

피로하중에 의한 NITINOL의 기계적 성질의 변화

하국봉¹⁾ · 손우성²⁾

I. 서 론

Andreasen과 Hillman이¹⁾ nickel-titanium 합금을 교정 치료에 도입한 이후 교정의들은 nickel-titanium 합금이 지닌 두가지 특성 즉 초탄성과 형상 기억 효과에 많은 관심을 가지게 되었다. nickel-titanium 합금의 이러한 특성은 교정 치료시 지속적으로 적절한 교정력을 발휘하고 큰 작용 범위를 부여할 수 있어서 조직의 손상이나 환자의 불편감을 감소시켜주며 치아이동이 용이하게 일어나도록 한다.

Nickel-titanium 합금을 임상에 적용할 때 구강내에서 가해진 반복된 하중, 구강내의 다양한 온도 변이, 타액 침전에 의한 부식작용, 구강내 장착 시간등으로 인해 물리적 성질이 변화될 가능성이 있다. Burstone 등²⁾의 연구에서 보면 Nitinol은 22°C부터 60°C사이에서 별다른 변화를 보이지 않았으나 NiTi는 60°C에서 탄성력의 감소와 강도의 증가가 있었다고 보고하였다. Miura 등³⁾, Khier 등⁴⁾은 변태온도 이상의 고온에서 열처리 하였을 경우 nickel-titanium 선재의 물리적 성질의 저하를 볼 수 있었다고 하였다. Buckthal 등⁵⁾, Mayhew 등¹⁰⁾은 Nitinol과 Titanal을 반복 소독하여 실험한 결과 물성치 변화도 없었고 부식도 생기지 않았다고 보고하였다. Edie 등⁶⁾, Clinard 등⁷⁾, Sarkar 등⁸⁾, Schwaninger 등⁸⁾은

부식에 의한 선재의 물성치 변화는 관찰할 수 없었다고 하였다. 그러나 Harris 등¹¹⁾은 Nitinol선재를 구강 환경과 유사한 조건에서 일정 기간 보관한 후 기계적 성질을 측정하였더니 인장 강도가 감소하였는데 이것은 부식에 의한 것이라고 하여 부식에 의한 물성치 저하가 일어날 수 있다고 하였다.

Burstone 등²⁾은 응력이 가해진 시간이 증가함에 따라 Nitinol의 변형이 증가하나 임상적인 의의는 없다고 하였으며, Hudgins 등¹²⁾은 변형 자체가 거의 무시해도 좋을 만큼 아주 미세하게 일어난다고 하였다. 그러나 Harris 등¹¹⁾은 시간이 경과함에 따라 물성치의 감소를 보였다고 하였다.

정적인 하중으로 파괴를 일으키는 응력보다 훨씬 낮은 응력으로도 반복하여 하중을 가하면 결국은 재료가 파괴되는 현상을 피로 파괴라고 한다¹⁴⁾. 피로 파괴의 특징은 파괴 부분의 외형에 거의 변형을 일으키지 않는 취성 파괴를 보이는 것이다. 구강내에서 교정용 선재에 가해지는 저작압은 선재에 지속적인 피로를 부여한다. 이러한 피로에 의해 선재의 물리적인 성질이 변화할 수 있는데 굽힘력, 인장력, 연신율 등의 변화로 알아볼 수 있다.

구강내에서 사용된 nickel-titanium 합금의 상태를 보면 종종 영구 변형이 일어난 경우를 볼 수 있으나 이러한 변형의 한 원인 요소로서 생각되는 피로 하중에 의한 nickel-titanium 합금의 물성치 변화에 관해서는 규명되지 않았으므로 교정용 nickel-titanium 합금 선재에 반복된 피로 하중을 가하였을 때 피로

