대치교정지 2000, 30(4) : 453-465

재생 과정이 니켈-티타늄 호선의 물리적 성질과 표면 거칠기에 미치는 영향

이 성 호[1] · 장 영 일[2]

본 연구의 목적은 재생된 니켈-티타늄 호선의 인장물성, 표면거칠기와 마찰력의 변화를 조사하여, 임상적으로 니켈-티타늄 호선을 재생하여 사용하는 것이 타당한지를 알아보는 것이다. 수종의 니켈-티타늄 호선과 스테인레스 스틸 호선을 처리전(T0: 대조군)과 인공타액에 4주간 처리한 군(T1), 그리고 인공타액 처리 후 가압증기멸균소독한 군(T2)으로 구분하여 인장실험과 주사전자현미경, 3D profilogram을 통한 표면거칠기의 변화와 마찰계수의 변화를 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 인장실험을 하여 최대인장강도, 연신율, 탄성계수를 관찰한 결과 모든 니켈-티타늄 호선에서 재생과정 후에 대조군과 유의한 차이를 보이지 않았다($p<0.05$). 단 스테인레스 스틸 호선은 재생과정 후에 최대인장강도, 연신율, 탄성계수에서 통계적으로 유의한 변화를 보였다($p<0.05$).
2. 주사전자현미경을 통한 관찰에서 재생후에 Sentalloy를 제외한 호선에서 표면의 점부식(pitting)과 압흔(indentation)이 증가하였다.
3. 3D profilogram을 사용하여 관찰한 표면거칠기(Ra와 Rq)의 변화를 살펴보면, 재생과정 후에 Sentalloy를 제외한 NiTi, Optimalloy, 스테인레스 스틸 호선에서 통계적으로 유의하게 표면거칠기가 증가하였다($p<0.05$).
4. 재생과정 후에 시행한 마찰력 실험에서는 최대운동마찰계수가 Sentalloy를 제외한 NiTi, Optimalloy, 스테인레스 스틸호선에서 통계적으로 유의하게 증가하였다($p<0.05$).

NiTi, Optimalloy의 표면거칠기와 마찰계수의 변화는 임상적으로 영향을 미칠 정도는 아니며, 결과적으로 니켈-티타늄 호선을 재생하면, 인장실험시의 물성과 표면거칠기, 마찰계수의 변화가 임상적으로 문제가 없을 것으로 생각된다.

주요단어 : 니켈-티타늄 호선, 재생, 인장물성, 표면거칠기

서 론

교정분야에서 한때 귀금속들을 사용한 적이 있으나, 야금술과 금속술의 발달로 합금을 교정영역에서 쓸 수 있게 되었다. 예전부터 스텐인레스 스틸, 코발트-크롬 합금등을 사용하였으며, 70년대 초기부터 니켈-티타늄[1], 베타-티타늄[2]을 사용하여 왔다. 새로운 니켈-티타늄 합금은 여러면에서 귀금속이나 스텐인레스 스틸 강선과는 다른 성질을 지니고 있다[3].

그러나, 니켈-티타늄호선은 가격이 비싸다. 이러한 이유로 Andreason[4,5]과 Ackerman[6]은 nitinol 호선을 소독하여 재사용하는 것을 제안하였으나, 환자에게 재생한 재료들을 사용할 수 있는가 하는 문제에 대해서는 많은 논란이 있었다. 니켈-티타늄 호선을 재생

[1] 서울대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생
[2] 서울대학교 치과대학 교정학교실, 교수

하여 이용되는 정도는 국내에서는 조사된 적이 없지만, 미국의 경우, Buckthal[7]는 개인 교정의의 약 52% 정도가 니켈-티타늄 호선을 재생하여 쓴다고 보고하였고, 그 가장 큰 이유는 경제성 때문이라고 하였다.

재생시의 소독 혹은 멸균 과정에 대하여 살펴보면, Buckthal[7]은 미국에서 니켈-티타늄 호선을 재생하여 사용하고 있는 교정의중 80%가 냉멸균(cold sterilization)을 한다고 보고하였다. 그러므로 이전의 니켈-티타늄 호선의 재생에 관한 연구는 냉멸균을 사용하여 재생한 호선에 대한 연구가 많았다. 그러나, 냉멸균은 치과임상의가 주로 사용하는 열멸균(heat sterilization)법에 비하여, 해당 미생물에 대한 멸균 정도가 약하다. 즉 포자박멸(sporicidal) 효과가 없고, 사용하는 약품 자체의 부작용과 위험성을 내포한다. 특히 교정용 호선은 환자의 구강에서 몇 주에서 많게는 몇 달까지 결찰하므로, 사용하는 약재의 독성과 잠재된 부작용은 위험성을 내포하고 있다. 이에 비해 열멸균법은 환자의 구강에서 안전하고, 멸균 효과가 높다.

호선의 재생은 엄밀히 말해서 환자의 구강에서 일정기간 사용한 후 멸균 혹은 소독 과정을 거친 상태를 의미한다. 지금까지의 문헌들은 호선을 가상타액에 일정기간 넣은 경우와[8] 환자의 구강에서 일정기간 결찰한 후, 냉멸균 또는 건열멸균한 경우와[9,10,11] 사용하지 않은 니켈-티타늄 호선을 멸균 혹은 소독과정을 한 경우에[12,13] 대한 연구가 행해졌다. .

호선의 표면거칠기는 호선의 마찰력에 영향을 끼친다[14,15]. 물론 마찰력에 영향을 끼치는 인자는 많지만, 그 중 하나로 표면거칠기를 들 수 있다. 그리고, 표면거칠기는 호선이 화학적 변화를 통해 나타나는 점부식(pitting)과 부식(corrosion)에 의해 변화를 받는다[16]. 또한,마찰력은 치료의 메카니즘, 치료기간에 영향을 끼치고, 호선과 브라켓사이에서 발생하는 큰 마찰력은 임상적으로 결합효과(binding effect)를 가져와서 결국에는 고정원의 감소를 유발한다[17,18]. 브라켓과 호선상의 마찰력은 leveling의 정도와 일정 수준까지의 leveling에 걸리는 시간에 큰 영향을 미치므로 니켈-티타늄 호선의 재생시에 마찰력의 변화를 알아보는 것은 치료 초반기의 치료의 결과와 leveling을 완성할 때까지의 시간에 끼치는 영향을 살펴볼 때, 의미가 있다.

니켈-티타늄 호선의 재생 과정후의 변화를 살펴보기 위해서, 여러 연구가 이루어졌으나, 각기 실험 조건에서 다양한 변수와 단점을 내포하고 있다. 그러므로, 본 연구에서는 실험변수를 일정하게 하기 위해 인공타액에 호선을 4주간 처리하고, 여러 멸균과정 중 효과가 가장 크고, 치과의원에서 널리 사용하는 가압증기멸균기로 멸균을 한 후, 물성변화를 관찰하였다. 또한 니켈-티타늄 호선을 재생한 후 표면거칠기와 마찰력의 변화를 관찰하여, 부식정도에 변화가 생기는지를 살펴보고, 재생 후에 니켈-티타늄 호선을 임상적으로 사용하는 것이 효과적인지 알아본다.

Table 1. The composition of Oralube(VA Medical Center, Houston, Texas).

