

구치부 복합레진 수복시 고려사항 - 중합수축 응력

경북대학교 치과대학 치과보존학교실

부교수 박 정 원

과거에는 구치부 수복물로 아말감이나 금 수복물과 같은 금속 수복재가 이용되어 왔으나 환자들의 심미치료에 대한 관심이 높아지고, 치과용 접착제와 복합레진 재료의 물성이 개선되면서 최근에는 치아색 수복물의 사용이 일반화 되어가고 있다¹⁾. 구치부의 치아색 수복재료로는 글래스아이오노머, 콤포머, 복합레진과 세라믹으로 나누어 볼 수 있으며 이들 중 가장 널리 사용되는 재료는 복합레진을 들 수 있다.

하지만 복합레진의 경우 단량체의 중합과정 중 필연적으로 나타나는 중합수축에 의해 치아와 수복물 사이의 미세누출, 또는 치아의 변형이 나타나며 이러한 이유로 인해 수복 후 환자가 과민반응을 호소하는 경우를 임상에서 접할 수 있다. 이에 본 논문에서는 그에 대한 원인을 알아보고, 이를 해결하기 위해 임상에서 할 수 있는 방법에 관해 고찰해 보고자 한다.

중합수축 응력의 이해

일반적으로 현재 가장 널리 쓰이고 있는 복합레

진의 경우 일반 microfill이나 hybrid 형의 경우 1.5~3%, flowable 복합레진의 경우에는 4~7%의 중합수축률을 가지고 있는 것으로 보고되고 있다²⁾. 접착과정이 이루어지지 않은 와동에 복합레진을 채우고 중합을 시키면 중합 수축에 의해 수복재가 치아 면에서 분리되게 된다. 이러한 현상은 중합량이 많은 재료에서 더 현격하게 나타나게 된다(그림 1). 만약 치아와 수복재간에 긴밀한 접착이 이루어지게 되면 복합레진이 중합에 의해 수축하려는 힘이 접착된 치아에 의해 제한되므로 중합수축 응력이 발생하게 된다(그림 2). Hooke's law에 의하면 이때 발생하는 응력(Stress)의 크기는 단순하게 중합수축량에 의해 결정되는 것이 아니라 재료의 elastic modulus(E)와 체적 수축량(Strain)의 복합적인 작용에 의해 결정이 된다.

Hooke's law

$$\text{Stress} = E \cdot \text{Strain}$$

이것은 중합 수축량이 많은 재료라고 하더라도 재료가 부드러운 성질을 가진다면 최종적으로 접착

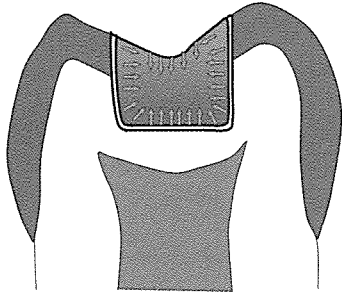


그림 1. 접착제 없이 치아의 와동내에 수복재를 충전할 경우 수복재의 중합수축에 의해 치아와 수복재의 분리가 일어난다.

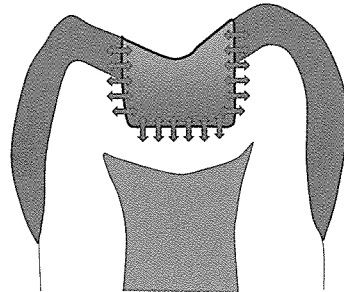


그림 2. 접착제가 사용된 경우 수복재가 중합하는 과정에서 발생하는 체적변화에 의해 접착계면 또는 치아에 응력이 발생하게 된다.

면에 발생하는 수축응력은 크지 않을 수 있으며, 반대로 중합 수축량이 적은 재료라도 단단한 성질을 가진 재료라면 수축응력이 크게 나타날 수 있다는 것을 의미한다.

