는 전치에서 구치보다 더 많은 빈도로 나타난다고 하였으며 브라켓에 고온을 가할 때 특히 표면의 oxide층이 파괴될 수 있으므로 주의해야 하며 재생과정에서도 고온은 피해야 한다고 주장하였다.

Maijer와 Smith<sup>22)</sup>는 브라켓 접착 후 착색은 주로 브라켓 모서리 부위에서 나타나 특히 welding 혹은 soldering된 부위에서 심하고 Gwinnett<sup>18)</sup>와 마찬가지로 전치부에서 거의 나타나남을 발견하였다. 기저부 변두리의 접착제와 접착제-브라켓 경계부에는 crack이 존재함을 알아냈으며 이는 교정용 접착에 이용되는 레진이 레진-범랑질, 레진-mesh 경계부까지 타액의 유입을 허용할 수 있기 때문이고 이런 상황은 큰 torquing force, 강한 traumatic occlusion에서 특히 심한 것으로 나타났고 하였다.

임상치료 과정에서 치아나 브라켓, 레진의 착색을 발견하기는 어려운 일이 아니다. 금속의 부식과 레진내의 crack 등을 고려한다면 교정의는 브라켓 주위에서 일어나는 색깔변화에 유의해야 할 필요가 있으며 이런 현상이 발생할 경우 브라켓을 제거하고 재접착해야 할 것이다. 또 하나 유의해서 보아야 할 것은 Gwinnett<sup>18)</sup>와 Maijer와 Smith<sup>22)</sup> 모두 이러한 착색이 전치부에서 더 많이 나타난다고 하였다는 점이다. 그 이유로 생각해 볼 수 있는 것은 전치부가 구치부에 비해 외기와의 접촉이 많고 타액의 자정작용을 덜 받을 수 있다는 사실이다. 그러나 한편으로 다행스러운 것은 착색이 나타날 경우 구치부보다 전치부에서 더 발견하기가 용이할 것이라는

점이다.

이렇게 교정장치에서 유리된 금속이 전신적인 유해를 보이지는 않을 것인가? Gwinnett<sup>18)</sup>와 park<sup>등<sup>27)</sup></sup>의 보고에 따르면 교정장치에서 분비되는 니켈의 양은 사실상 아주 적어 니켈의 경우 음식으로 하루에 섭취되는 양이 300~500ug(크롬의 경우는 5~100ug)인데 반해 40ug에 지나지 않으며 따라서 임상적으로 중요하지 않으나 다만 과민반응에는 주의해야 한다고 하였다. Bishara 등<sup>4)</sup>은 교정장치를 장착한 후 혈액 내의 니켈 함량을 수개월간 추적한 결과, 지속적이거나 큰 변화는 없다고 하였다. 국내에서는 박과 이<sup>40)</sup>가 모조교정장치를 이용하여 브라켓과 다양한 호선으로부터 유리되는 금속성분을 정량분석하고 호선별로 비교한 바 있는데 이들의 실험 결과에서도 모조교정장치에서 유리되는 금속의 양은 음식을 통해 하루에 섭취하는 양보다 적게 나타났다. 따라서 과민반응이나 장기간의 구강내 체류에 의한 치아의 착색 등이 문제시 되지 않는 한 금속의 유리로 인한 구강을 통한 섭취가 인체에 전신적인 큰 유해를 나타내지는 않을 것으로 사료된다.

교정용 호선과 같이 한가지 성분으로만 구성된 장치는 soldering이나 welding process에 의해 하나나 둘 이상의 금속 성분이 결합된 경우보다 부식, 변색이 적다고 알려져 있다. soldering, welding 과정에서 이용되는 열이 금속내에 carbide를 형성하여 금속의 미세구조를 변화시키기에 적합한 온도이고<sup>16,17,22,27)</sup>, 또 soldering의 경우 화학성분과 구조가 다른 이종의 금속이 근접하여 galvanic couple을 조성함으로써 금속의 유리를 더욱 활발하게 하기 때문이다<sup>3,23)</sup>. 또한 soldering braze에는 구리, 아연 등의 세포독성이 큰 물질들이 함유되어 있으며 solder된 장치에서는 부식에 의해 이 금속들이 유리될 수 있다고 알려져 있다<sup>3,14-17)</sup>. 대부분의 교정용 브라켓도 브라켓과 기저부가 soldering이나 welding에 의해 결합되어 있는 형태이므로 교정용 호선과 같이 단일 성분으로 구성된

장치보다 부식에 더 민감하다고 할 수 있다.