접수일 : 1993년 9월 1일

¹⁾ : 부산대학교 치과대학 교정학교실, 석사과정생

²⁾ : 부산대학교 치과대학 교정학교실, 조교수

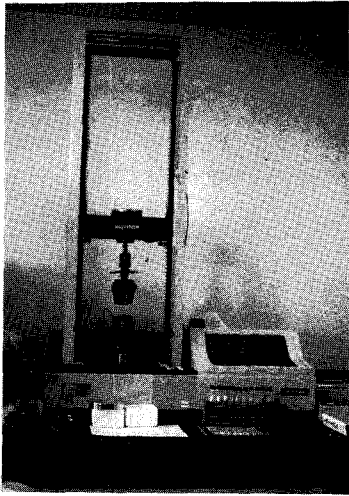


Fig 1. Universal testing Machine

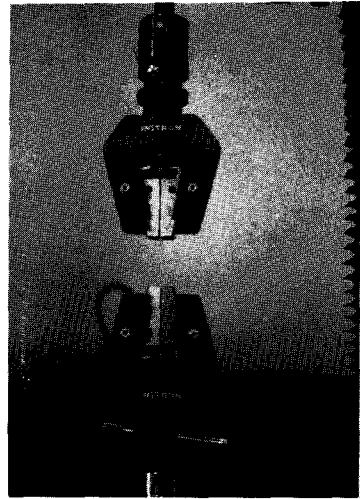


Fig 3. The diagram of tensile strength test apparatus

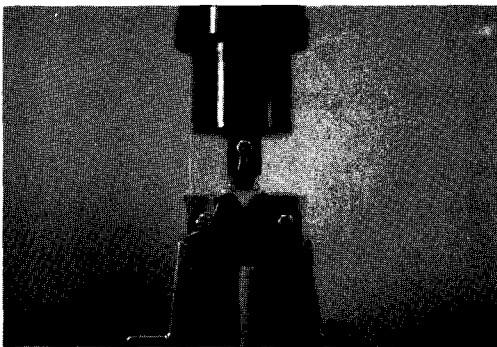


Fig 2. The diagram of three point bending test apparatus

하중이 선재의 초탄성과 형상 기억효과에 미치는 영향을 알아보기 위하여 본 연구를 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1) 연구재료

실험에 사용된 교정용 선재는 크기가 0.017 × 0.025 inch Nitinol(Unitek Co.) 선재를 직선 길이 40mm로 자른 후 시료로 사용하였다. 기존 상품 상태를 그대로 대조군으로 사용하였으며 실험군으로는 각기 다른 피로 횟수를 부여한 교정용 선재를 시료로 하고 각군의 시편 수는 4개로 하였다. 피로 하중의

부과는 만능 시험기(Instron 4301 : Instron Corp., England) (그림 1)를 사용하여 실시하였다.

피로 하중은 양 접촉점 사이의 거리를 14 mm로 고정하여 이 거리의 중점에서 10kg의 하중으로 2mm 굽힘 변형 시키는 삼점 굽힘 방법을 사용하고 이러한 피로를 계속 반복 시행하며 반복 횟수는 1만회, 2만회, 3만회, 4만회, 5만회, 10만회로 하였다. 피로하중을 가하는 만능 시험기의 cross head speed는 100 mm/min의 속도로 왕복시켰으며 상온에서 실험하였다.

2) 피로 하중의 측정

피로 하중의 측정은 만능 시험기를 사용하여 계측하였다. 계측 항목은 Miura 등³⁾이 Nitinol의 하중 변형 특성을 알아 보기위해 고안한 삼점 굽힘 시험과 인장 강도 시험을 시행하였다. 삼점 굽힘 시험은 피로 하중을 가하는 방법과 같은 조건으로 하되 cross head speed를 달리하였다. 만능 시험기의 cross head speed를 0.5mm/min의 속도로 하방이동하여 선재가 2mm 변형될 때까지 움직인 다음 cross head의 이동 방향을 바꾸어 상방으로 향하게 하고 0.5mm/min의 동일한 속도

Table 1. Loading and unloading forces(gm) at 0.2mm intervals of deflection for 0.017×0.025 inch Nitinol according to fatigue cycle

