



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2021년 2월
박사학위논문

광섬유 연장을 이용한 광중합이
교정용 버튼의 전단결합강도에
미치는 효과

조선대학교 대학원

치 의 학 과

윤 가 람

광섬유 연장을 이용한 광중합이
교정용 버튼의 전단결합강도에
미치는 효과

Effect of light curing using an extended optic fiber on the
shear bond strength of orthodontic buttons

2021년 2월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

윤 가 람

광섬유 연장을 이용한 광중합이
교정용 버튼의 전단결합강도에
미치는 효과

지도교수 이 난 영

이 논문을 치의학 박사학위신청 논문으로 제출함

2020년 10월


조선대학교 대학원


치 의 학 과


윤 가 람

윤가람의 박사학위논문을 인준함

위원장 연세대학교 교수 이 제 호 (인) 

위 원 조선대학교 교수 이 상 호 (인) 

위 원 조선대학교 교수 이 난 영 (인) 

위 원 조선대학교 교수 안 상 건 (인) 

위 원 조선대학교 교수 유 재 식 (인) 

2020년 12월

조선대학교 대학원

목 차

영문초록	iv
I. 서 론	1
II. 연구 재료 및 방법	4
III. 연구 결과	11
IV. 총괄 및 고찰	14
V. 결 론	18
참고문헌	19

표 목 차

Table 1. Material used in this study	5
Table 2. Experimental conditions of each group	9
Table 3. Shear bond strength depending on the light tip distance	12
Table 4. Shear bond strength depending on the diameter of optic fiber	13

도 목 차

Fig. 1. Component of light curing system.	7
Fig. 2. Assembly of light curing system.	7
Fig. 3. Universal testing machine for measuring the shear bond strength	10
Fig. 4. Shear bond strength depending on the light tip distance	12
Fig. 5. Shear bond strength depending on the diameter of optic fiber	13

Abstract

Effect of light curing using an extended optic fiber on the Shear bond strength of orthodontic buttons

Yoon, Ga-Ram, D.D.S

Advisor : Prof. Lee, Nan-Young, D.D.S., Ph.D.

Department of Dentistry

Graduate School of Chosun University

The objective of this study is to analyze the shear bond strength of orthodontic buttons according to light tip distance and optic fiber diameter when an extended optic fiber was applied to the tip of a curing light unit.

In this study, 315 extracted premolar teeth were divided into 3 groups. Orthodontic buttons were attached using no optic fibers (Group I), 3.0 mm diameter optic fibers (Group II), or 5.0 mm diameter optic fibers (Group III). Each group was divided into subgroups A - C (5.0, 10.0, and 15.0 mm light tip distance), respectively. Shear bond strength was then measured while varying the light tip distance.

In group I, shear bond strength significantly decreased as the light tip distance increased. When the shear bond strength was evaluated according to the optic fiber diameter, no statistical significance was observed in group of 5.0 mm light tip distance. Compared with group IB, group IIIB showed significantly greater shear bond strength. Compared with group

IC, all groups using 3.0 or 5.0 mm diameter optic fibers showed significantly greater shear bond strength.

Therefore, when a curing light unit has poor accessibility, optic fibers with a large diameter should be considered.

I. 서론

소아 또는 청소년 환자에서 치아의 맹출 장애는 흔하게 관찰되는 문제이며 이는 악안면 영역의 조화로운 발달에 부정적인 영향을 미칠 수 있다[1]. 특히, 매복된 치아는 적절한 치료 시기를 놓치게 될 때 치료의 성공률이 감소하고, 치료에 더 많은 시간이 소요되며, 주변 치아를 활용할 기회가 적어져 이의 치료가 더욱 복잡해질 수 있고, 임상적으로 다양한 합병증을 일으킬 수 있다[2,3]. 따라서 소아치과 의사에게 매복치의 조기 진단과 적절한 치료계획은 매우 중요하다. 매복치의 치료는 그 발생원인, 치아의 발육단계, 매복 위치 및 맹출 경로, 환자의 협조도 등을 고려하여 치료 방법을 결정한다. 이때 매복된 치아의 매복 원인이 제거된 후 또는 외과적 노출 후 6개월 이상의 관찰기간 동안 자발적인 맹출이 일어나지 않거나, 맹출 경로가 정상에서 많이 벗어나 정상 위치로 맹출할 가능성이 매우 작다면 교정적 견인을 통한 매복치의 맹출 유도가 필요하다[4-7].

매복치의 교정적 견인을 위한 술식은 크게 2가지로 분류되는데 판막을 거상하고 매복치를 덮고 있는 치조골을 제거하여 치관을 노출 시킨 후 교정용 버튼을 부착하며, 다시 판막을 원래의 위치로 덮어주는 폐쇄 맹출법(Closed eruption technique)과, 외과적 노출술로 매복치의 치관을 노출 시킨 후 형성된 맹출로를 통하여 치관부 치면에 교정용 버튼을 부착하고 교정력으로 견인하는 개방 맹출법(Open eruption technique)으로 분류할 수 있다[4,6,8,9]. 매복치가 표재성으로 존재하거나 외과적 노출술로써 치아를 영구적으로 노출할 수 있는 경우가 아니라면 판막의 재배치가 어려우므로 폐쇄 맹출법의 적응증이 되고[4,10] 이때는 치면과 교정용 버튼 사이에 더욱 확실한 접착이 요구된다.

