

변환요소에 따른 LOOPED WIRE의 탄성 변화에 관한 연구

나 용 인¹⁾ · 김 상 철²⁾

Canine retraction spring과 같은 looped wire에서, 각 변환요소에 따라 변하는 탄성 정도를 알아보기 위하여, wire의 재료, 굵기, loop에 소요된 길이, loop의 모양, gabling의 여부 등 5가지의 변환요소를 설정하여, 각 wire activation시의 탄성을 range, force, stiffness등의 면에서 알아보려고 하였다. wire의 재료적인 면에서 Hi-T (Unitek Co.)와 blue Elgiloy (Rocky Mountain Orthodontics)를 선택하였으며, 굵기로는 .016" × .022" 와 .018" × .025"를 선택하였다. loop 자체에 소요된 wire 길이를 15mm와 20mm의 두가지로, loop의 모양을 vertical open loop과 vertical closed loop의 두가지로, gabling의 양을 0° 와 30° 의 두가지로 하여 각각 제작하였다. 따라서 wire의 재료와 굵기, loop의 길이와 모양, gabling의 5가지 변환요소에 따라 32개군으로 구분되었으며, 각 군의 시료수는 8개씩으로, 총 256개의 시료를 대상으로 하였다. Instron(4202, Instron Co, USA)을 사용하여 각 시료의 하중변형곡선을 얻었으며 elastic limit에서의 하중과 변형을 측정하고, 그때의 stiffness(force/range)를 산출하여, ANOVA 등의 통계처리로 32개군 간의 상관성을 조사하였다. 그 결과 wire의 재료, 굵기, loop의 길이, 모양, gabling 모두가 looped wire의 하중 변형도에 유의한 영향을 미치는 것을 관찰할 수 있었으며, 탄성범위에서의 force는 Hi-T, .016" × .022", loop 길이 20mm, open loop, non-gable군에서 가장 적었으며, blue Elgiloy, .018" × .025", loop 길이 15mm, closed loop, non-gable군에서 가장 컸다. 탄성범위에서의 range는 Hi-T, .018" × .025", loop길이 15mm, open loop, non-gable군이 가장 적었으며, Hi-T, .016" × .022", loop 길이 20mm, closed loop, gable군에서 가장 컸다. 또한 Looped wire의 탄성에 가장 큰 영향을 미치는 변환요소는 loop의 모양과 길이였으며, gabling의 영향이 가장 적었다.

(주요단어 : 하중변형곡선, 탄성, looped wire)

I. 서 론

교정용 wire를 이용한 전치부의 견인시, attachment, 적용되는 force의 양, force control, anchorage factors 등에 따라 여러 술식들이 임상에 적용되고 있다^{5,15)}.

이러한 치아의 견인은, 발치증례에서의 발치공간이나 비발치증례에서 치료중에 발생한 공간의 폐쇄를 그 목적으로 하고 있으며, 이에 대한 술식은 크게 friction system과 frictionless system으로 대별할 수 있으며, friction system의 경우, bracket slot과 wire 사이의 마찰력에 의해 치아이동이 원활하지 못하거

나, 구치부의 근심이동이 발생할 수 있고, 상하적인 치아의 조절이 불가능하고, 전치가 정출되기 쉽다. 반면, frictionless system은 continuous archwire나 sectional archwire내에 loop를 부가함으로써 영구변형없이 적절한 교정력을 창출할 수 있으며, gabling에 의한 moment의 부여로 치아의 치체이동(bodily movement) 또한 가능하다^{4,6,19)}.

치아와 주위조직에 별 부작용없이 신속한 치아이동을 도모하기 위해서는 optimal force의 적용이 필요 한데, 이는 적으면서도 지속적으로 유지되는 교정력(light continuous force)을 의미한다^{9,20)}. optimal force가 발휘되도록 하기 위해서는 교정용 wire에 있어서의 stiffness의 감소, range의 증가가 필요하다. 즉, wire의 하중변형율의 감소가 필요하다.

¹⁾원광대학교 치과대학 치과교정학교실

²⁾원광대학교 치과대학 치과교정학교실, 부교수

한편, 이상적인 치아이동 효과를 얻기 위해서는, 약한 교정력뿐 아니라 전체 arch wire에 일정한 강도 (rigidity)가 요구되므로, 이 두가지 상반요소를 해결하는 하나의 방법으로, loop을 부가하여 interbracket span내의 wire소요길이를 증가시키는 방법을 고안하게 되었으며²⁾, 이렇게 형성된 loop을 activation했을 때 발휘되는 spring의 효과로, 치아이동을 기할 수 있게 되었다.

looped wire의 탄성에 영향을 미치는 요소들로는, wire의 재료적 성질, wire의 굵기, loop에 소요된 wire의 길이, loop의 모양, wire bending의 양상등을 들 수 있다^{3,7,13,19,23,30)}.

