대치교정지 2005;35(4):302-11

고정원 강화를 위해 치면에 부착한 fiber-reinforced composite과 스테인리스강 와이어의 피로한도 비교

김 문 정[a] · 박 수 병[b]

본 연구는 고정원을 강화하는데 사용되는 fiber-reinforced composite (FRC)과 스테인리스강 와이어의 피로한도를 치아의 생리적 동요도가 허용되는 조건에서 비교하여 FRC의 임상적 유용성을 알아보기 위해 시행되었다. 스테인리스강 와이어군은 각형과 원형 와이어군으로 나누고 FRC군은 uni-directional군과 woven군, 그리고 각각의 군에 있어서 치간 부위에 레진을 코팅한 군과 코팅하지 않은 군으로 나누었다. 각 군간의 피로한도를 일반적인 교정치료기간을 재현한 5×10^5 cycle의 피로한도 내에서 측정하여 비교하였다. 그 결과 스테인리스강 와이어에서는 각형 와이어가 원형 와이어보다 피로한도가 더 높았지만 통계적으로 유의하지는 않았다 ($p > 0.05$). 치간부위를 레진으로 코팅한 FRC와 코팅하지 않은 FRC 모두 uni-directional군이 woven군보다 피로한도가 더 높게 나타났으며 ($p < 0.05$) 그 값은 치간 부위를 레진으로 코팅한 FRC가 코팅하지 않은 FRC보다 더 높게 나타났다 ($p < 0.05$). 스테인리스강 와이어와 FRC 모두 임상적으로 유용한 5×10^5 cycle의 피로한도 내에서는 파절되지 않았기 때문에 둘 다 고정원 강화를 위해 사용하여도 충분하며 또한 심미성이 요구되거나 부가적인 장치의 부착이 필요한 곳에서는 FRC를 사용하여도 충분하리라 생각된다.

(**주요 단어**: 피로한도, 스테인리스강 와이어, Fiber-reinforced composite, 생리적 동요도)

서 론

자동차나 항공, 건설 등의 분야에서 처음 사용되었던 fiber-reinforced composite (FRC)은 재료의 기계적인 성질을 향상시키기 위해 fiber와 resin을 결합시킨 복합물질이다. 이러한 FRC는 물리적 성질이 우수하고 심미적이며, 부착이 가능하고, 생체적합성을 지녔기 때문에 의학영역까지 확대되어 사용되어 왔다. 치과영역에서는 FRC가 의치, FRC bridge, chair-side bridge 등 보철영역에서 주로 사용되었고[1-4] 오늘날에는 endodontic post나 core,[5,6] periodontal splint,[7] 교정용 설측 유지장치,[8-10] 공간유지장치[8,11] 등으로 많이 사용되고 있다. 과거의 FRC는 fiber와 matrix를 chairside에서 직접 혼합하여 사용하는 형태였으나 이때 발생하는 여러 문제점[12]을 개선하기 위해 오늘날에는 polymer와 fiber를 결합한 후 미리 부분 중합시킨 preimpregnated (pre-preg) FRC가 널리 사용되고 있다.

현재 교정영역에서의 FRC는 주로 일정한 부위에 있는 치아의 유지나 고정원 강화[12] 등을 위해 사용되고 있다. 기존에는 이를 위해 굵고 단단한 스테인리스강 기

[a] 전공의, [b] 교수, 부산대학교 치과대학 교정학교실.
교신저자: 박수병
부산광역시 서구 아미동 1가 10번지
부산대학교 치과대학 교정학교실 / 051-240-7447
sbypark@pusan.ac.kr
원고접수일: 2004년 12월 20일 / 원고최종수정일: 2005년 3월 3일 / 원고채택일: 2005년 3월 5일
* 본 연구는 부산광역시 치과교정학회 학술기금의 지원에 의해 연구되었음.

공용 와이어나 교정용 와이어를 치면에 passive하게 접착하였다. 하지만 FRC는 치아와 색이 비슷하기 때문에 와이어에 비해 더 심미적이고 또한 그 상방에 여러 가지 부착물의 접착도 가능하므로 유지와 고정원 강화를 위해 사용되던 와이어를 대체하여 사용되고 있다.

하지만 이러한 장점에도 불구하고 실제 임상에서는 FRC의 탈락을 종종 경험하게 된다. FRC의 치면에 대한 전단결합강도[13]나 다양한 방향의 힘을 가했을 때 FRC connector의 결합강도[12]는 이전에 연구되었지만 치아의 생리적 움직임을 허용하면서 저작력의 세기와 유사한 반복적인 힘을 가했을 때 FRC의 fiber 종류에 따른 피로한도에 관한 연구와 기존에 유지나 고정원 강화를 위해 사용하던 스테인리스강 와이어의 피로한도와의 비교에 관한 연구는 없었다. 또한 임상에서 사용하는 것처럼 FRC의 치간 부위에 레진을 코팅하여 치아의 움직임을 허용하지 않았을 때와 치간 부위에 레진을 코팅하지 않고 치아의 개별 움직임을 허용했을 때의 FRC의 피로한도 비교에 관한 연구도 없었다.

이에 본 연구는 치아의 생리적 동요도가 허용되는 조건에서 고정원 강화를 위해 사용되는 pre-preg FRC의 피로한도를 fiber의 종류와 치간 부위의 레진 코팅 유무에 따라 비교해보고 기존에 사용하던 스테인리스강 와이어의 피로한도와 비교하여 FRC의 임상적 유용성에 대해 알아보고자 하였다.

