열처리 방법에 따른
교정용 스테인리스강 선재의 물성
변화 및 니켈 금속 이온 유리

연세대학교 대학원

치의학과

신 자 영

열처리 방법에 따른 교정용 스테인리스강 선재의 물성 변화 및 니켈 금속 이온 유리

지도 김 경 남 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2001년 12월 일

연세대학교 대학원
치의학과
신 자 영

신자영의 박사 학위논문을 인준함

심사위원_______________________인

심사위원_______________________인

심사위원_______________________인

심사위원_______________________인

심사위원_______________________인

연세대학교 대학원

2001년 12월 일

감사의 글

이 논문이 완성되기까지 많은 격려와 가르침을 주신 김경남 교수님께 진심으로 감사드립니다. 항상 많은 조언과 격려를 해 주신 박영철 교수님께 진심으로 감사 드립니다. 또한 논문이 완성되기까지 수정과 보완을 해주시며 심사해주신 황충주 교수님, 김광만 교수님, 이용근 교수님께 깊은 감사를 드립니다.

연구와 실험에 많은 도움을 주신 오근택 박사님, 이상배 선생님께 감사드리며 교실원 여러분께도 감사드립니다.

오늘의 제가 있기까지 돌보아주신 부모님께 진심으로 감사드립니다. 부족한 엄마를 많이 사랑하고 이해해주는 정민, 성윤, 그리고 커다란 버팀목이 되어주는 남편께 다시 한번 감사와 사랑을 전합니다.

마지막으로 끝없는 사랑을 주셨던 너무도 그리운 할머니께 이 논문을 바칩니다.

2001년 12월

저자 씀

목 차

그림 목차

표 목차

국문 요약

열처리 방법에 따른 교정용 스테인리스강 선재의 물성 변화 및 니켈 금속 이온 유리

교정용 스테인리스강 선재는 압연 및 인발 공정을 통해 제조되는 과정에서 심한 냉간 가공을 받게 된다. 이렇게 제조된 교정용 선재는 임상적인 필요에 따라 술자에 의해 변형됨으로써 선재 내부에 응력이 잔존하게 되어 탄성 및 기계적 특성이 변하며 변형 이전의 상태로 돌아가려는 경향을 갖는다. 그러므로 선재의 성형 후에는 잔존하는 응력을 제거하기 위하여 열처리를 하게 되는데 열처리 환경이나 냉각 방법이 선재의 표면에 형성되는 산화막의 두께나 양태에 영향을 주어 선재의 물성과 내부식성에 변화가 나타날 것으로 예상된다.

이에 본 연구에서는 임상적으로 널리 사용되는 0.016×0.022 크기의 4종류의 선재(Dentarum사의 Remanium, Unitek사의 Permachrome, G&H사의 Colboloy, Ormco사의 Orthos)를 선정하여 진공, 대기, 아르곤의 세 가지 분위기 하에서 열처리한 후 노냉과 수냉하여 대조군 및 24개의 실험군을 형성하였다. 그리하여 물성 변화 및 내부식성에 대하여 조사하고 인공 타액 내에 12주간 위치시켜 금속 이온의 유리량을 측정하였으며 세포 독성을 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 선재의 열처리 후 모든 실험군의 경도가 대조군에 비하여 증가하였다.

2. 내식성 평가를 위한 양극 분극 실험 결과, 4가지 선재 모두에서 진공 열처리-노냉 실험군의 내식성이 가장 우수하였다.

3. 인공 타액 침적 후 시간 경과에 따른 니켈 이온 유리량은 진공 열처리-노냉

실험군에서 통계학적으로 유의성있게 가장 적었으며 대기 열처리 실험군에서 냉각 방법과는 무관하게 통계학적으로 유의성있게 가장 많았다 ($p < 0.05$).

4. 인공 타액 침적 후 시간 경과에 따른 니켈 이온 유리량은 실험군의 조건과는 무관하게 대부분의 기간에서 Remanium과 colboloy가 통계학적으로 유의성있게 많았다($p < 0.05$).

5. 세포 독성 실험 결과 전체 실험군에서 미약한 독성을 나타냈으나 대기 열처리 실험군의 수치가 타 실험군에 비하여 약간 높게 나타났다.

이상의 연구 결과 교정용 스테인리스강 선재는 진공 상태에서 열처리 후 노내에서 서서히 냉각된 후 사용되어야 내부식성을 향상시키고 인체에 유해한 금속 이온의 유리를 억제시킬 수 있으므로 이에 따른 임상적인 노력이 필요하다고 사료된다.

핵심 되는 말 : 교정용 선재, 열처리 조건, 냉각 방법, 금속 이온 유리

처리 방법에 따른
교정용 스테인리스강 선재의 물성 변화 및
니켈 금속 이온 유리

(지도 김 경 남 교수)

연세대학교 대학원 치의학과

신 자 영

Ⅰ. 서 론

1900년 경 처음으로 귀금속 합금인 금선재(gold wire)가 교정용 선재로 사용된 이래 다양한 교정장치와 선재가 개발되어 사용되어 왔다[1,2,3,4]. 1920년대까지 주로 사용되었던 귀금속 합금은 가격이 비싸고 접착이 곤란하며 기계적 특성이 부족한 문제점을 가지고 있었다. 그 후 탄성이 높고 내식성이 좋으며 가격이 저렴한 스테인리스강이 금을 대신하여 사용되었으며[5] 이는 현재까지도 임상 교정 영역에서 가장 널리 사용되고 있다.

현재 사용되고 있는 스테인리스강 합금은 66-72%의 철, 18-20%의 크롬과 7-10%의 니켈, 0.08-2%의 탄소 및 그 외 소량의 금속 원소들로 구성된 오스테나이트 계열이다[6,7]. 교정용 스테인리스강 선재는 압연 및 인발 공정을 통해 제조되는 과정에서 심한 냉간 가공을 받게 되는데 이러한 과정을 통하여 재료의 강도와 경도가 증가한다. 이렇게 제조된 교정용 선재는 필요에 따라 성형되고 이로 인해 내부 응력이 존재하게 되어 탄성 및 기계적 특성이 변하게 되며 성형 이전의 형태로 돌아가려는 경향을 나타내게 된다. 그러므로 인발 작업 후와 선재의 성형 후에는 잔존하는 응력을 제거하기 위해서 열처리를 하게 된다. 응력 제거 열처리는 선재의 형태 및 전위의 안정성을 향상시키고 선재의 탄성을 증가시키는 효과를

가지고 있다[8].

교정용 스테인리스강 선재의 열처리에 대하여 많은 연구가 시행되어 왔다. Funk[9]는 교정용 스테인리스강 선재에 대한 응력 제거는 매우 효과적이라고 보고하면서 열처리 온도는 450℃가 가장 적절하다고 제시하였다. Ingerslev[10]는 실험을 통하여 18-8 스테인리스강 선재의 열처리는 350℃ 375℃에서 20 25분 시행하는 것이 가장 효과적이라고 하였으며, Marcotte[11]는 스테인리스강으로 제작된 spring을 750℉에서 11분간 열처리할 경우 특성이 매우 개선된다고 보고하였다. 또한, Backofen과 Gales[12]는 응력 제거 열처리에 대한 효과를 연구, 발표하였고, Howe 등[13] 은 스테인리스강 선재의 응력 제거 열처리와 기계적 특성의 관계를 연구하였다. Lane과 Nikolai[14]는 선재의 열처리가 기계적 성질에 영향을 나타낼 수 있다고 하였으며, Thurow[15]는 선재에 대한 열처리는 잔류 응력에 의한 위해 작용을 줄여주고 탄성기억을 촉진시켜 선재의 형태를 안정하게 유지시켜 준다고 하였다. Nikolai[16]는 냉간 가공에 의해 선재가 소성이 변형된 경우 응력 제거 열처리가 잔류 응력의 제거와 연성 증가에 효과가 있으나 이는 선재의 종류와 직경, 가공경화 정도에 따라 그 영향이 다르다고 하였다.

국내에서도 교정용 선재의 열처리에 대한 많은 연구가 이루어져 왔다. 이 등[17]은 교정용 선재의 물리적 성질에 미치는 열처리의 영향에 대하여 연구하였고, 오와 성[18]은 교정용 선재의 기계적 성질에 미치는 열처리의 영향에 대해 연구하였다. 또한, 이와 손[19]은 교정용 스테인리스강 선재의 열처리 효과에 대한 실험적 연구를 통해 열처리에 의한 특성의 변화를 고찰한 바 있다.

스테인리스강 선재의 응력 제거를 위한 열처리가 선재 표면의 산화를 유발하고 불균일한 산화물 피막을 형성함으로써 국부적인 부식을 발생시킬 수 있다는 보고가 있었다[20]. 내식성은 구강 내에서 사용되는 금속성 교정장치를 선택할 때 고려되어야 할 중요한 요소이며 이것이 교정장치를 제작하는 데 사용될 수 있는 재료가 제한되는 이유들 중의 하나이다.

Edie 등[21]은 nitinol과 스테인리스강 선재의 구강 내 부식에 대해 연구하였고 Lee 등[22], Her∅ 등[23]은 니켈합금 및 니켈계 교정용 선재의 부식에 관하여 연구한 바 있다. Toms[24]는 부식이 치아에 적용되는 힘을 감소시켜 응력이 집중되는 부위

에 부식이 발생하면 장치가 파절될 수 있다고 하였으며, 부식산물의 독성은 인체의 과민반응을 야기할 수도 있다고 경고하였다.