이들 변환요소들이 looped wire의 탄성 변화에 미치는 영향에 대해서, Asgharnia와 Brantley³⁾, Burs-tone과 Goldberg⁷⁾, Kapila와 Sachdeva²³⁾, Kusy²³⁾, 이²⁾는 wire의 재료와 굵기에 의한 영향에 대해 연구하였고, Baeten⁴⁾, Burstone과 Koenig⁶⁾, Chaconas¹⁵⁾, Mahler와 Goodwin²⁵⁾, Stoner³⁰⁾, Williams등³³⁾, 김¹⁾, 이²⁾는 loop의 모양에 의한 영향에 대해 연구하였으며, Baeten⁴⁾, Chaconas¹⁵⁾, 김¹⁾은 각기 다른 실험방법을 통해 gabling의 영향에 대해 연구하였다. 그러나 이러한 연구들은 각기 다른 변환요소를 설정하여 연구함으로써 탄성에 영향을 주는 변환요소들 간의 상관성에 대한 연구가 미흡한 것으로 사료되며, 실험결과에 있어서도 다소의 불일치를 보이고 있다.

이에 본 연구에서는 canine retraction spring과 같은 looped wire에서, 각 변환요소에 따른 탄성변화를 알아보기 위하여, wire의 재료, 굵기, loop에 소요된 길이, loop의 모양, gabling의 여부 등 5가지의 변환요소를 설정하여, 각 wire activation시의 탄성을 range, force, stiffness등의 면에서 알아보아, 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

A. 연구 재료

Looped wire의 탄성에 영향을 미칠 수 있다고 생각되는 wire의 재료, wire 굵기, loop자체에 소요되는 wire길이, loop의 모양, gabling 등의 5가지 변환요소를 설정하였으며, 각 요소에 대해 2가지씩의 경우를 채택, 총32군의 시료를 준비하였다.

실험에 사용된 wire의 재료로는 임상교정에서 전치부 견인에 주로 사용되는 rectangular wire중, Hi-T(Unitek Co.)와 blue Elgiloy(Rocky Mountain Orthodontics)를 선택하였으며, wire 굵기로는 .018" slot appliance에서 주로 사용되는 .016"×.022"와 .022" slot appliance에서 주로 사용되는 .018"×.025"를 선택하였다.

이렇게 채택된 4종류의 wire에 대해 loop자체에 소요된 wire길이를 15mm와 20mm의 두가지로, loop의 모양을 vertical open loop과 vertical closed loop의 두가지로, gabling의 개입여부를 0°와 30°의 두가지로 하여 각각 제작하였다 (Fig 1,2)

결국, wire의 재료, wire의 굵기, loop의 길이, loop의 모양, gabling의 5가지 변환요소에 따라 32개군으로 구분되었으며, 각 군의 시료수는 8개씩으로, 총 256개의 시료를 제작하였다.

각 시료에서 loop는 중앙에 위치시키고, 양쪽 arm은 동일하게 15mm씩으로 하였으며, Instron의 jig point에 걸 수 있도록 양쪽 끝에 고리를 형성하였다.

시료의 제작시, wire bending에 따른 오차를 최소화하기 위해, 각 loop의 모양과 loop의 길이에 따라 4가지의 jig를 제작하였으며, Rocky Mountain사의 loop forming plier와 Dentaurum사의 Tweed three

