

# 초내식성 스테인리스강의 교정용 브라켓에의 적용\*

연세대학교 치과대학 치과재료학교실 및 치과재료학연구소<sup>1</sup>, 교정과학교실<sup>2</sup>, 공과대학 금속공학과<sup>3</sup>

추성욱<sup>1</sup>, 김경남<sup>1</sup>, 김광만<sup>1</sup>, 이원유<sup>2</sup>, 박용수<sup>3</sup>, 이상배<sup>1</sup>

## Application of Superstainless Steel to Orthodontic Bracket

Sung-Uk Choo<sup>1</sup>, Kyoung-Nam Kim<sup>1</sup>, Kwang-Mahn Kim<sup>1</sup>, Yong-Soo Park<sup>3</sup>,  
Won-You Lee<sup>2</sup>, Sang-Bae Lee<sup>1</sup>

Department of Dental Materials and Research Institute of Dental Materials and Department of Orthodontics<sup>2</sup>,  
College of Dentistry<sup>1</sup>,  
Department of Metallurgy, College of Engineering<sup>3</sup>, Yonsei University, Seoul 120-752, Korea

Esthetic has become an indispensable factors to consider when choosing a orthodontic fixed appliances. However, most of the brackets used in orthodontics are made of metallic materials because those esthetic alternatives showed several controversies like brittleness, deformation and discoloration. The AISI austenitic classes, 303, 304, 316 and 317 type of stainless steels are frequently used for orthodontic metallic brackets fabrication. The composition of this type of alloy is 18 wt% of chrome, 8 wt% of nickel, 2 to 3 wt% of molybdenum and low carbon contents. They seemed to show relatively good characteristics to fabricate the orthodontic brackets in previous study. But in hostile condition such as low pH containing chlorine ion like saliva they might to be attacked by localized corrosion. The purposes of this study were to evaluate the microstructure, microhardness, corrosion resistance, frictional resistance and cytotoxicity of 316L(MD), AISI 304L(AC) and experimentally produced super stainless steel bracket(SS). The results from this study were as follows;

1. MD and AC showed  $(Cr, Fe)_{23}C_6$  precipitating in austenite matrix. SS showed small ferrite island forming in matrix.
2. SS showed the highest polarization resistance( $R_p$ ). SS seemed to have the highest corrosion resistance since SS showed  $0.9 \times 10^{-3}$  MPY, MD showed  $3.7 \times 10^{-3}$  MPY and AC showed  $7.4 \times 10^{-3}$  MPY.
3. The friction resistance decreased from 3 days to 4 weeks for SS( $P < 0.05$ ). MD showed significant differences for the measurement of 3 days, 2 weeks and 4 weeks. AD did not showed significant differences to 3 days but increased at 2 weeks( $P < 0.05$ ).
4. SS seemed to have the best biocompatibility since SS showed response index of 0/1 (mild), AC showed 1/2 (mild+) at cytotoxicity test.

According to these results, SS seemed to have sufficient characteristics to fabricate the orthodontic brackets and superior corrosion resistance compare to AISI 300 type stainless steel which could lower the chance of nickel allergic reaction.

**Key Words** : super-stainless steel, orthodontic bracket, corrosion, cytotoxicity, friction, microstructure

**J Korean Res Soc Dent Mater 25(3):241-249, 1998**

주소: 서울특별시 서대문구 134번지, 우편번호 120-752

연세대학교 치과대학 치과재료학교실, 김경남

ISSN: 1225-1631

\*본 연구는 1997년도 보건복지부 선도기술 의료공학기술개발사업 연구비 지원에 의하여 이루어진 것임(HMP-96-G-2-41)

## 서 론

브라켓은 교정용 선재에 의한 교정력을 치아에 정확하게 전달해야 하는 매우 중요한 장치이므로 적절한 경도 및 강도를 가지고 있어야 하고(Feldner 등, 1994; Flores 등, 1994), 치열의 3차원적인 정보를 포함하고 있어야 하므로 이상적인 치열교정 효과를 얻기 위해서는 브라켓의 치수가 정밀하게 제조되어야 한다(Creekmore와 Kunik, 1993; Matasa, 1990). 그리고 브라켓과 교정용 선재의 마찰저항력이 크면 교정력에 의한 치아의 이동을 억제하여 치료기간과 결과에 영향을 미치게 되므로 마찰저항이 작아야 하고(Arici와 Regan, 1997), 브라켓의 표면은 최대한 매끄러워 마찰력 감소는 물론이고 치태 등의 침착을 방지할 수 있어야 하며, 부식저항이 크고, 독성을 나타내서는 안된다. 금속 브라켓의 경우 물성의 변화나 치아와의 접착력 감소 없이 재사용도 가능해야 한다(Matasa, 1989; Wheeler와 Ackerman, 1983).