Methyl Paraben	2.00000 gm
Sodium CarboxyMethyl Cellulose (NaCMC)	10.00000 gm
Potassium Chloride	0.62500 gm
Magnesium Chloride Hexahydrate	0.05875 gm
Calcium Chloride Dihydrate	0.16625 gm
Potassium Phosphate (Dibasic, Anhydrous)	0.80375 gm
Potassium Phosphate (Monobasic)	0.32625 gm
Sorbitol Solution, 70%, USP/FCC	42.7500 gm
FD & C Red Dye #40 (2% Sterilized)	0.2500 ml
Distilled Water	1.0000 L

연구 재료 및 방법

1. 연구재료

제조회사가 다른 3가지의 니켈-티타늄 호선(NiTi: Ormco, Sentalloy: Tomy, Optimalloy: Jinsung Ind. Co.)과 1가지의 스테인레스 스틸 호선(True arch: A-company)을 사용하였다. 0.016 x 0.022 인치 각형 호선을 선택하였다.

각각의 회사의 호선을 30개씩 준비하여, 10개씩 한 군으로 지정하였다. 첫 번째 군은 무처치군으로 대조군(T0)이고, 두 번째 군은 인공타액(Oralube: VA Medical Center, Houston, Texas)에서 4주간 처리한 군(T_1)이고, 세 번째 군은 인공타액에서 4주간 처리한 후 가압증기멸균기로 멸균한 군(T_2)이다. 사용한 인공타액의 성분은 Table 1에 제시하였다.

2. 연구방법

인공타액에 보관할 때는 incubator(C-IN: Changshin Ind.)에서 보관하여 37℃를 유지 시켰고, 1주마다 인공타액을 새것으로 교체시켰다.

멸균은 가압증기멸균기(Autoclave: Model 9041)를 이용하여, 121℃, 15-20 psi로 20분간 멸균하였다. 이는 미국치과의사협회(ADA)에 의해 채택된 방법이다.

각 군의 호선 중 4개씩은 인장실험을 위해 사용하고, 4개씩은 마찰력 실험을 위해 사용하였다. 그리고, 각 군의 호선 중 하나는 주사전자현미경으로 표면을 관찰하고, 나머지 하나는 3D profilogram을 이용한 표면거칠기 측정에 사용하였다.

1) 인장실험

만능 실험기(Instron: Model 4466)로 측정하였다. 500kg의 load cell을 가지고, 이동속도(crosshead speed)는 5mm/min으로 하고, 호선의 촛점거리(focal distance)는 40mm로 하였다. 각 군의 호선 4개씩을 호선이 파절할 때까지 인장 실험을 하여 얻은 응력-변형 곡선에서, 데이타를 Series IX software를 사용하여, 다음 사항을 계산하였다.

1. 최대인장강도(ultimate tensile strength: kg/mm^2) : 파절 직전에 호선이 견디는 최대 강도를 의미한다.
2. 연신율(elongation rate: %): 호선이 파절할 때까지의 호선길이의 변형율을 의미한다.
3. 탄성계수(modulus of elasticity: kg/mm^2): 가소성이 보이는 범위(elastic range)내에서 의 호선의 상대적 견성(stiffness)을 의미하며, 응력-변형 곡선상에서 가소성이 보이는 범위 내에서의 기울기이다. 그러므로, 높은 계수를 보이는 호선은 같은 응력에서 변형율 이 적음을 의미한다.

2) 표면거칠기의 관찰

표면거칠기를 관찰하기 위하여, 주사전자현미경과 광학식 치수,형상,표면거칠기 측정기를 사용하였다. 먼저, 주사전자현미경(JSM-840A JELO Corp.)으로 표면을 관찰하기 위해 초음파 세척기에서 acetone으로 5분간 세척하고, 70% isoprophyl alcohol 스폰지로 닦아내어 표면의 이물질을 제거하고, 진공관에 넣어서 500배의 배율에서 주사전자현미경으로 관찰하고 촬영하였다.

그후, 광학식 치수,형상,표면거칠기 측정기(3D profilofgram: optical dimensional metrology center, intek engineering)를 이용하여 표면거칠기를 측정하였는데, 이 측정기는 광경로의 차이로 인해 발생하는 간섭무늬를 OCD 카메라로 포착하여 영상처리 및 해석기법으로 3차원 형상을 재현하는 것을 기본원리로 한다. x-y축에서는 0.1nm, z축에서는 0.08nm의 분해능을 가지고 있다. 측정 전에 초음파 세척기에서 acetone으로 5분간 세척하고, 70% isoprophyl alcohol 스폰지로 닦아내어 표면의 이물질을 제거하고 각 호선의 시편을 1 인치 길이로 잘라 이송테이블에 놓고, PZT 구동(piezoelectric transducer)을 조절하여 간섭무늬가 관찰하고자하는 부의에 나타나도록 조절한 후에 0.5mm x 0.05mm 크기의 일정면적을 지정한 후 거칠기를 측정하였다. 시편은 1인치로 자르고 시편의 거칠기의 관찰은 시편의 가운데 부분과 양쪽 말단 부위에 임의로 선택한 세 곳에서 측정하고, 호선의 거칠기는 중심선 평균거칠기(Ra: Roughness average와 Rq: Root mean square)로 나타내었다.

3) 최대운동마찰계수의 측정

만능측정기(instron: Model 4466)를 사용하였다. 브라켓은 결찰의 변수를 제외하고자, 자가결찰브라켓(SPEED bracket: Strite ind.)을 사용하였다. 실험을 위해 특별히 제작된 장치를 만능측정기의 상부와 하부에 장착하였다. 상부구조물에는 자가결찰브라켓을 부착하고 하부구조물에는 시편을 고정한다. 각 군당 4개의 호선의 양측 부위를 말단 부위에서 50mm의 길이로 잘라 준비한 8개의 시편을 하부에 준비된 장치에 고정하였다. 5kg의 load cell을 사용하였고, 건조상태에서 5mm/min의 이동속도로 총 5mm의 호선 위를 활주하도록 하였다. 만능 측정기를 통해 얻은 데이터를 Series IX software를 통해 최대운동마찰계수를 얻었다.

연구 결과

1. 인장실험

인장 실험을 통해 최대인장강도, 연신율, 탄성계수를 측정한 결과는 Table 2과 같다. 또한 그 결과를 t-test하여 통계 처리한 결과는 Table 3에 제시하였다.

Table 2. Tensile properties.

	Stainless Steel		NiTi		Optimalloy		Sentalloy	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Ultimate tensile strength ($kg \cdot f/mm^2$)								
T0	197.64	2.53	123.72	3.98	130.50	8.80	124.98	1.45
T1	199.18	1.14	125.51	2.03	128.22	5.22	123.66	0.88
T2	202.16	0.23	125.81	0.94	126.46	3.98	124.23	2.40
Elongation rate(%)								
T0	3.34	0.02	17.84	0.47	17.82	0.67	19.37	0.73
T1	3,55	0.18	19.78	1.70	12.82	0.44	19.69	0.93
T2	3.68	0.15	18.65	1.75	12.76	0.32	20.67	2.66
Modulus of Elasticity($kg \cdot f/mm^2$)								
T0	5913.13	89.74	693.61	8.03	732.37	45.30	646.21	26.29
T1	5629.16	280.36	638.61	60.97	720.36	41.58	629.21	31.62
T2	5496.76	222.79	678.54	57.79	711.88	14.39	607.29	65.19

Table 3. t-test results of tensile properties.

