

수중 코어용 복합레진 수복재의 물성에 관한 연구

신수일 · 신동훈*

단국대학교 치과대학 보존학교실

ABSTRACT

A STUDY ON THE MATERIAL PROPERTIES OF VARIOUS COMPOSITE RESINS FOR CORE BUILD-UP

Soo-Il Shin, Dong-Hoon Shin

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Dankook University

The purposes of this study were to estimate the material properties of the recently developed domestic composite resins for core filling material (Chemical, Dual A, Dual B; Vericom, Korea) and to compare them with other marketed foreign products (CorePaste, Den-Mat, USA; Ti-Core, Essential Dental Systems, USA; Support, SCI-Pharm, USA). Six assessments were made; working time, setting time, depth of polymerization, flexural strength, bonding strength, and marginal leakage. All items were compared to ISO standards.

All domestic products satisfied the minimum requirements from ISO standards (working time: above 90 seconds, setting time: within 5 minutes), and showed significantly higher flexural strength than Core Paste. Dual A and B could, especially, reduce the setting time to 60 seconds when cured with 600 mW/cm² light intensity. All experimental materials showed 6 mm depth of polymerization.

Bond strengths of Ti-Core and Dual B materials were significantly higher than the other materials. Furthermore, three domestic products and Ti-Core could reduce the microleakage effectively. [J Kor Acad Cons Dent 29(2):191-199, 2004]

Key words : Core build-up, Working time, Setting time, Depth of polymerization, Flexural strength, Bond strength, Microleakage

I. 서 론

치아 우식증, 외상, 근관치료를 위한 와동 형성 등으로 인해 다량의 치질 손실을 입은 치아는 간접 치관외 수복물(indirect extracoronary restorations)로 형태와 기능을 재현시켜야 하며¹⁾ 치질이 소실된 상태 그대로 수복물을 제작

하여 장착하는 것이 아니라 수복물의 내구성 향상을 위해 부가적인 보강이 이루어져야 한다. 코어축조는 이러한 목적을 위해 임상에서 빈번하게 이루어지는 술식이다²⁾.

이상적인 코어 재료의 요구조건은 일반적인 수복재료의 요구조건과 크게 차이가 없으며 높은 압축강도, 체적안정성, 조작의 용이성, 짧은 경화시간, 치질과 접착할 수 있는 능력 등을 포함한다³⁾. 그러나 이와 같은 조건들을 모두 갖춘 재료는 아직 없으며 더욱 향상된 물성을 갖는 재료의 개발이 항시 요구되는 실정이다. 현재 여러 종류의 치과 재료들이 코어축조에 사용되며 가장 많이 이용되는 것으로 아말감, 글래스 아이오노머, 복합레진 등이 있으며⁴⁾ 이 중 복합레진은 심미성을 포함한 여러 가지 장점으로 인해 점차 사용 빈도가 증가하고 있다^{2,5-7)}.

Corresponding author: Dong-Hoon Shin

Department of Conservative Dentistry,
School of Dentistry, Dankook University
San 7-1, Shinbu-dong, Cheonan, ChungNam, Korea, 330-716
Tel : 82-41-550-1965 Fax : 82-41-550-1963
E-mail : donyushin@dku.edu

심미 수복재로서 임상에서 널리 사용되고 있는 복합레진은 필러 (filler)와 레진 기질 (resin matrix) 및 커플링제 (coupling agent)로 이루어지는 고분자 구조체이며 이 세 가지 성분에 의해 복합레진의 물성이 결정된다⁸⁾. 근래 들어 이들 성분 중 필러를 다량으로 함유시키거나 금속성 필러를 첨가시키는 등의 기존 복합레진 조성에 변화를 주는 방법을 사용해서 궁극적으로 코어재료의 요구조건에 더욱 근접한 향상된 물성을 갖는 코어축조용 복합레진 제품이 소개되고 있다^{9,10)}.

새로운 복합레진의 개발은 필러 선정 및 전처리, 모노머 합성, 촉매 시스템 적용, 형상 (formulation) 개발 등의 다소 복잡한 과정을 통해 이루어지며 이렇게 개발된 레진은 임상에 적용되기 전에 전 임상 평가를 실시하여 제품의 안정성 및 효용성을 확인해야 하며, 통상적으로 국제 표준화 기구 (ISO, International Organization of Standards) 에서 적용하는 기준에 대한 적합성 여부와 다른 제품과의 비교를 통한 우수성 평가 등이 이루어진다¹¹⁾.

본 연구의 목적은 최근에 국내에서 개발된 3가지 코어용 복합레진의 작업시간, 경화시간, 중합깊이, 굴곡강도, 접착강도 및 변연 누출도를 측정하고 현재 시판 중인 외산 코어용 복합레진과 비교, 분석하여 임상 적용 여부를 평가하기 위함이며 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

총 6종의 코어용 복합레진을 실험에 사용하였으며 이 중 3종의 실험군은 근래에 Vericom사가 개발한 제품이고 비교군으로는 현재 시중에 판매되고 있는 CorePaste, Ti-core, Support를 사용하였다 (Table 1).

