섬유 강화 포스트와 코어 축성 방법에 따른 파절 강도에 관한 비교

단국대학교 치과대학 보철학 교실

이자형 · 신수연

최근 심미 치과 수복이 발달하게 되면서 치은 연상 변연을 가진 전부 도재 수복물을 하게 되는 경우 섬유 강화 포스트는 자연치와 유사한 반투명성을 보여 더욱 심미적으로 보이게 해준다. 섬유 강화 포스트인 석영 섬유 포스트와 유리 섬유 포스트로 수복시 코어 축성 방법을 달리한 5가지 군으로 분류하여 각 방법에 따른 파절강도를 비교하였다. 발치된 45개의 치아를 사용하여 모두 근관치료를 시행하고 CEJ 상방 1mm 부위에서 치축에 수직이 되도록 주수하에 치관부를 절삭하였다. A, B, C군은 #1 D.T. Light-post®를 사용하였고, D, E군은 #1.5 LuxaPost®를 사용하였다. A군은 제조사의 지시대로 D.T. Light-Post®와 시멘트로는 DUO-LINK™을 코어로는 LIGHT-CORE™을 사용하였다. B군은 시멘트와 코어로 DUO-LINK™을 포스트 접착 후 코어를 축성하는 이 단계 방법을 사용하였고, C군은 시멘트와 코어로 DOU-LINK™를 사용하면서 포스트 접착과 코어 축성을 동시에 시행하는 일단계 방법을 사용하였다. D군은 시멘트와 코어로 LuxaCore®-Dual을 이단계 방법으로 축성하고, E군은 일단계 방법으로 축성하였다. ferrule 0mm로 치관을 삭제하여 금속관으로 수복 후 45°로 기울여 CEJ 하방 2mm 까지 매몰 후 crosshead speed 1mm/min로 파절 강도를 측정하였다. 파절강도는 A, B, D, E, C군 순으로 작은 값을 나타냈으며 통계적 유의성은 없었다. B군에서만 치근 파절이 나타났으며 모두 재수복이 불가능한 파절이었다. 파절 양상은 모든 군에서 코어/치근 파절이 절반 이상 나타났으며, B와 D군에서는 대부분 재수복이 불가능한 파절이었다.

실험에서 나타난 결과로 미루어 섬유 강화 포스트나 코어의 종류 그리고 코어 축성 방법이 치아 파절 강도와는 큰 연관성이 없는 것으로 보인다. 파절 양상을 보면 섬유 강화 포스트를 사용했음에도 불구하고 재수복이 불가능한 경우가 절반 이상 나타났으며, 이단계 방법으로 코어를 축성한 군에서 그 수가 더 많은 것으로 보아 일단계 방법으로 코어를 축성하는 것이 재수복의 가능성을 고려해 볼 때 임상적으로 사용 가능한 효율적인 방법이라고 사료된다.

주요어: 섬유 강화 포스트, 파절 강도, 파절 양상, 코어 축성 방법

(**대한치과턱관절기능교합학회지** 2009:25(3):225~235)

서 론

우식이나 외상으로 인해 심한 손상을 입은 치아는 근관 치료를 하게 되고, 근관 치료된 치아는 생활치보다 생역학적으로 실패할 가능성이 크다. 이러한 경우 보철물을 유지하기 위한 충분

교신저자 : **신수연**
330-716 충청남도 천안시 신부동 산 7-1 단국대학교 치과대학 보철학교실
Tel: 041-550-1973
E-mail: syshin@dankook.ac.kr
원고접수일 :2009년 07월 12일, 원고수정일 :2009년 08월 15일, 원고채택일 :2009년 09월 25일

한 치아 구조물을 다시 형성하기 위하여 포스트와 코어의 사용이 필요하다.

포스트는 잔존 치근 내에서 코어를 유지하는 기능을 하지만 치근을 강화시키는가 하는 점에 대해서는 많은 논란이 되고 있다.[1] 또한 복합수지 재료와 접착 기술이 발달하면서 치근 파절을 방지하기 위한 보존적인 포스트의 설계 개념이 등장하기 시작했으며, 과거에는 치아의 수복 여부에만 관심을 두었지만 최근에는 환자들의 심미적인 욕구가 증가하면서 얼마나 자연스럽고 치아와 유사한지가 더 큰 관건이 되었다. 그로 인해 기존에 사용하던 포스트와 코어 시스템을 대체할 심미적인 재료의 개발과 검증이 요구되고 있으며, 1990년대 이후 섬유 강화 포스트의 사용이 증가하고 있다.

