

다양한 스테인레스 강 교정용 와이어의 토크 특성

송규철, 강혜연, 주성원, 이상혁, 이유미, 임범순*

서울대학교 치의학대학원 치과생체재료과학교실

Torque properties of various stainless steel orthodontic wires

Kyu-Cheol Song, Hye-Yeon Kang, Sung-Won Ju, Sang-Hyuk Lee, Yu-Mi Lee, Bum-Soon Lim*

Department of Dental Biomaterials Science, School of Dentistry and Dental Research Institute, Seoul National University

(Received: Feb. 27, 2013; Revised: Mar. 11, 2013; Accepted: Mar. 15, 2013)

ABSTRACT

The aim of present study was to evaluate the torque characteristics of stainless steel orthodontic wires. Forty six rectangular stainless wires were tested. Torque testing was performed by stepwise twisting of the rectangular wires to increasing values of torsion using a torquemeter. The wire was clamped at one end and gripped at the other end by a torquemeter. As the rotating torquemeter turned by step motor controlled by computer, the resulting torque from 0° to 90° was recorded. Five measurements were performed at each experimental group. The data were analyzed using t-test and Newman-Keuls multiple comparisons test (p=0.05). All experimental groups showed the clinically effective torque value ranged of 5-20 N·mm. Torque of wires increased with the increasing of dimensions (p<0.05). Correlation of dimension of wires and torque became high at twist angle above 30°. There were no significant difference in torque between wire manufacturers with same dimensions (p>0.05). Among the 3 different types (standard, resilient, HI-T) of wire, the resilient wire showed the highest torque whereas the HI-T wire showed the lowest torque. All experimental groups showed proper torque for clinical applications at twist angle above 30°.

KEY WORDS : Torque, twist, stainless steel wires, dimension

서 론

치아이동을 위해 브라켓에 삽입된 교정용 와이어 (wire) 로 전달되는 생체기계학적인 힘은 교정치료에서 핵심적인 역할을 한다. 교정용 와이어에 의해 치아에 가해지는 힘과 모멘트 정도에 따라 치아 이동 양상은 크게 영향을 받을 수 있다. 따라서 특정치료를 위한 교정용 호선 (archwire) 의 합리적인 선택을 하기 위하여 필요한 힘의 전달정도, 탄성범위, 스프링 백 (spring back), 조작 용이성과 형성 가능성, 납작 또는 용접 가능성 등의 특성을 확인하여야 한다. 미국치과 의사협회 규격 (ADA Specification) #7

(Dental wrought gold wire alloy)에서는 교정용 및 보철 용으로 사용되는 치과 가공용 금 와이어 합금의 요구조건을 제시하였고, 미국치과 의사협회 규격 #32 (Orthodontic wires not containing precious metals)에서는 고가의 금속 원소 (precious metals)를 함유하지 않는 교정용 와이어의 요구조건과 시험법을 제시하고 있다.

각형 와이어를 사용할 경우 브라켓 슬롯과 와이어의 굵기를 적절히 선택하여 힘의 크기뿐 아니라 모멘트도 조절할 수 있는 장점이 있다 (Burstone, 1981). 힘은 치아의 저항 중심이 아닌 부위에 적용되기 때문에 치아 이동을 위하여 적절한 모멘트 이용이 필수적인데, 치아를 원하는 위치로 이동시키기 위하여 치아의 치축경사를 조절하는 힘을 토크라고 한다. 치과교정학에서 토크는 치근 또는 치관의 순설측 경사이동을 의미하는데, 적

* 교신저자 : 서울시 종로구 연건동 28 서울대학교 치과대학 치과생체 재료과학교실, 임범순
Tel : 02-740-8692, E-mail : nowick@snu.ac.kr

절한 순설측 치관 경사도는 기능교합과 심미성 확보 및 재발 방지를 위해 매우 중요하다. 증례에 따라 치아 이동 양상을 선택하고 선택한 치아 이동을 얻기 위하여 필요한 힘의 크기와 토크 정도를 알아야 한다. 토크는 각형 교정용 와이어를 비틀어 브라켓 슬롯에 삽입하여 얻을 수 있는데, 교정용 와이어의 재질과 굵기에 따라 생성되는 토크는 큰 차이를 보일 수 있다.

1928년 Angle이 에지와이즈 장치를 도입한 이래 교정 장치의 다양한 변화와 신소재 재료가 소개되었지만, 여전히 각형의 브라켓 슬롯은 각 치아에 적용되는 토크 조절을 위하여 주로 사용되고 있으며 (Raphael 등, 1981), 각형 와이어를 비틀어 브라켓 슬롯에 삽입하여 치아에 적절한 토크를 부여함으로써 치근 이동과 치아의 3차원적 조절이 가능할 수 있게 되었다. 에지와이즈 장치에서 상악 중절치를 움직이기 위하여 필요한 토크 값에 대한 다양한 연구 결과가 발표되었다. Reitan (1957)은 토크 적용으로 치아를 이동시키려고 할 경우 치근첨 (apical root)에 130 g 힘이 적용되어야 한다고 하였는데, 상악 중절치에서 브라켓과 치근첨간 평균 거리를 18.25 mm 정도로 추정하면 적용되는 토크는 2373 gmm가 된다고 하였다. Wainwright (1973)는 원숭이를 이용한 치아이동 실험 결과를 바탕으로 인간의 상악 중절치에 적절한 토크를 주기 위한 생리적인 힘은 2000 gmm 정도라고 추정한 바 있다. Nikolai (1985)는 상악 전치부에서 치근 이동을 위하여 평균적인 토크 값으로 3000-3500 gmm 범위를 제시하였다. 이러한 연구 보고에 따르면 토크 적용으로 성공적인 상악 중절치를 이동 하고자 하면 19.6-34.3 N·mm 범위의 토크가 필요할 것으로 예상할 수 있다.

