

토오크 양에 따른 세라믹 브라켓의 파절 저항성

한정흠^a · 장민희^b · 임용규^c · 이동렬^d

본 연구에서는 임상에서 쓰이는 수종의 치과교정용 세라믹 브라켓에 교정용 호선으로 토오크 적용 시 파절에 저항하는 정도를 비교하고 그 파절 양상을 관찰하였다. 022 × 028-inch slot을 가진 상악 중절치 세라믹 브라켓에 0215 × 027-inch 스테인레스 강 교정용 호선에서 발생하는 설측 치근 토오크를 적용시켜 각 15개씩 7종의 브라켓을 시험하였다. 파절 시험용 장치를 제작하고 토오크 각도를 증가시키면서 만능시험기로 세라믹 브라켓이 파절되는 순간의 토오크 값을 측정하였다. 또한 세라믹 브라켓의 파절 양상을 알아보고자 토오크 값 측정 후 파절이 일어난 부위를 관찰하고 그 위치를 기록한 주사전자현미경으로 파절면을 관찰하였다. 나타난 결과를 토대로 볼 때 세라믹 브라켓의 결정구조와 제조 방법이 파절 저항성에 크게 영향을 주는 것으로 나타났다. 단결정 알루미늄 (Inspire) 브라켓이 InVu를 제외한 다결정 알루미늄 브라켓에 비하여 토오크에 대한 파절 저항성이 유의성 있게 크게 나타났다 ($p < 0.05$). Metal slot이 삽입된 브라켓은 그렇지 않은 브라켓과 토오크에 대한 저항성에서 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$). 파절 양상에 관한 관찰에서는 metal slot이 있는 다결정 알루미늄 브라켓인 Clarity는 모두 절단측 slot base에서 부분적으로만 파절이 일어났고 다른 종류의 브라켓들은 다양한 부위에서 파절이 일어났다. 본 연구 결과, 실험에 사용한 모든 세라믹 브라켓에서 파절이 일어난 순간의 토오크 값과 토오크 각은 실제로 상악 중절치의 치근을 이동하는데 필요한 토오크보다 큰 것이었으므로, 실제 임상 치료 시 적절한 파절 저항을 나타낼 것으로 보였다. (대치교정지 2007;37(4):293-304)

주요 단어: 세라믹 브라켓, 토오크, 파절 저항성, 파절 양상

서론

성인 교정 환자의 증가와 심미적인 교정 장치의 요구로 인하여 1986년 세라믹 브라켓이 소개된 이후 다양한 종류의 세라믹 브라켓이 소개되어 임상에서 널리 사용되고 있다.^{1,3} 세라믹 브라켓은 금속 브라켓에 비해 자연치와 유사한 색상을 제공하여 심미성이 우수하고 견고할 뿐 아니라 구강환경에도 적합한 장치로 알려져 왔다. 세라믹 브라켓은 주로 알루미늄(Al_2O_3)로 제조되며, 다결정 알루미늄 (polycrystalline alumina) 브라켓과 단결정 알루미늄 (single-crystal, monocrystalline alumina; sapphire) 브라켓으로 분류된다.³

심미성이 우수하다는 장점에도 불구하고 낮은 파절 강도 때문에 교정치료 시 세라믹 브라켓에 강한

교정력이 가해지면 미세한 균열이 형성될 수 있어 파절 저항성은 더욱 감소될 수 있다.^{4,6}

교정용 호선에 근원심 경사(second order)와 토오크(third order)가 발생하는 힘을 부여하면 호선은 각기 다른 방향으로 브라켓의 슬롯(slot)내에 힘(force)을 가하게 되며, 이러한 응력은 브라켓 파절을 야기할 수 있다. 따라서 근원심 경사^{7,8}와 토오크^{6,9,10}로 인한 파절 강도에 대해 많은 연구가 이루어져 왔다.

치과 교정학에서 토오크는 치근 또는 치관의 순설측 경사이동을 의미한다.¹¹ 적절한 순설측 치관 경사도는 기능교합과 심미성의 확보 및 재발 방지를 위해 매우 중요한데, 이는 호선에 적절한 토오크를 부여함으로써 얻을 수 있다.^{12,13} 전통적인 에지와이즈 기법에서는 마지막 단계에 호선을 비트는 조작으로 전치부에 토오크를 적용시키는데 preadjusted 브라켓을 사용할 때는 브라켓 내에 각 치아에 필요한 토오크가 내장됨으로써 호선을 비틀어서 순설측 경사를 조절해야 하는 필요성이 현저히 감소하였다.¹⁴⁻¹⁶ 그러나 치료 말기에 상악과 하악 전치부의 경사를 조

^a대학원생, ^b전임의, ^c부교수, ^d교수, 고려대학교 임상치의학대학원.

교신저자: 이동렬.

서울시 구로구 구로동 80번지 고려대학교 구로병원 치과.

02-818-6876; e-mail, dong09@kumc.or.kr.

원고접수일: 2006년 11월 15일 / 원고최종수정일: 2007년 2월 22일 /

원고채택일: 2007년 2월 24일.

Table 1. Ceramic brackets used in this study

Brand name	Manufacturer	Material
Inspire	Ormco, Glendora, CA, USA	Monocrystalline alumina
InVu	TP Orthodontics, La Porte, IN, USA	Polycrystalline alumina
Clarity	3M Unitek, Monrovia, CA, USA	Polycrystalline alumina (metal slot)
Virage	American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA	Polycrystalline alumina (metal slot)
Signature	RMO, Denver, CO, USA	Polycrystalline alumina
Crystalline V	Tomy, Tokyo, Japan	Polycrystalline alumina
20/40	American Orthodontics, Shedboygan, WI, USA	Polycrystalline alumina

절하는 것이 필요하며, 특히 발치 증례에 있어서 수평 피개를 감소시키는 동안 전치부의 순측 경사가 소실되는 경향이 있으므로 각형 호선에 부가적인 토오크를 부여하는 것이 필요하다.¹⁷

교정용 호선에 부여된 토오크의 크기는 모멘트(moment)로 측정된다. 이러한 모멘트는 치아의 회전 중심축으로부터 일정 거리 떨어진 곳에서 힘을 가했을 때 브라켓에 결과적으로 발생하며 적용된 힘과 회전중심축으로부터 수직 거리의 곱으로 표시된다. 따라서 같은 힘이 적용된다면 거리가 멀어질수록 더 큰 모멘트를 발생시킬 수 있다.¹⁸