이와 같은 요구조건에 부합되는 브라켓을 제작하기 위하여 연구와 발전이 지속되어 왔다. 초창기에는 주로 금속을 이용하였으며 최근에 세라믹(Michael, 1988) 또는 플라스틱(Feldner 등, 1994)과 같은 심미적인 재료를 이용한 브라켓의 제작도 보편화되고 있다. 그러나 교정용 선재를 이용하여 치아의 3차원적인 움직임을 유발하기 위해서는 정확한 힘의 전달이 가능하여야 하므로 비교적 물리적 성질이 우수한 금속제 브라켓이 아직 그 주류를 이루고 있다. 금속 브라켓은 여러 가지 사용의 편리성이나 치료의 정확성, 강한 접착력을 보이는 반면, 플라스틱 브라켓은 물의 흡수로 쉽게 변색이 일어나며 강한 torque force에 견디지 못하고 변형된다(Feldner 등, 1994). 더우기 세라믹 브라켓의 경우는 대합치가 마모되고 브라켓 제거시 법랑질이 깨지는 문제점을 가지고 있다(Arici와 Regan, 1997; Komori와 Ishikawa, 1997; Olsen 등, 1997; Pratten 등, 1990; Sinha와 Nanda, 1997). 또한 교정용 선재가 모두 금속으로 제작되고 있으므로 이 둘 사이의 마찰력 등을 고려한다면, 금속 브라켓의 사용은 어떠한 심미적 재료의 개발에도 불구하고 당분간 계속될 전망이다(Arici와 Regan, 1997; Bazakidou 등, 1997; Creekmore와 Kunik, 1993; Matasa, 1990).

대부분의 금속 브라켓은 오스테나이트 스테인리스강으로 제작되고 있으나(Maijer와 Smith, 1982; Matasa, 1990; Matasa, 1992) Deguchi 등(1996)은 티타늄을 이용한 실험적 금속 브라켓을 제작하고 이의 성질에 대한 연구를 하였으며, Platt 등(1989)은 duplex phase 스테인

리스강을 교정용 브라켓의 제조에 사용하기 위한 연구도 진행하고 있다.

기존의 스테인리스강 보다 우수한 내부식성을 나타내는 "초내식성 스테인리스강"은 1980년 미국과 스웨덴에서 상용화되기 시작하였으며 최근에는 국내에서도 제작되고 있다(박용수, 1994). 이에 저자는 새로운 초내식성 스테인리스강(SR-50A, 한국)을 이용하여 금속 브라켓을 시험제작하고 이의 미세구조, 전기화학적 부식률, 슬롯과 선재의 마찰저항력 및 세포독성시험을 시행하여 결과를 보고한다.

## 연구재료 및 방법

### 가. 연구재료 및 시편제작

연세대학교 공과대학 금속공학과에서 개발한 초내식성 스테인리스강인 SR-50A 합금(SS)으로 원형의 주괴를 제작하고 산화를 방지하기 위하여 240 cc/min의 유속으로 알곤가스를 불어넣어 주며 1100℃에서 270분간 열처리한 후 실온의 수중에 급냉하여 균질화 처리하였다. 원형의 주괴를 판형으로 제작하기 위하여 wire cutting한 후 엔드밀가공, 밀링가공을 통하여 슬롯과 워그 및 기저부를 가공하였다. Ball-mill가공을 통하여 표면을 연마하고 증류수로 세척하였다. 본 연구에서는 .018"×.025" 슬롯 크기의 상악 중절치용 standard edgewise twin 브라켓을 제작하였고 대조군으로는 동일 종류의 브라켓으로 AISI 316L로 제작한 미국 Ormco사의 Mini-Diamond(MD)와 AISI 304L로 제작한 한국 대승산업의 ARCHIST(AC)를 사용하였으며(Table 1) 이들의 성분은 Table 2와 같다.

선재와의 마찰저항력 연구를 위해 .017"×.025" rectangular 스테인리스강 선재(Ormco, USA)를 사용하였고, 절찰재로는 LIG-A-TIES (TP Orthodontics, USA)를 사용하였다. 또한 전기화학적 부식률 측정을 위해 각각의 제조사로부터 브라켓 가공전의 합금을 구하여 단면적이 1 cm<sup>2</sup>가 되는 시편을 5개씩 준비하였다.

### 나. 연구 방법

#### 1. 브라켓 미세구조 관찰

각각의 브라켓을 횡단으로 epoxy resin에 포매한 후 #200부터 #1200 사포까지 순차적으로 수세하에 연마하고 0.5 μm 알루미나 분말과 다이아몬드 연고로 정밀 연마하였다. SS는 왕수로 1분간 부식시켰으며 MD와 AC는 30% 염산, 질산 및 알콜 부식액으로 10초간 부

Table 1. Orthodontic Brackets used in this study

Materials	Code	Manufacturer	Batch No.
SR-50A Super Stainless Steel	SS	Experimental Product	-
Mini-Diamond	MD	Ormco, USA	7B291B
ARCHIST	AC	Daeseung Ltd, Korea	101-001

Table 2. General composition of orthodontic brackets used in this study

Materials code	C	Si	Mn	P	S	Ni	Cr	Mo	Cu	N	Fe
SS	0.025	0.80	-	-	-	20	22	6	-	0.250	Bal
MD	0.013	0.39	1.76	0.028	0.008	12.30	17.54	2.17	0.24	0.015	Bal
AC	0.028	0.59	1.04	0.026	0.003	10.12	18.15	0.17	0.21	0.029	Bal

식시킨 후 금속현미경(Versamet II, Union, Japan)으로 400배에서 미세구조를 관찰하였고 표준조직사진(Wheeler와 Ackerman, 1983)의 스테인리스강 조직과 대조하여 분석하였다.