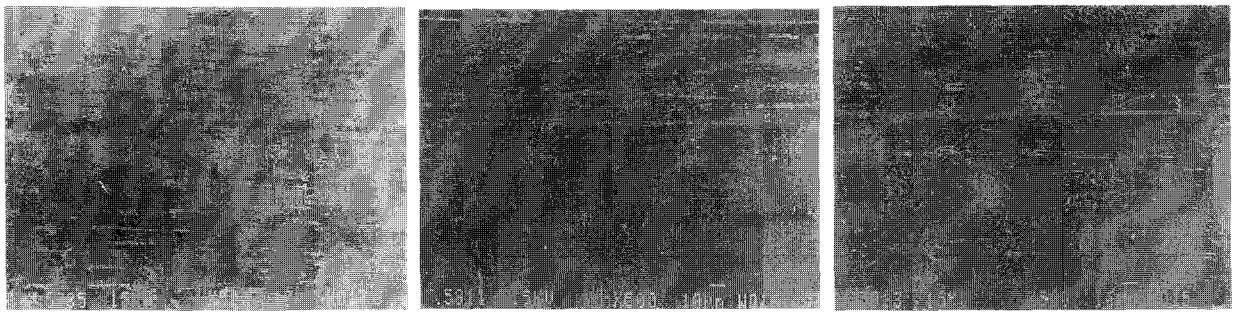
		Stainless Steel		NiTi		Optimalloy		Sentalloy	
		p value	sig	p value	sig	p value	sig	p value	sig
Ultimate tensile strength	T0 vs T1	0.309	NS	0.453	NS	0.672	NS	0.171	NS
	T0 vs T2	0.012	*	0.346	NS	0.435	NS	0.611	NS
	T1 vs T2	0.002	**	0.796	NS	0.612	NS	0.673	NS
Elongation rate	T0 vs T1	0.066	NS	0.071	NS	0.986	NS	0.609	NS
	To vs T2	0.005	**	0.402	NS	0.876	NS	0.383	NS
	T1 vs T2	0.286	NS	0.393	NS	0.853	NS	0.513	NS
Modulus of Elasticity	T0 vs T1	0.102	NS	0.124	NS	0.709	NS	0.445	NS
	T0 vs T2	0.013	*	0.624	NS	0.422	NS	0.313	NS
	T1 vs T2	0.488	NS	0.378	NS	0.713	NS	0.567	NS

(*: $p<0.05$, **: $p<0.01$)

최대인장강도, 연신율, 탄성계수 모두 스텐인레스 스틸 호선의 경우는 통계적으로 유의성있는 변화가 관찰되었으나, NiTi, Optimalloy, Sentalloy에서는 통계적으로 유의성있는 변화가 관찰되지 않았다.

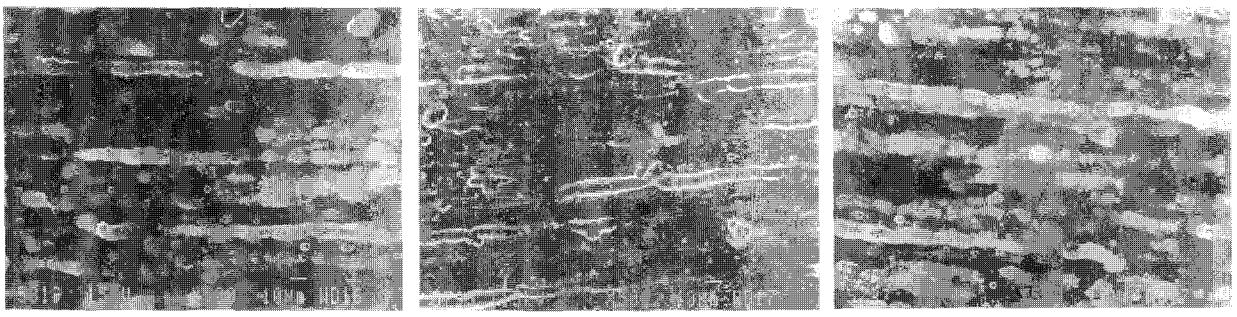
2. 주사전자현미경을 이용한 표면거칠기 관찰

Fig. 1-4 에 각 호선의 T0, T1, T2의 표면을 주사전자현미경으로 관찰한 사진을 제시하였다. 각 실험군의 대조군(T0)의 표면을 보면 제품마다 차이는 있지



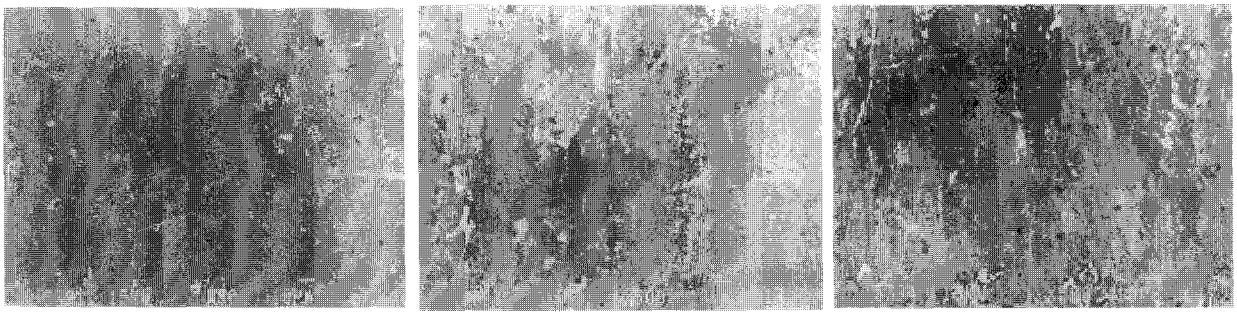
a b c

Fig 1. SEM findings (X500) of Stainless Steel wire. a. T0 b. T1 c. T2.



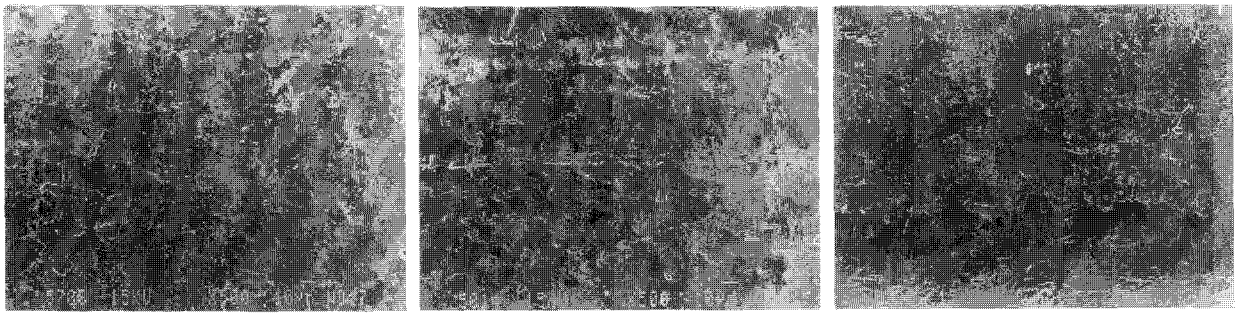
a b c

Fig 2. SEM findings (X500) of NiTi a. T0 b. T1 c. T2.



a b c

Fig 3. SEM findings (X500) of Optimalloy a. T0 b. T1 c. T2.



a b c

Fig 4. SEM findings (X500) of Sentalloy a. T0 b. T1 c. T2.