교정용 와이어가 first order 또는 second order로 변형되어 브라켓에 장착되는 경우 bending 시험법으로 힘과 모멘트를 측정하는 방법들이 사용되었다 (Yoshikawa 등, 1981; Goldberg 등, 1983; Burstone과 Goldberg, 1983). Kusy와 Greenberg (1981)는 bending 조건에서 다양한 (스테인레스 강, Nitinol 및 β -티타늄 합금) 교정용 와이어의 기계적 특성을 비교하였다. Kusy 등 (1988)은 6개 제조사 (American Orthodontics, GAC International, American Ormco, Rocky Mountain Orthodontics, Unitek Corporation 및 Wilcock)에서 출시한 다양한 굵기의 스테인레스 강 와이어 13종을 3점 굴곡시험법으로 탄성계수 (E), 항복강도 (σ_{ys}), 최대인장강도 (σ_{UTS}) 및 연신율 (ϵ) 등을 측정하였고, 유연성 (flexibility, σ_{ys}/E)과 강성 (resilience, σ_{ys}^2/E) 값을 계산하여 비교하였다. Juvvadi 등 (2010)은 현재 임상에서 사용중인 스테인레스 강 (Ortho Organizers),

TMA (SDS Ormco) 및 β -티타늄 합금 (Ultimate Wireforms) 교정용 와이어를 대상으로 크기, edge bevel, 성분, 표면특성, 마찰특성, 최대인장강도, 탄성계수, 항복강도 및 변형 특성 등을 비교하였다. 그러나 교정치료 초기에는 와이어를 비틀어서 브라켓에 삽입하는 경우도 있기 때문에 bending 조건뿐 아니라 torsion 조건에서 생성되는 기계적 특성을 알아야만 3차원적인 와이어의 응력 시스템을 정확하게 적용할 수 있다. 초기 치아배열시 강직성 (stiffness)이 낮은 기는 와이어에서 굵은 와이어로, 또는 탄성계수가 작은 나이티놀 와이어에서 탄성계수가 큰 스테인레스 강 와이어로 교체하게 되는데 이 경우 와이어의 굵기나 재질이 토크에 큰 영향을 주는데 그에 대한 연구는 많지 않은 실정이다.

토크에 관한 연구로 Andreasen과 Morrow (1978)는 스테인레스 강과 Nitinol 와이어를 최대 720°까지 비틀면서 각도 변화에 따라 생성된 토크를 측정하였고, Dellinger (1978)는 브라켓 슬롯에 교정용 와이어를 삽입한 후 적절한 토크 생성을 위한 유효 비틀림 각도 (°)를 측정하였다. Kusy와 Greenberg (1981)는 휨 (bending)과 비틀림 (torsion) 응력 조건에서 스테인레스 강, Elgiloy, Nitinol 및 TMA 와이어의 기계적 특성을 비교하였고, Drake 등 (1982)은 스테인레스 강, TMA 및 Nitinol 와이어의 비틀림 각도에 따라 생성되는 토크 값의 변화와 복원력을 연구하였다. Bachmann (1983)은 동일한 굵기의 스테인레스 강과 Nitinol 와이어에 비틀림을 가하여 생성되는 토크 특성을 비교하였고, Wagner와 Nikolai (1985)는 비틀림과 휨 조건에서 절치부 에지와이즈 호선의 강직성을 평가하였으며, Larson 등 (1987)은 원형 (018)과 각형 (017*025와 019*025)의 스테인레스 강 (Unitek, Standard), β -티타늄 합금 (TMA) 및 Nitinol 와이어를 대상으로 비틀림 항복강도를 측정하여 비교하였다. Nikolai (1995)는 각형 (016*022, 017*025, 019*025 및 021*025)의 스테인레스 강, TMA 및 Nitinol 와이어를 대상으로 탄성 범위 내에서 토크를 측정하여 비교하였다. Meling 등 (1997)은 40종의 각형 스테인레스 강 와이어를 대상으로 비틀림 조건에서 기계적 특성을 비교하였고, Meling과 Ødegaard (1998a)는 25종의 각형 (016*022, 017*025, 018*025) 니켈-티타늄계 합금 와이어의 단면적의 정확도와 비틀림으로 생성된 토크를 비교하였으며, Meling과 Ødegaard (1998b)는 27종의 각형 코발트-크롬계 합금 와이어의 단면적의 정확도와 토크를 비교하였다. Brauchli 등 (2012)은 022와 024 슬롯의 브라켓에 019*025 스테인레스 강 호선을 삽입하고 30° 비틀림을 줄 경우는 적용한 브라켓에 따라 3.1-22.6 N·mm 범위의 토크가 생성

Table 1. Stainless steel orthodontic wires used in this study

	Type	016*022	017*022	017*025	018*022	018*025	019*025	021*025
3M Unitek	standard	◎	◎	◎		◎	◎	
	resilient	◎	◎	◎		◎	◎	
	Hi-T	◎		◎		◎	◎	
G&H	standard	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎
Jiscop	standard	◎		◎	◎	◎	◎	◎
Modern	standard	◎		◎		◎	◎	◎
Ormco	standard	◎	◎	◎	◎	◎	◎	
Ortho Classic	standard			◎				
RMO	resilient	◎	◎	◎	◎	◎	◎	◎

되었다고 하였다.

최근까지 다양한 교정용 와이어에 대한 인장 및 굽힘 조건 등의 일반적인 기계적 특성에 관한 연구는 많이 진행되었으나, 비틀림 조건에 따른 교정용 와이어의 토오크 특성에 관한 연구는 많지 않은 상황이다. 따라서 본 연구에서는 각형 스테인레스 강 교정용 와이어의 굽기, 처리정도 및 제조사 차이 등이 비틀림 각도에 따른 토오크에 주는 영향을 비교하여 임상에서 적절한 토오크 적용을 위하여 스테인레스 강 와이어의 선택에 필요한 기본적인 정보를 제시하고자 하였다.

재료 및 방법

연구재료

본 연구에서는 다양한 굽기 (016*022, 017*022, 017*025, 018*022, 018*025, 019*025 및 021*025)의 각형 스테인레스 강 와이어를 대상으로 시험하였다 (Table 1). 현재 임상에서 사용중인 3M Unitek (USA), G&H (USA), Jiscop (Korea), Modern (USA), Ormco (USA), Ortho Classic (USA) 및 RMO (USA) 등에서 제조한 46종 와이어를 사용하였는데, 각 와이어는 14 인치 (35.6 cm) 직선형 제품을 선택하였다. 또한, 3M Unitek사에서는 standard, resilient 및 Hi-T 등 3가지 형태의 스테인레스 강 와이어를 출시하여 그 특성도 비교하였다.