세라믹 브라켓은 토오크의 적용 시 파절이 쉽게 발생할 수 있다. 이러한 단점들을 극복하기 위해서 새로운 디자인과 제조방법을 적용하여 물성이 크게 향상되었다는 세라믹 브라켓이 소개되고 있다. 또한 마찰력을 감소시키기 위하여 metal slot을 삽입하는 등 다양한 종류의 세라믹 브라켓이 소개되고 있지만 이러한 재료에 대한 토오크 적용 시의 파절 저항성 및 슬롯 내의 파절 호발부 등에 관한 객관적인 비교자료가 부족하고 연구가 미비한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 임상에서 현재 사용하고 있는 치과교정용 세라믹 브라켓에 교정용 호선으로 토오크를 적용할 때 브라켓의 파절 저항성 정도를 비교하는 한편 파절 부위의 관찰을 통해 슬롯의 파절 양상을 파악하여 임상에 도움이 되는 소견을 얻고자 하였다.

연구방법

연구 대상

0.022 slot을 가진 상악 우측 중절치 세라믹 브라켓

에 0.0215 × 0.027 스테인레스 강 (SS) 교정용 호선 (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을 이용하여 설측 치근 토오크를 적용하였다.

7종의 브라켓을 시험하였는데, 1종(Inspire, Ormco, Glendora, CA, USA)만 단결정 알루미늄 브라켓이었고, 나머지 6종은 모두 다결정 알루미늄 브라켓이었다. 6종의 다결정 알루미늄 브라켓 중 2종(Clarity, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA), Virage (American orthodontics, Sheboygan, WI, USA))은 metal slot이 삽입된 세라믹 브라켓이었다 (Table 1). 7종의 브라켓을 각 15개씩 사용하여 총 105개의 브라켓을 시험하였다.

연구 방법

시험 제작

가로 100 mm, 세로 5 mm, 두께 5 mm의 아크릴 바의 표면에 Scotchbond adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)를 도포하고, 세라믹 브라켓에 Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을 적용하여 할로겐 광중합기(3M ESPE, St Paul, MN, USA)로 광조사하여 부착하였다. 부착된 세라믹 브라켓에 20 mm 길이의 0.0215 × 0.027 SS교정용 호선(3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을 탄성고무줄(RMO, Denver, CO, USA)로 고정시켰다. 브라켓 slot에서 50 mm 떨어진 곳에 구멍을 뚫어 0.9 mm SS호선 (3M Unitek, Monrovia, CA, USA)을 연결할 수 있게 하였다.

파절 시험용 장치 제작 (Fig 1)

아크릴 블록 양쪽에 16 mm 거리로 마찰력이 작용하지 않도록 두 개의 0.022 Clippy자가 절찰 교정용 브라켓(Tomy, Tokyo, Japan)을 각각 Transbond XT으

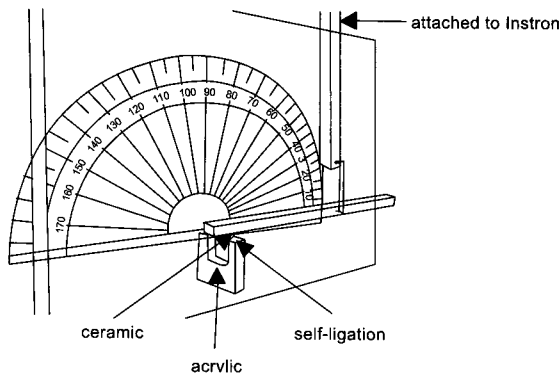


Fig 1. Schematic diagram of testing apparatus.

로 부착하였다. 이 아크릴 블록을 아크릴 판에 부착하고, 제작된 시편의 세라믹 브라켓이 연결되어 있는 스테인레스 강 호선을 양쪽의 자가결찰 브라켓에 삽입하였다 (Fig 1). 브라켓이 부착된 곳으로부터 50 mm 떨어진 위치에 스테인레스 강 호선을 이용하여 만능시험기(Instron model 4466, Instron, High Wycombe, UK)에 연결하였다.

파절 저항성 실험

만능시험기를 이용하여 브라켓의 파절이 일어나는 순간의 최대하중과 crosshead가 수직으로 이동한 거리를 측정하였다. 파절시험용 장치에 시편을 고정하고 시편 한쪽 끝을 Instron에 장착하여 crosshead가 수직 방향으로 이동함에 따라 브라켓에 토크를 전달할 수 있게 하였다.

Instron은 5 kg의 load cell을 가지고 하중속도 (crosshead speed)는 600 mm/min으로 하였으며 브라켓이 파절되는 순간 crosshead가 정지되도록 하였다. 이 순간의 최대하중을 측정하여 gm으로 표시하고 crosshead가 이동한 수직 이동거리를 측정하여 mm로 표시하였다. 7개의 실험군에서 각각 15개씩 총 105개의 브라켓을 같은 방법을 반복적으로 측정하였고, 얻어진 결과에서 다음 사항을 계산하였다.

1, 토크 값 (torque value, gm·mm): 파절되기 직전의 브라켓에 적용되는 최대 토크를 의미하며 최대의 모멘트로 표시되고 파절되는 순간의 최대 하중과, 브라켓과 Instron의 힘이 적용되는 점 사이의 거리(50 mm)의 곱으로 표시된다. 이 값이 클 수록 브라켓에 적용되는 힘에 대한 파절 저항성이 크다고 할 수 있다; 2, 토크 각 (torque angle, degree): 파절

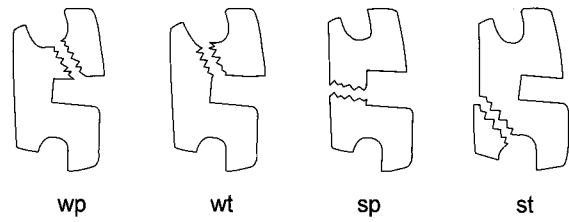


Fig 2. Distal view of fracture sites of brackets. (wp, wing partial; wt, wing total; sp, slot partial; st, slot total)

되는 순간에 브라켓에 적용되는 교정용 호선의 비틀림 각을 의미하며 실험을 통해 얻어진 crosshead의 수직이동거리와 브라켓에서 힘이 적용되는 거리(50 mm)로 삼각함수에 의해 각도를 계산했다.

