

브라켓의 수직적 변위에 따른 마찰이 NiTi wire의 힘과 모멘트에 미치는 영향

박재범^a · 유지아^b · 모성서^c · 최광철^d · 김윤지^e · 한성호^f · 국윤아^g

본 연구는 초탄성 니켈-타이타늄 wire로 수직적 높이 차이가 있는 치아의 leveling 과정을 재현하여 wire의 size와 결찰방법에 따른 force system의 변화를 알아보고 여기에 마찰력의 영향에 대해서 알아보고자 하였다. 브라켓은 0.018" slot의 standard twin bracket을 사용하였으며 교정용 wire는 0.014", 0.016" 그리고 0.016" × 0.022" NiTi를 이용하였고 수직적인 높이는 0에서 5 mm까지 1 mm 간격으로 부하와 탈부하 과정을 실험하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 마찰력은 loading 시 wire의 stiffness를 증가시켰으며, 0.014" NiTi를 O-ring 결찰을 한 경우에 현저한 stiffness의 증가를 나타내었다. Light wire (0.014)는 수직적으로 5 mm 변위된 치아의 이동 시 2 mm, 0.016"는 3 mm, 0.016" × 0.022"는 4 mm까지의 이동에 유용한 것으로 분석되었다. 본 연구결과는 수직적 변위가 큰 경우에 light wire조차도 적절한 힘을 발휘하지 않은 것으로 나타났다. (대치교정지 2011;41(5):337-345)

주요 단어: 스테인레스 스틸 결찰법, 힘과 모멘트, 마찰력, 수직적 변위

서론

교정치료 과정에서 브라켓과 교정용 선재 사이에 발생하는 마찰에 대한 이해는 치아 주위조직의 손상 없이 가능한 빠르고 정확하게 치아를 움직이기 위해서 중요하다. 임상에서는 저항 중심을 지나지 않는 교정력에 의하여 모멘트가 발생되고 이로 인해 브라켓과 선재 간의 binding으로 인해 마찰력이 변화한다.^{1,2}

이러한 마찰력의 영향에 관한 연구에서 Frank와 Nikolai는 선재의 굵기와 단면의 형태, 브라켓 폭경 등의 마찰력에 영향을 미쳐 브라켓 폭경이 증가할 수록 마찰력이 증가하고, 단면의 형태가 원형에서

정사각형, 직사각형으로 증가함에 따라 증가한다고 하였다.³ Pratten 등은 브라켓의 재질에 따라 마찰력에 차이를 보인다고 보고하였다.^{4,5}

마찰력은 결찰방법에 의해 좌우된다는 연구도 있었으며, 마찰을 줄이기 위해 자가결찰 브라켓 이외에도 일반 브라켓을 사용하면서 마찰력을 감소시킬 목적으로 Leone slide 결찰 방법도 소개되었다.⁶⁻¹³

이상적인 교정용 wire를 불규칙하게 배열된 브라켓에 삽입했을 때 발생하는 force system을 규명하기 위한 선학들의 여러 연구가 있었지만,¹⁴⁻¹⁷ 이러한 연구들은 찌힘이 발생할 수 없는 브라켓을 모델로 하였거나 치아배열의 다양성을 고려하지 않았다.

Burstone와 Koenig는 간단한 step과 v bend의 위치에 따라서 force system에 큰 차이가 있으며 특정 상황에서는 브라켓과 교정용 wire 사이에 미끄러짐이 일어나지 않는 상태를 보고하였다.^{18,19}

초탄성 NiTi wire의 성질에 대해서는 하중 변위 곡선이나 마찰력 그리고 변이온도에 관한 연구 등이 이루어져 있고,^{14,18} Heo와 Baek²⁰은 수직, 수평적 변위 시 브라켓의 종류에 따른 마찰력의 차이에 관해 연구하였으나, 다양한 size의 wire를 사용하여 치아의 수직 변위 정도에 따라 나타나는 force system을 측정 한 연구는 거의 이루어지지 않았다.

^a대학원생, 가톨릭대학교 임상치과대학원 교정과.

^b전공의, 가톨릭대학교 서울성모병원 치과교정과.

^c부교수, ^d교수, ^e교수, 가톨릭대학교 임상치과대학원 치과교정과.

^f개원의.

^g임상조교수, 가톨릭대학교 성빈센트병원 치과교정과.

교신저자: 한성호.

경기도 수원시 팔달구 지동 93-6 가톨릭대학교 성빈센트병원 치과교정과.

031-249-7670; e-mail, seonghh@hotmail.com.

원고접수일: 2011년 3월 16일 / 원고최종수정일: 2011년 6월 9일 /

원고채택일: 2011년 6월 10일.

http://dx.doi.org/10.4041/kjod.2011.41.5.337

이 연구의 목적은 수직적 변위 차이가 있는 치아의 leveling 과정을 재현하여 wire의 size와 결찰방법에 따라 치아에 전달되는 force system의 변화를 알아보고 여기에 마찰력이 미치는 영향에 대해서 알아보고자 하였다.