연구방법

토오크 측정 장치는 ADA Specification #28 (Endodontic files and reamers)에서 제시한 시험 방법에 따라 Torque gauge Mark-10 (USA), Jacobs chuck (Chongge, Korea),

step motor (Sistar, Korea), signal controller (Sistar, Korea) 및 computer를 사용하여 자체 제작한 측정장치를 사용하였다 (Fig. 1). 14 인치 길이의 직선형 교정용 와이어는 25 mm 길이로 동일하게 절단하여 측정용 시편으로 준비하였고, 와이어의 비틀림으로 형성된 토오크는 Torque gauge Mark-10으로 측정하였다. 임상 적용시 브라켓간 거리가 15 mm 이내인 점을 고려하여 지그에 고정된 와이어 실제 길이는 15 mm가 되도록 하였다.

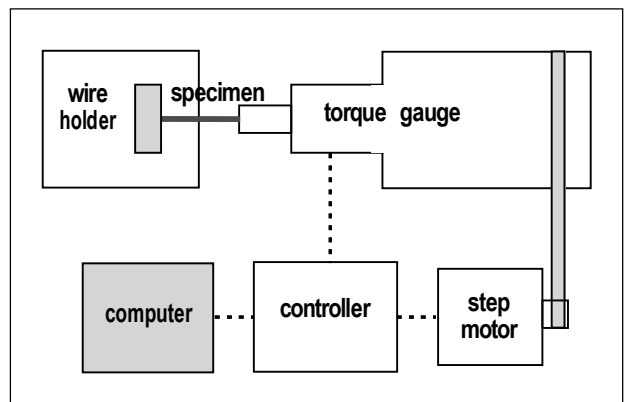
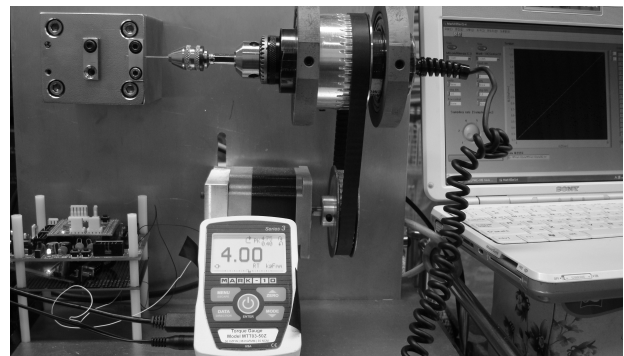


Fig. 1. Experimental setting of torque test with computer controlled twisting mode.

스텝 모터를 사용하여 장치에 고정된 와이어를 1.44°/sec 속도로 최대 90°까지 비틀면서 형성된 토오크 값과 비틀

Table 2. Torque (N · mm) of stainless steel orthodontic wires (standard, 3M Unitek) as a function of twist angle with various dimensions

Groups	Torque (N · mm) at different rotating angle			
	10°	30°	60°	90°
016*022	1.95±0.422 ^a	5.61±0.700 ^d	10.98±1.547 ^h	16.15±2.299 ^k
017*022	2.45±0.306 ^{a,b}	6.66±0.912 ^{d,e}	12.21±1.803 ^h	18.18±2.363 ^k
017*025	2.87±0.455 ^{b,c}	7.72±1.507 ^{e,f}	16.00±2.845 ⁱ	24.58±2.398 ^l
018*025	2.78±0.447 ^{b,c}	8.61±0.445 ^{f,g}	17.99±1.880 ^{ij}	26.68±2.980 ^l
019*025	3.39±0.524 ^c	9.81±0.627 ^g	20.43±1.329 ^j	30.35±2.019 ^m

Note: the same superscript letters within the same column are not significantly different (p>0.05).

림 각도를 컴퓨터로 기록하였으며, 각 실험군당 5개 시편을 측정하여 평균값과 표준편차를 구하여 통계분석하였다 (Newman-Keuls multiple comparisons test, p=0.05). 각 실험군에서 굵기가 동일한 와이어의 경우 제조사에 따른 토오크 차이를 비교하였고, 동일한 제조사 와이어의 경우 굵기에 따른 차이를 비교하였으며, 3M Unitek 사 와이어의 경우에는 standard, resilient 및 Hi-T 등 3 가지 유형의 차이를 비교하였다.

결 과

Table 2와 Fig. 2에는 다양한 굵기 (016*022, 017*022, 017*025, 018*025 및 019*025)의 교정용 와이어 (3M Unitek)를 대상으로 측정된 토오크 값을 정리하였다. 교정용 와이어의 비틀림에 대한 토오크 측정값은 와이어의 굵기 (단면적)에 비례하여 증가하는 양상을 보였으며, 비틀림 정도가 증가할수록 와이어의 굵기에 따른 토오크 값은 유의한 차이를 보였다 (p<0.05). 그러나 016*022 와이어와 017*022 와이어의 경우는 유의한 차이를 보이지 않았다 (p>0.05).

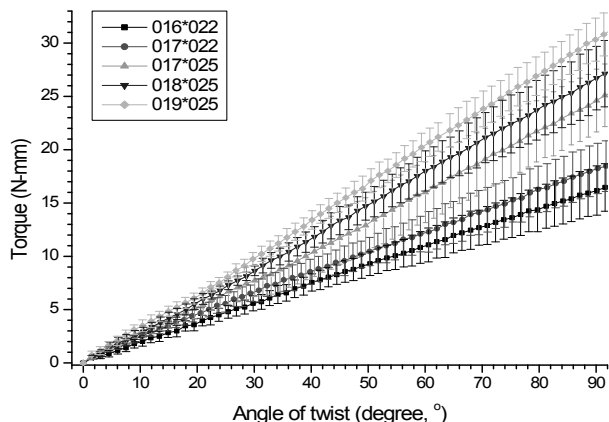


Fig. 2. Torque of orthodontic wire (standard, 3M Unitek) as a function of twist angle with various dimensions.