2. 실험 방법

2.1 작업시간

각 군당 5개의 시편을 제작하였으며 ISO 4049의 규격에 맞는 polyethylene tube와 thermocouple (0.1℃ 정확도)을 이용한 측정기기를 제작하여 각 제품군의 A paste와 B paste를 혼합한 다음 30초 경과 후 몰드에 채우고 재료의 온도변화를 측정하였다. 이 때 혼합시점부터 온도 상승 시점까지를 작업시간으로 정의하며, 최고 온도까지 올라갈 때까지 연속적으로 온도를 측정하여 공기노출 후 온도 상승기까지 90초 이상 유지되는지 여부를 측정하였다.

2.2 경화시간 및 온도

각 군당 5개의 시편을 제작하여 작업시간 측정과 같은 방법으로 진행하였으며, 모형의 온도를 $23 \pm 1^\circ\text{C}$ 로 유지하였다. 혼합부터 최대 온도 도달까지의 시간을 측정하였고 모든 군을 자가 중합시킨 실험과 일부 이중 중합군을 600 mW/cm²의 광도로 60초간 광중합시킨 실험으로 구분하였으며 경화 시간과 최대 온도를 측정하였다.

2.3 중합깊이

각 군당 5개의 시편을 제작하였으며 직경 4 mm, 길이 6 mm의 원통형 금형을 제작하였고 filter paper를 덮고 있는 투명한 mylar strip 조각 위에 몰드를 위치시키고 각 재료를 제조사의 지시대로 준비하여 기포가 생기지 않도록 유의하면서 충전하였다. 몰드 위로 약간의 과충전을 시킨 다음, 상단에 투명한 mylar strip 조각을 올려놓고 상, 하방에서 glass slide로 압박하여 잉여분을 제거하였다. 그 후 glass slide를 제거하고 상부에서 600 mW/cm²의 광도로 60초간 광조사시킨 다음 180 ± 20 초 후에 몰드에서 시편을 제거해내고 plastic spatula로 중합되지 않은 재료를 제거한 상

Table 1. Materials used in the study

Material	Manufacturer	Curing type
Ti-Core	Essential Dental Systems, USA	Auto cured composite resin
CorePaste	Den-Mat, USA	Auto cured composite resin
Support	SCI-Pharm, USA	Auto cured composite resin
Chemical	Vericom, Republic of Korea	Auto cured composite resin
Dual A	Vericom, Republic of Korea	Dual cured composite resin
Dual B	Vericom, Republic of Korea	Dual cured composite resin

태에서 micrometer로 중합된 재료의 높이를 측정하였다. 자가 중합형의 경우는 혼합한 시점으로부터 5분 후에 제거하였다.

2.4 굴곡강도

각 군당 10개의 시편을 제작하였으며 길이 25 ± 2 mm, 너비 2 ± 0.1 mm, 높이 2 ± 0.1 mm의 시편이 제작 가능한 금형을 제작하였다. 각 재료를 혼합한 다음 glass slide 위에 놓인 분리제가 발라진 금속 모형에 주입하였고 상부에 glass slide를 얹고 압박하여 잉여분을 제거하였다. 13 mm 직경의 guide를 가진 광중합기로 시편의 상면과 하면을 60초간 중합시키며 시편 전 길이의 적절한 중합을 위해 중첩하면서 2회 시행하였다. 자가 중합형의 경우는 재료를 혼합한 후 5분 뒤에 위의 절차대로 실시하였다. 이 후 몰드를 $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 로 유지된 수조에 15분간 침전시킨 다음 시편을 몰드에서 빼내어 $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 로 유지되는 증류수에 보관하였다.

1일 후 각 시편의 치수(dimension)를 측정한 다음, 만능시험기를 이용하여 cross-head speed 1 mm/min.로 시편이 파절될 때의 최대 하중을 평가하였으며 다음과 같은 공식에 따라 굴곡강도를 산출하였다.

$$\text{Flexural strength}(\sigma) = \frac{3Fl}{2bh^2} \text{ (MPa)}$$

F : maximum load (N)

l : distance (mm) between the supports, accurate to ± 0.01 mm

b : width (mm) of the specimen measured immediately prior to testing

h : height (mm) of the specimen measured immediately prior to testing

2.5 치질 접착강도

발거된 상, 하악 대구치 48개의 치면에 부착된 연조직, 치석, 착색 및 이물질 등을 초음파 치석 제거기와 큐렛을 이용하여 제거한 후 0.9% 생리 식염수에 보관하였다. 저속의 carborundum disc를 이용하여 백아 범랑 경계 하방의 치근을 제거하고 교합면의 일부 범랑질을 연마하여 수복재의 변연부가 평탄한 면에 위치하도록 하였다. 이들 절편을 몰드내에 교정용 레진 (Orthojet, Dentsply, Milford, DE 19963, USA)을 이용하여 매몰하였다. 근관 와동 형성은 고속용 tapered fissure bur를 이용하여 형성하였으며 3 mm의 동일 깊이를 만들기 위해 치수강 부위를 gutta-per-

cha stopper로 충전하였다. 형성된 공간에 37% 인산으로 산-부식시킨 후 개발제품군은 Denfil Primer와 bonding (Vericom Co., AnYang, KyungGi, Korea)을 제조회사의 지시대로 적용하였고 나머지 군은 Singlebond (3M ESPE, St. Paul, MN 55144-1000, USA)를 적용한 후 각 paste를 혼합하여 근관 와동에 채운 다음 glass slide로 압박하여 잉여분을 제거하였다. 이중 중합형은 60초간 광조사를 하였고 자가 중합형은 실온에서 5분간 방치 후 식염수에 담가 7일간 실온에서 보관하였다. 접착력 평가는 만능시험기를 이용하였으며, 치수강 부위에 충전되었던 gutta-percha stopper를 제거한 다음, push rod를 하중 500 kg, head speed 1 mm/min.의 조건으로 수복물 하방의 치수강을 통해 교합면 방향으로 밀었으며, 수복물이 탈락되는 최대 하중치를 측정하였다.

