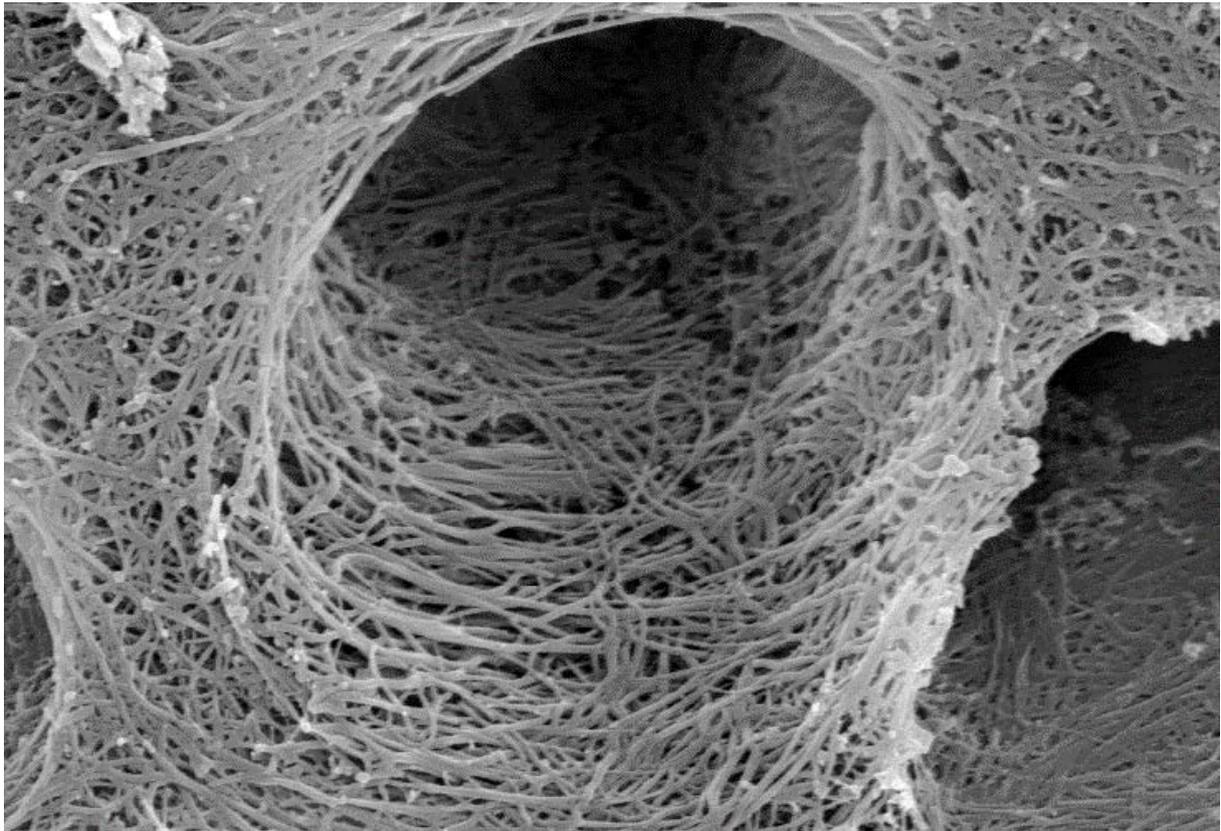


Vol. 4, No. 2, 2017

ISSN 2383-5583

한 국 접 착 치 의 학 회 지

The Korean Journal of Adhesive Dentistry



한/국/접/착/치/의/학/회

The Korean Journal of Adhesive Dentistry

Editor-in-Chief

김 덕 수, DDS, MSD, PhD

서울특별시 동대문구 경희대로 26

경희대학교 치과대학 보존학교실

전화: 02-958-9330,1

Fax: 02-960-5108

E-mail : dentist96@khu.ac.kr

Editorial Board

최 경 규 (경희대학교 치과대학)

박 성 호 (연세대학교 치과대학)

박 정 원 (연세대학교 치과대학)

장 주 혜 (서울대학교 치과대학)

김 선 영 (경희대학교 치과대학)

신 유 석 (연세대학교 치과대학)

장 지 현 (경희대학교 치과대학)

백 장 현 (경희대학교 치과대학)

The Korean Journal of Adhesive Dentistry

Vol. 4, No. 2, 2017

CONTENTS

Original Articles

- 3 범용 상아질 접착제와 섬유 강화형 포스트의 결합강도에 대한 연구
 최재필, 김덕수
- 19 Self-adhesive 레진 시멘트가 세라믹 수복물의 crack 발생에 미치는 영향
 허진영, 박정원

Case Reports

- 31 Management of severely compromised multiple teeth with orthodontic extrusion : case
 report
 이유민, 장지현
- 36 근관치료를 완료한 전치의 CAD/CAM 수복: Case Report
 김현정, 김덕수, 최경규

범용 상아질 접착제와 섬유 강화형 포스트의 결합강도에 대한 연구

최재필¹, 김덕수^{2*}

¹경희의료원 치과병원 치과보존과, ²경희대학교 치과대학 보존학교실

*교신저자

김덕수, Associate professor, D.D.S, M.S.D, Ph.D. 경희대학교 치과대학 보존학 교실

서울시 동대문구 경희대로 26

TEL +82-2-958-9330, FAX +82-2-960-5108

E-Mail: dentist96@naver.com

강화형 포스트

초록

근관치료 후 섬유강화형 포스트의 사용은 날로 증가하고 있다. 포스트 접착을 위해 다양한 상아질 접착제와 레진시멘트가 사용된다. 최근 소개된 범용 상아질 접착제들이 포스트 접착에 미치는 영향에 대하여 연구하였다. 35개의 발거된 단근치를 근관치료한 후, 7개의 실험군으로 나누었다; 1) UC : rely-x Unicem, 2) SB : Single Bond 2 + Rely X Ultimate, 3) OS : One-step + Duo-link, 4) XB : XP-Bond + Self-cure activator + Core X Flow, 5) SU : Single Bond Universal + Rely X Ultimate, 6) AU : All-Bond Universal + Duo-link, 7) PE : Prime & Bond Elect + Self-cure activator + Core X Flow. 각 실험군에 따라 포스트 접착을 시행한 후 push-out bond strength를 측정하고 결합계면을 FE-SEM으로 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 측정된 결합강도는 다음의 순서와 같았다; SB > SU > PE > AU > OS > UC > XB. FE-SEM 분석에서는 결합강도와의 연관성은 나타나지 않았다. 이러한 실험 결과를 통해 범용 상아질 접착제가 포스트 접착에 유용함을 확인할 수 있었다.

*주요 단어: 범용 상아질 접착제, 섬유

서론

근관치료를 시행한 치아의 수복에 있어, 섬유강화형 포스트의 사용은 점차 늘어나고 있다(Goracci and Ferrari 2011). 섬유강화형 포스트의 접착에는 상아질 접착제, 레진시멘트를 이용하며, 치질과 포스트의 결합강도를 향상시키기 위한 다양한 제품들이 개발되었다. 이중산부식형 접착제와 이중중합형 레진시멘트의 조합이 가장 신뢰할 수 있는 방법으로 소개되고 있으나, 이러한 방법은 기술적 민감도가 높은 측면이 있다(Dietschi et al. 2008).

따라서 술식의 편리성을 도모하고, 기술적 민감도를 낮추기 위하여 간소화된 접착시스템이 개발되었다. 이러한 접착술식의 간소화는 새로운 문제를 야기할 수 있다(De Munck et al. 2005; Tay and Pashley 2003). 바로 산성 단량체와 자가중합형 레진의 구성성분인 tertiary amine과의 적합성의 문제이다(Schittly et al. 2010). 이중중합형 레진시멘트를 사용하는 섬유강화형 포스트의 접착에서도 유사한 문제가 나타날 수 있다. Pfeifer 등은 (Pfeifer et al. 2003) 광투과가 제한되는,

섬유강화형 포스트의 접착에 있어 이러한 적합성의 문제가 더욱 두드러질 수 있다고 하였다. 특히 치근단으로 갈수록, 이중중합형 레진시멘트의 중합은 광투과가 제한되어 화학적인 중합에 의존할 수 밖에 없기 때문이다⁸. 이러한 간소화된 접착시스템의 사용이 섬유강화형 포스트의 접착에 미치는 영향에 대한 연구결과는 매우 다양하게 나타나고 있다. Radovic 등은 (Radovic et al. 2008) 자가접착형 레진시멘트를 이용한 섬유강화형 포스트의 접착이 기존의 접착제와 유사하였음을 주장한 반면, Mazzoni 등은 (Mazzoni et al. 2009) 섬유강화형 포스트의 치근 상아질에 대한 결합강도의 비교연구 결과, 산부식형 접착제와 이중중합형 레진시멘트의 조합은 자가접착형 레진시멘트에 비하여 보다 안정적인 결합강도를 나타냈다고 하였다. 이러한 상반된 연구를 고려할 때, 섬유 강화형포스트의 접착에 있어 사용한 접착시스템에 따라 그 결합강도가 영향을 받을 수 있음을 알 수 있다.

기존의 간소화된 접착시스템의 단점을 보완하기 위하여 2012년 범용 상아질 접착제 (universal dentin adhesive)가 소개되었다. 범용상아질 접착제는 1단계 자가부식형 접착제와 적용방식이 유사하지만, 소수성을 높임으로써, 내구성을 증가시켰으며, 완전 산부식 접착으로도 적용이 가능한 ‘multi-mode’ 접착제이다. 이는 지금까지 상아질 접착제가 발전해오는 과정에서 보완된 것으로, 기존 Bis-GMA 단량체에 highly cross-linking monomer를 첨가하여, 중합 후의 소수성을 높임으로써, 부가적인 소수성 접착레진의 도포가 필요없는 1단계 접착제로의 사용이 가능해졌다.

그러나 이러한 접착제의 소수성의 증가만으로 결합강도를 향상시킬 수 없기 때문에, 소수성을 가지면서 결합력이 우수한 기능성 단량체의 사용이 필요하게 되었다. MDP는 기존의 기능성 단량체 중 가장 소수성이 높다고 알려져 있다. 또한, 수산화인회석의 칼슘이온과 이온결합하여, 안정적인 MDP-Ca salts를 형성함으로써, 기존의 기능성 단량체들보다 화학결합 능력이 우수하다 (Yoshida et al. 2012). MDP와 highly cross-linking monomer의 사용으로 결합강도를 향상시키면서도, 내구성이 있는 접착이 가능하게 되었다. 또한 HEMA 성분과 접착제 자체의 수분을 최소화하였으며, pH 또한 높은 것으로 알려져 있다. 이러한 특징으로, 직접 수복뿐 아니라 간접수복에도 이용할 수 있으며, 특히 이중중합 레진과의 적합성에도 문제가 없다고 알려져 있다. 이러한 범용 상아질 접착제의 특징을 고려하여 볼 때, 섬유 강화형포스트를 이용한 수복에 있어 이점이 있을 것으로 생각되지만, 현재 범용 접착제와 이중중합형 레진시멘트를 이용한 섬유강화형포스트의 실제적인 결합강도를 비교한 연구가 부족한 상황이다.

본 연구의 목적은 push-out 결합강도의 측정과 전계방사 주사전자현미경을 통한 접착계면의 관찰을 통해 범용 상아질 접착제가 섬유 강화형 포스트의 결합강도에 미치는 영향을 기존의 접착제와 비교하고자 한다.

실험재료 및 방법

실험재료

2013년 9월 1일 이후, 경희대학교

치과병원 구강악안면외과에서 발거된 하악소구치 중 단근관을 가지며, 건전한 치아 35개를 선택하였다 (KHD IRB 1303-4). 치아는 치근면을 hand scaler를 사용하여 연조직을 제거한 뒤에, 1% chloramine T 용액에 담가 4°C에서 보관하였다. 각 치아는 백악법랑경계 상방의 치관을 제거하였다. 남은 치근의 길이가 14 mm 이상인 치근만을 사용하였다. 이중 push-out 결합강도 측정을 위하여 21개, 전계방사 주사전자현미경을 통한 접착계면 관찰을 위하여 14개의 치아를 사용하였다. 각 치아는 섬유 강화형 레진 포스트의 접착에 사용한 접착시스템을 기준으로 한

실험군에 따라 임의로 분배하였다.

본 실험에서는 섬유 강화형 레진시멘트의 접착에 있어, 3종의 범용 상아질 접착제와 2-step etch-and-rinse 접착제 3종을 사용하였으며, 동일 제조사의 이중중합형 레진시멘트를 사용하였다. 대조군은 자가접착형 레진시멘트 1종을 사용하였다 (Table 1). 포스트는 섬유 강화형 레진 포스트인 size 2의 X-Post (DentsplyDeTrey GmbH, Konstanz, Germany)를 사용하였다. 실험군은 섬유강화형 레진 포스트의 접착에 사용한 접착시스템을 기준으로 분류하였으며, 다음과 같다 (Table 2).

Table 1. The materials and application procedures used in the study

| Adhesive system (Manufacturer) | Adhesive strategy | Composition |
|---|----------------------|--|
| | | Dentin Pretreatment, Luting agent application |
| Rely-X Unicem (3M ESPE) | Self-etch | <i>Paste A</i> : glass powder; silica; calciumhydroxide; substitute pyrimidine; peroxy compound; pigment; initiator <i>Paste B</i> : methacrylated phosphoric ester; dimethacrylate; stabilizer, initiator |
| | | 1. Rinse with water. Dry by blowing with an air syringe and with paper point. 2. Begin apically in the root canal and dispense cement. Seat the post immediately. Apply moderate pressure while removing excess with appropriate instruments or a cotton pellet. 3. Light cure cement for 40 s |
| Single Bond 2 Rely X Ultimate (3M ESPE) | Etch- and-rinse | <i>Adhesive</i> : dimethacrylates; HEMA; polyalkenoid acid copolymer; colloidal silica; ethanol; water; photoinitiator <i>Cement</i> Base paste: Methacrylate monomers,; radiopaque, silanated fillers; initiator components; stabilizers; rheological additives Catalyst paste: Methacrylate monomers; radiopaque alkaline |