시험한 와이어 (3M Unitek)의 굵기를 나타내는 단면적과 측정된 토오크 값의 상관성을 분석한 결과 10°까지 비틀림을 준 경우 상관계수 (R)는 0.9260, 30°까지 비틀림을 준 경우는 0.9910, 60° 및 90°까지 비틀림을 준 경우는 각각 0.9986으로 와이어의 비틀림 정도가 증가할수록 와이어의 단면적과 측정된 토오크는 높은 상관성을 보였다. Fig. 3에는 교정용 와이어 (3M Unitek)를 60°까지 비틀림을 준 조건에서 와이어의 단면적과 토오크 측정값과의 상관관계를 그래프로 나타낸 것으로 우수한 상관성을 보였다.

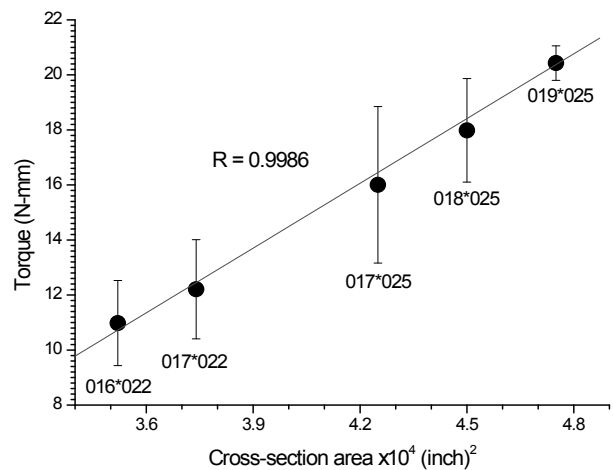


Fig. 3. Correlation between torque twisted at 60o and the cross-section area of orthodontic wires (standard, 3M Unitek).

Table 3에는 3M Unitek사에서 출시된 동일한 굵기의 와이어 중에서 standard (S), resilient (R) 및 Hi-T (H)로 구분되는 3가지 유형의 와이어를 대상으로 측정된 토오크 값을 비교하였다. 제조사에서 인장강도가 중간정도라고 소개한 R 와이어의 토오크 평균값이 가장 높았으며, 인장강도가 가장 높다고 소개한 H 와이어의 토오크 평균값이 가장 낮은 값을 보였다. 그러나 굵기가 가장 얇은 016*022 와이어에서는 3가지 유형에 따른 토오크 평균값의 유의한 차이가 없었으며 (p>0.05), 와이어의 굵

Table 3. Torque (N · mm) of stainless steel orthodontic wires (3M Unitek) as a function of twist angle with various treatments (S = standard, R = resilient, H = HI-T)

Groups	Torque (N · mm) at different rotating angle				
	10 °	30 °	60 °	90 °	
016*022	S	1.95±0.422 ^a	5.61±0.700 ^f	10.98±1.547 ^k	16.15±2.299 ^p
	R	1.76±0.410 ^a	5.75±0.449 ^f	12.21±0.771 ^k	18.12±0.642 ^p
	H	2.06±0.269 ^a	5.49±0.410 ^f	11.15±0.812 ^k	16.82±1.080 ^p
017*025	S	2.87±0.455 ^b	7.72±1.507 ^{g,h}	16.00±2.845 ^l	24.58±2.398 ^q
	R	3.51±0.516 ^c	9.26±1.125 ^g	18.57±1.404 ^l	27.42±0.743 ^r
	H	2.43±0.269 ^b	6.99±0.558 ^h	14.96±0.570 ^m	23.15±0.675 ^q
018*025	S	2.78±0.447 ^d	8.61±0.445 ⁱ	17.99±1.880 ⁿ	26.68±2.980 ^s
	R	3.53±0.624 ^e	9.83±0.642 ^j	19.22±0.677 ⁿ	28.25±1.131 ^s
	H	2.61±0.269 ^d	7.85±0.720 ⁱ	15.78±0.620 ^o	23.67±0.758 ^t

Note: the same superscript letters within the same column are not significantly different (p>0.05).

Table 4. Torque (N · mm) of stainless steel orthodontic wires (017*025, standard) as a function of twist angle for various manufacturers

Groups	Torque (N · mm) at different rotating angle			
	10 °	30 °	60 °	90 °
3M Unitek	2.87±0.455 ^{a,b}	7.72±1.507 ^c	16.00±2.845 ^d	24.58±2.398 ^e
G&H	2.30±0.596 ^b	7.40±1.073 ^c	15.69±1.289 ^d	23.99±1.328 ^e
Jiscop	2.91±0.438 ^{a,b}	8.07±1.289 ^c	15.81±1.470 ^d	23.82±1.235 ^e
Modern	2.79±0.546 ^{a,b}	7.77±0.791 ^c	16.67±0.857 ^d	25.04±0.069 ^e
Ormco	3.27±0.383 ^a	8.37±0.701 ^c	15.60±0.836 ^d	22.88±1.001 ^e
Ortho Classic	2.52±0.333 ^{a,b}	7.85±0.776 ^c	16.23±1.056 ^d	24.33±1.118 ^e

Note: the same superscript letters within the same column are not significantly different (p>0.05).

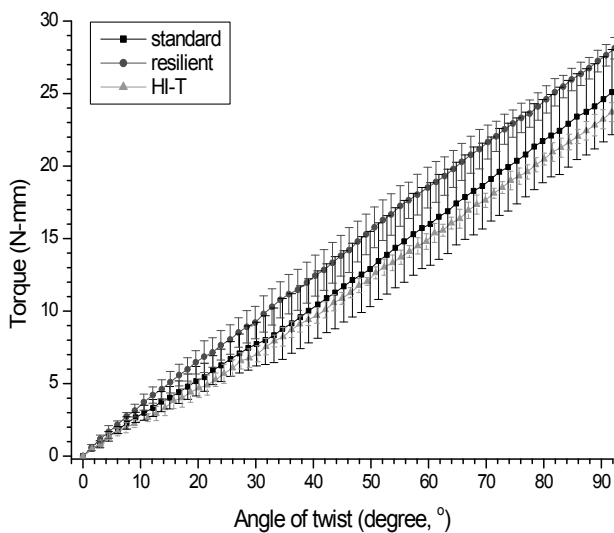


Fig. 4. Torque of orthodontic wire (017*025, 3M Unitek) as a function of twist angle with various types.

기가 017*025와 018*025로 증가함에 따라 3가지 유형의 토오크 평균값은 유의한 차이를 보였다 (p<0.05). Fig. 4에는 017*025 굵기의 3가지 유형의 와이어를 대상으로 측정된 토오크를 그래프로 표시하였다.