## 2. 전기화학적 부식률 시험

구강내의 환경을 재현하기 위하여 인공타액(이승일, 1997)내에서 직선분극 및 동전위 산화분극시험을 하였다. SS, MD 및 AC의 원소재를 각 5개씩 준비하고 시편의 단면적  $1 \text{ cm}^2$ 가 인공타액에 노출되도록 시편을 시험전극에 고정하였다. 시험 시작 1시간 전부터 전지(cell)를  $37^\circ\text{C}$ 로 유지하고 30분 전부터 용액내의 용존 산소를 없애기 위해 질소 bubbling을 시행하였으며  $-50 \sim 100 \mu\text{A}$ 의 음극전류로 5분간 강제 환원시켜 표면의 불순물 및 산화물을 제거하고 다시 5분간 개방 전위하에서 안정화시켰다. 시편과 용액이 안정화 된 후  $50 \text{ mV/min}$ 의 속도로 직선분극 및 동전위 산화분극시험을 시행하였다.

## 3. 슬롯과 선재의 마찰저항력 시험

크기  $30 \times 10 \times 1 \text{ mm}$ 의 스테인리스강 고정판을 제작하고 한쪽에 지름  $2 \text{ mm}$ 의 구멍을 뚫어 고정이가 가능하도록 하였으며 다른 한 쪽에는 브라켓 슬롯과 판의 장축이 평행하도록 자가중합레진(System 1+, Ormco, USA)을 이용하여 브라켓을 부착하였다. 준비된  $017'' \times 025''$  스테인리스강 선재를 약  $30 \text{ mm}$  가량 절단한 뒤 한쪽 끝은 고리모양을 만들어 브라켓에 결찰하고 고정판과 선재를 만능시험기(Instron 6022, Instron Co., U.K.)

에 고정된 뒤 cross head speed  $10 \text{ mm/min}$ 으로  $4 \text{ mm}$  이동하고 이때 최대 마찰저항력을 N단위로 측정하였으며  $37^\circ\text{C}$ , 100% 상대습도에 보관한 후 최초 측정일을 기준으로 1일, 3일, 2주, 4주 간격을 두어 동일한 방법으로 최대 마찰저항력을 측정하였다(Fig. 3).

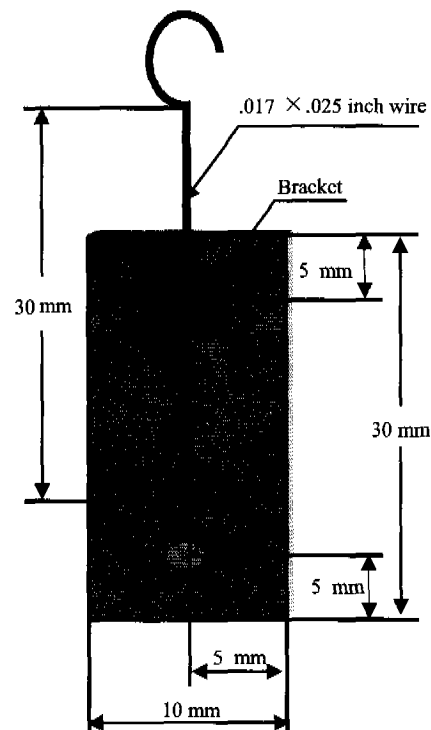


Fig. 3. Schematic diagram of sample configuration for friction test.

4. 세포독성 시험

시편은 agar와의 접촉면적이 1 cm<sup>2</sup>가 되도록 원소재를 가공하여 사용하였으며 agar plate에 접촉시키기 전에 ethylene oxide 가스로 멸균하고 멸균된 증류수로 세척하였다. 양성대조군으로는 구리합금(NPG, Albadent Co., U.S.A.)을 사용하였고 음성대조군으로는 Polyethylene을 사용하였으며 이들 역시 접촉면적이 1 cm<sup>2</sup>가 되도록 가로 10 mm, 세로 10 mm의 정사각형 판을 제작하였다. 시편은 3개씩 준비하였다.

통법에 따라 L-929세포의 부유액(3×10<sup>5</sup>/ml)을 만든 후 90 mm의 petri-dish에 세포부유액 10 ml를 첨가한 후 24시간 배양하였다. 단층으로 배양되었는지를 확인한 후 배양액을 제거하고 45-50℃의 Eagle's Agar medium 10 ml를 각각의 petri-dish에 첨가하였다. 실온에서 30분간 방치하여 고체화가 된 Eagle's agar medium의 중앙 부위에 Neutral red 10 ml를 천천히 첨가하여 전면에 염색액이 퍼지도록 한 후 30분간 방치하였다. 과잉의 염색액을 제거하고 가능한 한 빨리 시편을 한천에 밀착시키도록 얹은 후 37℃, 5% CO<sub>2</sub> 배양기 안에서 24시간 배양하였다.

petri-dish를 백지위에 놓고 탈색된 범위의 크기를 관찰하여 영역지수를 구하고 위상차현미경(CK2, Olympus, Japan)으로 탈색된 부위에서 세포가 사멸된 비율을 계산하여 사멸지수를 구하였다. 3개 시편의 영역지수 및 사멸지수를 평균하여 이로부터 반응지수를 구하였다.