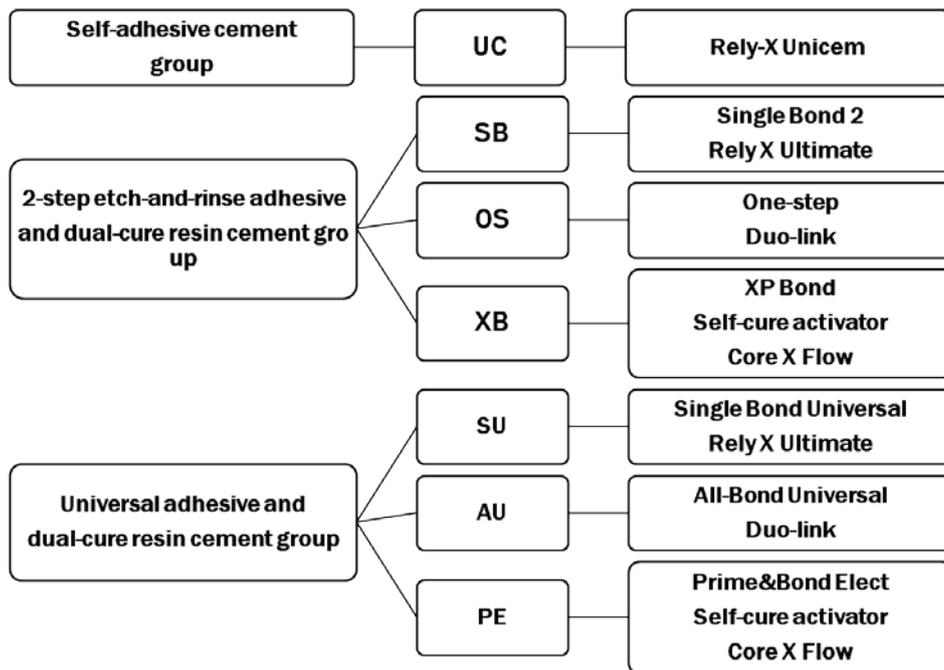
| | | |
|---|-----------------------|---|
| | | <p>(basic) fillers; initiator components,; stabilizers; pigments; rheological additives; fluorescence dye; dark cure activator for ScotchbondUniversal adhesive</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Apply total etch (37% phosphoric acid) for 15 s. Rinse with water and dry with paper points. 2. Apply the adhesive to the root canal, leave it in place for 20 s. Remove excess adhesive with paper points. Dry with gentle airflow. Light cure for 20 s. 3. Begin apically in the root canal and dispense cement. Seat the post immediately. Apply moderate pressure while removing excess with appropriate instruments or a cotton pellet. 4. Light cure cement for 40 s |
| <p>One-step Duo-link (Bisco)</p> | <p>Etch-and-rinse</p> | <p><i>Adhesive:</i> BPDM; Bis-GMA; HEMA; acetone; photo-initiator <i>Cement</i></p> <p>Base paste: Bis-GMA; triethyleneglycoldimethacrylate; urethane dimethacrylate; glass filler</p> <p>Catalyst paste: Bis-GMA triethyleneglycol; dimethacrylate; glass filler</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Apply total etch (37% phosphoric acid) for 15 s. Rinse with water and dry with paper points. 2. Apply the adhesive to the root canal, leave it in place for 20 s. Remove excess adhesive with paper points. Dry with gentle airflow. Light cure for 20 s. 3. Fill Duo-link and inject it in the canal. Start at the apical end of the canal and withdraw the tip towards the pulp chamber. Or, use the dual-syringe root canal mixing tip. Seat the post into the canal gently and maintain firm pressure for 5-10 seconds once the post is seated. 4. Remove excess cement and light cure for 40 seconds |

| | | |
|--|----------------------------|--|
| <p>XP Bond Self-cure activator Core X Flow (DentsplyDeTrey)</p> | <p>Etch- and-rinse</p> | <p><i>Adhesive:</i> PENTA; TCB; HEMA; TEGDMA; UDMA; tert-butanol, nanofiller; CQ; stabilizer <i>Self-cure activator:</i> Mono- and Di-methacrylate Resins; Catalyst; Photoinitiators; Stabilizers; Acetone; Water <i>Cement:</i> Polyfunctional methacrylate resin based on polysiloxane; Highly dispersed silicone dioxide; 2-Butanylethyl-4 dimethylamino benzoate; Phosphine oxide photoinitiator; Camphorquinone, Butylated hydroxytoluene; UV stabilizer; Silanated barium-alumino-boro-silicate glass; Titanium dioxide pigment</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Apply total etch (37% phosphoric acid) for 15 s. Rinse with water and dry with paper points. 2. Mix one drop each of XP Bond and Self-cure activator. Apply the mixture to the root canal, leave it in place for 20 s. Remove excess adhesive with paper points. Dry with gentle airflow. 3. Begin apically in the root canal and dispense cement. Seat the post immediately. Apply moderate pressure while removing excess with appropriate instruments or a cotton pellet. 4. Light cure cement for 40 s |
| <p>Single Bond Universal Rely X Ultimate (3M ESPE)</p> | <p>Self-etch</p> | <p><i>Adhesive:</i> methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate; phosphate monomer; dimethacrylate resins; hydroxyethyl methacrylate; methacrylate-modified polyalkenoic acid copolymer; filler; ethanol,; water; initiators; silane <i>Cement</i> Base paste: Methacrylate monomers; Radiopaque; silanated fillers; Initiator components,;Stabilizers; Rheological additives Catalyst paste: Methacrylate monomers,; Radiopaque alkaline (basic) fillers; Initiator components; Stabilizers; Pigments; Rheological additives; Fluorescence dye; Dark cure activator for Scotchbond Universal adhesive</p> |

| | | |
|--|--------------------|---|
| | | <ol style="list-style-type: none"> 1. Apply the adhesive to the root canal, leave it in place for 20 s. Remove excess adhesive with paper points. Dry with gentle airflow. Light cure for 20 s. 2. Begin apically in the root canal and dispense cement. Seat the post immediately. Apply moderate pressure while removing excess with appropriate instruments or a cotton pellet. 3. Light cure cement for 40 s |
| All-Bond Universal Duo-link (Bisco) | Etch- and-rinse | <i>Adhesive:</i> BisGMA; MDP; HEMA; Ethanol; Water; Initiators <i>Cement</i> Base paste: Bis-GMA triethyleneglycoldimethacrylate urethane dimethacrylate; glass filler Catalyst paste: Bis-GMA triethyleneglycoldimethacrylate; glass filler |
| | | <ol style="list-style-type: none"> 1. Apply total etch (37% phosphoric acid) for 15 s. Rinse with water and dry with paper points. 2. Apply the adhesive to the root canal, leave it in place for 20 s. Remove excess adhesive with paper points. Dry with gentle airflow. Light cure for 20 s. 3. Fill Duo-link and inject it in the canal. Start at the apical end of the canal and withdraw the tip towards the pulp chamber. Or, use the dual-syringe root canal mixing tip. Seat the post into the canal gently and maintain firm pressure for 5-10 seconds once the post is seated. 4. Remove excess cement and light cure for 40 seconds |
| Prime&Bond Elect Self-cure activator Core X Flow (DentsplyDeTrey) | Self-etch | <i>Adhesive:</i> Mono-, di- and trimethacrylate resins; PENTA (dipentaerythritolpenta acrylate monophosphate); Diketone; Organic phosphine oxide; Stabilizers; Cetylaminehydrofluoride; Acetone; Water <i>Self-cure activator:</i> : Mono- and Di-methacrylate Resins; Catalyst; Photoinitiators; Stabilizers; Acetone; Water Cement: Polyfunctional methacrylate resin based on polysiloxane; Highly dispersed silicone dioxide; 2-Butanylethyl-4 dimethylamino benzoate; Phosphine oxide photoinitiator; Camphorquinone, Butylated hydroxytoluene; UV stabilizer; Silanated barium-alumino-boro-silicate glass; Titanium dioxide pigment |

| | | |
|--|--|--|
| | | <p>1. Mix one drop each of Prime&Bond Elect and Self-cure activator. Apply the mixture to the root canal, leave it in place for 20 s. Remove excess adhesive with paper points. Dry with gentle airflow. Light cure for 20 s.</p> <p>2. Begin apically in the root canal and dispense cement. Seat the post immediately. Apply moderate pressure while removing excess with appropriate instruments or a cotton pellet.</p> <p>3. Light cure cement for 40 s</p> |
|--|--|--|

Table 2. Experimental group and adhesive systems



시편제작

치아는 백악법랑경계 부위에서 치관을 제거하고, 남은 치근에 대한 근관형성을 시행하였으며, 근관장은 치근단에서 1mm 짧은 지점으로 설정하여, 2.5% sodium hypochlorite 세척하에, Gates-Glidden drills #2-#4 (Maillefer, Ballaigues, Switzerland), Profile #25 04, #30 04 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany)를 순차적으로 사용하였다. 이 후, 근관의 충전을 위해 최종 근관장 파일과 같은 크기의 gutta-percha를 선택하였다. Gutta-percha의

근단부에 AH-26 sealer (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany)를 얇게 도포하여 작업장까지 삽입한 후, system B (Analytic Technology, Redmond, WA, U.S.A)와 Obtura-II (Obtura/Spartan, Fenton, U.S.A.)를 이용하여, continuous wave technique으로 근관을 충전하였다. 근관충전 후, 시편을 24시간 동안 보관하였다. 제조사에서 제공한 #2 drill(Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany)을 이용하여 9mm 깊이의 포스트 공간형성을 시행하였다. 포스트 공간을 2.5% sodium hypochlorite로 세척한 뒤, 페이퍼 포인트로 건조하였다. 이후,

레진시멘트와 상아질 접착제를 사용한 포스트 접착은 각 접착시스템에 따라 제조사의 지시사항을 준수하여 시행하였다 (Table 2). 레진시멘트의 근관내 적용에 있어, elongation tip을 이용하였으며, tip을 포스트 공간의 가장 깊은 곳에서부터 위로 살짝 들어올리면서 주입하였다. 광조사는 Bluephase 20i (IvoclarVivadent AG, Schann, Liechtenstein)을 사용하였다.

Push-out 결합강도 측정

포스트가 접착된 모든 치근은 실온의 증류수에 24시간 동안 보관하였다. 검사를 위하여 각 군당 3개의 치근을 사용하였다 (총 21개, 실험군당 시편 11-16개). 각 치근은 고속의 diamond wheel saw (Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, U.S.A.)를 이용하여, 치근의 장축에 수직으로 횡단면을 얻을 수 있도록 절단하였다. 시편의 두께는 1mm로 하여, 1개의 치근당 3-4개의 절편을 제작하였다.

실험을 위해 제작한 jig와 universal testing machine (EZ test, Shimadzu Co., Kyoto, Japan)을 이용하였다. Push-out test시, 1mm 직경의 plunger는 포스트에만 접촉시키고, 0.5mm/min의 속도로 하중을 가하였다¹⁴.

결합강도는 탈락 시에 가해진 하중을 접착면적으로 나누어 계산하였다. 각 전편의 접착면적(S_L)은

$$S_L = \pi(R + r)[h^2 + (R - r)^2]^{0.5}$$

의 공식을 이용하여 계산하였으며, π 는 3.14, h 는 시편의 두께(mm), R 은 포스트의 치관측 부위의 직경(mm), r 은 포스트의 근관측 부위의 직경(mm)을 측정하여 사용하였다.

전계방사 주사전자현미경을 통한

접착계면의 관찰

주사전자현미경 관찰을 위해 포스트를 접착한 치근을 각 군당 2개씩 (총 14개) 배정하였다. 치아 장축과 평행한 방향의 시편 제작하였다. 절편의 세척 및 탈회를 위하여, Uni-etch (Bisco Inc., Schaumburg, IL, U.S.A.)로 5초간 산부식 한 뒤에, 5% NaOCl 용액에 5분간 담가두었다.

이 후, 각 시편의 처리 뒤에, 전계방사 주사전자현미경 (S-4700; Hitachi High Technologies Co., Tokyo, Japan)하에서 각 군에서의 섬유포스트, 레진시멘트 및 치근 상아질 간의 계면을 관찰하였다.

통계분석

각 군의 push-out 결합강도 값은 통계분석 프로그램인 SPSS 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)에서 Kruskal-Wallis Test을 이용하여, 비교분석 하였고, 사후검정에는 Tukey test를 이용하였다. ($\alpha=0.05$).

실험 결과

Push-out 결합강도

각 접착시스템에 따른 Push-out결합강도값을 Table 3에 정리하였다. 모든 실험군 중 SB군이 유의성 있게 가장 높은 결합강도를 나타내었으며, XB군의 결합강도가 가장 낮게 나타났다. OS와 XB군을 제외한 실험군에서 대조군인 UC군보다 유의성있게 높은 결합강도를 나타내었으며 ($p<0.05$), OS, XB, UC군의 결합강도 간에는 유의차가

나타나지 않았다 ($p>0.05$). 또한, 범용상아질 접착제를 사용한 실험군 (SU,AU,PE군)의 결합강도 값은 동일 제조사의 2-step etch-and-rinse 상아질

접착제를 사용한 실험군 (SB,OS,XB군)과 비교하여, 결합강도 값이 유사하거나 혹은 증가하였음을 알 수 있었다.

Table 3. Push-out Bond Strength and standard deviation

| Classification | Group | Push-out Bond Strength (MPa) |
|--|-------|------------------------------|
| Self-adhesive resin cement | UC | 3.90±1.41 ^{cd} |
| 2-step etch-and-rinse adhesive Dual cure resin cement | SB | 8.29±1.75 ^a |
| | OS | 4.29±2.19 ^{bcd} |
| | XB | 2.84±2.33 ^d |
| Universal dentin adhesive Dual cure resin cement | SU | 7.51±2.31 ^a |
| | AU | 5.74±2.31 ^{abc} |
| | PE | 6.66±2.69 ^{ab} |

*same superscript means no statistical significant difference

전계방사 주사전자현미경을 통한

접착계면의 관찰

모든 실험군에서 치근 상아질과 레진 시멘트의 사이에서 불연속적인 간극이 발견되었다. 그러나 섬유 강화형포스트와 레진 시멘트 사이에서의 간극은 드물었다. 치근 근침부에서는 보다 명확한 resin tag가 관찰되지 않았으며, 간극 또한 빈번히 관찰되었다. 각 실험군의 접착계면의 관찰 결과, SU와 SB군의 경우(Figs. 1-2), 섬유 강화형 포스트와 레진 시멘트, 그리고 치근상아질 간에 가장 긴밀한 접착이 이루어진 것으로 관찰되었으며, SU군의 경우, 드물게 섬유 강화형 포스트와 레진시멘트 사이에서 5~10 μ m 가량의 간극이 발견되었다. PE군의 경우 (Fig. 3)에도, 치근상아질과 레진시멘트 사이의 긴밀한 접착을 관찰할

수 있었고, SU군과 유사하게 섬유 강화형 포스트와의 간극이 관찰되었다. XB군은 (Fig. 4) 다른 실험군들에 비해서 비교적 짧은 resin tag와 치근상아질과의 접착계면에서의 간극이 관찰되었다. AU군의 경우 (Fig.5), 비교적 짧은 resin tag와 접착계면에서의 간극을 관찰할 수 있었다. OS군은 (Fig. 6) 명확한 resin tag와 혼성층을 나타내는 것으로 보이지만, 치근상아질과 레진시멘트와의 접착계면에서의 간극을 관찰할 수 있었다. UC군의 경우 (Fig. 7), resin tag의 관찰은 어려웠지만, 치근상아질과 레진시멘트가 긴밀하여 간극은 적게 관찰되었다.

Fig 1. FE-SEM image of SU group. Image shows adequate adaptation in most of the bond interface but depicted gaps between resin cement and fiber post.

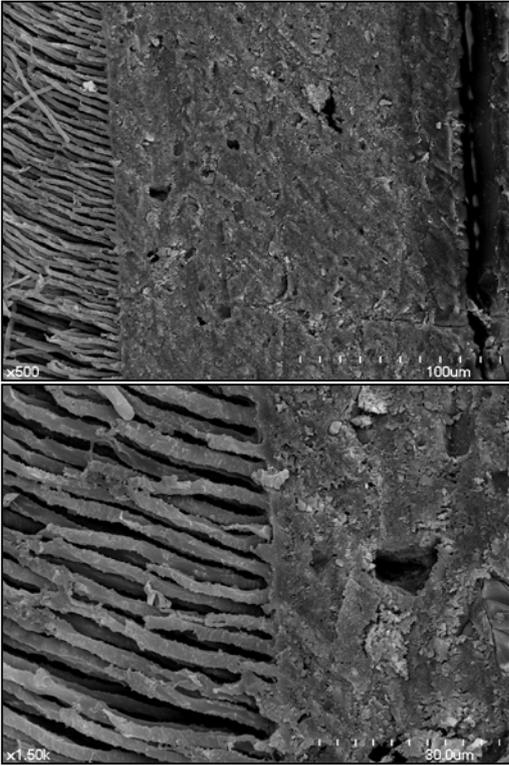


Fig 2. FE-SEM image of SB group. A close contact between luting cement and root canal walls are observed.

