

터널형 2급와동 충전재의 탄성계수와 전단결합강도 및 수복치의 변연융선 파절강도에 관한 연구

전남대학교 치과대학 소아치과학교실
전남대학교 치과대학 치과재료학교실*

이가연 · 박영준* · 양규호

Abstract

ELASTIC CONSTANTS, SHEAR BOND STRENGTH OF TUNNEL RESTORATIVE MATERIALS AND MARGINAL RIDGE STRENGTH OF RESTORED TEETH

Ka-Yean Lee, Yeong-Joon Park*, Kyu-Ho Yang

Dept. of Pediatric Dentistry, Dept. of Dental Materials
College of Dentistry, Chonnam National University*

An alternative design to conventional class II cavity preparation for proximal carious lesions is the tunnel preparation. It preserves the marginal ridge intact, thus making it possible to maintain the natural contact relationship with the adjacent tooth and minimize tooth reduction.

This in vitro study was purposed to evaluate the effect of the materials' elastic constants and shear-bond strength on the marginal ridge fracture resistance of teeth restored by the tunnel technique, and to find the materials of choice for tunnel restorations.

Resinomer®, Ketac-silver®, Miracle-Mix®, and Tytin were used as restorative material.

The elastic constants of each restorative material were evaluated by ultrasonic pulse measurement. Young's modulus and bulk modulus of the restorative materials were evaluated in three specimens for each material type.

The shear-bond strength of the restorative materials to the dentin surface was measured after thermocycling 400 times between 6 and 60°C, using ten specimens for each material type.

For measuring marginal ridge strength, 60 sound extracted molar teeth were distributed into six groups by size. Sound molar teeth were used as a Control group and unfilled

prepared teeth were grouped as Unrestored. Another four groups were named Resinomer group, Ketac-Silver group, Miracle Mix group, and Tytin group by type of restorative material. Tunnel cavity preparation was done with # ½, 2, and 4 round burs in sequence. Initial access to proximal surface was made through an occlusal access preparation started at least 2mm from the marginal ridge, and the proximal opening was formed about 2.5mm below the marginal ridge. After restoration and thermocycling, marginal ridge strength was measured using a universal testing machine.

The results were as follows :

1. The Young's modulus of Tytin® was 63.95 GPa, followed by Ketac-Silver® 27.60 GPa, Miracle-mix® 18.48 GPa, and Resinomer® 10.74 GPa showing significant differences between the groups($P < 0.05$). The bulk modulus of the materials showed the same order as Young's modulus. The value of Tytin® showed 59.57 GPa indicating that it will deform less than other materials under the same stress. It was followed by Ketac-Silver® 23.57 GPa, Miracle Mix® 12.50 GPa, and Resinomer® 11.60 GPa.
2. The Resinomer group had a shear-bond strength of 7.41 MPa which was significantly higher than those of the Ketac-Silver group (1.80 MPa) and the Miracle Mix group (2.84 MPa) ($P < 0.01$). All the specimens of Tytin group detached from the dentin surface during thermocycling.
3. The mean marginal ridge strength of the Unrestored group(46.14 kgf) was significantly lower than that of the Control group (84.24 kgf) ($P < 0.01$). The marginal ridge strength of teeth restored by the tunnel technique was, in order, Ketac-Silver group 74.06 kgf, Miracle Mix group 73.36 kgf, Resinomer group 63.47 kgf, and Tytin group 58.76 kgf. The Ketac-Silver, Miracle Mix, and Resinomer groups showed no significant difference with the Control group($P > 0.05$), but the Tytin group showed significantly lower strength compared to the Control group($P < 0.05$).

The results showed that the marginal ridge strength of the teeth restored by the tunnel technique was not significantly lower than that of sound teeth. They also demonstrated that the bonding strength of the restorative material to the tooth surface should be high and the modulus of elasticity should not be lower than that of the tooth in order to restore the marginal ridge strength to its natural condition.

I. 서 론

인접면 치아우식 병소의 치료를 위한 와동 형성시 전통적인 와동형성 방법에서는 교합면으로 부터 인접면으로 접근할때 변연융선을 침범하여 proximal box를 형성하고, 유지를

위한 언더컷트를 부여하며 이차치아우식 예방을 위한 와동확대를 하였다. 이처럼 전통적 방법에서는 와동형성에 따른 치질삭제가 건전한 치질까지 침범하므로, 마모저항성과 강도가 강한 변연융선 부위의 치질을 보존할 수 없었다. 그러나 터널형 와동은 교합면에서 치아우식이

있는 인접면까지 사선으로 접근함으로써 치질 삭제를 최소로 하는 새로운 방법으로, 변연융선을 보존하므로 인접치와의 접촉관계가 유지되며 저작압에 대한 마모저항성과 치질의 강도를 유지하게 해준다.

