

교정용 선재의 TORQUE 효과에 관한 연구

임정현¹⁾ · 김상철²⁾

I. 서 론

심미적 안모와 안정된 교합을 이루기 위해서 발치를 동반한 치료가 임상교정에 도입되었으며¹⁾, 이로인해 발생된 공간을 폐쇄하기 위한 방법을 다음과 같이 두가지로 대별할 수 있다. 즉 호선을 따라 치아를 이동시키는 frictional system과 호선에 공간 폐쇄용 loop를 형성하여 치아를 이동시키는 non-frictional system이다²⁻⁵⁾. 두 방법 모두 적절한 방향으로의 효율적인 치아 이동에 관심이 모아진다.

치아의 견인시, 교정력은 치아의 저항 중심으로부터 벗어난 곳에 적용되기 때문에 적절한 치아 이동을 위해서는 어느정도의 moment의 적용이 필요하게 되는데, 이는 교정력의 크기와 moment의 적용 양에 따라 치아 이동 양상이 다양하게 변화되기 때문이다. 즉, 치체이동, 치근이동, 경사이동으로의 변화가 가능하게 된다⁶⁾. 따라서 종례에 따라 치아 이동 양상을 선택해야하고 선택한 치아이동을 이루기 위해서는 필요한 힘의 크기와 moment의 양을 알아야 한다.

moment의 발생은 각진 교정용 선재를 비틀어 bracket의 slot에 삽입함으로써 이루어 진다. 이러한 효과를 torque효과라 할 수 있고, 이는 교정용 선재의 종류와 선재의 굽기에 따라 달라지게 된다¹⁾.

접수일 : 1994년 1월 1일

¹⁾ : 원광대학교 치과대학 교정학교실, 대학원과정

²⁾ : 원광대학교 치과대학 교정학교실, 부교수

torque효과에 대한 연구로서, Kusy⁷⁾는 Stainless steel을 기준으로 하여 Nitinol과 TMA에 대한 torque효과의 상대적 비율을 연구하였고, Dellinger⁸⁾와 Alexander⁹⁾는 브라켓 slot과 교정용 선재 간에서의 effective torque을 갖기 위한 비틀림양을 측정하였고, Kusy와 Greenberg¹⁰⁾는 흙과 비틀림하에서의 여러 종류의 교정용 선재의 strength, stiffness, range의 크기에 대해, Andreasen과 Morrow¹¹⁾는 stainless steel과 Nitinol의 선재를 비틀어서 각도 변화에 따른 moment양을 측정하였고, Drake 등¹²⁾은 stainless steel과 TMA, Nitinol의 선재를 비틀어서 각도 변화에 따른 moment의 크기와 복원력에 대해서 연구하였다. Larson 등¹³⁾은 torsional yield strength에 대한 연구를 하였다. Wainright¹⁴⁾는 치아에 torque를 가하여 치근 이동을 시켰을 때 치근 단부위와 골조직의 생체 반응에 대해서, Fortin¹⁵⁾은 치관에서 moment와 힘의 비율 조절로 치체이동이 가능한가와 치체 이동시 생체 반응에 대해 연구한 바 있다.

이와 같이 여러 교정용 선재를 비틀었을 때의 여러 물리적 특성에 대해서 알려져 있으나, 이들 실험은 재료들간의 특성 비교와 재료들간에서 torque의 상대적인 크기 비교에 대한 연구였고, 측정된 torque양의 절대 크기 또한 임상에 적용시키기에는 적절하지가 않았다.

이에 본 연구에서는 임상에 가까운 조건을 설정한 후, 여러 종류의 교정용 선재를 비틀어 torque양의 변화시에 각도를 측정, 통계처리하여

재료간의 차이를 비교하였고, 각 선재에서 각도의 변화시에 torque가 변화하는 양상을 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

모두 10종의 교정용 선재를 대상으로 하였다. 재료적인 면에서 stainless steel (UNITEC, Hi-T), Cobalt-chromium alloy (DENTAURUM, Blue-Elgiloy), Beta-titanium (ORMCO, T-MA), Nickel-Titanium (ORMCO,Nitinol), Heat treated Cobalt-chromium (DENTAURUM,Blue-Elgiloy)* 의 5가지이며, 굽기 면에서는 0.017 X 0.025,와 0.016 X 0.022의 2가지 였다. 각 선재군에서의 시편은 5개씩 이었다.