5. 통계처리

전기화학적 부식률의 비교에는 One-way ANOVA Tukey Grouping과 Willcoxon Sum rank test를 사용하였으며, 재료 및 시간증가에 따른 선재와의 마찰저항력

의 분석에는 Repeated measure Two-way ANOVA GLM Procedure를 사용하여 95%의 신뢰수준에서 유의차를 검정하였다.

연구성적

가. 브라켓 미세구조

브라켓의 미세구조 분석에서 SS는 오스테나이트 기지에 페라이트가 관찰되지 않았으며, MD는 오스테나이트 입계 및 입내의 벽개면에 미세한 탄화물인 (Cr, Fe)<sub>23</sub>C<sub>6</sub>가 석출함을 보였고, AC는 오스테나이트 입계에 미세한 탄화물인 (Cr, Fe)<sub>23</sub>C<sub>6</sub>가 보였으며 FeCr을 기본조성으로 하는 금속간 화합물인 σ 상이 관찰되었다 (Fig. 4).

나. 전기화학적 부식률

인공타액에서 직선분극시험과 동전위 산화분극시험을 시행하여 얻은 결과는 Table 3과 같은 바 직선분극 시험에서 부식전압(E<sub>corr</sub>)과 분극저항값 (R<sub>p</sub>)을 구하고 동전위 산화분극시험에서 β<sub>a</sub>(anodic Tafel)와 β<sub>c</sub>(cathodic Tafel)를 구하여 Stern-Geary Equation으로 부식전류(I<sub>corr</sub>(μA/cm<sup>2</sup>))을 구하였다. 직선분극시험에 따른 결과로 분극저항은 SS가 유의하게 높았으며(p<0.05), 이를 바탕으로 계산한 부식전류는 가장 낮았다.

MPY(millimeter per year)로 계산된 부식률은 SS가 평균 0.9±0.2×10<sup>-3</sup> MPY, MD는 3.7±1.0×10<sup>-3</sup>MPY, AC는 7.4±2.0×10<sup>-3</sup> MPY로 SS의 부식률이 가장 낮아(p<0.05) 내부식특성이 우수함을 보였다. 또한 동전위 산화분극시험으로 얻은 각 재료의 부식곡선에서 SS가

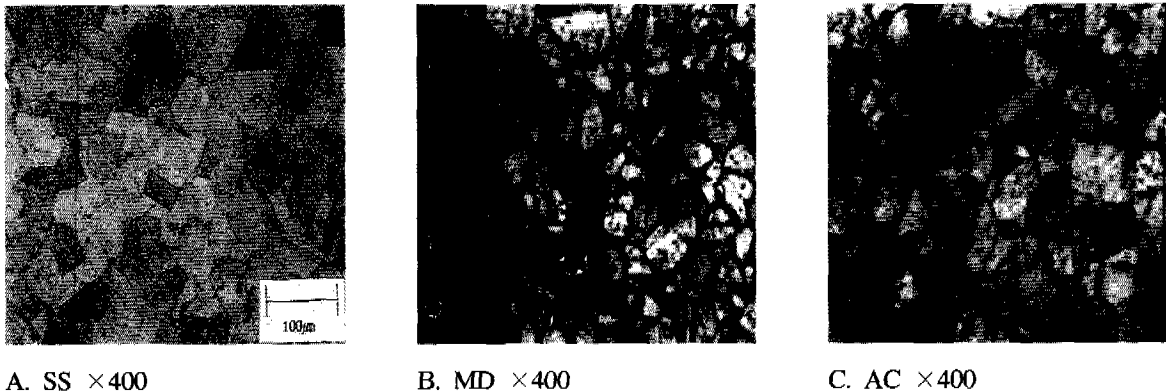


Fig 4. Optical microscopic photograph of microstructure.

가장 윗부분에 위치하였으며 순차적으로 MD, AC순으로 배치되었고 연구재료 모두 부동태 구간이 존재함을 보였다.

다. 슬롯과 선재의 마찰저항력

슬롯과 선재의 마찰저항력 측정결과는 Table 4와 같았다. 연구결과 SS는 37℃, 100% 상대습도에 보관하는 시간이 증가함에 따라 마찰저항력이 감소하는 양상을 보였으나(p<0.05), MD와 AC는 시간이 증가함에 따라 오히려 마찰저항력이 증가하는 양상을 나타내었다(p<0.05). SS는 3일까지는 유의차가 발생하지 않았으나(p>0.05) 2주부터 4주까지 유의하게 감소하였으며(p<0.05), MD는 1일 보다 3일, 2주, 그리고 4주 후에 유의성 있게 증가 하였고(p<0.05), AC는 3일까지는 유의한 차이를 보이지 않았으나 2주 후에는 유의하게 증가

하였다가 4주 후에는 다시 유의한 차이를 보이지 않았다(p>0.05).