교정용 브라켓은 약 40년 전부터 직접법으로 부착되어 왔으며 성공적인 부착을

위해서는 적절한 치아의 치면, 브라켓 베이스의 디자인, 접착재료의 세 가지 구성 요소가 중요하다[11]. 브라켓과 치면 사이의 결합 강도는 광중합기, 산의 종류와 농도, 산부식 시간, 접착제의 조성, 브라켓 베이스의 디자인 그리고 브라켓의 종류와 같은 다양한 요소에 의해 영향을 받는데[12] 이때 임상적 환경에서 광중합의 정도는 중요한 변수가 된다. 광조사 동안 광도에 영향을 미치고 광중합 시멘트의 물성에 영향을 미치는 많은 요인이 있으나[13] 술자에 의해 조절되는 요인으로써 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리가 중요할 수 있다[14]. 2000년대 들어서 LED(Light Emitting Diode) 광중합기가 개발되어 사용되기 시작하여 현재 사용되는 중합기 대부분은 LED 광중합기인데[15] QTH(Quartz-Tungsten-Halogen)와 PA(Plasma Arc) 광중합기에 비하여 LED 광중합기를 이용한 광중합을 할 때, 조사단에서 교정용 브라켓 사이의 거리가 증가함에 따라 더 유의하게 전단 강도가 감소함이 보고되었다[16].

부착 실패를 야기하는 대표적인 원인은 타액, 혈액, 및 수분 등의 오염[17-19] 또는 깊은 매복으로 인한 중합의 어려움의 두 가지 측면에서 생각해 볼 수 있다. 오염에 대한 문제점을 해결하기 위하여 프라이머 도포 후 광중합 단계를 생략하거나 고강도의 빛을 방출하는 광중합기를 사용하여 부착과정에 걸리는 시간을 감소시키고, 친수성 성분을 포함한 교정용 접착제를 사용하는 등의 시도가 있었다[20-22]. 반면 매복 깊이에 따른 광중합기와 교정용 버튼 사이의 거리가 증가하면서 생기는 접근성의 문제에 관해서는 많은 연구가 이루어지지 않았다.

따라서 이상적으로 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리를 가급적 근접시키는 것이 좋으나 임상적으로 항상 달성되기는 어려우며 매복치의 견인을 위해 외과적 노출 후 레진을 이용한 산부식 접착법으로 교정용 버튼을 부착할 때 매복치의 매복 위치가 깊을수록 광중합기의 접근성이 현저히 떨어지게 된다. 이러한 접근성의 어려움으로 인해 교정용 버튼의 부착 실패가 일어날 수 있다. 이와 같은 조사단과 광중합 시멘트 사이의 접근성 문제를 해결하기 위하여 광중합기 조사단에 광섬유

의 연장을 생각해볼 수 있다.

이 연구에서는 매복치의 매복 깊이를 가상으로 한 조사단과 브라켓 베이스 사이의 거리 및 광섬유의 직경을 달리하여 치면과 교정용 버튼 사이의 전단결합강도에 대해 알아보고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

본 연구는 조선대학교 치과병원 임상 연구 윤리 위원회(Institutional Review Board, IRB)의 승인 하에 시행되었다(CUDHIRB-2003-002).

1. 연구 재료

교정 치료를 목적으로 발치한 소구치 중 법랑질 균열, 치아우식증, 수복물이 없는 건전한 협면을 가진 치아 315개를 선별하였고 발치 후 곧 혈액이나 육아조직, 타액 등의 이물질을 제거한 후 흐르는 물에 세척하고 시편의 제작 전까지 생리식염수에 보관하였다. 실험 중 치아의 취급을 쉽게하기 위해 레진 블록을 제작하였다. 브래킷은 곡면이 있는 mesh 형태의 하면으로 직경 3.3 mm 의 교정용 버튼(3B, China)을 이용하였다. 교정용 버튼의 접착에 사용되는 접착제와 프라이머는 각각 Transbond™ XT Light Cure Adhesive Paste(3M Unitek, USA), Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer(3M Unitek, USA)를 사용하였고 산부식제는 37% 인산인 Scotchbond™ Universal Etchant(3M ESPE, USA)를 사용하였다(Table 1). 전단결합강도 측정을 위해 Universal testing machine (Shimadzu universal testing machine EZ-S, Japan)을 사용하였고, 광중합기는 Valo cordless(Ultradent, USA)를 사용하였다. 광섬유는 PMMA optic fiber cable(Huaxi innovation, China)를 사용하였다.

Table 1. Materials used in this study.

