

## 수종의 섬유보강재가 복합레진의 파절강도에 미치는 영향

박지만 · 조용범 · 홍찬의  
단국대학교 치과대학 치과보존학교실

ABSTRACT

### FRACTURE STRENGTH OF COMPOSITE RESIN WITH VARIOUS FIBER REINFORCING MATERIALS

Ji-Man Park, Yong-Bum Cho, Chan-Ui Hong

*Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Dankook University*

The effect of fiber reinforcing materials on the fracture strength of composite resin was evaluated. Each ten composite resin bars reinforced by glassfiber[Fiber-Splint ML®(Polydentia SA, Switzerland)], polyethylene fiber [Ribbond®(Ribbond Inc., U.S.A.)] and polyaramid fiber[Kevlar®(DuPont, U.S.A.)] were loaded under the 3-point compression technique. Another ten pure composite resin bars without reinforcement were used as a control group. Then mean fracture strength and standard deviation were calculated and a ANOVA and Scheffe test were used in statistics.

The results were as follows:

1. Kevlar group showed the highest fracture strength as 175.5MPa ( $p < 0.05$ ). Fiber-Splint ML group showed the lowest fracture strength as 112.7MPa.
2. The mean value of fracture strength in Ribbond group was 136.4MPa, and that of untested control group was 143.6MPa. No difference was found between the two groups.
3. Ribbond and Kevlar reinforcement groups showed a catastrophic failure, where complete separation of pieces occurs to a unseparated fracture pattern.

The use of Kevlar reinforcement fibers with composite resin showed significant increase in the average load failure and the presence of the fibers did prevent the catastrophic crack propagation present in the unreinforced samples. The use of Ribbond reinforcement fibers with composite resin showed no significant increase in the average load failure. However, the presence of the fibers did prevent the catastrophic crack propagation. Because high strength of glassfiber are rapidly degraded on exposure to moisture and humidity. The use of Fiber-Splint ML reinforcement fibers with composite resin showed significant decrease in the average load failure and displayed catastrophic fractures.

**Key Words** : Fracture strength, Composite resin, Fiber reinforcing materials, Fracture

### I. 서 론

외상에 의해 치아가 탈구되거나 치근 파절 등이 발생한 경우, 해당 치아를 안정화하기 위한 방법으로 인접치를 이용하여 고정술을 시행하는 것은 외상 치아의 예후를 결정하는

매우 중요한 술식이다. 이러한 고정술은 또한 치주염이나 수술 등으로 인해 치주적 지지를 상실한 경우와 교정치료 후에 있어서도 동요도를 줄이기 위한 방법으로 사용되고 있다. 치주적 원인으로 인해 동요도가 심한 치아를 고정하거나 탈구된 치아를 재식할 경우, 과거에는 강선 만을 이용하

여 고정하는 강선 고정법이 사용되었으나, 레진의 소개와 물성의 개선에 의해 근래에는 치아를 산 부식한 후 강선과 복합레진을 이용하여 치아를 고정하는 방법이 일반적으로 사용되고 있다<sup>1)</sup>.

1941년 최초로 Polymethyl Methacrylate(PMMA) 수복용 레진이 개발된 이후 심미치과 재료인 레진은 많은 발전을 거쳐 왔다. 1963년에 최초의 복합레진이 소개되었으며, 1977년에는 미세 filler를 함유한 광중합 복합레진이 소개되었고, 1980년에는 Hybrid 복합레진이 최초로 개발되어 물성의 개선이 이루어져왔다. 이와 같이 수복용 복합레진은 계속적인 물성의 개선을 통해 적절한 압축강도를 갖게 되기는 하였지만, 여전히 매우 낮은 인장강도(약 40MPa)를 가짐으로써 충격에 의해 깨지기 쉬운 단점을 갖는다. 그러므로 치주 고정이나 교정치료 후 유지를 위한 목적으로 복합레진을 사용할 때에는 여전히 강선과 같은 보강재가 필요하다. 현재 일반적으로 사용하고 있는 강선은 구입과 조각이 용이한 장점이 있으나 최근에는 환자들의 심미적인 요구가 크게 증가함에 따라 금속성 색상을 띠는 강선이 아닌 심미적인 레진 보강재의 필요성이 증가하게 되었다.

이러한 필요에 의해 매우 큰 인장강도와 탄성율을 갖는 유리 섬유<sup>2,3)</sup>, 폴리에틸렌 섬유(Ribbon®), 폴리아라미드 섬유<sup>4)</sup>(Kevlar®)와 같은 Fiber Reinforcing Material(FRM)들이 개발되었다. 레진 수복을 시행할 때 이러한 섬유 보강재료를 병용하게 되면 레진의 높은 압축강도와 섬유 보강재의 높은 인장강도가 서로 상승효과를 가져오게 되고 결과적으로 보다 강화된 수복을 이룰 수 있다고 보고되고 있다<sup>5)</sup>. 유리 섬유는 일반적으로 55%의 SiO<sub>2</sub>, 15% Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 22% CaO, 그리고 6% B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 구성되며, 섬유 자체가 흰색이기 때문에 임상에 적용할 경우 유리한 면이 있으나, 다른 섬유에 비해 조각이 어렵고 술식 중에 섬유가 노출될 경우 조직을 자극할 수 있는 단점이 있다<sup>6)</sup>. 폴리에틸렌 섬유는 선형 사슬구조를 갖는 대표적인 고분자 섬유로서, 레진 강화를 위해 사용되는 초강력 섬유를 제조하기 위해서는 섬유 제조시 섬유를 길이방향으로 잡아당기는 섬유연신 공정을 극대화하게 된다. 이 과정을 통해 고분자 결정들은 섬유 방향으로 재배열하게되고 이러한 결과로 만들어지는 섬유는 매우 큰 강도를 갖게된다<sup>7)</sup>. 대표적인 재료로는 Ribbon®(Ribbon Inc., U.S.A.)가 있으며, 폴리에틸렌 섬유 표면을 헬륨가스로 Plasma 처리를 하여 레진 기질과의 화학적 결합을 증진시켰다. 폴리아라미드 섬유는 액정 고분자 섬유이다. 대표적인 폴리아라미드 섬유인 Kevlar®(DuPont, U.S.A.)는 진한 황산 용액에서 유방성 액정용액을 형성하며, 방사공정을 통해 섬유로 만들어진다. Kevlar는 기본 구조 중에 벤젠 고리를 가지고 있는데, 이 벤젠 고리가 사슬의 회전을 억제하며, 딱딱하고 단단하게 연신된 사슬이 형성되게 해준다<sup>7)</sup>. Kevlar는 매우 높은 인장강도와 탄성율 그리고 낮은 연신율과 같은 좋은 물성을 가지고 있

지만, 임상에 적용할 경우 연마가 어렵고, 고유의 노란 색상 때문에 구강 내에서 순측에 적용하기가 곤란한 단점이 있다<sup>4)</sup>.

Ramos<sup>8)</sup>는 임시 의치 재료로 일반적으로 사용되는 자가 중합형 레진인 PMMA에 폴리에틸렌 계통의 레진 보강재인 Ribbon®를 포매할 경우 보강재를 사용하지 않았을 때보다 증가된 파절 강도를 나타낸다고 보고하였으며, Vallittu와 Narva<sup>9)</sup>는 다양하게 처리한 유리 섬유와 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 PMMA에 포매함으로써 충격 강도를 증가시킬 수 있었다고 보고하였다. 반면 Samadzadeh와 Kugel<sup>10)</sup>은 보강재로서 Ribbon®를 PMMA에 포매하더라도 임시 의치의 파절강도는 증가하지 않는다고 보고하였다.

