

Vol 1, 2016

ISSN 2383-5583

한 국 접 착 치 의 학 회 지

The Journal of Korean Academy of Adhesive Dentistry



한/국/접/착/치/의/학/회

Editorial Board

Editor-in-Chief

김덕수, DDS, MSD, PhD

서울특별시 동대문구 경희대로 23

경희대학교 치과대학 보존학교실

전화: 02-958-9330,1

Fax: 02-960-5108

E-mail : dentist96@khu.ac.kr

최 경 규 (경희대학교)

박 성 호 (연세대학교)

박 정 원 (연세대학교)

장 주 혜 (서울대학교)

김 선 영 (경희대학교)

신 유 석 (연세대학교)

장 지 현 (강동 경희대병원)

백 장 현 (경희대학교)

한국접착치의학회지

Vol. 1, 2016

CONTENTS

4	우식 치질에서의 접착 수복	장 주 혜
12	상아질 과민증과 처치	최 경 규
20	광중합기의 발전과 선택	신 유 석, 박 정 원
29	Evaluation of aged composite repair ability of various surface treatments and bonding systems	Sun-Woong Hwang, Jeong-won Park

우식 치질에서의 접착 수복

Adhesive restoration on carious dentin

장주혜

서울대학교치과병원 스페셜케어클리닉

*Correspondence to Juhea Chang, DDS, MSD, PhD.

Special Care Clinic, Seoul National University Dental Hospital, Seoul, Korea

Address: 101 Daehak-no, Jongno-gu, Seoul, 110-768, Korea

Tel: (82)-2-2072-4719

Fax: (82)-2-2072-2854

E-mail: juhchang@snu.ac.kr

Abstract

치아 우식증은 치아 표면에 형성된 세균막에 군집한 우식성 세균에 의해 탄수화물을 분해하는 과정에서 생성된 유기산에 의해 치아 경조직이 서서히 탈회, 파괴되는 과정이다. 이러한 일련의 병인성 작용에 대응하여 법랑질과 상아질 및 치수조직은 다양하게 반응하며 방어 작용을 개시한다. 우식 환경에 따른 탈회 및 재광화의 역동적인 기전의 결과로 변성된 상아질을 대상으로 하는 접착 술식은 주의 깊게 실행되어야 한다. 우식에 이환된 상아질은 무기질 및 유기질 조직의 파괴와 동시에 무기 이온의 침착에 의한 부분적인 재광화가 일어남에 따라 조직 화학적으로 복잡한 기질을 이루게 되므로 통상적인 산 부식 및 접착제의 침투가 어렵기 마련이다. 또한 우식이 진전됨에 따라 와동이 깊어져서 치수강에 근접할 경우 남아 있는 상아질의 두께를 유지하는 것이 치수 생활력을 유지하는 데 필수적이다. 치아 우식증의 병인론 및 진행 결과를 이해하고 이에 따라 적절한 접착 수복 술식을 적용함으로써 성공적인 수복

치료를 실행하는 것을 목표로 해야 한다.

Introduction

진료실에서 시행되는 접착 수복 술식의 대부분은 치아 결손 부위를 수복하는 과정으로 대변된다. 치아 경조직의 결손 (defect)은 외상으로 인한 파절, 기계적인 마모나 화학적 침식, 또는 발생학적 결함도 있지만 대부분의 경우는 치아 우식증으로 인한 치질의 파괴에 근거한다. 따라서 치과용 접착 술식은 건전한 치질 즉 정상 법랑질이나 상아질이 아닌 우식으로 변성된 치질을 제거하고 여전히 우식 작용에 의해 변성된 조직에 시행되어야 한다는 것을 간과할 수 없다. 저자는 본 지면을 통해 우식으로 손상된 치아의 치질을 적절히 제거하고 잔존 치질에 효과적인 접착 술식을 시행할 수 있는 방법을 도모하기 위하여 고려할 사항들을 고찰하도록 한다.

Review

1. 우식에 의한 치아 경조직의 변화
치아가 맹출 하여 구강 내에 노출되었을

때 치아 표면은 타액 내 성분인 glycoprotein과 여러 종류의 효소, immunoglobulin 등으로 구성된 획득 피막 (acquired pellicle) 로 덮여 있다.¹ 획득 피막이 함유한 glycoprotein 중에서 proline-rich protein은 세균의 부착을 쉽게 하기 때문에 타액으로 세정되어 제거되지 않은 우식성 세균들은 계속적으로 남아서 여러 층으로 이루어진 군집을 이룩하게 된다. 일상적으로 칫솔질을 제대로 시행하지 않거나 타액의 분비가 저하될 경우 세균성 치태의 세정이 이루어지지 않으면서 계속적으로 두터운 층을 형성하게 된다. 세균성 치태가 두꺼워지면서 치태 내부에서 산소의 확산이 용이하지 않게 되면 혐기성 세균이 자라나기에 적합한 환경으로 바뀌게 된다. 이러한 세균막이 계속적으로 발달하면서 우식을 유발하는 세균을 포함한 구강내 상주세균이 특이적인 서식 양태를 이루게 된다. 치면 세균막을 형성하는 대표적인 균주는 그람 양성 호기성 구균 (aerobic cocci)인 streptococcus sanguis와 streptococcus mitis를 들 수 있다.² 우식을 유발하는 대표적인 세균인 streptococcus mutans는 이들에 비해 상대적으로 소량으로 존재하지만, 치면 세균막이 성숙해진 환경에 놓이면 발효성 탄수화물의 공급과 함께 혐기성 (anaerobic) 대사 작용을 일으키게 된다. 이렇게 세균막이 지속적으로 존재하면서 혐기성 세균이 계속적으로 산을 생성하게 되면 타액 내의 수산화인회석의 포화도가 감소하게 되고 이에 따라 치아를 구성하는 수산화인회석이 용해되기 시작한다. 초기 우식이 진행되면 법랑질 표면을 탈회를 거치면서 거칠거칠한 표면을 형성하고 수복물 경계부도 탈회를 겪으면서 불균일한 틈을 가지게 되면서 치태가 적체되

기 쉬운 장소가 된다. 이에 따라 일차 우식이나 이차 우식에 취약한 부위로 존재하게 된다.

법랑질은 거의 전적으로 수산화인회석 결정체로 이루어져 있으며 결정체 간 미세한 공간이 존재하여 서로 연결되어 있으며 이를 통해 산 이온이 확산될 수 있는 통로를 형성할 수 있게 된다. 탈회된 법랑질은 정상적인 법랑질보다 구멍이 숭숭 뚫린 다공성 조직으로 변화하며 이를 통과하는 가시광선의 투과성이 변화하게 되면서 육안으로는 하얗고 뿌옇게 관찰되는 백색 병소 (white spot lesion)로 관찰된다. 이러한 백색 병소가 우식을 유발하는 환경에 계속적으로 노출되는 경우 탈회가 진행되어 표면이 붕괴되면서 개방된 병소로 발전한다. 반대로 구강 내 타액의 무기 이온에 의해 재광화를 겪게 되면 병소의 진행은 정지되면서 오히려 표면이 단단하고 매끄러운 형태를 유지하며 과광화된 (hypermineralized) 표면 층을 형성하게 된다. 이러한 경우 심미적인 이유가 아니라면 굳이 병소를 제거하고 수복을 하는 것을 권장하지는 않는다.

상아질은 상아세관으로 이루어진 조직으로서 법랑질보다 덜 치밀하게 광화되어 있으며 공극이 더 큰 다공 조직으로 되어 있다. 따라서 우식 환경에서 법랑질보다 훨씬 빨리 탈회가 진행될 수 있다. 상아질 우식은 크게 세 단계에 따라 진행된다고 볼 수 있는데 이러한 단계는 천천히 진행되는 병소일 경우 비교적 명확하게 구분될 수 있으나 급속도로 진행되는 병소에서는 각 단계를 나누어 분리하기가 쉽지 않다.³

(1) 우식성 세균 중 특히 lactobacillus와 같은 혐기성 세균에 의해 산이 생산됨에 따라 상아질의 무기 조직을 탈회 시킨

- 다.
- (2) 상아질을 이루는 유기 물질인 교원질을 변성시키고 용해한다.
 - (3) 파괴된 조직을 통해 다공성 구조가 형성이 더욱 심화되고 상아질 심부로 세균이 침투함에 따라 계속적인 조직의 구조적 파괴가 일어난다.

2. 우식 작용에 의한 상아질의 변화

우식 작용이 느리게 진행되는 경우 생활력을 지닌 정상적인 치수는 방어 작용을 피하게 된다. 즉, 관간 상아질 (interbular dentin) 내에 무기 이온이 침착되며 재광화가 도모되는 가운데 관주 상아질 (peritubular dentin)에도 재광화가 일어남에 따라 우식에 의해 탈회가 일어난 다공성 조직의 회복이 이루어지게 된다. 따라서 감염된 상아질의 깊숙히 자리한 우식 이환 상아질 (caries-affected dentin)의 세관 강 (intertubular space)과 관간 상아질(intertubular dentin)에 결정이 침착되게 된다. 이렇게 치밀해진 조직을 외부의 유해한 공격, 즉 산 이온의 용해 작용에 용이하게 대처할 수 있다. 이러한 상아질의 복구 반응은 치수가 생활력을 가진 경우에 가능하며 서서히 진행되는 우식에 대한 자기 방어 기전으로 해석될 수 있다. 이와 더불어 우식이 서서히 진행된 치아의 경우 단단하게 광화된 이환 상아질의 두께에 의거하여 치수 생활력을 유지할 수 있다고 볼 수 있다.

Slowly progressing carious lesion:



그림 1

느리게 진행되는 우식에서 생활 치수는 관간 상아질의 재광화와 관주 상아질의 확장에 의해 지속적인 산의 자극에 대한 방어 작용을 개시하게 된다. 경화된 상아질은 광택을 보이며 어두운 색을 띠면서 탐침으로 촉진 시 단단한 느낌을 가지게 된다.

Rapidly progressing carious lesion:



그림 2.

빠르게 진행되는 우식 과정에서는 우식성 세균에 의한 산의 생성이 증가하면서 상아질의 본태적인 방어 작용을 능가하는 병적 과정이 진행된다. 치수는 매우 폐쇄적인 공간으로서 국소적인 감염에 대한 약하므로 병적 자극에 대해 모세혈관 확장, 국소적 부종, 혈류 정체 등을 포함하는 염증 반응을 야기한다. 국소적인 과사로 이어지면서 치수 전체로 증폭되는 염증, 부종 등을 통해 치수 전체적인 과사에 이르게 된다.

상아 세관 내부가 과 광화 (hypermineralization)에 의해 막혀있는 이 부위는 광학적으로는 투과성이 증가하는 구역이므로 현미경상에서는 투명하게 관찰되며 transparent zone

	Infected dentin	Affected dentin	Sound inner dentin
•Bacteria?	Yes	No	No
•Remineralizable?	No	Yes	Yes
•Living tissue?	No	Yes	Yes
•Sensitive?	No	Yes	Yes

Zone of bacterial penetration

Transparent zone

Infected dentin

Affected dentin

ED junction

Pulp wall

상아질의 우식 병소를 바깥쪽과 안쪽으로 구분해 보면 바깥 쪽은 우식성 세균이 속속들이 들어차 있는 감염 상아질 (infected dentin) 이며 안 쪽은 감염이 덜 되어 재광화가 가능하며 감각을 일으키는 odontoblastic process가 남아 있는 이환 상아질 (affected dentin)이다.

- ☐ Bacteria-infected
- ☐ Unremineralized
- ☐ Dead
- ☐ Senseless (without nervous ending)

- ☐ None-infected
- ☐ Remineralizable
- ☐ Alive
- ☐ Sensitive (with odontoblast)

7

하는 것은 무리가 있다. 상아 세관 내부 무기질의 결정으로 메워져 있어 광화가 이루어진 경우라 하더라도 정상 상아질에 비해서 현저하게 경도가 떨어지는 것으로 알려져 있기 때문이다.⁵

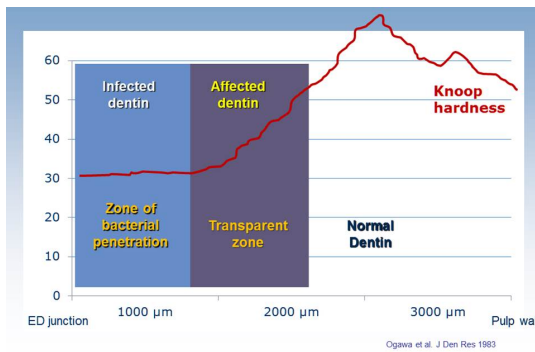


그림 4.
법랑질-상아질 경계를 지나서 우식 병소가 안쪽으로 진행되는 경우 깊이에 따라 변화하는 경도 (Knoop hardness)를 나타낸 모식도이다. 흔히 soft dentin으로 불리는 outer carious dentin의 경도는 현저하게 떨어져 있다. 재광화가 가능한 것으로 알려져 있는 inner carious dentin의 경도도 여전히 낮다. Transparent zone을 지나서 더 안쪽에 이르러서야 상당히 단단해지는 것을 확인할 수 있다. 이 영역은 dentin의 자체 방어 기전에 의한 결과로서 sound dentin 보다 더 높은 경도를 보이고 있다 (출처: Ogawa et al. Journal of Dental Research62(1):p7).

다시 말해서 상아 세관의 내부 공간이 무기질로 채워져 있고 경도가 증가한 상태라 해도 바깥 쪽의 intertubular dentin과 peritubular dentin에서는 어느 정도 무기질이 녹아 나가 공극을 형성하고 있기 때문이다. 이러한 경우 caries detector, 또는 caries disclosing agent를 사용하는 방법을 추천하기도 한다. 우식 병소를 어느 정도 제거한 뒤 염색제를 적용하여 스며 들어간 부분을 관찰한 뒤 진하게 변색된 부분을

성근 조직으로 판단하여 추가적으로 제거하는 방법이다.

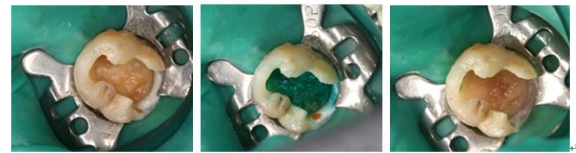


그림 5. 급격히 진행되어 우식 활동성이 높은 active caries lesion은 보기에도 촉촉한 느낌이 난다. Caries disclosing agent을 이용하여 와동 내부를 염색하였다. 염색된 부분에 국한하여 hand instrument로 변성된 치질을 조심스레 제거한다. 수세 후 다시 확인하고 나서 또 다시 염색을 시행하면서 삭제 과정을 반복해 나간다.

하지만, 염색제 역시 공극이 넓어진 성근 조직을 따라 심부로 침투해 들어가기 때문에 탈회는 일어나 있으나, 아직 재광화의 여지가 있는 이환 상아질 내부까지 스며 들어가는 경향이 있다.⁶ 따라서 색상의 차이로 해서 진하게 물든 부분을 모두 제거하게 되면 재광화가 가능한 조직까지 없애게 되는 필요 이상의 삭제로 이끌게 되는 것이다. 따라서, 조심스럽게 저속 엔진을 사용하여 가볍게 우식 치질을 제거하면서 적절히 단단함을 느끼는 선에서 중단하는 편이 오히려 바람직할 수도 있다.

4. 우식 변성 상아질 (caries-affected dentin) 에서의 접착

우식 반응이 서서히 진행되는 가운데 병소의 하방에서는 상아질 - 치수 복합체가 방어 작용에 의해 다음과 같은 변화를 가져온다.

- (1) 상아 세관 사이의 공극을 이루는 조직인 peritubular dentin의 밀도가 증가하면서 상대적으로 세관의 직경이 줄어들면서 세관 내부의 공간이 막히게 된다.

- (2) 탈회 작용에 의해 무기 이온들이 녹아 나오면서 세관 내부에서 결정을 형성한다.
- (3) 상아질과 치수조직과의 경계부에서 삼차 상아질 (tertiary dentin) 이 형성되면서 치수조직의 상방에서 방어조직으로 가로막히게 한다.

이와 같은 우식 반응에 대한 방어 기전을 통하여 우식 병소 하방에서 형성된 경화 상아질의 투과력은 건전한 상아질의 14% 수준으로 하락한다고 보고하는 연구도 있다.⁷ 일반적인 접착 술식에서 35-37% 인산 부식을 하게 되면 상아질 표면에서 도말층이 제거되고, 수산화인회석이 용해되면서 세관 사이 조직의 미세한 공극이 만들어지고 교원 섬유망이 노출된다.⁸ 이에 따라 레진 단량체 (resin monomer) 가 관간 상아질의 근간을 이루는 교원 섬유망 사이로 침윤해 들어가면서 미세기계결합 (micromechanical interlocking) 을 이루게 된다. 우식에 이환된 상아질에서는 과 광화가 이루어지면서 동시에 변성된 무기질, 유기질 조직으로 인해 위와 같은 이상적인 접착 기전이 이루어지기가 어렵다. 이는 산성 단량체를 이용하여 무기질의 탈회를 유도하는 self-etch system에서도 마찬가지로 이환 상아질에 적절한 수준의 탈회를 일으키기 어려우므로 접착 효율이 현저히 떨어질 수 있다는 것을 감안해야 한다.

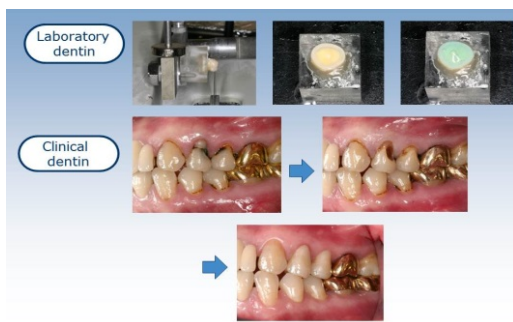


그림 6.

치과용 접착제의 접착 효율을 측정하기 위해서 실험실에서 bonding strength test를 하게 된다. 일반적으로 순수한 상아질 표면을 노출 시키기 위해서 치관의 cusp tip과 법랑질-백악질 경계부의 중앙부 지점에서 가로로 절단하여 치관 중앙부를 노출 시킨다. 이후 접착 술식을 적용하여 수복용 레진을 축성한 뒤 실험 조건에 맞는 시편을 제작한다. 그렇지만 실제로 임상적으로 얻게 되는 접착 표면은 우식 치질을 제거한 다음 심부 와동에 남아 있는 여전히 변성된 상아질인 경우가 많다. 이 경우 접착 효율은 현저하게 떨어질 것을 예상할 수 있다.