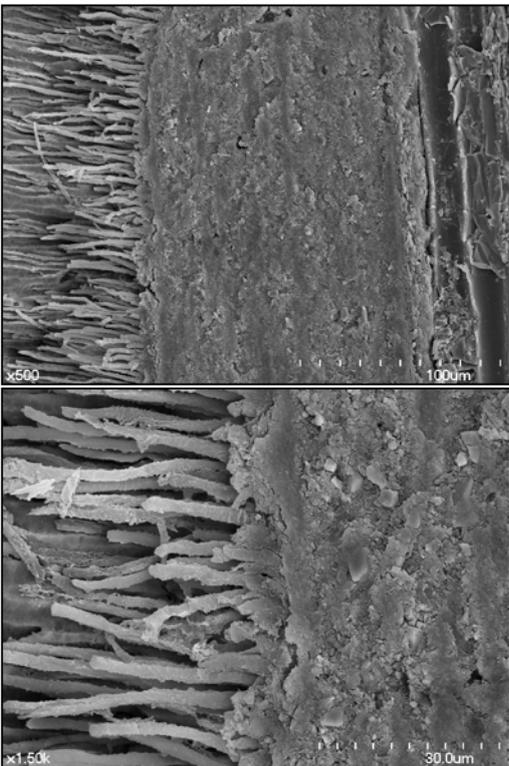


Fig 3. FE-SEM image of PE group. Image

shows adequate adaptation in most of the bond interface but depicts gaps between resin cement and fiber post.

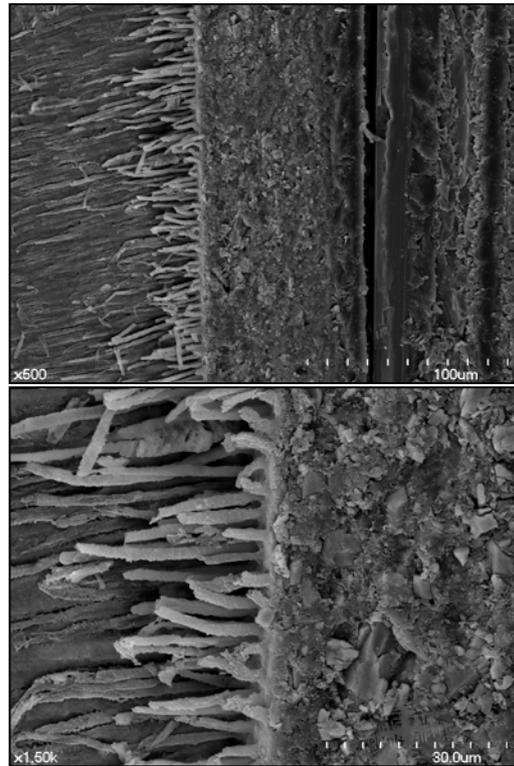


Fig 4. FE-SEM image of XB group. Shallow resin tags are observed.

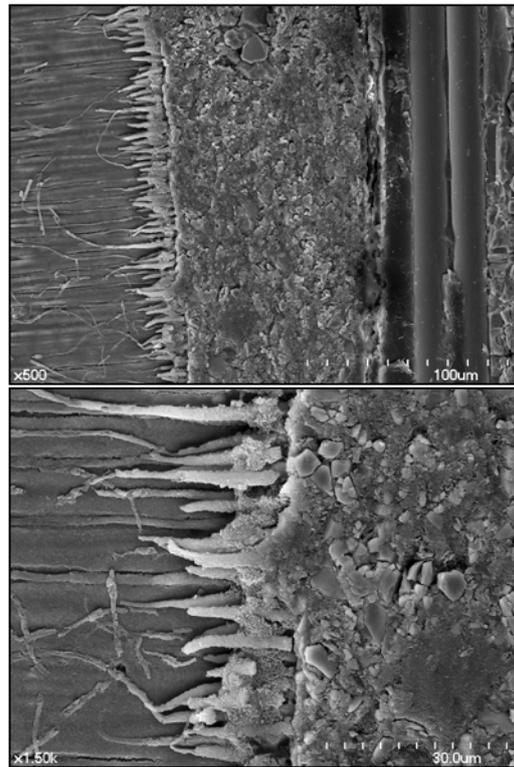


Fig 5. FE-SEM image of AU group. Gaps in the hybrid layer and shallow resin tags are observed.

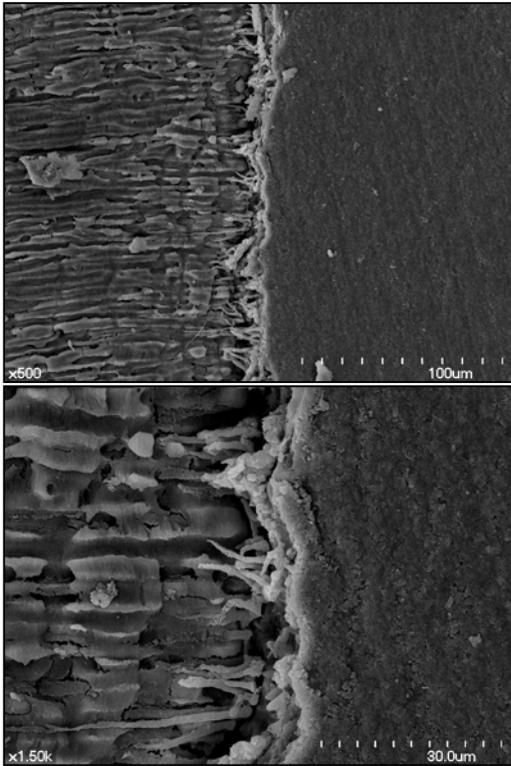


Fig 6. FE-SEM image of OS group. Long and uniformly formed resin tags are visible but a gap in the hybrid layer is clearly visible.

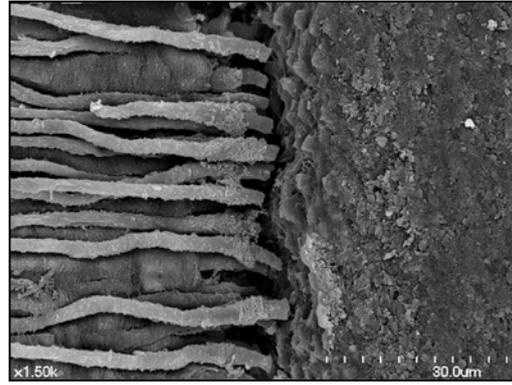
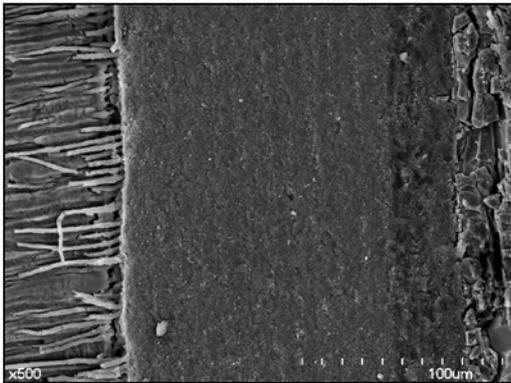
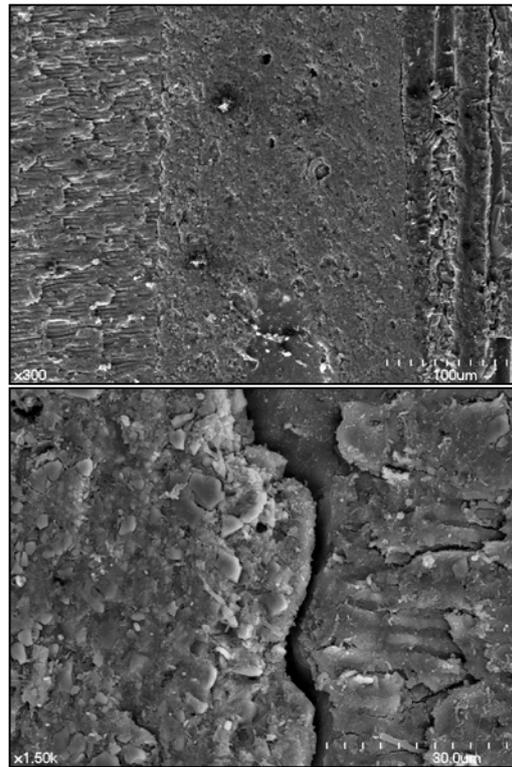


Fig 7. FE-SEM image of UC group. Even though the self-adhesive luting cements are unable to produce a hybrid layer, good adaptation in most of the cement/dentine interfaces has been observed.



총괄 및 고안

본 연구에서는 치근 상아질에 대한 섬유 강화형포스트의 push-out 결합강도를 측정하고 그 계면을 관찰하여, 범용 상아질 접착제를 사용한 접착시스템과 기존의 접착시스템과의 성능을

비교하고자 하였다. 각 접착시스템에 따른 결합강도 값을 분석한 결과, 섬유 강화형 포스트의 접착에 사용한 접착시스템에 따라 유의한 차이가 있음을 알 수 있었다.

본 연구에서 접착시스템의 적용은 제조사의 지시사항을 준수하였으며, 접착제와 레진 시멘트의 조합 또한 동일 제조사의 제품을 사용하도록 하였으나, 섬유 강화형 레진 포스트의 경우 X-Post (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany)만을 사용하였다. 그 이유는 수종의 섬유 강화형포스트의 형태와 조성을 평가해 보았을 때, Rely-X Fiber Post (3M ESPE, St Paul, MN, USA)와 DT Light Post (RTD Grenoble, France), 그리고 본 실험에 사용한 X-Post (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Germany)가 포스트 섬유의 조성에 있어서만 약간의 차이를 보이는 것을 제외하고는 모두 double taper를 가진 epoxy resin matrix의 제품으로 동일하였기 때문이며, 포스트의 차이에 따른 변수를 배제하기 위함이다.

섬유 강화형 레진 포스트의 접착에 있어, 일부 접착시스템의 사용은 레진 시멘트와의 적합성의 문제를 발생시킨다 (Radovic et al. 2008). 이러한 일부 접착제 (2-step etch-and-rinse, 1-step self-etching adhesive)의 미중합된 산성 단량체와 이중중합 레진시멘트의 tertiary amine이 반응하여 레진시멘트의 불완전한 중합을 야기한다 (Suh et al. 2003). 레진시멘트의 중합저하는 접착계면에서 발생하며 초기 결합을 약화시키고, 미세누출을 유발하여 장기적인 내구성에 영향을 준다. Sanares 등은 (Sanares et al. 2001) 2-step etch-and-rinse 접착제와 자가중합형 레진과의 미세인장 결합강도 측정을 통해 이와

같은 적합성과 접착제의 pH가 연관성이 있음을 발표하였다. 상아질 접착제와 이중중합형 레진과의 결합강도는, 접착제의 pH값이 낮아짐에 따라 감소한다. 본 연구의 push-out 결합강도 측정에서, SB군의 결합강도가 가장 높게 나타났으며, SU, AU, PE군은 이와 통계적으로 유의차가 없었다. XB군의 결합강도는 가장 낮았으며, UC 및 OS군은 이와 유의차가 없었다. XB군에서 사용된 XP Bond의 pH가 2.1 이하인 것과 높은 결합강도를 나타내는 SB군의 Single Bond 2 가 pH가 3.6, SU군의 Single Bond Universal의 pH가 2.7, AU군의 All-Bond universal의 pH가 3.2 인 것은 이러한 결과와 어느 정도 일치하는 경향성을 보이며, 접착제의 pH를 통해 이러한 적합성의 문제에 대한 예측이 가능함을 알 수 있었다. 그러나 OS군의 결합강도는 One-step의 pH값이 4.6 인 것을 고려할 때, 본 실험결과의 경향성을 벗어나는 결과를 나타내었다. 이러한 결과는 One-step의 용매의 차이에 의한 것으로 생각된다. Acetone을 용매로 하는 접착제는 상아질의 깊이와 치수압에 대한 민감성이 높음이 보고되어 있다 (Giannini et al. 2001). 따라서 높아진 기술적 민감성과 근관의 불규칙성에 의해서 본 연구의 진행시 적절한 접착이 시행되지 못하였고, 이에 따라 표준화된 섬유 강화형포스트의 접착이 이루어지지 않은 것으로 생각된다. 따라서 섬유 강화형 포스트의 접착에 있어 acetone을 용매로 한 접착시스템의 사용 시, 세심한 주의를 기울여야 할 것으로 생각된다. 또한, XB군의 경우 용매로 사용되는 butanol과 물이 압축공기로는 완전히 증발되지 않음이 보고된 바 있다. 특히, 이러한 현상은

치근단 1/3 부위에서 더욱 뚜렷하게 나타날 수 있는데, 이는 접착제의 흐름성에 의해 치근단 1/3 부위의 접착층이 과도하게 두꺼워지기 쉽고, 용매의 증발이 쉽지 않기 때문이다 (Faria e Silva et al. 2007). 본 연구에서 페이퍼 포인트와 압축공기를 이용한 건조과정을 시행하였음에도, 접착제의 용매가 충분히 증발되지 않았을 수 있다. 이러한 요인들이 XB군의 낮은 push-out 결합강도와 연관성을 가질 것으로 생각된다.

따라서 섬유 강화형 레진 포스트의 접착을 위한 접착제의 선택에 있어서, 높은 pH값을 가지며, 기술적 민감도가 낮은 접착제를 사용하는 것은 보다 예지성 있는 접착을 시행하는 데 있어 의미가 있을 것으로 생각된다.

자가중합 활성제와 amine이 첨가되지 않은 레진시멘트는 산성 단량체에 의한 적합성 문제를 개선하기 위한 방법으로 소개되었다. Benzene/arylsulphinate salts 성분의 자가중합 활성제의 효과는 접착제의 산성 단량체와 tertiary amine과의 불필요한 화학반응을 억제한다(Tay et al. 2003). 따라서 일부 접착시스템에서 자가중합/이중중합형 레진을 사용시에는, 자가중합 활성제의 사용을 권장하고 있다. 또한, UC군의 Rely-X unicem 또한 해당 성분을 포함하고 있는 것으로 알려져 있다 (Arrais et al. 2009). 본 연구의 XB, PE군에서도 제조사의 지시사항에 따라 접착제와 자가중합 활성제를 혼합하여 적용하였다. 그러나 본 연구에서는 결합강도 증가에 있어, 적합성이 개선되었다는 뚜렷한 경향을 발견하기 어려웠다. 이는 André LF Silva 등의 연구결과와 유사한데, 접착층 자체의

투과성이 그 이유로 제시되었다 (Faria e Silva et al. 2007). Amine 성분이 없는 몇몇의 이중중합 레진시멘트는 산성의 단량체와 tertiary amine의 불필요한 화학반응을 배제하기 위한 목적으로 출시되었다. 본 연구에서 SB, SU 군에 사용한 Rely-X Ultimate(3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.)가 이에 해당하며, 해당 실험군은 높은 push-out 결합강도와 긴밀한 접착계면을 관찰할 수 있었다. 그러나 본 연구결과로 레진시멘트와 접착제와의 적합성이 개선되었다는 결론을 내릴 수 없으며, 이에 대한 후속연구가 필요할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 자가접착형 레진 시멘트인 Rely-X Unicem (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, U.S.A.)을 대조군으로 사용하였다. 자가접착형 레진시멘트의 경우, 그 적용방법이 간단하기 때문에, 근관내 적용에 따른 기술적 민감도를 줄여, 섬유 강화형 포스트의 접착에 있어 그 사용이 증가하고 있다. 여러 연구들에 의해 섬유 강화형 포스트의 접착에 있어 우수한 결과가 보고된 바 있다 (Bitter et al. 2006; Onay et al. 2010). 이는 자가접착형 레진시멘트가 수분에 대한 저항성을 가지는 것과 시멘트/상아질의 계면에서의 좋은 적합도를 이유로 들 수 있다. 본 실험에서의 접착계면 관찰을 통해서도, 이러한 우수한 적합도를 확인할 수 있었다. Push-out 결합강도의 측정결과 OS, XB군과는유의차가 없는 결과를 나타내었으나, 기존의 접착시스템보다 우수한 결과가 관찰되지는 않았다. 이는 자가접착형 레진시멘트의 상아질에 대한 탈회능력의 부족과 (Monticelli et al. 2008)

혼성층 형성능의 부족으로 인한 미세기계적 결합의 부재가 그 이유로 생각된다 (Gerth et al. 2006). 또 이러한 자가접착형 레진시멘트의 접착 내구성에 대한 연구결과 또한 아직 논쟁 중이므로, 자가접착형 레진시멘트를 이용한 섬유 강화형포스트의 접착에는 더 많은 연구와 검증이 필요할 것으로 생각된다.