중합수축에 의해 발생된 중합수축 응력은 2가지 방법으로 치아에 접착된 수복물에서 해소될 수 있는데 하나는 접착면의 분리가 일어나는 경우와 응력이 치아에 전달되어 치아의 변형을 일으키는 경우이다. Ferracane^{등3)}은 5급 와동에서 서로 다른 elastic modulus와 중합수축 응력을 가지는 3가지 다른 복합레진을 이용하여 충전했을 때 미세누출에 있어 중합수축 응력이 높은 Z100에서 더 많은 미세누출이 나타난다고 보고하였고, Versluis^{등4)}은 유한요소 분석법을 이용해 치아와 수복물 사이의 접착이 완전한 경우 와동의 크기가 커질수록 치아와 수복물간의 접착면에 발생하는 수축응력은 작아지지만 치아에 가해지는 응력은 더 커진다고 보고하였다.

위의 Hooke's law를 치과용 복합레진에 적용하는데는 또 다른 문제점을 가지고 있는데 이것은 복합레진의 중합과정 중에 elastic modulus 값이 계속적으로 변한다는 것이다⁵⁾(그림 3). 복합레진은 중합전의 상태에서는 외부에서 힘이 가해졌을 때 쉽

게 모양의 변형이 일어난다. 이 단계에서는 치아나 접촉면에 유의할 만한 힘을 유발하지 않지만, 중합이 일어나기 시작하면 elastic modulus 값이 증가하기 시작하며 pregel에서 postgel 상태가 되고 이때는 중합수축에 의해 발생한 힘이 복합레진 내부에서 해소되지 않고 접착면을 통해 치아로 전달이 되게 된다. 따라서 복합레진의 elastic modulus를 단순한 최종 값만으로 나타내는 것은 정적인 상태만을 나타내는 것이고 실제 응력이 발생하는 것은 동적인 중합과정과 연관되어 나타나므로 이에 대한

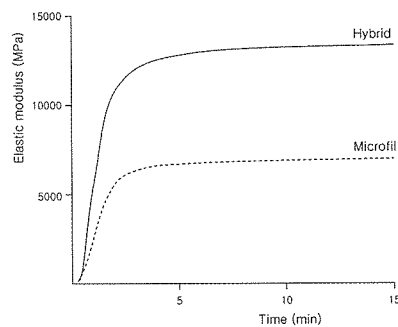


그림 3. 복합레진의 중합시 시간에 따른 elastic modulus값의 변화.

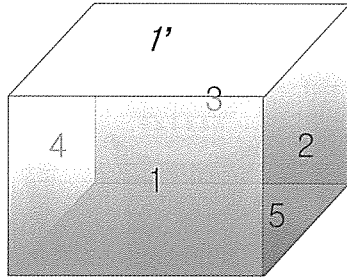


그림 4. 구치부 1급 와동의 접착면 (1~5)과 비접착면 (1' -교합면)을 보여주는 모식도.

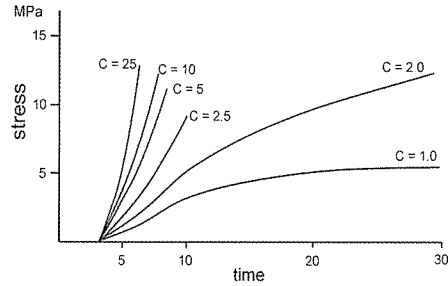


그림 5. C-factor와 응력의 관계. C-factor값이 1에서 25로 증가할 경우 응력이 급격히 증가하는 것을 알 수 있다.

이해가 필요하다. 복합레진의 중합 과정 중 elastic modulus가 증가하는 시간을 늦추게 되면 복합레진 내부의 흐름성에 의해 발생하는 응력이 감소하게 된다⁶⁾. 이러한 원리를 응용하여 광중합시 soft-start, pulse-delay 등의 중합법을 통해 초기에 광조사기의 강도를 약한 상태로 조사하여 응력이 복합레진 내부에서 감소될 수 있는 시간을 부여하는 방법들이 임상에서 적용되고 있다.

