

Halogen Light Curing Unit과 Light Emitting Diodes Curing Unit을 이용하여 중합되어진 복합레진의 마멸 특성 비교

김환 · 이권용*[†] · 박성호** · 정일영** · 전승범***

세종대학교 기계공학과, *세종대학교 의공학연구소,
연세대학교 치과대학 보건의학교실, *R&B Inc

Wear of Resin Composites Polymerized by Conventional Halogen Light Curing and Light Emitting Diodes Curing Units

Hwan Kim, Kwon-Yong Lee*[†], Sung-Ho Park**, Il-Young Jung** and Seung-Beom Jeon***

Dept. of Mechanical Engineering, Sejong University, *Bioengineering Research Center, Sejong University,
Conservative Dentistry, Yonsei University, *R&B Inc.

Abstract – In this study, the wear characteristics of five different dental composite resins cured by conventional halogen light and LED light sources were investigated. Five different dental composite resins of Surefil, Z100, Dyract AP, Fuji II LC and Compoglass were worn against a zirconia ceramic ball using a pin-on-disk type wear tester with 15 N contact force in a reciprocal sliding motion of sliding distance of 10 mm/cycle at 1 Hz under the room temperature dry condition. The wear variations of dental composite resins were linearly increased as the number of cycles increased. It was observed that the wear resistances of these specimens were in the order of Dyract AP > Surefil > Compoglass > Z100 > Fuji II LC. On the morphological observations by SEM, the large crack formation on the sliding track of Fuji II LC specimen was the greatest among all resin composites. Dyract AP showed less wear with few surface damage. There is no significant difference in wear performance between conventional halogen light curing and light emitting diodes curing sources. It indicates that a light emitting diodes (LED) source can replace a halogen light source as curing unit for composite resin restorations.

Key words – wear, dental composite resins, halogen light curing, light emitting diodes curing.

1. 서 론

컴퍼짓 레진은 심미성 및 자연치아와의 조화성 등의 우수성으로 오랫동안 전치부 수복용으로 사용되어 왔으며 구치부의 수복에 있어서도 수은 성분 용출의 위험성이 있는 치과용 아말감을 대신한 적극적인 사용과 장기간의 임상적용으로 많은 양호한 임상 성적들이 발표되고 있다[1]. 그러나 아직도 컴퍼짓 레진은 높은 중합수축, 낮은 내마멸성과 인장강도, 낮은 압축강도 등의 문제점들이 지적되고 있으므로 심미 전구치부 치과용

재료로서의 광범위한 적용을 위하여 많은 연구들이 진행되고 있다[2]. 교합 접촉부에서 컴퍼짓 레진은 아말감보다 압축강도와 파괴인성 및 내마멸성이 낮은 문제점들이 지적되고 있으므로 컴퍼짓 레진의 기계적 성질과 내마멸성을 증가시키고 연마성과 중합수축 및 심미성 등을 향상시키기 위해 필러, 레진 모노머, 중합개시제 및 실란커플링제 등에 대한 많은 연구들이 다양하게 이루어지고 있다[3]. 이러한 치과용 수복재료 컴퍼짓 레진은 필러의 크기와 형태, 조성 및 함유량 및 레진 매트릭스와 제조방법 등에 따라 분류되고 있으며 각각은 마찰과 마멸에 있어서 다양한 특성들을 나타내고 있다[4]. 과거에 구치부에서 컴퍼짓 레진으로 수복하면 과도한

[†]주저자 · 책임저자 : kwonlee@sejong.ac.kr

마멸과 점진적인 해부학적 형태의 상실 그리고 교합 접촉부에서의 부적당함이 문제점으로 나타났다. 이러한 컴퍼짓 레진의 물성치를 증가시키기 위하여 치아에 레진을 삽입하는 방법이 도입되었다. 그리고 컴퍼짓 레진을 효과적으로 중합시키고 중합강도 역시 증가시키는 방법으로 광중합 방법이 개발되어 졌다. 이러한 광중합 방법으로는 최근 주류를 차지하고 있는 가시광선 광중합 이외에도 아르곤 레이저 광중합이나 플라즈마 아크 광중합 같은 방법들이 도입되었다[5-8]. 그리고 오늘날에는 LEDC(Light Emitting Diodes curing) 광중합 방법이 개발 되어 졌는데 이 방법은 광원 에너지의 감소와 전력소모가 적고 전원 연결 장치나 전선이 필요 없다는 장점을 가지고 있다.