Material		Manufacture
Resin	Transbond™ XT Light Cure Adhesive Paste	3M Unitek, USA
Primer	Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer	3M Unitek, USA
Etchant	Scotchbond™ Universal Etchant	3M ESPE, USA

2. 연구 방법

1) 치아의 준비 및 시편 제작

교정용 버튼 부착 전에 치면에 있는 치석 및 유기물질을 스케일러로 제거 후 불소가 포함되지 않은 퍼미스와 저속 핸드피스에 부착된 러버컵을 이용하여 10초간 치면세마를 시행하였다. 고속 절삭 다이아몬드 디스크를 이용하여 치근을 절단하였고 치아의 고정을 위하여 시편을 제작하였다. 일정한 시편 제작을 위하여 설계 프로그램인 Sketchup pro 2020(Trimble Inc., USA)을 이용하여 14.0 mm X 14.0 mm X 15.0 mm(가로 X 세로 X 높이)의 주형을 디자인하였고 3D 프린터인 Cubicon single plus(Cubicon Inc., Korea)을 이용하여 Poly lactic acid 필라멘트로 주형을 출력하였다(Fig. 1A). 치아는 아크릴릭 레진을 이용하여 순측 치관이 보이도록 주형에 매몰하였고, 레진 경화시 발생하는 열을 분산시키기 위하여 차가운 증류수에 1시간 동안 보관하였다. 순측 법랑질 표면과 블록 하단을 평행하게 하고 치아의 순면에 직경 4.5 mm 이상의 평면이 만들어질 때까지 차례대로 300, 600, 1200 grit 실리콘 카바이드 연마지를 이용하여 순차적으로 연마하였다.

2) 광섬유를 이용한 광중합 시스템

조사단과 교정용 버튼의 베이스를 기준으로 5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm의 매복 깊이를 설정하였고 매복된 치아의 임상적 환경과 유사한 조건을 만들기 위하여 Depth guiding connector를 다음과 같이 제작하였다(Fig. 1B).

광섬유를 광중합기에 연결시키기 위한 Curing light cap을 제작하기 위하여 Valo Cordless(Ultradent, USA)의 조사단을 포함한 첨단부위를 3D 스캐너(S600 ARTI Scanner, Zirkonzahn®, Zirkonzahn modelier, Italy)를 이용하여 디지털 형태의 모델을 구현하였고 이후 Sketchup pro 2020를 이용하여 Optic fiber guide가 포함된 Curing light cap을 디자인하였다. 이때 Curing light cap의 빛이 통과되는 부위는 Valo cordless 조사단의 렌즈 직경인 10.0 mm와 동일한 크기가 되도록 하였다. 광섬유를 적용하기 위한 Curing light cap의 Optic fiber guide는 형태를 부여할 때, 몇 가지 고려점이 있었다. 먼저 직경이 다른 광섬유를 사용할 때, 광섬유의 정중부가 Valo cordless 렌즈의 정중부와 일치되도록 하고 적용되는 광섬유가 잘 안착이 되도록 하였다. 또한 Optic fiber guide 자체가 빛의 전달을 방해하는 것을 감안하여 최소한의 면적(10.40 mm²)이 되도록 하면서도 서로 다른 Optic fiber guide가 동일한 면적을 차지하도록 하였다. 3D 프린터인 Cubicon single plus를 이용하여 각각 3.0 mm, 5.0 mm 직경의 광섬유를 적용할 수 있는 Curing light cap과 5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm 길이의 Depth guiding connector를 출력하였다(Fig. 1C). 3.0 mm, 5.0 mm 직경의 광섬유를 모두 2.0 mm, 7.0 mm, 12.0 mm 길이로 절단하여 Optic fiber guide에 올린 뒤 접착용 본드를 이용하여 고정하였다.

교정용 버튼의 부착을 위한 광중합시 시편의 상부를 Depth guiding connector로 감싸면서 장착하고 다시 Depth guiding connector의 상부를 Valo cordless가 결합된 Curing light cap에 장착하였다(Fig. 2). 한편, 광섬유를 사용하지 않은 I군도 실험조건을 동등하게 하도록 Curing light cap을 장착하였다.

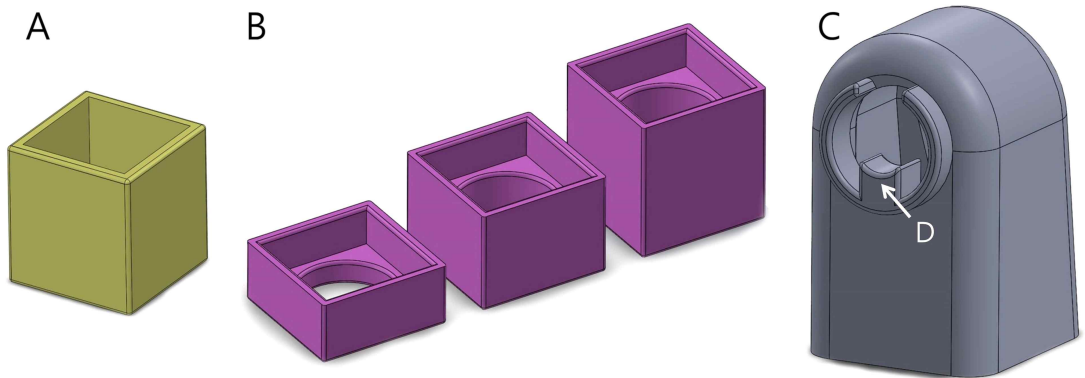


Fig. 1. Component of light curing system.