섬유 강화 포스트는 레진 기질과 다양한 필러를 혼합하여 제작한 것으로 그 종류로는 탄소 섬유, 유리 섬유, 석영 섬유 등이 있다. 섬유 강화 포스트는 상아질과 유사한 탄성율을 가지며 수복된 치아에서 치근 파절의 위험성이 적다.[2,3] 강성과 경도가 낮아 제거가 용이하며 파절강도는 높다. 빛 투과성이 높아 심미적이며 치근단 쪽의 치아 삭제량을 최소화하여 치질을 보존할 수 있다. 또한 제작이 빠르고 편리한 것으로 알려져 있다.

많은 연구에서 포스트의 유지에 영향을 미칠 수 있는 다양한 요소들이 보고되어 왔는데 포스트의 길이, 디자인, 직경, 표면처리, 시멘트의 종류 등이다.[4,5,6] 특히 시멘트에 있어서 레진 시멘트는 다른 시멘트에서 얻을 수 없는 상아질에 대한 포스트의 기계적이며 화학적인 접착을 제공한다.[7] 그러나, 치근으로의 빛 투과성은 투명한 포스트에서조차도 제한되기 때문에[8] 확실한 중합을 위해서는 레진 콤포짓트나 시멘트가 dual cure type의 사용이 필요하다.

한편 섬유 강화 포스트의 물성에 관한 많은 연구들이 있었는데, Assif와 Gorfil[9]은 유리 섬유 포스트의 탄성율이 지르코니윰이나 티타늄보다 치아와 더 유사하다고 보고했다. Mannocci 등은 포스트와 코어로 수복을 한 치아에 간헐적인 부하를 가하는 실험을 통하여 유리 섬유 포스트가 지르코니아 포스트에 비해 치근 파절의 위험성이 적다고 보고했으며, 5년간의 임상적 평가에서 전통적인 아말감 코어보다 섬유 강화 포스트와 레진 코어가 소구치의 치근 파절을 방지한다고 보고하였다.[10,11] Akkayan 과 Gulmez[2]는 4가지 서로 다른 포스트의 파절 저항성을 비교하였는데 석영 섬유 포스트가 유리섬유, 지르코니아, 티타늄 포스트보다 파절 저항성이 더 크다고 하였으며, 또한 석영 섬유와 유리 섬유 포스트가 지르코니움이나 티타늄 포스트보다 치아의 재 치료가 가능한 파절을 가져온다고 보고하였다. Malferrari 등[12]은 180개 치아의 30개월에 걸친 임상 평가에서 석영 섬유 포스트는 1.7%의 실패율을 보이며 모두 재 수복이 가능했다고 보고하였다. Shim 등[13]은 섬유 강화 포스트와 콤포짓트 레진 코어를 발거된 자연치에 시술하고 코어 상에 경사 하중을 가한 실험에서 파절 양상이 대부분 포스트와 코어의 계면에서부터 포스트 주위로 파절이 일어났다고 보고하였다. 그러나 이처럼 섬유 강화 포스트 자체에 관한 실험들은 많았으나, 코어의 축성 방법이나 시멘트의 결합력에 관련된 연구는 비교적 적었다.

이에 본 실험에서는 섬유 강화 포스트를 사용하여 보철 수복할 때 코어의 종류와 형성 방법 및 시멘트의 종류에 따라 치아의 파절 강도를 비교하고자 한다.

연구재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 섬유 강화 포스트 및 코어

본 실험에서는 섬유 강화 포스트로 D.T. Light-post®(BISCO, Inc, Illinois, U.S.A.)와 LuxaPost®(DMG, Hamburg, Germany)를 사용하였다(Table Ⅰ).

Table Ⅰ. Materials used in this study

Material	Manufacturer
D.T. Light-Post®	BISCO, Inc, Illinois, U.S.A.
DUO-LINK™	BISCO, Inc, Illinois, U.S.A.
ONE-STEP®	BISCO, Inc, Illinois, U.S.A.
LIGHT-CORE™	BISCO, Inc, Illinois, U.S.A.
LuxaPost®	DMG, Hamburg, Germany
Contax®	DMG, Hamburg, Germany
LuxaCore®-Dual	DMG, Hamburg, Germany

2) 대상 치아

발거된 하악 소구치 45개를 실험에 사용하였다. 치아는 우식이나 파절의 양상이 없는 건전한 소구치로 발거 후 3% NaOCl 용액에 2시간동안 처리 후 실험에 사용할 때까지 4℃의 0.9% 생리식염수에 보관하였다. 치아의 크기는 백악 법랑 경계의 최하방선을 기준으로 협면, 설면, 근심면, 그리고 원심면을 계측하였다. 치근단에서 근원심면 백악 법랑 경계까지 평균 길이는 13.9±0.5mm 이었고, 백악 법랑 경계상의 협설면 폭경은 평균 7.9±0.5mm, 근원심 폭경은 평균 5.2±0.3mm이었다.