Grimsdottir<sup>등<sup>16,17)</sup></sup>, Gjerdert<sup>등<sup>14)</sup></sup>은 여러 교정용 장치에 대해 실험하여 brazing material을 함유한 장치가 호선과 같이 한가지 성분으로만 구성된 장치보다 금속유리 및 세포독성이 크다고 보고하였다. solder 부위에서 특히 세포의 용해범위가 넓은데 이는 주로 solder 부위에서 유리된 독성을 가진 입자나 solder를 용해시키기 위해 이용된 열로 인한 부식저항 감소가 주범이라고 하였으며, Grimsdottir<sup>등<sup>16,17)</sup></sup>은 이런 현상이 특히 soldering braze내의 구리 때문이라고 하였다. 이들은 세포독성의 임상조건이 알려지 반응의 소견과 유사하다고 하였다. Berge<sup>등<sup>3)</sup></sup>은 Ag solder는 호선에 대해 양극(anode)으로 작용하므로 구리, 아연, 카드뮴 등이 많이 유리되며 특히 카드뮴은 함량은 극히 적지만 독성이 크므로 이를 함유하는 solder는 피해야 한다고 하였다.

본 실험결과를 Grimsdottir<sup>등<sup>16)</sup></sup>의 실험결과와 비교해 볼 필요가 있다. 그러들은 새 브라켓과 쥐의 L929세포를 이용하였는데 soldering braze가 있는 브라켓에서 3/5라는 같은 높은 독성을 보고하였고 braze가 없거나 Au-braze를 함유한 브라켓에서는 1/2, 1/3과 같이 낮은 독성을 보고하였다. 본 실험에서 사람의 세포를 이용했음에도 불구하고 새 브라켓에서 1/2, 재생처리한 브라켓에서 2/4로 이들 실험의 soldered 브라켓에 비해 낮은 독성을 나타낸 이유는 RM사의 브라켓이 soldering braze를 사용하지 않고 laser를 이용한 열처리만으로 브라켓과 기저부를 결합시켰기 때문에 soldering braze에 의한 세포독성이 없었기 때문인 것으로 생각된다.

교정치료를 받고 있는 환자의 구강은 stainless steel의 부식을 가속화시킬 수 있는 모든 요인들이 복합적으로 작용하므로 부식에 매우 민감한 상태라고 할 수 있다. 여기에 잔유물력을 제거하기 위한 호선의 열처리나 브라켓의 재사용을 위한 열처리 재생과정이 부가된다면 고정식 교정장치에서 유리되는



금속의 양은 더욱 증가하리라는 것을 예상할 수 있다.

Gjerdet와 Herø<sup>15)</sup>는 교정용 호선의 다양한 온도를 이용한 열처리 후 금속유리에 대한 실험을 하여, 500°C이상으로 열처리 할 때 금속유리는 15~60배로 증가한다고 하였고, 국내에서도 최와 이<sup>16)</sup>가 열처리한 교정용 호선(Elgiloy)의 금속유리에 대하여 연구하여 열처리 온도와 시간이 증가할 수록 호선의 금속유리가 증가한다고 하였다. 임상교정의는 이런 사항을 교정용 호선을 열처리하는 과정에서 한번쯤 짚고 넘어가야 할 것이다.

많은 연구결과에서 브라켓의 재생시 열을 사용하는 것에 대해 주의해야 하며 가능한 이를 피해야 한다고 주장하고 있다.<sup>6,18,22,23,27,43)</sup> Buchman<sup>6)</sup>은 열을 이용한 재생처리후 브라켓의 미세구조 변화를 관찰하여 island formation 및 metallic crystal separation을 보고하면서 이런 미세구조의 변화가 부식저항의 감소와 관련이 있다고 하였다. 본 실험에서도 열을 이용하여 재생한 브라켓은 제작된 상태대로의 새 브라켓에 비해 세포독성이 큰 것으로 나타났다. 실제 임상에서 재생하여 사용되는 브라켓은 1~2년 이상 구강내에서 기계적 마찰이나 화학적 작용에 의해 여러모로 부식되어 있는 상태일 것이다. 따라서 금속 표면도 매끈하지 못하며 열을 이용한 재생시 금속의 미세구조에 더욱 큰 변화가 일어나 세포독성도 더욱 클 것으로 예상하였다. 그러나 본 실험 결과 구강내에 2년 이상 장착되어 있던 브라켓이 열을 이용한 재생 후, 제작된 상태대로의 새 브라켓보다는 세포독성이 컸지만 같은 처리를 한 새 브라켓에 비해 세포독성에서 오히려 적은 값을 보였다. 그 이유는 브라켓이 2년 이상 구강내에 있으면서 브라켓 표면으로부터 유리되어 나올 수 있는 금속이 거의 다 유리되었기 때문인 것으로 생각된다. Barrett<sup>2)</sup>은 인공타액을 이용한 실험에서 교정장치로 부터 상당량의 니켈과 크롬이 유리되나 니켈의 경우 1주가, 크롬의 경우 2주가 지나면 유리되는 속도가