연구방법

재료

본 실험에서 사용한 교정용 브라켓은 0.018 slot size Stainless Steel 재질의 하악 중절치용 standard twin bracket (Tomy Co., Sendai, Japan)이며, 교정용 wire로는 0.014", 0.016" 그리고 0.016" × 0.022" NiTi

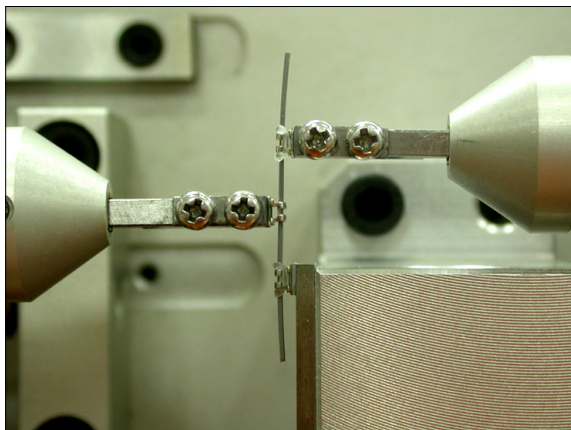


Fig 1. Each sensor was bonded with a bracket, and wire was applied passively. The position of each sensor was then adjusted precisely, setting the initial force and moment to 0.

(Sentalloy[®], Tomy Co., Sendai, Japan)를 사용하였다.

결찰재로는 0.009 Stainless Steel ligation과 elastic module (O-ring, Dispense-a-tie ligature clear, TP Orthodontics Inc., IN, USA)를 사용하였다.

본 연구에서 사용된 교정용 wire의 크기를 5회 실측한 평균값은 0.014" NiTi는 0.35" mm, 0.016" NiTi는 0.40 mm, 0.016" × 0.022" NiTi는 0.40" × 0.56" mm이며 0.009 결찰선은 0.24 mm였다.

방법

시편제작

두 개의 브라켓은 sensor와 연결된 블록에 또 다른 브라켓은 sensor에 연결이 되지 않고 frame에 고정된 블록에 자가중합형 레진 Super C Ortho[®] (AMCO international, W. Conshohocken, PA, USA)를 이용하여 접착하였다. 세 개의 브라켓은 바닥에 평행하고 wire의 만곡에 일치하며, 브라켓 간 간격은 7 mm로 유지하였으며 서로 높이 차이가 없이 평행하게 배열하였다 (Fig 1).

Straight wire를 사용하여 평행함을 확인하였으며, 브라켓은 가운데 것을 A로, 센서가 달린 외측의 것은 B라고 명명하였다 (Fig 2).

사용할 0.014", 0.016" 그리고 0.016" × 0.022" NiTi wire는 구치부에 해당되는 distal segment 부위를 50 mm가 되도록 자른 후 사용하였다.

측정

브라켓에서 발생하는 힘과 모멘트를 실시간으로

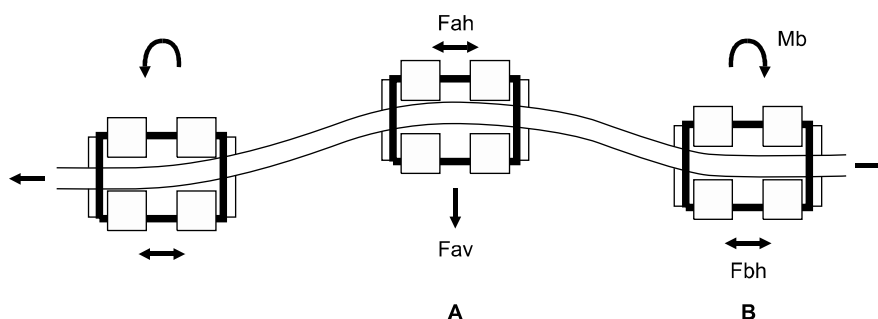


Fig 2. Force system at bracket/wire interface. Moment in clockwise direction (+). Force in right and upward direction (+). **A**, Bracket located in the middle for displacement; **B**, laterally positioned bracket connected to sensor. Fav, Vertical force measured on bracket A (signal +: ↑); Fbh, horizontal force measured on bracket B (signal +: →); Mb, moment measured on bracket B (signal +: ↻).

측정할 수 있는 측정 센서(OrthoMeasure, Young Research & Development, Inc., Avon, CT, USA)를 원하는 위치에 장착하기 위해서 frame을 제작하였으며 각각의 측정센서를 원하는 위치 및 높이로 이동할 수 있도록 fixture를 제작하였다.

50 mm로 절단한 0.014" NiTi를 브라켓에 위치시킨 후 0.012" Stainless Steel wire를 덧대고 그 위에 0.009" Stainless Steel 결찰선으로 단단하게 결찰한 후에 0.012" Stainless Steel wire를 제거하여 결찰이 느슨하도록 하는 Meling 등²¹의 방법에 따라 동일한 사람이 결찰하였다.