Table 4와 Fig. 5에는 국내·외 6개 제조사에서 출시한 017*025 굵기 와이어를 대상으로 측정된 토오크 값을 비교하였다. 비틀림 각도가 10°인 경우에는 제조사에 따라 평균 토오크 값은 다소 차이를 보여 2개의 그룹으로 분류할 수 있었지만, 비틀림 각도가 30° 이상으로 증가 되면 제조사에 따른 토오크 값의 유의한 차이는 없었다 (p>0.05). Fig. 6은 국내·외 5개 제조사에서 출시한 018*025 와이어를 대상으로 측정된 토오크 값을 비교한 그래프이며 전 측정구간에서 제조사간 와이어의 토오크 평균값은 유의한 차이는 없었다 (p>0.05).

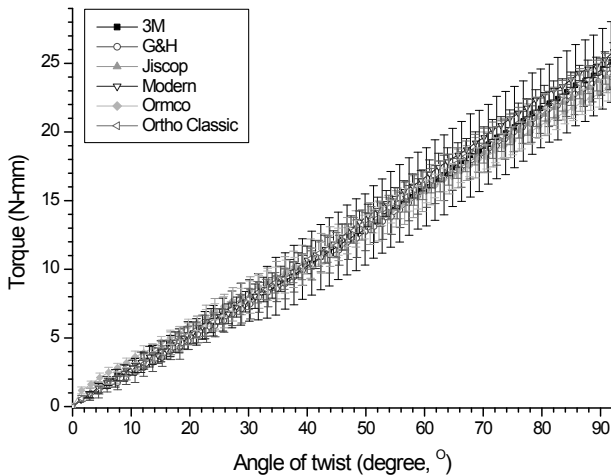


Fig. 5. Torque of orthodontic wire (017*025, standard) as a function of twist angle with different manufacturers.

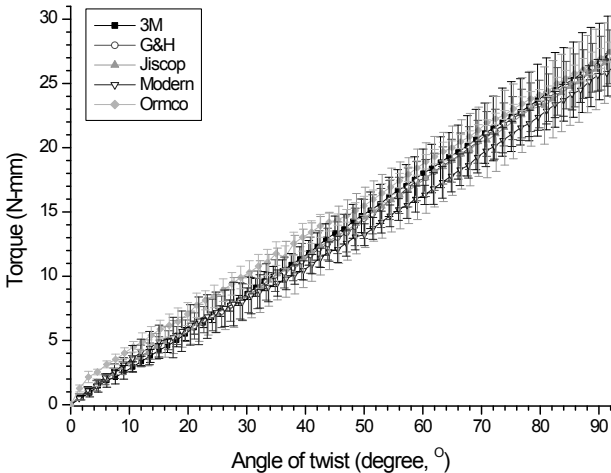


Fig. 6. Torque of orthodontic wire (018*025, standard) as a function of twist angle with different manufacturers.

고 찰

교정 치료시 치아 이동은 적용되는 힘과 모멘트에 의해 진행되므로 계획된 치료 결과를 얻기 위해서 교정전문가는 힘과 모멘트에 대한 역학을 적절하게 이해하고 있는 것이 필요하다 (Ren 등, 2003). 그러나 실제 임상에서 치아 이동을 위한 교정 장치를 적용할 때 정확히 측정된 힘과 모멘트 값을 이용하기 보다는 경험에 의하여 치료하는 것이 대부분일 것이다. 특히 치아의 순설측 경사 조절을 위하여 교정용 와이어에 부여하는 토크에 대해서는 필요한 정보가 거의 없는 상황이다. Archambault 등 (2010a)은 019*0195 굵기의 스테인레스강 와이어, TMA 와이어 및 CuNiTi 와이어를 022 슬롯의 브라켓에 삽입한 후 4가지 비틀림 각도 (12°, 24°, 36° 및 48°)에

서 생성된 토크를 비교하였는데, 12° 이하의 비틀림 조건에서의 토크 값은 3종의 와이어간 유의한 차이가 없었고, 24° 이상의 비틀림 조건에서는 스테인레스 강 와이어에서 생성된 토크 값이 TMA 와이어의 1.5-2배, CuNiTi 와이어의 2.5-3배 정도 컸다고 하였다. 따라서 교정용 와이어의 굵기와 재질에 따라 비틀림으로 생성되는 토크 정도를 예측할 수 있는 정확한 자료가 필요한 것으로 보인다.

치아 이동을 위하여 필요한 힘에 대하여 Hixon (1969)과 Nikolai (1985) 등이 정의한 바 있는데, Boester와 Johnston (1974)은 환자가 불편하지 않은 상태에서 치아 이동에 필요한 최적의 힘은 2-1000 g 범위라고 하였다. 하악 견치 이동에 필요한 힘으로 Storey와 Smith (1952)는 150-200 g 범위라고 하였고, 견치 이동에 필요한 최적의 힘으로 Jarabak (1960)이 28-110 g을, Begg (1956)는 300 g이라고 하였으며, Ricketts (1998)는 치근 표면에 따라 70-135 g 정도라고 하였다. 이와 같이 치아 이동에 필요한 최적의 힘은 치아의 크기, 이동 양상 및 연구자에 따라 다양하게 제시되고 있으며, 지난 70여년간 최적의 힘에 대한 개념은 지속적으로 바뀌고 있는 상황이다 (Ren, 2003; 2004).