5. 깊은 우식 와동에서의 레진 수복

우식이 치아의 심부까지 진전되어 와동이 깊어진 경우 치수와의 거리가 가까워지게 된다. 깊은 와동에서는 상아 세관의 밀도도 높아지며 직경도 넓어진다. 이에 따라 외부의 자극에 훨씬 취약해짐에 따라 수복 물질에 의한 치수 자극을 염려하지 않을 수 없다. 원칙적으로 접착 재료가 생체 조직인 상아질과 hybridization을 이상적으로 형성하여 공고한 결합을 유지할 수 있다면 접착계면 자체가 와동을 보호해 주는 이장재의 역할을 할 수 있다. 더군다나 복합레진은 아말감이나 금과 같은 금속 재료보다 열전도가 낮기 때문에 단열 역할이 별 달리 필요한 것도 아니다. 하지만 깊은 와동을 접착 술식으로 수복하게 될 때 치수 생활력에 영향을 주는 자극은 충분히 우려할 만한 사항이며 구체적인 원인을 생각한다면 두 가지로 요약할 수 있다.

- (1) 레진 단량체의 독성에 의한 자극
- (2) 접착 계면에서의 결합에 의한 미세 누출 (microleakage)

와동이 깊으나 치수 생활력이 정상적으로

유지되고 있다면 남아 있는 치수와의 거리를 고려해야 한다. 잔존 상아질의 두께가 넉넉할수록 수복 후 치수의 생활력이 그대로 유지되면서 별다른 증상을 야기하지 않을 수 있는 가능성이 높아진다. 비교적 안전을 보장하는 잔존 치질의 두께는 2 mm 정도로 와동 형성 중 방사선 사진을 촬영하여 적절한 거리를 확보하고 있는지 확인할 필요가 있다.⁹ 치수와의 거리가 다소 남아 있는 상태라면 치수강에 가까운 와동 바닥에 도포할 수 있는 약제로서 capping 재료의 생체 친화성은 큰 쟁점은 아니다. 이 보다 더 중요한 것은 capping 재료의 밀폐 효과로서 어떻게 하면 bacterial leakage를 막을 수 있느냐는 것이다. 치수 조직을 덮고 있는 알박한 치질 위에 올려둘 base나 liner로서 calcium hydroxide나 ZOE를 사용하는 경우 재료 자체의 접착력이 없다는 것을 감안해야 한다. 오히려 그 위에는 가능하면 치질과 접착이 되는 재료로 덮어 줌으로써 상부를 밀폐시키는 것이 바람직하다. 최근에 light-cured calcium hydroxide가 다양하게 시판되고 있지만, 이는 광중합에 의해 경화시간을 단축시킬 뿐, 재료가 함유하고 있는 resin 성분에 의해 실질적으로 기대하는 효과는 감소한다는 것을 인지해야 한다.



그림 7. 최근 출시되는 와동 이장재 및 베이스는 (liner & base)는 시술이 용이하고 경화를 단축시킬 수 있도록 광중합이 가능한 것이 특징이다. 탈화된 부위의 재광화를 촉진할 수 있도록 Ca과 같은 무기 이온을 유리할 수 있는 재료가 기반이다. 이에 광중합 경화가 가능하도록 레진 단량체를 추가하여 사용을 편리하게 하였으나 그로 인해 본래의 광화 기능에 어느 정도 제한이 있을 수 있다는 것을 감안해야 한다.

환자의 구강 내에 러버댐을 장착한 뒤 미리 소독된 bur를 사용하여 sterile saline을 분무해 가며 깨끗한 시술을 하는 것은 우선적으로 준수할 사항이다. 하지만 아무리 효과적인 capping 재료라 할지라도 재료를 도포한 다음 그 위는 느슨하게 임시 가봉재로 덮어서 보내고 난다면 술 후 발생할 수 있는 미세 누출에 대한 우려를 잠재우기는 어려울 것 같다. 이런 경우 나중에 아무리 다시 열어 볼 필요가 있다 하더라도 최소한 glass ionomer cement와 같은 접착성 재료로 수복한 뒤 예후를 관찰하는 편이 바람직하다. 아니면, 보다 공교롭게 Direct resin filling을 제대로 해주어서 그 다음에 증상이 없으면 중 단기적으로라도 계속 사용하게 할 수도 있을 것이다. 이와 같은 순차적인 치료 술식은 일단 우식병소를 제거한 다음 수복 후 치수에 대한 반응을 기다리며 관찰 할 수 있다는 장점이 있다. 한편으로 치수 반응에 대한 예후를 충분히 기다려 평가한 다음 좀 더 완성도가 높은 최종적인 수복에 들어가 수도 있다. 이러한 간접 치수 복조술 (indirect pulp capping)은 감염 상아질을 제거한 다음 재광화를 통해 치유가 가능한 조직인 이환 상아질을 유지시켜 질환의 치유를 도모한다는 데 의의가 있다. 즉 치아 우식증

이 재광화로서 치유가 가능할 수 있다는 역동적인 병인론에 바탕을 둔 최소 침습적인 수복 치료 술식으로 볼 수 있다. 여기에서 간과해서는 안 될 부분은 치유 능력이 있는 조직이 무사히 정상 기능을 찾을 수 있을 만한 환경을 만들어 주는 일이 치과 의사의 의무라고 보는 것이다. 물론 상아세관의 직경이 개인마다 다르며 구강 내 환경에 따라 변화한다는 것을 고려해야 한다. 또한 치수 조직의 혈행 상태도 연령 별, 치아 별로 달라진다. 아무리 우수한 접착 술식에 의한 수복물이라 할지라도 시간이 흐름에 따라 접착 계면의 변성 및 결손을 피할 수 없다. 이에 따라 구강 내 세균의 잠식 및 재 군집이 불가피하다고 볼 때 세균성 누출 (bacterial leakage) 에 따른 이차 우식 및 치수 병변을 배제해서는 안될 것이다. 여기서 중요한 것은 우식 와동의 크기와 범위의 크고 작음을 떠나서 인체내의 역동적인 방어기전이 예후에 지대한 영향을 끼친다는 것을 잊지 말아야 한다는 것이다.

Conclusions

치아 우식증에 이환된 치아 경조직은 우식을 유발하는 환경의 영향 아래 다변적으로 반응하며 조직화학적 변성을 가져오게 된다. 접착 술식을 시행할 때에는 우식에 이환된 법랑질과 상아질 및 치수 조직의 역동적인 방어 기전과 변화 과정을 충분히 인식하여 보다 안정적인 접착 효율을 얻을 수 있도록 주의를 기울여야 할 것이다.

References

1. Carlen A, Bratt P, Stenudd C, Olsson J, Stromberg N. Agglutinin and acidic

proline-rich protein receptor patterns may modulate bacterial adherence and colonization on tooth surfaces. *J Dent Res* 1998;77:81-90.

2. Heymann HO SJE, Ritter, AV. Sturdevant's Art & Science of Operative Denistry. 6th edition ed. Mosby, 2013.

3. Zavgorodniy AV, Rohanizadeh R, Swain MV. Ultrastructure of dentine carious lesions. *Arch Oral Biol* 2008;53:124-132.

4. Hendrik Meyer-Lueckel SP, Kim R. Ekstrand. *Caries Management-Science and Clinical Practice*. Thieme, 2013.

5. Ogawa K, Yamashita Y, Ichijo T, Fusayama T. The ultrastructure and hardness of the transparent layer of human carious dentin. *J Dent Res* 1983;62:7-10.

6. McComb D. Caries-detector dyes--how accurate and useful are they? *J Can Dent Assoc* 2000;66:195-198.

7. Bjorndal L, Mjor IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries--characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence Int* 2001;32:717-736.

8. 손호현 외. *치과보존학*. 4th ed. 신흥인터내셔널, 2015.

9. Summitt JB RJ, Hilton TJ, Schwartz RS. dos Santos J. *Fundamentals of Operative Dentistry*. Quintessence books, p 570-590, 2006

상아질 과민증과 처치

최경규

경희대학교 치과대학 치과보존학교실

Dentin hypersensitivity and its treatment

Kyoung-Kyu Choi. DMD, MSD, PhD

Department of conservative dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Korea

Abstract

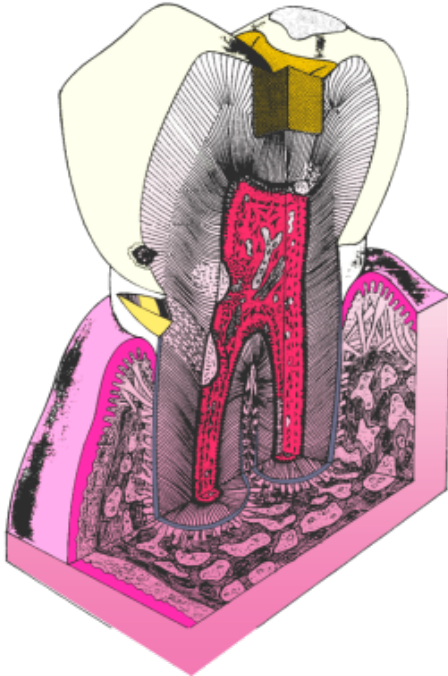
The objective of this review is to inform practitioners about dentin hypersensitivity: to provide a brief overview of the diagnosis, etiology and clinical management of dentin hypersensitivity and to discuss technical approaches to relieve sensitivity.

Dentine hypersensitivity is a common oral pain condition affecting many individuals. The aetiology is multifactorial; however, over recent years the importance of erosion has become more evident. For dentine hypersensitivity to occur, the lesion must first be localized on the tooth surface and then initiated to exposed dentine tubules which are patent to the pulp. The short, sharp pain symptom is thought to be derived from the hydrodynamic pain theory and, although transient, is arresting, affecting quality of life. This episodic pain condition is likely to become a more frequent dental complaint in the future due to the increase in longevity of the dentition and the rise in tooth wear, particularly

amongst young adults. Many efficacious treatment regimens are now available, in particular a number of over-the-counter home use products. The basic principles of treatment are altering fluid flow in the dentinal tubules with tubule occlusion or modifying or chemically blocking the pulpal nerve.

Key words: dentin hypersensitivity, desensitization, hydrodynamic theory

상아질 과민증



법랑질 또는 치주조직의 상실로 인하여 노출된 상아질이 기계적 자극, 온도변화, 삼투압 및 저작압과 같은 외부자극에 대하여 시리거나 동통을 나타내는 증상을 상아질 과민증이라 한다. 이러한 상아질 과민증은 인체 특히, 치수-상아질 복합체(pulp-dentin complex)의 중요한 방어기전이다. 그 특징을 요약하면, 성인 7명당 1명에서 상아질 과민증을 호소하며, 여성에서 빈도가 높고 더운 것 보다는 찬 것에 대해 증상이 많이 나타난다. **치은퇴축**을 동반한 치경부 측 상아질이 노출된 경우 흔히 나타나는데, 일반인에서 4~74%, 치주질환 환자에서 73~98%, 치경부 비우식성 병소를 가진 경우 5~85% 정도의 증상이 발현된다. 상악 소구치, 고소득자, 전동 치솔 사용자 등에서 빈발한다.

삼투압 및 온도변화와 같은 생리적인 자극뿐 아니라 치아의 절삭(bur), 압력변화

(air syringe), 흡인력(suction) 등 치과 진료 과정에서 발생하는 자극에 의하여 상아세관 내 세관액이 급격하게 이동될 때, 조상아세포 돌기(odontoblast process)에 인접한 기계수용기(mechanoreceptor)의 신경말단이 압축 또는 신장/파열되면 동통을 인지하게 되는데 이를 **유체역학설(hydrodynamic theory)** 이라 한다(Figure 1).

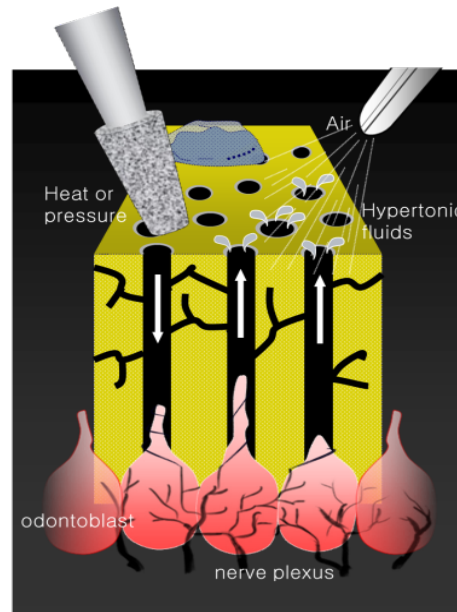


Figure 1. Dentin hypersensitivity is occurred by excitation of nerve fiber(baroreceptor) stimulated movement of the fluid inside the dentinal tubules.

상아질 과민증의 처치

환자가 '이가 시린 것'을 주소로 내원했다면 치아우식증, 비우식성 병소 (마모증, 침식증 등), 치아 균열, 치주질환, 수복 후 과민증 등 가능성 있는 다양한 원인이 규명되어야 한다. 정확한 진단과 더불어 적절한 처치는, 환자와의 협조적인 관계는 물론 주위 치과(의사)와 차별화할 수 있는 중요한 요건이다. 상아질 과민증 처치의

기본은 외부의 자극을 차단하거나 상아세관액의 이동을 중지시키는 것이다. 수 많은 탈감작제(desensitizer)가 과민증 처치를 위하여 이용되고 있으며, 다양한 치료방법이 제시되고 있으나 효과적이고 완전한 방법에 대해서는 아직까지 회의적이다. - A lot of ways mean no best way -

다양한 보존적 방법을 적용했음에도 해결되지 않을 때 우리는 최종적으로 발수를 선택하게 된다. 이에 상아질 민감증에 대하여 좀더 이해하고 접근할 수 있는 방법에 대하여 알아보고자 한다.

(1) 재생성 상아질의 형성 (Formation of reactionary/tertiary dentin)

우식 또는 비우식성 병소, 수복과정 등으로 치아에 대한 중등도 이하의 자극이 가해질 때 치수의 간질세포로부터 대체성 조상아세포가 분화되어 상아세관이 적거나 거의 없는 상아질을 형성한다(Figure 2). 이러한 상아질은 구조적으로 또는 화학적으로 1차 및 2차 상아질과 구별이 된다.

충분한 시간이 경과한 후 형성되는 자연적(생리적)인 결과이기 때문에 치과의사가 그 효과를 조절하기 어렵다. 임상적으로 잔존 상아질 두께가 0.25mm 이하이면 오히려 치수의 손상 가능성이 증가한다. 최근에는 성장 인자(TGF- β) 또는 상아질 기질(dentin extracellular matrix) 등을 적용하여 재생성 상아질의 형성을 유도한다. 우식이 깊고 치수손상 가능성이 높아 완전히 제거하지 못하고 잔존할 때, GI 시멘트와 같은 임시수복재(interim restoration)를 이용하여 재생성 상아질의 형성을 유도하는 술식을 "vital pulp therapy"라 한다.

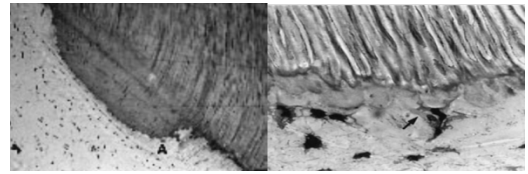


Figure 2. Formation of reactionary/tertiary dentin A. formation of a reacted dentin in pulpal lumen, B. fibroblast and adjacent differentiated odontoblast-like cell.

(2) 신경활성도의 변화 (Modifying nerve excitability)

오래 전부터 질산칼륨(5% KNO³, potassium nitrate)은 상아질 과민증의 처치를 위하여 치약의 성분으로 이용되어 왔다. 상아질 표면에 K⁺ 이온의 농도가 증가하면 신경 세포 사이의 시냅스가 차단되어 세관 내 신경기능이 차단된다. 세관의 입구에서 K⁺ 이온농도는 500mM 이상 되어야 내부로 확산되어 신경전도를 차단할 수 있는데, 세관 내 K⁺ 이온농도는 세관액의 흐름 속도 및 세관과 치수 사이에 존재하는 확산 방어막의 투과성에 의해 제한되기 때문에 실효를 거두기 어렵다.

(3) 상아질 접착제를 이용한 기계적 폐쇄 (Mechanical blockage with adhesive)

상아세관을 폐쇄하는 것은 과민증을 해결하는 분명한 기전이다. 과거 varnish를 이용하여 일시적인 효과를 기대했으나, 접착제 또는 수복재를 이용하여 세관의 입구를 폐쇄하는 방법을 임상적으로 많이 시행한다(Figure 3). 과민증 처치를 위한 접착제의 적용은 일종에 **보호막을 형성**하는 것으로 초기의 효과를 기대할 수 있으며, 자가부식형 상아질 접착제는 도말층을 유지한 채 적용하므로 좀더 효과적일 수 있다. 이 경우 상아질 접착제의 유지력과

강도는 중요한데, 치아표면에 결함이 있을 때에는 접착제 도포 후 그 위에 복합레진이 적용되어 유지/내구성을 가지지만, 상방에 수복재가 덮이지 않는 경우 접착제는 수주 내 쉽게 박리되어 또다시 과민증을 호소한다(Figure 4). 또한 치은퇴축으로 인한 치근면 노출 시(특히, 인접면) 접근이 곤란하며, 오염 없이 완전한 접착과정을 수행하기 어렵다. 따라서, **상아질 접착제만을 이용한 과민증 처치는 한계가 있다.**

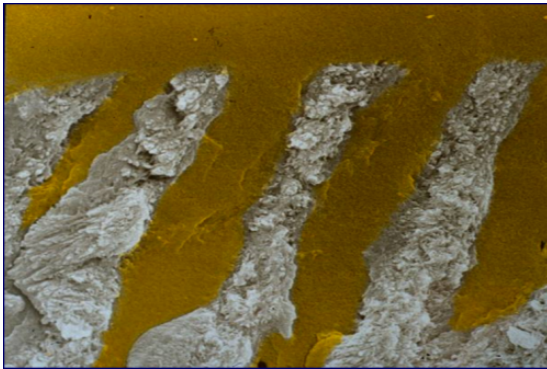


Figure 3. Adhesive is well infiltrated into exposure dentinal tubules.