실험재료 및 방법

실험재료

치아시편

상하악 소구치 중 파절이나 우식이 없는 건전한 치아 288개를 선별하여 실온에서 생리식염수에 보관하였다.

재료

FRC는 Splint-It® (Jeneric/Pentron, Wallingford, Conn, USA)으로 제공되는 0.3 mm 두께의 3 mm uni-directional fiber와 0.5 mm 두께의 2 mm woven fiber를 사용하였다.

와이어는 스테인리스강 기공용 0.9 mm 원형 와이어(Remanium®, Dentaurum, Germany)와 교정용 .0215″ × .028″ 각형 와이어(3M Unitek, USA)를 사용하였다.

실험방법

시편제작 방법

블록 제작

치주인대막을 재현하기 위해 왁스를 치근면에 코팅하였다. 이를 위해 치면의 잔사물을 깨끗하게 제거한 후 인레이 왁스와 스티키 왁스를 1 : 1 비율로 혼합하여 80 ℃의 온도에서 녹인 다음 치아를 백악법랑경계까지 담가서 왁스로 치근부위를 코팅하였다. 이 과정을 2회 반복하여 코팅된 왁스의 두께가 1 mm가 되게 하였으며 이때 왁스가 치근첨에 집중되지 않도록 주의하였다. 그 후 2개의 치아의 치관이 접촉하게 고정한 다음 미리 putty(PROVIL® NOVO, Germany)를 이용하여 제작한 주형 속에 치아를 위치시키고 교정용 레진(Orthodontic Resin, Dentsply, USA)을 혼합하여 주형속에 주입하였다. 이때 식립되는 두 개의 치아는 접촉을 하면서 치축이 블록에 대해 수직이 되도록 하였다. 각 치아마다 접촉점의 위치도 다르고 모든 치아의 치관 높이도 차이가 나지만 이것은 지그를 이용하여 보정을 할 수 있었기 때문에 고려하지 않았다. 레진의 경화가 끝나면 만들어진 블록을 수조에 넣고 왁스를 연화시켜서 치아를 제거하였다. 이때 각 치아의 치근형태에 따라 주형 내에 인기된 형상이 다르므로 각각의 주형과 각각의 치아는 한 조로 분리, 보관하였다. 그 후 고압수증기를 이용하여 블록 내면과 치근부위의 왁스를 녹이고 블록 주위의 과잉의 레진은 denture bur를 이용하여 깨끗하게 정리하였다. 그 다음 polyether 인상재인 Impregum™ Soft(medium-bodied consistency, 3M ESPE, Seefeld, Germany)[14,15]를 혼합하여 블록내의 음형에 넣고 각각의 음형에 맞는 치아를 백악법랑경계까지 식립하였다. 인상재가 경화되고 난 후 과잉의 인상재는 칼로 깨끗하게 제거하였다.

치아의 생리적 움직임 측정

인공치의 움직임은 Periotest (Siemens AG, Bensheim, Germany)를 사용하여 측정하였고 이때 tip을 치아의 치경부 1/3 부위와 치관첨에 위치시킨 후 각각 수평, 수직 방향으로 힘을 적용시켰다. 자연치의 생리적 움직임을 재현하기 위해서 수평, 수직 방향으로 값을 모두 측정하여 +7이하의 값[15,16]을 나타내는 시편만 선택하여 실험에 사용하였다.

시편 제작

FRC와 스테인리스강 와이어를 접착하기 전에 치아의 협면을 pumice로 연마하였다. 레진의 접착면적을

동일화하기 위해 지름이 5 mm인 원형 스티커 라벨을 소구치 협면 중앙에 부착하고 갈색 스프레이를 분사하였다. 그 후 스티커를 제거하여 원형의 균일한 면적의 치면을 확보하였다. 제조회사의 지시에 따라 37% 인산을 이용하여 20초간 산부식을 하고 10초간 세척한 후 압축공기를 이용하여 10초간 치면을 완전히 건조시켰다. 백묵양 양상이 나타나면 adhesive (Bond-1®, Jeneric/Pentron, Wallingford, Conn, USA)를 2회 도포하고 압축공기를 이용하여 10초간 adhesive를 고르게 분포시킨 후 할로겐 램프를 이용하여 10초간 광조사 하였다. 레진(Alert®, Jeneric/Pentron, Wallingford, Conn, USA)을 얇게 펴서 치면에 바르고 미리 잘라놓은 FRC (Splint-It®, Jeneric/Pentron, Wallingford, Conn) 또는 스테인리스강 와이어를 치면의 형태에 맞게 적합시킨 후 30-40초간 광조사 하였다. 그 다음 FRC와 와이어의 표면에 flowable resin (Flow It® ALC, Jeneric/Pentron, Wallingford, Conn, USA)을 적용하고 다시 20초간 광조사 하였다. 이때 접착한 FRC와 스테인리스강 와이어는 길이가 9 mm로서 각 치아의 협면 중앙에 위치하도록 하였다 (Fig 1).

한편 FRC와 스테인리스강 와이어의 접착 후 시간에 따른 레진의 시효경화를 일정하게 하기 위하여 제작된 시편을 24시간 동안 실온에 보관하였다.

피로한도 실험방법

시편종류

시편을 6개의 군(각 군당 24개)으로 분류한 후 FRC군은 사용된 FRC의 종류에 따라 uni-directional 군과 woven군 그리고 치간 부위에 레진을 코팅한 군과 치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 군으로 나누었다. 와이어군은 스테인리스강 원형 와이어군(0.9 mm)과 각형 와이어군(.0215″ × .028″)으로 나누었다.