* Furnace(Kerr SYBRON 666)에서 900° F로 7분간 열처리 한뒤 실험에 사용.

2. 연구 방법

선재의 비틀림에 따른 torque효과를 알아보기 위해 20Kg단위의 compression load cell이 부착된 Instron(model 4202, Instron Co. USA)을 사용하였다. 전치부 브라켓간 거리가 통상 13mm인 구강내 상황과 유사하게 하기위해 13mm의 폭으로 선재를 잡아 줄 수 있는 jig를 제작 하였으며(Fig. 1), 브라켓 slot의 폭인 4mm로 선재를 불잡아 비틀었다. 그때의 Corss head speed는 15mm/min 이었으며 최대 90° 까지 비틀면서 발생되는 힘과 그때의 각도를 측정하였다. 또한 최대 90° 까지 비틀후 deactivation하며 그때의 힘과 각도를 계측하였다. 선재의 중심에서 작용점까지의 거리가 45mm였으므로 그 거리를 계측된 힘의 양에 곱하므로써 torque의 양을 산출할 수 있었다. 각 선재군의 계측치를 통계처리하여 평균치를 산출하였으며 분산분석을 시행하여 비교하였다.

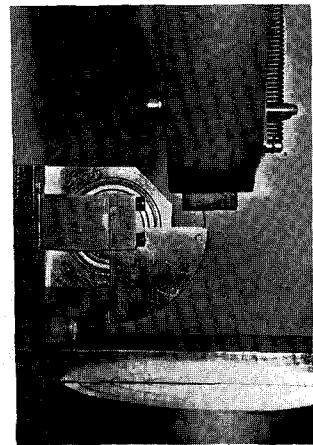


Fig. 1.

III. 연구 성적

- 가) 선재를 비트는 과정에서의 torque의 양과 비틀린 각도(Table 1, Fig 2,3) 선재 굽기에 따른 비교에서 2250g.mm이후에 유의한 차이를($p < 0.001$) 보여 모든 재료에서 0.016 X 0.022 보다는 0.017 X 0.025의 선재가 더 적은 비틀림으로 같은 torque효과를 발휘 하였다.
- 나) 선재를 푸는 과정에서의 torque의 양과 비틀린 각도(Table 2, Fig 2,3) 선재를 푸는 과정에서, 대부분의 선재에서 굽기에 따른 차이가 인정되지 않았으나, heat treated Blue-Elgiloy에서만 차이가 있어서 0.016 X 0.022 보다는 0.017 X 0.025 의 선재가 더 적은 비틀림으로 같은 torque효과를 발휘하였다($p < 0.001$). TM A, Blue-Elgiloy에서 보다 stainless steel에서 더 적은 비틀림으로 같은 torque효과를 발휘 하였다. 그런데 Nitinol의 푸는 과정에서의 torque 효과는 너무 불규칙하여 평균을 산정 할 수가 없었다.
- 다) 최대 torque의 양과 그때의 비틀린 각도 (Table 3) 최대 torque를 발휘하는 양에 있어서 0.016 X 0.022의 Nitinol이 가장 적은 3150 g.mm이었고, 그때의 twist양은 36.17° 이었다. 0.017 X 0.025의 heat treated Blue-Elgiloy의 최대 torque양이 가장 많아 12150g.mm이

Table 1. Degree of twist for each torque effect in various materials(in activation)