본 연구에서는 일반적인 HLC(Halogen Light curing)와 새로운 방법인 LEDC(Light Emitting Diodes curing)로 각각 광중합 되어진 다섯 가지 종류의 치과 수복용 컴퍼짓 레진들의 마멸특성을 조사하고, 광중합 방법에 따른 미끄럼 마찰운동의 마멸표면 형태를 SEM을 이용해 관찰하였다.

2. 재료 및 실험방법

2-1. 시편

본 실험에 사용되어진 다섯 가지의 컴퍼짓 레진은 Surefil, Dyract AP, Fuji II LC, Compoglass, Z100이다. 이 컴퍼짓 레진들은 HLC와 LEDC의 두 가지 방법으로 각각 광중합하여 지름 10 mm, 두께 2 mm로 제작되어졌다. 모든 컴퍼짓 레진은 650 mW/cm²의 중합강도 하에서 60초 동안 광중합 되어 졌는데 이때 컴퍼짓 레진의 표면과 광중합기 팁의 거리는 2 mm로 유지되어졌다. 각각의 컴퍼짓 레진은 알루미늄 블록 위에 Super glue로 접착시킨 다음, 마멸실험에서 Disk시편으로 사용 되어졌고, 상대 Pin 시편은 지름 10mm의 Zirconia ball을 사용하였다.

2-2. 마멸실험

마멸실험은 pin-on-disk type의 마멸 실험장치에서 실시하였다. 모든 실험은 상온, 건조상태에서 진행 되어 졌고 접촉하중은 15 N, 직선왕복미끄럼 운동의 왕복 거리는 1 cycle 당 10 mm, 직선왕복미끄럼 운동의 주기는 1 Hz를 사용하였다(Fig. 1). 마멸실험은 2000 cycles를 열 번 반복해서 총 20,000 cycles 동안 실시하였고 마멸량은 2000 cycle의 실험이 끝날 때 마다 Micro-balance를 이

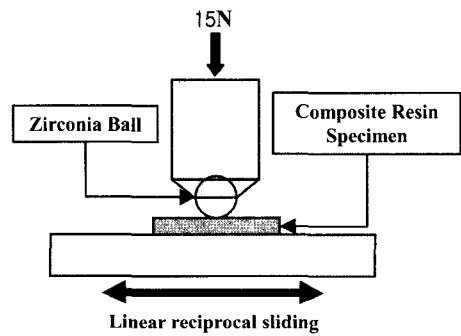
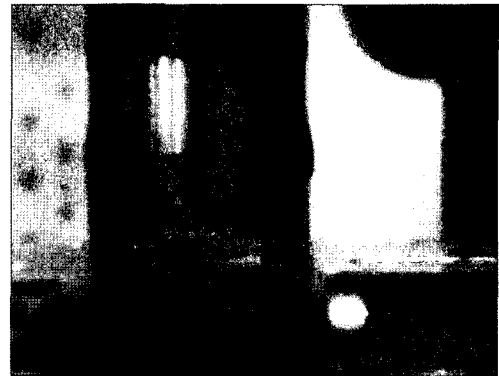


Fig. 1. Pin-on-disk wear testing apparatus.

용해서 무게를 측정하여 그 변화량을 사용하였다. 그리고 20,000 cycles이 끝난 뒤 각각의 컴퍼짓 레진 위의 wear track 내의 damage형태를 SEM으로 관찰하였다.

3. 실험결과 및 토의

모든 컴퍼짓 레진들의 cycles 수에 따른 마멸량의

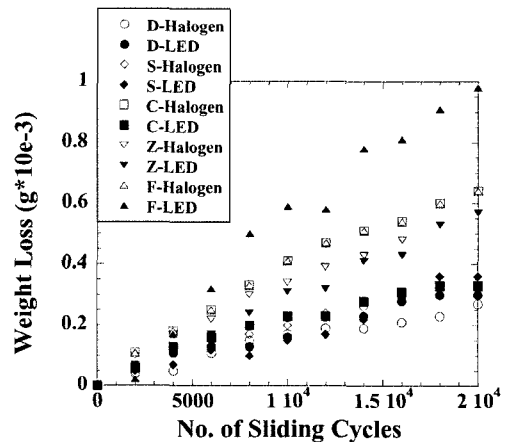


Fig. 2. Wear as a function of sliding cycles.

변화를 Fig. 2에 나타내었다. 그림을 보면 알 수 있듯이 각각의 컴퍼짓 레진들의 마멸량의 변화는 cycles 수가 증가함에 따라 선형적으로 증가하였다 (linear regression 95-99%).