Deflection (mm)	0		1×10 ⁴		2×10 ⁴		3×10 ⁴		4×10 ⁴		5×10 ⁴		10×10 ⁴	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Loading														
0.0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
0.2	37.25	1.71	41.25	4.92	44.25	2.21	46.75	2.62	47.25	5.50	52.40	4.69	54.75	2.75
0.4	89.25	1.71	94.75	5.31	97.25	3.10	99.75	2.06	101.25	3.86	105.75	4.57	110.25	3.30
0.6	144.00	2.00	151.20	6.13	154.25	2.99	157.25	1.71	158.75	2.62	160.50	4.04	164.50	8.06
0.8	203.00	3.56	210.50	7.32	216.00	3.74	216.00	1.41	217.50	3.11	219.75	7.54	224.00	6.05
1.0	263.50	3.87	273.25	8.81	278.00	6.16	278.25	2.06	280.50	4.51	284.75	9.39	289.25	16.07
1.2	323.50	5.32	335.75	9.95	339.25	5.12	340.00	1.41	355.25	3.86	360.00	11.46	365.25	31.98
1.4	383.75	5.73	396.75	13.82	403.00	9.27	407.75	3.09	427.75	4.65	429.75	11.47	433.75	32.98
1.6	441.75	10.21	457.00	16.91	467.50	15.02	476.00	2.16	494.75	6.02	498.50	10.75	500.50	38.30
1.8	501.00	11.17	510.75	16.84	528.25	14.59	537.50	3.87	557.25	287	564.75	12.36	579.75	32.00
2.0	560.25	12.97	572.00	14.35	579.25	21.93	602.00**	8.83	620.00**	7.61	640.25**	19.41	679.50***	26.00
Unloading														
1.8	475.00	9.06	487.00	15.64	489.25	15.95	511.75	5.31	523.25	7.46	530.25	9.50	545.75	24.11
1.6	405.00	9.84	403.50	19.90	409.75	13.12	425.00	5.09	439.75	7.41	439.25	5.12	452.50	19.82
1.4	321.00	7.79	331.00	13.24	331.50	14.48	352.25	5.37	371.00	6.06	380.00	6.73	391.25	22.12
1.2	259.00	8.60	267.25	12.68	269.75	9.98	285.75	6.39	304.25	3.77	309.50	5.91	316.25	18.26
1.0	200.25	5.74	208.50	9.67	215.00	9.90	228.75	5.05	244.75	3.69	250.25	4.92	265.25	14.63
0.8	148.50	5.97	154.50	8.43	154.75	8.62	172.75	4.99	187.25	3.59	189.25	5.74	195.25	11.98
0.6	98.75	5.38	105.75	7.68	105.50	7.42	122.00	4.24	132.25	3.59	139.50	6.55	142.00	7.78
0.4	54.75	5.05	60.25	5.85	61.50	4.80	77.75	3.30	85.25	2.87	90.00	8.91	94.75	4.92
0.2	13.50	4.20	18.50	5.07	20.00	4.54	35.75	3.86	39.75	3.77	39.50	9.26	43.50	3.11
0.0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00

* P<0.01

** P<0.05

*** P<0.001

로 하중이 소실되는 시점까지 이동하여 하중이 가해질 때와 하중이 가해지지 않을 때의 변화를 0.2mm위로 계측하였다(그림 2).

인장 강도 시험은 500kg의 load cell을 사용하여 계측하였으며(그림 3) cross head speed는 1mm/min으로 선재에 파절이 일어날 때 까지 하중을 가하여 파절이 일어나는 순간의 인장 강도와 선재의 길이 변화 정도 즉 연신율을 측정하였다.

대조군과 실험군의 결과 비교는 t-test로

검정하였으며 삼점 굽힘 시험에서는 최대 굽힘 부위인 2mm 지점에서 하중 만을 비교 검정하였다.

3) 피로 파면 관찰

인장 시험 후 파면 양상을 관찰하기 위해 주사전자 현미경(HITACHI S-2300, Japan)을 사용하여 accelerating voltage를 20kV로 두고 1,000배 확대하여 대조군과 10만번 피로 부

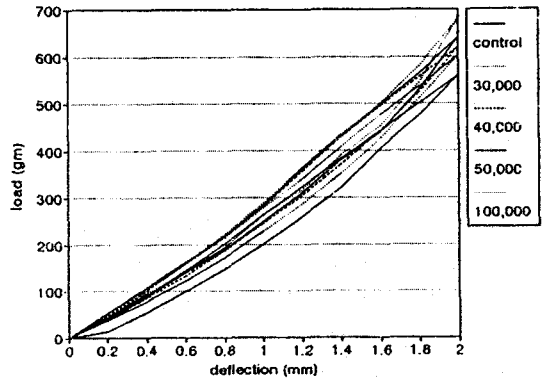
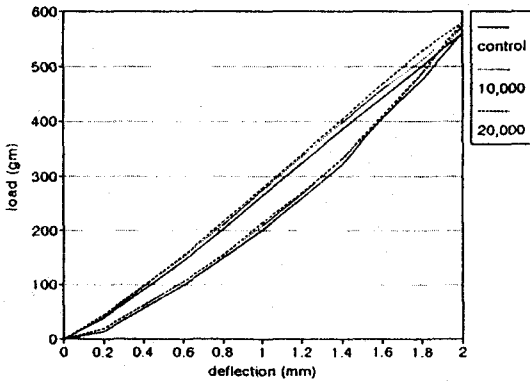


Fig 4. Load-deflection diagram of three point bending test specimens (a), (b).

여한 군의 인장 파면을 비교 관찰하였다.

III. 연구 성적

1) 삼점 굽힘 시험

피로 하중을 가한 0.017×0.025 inch Nitinol 선재의 삼점 굽힘 시험 결과는 표 1, 그림 4와 같다.

