

섬유 강화 컴포지트의 수리 후 접합 강도

김민정^a·김경호^b·최광철^c

교정 치료 시 사용되는 섬유 강화 컴포지트(FRC, fiber reinforced composite)는 구강 내에서 저작압 등의 지속적인 응력과 수분 흡수 등의 이유로 파절이 일어나는 경우가 있다. 이 때 모든 FRC를 제거하지 않고 수리(repair)하는 경우에 적절한 강도를 얻기 위해 첨가해야 할 FRC의 양 및 그 파절 양상을 알아보고자 하였다. 두 개의 FRC strips를 1, 2, 3, 그리고 4 mm 만큼 겹쳐(E1, E2, E3, E4군) 시편을 만드는 방법으로 수리를 재현한 후 light emitting diode 광중합기로 중합하고, 3점 굽힘 실험을 시행하여 겹침 길이와 접합 강도간의 관계에 대해 조사하였다. 최대 하중치는 E4군에서 2.67 N으로 최대였고, 대조군(2.39 N), E3군(2.35 N), E2군(2.10 N), 그리고 E1군(1.75 N)의 순이었다. 강성 역시 최대 하중치와 같이 E4군(2.32 N/mm)에서 최대치를 기록하였으나, E3군(2.06 N/mm)의 강성이 대조군(1.88 N/mm)보다 더 큰 값을 보였다. 겹침 길이가 길수록 완전히 두 조각으로 파절되기 보다 가운데 또는 critical section 에서 굽힘 양상을 보였다. 반면 겹침 길이가 짧은 경우 두 조각으로 부러지는 파절 양상을 보였다. 이상의 실험에서 길이 10 mm인 연결자 형태의 FRC의 수리 시 적절한 강도를 얻기 위해서는 최소 3 mm의 strips를 겹쳐야 하고, 이 때 주로 나타나는 실패 양상의 굽힘을 최소화하기 위해 연결 부위에 바로 인접하여 두께가 급격하게 변하는 critical section의 보강이 필요할 것으로 사료된다.

(주요 단어: 섬유 강화 컴포지트, 수리 강도, 최대 하중, 강성, 파절 양상)

서 론

두 개 또는 그 이상의 재료들을 결합한 컴포지트 재료를 이용하면 단일 재료를 사용할 때 보다 더 우

수한 기계적 성질을 얻을 수 있다. 섬유 강화 컴포지트(FRC, fiber reinforced composite)란 하나 또는 그 이상의 방향으로 재료의 기계적 성질을 향상시키기 위해 중합체 기질(polymer matrix)에 섬유(fiber)를 첨가한 것으로,¹ 컴포지트의 강성(stiffness), 강도(strength), 인성(toughness)과 피로 저항(fatigue resistance)을 유의성 있게 향상시킬 수 있다고 보고되고 있다.² 중합체 기질로 통상의 광중합 열경화성(thermoset) bis-GMA를 사용하는데 섬유들 사이의 응력(stress)을 전달하고 서로를 결합시키는 접착제로서 역할을 하며, 섬유는 그 길이 방향으로 하중을 전달할 때 강도 및 강성을 증가시키는 기능을 한다. 여러 종류의 섬유 중 치과 영역에서 사용되는 무정형의 등방성(isotropic)인 유리(glass) 섬유는 심미적인 반투명성(translucency)과 우수한 기계적 성질을 가

^a 대학원생, 연세대학교 치과대학 교정학교실.

^b 교수, ^c 부교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실.

영동세브란스병원.

교신저자: 최광철

서울시 강남구 도곡동 146-92

연세대학교 치과대학 교정학교실 영동 세브란스 병원 /

02-2019-3567

kchoy@yumc.yonsei.ac.kr

원고접수일: 2005년 10월 27일 / 원고최종수정일: 2006년 4월

25일 / 원고채택일: 2006년 4월 27일

* 본 연구는 2003년도 연세대학교 학술연구비의 지원에 의하여 이루어짐.

Table 1. The mean thickness and width (mm)

Group	Single layer thickness	Double layer thickness	Width
E1	0.26 ± 0.02	0.38 ± 0.04	1.81 ± 0.04
E2	0.26 ± 0.03	0.38 ± 0.03	1.83 ± 0.08
E3	0.26 ± 0.02	0.40 ± 0.03	1.87 ± 0.08
E4	0.26 ± 0.01	0.40 ± 0.00	1.81 ± 0.08
Control	0.25 ± 0.03		1.82 ± 0.12

지며 수분에 대해 감수성이 낮고, 열 및 전기적 자극에 매우 훌륭한 절연체이다.