본 연구의 전개방사 주사전자현미경 관찰 결과 모든 시편에서 레진 시멘트와 치근 상아질간, 그리고 레진 시멘트와 섬유강화형 포스트 사이의 불연속적인 간극을 관찰할 수 있었다. Pirani 등은 (Pirani et al. 2005) 2-step etch-and-rinse 접착제와 이중중합형 레진시멘트를 이용한 섬유강화형 포스트의 접착계면을 관찰한 결과, 뚜렷한 혼성층이 관찰됨에도 불구하고 여러 간극이 관찰되었음을 보고하였다. 또한 간극의 원인으로 근관내의 높은 C-factor와 해부학적 변이성, 제한된 광투과를 제시하였다. 이러한 간극은 미세기계적 결합과 마찰에 의한 유지력을 저하시키므로, 섬유 강화형 포스트의 유지에 있어 악영향을 야기할 수 있다. 접착계면의 관찰 결과 push-out 결합강도와 일관된 경향성을 찾기 어려웠다. 섬유강화형 포스트의 유지에 있어, 접착계면의 관찰만으로 평가할 수 없는 다양한 요소들이 관여하는 것으로 생각된다. 따라서 여러 재료들의 화학적 결합이나 중합률 등을 관찰하는 후속 연구가 필요할 것이다. 또한 하악 소구치의 근관의 모양은 타원형인 경우가 많았기 때문에, 포스트 공간의 형성 이후에도, 협설측에서의 포스트 적합도는 좋지 않았다. 본 실험의 시편제작 과정에서 치아는 장축과 평행하도록,

협설방향으로 절단하였기 때문에, 접착계면에서 레진시멘트층이 다소 두껍게 관찰되었고, 이는 치아와 각 재료들 간의 계면을 관찰하는 데 있어, 어려움이 있었다. 따라서 타원형 근관을 가진 치아에 있어, 치아를 근원심으로 절단하거나, 횡단면으로 절단하여 계면을 관찰하는 것이 대안이 될 수 있을 것으로 생각된다.

결론

본 연구에서는 새로운 범용상아질 접착제를 이용한 섬유 강화형 레진 포스트의 접착이 치근상아질과의 결합강도와 접착계면에 미치는 영향을 평가하고자 하였다.

각 접착시스템을 이용하여 섬유 강화형포스트를 접착한 시편에 push-out 결합강도를 측정하고, 주사전자현미경을 통하여 접착계면을 비교 관찰하여, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 범용상아질 접착제를 사용한 섬유 강화형포스트의 치근상아질에 대한 결합강도는, 기존의 접착제를 사용한 실험군과 유사하거나 혹은 더 우수한 결과를 나타내었다.
2. 자가접착형 레진시멘트를 이용한 섬유 강화형포스트의 접착(UC군)은 OS, XB군을 제외한 다른 접착시스템보다 낮은 결합강도를 나타내었다.

Reference

Arrais CA, Giannini M, Rueggeberg FA. 2009. Effect of sodium sulfinate salts on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems exposed to attenuated

- light-activation. *Journal of dentistry*. 37(3):219-227.
- Bitter K, Meyer-Lueckel H, Priehn K, Kanjuparambil JP, Neumann K, Kielbassa AM. 2006. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. *International endodontic journal*. 39(10):809-818.
- De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, Van Meerbeek B. 2005. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results. *Journal of dental research*. 84(2):118-132.
- Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. 2008. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, part ii (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 39(2):117-129.
- Faria e Silva AL, Casselli DS, Ambrosano GM, Martins LR. 2007. Effect of the adhesive application mode and fiber post translucency on the push-out bond strength to dentin. *Journal of endodontics*. 33(9):1078-1081.
- Gerth HU, Dammaschke T, Zuchner H, Schafer E. 2006. Chemical analysis and bonding reaction of relyx unicem and bifix composites-- a comparative study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 22(10):934-941.
- Giannini M, Carvalho RM, Martins LR, Dias CT, Pashley DH. 2001. The influence of tubule density and area of solid dentin on bond strength of two adhesive systems to dentin. *The journal of adhesive dentistry*. 3(4):315-324.
- Goracci C, Ferrari M. 2011. Current perspectives on post systems: A literature review. *Australian dental journal*. 56 Suppl 1:77-83.
- Mazzoni A, Marchesi G, Cadenaro M, Mazzotti G, Di Lenarda R, Ferrari M, Breschi L. 2009. Push-out stress for fibre posts luted using different adhesive strategies. *European journal of oral sciences*. 117(4):447-453.
- Monticelli F, Osorio R, Mazzitelli C, Ferrari M, Toledano M. 2008. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. *Journal of dental research*. 87(10):974-979.
- Onay EO, Korkmaz Y, Kiremitci A. 2010. Effect of adhesive system type and root region on the push-out bond strength of glass-fibre posts to radicular dentine. *International endodontic journal*. 43(4):259-268.
- Pfeifer C, Shih D, Braga RR. 2003. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. *American journal of dentistry*. 16(4):235-238.
- Pirani C, Chersoni S, Foschi F, Piana G, Loushine RJ, Tay FR, Prati C. 2005. Does hybridization of intraradicular dentin really improve fiber post retention in endodontically treated teeth? *Journal of endodontics*. 31(12):891-894.
- Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. 2008. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. *European journal of oral sciences*. 116(6):557-563.
- Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. 2001. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental*

Materials. 17(6):542-556.

Schittly E, Bouter D, Le Goff S, Degrange M, Attal JP. 2010. Compatibility of five self-etching adhesive systems with two resin luting cements. *The journal of adhesive dentistry*. 12(2):137-142.

Suh BI, Feng L, Pashley DH, Tay FR. 2003. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part iii. Effect of acidic resin monomers. *The journal of adhesive dentistry*. 5(4):267-282.

Tay FR, Pashley DH. 2003. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *Journal (Canadian Dental Association)*. 69(11):726-731.

Tay FR, Suh BI, Pashley DH, Prati C, Chuang SF, Li F. 2003. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and self-cured or dual-cured composites. Part ii. Single-bottle, total-etch adhesive. *The journal of adhesive dentistry*. 5(2):91-105.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Meerbeek BV. 2012. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of dental research*. 91(4):376-381.

Self-adhesive 레진 시멘트가 세라믹 수복물의 crack 발생에 미치는 영향

허진영¹, 박정원^{2*}

¹D.D.S., M.S. 연세대학교 치과대학 치의학대학원,

²D.D.S., M.S., Ph.D. 연세대학교 치과대학 치과보존학교실

*교신 저자,

박정원, Professor, D.D.S., M.S., Ph.D. 연세대학교 치과대학 치과보존학 교실

서울시 서대문구 연세로 50-1 연세대학교 치과대학

TEL +82-2-2019-3569

E-mail: pjw@yuhs.ac

서론

최근 수복물의 경향은 기능은 기본이고 심미성에 중점을 두고 있다. 이로 인해 ceramic 혹은 레진 수복물이 치아색 수복의 주된 재료로 선택되고 있다. (Batson et al. 2014; Fernandes da Cunha et al. 2017; Sulaiman et al. 2015) 간접 레진 수복물의 경우 조작의 편의성과 상대적으로 낮은 비용 등으로 인해 사용되고 있지만 내구성, 강도, 치질과의 접착면에서 세라믹 수복물에 비해 불리한 점이 있으며 그로 인해 심미적 간접 수복이 요구되는 경우 세라믹의 사용이 증가하고 있다. (Fron Chabouis et al. 2013; Morimoto et al. 2016)

세라믹 수복물을 살펴보면 기존의 feldspathic type, Leucite-reinforced type, lithium disilicate type, zirconia type 등 다양한 형태가 있으며 각 재료가 갖고있는 강도, 심미성, 조작성 등이 다양하여 임상에서 아직까지 여러 가지 형태가 모두 사용되고 있다. (Trindade et al. 2016a; Trindade et al. 2016b) 가장 최근에 소개된 zirconia 의 경우 높은 강도로 인해 사용이 증가하고 있으나 심미성이 떨어져 전치부에서는 그 사용이 제한되고 있다. (Heffernan et al. 2002; Kumagai et al. 2013)

Zirconia 와 같이 세라믹 재료의 강도가 증가함에 따라 기존의 세라믹 수복물에서 중요시되던 치질과 접착의 중요성이 감소하고 있으며 많은 임상가들이 사용이 편리한 semi-adhesive 혹은 non-adhesive type 의 시멘트를 사용하고 있다. (Ahn et al. 2015; Yi et al. 2015) Self-adhesive resin cement(SARC)는 성분에 functional monomer 를 함유하고 있어 혼합 직후 낮은 산도를 가져 자가 산부식제와 같이 접촉된 치아면을 부식시켜 접착이 일어날 수 있어 별도의 접착과정이 요구되지 않으면서 레진시멘트에 근접한 물성을 가지고 있어 그 사용이 증가하고 있다. (Roedel et al. 2016; Vrochari et al. 2010; Zorzini et al. 2012)

그러나 이러한 작용원리로 인해 레진 시멘트 내에 functional monomer 가 함유되면 레진시멘트는 친수성 성질을 갖게 되며 이는 구강내와 같이 수분이 항상 존재하는 환경에서는 수분의 영향을 크게 받을 가능성이 증가한다. (Vrochari et al. 2010) Park 등이 발표한 논문에서 SARC 는 기존의 conventional resin cement(CRC)에 비해 제품에 따른 차이는 있지만 수분 민감도가 높아 수분 흡수가 많고, 동시에 수분 용해도도 증가하는 양상이 관찰된다고

하였다. (Park and Ferracane 2014) 이때 수분으로 인한 응력은 중합수축 응력을 능가하여 오히려 시멘트 재료가 팽창하는 방향으로 작용하게 되며 이는 수복물 내면에 tensile 방향의 힘을 가하게 되어 crack 을 유발할 가능성이 증가할 것으로 생각된다.

이러한 잔류응력이 수복물 내면에 쌓이게 될 경우 외부 응력과 합쳐져 나중에 수복물의 crack 이나 파절 가능성이 증가할 수 있으나 이에 대한 연구는 거의 없는 실정이며 여기에는 시멘트의 수분 흡수의 차이와 이로 인한 잔류응력 및 세라믹 종류 등이 복합적으로 고려되어야 한다. 이에 본 연구에서는 여러가지 세라믹을 수종의 SARC 를 이용하여 접착한 후 물 속에 보관하여 crack 이 생기는 빈도를 관찰하여 그 영향을 평가하고자 하였다.

재료 및 방법

레진 시멘트의 수분 흡수 평가

ISO 4049 에 따라 직경 15 mm, 높이 1 mm 의 레진 디스크를 실험에 이용할 레진 시멘트를 이용하여 제작하였다(n=5). 광조사기를 이용하여 1000mW/cm² 로 40 초씩 4 회 디스크 표면에 겹치도록 광조사하여 모든 레진시편이 충분한 중합이 일어날 수 있도록 하였다. 중합된 시편을 #600 사포로 가볍게 연마하여 기질이 많은 부분을 제거하고 시편의 크기를 직경을 90 도 회전시켜 측정하고 이 평균값을 지름으로 결정하고 두께를

측정하여 시편의 부피를 계산하였다. 제작한 시편은 37°C 건조기에서 22 시간 보관한 후 상온에서 보관하면서 매일 무게를 측정하여 더 이상 무게 변화가 나타나지 않는 시점의 무게를 m1 으로 하였다.

이후 이 시편을 37°C 물속에 보관하면서 과도한 물기를 제거하고 매일 무게를 측정하여 수분 흡수한 시편의 무게를 측정하였다. 7 일 경과 후 시편의 무게는 거의 증가하지 않았고 이때의 무게를 m2 로 결정하였다. 이후 이 시편을 다시 건조기에 보관하면서 매일 무게를 측정하여 무게변화가 없는 때의 무게를 m3 로 결정하였다.

수분흡수값 (water sorption, Wsp)과 수분 용해값 (water solubility, Wsol)을 아래의 공식으로 계산하였다.

$$Wsp = \frac{m2 - m1}{v}$$

$$Wsol = \frac{M3 - M1}{v}$$

세라믹 시편의 제작

그림 1 과 같이 직경 10 mm, 높이 20 mm 의 알루미늄 원통 블록을 가공하여 상부 2 mm 에 세라믹을 장착할 부위를 직경 8 mm, 높이 2 mm 로 절삭하였다. 외경 10mm, 내경 8 mm, 두께 1 mm, 높이 2 mm 의 세라믹 링을 Empress (Ivoclar/Vivadent, Schaan, Liechtenstein), e.Max (Ivoclar/Vivadent) 와 Zirkozahn (Zirkozahn GmbH, Gais, Italy)으로 제작하였다 (n=8).

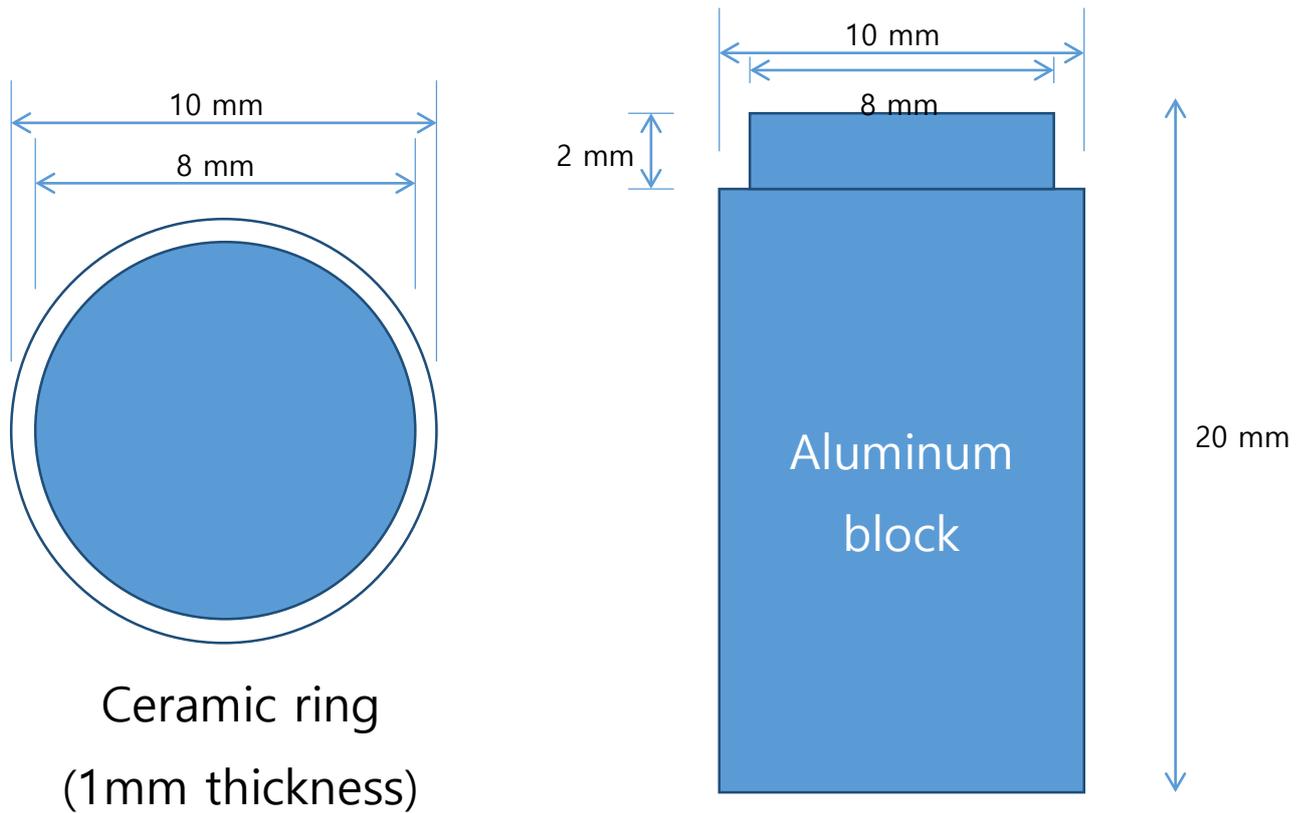


그림 1. 실험에 사용한 세라믹 링과 이를 합착할 알루미늄 블록의 모형도 및 크기.