삼점 굽힘 시험에서 최대 변형 부위인 2mm 지점에서 하중의 변화를 살펴보면 대조군이 평균 560.25gm이나 피로 횟수가 증가할수록 하중이 증가하는 경향을 보여 1×10⁵번의 피로를 부여한 실험군에서는 679.5gm으로 21.28%의 하중 증가를 보였다. 3만번의 피로를 부여한 군에서부터 대조군과 실험군의 차이가 유의성있게 나타났다.

2) 인장 강도 시험

피로 하중을 가한 0.017×0.025 inch Nitinol 선재의 인장 강도는 표 2, 그림 5와 같다.

인장 강도는 대조군이 평균 44.28kg을 나타내었으며 10만번 피로를 부여한 실험군에서 41.89kg으로 5% 감소를 보여 피로 횟수가 증가할수록 강도가 감소하는 경향을 보였다. 5만번 피로를 부여한 군에서 부터 대조군과 통계적으로 유의할만한 차이를 보였다.

Table 2. Tensile strength according to fatigue cycle

fatigue cycle	Strength(kg/cm ²)	
	Mean	SD
0	44.28	0.39
1×10 ⁴	44.14	0.14
2×10 ⁴	43.83	0.73
3×10 ⁴	44.06	0.65
4×10 ⁴	43.56	0.65
5×10 ⁴	43.12*	0.71
1×10 ⁵	41.89**	0.62

* P<0.01

** P<0.05

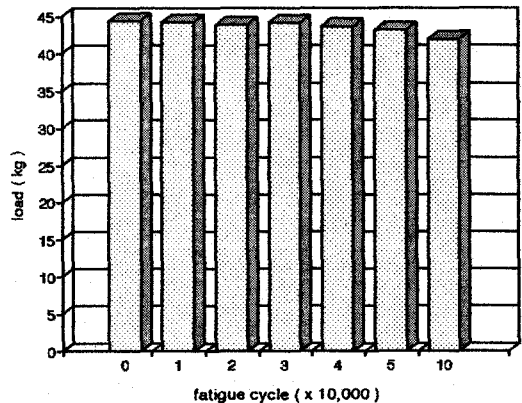


Fig 5. Tensile strength test diagram of specimens according to fatigue cycle.

Table 3. Elongation according to fatigue cycle

fatigue cycle	elongation(%)	SD
0	12.85	0.99
1×10 ⁴	12.65	1.75
2×10 ⁴	12.57	0.89
3×10 ⁴	11.89	0.66
4×10 ⁴	11.31	0.76
5×10 ⁴	10.96*	0.44
1×10 ⁵	10.89*	0.32

* P<0.01

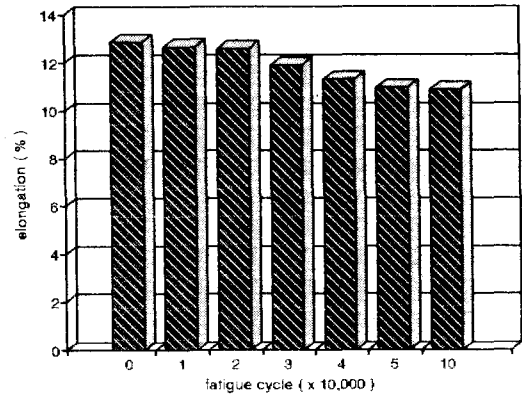


Fig 6. Elongation diagram of specimens according to fatigue cycle.

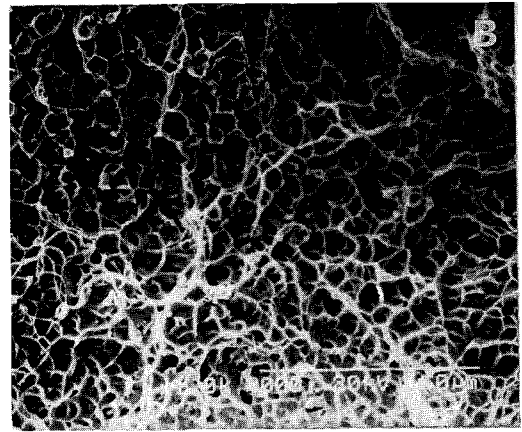
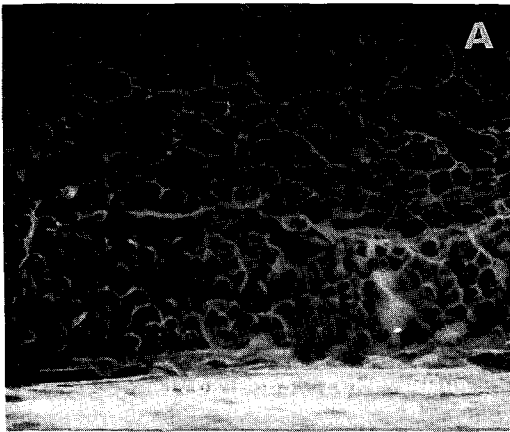


Fig 7. SEM micrographs in fracture site after tensile strength test ; (a) control group, (b) 1×10⁵ fatigue cycle group.