파절 부위 분석

절 저항성 실험 후 브라켓의 파절 부위를 분석하기 위해 먼저 각각의 파절된 브라켓을 교합면 쪽에서 파절이 일어난 군과 치경부쪽에서 파절이 일어난 군으로 분류하고, 다시 각 군에서 그 파절위치에 따라 다음과 같은 4개의 군으로 분류하였다 (Fig 2).

1, wp: 브라켓의 tie-wing에서 부분적으로 파절이 일어난 경우; 2, wt: 브라켓의 tie-wing에서 전체적인 파절이 일어난 경우; 3, sp: 브라켓의 slot base에서 부분적으로 파절이 일어난 경우; 4, st: 브라켓의 slot base를 포함한 전체부분에서 파절이 일어난 경우.

파절 양상 관찰

브라켓의 파절 양상은 주사전자현미경(Hitachi S-4700, Tokyo, Japan)으로 관찰하였다. 만능시험기에서 파절 저항성을 측정 시 파절된 세라믹 브라켓을 각 실험군에서 한 개씩 무작위로 선택하여 파절된 부위를 100배, 200배, 500배 및 1000배로 관찰하였다.

통계 분석

파절 시의 토크 값과 토크 각에 대해 각 실험군별로 평균, 표준편차, 최소값 및 최대값을 구하였다. 각 실험군간의 토크 값과 토크 각의 차이와 상관관계를 알아보기 위해 SPSS (SPSS, Chicago, IL, USA)을 이용하여 one-way ANOVA로 95% 신뢰구간에서 통계분석 하였고 Tukey's multiple comparison test로 사후 검정하였다.

Table 2. Means, standard deviations, and minimum and maximum torque values at failure for all brackets tested (gm·mm)

Bracket	Mean ± SD*	Minimum	Maximum
Inspire	11,508 ± 2,755 ^a	7085	16395
InVu	10,632 ± 1,984 ^a	7665	14490
Clarity	6,302 ± 600.5 ^b	5160	7390
Virage	5,529 ± 637 ^b	4075	6640
Signature	5,882 ± 746.5 ^b	4645	6850
Crystalline V	6,328 ± 813 ^b	5220	7745
20/40	5,048 ± 833.9 ^b	3595	6615

*Any groups with the different superscript letters are significantly different ($p < 0.05$).

Table 3. Means, standard deviations, and minimum and maximum angulation at failure for all brackets tested (degree)

Bracket	Degrees (mean ± SD)*	Minimum	Maximum
Inspire	21.27 ± 3.85 ^a	14.7	28.2
InVu	21.07 ± 2.67 ^a	17	25.3
Clarity	14.03 ± 1.09 ^b	12.3	16.2
Virage	13.59 ± 3.68 ^b	7.9	22.7
Signature	12.78 ± 1.34 ^{bc}	9.2	14.1
Crystalline V	10.82 ± 1.42 ^{cd}	9.3	12.6
20/40	10.02 ± 1.77 ^d	7.1	12.8

*Any groups with the different superscript letters are significantly different ($p < 0.05$).

연구성적

토크 값 (Torque value)

브라켓 파절 시 토크 값의 평균값, 최소값과 최대값을 구하였다 (Table 2). 파절 시의 평균 토크 값은 20/40의 5,048 gm·mm에서 Inspire의 11,508 gm·mm까지의 범위를 보였다. 실험 시 파절이 일어난 순간 가장 작은 토크 값을 보인 실험군은 20/40의 3,595 gm·mm이었고, 가장 큰 값을 보인 실험군은 Inspire의 16,395 gm·mm였다. Clarity가 가장 작은 표준편차(600.5 gm·mm)를 보였고, Inspire가 가장 큰 표준 편차(2,755 gm·mm)를 보였다.

실험군을 사후검정 하여 통계적으로 유의한 차이 ($p < 0.05$)에 따라 2개의 군으로 분류하였다. Inspire와 InVu로 이루어진 군이 나머지 브라켓으로 이루어진 군보다 토크 값이 유의하게 높았다 ($p < 0.05$).

Metal slot이 삽입된 다결정 알루미늄 브라켓(Clarity, Virage)을 metal slot이 삽입되지 않은 브라켓과 비교했을 때 InVu에 대해서만 유의하게 낮은 값을 보였다 ($p < 0.05$). Table 2에 군간의 통계적 유의성을 표시하였다.

토크 각도 (Torque angle)

브라켓 파절 시의 평균 토크 각은 20/40의 10.02°에서 Inspire의 21.27°까지 다양한 값을 보였다 (Table 3). 파절 시의 최소 각도는 20/40의 7.1°였고, 최대 각도는 Inspire의 28.2°였다. Inspire에서 표준 편차가 3.85로 가장 컸으며, Clarity가 표준편차 1.09로 가장 고른 분포를 보였다.

통계 분석 결과 Inspire와 InVu는 다른 종류의 브라켓과 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 각 군간 차이의 통계적 유의성을 Table 3에 나타내었다.

Table 4. Location of bracket fracture

Bracket	Gingival				Incisal			
	wp	wt	sp	st	wp	wt	sp	st
Inspire	7	3	1	0	0	0	4	0
InVu	3	2	3	3	0	0	3	1
Clarity	0	0	0	0	0	0	15	0
Virage	0	7	0	0	0	0	8	0
Signature	5	2	0	0	0	0	8	0
Crystalline V	1	5	2	0	0	0	7	0
20/40	9	5	0	0	0	0	1	0

wp, Wing partial, partially fractured at tie-wing; wt, wing total, totally fractured at tie-wing; sp, slot partial, partially fractured at slot base; st, slot total, totally fractured including slot base.