감소한다고 하여 일정 기간동안 부식이 진행되고 나면 금속의 유리가 줄어들을 암시하였으며 Gjerdet<sup>15)</sup>도 고정식 교정장치는 장착직후에 금속유리가 가장 크며 3주 이상이 지나면 타액내의 금속량은 장치장착 전보다 적어진다고 하였다. 본 실험에서 또한 제작된 상태대로의 브라켓도 미약하기는 하지만 어느 정도의 세포독성이 나타났는데 이는 브라켓과 기저부를 부착하기 위한 laser heating에 의해 금속구조가 영향을 받았기 때문이거나 혹은 브라켓을 실험 전에 EO gas 소독만 하고 달리 세척하거나 하지 않았기 때문에 브라켓 표면에 제작 및 처리 과정에서 독성물질이 남아 있었기 때문일 수도 있을 것이다. 열처리를 이용한 재생 후 전해연마를 한 군과 하지 않은 군의 비교에서는 전해연마를 한 군의 세포의 용해가 더 큰 것으로 나타났는데 이는 전해연마의 목적이 브라켓 표면으로부터 불순물을 제거하고 매끈한 금속표면을 재현하여 변색이나 부식을 방지한다는 것인 점에서 비추어 볼 때 이례적인 일이라 생각되었다. 이에 대한 해석은 전해연마 과정에서 쓰이는 화학용매가 금속표면에 영향을 미쳐 금속이 유리되어 나오기에 유리한 환경을 만들었기 때문이라 할 수 있겠다.

치아의 이동은 본 실험에서와 같은 정적인 상태가 아니라 치아와 교정장치 사이에 상호작용이 있는 동적인 상태이므로 호선의 이동 및 브라켓과의 마찰로 인해 새로운 형태의 부식이 부가적으로 더 일어날 수 있다.

브라켓 재생을 전담하는 재생전문회사에서는 재생후 브라켓 slot에 큰 변화가 없다고 이야기하고 있으나 실제 임상의들은 slot의 폭경이 변하여 torque의 효과가 감소한다고 느끼고 있다. 이런 현상은 특히 pretorque된 브라켓의 사용이 만연하면서 문제가 되고 있다.

Buchman<sup>6)</sup>은 4가지 재생방법을 비교하여 (Esmadent, Ortho-Cycle, Ortho-Bond, Bunsen burner) slot의 변화는 그다지 중요하지 않

으며 변화가 있어도 20% 정도의 브라켓에서 0.0015 inch가, 3회의 재생후에는 0.001 inch가 증가한다고 하면서 1~2회의 재생은 비교적 치료에 큰 지장을 초래하지 않는다고 하였다. Hixon<sup>19)</sup> 등은 브라켓을 3가지 재생방법(Esmadent법, Ortho-Cycle법, Centry 2001법)을 이용하여 재생하고 그 결과를 평가하였는데 3가지 방법 모두 대조군과 비교하여 3회의 재생 동안은 브라켓이 torquing force를 받아들이는 능력에 큰 변화가 없다고 하였다.

재생과정에서 브라켓 slot의 크기변화를 주로 일으키는 것은 전해연마 과정으로 알려져 있다. 그러나 여러 학자들의 연구에 의하면 전해연마시 전류밀도의 차이에 의해 금속의 가장자리와 돌출부에 있는 금속이 가장 영향을 많이 받으므로 slot 내부의 금속은 큰 영향을 받지 않는다고 한다. 따라서 위의 논문의 실험 결과들을 함께 고려해 볼 때 debonding 과정에서 브라켓에 큰 손상이나 변형이 발생하지 않는 한 재생으로 인해 브라켓 slot 크기에 사용 불가능할 정도의 변화는 일어나지 않을 것으로 보인다.