A : Mold, B : Depth guiding connector, C : Curing light cap, D (arrow) : Optic fiber guide.

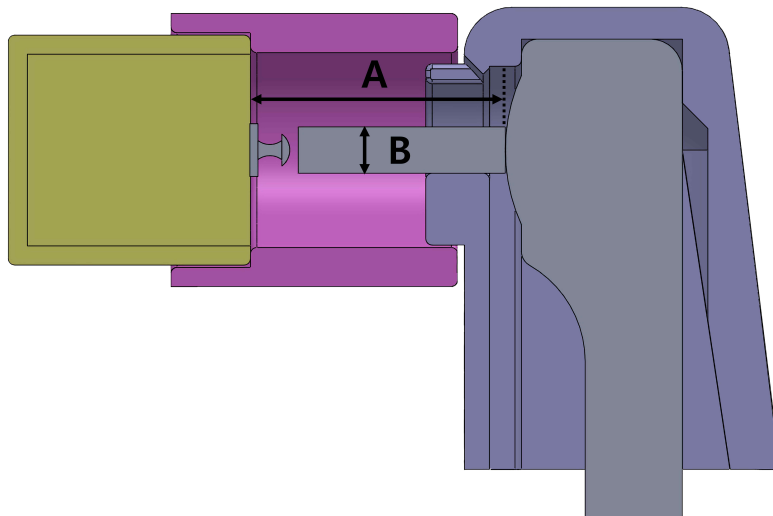


Fig. 2. Assembly of light curing system.

A : light tip distance (5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm), B : diameter of optic fiber (3.0 mm, 5.0 mm).

3) 실험군의 분류 및 교정용 버튼의 접착방법

준비된 315개의 시편을 무작위로 105개씩 추출하여 3개의 군으로 나누었고 광섬유를 사용하지 않은 I군, 3.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 II군, 5.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 III군으로 분류하였다. 또한 각 군별로 3개의 하위군(A, B, C)으로 나누어 조사단과 교정용 버튼의 베이스 사이의 거리가 5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm 가 되도록 설정하였다(Table 2).

모든 군에서 치면의 처리와 교정용 버튼의 접착방법은 광섬유의 사용 유무, 사용한 광섬유의 직경 차이 및 조사단과의 거리를 제외하고 모두 동일하게 진행하였다. 먼저 37% 인산으로 30초간 산부식을 하고 15초간 세척을 한 후 10초간 완전히 건조하였다. 제조사의 지시에 따라 Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer를 산부식된 법랑질 표면에 얇게 도포하고 Transbond™ XT Light Cure Adhesive Paste가 적용된 교정용 버튼을 평활한 면이 형성된 치아의 협면 중앙에 위치시켰다. 충분한 압력을 가한 후 치면과 교정용 버튼 사이에서 밀려 나온 여분의 접착제를 탐침을 이용하여 제거하였다. I군은 광섬유를 적용하지 않고 Curing light cap을 사용하였고 II군과 III군은 각각 3.0 mm와 5.0 mm 직경의 광섬유를 교정용 버튼의 수직 높이가 2.16 mm인 것을 고려하여 차례로 2.0 mm, 7.0 mm, 12.0 mm의 길이로 사용하였다. Curing light cap이 적용된 Valo Cordless를 이용하여 Depth guiding connector에 적합을 시킨 상태에서 Standard power(1000 mW/cm²)로 모두 20초 동안 광중합을 시행하였다. 교정용 버튼의 부착 완료 후 치아들을 10분간 방치 후 증류수에 담아 37°C 항온수조에서 7일간 보관하였다.

Table 2. Experimental conditions of each group.

Group	Subgroup	N	Condition
I	A	35	5.0 mm depth
	B	35	10.0 mm depth
	C	35	15.0 mm depth
II	A	35	5.0 mm depth + 3.0 mm diameter of optic fiber
	B	35	10.0 mm depth + 3.0 mm diameter of optic fiber
	C	35	15.0 mm depth + 3.0 mm diameter of optic fiber
II	A	35	5.0 mm depth + 5.0 mm diameter of optic fiber
	B	35	10.0 mm depth + 5.0 mm diameter of optic fiber
	C	35	15.0 mm depth + 5.0 mm diameter of optic fiber

4) 전단결합강도 측정

교정용 버튼의 전단결합강도는 Universal testing machine을 사용하여 측정하였다(Fig. 3). 치아의 순면이 crosshead의 장축과 평행하도록 시편을 고정한 후 전단하중을 crosshead head speed 1 mm/min의 속도로 적용하여 교정용 버튼이 치면에서 분리될 때의 최대하중을 단위면적에 따른 결합강도(MPa)로 환산하여 측정하였다.



Fig. 3. Universal testing machine for measuring the shear bond strength

3. 통계 분석

얻어진 데이터는 SPSS (Version 18.0, IBM, USA)를 이용하여 통계 분석을 시행하였다. 각 군의 정규성은 Kolmogorov test로 검정하였다. 각 군의 측정된 전단결합강도에 대한 통계적 유의성 검증은 일원 배치 분산분석(One-way ANOVA)을 이용하였고 사후 검정으로 Tukey test를 시행하였다.