구치부 복합레진의 경우에는 와동의 형태에 따른 C-factor값과 수축 응력의 관계를 이해하여야 한다. C-factor란 와동에 충전된 수복물의 접착된 면과 그렇지 않은 면의 면적비율에 의해 정해지는 것으로 이 수치가 높으면 수복물이 중합수축이 일어날 때 자유롭게 이동하는 것이 제한되어 더 높은 수축 응력을 유발하는 것으로 알려져 있다.

$$C - factor = \frac{\text{bonded surface}}{\text{unbonded surface}}$$

구치부의 1급 와동의 경우 그림 4와 같이 교합면에서는 접착이 일어나지 않고 나머지 면은 모두 치아와 접착이 일어나므로 C-factor가 5정도 되는

값을 가지고 있다. 이와 반대로 전치부 4급 와동의 경우는 0.5 정도의 낮은 값을 가진다⁷⁾. 실제 각 와동의 C-factor를 계산해보면 1급 와동은 4.03, 2급 와동은 1.85, 5급 와동은 1.10 정도 되는 것으로 알려져 있다⁸⁾. 이때 발생하는 응력은 그림 5와 같이 C-factor와 비례하는 것을 알 수 있으며, 이는 구치부 와동에서 전치부 수복물보다 높은 중합수축 응력이 나타나게 됨을 의미한다. 구치부 1급 와동에서 적층 충전을 시행할 경우 한 번에 와동에 충전하는 것 보다 낮은 C-factor 값을 나타내게 되므로 응력을 감소시키는 하나의 방법이 될 수 있다⁹⁻¹¹⁾.

복합레진의 중합수축 응력이 발생하면 이러한 응력은 외부적으로는 접착면에 응력이 전달되지만 동시에 복합레진 내부에 남아있게 되는데 이를 잔류 응력이라 한다. 이러한 잔류응력이 높게 남아있는 경우, 수복물이 구강 내에서 교합력 등의 외력을 받을 때 외부의 힘과 더해져 수복물에 응력을 유발시키게 되고, 이로 인해 약한 외력에 의해서도 수복물이 파절될 수 있는 가능성이 높아지게 된다. Park 등¹²⁾의 연구에 의하면 이러한 잔류응력은 수복재료의 elastic modulus와 높은 상관관계를 가지며

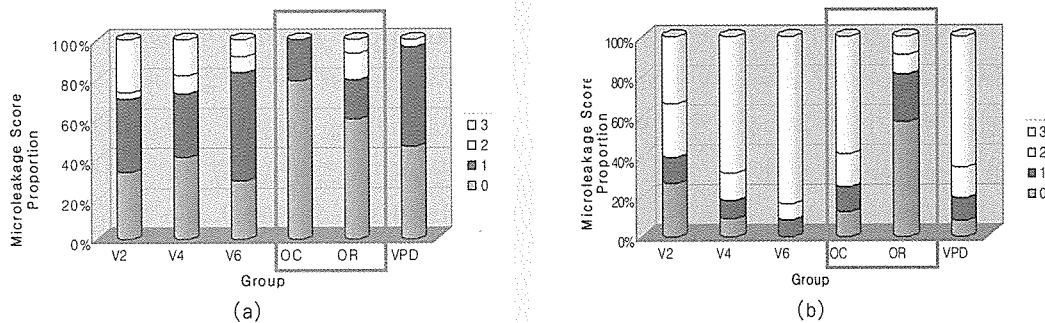


그림 6. 5급외동에서 서로 다른 광조사방식을 중합했을 때 법랑질과 상아질 변연의 미세누출. OC (Optilux C mode 800 mW/cm² 로 일정)와 OR (Optilux Ramp mode 100~1000 mW/cm² 로 광도가 증가)
 (a) 법랑질 변연. OC와 OR간에 미세누출도에 별다른 차이가 없음을 보여주고 있다.
 (b) 상아질 변연. OC군에서 OR군보다 미세누출이 증가한 결과를 보여주고 있다.

단단한 재료일수록 중합수축 응력과 잔류응력이 높다고 보고하였다.