피로한도 시험

피로한도의 평가는 정격하중 100 kN인 유압서보식 만능시험기(INSTRON, 8821S)를 이용하였고, 상하형 지그를 시편 형상 및 부하하중을 고려하여 설계 제작하여 사용하였다 (Fig 2).

하중폭은 저작력의 세기를 고려하여 변화시켰고, 반복속도는 시험기의 서보밸브의 작동한계 주파수를 고려하여 10 Hz로 설정하였다. 한편 시험편에 작용하는 최소공칭응력은 항상 일정하게 유지하면서 최대하중을 변화시킴으로써 저작력의 세기를 재현하였다. 본 실험에서는 최소공칭응력을 0으로 하고 편진 하중폭

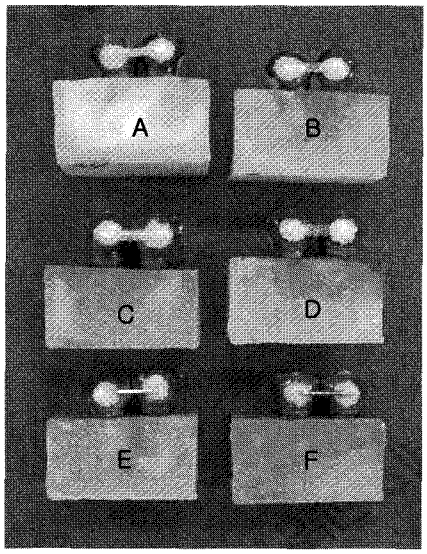

Fig 1. Tooth specimens. *A*, Uni-directional FRC with resin coating in the interproximal area; *B*, uni-directional FRC without resin coating in the interproximal area; *C*, woven FRC with resin coating in the interproximal area; *D*, woven FRC without resin coating in the interproximal area; *E*, stainless steel rectangular wire; *F*, stainless steel round wire.

을 각각 0.49 kN, 0.735 kN, 0.98 kN의 세 단계로 나누어 피로시험을 실시하였다 (Fig 3). 즉 각 군당 24개의 시편 중 8개씩 각 하중폭에 따라 실험하였다.

이 실험은 FRC와 스테인리스강 와이어 그 자체의 피로한도를 구하는 것이 아니라 임상적으로 유용성을 나타낼 수 있는 교정치료 기간 동안 각 재료가 파절되지 않고 견딜 수 있는지를 평가하는 것이다. 따라서 이 실험에서는 평균적인 교정기간을 2.5년이라고 가정하였으며 2.5년 동안 치아에 가해지는 저작횟수를 실험적으로 재현하기 위해 Krejci와 Lutz,[19] Rosentritt 등[14] 및 Peyron 등[20]의 연구를 바탕으로 loading 횟수(loading cycle)를 5×10^5 cycle로 하였다. 그리고 저작력의 형태를 실험적으로 재현하기 위해 sine파 형태[21]의 힘을 적용하였다. 시험 중 균열 및 파절양상은 이동식 망원경을 이용하여 관찰하였다.

통계처리

피로한계까지 파절되지 않는 0.49 kN과 즉시 파절되는 0.98 kN을 제외하고 파단수명의 측정이 가능한 0.735 kN의 힘에서 각각의 파단수명의 차이를 비교하기 위해 독립 표본 t-test를 시행하였다.

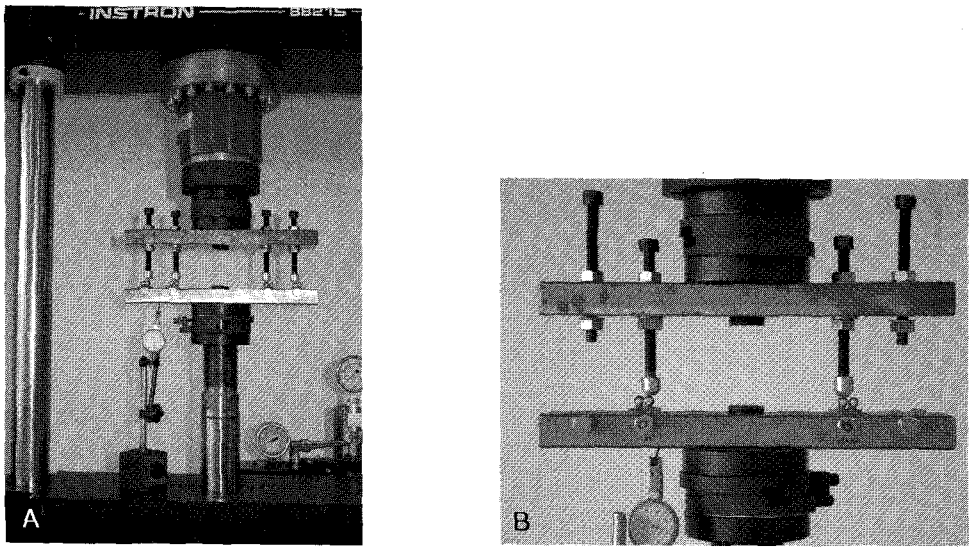

Fig 2. Fatigue testing machine. **A**, Upper arm was fixed and lower arm moved in a vertical direction; **B**, schematic of test.