라. 세포독성

세포독성시험 결과는 Table 5와 같았다. SS, MD, AC 모두 미약한 반응지수를 나타냈으며 SS는 세 군중 가장 낮은 반응지수를 보였다.

총괄 및 고찰

교정용 브라켓은 재료에 따라 금속, 세라믹, 플라스틱 그리고 플라스틱에 금속 슬롯을 삽입하거나 플라스틱과 세라믹을 혼합하여 만든 혼합형으로 분류할 수 있다. 초기의 브라켓은 모두 스테인리스강을 이용하여 제작된 금속 브라켓이 주류를 이루었으나 최근 심미치

Table 3. Values from potentiodynamic polarization curves

Code	Ecorr(V)	Rp(Ω/cm <sup>2</sup> )	Icorr × 10 <sup>-3</sup> (μA/cm <sup>2</sup> )	GCR × 10 <sup>-3</sup> (MPY)
SS	-0.26 ± 0.06 <sup>a</sup>	7556 ± 190 <sup>a</sup>	2.0 ± 0.3 <sup>a</sup>	0.9 ± 0.2 <sup>a</sup>
MD	-0.30 ± 0.02 <sup>a</sup>	6126 ± 96 <sup>b</sup>	7.9 ± 2.1 <sup>b</sup>	3.7 ± 0.9 <sup>b</sup>
AC	-0.25 ± 0.11 <sup>a</sup>	3534 ± 307 <sup>c</sup>	20.0 ± 9.0 <sup>c</sup>	7.4 ± 2.0 <sup>c</sup>

<sup>a, b, c</sup>: significant difference between materials in corrosion test(p<0.05)

Table 4. Frictional resistance force between bracket slot and wire (N)

	1day	3day	2week	4week
SS	0.82 ± 0.31	0.65 ± 0.13	0.47 ± 0.14 <sup>Ⓜ</sup>	0.59 ± 0.19 <sup>Ⓜ</sup>
MD	0.39 ± 0.21	0.99 ± 0.24 <sup>Ⓜ</sup>	0.66 ± 0.21 <sup>Ⓜ</sup>	0.84 ± 0.24 <sup>Ⓜ</sup>
AC	0.54 ± 0.41	0.56 ± 0.29	0.80 ± 0.41 <sup>Ⓜ</sup>	0.71 ± 0.20

<sup>Ⓜ</sup>: significant difference between tested periods(p<0.05)

Table 5. Cytotoxicity evaluation of materials tested

	SS	MD	AC	+(NPG)	-(Polyethylene)
Zone index	0~0	1~1	1~1	2~4	0~0
Lysis index	0~1	1~1	1~2	4~4	0~0
Response Index	0/1	1/1	1/2	2/4	0/0
	mild	mild(+)	mild(+)	Moderate(++)	none(-)

과의 관심으로 치아와 유사한 색을 갖는 세라믹이나 플라스틱 브라켓이 소개되고 있다. 세라믹 브라켓은 재료자체의 취성이 너무 크고 대합치가 마모되거나 tie wing이 쉽게 부러지는 단점으로 보편화되지 못하고 있으며(이승일, 1997; Matasa, 1992; Pratten 등, 1990) 세라믹의 이러한 단점을 보완하기 위한 플라스틱 브라켓이 소개되었으나 플라스틱은 edgewise 슬롯으로 사용하기에는 너무 무르다는 단점과 음식물 등에 쉽게 변색이 된다는 단점을 갖고 있다(Dunlap, 1989). 일부 제품에서는 토크시 브라켓이 뒤틀리는 현상을 줄이기 위해 금속 슬롯을 삽입하였고, 강도와 변색의 문제를 동시에 해결하기 위하여 플라스틱에 세라믹 입자를 혼합한 브라켓을 제작하기도 하였다.

초기의 금속브라켓은 대개 몸체를 밀링하여 제작하고 치아와의 접착을 위해 그물형태의 판과 브라켓 기저부를 압착 혹은 납착시킨 뒤 다시 브라켓 몸체를 납착한 3단계 구조로 제작하였다. 이런 방식은 그물형태 때문에 기계적 결합이 우수하지만 공정이 복잡하여 오차가 생길 확률이 높고 제조비가 많이 들며 브라켓 몸체와 기저부 및 그물망 재질이 서로 달라 갈바닉 부식을 일으키는 등의 문제를 가진다(Maijer와 Smith, 1982). 이러한 문제점들을 보완하기 위해 일체형 밀링 가공법이 소개되는데 70년대 초반에 개발된 Unitek사의 Dynalock™이 이 방법을 통해 제작된 최초의 금속 브라켓이었다. 이때부터 일체형의 브라켓을 만들기 위한 여러 가지 공법이 도입되는데, Ortho Organzier사의 주조 공법이나 금속압축성형(metal injection mold, MIM) 공법 등을 들 수 있다. 그러나 이러한 일체형 제조공법의 최대 단점은 주형에서 주조체를 제거할 때 언더컷이 없어야 하므로 충분한 유지형태를 부여할 수 없어 유지력이 떨어진다는 것이다(Komori와 Ishikawa, 1997). 최근에는 다공성 금속분말을 코팅하여 미세기계 유지(micromechanical retention)를 얻는 방법을 시도하기도 하였다. 본 연구에서는 밀링방법에 의하여 일체형으로 브라켓을 시험 제작하였다.