2. 연구 방법

1) 치아 시편 제작

모든 치아는 통상적 방법대로 근관 치료를 시행하였다. 치수강과 근관의 윗부분까지는 카바이드 라운드 버를 이용하여 삭제하였다. 근관은 #40 파일까지 확장하고 매 단계마다 생리 식염수로 세척하였다. 근관을 페이퍼 포인트로 건조시킨 후 근관 충전재(gutta-percha cone)와 밀봉재로 근관을 충전하였다. 모든 치아의 치관부 삭제 시, 동일한 높이의 치은연상 잔존 치관부 치질을 남기기 위하여 백악 법랑 경계면의 최하방선을 기준으로 1mm 상방에서 치아 장축에 수직이 되도록 다아아몬드 버를 이용하여 주수 냉각 하에 절단하였다.

2) 포스트 접착 및 코어 축성

포스트와 시멘트의 종류, 코어 축성 방법에 따라 5군으로 분류하였다(Table Ⅱ).

모든 치아의 포스트 공간은 CEJ에서 8mm까지 9mm 깊이로 형성하였다. Gate Glidden drill(Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland)로 근관 충전재를 제거한 후 각 시스템에서 사용하는 버로 근관을 형성하였다.

D.T. Light-post®를 사용하는 A, B, C군은 #1

Table Ⅱ. Classification of experimental groups

Group	Post	Cement	Core	N	Remark
A	D.T. LIGHT-POST®	DUO-LINK™	LIGHT-CORE™	9	
B	D.T. LIGHT-POST®	DUO-LINK™	DUO-LINK™	9	core build-up after post cementation
C	D.T. LIGHT-POST®	DUO-LINK™	DUO-LINK™	9	post cementation and core build-up at the same time
D	LuxaPost®	LuxaCore®-Dual	LuxaCore®-Dual	9	core build-up after post cementation
E	LuxaPost®	LuxaCore®-Dual	LuxaCore®-Dual	9	post cementation and core build-up at the same time

Post drill로, LuxaPost®를 사용하는 D, E군은 LuxaPost drill로 근관을 형성하였다. 그 후 A, B, C군은 15초간 UNI-ETCH(BISCO, Inc, Illinois, U.S.A.)로 산부식 후 수세, 건조 하였다. ONE-STEP®적용 후 약하게 10초 동안 건조시킨 후 광중합을 10초간 하였다. D, E군은 근관을 페이퍼 포인트로 건조 후 Contax primer를 20초간 도포한 후 Contax bond를 다시 20초간 도포한다. 그리고 약하게 건조시킨 후 광중합을 20초간 하였다.

A군은 대조군으로서 D.T. Light-post®를 DUO-LINK™로 접착 후 광중합을 40초 동안 하고, LIGHT-CORE™로 코어 축성 후 광중합을 40초 동안 하였다.

B군은 시멘트로 사용한 DUO-LINK™를 코어로 사용하였다. D.T. Light-post®를 DUO-LINK™로 접착 후 광중합을 40초 동안 하고, DUO-LINK™로 코어 축성 후 광중합을 40초 하였다.

C군은 D.T. Light-post®를 DUO-LINK™로 접착과 코어 축성을 같이 시행한 후 광중합을 40초 동안 하였다.

D군은 LuxaPost®를 LuxaCore®-Dual로 접착 후 광중합을 20초 동안 시행 하고, 다시 LuxaCore®-Dual로 코어 축성한 후 광중합을 20초 동안 시행하였다.

E군은 LuxaCore®-Dual로 LuxaPost®의 접착과 코어 축성을 같이 시행한 후 광중합을 40초 동안 하였다.

3) 지대치 삭제

치축에 가능한 평행하도록 코어 축성 부분을 삭제하였다. 변연은 1mm폭의 chamfer로 형성하였으며, 삭제 후 치관의 높이는 4mm가 되도록 하였다(Fig. 1). 소구치의 교합면을 형성하고 협측에 45° 각도로 사면을 형성하여 이차 포매시 바닥면과 평행하도록 하였다. 금관의 변연은 코어와 치면의 접촉면에 형성하였기 때문에 ferrule은 0mm가 되었다. 이 모든 과정은 주수 하에 고속 다이아몬드 버로 시행하였다.

