

교정용 호선의 세포독성에 관한 실험적 연구

임 용 규¹⁾ · 양 원 식²⁾

본 연구는 널리 이용되고 있는 두 종류의 교정용 호선에 다양한 처리를 가한 후 호선의 세포독성을 비교, 평가하고자 시행하였다.

018x025 inch 굵기의 stainless steel 호선과 Co-Cr 호선을 실험 재료로 선택하여 stainless steel 호선을 A 호선, Co-Cr 호선을 B 호선이라 칭하였으며 각각의 호선을 다시 가해진 처리에 따라 4군으로 나누었다. A-1군과 B-1군은 제작된 상태 그대로의 호선을 이용하였으며 A-2, B-2군은 기기를 이용하여 850° F에서 4분간 열처리하였다. A-3, B-3군은 같은 방법으로 열처리한 후 표면의 불순물을 제거하기 위해 전해연마를 시행하였고 A-4, B-4군은 소량의 은납(Ag-solder)을 납작(soldering) 하였다. 사람의 치은 섬유아세포를 배양하고 agar overlay법을 이용하여 각군의 호선의 세포독성을 검사하였으며 세포독성을 반응지수(탈색지수/용해지수)로 평가하여 다음의 결론을 얻었다.

1. stainless steel 호선과 Co-Cr 호선 모두 제작된 그대로의 상태에서는 세포독성을 나타내지 않았다.
2. 두 호선에 대한 열처리나 전해연마는 호선의 세포독성에 영향을 미치지 못하였다.
3. 은납이 납작된 stainless steel 호선은 은납이 납작된 Co-Cr 호선에 비해 더 넓은 범위의 탈색을 나타냈으나 탈색지수와 세포독성(반응지수)에서는 차이를 보이지 않았다.
4. 은납이 납작된 호선은 두 호선 모두에서 중증도의 세포독성을 나타냈다.

(주요단어 : 세포독성, 교정용 호선, 반응지수, 은납)

1. 서 론

교정치료에 이용되고 있는 장치는 대부분이 금속으로 이루어져 있으며 이들은 전해질이 있는 곳에서 부식을 일으켜 금속의 유리를 초래한다. 이런 금속유리는 금속의 물성에 변화를 야기하여 장치의 기계적 성질과 수명에 영향을 끼칠 뿐 아니라 환자의 구강 내에서 화학적인 변화를 일으켜 환자에게 유해한 영향을 끼치기도 하는데, 특히 silver solder나 welding joint가 있는 부위에서 변화를 일으키기 쉽다고 알려져 있으며^{4,29)} 금속의 유리로 인한 대표적인 유해반응

으로는 금속에 대한 과민반응을 들 수 있다. 금속에 대한 과민반응은 금속염이 hapten으로 작용하여 금속 이온이 인체의 단백질과 결합함으로써 나타나게 되는 것으로 Ni에 대한 과민반응이 흔히 보고되고 있으며^{10,11,13,23,28,33,35,37)} 조직내에 삽입된 stainless steel orthopedic implant(316LVM)로부터의 금속이온 유리로 인한 과민반응이 외과영역에서 보고된 바도 있다^{28,33)}. 이 이외에도 금속 자체에 의한 독성으로 구강 내 연조직에 염증반응이 일어날 수도 있으며 금속 기저부가 있는 브라켓이 부식으로 인한 금속의 유리에 의해 치아 표면에 암록색의 영구변색을 일으킨다는 보고도 있었다²¹⁾.

교정용 호선의 경우도 그 종류와 성분이 다양하지만 전해질이 존재하고 환경의 변화가 다양한 구강내에서 부식을 일으킬 수 있다. 그중 오래전부터 많이

¹⁾ 서울시립 보라매 병원 치과, 교정전담의

²⁾ 서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

이용되어 온 stainless steel과 Co-Cr 호선도 자체의 electrolytic passivity로 인하여 부식에 대한 저항성이 크다고 알려져 있으나 호선의 bending 후 가해지는 다양한 목적의 열처리 및 soldering, welding 과정에 의해 금속의 미세구조에 변화가 일어나 금속의 물성이 변하고 금속의 유리가 증가할 수 있다고 많은 학자들이 보고하였다^{5,27)}. 특히 stainless steel은 400°C 이상으로 가열되면 chromium carbide가 grain boundary에 형성되어 intergranular corrosion이 발생함으로써 부식저항이 떨어진다고 알려져 있다¹⁷⁾.

치과 재료의 독성에 대해서는 다양한 방법을 이용한 많은 연구가 시행되어 왔으며 교정영역에서는 DBS 브라켓의 접착에 이용되는 접착제의 세포독성에 관한 연구가 비교적 활발하게 이루어져 왔다^{2,12,22,36)}. 최근 들어 implant 영역에서도 이러한 연구가 진행되고 있으며²⁴⁾ 브라켓이나 밴드, 구외장치 등 여러 종류의 교정장치^{3,4,19,20,21,25,26)} 및 다양한 종류의 교정용 호선에 대한 다양한 처리 후의 독성에 관한 연구가 활발히 진행되고 있고^{18,29-32)} 호선의 부식으로 인한 물성의 변화에 관한 연구도 많이 이루어지고 있다³²⁻³⁴⁾.