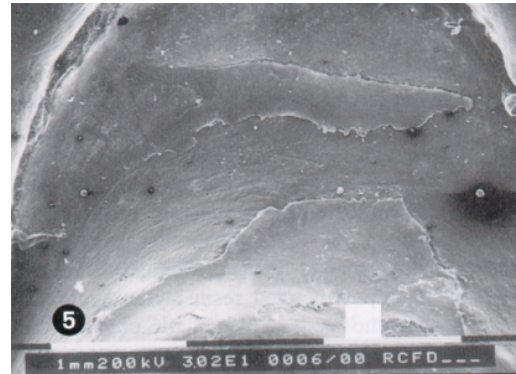
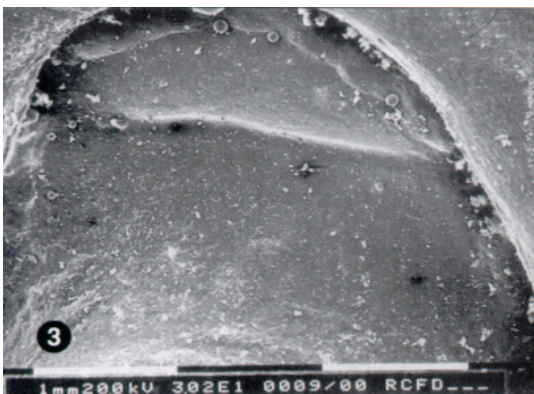


Figure 4. A. immediate photography after dental adhesive applied (Single Bond, 3M), B. large area of adhesive layer is taken off after 3 months.

(4) 상아세관액의 응고

상아세관액을 고정시키는 탈감작제의 주된 성분은 glutaraldehyde(Gluma Desensitizer™ - Heraeus Kulzer; 35% HEMA, 5% glutaraldehyde, 60% H₂O)이다. 친수성 단량체에 의해 세관내부로 깊숙이 침투하고, glutaraldehyde가 혈장성분을 고정시켜 세관 내 **"plug"**를 형성한다. Varnish 또는 dimethacrylate(PEG-DMA) 등을 이용하여 단백질의 응고와 동시에 이온을 침착시키는 탈감작제(Vivasens™ - Vivadent; 75% Varnish (Ethanol, Water and Hydroxypropyl cellulose), 20% Polyethyleneglycol dimethacrylate, 5% Methacrylate modified Polyacrylic acid)도 이용된다(Figure 5). 이러한 탈감작제는 치아 삭제 후 임시수복 기간에 효과가 있으며, 시멘트나 상아질 접착제의 결합을 방해하지 않는다. 또한 일부의 자가부식형 상아질 접착제(Clearfil SE Bond, Unifil Bond)와 유사하게 항균작용을 하는 것으로 알려져 있다. 임상적으로 많이 이용하는 방법이지만 효과의 지속성에 대해서는 회의적이다.

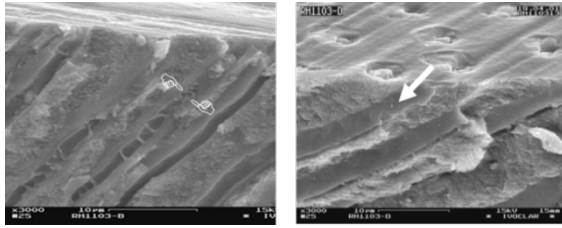


Figure 5. A. coagulation of dentinal tubular fluid using by Gluma™, B. fixation and ion precipitation using by Vivasens™

(5) 이온 침착 (Ion precipitation)

치약성분 또는 도포용 약제 내 포함된 성분(NaF-sodium fluoride, stannous fluoride, potassium oxalate, strontium chloride, calcium sodium phosphosilicate 등)을 이용하여 상아세관을 직접 폐쇄하거나 또는 킬레이션을 유도하여 과민증을 줄여줄 수 있다.

고농도 불소는 용액 또는 젤 형태로 제공되며(5% NaF; Cavity Shield-3M, Fluoro Protector-Vivadent) 국소도포를 통해 수산화 인회석(HA)과 반응하여 보다 내산성있는 불화석을 만들고 치아의 재광화를 유도한다. Tricalcium phosphate와 불소를 포함하는 *Tooth crème™*과 비슷한 작용을 하는 약제로 10% CPP-ACP (casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate. *Recaldent™-Breezecare*, *Tooth Mousse™-GC*)가 있다. CPP-ACP는 우유의 카세인에서 추출하는 성분으로 인체에 부작용이 없으며 치아의 탈회를 방지하고 재광화를 통하여 민감증을 감소시키는 작용이 있어 최근 각광을 받고 있다. 이러한 이온 도포는 일회외 치치로는 과민증을 해소하기 어려워 반복 적용이 필요하다.

최근 소개된 Pro-Argin technology는 치

약 성분에 8% arginine, calcium carbonate, 1450ppm 불소를 포함하여 이러한 성분이 상아세관을 효과적으로 채워 민감증을 즉시 그리고 지속적으로 감소시킨다. 또 다른 성분으로 bioglass가 이용될 수 있다. 본래 치주수술에서 골결손을 채우는 재료로 사용되는데, 주요 성분인 silicate가 Ca와 P의 침착을 위한 핵으로 작용하여 상아세관 내 결정(apatite)을 형성하여 광화를 촉진시킨다.

킬레이션 약제로는 potassium oxalate가 있다. oxalate는 치아의 칼슘성분과 반응하여 Calcium oxalate 결정을 형성하여 상아세관을 기계적으로 폐쇄하여 투과도를 감소시킨다 ($Ca^{+2} + Oxalate^{-} \Rightarrow Ca^{-} Oxalate$ crystal). 세관입구의 폐쇄로 인하여 투과도가 감소하지만 표면의 결정이 오랫동안 유지되기 어렵고 상아세관 내부까지 약제가 도달하지 못하기 때문에 지속적인 효과를 갖기 어렵다(Figure 6). 이 후 접착수복을 할 경우 Calcium oxalate는 내산성이 강하고 접착제의 침투를 방해할 수 있다. 따라서 이를 수정/보완하기 위해 산부식을 선행하는 것이다.

산부식을 선행하여(20초) 도말층과 관주 상아질을 충분히 탈회시키면 세관이 개방되고 약제의 침투가 용이하다. 이후 수세 건조하고 oxalate를 도포하면(30-40초) 세관의 내부로 약제가 침투하여 결정을 형성한다. 다시 수세하고 상아질 접착제를 적용하면 2중의 방어막(층)을 형성하여 효과적으로 투과도를 감소시킬 수 있다(Figure 7). 이러한 oxalate 제재와 접착제 간의 친화력을 고려한 약제가 *BisBlock™* (Bisco)이다. 치수와 근접된 깊은 와동의 수복 시 술후 과민반응을 예방하기 위한

방법으로 사용할 수 있다. 민감증 완화를 위하여 탈감작제를 사용할 때 한번의 적용으로 해결되는 경우는 드물며, 하나의 기전보다는 두 가지 이상이 작용할 때 보다 효과적인 결과를 나타낸다.

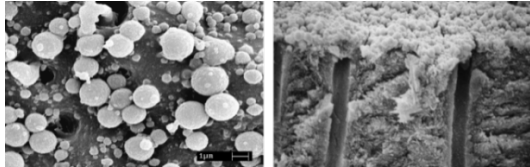


Figure 6. crystal of calcium oxalate is formed when the potassium oxalate(Superseal-Phoenix Dental) chelated with calcium ion on the dentin surface .

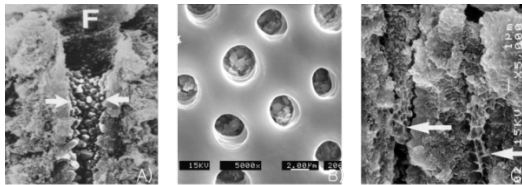


Figure 7. A, B. Crystal mass is produced in dentinal tubule when BisBlock is applied after acid etching, C. then, double barrier can be formed and reduced permeability by dental adhesive applied.

(6) 레이저 이용 (Laser treatment)

최근 치과임상에서 레이저의 사용이 증가하고 있으며 상아질 과민증 처치에 응용되고 있다. 레이저는 파동의 에너지를 열에너지로 전환하여 치아의 수산화인회석(HA)을 용융(welding)시키거나 세관액의 단백질을 응고시킬 수 있으며 세관내 신경섬유의 방전(discharge)을 통하여 민감증을 감소시킨다. 상아질 표면에 색소 수용

액(erythrosine)을 도포하고 레이저를 조사하면 HA를 녹여 상아세관을 폐쇄시킨다 (Figure 8). Energy power가 높은 Nd-YAG 레이저가 상아질 민감증 처치에 효과적이며, 일회 조사보다는 반복 처치에 의해 효과를 기대할 수 있다. 그러나, 협설면과 같이 접근이 용이한 부위에는 레이저 조사가 가능하지만 치은퇴축으로 인하여 치근 상아질이 노출된 인접면의 경우에는 적용할 수 없는 단점을 갖는다.

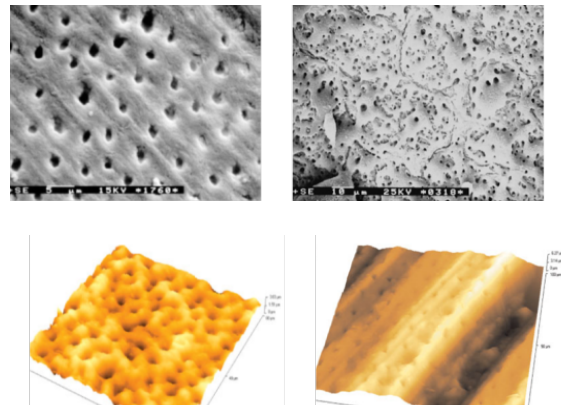


Figure 8. Surface change after laser treatment.

A, B. Scanning electron microscopy images, C. Atomic force microscopy, D. dentinal tubular occlusion by the melted HA after laser treatment

결론

상아질 민감증은 치과의사와 환자 모두에게 많은 어려움과 고통을 안겨준다. 원인 규명, 진단, 치료 계획, 예후의 판정 등에서 어려움은 물론 치료의 진행과정에서 명확한 효과를 거두기 어렵다. 상아질 과민증의 원인과 정도를 파악하고 이에 대한 자가(at home) 또는 전문가(in office)에 의한 적절한 처치 방법을 적용한다. 상아질 과민증은 재생성 상아질의 형성을 기

다리거나, potassium nitrate 같은 화합물을 이용하여 신경활성도를 변화시켜 신경전달을 차단할 수 있다. 또한 상아세관을 기계적으로 봉쇄하는 방법으로 다양한 이온침착을 유도하거나 세관액을 응고시킬 수 있으며 경우에 따라 레이저를 이용하여 상아질 민감증을 감소시킬 수 있다. 상아질 민감증은 다양한 원인과 특성으로 인하여 한 가지 방법으로 해결이 어렵고 다각적 방법을 통하여 지속적으로 처치되어야 한다.

References

1. Addy M, Pearce N. Aetiological, predisposing and environmental factors in dentine hypersensitivity. Arch Oral Biol. 39 Suppl: 33S-38S, 1994.
2. Rees JS, Addy M. A cross-sectional study of dentine hypersensitivity. J Clin Periodontol 29: 997-1003, 2002.
3. Brännström M, Aström A. The hydrodynamics of the dentine; its possible relationship to dentinal pain. Int Dent J. 22(2):219-27, 1972
4. Bjørndal L, Darvann T. A light microscopic study of odontoblastic and non-odontoblastic cells involved in tertiary dentinogenesis in well-defined cavitated carious lesions. Caries Res. 33(1):50-60, 1999
5. Smith AJ, Murray PE, Sloan AJ, Matthews JB, Zhao S. Trans-dentinal stimulation of tertiary dentinogenesis. Adv Dent Res. 15:51-4, 2001.
6. Nagata T, Ishida H, Shinohara H, et al. Clinical evaluation of a potassium nitrate dentifrice for the treatment of dentinal hypersensitivity. J Clin Periodontol 21 (3):217-21, 1994.
7. Stead WJ, Orchardson R, Warren PB. A mathematical model of potassium ion diffusion in dentinal tubules. Arch Oral Biol. 41(7):679-87, 1996.
8. Ferrari M, Cagidiaco MC, Kugel G, Davidson CL. Clinical evaluation of a one-bottle bonding system for desensitizing exposed roots. Am J Dent. 12(5):243-9, 1999.
9. Swift EJ Jr, Lloyd AH, Felton DA. The effect of resin desensitizing agents on crown retention. J Am Dent Assoc. 128(2):195-200, 1997.
10. Yamaguchi K, Miyazaki M, Takamizawa T, Inage H, Kurokawa H. Ultrasonic determination of the effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate paste on the demineralization of bovine dentin. Caries Res. 41(3):204-7, 2007
11. Oshiro M, Yamaguchi K, Takamizawa T, Inage H, Watanabe T, Irokawa A, Ando S, Miyazaki M. Effect of CPP-ACP paste on tooth mineralization: An FE-SEM study. J Oral Sci. 49(2):115-20, 2007.
12. Cummins D. Recent advance in dentin hypersensitivity: clinically proven treatments for instant and lasting sensitivity relief. Am J Dent, 23, spec No. A:3A-13A, 2010.
13. Forsback AP1, Areva S, Salonen JI. Mineralization of dentin induced by treatment with bioactive glass S53P4 in

vitro. Acta Odontol Scand. 62(1):14-20, 2004.

14. Pashley DH, Carvalho RM, Pereira JC, Villanueva R, Tay FR. The use of oxalate to reduce dentin permeability under adhesive restorations. Am J Dent. 14(2):89-94, 2001.

15. Kubinek R, Zapletalová Z, Vůjtek M, Novotný R, Kolářová H, Chmelická H,

Perina J Jr. Sealing of open dentinal tubules by laser irradiation: AFM and SEM observations of dentine surfaces. J Mol Recognit. 20(6):476-82, 2007.

16. Birang R, Poursamimi J, Gutknecht N, Lampert F, Mir M. Lasers Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG and Er:YAG laser in dentin hypersensitivity treatment. Med Sci. 22(1):21-4, 2007.

광중합기의 발전과 선택

(Development and selection of light curing unit)

신유석, 박정원

연세대학교 치과대학 보존학 교실

책임저자: 박정원

교수, 연세대학교 치과대학 보존학교실

서울시 강남구 언주로 211, 서울, 대한민국, 135-720

전화: 82-2-2019-1350

Fax: 82-2-3463-4052

e-mail: pjw@yuhs.ac

*¹ Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul,
Republic of Korea*

***Correspondence to Jeong-won Park, DDS, PhD.**

Professor, Dept. of Conservative Dentistry, Yonsei University College of Dentistry, 211
Unjooro, Gangnam-gu, Seoul, Korea 135-720

TEL, +82-2-2019-1350; FAX, +82-2-3463-4052; E-mail, pjw@yuhs.ac

요약

복합 레진 수복에 필수적인 장비 중 하나가 광중합기이다. 초기에는 자외선 광중합기 광중합기가 소개되었으나 이후 가시광선 광중합기로 대체되었고 여기에 사용되는 광원이 텅스텐-할로겐에서 플라스마, 그리고 최근에선 LED를 이용하여 그 효율성을 높이고 있다. 복합 레진의 중합이 제대로 이루어지지 않으면 수복물의 변색이나 물성이 떨어지게 되며 지나친 고강도의 광중합기는 제조사에서는 3초의 짧은 조사시간을 추천하고 있지만 실제 광중합에 대해서는 의문시 되고 있다. 또한 고강도를 이용할 경우 급격한 중합수축으로 인한 중합수축 응력

의 증가로 미세 누출이 증가할 수 있는 문제점이 보고 되고 있다. 따라서 본 논문에서는 다양한 광조사기의 종류를 소개하고 임상에서 복합 레진을 위한 광조사기를 선택할 때 도움이 될 수 있는 이론을 살펴보고자 한다.

Abstract

Light curing unit is essential device when we fill the cavity with composite resin. At the beginning, ultraviolet light was introduced and it was replaced by visible light device. Also the source of light was changed from tungsten-halogen lamp, to plasma, and LED. If the

curing of the composite is incomplete, it shows discoloration and deterioration of the physical properties. Some high output device manufacturer recommended 3 seconds curing, but there was doubt of their effectiveness. Also they developed higher polymerization shrinkage stress and this increases the microleakage of the restoration. Therefore, in this manuscript we'd like to introduce various curing unit and the basic knowledge of them.

Keyword: light curing unit, composite resin, tungsten-halogen light, plasma arc light, LED light

복합 레진은 중합 전에 methacrylate 단량체로 이루어져 있으며 여기에 광개시제와 광중합 촉진제를 추가하여 화학적 혹은 광학적으로 중합이 개시되면 단량체가 복합체를 형성하며 중합이 이루어지고 그로 인해 부드러운 재료가 높은 강도를 가지는 단단한 물질로 바뀌게 된다. 단단한 정도가 우리가 그냥 손으로 만져서 비교해보면 미세한 차이가 나는 것을 구별하는 것은 쉽지 않지만 미세경도 측정 혹은 infrared spectrometer, 혹은 differential scanning calometer 등의 방법을 이용하여 측정하면 그 차이를 알 수 있다. 또한 그 정도의 차이에 영향을 미치는 것은 하나의 인자가 아닌 여러 가지 요소-광조사기의 세기, 광조사 시간, 온도의 변화, 재료의 photo initiator와 accelerator의 농도, 광원의 파장, 복합레진의 색, 복합레진의 빛 투과도, 복합레진의 충전재의 종류와 광학적 특성, 광조사기와 복합레진 간의 거리 등-에 의해 결정이 된다.(Lucey et al., 2015; Price et al., 2015)

우리가 원하는 것은 매우 복합레진이 충분히 중합되어 매우 단단하고 구강내에서 안정된 특

성을 가지면서, 중합과정 중 발생하는 중합수축응력은 최소화 하여 중합에 의한 수복물과 치아 사이의 틈을 최소화하는 것이다. 일반적으로 광중합이 된 정도를 파악하기 위한 여러 가지 방법이 있지만 가장 간단한 것은 microhardness를 측정하는 방법이 있고, 실제 monomer에서 polymer로 변화된 분자의 양을 직접 측정하는 방법으로는 중합도 (degree of conversion)를 측정하는 법이 있다. 이것은

$$\text{Degree of conversion} = [1 - (\text{polymerized C=C}) / (\text{unpolymerized C=C})] \times 100$$

으로 표시할 수 있다.(Ferracane, 1985)

복합레진의 개발 과정에서 가장 먼저 개발된 것은 화학중합형 복합레진이다. 이 재료는 광조사가 필요 없이 base와 catalyst를 혼합하면 중합이 시작되어 일정 시간이 지나면 중합이 완료되었는데 작업시간의 조절이 어렵고, 복합레진의 혼합과정 중 미세한 기포가 함입되어 시간이 지나면 재료의 변형이 야기되었으며 base와 catalyst의 정확한 비율을 맞추기 어려우며 물리적 성질이 현재의 광중합형 복합레진보다 낮은 단점을 가지고 있었다.