브라켓에 장착된 원형 와이어가 치아에 주는 힘으로 직접 가해지는 힘과 다양한 모멘트가 있는 반면, 각형 와이어의 경우는 브라켓 슬롯내에서 비틀림 효과에 따라 부가적인 토크가 생성될 수 있는데, 토크 효과는 호선과 브라켓의 크기와 재료 특성, 브라켓에 상대적으로 비틀어진 호선의 각도, 결찰 모드 및 브라켓의 부착된 위치 등 다양한 요소에 영향을 받을 수 있다고 한다 (Germane 등, 1989; Morina 등, 2008; Huang 등, 2009; Archambault 등, 2010b). Drake 등 (1982)은 019*025 와이어가 1000 g·mm 토크를 생성하기 위하여 Nitinol은 약 45°, TMA는 20°, 스테인레스 강은 10° 정도 비틀림이 적용되어야 한다고 하였다. Lim과 Kim (1994)은 017*025 와이어를 대상으로 토크를 측정할 결과 더 적은 비틀림 각도에서 더 큰 토크 효과를 관찰하였다고 하였는데, 그들은 한 부분만 고정하여 시험한 Drake 등 (1982)의 시험방법과 달리 두 부분에서 고정하여 측정하였기 때문이라고 설명하였다. Lim과 Kim (1994)은 다양한 교정용 와이어의 토크를 측정할 결과 교정용 호선의 굵기가 증가할수록 토크 값도 증가하였고, 동일한 비틀림 각도에서 스테인레스 강, 코발트-크롬계 합금 (Elgiloy), β-티타늄계 합금 (TMA) 및 니켈-티타늄계 합금 (Nitonol) 순서로 토크 값이 낮았다고 하였다.

Reitan (1964)과 Holt 등 (1991)은 상악 중절치에 최

소 5 N·mm 토오크가 필요하다고 하였고, Burstone (1966)과 Feldner 등 (1994)은 초기에 10-20 N·mm 범위의 토오크를 유지하는 것이 필요하다고 하였다. Drake 등 (1982)은 10 mm 길이의 와이어 (019*025)로 비틀림 토오크를 측정할 경우 60° 비틀림에서 스테인레스 강 와이어의 토오크는 47 N·mm, TMA 와이어는 22.5 N·mm, 나이티놀 와이어는 10.3 N·mm 정도였다고 하였으며, Meling 등 (1997)은 016*022 스테인레스 강 와이어에서 20 N·mm 토오크를 얻기 위하여 24.6°-29.2° 범위의 비틀림이 필요하다고 하였다. Gmyrek 등 (2002)은 016*022와 018*022 스테인레스 강 호선을 018 슬롯의 브라켓에 삽입하여 15° 비틀림을 준 경우 12.95-14.33 N·mm 범위의 토오크가 생성되었고, 019*025 스테인레스 강 호선을 022 슬롯의 브라켓에 삽입하고 15° 비틀림을 준 경우 발생한 토오크는 6.48-9.32 N·mm 범위였다고 하였다. 또한 Gmyrek 등 (2002)은 임상 적용시 필요한 유효 토오크 값은 5-20 N·mm 범위라고 제안하였는데, 이러한 토오크를 019*025 스테인레스 강 호선과 022 슬롯의 브라켓 조합에서 얻기 위하여 active self-ligating 브라켓일 경우는 15°-31° 비틀림이 필요하고, passive self-ligating 브라켓일 경우는 22.5°-34.5° 비틀림이 필요하다는 연구가 발표되었다 (Badawi 등, 2008).

Bachmann (1983)은 25 mm 와이어로 비틀림 토오크를 측정할 경우 스테인레스 강 와이어는 150° 이상의 비틀림에서 소성 변형을 보였지만, 나이티놀 와이어의 경우는 300°까지 비틀림을 준 경우도 소성 변형되지 않았다고 하였는데, 임상에서 와이어 과절을 예방하고 탄성 범위내에서 적절한 비틀림을 적용하기 위하여 와이어의 길이가 최소 3 mm 이상은 되어야 한다고 하였다. Meling과 Ødegaard (1998a)는 브라켓간 거리를 4 mm 하여 다양한 각형 코발트-크롬계 합금 호선을 삽입한 다음 비틀림을 주면서 생성된 토오크를 측정하였는데, 20 N·mm 토오크를 얻기 위하여 호선의 열처리 정도, 굽기 및 제조사 등에 따라 비틀림 정도는 9.54°에서 48.55°까지 필요하다고 하였다. Meling과 Ødegaard (1998b)는 브라켓간 거리를 4 mm로 고정한 장치에서 다양한 굽기 (016*022, 017*025, 018*025)와 특성을 갖는 각형 니켈-티타늄 합금 호선을 대상으로 토오크를 측정하였는데 25°까지 비틀림을 가한 경우 토오크 값은 호선의 종류에 따라 2.07-23.39 N·mm 범위를 보였다고 하였고, 25° 이상으로 비틀림을 가하면 호선의 특성에 따라 초탄성을 보인 경우도 있다고 하였다. 본 연구에서는 와이어의 길이를 15 mm로 하여 토오크를 측정하였는데, 30°까지 비틀림을 가한 경우 토오크 값은 와이어의 굽기에 따라 5.61-9.81 N·mm

범위를 보였으며, 60°까지 비틀림을 가한 경우 생성된 토오크 값은 크게 증가하여 10.98-20.43 N·mm 범위를 보였다. 이와 같이 본 연구에서 평가한 모든 스테인레스 강 와이어의 토오크 값은 임상에서 유효하게 작용될 수 있는 토오크 값인 5-20 N·mm 범위내에 있는 것으로 측정되었다.

Huang 등 (2009)은 018*025와 019*025 교정용 호선 (스테인레스 강, β-티타늄계 합금, 니켈-티타늄 합금)을 022 슬롯의 다양한 브라켓 (Hansp Speed, Damon MX 및 Discovery)에 삽입한 다음 0.5° 간격으로 20°까지 비틀림을 가하며 토오크를 측정하여 비교하였는데, 018*025 스테인레스 강 호선으로 측정할 경우 토오크는 적용한 브라켓에 따라 7.5-31 N·mm였으며, 019*025 스테인레스 강 호선의 경우는 15-74 N·mm였다고 하였다. Sifakakis 등 (2013)은 017*025 스테인레스 강 호선을 018 브라켓에 삽입하고 15° 비틀림을 준 경우 발생한 토오크는 12.95-14.33 N·mm 범위였고, 019*025 스테인레스 강 호선을 022 브라켓에 삽입하고 15° 비틀림을 준 경우 발생한 토오크는 6.48-9.32 N·mm 범위였다고 하였다. 따라서 교정용 호선뿐 아니라 브라켓 슬롯 크기도 토오크 생성에 중요한 영향을 줄 수 있는 것으로 보였다.