터널형 와동형성법은 1962년에 Jink¹⁾가 인접 영구구치의 치아우식저항성 도모를 위해 유구치의 교합면에서 인접면까지 터널을 뚫고 불소를 함유한 실리카이트 수복재료로 충전하는 개념을 처음 소개한 이래, 1984년에 Hunt²⁾와 Knight³⁾는 각각 독자적으로 글라스아이오노머 시멘트를 사용하여 터널형 수복을 하였다. 그 후 McLean^{4,5)}도 Ketac-Silver를 이용하여 터널형 수복법을 소개하였다. 수복 재료의 하나로 글라스아이오노머 시멘트는 Wilson과 Kent⁶⁾에 의해 개발되어 McLean과 Wilson⁷⁾에 의해 임상적인 적용이 보고된 이래 접착성 시멘트, 전치부 심미수복재, 와동이장재, 소와열구전색재에 사용되어지고 있다. 최근에는 아말감 합금 분말과의 조합에 의해 코아재, 터널형 2급와동 충전재 및 유구치 수복재 등에 널리 이용되고 있다. 글라스아이오노머 시멘트의 색조는 심미적이고, 치질과의 접착성이 있어서 최소한의 와동형성 만으로도 수복물의 유지를 가능하게 하고, 이러한 화학적 결합은 잔존치질을 보강시켜 준다⁸⁻¹¹⁾. 또한, 불소를 유리하기 때문에 인접치질의 우식저항성을 향상시킨다^{12, 13)}.

Hunt²⁾, Knight³⁾ 및 Croll¹⁴⁾은 글라스아이오노머로 터널형 수복을 한 후 변연융선의 파절이나 치아우식재현 등은 전혀 발생되지 않았음을 보고하였으며, Hill과 Halaseh¹⁵⁾는 터널형 수복법에 대한 연구에서 건전치, 와동형성치, 글라스아이오노머로 충전한 치아 및 아말감으로 충전한 치아로 분류된 4가지 실험군에 대해 변연융선의 압축강도를 측정된 결과 터널형 와동형성법에 의해 글라스아이오노머로 충전한 치아군과 건전치 군간에 변연융선의 강도는 유의한 차가 없었으며, 아말감으로 충전한 치아군은 건전치와 유의한 차이가 있는 것으로 나타났음을 보고하였다. 반면, Covey와 Schu-lein¹⁶⁾은 터널형에 의해 와동이 형성되면 변연

융선이 크게 약화되지만 일단 수복을 하면 건전치와 터널형으로 수복한 치아 사이에는 변연융선의 강도가 유의한 차이가 없으며, 아말감으로 충전한 군과 콤포짓트 레진으로 충전한 군 사이에도 차이가 없었다고 보고하였다.

그러나 글라스아이오노머 시멘트의 기계적 성질은 아말감을 대체하기에는 충분하지 못하므로, glass-silver cermet 형태의 Ketac-Silver[®]와 글라스아이오노머에 아말감 합금의 분말을 혼합한 Miracle Mix[®]가 터널형 와동형성법에 이용되고 있다^{4, 17)}. Glass-silver cermet은 알루미늄-실리카 유리와 함께 소결시킨 은분말을 함유한 것으로, 글라스아이오노머 시멘트에 비해 기계적성질과 마모저항성이 향상되었다. 또한, 방사선 불투과성이 있고 불소를 유리하며 충전 후 수 분내에 연마가 가능하다^{18, 19)}.

최근에 미국의 EDGR(Esthetic Dentistry Research Group)는 터널형 와동형성법에서 사용되는 재료로서 글라스아이오노머와 레진의 성분이 혼합된 resin-ionomer를 권장하였다²⁰⁾.

이처럼 터널형 2급와동의 수복에 대한 많은 연구가 진행되고 있지만, 아직까지 수복된 치아의 변연융선 파절강도를 수복치아에 가해지는 응력의 전달에 영향을 미칠 수 있는 수복재료들의 탄성계수 및 치아면과의 접착력과 관련하여 비교 분석한 논문은 희소하여 본 연구를 시행하여 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

실험재료로는 최근 개발되어 터널형 와동에의 사용이 제시된 resin ionomer계통의 Resinomer[®], 글라스아이오노머와 아말감합금의 분말을 소결시켜 제작한 Ketac-Silver[®], 글라스아이오노머와 아말감 합금의 분말을 혼합한 Miracle Mix[®] 및 구상형 고동아말감인 Tytin[®]을 사용하였다(Table 1).

Table 1. Materials used and their compartments

Group	Batch number	Manufacturer
Resinomer		
One-Step System	069145	Bisco, Inc., U.S.A.
Resinomer	069095	Bisco, Inc., U.S.A.
Aelitefil	039164	Bisco, Inc., U.S.A.
Fortify	019204	Bisco, Inc., U.S.A.
Ketac-Silver		
Ketac conditioner	1722-006	ESPE Co., Germany
Ketac-Silver	1722-469	ESPE Co., Germany
Ketac glaze	1722-084	ESPE Co., Germany
Miracle Mix		
Dentin Conditioner	190691	G-C Co., Japan
Miracle Mix	130651	G-C Co., Japan
Fuji Varnish	290311	G-C Co., Japan
Tytin		
Copalite		
Tytin	21189	Kerr company, U.S.A

2. 실험 방법

1) 수복재료의 탄성계수 측정

(1) 시편 제작

각 수복재료를 연화하여 직경 10mm, 높이 7mm의 이분할 몰드에 충전하여 3개씩의 시편을 제작하였다. 충전은 재료 내부의 기포 발생을 피하기 위하여 Centrix C-R® syringe system (Centrix Inc, U.S.A.)에 연화된 재료를 채운 일회용 튜브를 applicator에 장착하여 몰드내에 충전하였다. 충전 후 그 상면에 polyester strip을 덮은 후 유리판을 눌러 여분의 재료를 제거하고 경화시켰다. 재료가 경화되면 몰드로부터 시편을 제거하고, 시편의 양면이 평행되도록 연마용 몰드에 시편을 위치시켜 자동연마기(Metaserv®, Buehler Co., U.S.A.)를 이용하여 600 grit silicone carbide paper상에서 주수하에 연마하였다. 제작된 시편은 100% 상대습도 하에서 보관 후 초음파 측정을 하였다. 시편의 두께와 밀도를 구하기 위하여 시편의

체적은 마이크로미터(Mitutoyo Co., Japan)로, 무게는 분석용 저울(analytic balance, Sartorius GmbH, Germany)로 측정하였다.