레진의 물성을 개선하기 위한 목적으로 레진 수복물 내에 섬유 보강재를 사용할 경우, 레진과 섬유 보강재가 결합된 구조물의 물리적 성질은 레진 기질의 종류, 섬유의 종류, 레진 내에서의 섬유의 분포, 섬유/기질 비율, 섬유의 직경과 길이와 같은 다양한 요소들에 의해 결정된다. 따라서 섬유 보강재의 적용에 의해 PMMA 레진의 강도가 증가할 수 있다고 보고한 여러 실험 결과로부터, 우리가 치아 고정을 위해 일반적으로 사용하고 있는 복합레진 역시 섬유 보강재의 적용에 의해 강도가 증가될 것이라고 결론 내릴 수는 없다.

본 연구에서는 현재 임상에서 사용되고 있는 유리 섬유, 폴리에틸렌 섬유, 폴리아라미드 섬유를 각각 복합레진에 적용하여 시편을 제작한 후에 3점 굽힘강도 측정법을 시행함으로써, 복합레진이 다양한 섬유 보강재의 적용에 의해 각각 어느 정도의 파절강도 향상을 가져올 수 있는가를 알아보고자 하였다.

## II. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료 및 기구

본 실험에서는 Z100®(3M, U.S.A.) 복합레진에 세 가지의 보강재를 적용하여 보강재를 적용하지 않은 10개의 시편을 포함한 총 40개의 실험 시편을 제작하였다.

#### 1) 복합레진

Z100®(3M Dental, U.S.A.) : A2 shade

#### 2) 보강재

가) Fiber-Splint ML®(Polydentia SA, Switzerland)

나) RIBBOND®(Ribbon Inc., U.S.A.)

다) KEVLAR®(DuPont, U.S.A.)

#### 3) Bonding agent

가) Scotchbond Multi-purpose Adhesive®(3M Dental, U.S.A.)

나) Fiber-Bond®(Polydentia SA, Switzerland)

4) 금속 주형

시편의 크기를 일정하게 하고 중합 시의 편의를 위해 금속 주형을 제작하였다(Fig. 1).

5) 중합기

시편을 균일하게 중합하기 위해 Kulzer사에서 제조된 Unilux®(Kulzer, German) 광중합기를 사용하여 중합을 시행하였다(Fig. 2).

6) M1000EC®(MECMESIN, U.K.)

3점 굽힘강도 측정법을 이용하여 파절강도를 측정할 수 있다(Fig. 3).

2. 실험 방법

보강재를 사용하지 않은 군을 포함하여 보강재의 종류에 따라 4개의 군으로 분류하였고, 각 군 당 10개의 시편을 제작하였다(Table 1).

1) 복합레진 시편의 제작

가) 스테인레스 스틸 주형 제작

섬유보강 재료와 복합레진을 이용하여 구강 내에 치이고

정 장치를 시술할 경우에 일반적으로 시행되는 시술부위의 크기를 고려하여, 시편의 크기를 30×6×3mm<sup>3</sup>로 하였으며, 그림에서와 같이 시술 시 보강재가 시편의 중앙부위에 위치하도록 하기 위해 금속 주형의 양 끝 부분은 1mm 높이에서 옆으로 개방하였다(Fig. 4).

나) 보강재의 준비

- ① Fiber-Splint ML® : 섬유의 오염에 주의하면서 다이아몬드 처리된 scissor를 사용하여 Fiber-Splint ML를 36mm 길이로 잘라낸 후, 이것을 제조회사에서 제공하는 Fiber-Bond에 적셨다.
- ② Ribbond® : 실험의 공정을 위하여 다양한 너비의 Ribbond 제품 중에서 Fiber-Splint ML와 같은 너비의 제품인 4mm 너비의 Ribbond를 선택하였으며, 섬유의 오염에 주의하면서 제조회사에서 제공한 다이아몬드 처리된 scissors를 사용하여 Ribbond를 36mm 길이로 잘라낸 후, 제조회사에서 권장하는 unfilled bonding adhesive인 Scotchbond Multi-purpose adhesive에 Ribbond를 적셨다.

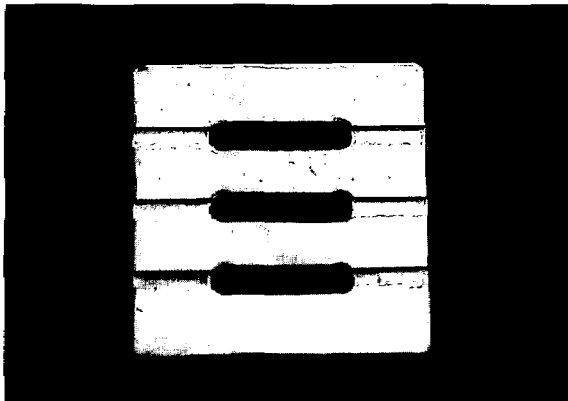


Fig. 1. 시편 제작용 금속 주형

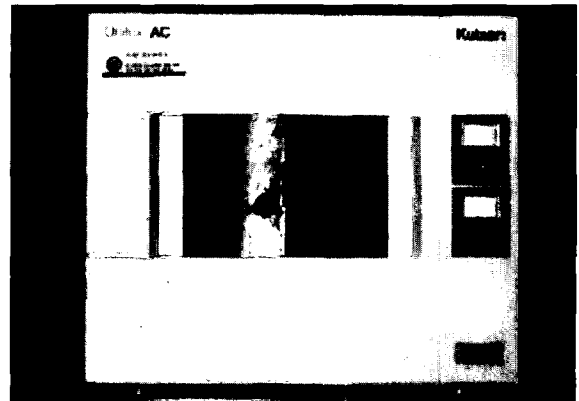


Fig. 2. Unilux®(Kulzer, German) 광중합기의 사진

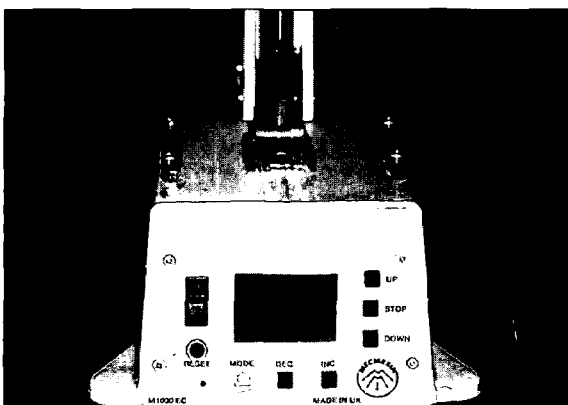


Fig. 3. M1000EC®(MECMESIN, U.K.) 만능 시험기의 사진

Table 1. 보강재의 종류에 따른 실험군 분류

|    | 보강재의 종류                         | 접착제                         | 시편수 |
|----|---------------------------------|-----------------------------|-----|
| 1군 | Z100 composite resin only       | No                          | 10  |
| 2군 | Fiber-Splint ML<br>(Glassfiber) | Fiber-Bond                  | 10  |
| 3군 | Ribbond<br>(Polyethylene fiber) | Scotchbond<br>Multi-purpose | 10  |
| 4군 | Kevlar<br>(Polyaramid fiber)    | Scotchbond<br>Multi-purpose | 10  |