가운데 브라켓을 1 mm 올린 후 indicator에 수직로 나타나는 A 브라켓에서 발생하는 수직적인 힘(Fav), B 브라켓에서 발생하는 수평적인 힘(Fbh)과 모멘트(Mb)를 컴퓨터에 입력하였다 (Fig 2). 다시 1 mm씩 높이를 증가시켜서 5 mm 높이까지 같은 과정을 반복하였다. 그 후 거꾸로 1 mm씩 높이를 낮추어서 0 mm까지 같은 과정을 반복하였다.

각 wire는 1회의 실험이 끝나면 버리고 새 wire로 바꾸어서 실험하였다. 0.014", 0.016" 그리고 0.016" × 0.022" NiTi wire마다 각 5회씩 실험을 하였다.

결찰 방법을 elastic module (O-ring)으로 바꾸어 실험을 위와 조건이 동일하게 시행하였다.

연구성적

SS 결찰의 경우

브라켓에서 수직방향의 힘

0.014" NiTi는 activation되는 과정에서 서서히 값이 증가하다가 3 mm부터는 plateau에 가까운 선형으로 증가하였으며 deactivation 과정 중에 3 mm까지 급격한 감소 후 그 후 0 mm까지는 마찬가지로 plateau를 이루었다. 0.016" NiTi는 activation되는 구간에서 activation 양이 증가함에 따라 값의 증가를 보였으며 deactivation 구간 2, 1 mm에서 plateau를 보였다. 한편, 0.016" × 0.022" NiTi는 activation과 deactivation 구간 모두에서 plateau 양상은 보이지 않았다. 0.014"는 5 mm까지 activation 후에 deactivation되는 구간의 4 mm에서 63%, 0.016"에서는 41%, 0.016" × 0.022"에서는 33%가 각각 소실되었다 (Table 1).

브라켓에서 수평방향의 힘

수평방향의 힘은 wire 두께와 관계없이 -68.6 g에서 54.6 g까지의 비교적 작은 값을 보였다. Deactivation 구간은 0.016" NiTi와 0.016" × 0.022" NiTi가

Table 1. Mean force and moment values of 0.014", 0.016" and 0.016" × 0.022" NiTi wires tied with stainless steel ligation

Activation (mm)		0.014" NiTi			0.016" NiTi			0.016" × 0.022" NiTi		
		Fav (g)	Fbh (g)	Mb (gmm)	Fav (g)	Fbh (g)	Mb (gmm)	Fav (g)	Fbh (g)	Mb (gmm)
Activation	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	1	-105.8	-7.4	99.0	-160.0	-2.8	111.0	-218.2	-3.4	273.6
	2	-226.4	-23.2	324.2	-309.2	-17.4	386.2	-450.0	-24.6	680.0
	3	-275.4	-30.8	440.2	-409.6	-23.6	604.2	-584.0	-62.6	1,148.6
	4	-319.8	-28.4	501.0	-530.4	-32.0	735.6	-707.8	-62.2	1,455.2
Deactivation	5	-355.6	-26.0	533.0	-655.2	-46.2	863.2	-798.0	-68.6	1,665.4
	4	-133.2	17.2	308.2	-388.2	-8.2	678.6	-539.8	-9.0	1,400.2
	3	-52.4	51.8	147.0	-186.4	11.0	407.4	-339.6	39.2	949.0
	2	-52.0	42.2	115.8	-98.4	46.0	207.8	-222.4	34.6	565.6
	1	-58.0	23.8	98.2	-81.4	32.0	170.8	-157.0	30.4	334.2
	0	2.0	1.4	9.4	5.0	3.8	17.2	5.0	1.2	11.8

Fav, Vertical force measured on bracket A (signal +: ↑); Fbh, horizontal force measured on bracket B (signal +: →); Mb, moment measured on bracket B (signal +: ↻).

4 mm 구간에서는 음의 값을 가졌으나 그 다음부터는 양의 값을 나타내었다 (Table 1).

브라켓에서 모멘트

0.014 NiTi는 activation 시에 서서히 값이 증가하였다가 deactivation 시에는 2, 3, 4 mm에서 plateau를 보였다. 0.016", 0.016" × 0.022" NiTi에서는 wire가 두껍고 deflection 양이 클수록 더 가파른 모습을 나타냈다 (Table 1).

O-ring 결찰을 사용한 경우

브라켓에서 수직방향의 힘

수직방향의 힘은 Stainless Steel 결찰의 경우보다 더 activation 시에 값이 증가되는 양상을 보이며 0.014" NiTi의 경우는 다른 wire보다 매우 큰 값을 나타내었다. Stainless Steel 결찰을 한 경우에는 0.016인치 NiTi는 최대값이 -655.2 g이고 0.016" × 0.022" NiTi 값은 -798 g이었으나 O-ring 결찰을 한 경우에는 각각 -691.4 g과 948.3 g을 나타내어 모두 컸다. 또 0.016" NiTi과 0.016" × 0.022" NiTi는 activation 구간과 deactivation 구간 모두 Stainless Steel 결찰보다 큰 값을 나타냈고 마지막 1, 2 mm

구간은 비슷한 값을 보였다. 5 mm까지 activation 후에 deactivation되는 구간의 4 mm에서 0.016" NiTi는 38%, 0.016" × 0.022" NiTi는 30%의 힘의 감소를 보였다 (Table 2).