2.6 변연누출도

상, 하악 대구치 48개를 발거하여 표면에 부착된 치석, 착색 및 이물질 등을 제거하고 0.9% 생리 식염수에 보관하였다. 고속용 tapered fissure bur를 이용하여 직경 4 mm의 근관 와동을 형성한 다음, 37% 인산으로 와동 내를 산-부식시킨 후 개발제품군은 Denfil Primer와 bonding (Vericom Co., AnYang, KyungGi, Korea)을 제조회사의 지시대로 적용하였고 나머지 군은 Singlebond (3M ESPE, St. Paul, MN 55144-1000, USA)를 적용하였다. 각 paste를 혼합하여 근관용 와동에 채운 다음 glass slide로 압박하여 잉여분을 제거하였다. 이중 중합형은 60초간 광조사를 하였고 자가 중합형은 5분간 방치한 후 식염수에 담가 1일간 실온에서 보관하였으며 온도 변화를 주기 위해 5°C 와 55°C 에서 1000회의 열순환을 시행하였다.

교합면의 변연부를 통한 미세누출을 측정하기 위해 변연부 주위 1 mm를 제외한 모든 부분을 nail varnish로 2회 도포한 다음, 1% methylene blue 색소 용액에 24시간 침전시킨 후 흐르는 물에 수세하고 표면에 묻은 색소를 솔로 깨끗이 제거하였다. 이후 경조직 절삭기 (Velnus, Tokyo, Japan)와 diamond wheel을 이용하여 수복물 중앙에서 협, 설면 방향으로 이등분하였다. 색소 침투된 양상을 12배의 실물현미경과 CCD camera를 이용하여 컴퓨터에 입력한 후 침투도를 측정하였다.

누출의 평가방법은 다음과 같다.

0 = 누출이 없는 경우

1 = 와벽의 1/2까지 침투된 경우

2 = 와벽의 1/2이상에서 와벽 전체일 경우

3 = 치수저 부위까지 침투한 경우

Ⅲ. 실험 결과

1. 작업시간

자가 중합시킨 경우, 실험군 모두 온도 변화는 Figure 1과 같은 양태를 보였다. 혼합과 더불어 약간의 온도 감소를 보이다가 점차 발열 반응을 나타내며 최대의 온도 상승을 거쳐 다시 감소하는 양태를 보였다. CorePaste가 4분 33초로 가장 길었고, 실험군인 Dual A가 유의차 없이 길었으며 6개 군 모두 ISO 기준인 90초 이상임을 나타내었다 (Table 1).

2. 경화시간 및 경화온도

2A. 자가 중합시킨 경우:

자가 중합시 Table 2와 같이 Support, Chemical, Dual B, Ti-Core가 유의차 없이 3분 30초에서 4분 내에 경화되었으며 유의차를 보인 Dual A는 4분 50초, CorePaste는 6분 10초를 보였다. 즉 ISO기준에 따르면 CorePaste를 제외한 모든 코어용 재료들이 기준을 충족시켰다.

최대 경화온도는 CorePaste가 23.58℃로 가장 낮았으며, Support, Dual A, B, 및 Ti-Core는 24~26℃의 범위

로 유의차 없는 비슷한 온도를 보였다. 그러나 실험용 재료 중 자가 중합형 (Chemical)은 약 30℃의 높은 온도를 보였다 (Table 3).

2B. 이중 중합군을 광중합시킨 경우:

새로이 개발된 실험용 재료들 (Dual A, B)을 광중합시켜 Support, Chemical, Ti-Core와 비교해본 결과, 각기 약 48초로 기존 제품 및 자가 중합형 (Chemical)에 비해 유의하게 경화시간이 줄었음을 보였으며 ($p < 0.01$), 이는 임상 사용시 40초의 중합만으로도 충분함을 의미한다고 할 수 있다. 즉 목표 수치인 60초 이하의 경화 시간을 얻었다 (Table 4).

최대 경화온도의 경우, 새로이 개발된 실험용 재료들 (Dual A, B)을 광중합시켜 CorePaste, Support, Chemical, Ti-Core와 비교해본 결과, Dual A, B가 약 37, 38℃로 기존 제품에 비해 유의하게 ($p < 0.01$) 높은 경화온도를 보였다 (Table 5).

3. 중합 깊이

모든 실험 군에서 시편 길이 6mm 전체에 걸쳐 유의차 없이 모두 경화된 양상을 띠었다.