Table 5. t-test results of surface roughness.

		Stainless Steel		NiTi		Optimalloy		Sentalloy	
		p value	sig	p value	sig	p value	sig	p value	sig
Ra	T0 vs T1	0.016	*	0.113	NS	0.030	*	0.380	NS
	T0 vs T2	0.004	**	0.004	**	0.011	*	0.053	NS
	T1 vs T2	0.007	**	0.058	NS	0.045	*	0.279	NS
Rq	T0 vs T1	0.029	*	0.164	NS	0.089	NS	0.346	NS
	To vs T2	0.001	**	0.016	*	0.017	*	0.053	NS
	T1 vs T2	0.003	**	0.134	NS	0.106	NS	0.320	NS

(*: $p<0.05$, **: $p<0.01$)

Table 4. Surface roughness(Ra,Rq).

	Stainless Steel		NiTi		Optimalloy		Sentalloy	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Ra (nm)								
T0	37.97	8.43	390.97	6.53	22.43	9.69	394.60	15.36
T1	60.17	4.42	411.03	15.85	43.13	4.87	417.00	36.25
T2	146.87	29.67	442.37	13.13	70.03	15.39	452.73	33.72
Rq (nm)								
T0	78.37	15.61	512.67	16.65	59.80	23.84	511.70	19.82
T1	113.00	8.95	540.03	22.28	102.07	22.42	541.57	44.20
T2	231.37	29.81	572.00	19.40	147.53	30.43	579.40	38.39

만, 생산과정 중에 생기는 압흔 자국이 있다. 대조군에서의 각 호선의 표면의 특징은 실험군(T1, T2)에서도 비슷한 양상을 띄나, 압흔의 모양과 수에서 차이를 보인다. 스테인레스 스틸 호선의 경우 T1에서는 T0보다 더 길고 많은 수의 장축방향의 압흔(indentation)이 관찰되며, T2에서는 압흔이 더욱 뚜렷해지고, 방추형의 점부식이 상당수 관찰되었다(Fig. 1).

NiTi의 경우 T0에서 비교적 규칙적인 모양의 굵은 압흔과 원형, 타원형의 점부식을 보인 반면, T1에서 압흔과 점부식의 경계부분이 불규칙적이며, T2에서는 더욱 압흔과 점부식의 경계가 불규칙해지면서 점부식과 작은 압흔이 많아졌다(Fig. 2).

Optimalloy의 경우, T1의 표면은 T0보다 불규칙하고 두꺼운 압흔이 많아지고, 표면의 불규칙한 점부식이 많아졌다. T2는 T1 보다도 압흔과 점부식이 많아졌다(Fig. 3).

Sentalloy의 경우, T0에서의 매우 거칠고 불규칙한 모양의 점부식과 압흔의 양상이 T1, T2에서도 그대로 나타나며, 그 정도도 T0와 유사하여, 전체적으로 T1, T2가 T0와 유사한 표면을 보이고 있다(Fig. 4).

3. 3D profilogram을 사용한 표면거칠기의 측정

3D profilogram을 사용하여 얻은 각 호선의 표면거칠기 Ra(Roughness average)와 Rq(Root mean square)의 성적은 Table 4와 같다. 이를 t-test한 결

Table 6. Maximum frictional coefficients.

	Stainless Steel		NiTi		Optimalloy		Sentalloy	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Maximum Frictional Coefficient (gm)								
T0	60.91	1.77	58.04	4.09	18.35	4.76	137.03	14.78
T1	75.67	7.18	88.43	5.86	27.90	2.38	139.35	19.92
T2	146.89	29.67	108.90	8.58	31.91	2,42	147.34	8.54

Table 7. t-test results of Maximum frictional coefficients.

		Stainless Steel		NiTi		Optimalloy		Sentalloy	
		p value	sig	p value	sig	p value	sig	p value	sig
Maximum Frictional Coefficient	T0 vs T1	0.000	**	0.000	**	0.000	**	0.795	NS
	T0 vs T2	0.000	**	0.000	**	0.000	**	0.110	NS
	T1 vs T2	0.044	*	0.000	**	0.005	**	0.315	NS

(*: $p<0.05$, **: $p<0.01$)

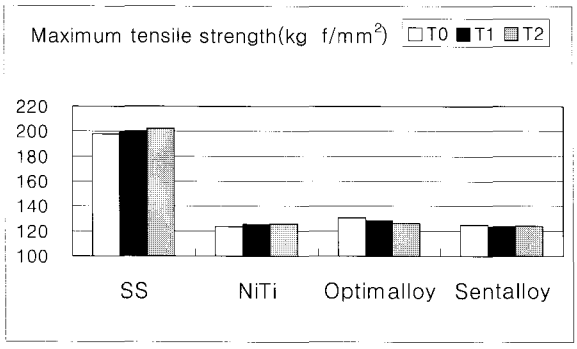


Fig. 5. Maximum tensile strength.

과는 Table 5과 같다.

스테인레스 스틸 호선의 경우, 표면거칠기는 T1이 T0보다 증가하였고, T2 역시 T1보다 높은 값을 가진다. NiTi의 경우 T2는 T0에 비해 높은 표면거칠기 값을 보이며, Optimalloy는 Ra값에서는 T0, T1, T2값이 점점 증가하나, Rq 값에서는 T2값만이 T0에 비해 통계적으로 유의성있는 차이를 보인다. Sentalloy의 경우 T0, T1, T2의 표면거칠기값 간에 통계적으로 유의성있는 차이를 보이지 않는다.

4. 마찰계수

만능실험기를 사용하여 얻은 각 호선의 최대운동마찰계수에 대한 성적은 Table 6과 같다. 이를 t-test한 결과는 Table 7과 같다.

최대운동마찰계수는 Sentalloy를 제외한 모든 호선에서 증가한다. 즉 T0보다 T1의 최대운동마찰계수가 크며, T1보다 T2가 크다. Sentalloy에서는 T0, T1, T2간 최대운동마찰계수의 차이가 통계적으로 유의성이 있지는 않았다.

고 안

1. 인장실험

여러 니켈-티타늄 호선은 재료(raw material)의 성분차이와 제품의 생산과정, 열처리의 차이로 물성이 서로 다르다. 대조군을 비교하면, 스테인레스 스틸 호선이 가장 최대파절강도가 높았고, Optimalloy, Sentalloy, NiTi의 순이었다(Fig. 5). 니켈-티타늄 호선은 통계적으로 유의성있게 변하지는 않으나, 스텐인레스 스틸 호선의 경우는 통계적으로 유의성있게 변했다. 연신율의 경우는 Sentalloy가 가장 높은 값을

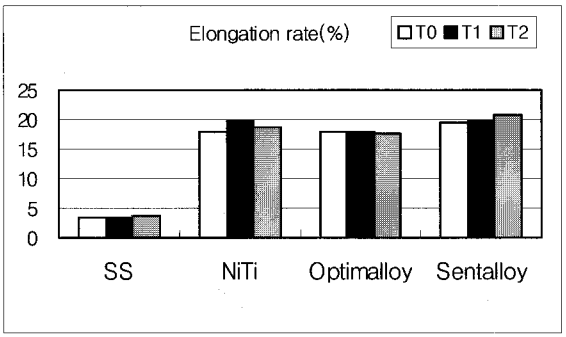


Fig 6. Elongation rate.