(2) 탄성계수 측정

터널형 와동형성법에 사용될 수 있는 수복 재료로서 Resinomer®, Ketac-silver®, Miracle Mix® 및 Tytin®의 Young's modulus와 bulk modulus를 pulse-transit time technique에 의한 초음파 측정법(ultrasonic pulse measurement)을 이용하여 측정하였다²¹⁻²⁷⁾.

초음파 측정법은 재료 내부를 투과하는 초음파의 속도는 그것이 통과하는 재료의 탄성치에 의해 영향을 받는다는 원리를 이용하여 재료의 기계적상수와 재료내부의 결함 등을 측정하는 방법이다²⁸⁾.

초음파 장비의 구성은 초음파를 생성시키는 ultrasonic pulse generator(NDC 7000®, Ultraran Ltd., U.S.A.)와 초음파의 전기적 신호를 관찰, 측정할 수 있는 Oscilloscope(Tektronix 2445®, Tektronix Inc., U.S.A.) 및 초음파를

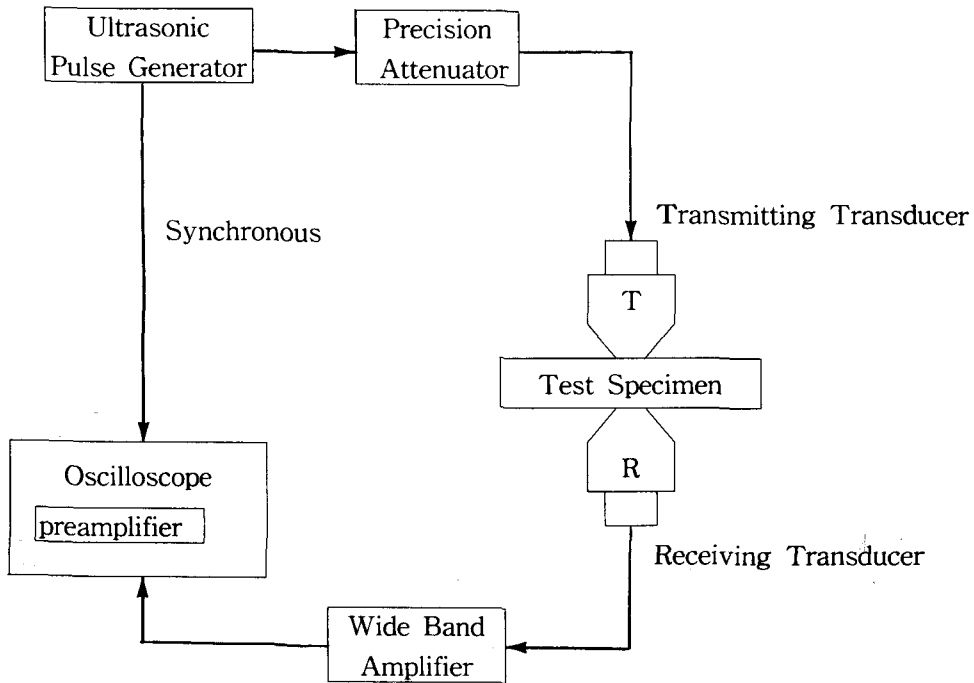


Fig. 1. Block diagram of ultrasonic pulse transmission method for the measurement of mechanical constants.

재료 내부로 송신하고 수신하는 변환기(transducer)로 구성된다(Fig. 1). 본 실험에 사용된 횡파형 및 종파형 변환기의 주파수는 2 MHz 이었으며, 크기는 1/4 inch 직경의 세라믹 변환기가 사용되었다.

종파 및 횡파의 속도는 각각 종파 및 횡파용 탐촉자들로 측정하는데, 양쪽 면을 평행하게 연마한 시편의 양면에 신호전달을 용이하게 하기 위한 coupling agent를 바른 후, 초음파 투과방법(transmission method)에 의해 초음파 속도를 측정하였다.

초음파의 Time of Flight(ToF) 측정 기전은 pulser-receiver에 의해 전기적 신호를 기계적 에너지로 바꾸는 변환기(piezoelectric transducer)를 통해 초음파 임펄스가 시편에 보내지고, 이것을 oscilloscope상에서 0점에 해당하는 표준신호로 삼은 후, 시편을 통과하여 나온 신호와 표준신호간의 시간 간격을 측정한다. 종파와 횡파의 속도는 oscilloscope상에서 측정된 초음파 파동의 시작과 시편을 투과한 신호의 시작

간의 시간지연을 측정함으로써 초음파의 시편내 투과시간을 구하고, 시편의 길이를 투과시간으로 나눔으로써 계산되어진다. 측정된 종파 및 횡파의 속도를 각 시편의 밀도값과 함께 아래의 식에 대입하여 시편 각각의 Young's modulus와 bulk modulus를 구하였다²⁹⁻³¹.

$$\text{Young's modulus } E = \rho V_T^2 \left(\frac{3V_L^2 - 4V_T^2}{V_L^2 - V_T^2} \right)$$

$$\text{Bulk modulus } K = \rho \frac{(3V_L^2 - 4V_T^2)}{3}$$

where ρ = density, V_T = transverse wave velocity, and V_L = longitudinal wave velocity.