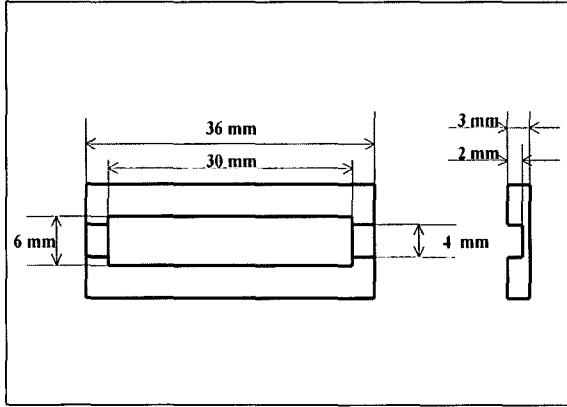


Fig. 4. 시편 제작을 위한 금속 주형의 모형도

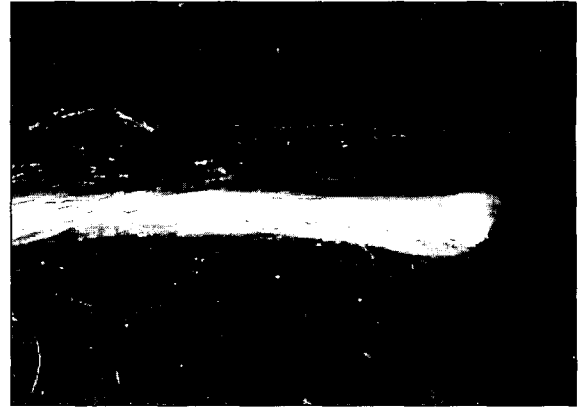


Fig. 5. 폴리아라미드 섬유인 KEVLAR

Table 2. 보강재의 물리적 성질 비교

|                        | Fiber-Splint ML | Ribbon | Kevlar 49 |
|------------------------|-----------------|--------|-----------|
| 인장강도(MPa)              | 2746            | 3000   | 2930      |
| 탄성률(GPa)               | 71.5            | 171    | 117       |
| 연신율(%)                 |                 | 2.8    | 2.5       |
| 밀도(g/cm <sup>3</sup> ) | 2.54            |        | 1.44      |
| 무게(g/30mm)             | 0.0375          | 0.0173 | 0.0198    |

③ Kevlar® : 직조되어 있는 Kevlar를 실험을 위해 각 roving(무게: 0.0198g/30mm, 약 1,700개의 아라미드 섬유로 구성)로 풀었다(Fig. 5). 복합레진에 적용할 경우, 조작성의 개선과 복합레진과의 접착력을 강화하기 위해 Kevlar의 각 roving(다발)을 unfilled bonding adhesive인 Scotchbond Multi-purpose adhesive에 적셨다.

Kevlar가 의료용으로 아직 상품화되어있는 제품이 아니므로, 각 roving이 다른 재료들과 시편에서 비슷한 부피로 존재하는 것이 중요하다. 각 섬유를 30mm 길이로 잘라내어 각 제품의 무게를 측정한 후 밀도를 고려한 결과, 시편 제작시 섬유가 거의 같은 부피로 시편 내에 존재하는 것으로 확인하였다(Table 2).

다) 복합레진의 1차 충전

복합레진의 충전을 용이하게 하고, 시편의 표면이 균일하게 하기 위하여 금속 주형과 같은 크기인 2.5mm 두께의 유리판을 여러 장 제작하였다. 한편 각 시편을 제작할 때에는 주형으로부터 레진 시편의 제거가 용이하도록 금속 주형의 내면에 바세린을 얇게 도포 하였다.

유리판 위에 금속 주형을 위치시킨 후, 레진 기구를 이용하여 Z100 복합레진을 금속 주형의 1mm 높이까지 충전하였다(Fig. 6). 보강재를 적용하지 않는 1군의 경우에는 한번에 금속 주형 전체를 복합레진으로 충전하였다.

다) 보강재의 적용

거즈를 이용하여 unfilled adhesive에 적셔진 보강재에서 과잉 접착제를 제거한다. 보강재를 cotton plier를 이용하여 1mm 높이까지 충전된 복합레진 위에 위치시킨다. 보강재가 금속 주형의 한 쪽 부분으로 치우치지 않고 중앙 부위에 오도록 위치시킨다(Fig. 7).

라) 복합레진의 2차 충전

보강재의 위치가 변하지 않도록 주의하면서, 금속 주형의 나머지 부분에 레진 기구를 이용하여 Z100® 복합레진을 충전한다. 과잉 복합레진을 제거한 후, 유리판으로 금속 주형을 압박하여 평활한 레진 표면이 형성되도록 한다(Fig. 8).

마) 복합레진의 중합

복합레진이 충전된 후, 2개의 유리판으로 압박되어 있는 금속 주형을 중합기에 적절히 위치시키기 위하여, 축중합형 실리콘 인상재인 OPTOSIL®(Heraeus Kulzer, German)을 이용하여 주형 받침을 제작하였다.

본 실험에서 사용한 Unilux®(Kulzer, German) 중합기는 4 방향에서 광원이 발생하며, 중합 시간 동안 중합체가 회전하도록 함으로써 중합체가 균일하게 중합되도록 고안되어 있다. 각 시편들은 Unilux 중합기의 제조회사에서 권장하는 중합 시간인 80초간 중합을 시행하였다.

바) 시편의 제거와 연마

중합이 완료된 각 시편들을 금속 주형에서 제거하였으며, 시편들은 저속 핸드피스와 사포를 이용하여 과잉 레진으로 인해 생긴 불규칙한 부분들을 연마하였다.

2) 시편의 보관

제작이 완료된 시편들은 각 군별로 분류하여 과열 강도를 측정하기 전까지 식염수에서 실온 하에 약 24시간 동안 보관하였다.