Wheeler와 Ackerman<sup>35)</sup>, Dickinson과 Powers<sup>9)</sup>, Regan 등<sup>30)</sup>은 여러 방법으로 재생된 브라켓의 접착강도를 측정하여 재생후 접착강도가 감소하기는 했으나 임상적으로 큰 의미는 없다고 하였다. Mascia와 Chen<sup>24)</sup>, Wright와 Powers<sup>36)</sup>는 Orthocycle과 Esmadent의 재생후 mesh base 브라켓의 접착강도가 감소했다고 보고하였는데 Wright와 Powers는 그 이유를 재생으로 인해 mesh wire의 직경이 감소하기 때문이라고 하였다. 반면 Smith는 mesh 브라켓을 Esmadent와 Orthocycle법으로 2회 연속 재생했을 때 접착강도에는 큰 변화가 없으나 mesh wire 직경은 크게 감소했으며 어떤 브라켓에서는 화학약품으로 인한 금속의 etching 때문에 재생후 오히려 접착강도가 증가하는 것도 있다고 하였다.

화학용매를 이용한 재생법은 열을 전혀 이용하지 않으므로 브라켓 금속의 미세구조에도 해로운 영향을 미치지 않으며 전해연

마가 거의 필요치 않으므로 브라켓의 tolerance를 증가시키지도 않는다고 알려져 있다<sup>6,19)</sup>.

국내에서는 방과 이가<sup>41)</sup> 열처리 재생법에 의한 금속의 부식저항 감소 및 slot 폭경 변화, 접착강도 감소 등의 부작용을 방지하고자 화학적 재생처리법을 30여가지 시약으로 다양한 시간대에서 실험하였다. 이들은 교정용 접착제인 diacrylate resin이 3차원 구조로 된 고분자물질임을 감안, 이들의 용제에 의해 용해되지 않고 팽윤되므로 이런 현상을 이용하여 접착제를 팽윤시켜 제거하면 소각이나 전해연마가 불필요하므로 물리적 변화가 없는 재생 브라켓을 사용할 수 있을 것이라고 생각하였다. 실험 결과 95% 황산에서 24시간마다 황산을 교환하면서 72시간 처리한 것이 접착제의 팽윤이 가장 잘 일어나 접착제가 완전히 제거되었으며 브라켓 표면도 화학처리 전의 표면과 똑같이 매끄러운 소견을 보였다고 하였다. 고와 이<sup>39)</sup> 방과 이<sup>41)</sup>의 방법대로 화학처리하여 재생시킨 브라켓과 새 브라켓의 접착강도 및 slot 폭경을 비교하여 접착강도 및 slot 폭경의 변화는 통계적으로 유의한 차이가 없다고 하면서 재생과정에 전해연마가 포함되지 않았기 때문에 slot 폭경에 변화가 없었을 것이라고 하였다. 윤과 이<sup>43)</sup>는 열처리 및 방과 이<sup>41)</sup>의 방법대로 화학처리하여 재생한 금속 브라켓의 내식성에 대해 장기간 연구한 바 화학처리로 재생한 브라켓의 미세구조는 새 브라켓과 같은 소견을 보였으나 열처리한 브라켓은 부식의 초기 소견을 보이고 구강 내에 접착하고 1년 후 관찰하였을 때 부식이 더욱 진행된 소견을 보였다고 하였다.

따라서 이들의 실험 결과에 비추어 본다면 화학처리로 재생한 브라켓이 열처리로 재생한 브라켓보다 양호한 내식성을 보인다는 것이 증명되었다고 하겠다. 그러나 본 실험 결과에서는 방과 이의 방법<sup>41)</sup>대로 화학처리로 재생한 브라켓도 열처리로 재생한 브라켓과 거의 유사하거나 오히려 약간 큰 정도의 세 포독성을 보이는 것으로 나타났는데 이는

화학용매에 의해 금속표면 자체가 영향을 받았기 때문인 것으로 사료된다. Hixon<sup>19)</sup>은 레진 접착제의 불용성 cross-linkage를 용해시킬 수 있는 용매는 어느 것이든 미세한 표면 etching이나 pitting을 야기할 수 있다고 하여 화학 용매로 재생처리하는 경우 부식이나 금속유리가 증가될 수 있다는 것을 암시하였다. Maijer와 Smith<sup>23)</sup>도 3가지 재생회사의 방법대로 재생한 결과(Esma Chemical, Ortho-Cycle, Vector Dental Corporation) 3가지 재생법 모두가 브라켓의 부식감수성을 증가시켰으며 brazing alloy가 부식의 개시에 중요한 요소라고 하였다. 본 실험 결과, 특히 새 브라켓이 구강내에 2년 이상 장착되어 있던 브라켓에 비해 화학처리를 이용한 재생시 세포독성이 더 큰 것으로 나타났는데 이는 앞에서 언급한 것과 마찬가지로 구강내에 2년 이상 있던 브라켓에서는 유리되어 나올 수 있는 금속의 거의 대부분이 유리되었기 때문인 것으로 사료된다.