브라켓에서 수평방향의 힘

Activation 구간에서 음의 값을 나타내고 있으며 그 값이 Stainless Steel 결찰을 한 경우에는 최대값이 -68.6 g인데 반해 O-ring 결찰을 사용한 경우에는 -150.2 g으로 2배 이상의 큰 값을 나타냈다. Deactivation 구간에서는 0.014" NiTi의 경우에는 1 mm 구간에서 양의 값을 보였고 0.016" NiTi는 3 mm, 0.016" × 0.022" NiTi는 2 mm 구간에서 양의 값을 보였다 (Table 2).

브라켓에서 모멘트

0.014" NiTi는 activation와 deactivation 시에 나머지 두 가지 wire에 비해서 많이 컸다. 0.016" × 0.022" NiTi의 최대값이 1,359 gmm인데 반해 0.014" NiTi는 1,566 gmm이었다. Stainless Steel 결찰을 한 경우와 비교 시 0.016" NiTi와 0.014" NiTi는 전 구간에서 O-ring 결찰을 한 경우가 더 큰 값을 나타내었으나, 0.016" × 0.022" NiTi는 O-ring 결찰을 한 경

Table 2. Mean force and moment values of 0.014", 0.016" and 0.016" × 0.022" NiTi wires tied with O-ring

Activation (mm)		0.014" NiTi			0.016" NiTi			0.016" × 0.022" NiTi		
		Fav (g)	Fbh (g)	Mb (gmm)	Fav (g)	Fbh (g)	Mb (gmm)	Fav (g)	Fbh (g)	Mb (gmm)
Activation	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	1	-226.6	-4.2	288.4	-166.8	-5.6	196.8	-234.3	-4.3	149.3
	2	-469.8	-17.0	603.0	-333.4	-34.6	504.2	-473.0	-14.0	391.7
	3	-647.8	-56.2	1,027.4	-445.4	-69.2	717.8	-636.3	-55.0	819.7
	4	-855.4	-106.0	1,384.6	-556.6	-91.4	865.8	-802.7	-96.7	1,208.3
Deactivation	5	-1,079.8	-150.2	1,566.4	-691.4	-105.2	1,004.8	-948.3	-109.3	1,359.0
	4	-781.6	-115.4	1,377.4	-427.2	-35.8	785.6	-660.3	-62.7	1,156.0
	3	-514.6	-64.8	1,116.2	-216.0	25.6	499.0	-414.0	-8.0	880.0
	2	-317.6	-10.2	753.6	-97.4	91.2	226.0	-243.3	33.0	544.7
	1	-177.8	24.0	275.4	-78.6	84.2	135.4	-151.7	46.3	181.0
	0	7.6	1.8	-33.6	12.8	54.2	-67.6	22.3	37.7	-64.0

Fav, Vertical force measured on bracket A (signal +: ↑); Fbh, horizontal force measured on bracket B (signal +: →); Mb, moment measured on bracket B (signal +: ↻).

우가 전 구간에서 모멘트 Mb가 더 작게 보였다 (Table 2).

Deactivation 구간에서 마찰력의 추정

Stainless Steel 결찰을 한 경우의 추정된 마찰력

0.016" × 0.022" NiTi에서 큰 값을 나타냈고 비교적 균일하게 내려오는 곡선을 보이며 0.016" NiTi가 그 다음으로 큰 값을 나타냈다. 4 mm에서만 0.016" NiTi가 0.014" NiTi보다 작은 값을 나타냈다. Wire 두께가 클수록 또 deflection 양이 많을수록 마찰력이 증가된 양상을 보였다 (Fig 3).

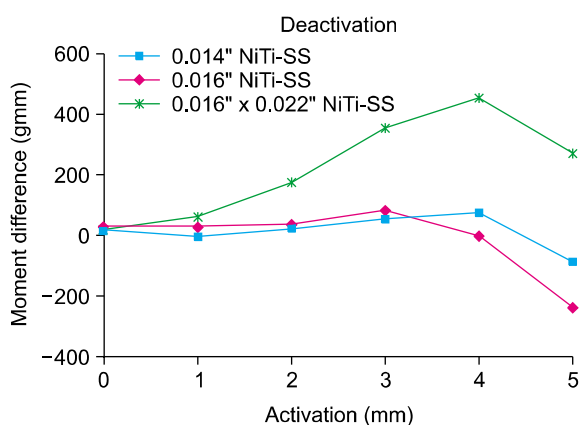


Fig 3. Moment difference between theoretical and practical values of three NiTi wires tied with stainless steel ligation.