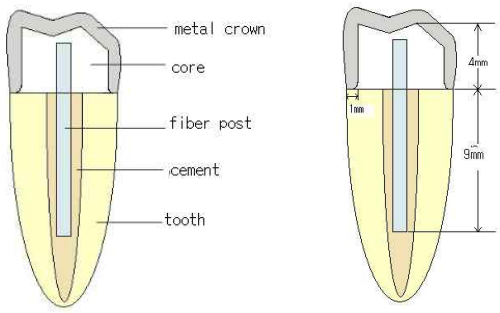

Fig. 1. Schematic design of the specimen.

4) 금속관 제작과 접착

금속관은 통상적인 보철물 제작 방법에 따라 실리콘 인상재로 인상 채득 후 매몰과 주조 과정을 거쳐 제작하였다. 1mm 두께로 제작된 금속관을 각 치아에 시적해 본 후 코어 부분을 15초간 산부식하고 수세, 건조 후에 ONE-STEP®을 도포하고 10초 동안 광중합 한 후 DUO-LINK™로 접착하였다.

5) 시편 고정

각 치아는 자가 중합 아크릴릭 레진(Ortho-jet: Lang Dental Manufacturing Co., Inc., Wheeling, IL, U.S.A.)으로 CEJ에서 2mm 하방 즉 금속관 경계에서 3mm 하방까지 포매하였다. 협측 사면이 위를 향하여 바닥면에 평행하도록 치아 장축에 45°로 기울여 이차 포매하였다(Fig. 2).

6) 파절 강도 측정

모든 치아 시편은 만능 시험기 Instron® 5583(Instron Co., Canton, MA., U.S.A.)을 사용하여 각 군의 파절 강도를 측정하였다. 1mm/min의 cross-head speed로 협측 사면에 압축력이 가해지도록 시편에 직각 방향으로 힘을 주었다. 시편이 파절되는 시점의 최대 하중(kN)을 구하였다.

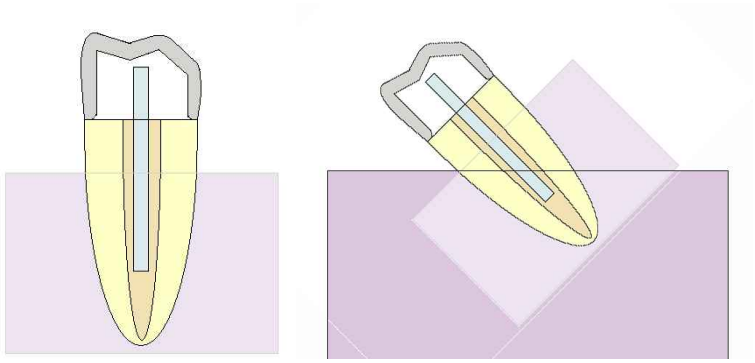

Fig. 2. Embedded specimen in a resin block. A. Primary embedding B. Secondary embedding

7) 통계 처리

얻어진 결과는 윈도우용 SPSS® Version 12.0 (SPSS Inc., Chicago, U.S.A.)을 이용하여 통계처리 하였다. 유의 수준 95%로 one-way ANOVA를 이용하여 각 군 간의 통계적 유의성을 검증하였다.

결 과

1. 파절 강도

각 군의 파절 강도의 측정 결과는 다음과 같다 (Table Ⅲ, Fig. 3).

Table Ⅲ. Results of fracture strength of specimen groups. (unit : kN)

	Group A	Group B	Group C	Group D	Group E
1	1.833	0.694	0.968	0.991	0.623
2	1.324	1.419	0.605	0.923	0.689
3	0.962	2.507	0.931	2.167	2.405
4	0.724	1.155	1.106	0.725	1.516
5	1.700	1.417	1.641	2.417	0.849
6	0.964	1.000	1.081	0.586	0.920
7	0.871	1.768	1.018	1.540	0.529
8	1.634	0.343	0.672	0.653	0.511
9	0.893	0.510	0.713	0.576	0.950
Mean	1.212	1.201	0.971	1.175	0.999
SD	0.418	0.674	0.310	0.702	0.609

SD: standard deviation

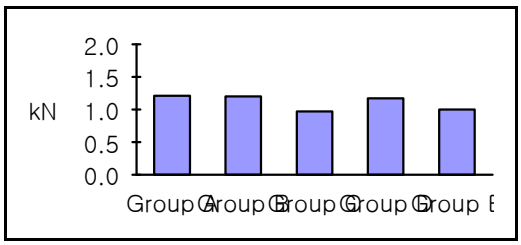

Fig. 3. Mean of fracture strength.