구강 내에 장착되는 합금은 타액을 매개체로 하여 이종 금속간 전류(electrogalvanic current)를 발생하여 금속이온을 유리시킨다. Lugowski 등[25]은 금속 원소 중 니켈이 동물과 인간에게 독성물질로 작용하며 호흡계와 비강의 발암물질이라고 언급하였다. 스테인리스강에서 유리되는 성분으로는 니켈과 크롬이 주종을 이루며, 특히 니켈은 강한 면역학적 반응 매체로 작용하여[4,26] 과민반응, 접촉성 피부염, 천식 등을 유발하고 중등도의 세포독성을 야기한다[27,28,29,30].

Fernandez[31], Spiechowicz[32], Romaguera 등[33]은 니켈 합금으로 제작한 보철물로 인해 식도와 목 부위에서 작열감과 미각상실이 나타났음을 보고하였다. Loon[34]은 3x5 mm 니켈 조각을 하악 협점막에 부착시켜 접촉성 구내염의 발생을 보고하였다. 교정영역에서도 Greig[35]와 Dickson[36]은 headgear의 사용으로 인한 접촉성피부염을 보고한 바 있고, Rickles[37]와 Levy 등[38]도 교정장치물에 의한 니켈 알러지를 보고하였다. 또한, Haudrechy 등[39,40]은 스테인리스강으로부터 유리된 니켈이 민감성을 지닌 환자에게 피부염을 야기시킬 수 있다고 보고하였다.

강도와 경도를 증가시키고 내부 응력을 완화시키기 위하여 시행되는 선재의 열처리로 인하여 형성되는 산화막이 금속의 내식성 및 유리되는 금속량에 영향을 줄 것으로 예상된다. 임상적으로 교정용 스테인리스강 선재의 열처리는 환자의 대기시간, 술자의 편의성 등을 고려하여 대기 중에서 비교적 높은 온도로 단시간동안 시행되고 있는 것이 보통의 실정이며 냉각방법 또한 다양하다.

이에 본 연구에서는 선재의 열처리 환경과 그에 따른 냉각방법의 차이가 선재의 물성 및 내식성, 금속 유리량과 세포 독성에 미치는 영향을 비교 분석해 보고 보다 효과적인 열처리 조건을 제시하고자 한다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

가. 연구재료

본 연구에서는 국내에서 많이 사용되고 있는 0.016 × 0.022 크기의 교정용 스테인리스강 선재 중 Remanium(Dentaurum, Ispringen, Germany), Permachrome(3M Unitek, Monrovia, USA), Colboloy(G&H, Greenwood, USA)와 Orthos(Ormco, Glendora, USA)를 선택하였다. 사용된 선재의 조성 및 종류는 Table 1에 나타난 바와 같다.

나. 연구방법

1. 시편준비

응력 제거 열처리는 진공(Vac), 대기(Air), 아르곤(Ar)의 3가지 환경 하에서 수행하였고, 냉각 방법은 노냉(Fc:furnace cooling)과 수냉(Wc:water cooling)의 2가지 방법을 선택하였다. 열처리 온도와 시간은 500℃, 6분으로 고정하였고, 선재를 20℃ 실온의 노 안에 넣은 후 승온 속도는 분당 10℃로 하였다. 진공 열처리의

Table 1. Chemical compositions of orthodontic stainless steel wires (weight %)

Specimen	Fe	Cr	Ni	Si	C	S	Classification
Remanium	71.25	18.75	8.29	1.13	0.11	0.006	302 S.S.
Permachrome	69.17	19.92	9.00	1.56	0.08	0.003	304 S.S.
Colboloy	70.42	19.71	8.65	0.79	0.08	0.002	304 S.S.
Orthos	66.68	19.45	8.79	1.77	0.08	0.004	304 S.S.

경우 1×10^{-4} Torr의 진공도를 갖도록 하였고, 아르곤 열처리는 아르곤 가스를 지속적으로 흘려주면서 노 내 압력을 약 800 Torr 정도로 유지시켰다. 노냉은 분당 5℃로 하였으며 수냉은 시편을 20℃의 수조에 담가 냉각하였다. 열처리를 하지 않은 선재를 대조군으로 하였다.

2. 상분석

본 연구에서 사용된 교정용 선재의 상분석을 위해 X-ray 회절 분석 (XRD; X-ray diffracrometer, D-Max Rint 2400 model, Rigaku, Japan)을 행하였다. 스테인리스강 선재에 대한 X-ray 회절 분석은 Cu target의 K_α선을 이용하여 scan range 30° 95°, scan rate 4。/min으로 상분석을 행하였다.

3. 표면 상태 관찰

주사전자현미경(Scanning Electron Microscope, S-2700 Model, Hitachi, Japan)으로 대조군과 실험군의 표면 상태를 관찰하였다.

4. 경도 측정

기계적 특성 평가를 위하여 미세 경도를 측정하였다. 미세 경도는 Micro Vickers Hardness Tester(MXT-α7E Model, Matsuzawa Seiki Co., Japan)를 이용하였고 100g 하중으로 선재 단면과 길이 방향에 대해 각각 5회, 9회씩 측정 후 그 평균값을 사용하였다.

5. 내식성 평가

인공타액 내에서 양극 분극 실험을 시행하여 내식성을 비교하였다. 사용된 인공타액의 조성은 Table 2와 같다. 각 시편의 뒷면에 구리선을 납땜하여 연결하고 상업용 레진으로 고정시킨 후 단면적 1㎠만이 인공타액에 노출되도록 제작하였다. 인공타액을 실험온도인 37℃를 유지하다가 10㎖/min 의 속도로 30분간 질소 bubbling을 하여 용액 내의 용존 산소를 제거하고, 10분간 용기 내의 잔여산소를

배출하였다. 시편을 용액이 담긴 반응조에 넣고 Potentiostat(Model 263, EG&G)에 연결하였고, Corrosion cell은 보조 전극(auxiliary electrode)으로 2개의 고밀도 탄소 전극을 사용하였으며 기준 전극(counter electrode)은 포화감흥전극(saturated calomel electrode, SCE)을 사용하였다. -600㎷의 음극 전류 하에서 10분간 강제 환원을 거쳐 시편 표면의 불순물 및 산화물을 제거한 후, 다시 10분간 개방 전위 하에서 안정화 후 부식 전위를 측정하여 이 때의 부식 전위값 보다 약 150㎷정도 낮은 전위에서부터 양극 방향으로 분당 1㎷의 속도로 전위를 증가시키면서 양극 분극 실험을 하였다.

6. 이온 용출 실험

각 군 당 5cm 시편 30개를 준비하여 에틸 알코올과 아세톤으로 세척 후 증류수로 초음파 세척하여 건조시켰다. 각 용기에 인공타액 50ml를 담고 준비한 시편 6개씩을 침적시켜 밀봉한 후 인큐베이터(IB-600M Incubator, Jeio Tech, Korea)에서 37℃로 유지하였다. 1일(1D), 3일(3D), 1주(1W), 2주(2W), 4주(4W), 8주(8W), 12주(12W) 간격을 두어 각 용기에서 5ml의 용액을 채취하고 인공타액 내의 니켈 유리량을 GFAAS(graphite furnace atomic absorption spectrometry)로 측정하였다.

Table 2. Constituents of artificial saliva

Constituent	Concentration(g/ℓ)
NaCl	0.40
KCl	0.40
$CaCl_2 \cdot 2H_2O$	0.80
$Na_2S \cdot 5H_2O$	0.01
$CO(NH_2)_2$(Urea)	1.00
Distilled water	1000㎖

* Formulated by Indiana University

7. 부식된 선재 표면의 관찰

12주 간의 침적실험이 완료된 후 선재를 인공타액에서 회수하여 건조시킨 후 각 선재의 표면변화와 부식정도를 관찰하고자 형상 분석기(Hiscope, HIROX KH-1000, Micro Hiscope System, Japan) 촬영을 실시하였다.

8. 세포 독성 실험

각 실험군의 선재를 ethylene oxide gas로 멸균하고 멸균 증류수로 세척하였다. 양성 대조군은 구리 합금(NPG, Albadent Co., USA)을 사용하였고 음성 대조군은 Polyethylene을 사용하였으며, 접촉 면적이 금속 시편과 동일하게 1cm^2가 되도록 정사각형으로 제작하였다. α-MEM 배지에서 쥐의 섬유세포인 L-929 cell을 배양하여 3×10^5/㎖의 부유액을 만들고 직경 90㎜의 petri dish에 세포 부유액 10 ㎖를 첨가한 다음 24시간 동안 배양하였다. 단층으로 배양되었는지를 확인한 후 α-MEM 배지를 제거하고 45℃ 50℃의 Eagle's agar medium 10㎖를 각각의 petri dish에 첨가하여 30분간 실온에서 방치하였다. Eagle's agar medium이 고체화된 후 중앙에 Neutral red vital stain 용액 10㎖를 천천히 첨가하여 염색약이 전면에 퍼지게 한 다음 30분간 방치하였다. 염색약을 제거한 즉시 시편을 한천에 밀착되도록 얹은 후 37℃, 5% CO_2의 배양기에서 24시간 동안 배양하였다. Petri dish를 백지 위에 놓고 탈색 범위의 크기를 관찰하여 Zone index를 구하고, inverted phase contrast microscope(CK2, Olympus, Japan)로 탈색 부위에서 세포가 lysis된 비율을 계산하여 Lysis index를 구하였다. 시편 4개의 Zone index 및 Lysis index를 평균하여 Response index (Table 2)를 구하고 Mohammad[41)]가 제시한 방법에 의하여 평가하였다.