따라서 저자는 교정치료에 광범위하게 이용되고 있는 두 종류의 교정용 호선이 인체에 미치는 독성에 대해 알아보하고자 본 연구를 시행하였다. MST(Material Science Toxicology)에서 추천하는 acute toxicity test를 시행하기 위해⁶⁾ 인간의 치은 섬유아 세포를 배양한 다음 두 종류의 호선에 다양한 처리를 한 후 agar overlay method를 시행하고 호선의 독성을 비교, 평가하였다.

II. 재료 및 방법

1. 실험재료

018x025 inch 굵기의 stainless steel(Unitek사, permachrome standard)과 Co-Cr(RMO사, blue elgiloy)의 두 호선을 실험재료로 선택하였으며, 각 호선의 구성성분은 표 I과 같다. stainless steel 호선을 A 호선, Co-Cr 호선을 B 호선이라 칭하고 각각의 호선을 처리에 따라 다시 4군으로 나누었으며 (제작된 그대로, 열처리, 열처리후 전해연마, 은납의 납착) 각 군당 3cm의 길이로 자른 호선을 3개씩 배당하였다. 호선 및 호선에 대한 처리와 이에 따른 군별 특성은 표 II와 같다.

표 I. 각 호선의 구성 성분

	Fe	Ni	Cr	Co	Mn	Si	C	Mo
stainless steel (A)	70%	9%	19%		2%	1%	.08%	
Co-Cr (B)	15%	15%	20%	40%	2%		.15%	7%

표 II. 각 군별 호선의 특성

	제작된 그대로	열처리	열처리후 전해연마	은납의 납착
stainless steel	A-1	A-2	A-3	A-4
Co-Cr	B-1	B-2	B-3	B-4

2. 호선의 처리

A-1, B-1 군은 제작된 상태 그대로의 호선을 이용하였으며 A-2, B-2군은 기기(Esmadent, Big-Jane)를 이용하여 850°F에서 4분간 열처리하였다²⁷⁾. A-3, B-3군은 같은 방법으로 열처리한 후 표면의 불순물을 제거하기 위해 전해연마를 시행하였으며¹⁵⁾, A-4, B-4군은 동종의 제2 호선에 소량의 은납(RMO사)을 단 후 manual method를 이용하여 주호선에 열이 가해지지 않도록 하면서 제 2 호선을 주호선에 은납을 이용하여 +자로 납착하였고 이를 다시 dental stone을 이용하여 직경 2-3mm가 되도록 polishing하였다. 실험에 이용한 은납의 구성성분 및 비율은 표 III과 같다. A, B, C, D 군의 모든 호선은 증류수로 세척한 후 ethylene oxide gas로 소독한 다음 실험에 이용하였다.

표 III. 은납의 구성성분 및 비율

성분	Ag	Cu	Ni	Sn
비율	63 %	29 %	2 %	6 %

3. 치은 섬유아세포의 배양

1) 1차 배양

교정치료를 위해 내원한 13세 아동의 제1소구치를 발거하면서 발치와 주위의 치은을 절제하고 절제한 치은을 15% FBS(fetal bovine serum)와 1% 항생제

가 첨가된 α -MEM(α -minimum essential medium, L-glutamine 포함, GIBCO Co., U.S.A.)에서 3회 세척하였다. 세척된 치은 조직을 60mm 세포배양접시(NUNC Co., Denmark)로 옮기고 건조되지 않도록 주의하면서 No. 15 scalpel로 1mm³이 되도록 세절하였다. 세절한 치은조직은 조직의 가장자리가 잘 부착되도록 주의하면서 배양접시에 잘 펴놓은 후 pipette을 이용하여 각 배양접시당 3ml의 배양액을 주입하여 37°C, 5% CO₂, 습도 95% 배양기(Model-8409C, Vision Co., U.S.A.)에서 배양하였다. 배양액으로는 10% FBS와 1% 항생제를 첨가한 α -MEM을 사용하였고 단일 세포층이 형성될 때 까지 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 이용하여 배양접시에 부착된 잔여세포를 기계적으로 분리시키고 원심분리용 시험관으로 옮겨서 37°C, 1200rpm으로 10분간 원심분리하였다. 상층액을 제거하고 원심분리를 이용하여 HBSS로 2회 세척한 후 배양액을 넣고 세포부유액을 만들어 60mm 배양접시에 세포를 분주하였다. 분주 비율을 1:3 내지 1:4로 하였으며 같은 방법으로 5회 계대배양하여 실험에 이용하였다.

4. 세포독성 실험

계대배양한 치은 섬유아세포를 0.25% Trypsin-EDTA 용액으로 처리한 후 원심분리하여 배양액으로 세포부유액을 만들었다. 표준혈구계산법을 이용하여 2.5x10⁴ cells/well이 되도록 microtest plate well (Nunc, Denmark)에 옮겨 10% FBS가 포함된 1ml 배양액에서 배양하였다. 다음날 배양액을 교환하고 이틀째 되는날 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 호선을 well당 하나씩 agar 면과 가능한 넓게 접촉하도록 agar 표면 위에 놓고 배양접시를 24시간 동안 37°C, 5% CO₂, 95%

습도하에서 배양하였다. 각 실험군당 같은 실험을 3개의 호선으로 동시에 행하였다.