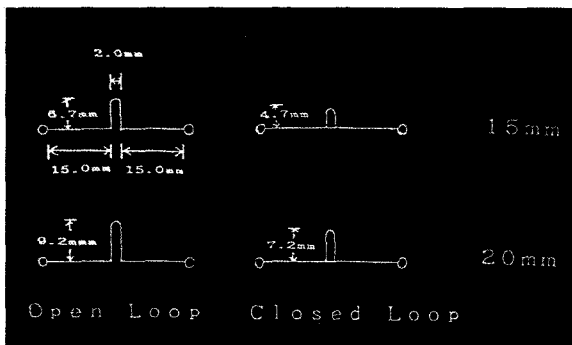


Fig.1. Loop configuration and loop length

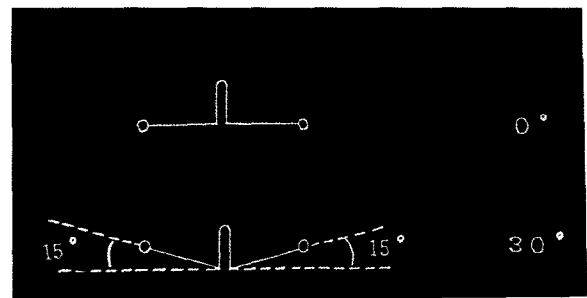


Fig.2. Incorporation of gable bend

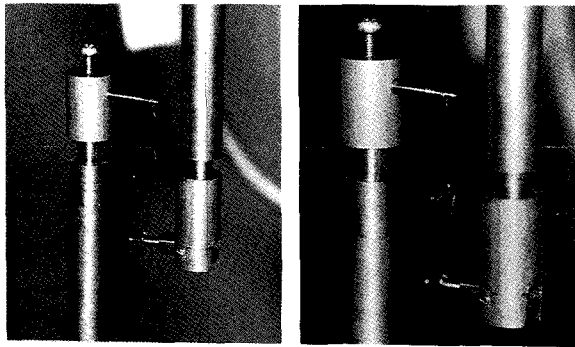


Fig. 3. Looped wires, activated in Instron

step loop forming plier를 함께 이용하여 동일한 술자가 동일한 방법으로 제작하였다

Hi-T는 제작후 그대로 실험에 사용하였으며, blue Elgiloy는 Furnace (Kerr, SYBRON 666)에서 Rocky Mountain사가 제시한 적정 열처리 조건인 900 °F의 온도로 7분간 열처리한후 실험에 사용하였다.

B. 연구 방법

20kg단위의 compression load cell이 부착된 Instron(4202, Instron Co, USA)에서 tensile force를 측정하기 위해 새로이 고안하여 제작한 jig를 부착하고, jig의 상하 point에 시료의 양쪽 고리를 걸어, 분당 5.0mm의 crosshead speed로 activation하였으며, X-Y recoder에서 분당 50mm(10:1)의 chart speed로 실험결과를 출력하였다(Fig 3).

각 시료에 대한 activation은 yield point를 넘어선 6.0mm 이상까지 시행하였으며, 그로부터 획득한 하중변형곡선에서 변형 0.5mm를 단위로 6.0mm일때까지의 force를 측정했다. 그 측정치들의 8개 시료에서의 평균치를 통해 32개의 평균 graph를 얻었다. 또한 각 시료의 하중변형곡선에서, elastic limit에서의 하중을 force로, 변형을 range로 측정하고, 그때의 stiffness(force/range)를 산출하였으며, ANOVA (Analysis of Variance)를 포함한 통계처리를 거쳐, 32개군 간의 관계를 조사하였다.

III. 연구 성적

32개군의 평균 하중변형관계를 나타내는 하중변형곡선을 관계있는 것끼리 조합하여 Fig 4-6에서 보였다.

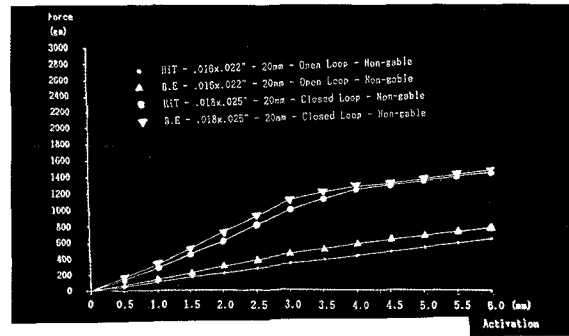


Fig. 4. Effects of material and loop configuration on load-deflection curve

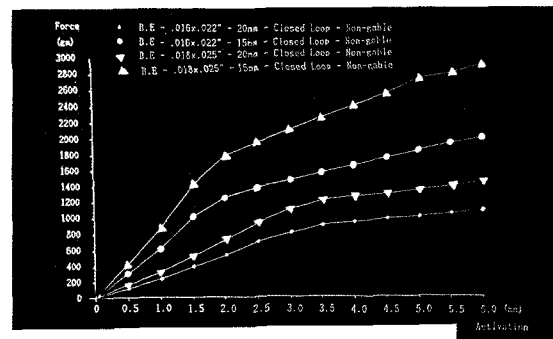


Fig.5. Effects of wire size and loop length on load-deflection curve

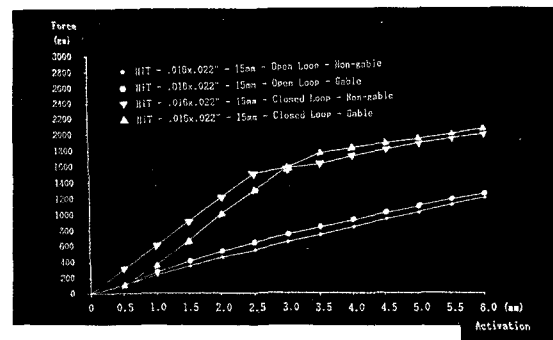


Fig. 6. Effects of gabling and loop configuration on load-deflection curve

하중변형관계에서, 32개 각 군간에는 뚜렷한 차를 볼 수 있었는데, blue Elgiloy가 Hi-T보다 전반적으로 더 큰 힘을 보였으며 (Fig. 4), .016" × .022" wire보다 더 굵은 .018" × .025" wire가 더 큰 힘을 나타내