Response index = Zone index / Lysis index

Table 3. Response Index

Index	Description of Zone
Zone index	
0	No detectable zone around or under sample
1	Zone limited to area under sample
2	Zone not greater than 5㎜ in extension from sample
3	Zone not greater than 10㎜ in extension from sample
4	Zone not greater than 5㎜ in extension from sample, but not involving entire plate
5	Zone involving entire plate
Lysis index	
0	No observable lysis
1	Up to 20% of zone lysed
2	20% - 40% of zone lysed
3	40% - 60% of zone lysed
4	60% - 80% of zone lysed
5	Over 80% lysed within zone

9. 통계처리

각 실험군의 종류 및 열처리 조건과 인공타액 내에 침적시킨 기간에 따라 니켈의 유리량을 측정하여 비교하였다.

Ⅲ. 연구결과

가. 물리적 기계적 특성 평가

1. 상분석

XRD 분석결과 4 종류의 선재 모두 오스테나이트와 마르텐사이트상이 존재하였고 우선 성장 방위는 γ(111)와 α′(110) 이었으며 회절 강도는 상분율에 따라 변화했다. 교정용 선재의 종류에 따라 오스테나이트와 마르텐사이트의 상분율이 다르게 나타났는데 Remanium(79.9±2.8%)과 Permachrome(76.3±2.6%)은 오스테나이트 상분율이 마르텐사이트 상분율보다 높게 나타났고, Colboloy(42.8±2.4%)와 Orthos(37.8±3.2%)는 마르텐사이트 상분율이 높은 것으로 나타났다. 실험 결과, 열처리 후에는 XRD 상에서의 회절선 강도가 증가하고 반가폭의 변화가 나타났다. 냉각 방법에 따라 XRD 양상이 다르게 나타났는데 특히 수냉의 경우에는 기저부에 많은 회절선이 생성되어 있었다(Fig. 1).

2. 경도측정

대조군에서는 Remanium(456.1±14.1Hv)이 가장 낮은 경도값을 보였고 Permachrome(479.7±17.7Hv), Colboloy(522.6±10.1Hv)의 순이었으며 Orthos(586.2±33.0Hv)가 가장 높은 경도값을 나타냈다. 열처리 후 경도는 대조군에 비하여 모든 실험군에서 증가하였는데 증가량은 최소 0.4%에서 최고 22.9%까지였다. 열처리를 수행하는 환경과 냉각 방법에 따라 경도 증가에 차이가 나타났다. 아르곤 환경에서 열처리한 실험군에서 높은 증가를 보였고 진공 중에서 열처리한 실험군에서 낮은 증가를 보였다. 또한 노냉 실험군에서의 경도 증가가 수냉 실험군에서의 경도 증가보다 크게 나타났다. 재료별로는 Remanium이 가장 높은 증가를 보였으며 Colboloy가 가장 낮은 증가를 보였다(Table 4).

Table 4. Microhardness(Hv) of the heat-treated stainless steel wires

		Vickers Hardness (Hv)	
		Fc	Wc
Remanium	control	456.1±14.1	456.1±14.1
	Vac	499.5±12.3	497.5±23.5
	Air	553.7±16.8	529.1±30.0
	Ar	560.5±10.8	548.9±22.6
Permachrome	control	479.7±17.7	479.7±17.7
	Vac	515.5±13.8	507.9±22.1
	Air	571.2±27.7	520.3±21.3
	Ar	565.5± 9.3	552.6±19.9
Colboloy	control	522.6±10.1	522.6±10.1
	Vac	526.9±19.6	524.7±21.1
	Air	559.5±16.7	529.1±22.4
	Ar	564.0±20.9	559.1±28.2
Orthos	control	586.2±33.0	586.2±33.0
	Vac	614.3±22..1	598.1± 4.2
	Air	621.0±20.5	615.5±11.0
	Ar	644.9±23.1	617.1±14.2

나. 부식 평가

1. 내식성 평가

실험군 중에서 부동태 영역을 갖지 않는 시편이 존재하여 특정 전위(0V SCE)에서의 전류 밀도값을 기준으로 내식성을 평가하였다.

Remanium의 경우, 대조군이 다른 교정용 선재에 비해 낮은 공식전위를 갖는 것으로 나타났고, 부동태 영역은 비교적 작은 구간을 보였다. 진공 열처리 후 노냉된 선재만이 대조군과 유사한 전류 밀도 및 공식 전위를 갖고 그 외의 실험군은 0.1V(SCE)에서 약 120 150μA/㎠의 높은 전류 밀도를 가졌다. 대조군과 진공 열처리 후 노냉된 선재만이 부동태 영역을 보였고 약 0V (SCE)정도에서 전류밀도의 급속한 증가를 볼 수 있었다. 진공 열처리-노냉 실험군외의 실험군에서는 공식 전위를 정의하기가 어려웠다.

Permachrome의 경우, 대조군은 약 1μA/㎠의 부동태 전류 밀도를 보여주었고 진공 열처리 후 노냉된 선재만이 0.2μA/㎠ 정도로 낮은 부동태 전류 밀도를 보였다. 그 외의 실험군에서는 약 30 370μA/㎠ 정도의 전류 밀도를 갖고 있었다. 대조군이 가장 높은 공식 전위인 320mV(SCE)를 갖는 것으로 나타났다. 진공 열처리 후 노냉된 선재는 240mV(SCE)를 보였으며, 그 외의 실험군에서는 200mV(SCE) 이하의 공식 전위를 나타냈다.

Colboloy의 경우, 대조군이 가장 낮은 전류밀도인 0.3μA/㎠와 가장 높은 690mV(SCE)의 공식 전위를 보였고 열처리에 의해 전류 밀도가 증가하였다. 진공 열처리 노냉된 선재가 가장 낮은 부동태 전류 밀도를 보였다.

Orthos의 경우, 대조군이 약 4.8μA/㎠의 부동태의 전류 밀도와 510mV(SCE)의 공식 전위를 나타냈다. 진공 열처리 후 노냉된 선재가 0.6μA/㎠로 가장 낮은 부동태 전류 밀도를 보였으나 대조군보다 낮은 공식 전위인 310mV(SCE)를 갖는 것으로 나타났다(Fig. 3).

2. 이온 용출 실험

가) 냉각방법 차이에 따른 비교

진공 열처리의 경우 냉각 방법에 따른 차이가 뚜렷하게 나타났다. 노냉 실험군의 니켈 이온 유리량이 수냉 실험군에 비하여 훨씬 적었으며 4가지 선재 모두 침적 기간별 전 구간에서 통계학적 유의차를 나타냈다. 노냉 실험군의 니켈 이온 유리량은 Remanium의 경우 31.8993ppb(1D)에서 55.5303ppb(12W)의 범위였으며 나머지 3가지 선재는 1.8391ppb(1D)에서 16.2803ppb(12W)범위였다. 반면 수냉 실험군의 니켈 이온 유리량은 47.4888ppb(1D)에서 156.5364ppb(12W)의 범위였다.

대기 열처리의 경우에는 진공 열처리의 경우처럼 냉각 방법에 따른 차이가 모든 선재에서 뚜렷하게 나타나지는 않았다. 하지만 대체적으로 노냉 실험군의 니켈 이온 유리량이 수냉 실험군보다 많았으며 통계학적 유의차를 보이는 구간도 있었다. 특히 Orthos에서는 침적 구간별 전 구간에서 유의차가 나타났다..

아르곤 열처리의 경우에는 선재의 종류에 따라 냉각 방법에 따른 니켈 이온 유리 양상이 다르게 나타났다. Remanium과 Orthos는 노냉 실험군의 니켈 이온 유리량이 더 많았으며 특히 Orthos는 12W를 제외한 전 구간에서 통계학적 유의차가 나타났다. 반면 Permachrome과 Colboloy는 수냉 실험군에서 더 많았으며 특히 Colboloy는 전 구간에서 통계학적 유의차가 나타났다(Table 5, Fig. 4).

나) 열처리 환경 차이에 따른 비교

노냉의 경우, 열처리 환경에 따른 니켈 이온 유리량의 차이가 뚜렷하게 나타났다. 4가지 선재 모두 대기 열처리 실험군의 니켈 유리량(55.2784-273.0309ppb)이 가장 많았으며, 아르곤 열처리 실험군(18.9415-83.9791ppb)이 중간값을 나타냈고 진공 열처리 실험군의 니켈 유리량(1.8391-55.5303ppb)이 가장 적었다. 통계학적 유의차도 이러한 경향을 뒷받침한다.

수냉의 경우에는 대체적으로 대기 열처리 실험군의 니켈 이온 유리량(33.0073-212.7102ppb)이 가장 많았으며 아르곤 열처리 실험군의 니켈 유리량(11.1328119.2850ppb)이 가장 적었다. 특히 Orthos의 경우에는 이러한 경향이 가장

뚜렷하게 나타났다(Table 6).

다) 선재간 비교

진공 열처리한 경우 냉각 방법에 따라 다른 양상이 나타났다. 노냉한 경우에는 Remanium의 니켈 유리량이 다른 선재에 비해 월등히 많았으며 다른 3가지 선재에 대하여 통계학적 유의차를 나타냈다. 그러나 수냉한 경우에는 Colboloy의 니켈 유리량이 가장 많았으며 다른 3가지 선재에 대하여 통계학적 유의차를 나타냈다.

대기 열처리한 경우에는 냉각 방법과는 무관하게 Colboloy의 니켈 유리량이 가장 많았으며 Remanium과 함께 Permachrome과 Orthos에 대하여 통계학적 유의차를 나타냈다.

아르곤 열처리한 경우 노냉 실험군에서는 Remanium의 니켈 유리량이 가장 많았으며 Colboloy와 Permachrome이 중간 수준이었고 Orthos의 니켈 유리량이 가장 적었으며 이러한 순서에 따라 통계학적 유의차를 나타냈다. 수냉 실험군에서는 Colboloy의 니켈 유리량이 가장 많았으며 Remanium, Permachrome, Orthos의 순으로 통계학적 유의차를 나타냈다(Table 7).