(3) 통계처리

각 실험군 간의 탄성계수의 통계학적 유의성 검정은 Duncan's multiple range 분산분석(ANOVA)을 시행하였다.

2) 수복재료와 상아질면과의 전단결합강도 측정

전단결합강도를 측정하기 위해 수복재료의 종류에 따라 Resinomer군, Ketac-Silver군, Miracle Mix군 및 Tytin군으로 분류하여 측정하였는데, 각 군당 10개씩의 시편을 제작하였다.

(1) 상아질 시편의 제작

치아우식에 이환되지 않은 발거된 40개의 대구치를 240 grit SiC 연마지 상에서 연마기를 사용하여 교합면을 상아법랑경계 하방까지 갈아내어 평평한 상아질 면이 노출되도록 하였다. 그 후 각 시편을 이분할 몰드의 중앙에 교합면이 하방을 향하도록 양면 테이프를 사용하여 고정시키고, 자가중합레진(Vertex SC®, Dentimex Mfg., Holland)을 사용하여 매몰하여 레진 불력을 제작하였다.

제작된 레진블럭 내의 치아면을 240, 600 grit SiC 연마지 상에서 주수하에 연마하였다. 이때, 레진 불력의 옆면과 상아질 면이 수직이면서 균일하게 연마될 수 있도록 하기 위하여 레진 불력을 고정할 수 있는 연마용 장치내에 위치시켜 연마하였다. 연마 후 시편을 수세한 후 증류수로 5분간 초음파 세척하였다.

(2) 수복재료와 상아질간의 접착

①Resinomer군

지시서에 따라 상아질 면을 10% phosphoric acid(All-etch®, Bisco Inc., U.S.A.)로 15초간 산 부식시키고, 30초간 수세한 후 표면에 수분이 다소 남아있도록 수분을 가볍게 제거하였다. One-Step Primer/Adhesive Resin 을 반복적으로 치아면이 광택이 있을 때까지 3회 이상 도포 후 압축공기로 가볍게 건조시키고 가시광선 중합기(Curing Light XL 1000®, 3M Dental Products, U.S.A.)를 사용하여 20초간 광중합시켰다.

접착성 레진 처리된 상아질면 상에 Resinomer®의 충전은 재료 내부의 기포 함입을 피하기 위하여 Centrix C-R® syringe system(Centrix Inc, U.S.A.)에 혼합한 재료를 채운 일회용 튜

브를 applicator에 장착하여 내경 3.0mm의 젤라틴 캡슐내에 짜서 채운 후 준비된 레진 불력내의 상아질면에 캡슐을 세우고 정하중 시험기를 사용하여 100gm 하중으로 눌러 고정하여 경화 동안 유지하였다. 이때 캡슐 주위로 흘러나온 여분의 재료는 재료가 경화되기 전에 조심스럽게 제거하여 주었다.

②Ketac-Silver군

상아질 면을 25% polyacrylic acid(Ketac conditioner®)로 10초간 처리한 후, 30초간 세척하고 가볍게 건조시켰다. Ketac-silver®를 activation시켜 자동아말감 혼합기를 사용하여 8초간 혼합하여 Resinomer군과 동일한 방법으로 상아질면에 재료를 부착시켰다.

③Miracle Mix군

Dentin conditioner® (GC Industrial Co., Japan)를 상아질 면에 문질러서 smear layer를 제거하고, 세척한 후 가볍게 건조시켰다. 지시서에 따라 분말 3스푼과 용액 2방울을 25초간 혼합하여 Resinomer군과 동일한 방법으로 상아질면에 재료를 부착시켰다.

④Tytin군

상아질 면을 세척한 후 건조시키고 Copalite varnish를 2회 도포하였다. 단일조성형 구상형 자동아말감인 Tytin capsule을 activation시켜 자동아말감 혼합기를 사용하여 10초간 연화하여 Resinomer군과 동일한 방법으로 상아질면에 재료를 부착시켰다.

(3) 수복재료의 전단결합강도 측정

수복재료의 접착 24시간 후에 시편을 미지근한 온수에 담귀 젤라틴 캡슐을 제거해내고 6°C와 60°C의 수조에 각각 30초간 번갈아 담귀 thermocycling을 400회 시행하였다. 이때 공기중에서는 10초간 정류시켰다. Thermocycling이 끝난 시편은 37°C, 100% 상대습도에서 1시간 보관한 후 치면과 충전재료간의 전단결합강도를 측정하였다(Fig. 2).