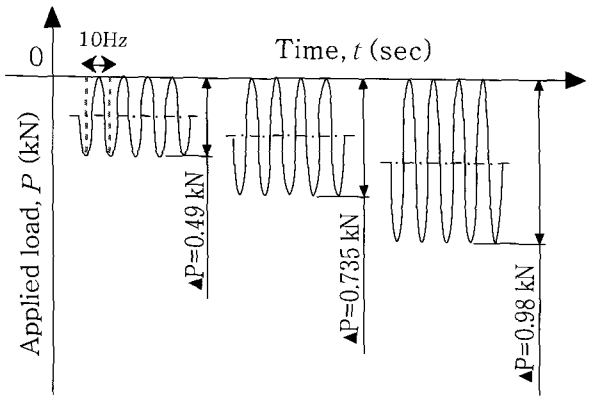

Fig 3. Fatigue test conditions. The ranges of pulsating load were 0.49 kN, 0.735 kN and 0.98 kN. The force which was applied was the type of sine wave.

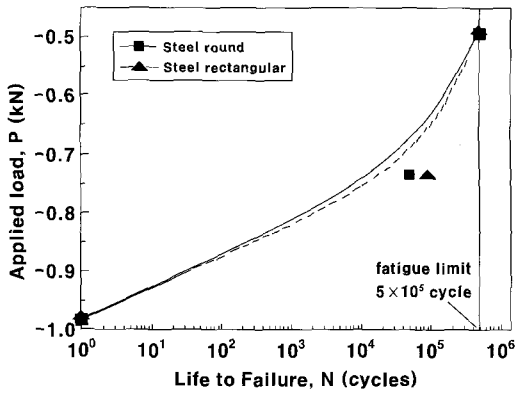

Fig 4. Relationship between life to failure and applied load of stainless steel wire. The fatigue limit of rectangular stainless steel wire was higher than that of round wire. The square and triangle shows the actual cycles when stainless steel round and rectangular wires were dislodged from resin. The dotted and solid curve shows the value which the triangle and square values were analyzed by regression analysis. The minus code indicates compressive force.

실험결과

스테인리스강 와이어의 피로한도 비교

스테인리스강 원형 와이어군과 각형 와이어군의 피로한도는 편진 하중폭이 증가할수록 현저히 감소하였으며 저작력의 기준인 편진 하중폭 0.49 kN에 있어서는 5×10^5 cycle에 도달할 때까지 와이어와 레진 접착부의 미세한 균열을 제외하고는 비교적 양호한 상태를 유지하며 허용한도를 만족시켰다. 또한 하중폭을 증가시키면 각형 와이어군이 원형 와이어군보다 피로한도가 높게 나타났지만 (Fig 4) 통계적으로 유의

Table 1. Comparison between stainless steel rectangular wire and stainless steel round wire of the mean amount of fatigue limit at 0.735 kN (*t*-test)

	Fatigue limit (10^4cycle)		*p value*
	Rectangular (n=24)	*Round (n=24)*	
Stainless steel wire	8.23 ± 0.12	6.38 ± 0.08	NS

NS, not significant.

Table 2. Comparison between woven and uni-directional and coated and non-coated FRC of the mean amount of fatigue limit at 0.735 kN (*t*-test)

	Fatigue limit (10^4cycle)		*p value*
	Woven (n=24)	*Uni-directional (n=24)*	
Coated FRC†	15.6 ± 0.50	21.3 ± 0.87	*
Non-coated FRC††	0.88 ± 0.33	8.03 ± 0.60	*
p value	*	*	

† with resin coating in the interproximal area; †† without resin coating in the interproximal area. * $p < 0.05$

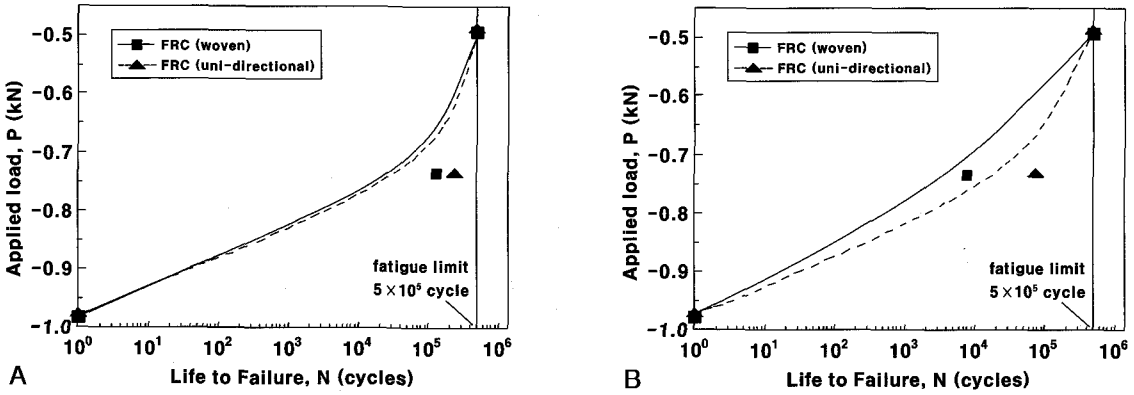

Fig 5. Relationship between life to failure and applied load of FRC. **A**, FRC with resin coating in the interproximal area; **B**, FRC without resin coating in the interproximal area. In A and B, the fatigue limit of uni-directional FRC was higher than that of woven FRC.

한 차이는 없었다 ($p > 0.05$) (Table 1).