5. 세포독성의 평가

- 1) 육안으로 세포의 탈색부위의 관찰이 가능한가의 여부를 보고 탈색된 부위를 측정하였다.
- 2) 세포독성을 scoring하기 위하여 MST에서 규정하고 있는 반응지수를 이용하였다. 시편 주위의 배지에서 염색이 사라진 탈색부위의 범위를 측정하여 탈색지수(zone index)를 측정하였으며, 광학현미경으로 탈색된 부위의 세포형태를 관찰하여 세포가 용해된 부위를 측정하였다(용해지수). 그 결과에 따라 반응지수(response index)를 탈색지수/용해지수로 구하였는데⁴⁾ 3개의 호선에서 각각 측정하여 그 중간값을 결과로 하였다. 탈색지수와 용해지수 및 반응지수에 따른 세포독성의 기준은 표 IV, V, VI과 같다.

표 IV. 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

표 V. 용해지수의 평가기준

지 수	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

표 VI. 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

III. 실험 결과

1. 육안으로 관찰한 세포의 탈색범위 :

제작된 상태 그대로의 호선 및 열처리한 호선에서

는 호선의 종류에 관계 없이 호선의 직하부나 주변부에서 세포의 탈색을 찾아 볼 수 없었다. 열처리나 그 후의 전해연마 실행 여부도 호선의 세포독성에 영향을 미치지 않은 것으로 나타났다. 은납을 납착한 호선에서는 광범위한 세포의 탈색을 관찰할 수 있었는데 stainless steel 호선의 경우는 평균 10mm에 가까운 탈색범위(탈색지수 3)를 보였고 Co-Cr 호선의 경우는 5mm를 넘는 탈색범위(탈색지수 3)를 나타냈다.

2. 광학현미경으로 관찰한 세포의 형태 :

제작된 상태 그대로의 호선 및 열처리한 호선에서는 세포형태의 변화를 찾아 볼 수 없었고 은납을 납착한 호선에서는 stainless steel과 Co-Cr 호선 모두 탈색 범위의 80% 이상에서 세포의 용해가 나타났다(그림 1-4).

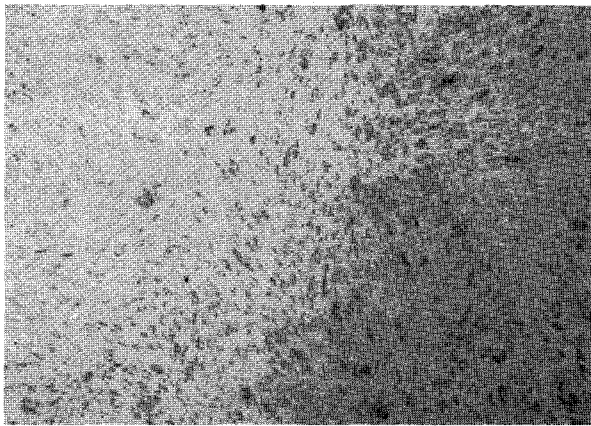


그림 1. B-2군 (x40) 열처리한 Co-Cr 호선.

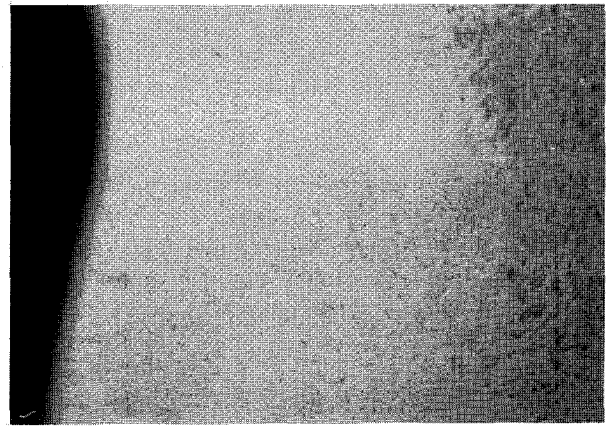


그림 3. A-4군 (x40) 은납을 납착한 stainless steel 호선. 호선을 제거하지 않았다

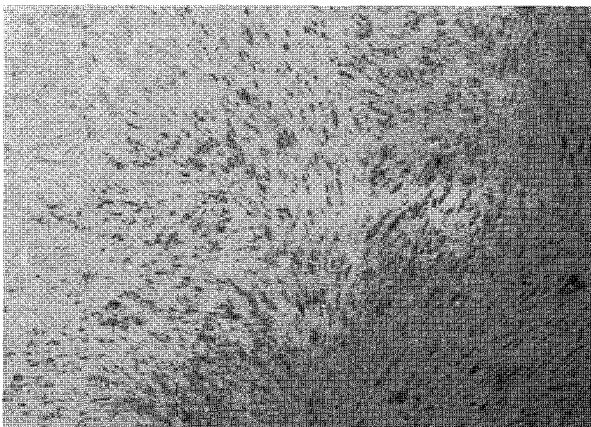


그림 2. A-3군 (x40) 열처리 후 전해연마를 시행한 stainless steel 호선.