Crack 유도 실험

제작된 각 세라믹 링을 네 가지 SARC 와 한가지 CRC 를 이용하여

제조사의 지시에 따라 합착하였다.본 실험에 사용된 시멘트는 아래 표 1 과 같다.

Table 1. Self-adhesive and conventional resin cements used in this experiment.

| Materials | composition | Manufacturer |
|----------------|--|---------------------------|
| RelyX U200 | Paste A: BisGMA, TEGDMA, 68% by weight zirconia/silica filler, pigments, amine and photoinitiator system. Paste B: 67% by weight zirconia/silica filler, benzoyl peroxide | 3M ESPE, St Paul, MN, USA |
| Maxcem Elite | Resin matrix: GPDM, co-monomers (mono-, di-, and tri-functional methacrylate monomers), proprietary self-curing redox activator, photoinitiator CQ, stabilizer Filler load 67%wt: fluoroaluminosilicate glass, fumed silica, barium glass, ytterbium fluoride | Kerr, Orange, CA, USA |
| G-Cem link Ace | Paste A: Fluoroaluminosilicate glass, Initiator, Urethane dimethacrylate (UDMA), Dimethacrylate, Pigment, Silicon dioxide, Inhibitor Paste B: Silicon dioxide, UDMA, Dimethacrylate, Initiator, Inhibitor | GC Corp, Tokyo, Japan |

| | | |
|------------|--|------------------------------------|
| Smartcem 2 | Base:UDMA, di- and tri- methacrylate resin, phosphoric acid acrylate resin, polymerizable dimethacrylate resin, barium boron fluoroaluminosilicate glass, 95.8% glass filler (3.8 μm) and 4.2% aerosol (16 nm), 69% filler weight (46 vol.%), titanium dioxide, iron oxide, hydrophobic amorphous silicon dioxide Catalyst: Barium boron fluoroaluminosilicate glass, UDMA, dipentaerythritol pentaacrylate phosphate, polymerizable dimethacrylate resin, organic peroxide initiator, camphoroquinone, phosphene oxide photoinitiator, BHT | Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany |
| Calibra | Base:barium boron fluoroalumino silicate glass, bis-GMA, polymerizable dimethacrylate resin, hydrophobic amorphous fumed silica, titanium dioxide, other colorants are inorganic iron oxide Catalyst: barium boron, fluoroalumino silicate glass, bis-GMA, polymerizable dimethacrylate resin, hydrophobic amorphous fumed silica, titanium dioxide, benzoyl peroxide | Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany |

UDMA – urethan dimethacrylate

GPDM – glycerol dimethacrylate dihydrogen phosphate

CQ - camphorquinone

TEGDMA – triethylenglycol dimethacrylate

세라믹 링을 장착한 시편을 37°C 물속에 보관하면서 24 시간 간격으로 crack 의 발생 유무를 현미경 (X40, Pico, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) 으로 확인하여 기록하였다.

통계 분석

수분 흡수와 수분 용해도 결과는 one-way ANOVA와 Tukey's multiple

comparison test ($\alpha=0.05$)를 이용하여 분석하였고 crack의 발생은 Fisher's exact and log-rank test를 이용하여 분석후 생존곡선으로 표시하였다.

결과

각 시멘트의 수분 흡수도와 수분 용해도는 표 2에 정리하였다.

Table 2. The results of the water sorption and solubility($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) of each cements.

| Cement | N | Water sorption | | Water solubility | |
|----------------|---|-------------------------|----------|-------------------------|----------|
| | | Mean±SD | p-value* | Mean±SD | p-value* |
| Rely X U200 | 6 | 19.68±1.74 ^a | <0.001 | 2.89±1.56 ^a | <0.001 |
| Maxcem Elite | 6 | 52.73±1.62 ^c | | 16.94±3.64 ^d | |
| G-cem Link Ace | 6 | 22.44±1.94 ^a | | 5.74±1.88 ^{ab} | |
| Smartcem 2 | 6 | 46.55±1.10 ^b | | 8.05±1.68 ^{bc} | |
| Calibra | 5 | 22.39±1.78 ^a | | 10.85±1.39 ^c | |

The same superscript in the same row means that they are not statistically different.

CRC인 Calibra와SARC인 RelyX U200, G-cem Link Ace에서 가장 낮은 수분 흡수도를 보였으며 이 중에서 Calibra는 다른 두 가지 시멘트에 비해

높은 수분 용해도를 보였다. Empress와 E.Max시편의 경우 2주 보관하는 동안 발생한 crack의 빈도는 아래 그림 2와 같다.

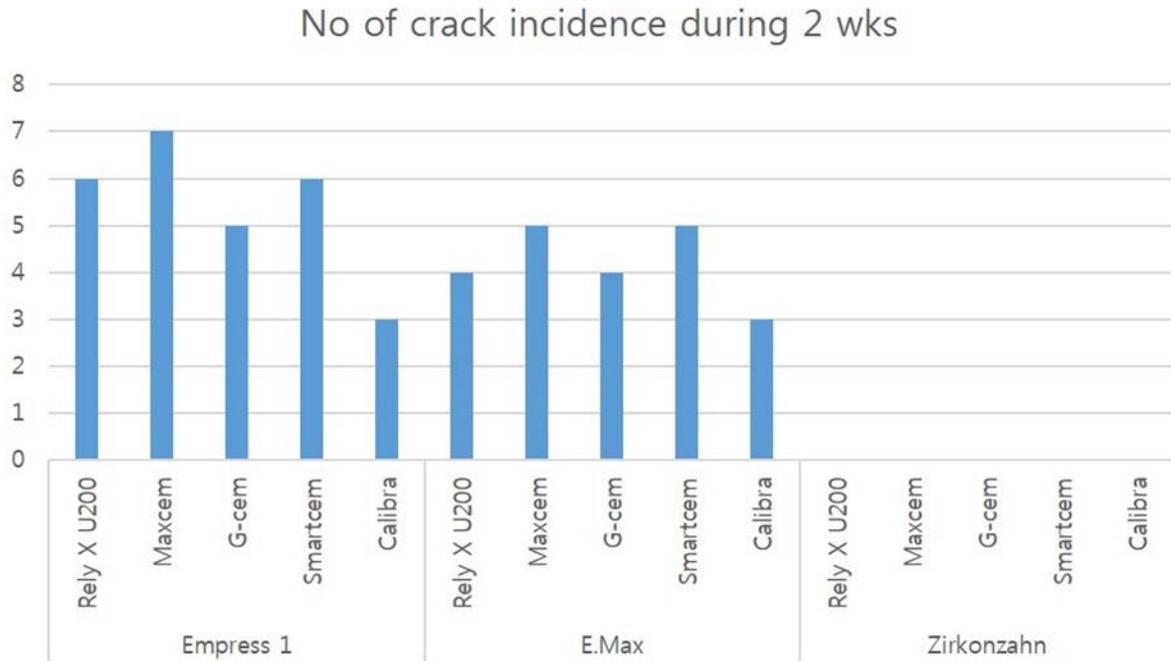


Figure 2. Number of crack initiated specimens for each ceramic materials with different cements.

Zirkozahn did not show any crack during the experimental period.

동일한 세라믹 시편에서 시멘트 종류에 따른 crack 의 발생을 분석한 결과는 아래 Table 3, 4 과 같다.

Table 3. Incidence of crack in Empress ceramic. The effect of cement was not significant statistically.

| Cement | Total | Crack | | p-value* |
|----------------|----------|---------|---------|----------|
| | | Yes | No | |
| Rely X U200 | 8(100.0) | 6(75.0) | 2(25.0) | 0.374 |
| MaxcemElite | 8(100.0) | 7(87.5) | 1(12.5) | |
| G-cem Link Ace | 8(100.0) | 5(62.5) | 3(37.5) | |
| Smartcem 2 | 8(100.0) | 6(75.0) | 2(25.0) | |
| Calibra | 8(100.0) | 3(37.5) | 5(62.5) | |

Table 4. Incidence of crack in E.Max ceramic. The effect of cements were not significant statistically.

| Cement | Total | Crack | | p-value* |
|-------------------|----------|---------|---------|----------|
| | | Yes | No | |
| Rely X U200 | 8(100.0) | 4(50.0) | 4(50.0) | 0.949 |
| Maxcem Elite | 8(100.0) | 5(62.5) | 3(37.5) | |
| G-cem Link Ace | 8(100.0) | 4(50.0) | 4(50.0) | |
| Smartcem 2 | 8(100.0) | 5(62.5) | 3(37.5) | |
| Calibra | 8(100.0) | 3(37.5) | 5(62.5) | |

Empress 와 E.Max 모두 시멘트에 따른 crack 발생의 통계적 차이는 나타나지 않았다.

Crack 이 발생한 시간을 분석한 결과는 그림 3 과 같다.

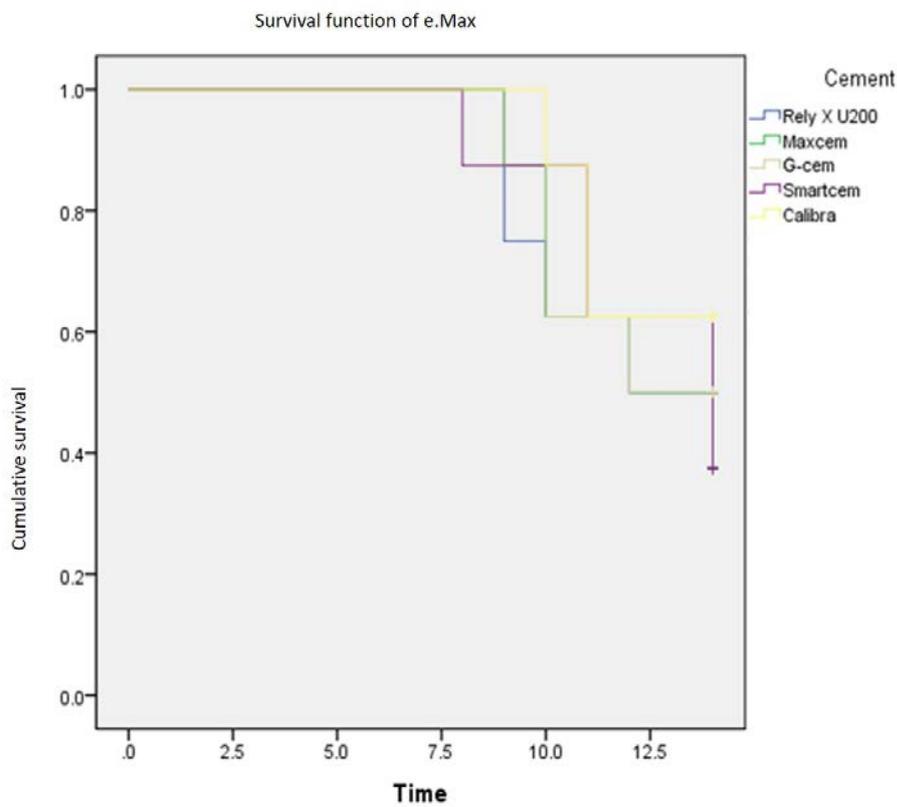
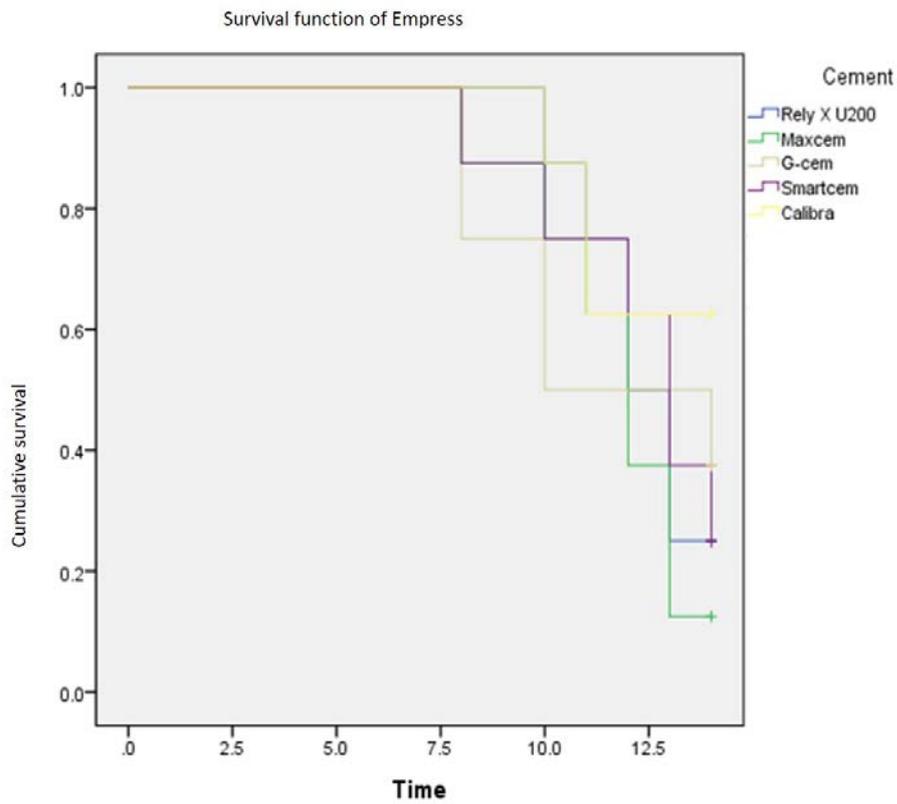


Figure 3. Survival curve of the Empress and E.Max ceramics specimens stored in water for 14 days. Crack was found after 7 days.

Zirkonzahn 의 경우는 시멘트의 종류와 상관없이 Crack 이 발견되지 않았다.