FRC의 피로한도 비교

치간 부위에 레진을 코팅한 FRC의 피로한도 비교

치간 부위에 레진을 코팅한 FRC의 피로한도는 편진 하중폭이 증가할수록 현저히 감소하는 경향을 나타내었고, 저작력의 일반적 기준인 0.49 kN에 있어서는 uni-directional군과 woven군 모두 스테인리스강 와이어와 동일하게 5×10^5 cycle에 도달할 때까지 양호한 상태를 유지하며 허용한도를 만족하였다. 하중폭을 증가시켰을 때에는 uni-directional군이 woven군에 비하여 피로한도가 높게 나타났다 ($p < 0.05$) (Table 2, Fig 5, *A*). 하지만 큰 하중에 대해 FRC 상방의 코팅된 resin이 파절되면 그때부터는 fiber의 소성변형이 동반된다. 따라서 치아의 위치가 변화된 상태로 fiber가 파절되지 않았기 때문에 피로한도는 높게 나타났다.

치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC의 피로한도 비교

치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC의 피로한도는 편진 하중폭이 증가할수록 현저히 감소하는 경향을 나타내었고, 저작력의 일반적 기준인 0.49 kN에 있어서는 uni-directional군과 woven군 모두 5×10^5 cycle에 도달할 때 파절되지 않고 허용한도를 만족하였다. 하중폭을 증가시켰을 때에는 uni-directional군이 woven군에 비하여 피로한도가 높게 나타났다 ($p < 0.05$) (Table 2, Fig 5, *B*). 하지만 치간 부위에 레진을 코팅한 FRC와는 달리 치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC는 초기부터 fiber의 소성변형이 조금씩 관찰되었으며 이로 인해 치아의 수직적 위치가 초기 상태에 비해 많이 변하였다.

치간 부위에 레진을 코팅한 FRC와 코팅하지 않은 FRC의 피로한도 비교

치간 부위에 레진을 코팅한 FRC가 uni-directional군과 woven군 모두에서 더 높은 피로한도를 나타내었다 ($p < 0.05$) (Table 2).

총괄 및 고안

오늘날의 교정치료는 과거에 비해 심미성을 더 중요하게 여기기 때문에 브라켓이나 와이어도 금속이 아닌 다양한 심미재료를 많이 사용하고 있으며 이로 인해 교정영역의 재료가 많은 발전을 하게 되었다. 그 중에서도 미래의 교정 재료[22]로 주목받았던 FRC가 브라켓이나 와이어를 대체하면서 오늘날 많이 사용되고 있다.

FRC는 중합방식과 사용된 fiber의 종류, 중합여부에 따라 분류된다. 교정용으로 사용되는 FRC는 두 가지 방법으로 중합되는데 thermoplastic과 thermoset이 그것이다.[12] Thermoplastic은 열에 의한 중합을 말하며 thermoset은 빛에 의해 화학적으로 중합되는 것을 말한다.[23,24] FRC에 사용된 fiber는 carbon, Kevlar, polyethylene, glass 등으로 다양하며 부분적으로 미리 polymer와 fiber를 중합시키는지의 여부에 따라 pre-preg FRC와 non pre-preg FRC로 나누어진다.[25] Pre-preg FRC는 non pre-preg보다 더 좋은 결합력을 가진다. 또한 pre-preg는 성형하기에 충분할 정도로 fiber의 방향과 수, 분포 등이 최적화되어 있으며 충분한 flexibility가 있기 때문에 최종 경화가 일어나기 전에 쉽게 성형이 가능하다.[12]

오늘날 Vectris, FibreKor, Splint-It 등의 형태로 시판되는 FRC는 S-glass가 포함된 pre-preg FRC이다.[25] 이전부터 사용되던 Ribbond®는 호박빛의 색조를 나타내기 때문에 설면에 국한되어 사용되었지만[9] 본 실험에 사용된 Splint-It은 강한 S-glass fiber를 사용하기 때문에 더욱더 투명하여 치아의 순면에 접착해도 심미적이다. 또한 Splint-It의 탄성계수는 filler가 많이 함유된 콤포짓 레진보다도 70% 더 높으며 항복강도는 6배가 더 크고 치과용 콤포짓보다 24배 큰 강성을 가지는 등 물성도 우수하다.[11] 하지만 임상에서는 FRC의 탈락을 종종 경험할 수 있고 이에 대해 Freudenthaler 등,[12] Meiers 등[13]이 치면에 대한 FRC의 결합력을 연구한 바 있다.

Freudenthaler 등[12]은 FRC를 수산화인회석 stone에 부착한 후 다양한 방향의 힘을 적용하여 FRC가 탈락될 때의 힘과 탈락 양상 등을 연구하였다. 그의 연구에서는 FRC의 장축을 따라 수평방향으로 힘을 적용하였을 때 stone에 대한 FRC의 결합력이 가장 우수하였으며 woven fiber가 uni-directional fiber보다 결합력이 약간 더 높았다. 그리고 FRC의 장축에 대해 수직방향으로 90° 힘을 가할 때 가장 결합력이 약했다. Meiers 등[13]은 pre-preg FRC와 non pre-preg FRC를 비교하였다. 그의 연구에서는 non pre-preg의 한 종류인 Connect가 가장 높은 전단결합력을 나타내었고 나머지는 통계적으로 큰 차이를 보이지 않았다. 하지만 그들의 실험 모델은 구강내의 환경을 재현하려는 어떠한 시도도 없이 정적인 상태에서 행해진 것이다.