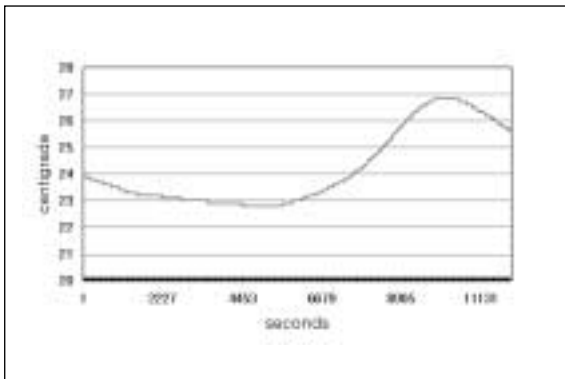


Figure 1. Ti-Core: Temperature changes during auto or chemically cure

Table 2. Setting time when auto-cured (seconds)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
CorePaste	5	369.99 (40.27)
Ti-Core	5	234.04 (7.16)
Support	5	220.76 (24.07)
Chemical	5	222.08 (19.88)
Dual A	5	290.38 (13.21)
Dual B	5	223.68 (7.89)

Table 1. Work Time of materials (seconds)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
CorePaste	5	273.11 (29.11)
Ti-Core	5	143.27 (3.31)
Support	5	142.34 (15.88)
Chemical	5	147.78 (17.85)
Dual A	5	221.36 (11.77)
Dual B	5	157.21 (8.42)

Table 3. Maximum setting temperature when auto-cured (℃)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
CorePaste	5	23.58 (0.23) ^a
Ti-Core	5	26.38 (0.55) ^a
Support	5	24.92 (0.41) ^a
Chemical	5	30.48 (1.04) ^b
Dual A	5	26.16 (0.57) ^a
Dual B	5	25.82 (0.33) ^a

Mean values designated with the same superscript letter are not statistically different ($p > 0.05$)

4. 굴곡강도

평가결과 개발 재료인 Dual B가 130 MPa로 가장 높았으며, Core Paste가 93.2 MPa로 가장 낮은 수치를 보였다. Core Paste를 제외한 다른 평가군 간에는 유의한 차이

Table 4. Setting time when light cured (seconds)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
Corepaste	5	369.99 (40.27) ^b
Ti-Core	5	234.04 (7.16) ^b
Support	5	220.76 (24.07) ^b
Chemical	5	222.08 (19.88) ^b
Dual A	5	48.06 (0.74) ^a
Dual B	5	48.00 (1.91) ^a

Mean values designated with the same superscript letter are not statistically different ($p > 0.05$)

Table 5. Maximum setting temperature when light cured (°C)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
Corepaste	5	23.58 (0.23) ^a
Ti-Core	5	26.38 (0.55) ^a
Support	5	24.92 (0.41) ^a
Chemical	5	30.48 (1.04) ^a
Dual A	5	38.18 (3.51) ^b
Dual B	5	37.26 (1.28) ^b

Mean values designated with the same superscript letter are not statistically different ($p > 0.05$)

Table 7. Adhesive strength of core materials (Kgf)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
Corepaste	5	21.83 (6.42) ^a
Ti-Core	5	29.98 (6.88) ^b
Support	5	18.10 (9.54) ^a
Chemical	5	38.79 (12.72) ^b
Dual A	5	20.84 (2.80) ^a
Dual B	5	32.39 (5.32) ^b

Mean values designated with the same superscript letter are not statistically different ($p > 0.05$)

를 보이지 않았다. 그러나, 모든 군에서 ISO 기준인 50 MPa이상의 수치를 보였다 (Table 6).

5. 치질 접촉강도

Table 7과 같이 실험용 자가 중합형 Chemical과 Dual B 및 Ti-Core가 타 재료에 비해 우수한 양상을 보였다 ($p < 0.05$).

6. 변연누출도

Ti-Core가 가장 우수하였으며 Dual B, Chemical, Dual A, CorePaste, Support 순으로 변연누출이 크게 나타났다. 유의성 검정 결과, Support 및 CorePaste에 대해 Ti-Core만이 유의한 차이가 있는 우수한 변연 폐쇄성을 보였으나 ($p < 0.05$), 나머지 군간에는 유의한 차이가 없었다. 이는 개발군인 Chemical, Dual A 및 Dual B군이 Ti-Core처럼 변연폐쇄가 우수하다는 것을 의미한다 (Table 8).

Table 6. Flexural Strength of core materials (MPa)

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
Corepaste	5	93.20 (7.15) ^a
Ti-Core	5	105.15 (8.61) ^b
Support	5	113.42 (19.28) ^b
Chemical	5	114.15 (14.62) ^b
Dual A	5	105.70 (20.46) ^b
Dual B	5	129.96 (21.40) ^b

Mean values designated with the same superscript letter are not statistically different ($p > 0.05$)

Table 8. Microleakage scores

Material	Sample No.	Mean (S.D.)
Corepaste	5	2.50 (0.52) ^b
Ti-Core	5	1.63 (0.96) ^a
Support	5	2.56 (0.51) ^b
Chemical	5	2.13 (0.62) ^{a,b}
Dual A	5	2.19 (0.91) ^{a,b}
Dual B	5	2.06 (0.77) ^{a,b}

Mean values designated with the same superscript letter are not statistically different ($p > 0.05$)

IV. 총괄 및 고안

현대 치과학의 주된 관심사중 하나는 심하게 손상된 치아를 적절한 치료를 통해 구강 내에 유지시키는 일이다⁵⁾. 광범위한 치질 손실은 주로 치아 우식증, 외상 등의 질환으로 인해 발생하며 치아의 생활력을 유지시키면서 최종 수복을 할 수 있는 경우도 있고 근관치료가 필요한 경우도 있다. 특히 치수 및 치근단 병소를 치료하기 위한 근관치료 시에는 근관부로의 접근을 위해 근관확동을 형성해야 하므로 필연적으로 상당한 양의 병리적, 인위적 치질 손실이 발생한다³⁾. 이러한 근관치료는 종종 회복이 어려우려 여겨지는 치아들의 구강 내 유지를 가능하게 하지만 이러한 치아들 대부분은 치관부 상실과 치질 내 함유 수분의 감소로 인해 생활치에 비해 상당히 약해진 상태이므로, 최종 수복물이 장착되기 전에 부가적인 보강을 필요로 한다^{3,12-14)}. 코어의 축조는 이러한 목적을 위해 가장 빈번히 사용되는 방법이다.