3. 부식된 선재 표면의 관찰

12주 침적 후 대조군의 선재 표면은 비교적 깨끗했으며 실험군의 선재 표면은 육안적으로도 부식 양상을 확인할 수 있었다. 특히 대기 열처리 실험군의 선재 표면은 타 실험군과도 대비되는 많은 오염 양상을 보였다(Fig. 5).

다. 세포독성실험

대조군과 실험군에서 전체적으로 미약한 독성을 나타냈는데 Response Index의 범위는 1/1에서 1/3의 범위였다. 그러나 선재에 따라서 대기 열처리 실험군의 Response Index의 수치가 약간 높게 나타남으로써 세포 수준에서 자극성이 타 실험군에 비하여 강한 것으로 나타났다(Table 8).

Table 5-1. Nickel ion release of Remanium according to the period of immersion in artificial saliva (ppb)

Vac

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	4.4024	0.8812	31.8993	10.2893	69.9732	13.5314	*
3D	3.2916	0.5743	49.1677	9.5817	70.5769	10.8342	*
1W	5.4392	1.9006	53.5179	11.2160	74.7127	10.7740	*
2W	4.5667	1.5791	58.2503	3.8902	75.7146	8.2795	*
4W	4.1222	0.5511	55.7498	9.2581	69.5628	2.8106	*
8W	3.7706	0.6593	53.1734	6.2438	103.4620	6.1685	*
12W	10.3321	3.6968	55.5303	1.4683	109.7258	15.8389	*

Air

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	4.4024	0.8812	80.5269	9.8064	66.2724	12.3910	
3D	3.2916	0.5743	64.1697	8.9626	71.0160	3.1182	
1W	5.4392	1.9006	73.8415	7.5835	82.6143	9.6834	
2W	4.5667	1.5791	113.4514	16.0974	99.6604	6.0285	
4W	4.1222	0.5511	115.5351	15.9058	103.8174	6.1261	
8W	3.7706	0.6593	128.6788	4.9052	101.2299	14.0112	*
12W	10.3321	3.6968	167.1226	10.0978	100.0839	7.1871	*

Ar

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	4.4024	0.8812	65.7917	12.4221	47.0985	14.2622	
3D	3.2916	0.5743	63.5229	7.8462	52.8374	13.6564	
1W	5.4392	1.9006	62.2891	8.9650	59.0043	10.7372	
2W	4.5667	1.5791	55.4515	10.0138	63.4082	3.3748	
4W	4.1222	0.5511	69.3734	9.7399	60.6548	5.9160	
8W	3.7706	0.6593	87.2894	4.2408	67.3126	6.6551	*
12W	10.3321	3.6968	83.9791	6.7416	69.3716	3.9075	*

* Kruskal-Wallis test

* $P<0.05$: significant difference between cooling methods in same period

Table 5-2. Nickel ion release of Permachrome according to the period of immersion in artificial saliva (ppb)

Vac

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	1.7233	0.5728	1.9065	0.7517	47.4888	8.5580	*
3D	3.2549	1.9192	3.6072	1.7148	46.8420	5.9119	*
1W	3.7729	1.2756	4.9154	2.4291	49.1251	8.1620	*
2W	3.9076	1.0861	4.5438	1.0461	47.3480	10.0194	*
4W	4.2703	1.0981	5.9595	2.4411	49.4022	5.4528	*
8W	6.4896	3.9675	9.8242	2.7450	53.4137	6.3739	*
12W	7.4192	2.1101	9.9811	2.5714	68.4357	4.5199	*

Air

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	1.7233	0.5728	55.2784	13.2756	45.9064	8.0294	
3D	3.2549	1.9192	60.4432	2.1930	56.8993	5.3460	
1W	3.7729	1.2756	59.8388	14.6741	48.3366	13.5044	
2W	3.9076	1.0861	43.7836	3.9162	43.3575	10.6864	
4W	4.2703	1.0981	60.5005	8.7029	57.1176	8.9222	
8W	6.4896	3.9675	63.4291	2.7522	65.8213	2.4855	
12W	7.4192	2.1101	139.7810	14.9998	110.1748	16.9984	*

Ar

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	1.7233	0.5728	23.3775	2.5994	30.6686	3.2514	*
3D	3.2549	1.9192	43.1205	11.2833	44.7821	9.1896	
1W	3.7729	1.2756	47.9906	10.3946	55.3564	9.1110	
2W	3.9076	1.0861	45.9937	3.8433	52.5441	7.9748	
4W	4.2703	1.0981	42.4681	6.8966	56.2026	20.1005	
8W	6.4896	3.9675	46.7901	8.4253	48.0255	12.4294	
12W	7.4192	2.1101	42.0909	4.5645	47.6442	4.6724	*

* Kruskal-Wallis test

* $P<0.05$: significant difference between cooling methods in same period

Table 5-3. Nickel ion release of Colboloy according to the period of immersion in artificial saliva (ppb)

Vac

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	1.7853	0.7879	1.8391	0.1907	88.3688	12.9411	*
3D	1.9320	0.5969	1.9463	0.5339	120.1637	16.1885	*
1W	4.9972	1.1610	5.4916	0.6929	124.7040	19.6479	*
2W	4.8072	1.2317	6.0865	1.5369	114.7978	10.7805	*
4W	3.5956	0.5314	5.5123	1.4733	89.1109	9.3850	*
8W	3.7711	1.2749	5.9864	0.3317	102.2880	12.9642	*
12W	3.8978	0.5811	7.8226	3.1956	132.7106	12.7106	*

Air

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	1.7853	0.7879	105.3637	13.1013	97.4699	3.6879	
3D	1.9320	0.5969	113.0791	3.8133	111.6116	5.6202	
1W	4.9972	1.1610	124.1186	12.2402	127.8352	12.2292	
2W	4.8072	1.2317	121.1287	18.2286	136.6308	7.2247	
4W	3.5956	0.5314	123.4372	10.0564	136.5226	7.7516	
8W	3.7711	1.2749	141.2334	8.4118	140.4505	9.5565	
12W	3.8978	0.5811	273.0309	3.1277	212.7102	12.3354	*

Ar

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	1.7853	0.7879	37.0331	4.1510	85.8508	12.2788	*
3D	1.9320	0.5969	54.5262	9.7922	97.1998	9.9917	*
1W	4.9972	1.1610	69.1775	12.6366	127.5884	10.9965	*
2W	4.8072	1.2317	60.6074	9.0339	110.4435	5.5992	*
4W	3.5956	0.5314	44.6764	3.0055	111.3625	8.5361	*
8W	3.7711	1.2749	47.0580	4.4142	118.2860	10.7187	*
12W	3.8978	0.5811	47.5624	4.2983	119.2850	9.8545	*

* Kruskal-Wallis test

* $P<0.05$: significant difference between cooling methods in same period

Table 5-4. Nickel ion release of Orthos according to the period of immersion in artificial saliva (ppb)

Vac

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	2.5556	0.8664	6.0679	3.1698	69.4200	6.2881	*
3D	2.6045	0.8700	5.4419	2.5399	76.7279	8.9825	*
1W	3.3692	1.2208	4.8608	1.6906	71.9248	11.5935	*
2W	3.7810	0.8318	5.1497	2.4008	67.4972	12.3125	*
4W	4.7309	1.1039	4.6975	1.6814	71.4728	12.0148	*
8W	4.8373	1.2965	4.8409	1.1828	72.3809	9.3838	*
12W	10.4238	1.9969	16.2803	2.9334	156.5364	6.9422	*

Air

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	2.5556	0.8664	74.5604	11.7563	33.0073	7.6880	*
3D	2.6045	0.8700	76.7279	8.9825	26.9124	3.3381	*
1W	3.3692	1.2208	72.9526	8.1412	27.5578	6.0869	*
2W	3.7810	0.8318	74.1598	12.4938	29.7273	5.2600	*
4W	4.7309	1.1039	73.2266	7.0212	30.9118	4.0416	*
8W	4.8373	1.2965	73.2528	5.0657	32.7996	3.5387	*
12W	10.4238	1.9969	163.8361	13.9241	67.3476	9.5420	*

Ar

	Control		Fc		Wc		
	Mean	Std	Mean	Std	Mean	Std	P<0.05
1D	2.5556	0.8664	18.9415	3.3148	11.1328	2.5910	*
3D	2.6045	0.8700	17.7084	3.6664	9.0463	1.2719	*
1W	3.3692	1.2208	16.1163	3.6703	7.8263	4.0580	*
2W	3.7810	0.8318	19.7325	1.5744	8.4777	2.2663	*
4W	4.7309	1.1039	19.8178	5.2927	11.1284	1.1075	*
8W	4.8373	1.2965	19.8912	5.0441	14.8024	3.1802	*
12W	10.4238	1.9969	52.0653	12.9418	40.0225	10.1512	

* Kruskal-Wallis test

* $P<0.05$: significant difference between cooling methods in same period

Table 6-1. Significant difference of nickel ion release between heat-treating conditions in Remanium

	Fc			Wc		
	Vac	Air	Ar	Vac	Air	Ar
1D	b	a	a	a	ab	b
3D	b	a	ab	a	a	b
1W	b	a	ab	ab	a	b
2W	b	a	b	b	a	c
4W	b	a	b	b	a	c
8W	c	a	b	a	a	b
12W	b	a	b	a	a	b

* Tukey grouping method

* a, b, c : significant difference between heat-treating conditions in same period ($P<0.05$)

Table 6-2. Significant difference of nickel ion release between heat-treating conditions in Permachrome

	Fc			Wc		
	Vac	Air	Ar	Vac	Air	Ar
1D	c	a	b	a	a	b
3D	c	a	b	ab	a	b
1W	b	a	a	a	a	a
2W	b	a	a	a	a	a
4W	c	a	b	a	a	a
8W	c	a	b	ab	a	b
12W	c	a	b	b	a	c