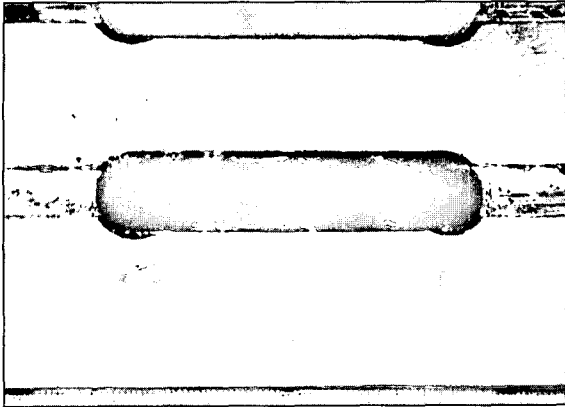


Fig. 6. 복합레진 1차 충전 후의 사진

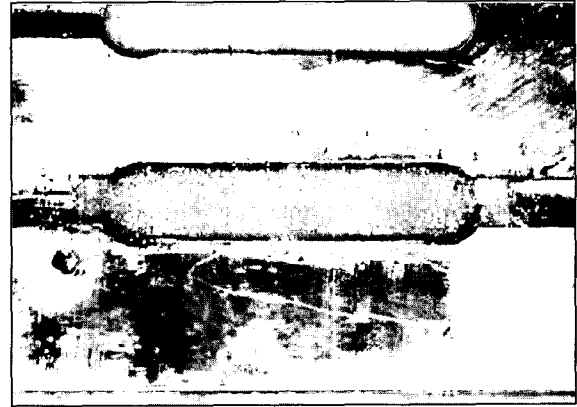


Fig. 7. 충전된 복합레진에 섬유 보강재가 적용된 사진

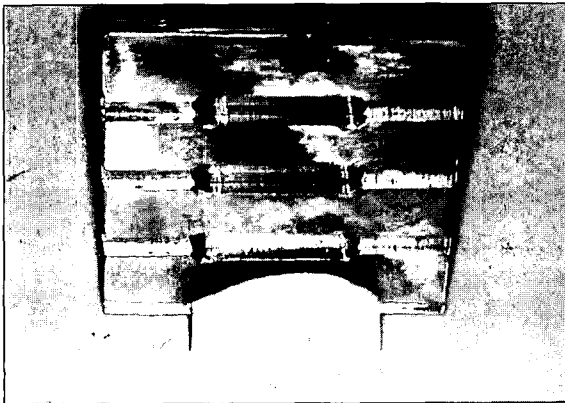


Fig. 8. 중합을 시행하기 위해 유리판으로 금속 주형을 압착한 사진

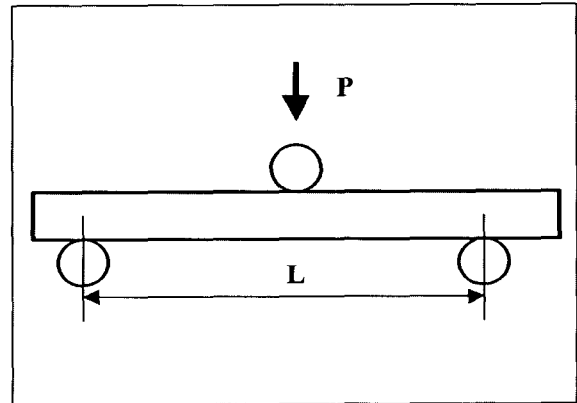


Fig. 9. 파절강도의 측정

P : 파절하중(N)

L : 하중점 사이의 거리(m)

b : 시편의 폭(m)

h : 시편의 두께(m)

$$\text{파절강도(Pa)} = \frac{3PL}{2bh^2}$$

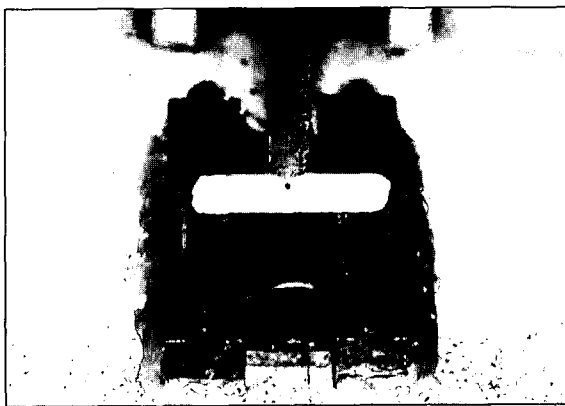


Fig. 10. 만능 시험기를 이용하여 파절 강도를 측정하는 사진

### 3) 파절강도의 측정

제작된 시편을 만능 재료 시험기에 Fig. 9와 같이 위치시킨 다음, 분당 5mm의 crosshead speed로 시편의 중심부에 압축력을 가하여 load의 증가가 멈추는 순간의 값을 파

절하중(Fracture load)으로 정하였다(Fig. 10). 측정된 파절하중 값을 아래의 공식에 대입하여 파절강도를 계산하였다.

### 4) 파절양상의 관찰

각 군의 파절양상을 시편이 완전히 두 부분으로 분리되는 경우(완전 파절)와 파절 후에도 보강재에 의해 두 파절편이 분리되지 않은 경우(불완전 파절)로 나누어 기록하였다.

### 5) 통계 분석

각 군의 파절강도에 대한 유의성 검정을 위하여 SPSS(ver 8.0)를 이용하여 One way ANOVA, Scheffe test로 통계처리 하였다.

### Ⅲ. 실험결과

#### 1. 파절강도

각 군 당 10개의 시편을 제작하여, 보강재를 사용하지 않았을 때와 서로 다른 세 가지의 보강재를 사용하였을 때의 보강재 종류에 따른 복합레진의 파절강도를 만능재료 시험기를 이용하여 측정한 결과는 Table 3과 같았으며, Fig. 11은 이를 도식화한 것이다. 보강재의 종류에 따른 파절 강

Table 3. 각 군의 평균 파절강도와 파절양상

| 군  | 보강재의 종류                      | 평균 파절강도 (MPa)/ 표준편차 | 파절양상                          |
|----|------------------------------|---------------------|-------------------------------|
| 1군 | Z100 Composite Resin only    | 143.6±25.3          | 완전 파절 (Catastrophic fracture) |
|    | Fiber-Splint ML (Glassfiber) | 112.7±21.3          | 완전 파절 (Catastrophic fracture) |
| 3군 | Ribbon (Polyethylene fiber)  | 136.4±9.27          | 불완전 파절 (Unseparated fracture) |
|    | Kevlar (Polyaramid fiber)    | 175.5±24.3          | 불완전 파절 (Unseparated fracture) |

Table 4. 각 군 간의 유의성 검정 결과(Scheffe test)

|    | 1군 | 2군 | 3군 | 4군 |
|----|----|----|----|----|
| 1군 |    |    |    |    |
| 2군 | *  |    |    |    |
| 3군 | *  | *  |    |    |
| 4군 | *  | *  | *  |    |

\* Significant difference at p<0.05

도는 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 이용하여 보강한 4군이 175.5MPa로 가장 높게, 유리 섬유인 Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 2군이 112.7MPa로 가장 낮게 나타났으며, 보강재를 사용하지 않은 1군은 폴리에틸렌 섬유인 Ribbon과 유리 섬유인 Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 군보다 높은 143.6MPa의 평균 파절강도를 나타냈다.

각 재료들 간의 비교 결과, Kevlar를 이용하여 보강한 4군은 다른 모든 군에 대해 통계적으로 유의성 있게 높은 파절 강도를 나타냈으며(p<0.05), Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 2군은 Kevlar를 이용하여 보강한 4군과 보강재를 사용하지 않은 1군에 대해 통계적으로 유의성 있게 낮은 파절강도를 나타냈다(p<0.05). 결과적으로 대조군인 보강재를 사용하지 않은 1군과 비교하여, 유리 섬유인 Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 2군은 통계적으로 유의성 있게 낮은 파절강도를, 폴리에틸렌 섬유인 Ribbon를 사용하여 보강한 3군은 유의성 있는 차이를 보이지 않았고, 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 사용하여