다음으로 개발된 것은 UV 광조사를 하면 중합이 이루어지는 형태의 복합레진이었다.(UV polymerization of composite filling materials. A Kulzer documentation, 1978) 이것은 작업시간의 측면에서는 유리했지만 UV광이 눈에 보이지 않아 광조사를 하는 부위를 알기 어려웠고, UV광이 인체에 해로운 점이 알려지면서 이후 가시광선을 이용한 복합레진이 개발되었고 현재까지 이용되고 있다.(Hansen, 1982; Hirabayashi et al., 1984) 이때 이용되는 광조사기는 tungsten-halogen bulb를 이용하는 것이 일반적이었다. 이 전구는 가시광선과 적

외선 및 자외선을 포함한 광범위한 파장의 빛을 발생시키는데 우리가 광중합에 필요한 파장의 빛인 청색광 주변의 빛만을 걸러내기 위해 필터를 사용하며 나머지 빛으로 인해 많은 열이 발생하게 되므로 열을 차단하는 필터를 사용하게 된다.(Masutani et al., 1988) 또한 이때 발생한 열을 식혀주기 위해 냉각팬이 같이 돌아가게 되므로 많은 전력소모와 낮은 에너지 효율성, 소음, 그리고 비교적 짧은 전구 수명, 시간이 경과함에 따른 광원세기의 저하와 같은 문제점을 가지고 있다 (그림 1).(Donly et al., 1990)

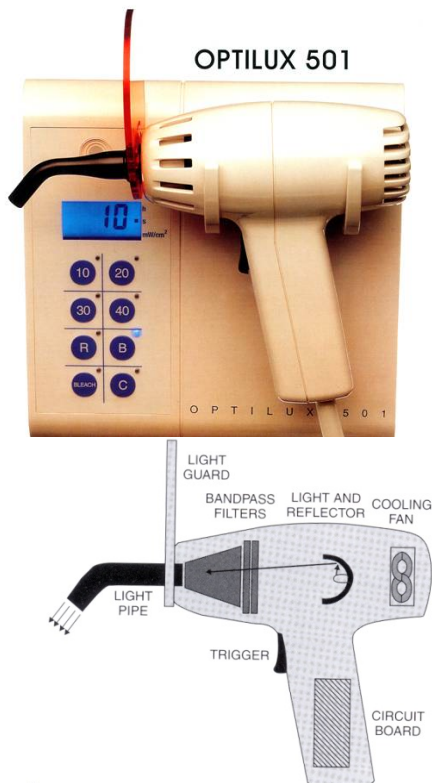


그림 1. 일반적인 tungsten-halogen 광조사기와 구조.

- 과거에 일반적으로 널리 사용되던 광조사기.
- 광조사기 구조의 모식도. 전원을 공급받아 전구에 빛이 들어오면 이 빛이 반사판을 통해 한곳으로 집중이 되고 열차단과 특정파장만을 통과시키는 필터를 통해 fiberoptic guide를 통해 빛이 광조사기의 끝으로 조사가 된다. 전구에서 발생하는 열을 식혀주기 위해 cooling fan이 돌아가게 되며 이것이 광조사기에서 나는 소음의 원인이다.

이 다음으로 소개된 것이 Plasma arc curing unit, 일명 PAC light라고 하는 것이다(Fano et al., 2002)이것은 처음에 높은 광 세기를 가지므로 3초 curing으로 충분한 중합이 가능하여 임상에서 시간을 절약할 수 있다는 것과 resin 혹은 ceramic inlay, onlay를 resin cement을 이용하여 setting을 할 때 수복물을 통해 높은 광도로 중합시킬 수 있다는 것을 장점으로 하여 소개되었다 (그림 2). 하지만 이후의 연구에 의해 제조업체에서 주장한 3초 광조사만으로는 복합레진을 충분히 중합시킬 수 없다는 것이 알려졌으며 또한 너무 센 광도로 인해 중합 초기에 높은 응력이 발생하여 수복물과 치아의 계면에 응력이 높게 나타날 수 있다는 단점이 지적되었다. 또한 기기의 가격이 tungsten-halogen 광조사기에 비해 너무 고가라는 것도 일반적으로 보급되기에는 어려운 문제점으로 남아있어 현재는 거의 사용되지 않고 있다.



그림 2. Plasma arc curing unit.

기준에 사용되던 할로겐 광중합기보다 높은 출력을 나타내므로 짧은 시간에 동일한 광중합결과를 얻을 수 있다고 소개되었지만 가격이 고가이고, 단점들이 지적되면서 현재는 별로 이용되지 않고 있다.

가장 최근에 소개된 광조사기는 LED (light emitting diode)를 이용한 것이다. LED 광조사기의 경우 빛의 파장이 할로겐 램프에 비해 좁은 spectrum을 가지므로 (그림 3) 낮은 출력으로도 높은 효율을 낼 수 있으며 열 발생이 적고 램프의 출력이 일정하고 수명이 길다고 소개되었으며 전력소모가 적기 때문에 배터리를

이용한 무선방식으로 제작이 용이하고, 가볍다는 점이 가장 큰 장점으로 부각되었다 (그림 4). 하지만 빛의 파장이 좁기 때문에 광개시제로 camphoroquinone이외의 다른 성분을 이용한 일부 복합레진의 경우 중합이 이루어지지 않는다는 것과 낮은 출력으로 인해 중합시간을 늘리지 않으면 충분한 중합이 이루어지지 않을 수 있는 위험이 있었다. 이를 보완하여 출력을 높인 2세대 LED curing light이 소개되었는데 이 제품들의 경우 출력이 할로겐 광조사기보다 높은 것들도 다수 개발되었다 (그림 5). 최근 제품의 경우에는 1000 mW/cm² 이상의 제품들이 소개되고 있으며 파장의 분포를 달리한 제품도 소개되고 있다 (그림 6). (Besnault et al., 2003; Lee et al., 2012; Vandewalle et al., 2005)

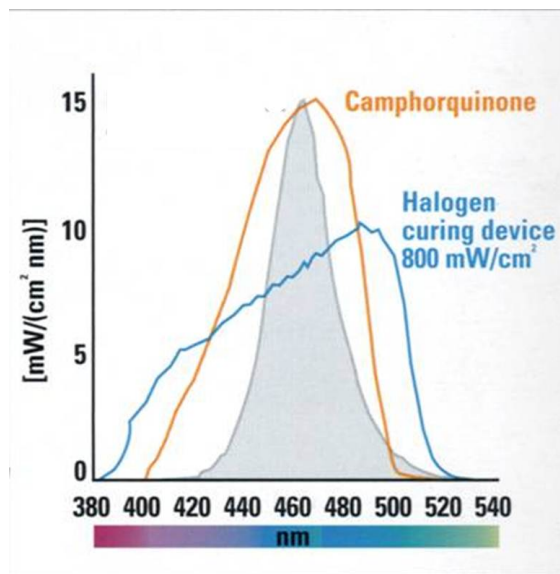


그림 3. 광중합기의 빛의 파장 분포.

일반적으로 광중합형 복합레진의 중합개시제로 사용되는 camphoroquinone(CQ)의 경우 주로 흡수하는 파장이 470 nm 정도이다. 할로겐 광조사기의 경우 파장이 380~520 사이에 넓게 퍼져있어 그 효율성이 떨어진다고 볼 수 있다. LED 광조사기의 경우 파장이 CQ의 것과 일치하고 있어 낮은 출력으로도 높은 효율성을 보인다고 보고하였지만 최근에는 광원의 세기가 할로겐 광조사기보다 높은 제품들이 소개되고 있다.



그림 4. 1세대 LED 광조사기.

초기에 나온 광조사기의 경우 100~150 mW/cm² 정도의 낮은 출력을 보여 실제 중합도를 측정해보면 같은 시간 광조사한 경우 할로겐에 비해 낮은 중합도를 보이는 제품이 많았다.





그림 5. 2세대 LED 광조사기.

최근 제품의 경우 여러 개의 LED를 이용하여 광원의 세기를 증가시켜 빠른 중합을 유도한다고 소개되었다. 최근의 제품을 실제 radiometer를 이용하여 측정해보면 할로겐보다 높은 광도를 보이는 제품이 대부분이다.

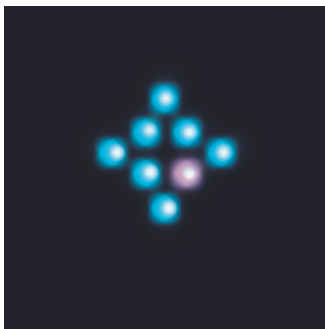


그림 6. G-light (GC).

a. LED 광조사기의 좁은 파장으로 인해 CQ이외의 광개시제를 쓰는 복합레진에서 중합이 제대로 일어나지 않는다는 것이 알려진 후 두 가지 서로 다른 파장을 형성하는 LED 광조사기가 소개되었다.

b. 파란 부분은 파장 465-475 nm 의 빛을 방출하며

보라색 부분은 400-420 nm의 빛을 방출한다.

그러면 이처럼 다양한 종류의 광조사기를 임상에서 사용할 때 어떻게 사용해야 할지에 대해 살펴보고자 한다. 무엇보다 먼저 확인해야 할 것은 광조사기의 출력이다. 육안으로 보서는 정상적으로 작동하는 것 같지만 실제 측정해보면 처음 구입했을 때 보다 출력이 떨어진 경우를 종종 볼 수 있다. Sakaguchi 등은 233 mW/cm^2 보다 낮은 경우 광조사 시간을 늘리더라도 충분한 중합을 얻기 어려울 수 있다고 보고하였다.(Sakaguchi, 1999) 광조사기의 광도가 떨어지는 이유는 여러 가지가 있을 수 있다. 할로겐 광중합기의 경우에는 광원으로 사용하는 전구가 시간이 지남에 따라 내면 반사판이 노화되어 반사율이 떨어지게 되면 출력이 저하되는 원인이 된다. 또한 light guide tip이 레진에 닿거나 하여 오염되면 빛을 차단하는 효과를 가져올 수 있다. 경우에 따라 light guide를 떨어뜨려 충격을 받으면 내부적으로 optic fiber가 파절되는 경우가 있을 수 있는데 이 역시 출력을 떨어뜨리는 원인이 된다 (그림 7). 내부 filter 부위도 전구의 열에 의해 노후화가 되면 빛을 차단하게 된다.

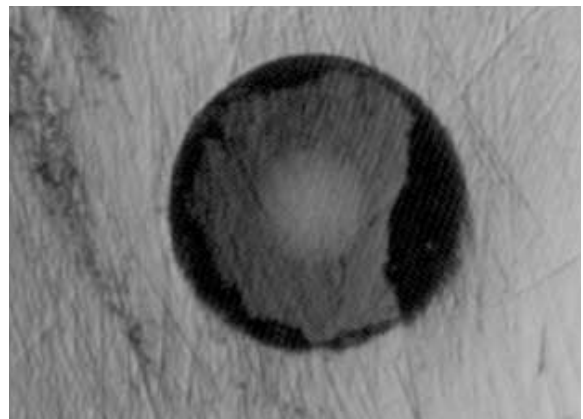


그림 7. 광조사기의 light guide tip.

여러 가지 원인에 의해 광조사기의 광도가 낮아지지만 빛을 전달하는 light guide tip의 경우 임상에서 사용하다 보면 끝부분이 지저분해져 빛을 차단하거나 또는 내부적인 파절에 의해 빛이 제대로 전달되지 않는 경우가 있다. 따라서 주기적으로 이 부분에 붙어있는 불순물을 제거해 주어야 한다. 또한

만약 tip을 떨어뜨렸다면 속으로 파절이 일어나지 않았는지 tip을 빼서 빛에 비춰보면 알 수 있다. 각각의 fiberoptic 이 일정하게 보이지 않고 음영이 지는 것이 관찰된다면 내부적으로 파절이 일어난 것이다.

LED 광조사기의 경우에는 전구의 수명이 길고 시간이 지나도 빛의 세기가 감소하는 것이 할로겐 램프보다 느리게 일어난다. 하지만 무선 광조사기의 경우 충전지의 수명이 다하게 되면 램프에 공급되는 전원이 약하게 되어 출력이 떨어지는 결과를 가져올 수 있으므로 주의하여야 한다. 따라서 가장 안전한 방법은 주기적으로 현재 내가 사용하고 있는 광조사기의 광도가 정상적으로 나오는지 확인 하는 것이다 (그림 8).(Friedman, 1991; Strydom, 2002)



그림 8. 광조사기의 광도를 주기적으로 확인하는 것이 중요하다. 광도를 측정하는 장치를 radiometer라고 하는데 광조사기에 달려있거나 별도로 구매하여

야 한다.

정상적으로 광도가 나오는지 확인하였다면 광조사 방법에 대해 살펴보도록 하자. 일부 고가형 광조사기의 경우에는 광중합하는 mode를 조절할 수 있는 제품이 있다. 여기에는 프로그램된 형태로 ramp, soft-start, oscillation 등을 조절할 수 있는 것이 있고 (그림 9), Bisco의 VIP 광조사기의 경우에는 광도를 100에서 600 mW/cm²까지 100 mW/cm² 단위로 조절할 수 있다 (그림 10). 실제 광조사 강도를 달리했을 때 복합레진의 수축이 일어나는 것을 측정해보면 그 양이 광도와 비례함을 알 수 있다. 이는 광중합이 일어나는 속도에 차이가 있다는 것을 보여주는 것이며 (그림 11), Lim과 Ferracane등의 논문에 의하면 낮은 중합속도를 갖는 경우 중합수축 응력이 낮다는 것을 실험적으로 보여주고 있다 (그림 12).(Lim et al., 2002)





그림 9. 광조사기 자체에 조사 방법을 변경할 수 있도록 내장되어 있는 제품이 있다. a는 간접수복물에 이용하는 high output, b는 일반 직접수복에 이용하는 low output, c는 soft start mode이다.



그림 10. VIP curing unit. 광조사 세기를 100 mW/cm²씩 조절할 수 있다.

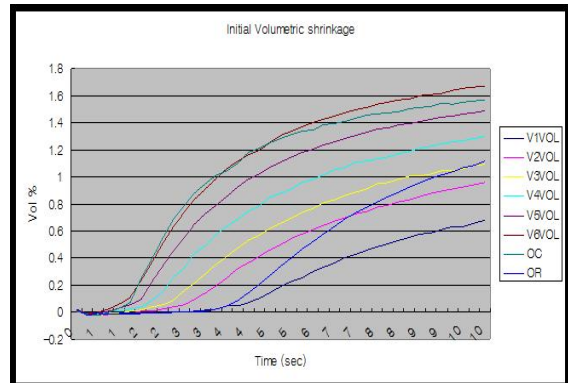


그림 11. 각기 다른 광조사 방법과 광도의 세기에서 복합레진의 중합수축을 측정한 실험.

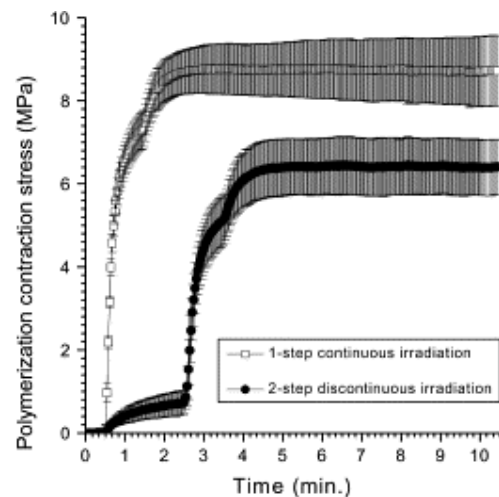


그림 12. 1-step과 2-step으로 광조사를 한 경우 중합수축 응력의 변화를 측정한 그래프.

2-step의 경우 1-step보다 낮은 응력을 보여주고 있다.

그러면 왜 이렇게 복잡한 광조사 방법을 개발하게 되었을까? 이에 대한 답은 광중합동안 일어나는 복합레진의 중합수축 응력을 최소화하고자 하는 것이다. 일반적으로 복합레진의 중합 특성은 앞에 소개한 중합도와 중합속도로 나누어 생각할 수 있다. 이때 중합도는 복합레진이 흡수하게 되는 총 광에너지에 따라 결정이 된다. 하지만 중합율은 시간당 흡수되는 에너지의 양에 의해 결정이 되므로 같은 광에너지를 받더라도 서서히 받는 경우와 느리게 받는 경우 발생하는 수축응력은 다르게 나타나게

된다.

복합레진이 중합되는 속도가 느리다는 것은 복합레진이 부드러운 상태가 오래 지속된다는 의미이다. 부드러운 상태가 길어진다는 것은 복합레진 분자가 자유롭게 운동할 수 있는 시간이 길어진다는 것을 의미하며 이는 중합에 의해 발생하는 응력을 복합레진 내부에서 분자의 재배열에 의해 해소할 수 있는 여지가 많아진다고 보면 된다. 따라서 초기에 약한 광도로 중합을 한다는 것은 복합레진이 중합하며 발생하는 응력을 줄이는 방법이라고 이해하면 되겠다. 하지만 주의하여야 할 것은 약한 강도의 빛으로 광조사를 하여 낮은 중합도를 얻게 되면 그 결과 낮은 중합수축 응력을 보이게 된다. 하지만 이 경우 복합레진의 물성이 나빠질 수 있으므로 우리가 원하는 결과는 아니다. 따라서 중합도는 그대로 유지한 채 중합수축응력을 줄이는 것이 우리의 목표이며 이를 확인하여야 한다.