* Tukey grouping method

* a, b, c : significant difference between heat-treating conditions in same period ($P<0.05$)

Table 6-3. Significant difference of nickel ion release between heat-treating conditions in Colboloy

	Fc			Wc		
	Vac	Air	Ar	Vac	Air	Ar
1D	c	a	b	a	a	a
3D	c	a	b	a	a	b
1W	c	a	b	a	a	a
2W	c	a	b	b	a	b
4W	c	a	b	b	a	a
8W	c	a	b	b	a	ab
12W	c	a	b	b	a	b

* Tukey grouping method

* a, b, c : significant difference between heat-treating conditions in same period ($P<0.05$)

Table 6-4. Significant difference of nickel ion release between heat-treating conditions in Orthos

	Fc			Wc		
	Vac	Air	Ar	Vac	Air	Ar
1D	c	a	b	a	b	c
3D	c	a	b	a	b	c
1W	b	a	b	a	b	c
2W	b	a	b	a	b	c
4W	c	a	b	a	b	c
8W	c	a	b	a	b	c
12W	b	a	b	a	b	c

* Tukey grouping method

* a, b, c : significant difference between heat-treating conditions in same period ($P<0.05$)

Table 7-1. Significant difference of nickel ion release between heat-treated wires in vacuum

	Fc				Wc			
	Remanium	Permachrome	Coboloy	Orthos	Remanium	Permachrome	Coboloy	Orthos
1D	a	b	b	b	a	a	a	b
3D	a	b	b	b	b	c	a	b
1W	a	b	b	b	b	c	a	b
2W	a	b	b	b	b	c	a	b
4W	a	b	b	b	b	c	a	b
8W	a	b	b	b	a	b	a	b
12W	a	c	c	b	c	d	b	a

* Tukey grouping method

* a, b, c, d : significant difference between wires in same period ($P<0.05$)

Table 7-2. Significant difference of nickel ion release between heat-treated wires in air

	Fc				Wc			
	Remanium	Permachrome	Coboloy	Orthos	Remanium	Permachrome	Coboloy	Orthos
1D	b	c	a	bc	b	c	a	c
3D	bc	c	a	b	a	b	a	c
1W	b	b	a	b	a	b	a	c
2W	a	c	a	b	a	b	a	b
4W	a	b	a	b	b	c	a	d
8W	b	c	a	c	b	c	a	d
12W	b	b	a	b	b	b	a	c

* Tukey grouping method

* a, b, c, d : significant difference between wires in same period ($P<0.05$)

Table 7-3. Significant difference of nickel ion release between heat-treated wires in argon

	Fc				Wc			
	Remanium	Permachrome	Coboloy	Orthos	Remanium	Permachrome	Coboloy	Orthos
1D	a	c	b	c	b	b	a	c
3D	a	b	ab	c	b	b	a	c
1W	ab	b	a	c	b	b	a	c
2W	ab	b	a	c	b	c	a	d
4W	a	b	b	c	b	b	a	c
8W	a	b	b	c	b	c	a	d
12W	a	b	b	b	b	c	a	c

* Tukey grouping method

* a, b, c, d : significant difference between wires in same period ($P<0.05$)

Table 8. Cytotoxicity of the heat-treated stainless steel wires

			Zone Index	Lysis Index	Response Index
Remanium	control		0 1	0 1	0/1
	Vac	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
	Air	Fc	1 1	0 1	1/1
		Wc	1 1	1 2	1/2
	Ar	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
Permachrome	control		0 1	0 1	0/1
	Vac	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
	Air	Fc	1 1	1 2	1/2
		Wc	1 1	1 1	1/1
	Ar	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
Colboloy	control		0 1	0 1	0/1
	Vac	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
	Air	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	2 3	1/3
	Ar	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
Orthos	control		0 1	0 1	0/1
	Vac	Fc	0 1	0 1	0/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
	Air	Fc	1 1	2 3	1/3
		Wc	1 1	1 2	1/2
	Ar	Fc	1 1	1 1	1/1
		Wc	1 1	1 1	1/1
Positive (NPG)			3 4	3 4	3/4
Negative (Polyethylene)			0	0	0/0

Ⅳ. 총괄 및 고찰

교정용 선재는 압연, 인발 등의 냉간 가공을 거쳐 제작되기 때문에 섬유성 미세 조직을 보인다. 이 조직은 가공 방향에 대하여 미세 구조가 연신된 조직을 갖는 것을 의미하며 결정 방위가 변형에 대해 안정한 방향으로 형성되어 방향성을 갖는 것을 의미한다. 섬유성 조직과 결정 방위는 재료의 화학적 조성과 냉간 가공 중의 열처리에 의하여 결정되며 이러한 요인은 재료의 기계적 특성 및 내식성에 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.

인발 과정의 냉간 가공은 선재에 높은 강도와 경도를 부여한다. 이러한 냉간 가공에 의해 재료의 기계적 특성은 우수해지나 선재 내부에 잔류 응력이 부여되고 이 응력은 재료를 변형 이전의 상태로 복원시키려는 경향을 갖는다. 여기에 임상적으로 술자의 조작에 의해 loop, helix, arch form 등의 변형력이 가해지는 경우 선재 내부에는 상당량의 잔류 응력이 존재하게 되는데, 이러한 잔류 응력을 제거하기 위하여 선재를 열처리하게 된다. 이러한 응력 제거 열처리를 금속학적으로는 회복(recovery)이라 칭하는데 이는 선재 내부의 결정립의 성장을 야기하지 않고 결정립 내부의 미소 응력만을 제거하는 과정이다. 응력 제거 열처리에 의해 제거되는 잔류 응력의 비율은 학자들에 따라 약간 다르게 보고되고 있으며 그 비율은 11.8 40% 정도이다. 응력 제거 열처리는 저온에서 장시간 하는 것이 바람직하다[42]. 연구에 의하면 응력 제거를 목적으로 스테인리스강 선재를 열처리할 경우 열처리 온도를 증가시킴에 따라 선재 표면에 불안정한 산화물 피막이 형성되어 부식이 증가하고 표면이 더 거칠어진다[42]. 그러나 대개의 경우 응력 제거 열처리는 높은 온도에서 단시간 시행되며 냉각 방법도 다양하다.

스테인리스강과 코발트-크롬 합금과 같은 크롬함유 합금들은 전기화학적으로 형성된 부동태 피막 때문에 부식이 잘 일어나지 않는다. 크롬은 합금의 부식 저항성에 영향을 미치는 원소로서 스테인리스강의 고내식성을 얻는데는 필수적이며

크롬 함량의 증가에 따라 내식성과 내화성이 현저히 증가되는데, 그 기전은 얇고 치밀한 산화피막을 형성함으로써 부식을 지연시키는 것이다. 이 부동태 피막은 환경 내에 존재하는 공격적인 이온들에 의한 부식을 억제시키는 방어벽의 역할을 한다. 금속에 산화크롬을 형성하여 변색과 부식으로부터 금속을 보호한다고 하는데 재료 전체 부위에 있어 균일하고 안정하게 유지되어야 한다. 그러나 스테인리스강 선재를 열처리 할 경우, 표면의 산화를 유발시켜 불균일한 산화물 피막에 의해 국부적인 부식의 발생이 일어날 수 있으며, 열처리 환경이나 냉각 방법이 표면에 형성되는 불균일한 산화물의 두께나 양태에 영향을 줄 수 있으므로 이에 따른 부식의 발생 정도는 차이가 나타나게 된다. 그리하여 열처리 환경과 냉각 방법을 달리하여 이에 의한 특성 변화를 고찰해 보고자 하였다. 본 연구에서는 임상 교정 영역에서 많이 사용되고 있는 스테인리스강 선재 네 종류(Dentarum사의 Remanium, Unitek사의 Permachrome, G&H사의 Colboloy, Ormco사의 Orthos)를 실험대상으로 하여 진공, 대기, 아르곤의 세 가지 환경 하에서 열처리를 시행하였고, 각각의 열처리 환경에 대하여 노냉과 수냉의 두 가지 냉각 방법을 선택하였다. 그리하여 대조군과 24개의 실험군이 형성되었다.

열처리 전·후의 상분율을 비교하기 위하여 XRD분석을 시행하였다. XRD란 모든 물질이 X선에 대해 항상 일정한 강도의 회절무늬(peak intensity)를 만들기 때문에 물체 내에 존재하는 특수한 상의 상태나 원소의 화학적 결합상태를 알고자 할 때 이용되는 방법이며 회절무늬의 강도는 혼합물 중 그 상의 농도에 의존한다는 사실에 기초를 두고 있다. 대조군의 경우 네 가지 선재 모두 오스테나이트와 마르텐사이트상이 존재하였고 우선 성장 방위는 γ(111)와 α′(110) 이었으며 회절 강도는 상분율에 따라 변화했다. Remanium과 Permachrome은 오스테나이트 상분율이 마르텐사이트 상분율보다 높게 나타났고, Colboloy와 Orthos는 마르텐사이트 상분율이 높은 것으로 나타났다. Colboloy와 Orthos의 경우 응력 유기 마르텐사이트 회절선이 높은 강도를 갖는 것은 심한 냉간 가공에 의해 많은 양의 응력 유기 마르텐사이트가 형성되었기 때문이라고 추측된다. 실험 결과, 열처리 후에는 XRD 상에서의 회절선 강도가 증가하고 반가폭의 변화가 나타났는데 가공에 의해 변형된 결정립이 열처리에 의해 안정화되어 회절강도가 높아진 것으로 생각

된다. 회절선의 반가폭은 결정립의 크기와 미소 응력에 의해 결정되기 때문에 본 연구에서 나타난 반가폭의 감소 현상은 결정립 내부의 응력이 감소한 것으로 생각된다. 냉각 방법에 따라 XRD 양상이 다르게 나타났는데 특히 수냉의 경우에는 기저부에 많은 회절선이 생성되어 있었다. 이것은 선재의 표면에 새로운 상(산화물, 수산화물)의 형성이 있었음을 의미하는 것이라 할 수 있다.