그리고 다섯 종류의 컴퍼짓 레진의 내마멸성은 Dyract AP > Surefil > Compoglass > Z100 > Fuji II LC의 순서로 나타났다. 그리고 총 20,000 cycles의 마멸 실험이 끝난 뒤 모든 컴퍼짓 레진들의 마멸량을 HLC와 LEDC 각각에 대하여 비교하였다(Fig. 3). Fuji II LC를 제외한 나머지 컴퍼짓 레진들은 HLC와 LEDC의 광증합 방법에 따른 마멸 차이가 거의 없는 것을 확인할 수 있다.

20,000 cycles의 마멸실험이 끝난 뒤 모든 시편 중 대표적으로 Dyract AP, Compoglass, Fuji II LC의 마멸 트랙을 SEM으로 관찰한 사진을 Fig. 4에 나타내었다.

마멸실험에서 가장 적은 마멸량을 나타낸 Dyract AP

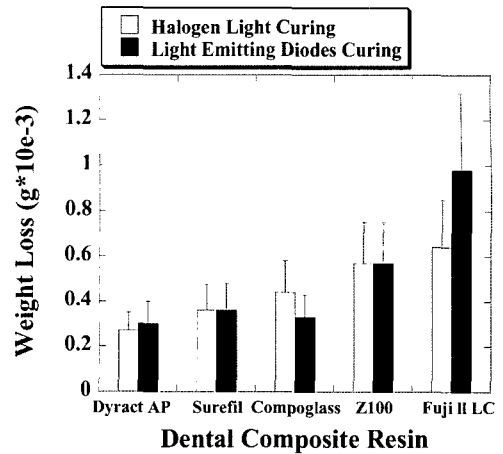


Fig. 3. Wear comparison of HLC vs. LEDC.

는 wear track에서 약간의 short crack들이 관찰되었고 매트릭스로 부터 필러들의 탈락도 적었다. 또한, 두 가

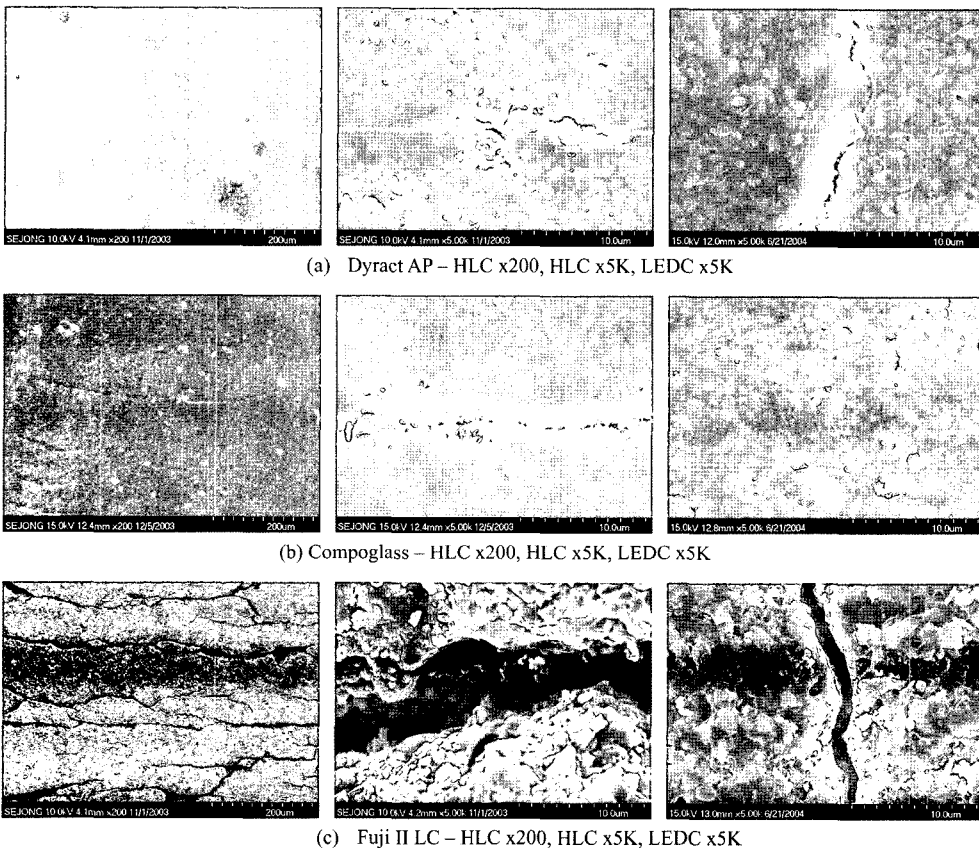


Fig. 4. SEM photographs showing surface damages on the wear tracks of dental composite resins.