였고(Fig. 5), loop길이 15mm가 loop길이 20mm보다 2배 정도의 힘을 나타내었다. 또한, loop의 모양에 있어서는 closed loop이 open loop보다 2배이상의 힘을 나타냈으며 (Fig. 6), gabling의 효과에 있어서는, loop 길이 15mm, closed loop군에서 초기 1.5-2.5mm 변형시에는 gable군이 non-gable군보다 힘이 적다가

그 이상 변형시에는 gable군이 더 큰 양상을 보이는 것이 특징적이며 그 이외의 군에서는, gable군이 보다 큰 힘을 나타내었다(Fig. 6).

임상적으로 유의한 범위인 elastic limit에서의 force, range, stiffness 측정치의 각 군별 평균값과 표준편차는 Table 1, 2, 3과 같다.

Table 1. Forces in Elastic limit(gm)

MATERIAL Wire Size	15mm				20mm				
	Open loop		Closed loop		Open loop		Closed loop		
	Non-G	G	Non-G	G	Non-G	G	Non-G	G	
Hi-T	.016×.022	403.75±74.11	410.56±28.72	1401.88±44.79	1259.38±67.15	243.25±20.07	258.13±50.68	866.88±53.44	995.00±32.79
	.018×.025	395.00±41.92	527.00±28.84	1413.75±29.13	1462.50±71.20	434.38±22.28	356.88±37.83	1041.88±45.75	1190.00±48.86
blue Elgiloy	.016×.022	504.38±21.86	679.38±26.27	1159.38±27.78	1356.25±93.40	425.00±19.53	432.50±58.15	784.38±7.68	1006.88±35.17
	.018×.025	671.88±40.23	1015.00±54.14	1546.25±55.21	1006.25±51.22	576.25±24.33	642.50±36.40	1094.38±37.12	1313.13±59.94

Table 2. Ranges in Elastic limit(mm)

MATERIAL Wire Size	15mm				20mm				
	Open loop		Closed loop		Open loop		Closed loop		
	Non-G	G	Non-G	G	Non-G	G	Non-G	G	
Hi-T	.016×.022	1.83±0.19	1.56±0.09	2.24±0.09	2.35±0.10	2.26±0.36	1.70±0.36	3.66±0.34	3.99±0.12
	.018×.025	1.24±0.13	1.41±0.11	1.74±0.05	2.26±0.09	2.66±0.21	1.58±0.16	3.08±0.12	3.30±0.15
blue Elgiloy	.016×.022	1.69±0.08	2.01±0.15	1.71±0.09	2.06±0.12	2.79±0.17	2.28±0.30	2.80±0.09	3.39±0.17
	.018×.025	1.56±0.07	2.18±0.20	1.71±0.11	2.00±0.15	2.85±0.17	2.33±0.19	2.93±0.10	2.98±0.19

Table 3. Stiffness in Elastic limit(gm/mm)

MATERIAL Wire Size	15mm				20mm				
	Open loop		Closed loop		Open loop		Closed loop		
	Non-G	G	Non-G	G	Non-G	G	Non-G	G	
Hi-T	.016×.022	221.23±26.64	263.93±8.80	626.54±24.28	539.90±36.87	107.73±5.75	151.84±4.29	236.69±9.96	249.53±10.58
	.018×.025	319.19±13.21	373.10±13.48	813.67±25.60	647.12±27.05	163.15±5.98	226.59±12.95	338.82±12.76	360.61±14.90
blue Elgiloy	.016×.022	298.89±4.47	337.58±23.67	677.01±21.81	657.58±25.86	152.47±6.14	190.11±9.77	280.13±7.50	297.23±11.31
	.018×.025	430.00±17.03	466.67±27.62	902.92±61.42	903.13±48.36	202.19±11.49	276.34±12.01	374.15±19.72	441.39±18.87

가장 적은 force를 나타내는 군은 Hi-T, .016" × .022", loop길이 20mm, open loop, non-gable군이었으며, 가장 큰 force를 나타내는 군은 blue Elgiloy, .018" × .025", loop길이 15mm, closed loop, non-gable군이였다(Table 1).

가장 적은 range를 보인 군은 Hi-T, .018" × .025", loop길이 15mm, open loop, non-gable군이었으며, 가장 큰 range를 보인 군은 Hi-T, .016" × .022", loop길이 20mm, closed loop, gable군이였다 (Table 2).

Elastic limit에서의 force, range, stiffness의 각 군간의 차이를 ANOVA를 이용하여 알아본 결과, force ($p < 0.001$)와 range ($p < 0.05$)는 유의한 차이를 보였으나, stiffness는 군 간에 유의한 차이가 없었다 (Table 4).