긴 연속 섬유(long continuous fiber)로 강화된 FRC는 우주선, 자동차, 선박 제작 및 recreational engineering 등의 다양한 산업용 분야에 광범위하게 사용되어 왔다.³ 최근 몇 년간 치과 영역에서 스플린트를 할 때나⁴ 수복 영역, 즉 수복용 포스트(endodontic post),^{5,6} 고정식 보철물 및 의치상 레진의 강화에도 이용되고 있으며,⁷⁻⁹ 교정 영역에서의 사용도 보고되고 있다.¹⁰⁻¹⁴ 치과 영역에서 FRC를 사용할 때는 기계적 성질 향상 이외에도 심미성, 최종 단면 형성의 용이성 및 임상가들에 의한 사용의 편리성 또한 단순화 등이 장점이다.¹⁵⁻¹⁷

교정 영역에서 FRC는 여러 치아를 한 단위로 묶는 연결자(connector)의 형태로 수동적 고정원 또는 능동적 이동 단위의 형태로 사용된다.¹⁰ 그러나 2-3년의 평균 교정 치료 기간 중 구강 내에서 저작압과 같은 지속적인 응력이나 수분 흡수에 의해 재료에 파절이 일어날 수도 있다. 전통적으로 보철 영역에서 많이 사용되었기 때문에 FRC를 이용한 고정식 보철물 등의 수리 강도(repair strength)에 관한 몇몇 보고는 있으나 교정 영역에서 많이 사용되는 연결자 형태의 장치 파절 시 수리 후 접합 강도에 대한 연구는 거의 없는 실정이다.

또한 FRC의 기계적 성질에 대한 연구들은 실험의 ISO (International organization for standardization) 규격화가 필요한 탓에 교정 치료 시 구강 내에 적용할 수 없는 크기나 형태의 틀을 사용하여 시편을 제작하거나^{18,19} 시편의 중합 시 임상에서 사용할 수 없는 방법²⁰을 사용하였다.

따라서 본 연구에서는 상품화된 두 FRC strips를 접치는 방법으로 수리를 재현하고, 그 접침 길이를 임상적 한도 내에서 다양화시킨 후 3점 굽힘 실험을

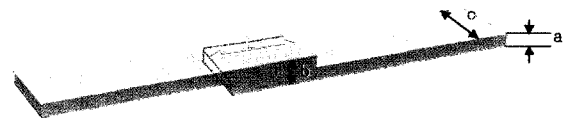


Fig 1. Schematic drawing of test specimen. A, Thickness of the single layer; B, thickness of the double layer; C, width; L, overlapping length

시행하였을 때 강도의 변화를 알아보고, 얼마만큼 겹치면 원래와 같은 강도를 얻을 수 있는지 임상에서 실제 응용할 수 있는 지침을 제시하고자 하였다. 또한 겹치는 길이에 따라 그 파절 양상에 차이가 있는지 살펴보고자 하였다.

연구재료 및 방법

실험 재료

상품명인 FibreKor (Jeneric/Pentron, Wallingford, CT, USA)인 pre-impregnated glass fiber composite tape을 이용하여 시편을 제작하였다. FibreKor는 continuous, unidirectional S-유리 섬유가 dimethacrylate를 기본으로 하는 치과용 레진에 묻힌 것으로 약 42 vol%의 섬유를 함유하고 있다.

시편 제작

FRC의 cellulose strip 제거 시 폭과 두께는 가능한 제작되어 나온 자체의 크기를 유지하고, 길이가 15 mm인 직사각형 형태의 시편을 만들었다. 접침 부위가 없는 15 mm의 FRC 시편을 대조군으로 하였고, 가운데 부위에 1 mm부터 4 mm까지 1 mm 간격으로

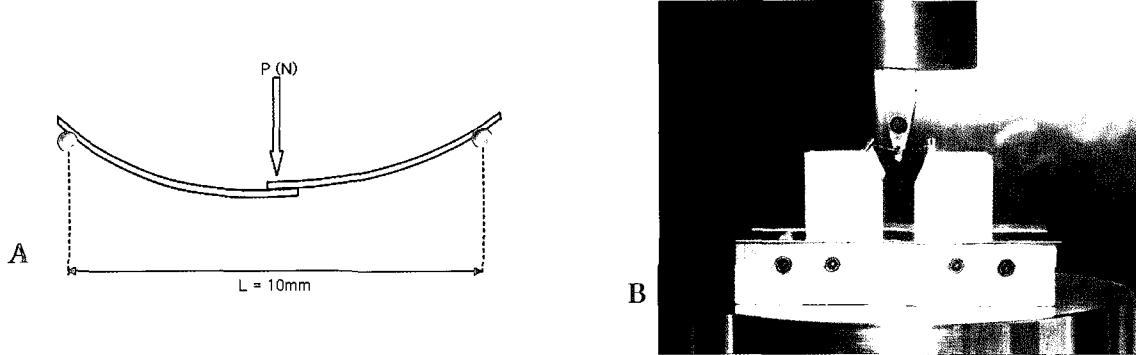


Fig 2. Three-point bending test. A, Schematic view of three-point bending test: P, applied load; L, span length; B, close-up view of the Instron, model 3366.

증가된 접침 길이를 갖는 시편을 실험군으로 하여 각각을 E1, E2 E3, 그리고 E4군으로 명명하였다 (Fig 1). 시편을 접침 때 최소한의 흐름성 레진(flowable resin)인 Flow line (Heraeus Kulzer, South Bend, IN, USA)을 적용한 후 가벼운 압력을 가해 접합시킨 후 중합하였다. 각 실험군 시편의 수는 6개였고, 시편의 크기는 Table 1에 요약되어 있다.