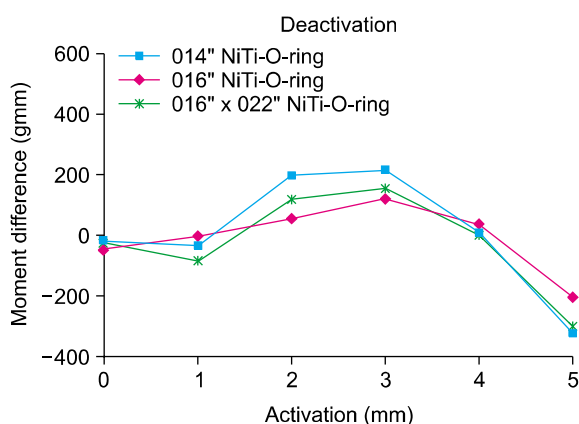


Fig 4. Moment difference between theoretical and practical values of three NiTi wires tied with O-ring.

O-ring 결찰을 한 경우의 추정된 마찰력

처음 deactivation 구간인 4 mm에서는 큰 차이가 없으나 3, 2 mm에서는 0.016" × 0.022" NiTi가 0.016" NiTi보다 큰 값을 나타냈고 1, 0 mm에서는 음의 값을 보였다. 0.014" NiTi는 2, 3 mm 구간에서 제일 큰 값을 나타냈다 (Fig 4).

0.016" NiTi-Stainless Steel 결찰의 Fav 값을 이용하여 이론적인 0.014" NiTi-Stainless Steel 결찰, 0.016" × 0.022" NiTi-Stainless Steel 결찰의 값을 계산

Stainless Steel 결찰에서 임상적인 의미가 있는 deactivation 구간의 Fav를 나타낸 그래프에 0.016"

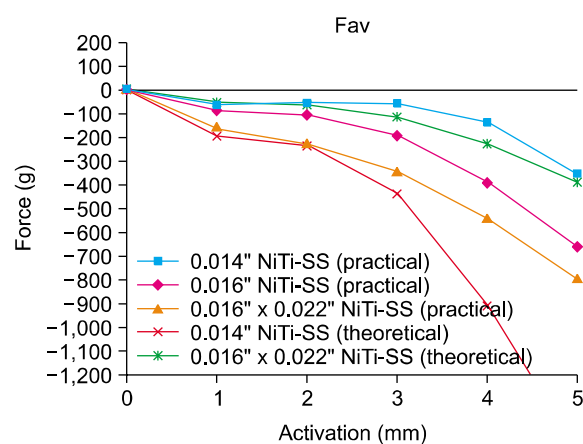


Fig 5. Theoretical value of 0.014" NiTi and 0.016" × 0.022" NiTi wire tied with stainless steel ligation.

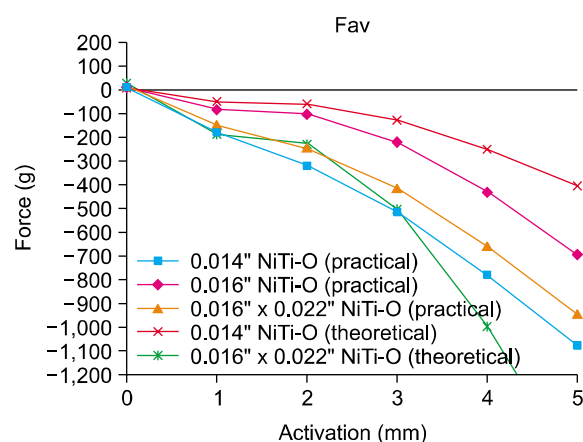


Fig 6. Theoretical value of 0.014" NiTi and 0.016" × 0.022" NiTi wire tied with O-ring.

NiTi 데이터를 이용하여 이론적으로 계산된 0.014" NiTi와 0.016" × 0.022" NiTi의 Fav를 Choy와 Sohn²²의 방법에 따라 계산한 결과 이론적으로 예측한 값보다 실제로 측정된 값들이 모두 작게 나타났다 (Fig 5).

0.016" NiTi-O-ring의 Fav 값을 이용하여 이론적인 0.014" NiTi-O-ring과 0.016" × 0.022" NiTi-O-ring의 값을 계산

O-ring 결찰을 한 경우 0.016" × 0.022" NiTi의 경우 Stainless Steel 결찰을 한 경우와 같이 이론적으로 계산된 값보다 실측된 값이 더 작게 나왔으나, 0.014" NiTi에서는 이론적 계산값과 실측값이 큰 차이를 보였다 (Fig 6).

고찰

치아 이동 과정에서 가능한 빠르고 정확하게 치아를 움직이기 위해서는 브라켓과 교정용 선재 사이에 발생하는 마찰에 대한 이해가 중요하다. 본 연구에서는 교정치료 초기의 수직적 높이 차이가 있는 치아를 leveling하는 상황을 재현한 모델을 제작하고 NiTi wire를 삽입하여 브라켓에서 발생하는 힘과 모멘트를 측정하였다.