중합수축 응력을 줄이기 위한 고려사항

복합레진 제조회사에서는 중합수축을 줄이기 위한 노력을 하고 있으며, 이러한 노력으로 과거보다 개선된 제품들이 소개되고 있다. 최근 소개되고 있는 나노하이브리드형의 제품들은 기존의 하이브리드형 복합레진의 기질에 나노입자를 첨가하여 기질의 양을 줄여 중합수축을 줄이고 있다. 또한 기존의 Z100의 경우 매우 높은 elastic modulus를 가진 재료이나 최근에 개발되는 제품의 경우 일반적으로 이보다 낮은 elastic modulus를 가진 제품들이 출시되고 있다.

임상에서 중합수축 응력을 줄이는 방법은 우선 외동의 크기와 깊이를 줄이는 것이다. 외동의 크기가 커질수록 중합수축 응력에 의한 치아 변형량이 증가하게 되고, 깊어질수록 높은 C-factor 값을 가지게 되므로 미세누출이나 치아의 변형이 크게 나

타나게 된다. 이는 곳 저작시 상아세관을 통한 상아세관액의 이동이 발생할 가능성을 높이게 되며 이로 인해 환자가 과민반응을 느끼는 원인이 된다. 깊은 외동의 경우 상아질 접착제의 결합력이 낮아지는 것으로 알려져 있으며¹³⁾, 이로 인해 깊은 1급 외동의 경우 기저부에서 수복재와 치질 사이에 틈이 발생할 가능성이 높아지게 된다. 이때 외동 내면에 중합수축 응력을 보상하기 위한 탄성층 (elastic cushion layer)을 두게 되면 수복 재료에서 발생한 응력이 중간 탄성층에 의해 일부 흡수가 되면서 치아에 전달되므로 접착면이나 치아에 가해지는 응력이 감소하게 된다¹⁴⁾. Braga등¹⁵⁾의 연구에 의하면 unfilled resin의 경우 약 50% 정도 중합수축 응력을 감소시킬 수 있으며, flowable레진의 경우에는 약 30% 이상 중합수축 응력을 감소시키는 것으로 보고하였다.

임상에서 적용할 수 있는 다른 방법으로 깊은 외동에서 글래스아이오노머를 이용하는 것을 고려해 볼 수 있다. 글래스아이오노머를 베이스로 적용하게 되면 수복되는 복합레진의 양을 줄여 중합수축에 의한 응력을 감소시킬 수 있으며 글래스아이오

노머의 우수한 생체친화성으로 치수에 대한 자극을 줄여줄 수 있고, 불소방출에 의한 이차우식억제 효과를 기대할 수 있는 장점이 있다. 하지만 와동이 깊지 않은 경우 글래스아이오노머를 베이스로 이용하면 복합레진의 두께가 얇아져 강도가 떨어질 수 있으므로 사용에 주의하여야 한다.

중합 속도를 늦추어 줌으로서 중합수축 응력을 낮추려는 시도가 이루어져 왔다. 이를 위해 복합레진의 개시제인 camphoroquinone과 촉진제인 amine 성분의 함량을 조절하여 중합속도를 조절하는 방법이 제시되었으며¹⁶⁾ 다른 방법으로 중합억제제인 butylated hydroxytoluene(BHT)의 농도를 조절하는 방법이 제시되었다¹⁷⁾.

같은 원리로 soft-start polymerization, 또는 pulse-delay curing technique등과 같이 광조사 방식을 변형시켜 중합속도를 조절하는 방법이 고안되었는데 이들은 공통적으로 중합의 초기속도를 늦추어 복합레진의 중합시 발생한 응력이 재료 내부에서 감소하도록 하기 위한 시간을 제공하기 위한 것이다. 최근 소개되고 있는 광중합기의 경우 이러한 모드를 내장하여 제공하는 제품들이 있다 (예, Optilux 501 (Kerr), Elipar Freelight 2 (3MESPE), Bluephase (Ivoclar Vivadent) 등).

