

교정용 와이어의 비틀림 모멘트

최 광 철¹⁾ · 김 경 호²⁾ · 박 영 철³⁾ · 강 창 수⁴⁾

각형 호선이 edgewise 브라켓에 삽입되면 first, second order는 bending에 의해, third order는 torsion(비틀림)에 의해 3차원적인 force system이 발생한다. Bending에 관하여는 분석적 그리고 실험적인 많은 연구가 보고 되어 있는 반면 비틀림에 관해서는 상대적으로 많은 연구가 이루어 지지 않았다. 본 연구의 목적은 각형 와이어의 재료와 단면의 형태가 와이어의 비틀림 모멘트에 어떻게 영향을 주는지를 이론적, 실험적으로 밝혀서 임상적으로 적절한 모멘트를 가할 때 호선의 재료와 굵기를 합리적으로 선택할 수 있도록 하는데 있다. 실험재료로는 third order 조절을 위해 가장 많이 사용하는 호선을 사용하였다. 크기별로 0.016×0.022, 0.017×0.025, 0.019×0.025인치 그리고 재료로는 stainless steel (Ormco), TMA (Ormco), NiTi (Ormco), 그리고 braided stainless steel (DentaFlex, Dentaurum) 네 가지를 사용하여 총 12개의 조합을 사용하였다. Torsion formula를 이용하여 비틀림 강성 (torque/twist rate)을 계산하였고 torque gauge를 이용하여 비틀림 강성, 항복 비틀림 모멘트 (yield torsional moment), 그리고 최대 비틀림 모멘트 (ultimate torsional moment)를 측정하였다. Torsion formula에 의하면 비틀림 강성 (T/θ)은 재료적인 특성(G)과 호선의 단면의 특성(J)에 비례하고 호선의 길이(L)에 반비례한다. 대부분의 실험치는 이론적인 값과 비슷하게 나타났다.

주요단어: 생역학, 항복 비틀림 모멘트, 최대 비틀림 모멘트, 비틀림 강성

서 론

교정력의 크기를 조절하기 위해서 과거에는 재료의 선택폭이 많지 않았기 때문에 힘의 크기를 조절하기 위해서 주로 호선의 굵기 또는 모양을 조절하는 방법을 사용하였다. 즉 초기 치아 배열 시 힘의 크기를 줄이기 위해서 각형 보다는 원형을, 그리고 보다가는 호선을 사용하였다. 그러나 최근에 새로이 개발된 여러 가지 재료를 이용함으로써 호선의 굵기는 일

정하게 유지한 채 재료를 TMA나 NiTi와 같은 형상 기억합금 또는 여러 가닥이 꼬인 호선을 사용하여 치료 초기부터 3차원적으로 치아의 위치를 조절 할 수 있게 되었다. 각형 호선을 사용하면 여러 가지 장점이 많다. 임상가는 목적에 따라 브라켓을 호선을 따라 활주시킬 것인지(sliding) 또는 견고하게 묶을 것인지(stabilizing)에 따라서 브라켓과 호선간의 유격(play)을 먼저 설정하여 굵기를 정하고 그 굵기에서 적절한 재료를 선택함으로써 힘의 크기 또는 모멘트를 조절할 수 있다.¹⁾ 호선이 first 또는 second order로 변형되어 브라켓에 삽입되는 경우는 기본적으로 bending에 의한 변형으로 분석적인 방법, 실험적인 방법 등 여러 가지 방법을 이용하여 직접, 간접적으로 그 힘과 모멘트의 크기를 알 수 있는 방법들이 소개 되어있다.²⁻⁶⁾ 그러나 초기 치아배열 시에 호선은 bending될 뿐만 아니라 비틀려서 브라켓에 삽입되기 때문에 비틀림(torsion) 시 force system에 대한 정보가 있어야만 3차원적인 호선의 force system을 충분히 설명할

¹⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실 영동세브란스 병원, 조교수, 두개안면기형연구소 연구원

²⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실 영동세브란스병원, 부교수, 두개안면기형연구소 연구원

³⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실 교수, 두개안면기형연구소 연구원

⁴⁾ 연세대학교 치과대학 교정학교실 영동세브란스병원, 전공의

* 이 연구는 1998년도 연세대학교 학술연구비의 지원을 받아 수행되었습니다.