이들 차이를 좀 더 구체적으로 알아보기 위해 multiple classification analysis를 하여본 바, force에서는 loop모양 (0.84), loop길이 (0.32)의 순으로, range에서는 loop길이 (0.69), loop모양 (0.38)의 순으로, 군간의 차이에 영향을 미쳤다. 전체적으로 보아, looped wire로 부터 창출되는 탄성에는 loop의 모양과 loop의 길이가 가장 큰 영향을 미치는 변수임을 보여 주었으며, wire의 재료와 굵기는 비교적 적은 영향을 미쳤고, gabling의 효과는 미미함을 보였다(Table 4).

IV. 총괄 및 고찰

치아 견인시, 효과적이고 신속한 치아이동을 위해서는 적절한 양의 force와 적절한 force의 분포가 매우 중요하며, 따라서 light continuous한 optimal force의 적용과 적절한 moment-to-force ratio의 적용이 필요하다^{4,20)}.

Burstone¹²⁾, Hixon 등²¹⁾, Nikolai²⁶⁾ 등은 optimal

force에 대해 정의하기를 최소의 조직 손상과 최적의 조직반응을 일으키면서 임상적인 discomfort는 거의 없이 빠른 치아이동을 도모할 수 있는 force라 하였으며, 그 양에 대해서는 의견이 분분한데, Storey와 Smith³¹⁾는 하악견치 견인시 150-200gm, Burstone과 Groves⁸⁾는 simple tipping시 50-70gm, Jarabak²²⁾은 28-110gm의 force가 필요하다고 주장하였고, Reitan²⁸⁾은 교정 초기에는 25 - 40gm이 필요하며 견치의 치체 이동에 250gm의 force가 필요하다고 주장하였고, Hixon²¹⁾은 과다한 힘의 적용시, 골세포와 치주인대의 생화학적 활성을 변화시켜 치아이동율이 감소한다고 주장하였다.

한편, 발치증례에서 발치공간의 폐쇄를 위한 치아 견인시, loop의 전후방 arm에 gable bend를 형성하므로 moment를 부가하여야 하는데⁴⁾, 이러한 moment에 의해 치근을 적절히 조절하지 못할 경우, Slichter²⁹⁾는 경사이동을 유발하여 치근막의 초자양 변성을 증가시킨다고 하였으며, Hixon²¹⁾은 치조경 bluting을 초래한다고 주장한 반면, Fortin¹⁸⁾, 김¹⁾은 적절한 moment-to-force ratio가 치아에 가해지면 치조골에 균일한 분포의 골흡수가 일어난다고 보고하였다.

이렇듯, 효과적인 치아이동을 위해서는 적절한 force의 양, 적절한 force의 적용기간, 적절한 force의 분포 등 갖추어져야 하며, 이들에는 wire의 재료, 굵기, loop의 길이, loop의 모양, gabling의 정도 등이 관여하는 것으로 보여진다. 그 중, wire의 재료에 의한 영향에 대해, Asgharnia와 Brantley³⁾, Burstone과 Goldberg⁷⁾, Kapila와 Sachdeva²³⁾, Kusy²⁴⁾는 임상에서 주로 많이 사용되는 4종류의 wire (Stainless steel, cobalt-chromium-nickel(Elgiloy), nitinol, beta-titanium)에 대해 실험하여, Burstone은 maximum

Table 4. ANOVA and Multiple classification analysis in Force, Range, Stiffness

		Force	Range	Stiffness
F-value in 5-way interactions		14.88***	4.13*	0.001-
Multiple R ²		0.909	0.647	0.877
ETA	material	0.14	0.04	0.17
	wire size	0.24	0.17	0.29
	loop length	0.32	0.69	0.64
	configuration	0.84	0.38	0.60
	gable bend	0.13	0.02	0.05

*** P<0.001, * P<0.05, - not significant

bending moment가 stainless steel, beta-titanium, nitinol의 순으로 크며, springback은 역순으로 크게 나타났다고 보고하였으며, Kapila와 Kusy는 stainless steel과 열처리된 cobalt-chromium-nickel (Elgiloy)는 기계적성질이 유사하다고 주장하였으며, 이²⁾는 stainless steel과 cobalt-chromium-nickel (Elgiloy)의 2가지 재료에 대해 실험한 결과, Elgiloy가 stainless steel보다 하중변형도가 다소 크게 나타난 것으로 보고하고 있는데, 본 실험결과, 재료적 요소가 looped wire의 탄성에 미치는 영향은 미약하나, 하중변형율에 있어서 blue Elgiloy가 Hi-T보다 다소 크게 나타난 것으로 보아 일치된 결과를 얻은 것으로 사료된다.