본 실험에서는 구강내 환경을 최대한 재현하기 위하여 치아시편의 생리적 동요도를 허용하였고 이를 위해 polyether 인상재인 Impregum™ Soft (medium-bodied consistency, 3M ESPE, Seefeld, Germany)[14,15]를 이용하였다. 하지만 FRC의 fiber는 젖음성이 있으므로 타액과 접촉하게 되면 굴곡강도가 더 약해지는 점[26]을 고려할 때 본 실험은 구강내의 타액속에서 진행된 것이 아니므로 구강내 환경을 재현하는데에는 한계를 가진다.

일반적으로 ASTM (American Society for Testing and Materials) E 647-93에서 제안하고 있는 일정하중 범위 피로실험은 모든 실험조건에 대하여 하중폭은 일정한 상태로 유지하면서 응력비의 영향을 평가하지만 본 실험에서는 피로한도의 비교 평가를 목적으로 하기 때문에 시편에 가해진 평균응력과 하중진폭을 모두 변하게 하여 실험을 수행하였다. 이

때의 하중진폭은 치아에 가해지는 최대, 최소의 힘을 나타내기 위해서 조절을 한 것이다.

각 치아마다 접촉점의 위치도 다르고 모든 치아의 치관 높이도 차이가 나지만 지그에 넣고 고정시킬 때 upper arm의 끝부분이 각 치아의 치관첨에 닿도록 즉 각각의 수직높이를 나사를 이용하여 조절할 수 있게 지그가 제작되었기 때문에 이를 보정할 수 있었다.

편진 하중폭은 0.49 kN, 0.735 kN, 0.98 kN의 세 단계로 나누었는데 이렇게 편진 하중폭을 정한 이유는 남자의 평균 저작력이 62.5 kg, 여자의 평균 저작력이 42.7 kg[17]이므로 평균 50 kg (0.49 kN)을 기준으로 하였으며 음식물을 성상에 따른 저작력의 세기를 고려하여[18] 힘을 25 kg (0.245 kN)씩 증가시켰기 때문이다.

일반적으로 재료의 파절은 cracking과 chipping이 생기고 난 이후에 발생하며 cracking과 chipping은 대부분 결합된 두 물질 사이의 계면에서 발생한다.[15] 따라서 파절 저항에 가장 큰 영향을 미치는 것은 두 물질의 결합력임을 알 수 있다.

스테인리스강 와이어의 피로한도를 비교한 실험에서 각형 와이어군과 원형 와이어군 모두 평균적인 저작력에 대해서는 피로 한계에 도달할 때까지 레진의 미세한 균열은 있었지만 탈락은 일어나지 않았다. 더 큰 힘에 대해서는 각형 와이어군이 원형 와이어군보다 피로한도가 더 높았지만 통계적으로 유의한 차이는 없었고 ($p > 0.05$) 파절 양상은 같았다. 스테인리스강 와이어의 피로한도는 와이어와 치면 사이의 결합력이 아니라 와이어와 flowable resin 사이의 결합력에 의해 결정되며 결국 파절은 스테인리스강 와이어와 flowable resin 사이의 계면에서 발생하였다. 스테인리스강 와이어와 레진은 이종재료이므로 치면에 화학적으로 결합한 레진이 스테인리스강 와이어에 대해서는 기계적으로 결합하기 때문인 것으로 생각된다. 한편 스테인리스강 와이어와 레진의 결합력에 있어서 고려해야 할 또 하나의 사항은 9 mm 길이로 자른 와이어의 양 끝에 응력이 많이 집중되어 있다는 사실이다. 일반적인 cutter로 자른 와이어의 끝은 날카로우며 따라서 가장자리(edge) 부위에는 많은 응력이 집중되어 있다. 이것을 레진과 함께 결합시키면 반복하중에 대해 상대적으로 응력이 집중되어 있는 부분부터 파절이 일어난다. 이런 사실을 바탕으로 임상에서 스테인리스강 와이어를 치면에 부착할 때에는 와이어의 끝을 자른 다음 날카로운 끝 부분을 둥글게 처리하여 피로한도를 증가시키는 것이 구강내 탈락을 방지할 수 있는 좋은 방법이 되리라 생각된다.

치간 부위에 레진을 코팅한 FRC의 피로한도 비교실험에서도 역시 평균적인 저작력에서는 피로한계에 도달할 때까지 탈락이 일어나지 않았다. 하지만 더 큰 힘에 대해서는 uni-directional군이 woven군보다 피로한도가 더 높았다 ($p < 0.05$). 또한 각각의 파절 양상도 달랐다. 비록 피로한도가 아닌 굴곡강도 실험이지만 Goldberg 등[27]의 연구에서도 uni-directional의 강도가 가장 높은 것으로 나타났다. Woven군에서는 와이어군에서와 마찬가지로 fiber와 레진 사이의 계면에서 파절이 발생하였다. 반면에 uni-directional군은 레진과의 계면이 아니라 두 치아의 연결부위 중앙 즉 FRC 내에서 파절이 관찰되었다. 이러한 파절 양상은 Meiers 등[13]의 연구 결과와도 유사하다. Woven군은 uni-directional군보다 시간에 따른 시효경화가 더 많이 일어나서 uni-directional군에 비해 flexibility가 많이 소실되어 와이어같이 딱딱해지는 것을 관찰할 수 있다. 이로 인해 더 높은 취성 파괴를 나타내기 때문에 uni-directional군보다 더 빨리 탈락하는 것으로 생각된다. 또한 woven군은 uni-directional군에 비해 fiber의 짜임이 조밀하기 때문에 fiber내부의 응집력(cohesive strength)이 상대적으로 높고 따라서 스테인리스강 와이어처럼 레진과의 계면에서 탈락이 일어나는 것으로 추정된다. Uni-directional은 woven에 비해 상대적으로 시효경화가 덜 일어나서 flowable resin 및 치면과 더 강한 화학적 결합을 하게 되고 이 결합력이 FRC의 응집력보다 더 강하기 때문에 상대적으로 약한 FRC 내부 즉 두 치아의 연결부위에서 파절이 일어나는 것으로 추정된다. 한편 FRC와 flowable resin은 모두 레진을 포함한 같은 종류의 물질이지만 파절이 일어나는 이유로 두 물질의 탄성계수가 다른 것을 생각해 볼 수 있다. 이 점을 고려할 때 FRC와 탄성계수가 비슷한 접착용 레진을 만들어 피로강도를 증가시키는 것도 앞으로의 연구해야 할 과제라 생각된다. 또한 cohesive failure에 대해 좀 더 저항성 있는 FRC가 개발되면 치면에 대한 접착력이 더욱 증가될 것으로 기대된다.