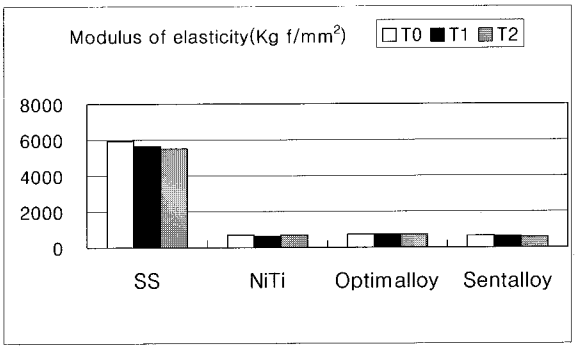


Fig 7. Modulus of elasticity.

보였으며, NiTi, Optimalloy가 그 다음으로 유사한 값을 보이며, 스테인레스 스틸 호선이 니켈-티타늄계 호선에 비해 훨씬 낮은 값을 보였다(Fig. 6). 니켈-티타늄계 호선은 통계적으로 유의성있게 변하지는 않았고, 스테인레스 스틸 호선은 T2가 T0에 비해 통계적으로 유의성있게 컸다.

탄성계수의 경우는 스테인레스 스틸 호선이 니켈-티타늄계 호선보다 훨씬 큰 값을 나타내고, Optimalloy, NiTi, Sentalloy의 순이었다(Fig. 7). 니켈-티타늄계 호선은 통계적으로 유의성있게 변하지는 않았고, 스테인레스 스틸 호선은 T2가 T0에 비해 통계적으로 유의성있게 작아졌다.

t-test 결과, 니켈-티타늄 호선은 T0, T1, T2 간에 인장실험에서 최대파절강도, 연신율, 탄성계수 모두에서 유의성있는 차이가 없었으나, 스테인레스 스틸 호선에서는 최대파절강도는 T2가 T0 보다 유의성 $p<0.05$ 범위에서, T1보다 유의성 $p<0.01$ 범위에서 컸다. 연신율과 탄성계수의 경우는 모두 T2와 T0간에 유의성있게 차이가 났다. 즉, 연신율의 경우 T2는 T0보다 크고($p<0.01$), 탄성계수는 T2는 T0보다 작다($p<0.05$). 이는 Mayhew와 Kusy[12]가 니켈-티타늄 호선을 여러번 열멸균을 한 경우, 인장실험 결과 유의차가 없었다고 한 것과 일치한다. 또한 Honma[19]와 Okamoto[20]에 의하면, 니켈-티타늄계 호선에서 온도에 따른 열팽창곡선을 연구한 결과 350 °C 이하에서는 가열과 냉각을 반복하여도 열팽창곡선의 변화가 없지만, 550 °C 이상에서는 가열시에는 열팽창곡선에 변화가 관찰되고, 생산과정에서 생긴 형상기억능에 변화가 생긴다고 하였다. 즉 350 °C이하로 열처리를 하면, 니켈-티타늄계 호선에 큰 물성의 변화가 생기지는 않는다고 하였다.

그러나, 8주간 환자에게 결찰한 NiTi와 Nitinol을 재생한 경우 응력-변형 성질에서 대조군과 차이가 있다는 Kapilla[21]의 연구와는 차이가 있다. 그는 재생처리 후 물성의 차이가 보이지만 이것이 임상적으로 유의성이 있는지에 대해서는 알 수 없다고 하였다.

스테인레스 스틸 호선의 경우는 니켈-티타늄 호선과는 달리 인장실험 결과 재생 후에 그 물성이 달라졌다. 최대파절강도가 높아지고, 연신율도 커졌다. 이는 가압증기멸균기내의 121 °C에서 15-20분간 열처리가 되었기 때문으로 생각된다. 물론 스테인레스 스틸을 열처리할 때 보통 800 °F(288 °C)이상의 퍼니스에서 5분정도 열처리를 하지만, 가압증기멸균을 할 때 그보다 낮은 온도인 121 °C에서 20분 정도의 열처리로도 물성에 영향을 끼쳤다고 생각된다.

이번 연구에서 재생시에 최대인장강도가 NiTi에서는 약간 증가하고, Optimalloy에서는 약간 감소한다. 탄성계수의 경우는 Optimalloy, Sentalloy에서 약간 증가하나, 수치의 변화량이 매우 적으며, 통계적인 유의성이 없었다.

그러므로, 인장실험 결과 재생과정을 거친 니켈-티타늄 호선은 물리적 성질의 변화가 임상적으로 유의성이 없다고 생각된다.

2. 표면거칠기

니켈-티타늄 호선에서 각 제품의 물성의 차이는 비교적 크지 않았으나, 표면의 상태는 각각 상당한 차이를 보인다. 대조군을 서로 비교하여 보면, 제품마다 생산과정에서 생기는 압흔이 있는데, 스테인레스 스틸 호선에서는 장축방향으로 가늘고 긴 압흔을 보이며, NiTi는 이보다 굵은 장축모양으로 긴 압흔과 여러 크기의 원형과 타원형의 점부식이 보인다. Optimalloy의 경우는 비교적 매끄러운 표면을 보이는

데, 여러 방향으로 가늘고 짧은 압흔과 작은 원형이나 타원형의 점부식이 관찰된다. Sentalloy의 경우 표면이 매우 거칠고 일정하지 않은 모양의 점부식과 압흔이 관찰된다.

Sentalloy를 제외하고는 모두 재생과정 중에 점부식이 증가하며, 이는 표면의 부식을 의미한다. Sentalloy의 경우 재생처리후에도 그 표면의 변화가 없었으며, 이는 부식저항성이 다른 호선보다 큰 것을 의미한다. Harris[8], Huerter[22]는 Nitinol이 염소에 노출되면 surface interruption, 산화, 점부식이 관찰된다고 하였고, Edie[23], Sakar[24], Schwaninger[25]등은 Nitinol 호선은 표면 불규칙성을 가지고 있으며, 이 때문에 구강 환경에서 부식이 생길 가능성이 높다고 하였는데, Optimalloy, NiTi의 경우 이들의 실험과 일치하는 결과를 보였으며, Sentalloy의 경우 생산과정중에 부식저항성을 높이는 공정을 추가한 것으로 생각된다.

Ra(Roughness average)는 기계적 방법으로 표면거칠기를 표현하는 것으로 쉽고, 안정적으로 사용할 수 있는 거칠기 표현법으로 인정되어 일반적으로 표면거칠기를 표현하는데 가장 많이 사용된다. 한편, Rq(Root mean square)는 표면의 광학적인 상태를 나타내는 표현법으로 통계적인 유의성을 표현할 때 중요한 지수로 사용된다. 이번 연구에서는 Ra와 Rq를 모두 사용하여 표면거칠기를 살펴보았다(Fig. 8과9). 모든 호선에서 재생과정 후 표면거칠기가 증가하였다. 스테인레스 스틸호선과 NiTi, Optimalloy에서는 재생과정후(T2)에 표면거칠기가 증가하였으나, Sentalloy의 경우 이 증가가 통계적으로 유의성을 보이지는 않았다.