마찰에 관한 많은 연구가 이루어졌는데, 그 중 continuous straight wire가 삽입된 후 발생하는 force system을 3 moment equation을 도입하여 분석하였다.^{23,24} Rock과 Wilson²⁵은 arch wire에 발생하는 force를 직접 측정하려고 하였으나, 이들 연구에서는 simple support model이었기 때문에 힘 뿐만 아니라 모멘트도 동시에 발생하기 때문에 simple support로는 설명할 수가 없었다고 하였다. Burstone과 Koenig²⁶은 simple support를 model로 하였던 이전의 연구들과는 다르게 fixed support 양상을 나타내는 edgewise bracket에서 발생하는 force system을 $\theta a / \theta b$ 비에 기초한 6가지의 geometry로 분류하여 설명하였다. Choy와 Sohn²²은 구조물 내의 beam이 stress를 받을 경우 이의 변형을 해석하기 위해 발달한 이론인 linear beam theory를 도입하여 full arch에 straight wire가 장착된 경우 발생하는 force system을 알 수 있는 계산식을 유도하는 등의 노력들이 있었다.

본 연구에 사용된 arch wire는 같은 회사의 같은 성분의 재료로서 modulus of elasticity (E) 값은 동일

하므로, 각 wire가 변화되면 cross sectional stiffness (I)에 비례하여 Fav와 Mb가 변화되어야 하며 이는 activation 양이 동일한 경우에 해당된다. 한 종류의 wire에서 수직적인 높이가 높아지면 Fav와 Mb는 각도 a, b값에 의해서 변화되며 본 실험은 geometry I에 해당되므로 각도 a와 b는 같고 이 각도에 비례하여 Fav, Mb가 변화되어 나타나지만 NiTi 재료의 특성상 E가 한 가지 값이 아닌 deflection 정도에 따라 범위를 가지게 되므로 정확한 값을 계산할 수는 없다고 보고하였다.¹³

본 연구 결과에서는 0.014" NiTi를 Stainless Steel 결찰을 한 경우에 Fav는 5 mm까지 activation 후에 deactivation되는 구간의 4 mm에서 63%의 힘이 소실되었고 3 mm에서는 5 mm와 비교 시 14%의 힘만 남은 상태로 임상에서 처음 삽입 후 1 - 2 mm 정도를 움직이는 정도까지가 유용한 것으로 판단된다. Mb는 크지 않아 leveling 과정 중의 인접치의 회전에 의한 부작용은 심하지 않은 것으로 생각된다.

0.016"에서는 Fav가 4 mm로 deactivation되었을 때 5 mm와 비교하여 41%가 소실되었고 3 mm에서는 72%의 힘이 소실되었으며 2 mm 구간에서는 15%의 힘만 존재하여, 1 - 3 mm 정도의 움직이는 구간에서 유용하였다. 또한, 0.016" × 0.022"에서는 Fav가 5 mm와 비교하여 deactivation 1 mm에서 81%가 소실되어 19%의 힘이 남은 상태를 보여 1 mm까지도 많은 힘이 남아서 역할을 하는 것을 보여주었으나, 모멘트는 가파른 큰 곡선을 나타내어 인접치에 큰 모멘트를 발생시키는 것을 알 수 있었다. Light wire (0.014)는 수직적으로 5 mm 변위된 치아의 이동 시 2 mm, 0.016"는 3 mm, 0.016" × 0.022"는 4 mm까지의 이동에 유용한 것으로 분석되었다.

한편, 0.014" NiTi를 O-ring 결찰을 한 경우에는 Fav가 0.016" × 0.022"보다 O-ring에서의 최대값인 948 g보다도 더 큰 1,079.8 g의 힘을 보였고 큰 증가와 감소 양상도 아주 가파른 양상을 보였다. 임상적으로는 leveling 과정 중에 0.014" NiTi와 O-ring을 같이 쓰는 것은 force system에 영향을 주는 마찰력의 큰 증가로 인해서 예상 밖의 상황으로 치아가 움직일 수도 있을 것으로 보인다.

예를 들면, high canine처럼 수직적 변위가 큰 경우, 0.014" NiTi에 O-ring을 사용 시 큰 마찰력과 deflection으로 인한 wire binding으로 인접치아는 측방력과 모멘트를 받게 되는 상황이 되고 다른 치아의 배열이 좋아서 측방력은 상쇄되고 모멘트는 치아의 맹출을 방해하는 방향으로 작용하여 치아의 움직임

이 없는 상황을 만들게 된다. 이런 경우는 결찰을 loose하게 하여서 wire가 잘 미끄러지도록 해주고 wire를 좀 더 stiff한 것으로 교환을 해주며 맹출을 위한 충분한 공간을 확보해야 할 것으로 판단된다.