본 연구에서 시험 제작한 SR-50A 슈퍼 스테인리스강은 범용 스테인리스강이라 불리우는 300계열의 기존의 강에 비해 내식이 탁월하고 공식과 틈부식, 응력부식균열(stress corrosion cracking), 피로부식, 수소취성, 입계 부식 등과 같은 부식현상들을 억제할 수 있는 특성을 가졌고, 특히 해수환경과 같은 혹독한 조건에서 반영구적으로 사용할 수 있도록 고안되었으며 고가의 티타늄이 갖는 수소취성과 낮은 납착성과 같은 단점을 보완할 수 있다. 슈퍼 스테인리스강은 약 6% Mo와 0.25% 질소를 합금에 첨가하여 부동태 피막을 강화시

켰으며 특히 염소이온 등에 강한 Mo를 첨가하여 구강내와 같이 다양한 변화환경에 적용이 가능하도록 고안되었다고 보고되었다(박용수, 1994).

금속재료는 생성된 결정형태에 따라 그 특성이 변화하게 되므로 미세구조를 분석함으로써 재료가 가지는 일반적인 특성과 주조시 결함 등을 관찰할 수 있다. 본 연구에서 사용된 스테인리스강의 미세구조는 오스테나이트 기지에 페라이트가 석출되거나 탄화물 등이 석출하는 것을 관찰하게 되는데 SS는 균질화 처리 후 절삭가공한 브라켓의 미세조직 조건에서 오스테나이트 기지에 석출상이 나타나지 않았으나, MD는 오스테나이트 입내 및 입계의 벽면에 미세한 탄화물인 (Cr, Fe)<sub>23</sub>C<sub>6</sub>가 석출하였다. AC 역시 오스테나이트 기지내 입계에 MD 보다 작은 미세한 탄화물인 (Cr, Fe)<sub>23</sub>C<sub>6</sub>가 다량 석출함을 확인하였으며 FeCr을 기본조성으로 하는 금속간 화합물인  $\sigma$  상이 나타났다.

MD, AC의 경우 (Cr, Fe)<sub>23</sub>C<sub>6</sub> 등이 입계 또는 입내 석출함으로써 입계에서는 가지고 있던 크롬을 탄화물이 석출하는데 빼앗기게 되어 상대적으로 크롬함량이 낮아지게 되고 따라서 내부식특성이 감소한 것으로 생각된다. 특히 탄소함량은 SS가 0.025%, MD는 0.013%, AC는 0.028%로 비교적 탄소함량이 높은 AC에서 다량의 크롬탄화물이 석출하게 되고 이는 부식저항성의 측정에서 도출된 결과를 참조할 때 높은 부식률을 나타낸 결과로 해석된다.

전기화학적 부식률에 대한 연구결과 SS는 직선분극 시험에서 MD, AC 보다 높은 Rp값을 보임으로서 우수한 내식특성을 나타내었으며 특히 동전위 산화분극시험에서는 GCR값이 매우 작은 값을 나타냄으로써 높은 내부식특성을 나타내었으나 316L소재와 304소재를 사용한 MD, AC는 매우 높은 값을 나타내어 내부식특성이 떨어진 것으로 나타났으며 스테인리스강에서 흔히 볼 수 있는 공식 역시 SS에서는 관찰되지 않았으나 AC, MD에서는 관찰되었다. 위의 결과로 볼 때 SS의 내부식특성이 현저하게 높은 것은 브라켓과 같이 일정한 강도를 요구하는 재질에 적합하도록 침입형 고용체 강화원소로 0.25%의 질소를 첨가하여 금속의 경도 및 강도를 유지하였고 질소를 Mo와 함께 첨가하여 원소간에 상승작용(synergistic effect)에 의한 입계부식 저항성을 현저하게 증가시켰기 때문인 것으로 사료된다(박용수, 1994).

브라켓에서 부식과 연관지을 수 있는 또 다른 문제는 마찰저항성으로 접촉하고 있는 두 재료가 서로 상대적인 운동에 따라 연마되거나 표면특성이 변화되는 것을 말한다. 마찰은 학설적으로 정립된 바가 아직 없