전단결합강도는 만능물성시험기(Universal

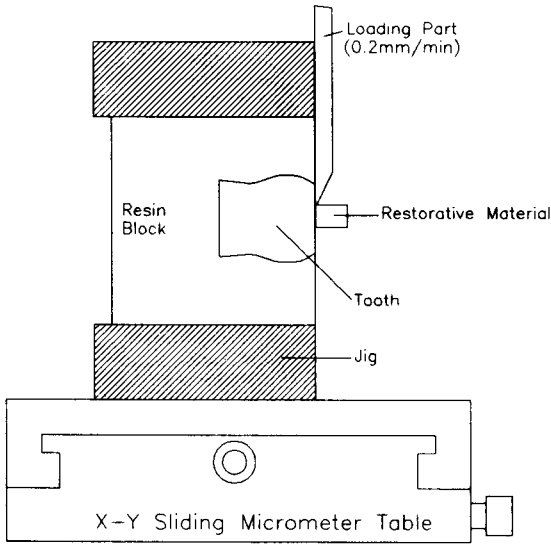


Fig. 2. Schematic diagram of shear-bond strength test.

Testing Machine; Instron 4302®, Instron Co., England)를 사용하였다. 시편을 전단응력 시험용 jig의 holder에 고정시키고, 이것을 X-Y sliding micrometer table에 고정시켜 시편을 loading stylus에 대해 정렬시킨 후 상아질과 경계부의 수복재료에 0.2mm/min의 cross-head speed로 전단하중을 가하여 전단결합강도를 측정하였다.

(4) 통계처리

각 군의 전단결합강도간의 통계학적 유의성 검정은 Duncan's multiple range 분산분석 (ANOVA)을 시행하였다.

3) 변연응선의 파절강도 측정

변연응선의 파절강도를 측정하기 위해 발거된 건전한 60개의 대구치를 협설폭경을 측정한 후 크기를 분산시켜 6군으로 분류하였다. Control군은 와동 형성을 전혀 하지 않은 치아, Un-restored군은 터널식 와동형성을 하고 수복재료의 충전을 행하지 않은 치아, 나머지 4군은 형성된 와동에 수복해주는 재료에 따라 각각 Resinomer군, Ketac-Silver군, Miracle Mix군

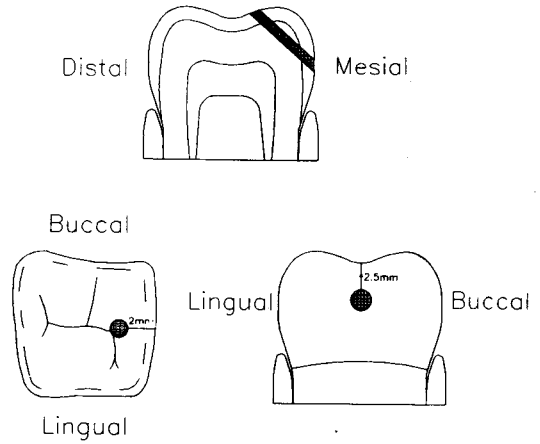


Fig. 3. Schematic diagram of tunnel preparation.

및 Tytin군으로 하였다.

각 실험군의 치아를 백악-법랑경계부 약 2mm 하방 수준까지 치과용 경석고를 사용하여 PVC링 내에 치아장축이 수직되게 식립하였다.

(1) 와동형성

와동형성 방법은 먼저 # $\frac{1}{2}$ round bur를 사용하여 교합면 접근은 최소 2mm의 건전한 변연용선이 잔존하도록 행하고, 인접면을 향하여 인접면의 출구가 변연용선 약 2.5mm 하방에 위치하도록 터널을 형성하였다. 그 후 #2, 4 round bur를 차례로 사용하여 터널을 확장하여 변연용선은 그대로 유지하고 치질의 삭제를 최소로 하는 터널형 와동형성을 완성하였다 (Fig.3).

(2) 수복재료 충전

① Resinomer군

형성된 와동을 클로르헥시딘 용액으로 세척 후 물로 씻고 가볍게 건조시켰다. 그 후 전단강도 실험용 시편 제작시와 동일한 방법으로 산부식, 세척, 건조를 행하고, One-Step Primer/Adhesive resin® 처리를 하였다.

접착성 레진 처리된 와동내에 연화된 Resinomer®를 채운 일회용 튜브를 사용하여 proximal box의 치근단 측으로 부터 교합면측 상아-법랑

경계부위까지 채워 광증합한 후, 복합레진(Ae-litefil®, Bisco Inc., U.S.A.)으로 표면을 충전하고 40초간 광증합하였다.

②Ketac-Silver군

전단강도 실험용 시편 제작시와 동일한 방법으로 외동면을 처리하고, 연화된 Ketac-silver®를 applicator에 장착하여 외동에 짜 넣어 수복하였다. 노출된 표면은 Ketac-glaze®를 도포 후 10초간 광증합시켰다.

③Miracle Mix군

전단강도 실험용 시편 제작시와 동일한 방법으로 외동면을 처리하고, 연화된 Miracle Mix®를 application tube에 담아 syringe에 장착한 후 충전하였다. 그 후 Fuji varnish를 도포하여 경화동안의 건조를 방지하였다.

④Tytin군

형성된 외동면을 세척한 후 건조하고 Copalite varnish를 2회 도포하였다. Tytin® capsule을 activation시켜 자동아말감 혼합기를 사용하여 10초간 연화하고 외동에 충전하였다.