3) 연신율

피로 하중을 가한 0.017×0.025 inch Nitinol 선재의 연신율은 표 3, 그림 6 과 같다.

연신율은 대조군이 12.85%였으나 10만번 피로를 부여한 실험군에서는 10.89%로 15% 정도 감소하여 피로 횟수가 증가할수록 연신율이 감소하는 경향을 보였다. 대조군과 실험군 간에 통계적으로 유의한 차이는 5만 번에서 부터 나타났다.

4) 피로 파면 관찰

대조군과 10만번 피로를 부여한 군에서의 피로 파면을 주사 전자 현미경으로 관찰하였다(그림 7). 대조군에서는 다소 평활한 시료면과 약간의 dimple들이 혼재되어 있는 양상을 보이나, 10만번 정도의 피로 하중을 받은 시료면은 많은 dimple들이 형성되어 있었고 이러한 dimple들의 경계면을 따라 입계 파괴의 양상을 관찰할 수 있었다.

IV. 고 안

Titanium은 내식성이 우수하고 강도가 크고 가볍고(밀도 4.5gm/cc) 용융점(1688°C)이 높은 금속이다. 공업용 nickel-titanium alloy의 조성은 55% 니켈과 45% titanium으로 되어 있으며 교정용 nickel-titanium alloy는 1.6%의 cobalt가 첨가되어 있다¹⁴⁾.

Nitinol의 가장 큰 장점은 탄력성과 유연성이 좋은 것으로 stainless steel 선재나 betatitanium alloy보다 회복 에너지가 크다¹²⁾. 이로 인해 임상에서 치료 시간이 단축되며 다른 선재에 비해 일정한 교정력을 지속적으로 발휘한다. 이런 효과는 선재를 원하는 형태로 만든 후 고온 열처리를 하면 얻어지게 된다. 그 후 냉각시키면 선재는 일정한 변형 한계 내에서 변화하게 되며 변태 온도 이상으로 가열하게 되면 원래의 형태를 회복하게 된다. Nitinol의 변태 온도는 42-82°C로 변형된 상태에서 원 상태로 회복하는 변화는 Nitinol의 martensite phase에서 austenite phase로 변화되는 것이 포함된다¹⁷⁾.

이러한 Nitinol의 특징이 나타나게 되는 원리는 각 상마다 자유에너지의 차이에 따라 상 변태가 일어나서 결정 구조가 달라지면 금속의 여러가지 특성도 달라지게 되는데 있다. 형상기억 합금도 상 변태를 하는데 저온에서는 martensite라고 하는 결정 구조를 가지고 있지만 일정한 변태 온도가 되면 열역학적으로 더 안정한 austenite라고 하는 결정 구조로 바뀌게 된다. 이와 같이 결정 구조가 다르기 때문에 변태 온도 이상과 이하에서 각각 재료를 변형시킬 때 원자들의 이동 방법에 차이가 있게 된다.

austenite결정 구조에서는 외력이 가해지면 슬립면을 따라 원자들간의 결합이 끊어지면서 서로 엇갈리게 되어 다시 원래의 상태로 돌아가지 못하므로 영구 소성 변형이 된다. 그러나 martensite결정 구조에서는 원자들간의 결합이 끊어지지 않고 원자들의 전체 위치가 그대로 이동하게 된다. 이러한 변형을

쌍정(twin)변형이라고 하는데 이것은 마치 어느 한 면을 거울면인 것처럼 하여 변형후 양측의 결정이 서로 쌍둥이처럼 대칭적으로 되기 때문이다. 쌍정 변형이 일어난 합금의 온도를 변태점 이상으로 올리면 상 변태에 의해 결정 구조가 다시 austenite 구조로 바뀌게 되면서 변형전의 원래 상태로 되돌아가게 된다. 형상 기억 합금의 변태는 상당히 빠른 속도로 일어나는데 그것은 무확산 변태(diffusionless transformation)이기 때문이다. 일반적인 상 변태에서는 새로운 상이 형성될 때 원자들의 확산과 재배열에 의해 핵생성과 성장이 일어나므로 시간이 걸리지만 무확산 변태에서는 원자들 간의 결합이 끊어지는 일이 없어 구성 원자들 간의 상대적인 위치가 그대로 유지되면서 격자 전체가 이동해 버리므로 아주 빠른 시간내에 상변환이 일어나버리는 것이다^{16,18-20)}.