으나 일반적으로 부식마찰과 같이 표면의 화학반응에 의해 기계적 마찰력의 증가, 즉 부식 등으로 인한 표면 산화물의 발생에 따라 마찰저항력을 증가시키거나 표면에 작은 돌기부분들이 서로 기계적 운동에 따라 상대적으로 연성이 큰 재료를 파괴하면서 마찰저항력을 낮추는 효과를 나타내므로 표면의 내부식특성이 강한 재료를 사용할 경우 마찰저항력이 감소할 것이며 임상적으로 전체적인 교정치료기간을 단축하고, 보다 정확한 치아의 이동을 유도할 수 있는 효과를 얻을 수 있을 것이다. 본 연구결과 마찰저항력은 SS는 초기의 높은 마찰저항력에서 37℃, 100% 상대습도에 보관하는 시간이 증가함에 따라 점차 감소하는 양상을 나타내었으나( $p < 0.05$ ) MD, AC는 마찰저항력도 증가하는 양상을 나타내었다( $p < 0.05$ ). 이는 MD와 AC는 표면부식에 따른 산화막의 발생으로 마찰저항력이 증가하였으며 SS는 오히려 감소하는 양상을 나타낸 것으로 보인다. 이 마찰저항력에는 고무 밴드를 사용하였으므로 고무 밴드의 elastic force의 감소에 따른 영향을 배제할 수 없지만 기본적으로 SS를 제외한 모든 대조군에서 보관 시간에 따라 마찰저항력이 증가하였음을 볼 때 고무 밴드의 영향보다는 표면부식에 의한 증가로 사료되며, 특히 재료가 가지는 특성이 마찰저항력 결과에 영향을 미치는 지에 대하여 분석한 상관분석에서 유의차가 발생한 것으로 볼 때 부식산물에 의한 마찰저항력의 증가가 타당한 이유라고 사료되었다.

치과재료가 내부식 특성 등 기계적 성질을 만족한다 하더라도 구강내와 같이 인체에 사용되는 재료는 생체 친화성을 고려하여야 하는데 특히 브라켓과 같이 치아에 직접적으로 적용되며 타액에 노출되는 재료는 표면에서부터 유리되어 나오는 금속이온의 영향이 비교적 적어야 한다. 일반적으로 치과재료가 가지는 독성을 평가하는 기준은 여러 가지가 있으며 이중 세포배양법은 실험조건을 조절할 수 있으며 비교적 정확한 결과를 도출해 낼 수 있는 장점과 배양세포가 면역기전, 신경호르몬, 염증반응 등에 영향을 받지 않으므로 순수 반응만을 기록할 수 있다. 또한 배양된 세포는 환경에 민감하게 적응하며 단시간내에 높은 세포분열을 통해 지속적인 공급이 가능하다는 특성을 가진다. 이와 같은 장점을 가진 한천평판법으로 시험한 모든 군의 세포독성시험에서 SS가 가장 낮은 독성을 보인 것은 316L소재를 사용하는 MD와 304소재를 사용하는 AC보다 금속에서 유리되는 금속이온의 용출이 적었기 때문으로 판단되며 따라서 SS를 교정용 브라켓에 응용하였을 경우 그 효과가 탁월할 것이라고 사료되었다.

이상과 같이 내부식성이 우수한 초내식성 스테인리

스강으로 제작한 실험용 브라켓은 기존의 제품보다 우수한 성질을 갖고 있어 임상에 응용할 수 있지만 브라켓이 치아에 부착되는 특성(Sinha와 Nanda, 1997; Wang 등, 1997)을 고려할 때 차후 이에 대한 시험이 이루어져야 할 것이다.

## 결 론

여러 가지 대체재료를 이용한 심미적 브라켓의 개발에도 불구하고 치과용 금속브라켓의 수요는 줄어들지 않고 있는 추세이다. 대부분의 금속 브라켓은 비교적 우수한 내부식성과 교정용 브라켓 제작에 알맞은 물리적 성질을 가지고 있는 AISI 300대의 스테인리스강을 이용하고 있지만 구강내 환경에서는 국소적 부식의 가능성이 여전히 높다. 이에 본 연구에서는 초내식성을 갖는 스테인리스강(SS)으로 교정용 브라켓을 시험제작하여 이의 성질을 현재 치과임상에서 가장 보편적으로 사용하고 있는 Mini-Diamond(MD, Ormco. U.S.A.) 및 ARCHIST(AC, 대승산업사, 한국) 브라켓과 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 미세구조는 MD와 AC는 오스테나이트 기지내에 크롬탄화물의 석출이 발견된 반면 SS는 오스테나이트 기지에 탄화물이나 페라이트 석출이 관찰되지 않았다.
2. 분극저항값( $R_p$ )은 SS가 가장 높았고 MD, AC순이었다( $p < 0.05$ ). 부식률(GCR)은 SS가  $0.9 \times 10^{-3}$  MPY로 가장 낮았으며 MD가  $3.7 \times 10^{-3}$  MPY, AC가  $7.4 \times 10^{-3}$  MPY로 나타나 인공 타액에서 SS의 내부식 특성이 가장 좋았다.
3. 마찰저항력은 5% 유의수준에서 SS가 1일 기준으로 3일 이후부터 4주까지 감소하였고, MD는 3일 후에 유의성 있게 증가하였으며 2주 및 4주까지 그대로 유지되었다. AC는 3 일까지는 유의차가 발생하지 않았으나 2주 후에는 증가하였다가 4주 후에는 다시 유의차가 발생하지 않았다.
4. 브라켓의 세포독성시험 결과 SS의 생체친화성이 가장 우수하였다.

이상의 결과로 시험제작한 초내식성 스테인리스강 교정용 브라켓은 만족스러운 물리적 성질을 가지며 특히 현재 시판중인 스테인리스강 브라켓에 비하여 우수한 내부식성을 보여 임상 사용이 가능한 것으로 사료되었다.