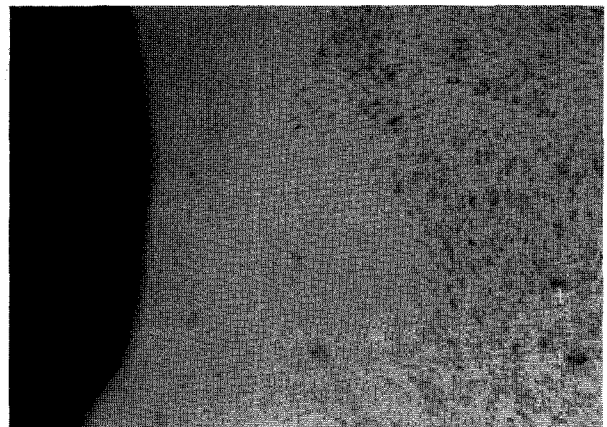


그림 4. B-4군 (x40) 은납을 납착한 Co-Cr 호선. 호선을 제거하지 않았다 (x 40)B-2군 (x40)

표 IV. 각 군의 반응지수

군	A-1 군	A-2 군	A-3 군	A-4 군	B-1 군	B-2 군	B-3 군	B-4 군
반응지수	0 / 0	0 / 0	0 / 0	3 / 5	0 / 0	0 / 0	0 / 0	3 / 5

각 군의 탈색지수와 용해지수로 계산한 반응지수는 표 VII과 같다. 따라서 납착을 시행한 두호선의 반응지수로 볼 때 이들의 세포독성은 중증도인 것으로 나타났으며 제작된 상태 그대로의 호선 및 열처리한 호선은 세포독성을 갖지 않은 것으로 나타났다.

IV. 총괄 및 고안

1940년대에 들어서 보다 강하고 견고하며 부식저항이 크고 가격이 저렴한 austenitic stainless steel이 gold wire를 대신하여 사용되기 시작하여 현재까지 사용되는 교정용 호선의 주종을 이루고 있으며 재료의 개발과 더불어 stainless steel에 버금가는 물성을 지닌 Co-Cr wire가 교정영역에 도입되었고 최근 modulus of elasticity가 낮고 resiliency가 높은 Ti-based alloy wire인 Ni-Ti wire와 β -Ti wire가 도입되어 고유의 특이한 물성으로서 교정용 호선의 새로운 사용의 장을 열어가고 있다.

구강내에 장착되는 금속이나 alloy의 가장 중요한 요건은 인체에 유해한 부식산물을 생성해서는 안된다는 것이다. 금속은 주변의 비금속 요소와 화학적으로 반응하여 chemical compound를 생성하는데 이것이 부식산물로 부식은 단지 표면 침착물인 것이 아니라 주변 환경과의 반응에 의한 금속의 실질적인 훼손을 말한다. 금속의 부식에 관여하는 것으로는 수분, 대기, 산이나 염기액, 화학물질, 물, 온도, 산소, 염소 이온, sulfide, pH. 등을 들 수 있는데 구강은 이런 요인들이 다양하게 변화하고 있는 동적인 환경으로 금속의 부식에 쉽게 노출될 수 있다고 하겠다. 교정용 호선도 구강내에 장착되고 나면 다양한 구강내의 환경 변화에 의해 호선의 손상이 발생할 수 있으며 이는 호선으로부터의 금속유리로 이어지게 된다^{7,9,16)}.

인체 내에서 유리된 금속의 부식산물에 의한 인체 유해반응으로 가장 대표적으로 꼽히는 것은 금속에 대한 과민반응으로 이에 대한 많은 보고가 있으며^{10,11,13,23,28,33,35,37)} 호선 뿐 아니라 브라켓이나 밴드, 구외장치와 같은 금속성 교정장치에서 유리되는 금속을 정량화하거나^{1,20,32)} 부식 후의 물성을 관찰하고^{32,34)}

그의 독성을 평가한 많은 실험 연구가 있어 왔다^{3,30)}

Merritt등은²⁸⁾ 조직내에 삽입된 stainless steel orthopedic implant로 부터의 금속이온 유리로 인한 과민반응을 보고한 바 있다. 이들은 장치를 제거해도 조직 내의 금속이온이 완전히 제거될 때까지 과민반응의 증상은 낮지 않는다고 하였으며 Ni과 Cr의 금속-단백질 복합체 사이에 immunologic cross-reaction이 있다는 보고들이 있으므로 Ni 과민환자에게 stainless steel 대신 Co-Cr을 이용하는 것이 문제의 해결이 되지 못한다고 주장하였다.

Shriver 등은³³⁾ stainless steel은 대개의 경우 임상적으로 문제 없이 이용될 수 있지만 Ni로 인한 과민반응이 한번 생기면 수년간 지속(delayed hypersensitivity)되며 혈액 내에 long-lived memory lymphocyte가 남아 있다고 하였다.