수 있다. 초기 치아 배열 시 강성(stiffness)이 낮은 호선으로부터 굵은 호선으로, 또는 NiTi로부터 stainless steel로 modulus of elasticity가 큰 호선으로 교환하게 되는데 이때 호선의 굵기나 재료학적 특성이 호선의 비틀림 모멘트에 영향을 주게 되는데 이에 대한 연구는 그리 많지 않다.⁷⁻¹¹⁾ 본 연구의 목적은 각형 와이어의 재료와 단면의 형태가 와이어의 비틀림 모멘트에 어떻게 영향을 주는지를 이론적, 실험적으로 밝혀서 임상적으로 적절한 모멘트를 가할 때 호선의 재료와 굵기를 합리적으로 선택할 수 있도록 하는데 있다.

연구 재료 및 방법

와이어 단면의 크기는 임상에서 주로 사용하는 0.016×0.022, 0.017×0.025, 0.019×0.025 인치의 각형 와이어를 사용하였고, 재료는 stainless steel (Ormco), TMA (Ormco), NiTi (Ormco), Braided stainless steel (DentaFlex, Dentaurum)를 사용하였다

비틀린 각도와 모멘트를 측정하기 위하여 사용한 측정기기는 두개의 Jacob chuck으로 구성되어 있는데, 아래쪽의 chuck은 고정되어 있고, 위쪽의chuck은 마찰 없이 자유롭게 회전할 수 있으며 상하로 이동하면서 chuck간 거리 (inter-chuck distance)를 조절할 수 있도록 되어 있다. 위쪽 chuck과 동축선 상에 연장부(extension)를 부착하고 torque gauge(651X-4M Data Instruments Inc.)를 장착하였다. Torque gauge는 최대 6000 gmm까지 최소 250 gmm까지 측정할 수 있다. 연장부의 측면으로 바늘을 장착하고 비틀린 각도를 측정하도록 각도계를 부착하였다 (Fig 1).

와이어의 길이는 평균적인 브라켓간 거리인 7 mm로 고정하고 호선에 가한 비틀림 모멘트를 250 gmm씩 증가시키면서 영구변형이 관찰될 때 까지 비틀림 각도를 0.5°까지 측정하였다. 각 경우 당 5개의 와이어를 측정하여 5° offset에서의 항복 비틀림 모멘트 (yield torsional moment), 최대 비틀림 모멘트 (ultimate torsional moment), 그리고 비틀림 강성을 구하였다. NiTi는 온도에 의해 물리적인 성질이 영향을 받으므로 실험실 온도를 25°C로 유지하였다. 임상적으로 torque는 third order angulation을 의미하기도 하지만 공학적으로 torque는 비틀림 모멘트에 대해서 구조물 내에 발생하는 크기는 같고 방향은 반대인 반작용을 의미하므로 본 논문에서 torque는 third

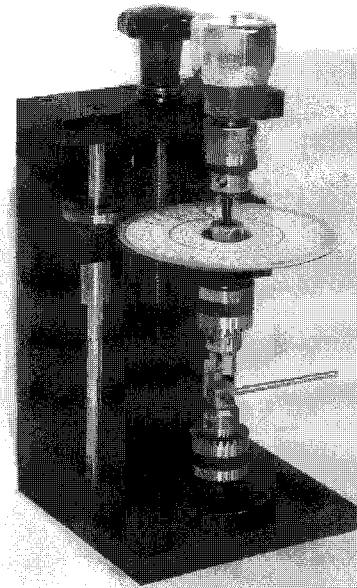


Fig. 1. Torque gauge. Wire was fixed with upper and lower Jacob chucks. Torsional moment was measured with torque gauge and angle of twist was measured with protractor.

order angulation이 아닌 torsional moment와 같은 의미로 사용하였다.