일반적으로 스테인레스 강은 냉간가공을 통하여 강화 효과를 얻을 수 있는데, 이 경우 높은 인장강도를 얻을 수 있지만 탄성계수는 대부분 감소되어 바람직하지 않은 기계적 특성을 갖게 된다. 1950년대 Rocky Mountain Orthodontics사 (USA)에서는 냉간가공한 스테인레스 강 와이어를 “standard”와 “extra hard grade” 2종으로 세분하여 출시한 바 있고, American Orthodontics사 (USA)에서는 스테인레스 강 와이어를 “Standard”, 열처리하여 인장강도를 증가시킨 “Gold Tone”과 “Super Gold Tone” 3종을 소개하였는데 현재에는 “Standard”와 “Gold Tone”만 출시하고 있다. 3M Unitek사 (USA)에서는 현재 “Standard”, “Resilient” 및 “Hi-T” 등 3종 교정용 스테인레스 강 와이어를 출시하고 있다. 제조사의 설명서에 따르면 Resilient 와이어는 전성 (malleability)과 springback 특성이 모두 우수하여 스테인레스 강 와이어 중에서 가장 많이 사용되고 있으며, HI-T 와이어 보다 성형성이 우수하고 중간 정도의 인장강도를 갖고 있다고 한다. 또한, Standard 와이어는 복잡한 굽힘 또는 loops가 필요한 경우에 추천되고 있는데, Resilient 와이어 또는 HI-T 와이어 보다 전성이 우수하지만 인장강도는 가장 낮은 특징이 있다고 하며, HI-T 와이어는 가장 높은 인장강도를 갖는 특징이 있다고 한다.

Choy 등 (2000)은 다양한 제품으로 출시된 교정용 와이어의 토오크를 측정된 결과 스테인레스 강 와이어의 경우 이론값과 실험값에 차이가 있는 것을 관찰하였는데, 스테인레스 강 와이어 제작과정의 냉간가공 정도가 유사하지 않았기 때문에 추정하였으며 그에 대한 추가 연구가 필요하다고 하였다. Backofen과 Gales (1951)는 냉간가공된 스테인레스 강 와이어를 낮은 온도에서 열처리할 경우 탄성한계 (elastic limit)와 탄성계수 증가 뿐 아니라 인장강도, 피로저항성 및 인성도 증가된다고 하였고, Wilkinson (1962)은 스테인레스 강 와이어를 소둔 열처리 (annealing treatment) 온도 보다 낮은 260-460°C 범위에서 0.5-75 분간 열처리하면 와이어의 인장강도와 비례한도를 향상시킬 수 있지만, 500°C 이상의 온도에서 열처리하면 연화 (softening) 현상이 진행되어 와이어의 인장강도와 비례한도가 감소된다고 하였다. Howe 등 (1968)은 스테인레스 강 와이어를 열처리하면 탄성 특성과 크기 안정성이 개선될 수 있다고 하였고, Goldberg 등 (1977)은 스테인레스 강 와이어의 탄성계수는 제조과정의 심한 냉간가공 때문에 이론값 보다 낮은 값을 보였다고 하였으며, 1010°C에서 열처리할 경우 탄성계수는 증가되지만 항복강도는 감소된다고 하였다. Khier 등 (1988)은 열처리에 따른 스테인레스 강 와이어의 기계적 특성 변화는 와이어 가공 중에 축적된 잔류 응력과 오스테나이트 구조의 상-변환에 의한 것이라고 추정하였다.

Kusy 등 (1988)은 3종 (Standard, Resilient 및 Hi-T)으로 세분되어 출시된 Unitek사 스테인레스 강 와이어의 기계적 특성을 측정하여 비교하였는데, 이중 지름이 018인 원형 와이어의 경우 탄성계수는 Standard 와이어가 195.8 GPA, Resilient 와이어가 203.7 GPA, Hi-T 와이어가 199.1 GPA였고, 0.1% 항복강도는 Standard 와이어가 1.277 GPA, Resilient 와이어가 1.485 GPA, Hi-T 와이어가 1.299 GPA였으며, 최대인장강도는 Standard 와이어가 2.215 GPA, Resilient 와이어가 2.468 GPA, Hi-T 와이어가 2.288 GPA였다고 하였다. 즉, Kusy 등 (1988)의 논문에 의하면 Resilient 와이어의 기계적 특성이 가장 우수하였으며, Standard 와이어와 Hi-T 와이어는 기계적 특성에서 큰 차이를 보이지 않았다. 본 연구에서는 유사한 3가지 유형의 교정용 와이어를 대상으로 토오크를 비교하였는데, 10° 비틀림 조건에서 017*025 각형 와이어의 토오크는 Standard 와이어가 1.91 ± 0.303 N·mm, Resilient 와이어가 2.34 ± 0.344 N·mm, Hi-T 와이어가 1.62 ± 0.179 N·mm였으며, 60° 비틀림 조건에서는 Standard 와이어가 10.67 ± 1.897 N·mm, Resilient 와이어가 12.38 ± 0.936 N·mm, Hi-T 와이어가 9.97 ± 0.380 N·mm를 보여

Resilient 와이어가 가장 큰 토오크 값을 보인 반면, Hi-T 와이어가 가장 작은 값을 보였다. 즉, 스테인레스 강 와이어의 토오크 특성면에서는 Resilient 유형의 와이어가 가장 우수하였다.

결론

본 연구에서는 다양한 스테인레스 강 각형 교정용 와이어를 15 mm 시편으로 준비하여 토오크 특성을 측정된 결과는 다음과 같다.

1. 모든 실험군에서 와이어 시편을 30°까지 비틀림을 가한 경우 토오크 값은 와이어의 굵기에 따라 5.5-10.5 N·mm 범위를 보여 임상에서 유효하게 작용될 수 있는 토오크 범위내에 있었다.
2. 와이어 시편의 굵기가 증가할수록 016*022 와이어와 017*022를 제외한 대부분의 와이어 토오크 값은 유의하게 증가하였는데 ($p < 0.05$), 비틀림 정도가 커질수록 굵기와 생성된 토오크의 상관계수는 증가하였다.
3. 3M Unitek사에서 출시된 동일한 굵기의 와이어 중에서 standard, resilient 및 Hi-T로 구분되는 와이어를 대상으로 측정된 토오크 값을 비교하였다. 제조사에서 인장강도가 중간정도라고 소개한 resilient 와이어의 토오크 평균값이 가장 높았으며, 인장강도가 가장 높다고 소개한 Hi-T 와이어의 토오크 평균값이 가장 낮은 값을 보였다 ($p < 0.05$).
4. 국내·외 6개 제조사에서 출시한 동일한 굵기의 와이어를 대상으로 10° 비틀림을 준 경우에는 제조사에 따라 평균 토오크는 다소 차이를 보여 2개의 그룹으로 분류할 수 있었지만, 비틀림 각도가 30° 이상으로 증가한 경우에는 제조사에 따른 토오크의 유의한 차이는 없었다 ($p > 0.05$).