WIRE Torque (g.mm)	Stainless Steel		T M A		Blue-Elgiloy		Nitinol		Heat treated Blue-Elgiloy		F value in ANOVA among material
	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T	
900	4.93 (3.22)	4.99 (1.10)	2.27 (0.87)	6.77 (0.70)	*** -0.0377	2.55 (2.68)	3.16 (0.85)	2.18 (0.87)	3.32 (1.21)	3.33 (4.87)	3.41 (2.41)
2250	12.35 (0.63)	9.25 (0.69)	*** 7.4532	15.53 (1.28)	11.61 (1.07)	*** 5.2347	15.43 (1.39)	9.31 (0.82)	22.05 (2.55)	13.57 (1.76)	*** 6.1069
3150	16.12 (1.03)	11.90 (0.76)	*** 7.3853	24.00 (1.34)	17.47 (1.17)	*** 8.1715	19.56 (1.09)	12.12 (0.46)	36.17 (6.31)	23.57 (5.38)	** 3.3966
5400	23.88 (1.49)	17.62 (0.98)	*** 7.6799	38.52 (2.19)	28.79 (2.15)	*** 7.0704	28.53 (1.97)	18.58 (0.48)	- (7.30)	48.32 (0.91)	27.17 (0.83)
7650	29.04 (2.21)	22.48 (1.20)	*** 5.8160	- -	- -	- -	51.08 (19.5)	24.93 (0.91)	- -	- -	41.05 (3.50)
9900	39.92 (4.55)	31.99 (2.32)	** 3.4659	- -	- -	- -	- (1.66)	42.12 -	- -	- -	26.72 (1.45)
12150	- -	- -	- -	- -	- -	- -	- -	- -	- -	- -	- -

Mean(S.D) , *** P<0.001 , ** P<0.1 ,

Table 2. Degree of twist for each torque effect in various materials (in deactivation)

WIRE Torque (g.mm)	Stainless Steel		T M A		Blue-Elgiloy		Heat treated Blue-Elgiloy		F value in ANOVA among material	
	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T	0.016x 0.017x	T		
9900	- -	88.28 (1.14)	- -	- -	- -	- -	- -	86.06 (1.21)	- -	
7650	84.88 (1.80)	81.87 (0.88)	*	- -	- -	- -	87.91 (1.31)	- -	80.10 (2.76)	
5400	79.28 (1.50)	76.98 (1.06)	*	86.12 (4.28)	80.36 (4.90)	87.72 (1.73)	82.95 (1.13)	*** 5.1398	87.13 (1.72)	75.27 (1.20)
4500	73.34 (1.85)	73.31 (1.72)	0.0272	71.39 (4.11)	73.38 (4.39)	84.40 (2.73)	80.71 (1.09)	** 3.1134	84.28 (2.78)	71.75 (1.11)
3150	67.67 (2.28)	69.89 (1.35)	-1.8737	59.28 (5.32)	65.15 (4.33)	80.44 (3.62)	76.69 (1.77)	*** 2.0811	79.08 (3.13)	67.61 (1.13)
2250	62.31 (3.43)	66.15 (1.65)	-2.2578	47.46 (5.09)	55.78 (4.92)	73.93 (2.73)	72.93 (1.60)	** 0.7042	74.20 (5.02)	63.17 (3.10)
900	58.34 (2.84)	59.46 (5.73)	-0.3922	26.80 (12.0)	46.81 (6.12)	67.78 (2.19)	69.19 (1.78)	** -1.1207	69.89 (2.63)	52.43 (8.28)