또한, nitinol은 formability가 적으므로 loop형성이 거의 어려운 반면, stainless steel, Elgiloy, beta-titanium(TMA)은 canine retraction spring과 같은 looped wire의 형성이 가능하나, 실제 임상에서는 beta-titanium(TMA)은 경제성의 결여로 인해 활용이 여의치 못하여, stainless steel과 cobalt-chromium-nickel(Elgiloy)이 주로 사용되므로 본 실험에서도 이 두가지 재료를 실험재료로 선택하였다.

wire의 굵기가 looped wire의 탄성에 미치는 영향에 대해, Asgharnia와 Brantley³⁾, Chaconas 등¹⁵⁾, Kusy²⁴⁾, 이²⁾등이 실험한 결과, 직경이 더 큰 wire일수록 하중변형도가 더 크다고 보고하였는데, 본 실험에서도 같은 결과를 얻었다.

loop자체에 소요된 wire 길이의 영향에 대해 실험한, Burstone⁶⁾, Caputo 등¹⁴⁾, Chaconas 등¹⁵⁾, Mahler와 Goodwin²⁵⁾은 wire의 소요길이를 증가시킨 closed loop이나 helix loop은 하중변형율을 감소시킨다고 주장하였으며, 본 실험결과에서도, loop 길이 15mm에서보다 loop 길이 20mm에서 거의 반 정도의 적은 하중변형율을 나타냈다. 반면, 이²⁾는 loop형성군이 직선군에 비해 하중변형도가 증가한다는 상반된 결과를 보고하였으며, bending시의 잔유응력에 의한 효과라고 설명하고 있다.

loop의 모양이 looped wire의 탄성에 미치는 영향에 대해 Burstone과 Koenig⁹⁾, Chaconas등¹⁵⁾, Mahler와 Goodwin²⁵⁾, Stoner³⁰⁾, William등³³⁾, 김¹⁾, 이²⁾가 실험한 결과, 모든 변환요소들 중에서 가장 큰 영향을 미친다고 보고하였는데, 본 실험결과도 같은 결론을 얻었으며, closed loop은 open loop보다 2배 이상의 하중변형율을 창출하였다.

looped wire의 임상적 적용을 위해, Burstone¹⁰⁾은

beta-titanium alloy (TMA)를 이용하여, .017"×.025" base arch에 .018" round T-loop을 전기용접한 canine retraction spring을 개발하였고, Gjessing¹⁹⁾은 .016"×.022" stainless steel wire를 이용하여, 견치 견인을 위한 double helical ovoid loop을 개발하여, 각 loop으로 부터 창출되는 load-deflection rate와 moment-to-force ratio를 제시함으로써, 그 looped wire의 우수성을 주장하였다.

looped wire에서 moment의 부여를 위한 gabling의 영향에 대해, Baeten⁴⁾은 임상에서 자주 사용되는 3종의 canine retraction spring의 antitip moment-to-force ratio에 대해 광탄성실험을 통해 조사하였으며, 김¹⁾은 T-loop과 closed vertical loop with helix의 두가지 loop형태에 대해, 4가지의 유한요소법을 통해 실험한 결과, gabling을 증가시키면 moment-to-force ratio가 증가하며 하중변형율도 증가한다고 보고하였고, Chaconas 등은 4가지 색의 wire 굵기와 loop형태에 대해 4가지의 gabling을 부여한 canine retraction spring에 대한 2차원 모델을 이용한 tensile test결과, gabling의 증가에 따라 activation force가 closed vertical loop에서는 감소하고, double helix를 가진 closed vertical loop에서는 증가하며, 단일 helix를 가진 closed vertical loop에서는 거의 변화가 없다고 보고하였는데, 본 실험에서도 15mm loop length의 closed vertical loop에서, 초기 1.5-2.5mm activation시에는 gable군이 non-gable군보다 하중변형율이 적게 나타나다가, 그 이상 activation 시에는 closed vertical loop의 horizontal leg이 서로 교차되어 있어 closing tendency를 유발하므로 적은 하중변형율을 나타낸다고 설명하고 있다.

elastic limit에서의 range와 force는 각 군 간에 유의한 차이를 보였으나, range와 force에 의해 산출된 stiffness는 각 군간에 유의한 차이를 나타내지 못했다.

그러나 5가지 변환요소들의 설명도르 나타내는 Multiple R²에서는 force, range, stiffness 각각이 90.9%, 64.7%, 87.7%로 높은 수치를 나타냈으며, 이러한 looped wire의 탄성에는 loop의 모양과 소요길이가 가장 큰 영향을 미치는 것을 알 수 있었으며, gabling의 영향이 가장 적음을 알 수 있었다.