초기에 약한 광도를 조사하는 방법은 광조사기에 자체적으로 프로그램된 광조사 모드를 이용하는 방법이 있고 만약 그러한 광조사기가 없다면 거리로 조절하는 방법이 있다. 하지만 두 가지 방법 모두 한계점을 가지고 있는데 그 이유는 복합레진마다 광조사에 반응하는 특성이 다르다는데 있다. 따라서 하나의 실험을 통해 얻은 curing protocol을 다른 복합레진에 적용할 때 똑 같은 결과를 얻는다는 것은 불가능한 일이다. 이러한 면을 고려한다면 임상적으로 중합방법을 조절하여 수축응력을 감소시키는 것은 간단하지 않지만 반대로 지나친 고강도의 광조사를 하는 것은 피해야 할 것이다.

임상적으로는 빠른 술식이 선호되어 진다. 하지만 이론적 근거를 생각해본다면 빠른 술식 보다는 안전한 술식이 더 좋은 것이 아닐까 생

각된다.

Reference

1. Besnault C, Pradelle-Plasse N, Picard B, Colon P (2003). Effect of a LED versus halogen light cure polymerization on the curing characteristics of three composite resins. *American journal of dentistry* 16(5).323-328.
2. Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, Croll TP (1990). Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintessence international* 21(11).883-886.
3. Fano L, Ma WY, Marcoli PA, Pizzi S, Fano V (2002). Polymerization of dental composite resins using plasma light. *Biomaterials* 23(4).1011-1015.
4. Ferracane JL (1985). Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 1(1).11-14.
5. Friedman J (1991). Care and maintenance of dental curing lights. *Dentistry today* 10(1).40-41.
6. Hansen EK (1982). Visible light-cured composite resins: polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion. *Scandinavian journal of dental research* 90(4).329-335.
7. Hirabayashi S, Hirasawa T, Nakanishi S (1984). [Interchangeabilities of activator lights in polymerization of visible light-cured composite resin]. *Shika zairyo, kikai = Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices* 3(6).730-738.
8. Lee DS, Jeong TS, Kim S, Kim HI, Kwon YH

- (2012). Effect of dual-peak LED unit on the polymerization of coinitiator-containing composite resins. *Dental materials journal* 31(4):656-661.
9. Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR (2002). Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 18(6):436-444.
10. Lucey SM, Santini A, Roebuck EM (2015). Degree of conversion of resin-based materials cured with dual-peak or single-peak LED light-curing units. *International journal of paediatric dentistry / the British Paedodontic Society [and] the International Association of Dentistry for Children* 25(2):93-102.
11. Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Phillips RW (1988). Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 4(4):174-178.
12. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC (2015). Light-Curing Units: A Review of What We Need to Know. *Journal of dental research* 94(9):1179-1186.
13. Sakaguchi RL (1999). A review of the curing mechanics of composites and their significance in dental applications. *Compendium of continuing education in dentistry* 25):S16-23; quiz S73.
14. Strydom C (2002). Dental curing lights--maintenance of visible light curing units. *SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging* 57(6):227-233.
15. UV polymerization of composite filling materials. A Kulzer documentation. (1978). *Dental echo* 48(7):42-47.
16. Vandewalle KS, Roberts HW, Andrus JL, Dunn WJ (2005). Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]* 17(4):244-254; discussion 254-245.

Evaluation of aged composite repair ability of various surface treatments and bonding systems

Sun-Woong Hwang, Jeong-won Park

¹ *Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University, Seoul, Republic of Korea*

***Correspondence to Jeong-won Park, DDS, PhD.**

Professor, Dept. of Conservative Dentistry, Yonsei University College of Dentistry, 211

Unjoro, Gangnam-gu, Seoul, Korea 135-720

TEL, +82-2-2019-1350; FAX, +82-2-3463-4052; E-mail, pjw@yuhs.ac.kr

Abstract

Objective: In clinical situation, repair of the composite is very common and this can save the tooth structure compare to the total replacement of the previous restoration. However, it is well known that the bond strength between the aged and fresh composite is lower than immediate bond strength. The purpose of this study is to evaluate the aged composite repair ability of various surface treatments and bonding systems using micro-shear bond test.

Materials and methods: After prepare the aged composite (Ceram X mono A2, Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany), their surface was roughened one of the following with Cojet, 50 μm Al_2O_3 , or

extrafine diamone point. Then it was etched with 37% phosphoric acid and silane. Three different bonding agent was applied (Adper Singlebond 2

(3M/ESPE), XP bond(Dentsply), Heliobond (Ivoclar/Vivadent) and hybrid composite was bonded for testing micro-shear bond strength test(SBS). 5,000 cycle thermocycling was done after repair. Fractured The bonds were stressed in shear at a cross-head speed of 0.5 mm/min until failure occurred. Fracture mode was observed with stereomicroscope at X10 magnification and SEM. For statistical analysis one-way ANOVA was performed using the SAS 9.1.2, with significance set at the 95% probability level. Bond strength data (MPa) were submitted to one-way ANOVA. Multiple

comparisons were made with LSD test ($=0.05$) with the six surface roughening methods, three bonding procedures and two post-repair aging procedures as the independent factors. Statistical significance was set at $p < 0.05$ in all tests

Results: Surface treatment did not show any significant difference and their SBS was lower than immediate bonding group and higher than nontreated group. Also there was no significant difference among bonding agent.

Conclusion: Within the limitations of the present study, surface treatment and bonding agent did not affect the repair bond strength of the aged composite, however, they were higher than nontreated group.

I. Introduction

The use of resin-based composites became routine with the improvement of the bonding systems, curing systems and mechanical and physical properties of the resin systems.

(Tezvergil et al., 2003) Even though the properties of composites have been enhanced, factors such as wear, discoloration, polymerization shrinkage and microleakage still limit the longevity of composite restorations.(Gordan et al., 2003; Papacchini et al., 2007) Fractures and failures of composite restorations do occur from time to time, and the clinician must decide whether to replace or simply repair these restorations

(Shahdad and Kennedy, 1998)

Total replacement of the failed restoration is the most common method in daily practice. Clinicians spend 70% of their chairside time replacing restorations.(Mjor and Toffenetti, 1992) However, the complete removal and remaking of a defective composite restoration is time consuming(Krejci et al., 1995) and involves the risk of removing sound tooth substance as well as injuring the pulp tissue .(Frankenberger et al., 2003) By repair of composite restorations, intact part of the restoration and/or tooth tissues could be maintained and repair could be considered an alternative to total replacement.

The bond strength of composite that is incrementally built upon fresh, uncontaminated composite is the same as the cohesive strength of the material.(Boyer et al., 1978) However, many studies have shown that once the resin composite has been contaminated, polished, laboratory processed, or aged, the bond strength of fresh composite to that surface drops considerably.(Bayne et al., 1994; Chan et al., 1984) Interfacial repair bond strengths are widely variable and typically in the range of 25% to 80% of the cohesive strength of the substrate materials.(Azarbal et al., 1986; Frankenberger et al., 2000; Vankerckhoven et al., 1982) In previous studies, it was reported that unreactive methacrylate groups are reduced with time, thereby reducing the potential for bonding of resins.(Boyer et al., 1984b; Swift et al., 1992) Moreover, the intervention of instruments for

polishing composites accelerates the reduction of reactive groups and exposes the inorganic filler particles to the surface that may not present further bonding ability.(Vankerckhoven et al., 1982)

A variety of surface conditioning methods have been developed to improve the repair bond strength. These methods include the roughening with diamond bur, sandblasting with aluminum oxide particles, sandblasting with the silica coating particles, acid etching, silanization, etc. It was reported that acid etching of the surface does not increase or reduce the bond strength of repairs.(Swift et al., 1992; Swift et al., 1994) In several studies, airborne particle abrasion using aluminum oxide particles led to significant increase in the strength of composite repairs.(Lloyd et al., 1980; Oztas et al., 2003b) Bouschlicher et al(Bouschlicher et al., 1997) concluded that surface treatment with Co-Jet Sand system results in a superior bond strength. Kupiec et al(Kupiec and Barkmeier, 1996) found that bond strength resulting from roughening of the surface with the diamond bur was statistically equivalent to that obtained when bonding to an air-inhibited layer on a cured composite. Soderholm et al(Soderholm and Roberts, 1991) reported that silanization increases the repair bond strength. Even though the literature presents several comparative studies, there is no consensus as to the best surface treatment for optimum repair strength of composites.

Some researchers investigated the effect of different bonding agents on bond strength between old and new composite resin. Cristina Lucena-Martin et al(Lucena-Martin et al., 2001) reported that Prime & Bond 2.0 adhesive showed higher repair bond strength than Heliobond. Cavalcanti et al(Cavalcanti et al., 2007) reported that Clearfil SE Bond showed higher repair bond strength than Single Bond.

Recently Dentsply launched a new 2-step etch and rinse system with self-cure activator, named XP bond. This system has carboxylic acid modified dimethacrylate(butan-1,2,3,4-tetracarboxylic acid, TCB) – adopted from Dyract – and tertiary butanol as solvent. TCB has affinity to adhere to the tooth structure chemically, and also has possibility of the bond strength to the aged composite.

Therefore, the purpose of this study is to evaluate the aged composite repair ability of various surface treatments and bonding systems using micro-shear bond test.

II. MATERIALS AND METHODS

1. Materials

The materials used in this study are listed in Table 1.

Table 1. Materials used in this study

Material	Composition	Manufacturer
Ceram-X mono	Methacrylate modified polysiloxane	Dentsply
	Dimethacrylate resin	DeTrey, GmbH,
	Fluorescece pigment	Germany
	UV stabilizer	
	Stabilizer	
	Camphoroquinone	
	Ethyl-4 benzoate	
	Barium-aluminum-borosilicate glass	
	Methacrylate functionalized silicon dioxide nano filler	
Heliobond	Bis-GMA (60%wt)	Ivoclar Vivadent
	Triethylene glycol dimethacrylate (40 %wt)	AG,
	Stabilizer	Liechtenstein
	Photoinitiator	
Adper™ Single Bond 2	Bis-GMA	3M ESPE, St.
	HEMA	Paul, MN, USA
	dimethacrylates	
	ethanol, water,	
	a novel photoinitiator system and a methacrylate functional copolymer of polyacrylic and polyitaconic acids, silica nanofiller	
XP Bond	Carboxylic acid modified dimethacrylate	Dentsply Caulk,
	Phosphoric acid modified acrylate resin (PENTA)	Milford, DE,
	UDMA, TEGDMA, HEMA	USA
	Butylated benzendiol (stabilizer)	
	Ethyl-4-dimethylaminobenzoate,	
	camphoroquinone	

	Functionalized amorphous silica t-butanol	
Co-jet	Aluminum trioxide particles coated with silica	3M ESPE, Seefeld, Germany
Calibra silane coupling agent	3-methacryloxypropyltrimethoxysilane	Dentsply Caulk, Milford, DE, USA

2. Methods

The outline of the experimental procedures is shown in Fig1.

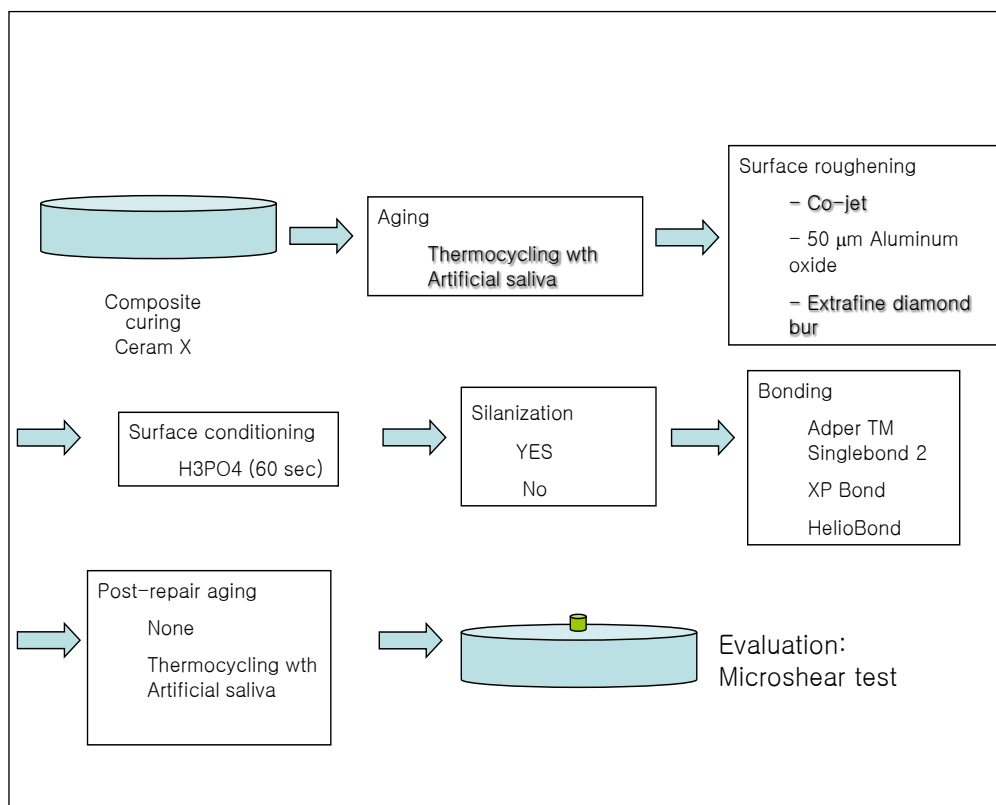


Fig 1. Schematic diagram of experimental procedure

a. Specimen preparation

One hundred eight composite specimens (Diameter 8mm, height 2mm) were made from nano ceramic composite resin (Ceram-X mono A2 shade; Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany). Cylindrical teplon mold

with an inner diameter of 8mm and a height of 2mm was used. Composite resins were inserted into the mold, and then covered with glass cover plate placed perpendicular to the long axis of the cylinder and cured for 20s at 90 degrees to

the top surface with a light curing unit (SmartLite; Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) After the specimens were removed from the mold, they were cured further for 20s at the bottom surface in order to ensure uniform and complete polymerization. The top surface of each specimen were polished with POGO (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) and then ultrasonically cleaned for 3 minutes using distilled water. After polishing, the specimens were aged by thermocycling for 5000 cycles between 5-55°C with a dwell time of 30s. After aging, the specimens were randomly divided into six groups (18 specimens each) according to the surface roughening methods.

b. Surface roughening procedures

1) Sandblasting with 50µm aluminum oxide particles

Each aged composite resin specimen was air abraded for 10 s using 50µm aluminum oxide particles with a chairside abrasion unit(). The specimen was then rinsed for 10 s using a stream of oil-free compressed air/water from a syringe tip. An air syringe was then used for 5 s to remove excess surface water.

2) Sandblasting with 50µm aluminum oxide particles plus silane coupling agent

After sandblasting with 50µm aluminum oxide particles, a silane coupling agent (Calibra ; Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) was applied and allowed to dry for 1 minute. Any residual solvent was

evaporated with compressed air

3) Sandblasting with CoJet-Sand

Each aged composite resin specimen was air abraded for 10 s using 30 µm aluminum oxide particles coated with silica (CoJet-Sand, 3M ESPE; Seefeld, Germany) with a chairside abrasion unit(). The specimen was then rinsed for 10 s using a stream of oil-free compressed air/water from a syringe tip. An air syringe was then used for 5 s to remove excess surface water.

4) Sandblasting with CoJet-Sand + silane coupling agent

Each aged composite resin specimen was air abraded for 10 s using 30 µm aluminum oxide particles coated with silica (CoJet-Sand; 3M ESPE, Seefeld, Germany) with a chairside abrasion unit(). The conditioned surface was then coated with a silane coupling agent (Calibra ; Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) and allowed to react for 5 min.

5) Bur grinding with a extra-fine grit diamond bur

An extra-fine grit diamond bur was used for 10 s to roughen the aged composite specimen surface. A high-speed handpiece with a water spray was used. The specimen was then rinsed for 10 s using a stream of oil-free compressed air/water from a syringe tip. An air syringe was then used for 5 s to remove excess surface water.

6) Bur grinding with an extra-fine grit diamond bur plus silane coupling agent

After grinding with an extra-fine grit diamond bur, a silane coupling agent

(Calibra ; Dentsply Caulk, Milford, DE, USA) was applied and allowed to dry for 1 minute. Any residual solvent was evaporated with compressed air.

After roughening the composite surface, the specimens were etched with 37% phosphoric acid gel (Scotchbond Phosphoric Etchant ; 3M ESPE, Seefeld, Germany) for 1 min, rinsed and dried thoroughly. And the specimens were further subdivided into three groups (36 specimens each), according to the bonding systems.

C. Bonding and repair procedures

Each group was treated as the following:

- 1) Heliobond group : Heliobond (Ivoclar Vivadent, AG, Liechtenstein)
- 2) AdperTM Single Bond 2 group : AdperTM Single Bond 2 (3M ESPE, St, Paul, MN, USA)
- 3) XP Bond group : XP Bond (Dentsply Caulk, Milford, DE, USA)

Directions for bonding procedure of each group are described in Table 2

Table 2. Manufacturers' Guideline for adhesive systems used for repairs

Adhesive System	Manufacturer	Direction for use
Heliobond	Ivoclar Vivadent	- Apply a thin layer of Heliobond (use an air blower, if necessary). - Polymerize with light for 10 s
AdperTM Single Bond 2	3M ESPE	- Apply 2-3 consecutive coats of adhesive for 15 s with gentle agitation using a fully saturated applicator. - Gently air thin for 5 seconds to evaporate solvent. - Light-cure for 10 s.
XP Bond	Dentply	- Wet all surfaces uniformly with XP Bond.(avoid pooling) - Leave surface undisturbed for 20 s - Evaporate solvent by thoroughly blowing with air from an air syringe for at least 5 s. - Light-cure for a minimum of 10 s.

After carrying out bonding procedures, translucent polyvinylchloride microtubes (0.76

mm internal diameter and 2 mm high) were placed on the bonded surface and nano

ceramic composite resin (Ceram-X mono A2 shade; Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany) was used to fill the tubes and light-cured for 40 s. Five microtubes were bonded to each specimen. After removing the tube using a No 11 blade, the specimens(Fig 2.) were further subdivided into two groups (54 specimens each) according to post-aging conditions in order to test the longevity of the repaired restoration.