III. 연구 결과

각각의 실험군 시편에서 측정된 전단결합강도의 평균과 표준편차를 Table 3, 4에 나타내었다. 조사단과의 거리에 따른 전단결합강도의 유의성 분석에서, 광섬유를 사용하지 않은 I군에서 조사단과의 거리가 증가할수록 전단결합강도가 유의미하게 감소하였다. 광섬유를 사용한 II군과 III군에서는 통계적으로 유의한 결과가 관찰되지 않았다(Table 3, Fig. 4).

동일한 조사단과의 거리를 설정한 군에서 광섬유의 직경에 따른 전단결합강도의 유의성을 분석하였는데, 조사단과의 거리가 5.0 mm인 군의 IA, IIA, IIIA군 사이에서 통계적으로 유의한 결과가 관찰되지 않았다. 조사단과의 거리가 10.0 mm인 군에서 광섬유를 사용하지 않은 IB군과 비교하였을 때, 광섬유의 직경이 3.0 mm인 경우보다 5.0 mm인 경우가 전단결합강도가 증가하였으나 통계적 유의성은 IB군과 IIIB군 사이에서만 관찰되었다. 조사단과의 거리가 15.0 mm인 군에서 광섬유를 사용하지 않은 IC군과 비교하였을 때, 광섬유의 직경이 3.0 mm인 경우보다 5.0 mm인 경우에 유의하게 높은 전단결합강도가 관찰되었고 IC, IIC, IIIC군 사이에서 모두 통계적으로 유의한 결과가 관찰되었다(Table 4, Fig. 5).

Table 3. Shear bond strength depending on the light-tip distance

Group	A	B	C	<i>p</i>
	Mean ± SD (MPa)	Mean ± SD (MPa)	Mean ± SD (MPa)	
I	13.96 ± 1.62 ^a	12.65 ± 2.70 ^b	9.87 ± 1.77 ^c	0.000
II	13.99 ± 1.95	13.12 ± 2.01	12.96 ± 2.62	0.116
III	14.63 ± 2.09	14.20 ± 1.60	14.47 ± 2.34	0.665

p : One way ANOVA

a, b, c : Different superscript letters in the rows indicate statistical differences by the Tukey test as post-hoc test ($p < 0.05$)

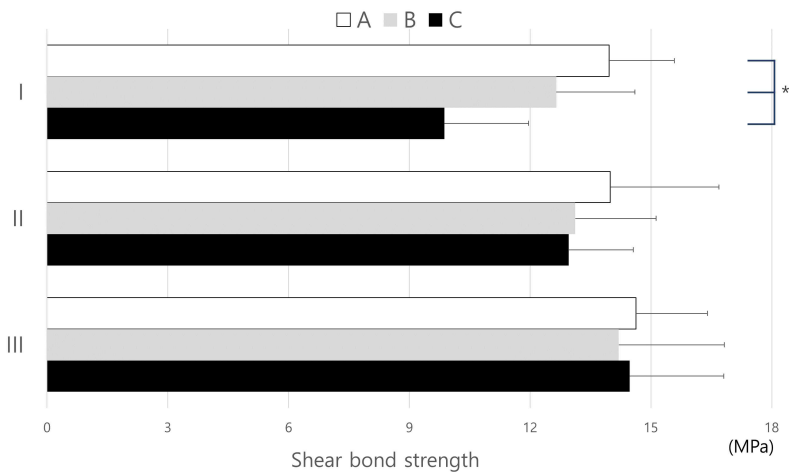


Fig. 4. Shear bond strength depending on the light-tip distance

* : Statistical differences by the Tukey test as post-hoc test ($p < 0.05$)

Table 4. Shear bond strength depending on the diameter of optic fiber

Group	I	II	III	<i>p</i>
	Mean ± SD (MPa)	Mean ± SD (MPa)	Mean ± SD (MPa)	
A	13.96 ± 1.62	13.99 ± 1.95	14.63 ± 2.09	0.249
B	12.65 ± 2.70 ^a	13.12 ± 2.01 ^{ab}	14.20 ± 1.60 ^b	0.011
C	9.87 ± 1.77 ^a	12.96 ± 2.62 ^b	14.47 ± 2.34 ^c	0.000

p : One way ANOVA

a, b, c : Different superscript letters in the rows indicate statistical differences by the Tukey test as post-hoc test ($p < 0.05$)

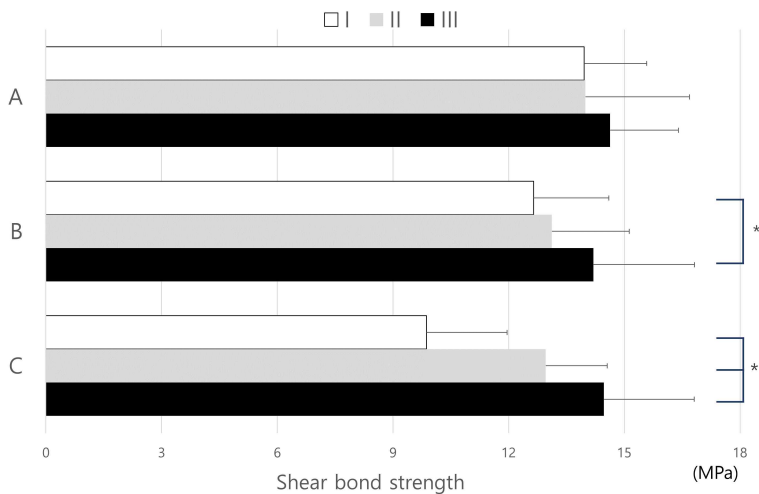


Fig. 5. Shear bond strength depending on the diameter of optic fiber

* : Statistical differences by the Tukey test as post-hoc test ($p < 0.05$)