고찰

일반적으로 세라믹 수복물의 경우 레진시멘트와 접착제의 사용이 추천되고 있으며 이를 통해 세라믹 수복물이 치질과 접착하게 되면 파절이나 탈락에 대해 더 잘 저항할 수 있는 것으로 알려져 있다.(Burke 1999; Mak et al. 1997)최근 고강도의 세라믹 수복체인 지르코니아가 소개된 이후 접착에 의한 수복물의 강화라는 개념에 변화가 생겼으나 아직까지 최선의 방법으로는 레진 시멘트의 사용을 추천하고 있다. 그러나 사용의 편의성에 따라 복잡한 접착과정이 필요한 일반적인 레진시멘트 대신 자가접착형의 레진 시멘트의 사용이 증가하고 있다.(Ahn et al. 2015)

복합레진, 혹은 레진 시멘트, 재래형 글라스 아이오노머 시멘트, 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트 모두 수분 흡수와 용해가 일어나는 것으로 알려져 있다.(Gerdolle et al. 2008; Liu et al. 2011; Mese et al. 2008; Yoshida et al. 1998) 일반적으로 이러한 수복물의 접착에 이용하는 시멘트가 수분을 흡수하게 되면 초기에 팽창이 나타나며 수분 용해도가 높은 재료의 경우 보철물의 접착에 이용한 경우 오랜 시간 구강 내 수분에 노출되었을 때 변연부에서부터 용해가 일어나 결국 수복물의 실패 원인이 된다.(Liu et al. 2011)

그러나 이러한 시멘트의 용해 외에도 세라믹 수복물 하방에서 시멘트가 수분을 흡수하는 경우 재료의 팽창으로 인해 세라믹 수복물 내면에 인장강도를 유발하는 방향의 잔류응력이 생기게 되며 이는 이전 Park 등에 의해 보고된 바 있다.(Park and Ferracane 2014)

본 실험에서는 Park 등의 실험과 유사한 조건으로 세라믹을 링모양으로 제작한 후 수분에 노출시켜 이러한 잔류응력이 세라믹의 crack 을 유발하는지 평가하였다. 임상적으로 세라믹의 crack 이 발생하는 경우에도 접착이 잘 유지되면 수복물에 crack line 은 관찰되어도 탈락이나 파절되지 않고 유지되는 경우를 보게 된다.그러나 이러한 crack 은 결국 외부 응력이 더해질 경우 수복물의 파절이 일어날 수 있는 부위가 되므로 수복물의 장기적인 수명에 영향을 미칠 수 있는 요소이며 본 실험에서는 이를 실제 세라믹에서 입증하였다.

SARC 의 경우 치질과의 접착을 위해 성분에 functional monomer 를 함유하고 있으며 그 친수성 정도와 양에 따라 시멘트의 수분 흡수와 용해도가 다양하게 나타났다. 본 실험에서는 RelyX U200 과 G-cem Link Ace 의 경우 대조군으로 사용한 Calibra 와 유사한 수분 흡수도를 나타내었으나 Maxcem Elite 와 Smartcem 2 의 경우 2~2.5 배 정도의 수분 흡수도를 보여주었다. 수분 흡수와 동시에 고려하여야 할 것이 수분 용해도이다. 높은 수분 흡수도를 보여 팽창이 많이 일어나는 경우 동시에 높은 수분 용해도를 보인다면 재료가 녹아나가 이러한 팽창력을 감소시키는 원인이 될 수 있기 때문이다.본 실험에서는 Maxcem Elite 가 가장 높은 수분 용해도를 보여주고 있으며 다음으로 Calibra, Smartcem 2, G-cem Link Ace, RelyX U200 의 순으로 나타났다. 이러한 수분 흡수와 용해는 시멘트의 중합도에도 영향을 받을 수 있으므로 이에 대한 고찰도 필요하다. 특히 지르코니아 수복물의 경우 높은 불투과성으로 인해 광조사를 하여도 하방 레진 시멘트에 도달하는 빛의 양이 다른 세라믹 수복물에 비해

낮으며 이는 이중중합형 시멘트라고 하더라도 자가중합으로 충분한 중합이 일어나지 않는 시멘트의 경우 수분에 민감할 수 있다는 것을 의미한다.(Aguiar et al. 2015; Aguiar et al. 2010; D'Alpino et al. 2015)

Park 등이 발표한 실험의 결과에 따르면 SARC 인 Smartcem2 의 경우 물속에서 보관하는 경우 7 일 경과 후 약 5.10MPa 정도의 팽창력을 유발하는 반면에 CRC 인 Calibra 를 이중 중합한 경우 1.48MPa 정도 수축하는 힘이 나타난다고 하였으나 본 실험의 결과는 Calibra 에서도 crack 이 발생한 것을 관찰할 수 있었다. 이는 실험 조건이 다른것에 그 원인을 생각할 수 있다.이전 실험에서는 링을 몰드에서 분리하여 수분 흡수 및 용해에 따라 자유로운 이동이 일어날 수 있도록 하였기 때문에 흡수된 수분에 의한 잔류 응력이 절단한 링의 형태변화 형태로 해소되어 나타났지만 본 실험에서는 세라믹 링을 몰드에 시멘트를 이용하여 접착하였기 때문에 수분 흡수에 의한 팽창력은 오로지 세라믹 내면에 인장력으로 작용할 수 밖에 없었기 때문에 나타난 결과로 해석할 수 있다.

만약 이 실험의 결과가 옳다면 일반적으로 대부분의 세라믹에서 시간이 지나면 crack 이 발생하여야 하나 실제 임상에서는 그렇지 않다. 이는 본 실험의 디자인과 임상의 차이로 보여지며 이 실험에서는 세라믹 모양을 링 형태로 만들었지만 임상에서 사용되는 crown 은 모자형태로 시멘트의 팽창력에 대해 더 저항할 수 있는 형태로 만들어졌고, 수분에 노출되는 시멘트가 임상 조건에서는 변연부에만 존재하기 때문에 실제 수분 흡수의 영향이 적기 때문이라 생각된다. 또 한가지 고려할 사항은 치아와 알루미늄 블록의

차이인데 알루미늄 블록의 경우 elastic modulus 가 약 69 GPa 로 알려져 있으며 이는 상아질의 20 GPa 에 비해 약 3.5 배에 해당하는 정도로 결국 시멘트의 팽창으로 나타나는 변형이 세라믹에 더 많은 힘을 가했다고 볼 수 있다. (Kwon et al. 2012; Park et al. 2008)

또 다른 고려사항은 레진 시멘트가 수분을 흡수하여 응력을 유발하는 경우 발생하는 힘은 수분 흡수에 비례하게 되지만 여기에는 수분 흡수로 인한 재료의 연화효과를 동시에 고려하여야 한다. (Boaro et al. 2013; Musanje et al. 2001; Park and Ferracane 2014) 이전의 연구에 따르면 수분을 흡수하는 경우 시멘트의 탄성계수는 25%-40% 정도까지 감소한다고 보고되고 있으며 이는 재료의 수분흡수 정도, 중합정도, 충전재의 함량 등 여러 변수에 의해 결정된다. 결국 이러한 복합적인 물성의 변화가 세라믹 내면에 crack 을 유발하는데 기여하는 인자가 될 수 있다고 볼 수 있다.

이전의 연구를 보면 Empress, E.Max, Zirconia 의 flexural strength 는 각각 약 100-120 MPa, 300-400 MPa, 900-1200 MPa 정도로 알려져 있으며 fracture toughness 는 각각 1.5-1.7, 2.8-3.5, 9-10MP·m^{1/2} 로 알려져 있다. (Awada and Nathanson 2015; Elsaka and Elnaghy 2016; Fabian Fonzar et al. 2017; Gurram et al. 2014; Kang et al. 2013) 본 실험 결과에서도 Zirconia 링에서만 crack 이 발견되지 않았는데 이는 zirconia 의 flexural strength 와 fracture toughness 가 Empress 나 E.Max 에 비해 9 배에서 2 배 이상 강하기 때문이라 보인다.

본 실험의 수분 흡수도와 용해도를 보면 이전의 실험에 비해 높게 나타났는데 이는 직경 15mm 의 디스크 중합 방법에 있어 다른 실험에서는

Triad 와 같은 간접수복물 제작용 광중합기를 이용한 것과 임상에서 사용하는 광조사기를 사용한 것에 따른 중합 정도의 차이에 기인한 것이 아닌가 생각된다. 즉 시멘트의 중합정도에 따라 물성변화가 달리 나타날 수 있다는 것을 의미한다고 할 수 있다.(Cornelio et al. 2014; Vale et al. 2014; Wambier et al. 2014)

그림 3 의 crack 이 발생하기 시작하는 그래프를 보면 물속에 보관한 후 7 일경부터 나타나는데 이는 수분 흡수 실험에서 알 수 있듯이 7 일정도 경과했을 때 최대 수분흡수가 나타나는 것의 영향이 아닐까 생각된다. 시편에 따라서는 2 개의 crack 이 발생하는 것도 관찰되었는데 이는 1 차로 crack 이 나타났다고 하더라도 이 부위에서 완전한 응력의 해소가 일어나지 않기 때문에 나타나는 현상이라 볼 수 있으며 나머지 부위의 접착이 유지되었기 때문에 다른 부위에서 crack 이 다시 발생하는 것으로 보인다. 실제 구강 내에서는 이러한 결과로 인해 crack 이 발생하더라도 수복물이 바로 과절되지 않고 유지되는 것으로 생각된다.

본 실험의 결과는 임상에서 세라믹 수복물의 접착시 시멘트를 선택함에 있어 사용의 편의성보다 물성이 더 중요하다는 점을 보여주고 있으며 이후 실험에서 실제 임상과 유사한 형태의 crown 을 제작하여 수분에 노출시켜 본다면 임상 상황을 더 정확히 재현해 볼 수 있을 것으로 생각된다.

이번 실험을 통해 leucite reinforced ceramic 과 lithium disilicate ceramic 의 경우 실험에 사용된 모든 시멘트에서 crack 발생이 관찰되었으며 zirconia 의 경우 시멘트의 종류에 관계 없이 crack 은 발견되지 않았다. 따라서

세라믹 수복물을 위한 시멘트의 선택에 있어 좀 더 소수성을 띄는 제품을 선택하고 완전한 접착을 위해 노력하여야 할 것이다.

Acknowledgements

본 연구는 연세대학교 치과대학 2014년도 교내연구비 (6-2014-0079)에 의하여 이루어졌음.

This research was supported by the grant of 2014 Yonsei university school of dentistry research funds(6-2014-0079).

참고문헌

- Aguiar TR, de Oliveira M, Arrais CA, Ambrosano GM, Rueggeberg F, Giannini M. 2015. The effect of photopolymerization on the degree of conversion, polymerization kinetic, biaxial flexure strength, and modulus of self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent.* 113(2):128-134.
- Aguiar TR, Di Francescantonio M, Arrais CA, Ambrosano GM, Davanzo C, Giannini M. 2010. Influence of curing mode and time on degree of conversion of one conventional and two self-adhesive resin cements. *Oper Dent.* 35(3):295-299.
- Ahn JS, Yi YA, Lee Y, Seo DG. 2015. Shear bond strength of mdp-containing self-adhesive resin cement and y-tzp ceramics: Effect of phosphate monomer-containing primers. *Biomed Res Int.* 2015:389234.
- Awada A, Nathanson D. 2015. Mechanical properties of resin-ceramic cad/cam restorative materials. *J Prosthet Dent.* 114(4):587-593.
- Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonca G. 2014. Clinical outcomes of three different crown systems with cad/cam technology. *J Prosthet Dent.* 112(4):770-777.
- Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Pfeifer CS, Braga RR. 2013. Sorption, solubility, shrinkage and mechanical properties of "low-shrinkage" commercial resin composites. *Dent Mater.* 29(4):398-404.
- Burke FJ. 1999. Maximising the fracture resistance of dentine-bonded all-ceramic crowns. *J Dent.* 27(3):169-173.
- Cornelio RB, Wikant A, Mjosund H, Kopperud HM, Haasum J, Gedde UW, Ortengren UT. 2014. The influence of bis-ema vs bis gma on the degree of conversion and water susceptibility of experimental composite materials. *Acta Odontol Scand.* 72(6):440-447.
- D'Alpino PH, Silva MS, Vismara MV, Di Hipolito V, Miranda Gonzalez AH, de Oliveira Graeff CF. 2015. The effect of polymerization mode on monomer conversion, free radical entrapment, and interaction with hydroxyapatite of commercial self-adhesive cements. *J Mech Behav Biomed Mater.* 46:83-92.
- Elsaka SE, Elnaghy AM. 2016. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 32(7):908-914.
- Fabian Fonzar R, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. 2017. Flexural resistance of heat-pressed and cad-cam lithium disilicate with different translucencies. *Dent Mater.* 33(1):63-70.
- Fernandes da Cunha L, Gonzaga CC, Pissaia JF, Correr GM. 2017. Lithium silicate endocrown fabricated with a cad-cam system: A functional and esthetic protocol. *J Prosthet Dent.*
- Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal JP. 2013. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dent Mater.* 29(12):1209-1218.
- Gerdolle DA, Mortier E, Jacquot B, Panighi MM. 2008. Water sorption and water solubility of current luting cements: An in vitro study. *Quintessence Int.* 39(3):e107-114.
- Gurram R, Krishna CH, Reddy KM, Reddy GV, Shastry YM. 2014. Evaluating the fracture toughness and flexural strength of pressable dental ceramics: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 14(4):358-362.
- Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. 2002. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part ii: Core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 88(1):10-15.
- Kang SH, Chang J, Son HH. 2013. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for cad/cam restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* 38(3):134-140.
- Kumagai N, Hirayama H, Finkelman MD, Ishikawa-Nagai S. 2013. The effect of translucency of y-tzp based all-ceramic crowns fabricated with difference substructure designs. *J Dent.* 41 Suppl

3:e87-92.

Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. 2012. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater.* 28(7):801-809.

Liu Q, Meng X, Yoshida K, Luo X. 2011. Bond degradation behavior of self-adhesive cement and conventional resin cements bonded to silanized ceramic. *J Prosthet Dent.* 105(3):177-184.

Mak M, Qualtrough AJ, Burke FJ. 1997. The effect of different ceramic materials on the fracture resistance of dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 28(3):197-203.

Mese A, Burrow MF, Tyas MJ. 2008. Sorption and solubility of luting cements in different solutions. *Dent Mater J.* 27(5):702-709.

Morimoto S, Rebello de Sampaio FB, Braga MM, Sesma N, Ozcan M. 2016. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: A systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* 95(9):985-994.

Musanje L, Shu M, Darvell BW. 2001. Water sorption and mechanical behaviour of cosmetic direct restorative materials in artificial saliva. *Dent Mater.* 17(5):394-401.

Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. 2008. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: Incremental or bulk filling? *Dent Mater.* 24(11):1501-1505.

Park JW, Ferracane JL. 2014. Water aging reverses residual stresses in hydrophilic dental composites. *J Dent Res.* 93(2):195-200.

Roedel L, Bednarzig V, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U, Zorzin J. 2016. Self-adhesive resin cements: Ph-neutralization, hydrophilicity, and hygroscopic expansion stress. *Clin Oral Investig.*

Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. 2015. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent.* 114(3):364-366.

Trindade FZ, Kleverlaan CJ, da Silva LH, Feilzer AJ, Cesar PF, Bottino MA, Valandro LF. 2016a. Ceramic inlays: Effect of mechanical cycling and ceramic type on restoration-dentin bond strength. *Oper Dent.* 41(4):E102-117.

Trindade FZ, Valandro LF, de Jager N, Bottino MA, Kleverlaan CJ. 2016b. Elastic properties of lithium disilicate versus feldspathic inlays: Effect on the bonding by 3d finite element analysis. *J Prosthodont.*

Vale MR, Afonso FA, Borges BC, Freitas AC, Jr., Farias-Neto A, Almeida EO, Souza-Junior EJ, Geraldini S. 2014. Preheating impact on the degree of conversion and water sorption/solubility of selected single-bottle adhesive systems. *Oper Dent.* 39(6):637-643.

Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. 2010. Water sorption and solubility of four self-etching, self-adhesive resin luting agents. *J Adhes Dent.* 12(1):39-43.

Wambier L, Malaquias T, Wambier DS, Patzlaff RT, Bauer J, Loguercio AD, Reis A. 2014. Effects of prolonged light exposure times on water sorption, solubility and cross-linking density of simplified etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent.* 16(3):229-234.

Yi YA, Ahn JS, Park YJ, Jun SH, Lee IB, Cho BH, Son HH, Seo DG. 2015. The effect of sandblasting and different primers on shear bond strength between yttria-tetragonal zirconia polycrystal ceramic and a self-adhesive resin cement. *Oper Dent.* 40(1):63-71.

Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M. 1998. In-vitro solubility of three types of resin and conventional luting cements. *J Oral Rehabil.* 25(4):285-291.

Zorzin J, Petschelt A, Ebert J, Lohbauer U. 2012. Ph neutralization and influence on mechanical strength in self-adhesive resin luting agents. *Dent Mater.* 28(6):672-679.

Management of severely compromised multiple teeth with orthodontic extrusion : case report

You-min Lee¹, Ji-Hyun Jang^{2*}

¹ D.D.S, M.S.D. Department of Conservative Dentistry, Kyung Hee University Dental Hospital at Gangdong, Seoul, Korea,

² D.D.S, Ph.D. Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Kyung Hee University, Seoul, Korea

*Corresponding author

Ji-Hyun Jang, D.D.S, Ph.D., Assistant Professor, Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Kyung Hee University 26 Khung Hee Dae-ro, Dongdaemun-gu, Seoul, Korea, 130-701

TEL +82-2-958-9330, FAX +82-2-960-5108

E-mail: zangzi1021@hanmail.net

Introduction

Dentists often confront clinically challenging cases such as deeply fractured or irreparably damaged teeth by trauma, extensive caries and poor restoration which are difficult to rehabilitate. In those cases, restoration without considering biological width and crown ferrule results in chain of periodontal and prosthetic collapses. Biologic width is a physiologically formed and stable vertical dimension of the dentogingival junction that comprised the sulcus depth, junctional epithelium and connective tissue attachment above osseous crest (Gargiulo and Wet al. 1961). Than et al found that there was a greater mean loss of connective tissue attachment adjacent to surfaces with a dental restoration when the biologic width was violated by dental

restorations (Than et al. 1982). A minimum of 3.0 mm is required from the restorative margin to the alveolar crest to preserve the biologic width and to permit adequate healing and restoration of the tooth (Ingber et al. 1977).

Reestablishing biological width and crown ferrule can be achieved in several ways, including surgical extrusion, crown lengthening, and orthodontic extrusion (Felippe et al. 2003; Kırzioğlu and Karayılmaz 2007; Pitts and Natkin 1983). Among these treatment options, orthodontic extrusion has advantages of its non-invasiveness, low incidence of relapse and root resorption, and good esthetic outcome (Ingber, 1974). Orthodontic brackets, bonded fixed wire and hook, and removable appliances that incorporate tissue support have been suggested for orthodontic

extrusion(Uddin M, 2006). In this case report, we presents a multidisciplinary management of multiple teeth with compromised biological width using orthodontic extrusion.

Case Reports

A 15-year-old female presented to the Department of Conservative Dentistry at Kyung Hee University Dental Hospital at Gangdongwith a chief complaint of pain on upper anterior teeth. She reported that she got root canal treatment on #12, 11, 21, and #22 due to dental cariesa year ago. Clinical examination showed the extensive crown-root fracture with extensive subgingival caries on#14, #12 and #22. Radiographic examination revealed periapical widening on #14, but no periapical radiolucency was detected on #12, #22. On the basis of clinical and radiographic findings, a diagnosis of root rest with symptomatic apical periodontitis on #14 and root carieson #12, 22, and dental caries on #11, 21 with previously initiated therapy was made, respectively (Figure 1).

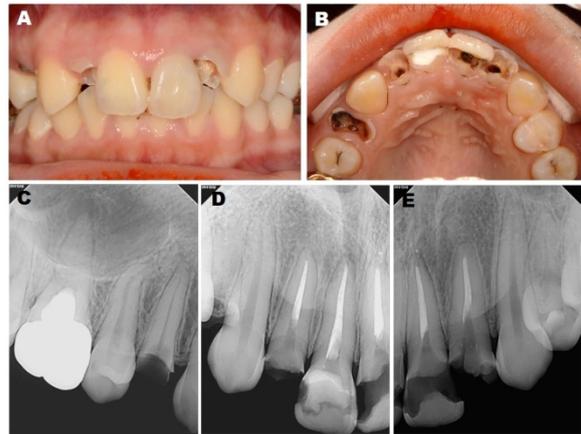


Figure 1. Preoperative clinical and radiographic appearances

After removal of carious lesion on maxillary anterior teeth, most supragingival coronal structures were lost, so that it was impossible to perform further routine prosthetic restorations without supplementary intervention including periodontal surgery or orthodontic extrusion. Treatment plan was thoroughly discussed with patient, and written informed consent was obtained prior to the treatment. Orthodontic extrusion ofsubgingivally fractured and carious teeth of #14, #12 and #22 after root canal treatment followed by periodontal crown lengthening surgery was planned to achieve sufficient ferrule for core build-up and provide proper biological width for prosthetic restoration.

Due to prolonged temporarization period after previous endodontic treatment, endodontic re-treatment was performed on #12, 11, 21 and 22. Tooth #14 was also performed the endodontic treatment. Caries

lesions were removed and endodontic access cavities were prepared. The canal was thoroughly debrided with 2.25 % of sodium hypochlorite, and it were prepared using Protaper universal NiTi files (Dentsply, Ballaigues, Switzerland) with thorough irrigation. After cleaning and shaping of the root canals, it were filled with gutta-percha point of #55 with AH Plus sealer (Dentsply, Ballaigues, Switzerland).

After endodontic treatment, orthodontic extrusion of #14, 12 and 22 was performed. A 0.019 X 0.025 inch rectangular stainless steel arch wire was designed from #16 to #26 as anchorage to prevent unwanted tooth movement (Figure 2 A,B). A crimpable hook was connected to wire to stabilize the action elastic chains and ease to handle. Since few supragingival dental structures were available to place action apparatus, the prepared intracanal hook wires for root rests were cemented with RMGI (Fuji II LC; GC America, Alsip, IL, USA; shade A2). The extrusive force was applied by elastic chains, which were replaced every 7 days until 3 to 4 mm of extrusion was achieved (Figure 2 C-F). To prevent relapse and shorten retention period, fibrotomy of supracrestal periodontal fiber was performed at each appointments using blade #12 under infiltration anesthesia. To prevent relapse and shorten retention period,

fibrotomy of supracrestal periodontal fiber was performed at each appointments using blade #12 under infiltration anesthesia. After 4 weeks, the whole root rests achieve the biologic width for restoration, thus extrusion was completed (Figure 3).

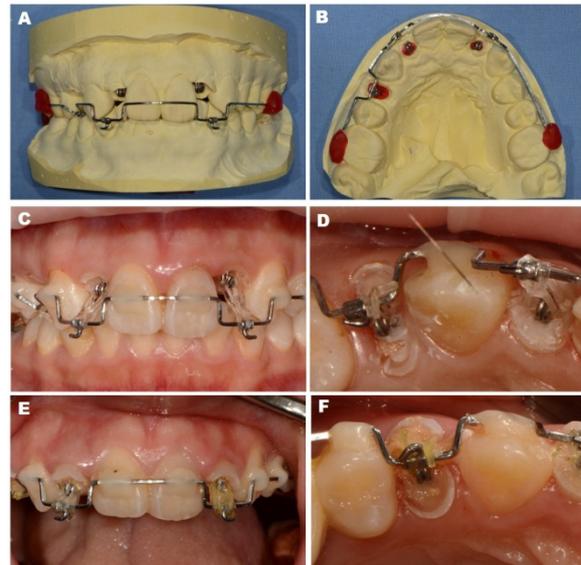


Figure 2. Wire appliance fabrication on study model. (A) Frontal view (B) Occlusal view (C, D) lateral view. A crimpable hook was connected to wire to stabilize the action elastic chains and ease to handle.



Figure 3. (A, B, C) preoperative

radiographic appearances (D, E, F) postoperative radiographic appearances. Red arrows indicates the eruption.

Coronal restoration was complete with fiber post(DT light post, Bisco Inc., Schaumburg, IL, USA)and core composite resin(Light-core), followed by retention with lingual wire of anterior six teeth and buccal wire of #13, 14 and 15.

After three months of retention, gingivectomy was performed for ideal gingival contour using prefabricated surgical guide stent during retention period (Figure 4). To prevent gingival re-growth and allow periodontal healing, the provisional crowns were restored for a month. Finally the teeth were restored with IPS Emax crown (Figure 5). The patient was satisfied with the harmonious restoration on the smile line. Three months later, after placement of permanent crown, restored teeth showed stable result (Figure 6).

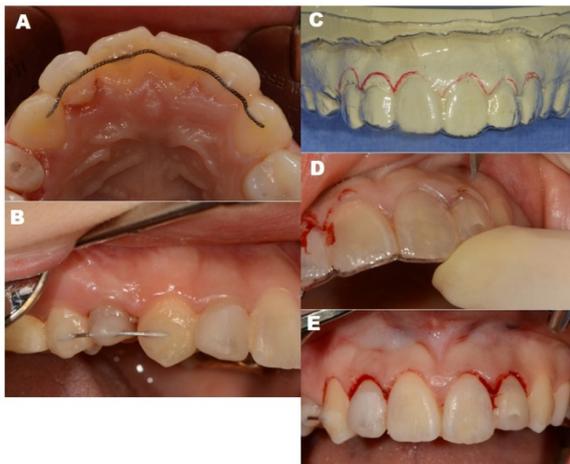


Figure 4. (A, B) Stabilization, (C, D, E) prefabricated surgical guide stent was used

to contour the ideal gingival line.



Figure 5. IPS Emax final setting (A) labial view (B) occlusal view

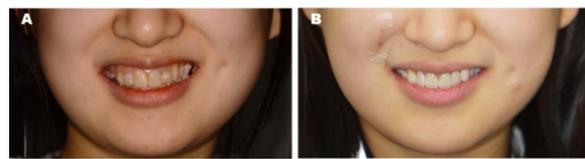


Figure 6. Pre-operative (A) and Post-operative 3 months (B) smile view.

Discussion

Various treatment options were available for the presented case such as extraction followed by implants, surgical crown lengthening, orthodontic extrusion with or without gingivoplasty and surgical extrusion. In this case, multiple teeth were fractured with compromised biological width in the anterior area, so that it is important to manage the esthetic zone not only after treatment but also during the treatment. It is imperative to maintain an appropriate crown/root ratio at least 1:1 so as to provide a favorable prognosis for the restored tooth (Bach et al. 2004; Uddin M 2006).

Using stainless-steel bonded wire with adjacent teeth and intracanal hook is one of the most commonly used and simple

treatment options to extrude subgingivally fractured tooth. In order to exert a force on the teeth, wire appliance should include a beak shape of connector on which elastic string or power chain hang. By connecting the crimpable hook on the wire, the appliance can be manufactured and handled easily. The simplified forced eruption technique using crimpable hook had several advantages over other methods. Because there is no need to bend wire to form a beak for hanging the elastic chain, laboratory work for wire appliance is simple. Using the crimpable hook plier or pin cutter, crimpable hook is easily connected to arch wire. As well as simple wire fabrication process, chair time can be shortened. Also, the direction of extrusive forces can be finely adjusted.

In spite of the relative difficulties, orthodontic extrusion can be a reliable option to manage of multiple teeth with compromised biological width. It is a viable technique for the practitioners and beneficial technique for the patient who wishes no to extract a tooth, if only to keep the bone ridge volume intact and thereby to maximize the benefits of dental implants.

References

Bach N, Baylard JF, Voyer R. 2004. Orthodontic extrusion: periodontal

considerations and applications. *J Can Dent Assoc* 70(11):775-780.

Felippe LA, Monteiro Junior S, Vieira LC, Araujo E. 2003. Reestablishing biologic width with forced eruption. *Quintessence Int* 34(10):733-738.

Gargiulo AW WF, Orban B. 1961. Dimensions and Relations of the Dentogingival Junction in Humans. *J Periodontol* 32: 261–267.

Ingber JS. 1974. Part I. A Method of Treating Isolated One and Two Wall Infrabony Osseous Defects -Rationale and Case Report. *J Periodontol* 45(4):199-206.

Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. 1977. The "biologic width"--a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan* 70(3):62-65.

Kırzioğlu Z, Karayılmaz H. 2007. Surgical extrusion of a crown-root fractured immature permanent incisor: 36 month follow-up. *Dent Traumatol* 23(6):380-385.

Pitts DL, Natkin E. 1983. Diagnosis and treatment of vertical root fractures. *J Endod* 9(8):338-346.

Than A, Duguid R, McKendrick AJ. 1982. Relationship between restorations and the level of the periodontal attachment. *J Clin Periodontol* 9(3):193-202.

Uddin M MN, Segelnick SL. 2006. A new appliance for forced eruption. *N Y State Dent J* 72(1):46-50.

근관치료를 완료한 전치의 CAD/CAM 수복 : Case Report

김현정¹, 김덕수², 최경규^{2*}

¹ D.D.S, M.S.D. 경희의료원 치과병원 치과보존과

² D.D.S, M.S.D, Ph.D 경희대학교 치과대학 보존학교실

* 교신저자,

최경규, Professor, D.D.S, M.S.D, Ph.D. 경희대학교 치과대학 보존학 교실

서울시 동대문구 경희대로 26

TEL +82-2-958-9330, FAX +82-2-960-5108

E-Mail: choikkyu@khc.ac.kr

서론

1980년대 개발된 chairside CAD/CAM 시스템인 CEREC® (Dentsply Sirona) 이 소개된 후 30년이 지난 지금 CAD/CAM 시스템은 많은 발전을 거치게 되었다. 그동안 기존 주조 수복물에 비해, 변연적합성과 파절 저항성이 떨어져 CAD/CAM 수복물의 임상 적용에 한계와 논란이 있어 왔다. 그러나 다양한 블록의 개발과 CAD/CAM 시스템 자체의 개발로 인해 변연적합성 또한 임상적으로 적용 가능한 수준에 이른 후, 점점 기존 수복물에 가까운 임상적 성능을 보이고 있다. 또한 파절 저항성의 측면에서 강화형 세라믹 블록 등이 개발되면서 CAD/CAM 수복물은 열가압 소성으로 제작된 기존 세라믹 보철과 유사한 물리적 강도를 가진다고 보고되고 있다. (Tidehag P. et al., *Operative dentistry*, 2014)

이러한 발전에 따라 chairside CAD/CAM 시스템은 최근 급속도로 치과 병의원에 보급되고 있는 추세이다. 구치부 수복은 한번의 내원으로 지대치 형성 및 합착까지 가능해, 환자에게 큰 편의를 제공하고 있다. 다만, 임상적 성능뿐만 아니라 심미적인 요건을 만족해야 하는 전치부에서는 chairside 에서 심미성을 확보하기 위해 surface texturing 및 staining 시행한 증례에 대

해 고찰해 보고자 한다.