Fig 2. Preparation of specimen for micro-shear bond test

d. Post-repair aging procedures

Each group was treated as the following:

- 1) Immersion in deionized water at 37°C for 24 hours
- 2) Immersion in artificial saliva and thermocycling for 5000 cycles between 5-55°C with a dwell time of 30s.

e. Control Groups

The positive control consisted of 2 specimens where composite filling was immediately done on fresh base without any aging procedure. For the negative control, the aging procedure was done 2 specimens, and composite filling was done without any surface roughening procedure or bonding procedure.

f. Micro-Shear bond test

Following this post-repair aging procedures, micro-shear bond test was performed using a universal testing machine (Fig3. / EZ test ; Shimadzu, Japan). The specimen was fixed in a mounting jig with a cyanoacrylate adhesive(Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA) and a wire loop (0.35 mm diameter) wound round the cylinder at inter-material interface at one end and to a load cell connected to the computer at the other.(Fig4.) The bonds were stressed in shear at a cross-head speed of 0.5 mm/min until failure occurred. The maximum load at failure was recorded and converted to MPa stress by dividing the failure load by the surface area of the bonded surface



Fig 3. EZ test ; Shimadzu, Japan

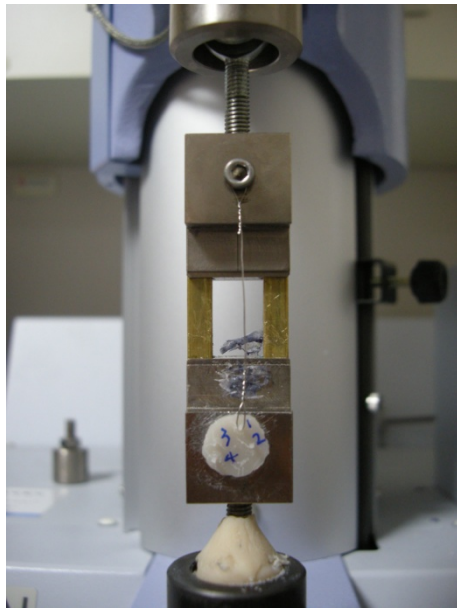


Fig 4. Specimen fixed in EZ test for micro-shear bond test

g. Fracture mode examination

Fracture modes were examined under the operating microscope() at a standard x 10 magnification and digital photos() were taken of the surfaces. The fracture modes were categorized as cohesive within the substrate or the repairing composite, adhesive within the adhesive, or mixed failure.

h. SEM Evaluation

The morphological change of the specimens after surface roughening procedure was observed. After one of 6 aforementioned surface roughening procedures, the specimens were gold sputtered and then examined using a scanning electron microscopy (SEM; Hitachi S-3000N). Micrographs were taken at standardized magnifications (100X, 1000X,

3000X, 5000X) in order to document the surface texture created by the different surface roughening procedures.

i. Statistical analysis

For statistical analysis one-way ANOVA was performed using the SAS 9.1.2, with significance set at the 95% probability level. Bond strength data (MPa) were submitted to one-way ANOVA. Multiple comparisons were made with LSD test ($\alpha=0.05$) with the six surface roughening methods, three bonding procedures and two post-repair aging procedures as the independent factors. Statistical significance was set at $p<0.05$ in all tests

III. Results

1. Micro-shear bond strength test

The mean micro-shear bond strength and standard deviation associated with surface roughening procedures are presented in Table 3. Different surface roughening procedures had no significant effect on micro-shear bond strength between the old and new resin.

Table 4 shows the effect of silane treatment on the micro-shear bond strength with respect to each surface roughening procedure. For all roughening procedures, the additional use of silane didn't obtain any significant improvement of micro-shear bond strength.

Table 5 displays the mean micro-shear bond strength and standard deviations

associated with bonding procedures. The group treated with Heliobond had the highest repair bond strength, followed by the group treated with XP bond, and the group treated with Adper™ Single Bond 2 had the lowest repair bond strength.

Table 6 shows whether the post repair aging procedure influences the micro-shear

bond strength for each bonding procedure. In all three bonding procedures, there was no statistically significant difference in micro-shear bond strength whether the post repair aging procedure was done o

Table 3. The mean micro-shear bond strength associated with surface roughening procedures

Surface roughening procedures	Mean(Mpa)	Std Dev(Mpa)
Aluminum oxide + silane	16.0	3.2
Aluminum oxide only	15.4	3.1
Co-jet + silane	16.2	3.1
Co-jet only	15.3	3.3
Bur grinding + silane	15.1	2.7
Bur grinding only	15.2	2.9
Positive Contol	19.5	3.9
Negative Contol	10.5	2.9

Table 4. The effect of silane treatment on the micro-shear bond strength with respect to each surface roughening procedure

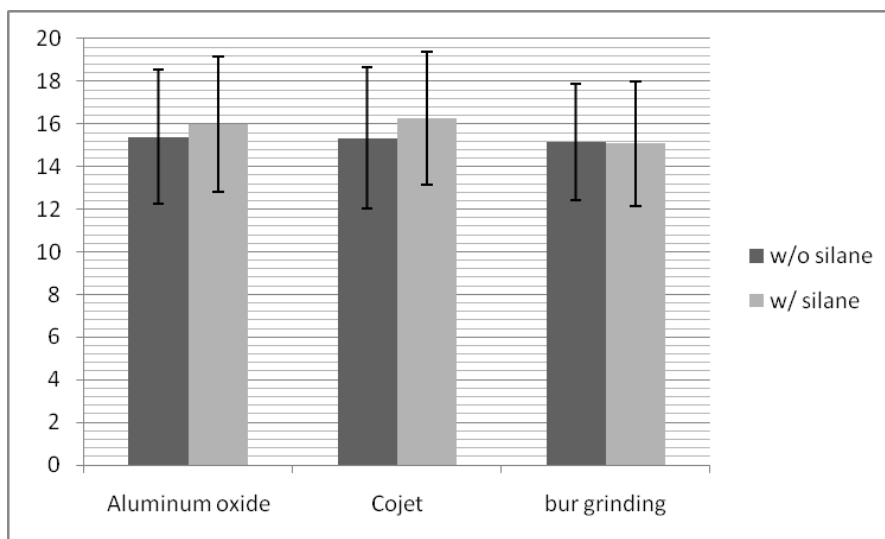
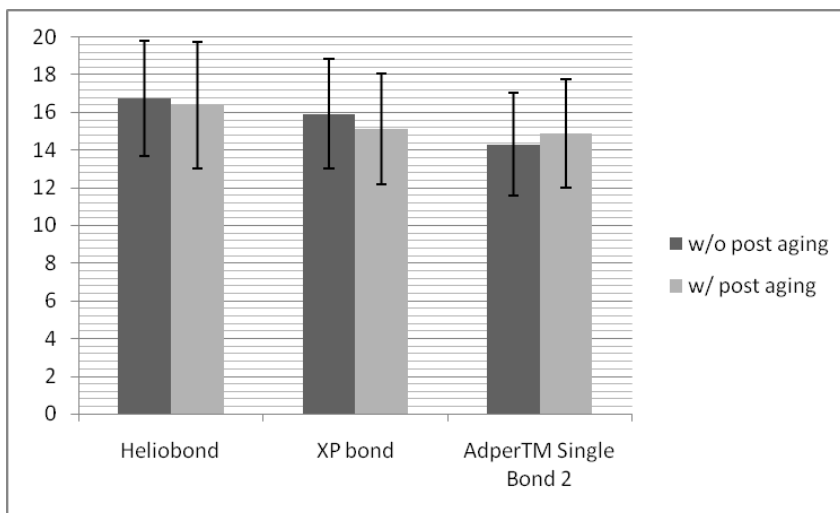


Table 5. The mean micro-shear bond strength associated with bonding procedures

Bonding procedure	Mean(Mpa)	Std Dev(Mpa)
Heliobond	16.5	3.2
XP bond	15.5	2.9
Adper™ Single Bond 2	14.6	2.8
Positive Contol	19.5	3.9
Negative Contol	10.5	2.9

Table 6. Comparison of repair bond strength with or without post repair aging procedure according to different bonding systems



2. SEM evaluaton of the composite surface according to surface roughening procedures

Fig 5 displays SEM view of the composite surface polished with POGO. The composite surface polished with POGO revealed a smooth surface with some air bubbles present.

Fig 6 displays SEM view of the composite surface after aging procedures. The composite surface after the aging procedure showed destruction of filler and resin matrix, and some small pores were observed. micro fillers, which had been exposed during the destruction process of

the resin matrix, were seen between the large fillers.

Fig 7 displays SEM view of the composite surface roughened with an extra fine –grit diamond bur. The composite surface roughened with an extra fine –grit diamond bur resulted in irregular surface topography of polymerized particles and a smear layer and grooves were produced by the diamond bur

Fig 9 displays SEM view of the composite surface roughened with 50µm aluminum oxide particles. The composite surface roughened with 50µm aluminum oxide

particles resulted in a roughened, highly irregular surface covered with abundant sand particles on the substrate surfaces.

Fig 11 displays SEM view of the composite surface roughened with CoJet-Sand. The composite surface roughened with CoJet-Sand showed a rough surface similar to composite surface roughened with 50µm aluminum oxide particles, but had more microretentive features.

Fig 8, Fig 10, and Fig 12 respectively shows the SEM view after surface treatment and silanization. Silanization did not cause any morphological change in the retentive pattern of the roughened surface.

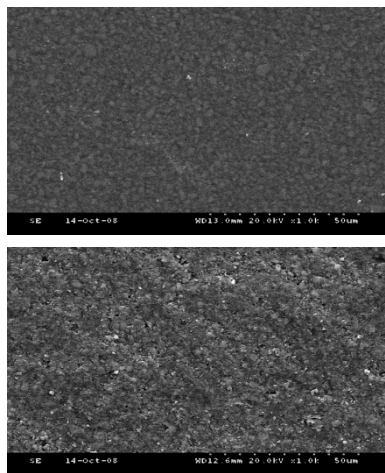


Fig 5. SEM view of the composite surface polished with POGO.

Fig 6. SEM view of the composite surface after aging procedures.

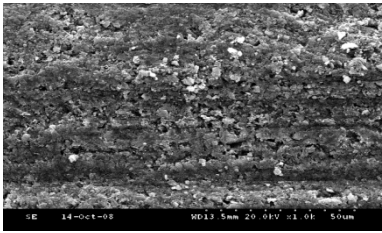
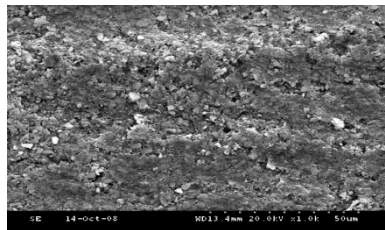


Fig 7. SEM view of the composite surface roughened with an extra fine –grit diamond bur.

Fig 8. SEM view of the composite surface roughened with an extra fine –grit diamond bur and treated with a silane coupling agent.

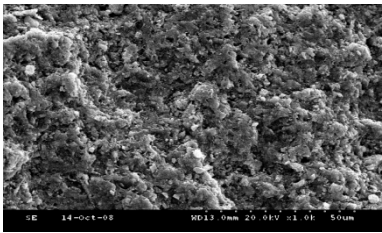
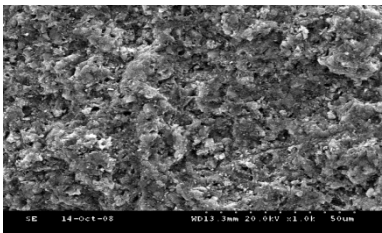


Fig 9. SEM view of the composite surface roughened with 50µm aluminum oxide particles.

Fig 10. SEM view of the composite surface roughened with 50µm aluminum oxide particles and treated with a silane coupling agent.

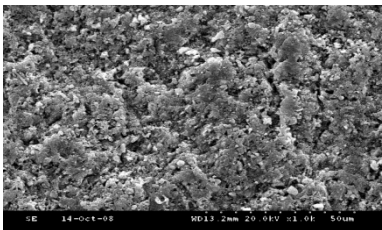
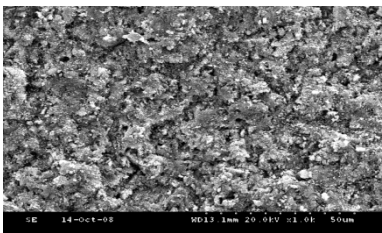


Fig 11. SEM view of the composite surface

roughened with CoJet-Sand.

Fig 12. SEM view of the composite surface roughened with CoJet-Sand and treated with a silane coupling agent.

3. Fracture mode evaluation

Fig 13 shows distribution (percentage) of failure mode according to surface roughening procedures. And fig 14 shows distribution (percentage) of failure mode according to bonding systems. Adhesive failures in the composite-repair interface and mixed failures were the most frequently observed. If a composite repair tends to fracture cohesively, one can assume that the approach selected was appropriate to bear the occlusal loads. In the present study, no predominately cohesive composite failures were observed, irrespective of the high bond strength values found in repaired groups.

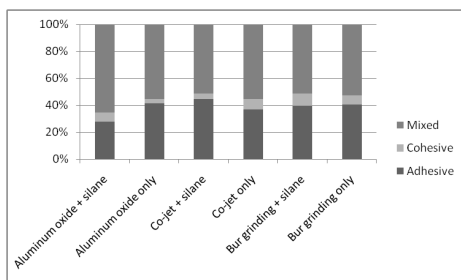


Fig 13. Distribution (percentage) of failure mode according to surface roughening procedures

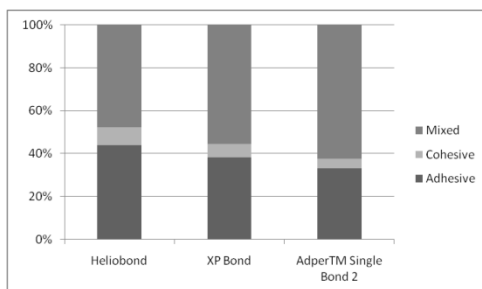


Fig 14. Distribution (percentage) of failure mode according to bonding systems

IV. Discussion

Repairs are alternatives for correcting some failures in composite restorations. For a successful repair, an adequate bonding interface between the existing resin and the new one must be created. This interface must provide bond strength similar to the cohesive strength of the substrate composite. With such interface, the possibility of failures at the composite-repaired interface, such as fractures or microleakage, is diminished. In the present study, several composite repair procedures were evaluated, and the microshear bond testing was used. Recently, many micro bond tests have been performed using the tensile method(Sano et al., 1994). Unfortunately, the 'micro-tensile bond test', although an effective method in terms of testing small areas, is difficult to conduct and time consuming because of specimen preparation. Compared to the 'micro-tensile bond test,' trimming of the sample after the bonding procedure is not necessary for the micro-shear bond test. In addition, preparing the specimens for this test is so facile that multiple samples can easily be made. Much criticism converges on the large variation of shear bond test results and clinical relevance(DeHoff et al., 1995; Van Noort et al., 1989).

It has been shown that the stress

distributions in the tested interface is uneven(DeHoff et al., 1995; Van Noort et al., 1989). But, another advantage of the micro-shear test is that the bonded interface of small specimens has a better stress distribution during loading, and this test often results in higher apparent bond strengths than those found in tests using large specimens. A wide variety of configurations are used including wire loops, points and knife edges to apply the shear force(Aida et al., 1995; Chen et al., 1998; Lacy et al., 1988; Soderholm, 1991; Stangel et al., 1987). In the present study, wire loops of 0.2mm in diameter were used. The use of a wire loop rather than a knife edge for shear bond tests is reported to reduce the stress concentration magnitude adjacent to the interface(DeHoff et al., 1995).And In order to avoid extra axial shear forces and torques, precise application of the rod at the repaired interface is required.(Kullmann, 1988) As a result, to avoid bending forces or torsion in this study, effort was made to position the wire as close to the the bonded interface as possible. Nonetheless, micro-shear bond strength tests may cause cohesive fractures of the substrate. Considering the limitations of shear test due to uneven stress distributions, one must acknowledge that the bond strengths reported are nominal values and need cautious interpretation. The use of bond strength data based on static load-to-failure tests should be restricted to comparisons of relative effects of material

properties, material microstructure, and treatment conditions that may enhance the resistance to fracture(DeHoff et al., 1995).

Despite the fact that Miranda et al(Miranda et al., 1984) did not observe any advantage in etching composite surfaces with phosphoric acid, the surfaces in the present study were etched before repair because etching removes debris and grinding dust. Moreover, etching of the tooth surface adjacent to an existing restoration is often needed before repairing, in order to attach the repair material to that tooth surface as well.(Hannig et al., 2003)

When a restoration is repaired in an oral cavity, it is likely that the restoration has been aging for a long time in a humid environment. This means that water saturation of composite resin has been reached and free radical activity has ended. Absorbed water causes softening of the matrix, microcrack formation, resin degradation and debonding of the filler-matrix interfaces.(Ferracane and Marker, 1992) However, there is no consensus for the aging regimens simulating the oral conditions. In the present study, At aging and post-repair aging procedure, specimens were stored in artificial saliva and thermocycled for 5000 cycles between 5-55°C with a dwell time of 30 s, as in other studies dealing with bond strength between restorative materials and dental hard tissues or repair composites since this process simulates the aging of dental restorations.(Dhuru and Lloyd, 1986; Hannig et al., 2003; Hannig et

al., 2005) Thermocycling is a combination of hydrolytic and thermal degradation and a method to simulate temperature-related breakdown by repeated sudden temperature changes. The thermocycling regimens used in reported studies differ with respect to the number of cycles, temperature, and dwell time. Cycling number ranges from 100,(Crim and Garcia-Godoy, 1987) 500,(Li et al., 2002) 1000,(Meiers and Young, 2001) 1500,(Li et al., 2002) 2000,(Nikaido et al., 2002) 2500,(Frankenberger and Tay, 2005) 3000,(Aguilar et al., 2002) 5000,(Helvatjoglu-Antoniades et al., 2004) 10000,(Burrow et al., 1993) 15000,(Yang et al., 2005) 30000,(Miyazaki et al., 1998) and up to 50000(Inoue et al., 2005) cycles. It is estimated that approximately 10000 thermal cycles correspond to 1 year of clinical function.(Gale and Darvell, 1999) This estimate is based on the hypothesis that such cycles might occur 20 to 50 times a day,(Gale and Darvell, 1999) which makes the 500-cycle regimen proposed by the ISO standard (ISO TR 11450) insufficient to simulate the long-term challenges of bond durability.(Gale and Darvell, 1999; Miyazaki et al., 1998; Nikaido et al., 2002) Many reports that used ISO protocol concluded that thermocycling did not affect the bond strength and microleakage of adhesive systems.(Dos Santos et al., 2005; Gale and Darvell, 1999; Li et al., 2002; Nikaido et al., 2002) On the other hand, Miyazaki and colleagues(Miyazaki et al., 1998) observed that a regimen of 30,000 cycles was able to

decrease bond strength. This suggests that thermocycling has a negative effect on the restorative interface after a large number of cycles. In the present study, in all three bonding procedures, there was no statistically significant difference in micro shear bond strength whether post repair aging procedure was performed or not. In order to evaluate the longevity of repaired composite fillings, the cycle number of thermocycling should be increased in future studies. The literature shows that there is a wide range in temperature extremes in thermocycling baths, such as 4-60°C,(Kidd et al., 1978; Morley and Stockwell, 1977) 5-55°C,(Nikaido et al., 2002; Sidhu and Watson, 1998) 15-45°C,(Peterson et al., 1966) 5-45°C,(Li et al., 2002) and 5-60°C.(Miyazaki et al., 1998) Under normal drinking conditions, it seems that temperatures at tooth surface range from 15 to 45°C.(Peterson et al., 1966) However, refrigerated food may be kept at about 4°C.(Li et al., 2002) Ernst and colleagues(Ernst et al., 2004) demonstrated that most of the alternating temperature stresses(usually limited between 5 and 55°C) cover the temperature range that actually occurs in the oral cavity. Thermocycling seems to be a valid in vitro method to accelerate the aging of restorative materials. However, reasoning for the choice of temperature and timing conditions is rarely given.(Gale and Darvell, 1999) The varied number of cycles, temperatures, dwell time, and intervals between baths hinder comparison of the study results.