Kapila와 Sachdeva²³⁾와 Chaconas등¹⁵⁾은 하중변형곡선에서의 stiffness에 대해 언급하기를, 낮은 하중변형도를 갖는 loop은 force의 변화가 적어, 일정한

힘을 제공하고, 정확한 힘의 설정이 용이하다고 하였고, Burstone¹³⁾은 자신의 "Variable modulus orthodontic"이라는 개념을 통해 교정장치의 전반적인 stiffness(S)는 wire stiffness(Ws)와 design stiffness(As)의 복합에 의해 나타난다고 하였으며($S = Ws \times As$), design stiffness(As)는 interbracket span이나 wire내에 loop이나 coil을 부가함으로써 좌우된다고 하였고, wire stiffness(Ws)는 cross-sectional stiffness(Cs)나 material stiffness (Ms)의 변화에 의해 좌우된다고 역설하였다 ($Ws = Cs \times Ms$).

즉, 전반적인 교정장치의 stiffness는 장치의 design, wire의 굵기, 교정용 wire자체의 탄성율에 의해 결정된다고 하였다.

종합적인 면에서, Croome¹⁶⁾과 Gjessing¹⁹⁾은 전치 원심이동을 위한 장치가 갖추어야 할 요구조건을 제시하였고, Kapila와 Sachdeva²³⁾는 임상적으로 유용한 교정용 wire의 요구조건을 제안하였으며, Kusy²⁴⁾는 교정용 wire의 선택시, 물리적 특성, 경제성 임상적 유용성을 고려하여야 한다고 하였는데, 본 연구에서도 이와 비슷한 결론을 유추할 수 있으리라 보인다. looped wire에서 발휘되는 역학체계에는 여러 요소들이 복합적으로 작용하므로, 이들 요소들 간의 상관성에 대한 철저한 이해를 바탕으로 wire를 선택, 제작하여야 한다고 사료된다.

V. 결 론

전치부 견인을 위한 looped wire의 탄성에 영향을 주는 요소를 파악하기 위해, wire의 재료, 굵기, loop의 길이, loop의 모양, gabbling 등 5가지의 변환 요소를 설정하여, 총 32개군의 looped wire들의 탄성을 비교한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. wire의 재료, 굵기, loop의 길이, 모양, gabbling 모두가 looped wire의 하중변형도에 유의한 영향을 미쳤다.
2. 탄성범위에서의 force는, 가장 적은 군이 Hi-T, .016" × .022", loop 길이 20mm, open loop, non-gable군이었으며, 가장 큰 군은 blue Elgiloy, .018" × .025", loop 길이 15mm, closed loop, non-gable군이었다.
3. 탄성범위에서의 range는, 가장 적은 군이 Hi-T, .018" × .025", loop 길이 15mm, open loop, non-gable군이었으며, 가장 큰 군은 Hi-T, .016" ×

.022", loop 길이 20mm, closed loop, gable군이었다.

4. Looped wire의 탄성에 가장 큰 영향을 미치는 변환요소는 loop의 모양과 길이였으며, gabbling의 영향이 가장 적었다.

참 고 문 헌

1. 김영원 : 전치 원심이동시의 초기변화에 관한 유한요소법적 연구, 대한치과교정학회지, 18 ; 25-53, 1988.
2. 이용국 : Looped wire의 하중변형도와 열처리에 의한 변화, 대한치과교정학회지, 16 : 133-143, 1986.
3. Asgharnia, M.K., Brantley, W.A. : Comparison of bending and tension test for orthodontic wires, Am.J. Orthod, 89 : 228-236, 1986.
4. Baeten, L.R. : Canine retraction: A photoelastic study, Am.J.Orthod, 67 : 11-23, 1975.
5. Boester, C.H., Johnston, L.E. : A clinical investigation of the concept of differential and optimal force in canine retraction, Angle Orthod, 44 : 113-119, 1974.
6. Burstone, C.J., Koenig, H.A. : Optimizing anterior and canine retraction, Am.J.Orthod, 70 : 1-19, 1976.
7. Burstone, C.J., Goldberg, A.J. : Maximum force and deflections from orthodontic appliance, Am.J.Orthod, 84 : 95-103, 1983.
8. Burstone, C.J., Groves, M.H., Jr : Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement, J.Dent.Res, 39 : 695, 1960.
9. Burstone, C.J., Koenig, H.A. : Disassociation in the rectangular loop, J.Dent.Res, 63 : 258, 1984.
10. Burstone, C.J. : The segmented arch approach to space closure, Am.J.Orthod, 82 : 361-378, 1982.
11. Burstone, C.J. : The mechanism of the segmented arch technique, Angle Orthod, 36 : 99-120, 1966.
12. Burstone, C.J. : The biomechanics of tooth movement, Vitas in Orthodontics, Philadelphia. Lea & Febiger, 202-214, 1962.
13. Burstone, C.J. : Variable-modulus orthodontics, Am.J. Orthod, 80 : 1-16, 1981.
14. Caputo, A.A., and et. al. : Photoelastic visualization of orthodontic force during canine retraction, Am.J. Orthod, 65 : 250-259, 1974.
15. Chaconas, S.J., Caputo, A.A., Hayashi, R.K. : Effect of wire size, loop configuration, and gabbling on canine retraction springs, Am.J.Orthod, 65 : 58-66, 1974.
16. Croome, C. : The principles and application of translatory cuspid retraction, Angle Orthod, 33 : 258-266, 1963.
17. Fillmore, G.H., Tomlinson, J.L. : Heat treatment of cobalt-chromium alloys of various tempers, Angle Orthod, 49 : 126-179, 1979.