Park 등³⁰⁾ 교정장치로부터 유리되는 Ni 과 Cr의 양을 측정하여 이는 매일 음식을 통해 섭취하는 양보다 훨씬 적어 임상적인 중요성은 없지만 이로 인해 과민반응이 유발될 수도 있다고 하면서 Ni은 대개 가용성의 형태로 유리되며 Cr은 불용성 침전물의 형태로 유리된다고 보고하였다.

Gjerdet등도¹⁶⁾ 유리된 금속의 양은 일일 섭취량에 크기 못미친다고 하였으며 이들의 실험 결과 금속의 유리는 장치 장착 초기에 많으며 3주 이상 지나면 타액 내의 금속량은 장치 장착 전과 유사해지는 것으로 나타났다. 저자는 실제 임상 치료과정에서 구강내 교정장치로 인한 과민반응은 접한 경험이 없으나 구외장치(headgear cap)의 button에 의한 피부과민반응은 접한 바 있어 구강내에 유리된 금속이 계속되는 구강의 기능작용에 의해 씻겨 내려가므로 구강내에서 금속유리로 인한 조직반응이 나타나려면 수배의 농도에 달하는 유리금속이 필요할 것이라 추측할 수 있었다.

교정용 호선은 환자에게 적용할 때 bending 과정을 거치게 되는데 제작 및 bending 과정에서 발생하는 strain hardening을 통해 호선은 내부 energy가 큰 불안정 상태로 변하게 된다. 따라서 교정용 호선은 많은 경우에서 bending 후 stress-relief heat treatment, 혹은 hardening heat treatment를 해야 하는데 이때 이

용되는 열은 alloy의 용해온도보다 낮은 온도이므로 호선의 물성에 유해한 변화없이 호선 전체가 균일한 물성을 갖게 된다고 알려져 있으나 호선의 내부 미세 구조에 어떠한 변화가 발생하는가에 대해 많은 학자들이 의문을 갖고 연구해 왔다^{5,17)}. 또한 호선에는 다양한 목적으로 soldering이나 welding 과정이 행하여질 수 있으며 이때 가해지는 열은 그 온도가 호선의 부식을 가중시켜 호선을 약화시키고 물성을 크게 변화시킬 수 있는 것으로 알려져 있다. 은납을 납착하는 경우 620-665°C 정도의 열이 가해져 부식이 증가할 뿐 아니라 독성이 큰 Cu, Zn와 같은 물질이 유리되므로 더욱 해롭다^{8,29,31)}.

Gjerdet 등은¹⁷⁾ 다양한 온도에서 stainless steel 호선과 Co-Cr 호선을 열처리한 후 금속의 유리를 검사하고 호선을 SEM으로 관찰한 바 stainless steel 호선은 400°C 이상, Co-Cr 호선은 500°C 이상 가열시 금속의 유리가 급속히 증가하며 표면의 상태도 가열 온도가 높을 수록 거칠게 나타난다고 하였고 Co-Cr 호선이 stainless steel 호선에 비해 100-200°C 높은 온도에서 금속유리가 급증하므로 Co-Cr 호선이 온도에 대한 저항이 더 크다고 보고하였다. 또한 제작된대로의 상태에서는 Co-Cr 호선의 금속유리가 더 크지만 열처리 후에는 stainless steel로부터 Fe가 많이 유리되므로 stress-relief heat Tx나 납착 과정은 stainless steel 호선의 부식을 가속시키는 것이 분명하다고 하였다..

최 등⁵⁾도 Co-Cr 호선을 열처리할 경우 부식 저항성이 소실되어 금속유리가 증가하며 열처리 시간 및 온도가 증가함에 따라 물성이 나빠진다고 하였다. 그러므로 호선에 열처리를 가할 때는 500°C를 넘지 않도록 주의해야 하며 열은 균일하게 정해진 시간만 가하도록 해야 할 것이다.

본 실험에서는 열처리를 한 호선은 전해연마나 호선의 종류에 관계 없이 제작된 상태대로의 호선과 마찬가지로 세포독성이 없는 것으로 나타났는데 이는 가한 열이 850°F로 호선의 미세구조에 영향을 미치지 않는 범위에 있었으며 이 온도가 열처리시간 동안(4분) 일정하게 유지되었기 때문인 것으로 사료된다. 열처리 후 전해연마를 한 군과 하지 않은 군간에도 차이가 없이 세포독성을 보이지 않는 것으로 나타난 바 제작된 상태대로의 교정용 호선은 내부구조가 안정되고 호선의 표면 상태도 매끄러울 것이라 추측할 수 있었다. 그러나 실제 환자의 구강에 장착되는 호선은 상당한 bending 과정을 거치게 되므로 이런 cold-

working에 의해 발생하는 호선의 내부구조 변화, 응력의 집중, 표면의 흠집 등이 호선으로부터의 금속유리를 유발하는 인자로 작용할 수 있을 것이라 생각되며 이런 호선에 열처리를 가할 경우는 또 다른 세포독성을 보일 수도 있을 것이라 사료된다.