IV. 총괄 및 고찰

매복된 치아의 맹출 유도를 위해 교정적 견인이 필요한 경우 치관의 외과적 노출 및 산부식 접착과 광중합을 통한 교정용 버튼의 부착과정이 요구된다. 이때, 교정용 버튼의 확실한 부착은 2차 수술을 피하고 성공적인 매복치의 맹출 유도를 위한 중요한 전제가 된다[23]. 그러나 임상에서 교정용 버튼의 접착이 이상적인 환경에서 이루어지는 경우는 드물며, Sajnani와 King[24]에 의하면 교정적 견인을 할 때 장치의 부착 실패가 5.7%라고 보고되었다.

외과적 노출 후 치아 자체의 위치 이상, 매복치의 매복 깊이가 깊은 경우, 인접 해부학적 구조물로 인해 광중합기가 교정용 버튼에 근접하지 못하는 경우가 적지 않게 발생한다[25]. 일반적으로 복합레진과 광원 사이의 이상적인 거리는 표면에서 1.0 mm 이내이다[26]. 광중합 시멘트의 중합 정도는 노출되는 빛의 강도와 질, 노출 시간에 의존하며, 특히 광도는 광중합기의 접근 정도가 중요하다[27]. 접근성 문제로 인하여 충분하고 적절한 빛을 전달할 수 없을 때, 광중합 시멘트의 물리적 특성이 저하되어 부착 실패가 유발될 수 있다[28]. 깊은 심부의 매복으로 인해 광중합기가 교정용 버튼에 충분히 근접되지 못할 때 광섬유를 이용함으로써 전반사를 통해 조사되는 거리가 증가하면서 생기는 빛의 손실을 최소화시킬 수 있다면 광중합기의 접근성을 개선할 수 있다. 1970년 Friedman과 Marcus[29]가 광섬유를 이용하여 빛의 조사 위치를 자유자재로 조절할 수 있도록 장비를 개발해 치아우식증 및 치주질환 등의 구강 질환 진단에 매우 유용한 장비라고 보고한 이후 현재 광섬유는 광섬유 투사법(Fiber-optic trans-illumination, FOTI) 뿐만 아니라 레이저 치료, 치과용 핸드피스, 디지털 X-ray 센서, 광중합기, 치과용 카메라의 디퓨저 등으로 치의학 분야에 다양하게 활용되고 있다.

이 연구에서는 광중합기의 조사단에 광섬유를 사용하였을 때 매복치의 매복 깊

이에 따른 교정용 버튼의 전단결합강도를 비교하여 광섬유를 통한 광도 감소의 보상이 교정용 버튼의 전단결합강도에 미치는 영향을 평가하였다.

광중합 시스템은 복합레진의 광개시제의 활성화와 교정용 브라켓의 물리적 특성을 향상하기 위해 적절하고 충분한 빛을 전달해야 한다[30]. 광중합기의 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리 변화로 인한 광도의 변화는 술자에 의해 조절될 수 있는 요인이며[14] 광도는 거리의 제곱에 반비례하여 감소한다고 알려져 있다[31]. 실제 광중합 시멘트의 중합이 이 원리에 전적으로 의존한다면 조사단과의 거리가 증가함에 따라 중합의 정도는 매우 감소할 수 있다. 그러나 선행된 연구들은 상당히 다양한 결과를 제시하고 있다. Prati 등[32]은 거리에 따른 광도는 기하급수적으로 감소하여 1.0 mm당 대략 10% 정도의 감소를 한다고 하였다. Sakauchi와 Ferracane[33]는 2.0 mm 이상의 거리에서 광출력이 급격히 감소하며 4.0 mm 거리에서 최대치의 25%가 된다고 하였고, Ahn 등[14]은 조사단과의 거리를 0.0 mm를 기준으로 6.0 mm로 증가할 때 상대광도가 67%가 됨을 보고하였다.

임상에서 교정치료의 요구치를 만족시킬 수 있는 브라켓의 전단결합강도에 대한 확실한 기준은 없다. Reynold[34]는 5.9 - 7.8 MPa을 제안하였고 James[35]는 10.0 MPa라고 하였으며 Meehan 등[36]과 Lalani 등[37]의 연구에서는 11.23 - 11.31 MPa가 적절하다고 하였다. 선행들에 의해 제시된 전단결합강도에 따르면 IC군의 전단결합강도를 제외하고는 유용한 값을 보이는데 선행된 많은 연구에서의 다양한 전단결합강도는 사용한 접착제와 브라켓의 종류, 브라켓 기저부의 형태 및 부식에 따른 범랑질의 저항력[38], 실험 디자인 등과 같은 여러 요소가 변수가 되므로 절대적 기준으로 수용하는 데 있어 한계가 있다. 또한 이 연구에서의 광중합은 Depth guiding connector 하에서 진행되었으므로 이보다 개방된 환경에서 광중합이 이루어지는 환경에 비해 광도의 감소가 작게 반영되었을 수 있다.