기계적 특성의 평가를 위한 경도값 측정 결과를 보면 대조군의 경우 Remanium이 가장 낮은 경도값을 보였고 Permachrome과 Colboloy가 중간의 경도값을 가지며 Orthos가 가장 높은 경도값을 보였다. Remanium이 가장 낮은 경도값을 보인 것은 크롬과 니켈의 낮은 함량과 인발 가공 중간 단계에서의 열처리에 의해 연화되어 다른 선재 보다 낮은 경도값을 보인 것으로 생각된다. 네 종류의 선재 모두에서 열처리 후 경도의 증가를 보였는데 증가량은 0.4% 22.9% 정도였으며 수냉된 선재가 노냉된 선재보다 낮은 경도값을 보였다. 응력 제거에 의해 선재의 기계적 특성이 증가하는 것은 선재에 존재하는 전위가 안정한 배열을 하게 되고 전위의 이동이 억제되어 나타나는 결과이다. 노냉과 수냉 간에서 경도값이 차이가 나는 것은 냉각 방법에 따라 다른 종류의 응력이 선재에 도입됨으로써 열처리에 의해 제거된 응력에 새로운 열응력이 추가되었기 때문이라 추측된다. 즉, 노냉의 경우는 열처리된 온도로부터 분당 5℃로 서냉되었으나, 수냉의 경우에는 열처리 온도에서 급격히 냉각됨으로써 열응력이 도입된 것이라 판단된다.

부식은 금속의 기본 성질을 변화시키는 전기화학적 과정으로 금속 이온의 손실이나 특히 oxide film 또는 sulfide film의 점차적인 용해로 인해 발생한다. 부동태 피막(passivated layer)의 손상에 의해 부식이 가속화되는데 제조 공정과 열처리 과정, 금속의 마모, 주변 환경의 영향을 받으므로, 동일한 조성을 가진 금속이라도 타액 내에서의 부식 양상은 다르게 나타날 수 있다[43]. Ewers와 Greener[44]은 구강 내 특성에 관한 보고에서 실험관 부식 실험 조건의 기준이 되는 구강 내 산화-환전 전위는 -58㎷ 212㎷(SCE)이고 pH는 6.1 7.9이며 비자극성 타액의 산화-환원 전위는 -17㎷ 152.5㎷(SCE)라고 하였는데 이는 측정점, 치주 건강도 및 장착물의 질과 양에 따라 차이가 있다고 하였다. 일반적으로 실험관 부식 실험 시 구강 내 전위 범위를 넓게 선정하여 -300 300㎷(SCE)에서 실험을 수행하는데

본 연구에서는 열처리된 선재의 넓은 전위 영역에서의 거동을 알아보기 위해 -600 1600㎷(SCE)까지 양극 분극을 수행하였다. 구강 내는 여러 가지 요인이 복합적으로 작용하여 금속과 합금의 수용성 부식이 일어나기 좋은 환경으로 작용한다. 타액은 전해질 역할을 하여 부식의 원인으로 작용할 수 있고 서로 다른 금속 간에 화학 반응을 일으키는 매개물 역할을 담당한다. 미생물이 만들어낸 유기산과 효소가 원인이 될 수도 있으며 구강 내 상주하는 균주가 부식을 증가시키기도 한다. 또한 낮은 산도, 급격한 온도 변화, 치태, 단백질 등이 부식을 일으키는 요소로 작용한다.

본 연구에서 행한 전기화학적 방법을 이용한 양극 분극 실험결과 열처리 환경 및 냉각 방법의 차이가 선재의 내식성에 크게 영향을 주는 것으로 나타났다. 실험군 중에서 부동태 영역을 갖지 않는 시편이 존재하여 부동태 전류 밀도로 내식성을 평가하기 곤란하였으므로, 특정 전위(0V SCE)에서의 전류 밀도값을 기준으로 내식성을 평가하였다. 대조군과 진공 열처리-노냉 실험군의 선재는 부동태 구간을 갖고 있었으나 열처리 후 수냉된 실험군의 대부분은 많은 양극 용해 과정을 겪은 후 형성된 구간이 존재하더라도 높은 전류 밀도를 보이고 있기 때문에 이 영역을 부동태 구간으로 정의하기 어려웠다. 양극 분극 곡선 상에서 전류 밀도가 높게 나타나는 것은 부식 반응에 의해 많은 이온들의 용출이 일어나는 것으로 생각할 수 있다. 그러므로, 낮은 전류 밀도를 보이는 선재가 높은 내식성을 갖는 것으로 평가될 수 있고, 인공 타액 내에서의 부식 반응을 억제할 수 있는 특성을 갖게 된다. 염소 이온과 같은 공격성 이온이 존재하는 분위기에서 부동태 피막이 손상되어 발생하는 부식을 공식이라고 한다. 공식 전위가 높다는 것은 공식에 대한 저항성이 높다고 평가할 수 있다. 열처리에 의해 선재 표면에 형성되는 산화막의 특성에 따라 공식 전위를 증가시키거나 감소시킬 수 있다. 열처리에 의해 형성된 피막이 치밀하고 염소 이온에 대한 보호성 피막으로 작용할 수 있다면 공식 전위를 증가시킬 것이고 치밀하지 못한 피막을 형성한다면 공식 전위를 감소시키고 부식을 가속화하게 될 것이다. 본 연구에서 나타난 결과를 보면 각 선재 모두에서 대조군이 가장 높은 공식 전위를 가지고 있었고 열처리를 수행하면 공식 전위가 감소하는 것으로 나타났다. 진공 열처리 후 노냉된 선재가 비교적 높은 공식 전위를 나

타내었으며 그 외의 실험군에서는 높은 전류 밀도와 낮은 공식 전위를 보였다. 진공 열처리 후 노냉된 선재의 경우, 진공 열처리로 인하여 선재의 표면에 얇은 산화물이 형성되고 냉각 시에도 진공 중에서 안정된 피막이 형성되기 때문에 우수한 내식성을 보유하게 된 것으로 추측된다. 대기 열처리의 경우에는 열처리 시 산소와의 반응에 의해 산화물이 표면에 이미 형성되었기 때문에 진공 열처리 시와 같은 냉각 방법에 따른 차이는 나타나지 않았다. 아르곤 열처리의 경우에는 선재의 종류 및 냉각 방법에 따라 차이가 있었는데 이는 열처리 시 주입된 아르곤이 산화 억제에 얼마나 참여하였는가에 따른 결과로 생각된다.

장치의 부식에 의하여 생성된 부식 산물의 독성이 주위의 조직이나 체내로 흡수되는 것은 바람직하지 못하므로 교정 장치가 구강 내에 장착되고 난 뒤 시간의 경과에 따라 금속의 유리로 인하여 실제로 인체에 섭취되는 양이 얼마인가가 중요한 관심사이다. 교정 장치로부터의 금속의 유리에 영향을 미칠 수 있는 인자들로는 재료 자체의 내식성, 금속의 납착이나 용접 효과, 이형 금속의 존재에 의한 갈바닉 부식, 치태 내 미생물의 상호 작용, 장치의 표면적, 장치의 표면 연마 정도 등이다[45,46)]. 이에 따른 다양한 물리적, 화학적 실험 상태에서의 여러 연구들을 통하여 교정 장치로부터의 금속 유리량이 측정된 바 있다[42,47,48,49,50)].

현재 임상 교정 영역에서 사용하고 있는 스테인리스강은 302형 또는 304형으로서 8 9%의 니켈을 함유하고 있다. 니켈은 912℃ 이상의 고온에서 형성되는 철의 면심 입방 격자 구조를 상온에서 유지하기 위해 첨가되는데 강도와 연성, 내식성을 증가시키고 틈부식 및 침식 부식에 대한 저항성을 증가시키는 역할을 하는 것으로 알려져 있다. 그러나 금속 보철물을 장착하고 있는 환자에서 니켈에 대한 알러지 반응이 나타날 수 있다는 문제가 제기되면서 스테인리스강으로 제작된 교정용 장치에 대해서도 과민 반응이 나타날 수 있다는 보고가 있었다.

니켈에 대한 과민 반응은 주로 접촉 부위에서 나타나며 원인 제거 시 증상도 완화되는 것으로 알려져 있다. 특히 여성에게 높은 빈도로 나타나며 타액이나 연·경조직을 통해 흡수된 경우 신체 다른 부위에서도 과민 반응을 나타낼 수 있다고 한다[51,52)]. 또한 교정 치료와 연관된 중증의 치은염은 불결한 구강 위생 상태와 함께 스테인리스강으로부터 유리된 니켈과 크롬에 의한 영향일 수도 있다는

보고가 있었다[53].

본 연구에서는 열처리 환경과 냉각 방법에 따라 선재 표면에 형성되는 산화막의 두께나 양태에 차이가 있으므로 이에 따른 니켈 이온의 유리에도 영향이 있을 것으로 생각되어 각각의 조건에 따라 니켈 이온의 용출량을 조사하였는데 그 양은 ppb 단위로 측정되었다. 유리된 니켈 이온의 평가는 동일 선재 내에서의 비교 및 선재간 비교로 이루어졌고, 동일 선재 내에서는 열처리 환경과 냉각 방법을 비교하였다.