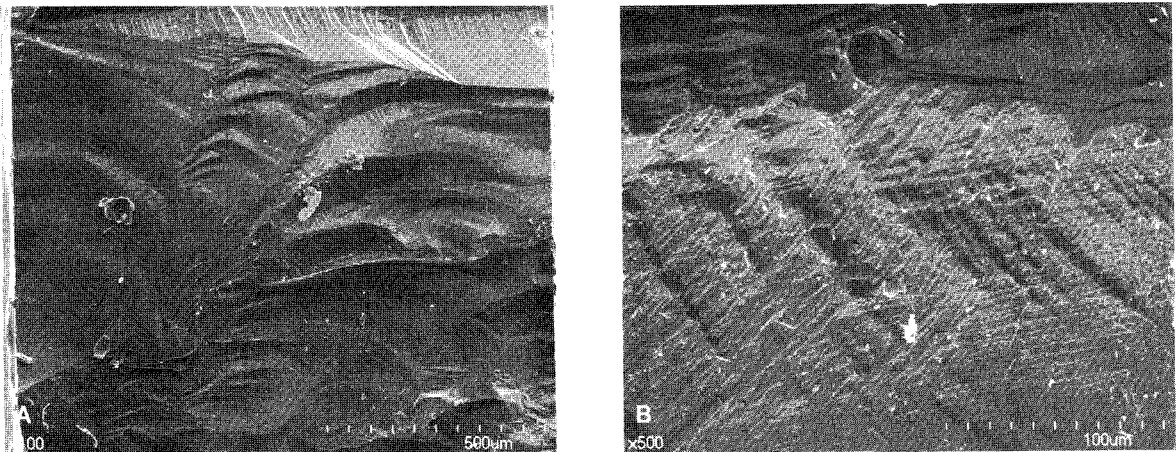


Fig 3. SEM evaluation of failed Inspire (mono-crystal) bracket. A. x100; B. x500.

파절 부위 분석

토오크 힘을 브라켓에 가했을 때 파절되는 위치에 따른 분류를 Table 4에 나타내었다. 모든 브라켓에서 절단면 부위의 tie-wing에서는 파절이 일어나지 않았다. 절단면 부위에서는 InVu만 전체적인 slot base의 파절을 보였으며, 다른 모든 브라켓에서는 부분적인 slot base 파절이 일어났다. InVu의 경우 파절위치가 다양하게 나타났으며, Clarity는 모든 브라켓이 절단면 부위의 slot base에서 부분적으로만 파절이 나타났다. 전체 파절 중에서 치경부 부위의 파절은 56.2% (59/105)였고, 절단면 부위의 파절은 43.8% (46/105)로 나타났다. Tie-wing 부위의 파절은 46.7% (49/105), slot base 부위의 파절은 53.2%

(56/105)이었다. Inspire는 주로 치경부의 wing 부위에서 파절이 일어났으며 InVu는 치경부에서 파절이 일어났으나 tie-wing과 slot base에서 균일하게 파절이 일어났다. Clarity는 slot base에서만 파절이 일어났으며, 20/40은 대부분이 치경부의 tie-wing에서 파절이 일어났다. 나머지 군은 비교적 다양한 파절 양상을 보였으며 파절 양상에 대한 결과를 Table 4에 나타내었다.

파절 양상 관찰 (Figs 3-6)

Virage, Signature, Crystalline V 및 20/40의 주사전자현미경 소견에서 전형적인 다결정 알루미늄 브라

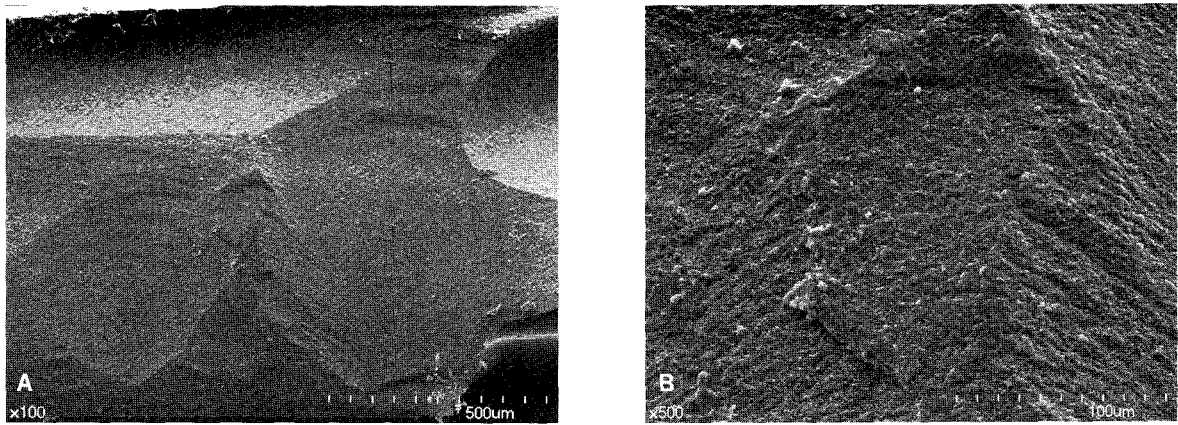


Fig 4. SEM evaluation of failed InVu (resin-modified ceramic) bracket. A. x100; B. x500.

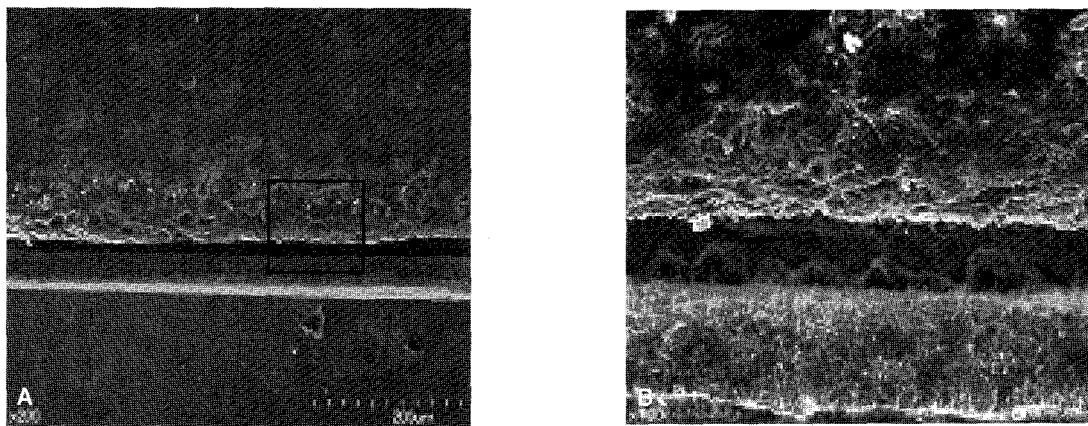


Fig 5. SEM evaluation of failed Clarity (metal slot) bracket. A. x100. Figure "B" is box area of "A" (x1000 magnification).