stainless steel 브라켓의 부식을 감소시키기 위한 노력의 일환으로 금속표면의 산화막 형성 이외에 금속의 성분을 변화시키는 작업이 진행되어 왔다. 브라켓을 제작하는데 이용되는 stainless steel에는 AISI(American Iron and Steel Institute) type 303, 304, 304L, 316, 316L, 317 등이 있으며 번호가 증가할수록 탄소 함량이 감소하고 다른 합금이 증가하여 passivating property가 향상되므로 부식저항이 증가된다. 특히 316L 합금에는 니켈이 함량이 많고 2~3%의 몰리브데넘이 함유되어 부식저항을 더욱 증가시켰다<sup>18,22,23)</sup>. 이런 종류의 금속을 브라켓의 생산에 이용한다면 구강내에서의 부식을 더욱 줄일 수 있을 것이다. 그러나 부식저항의 증가와 더불어 금속의 경도도 증가하므로 milling을 통한 브라켓의 제작이 어려워지므로 그동안 보편화 되지 못하였던 것이 사실이다. 최근 브라켓 생산에서 casting, metal injection molding 등의 방법이 이용되면서 앞으로는 부식저항이 큰 AISI type 316L과 같은 금속으로

제작된 브라켓을 사용할 수 있을 것 같은 전망이다.

Maijer와 Smith<sup>23)</sup>는 시판되고 있는 9가지의 브라켓을 인공타액에 두고 부식에 의한 금속유리를 실험한 결과, type 316L이나 317 이외의 stainless steel로 제작된 브라켓은 56일이 지나면 어느 정도의 부식을 보이며 브라켓을 재생했을 때는 더 크고 빠른 부식을 보인다는 것을 발견했다. 이런 현상은 type 316L stainless steel로 제작된 브라켓에서도 마찬가지이기는 하였으나 그 정도는 type 304 stainless steel보다는 적었다. 또한 재생과정 중에 열을 가하는 과정이 포함되어 있으면 부식가능성이 더욱 커져서 카바이드가 침전됨으로써 stainless steel 표면에서 크롬을 고갈시킨다고 하였는데, 이런 경향은 316L stainless steel에서는 감소되었다. 이들은<sup>22)</sup> AISI type 304 stainless steel로 제작된 브라켓에서는 착색이 일어나지만 type 316 stainless steel로 제작된 브라켓에서는 일어나지 않았다고 하면서 따라서 type 304 stainless steel로 제작된 브라켓을 열재생할 때는 부식저항의 감소를 특히 주의해야 한다고 주장하였다.

브라켓 재생의 문제점을 크게 2가지로 대별한다면 재생한 브라켓의 질과 cross-infection의 가능성이라 할 수 있을 것이다<sup>28)</sup>.

Matasa<sup>25)</sup>는 재생브라켓의 질에 영향을 미칠 수 있는 변수들을 3가지과정, 즉 debonding 과정에서 발생하는 것, 열처리 과정에서 발생하는 것, 전해연마 과정에서 발생하는 것으로 구분하여 요약하였다. Oliver와 Pal, Matasa<sup>25)</sup>에 따르면 브라켓의 변형과 손상이 대부분 debonding 과정에서 발생한다고 하였다. 본 실험 결과에서는 열을 이용한 재생처리와 화학용매를 이용한 재생처리 모두 재생과정 자체에 의한 브라켓의 세포독성이 중등도로 나타났으므로, 환자에게 재생브라켓을 사용하는 것이 금기라고는 할 수 없으나 사용수를 제한한다거나 하는 조치가 행하여져야 큰 부작용 없이 사용할 수 있을 것으로 생각된다. 다만 이번 실험이 MST<sup>1)</sup>의 규정인 쥐의 L929

세포를 이용하지 않고 독성에 대한 감수성이 보다 큰 사람의 섬유아세포를 이용하였으므로 세포독성이 규정에 비해 다소 확대되어 나타났을 것이다. 그러나 실제로 브라켓을 사용하는 것은 사람이고 브라켓의 금속유리에 의해 영향을 받는 것도 사람의 세포이므로 사람의 섬유아세포를 이용하는 실험이 더 실제에 가까울 수도 있으리라 생각한다.