Grimsdottir 등은^{19,20)} 여러가지 교정장치 중 은납을 가장 많이 함유한 face bow에서 금속 유리가 가장 많이 나타났으며 호선은 가장 적은 금속 유리를 보였다고 하여 본 연구와 일치되는 연구결과를 보고하였다.

Gjerdet 등은¹⁸⁾ 호선을 토끼의 조직에 매식하고 그 조직반응을 평가한 바 stainless steel 호선에 비해 Co-Cr 호선에서 염증반응이 더 크게 나타났다고 하였으며 은납이 납착된 호선의 경우 배양한 세포에서 세포의 용해부위가 20-25mm로 매우 크게 나타났으며 호선에 따른 차이는 없다고 보고하였다. 이렇게 은납 부위에서 독성이 크게 나타나는 이유는 은납 자체에서 유리되는 Cu 등과 같은 독성물질과 은납을 용해시킬 때 가하는 열때문인 것으로 알려져 있다. 이들은 Co-Cr 호선은 표면이 거칠고 세로의 흠등이 있으므로 독성 입자가 더 쉽게 확산될 수 있고 이 때문에 조직매식에서 납착된 stainless steel보다 납착된 Co-Cr 호선의 독성이 더 크게 나타났다고 하였다.

본 연구에서도 은납이 납착된 호선은 다른 호선에 비해 큰 독성을 가져 중증도의 세포독성을 보이는 것으로 나타나 은납의 독성 성분이 유리되었음을 알 수 있었으나 Gjerdet 등¹⁸⁾의 결과와는 용해범위에서 차이를 보이며, Co-Cr 호선에 비해 stainless steel 호선이 더 큰 용해범위를 보인 것은 납착 과정에서 은납을 달기 위해 이용된 제 2의 호선에 열이 집중되었고 polishing 과정에서 이 호선의 단면이 노출되었기 때문인 것으로 사료된다. 따라서 400°C 이상의 고열이 가해졌을 때는 Co-Cr 호선보다 stainless steel 호선의 금속유리가 많은 것으로 생각되었고 이는 Gjerdet 등¹⁷⁾의 연구 결과와 상통한다. 그러나 용해지수 자체에는 차이를 보이지 않아 납착을 한 두 호선의 세포독성은 결과적으로 유사한 것으로 계산되었다. 또한 은납의 크기를 유사하게 polishing하기는 하였으나 미세한 양의 차이가 세포독성에 영향을 미칠 수도 있었으리라 생각되며 polishing에 이용한 dental stone의 영향도 앞으로 연구해 볼 필요가 있다고 사료된다.

Berge 등은⁸⁾ 은납이 납착된 stainless steel과 Co-Cr 호선에서 금속유리를 측정할 때 stainless steel 호선에서는 Fe의 유리가 가장 많고 Ni, Cr의 유리도

Co-Cr 호선보다 많으며, Co-Cr 호선은 Co의 유리가 가장 많고 은납에서는 Cu와 Zn가 가장 많이 유리된다고 하였으며 은납 자체만 볼때는 Co-Cr 호선의 은납이 stainless steel의 것보다 더 부식이 심하다고 보고하였다. 또한 stainless steel 호선은 Co-Cr 호선보다 귀금속이나 stainless steel 호선의 부식저항도는 납착에 의해 크게 감소하며 은납과 호선간의 전위차도 stainless steel 호선에서 더 크므로 Co-Cr 호선에 비해 Fe, Cr, Ni 분비량이 더 증가한다고 하여 본 연구결과와 일치하는 결과를 보고하였으며 은납 내의 Cd 함량은 적지만 독성이 크고 분비량이 점차 누적되므로 주의를 요한다고 하였다. 본 연구에서 이용한 은납은 구성성분 중 Zn나 Cd이 함유되지 않은 것으로 보고되어 있으므로 은납의 성분 중 세포독성에 주로 관여한 물질은 Cu일 것으로 생각되었다.

Mueller 등은²⁹⁾ 은납이 납착된 교정용 호선의 부식을 external polarization을 이용하여 비교, 평가하였다. 은납 자체의 corrosion potential은 호선에 비해 더 음극성이 강함에도 불구하고 은납은 더 낮은 부식저항을 보이며 stainless steel과 Co-Cr 호선 모두 은납을 납착한 경우 외견상 soldered joint 위에 검은색의 층이 생기고 호선의 부식저항이 감소함을 보고하였다. 호선-은납 couple은 호선이 음극(cathod), 은납이 양극(anod)으로 되고 galvanic couple이 발생하여 양극의 성분이 더 많이 손상 받게 되며 호선에 따른 차이는 호선의 조성의 차이 때문이라고 하였다.

Skinner 등도³¹⁾ solder joint는 합금-은납 조합의 비동질성으로 인하여 부식이 가능하며 cold working으로 응력이 특정 부위에 집중되어도 그 부위가 전해질에 의해 쉽게 부식된다고 하였다.

따라서 이런 금속유리와 세포독성을 고려해 볼 때 교정용 호선에 가하는 납착 과정은 가급적 피하는 것이 좋다고 생각되며 특히 악교정수술 환자의 경우 surgical arch wire를 제작할 때 많은 수의 hook을 납착하게 되면 hook을 bending 하는 것에 비해 유해 유리금속이 구강내의 수술부를 통해 직접적으로 신체에 더 큰 영향을 미칠 수 있을 것이라 사료된다.