구강내에서 교정용 선재에 작용하는 피로 하중의 특징은 교합력이 교정용 선재에 수직 방향으로 계속 반복하여 작용하는 것이다. 피로 하중을 가하는 방법에는 전단 피로 하중을 가하는 방법과 인장 피로 하중을 가하는 방법, 비틀림 하중을 가하는 방법이 있는데 실험 방법은 이러한 구강내 상태와 유사한 반복 굽힘시험을 시행하였다. Reynold²¹⁾는 저작시 브라켓에 전달되는 힘의 범위가 4.5 내지 12kg이라고 하였으며 장과 이²²⁾의 연구에 의하면 브라켓의 전단 접착 강도는 평균 10kg로 나타났다. Coreil 등²³⁾은 브라켓의 전단 접착 강도는 7-12kg정도라고 하였다. 그러므로 구강내에서 저작압이 브라켓 또는 교정용 선재에 작용되는 상황과 유사한 10kg의 하중을 선택하여 피로 횟수를 증가시켰다. 이등¹⁵⁾은 하루 평균 저작 횟수가 1,800회라고 하였으므로 10만번은 약 3개월정도 되는데 이 기간에 상응하는 횟수 동안 선재의 변화 정도를 관찰해 보았다.

선재의 굽힘 변형 범위를 2mm로 하는 것은 Nitinol의 경우 가공 경화된 선재로서 영구 변형이 일어날 수 있다. Miura 등²⁴⁾은 40도

굽혔을 경우 약 15~20도 정도의 영구 변형을 보인다고 하였으며 Khier 등⁴⁾은 Nitinol에 90도 굽힘 변형을 가했을 경우 40도 정도의 영구 변형을 볼 수 있었다고 하였다. Burstone 등²⁾도 영구 변형이 일어난다고 보고하였다. 따라서 이러한 영구 변형이 일어나게 되면 지속적인 피로를 가할 수가 없으므로 영구 변형 이하의 범위에서 피로 하중을 가하여야 선재에 지속적인 피로를 부여할 수가 있다. 두 접촉점 사이의 거리가 14mm인 상태에서 2mm 굽힘 변형을 시키면 약 34도의 각도가 생기게 되어 이 이상 변형을 가할 경우 선재 자체에 영구 변형이 생기게 된다.

삼점 굽힘 시험에서 2mm 굽힘 변형을 가했을 때 대조군이 평균 560gm의 하중을 나타냈는데 이는 Kapila 등²⁵⁾이 측정하여 보고한 970gm보다 낮게 나타났다. 이는 Kapila 등²⁵⁾은 Nitinol을 브라켓에 elastic module로 결합하여 측정하는데 반하여 본 실험에서는 결합하지 않은 상태에서 행하였으므로 브라켓과 선재 사이의 마찰력에 의한 힘의 차이로 인해 이러한 결과가 나온 것으로 추정된다. Prosocki 등²⁶⁾, Tidy 등²⁷⁾, Kusy 등²⁸⁾은 Nitinol의 경우 마찰력이 600gm을 조금 넘는 것으로 발표하였는데 이 실험에서는 4개의 브라켓을 사용하여 측정하였으므로 두개의 브라켓을 사용한 Kapila 등²⁴⁾ 실험과 연관지어 생각하면 마찰력이 반 정도로 되어 본 실험의 결과와 유사한 수치가 나오게 된다. 삼점 굽힘 시험 결과에서 피로 사이클의 증가에 의한 하중의 증가가 나타나는 것은 피로에 의해 냉간 가공 효과가 나타나 쌍정 경계가 불분명해지며 고밀도 전위가 도입되는 것으로 사료된다.^{16,19,20)}

인장 강도 시험에서는 대조군이 평균 44.14으로 Buckthal⁹⁾, Mayhew¹⁰⁾등의 연구 결과와 유사하였다. 피로 사이클이 증가함에 따라 인장 강도는 평균 44.14kg에서 41.89kg로 약 5% 정도의 감소를 보였다. 이는 외부에서 가해지는 피로 하중에 의해 선재내부에서 shear-like mechanism에 의해 martensitic transfor-

mation이 형성되어서 strength의 감소를 유발한 것으로 추측된다.²⁹⁾

연신율은 대조군이 12.85%의 연신율을 보여 Buckthal⁹⁾, Mayhew¹⁰⁾등의 연구 결과인 12-16%와 유사한 결과를 보였다. 연신율도 피로 사이클이 증가함에 따라 10.89%로 감소하여 15%의 감소를 보였는데 이는 인장 강도의 감소와 같은 이유에 의한 것으로 추정된다.