코어 재료로는 통상적인 수복에 이용되는 아말감, 복합레진, 글래스 아이오노머 등과 같은 재료를 사용할 수 있다^{2,4)}. 그러나 다양하게 치료방법을 선택할 수 있는 반면, 이로 인해 주어진 상황에서 가장 안정된 최적의 재료를 선택하는데 있어 술자들은 많은 혼란을 느끼게 된다.

아말감은 아주 오랫동안 성공적으로 사용되어온 전통적인 코어축조용 재료로서 우수한 강도, 경제성, 체적 안정성, 손쉬운 조작 등의 장점을 가지고 있다^{4,15,16)}. 또한 다른 재료들에 비해 열과 기계적 스트레스에 안정적이어서 잔존 치아 구조와 시멘트, 그리고 금관 변연에 전달되는 스트레스가 가장 적다¹⁷⁾. 그러나 부식으로 인해 치은 및 잔존 상아질을 변색시킬 수 있으며, 치아에 대한 접착능력이 없으므로 광범위한 치질 손실이 있는 경우, 건전한 치질을 손상시키면서 부가적인 유지형태를 부여해야 한다는 단점도 있다¹⁷⁾.

글래스 아이오노머는 1970년대 초반 Wilson 과 Kent에 의해 개발된 이래¹⁸⁾ 많은 물성의 개선이 이루어지면서 근래에는 코어재료로도 이용되고 있다^{4,5,17)}. 글래스 아이오노머는 불소를 방출함으로써 치아 우식 억제효과가 있고, 치아와 화학적으로 결합함으로써 타 재료에 비해 적은 미세누출을 보이는 장점이 있다^{17,19-21)}. 그러나 기계적 강도가 부족하고 수분에 민감한 특성으로 인해 임상 적용시 제한 사항이 다소 존재한다¹⁷⁾. 비록 은 등의 금속과 광중합이 가능한 레진을 첨가해 강화한 제품들이 소개되고 있지만^{19,21)} 낮은 파절 저항성을 보이므로 적절한 증례 선택이 요구된다.

오늘날 치아에 대한 접착능력, 높은 파절 저항성, 심미성, 빠른 경화 등의 장점으로 인해 복합레진이 수복재료로 널리 이용되고 있으며 최근에는 코어용으로 특별히 제조된 제품들이 점점 널리 사용되고 있다^{2,5-7)}. 그러나 중합수축에 따른 미세누출이 있고 수분을 흡수하는 성질이 있는 등 단점도 있다. 이중 후자는 나중에 장착될 전장관의 적합도에도 영

향을 미친다²²⁾. 코어용 복합레진은 대부분 필러를 다량으로 함유시킨 후 점주도 (viscosity)와 경화시간 등을 변형시켜 만드는 것으로, 코어 축조 술식의 특성상 통상적인 복합레진에 비해 압축강도, 인장강도, 굴곡강도, 미세경도 등에서 우수한 물성을 나타내는 반면, 심미적인 측면은 덜 강조되는 경향이 있다. 또한 코어용 레진은 치아 처치에 그 소요량이 가장 큰 재료로 광중합형을 이용할 경우 적층충전을 해야 하므로 시간이 많이 소비되어 대부분 자가 중합형 및 이중 중합형이 주로 이용되고 있다¹⁶⁾.

전 임상 평가시 적용되는 기준은 여러 가지 기구에 의해 정해지는데 이중 범세계적인 기구인 국제 표준화 기구 (ISO, International Organization of Standards)가 정하는 기준을 따르게 된다¹¹⁾. ISO는 비조약기구로서 치과계 뿐만 아니라 모든 행위에 대한 국제적 표준을 개발하기 위해 만들어졌으며 식품의약청 (FDA)은 자체의 ISO/TC 106-Dentistry group을 통해 ISO와 영구적인 접촉을 유지하고 있는 실정이다¹¹⁾.

본 실험에서는 새로이 개발되는 3종의 코어용 복합레진의 물성이 ISO가 요구하는 기준에 부합하는지 여부와 더 나아가서 현재 시판되고 있는 타 제조회사 제품과의 비교를 통해 임상 적용 가능성 여부를 평가하였다. 본 실험에 이용된 제품은 모두 6종이며 2종이 이중 중합형이고 4종이 자가 중합형이다.

복합레진의 중합과정동안 모노머 구조가 폴리머의 형태로 재배열될 때 체적의 수축이 필연적으로 발생하며, 비록 다량의 필러를 함유시킴으로써 중합수축을 줄일 수는 있지만 현재 개발된 복합레진은 여전히 1.6~2.5 % 정도의 수축을 보인다²³⁾.