대조군을 비교하면, NiTi와 Sentalloy의 표면거칠기가 가장 높다. 그리고 스테인레스 스틸호선이 이들보다 약 1/10의 값을 보이며, 가장 표면이 매끄러운 Optimalloy는 1/18의 표면거칠기를 보인다. 일반적으로 스테인레스 스틸 호선이 니켈-티타늄계 호선보다 표면이 매끄러워 마찰력이 작다고 알고 있다. 이는 NiTi나 Sentalloy보다 스테인레스 스틸호선이 표면거칠기가 낮았고, 위의 결과와 동일하다. 그러나, Optimalloy의 경우 표면을 향상시키기 위해 Sentalloy나 NiTi의 생산과정에는 행하지 않는 또 다른 연마과정을 거친다. 그러므로 Optimalloy는 보통의 니켈-티타늄계 호선의 단점인 표면의 거침을 극복하여, 스테인레스 스틸 호선보다 오히려 표면이 매끄럽다.

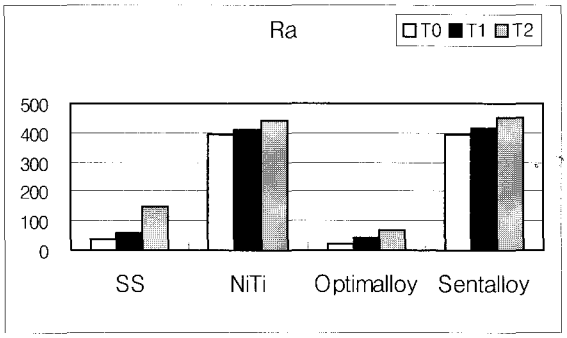


Fig 8. Ra(Roughness average).

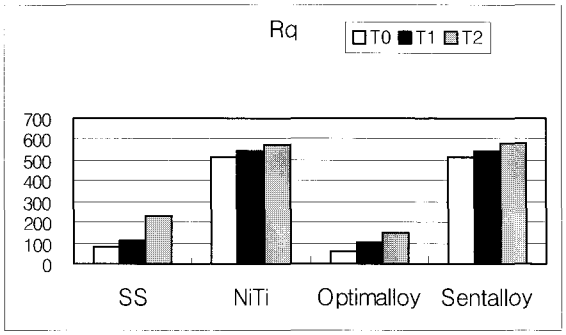


Fig 9. Rq(Root mean square).

Ra와 Rq의 변화를 살펴보면, 재생과정 후에 표면거칠기가 증가하나, 통계처리를 해보면, 통계적 유의차가 있다(Table 5). Optimalloy의 경우 T1과 T0의 비교, T2와 T1의 비교에서 Ra는 통계적으로 거칠기가 증가함을 보이고($p<0.05$), Rq에서는 유의성이 없음을 나타낸다. 이는 표면거칠기를 정량화하는 과정이 Ra와 Rq가 다르기 때문에 나타나는 현상이다. 그러나, 재생과정을 마친 군(T2)은 대조군(T0)에 비해 Ra, Rq 모두 거칠기가 증가하였다. 결국, 모든 호선에서 재생과정 후에 표면거칠기의 증가를 보인다. 하지만, Sentalloy에서는 그 증가의 정도가 통계적으로 유의성이 없었다. 이는 주사전자현미경으로 관찰했을 때 Sentalloy가 재생과정 후 그 표면의 변화가 없었던 결과와 일치한다.

Optimalloy의 경우 재생후의 표면거칠기(Ra=70.03, Rq=147.53)는 Sentalloy의 대조군의 표면거칠기(Ra=452.73, Rq=579.40)의 약 1/5.5 에 불과하고 NiTi의 경우 재생후의 표면거칠기(Ra=442.37, Rq=572.00)는 이번 실험에서 재생전과 통계적으로 유의차가 없

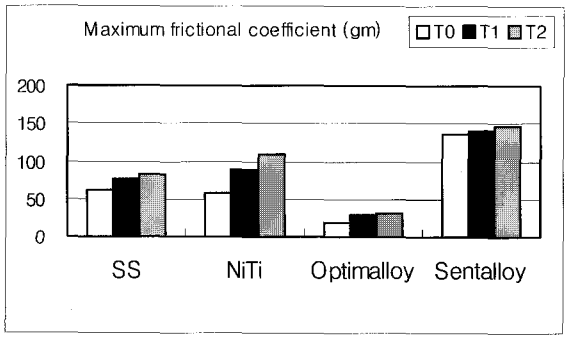


Fig 10. Maximum frictional coefficient.

Table 8. Actual size in posterior tooth area of various .016 x .022 Ni-Ti and stainless steel wire (mm).

재료	호선의 크기(mm)
stainless steel	0.416 x 0.567
NiTi	0.408 x 0.562
Optimalloy	0.396 x 0.557
Sentalloy	0.412 x 0.587

는 재생후의 Senatlloy의 표면거칠기(Ra=452.73, Rq=579.40)보다 작은 값을 보인다. 즉 Optimalloy와 NiTi 호선을 재생하였을 때 표면거칠기의 증가가 임상적으로 문제가 된다고 할 수 없다. .

3. 마찰력

마찰력의 측정을 위한 실험디자인은 실험오차를 줄이기 위해 많은 노력이 있었다. 특히 브라켓은 자가결찰브라켓(SPEED: Strite Ind.)을 사용하였는데, 이는 결찰 방법에 따른 변수를 줄이고, 매번 결찰양식이 재현되는 장점이 있어, Berger[26]를 비롯한 많은 실험에서 SPEED 브라켓을 사용하여 마찰력을 측정하였다. 그러나, SPEED 브라켓은 탄성이 있는 스프링 클립에 의해 기존의 결찰선이나 고무보다 결찰력이 작고, 브라켓 크기 또한 기존의 브라켓보다 작아서, 기존의 standard 혹은 straight bracket에 결찰선이나 고무로 결찰하여 측정한 경우보다 마찰계수가 12-23% 감소하여 나타나는 것으로 보고되고 있다. 그러므로 다른 브라켓을 사용한 논문과 그 수치를 비교하는 것은 의미가 없다[26].

마찰력에 영향을 끼치는 다양한 변수가 존재한다. 브라켓이 부착되어있는 상부구조물과 호선이 고정되어 있는 하부구조물의 중심을 일치시키고, 상부 구조물에 x-y축 방향으로 부하에 따라 호선이 움직일 수 있게 디자인하여, testing machine의 이동에 따라 발생할 수 있는 호선과 브라켓사이의 second order deflection을 최소화하였다. second order deflection이 마찰력에 끼치는 효과에 대해서는 많은 문헌보고가 있지만, 호선과 브라켓사이의 각도가 증가함에 따라 마찰력 값이 증가한다는 보고가 많다[27,28,29].