검체의 가장 얇은 부분의 평균 두께는 0.26 ± 0.00 mm, 가장 두꺼운 부분의 평균 두께는 0.39 ± 0.01 mm였고, 평균 너비는 1.83 ± 0.02 mm였다.

시편의 중합은 광강도 800 mW/cm^2 의 light emitting diode (LED) 광중합기 Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를 이용하였고, 시편을 세 부분으로 나누어 20초씩 5 mm 단위로 3번 중합한 뒤 뒤집어 같은 과정을 반복하였다. 제조자에 따르면 일반 복합 레진의 중합 시 20초를 권하고 있으나 충분한 중합을 위해 시간을 두 배로 하였다.

실험 방법

3점 굽힘 실험

재료에서 파절이나 영구 변형이 일어나는 최대 강도 값을 얻기 위해 3점 굽힘 실험(span length = 10 mm)을 시행하였다. Cross-head speed 1.5 mm/min의 압축 모드 하에서 만능시험기(Instron Model 3366, Instron, High Wycombe, UK)를 이용하여 최대 하중을 측정하였고, Series IX/s version 8.32 프로그램(Instron, High Wycombe, UK)을 이용해 최대 하중치와 함께 하중/변형 그래프를 얻었다. 만능시험기의 측정치의 정확성은 0.01 N까지 였다. 양측에

unsupported end를 갖는 anvil에 시편을 올려놓고, 육안으로 보았을 때 파절 또는 영구 변형이 관찰될 때까지 섬유 방향에 수직으로 하중을 가하였다. 측정치는 뉴우톤(N)으로 표시하였다 (Fig 2).

각 실험군의 강성값은 각 시편의 하중/변형 그래프의 직선 부위의 기울기로부터 구하였다.

파절 양상

하중을 가했을 때 FRC strips를 접치는 길이에 따라 시편의 파절 양상 사이에 차이가 있는지 알아보기 위해 검체를 육안으로 검진하였다. 검체가 파절 또는 영구 변형 될 때까지 하중을 가하였고, 파절 양상을 다음과 같이 분류하였다.

A. 검체가 두 조각으로 완전히 파절된 경우 (Fig 3); B. 끊어진 부위 없이 완전히 휘기만 한 경우 (Fig 4); C. 일부는 파절되었으나 일부는 섬유들로 연결되어 있는 경우 (Fig 5).

전체 검체에서 변화가 일어난 부위가 가운데(대조군은 거의 중앙 부위, 실험군은 시편이 두 겹에서 한 겹으로 갑자기 얇아지는 critical section, Fig 6)이었으므로, 파절 부위에 관한 고려는 분류에 넣지 않았다.

통계 처리

최대 하중치의 평균 및 표준 편차는 마이크로소프트 엑셀 프로그램으로 계산하였다. 실험군 간의 유의성 여부를 검증하기 위해 one-way ANOVA test를 시행한 후 차이가 발생한 경우 Duncan's multiple range test를 시행하여 사후 검증을 하였다. 강성의

Table 2. Maximum load in each group

Group	Maximum Load (N)		
	Mean	SD	
E1	1.75	0.62	
E2	2.10	0.25	
E3	2.35	0.19	
E4	2.67	0.32	
Control	2.39	0.41	

SD, Standard deviation; lines with *, statistically significant at $p < .05$.
Vertical line denotes homogenous subset of Duncan's multiple range test.



Fig 3. FRC specimen completely fractured into two pieces.

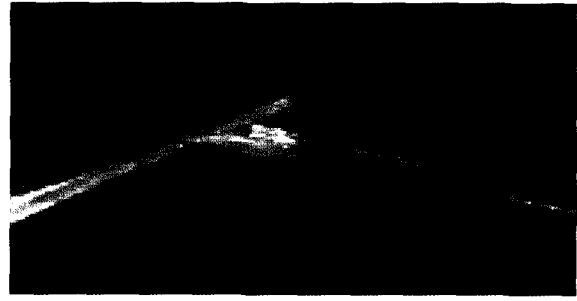


Fig 5. FRC specimen partially connected with glass fibers.

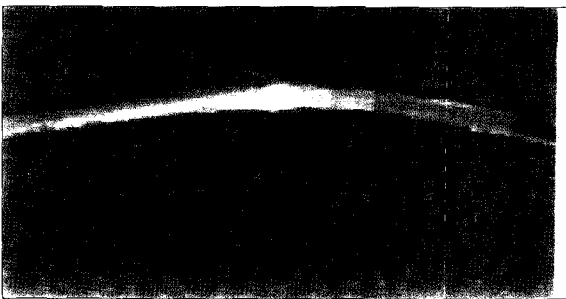


Fig 4. FRC specimen with bending without fracture.



Fig 6. Critical section, the arrows indicate sudden changes in thickness of the FRC specimen.

프를 그렸다. 모든 분석은 95%의 유의 수준에서 검증하였다.