1. 항복 비틀림 모멘트 (Yield torsional moment, T_y)

각형 호선이 비틀리면서 발생하는 모멘트는 일반적으로 Fig. 2와 같은 형태를 보인다. 비틀리기 시작하면서 (loading) Hooke의 법칙에 따라서 비교적 직선적으로 모멘트가 증가하다가 완만하게 곡선의 형태를 보이며 수평선에 가까운 평탄한 형태(plateau)를 나타낸다. Unloading시는 비틀린 각도와는 상관없이 초기에 직선적으로 증가하던 기울기와 같은 각도로 직선적으로 다시 내려온다.

탄성 범위와 소성 범위간에는 완만하게 기울기가 변화하기 때문에 정확하게 그 경계부위를 찾아내기 어렵다. 따라서 임상적으로 무시할 만한 영구 변형의 양을 미리 정하고 그 만큼의 변형이 일어나는 모멘트의 크기를 항복 모멘트라고 하고 이때 미리 정한 변형량을 그 항복 모멘트의 offset값 이라고 한다. Fig. 2에서 offset을 5°로 하면 이때의 항복 모멘트는 2750 gmm이다. 항복 모멘트 이상의 모멘트를 호선에 가하

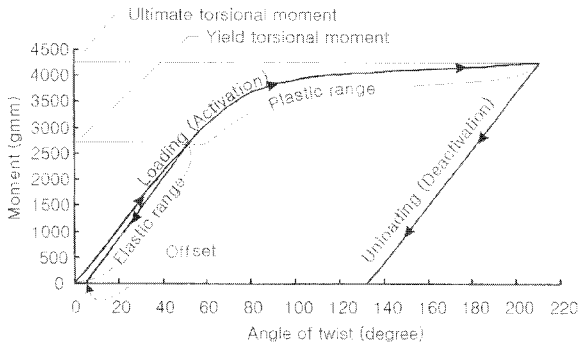


Fig. 2. General behavior of wire under torsion. See text for explanation.

면 호선은 영구변형이 일어나서 원래 호선의 형태로 치아가 배열되지 못한다.

2. 최대 비틀림 모멘트 (Ultimate torsional moment, T_u)

최대 비틀림 모멘트는 그 호선이 최대한 발휘할 수 있는 모멘트의 크기를 의미 하는 것으로 곡선의 plateau부위(거의 평탄한 부위)의 모멘트를 말한다 (Fig. 2). 즉 소성 범위에 들어서서 아무리 많이 비틀려도 4250 gmm이상의 모멘트는 나타나지 않음을 알 수 있다. 이 상태에서는 모든 부위에서 소성 변형이 일어나지만 잔여 응력(residual stress) 때문에 unloading시는 탄성 범위와 평행하게 내려오음을 보여 주고 있다. 즉 아무리 호선을 많이 비틀어 삽입하여도 최대 비틀림 모멘트 이상은 치아에 발생하지 않는다. 원형 호선에서는 이론적으로 $T_u = 4/3 T_y$ 가 된다.¹²⁾

3. 비틀림 강성 (Torque/twist rate, T/θ)

탄성 범위 또는 unloading시의 직선의 기울기를 말한다. 즉 단위 각도 당 비틀림 모멘트의 크기를 말한다. 이를 이용하면 원하는 모멘트를 얻기 위한 비틀림 각도를 알 수 있다. Bending시 load / deflection rate 과 같은 의미로 비틀림 강성이 낮을 수록 보다 약하고 지속적인 모멘트를 치아에 가할 수 있다.

4. Torsion formula

원형 호선이 비틀리는 경우에는 그 단면의 형태가 원형을 그대로 유지하는데 반해서 각형 호선이 비틀

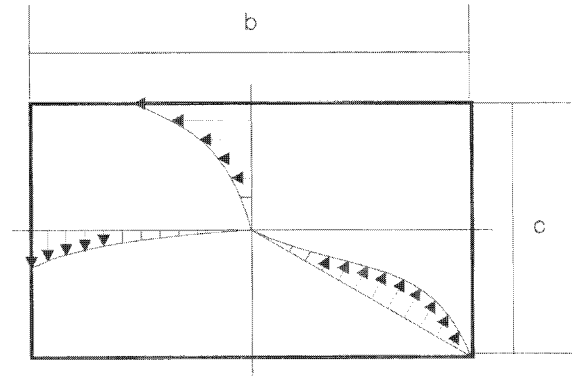


Fig. 3. Pattern of stress distribution of rectangular wire cross section. Each corner does not show any shear stress, while most periphery show maximum stress in round cross section.