임상 상황에서 중합수축은 와동벽에서 멀어지는 방향으로 작용한다. 즉 광중합형 복합레진은 광원의 방향으로 수축이 일어나며 자가 중합형은 레진기질의 중심 방향으로 수축이 일어난다²⁴⁻²⁶⁾. 따라서 치아와 레진사이에 필연적으로 다소의 틈이 생기게 되며 이 틈을 통해 변연누출이 일어나게 된다²⁷⁾. 1회 치료시 비교적 많은 양이 사용되는 코어레진의 경우 광중합형을 이용할 경우 중합 수축을 보상하기 위해 적층 충전을 해야 하는데²⁵⁾, 이 때 상당히 오랜 시간이 소요되기 때문에 코어 레진의 경우 단점으로 지적되고 있다. 반면에 자가 중합형은 중심부 방향으로 수축이 일어나는 성질로 인해 광원의 강도나 재료의 두께에 관계없이 비교적 균일한 중합이 이루어지며 한 번에 많은 양이 사용되었을 경우 광중합형에 비해 우수성을 보인다¹⁶⁾. 따라서 현재 시판되고 있는 제품은 대부분 자가 중합 방식을 채택하고 있다. 자가 중합되는 재료의 경우 적절한 작업시간이 요구되는데 ISO는 90초 이상을 추천하고 있다. 모든 군을 자가 중합시킨 실험 결과, 모든 군에서 90초 이상의 작업시간을 보이고 있으며 작업시간과 비례관계를 나타내는 경화시간에서도 Core

Paste를 제외한 모든 재료가 ISO 기준인 5분 이내를 나타내었다. 그러나 본 실험은 37℃가 아닌 23℃에서 실시한 것으로 실제 구강 내 온도에서는 더욱 빨리 경화되어 모든 군들이 ISO기준을 충족할 것으로 사료된다. 또한 이중 중합형인 Dual A와 Dual B를 광중합하여 Support, Ti-Core, Chemical 등과 비교해본 결과, 각기 약 48초, 47초로 기존 제품 및 자가 중합형 실험제품에 비해 유의하게 경화시간이 감소하였음을 보였으며 ($p < 0.01$), 이는 임상 사용시 40초의 중합만으로도 충분하다는 것을 의미한다고 볼 수 있다. 즉 ISO 기준인 60초 이내의 경화시간을 얻었다.

한편, 새로이 개발된 실험용 재료들을 광중합하여 비교한 결과, 경화온도 37℃로 자가 중합온도 24~26℃ 보다 높게 측정되었으나, Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN 55144-1000, USA)과 같은 수복용 레진과 유사한 결과를 보이는 것으로 보아 치수 자극에는 문제가 없을 것으로 보이며 개발 목표수치보다 우수한 경화시간 단축 결과를 보이므로, 촉매의 양 조절로 충분히 경화온도는 낮출 수 있다고 판단된다.

굴곡강도 실험은 균열, 기포 등 취성이 강한 재료의 파절 강도에 영향을 줄 수 있는 표면부전 (surface imperfection)에 민감하고^{28,29)}, 높은 굴곡강도 수치는 표면 결함, 균열, 침식들에 높은 저항성을 반영한다고 볼 수 있다³⁰⁾. 따라서 중합하기 전에 표면에 발생할 수 있는 손상 (defect)을 사전에 발견하기 위해 glass slide를 이용하여 압박하였다.

복합레진의 기계적 강도를 증가시키기 위해서 금속성 필러를 첨가시키거나³¹⁾, 필러의 함량을 증가시키는 방법이 주로 사용되고 있는데 CorePaste 및 Ti-Core는 Titanium 필러를 첨가한 제품이고¹⁰⁾, 개발중인 제품들의 경우는 sub-micron 이하 크기의 실리카를 사용하여 필러의 함량을 증가시킨 제품이다.

굴곡강도 평가결과, 개발제품인 Dual B가 CorePaste에 대해 통계적으로 유의하게 높은 수치를 보였으며 다른 평균 간에는 유의차를 보이지 않았다. 그러나 모든 군에서 ISO 기준인 50 MPa 이상의 수치를 보였다.

일반적으로 실험실 연구에서 접착력을 측정할 경우, 전단 결합강도와 변연누출이 흔히 사용되고 있으며 이들은 상호 연관성을 가지고 있다는 보고도 있다³²⁾. 치질에 대한 접착 시스템의 변연누출 감소는 전단 결합강도를 개선시키므로 변연누출 검사와 전단 결합강도는 동시에 시행하는 것이 바람직하다. 따라서 본 실험에서도 근관와동을 형성시킨 후 각각의 재료를 충전한 후 두 항목에 대한 평가를 실시하였다.

실제 구강 내에서는 매우 다양한 크기와 방향으로 재료를 치아에서 탈락시키려는 힘이 작용하며 이러한 환경 하에서 오랜 기간동안 재료가 유지되려면 치아와 재료사이에 강한 접착력이 존재해야 한다. 치아와 재료 사이의 접착강도는

주로 전단력을 이용하여 측정하는데 피착재의 하나를 고정하고 만능시험기의 push rod로 다른 피착재를 밀어 접착과 피시의 하중을 측정하여 접착 단면적으로 나누어 표기한다. 이 방법은 비교적 용이하게 진행할 수 있는데 단점은 피착재와 접착재, 또는 접착재와 피착재 사이의 응력이 편재화된다는 것이다. 또한 코어레진이 이용되는 대부분의 증례가 근관와동에 적용되는 경우인데, 상기 방법은 코어레진이 적용되는 실제 임상 상황과는 다소 차이가 있다. 이에 본 실험에서는 근관와동을 형성하고 만능시험기를 이용하여 치질 내부의 레진에만 압력을 가해 최대 하중치를 측정하였다.