연구성적

3점 굽힘 실험

3점 굽힘 실험 시 최대 하중치가 Table 2에 요약되어 있다. 대조군 최대 하중치의 평균과 표준 편차는 $2.39 \pm 0.41 N$ 으로 E3군과 비슷하나 E4군 보다 적은 수치를 나타내었다. E1군은 E2군을 제외한 전 실험군

경우 Program R version 2.1 (Vienna University of Technology, Vienna, Austria)을 이용하여 유의성을 검증하고, Kernel Regression Smoother를 사용하여 분포 추정한 후 그 추정한 선의 최대점까지의 자료를 가지고 회귀분석(linear regression)을 한 결과로 그래

Table 3. Stiffness in each group

Group	Stiffness (N/mm)		
	Mean	SD	
E1	1.33	0.58	
E2	1.72	0.25	
E3	2.06	0.19	
E4	2.32	0.22	
Control	1.88	0.30	

SD, Standard deviation; lines with *, statistically significant at $p < .05$.
Vertical line denotes homogenous subset of Duncan's multiple range test.

Load/deflection curve of the control group

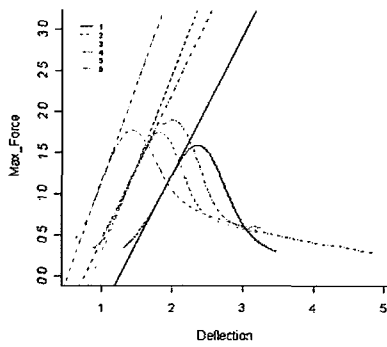


Fig 7. Load/deflection curve and the stiffness in the control group.

Load/deflection curve of group E2

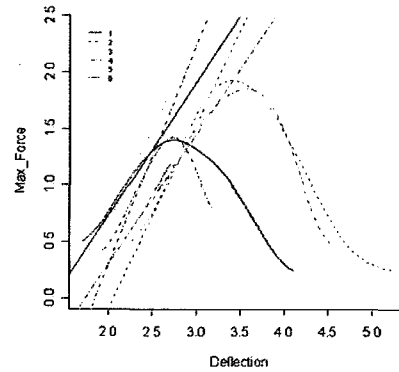


Fig 9. Load/deflection curve and the stiffness in group E2.

Load/deflection curve of group E1

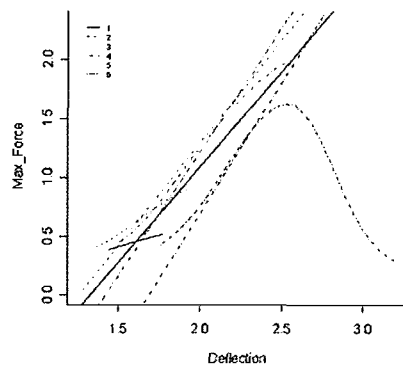


Fig 8. Load/deflection curve and the stiffness in group E1.

과 유의성 있는 차이를 보였고, E2군은 E4군과만 차이를 보였다. 또한 E2군, E3군과 대조군 사이에는 통계학적으로 유의성 있는 차이가 없었고, E3군, E4군 및 대조군 사이에도 유의성 있는 차이가 발생하지 않았다.

각 시편의 하중/변형 그래프와 각 실험군의 강성값은 각각 Figs 7-11과 Table 3에 제시되어 있다. E1군과 E4군, 그리고 E2군과 E4군 사이에 각각 통계학적인 유의성이 발견되었다. 강성 역시 최대 하중치와 같이 E4군에서 최대치를 기록하였고 대조군보다 E3군에서 더 큰 값을 기록했다는 점이 최대 하중치와의 다른 점이었다.

Table 4. The failure modes of the tested FRC specimens with different contact lengths

Group	A	B	C	Total
	n (%)	n (%)	n (%)	
E1	2 (33%)	0	4 (67%)	6 (100%)
E2	0	2 (33%)	4 (67%)	6 (100%)
E3	0	4 (67%)	2 (33%)	6 (100%)
E4	0	5 (83%)	1 (17%)	6 (100%)
Control	0	6 (100%)	0	6 (100%)

A, FRC specimen completely fractured into two pieces; B, FRC specimen with bending without fracture; C, FRC specimen partially connected with glass fibers.

Load/deflection curve of group E3

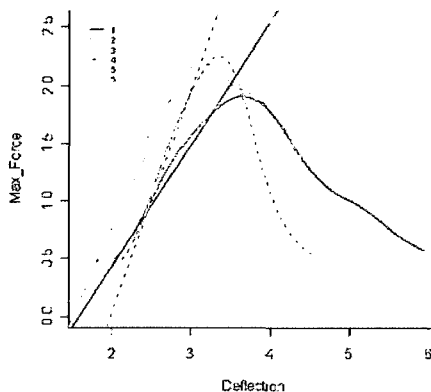


Fig 10. Load/deflection curve and the stiffness in group E3.

Load/deflection curve of group E4

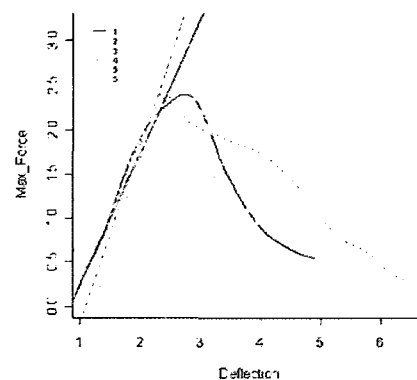


Fig 11. Load/deflection curve and the stiffness in group E4.