냉각 방법에 따른 차이를 알아보기 위하여 열처리 환경을 3가지로 나누어 비교해 보았다. 진공 중에서 열처리를 한 경우에는 노냉 실험군의 니켈 유리량이 수냉 실험군보다 훨씬 적었으며 4가지 선재 모두 전 침적 기간별 구간에서 통계학적 유의차를 나타냈다. Remanium 외 세가지 선재의 경우 한 실험군(Orthos, 12W)을 제외한 모든 실험군의 니켈 유리량은 10ppb를 넘지 않았는데 이 양은 같은 기간의 다른 실험군과 비교해 볼 때 약 60배까지 차이가 나는 양이다. Remanium의 경우에도 다른 선재에 비하여 니켈 이온의 유리량은 많았으나 같은 조건의 수냉 실험군보다는 훨씬 적은 양이었다. 진공 열처리-노냉 실험군의 니켈 유리량이 적은 이유는 선재 표면에 형성된 산화막과 깊은 관계가 있는 것으로 진공 중에서 열처리되고 노 내에서 서서히 냉각됨으로써 선재의 표면에 얇고 균일한 산화막이 생성되었기 때문에 내부식성이 증가하고 이에 따라 표면에서 유리되는 니켈의 양도 적었던 것으로 판단된다. 진공 중에서 열처리 되었다 하더라도 수냉 실험군의 니켈 유리량이 많은 이유는 공기가 차단된 채 열처리 된 후 냉각 과정 중에 갑자기 물 분자와 접촉함으로써 선재 표면에서 분자들간의 격렬한 반응이 일어나 불안정한 산화막이 형성되었기 때문으로 추측된다.

대기 중에서 열처리한 경우에는 냉각 방법에 따른 영향이 진공 열처리 실험군과는 다르게 나타났는데 대부분의 기간에서 노냉 실험군의 니켈 유리량이 수냉 실험군보다 많았으며 통계학적 유의차를 보이는 구간도 있었다. 이는 대기 중에서 열처리한 경우에는 수조에 장입하여 냉각시키는 것이 대기 중에서 계속적인 공기 분자에 노출시키는 것보다 안정된 조건을 부여한다고 해석할 수 있다.

불활성 기체인 아르곤을 사용하여 열처리한 경우에는 선재에 따라 다른 양상

을 보였다. Remanium과 Orthos는 노냉 실험군의 니켈 이온 유리량이 더 많았으며 Permachrome과 Colboloy는 수냉 실험군의 니켈 이온 유리량이 더 많았다. 노내에서 산소 분자가 차단된 채 서서히 냉각되는 경우 보다 안정되고 균일한 산화막이 형성됨으로써 니켈 이온 유리량이 더 적을 것으로 추측된다. 그러나 선재에 따라서는 물 속에서 냉각되더라도 선재 표면의 아르곤이 일종의 방어벽 역할을 함으로써 안정되고 균일한 산화막이 형성될 수 있다고 해석된다.

열처리 환경에 따른 영향을 알아보기 위하여 통계학적 유의차를 조사하여 비교해 보았다. 냉각 방법으로 노냉을 선택한 경우에는 대기 중에서 열처리한 실험군의 니켈 이온 유리량이 가장 많았고 진공 중에서 열처리한 실험군의 니켈 유리량이 가장 적었으며 이러한 경향으로 뚜렷하게 통계학적 유의차가 나타났다. 수냉한 경우에는 대기 중에서 열처리한 실험군의 니켈 이온 유리량이 가장 많게 통계학적 유의차가 나타났으나 진공 열처리 실험군과 아르곤 열처리 실험군에서는 뚜렷한 차이를 보이지 않았다. 다만 Orthos에서는 아르곤 열처리 실험군의 니켈 이온 유리량이 가장 적게 통계학적 유의차를 나타냈다.

선재간 비교에서는 Remanimu과 Coloboy가 타 선재에 비하여 니켈 이온 용출량이 많았으며 이러한 경향으로 통계학적 유의차가 나타났다. 냉각 방법으로 노냉을 선택한 경우에는 열처리 환경에 따라 나타난 결과가 달랐는데, 진공 또는 아르곤 환경에서 열처리한 실험군에서는 Remanium의 니켈 유리량이 가장 많았고 대기 열처리한 실험군에서는 Colboloy의 니켈 유리량이 가장 많았다. 냉각 방법으로 수냉을 선택한 경우에는 열처리 환경과는 무관하게 Colboloy의 니켈 유리량이 가장 많았다. 이러한 양상이 나타나는 원인으로는 Remanium은 302형으로 실험에 사용된 선재 중 탄소의 함량이 가장 많으므로 열처리시 형성되는 산화막에 불안정한 조건을 제공했으리라 생각되며, Colboloy는 Permachrome, Orthos와 함께 304형 스테인리스강이지만 가공 정도 및 생산 과정 상에서 차이가 존재할 수 있으므로 표면 산화막의 균일성 및 안정성에서 차이를 나타낸 것이라 추측된다.

12주간의 인공 타액 내 침적 실험이 끝난 후 실험에 사용한 모든 선재를 회수하여 형상 분석기로 선재의 표면 상태를 관찰하였다. 대조군과 진공 열처리-노냉의 실험군은 비교적 균질한 표면을 보이는 반면 그 외의 실험군에서는 부식 양상

이 뚜렷하게 나타났으며, 특히 대기 열처리 실험군은 매우 불균일하고 오염된 양상을 보임으로써 앞서 행한 실험 결과를 뒷받침했다.

열처리한 선재의 세포 수준에서의 독성을 알아보기 위해 아가 한천 배지법을 시행하였는데 전체적으로 미약한 독성을 나타냈으나 대기 열처리 선재의 반응 지수가 타 조건의 경우보다 약간 높게 나타남으로써 앞서 고찰한 결과와 일치됨을 확인하였다.

연구 결과 실험에서 얻은 니켈의 양은 아주 소량으로 인간이 1일 평균 음식물(5μg 10μg)과 음료수(0.43μg/L)에 의해 섭취하는 양과 비교할 때 매우 적은 양이지만 실제 구강 내에서는 복합적으로 작용하는 여러 요인들로 인하여 그 값이 크게 증가할 것으로 추측된다. 교정 치료는 2 - 3년간 지속되는 특징이 있고 수년 후에 증상이 발견될 수도 있으므로 니켈 이온의 유리는 적은 양일수록 유리하다. 또한 니켈을 포함한 선재로 인한 과민 반응의 여부, 과민 반응을 지닌 환자에서 교정 치료에 의한 내성 및 재발 여부, 세포 독성 반응으로 인한 부작용 등에 관해서는 아직도 많은 논란이 있으므로[54,55] 장기간의 관찰이 필요하다.

본 연구에서는 임상에서 내부 응력 완화를 위해 시행하고 있는 스테인리스강 선재의 열처리의 조건과 냉각 방법에 따른 물성 및 내부식성 변화를 살펴보고 구강 내에서의 금속 이온 용출량 및 선재 표면 변화에 대해 알아보고자 하였다. 진공 중에서 열처리하고 노 내에서 냉각시킨 선재가 가장 우수한 내식성과 가장 적은 금속 이온 유리량을 보임으로써 열처리 후 선재의 표면에 형성되는 산화막의 두께와 균질성이 중요한 인자임을 확인하였다. 이러한 조건의 응력 제거 열처리를 임상적으로 보편화하기 위해서는 보다 손쉽고 실용적인 열처리 기기의 개발 등이 뒤따라야 할 것으로 생각된다.

Ⅴ. 결 론

임상 교정 영역에서 보편적으로 시행되고 있는 스테인리스강 선재의 열처리 시, 열처리 조건과 냉각 방법의 차이로 인한 선재의 물성변화 및 내부 부식성과 금속 이온 용출 양상을 알아보기 위해 4개사의 선재(Remanium, Permachrome, Colboloy, Orthos)를 대상으로 실험하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 선재의 열처리 후 모든 실험군의 경도는 대조군에 비하여 증가하였다.

2. 내식성 평가를 위한 양극 분극 실험 결과, 4가지 선재 모두에서 진공 열처리 -노냉 실험군의 내식성이 가장 우수하였다.

3. 인공 타액 침적 후 시간 경과에 따른 니켈 이온 유리량은 진공 열처리-노냉 실험군에서 통계학적으로 유의성있게 가장 적었으며 대기 열처리 실험군에서 냉각 방법과는 무관하게 통계학적으로 유의성있게 가장 많았다($p < 0.05$).

4. 인공 타액 침적 후 시간 경과에 따른 니켈 이온 유리량은 실험군의 조건과는 무관하게 대부분의 기간에서 Remanium과 Colboloy가 통계학적으로 유의성있게 많았다($p < 0.05$).

5. 세포 독성 실험 결과 전체 실험군에서 미약한 독성을 나타냈으나 대기 열처리 실험군의 수치가 타 실험군에 비하여 약간 높게 나타났다.