Postlethwaite와 Orth는<sup>28)</sup> 설문지를 미국과 영국의 재료회사 및 브라켓 재생회사에 보내어 재생 서비스의 종류 및 가격 등을 비교하였는데 대개의 재료회사에는 “단 1회만 사용 가능하며 재사용으로 인한 문제에 대해 책임을 질 수 없다”고 답장해 왔다. 그러나 재료회사에서 재생자격을 전문하는 경우도 많았고 임상교정의들이 선택할 수 있는 폭이 컸으므로 이들은 결국, 브라켓 재생과정에서 가장 중요한 것은 주의 깊은 debonding 작업이라고 결론지었다. Wheeler와 Akerman도<sup>35)</sup> 재생과정에서 가장 중요한 것은 debonding시 손상된 브라켓을 판별하여 골라내는 것이라고 하였다. debonding 과정에서 브라켓의 변형이나 파절과 같은 손상이 발생한다면 그 브라켓은 어떤 이유에서건 다시는 사용할 수 없는 것으로 되어 버리기 때문이라 하겠다.

cross-infection에 대해서는 재생과정에 이용되는 열이나 용매에 의해 브라켓이 청소되고 소독되므로 가능성이 거의 없다고 보고되어 있다('91 Matasa). 그러나 어떤 학자는 재생 브라켓을 사용할 경우 이를 환자에게 반드시 알려야 하며 치료비 감면 등의 혜택도 주어야 한다고 주장한다<sup>33)</sup>.

브라켓의 재생에 대해 연구한 많은 학자들의 공통된 의견은 접착력의 감소나 slot 크기의 변화를 가져오기는 하나 임상적으로 중요하지는 않으며, cross-infection의 우려도 적다는 것이다. 그러나 본 실험에서는 재생후 브라켓에서 유리되는 금속성분에 의한 세포독성이 인간의 섬유아세포에 대해 중등도인 것으로 나타났으므로 재생브라켓을 사용할

때는 이 사항을 염두에 두고 그 사용 수를 제한하며 환자의 구강내에 나타나는 연조직 및 경조직의 변화에 큰 주의를 기울여야 할 것이다. 이런 사항을 유념하고 니켈에 대한 과민반응에 유의하며 debonding 과정을 주의 깊게 행한다면 재생브라켓을 환자에게 사용하는데 큰 문제는 없을 것으로 생각된다.

## V. 결 론

저자는 구강내에 2년 이상 장착되어 있던 used 브라켓과 사람의 치은섬유아세포배양법 및 agar overlay method를 이용하여 재생방법에 따른 금속 브라켓의 세포독성에 대해 실험한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 새 브라켓은 제작된 그대로의 상태에서 미약한 세포독성을 나타냈다.
2. 열을 이용하여 재생처리한 브라켓은 전해연마 하지 않은 used 브라켓을 제외하고는 모두 중등도의 세포독성은 나타내었으며 새 브라켓이 used 브라켓에 비해 열을 이용한 재생시 세포독성이 크게 나타났다.
3. 열을 이용하여 재생처리하고 전해연마 하지 않은 used 브라켓은 미약한 세포독성을 나타냈다.
4. 열을 이용하여 재생처리한 브라켓 중 전해연마를 한 브라켓의 세포독성이 전해연마를 하지 않은 것보다 높게 나타났다.
5. 화학용매를 이용한 재생처리를 한 브라켓은 중등도의 세포독성을 나타내었으며 새 브라켓이 used 브라켓에 비해 세포독성이 크게 나타났다.

## REFERENCE

1. Autian J. : General toxicity and screening tests for dental materials, Intern. Dent. J., 24(2) : 235-250, 1974.
2. Barrett, R.D., Bishara, S.E., Quinn, J.K. : Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 103 : 8-14, 1993.
3. Berge, M., Gjerdet, N.R., Erichsen, E.S. : Corrosion of sil-