파절 양상

3점 굽힘 실험의 결과 실험군 및 대조군의 모든 시편에서 파절 또는 영구 변형을 보였으나 그 파절 양상에 있어서는 약간의 차이가 있었다. 대조군의 경우 측정된 하중치까지 파절 없이 완전 굽힘의 형태만을 보였으나 다른 실험군의 경우 시편이 휘거나 부러지는 양상을 보였다. E1군에서는 접합부에서 끊겨 두 조각으로 부러진 시편이 33%인 반면 다른 실험군에서는 두 조각으로 완전 파절된 경우 없이 휘거나 일부만 섬유로 연결된 파절 양상을 나타내었고, 접촉 길이가 길어질수록 휘어지는 빈도(E4군에서 83%)가 더

크게 나타났다. 파절 양상은 Table 4에 요약되어 있다.

굽힘(bending)이 일어난 부위는 대조군 시편에서는 가운데 부분이었고, 실험군 시편에서는 두 시편이 한 시편 두께로 갑자기 얇아지는 critical section이었다. 파절은 접촉 부위가 분리되는 실패(failure) 양상이었으나 완전한 접착(adhesive) 실패인지 육안 관찰만으로는 정확히 판별할 수 없었다.

총괄 및 고찰

FRC는 최근 교정 영역에서 그 사용이 증가하고 있

는데 2-3년의 치료 기간 중 저작압이나 기계적 자극 등에 의해 파절이 일어날 수 있다. 다행스럽게도 재료 자체의 특성 때문에 임상 사용 중 파절이 일어나도 장치 전체를 제거해야 할 필요는 없다. 따라서 이번 연구에서는 장치를 부분적으로 repair 할 때 얼마만큼의 길이를 겹쳐야 최소 대조군 이상의 파절 강도를 얻을 수 있는가를 알아보기 위해 제작한 FRC 시편에 대해 3점 굽힘 실험을 시행하였다. 3점 굽힘 실험은 FRC와 같이 특히 취성적으로(brittle) 파절 되는 경향을 갖는 치과 재료의 실험에 널리 사용되어왔다. 실험 결과 대조군을 포함한 전체 실험군 중에서 E4군이 가장 높은 최대 하중 값을 나타내었고, E1군에서 가장 적은 최대 하중 값을 보였다. Duncan의 multiple range test에서 E2군, E3군 및 대조군 사이에는 통계학적 유의성이 없고, 또한 E3군, E4군 및 대조군 사이에 통계학적 유의성이 없음을 알 수 있다. 따라서 두 개의 FRC strips를 겹쳤을 때 최소 대조군 이상의 강도를 원한다면 3 mm 이상의 길이를 겹치는 방식으로 repair를 하여야 할 것이다.

흔히 FRC에 대한 재료학적 특성을 시험할 때 측정하는 굴곡 강도나 굴곡 계수는 이번 실험에서 제외하였는데, 두 strips를 겹치는 과정에서 중간 부위의 두께가 다른 부위보다 상당히 두꺼워져 일정한 크기를 가진 균질한 시편의 너비와 두께를 이용해 산출하는 위의 값들이 의미가 없었기 때문이다. 균질한 검체의 경우 중립축(neutral axis)이 그 중앙에 위치하여 가해지는 힘의 종류(인장력 대 압축력)에 실험 결과가 영향을 받지 않는 반면 FRC와 같이 균일하지 않은 검체의 경우 섬유들의 분포에 따라 중립축의 위치가 달라질 수 있어 재료의 파절 강도에 영향을 줄 수 있다는 점은 이전의 연구에서도 이미 지적된 바 있고,²¹ 본 실험에서와 같이 큰 두께의 차이를 보이는 비균질한 시편의 경우는 더욱 그러할 것이다.

결과의 표준 편차가 다소 큰 경향이 있는 것은 적은 시편의 수와 시편 제작 방법의 불균일성에서 기인하는 것 같다. 임상에서는 기계적 자극으로 인한 섬유의 마모를 막고 강도를 강화하기 위해 흐름성 레진으로 FRC를 보강한다. 일정한 크기의 테플론 주형(teflon mold)에 FRC와 정량화된 흐름성 레진을 넣어 균일한 크기의 시편을 제작한다면 방법상의 제한점을 감소시킬 수 있을 것이다.