리는 경우에는 그 형태가 원래의 사각형과 다르게 나타난다. 그 이유는 비틀림 시 Fig. 3처럼 호선의 단면에 나타나는 응력분포가 선형적으로 나타나지 않기 때문이다.¹²⁾ 비틀림 각도와 torque간의 정확한 관계는 복잡하기 때문에 근사식을 사용하며 이는 다음과 같다.

$$\theta = \frac{TL}{JG}$$

(θ : angle of twist, T: applied torsional moment, L: length of wire, J: polar moment of inertia, G: modulus of rigidity)

원형 호선의 경우에는 $J = \frac{\pi d^4}{32}$

(d: diameter of wire)이며 각형 호선에서는 근사적으로

$$J = \frac{\pi c^2 b \sqrt{c^2 + b^2}}{32} \text{ (항상 } c < b \text{)}^{13)}$$

따라서 비틀림 강성(T/θ)은 재료학적인 특성인 G와 호선의 단면의 특성인 J에 비례하고 호선의 길이(L)에 반비례함을 알 수 있다.

연구 결과

와이어의 종류와 단면의 크기에 따른 결과를 Table 1에 요약하였다. 호선의 크기와 재료별로 쉽게 비교

Table 1. T_y , T_u , Torque/twist rate, and relative stiffness in accordance with wire material and cross section.

Material	Cross section (inch)	T_y (gmm)	T_u (gmm)	Torque/twist rate (gmm/deg)	Relative stiffness (Experiment)	Relative stiffness (Calculation)
Stainless steel	016×022	2750±250	4250±250	56.0±2.9	0.62	0.70
	017×025	3000±250	5750±250	89.7±5.7	1.00	1.00
	019×025	4000±250	6000±250	101.0±4.9	1.13	1.30
TMA	016×022	1750±250	2750±250	27.1±1.6	0.30	0.31
	017×025	2500±250	3500±250	39.8±1.5	0.44	0.44
	019×025	3250±250	4250±250	51.3±2.3	0.57	0.57
NiTi	016×022	750±250	N/A	24.3±4.9	0.27	N/A
				2.1±0.7	0.02	N/A
	017×025	1750±250	N/A	32.1±2.8	0.36	N/A
				5.7±2.7	0.06	N/A
				38.8±3.8	0.43	N/A
5.7±2.5	0.06	N/A				
Braided	016×022	500±250	N/A	8.7±1.0	0.10	N/A
	017×025	750±250	N/A	13.0±1.8	0.14	N/A
	019×025	750±250	N/A	15.2±1.5	0.17	N/A

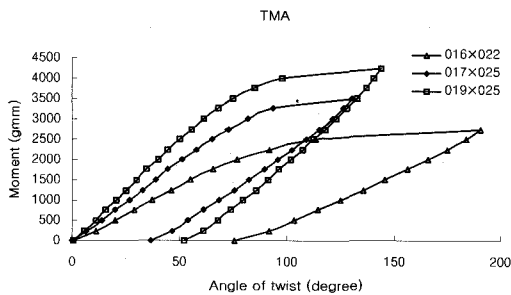


Fig. 4. Difference of TMA wires in accordance with varying cross section. Stiffness is proportional to polar moment of inertia (J) in same material.

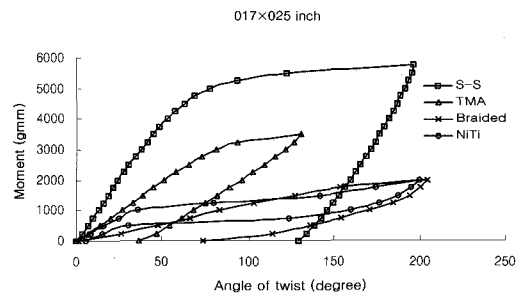


Fig. 5. Difference of 0.017×0.025 inch wires in accordance with materials. Stiffness is proportional to modulus of rigidity (G) in same cross section.