Mean(S.D) *** P<0.001 , ** P<0.01 , * P<0.05

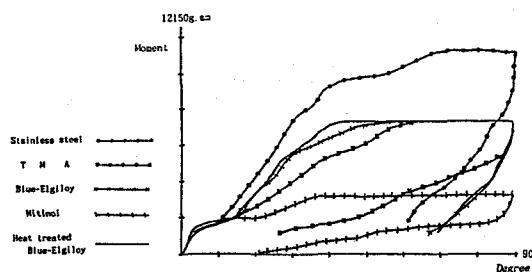


Fig 2. Torque-twist curve of 5 material with 0.016×0.022

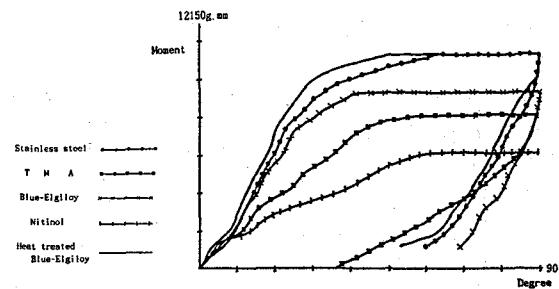


Fig 3. torque-twist curve of 5 material with 0.017×0.025

Table 3. Maximum torque effect and degree of twist in each material

WIRE	Stainless Steel	T M A	Blue-Elgiloy	Nitinol	Heat treated Blue-Elgiloy	ANOVA	
Torque (g.mm)	0.016x 0.017x 0.022 0.025	0.016x 0.017x 0.022 0.025	0.016x 0.017x 0.022 0.025	0.016x 0.017x 0.022 0.025	0.016x 0.017x 0.022 0.025	material	wire size
최대 Torque	11520.0 11790.0 (103.5) (73.94)	7290.0 9000.0 (73.94) (49.29)	7650.0 9990.0 (0.00) (60.37)	3150.0 6660.0 (0.00) (40.24)	7650.0 12150.0 (0.00) (0.00)	*** 70.54	*** 50.15
degree	62.15 55.79 (18.97) (14.58)	54.58 54.17 (4.93) (8.07)	51.08 39.01 (19.46) (7.08)	36.17 57.09 (6.31) (6.08)	41.04 49.74 (3.50) (19.79)	2.16	0.32

Mean(S.D) *** P<0.001

되었으며 그때의 비틀림의 양은 49.74° 이었다.

IV. 총괄 및 고찰

발치를 동반한 교정 치료는 발치에 의해 발생된 공간의 전부나 일부를 치열의 배열을 위해 사용하고 남은 공간은 폐쇄하거나, 전치를 당겨서 공간을 폐쇄함으로 안모를 개선하고자 하는 심미적목적에 사용된다. 이 공간의 폐쇄시에 안정된 교합과 심미적 안모를 얻기위해 적절한 치축경사를 이루는 것이 중요하다. 이 적절한 치축경사는 시술자가 치아에 가하는 힘과 moment의 조절로 가능한데 이들은 모두 생리적인 허용 범위에 있어야한다. 특히 moment는 힘의 크기에 영향을 받게 되므로 적절한 힘의 크기를 결정하는 것이 moment의 양을 결정하는데 중요하다.

이에 Nikolai^{16,17)}는 조직의 손상을 최소화하면서 신속한 이동을 할 수 있는 힘인 "Optimal force"로 조절하는 것이 필요하다 하였다.

적절한 치아 이동을 위한 optimal force에 대해서 Brustone¹⁸⁾, Hixon 등¹⁹⁾, Nikolai¹⁶⁾ 등이 정의 한 바 있고, 이 Optimal force의 양에 대해서 Boester와 Johnston²⁰⁾은 환자가 불편감을 느끼지 않는 상태에서 치아를 이동시킬 수 있는 범위로 2~1000gm정도를, Storey와 Smith²¹⁾은 하악 견치 견인에 150~200gm, Begg^{22,23)}은 최적의 견치 이동에 300gm, Jarabak²⁴⁾은 28~110gm, Ricketts 등²⁵⁾은 치근의 표면적에 따라서 70~150gm 정도가 견치이동에 최적이라 했다. 또한 Brustone과 Groves²⁶⁾는 simple tipping시 50~70gm 이, Reitan²⁷⁾은 초기 이동시 25~40gm이 요구되며, 견치의 치체이동을 위해 상악에서 150~200 gm이, 하악에서 100~200gm이 필요하다고 주장

하였다. Proffit¹⁾는 6전치를 retraction하는데 250gm이 필요하다했는데, 이중 100gm은 canine 을, 75gm은 각 중절치, 측절치를 당기는데 이용된다했다. 이와같이 optimal force는 치아의 크기에 따라, 이동 양상에 따라, 학자에 따라 그 의견을 달리하고 있다.

교정력의 크기와 torque의 적용량에 따라 치아 이동 양상이 달라지므로 공간 폐쇄를 위한 치아 견인시 적절한 치아 이동을 위해 교정용 호선에 angulation과 gable band, loop의 모양, 재료의 변동으로 moment와 힘의 비율을 변화시킬 수 있다²⁸⁾. 그런데 moment의 적절치 못한 부여로 치근의 조절에 실패하면 Slichter²⁹⁾는 경사이동을 유발하여 치근막의 초자양 변성을 증가시킨다했고, Hixon 등¹⁹⁾은 치조골의 blunting을 유발시킨다고 했으며 Robert³⁰⁾는 치근단 부위와 치밀골의 접촉으로 치근의 흡수를 일으킬 수 있다고 보고한 바 있다.