이 연구에서 광섬유를 사용하지 않은 I군에서 조사단과 교정용 버튼 사이의 거리가 5.0 mm, 10.0 mm, 15.0 mm로 증가함에 따라 IA, IB, IC군 사이에서 통계적으

로 유의하게 전단결합강도가 감소하였다. 이러한 결과는 전단결합강도에 대하여 LED 광중합기를 사용할 때 조사단과 레진 사이의 거리에 크게 의존한다는 Kim 등[25]과 Cacciafesta 등[27]의 연구 결과와 일치된다. 또한 Lindberg 등[39]은 광중합기의 조사단과 복합레진 사이의 거리가 0.0 mm에서 3.0 mm, 3.0 mm에서 6.0 mm로 증가함에 따라 통계적으로 유의한 중합 깊이의 감소를 보고하였다.

한편 동일한 조사단과의 거리를 설정하여 광섬유의 직경에 따른 전단결합강도를 비교하였을 때, 조사단과의 거리가 5.0 mm인 경우 IA, IIA, IIIA군에서는 통계적 유의성이 관찰되지 않았다. 조사단과의 거리가 10.0 mm인 경우에는 광섬유를 사용하지 않은 군(IB)에 비하여 광섬유를 사용한 군에서, 3.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 군에 비하여 5.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 군에서 전단결합강도의 증가가 관찰되나 통계적 유의성은 IB군과 IIIB군 사이에서만 관찰되었다. 조사단과의 거리가 15.0 mm인 경우 광섬유를 사용하지 않은 군(IC)에 비하여 광섬유를 사용한 군에서, 3.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 군에 비하여 5.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 군에서 모두 전단결합강도가 증가하였고 IC, IIC, IIIC군 사이에서 모두 통계적 유의성이 관찰되었다. 매복 깊이가 깊어져 광중합기의 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리가 증가할수록 광도가 감소하는데, 광섬유의 사용이 이를 보상하며 얇은 광섬유보다 두꺼운 광섬유에서 상대적으로 광도의 감소가 적게 나타나는 것으로 사료된다. 이 연구 결과를 토대로 매복치의 매복 깊이가 깊지 않다면 광중합기의 접근성 향상을 위한 처치는 불필요하나, 매복 깊이가 10.0 mm 이상의 심부에 있는 매복치의 경우 광중합기의 조사단에 광섬유 연장이 추천되며 임상적 환경이 가능한 범위 내에서 직경이 큰 광섬유를 사용하는 것이 교정용 버튼의 확실한 부착에 도움이 될 것으로 사료된다.

이 연구는 생체 외 연구로써 재현성 있는 실험을 위한 디자인에도 불구하고 실제 구강 내의 임상적 환경과 비교하였을 때, 발치된 치아를 사용했다는 점뿐만 아니라 광중합기의 교정용 버튼으로의 직상방 접근, 광도의 감소 정도, 수분의 영향

등의 여러 요소에서 차이가 있다. 또한 실제 임상적 여건을 고려하여 광섬유를 적용하기 위한 효율적인 장치의 고안이 필요하다. 한편, 이 연구와 달리 광중합 시멘트와 광중합기의 종류, 광중합 시간 등의 변수를 달리하거나 조사단과의 접근성 개선을 위해 투명한 교정용 버튼을 사용하는 등의 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

이 연구에서 교정용 버튼을 부착할 때 광중합기의 조사단과 교정용 버튼 사이의 거리, 광섬유의 직경에 따라 교정용 버튼의 전단결합강도를 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

광섬유를 사용하지 않은 I군에서 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리가 증가할 수록 통계적으로 유의하게 전단결합강도가 감소하였다. 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리가 10.0 mm일 때, 광섬유를 사용하지 않은 IB군에 비하여 5.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 IIIB군에서 통계적으로 유의하게 전단결합강도가 증가하였고, 조사단과 광중합 시멘트 사이의 거리가 15.0 mm일 때, 광섬유를 사용하지 않은 IC군에 비하여 각각 3.0 mm, 5.0 mm 직경의 광섬유를 사용한 IIC, IIIC군 모두에서 통계적으로 유의하게 전단결합강도가 증가되었다. 따라서 심부에 있는 매복치의 교정적 견인을 위해 조사단에 직경이 큰 광섬유를 연장하는 것은 교정용 버튼의 확실한 부착에 도움이 될 것으로 사료된다.