실험에서 나타난 파절강도 평균은 A군에서 1.212kN, B군에서 1.201kN, C군은 0.971kN, D군은 1.175kN, E군은 0.999kN이었다. A, B, D군에 비해 C, E군이 작은 값을 나타났으나 각 군 사이에 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

2. 파절 양상

모든 파절선이 포매한 레진 상방에 위치하는 경우 재수복이 가능한 파절, 파절선이 포매한 레진 하방으로 들어가는 경우 재수복이 불가능한 파절로 분류하였다. 또한 코어와 치면 사이에서만 파절이 일어난 것을 코어 파절로 분류하였고, 코어와 치면 사이 일부와 치근까지 파절이 나타난 것을 코어/치근 파절이라고 하고, 치근에서만 파절이 일어난 것을 치근 파절이라고 하였다(Fig. 4).

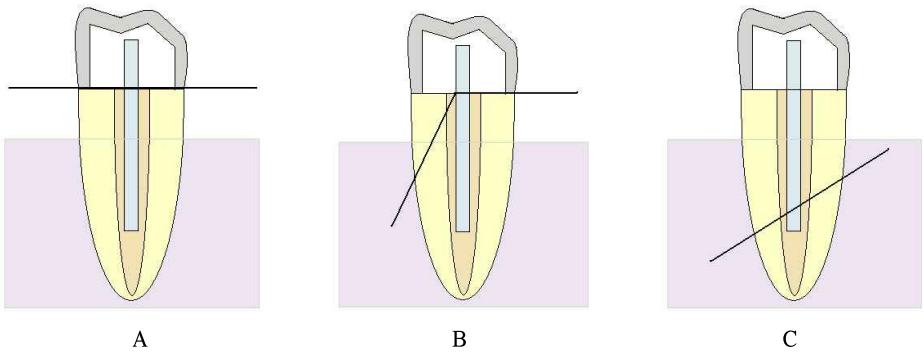

Fig. 4. Fracture patterns of the specimens. A. core fracture, B. core/root fracture, C. root fractue.

Table Ⅳ. Fracture pattern of specimen groups.

Group		site of fracture above acrylic resin(favorable)		site of fracture below acrylic resin(unfavorable)	
		core fx.	core/root fx.	root fx.	core/root fx.
A	Light-post/Light core	4	0	0	5
B	Light-post/Duo-Link(two-step)	1	0	3	5
C	Light-post/Duo-Link(one-step)	4	0	0	5
D	LuxaPost/LuxaCore-Dual(two-step)	2	0	0	7
E	LuxaPost/LuxaCore-Dual(one-step)	4	0	0	5

실험 결과 코어/치근 파절과 치근 파절은 포매한 레진 하방에서 파절이 나타난 재수복이 불가능한 파절이었다.

각 군의 파절 양상은 다음과 같다(Table Ⅳ).

코어 파절은 A, C, E군에서 같은 수로 나타났으며 B군과 D군은 각각 1, 2개 시편에서 나타났다. 코어/치근 파절은 모든 군에서 가장 다수로 나타났으며 특히 D군에서 가장 많이 나타났다. 치근 파절은 B군에서만 나타났다.

모든 군에서 재수복이 가능한 파절보다는 재수복이 불가능한 파절이 더 많이 나타났으며 특히 B군과 D군에서 그 수가 많이 나타났다.

총괄 및 고안

치관의 많은 부분을 상실하여 잔존 치질만으로 유지 및 저항을 얻을 수 없는 경우 근관 내에 포스트를 제작하여 유지를 얻고 코어를 제작하여 인공치관을 제작하게 된다. 하지만 근관 치료된 치아는 평균 9% 이상의 수분이 상실되어 치아의 파절 가능성이 높아진다.[14] 초기의 포스트의 목적은 근관 치료된 치아의 치근 강화였으나, 현재는 코어를 유지하고 치아에 가해지는 교합력을 치근을 통하여 치조골 내부로 분산시키기 위해 포스트를 시술하고 있다.[15] 그러나 포스트 코어에 의한 치아 수복의 실패율은 비교적 높은 것으로 인식되었고[16] 포스트의 유지력 부족으로 인한 보철물의 탈락, 포스트 코어의 파절, 치근 파절 등의 실패가 보고되었다.[17,18] 이와 같은 포스트의 실패에 여러 요인이 관여하겠지만 이들 중 몇 가지 요인은 포스트의 물리적 특성과 관련이 있고[19] 이를 극복하기 위해 취약한 물리적 특성을 개선시킨 다양한 재질의 포스트가 소개되었다.