따라서 효과적인 치아이동을 위해서는 적절한 힘의 크기, 힘의 분포, 적용시간이 주어져야하며, 이들의 조절에 호선의 재료, 굵기, loop의 모양, 길이, angulation과 gabling 등이 관여한다. 본 연구에서는 치아이동을 결정하는 여러 요인중 재료와 호선의 굵기에 따른 torque 효과에 대해 연구한 바, 각 재료와 굵기마다 일정한 torque를 발생시키는 각도에 차이가 있었다. 적절한 moment의 크기는 optimal force에 따라 결정되는데 여러학자가 optimal force에 대한 의견을 달리하여 그 크기를 정의하기가 모호하다. 따라서 각 학자마다 정의내린 Optimal force에 대해 적절한 torque 량의 적용으로 moment와 힘의 비율을 조절하여 원하는 치아이동 양상을 결정하는 것이 타당하다 하겠다.

최근에는 코발트-크롬, 니켈-티타니움과 베타-티타니움 등이 교정용 선재로 소개되기 시작하였고 이런 선재들은 매우 다양한 기계적 성질을 지니고 있어서, 교정 치료시 적절한 호선의 선택으로 효과적인 치료를 가능하게 되었다. 그래서 오늘날은 한 가지의 선재로 치료하는 것이 아니고 다양한 호선을 치료 과정에 맞게 적절히 선택하게 되었다³¹⁾. 이에따라 여러 선재의 기계적 성

질을 파악하기 위한 여러 실험들이 있었다. 교정용 호선의 재료에 따른 특성을 4종류(stainless steel, beta-titanium(TMA), cobalt-chromium(Elgiloy), Nickel-titanium(Nitinol))에 대해 실험한 결과^{10,32-34)} Kapila³⁴⁾와 Kusy 등¹⁰⁾은 stainless steel과 열처리된 cobalt-chromium(Elgiloy)의 기계적 성질이 유사하다 주장했고, Brustone³³⁾는 Maximum bending moment가 stainless steel, beta-titanium, nitinol순으로 크고, spring back은 역순으로 크게 나타났다고 보고했다. 이 중 Nitinol wire이 갖는 독특한 force-deflection curve는 격자 구조가 austenite에서 martensite로 이행 되기 때문에 발생하는데 이는 온도 변화에 반응하는 것이 아니라 부여된 힘에 반응하는 것이다.³⁴⁾ 본 실험에서도 이와같은 특징이 나타났는데 특히 deactivation시 torque 효과의 불규칙성은 여기에 기인하는 것으로 사료된다. 또한 Nitinol은 형태 형성능이 적어서 전치부에 부가적인 angulation을 통한 torque의 부여가 어렵다. 따라서 교정용 선재중 Nitinol은 여러가지 우수한 재료적 특징을 갖고 있어서 초기 치열의 배열을 위한 재료로는 우수하지만, 본 실험에서처럼 이 선재는 복원력이 좋고 형태 형성능이 좋지 않아 공간 폐쇄나 finishing에 사용하기에는 부적합하다 여겨진다.

대부분의 교정치료는 full-size 호선보다 작은 호선으로 치료하므로 그 결과 브라켓과 호선사이에 간격이 나타난다. 이런 간격은 deviation angle로 알려졌는데, 이 deviation angle 때문에 0.016 X 0.022 선재가 0.018 slot에서 사용될때 torque효과를 보기위해서는 약 7° 이상의 각도를 부여하여야 effective torque가 나타나고, 0.017 X 0.025 선재에서는 약 4° 이상에서 effective torque가 나타난다^{8,9)}. 따라서 이 각도 이상의 비틀림을 주어야 치아를 조절할 수 있고, deviation angle을 최소화 시키기 위해 긴밀한 결찰을 할 수 있는데, 긴밀한 결찰을 하지 않은 본 연구에서는 deviation angle이 초기의 torque 효과에서 나타났으나, 선재를 고정하는 방법이 일정치 않아 초기에 같은 torque를 갖는 각도간에 유의성이 나타나지 않은 것으로 사료된다.

Burstone²⁸⁾은 spring을 사용하는 경우 spring을 제작하는 동안 형성된 잔류 응력 때문에 제작 시와 같은 방향으로 힘을 주는 것이 반대 방향으로 힘을 주는 것보다 영구변형없이 받을 수 있는 힘의 범위가 크다고 하였고, 이런 작용을 Bau-schinger effect라 하였다. 즉 잔류응력의 효과 때문에 spring을 푸는 방향으로 힘을 주는 경우에 잔류응력과 외력이 상승작용을 일으킨다. 그러나 본 실험에서는 선재를 비틀지 않고 이미 제품화된 선재를 비틀면서 실험하였기 때문에 이와같은 작용에 의한 torque효과의 감소가 고려되지 않아서 실제 임상에 적용시 이 결과보다 적은 torque효과가 작용하리라 사료된다.