이러한 사실은 주사전자현미경으로 피로 파면을 관찰했을 때 피로 하중을 가하지 않은 대조군에서는 얇은 dimple을 형성하는 입내 파괴의 양상을 보이나 피로가 증가할수록 고밀도 전위의 도입에 의해 선재 내부에서 shear-like mechanism에 의한 martensitic transformation이 형성되고 dimple들의 합체에 의한 입계 부위에 응력이 집중하여 입계 파괴를 나타내는 취성 파괴 양상이 나타나는 것으로 보아 알 수 있다.

Ricketts³⁰⁾는 치아 이동시 적절한 교정력은 100-150gm/cm²로 전치 또는 구치를 근원심 혹은 순설측으로 이동시킬 때 약 40-180gm 정도의 힘이 필요하다고 하였다. Proffit³¹⁾는 적절한 치아 교정력은 15-150gm이라 하였다. 이를 고려해 보면 피로 사이클의 증가에 의해 굽힘 변형시 강도가 증가하고 인장 강도, 연신율에서 기계적 성질의 감소가 보이거나 이런 결과는 임상적으로 치아 이동에 영향을 미칠 수 있을 정도의 힘의 변동이 생기지는 않는 것으로 추정된다. 따라서 소독에 의한 Nitinol의 물성치 저하가 일어나지 않고^{9,10)}, 타액내 침전에 의한 부식이 일어나지 않는 점⁵⁻⁹⁾, 장착 시간의 증가에 따른 Nitinol의 영구 변형이 거의 일어나지 않는 점^{11,12,21)}등으로 미루어 볼 때 구강내에서 Nitinol의 사용에 의한 Nitinol의 영구 변형은 초기 장착시 Nitinol의 변형 정도가 영구 변형을 유발할 정도로 많이 굽혀지지 않으면 일어나지 않는 것으로 볼 수 있다.

V. 결 론

Nitinol은 현재 임상에서 많이 사용하는 재료로 초탄성과 형상기억효과를 지니고 있으나 임상적으로 사용할 때 변형이 일어나는 것을 볼 수 있다. 피로하중이 Nitinol의 변형에 미치는 영향을 규명하기 위하여 0.017×0.025 Nitinol에 반복 피로 하중을 가하여 삼점굽힘 시험에서의 하중, 인장 강도, 연신율을 측정하고 주사 전자 현미경으로 피로 파면을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 삼점 굽힘 시험에서 선재의 굽힘 변형력은 피로 횟수가 증가할수록 증가하였다.
2. 피로 횟수가 증가될수록 Nitinol선재의 인장 강도, 연신율은 감소하였다.
3. 주사 전자 현미경 사진에서 피로 횟수가 증가할수록 취성 파괴 양상이 증가하였다.