시편에서 필러들의 탈락이 상대적으로 적은 것으로 나타났다. 비교적 적은 마멸량을 나타내었던 Compoglass는 HLC 시편의 경우 wear track에서 약간의 long crack들이 관찰 되어졌고 이러한 long crack 주위에서 필러들의 탈락이 생겨났다. 하지만 LEDC 시편의 경우에는 wear track에서 crack이 관찰되지 않았으며 grain boundary 주변에서 failure가 발생하는 것으로 관찰되었다. 이로 인해 HLC 시편보다 적은 마멸량이 발생한 것으로 사려된다. 이번 마멸실험에서 모든 컴퍼짓 레진 중 가장 많은 마멸량을 나타낸 Fuji II LC는 HLC 시편의 경우 wear track에서 매우 크고 열림정도가 심한 여러 large crack들이 평행하게 비슷한 모양으로 생겨났으며 접촉면과 crack 주위에서 많은 필러들의 탈락이 발생했다. 반면 LEDC 시편의 경우에는 wear track내의 크고 열림정도가 심한 large crack이 관찰되었지만, 그 주변에서 필러들의 탈락은 HLC 시편 보다 적었다. 그러나, 마멸량은 더 많이 발생하였다. 또한 두 번째로 많은 마멸량을 나타낸 Z100의 경우에는 HLC와 LEDC 두 가지 시편 모두 wear track에서 crack은 관찰되지 않았지만 심하게 훼손된 층이 겹겹이 쌓여있는 것이 관찰되었다.

모든 컴퍼짓 레진 시편의 wear track width는 각각 컴퍼짓 레진의 마멸량에 비례하였다. 마멸량이 가장 적었던 Dyract AP는 표면의 손상이 가장 적었고 wear track width도 작았다. 반면 마멸량이 가장 많았던 Fuji II LC의 표면은 매우 많이 손상되었고 wear track width도 가장 컸다. 이러한 결과들은 높은 경도 (less plastic deformation)를 갖는 컴퍼짓 레진이 상대적으로 좋은 마멸 저항성을 가지고 있다는 것으로 볼 수 있으며, 또한, 마멸 저항성을 향상시키기 위해서는 컴퍼짓 레진 중합과정에서의 매트릭스와 필러 사이의 crack 형성을 동반한 필러의 탈락을 억제하는 방향으로 연구가 계속되어 져야 할 것이다.

4. 결 론

본 연구 결과, HLC와 LEDC의 두 가지 광중합 방법을 적용한 치과용 수복재료 컴퍼짓 레진의 마멸 특성은 크게 다르지 않았다. 이를 근거로, 광원 에너지의

감소라는 단점과 전원 연결 장치나 전선이 필요 없다는 장점을 가지고 있는 LEDC광중합 방법은 기존의 HLC광중합 방법을 대신하여 치과용 수복재료 컴퍼짓 레진에 사용 되어져도 무방할 것으로 사려된다.

후 기

본 연구는 학술진흥재단 협동연구지원사업(과제 번호 : KRF-2001-042-F00088)의 연구비 지원에 의하여 수행되었습니다.

참고 문헌

1. F. Lutz, R.W. Phillips, J.F. Roulet and J.C. Setcos, "In vivo and in vitro wear of potential posterior composites," *J. Dental Research*, Vol. 63, pp. 914-920, 1984.
2. S.H. Park, "Comparison of degree of conversion for light-cured and additionally heat-cured composite," *J. Prosthetic Dentistry*, Vol. 76, pp. 613-618, 1996.
3. H. Suzuki, M. Taira, K. Wakasa and M. Yamaki, "Refractive-index-adjustable fillers for visible-light-cured dental resin composites: preparation of TiO₂-SiO₂ glass powder by the sol-gel process," *J. Dental Research*, Vol. 70, pp. 883-888, 1991.
4. R.W. Wassell, J.F. McCabe and A.W.G. Walls, "A two-body frictional wear test," *J. Dental Research*, Vol. 73, pp. 1546-1553, 1994.
5. M.A. Vargas, D.S. Cobb and J.L. Schmit, "Polymerization of composite resins: Argon laser vs conventional light," *Operative Dentistry*, Vol. 23, pp. 87-93, 1998.
6. R.J. Blankenau, G.L. Powell, W.P. Kelsey and W.W. Barkmeier, "Post-polymerization strength values of an argon laser cured resin," *Lasers in Surgery Medicine*, Vol. 11, pp. 471-474, 1991.
7. A. Peutzfeldt, A. Sahafi, and E. Asmussen, "Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units," *Dental Materials*, Vol. 16, pp. 330-336, 2000.
8. S.H. Park, I. Krejci and F. Lutz, "Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing," *Operative Dentistry*, Vol. 27, pp. 30-37, 2002.