- ver soldered orthodontic wires, *Acta Odontol. Scand.*, 40 : 75-79, 1982.
4. Bishara, S.E., Barrett, R.D., Selim, M.I. : Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 103 : 115-119, 1993.
  5. Blanco-Dalmau, L., Carrasquillo-Alberty, H. Silva-Parra, J. : A study of nickel allergy, *J. Prosth. Dent.*, 52 : 116-119, 1984.
  6. Buchman, D.J. : Effects of recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets, *Am. J. Orthod.*, 77 : 645-668, 1980.
  7. Buchwald, A. : A three cycle in vivo evaluation of reconditioned direct bonding brackets, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.*, 95 : 352-354, 1989.
  8. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment : Biological effects of nickel-containing dental alloys, *J. Am. Dent. Asso.*, 104 : 501-505, 1982.
  9. Dickinson, P.T., Powers, J.M. : Evaluation of fourteen direct-bonding orthodontic bases, *Am. J. Orthod.*, 78 : 630-639, 1980.
  10. Dunlap, C.L., Vincent, S.K., Barker, B.F. : Allergic reaction to orthodontic wire : report of case, *J. Am. Dent. Asso.*, 118 : 449-450, 1989.
  11. Esmadent, "Big Jane" bracket reconditioner-polisher E 3762, Esma Chemicals, Inc. P.O. Box 162. Highland park, IL 60035 U.S.A., *Am. J. Orthod.*, 92 : 22A, 1987.
  12. Futterman, M.J. : Electrolytic stainless steel polisher, *Am. J. Orthod.*, 28 : 652-654, 1942.
  13. Gjerdet, N.R., Erichsen, E.S., Remlo, H.E., Evjen, G. : Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances, *Acta Odontol. Scand.*, 49 : 73-78, 1991.
  14. Gjerdet, N.R., Kallus, T., Hensten-Pettersen, A. : Tissue reaction to implanted orthodontic wires in rabbits, *Acta Odontol. Scand.*, 45 : 163-169, 1987.
  15. Gjerdet, N.R., Herp, H. : Metal release from heat-treated orthodontic archwires, *Acta Odontol. Scand.*, 45 : 409-414, 1987.
  16. Grimsdottir, M.R., Hensten-Pettersen, A., Kullmann, A. : Cytotoxic effect of orthodontic appliances, *Eur. J. Orthod.*, 14 : 47-53, 1992.
  17. Grimsdottir, M.R., Gjerdet, N.R., Hensten-Pettersen, A. : Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances, *Am. J. Orthod.*, 101 : 525-532, 1992.
  18. Gwinnett, A.J. : Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets, *Am. J. Orthod.*, 82 : 441-446, 1982.
  19. Hixon, M.E., Brantley, W.A., Pincsak, J.J., Conover, J.P. : Changes in bracket slot tolerance following recycling of direct-bond metallic orthodontic appliances, *Am. J. Orthod.*, 81 : 447-454, 1982.
  20. Jacobsen, N., Hensten-pettersen, A. : Occupational health problems and adverse patient reactions in orthodontics, *Eur. J. Orthod.*, 11 : 254-264, 1989.
  21. Jones, T.K., Hansen, C.A., Singer, M.T., Kessler, H.P. : Dental implications of nickel hypersensitivity, *J. Prosth. Dent.*, 56 : 507-509, 1986.
  22. Majjer, R., Smith, D.C. : Corrosion of orthodontic bracket base, *Am. J. Orthod.*, 81 : 43-48, 1982.
  23. Majjer, R., Smith, D.C. : Biodegradation of the orthodontic bracket system, *Am. J. Orthod.*, 90 : 195-198, 1986.
  24. Mascia V.E., Chen S.R. : Shearing strengths of recycled direct-bonding bracket, *Am. J. Orthod.*, 82 : 211-217, 1982.
  25. Matasa, C.G. : Pros and cons of the reuse of direct-bonded appliances, *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.*, 96 : 65-71, 1989.
  26. Matasa, C.G. : Direct bonding metallic brackets : Where are they heading ? , *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthoped.*, 102 : 552-560, 1992.
  27. Park, H.Y., Shearer, T.R. : In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am. J. Orthod.*, 84 : 156-159, 1983.
  28. Postlethwaite, K.M., Orth M. : Orthodontic material update-Recycling bands and brackets, *Brit. J. Orthod.*, 19 : 157-164, 1992.
  29. Phillips, R.W. : *Skinner's Science of Dental Materials*, 248-300.
  30. Regan, D., von Noort, R., O'Keefe, C. : The effects of recycling on the tensile bond strength of new and clinically used stainless steel orthodontic brackets ; an in vitro study. *Brit. J. Orthod.*, 17 : 137-145, 1990.
  31. Staerkjaer L., Menné T. : Nickel allergy and orthodontic treatment, *Eur. J. Orthod.*, 12y284-289, 1990.
  32. Tomasi T.B. : Oral tolerance, *Transplantation*, 29 : 353-356, 1980.
  33. Unkel : Recycling orthodontic products, *J. Clin. Orthod.*, 21 : 871-872, 1987.
  34. Vreeburg K.J.J., de Groot K., von Blomberg M. Scheper R.T. : Induction of immunological tolerance by oral administration of nickel and chromium, *J. of Dent. Res.*, 63 : 124-128, 1984.
  35. Wheeler, J.J., Ackerman, R.T. : Bond strength of thermally recycled metal brackets, *Am. J. Orthod.*, 83 : 181-186, 1983.
  36. Wright W.L., Powers J.M. : Invitro tensile bond strength of reconditioned brackets, *Am. J. Orthod.*, 87 : 247-252, 1985.
  37. Zachrisson, S., Zachrisson, B.U. : Gingival condition associated with orthodontic treatment, *Angle Orthod.*, 42 : 26-