18. Fortin, J. : Translation of premolars in dog by controlling the moment-to-force ratio, *Am.J.Orthod*, 59 : 541-551, 1971.
19. Gjessing, Poul. : Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring, *Am.J.Orthod*, 87 : 353-362, 1985.
20. Graber, T.M., Swain, B.F. ; Current orthodontic concepts and techniques, 2nd edition, 240-242, Philadelphia, N.B, Saunders. Co, 1975.
21. Hixon, E.H., Atikian, H., Callow, G.H., McDonald, H.W., Tacy, R.J. : Optimal force, differential force and anchorage, *Am.J.Orthod*, 5 : 437-457, 1969.
22. Jarabak, J.R. ; Development of a treatment plan in the light of one's concept of treatment objectives, *Am.J. Orthod*, 46 : 481-514, 1960.
23. Kapila, Sunil., Sachdeva, Rohit. : Mechanical properties and clinical application of orthodontic wires, *Am.J. Orthod*, 96 : 100-109, 1989.
24. Kusy, R.P. : Effect of composition and crosssection on the elastic properties of orthodontic wires, *Angle Orthod*, 51 : 325-340, 1981.
25. Mahler, D.B., Goodwin, L. : An Evaluation of small diameter orthodontic wires, *Angle Orthod*, 37 : 13-17, 1967.
26. Nikolai, R.J. : On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction, *Am.J.Orthod*, 68 : 290-302, 1975.
27. Paulson, R.C., Speidel, T.M., Isaacson, R.J. : A lamina-graphic study of cuspid retraction versus molar anchorage loss, *Angle Orthod*, 40 : 20-27, 1970.
28. Reitan, Kaare. : Some factors determining the evaluation of forces in orthodontic, *Am.J.Orthod*, 43 : 32-45, 1957.
29. Sleichter, C.G. : A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces, *Angle Orthod*, 41 : 66-75, 1971.
30. Stoner, M.M. : Force control in clinical practice, *Am. J.Orthod*, 46 : 163-185, 1960.
31. Storey, E., Smith, R. : The importance of force in orthodontics, *Aust. J. Dent*, 56 : 291-304, 1952.
32. Thuro, R.C. : *Edgewise Orthodontics*, St.Louis, The C. V Mosby Company, 1972.
33. Williams, B.R., Caputo, A.A., Chaconas, S.J. : Orthodontic effect Of loop design and heat treat, *Angle Orthod*, 48 : 235-239, 1978.

-ABSTRACT-

A STUDY ON THE CHANGES OF THE ELASTIC PROPERTIES IN LOOPED WIRES BY VARIABLE FACTORS

Yong-In Na, D.D.S., Sang-Cheol Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to evaluate and compare the effect of the variable factors of wire on the elastic properties of looped rectangular wire.

Five variable factors were presented - material(Hi-T, blue Elgiloy), wire size(.016" × .022", .018" × .025"), loop length(15mm, 20mm), loop configuration(open loop, closed loop), gabling (non-gable, gable). So, the total 256 specimens were divided into 32 groups, and each of those was pulled on Instron testing machine.

The load-deflection curve of each wire was obtained, from which force, range in elastic limit, and stiffness were computed and analyzed statistically.

The results were obtained as follows :

1. All of the variable factors - wire material, size, loop length, loop configuration, and gabling - took a significant effect on load-deflection rate of looped wire.

2. The force at elastic limit was the smallest in the group of Hi-T, .016"x.022", 20mm loop length, open loop, non-gable, and the largest in the group of blue Elgiloy, .018"x.025", 15mm loop length, closed loop, non-gable.
3. The range at elastic limit was the smallest in the group of Hi-T, .018"x.025", 15mm loop length, open loop, non-gable, and the largest in the group of HI-T, .016"x.022", 20mm loop length, closed loop, gable.
4. Loop configuration and loop length were the most effective factors on the elastic properties of looped wires, and gabling was the least effective.

KOREA. J. ORTHOD. 1995 ; 25 : 263-271

※Key words : load-deflection curve, elasticity, looped wire