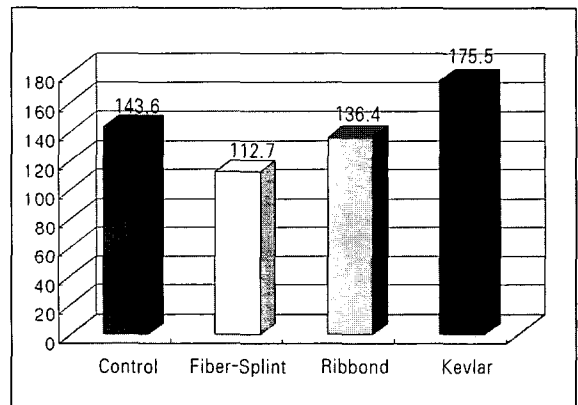


Fig. 11. 각 군의 평균 파절강도

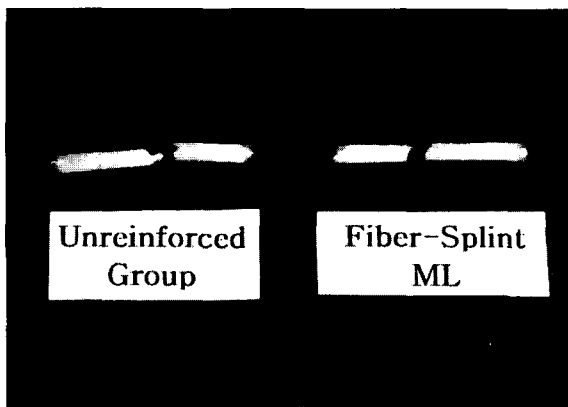


Fig. 12. 완전 파절 양상을 보인 비강화군과 유리 섬유로 강화한 군

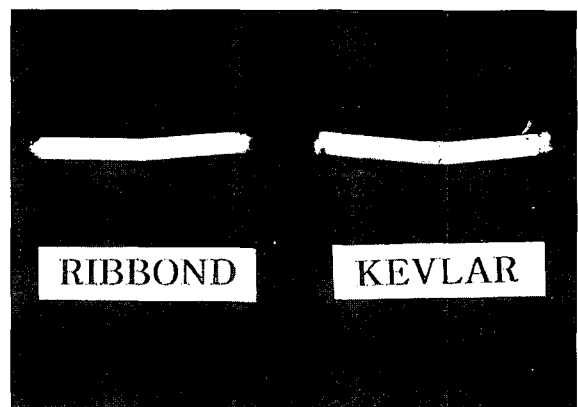


Fig. 13. 불완전 파절 양상을 보인 폴리 에틸렌과 폴리 아라미드 섬유로 강화한 군

보강한 4군은 통계적으로 유의성 있게 높은 파절강도를 나타냈다( $p<0.05$ ).

## 2. 파절 양상

시편들은 각 군별로 특징적인 파절 양상을 나타냈다 (Table 3). 보강재를 사용하지 않은 1군의 경우에는 파절 하중에 도달하는 순간 시편이 완전히 파절되며 주위로 흩어지는 양상을 보였고, 유리 섬유인 Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 2군의 경우에는 파절 시 시편이 주위로 흩어지는 않았지만 복합레진 파절 후, 보강재가 끊어지면서 시편이 두 부분으로 분리되었다(Fig. 12). 폴리에틸렌 섬유인 Ribbond를 이용하여 보강한 3군과 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 이용하여 보강한 4군의 경우에는 시편이 파절 하중에 도달하였을 때 복합레진의 파절이 일어났으나, 파절된 두 부분이 완전히 분리되지 않고 보강재에 의해 연결되어 존재하였다(Fig. 13).

## IV. 총괄 및 고안

복합레진의 구성 성분 중에서 무기 성분의 비율이 증가하게 되면 복합레진은 수분 흡수에 대한 저항성이 증가하고 열팽창계수가 감소함으로써 결과적으로 보다 강도가 높아진다는 사실은 Buonocore<sup>11)</sup>, Von Fraunhofer와 Hammer<sup>12)</sup>, 그리고 Lee와 Swartz<sup>13)</sup>에 의한 연구에 의해 이미 알려진 사실이다. 이들은 또한 복합레진의 강도가 증가하게 되면 레진의 유연성이 감소하게 되어 복합레진과 치아구조 간의 기계적인 결합이 어렵게 된다고 보고하였다. 즉 강도의 증가에 의한 레진의 유연성 상실은 수복물의 유지를 약화시키는 미세누출의 증가를 가져오게 되고, 결과적으로 수복물의 실패를 가져올 수 있다<sup>6)</sup>.

치주 고정, 교정치료 후 유지장치 등의 목적으로 레진을 사용할 경우에 치료의 성공은 단순한 레진 재료의 강도 증가에 의해서는 이루어질 수 없다. 저작 시 발생하는 교합력이나 혀와 입술에 의한 근육의 힘이 수복물에 가해지게 되면 수복물 내에는 응력이 발생하여, 레진 자체의 파절이나 치아와 레진간의 결합이 파괴될 수 있다. 섬유 보강재는 이러한 문제들을 해결하기 위한 해결책으로서 주목받고 있다. 매우 높은 인장강도와 탄성률을 갖는 이러한 섬유 보강재를 레진 수복물 내에 적용하게 되면 교합력과 치아 주위 근육의 운동에 의해 발생하는 응력을 수복물 전체로 고루 분산시키고, 레진 수복물의 파절을 야기하는 변형에 저항하게 된다.

레진을 강화하기 위한 목적으로 사용되는 섬유로는 탄소 섬유, 유리 섬유, 폴리아라미드 섬유, 그리고 폴리에틸렌 섬유 등이 있다.

탄소 섬유는 70년대 초부터 의치상 레진의 강화를 위한

목적으로 사용되기 시작하였다. Schreiber<sup>14)</sup>는 탄소 섬유를 이용한 의치상 레진의 강화에 관한 연구에서, 의치상 레진에 탄소 섬유를 적용할 경우 의치상 레진의 충격강도가 50% 정도 증가한다고 보고하였다. Klifoil와 Hesby<sup>15)</sup>는 수복용 복합레진에 탄소 섬유를 첨가할 경우 복합레진에 대한 탄소 섬유의 비율이 증가할수록 오히려 복합레진의 강도가 감소하는 것으로 나타났다. 이와 관련하여 탄소 섬유의 첨가에 의해 복합레진의 강도가 감소한 이유를 그들은 복합레진과 탄소 섬유간의 열팽창 계수의 차이와 탄소 섬유가 복합레진의 초기 파절을 야기하는 응력 부위로 작용하였기 때문일 것이라고 추측했다. 현재 탄소 섬유는 일부 사용되고 있지만 고유의 검정 색상 때문에 임상에 적용하는데 있어서 문제가 되어 현재는 거의 사용되지 않고 있다.

폴리아라미드 섬유는 paraphenylenediamine과 terephthalic acid를 원료로 하여 제조되며, 현재 방탄조끼, 안전벨트, 방화복 등의 원단으로 다양하게 사용되고 있는 섬유로서 대표적인 제품이 본 실험에서 사용한 Kevlar® (DuPont, U.S.A.)이다. Kevlar는 2930MPa의 높은 인장강도와 117GPa의 탄성률을 갖는 초강력 섬유로서 특유의 노란 색상과 연마의 어려움으로 인해 임상에서의 적용이 제한되기는 하지만, 적절한 생체적합성, 뛰어난 물리적 성질, 그리고 우수한 젖음성이 있는 것으로 보고되어 현재 일반적으로 사용되고 있는 유리 섬유를 대체할 섬유 보강재로 각광받고 있다<sup>16,17)</sup>. 치과 의료용으로 아직 상품화되고 있지는 않지만 이미 여러 치과의사에 의해 임상에서 치주 고정 등에 사용되고 있다<sup>3)</sup>. Wening 등<sup>18)</sup>은 Kevlar의 세포독성과 돌연변이 유발성을 실험한 결과 세포독성과 돌연변이 유발능력이 없다고 결론 내렸으며, Henderson과 Mullarky<sup>19)</sup>는 Kevlar를 토끼에 매식하여 염증정도를 관찰한 실험을 통해 Kevlar가 인체에 사용이 가능한, 생체 적합성이 높은 재료라고 보고하였다.