또한 심미성이 강조되는 사회적 분위기를 따라 치과 치료 또한 심미적인 치료에 대한 수요가 증가하여 여러 가지의 자연치 유사 색상 포스트와 코어 시스템이 개발되었고 이상적인 포스트의 물성을 만족시키기 위해서 레진 섬유, 석영 섬유 재료와 같은 비금속 재료를 이용한 기성 포스트가 소개되었으며 임상 결과도 좋다고 보고되었다.[10,20] 이러한 포스트들은 완전 도재관의 보편화로 빛의 투과성을 증가시켜 심미성을 향상시키고[21] 기존의 금속 재료보다 탄성이 있는 재료를 사용하여 치근 파절을 방지함과 동시에 실패 시 포스트의 제거를 용이하게 하였다.[22] 그러나 심미적인 경향에 따른 최근의 포스트와 코어는 빛의 투과성은 높다고 많은 보고가 있었으나, 시멘트의 합착과 코어의 축성 방법에 관련된 연구는 아직 미비하다.

코어로 사용되는 물질은 아말감, 강화형 GI, 콤포머, 콤포짓트 레진 등이다. 하지만 완전도재관 하방에 사용되는 코어는 색상, 치아 구조에 대한 접착성, 편리성을 고려해야 한다. 또한 포스트와 물리적 성질이 비슷한 코어를 선택하는 것이 중요하다. 이것은 포스트와 코어 사이에 강한 결합을 제공하여 미세누출과 실패의 가능성을 줄여준다[23]. 본 연구에서 코어로 콤포짓트 레진인 LIGHT-CORE™와 레진 시멘트인 DUO-LINK™와 LuxaCore®-Dual를 사용하였으나, 파절 강도 비교 시 각 코어 재료간의 통계적 유의성은 없었다. 이는 콤포짓트 레진과 레진 시멘트의 재료적 성질이 비슷한 결과로 생각된다. 또한 코어 자체의 파절은 나타나지 않았는데 이것은 ferrule 효과 없이 금속관을 제작하였기 때문으로 생각되며 파절 양상에 있어서도 코어 재료에 따른 차이는 관찰되지 않았다.

한편, 포스트 재료와 ferrule design이 근관 치료된 치아의 파절 저항성에 유의한 요소임을 보고한 많은 연구가 있었다.[24-28] 그리고, Sorensen과 Engelman[1]은 수복 치관 변연부 상방으로 남아있는 잔존 치질의 양이 파절 강도를 결정하는 중요한 변수라고 했으며, Akkayan[29]은 섬유 강화 포스트는 2.0mm 이상의 ferrule 길이가 필요하다고 보고 하였다. 본 실험에서는 ferrule 효과를 전혀 주지 않았다. 따라서 자연치 자체 강도의 차이, 각 치아 시편의 치근의 형태나 내부 근관의 크기 등에 따른 잔존 치질양의 차이 등이 변수가

되어 파절 강도에 영향을 주어 표준 편차 수치가 크게 나타난 것으로 생각된다.

약한 포스트는 코어와 금관 사이에 남겨진 치질의 양이 적었을 때, 필연적으로 불리할 수 있다. Ferrule 효과가 없거나 작았을 때 교합력은 결과적으로 코어의 미세 움직임과 포스트의 휨을 유발시킬 수 있다. 그리고 도재관 경계의 시멘트 밀봉이 짧은 시간 내에 파괴될 수 있고, 이차 우식과 미세누출이 발생될 것이다.[30] 이러한 점을 고려할 때, ferrule 효과를 부여할 수 없을 정도로 잔존 치관부 손상이 큰 경우에는 변위량이 적은 포스트로 수복하고, 잔존 치관부가 충분히 남아 있는 경우라면 응력 분산효과가 좋은 복합 레진 코어-섬유 강화 포스트의 사용이 유용한 방법으로 사료된다.

본 실험에서는 코어 축성 방법이 파절 강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 두 가지 코어 축성 방법을 5개 실험군들에 이용하였다. 하나는 포스트 합착 후 코어 축성을 하고 중합시키는 이단계 방법이고, 다른 하나는 포스트 접착과 코어 축성을 동시에 시행하는 일단계 방법이다. 즉 B군과 D군은 이 단계 방법으로 C군과 E군은 일단계 방법을 사용하였다. 이단계 방법을 사용한다면 순차적 과정을 통해 중합이 제대로 이루어질 수 있고 레진의 중합 수축량을 어느 정도 보상할 수 있을 것으로 생각된다. 하지만 시간이 지연됨에 따라 타액이나 이물질로 치면이 오염될 가능성도 증가한다. 반대로 일단계 방법을 사용할 경우에는 임상적으로 편리하며 시간이 절약되고 치면이 오염될 가능성도 감소하지만 레진의 중합 수축량이 증가하면서 미세누출이 생길 가능성이 증가한다.