두께의 불균일성 이외에 또 다른 제한점으로 실제 구강 상태를 재현하지 않은 건조 상태에서의 시편 제작 및 실험을 들 수 있다. 여러 연구에서 치과용 FRC

의 굽힘 특성이 물 흡수에 영향을 받을 수 있다는 것을 보인바 있다.²²⁻²⁴ 유리 섬유로 강화된 경우 섬유의 표면이 유리 내의 알칼리와 산화 알칼리 토류의 수화 현상과 여과된 이온에 의해 영향을 받기 때문에 기계적 성질이 감소되고 컴포지트 구조의 변화가 초래된다.²⁵⁻²⁷ 또한 중합체 기질과 섬유의 접착을 향상시키기 위한 실란화 역시 컴포지트의 수화 안정성에 영향을 끼친다.²⁸ 또한 구강 내에서의 사용되었던 FRC라면 반복적인 교합력에 이미 노출되어, 구강 내에 있었던 기간에 따라 내부 구조에 변화가 있었을 것이다. 따라서 실제 구강 상황에서의 같이 처리된 FRC를 새로운 FRC로 겹쳐 시편을 제작하였다면, 물 흡수 및 교합력에 의해 변화된 FRC의 구조가 새로운 시편과의 결합에 영향을 주어 시편의 강도에 대해 다른 결과가 도출되었을 수 있다. 따라서 본 연구의 수치는 구강 내에서의 실제 값이라기보다는 그룹간의 차이를 평가하기 위한 비교치의 개념이 되어야 할 것이다.

새로운 레진이 이미 사용되었던 복합체인 FRC에 부착될 수 있는 기전으로 FRC 표면의 미반응 기능기 라디칼(radical)의 자유 라디칼 중합(free radical polymerization)과 단량체의 interdiffusion (IPN, interpenetrating polymer network)을 들 수 있다. 전자의 경우 그 반응성이 가장 클 때가 첫 24시간이므로 이미 사용되었던 FRC에선 거의 기대하기 어렵다.²⁹ 가능한 두 번째 기전인 IPN 결합(bonding)은 오래된 FRC에 부분적으로 교차 중합되지 않은 중합체가 존재하고,³⁰ 새로운 레진의 단량체가 FRC의 linear phase에 용해 능력(dissolving capability)을 가질 때 일어난다. IPN 결합은 FRC가 더 이상 반응성 기능기나 라디칼을 가지지 않아 둘 사이의 결합이 공유 결합에 근거하지 않을 때, 즉, 구강 내에서 FRC의 수리가 필요한 상황 같은 때에 최대가 된다. 유리 섬유를 preimpregnation하면 선형의 다량체 상(linear polymer phase)을 가지는데, 이는 IPN 결합 기전에 의해 새로운 레진을 이미 사용되었던 FRC에 접착할 때 결합력을 향상시키기 위해 제안되었다. 사용되었던 FRC에 새로운 레진을 적용시킨 후 결합 강도를 측정 한 연구에 의하면, HEMA 및 bis-GMA-TEGDMA 등을 함유한 적절한 레진을 사용한다면 FRC의 선형 polymethyl methacrylate에 대해 상대적으로 우수한 용해 능력을 보여 중합체의 표면을 부풀게 하여 새 레진 단량체의 침투를 증가시켜 IPN이 형성되면서 결합 강도를 증가시키는 결과를 보였다.³¹ 치과용 복합 레진의 수리에 대한 유사한 다른 연구에

의하면 단량체의 wetting time에 따른 수리 강도에 차이가 있었고, 중합체의 부풀어 오른 부위(swollen area)에 대해 유의성 있는 차이를 보이는 연구들도 있다.^{32,33}

FRC의 수리에 관한 보철학 영역에서의 몇몇 보고는 구강 내의 FRC를 새로운 FRC로 수리했을 경우 우수한 접착 강도를 보여 수리를 통해 손상 받은 보철물의 수명을 연장시킬 수 있음을 제시하고 있다.^{34,35}

다른 수복 영역에서의 복합 레진 등의 연구에 미루어 볼 때 수리 강도를 강화시키는 요소로 intermediate bonding agent의 사용,^{29,34-38} 수리 전 재료 표면의 거칠기^{34,35,39}를 들 수 있으며, FRC의 특성에 관한 다른 연구와 마찬가지로 물 보관 시간이 증가함에 따라 수리 강도가 감소함을 보였다. 그러나 이들 연구는 시편 제작 방법이나 사용한 레진(FRC와 복합 레진), 그리고 수리 방식의 차이에서 교정용 FRC 연결자와 차이가 있으므로 그 결과를 교정 영역에서 실제 임상 상황에 그대로 적용을 시킬 수 있을 지에 대해서는 의문이다.

파절 양상을 감별 진단하기 위해 검체를 육안으로 관찰하였다. E1군과 E2군에서는 검체가 두 조각으로 완전 분리되거나 일부 섬유로만 연결된 파절 형태가 많았는데 이는 두 FRC strips 간의 접착 강도가 가해지는 하중 보다 약했기 때문이다. 앞서 접착 부위가 없는 검체 이상의 강도를 내기 위해 3 mm 이상의 길이로 접칠 것을 추천한 바 있는데 E3군, E4군과 대조군에서는 정도의 차이는 있었으나 주로 접합부에 인접한 critical section에서 휘어짐을 보였다.