Drake 등¹²⁾이 연구한 torque효과에서 0.019 X 0.025의 여러 선재가 1000g.mm의 torque효과를 나타내기 위해서 Nitinol은 약 45°, TMA에서는 20°, stainless steel에서는 10°의 비틀림이 가져져야 한다고 했다. 본 연구에서 위의 실험에서 보다 적은 0.017 X 0.025의 선재를 사용하여 실험하였으나 적은 각에서 더 큰 torque효과를 갖은 것은 한 곳을 고정하여 비틀어 실험한 위의 방법들과는 달리 두 곳을 고정한 뒤 비틀어 실험하였기 때문인 것으로 사료된다.

선재의 굵기가 클수록 보다 큰 torque 효과를 나타냈고, 재료에서는 S.S., heat-treated Blue Elgiloy, Blue Elgiloy, TMA, Nitinol 순으로 같은 각도에서 torque효과의 크기가 줄었다. 선재에 대한 초기 torque 효과를 연구하기 위해서는 브라켓과 선재 사이의 deviation angle 제거한 상태에서의 측정이 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

여러 교정용 선재의 torque효과를 알아보기 위해 5가지 재료(stainless steel, Blue-Elgiloy, TMA, Nitinol, heat-treated Blue-Elgiloy)와 2 가지 굵기(0.017 X 0.025, 0.016 X 0.022)에 따른 10가지의 교정용 선재를 각 종당 5 시편씩 Instron상에서 비틀어 보아 그때 발휘되는 torque의 양과 비틀림 정도의 관계를 알아보아 다음과 같은 결론을 내렸다.

- 모든 재료에서 0.017 X 0.025 선재가 0.016 X 0.022선재 보다 torque효과가 높았다.
- torque효과를 얻기 위한 비틀림 요구량에 있어서 TMA나 Blue-Elgiloy 보다 Nitinol에서 많았고, stainless steel에서 가장 적었다.
- 최대 torque 발휘 양에 있어서 Nitinol이 가장 적었고, heat treated Blue-Elgiloy가 가장 컸다.

REFERENCES

- Proffit, W.R.: Contemporary Orthodontics first edition, 1986.
- Gjessing, P.: Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring, Am.J.Orthod., 87:353-362, 1985.
- Burstone,C.J.: The application of continuous forces to Orthodontics, Angle Orthod., 31:1-14, 1961.
- Burstone, C.J. and Koenig, H.A.: Force system from an ideal arch, Am.J.Orthod., 65:270-289, 1974.
- Burstone, C.J.: The biomechanics of tooth movement,, In Vistas in Orthodontics Chapter.5 Edited. by B.S. :467-489, 1970.
- Marcotte, M.R.: Biomechanics in Orthodontics chapter 1:1-21().
- Kusy, R.P.: Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials, Am.J.Orthod. 79:625-629, 1981.
- Dellinger, E.L.: A scientific assessment of the straight -wire appliance. Am.J.Ortho., 73:290-299, 1978.
- Alexander, R.G.: The Alexander Discipline :167-180, 1986.
- Kusy, R.P. & Greenberg, A.R.: Effect of composition and Cross section on the Elastic properties of Orthodontic wire, Angle Orthod., 51:325-340. 1981.
- Andreasen, G.F. and Morrow, R.E.: Laboratory and clinical analyses of nitinol wire, Am. J. Orthod., 73: 142-151, 1978.
- Darke, S.R., Wayne, D.M., Powers, J.M., Asgar, K.: Mechanical properties of Orthodontic wires in tension, bending, and torsion. Am. J. Orthod., 82:206-10, 1982.
- Larson, B.E., Kusy, R.P., Whitley, J.Q.: Torsional elastic property measurement of selected Orthodontic arch wire. Clin.Mater., 2:165-79, 1987.
- Wainright, W.M.: Faciolingual tooth movement : Its