한가지 더 언급할 사실은 접착강도를 측정할 때 다수의 실험변수들이 있는데 본 실험의 경우는 접착제의 종류와 피착재의 종류를 생각할 수 있다. 피착체인 복합레진의 종류를 다양하게 설정한 본 연구에서, 더욱 신빙성 있는 실험을 하려면 동일한 접착제를 사용하거나 제조회사에서 추천한 접착제를 사용해야 하나 개발사인 베리콤을 제외한 나머지 회사에서는 현재까지 접착시스템을 개발하지 않았고 별도로 지정한 것이 없는 관계로, 개발제품에는 동일회사에서 제조한 접착시스템을 사용하였고 나머지 군은 임상에서 보편적으로 사용되고 있는 Single bond (3M ESPE, St. Paul, MN 55144-1000, USA)를 사용하였다. 평가결과 Chemical과 Dual B 및 Ti-Core가 타 재료에 비해 우수한 양상을 보였다.

변연 누출은 수복물의 수명과 실패율을 좌우하는 요소인데 미세누출로 인해 타액과 세균이 침투하면 술후 과민증, 변색, 이차 우식증 및 치수병변 등이 야기되어 결국은 수복물의 실패를 초래하게 된다. 변연 누출에 대한 실험 방법도 논란의 여지가 있으며 많은 변수들로 인하여 아직 표준화된 방법은 없다. 본 실험에서는 methylene blue를 염료로 사용했는데 이는 분자 크기가 작고 미생물의 영양소의 분자크기와 유사하여 누출실험에서 민감한 지시제의 역할을 함으로써 변연누출의 정도를 정성적으로 평가할 수 있으나, 구체적으로 어떤 계면 사이에 미세누출의 통로가 있는지에 대한 정보는 얻을 수 없다. 몇몇 보고에 의하면 in vivo 실험에서 보다 in vitro 실험에서 더 많은 변연누출이 있다고 보고하였고, 이와 상반되는 연구결과를 보고한 예도 있다^{33,34)}. 또한 권 등³⁵⁾은 구체적인 미세누출의 통로에 의한 정보는 세균보다 더 작은 직경의 질산은 염색법을 통해 주사 전자 현미경 상에서 은 이온 침투를 관찰해 평가하거나 세균의 독소와 동일한 직경을 가진 tracer의 개발 및 사용을 추천한 바 있다.

평가결과 Ti-Core만이 Support와 CorePaste에 비해 유의한 차이가 있는 변연 폐쇄성을 보였으나 나머지 군간에는 유의한 차이가 없었다. 단, 본 연구의 변연누출도 실험 시 와동 입구에서 치수강까지의 거리를 같게 하기 위해, 교합면 삭제를 실시하였는데 이로 인해 많은 양의 상아세관이

노출되어 미세누출이 증가했을 가능성은 고려해야 할 것이다.

새로이 개발된 국산 자가 중합형 및 이중 중합형 코어용 수복재들이 평가항목에서 기존 외산 수복재들에 비해 비슷하거나 우수한 양태를 보인 결과를 토대로 볼 때, 실제 임상 사용이 가능해 보이며 이 중에서도 Dual B가 가장 유망하리라 사료된다. 또한 본 실험에서 다루어지지 않은 항목 및 실제 임상에서 적용될 때 발생하는 문제에 관해 향후 더욱 많은 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 최근에 국내에서 개발된 3가지 코어용 레진의 물성을 측정하고 ISO에서 정한 기준에 부합되는지 여부 및 현재 시판 중인 코어용 레진과 비교, 분석하여 임상 적용 여부를 평가하기 위한 것이었다. 평가항목은 작업시간, 경화시간, 중합깊이, 굴곡강도, 접착강도 및 변연누출도 등 모두 6개 항목이었다.

실험용 재료들의 연구 결과를 기존 제품들과 비교해 본 결과, ISO 기준에서 요구하는 작업시간 (90초 이상), 자체 경화시간 (5분 이내)을 충족시키며 특히 이중 중합형의 경우, 600 mW/cm²의 광도로 40초의 중합을 통해 중합시간을 40여 초로 감소시킴으로써 시술시간의 축소가 가능함을 보였다. 또한 중합깊이는 모든 수복재에서 6 mm가 중합됨을 보였으며 굴곡강도의 경우에는 실험용 재료들이 기존 상품인 CorePaste보다 유의하게 높은 강도를 보였으며 이 역시 ISO 기준 (50 MPa)을 크게 상회하였다.

이 외에도 치질과의 접착력에서는 Ti-Core와 이중 중합형 중 B형이 서로 유의차 없이 타 군에 비해 높은 수치를 보였으며, 색소 침투도의 경우에서도 Ti-Core와 개발군인 자가 중합형 및 이중 중합형들이 유의한 차이 없이 우수한 변연봉쇄성을 보였다.