## 참 고 문 헌

- 박용수(1994): 정밀구조법에 의한 초내식성 소재의 한국형 인공관절에 관한 기술 개발, 연세대학교.
- 이승일(1997): 토양미생물에서 유리된 용균효소의 분리, 정제 및 이의 항우식효과에 관한 연구, 연세대학교 치과대학.
- Arici S, Regan D(1997): Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two esthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases, *Br J Orthod* 24(2):133-7.
- Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK(1993): Biodegradation of orthodontic appliances. Part I. Biodegradation of nickel and chromium in vitro, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 103(1): 8-14.
- Bazakidou E, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Sinha PK(1997): Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 112(2):138-44.
- Bishara SE, Barrett RD, Selim MI(1993): Biodegradation of orthodontic appliances. Part II. Changes in the blood level of nickel, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 103(2):115-119.
- Carels CE, Willems G, Verbeke G(1997): In vitro peel/shear bond strength of orthodontic adhesives, *J Dent* 25(3-4): 263-270.
- Creekmore TD, Kunik RL(1993): Straight wire: The next generation, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 104(1):8-20.
- Deguchi T, Ito M, Obata A, Koh Y, Yamagishi T, Oshida Y(1996): Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding(MIM) with sintering, *J Dent Res* 75(7):1491-96.
- Dowing A, McCabe JF, Gordon PH(1995): The effect of artificial saliva on the frictional forces between orthodontic brackets and archwires, *Br J Orthod* 22(1):41-6.
- Dunlap CL, Vincent SK, Baker BF(1989): Allergic reaction to orthodontic wire, *J Am Dent Assoc* 118:449-450.
- Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM(1994): In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106(3):265-72.
- Flores DA, Choi LK, Caruso JM(1994): Deformation of metal brackets: a comparative study, *Angle Orthod* 64(4):283-90.
- Grewe MJ, Coccaro JP, Stein A(1975): Orthodontic appliance therapy: A changing perspective, *Advances in orthodontics*, American Dental Association, Vol.6.
- Grimsdettir MR, Hestten-Petersen A, Kullmann A(1994): Proliferation of nickel sensitive human lymphocytes by corrosion products of orthodontic appliances, *Biomaterials* 15(14):1157-1160.
- ISOTR/7405, Biological evaluation of dental materials(1984): Tissue culture agar overlay test, 28-35.
- Kerosuo H, Moe G, Kleven E(1995): In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances, *Angle Orthod* 65(2):111-116.
- Kerosuo H, Kolla A, Kerosuo E, Kanerva L, Hensten-Petersen A(1996): Nickel allergy in adolescents in relation to orthodontic treatment and piercing of ears, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109(2):148-154.
- Kerosuo H, Moe G, Hensten-Petersen A(1997): Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111(6):595-598.
- Komori A, Ishikawa H(1997): Evaluation of resin-reinforced glass ionomer cement for use as an orthodontic bonding agent, *Angle Orthod* 67(3):189-195.
- Majier R, Smith DC(1982): Corrosion of orthodontic bracket bases, *Am J Orthod* 81:43-8.
- Matasa CG(1989): Pros and cons of the reuse of direct-bonded appliances, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 96(1):72-6.
- Matasa CG(1990): Flaws in bracket manufacturing, *J Clin Orthod* 24(3):149-52.
- Matasa CG(1992): Direct bonding metallic brackets: where are they heading?, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 102(6): 552-60.
- Matasa CG(1992): Defend yourself against faulty appliances, *J Gen Orthod* 3(2):13-7.
- Michael LS(1988): Ceramic Brackets, *J Clin Orthod* 22(2): 82-87.
- Michael T, Peter B, Victor CW(1994): The dynamic frictional resistance between orthodontic brackets and arch wires, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 106(2):131-38.
- Milton B, Asbell MA(1990): A brief history of orthodontics, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98(2):176-213.
- Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR(1997): Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs, *Angle Orthod* 67(3): 179-182.
- Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y(1997): Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 112:69-79.
- Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC(1990): Frictional resistance of amic and stainless steel orthodontic brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 98(2):398-403.
- Schubert H, Prater E(1987): Nickel dermatitis a follow-up study, *Br J Dermatol* 117(32):43.
- Sinha PK, Nanda RS(1997): The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 112(2):132-7.
- Springate SD, Winchester LJ(1991): An evaluation of zirconium oxide brackets: A preliminary laboratory and clinical report, *Br J Orthod* 18(3):203-209.
- Wang WN, Meng CL, Tarng TH(1997): Bond strength: a



- comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets, *Am J Orthod Dentofac Orthop* 111(4):374-381.
- Wheeler JJ, Ackerman RJ(1983): Bond strength of thermally recycled metal brackets, *Am J Orthod* 83:181-186.
- Wilems G, Carels CE, Vebeke G(1997); In vitro peel/sheer strength evaluation of orthodontic bracket base design, *J Dent* 25(3-4):271-8.
- 南宮 喆, 佐藤知雄(1992): 鐵鋼의 顯微鏡 寫眞과 解説. 도서출판 세화.
-