본 연구에서 0.016" NiTi에 O-ring 결찰을 한 경우는 Fav는 deactivation 4 mm에서 5 mm와 비교 시 38%, 3 mm에서는 69%, 2 mm에서는 86%, 1 mm에서는 89%의 감소를 보였다. 0.016" NiTi의 Stainless Steel 결찰과 비교 시 각 구간마다 비슷한 정도의 힘의 감소를 보였지만 그래프 양상을 비교해 보면 0.016" NiTi-O-ring의 경우가 좀 더 stiffness가 증가된 모습을 보이며 이는 O-ring에 의한 마찰력이 stiffness의 증가를 가져온 것으로 보인다. 0.016" × 0.022" NiTi의 O-ring 결찰의 경우 deactivation 4 mm에서 5 mm와 비교 시 30%, 3 mm에서는 56%, 2 mm에서는 74%, 1 mm에서는 84%의 감소를 보여 0.016" × 0.022" NiTi의 SS 결찰과 비슷한 감소율을 보였으며, 0.016" NiTi와 마찬가지로 그래프 양상을 비교해 보면 0.016" NiTi-O-ring의 경우가 좀 더 stiffness가 증가된 모습을 보이며, 이 또한 O-ring에 의한 마찰력이 stiffness의 증가를 가져온 것으로 판단된다.

본 실험에서는 간접적인 방법으로 마찰력을 측정하여 비교해 보았는데 wire가 마찰력 등의 원인으로 브라켓에서 자유롭게 빠져나갈 수 없는 상황이 되면 브라켓에 모멘트를 유발한다.¹¹ 이를 이용하여 이론적으로 구한 모멘트와 본 실험에서 실제로 측정된 모멘트의 차이를 이용하여 마찰력의 상대적인 크기의 관찰이 가능하였다.

Stainless Steel 결찰을 한 경우에 임상적으로 의의가 있는 deactivation 구간을 관찰하였고 여기에서 0.016" × 0.022" NiTi가 큰 마찰력을 보임을 확인할 수 있었고 그 다음이 0.016" NiTi가 0.014" NiTi보다 큰 마찰력을 나타냈다. Wire의 두께가 두꺼울수록 stiffness가 크기 때문에 같은 deflection의 경우에 수직항력이 커져서 마찰력도 커짐을 확인할 수 있었다.

O-ring으로 결찰한 경우를 살펴보면 5 mm에서 4 mm로 deactivation되었을 때 마찰력이 0에 가깝게 나왔는데 이는 O-ring 결찰을 한 경우에 이 결찰재의 hysteresis가 남아서 이를 해소하기 위한 것으로 판단되며 3, 2 mm 구간에서는 0.016" × 0.022" NiTi가 0.016" NiTi보다 큰 값의 마찰력을 보였다. 그 차이가 그다지 크지 않은 것은 마찰력이 wire의 두께에 의한 수직 항력보다는 결찰재에 의해서 더 크게 영향을 받기 때문으로 판단된다.

그래프에서 특이한 것은 0.014" NiTi의 마찰력이 상당히 크게 나왔는데 Frank와 Nikolai³는 브라켓이 교정용 선재에 대해서 tipping이 되면 단면적이 작고 유연성이 큰 wire가 단면적이 크고 유연성이 낮은 wire보다 마찰 저항력이 더 크며 주된 이유는 브라켓과 wire 간의 binding 때문이라고 하였는데 본 결과도 이런 이유로 판단된다.

또한 1, 0 mm 구간에서는 모멘트의 차이가 음수를 보였는데 이는 이 구간에서 결찰재로 사용된 O-ring의 마찰력과 hysteresis에 의한 것으로 보이며 이 구간에서는 wire에 의한 치아 이동을 기대할 수 없다.

본 연구에서는 메탈 브라켓에서 초탄성 NiTi wire만 국한하여 수직적 변위에 따른 force system에 관한 연구가 이루어졌으나, 향후에는 stainless steel wire와 자가결찰, 세라믹 브라켓을 포함한 연구가 추가적으로 필요하다고 생각된다. 이번 연구에서 세 개의 브라켓이 직선구간에서 이루어진 연구로 치열궁 형태에 따른 wire와 전체 치열에서의 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결론

Light wire (0.014")는 수직적으로 5 mm 변위된 치아의 이동 시 2 mm, 0.016"는 3 mm, 0.016" × 0.022"는 4 mm까지의 이동에 유용한 것으로 분석되었다. 본 연구결과는 수직적 변위가 큰 경우에 light wire조차도 적절한 힘을 발휘하지 않은 것으로 나타났다. Leveling과 alignment 과정에서 치아의 수직적 변위가 큰 경우에는 직경이 작고 마찰이 적은 브라켓 결찰법이 추천된다.

참고문헌

1. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1957;43:32-45.
2. Hain M, Dhoptkar A, Rock P. The effect of ligation method on friction in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:416-22.
3. Frank CA, Nikolai RJ. A comparative study of frictional resistances between orthodontic bracket and arch wire. Am J Orthod 1980;78:593-609.
4. Pratten DH, Popli K, Germane N, Gunsolley JC. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;98:398-403.
5. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:513-22.