REFERENCE

1. Andreasen, G. F., Hillamn, T. B. : An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics, *J. Am. Dent. Assoc.*, 92 : 1373-1375, 1971.
2. Burstone, C. J., Qin, B., and Morton, Y. J. : Chinese NiTi wire-A new orthodontic alloy, *Am. J. Orthod.*, 87 : 445-452, 1985.
3. Miura, F., Mogi, M., Ohura, Y., and Hamanaka, H. : The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics, *Am. J. Orthod.*, 90 : 1-10, 1986.
4. Khier, S. E., Brantley, W. A., and Fournelle, R. A. : Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires, *Am. J. Orthod.*, 99 : 310-318, 1991.
5. Sarkar, N. K., Redmond, N., Schwaninger, B., and Goldberg, J. : The chloride corrosion behavior of four orthodontic wire, *J. Dent. Res.*, 58 : 98, 1979.
6. Edie, J. W., Andreasen, G. F., and Zaytoun, M. P. : Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions, *Angle Orthod.*, 51 : 39-324, 1981.
7. Clinard, K., vonFraunhofer, J. A., and Kufnec, M. M. : The corrosion susceptibility of modern orthodontic spring wires, *J. Dent. Res.*, 60 : 628, 1981.
8. Schwaninger, B., Sarkar, N. K., and Foster, B. E. : Effect of long-term immersion corrosion on the flexural properties of nitinol, *Am. J. Orthod.*, 82 : 45-49, 1982.
9. Buckthal, J. E., Kusy, R. P. : Effects of cole disinfectants on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wire, *Am. J. Orthod.*, 94 : 117-122, 1988.
10. Mayhew, M. J., Kusy, R. P. : Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wire, *Am. J. Orthod.*, 93 : 232-236, 1988.
11. Harris, E., Newman, S. M., and Nicholson, J. A. : Nitinol arch wire in a simulated oral environment : Changes in mechanical properties, *Am. J. Orthod.*, 93 : 508-513, 1988.
12. Hudgins, J., Bagby, M. D., and Erickson, L. C. : The effect on long term deflection on permanent deformation of Nickel-Titanium arch wires, *Angle Orthod.*, 60 : 283-288, 1989.
13. Lopez, I., Goldberg, J., and Burstone, C. J. : Bending characteristics of nitinol wire, *Am. J. Orthod.*, 75 : 569-575, 1979.
14. 양 훈영, 김 수영 : 금속 재료학 1판. p. 105-107. 문운당 1984.
15. 이 승우 등 : 구강 진단학 3판 p. 536-551 고문사. 1983.
16. 허 주열, 김 상주 : TiNi 형상 기억 합금에서 항온 열처리 가 변태 및 기계적 성질에 미치는 영향, 대한 금속학회지. 23 : 888-896, 1985.
17. Hurst, C. L., Duncanson, Jr., M. G., Nanda, R. S., and Angolkar, P. V. : An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires, *Am. J. Orthod.*, 98 : 72-76, 1990.
18. 한 광현, 이 상신, 김 정우, 이 덕훈 : 니켈-티타늄 형상 기억 합금의 특성과 응용, 대한 금속학회 회보 : 36-41, 1991.
19. 이 오연, 천 병선, 남궁 정, 조 광희 : Ti-Ni-Cu 형상 기억 합금의 상변태 및 열 사이클에 의한 피로 특성, 대한 금속학회지. 27 : 103-112, 1989.
20. 홍 성원, 임 병희, 이 오원 : Ti-Ni-B 형상 기억합금의 상변태 및 열피로 특성, 대한 금속학회지. 28 : 743-751, 1990.
21. Reynold, I. R. : A review of direct orthodontic bonding, *Br. J. Orthod.*, 2 : 171-178, 1975.
22. 장 영일, 이승진 : 광중합 접착제로 접착된 금속 브라켓의 전단 접착 강도에 관한 연구, 대치 교지. 22 : 289-298, 1992.
23. Coreil, M. N., McInnes-Ledoux, P., Ledoux, W. R., and Weinberg, R. : Shear bond strength of four orthodontic bonding systems, *Am. J. Orthod.*, 97 : 126-29, 1990.
24. Miura, F., Mogi, M., and Okamoto, Y. : New application of superelastic niti rectangular wire, *J. Clin. Orthod.*, 24 : 544-548, 1990.

25. Kapila, S., Reicuhold, G. W., Andreasen, R. C., and Watanabe, L. G. : Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires, *Am. J. Orthod.*, 100 : 428-435, 1991.
26. Prosski, R. R., Bagby, M., and Erickson, L. C. : Static frictional force and surface roughness of nickel-titanium arch wire, *Am. J. Orthod.*, 100 : 341-348, 1991.
27. Tidy, D. C. : Frictional forces in fixed appliances, *Am. J. Orthod.*, 96 : 249-254, 1989.
28. Kusy, R. P., Whitley, J. Q., Mayhew, M. J., and Buckthal, J. E. : Surface roughness of orthodontic arch wires via laser spectroscopy, *Angle Orthod.*, 58 : 33-45, 1988.
29. Otsuka, K., Shimizu, K. : Pseudoelasticity and shape memory effects in alloys, *International Metals Reviews*. 31 : 94-114, 1986.
30. Ricketts, R. M., Bench, R. W., Gugino, C. F., Hilgers, J. J., and Schulhof, R. J. : Bioprogressive therapy p. 93-109. *Rockey mountain orthodontics*, 1979.
31. Proffit, W. R. : Contemporary orthodontics p. 236 The C. V. Mosby company, 1986.

- ABSTRACT -

CHANGE OF MECHANICAL PROPERTIES IN NITINOL BY FATIGUE LOAD

Kook-Bong Ha, D.D.S., Woo-Sung Shon, D.D.S., M.S.D., Ph. D.

Department of Dentistry, Graduate School, Pusan National University

Nitinol wires are now widely used in the orthodontic field because of their unique shape memory effect and superelasticity. But sometimes Nitinol wires are deformed in clinical use. Fatigue load is possible cause of Nitinol deformation. To determine the effect of fatigue load to the mechanical properties of Nitinol, various fatigue cycle (1×10^4 , 2×10^4 , 3×10^4 , 4×10^4 , 5×10^4 , 1×10^5) were applied to 0.017×0.025 inch Nitinol.

The results obtained were as follows ;

1. Applied load increased as fatigue cycle increased in three point bending test.
2. Maximum tensile strength and elongation decreased as fatigue cycle increased.
3. In SEM, brittle fracture pattern was increased when fatigue cycle increased.

KOREA J. ORTHOD 1993 ; 23(4) : 725-734.

Key words : Nitinol, fatigue load