Consequently, results obtained from thermocycling are contradictory.(Dos Santos et al., 2005; Price et al., 2003; Xirouchaki et al., 1997) Thus, in an attempt to understand the phenomena involved in the degradation of resin-based restorative materials in vitro, a standard thermocycling regimen is required to allow the comparison of materials and procedures between reports.

The first focus of this study was to evaluate the effectiveness of different adhesive systems for repairing aged composites. Several previous studies have recommended application of intermediate materials to improve bond strength for repairs.(Boyer et al., 1984a; Eli et al., 1988; Lastumäki et al., 2002; Shahdad and Kennedy, 1998; Turner and Meiers, 1993) In a repair, there are opportunities for both mechanical and chemical bonding. Micromechanical interlocking of new material into the surface roughness features on old composite is certainly possible. Three chemical mechanisms are possible as well(Crumpler et al., 1989). In each case, an adhesive layer is assumed to bridge the interface from the old to new composite. The mechanisms include formation of chemical bonds between the bonding system and the composite matrix, formation of chemical bonds between the bonding system and surfaces of exposed filler particles within both the old and new composite, and micromechanical retention caused by penetration of the monomer components to microirregularities in the matrix. A bonding

agent is usually applied with the expectation of penetration of monomers into roughened composite surfaces, as well as production of a surface unpolymerized layer after a short period of light exposure.(Hisamatsu et al., 2002) The ability of monomers and solvent systems to penetrate into the composite surface depends on the chemical affinity of materials and the degree of hydration of the composites.

(Lastumäki et al., 2002; Teixeira et al., 2005) In the present study, XP Bond group had lower repair bond strength compared to Heliobond group. This may be explained by the fact that XP Bond has a priming component that contains hydrophilic acidic monomer, resulting in less chemical affinity for composite resin, while Heliobond is relatively hydrophobic. Although both XP bond and single bond contain hydrophilic acidic resin monomer, XP bond had higher repair bond strength compared to single bond. This is probably due to the fact that XP bond contains TCB resin. TCB resin is an acidic polymerizable monomer with innovative features. Besides the two methacrylate groups terminating the chemical structure, it also contains two carboxyl groups.(Dentsply, 1994) The formation of free carboxyl groups after water uptake may result in chemical bonding between the new and aged composite and thus higher repair bond strengths in XP Bond group.

There wasn't any significant difference in repair bond strength among different surface

roughening procedures, but sandblasting with 50 μ m aluminum oxide particles or CoJet-Sand provided a slight improvement in repair bond strength compared to bur grinding with a extra-fine grit diamond bur. Sandblasting is a surface treatment that cause 'micro' retentive features while diamond bur grinding yield 'macro' retentive features and microretentive features. Without a bonding system, greater bond strength is expected from devices yielding macro retentive features.(Brosh et al., 1997) On the other hand, with bonding agents, a better surface wetting occurs by infiltration of the resin into microscopic surfaces. Thus, a greater improvement in repair bond strength is expected from devices causing more microretentive features.(Brosh et al., 1997; Oztas et al., 2003a; Shahdad and Kennedy, 1998) Moreover bur grinding with a diamond burs causes irregular microscopic pattern by rotary instruments, leading to scratch and tenacious smear layer and resulting in lower repair bond strength.(Shahdad and Kennedy, 1998)

CoJet-Sand + silane coupling agent resulted in the highest mean repair bond strength. Sandblasting with CoJet-Sand + silane coupling agent consists of air abrasion with 30 μ m Aluminum oxide particles that are modified with silica, which leads to deposition of a mixture of alumina and silica particles on the surface.(Ozcan, 2002) The surface is then coated with silane, which makes the surface more reactive to the methacrylate groups of the repair resin.

In the study by Frankenberg et al,(Frankenberg et al., 2000) fatigue resistance of the repaired resin after utilization of silica coating or carbide burs gave similar results, but Bouschlicher et al(Bouschlicher et al., 1997) reported better outcomes with utilization of the CoJet-Sand compared to other repair methods. The fact that the former study did not employ a silane coupling agent could be the reason for the impaired performance of this surface treatment method since silane application is a crucial step in silica coating. Even though there wasn't any significant difference in repair bond strength with or without the use of silane in this study, we could observe an increase in bond strength with the utilization of silane.

Silanes are molecules with two functional groups:silanol groups react with the inorganic filler particles of resin and organofunctional group reacts with the methacrylate groups in the adhesive system. Alumina or silica on the surface of the substrate form strong enough chemical bonds, covalent bridges, through its surface hydroxyl groups with hydrolyzed silanol groups of the silane. The methacrylate groups of the organosilane γ -MPS compound form covalent bonds with the resin when polymerized. Moreover, silane also increases the wettability of the adhesive system, allowing it to more easily infiltrate into the irregularities. The use of silane and adhesive systems also does not necessitate the purchase of additional

equipment in the dental practice, such as chairside air abrasion devices, making repairs cost-effective for the practitioners. However, in this study, silanization slightly improved the repair strength, but the differences were not statistically significant.

V. Conclusions

Within the limitations of the present study, the following conclusions were made;

1. Among the bonding procedure used in the present study, the group treated with Heliobond had the highest repair bond strength, followed by the group treated with XP bond, and the group treated with Adper™ Single Bond 2 had the lowest repair bond strength.
2. Among the surface roughening procedures used in this study, the CoJet-Sand group had the highest repair bond strength values, and the bur grinding group had the lowest repair bond strength values. But, the difference was not statistically significant.
3. Silanization had no significant effect on the composite repair bond strength.
4. After composite repair, in half groups post repair aging procedure was performed by immersing the specimen in artificial saliva and thermocycling for 5000 cycles between 5-55°C with a dwell time of 30s. The post repair aging procedure didn't cause any significant difference in repair bond strength

References

1. Aguilar LT, Rezende NP, Reis A, Loguercio AD, Grande RH, Ballester RY *et al.* (2002). Tensile bond strength of adhesive systems--effects of primer and thermocycling. *Pesqui Odontol Bras* 16(1):37-42.
2. Aida M, Hayakawa T, Mizukawa K (1995). Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. *J Prosthet Dent* 73(5):464-470.
3. Azarbal P, Boyer DB, Chan KC (1986). The effect of bonding agents on the interfacial bond strength of repaired composites. *Dent Mater* 2(4):153-155.
4. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ, Jr. (1994). Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc* 125(6):687-701.
5. Bouschlicher MR, Reinhardt JW, Vargas MA (1997). Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am J Dent* 10(6):279-283.
6. Boyer DB, Chan KC, Torney DL (1978). The strength of multilayer and repaired composite resin. *J Prosthet Dent* 39(1):63-67.
7. Boyer DB, Chan KC, Reinhardt JW (1984a). Build-up and repair of light-cured composites: bond strength. *Journal of dental research* 63(10):1241-1244.
8. Boyer DB, Chan KC, Reinhardt JW (1984b). Build-up and repair of light-cured composites: bond strength. *J Dent Res* 63(10):1241-1244.
9. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the

- bond strength of repaired composites. *The Journal of prosthetic dentistry* 77(2):122-126.
10. Burrow MF, Tagami J, Hosoda H (1993). The long term durability of bond strengths to dentin. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 40(4):173-191.
 11. Cavalcanti AN, De Lima AF, Peris AR, Mitsui FH, Marchi GM (2007). Effect of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Esthet Restor Dent* 19(2):90-98; discussion 99.
 12. Chan KC, Boyer DB, Schulein TM (1984). The effectiveness of pins with complete cast metal crowns. *J Prosthet Dent* 51(6):765-767.
 13. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M (1998). Effect of etchant, etching period, and silane priming on bond strength to porcelain of composite resin. *Oper Dent* 23(5):250-257.
 14. Crim GA, Garcia-Godoy F (1987). Microleakage: the effect of storage and cycling duration. *J Prosthet Dent* 57(5):574-576.
 15. Crumpler DC, Bayne SC, Sockwell S, Brunson D, Roberson TM (1989). Bonding to resurfaced posterior composites. *Dent Mater* 5(6):417-424.
 16. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 11(2):126-131.
 17. Dhuru VB, Lloyd CH (1986). The fracture toughness of repaired composite. *Journal of oral rehabilitation* 13(5):413-421.
 18. Dos Santos PA, Garcia PP, Palma-Dibb RG (2005). Shear bond strength of adhesive systems to enamel and dentin. Thermocycling influence. *J Mater Sci Mater Med* 16(8):727-732.
 19. Eli I, Liberman R, Levi N, Haspel Y (1988). Bond strength of joined posterior light-cured composites: comparison of surface treatments. *The Journal of prosthetic dentistry* 60(2):185-189.
 20. Ernst CP, Canbek K, Euler T, Willershausen B (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing. *Clin Oral Investig* 8(3):130-138.
 21. Ferracane JL, Marker VA (1992). Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res* 71(1):13-19.
 22. Frankenberger R, Kramer N, Sindel J (2000). Repair strength of etched vs silica-coated metal-ceramic and all-ceramic restorations. *Oper Dent* 25(3):209-215.
 23. Frankenberger R, Kramer N, Ebert J, Lohbauer U, Kappel S, ten Weges S *et al.* (2003). Fatigue behavior of the resin-resin bond of partially replaced resin-based composite restorations. *Am J Dent* 16(1):17-22.
 24. Frankenberger R, Tay FR (2005). Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21(5):397-412.
 25. Gale MS, Darvell BW (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27(2):89-99.

26. Gordan VV, Mjor IA, Blum IR, Wilson N (2003). Teaching students the repair of resin-based composite restorations: a survey of North American dental schools. *J Am Dent Assoc* 134(3):317-323; quiz 338-319.
27. Hannig C, Hahn P, Thiele PP, Attin T (2003). Influence of different repair procedures on bond strength of adhesive filling materials to etched enamel in vitro. *Oper Dent* 28(6):800-807.
28. Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T (2005). Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* 94(4):342-349.
29. Helvatjoglu-Antoniades M, Koliniotou-Kubia E, Dionyssopoulos P (2004). The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *J Oral Rehabil* 31(9):911-917.
30. Hisamatsu N, Atsuta M, Matsumura H (2002). Effect of silane primers and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite. *Journal of oral rehabilitation* 29(7):644-648.
31. Inoue S, Koshiro K, Yoshida Y, De Munck J, Nagakane K, Suzuki K *et al.* (2005). Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 84(12):1160-1164.
32. Kidd EA, Harrington E, Grieve AR (1978). The cavity sealing ability of composite restorations subjected to thermal stress. *J Oral Rehabil* 5(3):279-286.
33. Krejci I, Lieber CM, Lutz F (1995). Time required to remove totally bonded tooth-colored posterior restorations and related tooth substance loss. *Dent Mater* 11(1):34-40.
34. Kullmann W (1988). [Extraoral photopolymerization for optimum physical-technical characteristics of composites]. *Deutsche zahnaerztliche Zeitschrift* 43(3):383-386.
35. Kupiec KA, Barkmeier WW (1996). Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent* 21(2):59-62.
36. Lacy AM, LaLuz J, Watanabe LG, Dellenges M (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *J Prosthet Dent* 60(3):288-291.
37. Lastumäki TM, Kallio TT, Vallittu PK (2002). The bond strength of light-curing composite resin to finally polymerized and aged glass fiber-reinforced composite substrate. *Biomaterials* 23(23):4533-4539.
38. Li H, Burrow MF, Tyas MJ (2002). The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 18(3):189-196.
39. Lloyd CH, Baigrie DA, Jeffrey IW (1980). The tensile strength of composite repairs. *J Dent* 8(2):171-177.
40. Lucena-Martin C, Gonzalez-Lopez S, Navajas-Rodriguez de Mondelo JM (2001). The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *J Prosthet Dent* 86(5):481-488.

41. Meiers JC, Young D (2001). Two-year composite/dentin bond stability. *Am J Dent* 14(3):141-144.
42. Miranda FJ, Duncanson MG, Jr., Dilts WE (1984). Interfacial bonding strengths of paired composite systems. *J Prosthet Dent* 51(1):29-32.
43. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK (1998). Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 11(3):118-122.
44. Mjor IA, Toffenetti F (1992). Placement and replacement of resin-based composite restorations in Italy. *Oper Dent* 17(3):82-85.
45. Morley F, Stockwell PB (1977). A simple thermal cycling device for testing dental materials. *J Dent* 5(1):39-41.
46. Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S *et al.* (2002). Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 18(3):269-275.
47. Ozcan M (2002). The use of chairside silica coating for different dental applications: a clinical report. *J Prosthet Dent* 87(5):469-472.
48. Oztas N, Alaçam A, Bardakçy Y (2003a). The effect of air abrasion with two new bonding agents on composite repair. *Operative dentistry* 28(2):149-154.
49. Oztas N, Alacam A, Bardakcy Y (2003b). The effect of air abrasion with two new bonding agents on composite repair. *Oper Dent* 28(2):149-154.
50. Papacchini F, Magni E, Radovic I, Mazzitelli C, Monticelli F, Goracci C *et al.* (2007). Effect of intermediate agents and pre-heating of repairing resin on composite-repair bonds. *Operative dentistry* 32(4):363-371.
51. Peterson EA, 2nd, Phillips RW, Swartz ML (1966). A comparison of the physical properties of four restorative resins. *J Am Dent Assoc* 73(6):1324-1336.
52. Price RB, Derand T, Andreou P, Murphy D (2003). The effect of two configuration factors, time, and thermal cycling on resin to dentin bond strengths. *Biomaterials* 24(6):1013-1021.
53. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH (1994). Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 73(6):1205-1211.
54. Shahdad SA, Kennedy JG (1998). Bond strength of repaired anterior composite resins: an in vitro study. *J Dent* 26(8):685-694.
55. Sidhu SK, Watson TF (1998). Interfacial characteristics of resin-modified glass-ionomer materials: a study on fluid permeability using confocal fluorescence microscopy. *J Dent Res* 77(9):1749-1759.
56. Soderholm KJ (1991). Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 7(2):74-83.
57. Soderholm KJ, Roberts MJ (1991). Variables influencing the repair strength of dental composites. *Scand J Dent Res*

- 99(2).173-180.
58. Stangel I, Nathanson D, Hsu CS (1987). Shear strength of the composite bond to etched porcelain. *J Dent Res* 66(9).1460-1465.
59. Swift EJ, Jr., LeValley BD, Boyer DB (1992). Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater* 8(6).362-365.
60. Swift EJ, Jr., Cloe BC, Boyer DB (1994). Effect of a silane coupling agent on composite repair strengths. *Am J Dent* 7(4).200-202.
61. Teixeira EC, Bayne SC, Thompson JY, Ritter AV, Swift EJ (2005). Shear bond strength of self-etching bonding systems in combination with various composites used for repairing aged composites. *The journal of adhesive dentistry* 7(2).159-164.
62. Tezvergil A, Lassila LV, Vallittu PK (2003). Composite-composite repair bond strength: effect of different adhesion primers. *J Dent* 31(8).521-525.
63. Turner CW, Meiers JC (1993). Repair of an aged, contaminated indirect composite resin with a direct, visible-light-cured composite resin. *Operative dentistry* 18(5).187-194.
64. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G (1989). A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17(2).61-67.
65. Vankerckhoven H, Lambrechts P, van Beylen M, Davidson CL, Vanherle G (1982). Unreacted methacrylate groups on the surfaces of composite resins. *J Dent Res* 61(6).791-795.
66. Xirouchaki A, Moore BK, Cochran MA (1997). Shear bond strength of 6 new dentin bond agents. *Journal of Dental Research* 76(21)10-2110.
67. Yang B, Adelung R, Ludwig K, Bossmann K, Pashley DH, Kern M (2005). Effect of structural change of collagen fibrils on the durability of dentin bonding. *Biomaterials* 26(24).5021-5031.

한국접착치의학회 회칙

제1장 총칙

제1조 (명칭)

본회는 "한국접착치의학회(The Korean Academy of Adhesive Dentistry)"라 한다.

제2조 (사무소)

본회는 본부를 서울특별시에 두고 각 시, 도에 지부를 둘 수 있다.

제2장 목적 및 사업

제3조 (목적)

본회는 접착치의학(adhesive dentistry) 분야의 연구·개발과 학술 교류 및 회원 상호 간의 친목을 도모함을 목적으로 한다.

제4조 (사업)

본회는 목적을 달성하기 위하여 다음의 사업을 수행한다.

1. 접착치의학에 대한 연구·개발
2. 학술대회 및 학술집담회를 포함한 다양한 형태의 학술활동

3. 학회지 및 기타 접착치의학 관련 도서의 출판 및 번역

4. 회원의 연구·개발 활동 지원 및 학술정보 교환

5. 국내외 관련 학회들과 학술교류 및 협력

6. 회원 상호 간의 친목 도모

7. 기타 본회의 목적 달성에 필요한 사항

제3장 회원

제5조 (회원의 자격 및 입회)

본회 회원은 본회의 목적에 동의하고 접착치의학 분야에 관심이 있는 자로, 본회에 입회 원서를 제출하고 소정의 입회비 및 연회비를 납부한 후 이사회의 승인을 거쳐 회원 자격을 취득한다.