Kevlar를 레진에 적용하였을 경우에 일어나게 되는 강도 변화에 관해서도 많은 연구가 있어 왔다<sup>20,21)</sup>. Vallittu와 Narva<sup>9)</sup>는 Kevlar를 PMMA에 적용할 경우 순수 PMMA보다 충격강도가 약 8배 정도 증가한다고 보고하였으며, Powell 등<sup>22)</sup>은 임시 보철물을 강선(0.36 inch)과 Kevlar를 이용하여 보강한 연구에서, Kevlar를 이용하여 보강한 군이 보강을 하지 않은 군보다 높은 파절 강도를 나타내었고, 강선을 이용하여 보강한 군과 비슷한 파절 강도를 나타내었다고 보고하였다.

탄소 섬유와 폴리아라미드 섬유 이외에 현재 치과 의료용으로 현재 상품화되어있는 대부분의 섬유 보강재는 유리 섬유와 폴리에틸렌 섬유 계통의 재료들이다. Vectrisr® (Ivoclar, Liechtenstein), FibreKor® (Jeneric & Pentron, U.S.A.), Fiber-Splint ML® (Polydentia S.A., Switzerland) 등이 모두 유리 섬유로 만들어진 섬유 보강재이며, 폴리에틸렌 섬유로는 Ribbond® (Ribbond Inc.,

U.S.A.)가 대표적인 제품이다.

유리 섬유는 70년대 초부터 복합레진을 이용한 치주 고정시의 보강재로 처음 치과영역에 소개되었다<sup>2)</sup>. 이후 유리 섬유의 적용에 의해 의치용 레진의 강화<sup>23,24)</sup>와 복합레진의 강화<sup>25,26)</sup>를 기대할 수 있다는 사실이 보고되었으며, 연마에 의해 외부로 노출될 경우 조직을 자극할 수 있는 단점<sup>16)</sup>에도 불구하고 여러 술자들에 의해 성공적으로 임상에 적용된 사례들이 보고되고 있다. Stipho<sup>27)</sup>는 아크릴릭 레진 의치상이 파절된 증례에서 유리 섬유를 사용하여 성공적으로 의치를 수리하였다고 보고하였으며, Levenson<sup>6)</sup>은 유리 섬유와 복합레진을 이용한 치주 고정을 시행하여 임상적으로 3년 동안 고정 장치의 파절 없이 치아를 유지할 수 있었다고 보고하였다. 한편 Vallittu와 Narva<sup>9)</sup>는 silane으로 처리한 유리섬유를 사용하여 실험한 결과 아크릴릭 레진의 충격 강도가 크게 증가하였다고 보고하였다.

본 실험에서 유리 섬유인 Fiber-Splint ML을 이용하여 보강한 군이 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 이용하여 보강한 군과 보강재를 사용하지 않은 순수 복합레진 군 보다 파절 강도가 통계적으로 유의성있게 낮았으며, 파절 양상에 있어서도 다른 섬유를 이용하여 보강한 군들과는 달리 섬유 자체의 절단 현상과 함께 시편의 완전파열 양상을 보였다. 이러한 결과의 원인은 유리 섬유의 특성을 이해함으로써 설명할 수 있다. 일반적으로 연신 공정을 바로 거친 유리 섬유는 일반 유리 섬유에 비해 훨씬 높은 강도(12~16GPa)를 보이지만 이러한 높은 강도는 유리 섬유가 수분과 습기에 노출됨으로써 급격하게 감소하게 된다<sup>8,28)</sup>. 그러므로 연신 공정을 통하여 얻어진 유리 섬유의 높은 강도를 유지하기 위해서는 우선 유효기간이 경과한 유리 섬유는 사용해서는 안되며, 재료의 보관에 있어서도 주의해야하고, 연마와 같은 시술 과정 동안 수분이나 타액에 노출되지 않도록 주의하며, 시술 후에도 레진의 마모에 의해 유리 섬유가 외부로 노출되었을 때에는 흐름성이 좋은 레진을 이용하여 수복해 주어야 한다.

본 실험에서는 시편을 제작하는 과정 중에, 복합레진 구조에 대한 섬유 보강재의 위치가 임상에서와 유사한 위치에 오도록 하기 위하여 섬유 보강재를 시편의 길이보다 약 6 mm 정도 길게 잘라내어 시편을 제작했고, 광중합 과정을 시행한 후에 밖으로 노출된 섬유의 남은 부분들을 잘라냈다. 따라서, 시편 제작 후 파절 강도 측정을 위하여 시편을 24 시간 동안 100% 습도에서 보관하는 과정 중에 수분에 대한 노출에 의해 Fiber-Splint ML의 강도가 급격히 감소하였을 것으로 추측된다. 임상과정 중 특히 연마 과정 중에 술자가 주의를 기울여 시술한다 하더라도 수복물에서 섬유가 노출되는 경우를 자주 접하게 된다. 따라서 섬유 보강재를 사용하여 레진을 보강할 경우에 있어서 유리 섬유를 사용할 경우에는 더욱 섬유 노출에 대한 주의가 필요할 것으로 사료된다.

폴리에틸렌 섬유인 Ribbond는 유리 섬유와는 달리 수분에 대한 영향을 거의 받지 않는다. Ladizesky와 Chow<sup>29)</sup>는 Ribbond를 이용하여 강화한 레진을 물에 담그었을 경우 일어나게 되는 레진 수복물의 수분 흡수와 부피 변화에 관하여 연구하였다. 이 연구에서 Ribbond를 이용하여 레진을 강화한 경우에 있어서 수분 흡수와 부피변화가 감소되는 것이 관찰되었는데, 이러한 결과는 폴리에틸렌 섬유인 Ribbond가 친수성 레진과는 달리 소수성을 띠기 때문에 섬유와 레진과의 계면으로 물이 스며들지 않았기 때문이라고 설명하였다. 이러한 결과를 바탕으로 폴리에틸렌 섬유를 이용하여 레진을 강화할 경우에 있어서는 수복물이 수분에 노출되는 것이 수복물의 물리적 성질과 레진과 섬유의 계면에 거의 영향을 미치지 않는다고 결론 내렸다.