(3) 파절강도 측정

준비된 시편은 전단결합강도 측정용 시편과

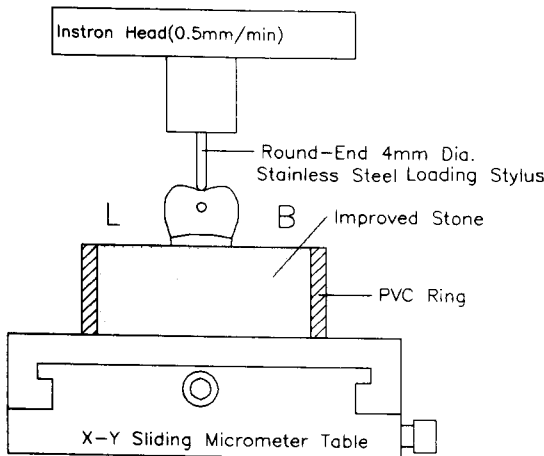


Fig. 4. Schematic diagram of marginal ridge strength test.

같은 방법으로 6°C와 60°C의 수조에서 thermocycling을 400회 시행한 후, 37°C, 100% 상대 습도에서 1시간 보관한 다음 파절강도를 만능물성시험기(Instron 4302®, Instron Co., England)를 사용하여 측정하였다.

시편을 X-Y sliding micrometer table에 고정시킨 후 반원형으로 rounding된 직경 4mm의 loading stylus 끝이 변연융선의 중앙에 작용되도록 정렬시켜 0.5mm/min의 cross-head speed로 하중을 가하여 파절시의 강도를 측정하였다 (Fig.4).

(4) 통계처리

각 군간 파절강도의 통계학적 유의성 검정을 위하여 Duncan's multiple range 분산분석 (ANOVA)을 시행하였다.

III. 실험결과

1. 수복재료의 탄성계수 측정

초음파 측정법을 이용하여 측정한 각 수복재료의 Young's modulus는 Tytin®이 63.95 GPa, 그 다음으로는 Ketac-Silver® 27.60 GPa, Miracle Mix® 18.48 GPa, Resinomer® 10.74 GPa의 순으로 각 재료간에 유의한 차를 보였다 (P<0.05)(Tables 2, 3, Fig. 5).

또한, Bulk modulus의 크기는 Young's mo-

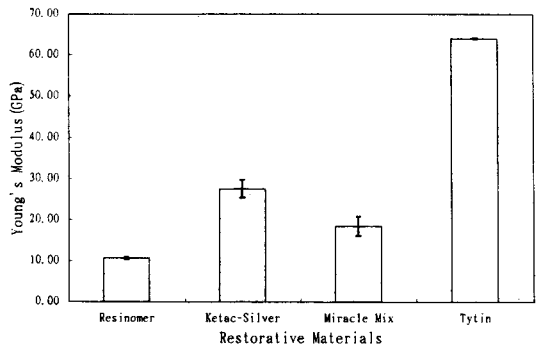


Fig. 5. Young's modulus of restorative materials determined by ultrasonic pulse measurement.

Table. 2. Technical properties of restorative materials tested by ultrasonic-transmit method (n=3)

Group	Sample Thickness (mm)	Density (g/cm ³)	Longitudinal Wave		Transverse Wave		Young's Modulus (GPa)	Bulk Modulus (GPa)
			ToF (nsec)	Vel (m/s)	ToF (nsec)	Vel (m/s)		
Resinomer	6.09 (0.04)	1.71 (0.04)	1940 (5)	3141 (29)	3997 (64)	1525 (23)	10.74 (0.55)	11.60 (0.46)
Ketac-Silver	6.37 (0.33)	2.91 (0.04)	1775 (58)	3593 (306)	3350 (111)	1904 (162)	27.60 (4.43)	23.57 (3.81)
Miracle Mix	6.15 (0.13)	2.44 (0.08)	2030 (58)	3031 (104)	3588 (446)	1535 (247)	18.48 (4.64)	12.50 (0.94)
Tytin	6.20 (0.05)	10.53 (0.10)	2100 (36)	2953 (49)	4090 (36)	1516 (4)	63.95 (0.80)	59.57 (3.01)

* Standard deviations are in the parentheses

ToF : time of flight

Vel : velocity of ultrasonic wave

Table 3. Duncan's multiple range test for the difference of Young's modulus between groups

Group	Resinomer	Ketac-Silver	Miracle Mix	Tytin
Resinomer	—	**	*	**
Ketac-Silver		—	**	**
Miracle Mix			—	**
Tytin				—

** ; significant at $p < 0.01$

* ; significant at $p < 0.05$

Table 4. Duncan's multiple range test for the difference of bulk modulus between groups

Group	Resinomer	Ketac-Silver	Miracle Mix	Tytin
Resinomer	—	**	NS	**
Ketac-Silver		—	**	**
Miracle Mix			—	**
Tytin				—

** ; significant at $p < 0.01$

* ; significant at $p < 0.05$

NS ; not significant

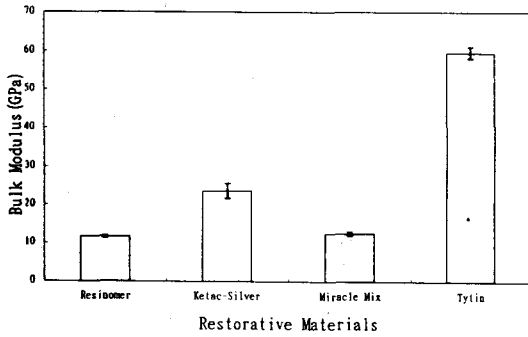


Fig. 6. Bulk modulus of restorative materials determined by ultrasonic pulse measurement.