Critical section이란 최대 응력이 가해지는 부위로 굽힘 모멘트(bending moment)가 최대인 점으로 정의할 수 있다. 일반적으로 응력을 증가(stress raiser)시키는 요인으로 단면의 급격한 변화와 급격한 굽힘을 들 수 있는데 본 실험의 경우 단면의 급격한 변화에 기인한다 할 수 있겠다. 이런 것들에 의해 예상보다 훨씬 낮은 값에서 재료가 파절되거나 영구 변형된다.⁴⁰ 다시 말해 두 strips 사이의 접촉 면적이 충분하여 두 재료 사이의 접착 강도는 충분하였으나 갑자기 시편이 얇아지면서 약해지는 부위에서 굽힘이 일어난 것으로 생각할 수 있다. 임상에서는 어떤 식으로라도 이러한 critical section은 피하도록 해야 하고, 따라서 실제 임상에 적용 시 3 mm 이상의 재료를 겹치면서 갑자기 약해지는 접합부 인접 부위를 흐름성 레진으로 보강하는 것이 그 부위 파절이나 실패를 막을

수 있는 방법으로 사료된다.

향후 FRC를 정량화된 흐름성 레진과 함께 사용하여 테플론 주형에서 시편을 제작함으로써 시편 제작의 불균일성을 보완하고, 실제 구강 환경을 재현한 수분 환경에서 수리 강도에 관여하는 다른 요소(intermediary resin의 사용 및 표면 거칠기 등)에 관한 연구와 이미 사용되었던 FRC에 대한 새로운 FRC의 수리 강도에 대한 연구가 더 행해진다면 교정 영역에서의 파절된 FRC 연결자의 수리에 대한 지침을 제시할 수 있을 것으로 사료된다.

결론

FRC의 수리 후 파절 강도를 알아보기 위하여 두 FRC strips를 1, 2, 3 그리고 4 mm 길이만큼 겹쳐(E1, E2, E3, E4군), LED light를 이용하여 광중합 한 후 3 점 굽힘 실험을 하여 겹침 면적이 파절 강도 및 굽힘 특성에 미치는 영향에 대해 알아보아 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 최대 하중치는 E4군에서 2.39 N으로 최대치를 기록하였고, 대조군(2.39 N), E3군(2.35 N), E2군(2.10 N) 그리고 E1군(1.75 N)의 순으로 강도가 약해졌다.
2. 강성은 최대 하중치와 같이 E4군에서 2.32 N/mm로 최대였고, E3군(2.06 N/mm), 대조군(1.88 N/mm), E2군(1.72 N), 그리고 E1군(1.33 N/mm)의 순으로 약해졌다.
3. 파절 양상은 겹침 면적이 클수록 두 조각으로의 완전 파절보다 가운데 또는 critical section에서의 굽힘 양상을 보였다.

결론적으로 길이 10 mm의 FRC strip의 수리 시 최소 3 mm 이상 겹쳐야 최소 대조군 이상의 강도를 얻을 수 있다.

참고 문헌

1. Schwartz MM. Fibers and matrices. Composite materials In: Composite materials (I): properties, nondestructive testing, and repair. Princeton, NJ: Prentice Hall; 1996.
2. Issac DH. Engineering aspects of fiber reinforced composites. In: Vallittu PK editor. The first symposium on fiber reinforced plastics in dentistry, Biomaterials project. Turku, Finland: Institute of Dentistry; 1997. p. 1-21.
3. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement

- in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
4. Friskopp J, Blomlof L. Intermediate fiberglass splints. *J Prosthet Dent* 1984;51:334-7.
 5. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996;27:93-7.
 6. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 2000;13:5B-8B.
 7. Rifkin LR. Maxillary reconstruction utilizing a second generation glass reinforced resin material. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1998;10:2-7.
 8. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992;19:225-30.
 9. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater* 1994;10:116-21.
 10. Burstone CJ, Kuhlberg AJ. *Fiber-reinforced composites in orthodontics*. *J Clin Orthod* 2000;34:271-9.
 11. Karaman AI, Kir N, Belli S. Four applications of reinforced polyethylene fiber material in orthodontic practice. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:650-4.
 12. 김민정, 최광철, 김경호. Clinical application of FRC (fiber-reinforced composite) in orthodontics. *Kor J Clin Orthod* 2004;12:70-6.
 13. 김민정, 이준희, 최광철, 김경호. Clinical application of FRC (fiber-reinforced composite) in orthodontics. (3) Space Closure I- 구치부에 passive anchor로서의 FRC의 사용. *Kor J Clin Orthod* 2004;14:68-75.
 14. 김민정, 이준희, 최광철, 김경호. Clinical application of FRC (fiber-reinforced composite) in orthodontics. (4) Space Closure. II- Screw와 lever arm을 사용한 horizontal anterior retraction. *Kor J Clin Orthod* 2004;15:78-89.
 15. Hornbrook DS, Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1995;7:33-42.
 16. Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. *Am J Dent* 1996;9:230-2.
 17. Serio FG, Strassler HE. Perio-esthetic troubleshooting: solutions for the unexpected. *J Esthet Dent* 1997;9:317-26.
 18. Miettinen VM, Vallittu PK, Docent DT. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent* 1997;77:531-4.
 19. Parr GR, Rueggeberg FA. In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. *J Prosthet Dent* 2002;88:139-44.
 20. Karmaker A, Prasad A. Effect of design parameters on the flexural properties of fiber-reinforced composites. *J Mater Sci Lett* 2000;19:663-5.
 21. Narva KK, Lassila LV, Vallittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dent Mater* 2005;21:421-8.
 22. Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 1998;11:340-50.
 23. Lassila LV, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002;23:2221-9.
 24. 김석범. 물 흡수에 따른 Fiber Reinforced composite (FibreKor)의 굽힘 특성 변화. 연세 대학교 석사 논문 2004.
 25. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1987;21:1065-80.
 26. Meyer MR, Friedman RJ, Del Schutte H Jr, Latour RA Jr. Long-term durability of the interface in FRP composites after exposure to simulated physiologic saline environments. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1221-31.
 27. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000;13:334-9.
 28. Pantano CG, Carman LA, Warner S. Glass fiber surface effects in silane coupling. In: Mittal KL editor. *Silanes and other coupling agents*. Utrecht: VSP; 1992. p. 229-40.
 29. Saunders WP. Effect of fatigue upon the interfacial bond strength of repaired composite resin. *J Dent* 1990;18:158-62.
 30. Sperling LH. Overview of IPNs. Interpenetrating polymer networks. In: Klemperer D, Sperling LH, Utracki LA editors. *Advanced in chemistry series*, No. 239. Washington DC: American Chemical Society; 1994. p. 4-6.
 31. Lastumaki TM, Kallio TT, Vallittu PK. The bond strength of light-curing composite resin to finally polymerized and aged glass fiber-reinforced composite substrate. *Biomaterials*. 2002;23:4533-9.
 32. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent* 1994;72:639-43.
 33. Vallittu PK, Ruyter IE. Swelling of poly(methyl methacrylate) resin at the repair joint. *Int J Prosthodont* 1997;10:254-8.
 34. Chiba K, Hosoda H, Fusayama T. The addition of an adhesive composite resin to the same material: bond strength and clinical techniques. *J Prosthet Dent* 1989;61:669-75.
 35. Turner CW, Meiers JC. Repair of an aged, contaminated indirect composite resin with a direct, visible-light-cured composite resin. *Oper Dent* 1993;18:187-94.
 36. Soderholm KJ. Flexure strength of repaired dental composites. *Scand J Dent Res* 1986;94:364-9.
 37. Mitsaki-Matsou H, Karanika-Kouma A, Papadoyiannis Y, Theodoridou-Pahine S. An in vitro study of the tensile strength of composite resins repaired with the same or another composite resin. *Quintessence Int* 1991;22:475-81.
 38. Davies BR, Millar BJ, Wood DJ, Bubb NL. Strength of secondary cured resin composite inlay repairs. *Quintessence Int* 1997;28:415-8.
 39. Soderholm KJ, Zigan M, Ragan M, Fischlschweiger W, Berghman M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J Dent Res* 1984;63:1248-54.
 40. Burstone CJ. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber TM editor. *Orthodontics: current principles and techniques*. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 259-92.

- ORIGINAL ARTICLE -

Bond strength of fiber reinforced composite after repair

Min-Jung Kim, DDS, MSD,^a Kyung-Ho Kim, DDS, MSD, PhD,^b
Kwangchul Choy, DDS, MSD, PhD^c

Fiber reinforced composite (FRC) is usually used as a connector joining a few teeth into one unit in orthodontics. However, fracture often occurs during the two to three years of the orthodontic treatment period due to repeated occlusal loading or water sorption in the oral environment. We simulated the repair by overlapping and attaching portions of two FRC strips in the middle and performed a three-point bending test to investigate the changes of the repair strength among the different FRC groups. The specimens were grouped according to the overlapping lengths of the two FRC strips, which were 1, 2, 3 and 4 mm (group E1, E2, E3 and E4, respectively) and the control group consisted of unrepaired, intact FRC strips. Each group consisted of 6 specimens and were cured with a light emitting diode curing unit. Group E4 showed the highest maximum loads of 2.67 N, then the control group (2.39 N), group E3 (2.35 N), E2 (2.10 N), and E1 (1.75 N) in decreasing order. Group E4 also showed the highest stiffness, which was 2.32 N/mm, however, the stiffness of group E3 (2.06 N/mm) was higher than that of the control group (1.88 N/mm). According to the visual examination, the specimens tended to be bent rather than being fractured into two pieces with an increased length of overlapping portions. The above results suggest that a minimum overlapping length of 3 mm was necessary to obtain an adequate repair of a 10 mm length of FRC connector. In addition, the critical section adjacent to the joint area, where the thickness decreased abruptly, should be reinforced with flowable resin to minimize the bending tendency.

Korean J Orthod 2006;36(3):188-97

※ **Key words:** FRC (fiber reinforced composite), Repair strength, Maximum load, Stiffness, Failure mode

^a Graduate student, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University

^b Professor, ^c Associate Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Yong-dong Severance Hospital

Corresponding author: Kwangchul Choy

Yong-dong Severance Hospital, Department of Orthodontics, 146-92, Dogok-Dong, Kangnam-Gu, Seoul 135-270, Korea
+82 2 2019 3567

kchoy@yumc.yonsei.ac.kr

Received October 27, 2005; Last Revision April 25, 2006; Accepted April 27, 2006