Ribbond가 복합레진과의 결합 시에 밀접한 결합을 이룰 수 있는 다른 이유는 섬유의 표면이 plasma 처리되었기 때문이다. Plasma는 이온, 전자, 그리고 많은 서로 다른 수준의 에너지를 갖는 중성자를 함유하는 부분적으로 이온화된 가스를 말한다. 형성된 자유 라디칼, 이온 그리고 전자들로 고체 표면을 처리하게 되면 고체의 표면이 화학적으로 변화하게 된다. 이 경우에 있어서 고체는 폴리에틸렌 섬유가 되며, plasma 처리에 의해 섬유의 표면 에너지가 증가하게 되면 다른 물질들과의 화학적 반응성과 적합성이 크게 증가하게 된다<sup>9)</sup>. 더욱 자세히 살펴보면, 부분적으로 이온화된 가스는 섬유의 표면에 대해 부분 제거(ablation)와 활성화(activation)를 일으키게 된다<sup>30)</sup>. 폴리에틸렌 섬유에 부분적으로 이온화된 가스를 이용하여 처리를 하게 되면 섬유 표면은 부분적으로 파괴되며, 이러한 과정을 통해 형성된 섬유 표면은 마치 레진의 접착력을 증가시키기 위해 산으로 부식된 치면과 흡사한 형태를 띄게 되는데 이것을 부분 제거라고 한다. 그리고, Plasma 처리는 섬유 표면에 레진과 화학적으로 반응할 수 있는 O-C=O 기를 형성하게 되는데 이것을 Plasma 처리에 의한 섬유 표면의 활성화라고 한다. Miller와 Swartz<sup>31)</sup>는 자신들의 연구에서 폴리에틸렌 섬유를 plasma 처리하게 되면 섬유의 젖음성이 증가하고, 섬유의 표면에서 O-C=O 기가 증가하게 되며, 폴리에틸렌 섬유와 에폭시 레진간에 화학적인 결합을 형성한다고 보고하였다. 다른 많은 연구에서도 비슷한 결과를 보고하였으며, 일부 연구에서는 plasma 처리에 의해서 폴리에틸렌 섬유의 젖음성이 증가하지는 않더라도 레진과의 화학적인 결합은 형성하는 것으로 증명되었다.

Ribbond는 위에서 언급한 여러 특성들로 인해 치주 고정<sup>16,32-34)</sup> 의치 강화 및 수리, Maryland bridge<sup>35,36-39)</sup>, Post & Core<sup>40)</sup>, 교정치료 후 유지장치<sup>16)</sup> 등 여러 증례에서 레진 보강재로 각광받고 있다. 폴리에틸렌 섬유는 탄소 섬유나 폴리아라미드 섬유와는 달리 심미적이며, 적용과 연마가 쉽고, 레진과의 화학적인 결합에 의해 레진 미세 파절의 전파를 방지하는데 효과적인 것으로 알려져 있다<sup>16,31)</sup>. Ramos



등<sup>8)</sup>은 임시의치 재료로 일반적으로 사용되는 자가중합형 레진인 PMMA에 Ribbond를 포매할 경우 보강재를 사용하지 않았을 때보다 파절강도가 30% 증가하였다고 보고하였다.

본 실험에서는 보강재로서 유리 섬유, 폴리에틸렌 섬유 및 폴리아라미드 섬유를 사용하였는데, 시편을 위한 금속 주형의 설계에 있어서 load를 받는 방향에 대해 복합레진의 하부에 보강재가 위치하도록 고안함으로써 인장 응력에 잘 저항하도록 고려하였다. 실험 결과 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 이용하여 보강한 군이 다른 군들에 비하여 통계적으로 유의성있게 높은 파절 강도 값을 나타내었다. 이는 다른 보강재들이 치과 의료용으로 제조회사에서 여러 가지 목적에 의해 직조되어있는 형태로 제공됨으로써, 복합레진 시편 전체에 골고루 위치하지 못하고 시편의 일정한 부분에 위치함으로써 응력 분산이라는 본래의 목적을 이루지 못하였기 때문으로 생각되며, 반면에 Kevlar는 각 roving의 개개 섬유들이 어느 정도 골고루 시편 내에 위치함으로써 응력 분산에 유리하였기 때문으로 여겨진다.

한편 폴리에틸렌 섬유인 Ribbond를 이용하여 보강한 군은 보강재를 사용하지 않은 군과 비교하여 파절강도에 있어서 유의성 있는 차이를 보여주지 못했다. 이것은 현재 임상에서 사용되고 있는 복합레진들이 다양한 filler의 사용과 같은 발전에 의해 어느 정도의 강도를 갖게되었다는 의미일 수 있으며, 한편으로는 레진과 같이 취성이 높은 재료의 보강을 위해 섬유 보강재를 사용할 경우에 있어서는 레진 기질의 종류, 섬유의 종류, 레진 내에서의 섬유의 분포, 섬유/기질 비율, 섬유의 직경과 길이와 같은 다양한 영향요소<sup>9)</sup>들 중에 레진 내에서의 섬유 분포와 같은 요소가 중요하게 작용하기 때문인 것으로 여겨진다.

Ribbond를 이용하여 보강한 군이 파절 강도의 증가는 나타내지 못했지만 Kevlar를 이용하여 보강한 군과 함께 파절 양상에 있어서 복합레진이 파절된 후에도 파절에 의해 분리된 시편의 두 부분을 섬유가 하나의 구조로 견고히 잡아줌으로써, 임상에서 수복물의 완전한 실패를 예방할 수 있는 중요한 특징을 갖고 있음을 보여주었다. 반면에 Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 군은 보강재를 사용하지 않은 군보다도 오히려 낮은 파절 강도 값을 나타내었다. 이러한 현상은 앞서서도 설명하였지만 시편 양 끝부분의 노출된 유리 섬유가 수분에 영향을 받아 나타난 결과로 생각된다. 따라서 유리 섬유를 이용하여 레진을 보강할 경우에는 섬유 노출에 의한 조직 자극과 유리 섬유의 강도 감소를 방지하기 위해 섬유의 적용과 연마 시에 유리 섬유가 노출되지 않도록 주의해야 한다.

이상의 연구결과 폴리아라미드 섬유인 roving(다발) 형태의 Kevlar는 복합레진에 적용될 경우 복합레진의 파절 강도 향상과 함께 충격에 의한 파절 시에도 복합레진의 완전 파절을 방지할 수 있음을 알 수 있었으며, 폴리에틸렌 섬유인 직조된 형태의 Ribbond는 복합레진의 파절강도는 증가시키지 못하였지만, 충격에 의한 파절 시에 수복물의 실패를 가져오는 복합레진의 완전 파절을 방지할 수 있는 것으로 나타났다. 그리고, 유리 섬유인 Fiber-Splint ML는 레진에

전 파절을 방지할 수 있음을 알 수 있었으며, 폴리에틸렌 섬유인 직조된 형태의 Ribbond는 복합레진의 파절 강도는 증가시키지 못하였지만, 충격에 의한 파절 시 수복물의 실패를 가져오는 복합레진의 완전 파절을 방지할 수 있는 것으로 나타났다. 그리고, 유리 섬유인 Fiber-Splint ML는 레진에 의해 보호되지 못하고 수분에 노출될 경우, 복합레진 파절 강도의 감소를 가져오고 수복물의 완전 파절을 방지하지 못함으로써 레진 보강재 본래의 기능을 하지 못하는 것으로 나타났다.

## V. 결 론

섬유 보강재의 적용에 의한 복합레진의 파절강도 변화를 측정하기 위해, 보강재를 사용하지 않은 군을 포함하여 유리섬유인 Fiber-Splint ML, 폴리에틸렌 섬유인 Ribbond, 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 사용하여 복합레진을 강화한 시편을 제작하였으며, 3점 굽힘강도 측정법을 사용하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 보강재의 종류에 따른 파절강도는 유리 섬유를 이용하여 보강한 2군이 112.7MPa로 보강재를 사용하지 않은 1군보다 통계적으로 유의성있게 낮은 파절강도를 나타냈으며( $p < 0.05$ ), 폴리에틸렌 섬유를 이용하여 보강한 3군은 보강재를 사용하지 않은 1군 보다 낮은 136.4MPa의 파절강도를 나타냈으나 통계적으로 유의성은 없었다.
2. 폴리아라미드 섬유를 이용하여 보강한 4군은 175.5MPa로 다른 세 군에 대하여 통계적으로 유의성이 있게 큰 파절강도를 갖는 것으로 나타났다( $p < 0.05$ ).
3. 파절양상에 있어서는 보강재를 사용하지 않은 1군과 유리 섬유인 Fiber-Splint ML를 이용하여 보강한 2군의 경우에는 시편이 두 부분으로 완전히 분리되는 완전 파절 양상을, 폴리에틸렌 섬유인 Ribbond를 이용하여 보강한 3군과 폴리아라미드 섬유인 Kevlar를 이용하여 보강한 4군의 경우에는 시편이 파절하중에 도달하였을 때에 복합레진의 파절이 일어났으나, 파절된 두 부분이 완전히 분리되지 않고 보강재에 의해 연결되어 존재하는 불완전 파절 양상을 보였다.