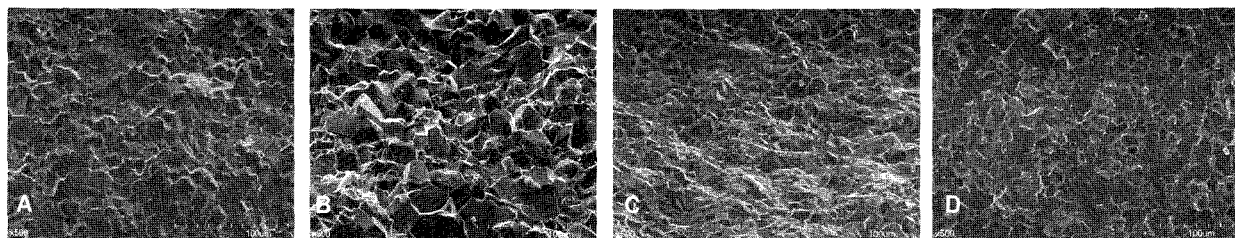


Fig 6. SEM evaluation of failed poly-crystal ceramic brackets - Virage (A), Signature (B), Crystalline V (C), and 20/40 (D) bracket. x500.

켓의 결정구조를 관찰할 수 있었으며 특별한 차이를 보이지는 않았다 (Figs 3-6). Inspire의 경우, 파절면을 따라 같은 방향을 향하는 무늬를 관찰할 수 있었으며 다결정 알루미늄 브라켓과는 다른 결정구조를 보

였다 (Fig 3). InVu의 경우는 다른 다결정 알루미늄 브라켓과는 다른 주사현미경 소견을 보였는데 (Fig 4), 500배에서 특징적인 결정구조를 관찰하기 어려웠고, 미세한 결정구조가 보였으며, 단결정 알루미

Table 5. Recommended maxillary incisor torque values

References	Torque (gm·mm)	Teeth involved
Reitan, 1957 ²²	2373	Central incisor
Newman, 1963 ²³	2008	Central incisor
Neuger, 1967 ²⁴	1035~1665	Central incisor
Wainwright, 1973 ²⁵	2000	Central incisor
Hammond, 1991 ²⁶	1624~2190	Central incisor
Schrody, 1974 ²⁷	2824	Incisor segment
Steyn, 1977 ²⁸	941~2113	Incisor segment
Nikolai, 1985 ²⁹	3000~3500	Incisor segment

나 브라켓인 Inspire와도 다른 양상의 구조를 보였다. Metal slot이 삽입된 다결정 알루미늄 브라켓인 Claritys는 slot 하방에서만 파절이 일어났는데 주사 전자현미경 소견에서는 metal slot과 세라믹 base 사이에 균일한 양상의 틈을 관찰할 수 있었다. Claritys의 SEM 사진을 특별히 강확대로 관찰하였으며 1000배 주사전자현미경 소견에서 세라믹과 slot이 분리되면서 전체적인 파절을 야기했음을 보여 준다 (Fig 5).

고찰

대부분의 세라믹 브라켓은 단결정 알루미늄 (monocrystalline alumina)나 다결정 알루미늄 (polycrystalline alumina)로 제조된다. 단결정 알루미늄 브라켓은 브라켓 표면에 균열이 생성되기 전까지는 다결정 알루미늄 브라켓보다 강한 파절 저항성을 갖는다고 한다.²⁰ 그러나 균열이 생성되는 순간, 표면의 작은 균열은 퍼져나가게 되고, 파절 저항성은 감소되거나 다결정 알루미늄 수준보다 낮아지게 된다.²¹ 물론 이러한 균열은 교정 치료 중에도 생길 수 있으며, 교정용 브라켓은 치료기간 동안 다양한 응력을 받게 된다. 교정용 호선에 근원심 경사(second order)와 토크(third order)가 발생하는 힘을 적용시키면 모멘트가 발생하고 이 모멘트에 의해 교정용 호선은 각기 다른 방향으로 브라켓의 교합면 측과 치은 측 tie-wing을 누르게 되며, 이러한 압력은 브라켓에 균열을 생성하여 브라켓 파절을 야기하게 된다. 특히 교정치료의 마지막 단계에서 상악전치 치근의 이동을 위한 토크를 적용하면 비교적 강한

모멘트가 발생하여 파절 저항성을 더욱 낮게 만들 수 있다.

Lindauer 등⁸의 연구에 의하면 교정용 호선의 second order bend에 의한 세라믹 브라켓 tie-wing의 파절 강도는 4,715-9,253 gm 범위였고, 최소 모멘트는 15,905 gm·mm이며 최대모멘트는 35,291 gm·mm 이었다. Third order movement (torsional movement)는 second order movement (tipping movement)보다 세라믹 브라켓의 파절을 더 쉽게 일으킬 수 있다. 토크를 적용시키게 되면 그 힘은 브라켓 깊숙이 가로질러서 전달되며, 모멘트의 짝힘(couple)은 작은 거리에서 분리되고 따라서 브라켓 tie wing에서 더욱 크게 나타나게 되기 때문이다. 본 연구에서의 최소 평균 모멘트인 5,048 gm·mm는 0.0215×0.028 교정용 호선을 사용할 때 브라켓 tie-wing에서 7,211 gm의 짝힘의 모멘트로 작용하게 되며 ($5,048 \text{ gm}\cdot\text{mm}/0.7 \text{ mm} = 7,211 \text{ gm}$; $0.028 \text{ inch} = 0.7 \text{ mm}$), 이 힘은 보고된⁸ second order moment에 의한 tie-wing의 파절 강도의 범위 내에 있게 된다.

교정치료 시 에지와이즈 장치에서 상악 중절치 치근을 움직이기 위한 토크 값은 많은 연구자들에 의해서 제시되었다 (Table 5).^{6,22-29} Reitan²²은 torquing movement 동안 치근침에서 130 gm의 힘이 사용되어야 한다고 제안했다. 상악 중절치의 경우 브라켓에서 치근침까지 평균 거리가 18.25 mm³⁰이므로 적용되는 토크는 2,373 gm·mm가 된다. Wainwright²⁵는 *Macaca speciosa* monkey를 이용한 생리적인 치아이동 실험에서 인간의 상악 중절치 토크를 위한 생리적인 힘은 2,000 gm·mm라고 하였다. Nikolai²⁹는 평균적인 상악전치 그룹의 치근이동을 위한 토크

의 양은 3,000-3,500 gm·mm라고 제시하였다. 이상의 연구에 의하면 성공적인 상악 중절치의 torsional movement를 위한 모멘트는 2,000-3,500 gm·mm 범위라고 할 수 있다.