교정장치의 부식이 인체에 미치는 악영향에 대한 연구방법으로 이용되는 장치의 세포독성 평가에는 여러가지 방법이 있을 수 있는데, 이 중 Agar overlay test(Guess)는 leachable, toxic component에 가장 민감한 test로 FDA, Commission on dental materials, instrumentx, equipment & therapeutics가 치과재료의 실험 평가에 이용할 것을 추천 하였고 많은 학자

들이 치과 재료의 독성실험에 이를 이용하였다^{18,19)}. 반응지수의 크기가 sample로부터 유리되어 나오는 가용성 성분의 농도와 독성에 의해 좌우되므로 양에 관계 없이 반응지수가 1/1 이상이면 diffusible toxic substance가 있다는 증거가 된다.

본 연구 결과 교정용 호선은 다른 금속성 교정장치에 비해 구조가 안정된다는 것이 입증되었다. 그러나 호선은 다양한 처리를 받은 후 구강에 장착되고 구강 내에서도 많은 기계적, 화학적 자극에 노출되어 있으며 호선 이외에 브라켓 등의 장치에서도 금속이 유리될 수 있으므로 교정치료 중의 심한 치은염은 불량한 구강위생 뿐 아니라 contact hypersensitivity나 유리금속으로 인한 독성 때문일 가능성도 있다는 것을 항상 염두에 두어야 할 것이다³⁸⁾. 그러나 한편으로는 확실한 근거를 갖지는 못했으나 leachable corrosion product들이 상당한 plaque inhibiting effect가 있다고 간주되고 있으므로 앞으로도 이에 대한 다양한 연구가 이루어져야 할 것이라고 사료된다.

V. 결 론

저자는 교정치료에 광범위하게 이용되고 있는 stainless steel과 Co-Cr 호선으로부터의 금속유리 가 미치는 독성에 대해 알아보고자 본 연구를 시행하였다. 호선은 018x025 inch의 굵기를 선택하였고 두 종류의 호선에 다양한 처리를 한 후, 인간의 치은 섬유 아세포를 배양한 다음 agar overlay method를 시행하였다. 반응지수를 탈색지수/용해지수로부터 구하여 호선의 독성을 비교, 평가하여 다음의 결론을 얻었다.

1. stainless steel 호선과 Co-Cr 호선 모두 제작된 그대로의 상태에서는 세포독성을 나타내지 않았다.
2. 두 호선에 대한 열처리나 전해연마는 호선의 세포독성에 영향을 미치지 못하였다.
3. 은납이 납착된 stainless steel 호선은 은납이 납착된 Co-Cr 호선에 비해 더 넓은 범위의 탈색을 나타냈으나 탈색지수와 세포독성(반응지수)에서는 차이를 보이지 않았다.
4. 은납(Ag-solder)이 납착된 호선은 두 호선 모두에서 중증도의 세포독성을 나타냈다.