dulus와 같은 크기 순서로 Tytin[®]이 59.57 GPa를 보여 다른 재료에 비해 동일한 응력에 대해 그 체적변화율은 적음을 알 수 있었고, Ketac-Silver[®] 23.57 GPa, Miracle Mix 12.50 GPa, Resinomer[®] 11.60 GPa의 값을 보여 Ketac-silver[®]와 Miracle-Mix[®]는 Resinomer[®]에 비해 응력에 대한 변형의 저항성이 높음을 알 수 있었다(Tables 2, 4, Fig. 6).

2. 수복재료와 상아질 면과의 전단결합강도 측정

Resinomer군은 7.41 ± 1.94 MPa로 1.80 ± 0.47 MPa인 Ketac-Silver군과 ($P < 0.01$) 2.84 ± 0.28 MPa인 Miracle Mix군에 비해 유의하게 큰 ($P < 0.05$) 전단결합강도를 보였으며, Ketac-Silver군과 Miracle Mix군 간에는 전단결합강도의 통계학적인 유의한 차이가 없었다($P > 0.$

Table 6. Duncan's multiple range test for the difference of shear bond strength to dentin between groups

Group	Resinomer	Ketac-Silver	Miracle Mix	Tytin
Resinomer	—	**	*	**
Ketac-Silver		—	NS	**
Miracle Mix			—	**
Tytin				—

** ; significant at $p < 0.01$

* ; significant at $p < 0.05$

NS ; not significant

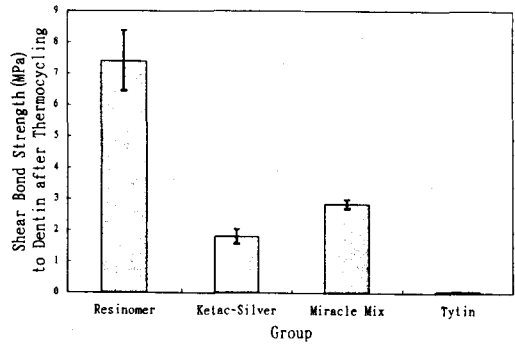


Fig. 7. Shear bond strength between restorative material and dentin surface after thermocycling.

Table 5. Shear bond strength between restorative material and dentin surface after thermocycling

(n=10, unit ; MPa)

Group	Mean	Standard Deviation
Resinomer	7.41	1.94
Ketac-Silver	1.80	0.47
Miracle Mix	2.84	0.28
Tytin	bonding failure during thermocycling	

05). 한편 Tytin군은 400회의 thermocycling에 의해 모든 시편이 상아질 면으로부터 탈락됨을 보여 치아내에서의 유지력은 치질과의 기계적인 결합에만 기대할 수 있음을 알 수 있었다(Tables 5, 6, Fig. 7).

3. 변연융선의 파절강도 측정

Control군의 변연융선 파절강도는 평균 84.24 kgf 이었으나, Unrestored군은 평균 46.14 kgf로 와동형성에 의해 현저히 감소된 강도를 보였다($P < 0.01$, Tables 7, 8, Fig. 8). 터널법에 의해 각 수복재료로 충전 후 치아의 변연융선의 강도는 높은 순으로 Ketac-Silver군은 74.06 kgf, Miracle Mix군은 73.36 kgf, Resinomer군은 63.47 kgf, Tytin군은 58.76 kgf의 평균값을 보였다.

수복재료 중 탄성계수의 값이 가장 높지만 상아질 면과의 전단결합강도가 크게 낮은 Tytin군은 와동형성 후 수복을 하지 않은 Unrestored군에 비해서 변연융선 강도가 유의하지 않은 정도로 증가하였고($P > 0.05$), Control군에 비해서는 유의하게 낮은 변연융선 강도를 보였다

($P < 0.05$).

반면, 상아질 면과의 전단 결합강도가 가장 높았지만 탄성계수가 가장 낮은 Resinomer군은 Control군에 비해 약 75%의 변연융선 강도회복을 보였지만, 약 88%의 강도회복을 보인 Ketac-Silver군과 약 87%의 강도회복을 보인 Miracle Mix군 보다는 낮은 변연융선 강도를 보였다(Tables 7, 8, Fig. 8).

IV. 총괄 및 고찰

치아는 음식물에 직접 힘을 가할 뿐 아니라, 저작시 내부응력이 발생한다. 건전치질은 저작압에 잘 견디나 치아우식증으로 인해 치질이 파괴되어 수복물로 대체된 경우 내부응력은 변화되며 새로운 응력분포 양상은 와동형태와 수복물에 의해 좌우된다. 수복물의 파절이나

Table 7. Marginal ridge strength of teeth restored by tunnel technique

Type of Groups	(n = 10, unit ; kgf)	
	Mean	Standard Deviation
Control	84.24	20.47
Unrestored	46.14	22.06
Resinomer	63.47	17.90
Ketac-Silver	74.06	29.15
Miracle Mix	73.36	22.21
Tytin	58.76	25.07

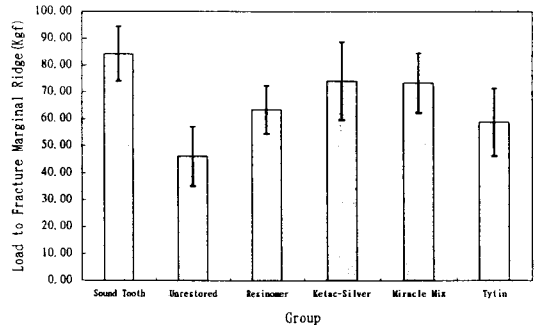


Fig. 8. Marginal ridge strength of teeth restored by tunnel technique.