본 연구 결과에 의하면 세라믹 브라켓 파절 시의 평균 토오크 값은 20/40의 5,048 gm·mm에서 Inspire의 11,508 gm·mm까지의 범위를 보였다. 단결정 알루미늄 브라켓인 Inspire의 파절 저항성이 가장 높았으며, 같은 그룹 내에서의 분포도 편차가 크게 나타났다. 성공적인 상악 중절치의 torsional movement를 위한 최대 모멘트가 3,500 gm·mm²⁹라고 한다면, 본 연구에서 가장 작은 평균값(5,048 gm·mm)을 보인 20/40보다도 작다고 할 수 있다. 이 값은 20/40의 파절을 일으키는 최소값인 3,595 gm·mm보다도 작아서 이번 연구에 사용된 세라믹 브라켓은 임상적인 상악 중절치의 torsional moment 시에 파절이 발생하기 어렵다고 할 수 있다. 본 연구 결과 대부분의 브라켓에서 5,000 gm·mm 이하의 토오크 값에서는 파절이 일어나지 않음을 알 수 있었다.

Flores 등²¹은 3종의 0.018-inch slot 브라켓에 토오크를 적용하여 시험한 결과 평균 토오크 값이 Transcend는 6,083 gm·mm, Allure III는 5,253 gm·mm, Starfire는 9,228 gm·mm이었다고 하였다. 동일한 종류의 브라켓을 시험한 Holt 등⁶의 연구에서는 .022-inch slot을 사용한 결과 평균 토오크 값이 Transcend는 5,771 gm·mm, Allure III는 6,042 gm·mm, Starfire는 6,177 gm·mm로 Starfire에서만 유의한 차이를 보였고 나머지는 유사한 결과를 보였다고 밝힌 바 있다.

Johnson 등³¹은 세라믹 브라켓에서 tie-wing 복합체에 인장응력을 가했을 때의 파절 강도를 측정하였는데, Inspire의 파절 저항이 가장 높았고 InVu, Clarity, Virage 순서라고 하였으며, Clarity와 Virage는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다고 하였다. 세라믹 브라켓의 파절 강도 연구에서 중요한 요소 중의 하나가 브라켓 디자인이라 할 수 있는데,^{32,33} 다결정 semi-twin 브라켓(Virage)은 다결정 true-twin 브라켓보다 통계적으로 유의하게 높은 인장 파절 강도를 보였다. 이러한 차이는 브라켓 자체의 형태적 특징에서 기인한 것으로 생각되는데, semi-twin 브라켓의 경우는 근,원심 tie-wing이 하나의 unit으로 제작되어 연결되므로 cross-stabilizing effect²를 갖게 되어 true-twin 브라켓보다 파절 저항성이 크다고 하겠다. 하지만 토오크를 적용한 본 연구에서는 브라켓 자체의 형태적

차이는 파절 저항성에 큰 영향을 주지 못하였다. True-twin 브라켓인 InVu가 다결정 브라켓 중에서 가장 큰 파절 저항성을 보여주었으며, 또 다른 true-twin 브라켓인 Clarity는 나머지 semi-twin 브라켓과 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).

세라믹 브라켓의 구조적 안정과 파절 저항성을 높이고, 교정용 호선의 활주 이동 시 마찰력 감소를 위하여 브라켓에 metal slot을 삽입하기도 한다. 플라스틱 브라켓을 이용한 토오크의 전달과 metal slot을 삽입한 경우의 토오크 적용에 관한 연구는 시행되었지만^{34,35} 세라믹 브라켓에 metal slot을 삽입했을 때의 토오크 값에 관한 연구는 매우 드문 실정이다. 플라스틱 브라켓을 이용한 Feldner 등³⁵의 연구에 의하면 metal slot이 삽입된 브라켓 군은 metal slot이 삽입되지 않은 브라켓 군보다 통계적으로 유의하게 높은 토오크 값과 낮은 변형을 보여, metal slot의 삽입으로 인해 플라스틱 브라켓은 브라켓 자체가 구조적으로 강화되고 토오크를 적용시키기에 충분한 강도를 가지게 된다고 하였다. 세라믹 브라켓에서도 플라스틱 브라켓과 마찬가지로 metal slot의 삽입이 파절 저항성에 영향을 줄 것이라 예상할 수 있다. 하지만 본 연구에서 다결정 알루미늄 브라켓 중 metal slot이 삽입된 브라켓(Clarity, Virage)은 그렇지 않은 브라켓에 비해 InVu를 제외하고는 유의한 차이를 보이지 않았다. 이것은 metal slot을 삽입했어도 파절 저항성에 영향을 주지 못하였음을 의미하는 것이다. Metal slot은 브라켓 자체의 구조적 안정에는 기여하지만 교정용 호선의 비틀림으로 전달되는 힘에 의해 세라믹 표면에 발생하는 균열을 효과적으로 억제하지는 못한다는 것을 알 수 있었다. 또한 스테인레스 강 slot 자체가 거칠고 porous한 표면을 가질 수 있으므로 토오크의 정확한 전달을 어렵게 만든다는 보고도 있다.³⁶

실제로 임상 적용 시 세라믹 브라켓의 파절 저항성에 관한 중요한 요소는 토오크 값(torque value)보다 토오크 각(torque angle)이다. 실제로 교정용 호선의 비틀림으로 인한 치아의 치근이동은 회전중심을 축으로 하는 회전운동의 형태로 나타난다. 따라서 교정용 호선의 토오크 각이 증가할수록 토오크는 증가하며 브라켓의 파절은 쉽게 야기된다.

본 연구에서는 브라켓 파절이 일어나는 순간의 토오크 각을 측정함으로써 파절 저항성의 정도를 비교하고자 하였다. 평균 토오크 각도가 20/40에서 10.02°로 가장 작은 값을 나타냈고, Inspire가 21.27°로 최대 값을 나타내었다. 이번 실험에서 .022 slot 브라켓에

0.0215 × 0.027 SS호선을 이용하여 play가 약 1.8°가 되도록 계획하였다. Holt 등⁶에 의하면 대부분의 세라믹 브라켓에서 8°~10°의 torsional rotation이면 효과적 치아이동을 위한 생리적 힘을 얻을 수 있다. 따라서 교정용 호선에 토크를 적용할 때 세라믹 브라켓의 파절을 막기 위해서는 과도한 호선의 torsional rotation은 피해야 하며 실제 임상에서는 파절을 피하기 위해 10° 미만의 토크 각도를 점차적으로 부여해야 한다. 본 연구 결과 토크 각도에서 Inspire와 InVu 사이에서는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았고 ($p > 0.05$), 이 두 브라켓은 나머지 브라켓들과 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$). 파절을 일으키는 토크 각도에 관해 브라켓 간의 통계적으로 유의한 차이를 Table 3에 표시하였다.