References

1. Moorrees CF, Fanning EA, Hunt EE Jr. : Age variation of formation stages for ten permanent teeth. *J Dent Res*, 42:1490-1502, 1963.
2. Raghoobar GM, Boering G, Vissink A, Stegenga B : Eruption disturbances of permanent molars: a review. *J Oral Pathol Med*, 20:159-166, 1991.
3. Lee DY, Song SS, Kim SO : Eruption guidance of impacted mandibular first molar. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 37:226-232, 2010.
4. Korean Acad Pediatr Dent : Dentistry for the child and adolescent, *5th ed.*, Dental Wisdom Yenang INC, 537-556, 2014.
5. Frank CA : Treatment options for impacted teeth. *J Am Dent Assoc*, 131:623-632, 2000.
6. Andreasen JO, Petersen JK, Laskin DM: Textbook and color atlas of tooth impaction. *1st ed.*, Mosby, St.Louis, p65-85, 126-165, 1997.
7. Yoo JM, Kim JS, Kim YK : Surgical exposure and orthodontic treatment of the impacted first molar. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 23:859-865, 1996.
8. Johnson WD : Treatment of palatally impacted canine teeth. *Am J Orthod*, 56:589, 1961.
9. Vermette ME , Kokich VG, Kennedy DB : Uncovering labially impacted teeth: apically positioned flap and closed-eruption techniques. *Angle Orthod*, 1:23-34, 1965.
10. Lee NY : Eruption guidance for impacted canine. *J Kor Dent Assoc*, 50:312-321, 2012.
11. Jain A, Ray S, Mitra R, Chopra SS : Light Cure Tip Distance and Shear Bond Strength: Does It have any Clinical Significance? *J Indian Orthod Soc*,

47:135-142, 2013.

12. Reicheneder CA, Gedrange T, Proff P, *et al.* : Shear and tensile bond strength comparison of various contemporary orthodontic adhesive systems: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 135:422, 2009.

13. Rueggeberg FA, Jordan DM : Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont*, 6:364-370, 1993.

14. Ahn MK, Jeong TS, Kim S : A study on the changes in polymerization of light-activated composite resin with various exposure time and distance. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 28:293-299, 2001.

15. Andre CB, Nima G, Price RB, *et al.* : Stability of the light output, oral cavity tip accessibility in posterior region and emission spectrum of light-curing units. *Oper Dent*, 43:398-407, 2018.

16. Kim MS, Kim JS, You SH : A study on the shear bond strengths of visible light-cured glass ionomer cement with several light-curing units. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 34:81-90, 2007.

17. Zachrisson BU : A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 71:173-189, 1977.

18. Xie J, Power JM, McGuckin RS : In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent Mater*, 9:295-299, 1993.

19. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Klersy C, *et al.* : Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with conventional and self-etching primers. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 125:357-360, 2004.

20. Lee JH, Kim JS : Effect of different types of bonding agent and application methods on shear bond strength of orthodontic bracket. *J Korean Acad Pediatr*

Dent, 44:419-426, 2017.

21. Oh YJ, Oh SH : Effect of saliva contamination on shear bond strength with conventional, moisture insensitive, and self-etching primers. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 46:21-28, 2019.

22. Petteimerides AP, Sherriff M, Ireland AJ : An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *Eur J Orthod*, 26:573-577, 2004.

23. Kim SO, Choi BJ, Lee JH, Sohn HK : Tensile strengths of pre-ligatured button with several contaminations in direct bonding procedure which can happen during the surgical exposure of unerupted teeth. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 25:400-420, 1998.

24. Sajnani AK, King NM : Complications associated with the occurrence and treatment of impacted maxillary canines. *Singapore Dent J*, 35:53-57, 2014.

25. Kim MS, Kim JS, You SH : A study on the shear bond strengths of visible light-cured glass ionomer cement with several light-curing units. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 34:81-90, 2019.

26. Harry FA : Tooth-colored restorations principles and techniques, 9th ed., PMPH-USA, p81-95, 2002.

27. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Jost-Brickmann PG, *et al.* : Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *Angle Orthod*, 75:386-391, 2005.

28. Bagis YH, Rueggeberg FA : The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater*, 16:244-247, 2000.

29. Friedman J, Marcus MI : Transillumination of the oral cavity with use of

fiber optics. *J Am Dent Assoc*, 80:801-809, 1970.

30. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM : In vitro depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res*, 61:187, 1982.

31. Phillips RW : Skinner's science of dental materials. ed 8. Philadelphia: Saunders. 230, 1982.

32. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. : Effect of the air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent*, 12:231-234, 1999.

33. Sakaguchi RL, Ferracane JL. : Effect of light power density on development of elastic modulus of a model light-activated composite during polymerization. *J Esthet Restor Dent*, 13:121-130, 2001.

34. Reynold IR : A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod*, 2:171-178, 1975.

35. James WM : Bond strength of light-cured fluoride releasing base liners as orthodontic bracket adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 100:47-52, 1991.

36. Meehan MP, Foley TF, Mamandras AH : A comparison of shear bond strengths of two glass ionomer cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 115:125-132, 1999.

37. Lalani N, Foley T, Mamandras AH, *et al.* : Polymerization with the argon laser : curing time and shear bond strength. *Angle Orthod*, 70:28-33, 2000.

38. Retief DH : Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil*, 1:265-284, 1974.

39. Lindberg A, Peutzfeldt A, van Dijken JW : Effect of power density of curing unit, exposure duration, and light guide distance on composite depth of cure. *Clin Oral Investig*, 9:71-76, 2005.