참고문헌

- Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronary reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 151:780-784, 1984.
- Combe EC, Shaglouf A-MS, Watts DC, Wilson NHF. Mechanical properties of direct core build-up materials. *Dent Mater* 15:158-165, 1999.
- Cohen S, Burns RC. Pathway of the pulp. 7th edition. Mosby, p703-704, 1999.
- Saygili G, Mahmali SM. Comparative study of the Physical properties of core materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 22(4):355-363, 2002.
- O'Keefe KL, Power JM. Adhesion of resin composite core materials to dentin. *Int. J Prosthodontics* 14(5): 451-456, 2001.
- Tjan AHL, Dunn JR, Lee JKY. Fracture resistance of amalgam and composite resin cores retained by various intradentinal retentive features. *Quintessence Int* 24:211-217, 1993.
- Ziebert AJ, Dhuru VB. The fracture toughness of various core materials. *J Prosthodont* 4:33-37, 1995.
- 류경희, 최호영, 최경규, 박상진. 지르코니아 필러를 첨가한 복합레진의 기계적 성질에 관한 연구. *대한치과보존학회지* 25(3):421-434, 2000.
- Taleghani M, Bokmeyer T. Evaluation of titanium reinforced composite as a core build-up material (astr). *J Dent Res* 72:1947, 1992.
- Cohen BI, Deutsch AS, Condos S, Musikant BL, Scherer W. Compressive and diametral tensile strength of titanium reinforced composites. *J Esthet Dent* 4(suppl):50-55, 1992.
- Sturdevant CM. The art and science of operative dentistry. 3rd edition, Mosby, 279-280, 1994.
- Johnson JK, Schwartz NL, Backwell RI. Evaluation and restoration of endodontically treated posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 93:597-605, 1976.
- Pasmans PJJM, Vesseren LGH, Vrijhoef MMA, Kyser AF. In vitro comparison of dowel and core techniques for endodontically treated molars. *J Endod* 12:382-387, 1986.
- Rosen H. Operative procedures in mutilated endodontically treated posterior teeth. *J Prosthet Dent* 11:973-986, 1961.
- Varga J, Matsumura H, Masuhara E. Bonding of amalgam filling to tooth cavity with adhesive resin. *Dent Mater* 5:158-164, 1986.
- Schwartz RS, Summitt JB, Robbins JW. Fundamentals of operative dentistry. 1st edition. Quintessence Publishing Co., Ltd., USA, 149, 1996.
- 황인남. 코어 재료의 선택과 시술. *대한치과 의사협회지* 39(2): 29-34, 2001.
- Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent cement for dentistry. *J Appl Chem Biotechnol* 21:313, 1971.
- Mount GJ. Glass-ionomer cements: Past, present and future. *Oper Dent* 19:82-90, 1994.
- Burgess J, Norling B, Summitt J. Resin ionomer restorative materials: The new generation. *J Esthet Dent* 6:207-215, 1994.
- Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the *American Journal of Dentistry*. *Am J Dent* 8:59, 1995.
- Oliva RA, Lowe JA. Dimensional stability of composite used as a core material. *J Prosthet Dent* 56:554-561, 1986.
- Cook WD, Forrest M, Goodwin AA. A simple method for the measurement of polymerization shrinkage in dental composites. *Dent Mater* 15(6):447-449, 1999.
- Davidson CS, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stress by flow in dental composites. *J Dent Res* 63:146-148, 1984.
- Lutz F, Krejci I, Oldenburg TR. Elimination of polymerization stresses at the margins of posterior composite resin restorations: A new restorative technique. *Quintessence Int* 17:659-664, 1986.
- Imai Y, Kadoma Y, Kojima K, Akimoto T, Ikakura K, Ohta T. Importance of polymerization initiator systems and interfacial initiation of polymerization in adhesive bonding of resin to dentin. *J Dent Res* 70:1088-1091, 1991.
- Tortenson B, Branstrom M. Contraction gap under

- composite resin restoration. : effect hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 13:24-31, 1988.
28. Cattani-Sorrente MA, Dupuis V, Payan J, Moya F, Meter JM. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. *Dent Mater* 15: 71-78, 1999.
 29. Craig RG. Restorative dental materials. 10th edition. Mosby, St Louis, 1997.
 30. Levartovsky S, Kuyinu E, Georgescu M, Goldstein GR. A comparison of the diametral tensile strength, the flexural strength, and the compressive strength of two new core materials to a silver alloy-reinforced glass-ionomer material. *J Prosthet Dent* 72:481-485, 1994.
 31. Matsumura H, Sueyoshe M, Atsuta M. Radiopacity and physical properties of titanium-polymethacrylate composite. *J Dent Res* 71(1):2-6, 1992.
 32. Abdalla A, Davison C. Shear bond strength and microleakage of new dentin bonding systems. *Am J Dent* 6(6):295-298, 1993.
 33. Loiselle RJ, Goldberg AP, Gross RL, Stuever CH. Marginal microleakage-an in vivo assessment. *J Am Dent Assoc* 78:758-760, 1969.
 34. Barnes DM, Thomson VP, Blank LW, McDonald NJ. Microleakage of class V composite resin restorations: a comparison between in vivo and in vitro. *Oper Dent* 18:237-245, 1993.
 35. 류주희, 박동성, 권혁춘. 복합레진 수복시 복합용기 및 단일용기 상아질 접착제의 미세변연누출에 관한 연구. *대한치과보존학회지* 24(1):55-66, 1999.