6. Berger JL. The influence of the SPEED bracket's self-ligating design on force levels in tooth movement: a comparative in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97:219-28.
7. Ireland AJ, Sherriff M, McDonald F. Effect of bracket and wire composition on frictional forces. *Eur J Orthod* 1991;13:322-8.
8. Sims AP, Waters NE, Birnie DJ, Pethybridge RJ. A comparison of the forces required to produce tooth movement in vitro using two self-ligating brackets and a pre-adjusted bracket employing two types of ligation. *Eur J Orthod* 1993;15:377-85.
9. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. *J Orofac Orthop* 1999;60:335-47.
10. Choi WC, Kim TW, Park JY, Kwak JH, Na HJ, Park DN. The effect of bracket width on frictional force between bracket and arch wire during sliding tooth movement. *Korean J Orthod* 2004;34:253-60.
11. Joo HJ, Park YG. Friction of calcium phosphate brackets to stainless steel wire. *Korean J Orthod* 2007;37:376-85.
12. Kahlon S, Rinchuse D, Robison JM, Close JM. In-vitro evaluation of frictional resistance with 5 ligation methods and Gianelly-type working wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:67-71.
13. Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Measurement of friction forces between stainless steel wires and "reduced-friction" self-ligating brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;138:330-8.
14. Suh CW, Jung HS, Cho JH, Kang KH. Comparison of frictional forces between orthodontic brackets and archwires. *Korean J Orthod* 2005;35:116-26.
15. Taylor NG, Ison K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996;66:215-22.
16. Jeong HJ, Lim SH, Kim KW. Changes in frictional resistance between stainless steel bracket and various orthodontic wires according to a change in moment. *Korean J Orthod* 2007;37:137-49.
17. Je YJ, Chang MH, Lim YK, Lee DY. Evaluation of friction of esthetic brackets according to different bracket-wire angulations. *Korean J Orthod* 2007;37:341-50.
18. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending--the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:59-67.
19. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch--large deflection considerations. *Angle Orthod* 1989;59:11-6.
20. Heo W, Baek SH. Friction properties according to vertical and horizontal tooth displacement and bracket type during initial leveling and alignment. *Angle Orthod* 2011;81:653-61.
21. Meling TR, Odegaard J, Holthe K, Segner D. The effect of friction on the bending stiffness of orthodontic beams: a theoretical and in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:41-9.
22. Choy KC, Sohn BH. Analysis of force system developed by continuous straight archwire. *Korean J Orthod* 1996;26:281-90.
23. Sved A. The application of engineering methods to orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1952;38:399-421.
24. Drenker E. Calculating continuous archwire forces. *Angle Orthod* 1988;58:59-70.
25. Rock WP, Wilson HJ. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *Br J Orthod* 1988;15:255-9.
26. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod* 1974;65:270-89.

Effect of friction from differing vertical bracket placement on the force and moment of NiTi wires

Jea-Beom Park, DDS, MSD,^a Ji-A Yoo, DDS,^b Sung-Seo Mo, DDS, MSD, PhD,^c
Kwang-Cheol Choi, DDS, MSD, PhD,^d Yoon-Ji Kim, DDS, MSD, PhD,^e
Seong Ho Han, DMD, MS,^f Yoon-Ah Kook, DDS, MSD, PhD^g

Objective: The purpose of this study was to evaluate the effect of force and moment produced by Nickel-titanium wires of different sizes at activation and deactivation according to differing vertical bracket displacement.

Methods: Superelastic NiTi wires of 3 different sizes (0.014", 0.016", and 0.016" × 0.022") were tied with elastomeric or 0.009-inch stainless steel ligations in a twin-bracket, 0.018-inch slot. A testing machine recorded the effects of simulated activation of 5 distances from 1 to 5 mm and deactivation of 5 distances from 4 to 0 mm, in increments of 1 mm. **Results:** Frictional force increased the wire stiffness during loading. Ligation of 0.014-inch NiTi wire with O-ring resulted in a significant increase in the stiffness. On application of orthodontic force for 5 mm of vertical displacement of teeth, the effective displacement in the case of the 0.014", 0.016", and 0.016" × 0.022" NiTi wires was 2 mm, 3 mm, and 4 mm, respectively. **Conclusions:** Our results showed that movement of teeth with large vertical displacement was ineffective because of excessive friction. This finding might contribute to the understanding of the force system required for effective teeth movement and thereby facilitate the application of the appropriate light wire for leveling and alignment. (*Korean J Orthod* 2011;41(4):337-345)

Key words: Stainless steel ligation, Force & moment, Friction, Vertical displacement

^aFormer Student, Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea.

^bResident, Department of Orthodontics, Seoul St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea.

^cAssociate Professor, ^eAssistant Professor, ^gProfessor, Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dental Science, The Catholic University of Korea.

^dPrivate Practice.

^fClinical Assistant Professor, Department of Orthodontics, St. Vincent Hospital, The Catholic University of Korea.

Corresponding author: **Seong Ho Han.**

Department of Orthodontics, St. Vincent Hospital, The Catholic University of Korea, 93-6 Paldal-gu, Ji-dong, Suwon 442-723, Korea.

+82 31 249 7670; e-mail, seonghh@hotmail.com.

Received March 16, 2011; Last Revision June 9, 2011; Accepted June 10, 2011.