그림 1 결정화 전 후의 staining

- (1) Glazing만 시행
- (2) Blue shade
Shade 1; 1 coat
Shade 1; 2 coats
- (3) Copper, Mahogany stain
- (4) Surface roughening 후 glazing

CADCAM 수복물의 Staining

Lithium disilicate block 의 결정화 전 단계에서 staining 시행시 표현되는 shade 를 예측하기 위해 간단한 실험을 진행하였다. 밀링후 남은 블록(보라색 상태, 결정화 이전)에 여러 staining material 이용하여 staining 시행 후, vita shade guide 와 색채값 비교를 시행하였

다.

| | | A2 | | | A2 SURFACE TEXTURING | | | Shade 1 coat | | | Shade 2 coat | | Copper Stain | Mahogany Stain |
|------------|---|-------|-------|-------|----------------------|-------|-------|--------------|-------|-------|--------------|-------|--------------|----------------|
| EMAX BLOCK | L | 56.96 | 56.81 | 56.73 | 58.14 | 58.25 | 58.38 | 55.24 | 55.1 | 54.72 | 52.62 | 52.82 | 55.41 | 44.07 |
| | a | -0.97 | -1 | -0.94 | -1.05 | -1 | -0.87 | -0.78 | -0.76 | -0.8 | 1.8 | 1.86 | -0.2 | 6.19 |
| | b | 3.45 | 3.62 | 3.4 | 3.27 | 3.47 | 3.5 | 8.19 | 7.86 | 8.49 | 19.93 | 19.76 | 10.9 | 8.56 |
| Black | L | 56.66 | 56.5 | 56.67 | 57.77 | 57.58 | 57.75 | 55.75 | 55.38 | 54.89 | 51.51 | 51.38 | | |
| | a | -0.83 | -0.95 | -0.97 | -0.9 | -0.74 | -0.66 | -0.67 | -0.72 | -0.56 | 2.70 | 2.12 | | |
| | b | 3.26 | 3.27 | 3.15 | 3.49 | 3.14 | 2.98 | 6.95 | 6.83 | 6.93 | 21.95 | 21.53 | | |
| White | L | 57.56 | 56.86 | 56.64 | 59.17 | 59.22 | 58.71 | 57.11 | 57.11 | 57.05 | 52.75 | 52.76 | | |
| | a | -0.46 | -0.55 | 0.54 | -0.24 | -0.31 | -0.14 | -0.10 | -0.07 | -0.12 | 2.86 | 3.37 | | |
| | b | 4.45 | 4.8 | 4.73 | 4.11 | 4.1 | 4.19 | 7.43 | 7.39 | 8.10 | 22.49 | 22.95 | | |

Table 1 Staining 블록의 Lab 색채값



그림 2 Vita shade guide

Cervical 1/3 부위에서 색채값 측정 시행

Staining 시행 후 블록의 색채값과 vita shade guide 를 비교한 결과, Lithium disilicate A2 (Low-trans) 블록에 shade1 을 1 코트 시행시, A3 재현되며, shade1 을 2 코트 시행 시, A3.5 재현되었다.

또한 블록에 surface roughening 시행 후 glazing 시행 시, glazing 만 시행한 블록에 비해 난반사의 증가로 L*(Brightness)값이 증가하였다.



그림 2 색채값 측정에 이용한 spectrophotometer(NF99, NIPPON DENSOKU)

증례 고찰

Case 1

35 세 남자 환자가 ‘앞니 잇몸을 누르면 아프다’는 것을 주소로 보존과에 내원하였다. 약 8 년전 상악우측중절치에 대하여 근관치료 및 도재전장관수복을 한 이력이 있었으며, 치은 축진시 압통 호소하였다.



그림 5 초진 치근단방사선사진

당일 시행한 임상 및 방사선 검사 결과 #11 번 치아 수복물의 불량한 변연으로 인한 치경부 우식 및 치근단 농양으로 진단하였다.



그림 4 초진 임상사진

이에 기존 수복물의 제거 및 근관치료, 이후 재수복으로 계획하였다. chairside CAD/CAM 시스템을 이용해 수복하기로 결정하고 기존 수복물 제거 전에 미리 구내 scanning 시행하였다.

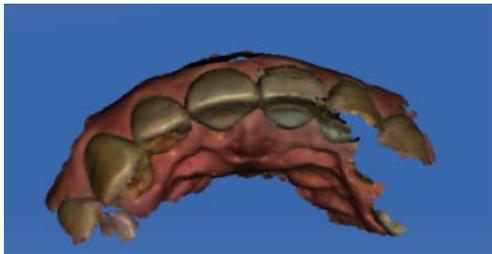
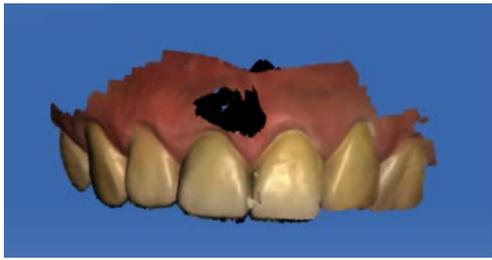


그림 6 수복물 제거 전 구내 스캔

#11 번치아에 대해 3 회에 걸쳐 재근관치료를 시행하였다. 1 달 후 fiber post, 레진 코어 및 지대치 형성 후 polyvinyl siloxane 이용하여 인상 채득하였다. 인상채득 후 주변 치아 참고하여 shade map 을 작성하였다.

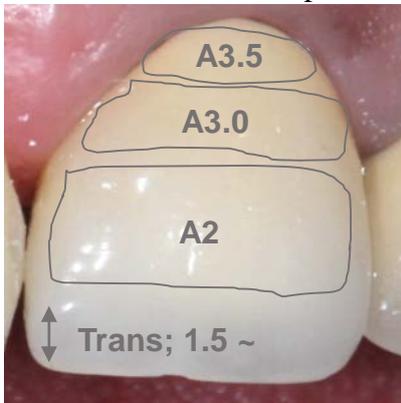


그림 7 Shade map 작성

석고 모형 제작 후 CEREC Omnicam

이용하여 모형을 스캔한 후, 기존 수복물의 디자인 데이터를 붙여 넣어 크라운 디자인을 완성하였다. Ivoclar vivadent 사의 Emax CAD Low-translucent A2 블록으로 밀링 시행하였다.

결정화 이전의 보라색 상태의 크라운 중간 1/3 부위에 자연스러운 표면 형성 위해 surface roughening 시행하였다. 이후 작성해 둔 shade map 을 참고하여 staining 시행하였다. 이 후 Programat® (Ivoclar Vivadent) Furnace 에서 크라운의 결정화를 시행하였다.

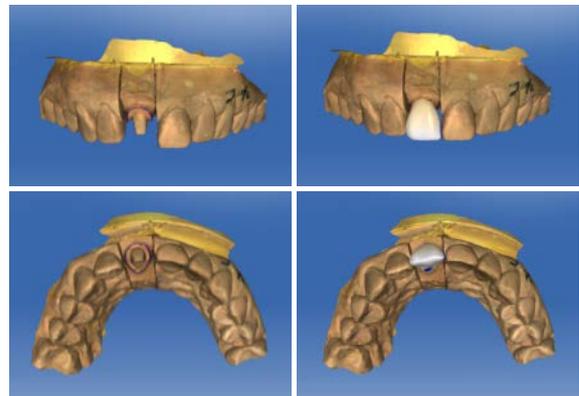


그림 8 CEREC® software 캡처 화면



그림 9 결정화 전 보철물의 모델 시적



그림 10 Staining 이후 결정화



그림 11 결정화 이후의 보철물

환자의 두번째 내원에서 제작된 크라운을 try-in 후, 변연 적합성, 인접면 강도, 색조 등을 확인하고 도재 수복물의 전처리를 시행하였다. 9.5% HF 이용하여 크라운 내면 에칭 20초간 시행 후, 수세하였다. silane 60초간 적용 후 철저한 건조 후 수복물 내면에 All Bond Universal adhesive

(Bisco) 적용하였다. 또한 치아 표면도 37% 인산으로 산부식 후, 동일한 접착제를 적용하였다. 최종 합착은 Duo-link (Bisco) 이용하여 시행하였다.



그림 12 보철물 내면의 처리



그림 13 치아 표면의 처리



그림 14 최종 합착 후 임상사진

Case 2

81 세 여자환자가 식사 중 앞니가 깨졌다는 것을 주소로 내원하였다. 당일 시행한 임상 및 방사선 검사 결과 상악 좌측중절치의 치수 노출을 동반한 치관 파절로 진단하고 근관치료 후 크라운 수복 시행하기로 하였다.



그림 15 초진 임상사진

근관치료 후 fiber post, 레진 코어, 지대치 형성 시행하였으며, CEREC 시스템 이용하여 구내 스캔 시행하였다.



그림 16 구내 스캔



그림 17 제안된 보철물 디자인

당일은 LAVA Ultimate (3M ESPE) 블록 이용하여 임시치관 밀링 후, 임시 합착하여 귀가 조치하였다. 같은 데이터를 이용해 최종 수복물은 EMAX (Ivoclar Vivadent) 블록으로 밀링하여 staining 및 glazing 시행하였다.

제작된 보철물은 수복물의 내면 처리와 치아의 접착 표면 처리 이후, 최종 합착 시행하였다.



그림 18 최종 합착 후 임상사진

결론

CADCAM을 이용하여 수복물을 제작하는 경우, 아직은 소프트웨어가 제안한 디자인이 완벽하게 인접치와 조화를 이루지 못하는 경우가 종종 있는데, 이 때, 복사기능이나 동명치의 디자인을 참조하는 기능을 사용할 경우 보다 빠르게 심미적인 수복물 디자인을 얻을 수 있다.

또한, CADCAM으로 제작한 임시치관은 손으로 직접 제작하는 것보다 더 빠르게 제작이 가능하며 변연이 정확하여 임시 수복을 통한 gingival molding이 용이하다는 장점을 가진다.

전치에서 translucency를 재현하기 위해서는 cut-back 후 porcelain layering 기술을 이용하는 것이 가장 심미적이나 blue shade를 이용해 incisal 1/3에 적절하게 staining 함으로 translucency를 mimicking을 할 수 있으며, 구비되어 있는 staining kit의 색채를 잘 파악한다면, multishade 치아의 표현도 가능하다고 보여진다.

이번 증례를 진행하며 알게 된 다른 사실 중 하나는 Lithium disilicate block에서 surface roughening 후 glazing 시행한 것이, glazing만 시행한 것에 비해 명도(Brightness)가 증가한다는 사실이다. 주로 전치부의 직접 복합레진 수복시 이용되는 서피스 러프닝은 EMAX 수복물의 명도를 증가시킬 수 있으므로, EMAX를 이용한 수복에서 고려해야 할 점으로 생각된다.

체어사이드 CADCAM은 1980년대 개발되어 계속해서 발전되고 보급되고 있는 상황이다. 간접 수복의 workflow는 앞으로 더 많은 변화가 있으리라 생각되며, CADCAM은 병의원에 널리 보급되고 있는 실정이다.

이러한 변화로 치과 의사에 의해 간접수복물의 제작이 점차 이루어지게 되면, 전치부와 같이 심미적으로 중요한 부위도 제작을 피할 수 없으리라 생각되어 증례에서 전치부 심미를 재현하기 위한 노력을 하였다. 치아의 외형은 기존 수복물을 'copy & paste' 하는 방법으로 편리하고 심미적으로 제작하였으며, 치아의 색조에서는 staining material에 대해 실험을 통해 파악한 후, multishade를

표현하고자 하였다.

참고문헌

Tidehag, Per, K. Ottosson, and Göran Sjögren. "Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study." *Operative dentistry* 39.3 (2014): 308-316.

2.Cho, Seok-Hwan, et al. "Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods." *The Journal of prosthetic dentistry* 113.4 (2015): 310-315.

한국접착치의학회 회칙

제 1장 총칙

제 1조 (명칭)

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

제 2조 (사무소)

본회는 본부를 서울특별시에 두고 각 시, 도에 지부를 둘 수 있다.

제 2장 목적 및 사업

제 3조 (목적)

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

제 4조 (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

제 3장 회원

제 5조 (회원의 자격 및 입회)

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

제 6조 (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 아니며 본회의 목적에 동의하고 본회 발전에 공로가 지대한 자

4. 원로회원 : 만 65세 이상으로 20년 이상 본회의 정회원으로 활동한 자

제 7조 (회원의 권리)

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

제 8조 (회원의 의무, 자격 상실 및 윤리)

1. 회비 납부의 의무: 본회 회원은 소정의 회비를 납부하여 본회의 제반 사업 및 회무에 협조할 의무가 있다. 단, 명예회원과 원로회원은 회비납부의 의무를 면제 받는다.
2. 출석의 의무: 본회 회원은 최소 연 1회 본회가 주관하는 학술모임에 참석하여야 한다.
3. 자격 상실: 본회 회원으로서 연속 2년간 회원의 의무를 이행하지 않을 경우, 이사회의 의결에 의해 회원의 자격을 상실할 수 있다.
4. 윤리 위배: 회원으로서 치과의사의 윤리에 위배된 행위를 하거나 본회에 대하여 재산상 손해 또는 명예를 훼손하였을 때에는 이사회의 의결과 총회의 동의에 따라 손해배상, 징계 또는 제명 처분될 수 있다.

제 4장 조직

제 9조 (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

제 10조 (위원회)

1. 본 회의 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.

제 5장 임원 및 고문

제 11조 (임원)

본 회의는 다음의 임원을 둔다.

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

제 12조 (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.

제 13조 (회장)

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

제 14조 (부회장)

부회장은 회장을 보좌하며 회장 유고 시에 이를 승계한다.

제 15조 (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.

제 16조 (감사)

감사는 회무 및 재정을 감시하고 그 결과를 총회에 보고한다.

제 17조 (고문)

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

제 6장 이사회

제 18조 (구성)

이사회는 회장, 부회장 그리고 각 부의 상임이사들로 구성한다.

제 19조 (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

제 20조 (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.

제 21조 (의결)

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

제 7장 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 이사회 의 1/2 또는 회원의 1/3 이상의 요청에 의하여 회장이 이를 소집한다.

제 23조 (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

제 7장 재정

제 24조 (수입)

본 회의 재정은 다음 수입으로 충당한다.

1. 입회비
2. 연회비
3. 찬조금 및 기타

제 25조 (회비)

본 회의 회비는 이사회에서 의결하여 총회에서 인준을 받아야 한다.

제 26조 (회계의 구성)

본 회의 회계는 일반회계, 기금회계, 특별회계로 구성한다.

제 27조 (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.

제 28조 (회계 연도)

본 회의 회계 연도는 11월 1일부터 익년 10월 말일까지로 한다.

제 9장 부칙

제 29조 (회칙의 개정)

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

제 30조 (예외 사항)

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

제 31조 (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

경희의료원 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 중설(Review article) 등을 게재한다. 위에 속하지 않은 기타 사항 및 광고 등의 게재는 편집위원회에서 심의 결정한다.

4. 연구윤리 및 책임

한국접착치의학회지는 인간 및 동물실험에 따른

연구윤리 문제에 대해 대한민국 교육인적자원부와 학술진흥재단의 연구윤리 가이드 라인을 준수하며 이차 게재와 이중 게재에 대하여 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), 그림 설명 (figure legends), 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 해당연구기관의 연구윤리위원회(IRB)의 승인을 얻어야 하며 논문 투고 시 반드시 첨부하여 제출하여야 하고 투고 논문의 재료 및 방법에도 이에 관한 문구를 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 학회지

에서는 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, 실험 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 표기되어야 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, 제조 회사명, 도시명, 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 정리 하고, 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 어깨 번호를 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 이용 하여 참고문헌을 정리하도록 권장한다. 참고 문헌은 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 12로 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 투고 시에 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 Korean Journal of Adhesive Dentistry

Vol. 4, No. 2

발행일 : 2017년 7월 1일

발행인 : 최 상 윤

편집인 : 김 덕 수

발행처 : 한국접착치의학회

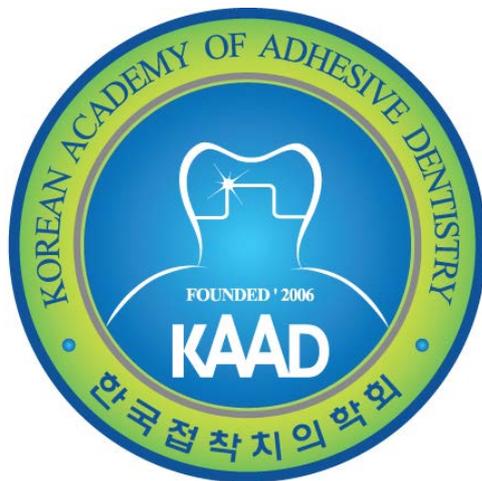
서울특별시 동대문구 경희대로 23 경희의료원 치과병원 4층

한국접착치의학회

전화: 02-958-9330, 9331

Fax: 02-960-5108

E-mail : dentist96@khu.ac.kr



한국접착치의학회