참 고 문 헌

1. 박수병, 이병태 : bracket과 호선의 금속유리, 대치교정치,

- 19(2) : 75-84, 1989.
2. 사명희, 양원식 : 교정용 집착제의 세포독성에 관한 실험적 연구, 대치교정지, 22(1) : 145-157, 1992.
3. 유동환, 국윤아, 김상철 : 수중 교정용 band의 세포독성에 관한 실험적 연구, 대치교정지, 24(2) : 419-432, 1994.
4. 임용규, 양원식 : 재생방법에 따른 교정용 브라켓의 세포독성에 관한 실험적 연구, 대치교정지, 23(2) : 147-163, 1993.
5. 최철민, 이병태 : 열처리한 교정용 호선의 기계적 성질과 금속유리에 관한 연구, 대치교정지, 20(2) : 381-390, 1990.
6. Autian, J. : General toxicity and screening tests for dental materials, Intern. Dent. J., 24(2) : 235-250, 1974.
7. 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.
8. Berge, M., Gjerdet, N.R., Erichsen, E.S. : Corrosion of silver soldered orthodontic wires, Acta Odontol. Scand., 40 : 75-79, 1982.
9. 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.
10. Blanco-Dalmau, L., Carrasquillo-Alberty, H., Silva-Parra, J. : A study of nickel allergy, J. Prosth. Dent., 52 : 116-119, 1984.
11. Council on dental materials, instruments & equipments : Biological effects of Ni-containing dental alloy, J. Am. Dent. Asso., 104 : 501-505, 1982.
12. Davidson W.M., Sheinis E.M., Shepherd S.R. : Tissue reaction to orthodontic adhesive, Am. J. Orthod., 82 : 502-507, 1982.
13. Dunlap, C.L., Vincent, S.K., Barker, B.F. : Allergic reaction to orthodontic wire : report of case, J. Am. Dent. Assoc., 118 : 449-450, 1989.
14. Esmadent, "Big-Jane" bracket conditioner-polisher E 3762, Esma Chemicals Inc. P.O. Box 162, Highland park, IL 60035 U.S.A., Am. J. Orthod., 92 : 22A, 1987.
15. Futterman, M.J. : Electrolytic stainless steel polisher, Am. J. Orthod., 28 : 652-654, 1942.
16. 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.
17. Gjerdet, N.R., Hero H. : Metal release from heat-treated orthodontic archwires, Acta Odontol. Scand., 45 : 409-414, 1987.
18. Gjerdet, N.R., Kallus, T., Henten-Pettersen, A. : Tissue reaction to implanted orthodontic wires in rabbits, Acta Odontol. Scand., 45 : 163-169, 1987.
19. Grimsdottir, M.R., Hensten-Pettersen, A., Kullmann, A. : Cytotoxic effect of orthodontic appliances, Eur. J. Orthod., 14 : 47-53, 1992.
20. Grimsdottir, M.R., Gjerdet, N.R., Hensten-Pettersen, A. : Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances, Am. J. Orthod., 101 : 525-532, 1992.
21. Gwinnett, A.J. : Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets, Am. J. Orthod., 82 : 441-446, 1982.
22. Hirukawa H., Taki E., Yamamoto K. : In vitro cytotoxicity of PALFIQUE bonding agent, J. Gifu Dent. Soc., 17(1) : 253-259, 1990.
23. Jones, T.K., Hansen, C.A., Singer, M.T., Kessler, H.P. : Dental implications of nickel hypersensitivity, J. Prosth. Dent., 56 : 507-509, 1986.
24. Kanematu N., Shibata K., Kurenuma S., Watanabe K., Yamagami A., Nishio Y., Fujii T. : J. Gifu Dent. Soc., Cytotoxicity of oxide anodized titanium alloy evaluated by cell and organic culture study, 17(2) : 583-591, 1990.
25. Maijer, R., Smith, D.C. : Corrosion of orthodontic bracket base, Am. J. Orthod., 81 : 43-48, 1982.
26. Marcotte M.R. : Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire, J. Dent. Res., 52(6) : 1171-1176, 1973.
27. Merritt K., Brown S.A. : Metal sensitivity reactions to orthopedic implants, Int. J. Dermatol., 20 : 89-94, 1981.
28. Mueller H.J. : Corrosion by external polarization of soldered orthodontic wires in cleanser solutions, Am. J. Orthod., 76(5) : 555-564, 1979.
29. Park H.Y., Shearer T.R. : In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, Am. J. Orthod., 84(2) : 156-159, 1983.
30. Phillips, R.W. : Skinner's Science of Dental Materials, 248-300.
31. Sarkar N.K., Redmond W., Schwaninger B., Goldberg A.J. : The chloride corrosion behavior of four orthodontic wires, J. Oral Rehabil., 10 : 121-128, 1983.
32. Shriver W.R., Shereff R.H., Domnitz J.M., Swintak E.F., Civjan S. : Allergic response to stainless steel wire, Oral Surg., 42(5) : 578-581, 1976.
33. Schwaninger B., Sarkar N.K. : Effect of long-term immersion corrosion on the flexural properties of nitinol, Am. J. Orthod., 82 : 45-49, 1982.
34. Staerkjaer, L., Menne, T. : Nickel allergy and orthodontic treatment, Eur. J. Orthod., 12 : 284-289, 1990.
35. Terhune W.F., Sydiskis R.J., Davidson W.M. : In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding materials, Am. J. Orthod., 83 : 501-506, 1983.
36. 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.
37. Zachrisson, S., Zachrisson, B.U. : Gingival condition associated with orthodontic treatment, Angle Orthod., 42 : 26-34, 1972.

-ABSTRACT-

An experimental study on the cytotoxicity of orthodontic wires

Yong-Kyu Lim¹⁾, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Won-Sik Yang²⁾, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry, Seoul City Boramae Hospital¹⁾

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University²⁾

This study was undertaken to investigate the cytotoxicity of orthodontic wires after doing various treatments to the wires.

018x025 inch Stainless steel(A) and Co-Cr(B) wires were used and each of them were divided into 4 groups. A-1 and B-1 groups were as received state, and A-2 and B-2 groups were heat treated. A-3 and B-3 groups were electropolished after heat treatment, and A-4 and B-4 groups were soldered with Ag-solder. Each group had 3 wires and these were sterilized with Ethylene Oxide gas.

We used human gingival fibroblast cell culture and agar overlay technique to investigate the cytotoxicity of each group of wires. The cytotoxicity of wire was assessed using reaction index (zone index / lysis index).

The findings of this study were as follows :

1. Both of the stainless steel wire and Co-Cr wire showed no cytotoxicity in as received state.
2. Heat treatment or electropolishing of the wires had no effect on the cytotoxicity of the wires.
3. Soldered stainless steel wires showed a little wider zone of discoloration than soldered Co-Cr wires, but the zone index and cytotoxicity(reaction index) was not different.
4. Soldered wires showed moderate cytotoxicity in both of the wires.

KOREA. J. ORTHOD. 1996 ; 26 : 591-599

※ **Key words** : cytotoxicity, orthodontic wire, reaction index, Ag-solder