실험과정에서 생기는 second order deflection 외에 호선 자체의 second order deflection이 존재한다. 이는 치열궁모양의 곡선이 주어진 preformed archwire를 사용하였기 때문으로, 부위마다 곡률반경에 차이가 있다. 만약 호선의 전치부와 구치부의 마찰력을 측정한다면, 마찰계수의 차이가 존재할 것이다. 그래서 이번 실험에서는 각 호선에서 곡률반경이 가장 큰 거의 직선에 가까운 부위, 즉 가장 후방부를 매번 사용하여, 마찰실험을 하여, 마찰실험시의 곡률반경의 차이로 인한 오차를 최소화하였다.

이번 실험에서는 재생과정이 각각의 호선의 마찰력에 끼치는 영향을 살펴보고자 계획된 것이므로, 마찰력에 끼치는 다른 기여요인을 최대한 배제하기 위해 결찰방식, testing machine의 이동에 따른 호선과 브라켓의 second order deflection, 그리고 호선자체의 모양에 따른 곡률반경의 차이를 최소화하였다.

이러한 실험디자인으로 실행한 각 호선의 최대운동마찰계수는 Fig. 10에 나타내었다. Sentalloy를 제외한 모든 호선에서 최대정지마찰계수가 통계적으로 유의성있게 증가하였다.

대조군을 서로 비교해보면, Sentalloy가 가장 큰 값을 나타내고, 스테인레스 스틸과 NiTi가 Sentalloy보다 약 1/2 정도로 나타나며, Optimalloy는 가장 적다.

각 호선마다의 마찰력차이의 원인으로 먼저 각 호선의 크기의 차이를 고려해 볼 수 있다. 모두 0.016 x 0.022 인치(0.406 x 0.559 mm) 호선이었지만, 각 제품은 마찰력 측정부위에서 서로 다른 크기를 나타낸다(Table 8). 그러나 호선을 재생한 후(T2)에는 10^{-3}mm 내에서 대조군(T0)과 측정치의 변화가 없어 재품내 군간의 크기차는 존재하지 않는 것으로 보인다.

Table 8에서 호선의 크기는 Sentalloy가 가장 컸으며, 스테인레스 스틸, NiTi 순이고 Optimalloy가 가장 작았다. 호선의 크기의 차이는 마찰력에 상당한 영향을 끼친다.

Frank[24]는 호선의 크기가 증가할수록 마찰력이 증가한다고 보고하였다. 단순히 호선의 크기와 마찰계수를 비교해보면, 호선의 크기가 클수록 마찰력이 크다는 보고와 일치하지만, 또 다른 변수들을 고려할 수 있다.

Table 5에서 표면거칠기(Ra와 Rq)를 보면, 대조군에서 NiTi와 Sentalloy의 표면거칠기가 가장 높다. 그리고 스테인레스 스틸 호선이 이들보다 약 1/10의 값을 보이며, 가장 표면이 매끄러운 Optimalloy는 1/18의 표면거칠기를 보인다. 이를 마찰계수와 비교해보면, Optimalloy의 경우 표면거칠기와 마찰계수 모두가 Sentalloy에 비해 각각 약 1/17, 1/18 정도 작아 서로 연관성이 있는 것처럼 보인다. 그러나, NiTi의 경우 표면거칠기가 Sentalloy와 거의 같은 값을 보이나, 마찰계수는 약 1/2의 값을 보이고 있다.

그러므로 서로 다른 제품간에는 마찰력에 영향을 끼치는 기여요인은 표면거칠기외에, 호선의 재질, 곡률반경의 차이, 견성, 표면의 편평도에 차이가 있으므로, 표면거칠기와 마찰계수의 상관관계를 결정짓기에는 부적절하다.

그러나, 서로 같은 제품의 호선을 재생 처리한 후의 마찰계수를 비교해 보면, 서로 다른 제품을 비교할 때와는 달리 많은 기여요인이 동일한 조건에서 비교를 할 수 있다. 모든 호선이 재생 처리후에 대조군보다 마찰계수가 증가하였으나, Sentalloy의 경우는 그 차이가 통계적으로 유의성이 없었다. NiTi, Optimalloy에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지만, Optimalloy의 재생후(T2)의 마찰계수는 31.91이고 NiTi의 경우는 재생후(T2)에 108.90로 Sentalloy의 대조군(T0) 값 137.03보다 각각 1/4.5, 1/1.5로 작은 값을 보인다. 즉 재생한 NiTi와 Optimalloy의 최대운동마찰계수가 대조군(시판상태)의 Sentalloy보다 작다. 그러므로 비록 NiTi와 Optimalloy의 최대운동마찰계수가 재생후에 통계적으로 유의성있게 증가하엿으나, 임상적으로 사용하는데 지장을 준다고 할 수는 없다.

이 결과는 표면거칠기(Ra와 Rq)에 대한 실험 결과와 경향이 유사하다. 같은 제품의 호선을 인공타액에 처리(T1)하고, 그 후에 가열증기멸균(T2)하여, 대조군과 비교한 것은 호선의 재질이나, 곡률반경, 크기의 변화가 없어 다른 기여요인을 최대한 배제한 채 표면거칠기와 마찰계수의 관계를 짐작할 수 있게 한다. 그 결과 표면거칠기가 증가함에 따라 마찰계수도 증가하는 양상을 이번 연구에서는 보였다. 이는 호선의 표면거칠기의 변화값이 마찰력에 변화에 유의성있는 영향을 미치지는 못한다는 Prososki[30], Kusy[31]의 연구와는 차이가 있으나, 타액, 치석, 치태에 의한 표면부식에 의해 브라켓과 호선과의 마찰력이 변한다는 Andreasen[16], Baker[14], Reiley[15]의 연구 결과와는 동일하다.

재생한 Sentalloy는 대조군과 인장실험시 물성, 표면거칠기(Ra와 Rq) 및 마찰계수의 변화가 없었다. NiTi와 Optimalloy는 인장실험시 물성의 변화는 없었고, 표면거칠기(Ra와 Rq), 마찰계수의 변화는 임상적으로 영향을 미칠 정도라고 할 수 없었다.

결론 및 요약

3가지 종류의 니켈-티타늄 호선(NiTi, Optimalloy, Sentalloy)과 스테인레스 스틸 호선(True Arch)을 처리전(T0: 대조군)과 인공타액에 4주간 처리한 군(T1), 그리고 인공타액 처리 후 가압증기멸균을 한 군(T2)으로 구분하여 각각 인장실험과 주사전자현미경과 3D profilogram에 의한 표면 거칠기의 변화와 마찰계수의 변화를 관찰한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 인장실험을 하여 최대인장강도, 연신율, 탄성계수를 관찰한 결과 모든 니켈-티타늄 호 선에서 재생과정 후에 대조군과 유의한 차이를 보이지 않았다($p<0.05$). 단 스테인레스 스틸 호선은 재생과정 후에 최대인장강도, 연신율, 탄성계수에서 통계적으로 유의한 변 화를 보였다($p<0.05$).
2. 주사전자현미경을 통한 관찰에서 재생후에 Sentalloy를 제외한 호선에서 표면의 점부식 (pitting)과 압흔(indentation)이 증가하였다.
3. 3D profilogram을 사용하여 관찰한 표면거칠기(Ra와 Rq)의 변화는, 재생과정 후에 Sentalloy는 통계적으로 유의한 차이가 없었다. NiTi, Optimalloy, 스테인레스 스틸 호선에서 통계적으로 유의하게 표면거칠기가 증가하였다.
4. 마찰력 실험에서는 최대운동마찰계수가 Sentalloy는 통계적으로 유의성이 없었다. NiTi, Optimalloy, 스테인레스 스틸호선은 통계적으로 유의하게 증가하였다.