치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC의 피로한도를 비교한 실험에서는 치간 부위에 레진을 코팅한 FRC의 실험과 그 결과가 유사하였다. 즉, uni-directional군이 woven군보다 피로한도가 더 높게 나타났으며 ($p < 0.05$) 파절양상도 동일하였다. 하지만 치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC에서는 비록 파절이 일어나지 않더라도 하중이 반복적으로 가해짐에 따라 점차 소성변형이 나타났다. 이렇게 소성 변

형이 일어나서 치아의 위치가 바뀌게 되면 FRC를 교정용으로 사용하는 본래의 목적을 상실하게 되는 것이므로 FRC 사용시 치간부위에 코팅을 하는 것이 추천된다.

치간 부위에 레진을 코팅한 FRC와 치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC의 피로한도 비교에서는 치간 부위에 레진을 코팅한 FRC의 피로한도가 더 높게 나타났으며 이것은 코팅된 fiber와 접착재료인 레진 사이의 상호계면에서 인장잔류응력이 발생하였기 때문이었을 것이라 추정된다.

Uni-directional FRC와 woven FRC, 각형 와이어와 원형 와이어의 피로한도를 함께 비교했을때에는 레진을 코팅한 uni-directional FRC가 가장 높았다. 그 다음으로 치간 부위에 레진을 코팅한 woven FRC, 스테인리스강 각형 와이어, 치간부위에 레진을 코팅하지 않은 uni-directional FRC, 스테인리스강 원형 와이어, 치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 woven FRC 순으로 나타났다.

본 실험에서는 저작시 실제로 일어나는 다양한 하악의 운동을 기계로 재현하는데 한계가 있었기 때문에 가장 단순한 상하악 수직력만 적용시켰다. 하지만 치근막을 재현하였기 때문에 수직력에 대해서도 치아의 수직 움직임뿐만 아니라 측방 움직임도 허용되어 실제 구강내에서 일어나는 치아의 움직임과 유사한 환경에서 실험이 진행되었다. 하지만 구강내에서 일어나는 열순환과 타액에 의해 젖어있는 상황을 재현하는 등 좀 더 구강내의 환경과 유사한 상황 하에서 실험을 한다면 좀 더 정확한 결과가 나올 것이다.

이러한 한계에도 불구하고 본 연구를 통해 FRC와 스테인리스강 와이어 모두 임상적으로 유용한 피로한계까지는 파절되지 않았기 때문에 둘 다 고정원 강화를 위해 사용하여도 충분하며 또한 심미성이 요구되거나 부가적인 장치의 부착이 필요한 곳에서는 FRC를 사용하여도 충분하리라 생각된다.

결론 및 요약

스테인리스강 와이어와 FRC의 피로한도를 비교평가하기 위해 생리적인 치아의 동요도가 허용되는 상황에서 하중폭을 변화시킨 피로시험을 수행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 스테인리스강 와이어와 FRC 모두 일반적 교정 치료기간인 5×10^5 cycle의 피로한계내에서는 파절되지 않았다.
2. 스테인리스강 와이어와 FRC는 편진 하중 폭이 증가 할수록 파단수명의 현저한 감소를 보였다.
3. 스테인리스강 와이어에서는 각형 와이어군이 원형 와이어군보다 피로한도가 더 높았지만 통계적으로 유의하지는 않았다 ($p > 0.05$).
4. 치간부위를 레진으로 코팅한 FRC와 코팅하지 않은 FRC 모두 uni-directional군이 woven군보다 피로한도가 더 높게 나타났으며 ($p < 0.05$) 그 값은 치간 부위를 레진으로 코팅한 FRC가 코팅하지 않은 FRC보다 더 높게 나타났다 ($p < 0.05$).
5. 치간 부위에 레진을 코팅하지 않은 FRC는 파절은 일어나지 않아도 소성변형으로 인한 치아의 위치 변화가 생겼다.

FRC와 스테인리스강 와이어 모두 임상적으로 유용한 피로한계까지는 파절되지 않았기 때문에 둘 다 고정원 강화를 위해 사용하여도 충분하며 또한 심미성이 요구되거나 부가적인 장치의 부착이 필요한 곳에서는 FRC를 사용하여도 충분하리라 생각된다.