석영 섬유 포스트인 D.T. Light-post®와 유리 섬유 포스트인 LuxaPost® 모두에서 일단계 방법보다는 이단계 방법에서 통계적 유의성은 없었으나 파절 강도가 더 높게 나타났다. 이러한 결과로 볼 때 어떤 방법이든 정확히 시행한다면 코어를 축성하는 방법에 따라서는 파절 강도에 영향을 미치지 않는 것으로 보인다.

한편 피로 하중은 구강 내에서 임상적으로 다른 문제점을 야기하여 작은 강도로 파절을 유발할 수도 있다고 보고되었으며,[31] Oliva 등[32]과 Larson 등[33]은 복합 레진 코어는 계속적인 중합반응 및 높은 열팽창 계수 등으로 인하여 온도변화에 의한 미세누출로 장기적인 성공에 영향을 받을 수 있다고 하였다. 따라서 열순환을 통하여 장기간의 미세누출이 파절강도와 파절양상에 미치는 영향에 대해 추가 연구가 필요한 것으로 생각된다. 파절 양상을 보면 섬유 강화 포스트를 사용하고 ferrule 효과를 전혀 주지 않았기 때문에 재수복이 가능한 파절이 다수 나타나리라 예상하였지만, 반대로 모든 군에서 재수복이 불가능한 파절이 절반 이상 나타났으며 이단계 방법으로 코어를 축성한 군에서 그 수가 더 많았다. 이상의 결과로 볼 때, 파절강도에도 통계적 유의성이 없으며 재수복의 가능성을 높여주고 임상시간을 단축시키는 점을 고려한다면 일단계 방법으로 코어를 축성하는 것도 임상에 적용 가능한 효율적인 방법이라고 사료된다. 하지만 실제 구강 내에서는 많은 변수와 영향을 주는 요소들이 무한하기 때문에 피로 하중에 의한 영향이나 열순환을 이용한 미세누출과 관련된 연구가 더 필요하다고 생각된다.

결 론

본 연구에서는 섬유 강화 포스트와 코어 축성 방법에 따른 파절 강도와 파절 양상을 비교하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 파절 강도는 A, B, D, E, C군 순으로 작은 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의성은 없었다.
2. B군(Light post/DUO-LINK, 이단계 방법)에서만 치근 파절이 나타났으며, 모두 재수복이 불가능한 파절이었다.
3. 파절양상은 모든 군에서 재수복이 불가능한 파절의 비율이 더 높았으며 A, C, E군과 비교하여 B, D군에서 더 많이 나타났다.

이상의 결과로 볼 때 섬유 강화 포스트나 코어의 종류 그리고 코어 축성 방법이 치아 파절 강도와는 큰 연관성이 없는 것으로 보인다. 또한 코어 축성 방법에 따른 파절강도와 파절양상의 유의한 차이가 없는 것으로 고려해 볼 때, 일단계 방법도 임상적으로 적용 가능한 효율적인 방법으로 사료된다.

연구비 지원 및 사의

본 연구는 2009학년도 단국대학교 대학연구비 지원으로 이루어졌음

참 고 문 헌

1. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1990;64:419-24.
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent 2002; 87:431-7.
3. Hu YH, Pang LC, Hsu CC, Lau YH. Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. Quintessence Int 2003;34:349-53.
4. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Prosthet Dent 1999;81;380-5
5. Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil 2002;29;28-34.
6. Tay FR, Loushine RJ, Lambrecht P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. J Endod 2005;31;584-9.
7. Lui JL. Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. Quintessence Int 1994;25:313-9.
8. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root walls: an SEM investigation. Dent Mater 2001;17:422-9.
9. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1994;71;565-7.
10. Mannocci F, Ferrary M, Waston TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. J Adhes Dent 1999;1:153-8.
11. Mannocci F, Qualtrough AJ, Worthington HV, Watson TF, Pitt Ford TR. Randomized clinical comparison of endodontically treated teeth restored with amalgam or with fiber posts and resin composite: Five-year results. Oper Dent 2005; 30(1):9-15.
12. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. Int J Prosthodont 2003;16:39-44.
13. Shim DW, Shim JS, Lee KW. The fracture characteristics of glass fiber post and core on using different types of core resin materials. Korean J Clinical Dentistry 2004;3:66-7.
14. Cohen S, Burns RC. Pathway of the pulp, 6ed. St Louis 1994; 604-32.
15. Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. J Prosthet Dent 1979;42: 39-44.
16. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. J Prosthet Dent 1978;40:645-9.
17. Peters MC, Poort HW, Farah JW, Craig RG. Stress analysis of a tooth restored with a post and core. J Dent Res 1983;62:760-3.
18. Kovarik RE, Breeding LC, Caughman WF. Fatigue life of three core materials under simulated chewing conditions. J Prosthet Dent 1992;68:584-90.
19. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent 1999:27:275-8.
20. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. Int J Prosthodont 1997;10:498-507.
21. Nash RW. The use of posts for endodontically treated teeth. Compend contin Educ Dent 1998;19:1054-62.
22. Ahmad I. Zirconium oxide post and core system for