현재 상업적으로 만들어지고 있는 단결정 알루미늄 브라켓은 Inspire 뿐이어서 본 연구에서도 한 종류만 연구에 이용하였고 나머지는 다결정 알루미늄 브라켓이었다. 본 연구에 의하면 전체 7종의 브라켓 중에서 Inspire와 InVu가 토크에 대한 파절 저항성이 가장 큰 것으로 나타났다. InVu는 다결정 알루미늄 브라켓임에도 불구하고 단결정 알루미늄 브라켓과 파절 저항성에 차이가 없었고, 다른 다결정 알루미늄 브라켓과는 유의한 차이를 보였다. 다결정 알루미늄 브라켓은 제조 방법에 따라 브라켓의 파절에 영향을 줄 수 있는데,³⁶ 주사전자현미경 사진에서 보면 InVu의 경우 다결정 알루미늄 브라켓의 특징적인 결정구조와 상이한 양상을 보였으며 단결정 알루미늄 브라켓과도 다른 모습을 보였다 (Figs 3 and 4).³⁷ 이는 InVu가 다른 다결정 알루미늄 브라켓과는 다른 결정구조를 가지고 제조되었음을 의미한다. 또한 몰드 주입 방식(injection-molding)의 InVu는 다른 제조 방법의 브라켓보다 좀 더 부드러운 표면을 가질 수 있으며, 이러한 부드러운 표면을 가진 세라믹 브라켓은 거칠거나 다공성 표면을 가진 세라믹 브라켓보다 더 높은 파절 저항성을 나타낼 수 있다.

브라켓의 형태와 표면 상태에 따른 파절양상에 관한 여러 가지 연구가 있어 왔다.³⁸⁻⁴⁰ Ghosh 등³⁸의 유한요소법에 의한 세라믹 브라켓의 응력 분포 연구에 따르면 slot과 wing의 디자인에 따라 응력 분포와 파절양상에 차이가 있으며 wing을 이어주는 협부(isthmus)가 있는 경우 파절 저항성이 크고, slot 모서리 부분이 둥글게 처리된 경우 응력이 균일하게 분포된다고 하였다. Eliades 등³⁹은 브라켓 파절이 가장 잘 일어나는 위치는 tie-wing 복합체 자체이거나

tie-wing과 base가 서로 만나는 곳이라 하였다. 또한 교정용 호선이 브라켓 속으로 삽입되면 tie-wing에는 인장력이 가해지고 이러한 인장력이 가해진 브라켓에 교정용 호선에 의한 토크를 적용하게 되면 압력이 가해지고 그로 인해 파절이 야기된다고 하였다. 브라켓 tie-wing 부위에서 주로 파절이 발생할 것이라는 예상과는 달리 본 연구에서는 전체 105개 브라켓 중에서 tie-wing 부위의 파절은 46.7% (49/105) 이었고 slot base 부위의 파절은 53.2% (56/105)로 유사한 결과가 나왔다. Clarity는 모든 브라켓에서 오직 slot base에서만 파절이 일어났고, 다른 종류의 브라켓에서는 다양한 위치에서 파절이 일어났다. 이것은 Clarity에서 파절이 일어나기 전에 metal slot과 세라믹 base가 만나는 부위에서 균열이 시작되었음을 의미한다. 이것은 주사전자현미경 사진에서도 관찰할 수 있었는데, Fig 5, A에서 보는 바와 같이 금속과 세라믹의 계면에 파절이 시작되는 부위를 관찰할 수 있다 (Fig 5, A, B).

각형 호선을 이용하여 세라믹 브라켓에 토크를 부여할 때 발생하는 힘에 의한 브라켓의 파절 가능성 및 파절 양상을 실제로 진료실에서 조절할 수 있는 방법은 없다. 그러나 이번 실험을 통해 확인한 바처럼 일반적인 세라믹 브라켓의 파절 저항성은 치근 이동을 위해 필요한 토크 값에 비해 현저히 높기 때문에 각형 호선을 브라켓 슬롯에 삽입할 때 조금만 주의한다면 임상적으로는 별 문제 없이 사용할 수 있을 것이라 생각한다.

한편 본 연구의 한계점으로는 각형 호선에 토크를 부여했을 때 브라켓 슬롯의 파절이 발생하기 전에 브라켓이 치면에서 탈락하는 경우를 고려하지 못한 점과 시편 제작의 객관성 문제를 생각할 수 있다. 토크에 대한 브라켓의 파절 저항성은 모멘트 단위로 기록되며, 치면에 부착된 브라켓의 결합강도는 힘의 단위로 측정하기 때문에 각각의 힘의 크기를 단순하게 비교할 수가 없다. 두 가지 다른 양상의 힘을 비교할 수 있는 기법이 개발되어야 하겠으며 현재까지는 연구마다 제각각인 시편 제작법 및 실험 방법의 표준화가 필요하다. 또한 브라켓 슬롯 디자인에 대한 심도 있는 분석을 통해 파절에 영향을 미치는 기하학적 요소에 대한 연구도 필요하다.

결론

임상에서 사용 중인 7종의 0.022-inch slot을 갖는

세라믹 브라켓을 각각 15개씩 시험하였다. 0.0215 × 0.027-inch 스테인레스 강 교정용 호선을 이용하여 토오크를 부여하고 브라켓의 파절이 일어난 순간의 토오크 값과 토오크 각을 측정하여 파절 저항성을 비교하였고, 파절이 일어난 양상을 관찰한 결과 다음의 결론을 얻었다.

1. 세라믹 브라켓의 결정구조와 제조 방법이 파절 저항성에 크게 영향을 주는 것으로 나타났다.
2. 단결정 알루미늄(Inspire) 브라켓이 InVu를 제외한 다결정 알루미늄 브라켓에 비하여 토오크에 대한 파절 저항성이 유의하게 크게 나타났다.
3. 파절 양상에 관한 관찰에서 metal slot이 삽입된 브라켓은 그렇지 않은 브라켓에 비해 토오크에 대한 저항성에서 유의한 차이를 보이지 않았다 ($p > 0.05$).
4. Metal slot이 있는 다결정 알루미늄 브라켓인 Clarity는 모두 절단측 slot base에서 부분적으로만 파절이 일어났고 다른 종류의 브라켓들은 다양한 부위에서 파절이 일어났다.