본 연구 결과 국내에서 사용중인 스테인레스 강 각형 교정용 와이어는 제조사에 관계없이 30° 이상으로 비틀림을 줄 경우 임상 적용에 적절한 토오크를 발휘할 수 있는 것으로 관찰되었다.

참고문헌

- Ankin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Currier F, Sinha P (1996). Fracture strength of ceramic brackets

- during arch wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109:22-27.
- Archambault A, Major TW, Carey JP, Heo G, Badawi H, Major PW (2010a) A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets. *Angle Orthod* 80: 884-889.
- Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores-Mir C (2010b) Torque expression in stainless steel orthodontic brackets. *Angle Orthod* 80:201-210.
- Bachmann J (1983). Torquing of stainless steel and Nitinol wires. *Eur J Orthod* 5:167- 169.
- Backofen WA, Gales GF (1951). The low temperature heat-treatment of stainless steel for orthodontics. *Angle Orthod* 21:117-124.
- Badawi HM, Toogood RW, Carey JPR, Heo G, Major PW (2008). Torque expression of self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 133:721-728.
- Begg PR (1956). Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod* 42:481-510.
- Boester CH, Johnstone LE (1974) A clinical investigation for concepts to differential and optimal force in canine retraction. *Angle Orthod* 44:113-119.
- Brauchli LM, Steineck M, Wichelhaus A (2012). Active and passive self-ligation: a myth? Part 1: torque control. *Angle Orthod* 82:663-669.
- Burstone CJ (1966). The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod*. 36: 99-120.
- Burstone CJ (1981). Variable modulus orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 80: 1-16.
- Choy K, Kim KH, Park YC, Kang CS (2000). Torsional moment of orthodontic wires. *Korea J Orthod* 30:467-473.
- Dellinger EL (1978). A scientific assessment of the straight-wire appliance. *Am J Orthod* 73:290-299.
- Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K (1982). Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod* 82:206-210.
- Feldner JC, Sarkar NK, Sherican JJ, Lancaster DM (1994). In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:265-272.
- Germane N, Bentley BE Jr, Isaacson RJ (1989). Three biologic variables modifying faciolingual tooth angulation by straight-wire appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96:312-319.
- Goldberg AJ, Vanderby R, Burstone CJ (1977). Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires. *J Dent Res* 56:1227-1231.
- Gmyrek H, Bourauel C, Richtet G, Harzer W (2002). Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthod* 63:113-128.
- Hixon EH, Atikian H, Callow GH, McDonald HW, Tacy RJ (1969). Optimal force differential force and anchorage. *Am J Orthod* 5:437-457.
- Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG (1991). Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99:287-293.
- Howe GL, Greener EH, Grimmins DS (1968). Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. *Angle Orthod* 38:244-249.
- Huang Y, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Eliades T, Jäger A, Bourauel C. (2009). Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136: 638-643.
- Jarabak JR (1960). Development of a treatment plan in the light of one's concept of treatment objectives. *Am J Orthod* 46:481-514.
- Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB (2010). Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:623-630.
- Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA (1988). Structure and mechanical properties of as-received and heat-treated stainless steel orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:206-212.
- Kusy RP, Dillely GJ, Whitley JQ (1988). Mechanical properties of stainless steel orthodontic archwires. *Clin Mater* 3:41-59.
- Kusy RP, Greenberg AR (1981). Effect of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wire. *Angle Orthod* 51:325-340.
- Larson BE, Kusy RP, Whitley JQ (1987). Torsional elastic property measurement of selected orthodontic arch wire. *Clin Mater* 2:165-179.

- Lim JH, Kim SC (1994). A study on the torque effect of orthodontic wires. *Korea J Orthod* 24:87-94.
- Meling TR, Ødegaard J, Meling EØ (1997). On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:310-320.
- Meling TR, Ødegaard J (1998a). On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:546-557.
- Meling TR, Ødegaard J (1998b). The effect of cross-sectional dimensional variations of square and rectangular chrome-cobalt archwires on torsion. *Angle Orthod* 68:239-248.
- Morina E, Eliades T, Pandis N, Jäger A, Bourauel C (2008). Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. *Eur J Orthod* 30:233-238.
- Nikolai RJ (1985). Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. Philadelphia: Lea & Febiger, p. 136.
- Nikolai RJ (1995). Elastic responses to longitudinal torsion of single-strand, rectangular, orthodontic archwire segments. *Dent Mater* 11:169-176.
- Raphael E, Sandrik JL, Klapper L (1981). Rotation of rectangular wire in rectangular molar tubes. Part 1. *Am J Orthod* 80:136-144.
- Reitan K (1957). Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 43:32-45.
- Reitan K (1964). Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod* 34:244-253.
- Ren J, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM (2003). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A systematic literature review. *Angle Orthod* 73:86-92.
- Ren J, Maltha JC, Vant't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM (2004). Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:71-77.
- Ricketts RM (1998). The wisdom of the bioprogressive [jo;psplhy]. *Semin Orthod* 4:201-209.
- Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Christos K, Bourauel C (2013). Torque expression of 0.018 and 0.022 inch conventional brackets. *Eur J Orthod* [Epub ahead].
- Storey E, Smith R (1952). The importance of force in orthodontics. *Aus J Orthod* 56:291-304.
- Wagner JA, Nikolai RJ (1985). Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. *Angle Orthod* 55:37-50.
- Wainwright WM (1973). Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 64:278-302.
- Wilkinson JV (1962). Some metallurgical aspects of orthodontic stainless steel. *Am J Orthod* 48:192-206.
- Yoshikawa DK, Burstone CJ, Goldberg AJ, Morton J (1981). Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. *J Dent Res* 60:139-145.