the restoration of an endodontically treated incisor. Pract Periodontics Aesthet Dent 1999;11:197-204.
23. Yaman P, Thorsteinsson TS. Effect of core materials on stress distribution of posts. J Prosthet Dent 1992;68:416-20.
24. Tan PLB, Aquilino SA, Gratton DG, Stanford CM, Tan SC, Johnson WT, Dawson D. *In vitro* fracture resistance of endodontically treated central incisors with varying ferrule heights and configurations. J Prosthet Dent 2005;93(4):331-6.
25. Mezzomo E, Massa F, Libera SD. Fracture resistance of teeth restored with two different post-and-core designs cemented with two different cements: An *in vitro* study Part I. Quintessence Int 2003;34(4):301-6.
26. Goto Y, Nicholls JI, Phillips KM, Junge T. Fatigue resistance of endodontically-treated teeth restored with three dowel-and-core systems. J Prosthet Dent 2005;93(1):45-50.
27. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JL, Forner-Navarro L, Rodriquez-Cervantes PJ, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post material on restored teeth: Fracture strength and stress distribution. Oper Dent 2006;31(1):47-54.
28. Pereira JR, de Ornelas F, Conti PC, do Valle AL. Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. J Prosthet Dent 2006; 95(1):50-4.
29. Akkayan B. An *in vitro* study evaluating the effect of ferrule length on fracture resistance of endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced and zirconia dowel systems. J Prosthet Dent 2004;92(2): 155-62.
30. Freeman MA, Nicholls JI, Kydd WL, Harrington GW. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. J Endod 1998;24: 26-32.
31. Lyons MF, Baxendale RH. A preliminary electromyography study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. J Oral Rehabil 1990;17:311-8.
32. Oliva RA, Lowe JA. Dimensional stability of composite used as a core material. J Prosthet Dent 1986;56:554.
33. Larson TD, Jensen JR. Microleakage of composite resin and amalgam core material under complete cast crowns. J Prosthet Dent 1980;44:40.

Comparison on the Fracture Strength Depending on the Fiber Post and Core Build-up

Ja-Hyoung Lee, Sooyeon Shin

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

A common procedure of restoration of endodonticlly treated tooth with fiber-reinforced post is followed by core build-up after post cementation. However, this technique is complex and time-consuming. The aim of this study was to compare fracture strength of premolar, restored with various methods of core fabrications on fiber-reinforced posts and casting metal restoration. Forty five freshly extracted human mandibular premolars were obtained and devided into 5 groups acconding to the type of post and methods of core build-up. In Group A, D.T. Light-post® were cemented with DUO-LINK™ and then LIGHT-CORE™ was used for core restoration. In Group B, D.T. Light-post® and DUO-LINK™ were used for cementing in the postspace, and DUO-LINK™ was used again for core restoration. In Group C, Light-post® bonding and the core build-up were performed simultaneously by using DUO-LINK™. In Group D, LuxaPost® was bonded by using LuxaCore®-Dual. Again, LuxaCore®-Dual was used for core restoration. In Group E, LuxaPost® bonding and the core build-up were performed simultaneously by using LuxaCore®-Dual. Axial reduction was formed parallelly as possible and 45 degree bevel was made at buccal occlusal surface. Crowns were fabricated and cemented. Each tooth was embedded in self-curing acrylic resin to the level of 2mm below the CEJ. Specimens were fixed on universal testing machin such that the axis of the tooth was at 45 degree inclination to the horizontal plane, and compressive force was applied at a crosshead speed of 1mm/min until failure occurred. The mean fracture strength was the highest in group A followed by descending order in group B, D, E and C. However, there were no statistically significant differences between groups with regard to the fracture strength. The type of the post or build-up methods of the core does not seem to influence the fracture strength.

Key words: Fiber-reinforced resin post, Fracture strength, Fracture pattern, Methods of core fabrication

Correspondence to : Sooyeon Shin
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
San 7-1, Shinboo-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea
Tel: +82-41-550-1973 , e-mail: syshin@dankook.ac.kr
Received :July 12, 2009, Last Revision :August 15, 2009, Accepted: September 25, 2009