하기 위하여 실험치에 의한 relative stiffness를 표시 하였다.

1. 크기에 따른 차이

호선의 크기는 제작될 때의 오차가 있겠지만 이론적으로 단면의 크기에 따른 relative stiffness는 J

(polar moment of inertia)에 비례하게 되는데 근사식에 의하면 0.017×0.025 을 1로 하였을 때, 0.016×0.022 는 0.7, 그리고 0.019×0.025 의 경우는 1.3이다. Stainless steel의 경우에는 이론대로 정확하지는 않지만 TMA의 경우에는 $0.30:0.44:0.57=0.7:1.0:1.3$ 으로 실험치와 이론치가 거의 비슷하였다(Fig. 4, Table 1). Braided의 경우에는 단면의 형태에 따라 stiffness가 변화할 필요는 없고 이론적인 유도가 불가능하지만 대체적으로 단면이 커지면서 stiffness도 증가함을 보였다. NiTi는 초탄성 현상을 보이므로 일정한 stiffness를 구할 수는 없지만 역시 굽기가 증가하면서 stiffness도 증가하였다.

2. 재료에 따른 차이

재료에 따른 stiffness의 차이는 stainless steel과 TMA는 측정 방법에 따라서 다르지만 G (modulus of rigidity)에 비례한다. Stainless steel을 1로 하였을 때 TMA는 0.48, NiTi는 small deflection 시 0.39, large deflection 시 0.05를 보였다. Braided의 경우에는 0.15를 나타냈다.

Fig. 5에 대표적으로 각 재료별로 0.017×0.025 인치 와이어에서 나타나는 torque twist관계를 보여 준다. Stainless steel과 TMA는 특징적인 직선적 unloading curve를 보이지만 NiTi는 비틀림 변형(shearing stress)에 의해서 phase transformation을 보이는 특징적인 초탄성 현상을 보이게 되는데, austenite상태에서는 크고 martensite상태에서는 작은 비교적 뚜렷한 두 가지의 기울기를 보였다. Braided의 경우에는 직선적인 unloading curve를 보이지 않았다.

총괄 및 고찰

아직까지 치아의 이동에 가장 적절한 모멘트의 양은 알려져 있지 않다. 더욱이 힘과 모멘트가 동시에 가해지는 경우에는 치주인대 내에 매우 다양한 양상의 응력 분포가 나타나게 되므로 가한 모멘트의 양에 따라 이것이 적절한 양인지 판단하는 것은 간단하지 않다¹⁴⁾. 또한 삽입된 와이어의 재료와 굽기를 선택하는 것은 술자의 감각 그리고 임상적인 경험에만 의존하였다. 따라서 와이어를 새로 교환하거나 기존의 호선을 더 비틀어 삽입하는 경우에 모멘트가 얼마나 증가하는지 또는 감소하는지를 보다 객관적으로 알아야 할 필요가 있다. Table 1에서 알 수 있듯이 $0.016 \times$

0.022 stainless steel 과 0.019×0.025 TMA는 서로 비슷한 비틀림 강성, T_y , 그리고 T_v 를 보임을 알 수 있다.