이상의 연구결과 폴리아라미드 섬유인 roving 형태의 Kevlar는 복합레진에 적용될 경우 복합레진의 파절강도 향상과 함께 충격에 의한 파절 시에도 복합레진의 완전 파절을 방지할 수 있음을 알 수 있었으며, 폴리에틸렌 섬유인 직조된 형태의 Ribbond는 복합레진의 파절강도는 증가시키지 못하였지만, 충격에 의한 파절 시에 수복물의 실패를 가져오는 복합레진의 완전 파절을 방지할 수 있는 것으로 나타났다. 그리고, 유리 섬유인 Fiber-Splint ML는 레진에

의해 보호되지 못하고 수분에 노출될 경우, 복합레진 파절 강도의 감소를 가져오고 수복물의 완전파절을 방지하지 못함으로써 레진 보강재 본래의 기능을 하지 못하는 것으로 나타났다.

### 참고 문헌

- Klassman B, Zucker HW : Combination wire-composite resin intracoronar splinting: Rationale and technique. *J Periodontol* 47:481, 1976.
- Friskopp J, Blomlof L : Fiberglass splints *J Periodontol* 50:193, 1979.
- Friskopp J, Blomlof L : Intermediate fiberglass splints *J Prosthet Dent* 51:334-337, 1984.
- Berrong JM, Weed RM : Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *Int J Prosthodont* Jul:3(4):391-395, 1990.
- Miller TE : Immediate and indirect woven polyethylene ribbon-reinforced periodontal-prosthetic splint: a case report. *Quintessence Int*. Apr: 26(4):267-271, 1995.
- Levenson MF : The use of a clear, pliable film to form a fiberglass-reinforced splint. *J Am Dent Assoc*. Jan: 112(1):79-80, 1986.
- 김상욱 : 고분자공학(Polymer engineering). 풍납출판사.
- Ramos V : The effect of plasma treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethylmethacrylate. *J Prosthet Dent* 76:94-96, 1996.
- Vallittu PK, Narva K : Impact strength of a modified continuous glass fiber-poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont* Mar:10(2):142-148, 1997.
- Samadzadeh A, Kugel G : Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. *J Prosthet Dent* Nov: 78(5):447-450, 1997.
- Buonocore MG : Bonding to hard dental tissues. In Manley, R.S, ed. *Adhesion in biological systems*. New York, Academic Press 225-253, 1970.
- Von Fraunhofer JA, Hammer DW : Microleakage of composite resin restorations *J Prosthet Dent* 51(2):209-213, 1984.
- Lee HL, Swartz ML : Surface preparation and various adhesive resins. In Manley, R.S, ed. *Adhesion in biological systems*. New York, Academic Press 269-288, 1970.
- Schreiber CK : PMMA reinforced with carbon fiber. *Br Dent J* 130: 29, 1971.
- Klifoil BM, Hesby RA : The tensile strength of a composite resin reinforced with carbon fiber. *J Prosth Dent* 50:40-43, 1983.
- Miller TE : A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium* Jun: 14(6):800, 1993.
- Jagger DC : The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* Mar:26(3):185-94, 1999.
- Wening JV, Marquardt H, Jungblueth KH, Katzer A : Cytotoxicity and mutagenicity of Kevlar: an in vitro evaluation. *Biomaterials* Mar:16(4):337-340, 1995.
- Henderson JD, Mullarky RH : Tissue biocompatibility of Kevlar aramid fibers and polymethylmethacrylate, composites in rabbits. *J Biomed Mater Res* Jan:21(1): 59-64, 1987.
- Latour RA : Development of FRP composite structural biomaterials: ultimate strength of the fiber/matrix interface bond in in vivo simulated environments. *J Biomed Mater Res* May:26(5):593-606, 1992.
- Oikarinen K, Andreason JO : Rigidity of various fixation methods used as dental splints. *Endod Dent Traumatol* Jun: 8(3):113-119, 1992.
- Powell DB, Nicholls JI : A comparison of wire-and Kevlar-reinforced provisional restoration. *Int J Prosthodont* 7:81-89, 1994.
- Behr M : In-vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced adhesive fixed partial inlay dentures. *J Dent* Feb:27(2):163-8, 1999.
- Vallittu PK : Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater* Mar:10(2):116-21, 1994.
- Goldberg AJ : An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites. *Dent Clin North Am* Jan:43(1):127-33, 1999.
- Krause WR : Mechanical properties of Bis-GMA resin short glass fiber composites. *J Prosthodont* Sep:7(3):170-6, 1998.
- Stipho HD : Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. *J Prosthet Dent* Nov:80(5):546-50, 1998.
- Griffith AA : Phenomena of rupture and flow in solid. *Philos Trans R Soc Lond* A224: 163-198, 1920.
- Ladizesky NH, Chow TW : The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibers. *Australian Dental Journal* 37:277-289.
- Rudo DN, Karbhari VM : Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. *Dent Clin North Am* Jan: 43(1):7-35, 1999.
- Miller TE, Swartz P : Effect of oven aging on plasma treated ultra high strength polyethylene. *Plasmas polymer* 2:56, 1997.
- Strassler HE : New-generation bonded reinforcing materials for anterior periodontal tooth stabilization and splinting. *Dent Clin North Am* Jan:43(1):105-126, 1999.
- Isaias Iniguez, Strassler HE : Polyethylene ribbon and fixed orthodontic retention and porcelain veneers: solving an esthetic dilemma. *J Esthet Dent* 10(2):52-59, 1998.
- Strassler HE, Serio FG : Stabilization of the natural dentition in periodontal cases using adhesive restorative materials. *Periodontal Insights* July 4-10, 1997.
- Trushkowsky RD : Fabrication of an anterior resin composite bridge with polyethylene fiber reinforcement. *Am J Dent* Aug: 9(4):179, 996.
- Miller TE : Pediatric trauma and polyethylene reinforced composite fixed partial denture replacement: A new method. *J Can Dent Assoc* 9:252-256, 1993.
- Miller TE : Emergency direct/indirect polyethylene ribbon-reinforced composite resin, fixed partial denture: a case report. *Compend Contin Educ Dent* Feb: 17(2):182-184, 1996.
- Small BW : Esthetic management of congenitally missing lateral incisors with single-tooth implants: a case report. *Quintessence Int* Sep: 27(9):585-590, 1996.
- Radz GM, Beyond the Maryland Bridge. *AACD Journal* Spring:18-22, 1996.
- Karna JC : A fiber composite laminate endodontic post and core. *Am J Dent* Oct: 9(5):230-232, 1996.