그러나, NiTi, Optimalloy의 표면거칠기와 마찰계수의 변화는 임상적으로 영향을 미칠 정도는 아니며, 결과적으로 NiTi, Optimalloy, Sentalloy를 재생하면, 인

장실험시의 물성과 표면거칠기, 마찰계수의 변화는 임상적으로 사용하는데 문제가 없을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Andreasen GF, Morrow RE, Ackerman JL, Thomas PM, Tuloch JF. Contemporary otrhodontics, St. Louis, CV Mosby, 1986 : 248
2. Burstone CI, Goldberg JA. Beta Titanium : a new orthodontic alloy, Am. J. Orthod., 1980 : 77 : 121-132
3. Lopez I, Goldberg AJ, Burston CJ. Being characteristics of nitinol wire, Am. J. Orthod, 1979 : 75 : 142-51
4. Andreasen GF, Atha E., Fahl J. Arch leveling and alignment effectiveness of two types of wires, Quint. Int., 1984 : 15 : 49-57.
5. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, Am. J. Orthod., 1978 : 73 : 142-51.
6. Ackerman JL, Chanda LH, Creekmore TD, Meyer M, Nelson GD. Round table, nitinol wire, J. Clin. Orthod. 1978 : 12 : 479-85.
7. Buckthal JE, Mayhew MJ, Kusy RP, crawford JJ. Survey of sterilization and disinfection procedures, J. Clin. Orthod., 1986 : 20 : 759-65.
8. Harris EF, Newman SM, Nicholson JA. Nitinol arch wire in a simulated oral environment: change in mechanical properties, Am. J. Orthod., 1988 : 93 : 508-13.
9. Kapila S, Reichhold GW, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires, Am. J. Orthod., 1991 : 100 : 428-35.
10. Kapila S, Haugen JW, Watanabe L.G. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization, Am. J. Orthod., 1992 : 102 : 120-6.
11. Smith GA, von Fraunhofer JA, Casey GR. The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic wires, Am. J. Orthod., 1992 : 102 : 153-9.
12. Mayhew MJ, Kusy RB. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires, Am. J. Orthod., 1988 : 93 : 232-6.
13. Buckthal JE, Kusy RP. Effects of cold disinfectants on the mechanical properties and the surface topography of nickel titanium arch wires, Am. J. Orthod., 1988 : 94 : 117-22.
14. Baker KL. Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution, Am. J. Orthod., 1987 : 91 : 316-20.
15. Reiley JL, Garrett SG, Moon PC. Frictional forces of ligated plastic and metal edgewise brackets, J. Dent. Res., 1991 : 21 : 58A.
16. Andreasen GF, Queredo FR. Evaluation of frictional forces in the 0.022x0.028 edgewise bracket in vitro, J. Biomech., 1970 : 3 : 151-60.
17. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H. Frictional forces between bracket and arch wire, Am. J. Orthod., 1989 : 96 : 397-404.
18. Waters NE, Houston WJ, Stephens CD. The characterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth, Am. J. Orthod., 1981 : 79 : 373-89.
19. Honma T. Shape-memory alloy wire, 산업도서주식회사, 1984 : 64-67.
20. Okamoto Y, Hamanaka H, Miura F, Tamura H, Horikawa H. Reverse changes in yield stress and transformation temperature of a Ni-Ti alloy by alternative heat treatments, Scripta. Met., 1988 : 22 : 517-520.
21. Kapilla S, Sachdeva R. Machanical properties and clinical applications of orthodontics wires, Am. J. Orthod., 1989 : 96 : 100-9.
22. Huerter TJ, Nicoli RJ. On the mechanical behavior of recycled Nitinol orthodontic wire, St. Louis: Department of orthodontics, St. Louis Univ., 1980
23. Edie JW, Andreasen GF, Zaytoun MP. Surface corrosion of Nitinol and stainless steel under clinical conditions, Angle Orthod., 1981 : 51 : 312-24.
24. Sarkar NK, Redmond N, Schwaninger B, Goldbeg J. The chloride corrosion behavior of four orthodontic wires, J. Dent. Res., 1979 : 58A: 98.
25. Schwaninger B, Sarkar NK, Foster BE. Effect of long-term immersion corrosion on the flexual properties of Nitinol, Am. J. Orthod., 1982 : 82 : 45-9.
26. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study, Am. J. Orthod., 1990 : 97 : 219-28.
27. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire, Am. J. Orthod., 1980 : 78 : 593-609.
28. Nicolls J. Frictional forces in fixed orthodontic appliances, Dent. Prac. Dent. Res. 1967 : 18 : 362-6.
29. Peterson L, Spencer R, Andreasen GF. A comparison of frictional resistance for nitinol and stainless steel wire in edgewise brackets, Quintessence Int., 1982 : 13 : 563-71.

30. Prososki RR, Bagby MD, Erickson K. Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wires, Am. J. Orthod., 1991 : 100 : 341-8.

31. Kusy RP, Whitley JQ. Effect of surface roughness on frictional coefficients of arch wires, J. Dent. Res. 1988 : 1986 : 67A.

-ABSTRACT-

Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of Nickel-Titanium alloy wires

Sung-Ho Lee, Young-Il Chang

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to investigate the change of mechanical properties, surface topography and frictional force of various nickel titanium wires after recycling. Three types of nickel-titanium wires and one type of stainless steel wire were divided to three groups: as-received condition(T0:control group), treated in artificial saliva for four weeks(T1) and autoclaved after being treated in artificial saliva(T2). Some changes were observed for the selected mechanical properties in tensile test, surface topography by means of SEM and 3D profilogram, and frictional coefficient. The findings suggest that:

1. Nickel-titanium wires demonstrated no statistically significant differences in maximum tensile strength, elongation rate and modulus of elasticity, but stainless steel wire demonstrated statistically significant differences in maximum tensile strength, elongation rate and modulus of elasticity between the groups($p<0.05$).
2. NiTi, Optimalloy, Stainless Steel wires demonstrated increased pitting and corrosion in SEM finding.
3. Recycled NiTi, Optimalloy and stainless steel wires demonstrated significantly greater surface roughness(Ra and Rq) through 3D profilogram when compared with the control wires($p<0.05$), but Sentalloy didn't demonstrate significant difference.
4. Recycled NiTi, Optimalloy and stainless steel wires demonstrated significantly greater maximum frictional coefficient when compared with the control wires($P<0.05$), but Sentalloy didn't demonstrate significant difference.

The changes of surface roughness and frictional coefficient in NiTi and Optimalloy had no clinical implication. Consequently recycled nickel titanium wires demonstrated no clinical problem in tensile properties, surface topography and frictional coefficient.

KOREA. J. ORTHOD. 2000 ; 30 : 453-465

※ **Key words** : nickel-titanium wire, recycle, tensile properties, surface topography,