- influence on the root and cortical plate, Am.J.Orthod. 64:278-302, 1973.
- 15, Fortin, J.M.: Translation of premolars in the dog by controlling the moment to force ratio on the crown. Am.J.Orthod. 59:541-551, 1971.
- 16, Nikolai, R.J.: On optimal orthodontic force theory as applied to canine retraction , Am.J.Orthod., 68:290-302, 1975.
- 17, Nikolai, R.J.: Bioengineering analysis of orthodontic mechanics, Les & Febiger, Philadelphia,: 53, 1987.
- 18, Burstone, G.J.: The biomechanics fo tooth movement, Vitsa in Orthodontics, philadelphia. Lea & Febiger, 202-204, 1962.
- 19, 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.
- 20, Boester, C.H., and Johnstone, L.E.: A clinical investigation fo concepts fo differential and optimal force in canine retraction. Angle orthod., 44:113-119, 1974.
- 21, Storey, E., Smith, R.: The importance of force in orthodontics, Aust.J.Dent, 56:291-304, 1952.
- 22, Begg, P.R.: Begg orthodontic theory and technique, Pilladelphia, W.B. saunders company, 97-135, 1965.
- 23, Begg, P.R.: Differential force in orthodontic treatment , Am. J. Orthod. 42:481-501, 1956.
- 24, Jarabak, J.R.: Development fo a treatment plan in the light of one's concept of treatment objectives, Am. J. Ortho., 46:481-514, 1960.
- 25, Ricketts, R.M., Bench, R.W., Gugino, C.F., Hilgers, J. J., Schulhof, R.J.: Biopressive therapy, Demver, Rocky mountain Orthodontics, 93-100, 1979.
- 26, Burstone, C.J., Groves, M.H.Jr.: Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement, J.Dent.Res, 39:695, 1960.
- 27, Reitan, K.: Some factors determining the evaluation of forces in orthodontic. Am.J.Orthod., 43:32-45, 1937.
- 28, Burstone, G.J.: Application of bioengineering to clinical orthodontics, In Orthodontics:current orthodontics concepts and technique,2nd ed., W.B.Saunder Company, Philadelphia, 230-258, 1975.
- 29, Sleichter, C.G. : A clinical assessment of light and heavy force in the closure of extraction spaces, Angle Orthod., 41:66-75, 1971.
- 30, Jacobson, O.: Clinical Significance of Root Resorption . Am.J.Ortho., 38:678-696, 1952.
- 31, Burstone, C.J.: Variable-Modulus orthodontics, Am. J. Orthod., 80:1-16, 1981.
- 32, Asgharnia, M.K., Brantley, W.A.: Comparison of bending and tension test for orthodontic wires, Am. J. Orthod., 89:228-236, 1986.
- 33, Burstone, C.J., Goldberg,A.J.: Maximum force and deflection from orthodontic appliance, Am.J.Orthod, 84:95-103, 1983.
- 34, Kapila, S., Sachdeva, R.: Mechanical properties and clinical application of orthodontic wires, Am. J. Ortho., 96:100-109, 1989. objectives, Am. J. Orthod, 46 :481-514,1960.
- 35, Khier, S.E., Brantley, W.A., Fournelle, R.A.: Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthoconic wire, Am. J. Orthod., 99:310-318, 1991.

- ABSTRACT -**A STUDY ON THE TORQUE EFFECT OF ORTHODONTIC WIRES**

Jeong-Hyeon Lim, D.D.S., Sang-Cheol Kim, D.S.,M.S.D.,Ph.D.

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to evaluate the torque effect of orthodontic wires. Ten types of orthodontic wires (five types of materials, two types of cross-sectional dimensions) were selected. Each group of wire type was constituted with five specimens. These specimens were tested on the universal testing machine(Instron) with specially-designed jig.

The torque-twist curve of each wire was obtained and the results were analyzed statistically.

The results were as follows :

1. 0.017" X 0.025" wire showed more torque effect than 0.016" X 0.022" wire at the same twist.
2. Torque effect was the greatest in stainless steel and the least in Nitinol.
3. The maximum amount of torque was the greatest in heat-treated Blue Elgiloy and the least in Nitinol.

KOREA J. ORTHOD 1994 ; 24(1) : 87-94.

Key Words : Torque Effects, Instron, Optimal Force.