제6조 (회원의 종류)

본회는 다음과 같은 회원으로 구성된다.

1. 정회원 : 본회의 목적에 동의하는 치과의사 및 관련 분야 연구자
2. 준회원 : 치과대학 및 관련 대학 재학생, 치과기공사 및 치과위생사
3. 명예회원 : 정회원이 아닌 자로서 본회의 목적에 동의하고 본회 발전에 공로가 지대한 자
4. 원로회원 : 만65세 이상으로 20년 이상 본회의 정회원으로 활동한 자

제7조 (회원의 권리)

- ① 회원은 선거권과 피선거권이 있다.
- ② 회원은 정기 총회 및 임시 총회에 출석하여 발언권 및 의결권을 행사할 수 있다.
- ③ 본 회가 발간하는 각종 출판물 및 제 증명을 받는 등 회원으로서 인정되는 모든 권익을 보장 받는다.

제8조 (회원의 의무, 자격 상실 및 윤리)

- ① 회비 납부의 의무: 본 회 회원은 본 회 소정의 회비를 납부하여 본 회의 제반 사업 및 회무에 협조할 의무가 있다. 단, 명예 회원과 원로 회원은 회비납부의 의무를 면제 받는다.
- ② 출석의 의무: 본 회 회원은 최소 연 1회 본 회가 주관하는 학술모임에 참석 하여야 한다.
- ③ 자격 상실: 본 회 회원으로서 연속 2년간 회원의 의무를 이행하지 않을 경우, 이사회 의결에 의해 회원의 자격을 상실할 수 있다.
- ④ 윤리 위배: 회원으로서 치과의사의 윤리에 위배된 행위를 하거나 본 회에 대하여 재산상 손해 또는 명예를 훼손하였을 때에는 이사회 의결과 총회의 동의에 따라 손해배상, 징계 또는 제명 처분될 수 있다.

제4장 조직

제9조 (업무부)

본회는 본회의 목적 및 사업 달성을 위하여 다음의 각 부를 두며, 해당 업무를 관리한다.

1. 총무부 : 회원의 입회 및 관리, 서무, 장단기 발전 계획 기획, 각 부의 업무 조정 및 본회 목적을 달성하기 위한 기타 사항
2. 재무부 : 예산, 결산 편성, 재정 대책, 회비 및 보조금, 찬조금에 관한 사항
3. 학술부 : 학회, 학술집담회 및 각종 교육 관련 사업에 관한 사항
4. 국제부 : 국제학회 교류와 국제학회 정보 제공 및 국외학자 초청, 국외 학술지 안내에 관한 사항
5. 공보·섭외부 : 대외 홍보 및 언론 관리, 유관 단체들과 협조, 각종 행사 진행에 관한 사항
6. 편집부 : 학회지 편집, 출판 및 관련 학술지 수집 및 평가에 관한 사항
7. 보험부 : 의료보험과 관련된 부분에 대한 연구와 조사에 관한 사항
8. 법제부 : 회원 자격 심의, 회칙 및 관련 법규에 대한 유권해석, 치과 의료행위 자문에 관한 사항
9. 정보통신부 : 홈페이지 관리, 자료 구축, 회무 전산화에 관한 사항
10. 자재부 : 자재 정보 및 평가, 유관 업체들과 정보 교환에 관한 사항

제10조 (위원회)

- ① 본회의 목적 수행에 필요한 경우 회장은 각종 위원회를 구성할 수 있으며, 위원장은 회장이

임명한다.

② 위원회의 구성과 업무 및 운영에 필요한 제반 사항은 별도의 규정으로 정하고 이사회의 승인을 받아야 한다.

③ 위원회는 임원의 임기와 관계없이 규정에 의한 업무를 독자적으로 수행한다.

④ 위원회 위원장은 이사회에 참석하여 업무 보고를 한다.

제5장 임원 및 고문

제11조 (임원)

본회는 다음의 임원을 둔다.

1. 회 장 : 1명
2. 부회장 : 4명
3. 상임이사 : 10명 내외
4. 평이사 : 약간 명
5. 감 사 :

제12조 (임원 선출 및 임기)

1. 회장 및 감사는 총회에서 무기명 비밀투표에 의한 다수 득표자로 선출하며, 부회장, 상임이사 및 평이사는 회장이 선임한다.
2. 임원의 임기는 2년으로 하며, 중임할 수 있다.
3. 임원 교체 시에는 1/2 이상 교체하지 않는 것을 원칙으로 한다.

4. 상임이사의 결원이 있을 때에는 회장이 선임하며, 보궐 선임된 상임이사의 임기는 전임자의 잔여 임기로 한다.

제13조 (회장)

회장은 본 회를 대표하고 제 회무를 통괄하며, 본 회 회의 시 의장이 된다.

제14조 (부회장)

부회장은 회장을 보좌하며 회장 유고 시에 이를 승계한다.

제15조 (상임이사 및 평이사)

1. 상임이사는 이사회에서 본 회의 주요 회무를 심의 의결하며, 각각 총무, 재무, 학술, 국제, 공보·섭외, 편집, 보험, 법제, 정보통신, 자재부의 업무를 분장한다.
2. 상임이사 밑에 그에 상응한 하위 부서를 설치하고 간사 및 약간 명의 위원을 선정할 수 있다.
3. 상임이사는 본 회의 회의 및 이사회에 참석하여 각 부의 회무를 보고하여야 한다.
4. 평이사에게는 필요한 경우 회장의 권한으로 특별업무를 위촉할 수 있다.

제16조 (감사)

감사는 회무 및 재정을 감시하고 그 결과를 총회에 보고한다.

제17조 (고문)

1. 역대 회장은 본 회의 고문으로 추대한다.
2. 본 회의 발전에 공헌한 회원은 이사회의 추천, 총회의 의결로 본 회의 고문으로 추대한다.

제6장 이사회

제18조 (구성)

이사회는 회장, 부회장 그리고 각 부의 상임이사로 구성한다.

제19조 (성립 및 임무)

이사회는 과반수 이상이 출석하여 성립하고 다음 사항을 심의, 의결한다.

1. 본 회의 사업 계획, 운영 방침에 관한 사항
2. 업무 진행에 관한 사항
3. 예산 및 결산서 작성에 관한 사항
4. 지부 설치와 운영에 관한 사항
5. 기타 중요한 사항

제20조 (소집)

1. 이사회는 회장이 소집하고 그 의장이 된다.
2. 이사회를 소집하고자 할 때에는 미리 목적을 제시하여 각 이사에 통보하여야 한다.

3. 임시 이사회는 이사 1/3 이상의 요청에 의하여 소집할 수 있다.

제21조 (의결)

1. 이사회의 의결은 출석 이사 과반수의 찬성으로 의결한다. 다만, 가부 동수인 경우에는 회장이 결정한다.
2. 감사는 출석하여 의견을 진술할 수는 있으나 의결권은 없다.

제7장 회의

제 22조 (회의)

본 회의 회의는 정기 총회 및 임시 총회로 한다.

1. 총회는 회장이 의장이 되어 진행한다.
2. 총회의 의결은 출석 회원의 다수결로 결정한다.

단, 회칙의 개정은 출석회원 2/3 이상의 찬성에 의하여 결정한다.

3. 총회의 의결에서 가부동수인 경우에는 회장이 결정권을 가진다.

4. 정기총회는 매년 1 회 개최하며, 11월 중에 개최한다.

5. 임시총회는 이사회의 1/2 또는 회원의 1/3이상의 요청에 의하여 회장이 이를 소집한다.

제23조 (의결 사항)

총회에서의 의결사항은 다음과 같다.

1. 회칙에 관한 사항
2. 예산 결산에 관한 사항
3. 감사의 보고에 관한 사항
4. 사업 계획에 관한 사항
5. 임원 선거에 관한 사항
6. 의장이 필요하다고 인정한 사항

제8장 재정

제24조 (수입)

본 회의 재정은 다음 수입으로 충당한다.

1. 입회비
2. 연회비
3. 찬조금 및 기타

제25조 (회비)

본 회의 회비는 이사회에서 의결하여 총회에서 인준을 받아야 한다.

제26조 (회계의 구성)

본 회의 회계는 일반회계, 기금회계, 특별회계로 구성한다.

제27조 (관리)

1. 각 회계는 본 회의 명의로 금융기관에 계좌를 설정하고, 그 증서를 재무이사가 보관한다.
2. 수입 및 지출과 관련된 장부는 재무이사가 작성하여 보관하고, 매 이사회 때 보고하여야 한다.

제28조 (회계 연도)

본 회의 회계 연도는 11월 1일부터 익년 10월 말일까지로 한다.

제9장 부칙

제29조 (회칙의 개정)

본 회의 회칙을 개정하고자 할 때에는 이사회의 승인을 거쳐 총회에서 출석 회원 3분의 2이상의 찬성으로 의결하며 의결과 동시에 발효한다.

제30조 (예외 사항)

본 회 회칙에 규정되지 않은 사항은 일반 관례에 준하되, 이사회의 동의를 요한다.

제31조 (회칙의 발효)

본 회의 회칙은 2006년 창립 총회에서 통과된 날로부터 시행한다

한국접착치의학회지 투고규정

2014년 6월 1일 제정

1. 투고자격

한국접착치의학회 회원, 접착치의학 및 관련 분야 연구자는 모두 본 학회지에 투고할 수 있다.

2. 원고의 제출처 및 제출 시기

원고는 한국접착치의학회의 홈페이지(www.kaad.or.kr)를 이용하여 전자 투고하는 것을 원칙으로 한다. 원고의 제출 시기는 특별히 정하지 않으며, 원고가 제출된 순서와 진행상황에 따라 순서대로 게재한다. 편집장에게 질문이 필요한 경우 연락처는 다음과 같다.

김덕수, 편집장(Editor-in-Chief)

한국접착치의학회

서울특별시 동대문구 경희대로 23

경희대학교 치과병원 4층 한국접착치의학회 사무실

전화: 02-958-9330,1

Fax: 02-960-5108

E-mail : dentist96@khu.ac.kr

3. 원고의 종류

본 학회지는 원저(Original article), 증례 보고(Case report) 및 종설(Review article) 등을 게재한다. 위에 속하지 않은 기타 사항 및 공고 등의 게재는 편집위원회에서 심의 결정한다.

4. 연구윤리 및 책임

한국접착치의학회지는 인간 및 동물실험에 따른 연구윤리 문제에 대해 대한민국 교육인적자원부와 학술진흥재단의 연구윤리 가이드라인을 준수하며 이차 게재와 이중 게재에 대한 대한의학학술지 편집인협회의 지침을 준수한다. 본 학술지에 실린 논문을 포함한 제 문헌에서 밝히고 있는 의견, 치료방법, 재료 및 상품은 저자 고유의 의견과 발행인, 편집인 혹은 학회의 의견을 반영하고 있지 않으며 그에 따른 책임은 원저의 저자 자신에게 있다.

5. 원고의 언어

원고 및 초록은 국문 또는 영문으로 작성함을 원칙으로 한다. 공식 학술 용어를 사용해야 하며 이해를 돕기 위해 괄호 속에 원어나 한자를 기입할 수 있다. 국문 용어가 없을 경우 원어를 그대로 사용한다. 약어를 사용할 경우에는 본문 중 그 원어가 처음 나올 때 원어 뒤 괄호 속에 약어를 표기하고 그 이후에 약어를 사용한다. 이는 초록에서도 동일하게 적용한다.

표 (table), 그림설명 (figure legend), 참고문헌 (reference)은 국문이나 영문으로 표기한다.

6. 원고의 저작권

제출된 원고를 편집위원회에서 재고 및 편집함에 있어 해당 원고가 본 학회지에 게재될 경우 저작권은 본 학회지에 있다

7. 동의의 획득

연구 대상이 사람이나 동물인 경우 해당연구 기관의 연구윤리위원회(IRB)의 승인을 얻어야 하며 논문 투고 시 반드시 첨부하여 제출하여야 하고 투고 논문의 재료 및 방법에도 이에 관한 문구

를 반드시 명시하여야 한다. 또한, 다음의 경우 원저자 및 당사자의 동의를 사전에 얻어야 한다.

- 1) 이미 출판된 자료나 사진
- 2) 아직 발표되지 않은 자료나 타 연구자와의 개인적인 의견 교환을 통해 입수한 정보
- 3) 인식 가능한 인물 사진 등

원고의 제출 시 위 사항에 대해 본 학회지에서는 원고의 저자가 당사자의 동의를 획득한 것으로 간주하며, 이에 대한 책임은 원고의 저자에게 있다.

8. 원고의 구성

모든 원고는 가능한 한 간결하게 기술하여야 한다. 단위와 기호, 그림, 표, 참고문헌 등의 표기법은 한국접착학회지의 예시를 참조하여 통일되게 작성한다.

1) 표지 (Title page)

제목 (국문투고 시 국문, 영문 모두 표기), 저자명, 학위, 직위, 교신저자 표기(*) 및 모든 저자의 소속을 표기하며, 하단에는 교신저자의 소속, 직위, 주소, 전화 및 Fax 번호, E-mail 주소를 표기한다.

2) 초록 (Abstract)

초록은 국문 또는 영문으로 작성하여 제출한다. 연구 목적, 재료 및 방법, 결과, 결론을 소제목으로 사용하여 국문인 경우 500자, 영문인 경우 250단어 이내로 기술한다. 초록의 말미에는 6개 이내의 주요 단어(key word)를 국문 초록에서는 국문으로, 영문 초록에서는 영문으로 표기한다. 단, 국문 원고의 경우 제목, 저자명, 교신저자의 표기 및 그 소속이 별도로 영문으로 표기되

어야 한다.

3) 서론 (Introduction)

연구의 의의와 배경, 가설 및 목적을 구체적으로 기술한다. 이를 위해 다른 논문을 인용하되 서론의 기술에 필요하며 학계에서 인정되고 있는 필수적인 논문을 가급적 제한하여 인용한다.

4) 연구재료 및 방법 (Materials and methods)

재료와 술식 및 과정을 기술하며, 독창적이거나 필수적인 것만을 기술한다. 통상적인 술식 및 과정으로 이미 알려진 사항은 참고 문헌을 제시하는 것으로 대신한다. 상품화된 재료 및 기기를 표기할 때에는 학술적인 명칭을 기록하고 괄호 속에 상품의 모델명, 조회사명, 도시, 국가명을 표기한다.

5) 결과 (Results)

결과는 총괄적으로 기술하며 필수적이고 명확한 결과만을 제시한다. 표, 그림 등을 삽입하여 독자의 이해를 돕고, 결과를 간략하게 기술하며 세부적인 수치의 열거는 표와 그림을 인용함으로써 대신한다. 표나 그림에 나타나 있는 단위는 국제단위체계(Le Systeme Internationale d'Unites, SI)에 준하여 표기해야 한다.

6) 총괄 및 고안 (Discussion)

서론의 내용을 반복하지 않도록 하고 결과의 의미와 한계에 대해 지적하며, 편견을 줄이기 위해 타 연구의 결과와 어떻게 다른지 반대 견해까지 포함하여 기술한다. 마지막 단락에 전체적인 결론을 간략하고 명확하게 정리하고, 필요한 경우 연구의 발전방향을 제시한다.

7) 감사의 표시 (Acknowledgement)

연구비 수혜 내용과 저자 이외에 연구의 수행에 도움을 준 대상에 대한 감사의 내용 혹은 연구비 수혜 내용에 대하여 기술할 수 있다.

8) 참고문헌 (References)

인용 순서대로 본문에서는 일련번호의 어깨번호를 부여한다. 본문에서 저자명을 표기할 때는 성만을 표기하며, 저자가 2인 이상인 경우 성 사이에 '과(와)' 또는 'and' 를 삽입하고, 3인 이상인 경우 제 1저자의 성만을 표기하고 그 뒤에 '등' 또는 'et al' 을 표기한다. 참고문헌 항에서는 본문에서의 인용 순서대로 기재하며 EndNote (Thomson Scientific) 프로그램을 이용하여 참고문헌을 정리하도록 권장한다. 참고문헌은 영문으로 작성하며, 인용 형식은 Journal of Dental Research의 형식과 동일하게 작성한다.

9) 기타

종설은 접착치의학에 관련한 특정 주제로 하되 개인적인 의견이 아니라 근거에 기반을 둔 결론을 도출하도록 한다. 증례 보고의 양식은 서론, 치료과정, 총괄 및 고안으로 하는 것을 권장한다.

9. 원고의 제출양식

원고는 워드파일에서 글자크기 10으로 작성하고, 원고 전체에 대해서, 2줄 간격으로 저장하여 제출한다. 표와 그림의 경우 출판에 적합한 용량의 파일로 제출하며, 최소 300 dpi에서 5cm X 5cm 이상의 화질(1200 DPI 권장)을 가져야 한다.

*원고 투고시에 반드시 설명 편지 (cover letter)를 제출하여야 한다. 이 편지를 통해 저자는 원고에 대한 설명과 저작권의 양도, 이해관계 및 동의의 획득에 관련된 필요한 사항이 있는 경우 그 내용을 기술하여 원고와 함께 제출한다.

10. 원고의 게재 결정

제출된 원고는 편집위원회에서 위촉한 3명의 학계의 권위자에게 재고 의뢰 후, 게재 여부 및 수정의 필요성을 결정한다. 원고의 게재 결정 후 저자 요청 시 게재예정증명서를 발급할 수 있다.

11. 게재료

원고가 본 학회지에 게재된 경우 게재료는 저자가 부담함을 원칙으로 한다.

한국접착치의학회지
The Journal of Korean Academy of Adhesive Dentistry

4호

2016년 1월 1일 발행

발행인 : 손 호 현

편집인 : 김 덕 수

발행처 : 한국접착치의학회

서울특별시 동대문구 경희대로 23

경희대학교 치과병원 4층

한국접착치의학회 사무실

전화: 02-958-9330,1

Fax: 02-960-5108

E-mail : dentist96@khu.ac.kr



한국/접/착/치/의/학/회
KOREAN ACADEMY OF ADHESIVE DENTISTRY

서울시 동대문구 회기동 1번지 경희의료원 치과병원 보존과 內
TEL : 02)958-9330x2 / FAX : 02) 960-5108 / www.kaad.or.kr



한/국/접/착/치/의/학/회