본 교실에서 시행한 시험에 의하면 Optilux 501을 이용하여 표준 광조사 방식과 Ramp 광조사 방식을 비교한 5급 와동의 미세누출 실험에서 범랑질변연에서는 누출에 차이가 없었지만 상아질 변연에서는 Ramp방식을 이용한 경우 미세누출이 감소한 결과를 보여주었다¹⁸⁾(그림 6). 하지만 최근의 연구에 의하면 이러한 응력의 감소가 최종 중합도의 감소에 의한 결과라는 보고가 있어 이에 관한 연구는 더 이루어져야 할 것으로 보인다¹⁹⁾.

마지막으로 중합수축응력을 감소시키는 방법의 하나로 간접 수복법을 이용하는 방법을 고려해 볼 수 있다. 간접 수복법을 이용할 경우 수복 재료의 물성을 개선할 수 있으며 2급 와동의 경우 치경부의 미세누출을 줄일 수 있는 것으로 알려져 있고, 변연의 적합도를 높일 수 있으며 심미적으로 우수한 수복물을 제작할 수 있는 장점을 가지고 있다.

본 논문에서는 구치부 복합레진 수복시 가장 문제가 되는 중합수축에 관해 재료적인 측면과 임상적인 측면을 살펴보았다. 위에서 살펴본 여러 요소 중 어느 것이 가장 중요하다고 얘기하기는 힘들지만 성공적인 수복물의 시술을 위해서는 위의 문제에 대한 이해를 바탕으로 이를 임상에 응용할 수 있도록 노력하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition, *Oper Dent* 2004;29:481-508.
2. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental composites, *Dent Mater* 2005;21:1150-1157.
3. Ferracane JL, Mitchem JC. Relationship between composite contraction stress and leakage in Class V cavities, *Am J Dent* 2003;16:239-243.
4. Versluis A, Tantbirojn D, Pintado MR, DeLong R, Douglas WH. Residual shrinkage stress distributions in molars after composite restoration, *Dent Mater* 2004;20:554-564.
5. Sakaguchi RL, Shah NC, Lim BS, Ferracane JL, Borgersen SE. Dynamic mechanical analysis of storage modulus development in light-activated polymer matrix composites, *Dent Mater* 2002;18:197-202.
6. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites, *J Dent Res* 1984;63:146-148.
7. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration, *J Dent Res* 1987;66:1636-1639.
8. de la Macorra JC, Gomez-Fernandez S. Quantification of the configuration factor in Class I and II cavities and simulated cervical erosions. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 1996;4:29-33.
9. Crim GA, Chapman KW. Effect of placement techniques on microleakage of a dentin-bonded composite resin, *Quintessence Int*, 1986;17:21-24.
10. Zidan O, Gomez-Marin O, Tsuchiya T. A comparative study of the effects of dentinal bonding agents and application techniques on marginal gaps in Class V cavities, *J Dent Res* 1987;66:716-721.
11. Tjan AH, Bergh BH, Lidner C. Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations, *J Prosthet Dent* 1992;67:62-66.
12. Park JW, Ferracane JL. Measuring the residual stress in dental composites using a ring slitting method, *Dent Mater* 2005;21:882-889.
13. Inoue S, Pereira PN, Kawamoto C, Nakajima M, Koshiro K, Tagami J, Carvalho RM, Pashley DH, Sano H. Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin, *Dent Mater J* 2003;22:39-47.
14. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite, *J Dent Res* 2000;79:812-817.
15. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers, *J Am Dent Assoc* 2003;134:721-728.
16. Park JW, Ferracane JL, Musanje L. Effect of CQ/Amine concentration on DC and rate of conversion, *JDR* 2003;abstract 557.
17. Braga RR, Ferracane JL. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics, *J Dent Res* 2002;81:114-118.
18. 박종진, 박정원, 박성호, 박주명, 권태경, 김성교. 광조사 방식이 복합레진의 중합과 누출에 미치는 영향, *대한치과보존학회지* 2002;27:158-174.
19. Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Impact of curing protocol on conversion and shrinkage stress, *J Dent Res* 2005;84:822-826.