본 연구 결과, 실험에 사용한 세라믹 브라켓에서 파절이 일어난 순간의 토오크 값과 토오크 각은 실제 상악 중절치의 치근을 이동하는데 필요한 토오크보다 크기 때문에 과도한 힘과 각도가 적용되지 않는다면 충분히 실제 임상에서 파절을 일으키지 않을 것으로 보인다.

참고문헌

1. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 1988;22:82-8.
2. Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:34-40.
3. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod* 1990;17:71-4.
4. Scott GE Jr. Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod* 1988;58:5-8.
5. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod* 1992;62:145-52.
6. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG Jr. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1991;99:287-93.
7. Rhodes RK, Duncanson MG Jr, Nanda RS, Currier GF. Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial-distal archwire tipping forces. *Angle Orthod* 1992;62:67-76.
8. Lindauer SJ, Macon CR, Browning H, Rubenstein LK, Isaacson RJ. Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:481-6.
9. Gunn S, Powers JM. Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. *J Clin Orthod* 1991;25:355-8.
10. Akinin PC, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF, Sinha PK. Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109:22-7.
11. Graber TM, Varnarsdall JR. Current principles and techniques. 3rd edition. St. Louis: Mosby; 2000. p. 29-30.
12. Rauch ED. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod* 1959 ; 817-30.
13. Mackley RJ. An evaluation of smiles before and after orthodontic treatment. *Angle Orthod* 1993;63:183-9.
14. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK. Moments with the edgewise appliance: Incisor torque control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:428-38
15. Gurgel Jde A, Kerr S, Powers JM, Pinzan A. Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120:76-9
16. Andreasen GF, Amborn RM. Aligning, leveling, and torque control--a pilot study. *Angle Orthod* 1989;59:51-60.
17. McLaughlin RP, Bennett JC. Finishing and detailing with a preadjusted appliance system. *J Clin Orthod* 1991;25:251-64.
18. Spiegel MR. Vector analysis and an introduction to tensor analysis. New York: Schaum Publishing; 1959. p. 16-26..
19. Bramble LM. A paradigm of the marketplace. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:354-5.
20. Proffit WR. Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 411-4.
21. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod* 1989;60: 269-76.
22. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod* 1957;43:3-45.
23. Newman GV. A biomechanical analysis of the Begg light arch wire technique. *Am J Orthod* 1963;49:721-40.
24. Neuger RL. The measurement and analysis of moments applied by a light-wire torquing auxiliary and how these moments change magnitude with respect to various changes in configuration and applications. *Am J Orthod* 1967;53:492-513.
25. Wainwright WM. Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod* 1973;64:278-302.
26. Hammond M, Rock WP. Forces produced by auxiliary torquing springs in the Begg technique. *Br J Orthod* 1991;18:219-23.
27. Schrodry DW. A mechanical evaluation of buccal segment reaction to edgewise torque. *Angle Orthod* 1974;44:120-6.
28. Steyn CL. Measurement of edgewise torque force in vitro. *Am J Orthod* 1977;71:565-73.
29. Nikolai RJ. Bioengineering analysis of orthodontic mechanics. Philadelphia: Lea & Febiger; 1985. p. 299-305.
30. Wheeler RC. A textbook of dental anatomy and physiology. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders, 1965. p. 136.
31. Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod* 2005;75:95-100.
32. Kiourtsis DJ. A comparison of the slot dimensions and prescribed torque angles among four brands of ceramic brackets [thesis]. Columbus: The Ohio State University; 1992.

33. Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod* 1988;58:197-203.
34. Alkire RG, Bagby MD, Gladwin MA, Kim H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater* 1997;13:2-6.
35. Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;106:265-72.
36. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:323-8.
37. Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:537-44.
38. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG Jr, Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:575-82.
39. Eliades T, Lekka M, Eliades G, Brantley WA. Surface characterization of ceramic brackets: a multitechnique approach. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:10-8.
40. Gibbs SL. Clinical performance of ceramic brackets: a survey of British orthodontists' experience. *Br J Orthod* 1992;19:191-7.

Fracture resistance of ceramic brackets to arch wire torsional force

Jung-Heum Han, DDS, MSD, PhD,^a Minn-Hii Chang, DDS, MSD,^b
Yong-Kyu Lim, DDS, MSD, PhD,^c Dong-Yul Lee, DDS, MSD, PhD^d

Objective: The purpose of this study was to estimate the fracture resistance of commercially available ceramic brackets to torsional force exerted from arch wires and to evaluate the characteristics of bracket fracture. **Methods:** Lingual root torque was applied to maxillary central incisor brackets with 0.022-inch slots by means of a 0.0215 × 0.027-inch stainless steel arch wire. A custom designed apparatus that attached to an Instron was used to test seven types of ceramic brackets (n = 15). The torque value and torque angle at fracture were measured. In order to evaluate the characteristics of failure, fracture sites and the failure patterns of brackets were examined with a Scanning Electron Microscope. **Results:** Crystal structure and manufacturing process of ceramic brackets had a significant effect on fracture resistance. Monocrystalline alumina (Inspire) brackets showed significantly greater resistance to torsional force than polycrystalline alumina brackets except InVu. There was no significant difference in fracture resistance during arch wire torsional force between ceramic brackets with metal slots and those without metal slots ($p > 0.05$). All Clarity brackets partially fractured only at the incisal slot base and the others broke at various locations. **Conclusion:** The fracture resistance of all the ceramic brackets during arch wire torsion appears to be adequate for clinical use. (**Korean J Orthod** 2007;37(4):293-304)

Key words: Ceramic bracket, Bracket fracture, Torque, Fracture resistance

^aGraduate student, ^bClinical instructor, ^cAssociate Professor, ^dProfessor, Department of Orthodontics, Graduate School of Clinical Dentistry, Korea University.

Corresponding author: Dong-Yul Lee.

Department of Dentistry, Korea University Medical Center 80 Guro-Dong, Guro-Gu, Seoul, Korea.

+82 2 818 6876; e-mail, dong09@kumc.or.kr.

Received November 15, 2006; Last Revision February 22, 2007; Accepted February 24, 2007.