이상의 연구 결과 교정용 스테인리스강 선재는 진공 상태에서 열처리 후 노내에서 서서히 냉각된 후 사용되어야 내부식성을 향상시키고 인체에 유해한 금속 이온의 유리를 억제시킬 수 있으므로 이에 따른 임상적인 노력이 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Gaston, N.G. : Chrome alloy in orthodontics, Am. J. Orthod., 37:779-797, 1951.
2. Kohl, R.W. : Metallurgy in orthodontics, Angle Orthod., 34:37-52, 1964.
3. Richman, G.Y. : Pratical metallurgy for the orthodontist, Am. J. Orthod., 42:573-587, 1956.
4. Ricketts, R.M. : Bioprogressive therapy, Rocky Mountain Orthodontics, Denver, 1979.
5. Wilkinson, J.V. : Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel, Angle Orthod., 48:192-206, 1962.
6. 권오원, 손병화 : 교정용 스테인리스강 선재의 물리적 성질에 관한 비교 연구, 대한 치과 교정 학회지, 15:163-172, 1985.
7. Phillips, R.W. : Skinner's science of dental materials,8th ed., W. B. Saunders Co., Philadelphia, pp.602, 1982.
8. 김영복 : 교정용 탄성재 선택 방법의 재평가, 한국 악안면 교정학회지, 2:151-197, 1995.
9. Funk, A.C. : Heat treatment of stainless steel, Angle Orthod., 21:129-138, 1951.
10. Ingerslev, C.H. : Influence of heat treatment on the physical properties of bent orthodontic wire, Angle Orthod., 36:236-247, 1966.
11. Marcotte, M.R. : Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire, J. Dent. Res., 52:1171-1175, 1973.
12. Backofen, W.A., Gales, G.F. : Heat treating stainless steel for orthodontics, Am. J. Orthod., 38:755-765, 1952.
13. Howe, G.L., Greener, E.H., Crimms, D.S. :Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire, Angle Orthod.,

38:244-249,1968.

14. Lane, D.F., Nikolai, R.J. : Effects of stress relief on the mechanical properties of orthodontic wire loops, 50:139-145, 1980.

15. Thurow, R.C. : Edgewise orthodontics, The C.V. Mosby Co., pp.42-66, 1982.

16. Nikolai, R.J. : Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Lea and Febiger, Philadelphia, pp.113-144, pp.233-269, 1985.

17. 이기대, 권오원, 성재현 : 치과 교정용 선재의 물리적 성질에 미치는 열처리의 영향, 경북 치대 논문집, 2:399-409, 1986.

18. 오용화, 성재현 : 교정용 선재의 기계적 성질에 미치는 열처리의 영향, 경북 치대 논문집, 2:208-213, 1985.

19. 이명석, 손병화 : 교정용 강선재의 열처리 효과에 관한 실험적 연구, 대한치과 교정 학회지, 22:591-602, 1992.

20. Hwang, C.J., Shin, J.S., Cha, J.Y. : Metal release from simulated fixed orthodontic appliances, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 120:383-391, 2001.

21. Edie, J.W., Andreasen, G.F., Eaytoun : Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions, Angle Orthod., 51:319-324, 1981.

22. Lee, J., Lucas, L., Oneal, J., Lacefield, W., Lucas, J. : In vitro corrosion analysis of nickel base alloy, J. Dent. Res., 64:317, Abstract No. 1285,1985.

23. Her∅, H., Valderhaug, J., Jorgensen, R.B. : Corrosion in vivo and in vitro of a commercial NiCrBe alloy, Dent. Mater., 3:125-130, 1987.

24. Toms, A.P. : The corrosion of orthodontic wire, European J. Orthodontics, 10:87-97, 1988.

25. Lugowski, S.J., Smith, D.C., McHugh, A.D., Loon, J.C. : Release of metal ions from dental implant meterials in vivo : Determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in organ tissue, J. Biomed. Mater. Res.,

25:1442-1458, 1991.

26. Arvidson, K., Johansson, E.G. : Galvanic series of some dental alloy, Scand J.dent. Res., 85:485-491, 1977.

27. Block, G.U., Yeung, M. : Asthma induced by nickel, J.Am. Med.assoc., 247:1600-1602,1982.

28. Fisher, J.R., Rosenblum, G.A.,Thomson, B.D. : Asthma induced by nickel, J. Am. Med. Assoc., 248:1065-1066, 1982.

29. Bencko, V. : Nickel : a review of its occupational and environmental toxicology, J. Hgy. Epidemiol. Microbiol. Immunol., 27:237-277, 1983.

30. Bass, J.K. : Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 103:280-285, 1993.

31. Fernandez, J.P., Veron, C., Hildebrand, H.F., Martin, P. : Nickel allergy to dental prosth eses, Contact Dermatitis, 14:312-327, 1986.

32. Spiechowicz, E., Glantz, O., Axell, T. : Oral exposure to a nickel-containing dental alloy of persons with hypersensitivity skin reaction to nickel, Contact Dermatitis, 10:206-211, 1984.

33. Romaguera, C., Grimalt, F., Vilaplana, J. : Contact dermatitis from nickel : an investigation of its sources. Contact Dermatitis, 19:52-57, 1988.

34. Loon, L.A.J., Elsas, P.W., Joost, T., Davidson, C.L. : Contact stomatitis and dermatitis to nickel and palladium, Contact Dermatitis, 11:294-297, 1984.

35. Greig, D.G.M. : Contact dermatitis reaction to a metal buckle on a cervical headgear, Brit. Dent. J., 155:61-62, 1983.

36. Dickson, G. : Contact dermatitis and cervical headgear, Brit. Dent. J., 156:112, 1983.

37. Rickles, N.H. : Allergy in surface lesions of the oral mucosa, Oral Surg., 33:744-754, 1980.

38. Levy, A., Hanau, D., Foussereau, J. : Contact dermatitis in children,

Contact Dermatitis, 6:260-262, 1980.

39. Haudrechy, P., Foussereau, J., Mantout, B., Baroux, B. : Nickel release from nickel-plated metals and stainless steels, Contact Dermatitis, 31:249-255, 1994.

40. Haudrechy, P., Mantout, B., Frappaz, A., Rousseau, D., Chabeau, G., Farue, M., and Claudy, A. : Nickel release from stainless steel, Contact Dermatitis, 37:113-117, 1997.

41. Mohammad, A. R., Mincer, H.H., Younis, O., Dilliugham, E., Siskin, M. : Cytotoxicity evaluation of root canal sealers by the tissue culture-agar overlay technique, Oral Surg., 45:768-773, 1978.

42. Gjerdet, N.R., Her∅, H. : Metal release from heat-treated orthodontic archwires, Acta. Odontol. Scand., 45:409-414, 1987.b

43. Castle, J.E., Qui, J.E. : Corrosion science, 29:591-603, 605-616

44. Ewers, G.J., Greenne, E. H. : The electrochemical activity of the oral cavity - a new approach, J. Oral Rehab., 12:469-476, 1985.

45. Maijer, R., Smith, D.C. : Corrosion of orthodontic bracket bases, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 81:43-48, 1982.

46. Maijer, R., Smith, D.C. : Biodegradation of orthodontic bracket system, Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 90:195-198, 1986.

47. 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.

48. 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.

49. Berge, M., Gjerdet, N.R., Hensten-Pettersen, A. : Corrosion of silver soldered orthodontic wires, Acta. Odontol. Scand., 40:75-79, 1982.

50. Kerosuo, H., Moe, G., Kelven, E. : In vitro release of nickel and

chromium from different types of simulated orthodontic appliances,Angle Orthod., 65:111-116, 1995.

51. Bergman, M., Bergman, B., Soremark, R. : Tissue accumulation of nickel released due to electrochemical corrosion of non-precious dental casting alloys, J. Oral Rehabil., 7:325-330, 1980.

52. Magnusson, B., Bergman, M. Bergman, B., Soremark, R. : Nickel allergy and nickel and nickel-containing dental alloys, Scand. J. Dent., 90:163-167, 1982.

53. Schriver, W.R. : Allergic response to stainless steel wire, Oral Surg., 42:578-581, 1976.

54. 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.

55. Van Hoogstraten, I.M.W., Anderson, K.E., Von Blomberg, B.M., Bruynzeel, D.P., Burrows, D. : Reduced frequency of nickel allergy upon oral nickel contact at early age, Clin. Exp. Immunol., 85:441-445, 1991.

Abstract

Physical properties and nickel ion release of orthodontic stainless steel wires according to heat treatment methods

Ja-Young Shin

Department of Dentistry, the Graduate School, Yonsei University
(Directed by professor **Kyoung-Nam Kim** D.D.S., Ph.D.)

Heat treatment is applied to orthodontic stainless steel wires in order to relieve the stresses that result from cold working and the manipulation by orthodontists. The quality and the thickness of the oxide films formed on the surface of the heat-treated wires may be various and it is considered that the oxide films can influence on the properties of the heat-treated wires. The purpose of this study was to investigate the influence of the heat-treating conditions and cooling methods on the mechanical properties, corrosion resistance, the amount of metal ion release, and cytotoxicity of the heat-treated wires.

In this study, 4 types of stainless steel wires(Remanium of Dentarum, Permachrome of Unitek, Colboloy of G&H, Orthos of Ormco) in 0.016×0.022 were selected for the experiments. These wires were heat-treated in vacuum, air, argon environment and were either cooled in a furnace or a waterbath. 4 control groups and 24 experimental groups were divided according to wires, heat-treating conditions and cooling methods. In each group, basic physical properties, corrosion resistance, the amount of nickel ion release and cytotoxicity were observed. The amount of nickel ion release in artificial saliva was measured for up to 12 weeks.

The results were as follows :

1. In all groups, microhardness was increased after heat-treatment compared with control groups irrespective of heat-treating conditions and cooling methods.
2. The corrosion resistance was highest in the vacuum heat treatment-furnace cooling experimental group by potentiodynamic method.
3. The amount of nickel ion release was lowest in the vacuum heat treatment-furnace cooling group and significant difference was shown compared with other experimental groups. The amount of nickel ion release was highest in the groups which were heat-treated in the air and significant difference was shown($p < 0.05$).
4. The amount of nickel ion release was highest in Remanium & Colboloy and significant difference was shown($p < 0.05$).
5. Cytotoxicity was mild in the experimental groups but the response index of the air groups was a little higher than other groups.

According to these results, stainless steel wires have excellent anti-corrosive properties when heat-treated in the vacuum and cooled in a furnace.

key words : heat-treating conditions, cooling methods, nickel ion release