호선의 비틀림 강성은 단위 각도만큼 비틀 때 증가하는 모멘트의 양으로서 비틀린 각도를 알 수 있다면 적용된 모멘트의 양을 알 수 있다. 예를 들어 과도히 순측경사가 되어있는 견치에 약 1000 gmm의 lingual crown torque를 가하기 위하여 제 1 대구치의 보조 튜브와 견치 브라켓간에 0.017×0.025 TMA wire를 사용하고 브라켓 간 간격이 14 mm라고 가정하면 Table 1에서 보이는 바와 같이 브라켓 간 거리 7 mm를 기준으로 1° 당 39.8 gmm의 모멘트가 발생하므로 $(1000 / 39.8) \times 2 = 50^\circ$ 를 비틀어 삽입하면 원하는 모멘트인 1000 gmm를 얻을 수 있다. 모멘트에 의해서 치아가 이동되면서 모멘트의 크기는 작아지게 되는데, 모멘트가 보다 지속적으로 나타나게 하기 위해서는 비틀림 강성이 낮은 호선을 사용하여 많이 비틀어 삽입하는 것이 좋다. 이 원리는 약하고 지속적인 힘을 주기 위하여 낮은 load / deflection rate의 호선을 사용하는 것과 같다¹⁵⁾.

호선이 과도하게 비틀려 항복 비틀림 모멘트 이상 가해서 삽입되는 경우 영구 변형이 일어나기 시작한다. 영구 변형은 일어나지만 unloading은 NiTi를 제외하고는 비교적 직선적으로 나타나고 단지 원래의 각도까지 도달하지 못하므로 다시 작동을 시켜야 원하는 원래의 각도까지 치아를 이동시킬 수 있다. 최대 비틀림 모멘트는 호선이 최대한 발휘할 수 있는 모멘트로서 아무리 비틀어도 그 이상의 모멘트가 발생하지 않는다. 가령 0.016×0.022 TMA는 아무리 비틀어도 2750 gmm이상의 모멘트는 발생하지 않는다. 따라서 하나의 안전 장치로 간주할 수 있다. 그러나 항복 비틀림 모멘트 또는 최대 비틀림 모멘트가 너무 낮으면 저작등 기능적인 힘에도 영구 변형될 수 있으므로 가능한 한 큰 것이 역학적으로는 안정된 force system을 제공한다고 볼 수 있다.

Stainless steel의 경우는 이론적인 값과 실험값이 다소 큰 차이를 보였는데, 이는 stainless steel의 제작 과정에서 일어나는 drawing 및 rolling에 의한 것으로 생각된다. 특히 가는 호선을 제작할 때 이러한 cold work이 많이 발생하며 이에 대한 더 자세한 연구가 필요할 것이다.

NiTi의 경우에는 모든 종류의 재료는 stress와 strain이 선형적인 관계를 보인다는 Hooke의 법칙에 위배되는 것처럼 보이지만 실제로는 비틀림 stress에

의해서 NiTi의 결정구조가 austenite에서 martensite로 바뀌는 것이기 때문에 완만하게 변화하기는 하지만 두 가지의 뚜렷한 기울기를 보이게 된다. Unloading curve를 보면 초기에는 비교적 급격하게 떨어지지만 그 후 거의 일정한 모멘트를 유지하는 것을 볼 수 있다 (Fig. 5의 NiTi 곡선). NiTi는 소량의 다른 첨가물에 의해서 다양한 transition temperature를 보이고 온도 그리고 시간에 따라 매우 다양한 torque twist curve를 보이지만 모두 기본적으로 뚜렷한 두 가지 기울기를 보이는 초탄성 현상을 보인다¹⁶⁾.

Braided stainless steel의 경우에는 각 fiber간의 마찰력으로 인해서 stainless steel이나 TMA와 같은 solid material이 보이는 선형적인 관계를 보이지는 않지만 비틀림 강성이 매우 낮은 마치 stainless steel과는 전혀 다른 독특한 재료인 것처럼 나타난다. 이는 아마도 fiber의 갯수나 꼬아진 형태에 의해서 영향을 받을 것이다.

요 약

여러 가지 재료와 굵기의 호선이 사용되는 경우 torque/twist rate은 여러 가지 변수에 영향을 받게 된다. 이에 대하여 이론적으로 고찰하였으며 실험적으로 확인하였다. 임상적으로 영구변형이 일어나기 시작하는 비틀림 모멘트와 최대한으로 발휘할 수 있는 비틀림 모멘트도 구하였다. 이를 이용하여 주어진 상황에서 호선을 교환함으로써 torque를 증가시키거나 감소시키고자 하는 경우 상대적인 stiffness를 이용하여 합리적으로 호선의 재료와 굵기를 선택할 수 있다.