- 34, 1972.
38. Zachrisson, B.U. : Bonding in orthodontics, *Orthodontics, Current Principles and Techniques*, Graber, T.M. and Swain B.F. eds, C V Mosby, St Louis, MO, 485-464, 513, 1985.
39. 고영삼, 이동주 : 화학적으로 접착된 금속 Bracket의 접착강도와 slot 폭경 변화에 관한 연구, *대치교지*, 20 : 373-381, 1990.
40. 박수병, 이병태 : Bracket과 호선의 금속유리, *대치교지*, 19 : 75-84. 1989.
41. 방상용, 이동주 : 금속 Bracket의 화학적 재생처리 방법에 관한 연구, *대치교지*, 20 : 103-110, 1990.
42. 사명희, 양원식 : 교정용 접착제의 세포독성에 관한 실험적 연구, *대치교지*, 22 : 145-157, 1992.
43. 윤영주, 이동주 : 화학처리 및 열처리한 재생금속 Bracket의 내식성에 관한 주사전자현미경적 연구, *대치교지*, 19 : 85-92, 1989.
44. 최철민, 이병태 : 열처리한 교정용 호선의 기계적 성질과 금속유리에 대한 연구. *대치교지*, 20 : 381-390, 1990.

— ABSTRACT —

**AN EXPERIMENTAL STUDY ON THE CYTOTOXICITY OF  
RECYCLED BRACKETS**

Young-Kyu Lim, D.D.S., Won-Sik Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University*

The purpose of this study was to evaluate the cytotoxicity of brackets which were recycled thermally or chemically.

New brackets and used brackets which had been in mouth for at least 2 years were used as samples and human gingival cell culture and agar overlay technique was used to evaluate the cytotoxicity.

From the experiment the following results were obtained :

1. New brackets in the as received state showed mild cytotoxicity.
2. Thermally recycled brackets except the used bracket not electropolished showed moderate cytotoxicity and among them new brackets showed greater cytotoxicity than used ones.
3. Used brackets which were thermally recycled without electropolishing showed mild cytotoxicity.
4. Among thermally recycled brackets, electropolished brackets showed greater cytotoxicity than not electropolished ones.
5. Chemically recycled brackets showed moderate cytotoxicity, and among them, new brackets appeared to be more cytotoxic than used ones.

KOREA J ORTHOD 1993 ; 23(2) : 147-163.

Key words : recycled bracket, corrosion, metal release, cytotoxicity

### EXPLANATION OF PHOTOMICROGRAPHS

- Fig. 1. Photomicrograph of peripheral portion of control bracket. (X 40)
- Fig. 2. Photomicrograph of facial portion of control bracket. (X 40)
- Fig. 3. Photomicrograph of peripheral portion of the new bracket which was thermally recycled without electropolishing. (X 40)
- Fig. 4. Photomicrograph of peripheral portion of the new bracket which was thermally recycled with electropolishing. (X 40)
- Fig. 5. Photomicrograph of peripheral portion of the used bracket which was thermally recycled without electropolishing. (X 40)
- Fig. 6. Photomicrography of peripheral portion of the used bracket which was thermally recycled with electropolishing. (X 40)
- Fig. 7. Photomicrograph of peripheral portion of the new bracket which was recycled chemically. (X 40)
- Fig. 8. Photomicrograph of peripheral portion of the used bracket which was recycled chemically. (X 40)



논문 사진부도