참 고 문 헌

1. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. J Prosthet Dent 2000;84:413-8.
2. Meisers JC, Duncan JP, Freilich MA, Goldberg AJ. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses: part II. Direct application: splints and fixed partial dentures. Quintessence Int 1998;29:761-8.
3. Belli S, Özer F. A simple method for single anterior tooth replacement. J Adhesive Dent 2000;2:67-70.
4. Meiers JC, Freilich MA. Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. Quintessence Int 2001;32:99-104.
5. Hombrook DS, Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. Prac Periodont Aesthet Dent 1995;7:33-44.
6. Kama JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. Am J Dent 1996;9:230-2.
7. Strassler HE, Serio FG. Stabilization of the natural dentition in periodontal cases using adhesive restorative materials. Peridontal Insights 1997;4:4-10.
8. Karaman AL, Kir N, Belli S. Four applications of reinforced polyethylene fiber material in orthodontic practice. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;121:650-4.
9. Miller TE. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. Compendium 1993;14:800-12.
10. Strassler HE, Scherer W, LoPresti J, Rudo D. Long term clinical evaluation of a woven polyethylene ribbond used for tooth stabilization and splinting. J Israel Orthod Soc 1997;7:11-5.
11. Burstone CJ, Kuhlberg AJ. Fiber-reinforced composites in orthodontics. J Clin Orthod 2000;34:271-9.
12. Freudenthaler JW, Tischler GK, Burstone CJ. Bond strength of fiber-

reinforced composite bars for orthodontic attachment. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:648-53.
13. Meiers JC, Kazemi RB, Donadio M. The influence of fiber reinforcement of composites on shear bond strengths to enamel. J Prosthet Dent 2003;89:388-93.
14. Rosentritt M, Behr M, Leibrock A. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1998;79:393-8.
15. Song HY, Yi YJ, Cho LR, Park DY. Effects of two preparation designs and pontic distance on bending and fracture strength of fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. J Prosthet Dent 2003 ;90:347-53.
16. Schulte W, Lukas D. The periotest method. Int Dent J 1992;42:433-40.
17. 이종흔, 김증수. 구강생리학. 서울: 군자출판사; 1994.
18. Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T. Association between masticatory performance and maxiam occlusal force in young men. J Oral Rehabil 2003;30:278-82.
19. Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100:1445-9.
20. Peyron MA, Blanc O, Lund JP, Woda A. Influence of age on adaptability of human masitcation. J Neurophysiol 2004;92:773-9.
21. Turker KS, Brinkworth RS, Abolfathi P, Linke IR, Nazeran H. A device for investigating neuromuscular control in the human masticatory system. J Neurosci Methods 2004;136:141-9.
22. Kusy RP. The future of orthodontic materials: The long-term view. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1998;113:91-5.
23. Goldberg AJ, Burstone CJ, Hadjinikolaou I, Jancar J. Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental application. J Biomed Mater Res 1994;28:167-73.
24. Freilich MA, Goldberg AJ. The use of a pre-impregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of a periodontal splint: a preliminary report. Prac Periodontics Aesthet Dent 1997;9:873-6.
25. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent 1998;80:311-8.
26. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. J Prosthet Dent 2002;88:485-90.
27. Goldberg AJ, Freilich MA, Haser KA, Audi JH. Flexure properties and fiber architecture of commercial fiber reinforced composites. J Dent Res 1998;77(Special Issue A):967.

- ORIGINAL ARTICLE -

Comparison of the fatigue limit of fiber-reinforced composites and stainless steel wires when attached to the tooth surface for anchorage reinforcement

Moon-Jung Kim, DDS, MSD,[a] **Soo-Byung Park**, DDS, MSD, PhD[b]

This study was performed to compare the fatigue limit of stainless steel wires and Fiber-reinforced composites (FRC) under conditions of permitting physiologic tooth movement, and to evaluate the clinical value of FRCs which was used to reinforce the anchorage unit. The stainless steel wire groups were divided into round and rectangular wire groups. The FRC groups were divided into uni-directional and woven groups, with resin coating and without resin coating in the proximal area. After the number of cycles to failure of each of the 6 groups were measured within the 5×10^5 cycle fatigue limit simulating the orthodontic treatment period, the fatigue limit of each group was compared with each other. The findings of this study were as follows. In stainless steel wires, the fatigue limit of rectangular wires were higher than that of round wires. But there was no statistically significant difference ($p > 0.05$). In FRCs with resin coating and without resin coating in the interproximal area, the fatigue limit of uni-directional type was higher than that of the woven type ($p < 0.05$). In uni-directional and woven type FRCs, the fatigue limit of FRC with resin coating in the interproximal area was higher than that of FRC without resin coating ($p < 0.05$). As the FRCs and stainless steel wires did not fracture until the 5×10^5 cycle fatigue limit which clinically is useful, it is sufficient to use FRC and stainless steel wire for reinforcing anchorage. When esthetics is important and the attachment of additional devices are necessary, it seems sufficient to use FRC as anchorage reinforcement.

Korean J Orthod 2005:35(4):302-11

※ **Key words**: Fatigue limit, Stainless steel wire, Fiber-reinforced composite, Physiologic tooth movement

[a] *Resident,* [b] *Professor, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Pusan National University*
Reprint requests: ***Soo-Byung Park***
Department of Orthodontics, Pusan National University Hospital, 1-10 Ami-Dong, Seo-Gu, Busan 602-739, Korea
+82 51 240 7447
sbypark@pusan.ac.kr
Received December 20, 2004; Last Revision March 3, 2005; Accepted March 5, 2005