참 고 문 헌

1. Burstone CJ. Variable modulus orthodontics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1981 : 80 : 1-16.
2. 최광철, 손병화. Continuous straight archwire에 의하여 발생하는 force system의 분석. 대치교정지 1996 : 26 : 181-90.
3. Yoshikawa DK, Burstone CJ, Goldberg AJ, Morton J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. J Dent Res 1981 : 60 : 130-45.

4. Goldberg AJ, Burstone CJ, Koenig HA. Plastic deformation of orthodontic wire. J Dent Res 1983 : 62 : 1016-20.
5. Burstone CJ, Goldberg AJ. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1983 : 84 : 95-103.
6. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod 1974 : 65 : 270-89.
7. Wagner JA, Nikolai RJ. Stiffness of incisor segments of edgewise arches in torsion and bending. Angle Orthod 1985 : 55 : 37-50.
8. Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. Am J Orthod Dentofac Orthop 1982 : 82 : 206-10.
9. Meling TR, Ødegaard J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel-titanium arch wires. Am J Orthod Dentofac Orthop 1998 : 113 : 546-57.
10. Meling TR, Ødegaard J. The effect of cross-sectional dimensional variations of square and rectangular chrome-cobalt archwires on torsion. Angle Orthod 1998 : 68 : 239-48.
11. Meling TR, Ødegaard J, Meling EO. On mechanical properties of square and rectangular stainless steel wires tested in torsion. Am J Orthod Dentofac Orthop 1997 : 111 : 310-20.
12. Popov EP. Mechanics of materials. Englewood Cliffs:Prentice-Hall 2nd Ed., 1978 : 74-5.
13. Thurrow RC. Edgewise orthodontics. St. Louis:C.V. Mosby 4th Ed., 1982 : 329-30.
14. Choy K, Pae E, Park Y, Kim K, Burstone CJ. Effects of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. Am J Orthod Dentofac Orthop 2000 : 117 : 98-105.
15. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod 1961 : 31 : 1-14.
16. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy. Am J Orthod Dentofac Orthop 1985 : 87 : 445-52.

-ABSTRACT-

Torsional moment of orthodontic wires

Kwangchul Choy¹⁾, Kyung-Ho Kim²⁾, Young-Chel Park³⁾, Chang-Soo Kang⁴⁾

¹⁾Assistant Professor, ²⁾Associate Professor, Dept. of Orthodontics, Yonsei University,
Yongdong Severance Hosp. Researcher, Institute of Craniofacial Anomaly

³⁾Professor, Dept. of Orthodontics, Yonsei University, Researcher, Institute of Craniofacial Anomaly

⁴⁾Resident, Dept of Orthodontics, Yonsei University, Yongdong Severance Hosp.

As a rectangular wire is inserted into edgewise brackets the wire exerts a force system three-dimensionally. The force system may include bending force in first and second orders and a torsional force in third order. Analytical and experimental studies on bending force have been introduced, but information about torsion is still lack. The purpose of this study was to estimate the torsional moment in the force system of rectangular arch wires through theoretical and experimental studies. Wires most frequently used for third order control were selected as study materials. Cross sections of 0.016×0.022, 0.017×0.025, 0.019×0.025 inch rectangular wires in four different materials such as stainless steel (Ormco), TMA (Ormco), NiTi (Ormco), and braided stainless steel (DentaFlex, Dentaureum) were used. The torque/twist rate of each test material was calculated using the torsion formula. Torque/twist rate, yield torsional moment, and ultimate torsional moment were measured with a torque gauge. The torsion formula assesses that the torque/twist rate (T/θ) is proportional to the characteristics of material (G) and cross section (J), and is inversely proportional to the length of wire (L). Most experimental results corresponded with the formula. The relative stiffness was calculated for reference to a logical sequence of wire changes.

KOREA. J. ORTHOD. 2000 ; 30 : 467-473

※ **Key words** : biomechanics, torsion, yield torsional moment, ultimate torsional moment, torque/twist rate