Table 8. Duncan's multiple range test for the difference of compressive fracture strength of marginal ridge between groups

Group	Sound	Unrestored	Resinomer	Ketac-Silver	Miracle Mix	Tytin
Sound	-	**	NS	NS	NS	*
Unrestored		-	NS	*	*	NS
Resinomer			-	NS	NS	NS
Ketac-Silver				-	NS	NS
Miracle Mix					-	NS
Tytin						-

** ; significant at $p < 0.01$

* ; significant at $p < 0.05$

NS ; not significant

탈락 혹은 치관과절로 인한 2차 우식증이 생겨 다시 수복해야 되는 경우가 빈번히 발생되며, 이에 대한 원인은 부적절한 와동형성과 수복재료의 잘못된 조작 등을 들 수 있다³²⁾.

교합면과 인접면을 포함한 치아우식부의 2급와동 형성시 전통적인 와동형성 방법에 비해 변형된 2급와동 형성법으로서 연구되고 있는 터널형 와동은 교합면에서 치아우식이 있는 인접면까지 사선으로 접근함으로써 치질삭제를 최소로 하는 새로운 방법으로, 변연융선을 보존하므로 인접치아와의 접촉관계가 유지되며 저작압에 대한 마모저항성과 치질의 강도를 유지할 수 있을 것으로 기대된다.

이러한 터널형 와동형성을 할 경우 건전한 치질은 가능한한 삭제하지 않고 치질과 수복물간의 화학반응에 의해 강력한 접착력을 얻으며, 변연누출이 없고 치수나 치주조직에 무해한 충전재가 사용되어야 하며, 치수 노출에 대해 고려를 해야한다³³⁾. 본 실험에서는 변연융선 강도측정 후 변연융선이 완전히 파절되고 충전물이 탈락한 노출된 와동형성면을 관찰한 결과 치수의 노출이 발생하지 않고 삭제되었음을 확인할 수 있었다.

터널형 와동형성법은 먼저 인접치 보호를 위해 금속 매트릭스 밴드를 인접면에 대고, 크기가 작은 round diamond bur를 사용하여 변연융선으로 부터 2mm 남겨두고 교합면으로부터 인접면을 향하여 사선방향으로 치아우식병소를 제거해가며 접근하는데^{2,3,5)}, 가능하면 치질의 보존적인 면에 중점을 두면서 연화상아질에 접근되도록 확장해 나간다. Bur가 인접면 치질을 뚫고서 매트릭스 밴드에 닿게 되면 매트릭스밴드를 제거하고, 감염상아질은 작은 excavator나 double-bladed chisel 또는 저속 round bur를 이용하여 제거한다. 와동형성이 끝나면 형성된 와동에 수복재료에 따른 적절한 전처리를 행한 후, 얇은 금속 매트릭스 밴드를 끼우고 wedge를 끼운 후 충전을 한다^{34,35)}.

Kanca³⁶⁾는 치수가 노출되었더라도 오염물질을 완전히 잘 제거하고 상아질결합제 등을 사용하여 노출부위가 완전히 봉쇄된다면 치수의 생활도는 정상적으로 회복됨을 보고하였다.

터널형 2급와동의 형성시 만일 치수가 약간 노출되는 경우가 있으면, 클로르헥시딘과 같은 소독액으로 깨끗이 세척한 후 상아질 결합제 등으로 처리하여 치수를 완전히 봉쇄하여 준다면 치수의 생활도는 건전한 채로 유지된다. 터널형으로 수복된 치아에서 만일 파절이 발생한다 하더라도 그때가서 다시 전통적인 2급와동을 재형성하여 수복할 수 있다¹⁴⁾.

Fasbinder³⁷⁾은 치아의 근심측과 원심측에 각각 터널형 와동을 형성한 군과 형성된 터널와동에 충전재료를 사용하여 수복한 군의 변연융선 파절강도를 비교한 결과, 근심측과 원심측간에는 유의한 차이가 없었고, 구치부에서 #8 bur의 크기까지 터널와동을 형성하여도 수복 후에는 건전치와 유의한 차이가 없이 변연융선 강도가 회복되었다고 보고하였다. 본 실험에서는 해부학적 차이가 원심측보다 더 적은 근심측에 대해서만 와동을 형성하였다¹⁶⁾.

수복재료의 자연 치질과의 탄성계수의 조화와 치질과의 우수한 접촉은 하방이 뚫린 변연융선의 보강에 극히 중요한 요소가 된다. 터널법에 의한 수복시에는 치아우식병소를 제거하면서 치질을 약화시키지 않도록 와동의 크기에 주의를 해야 하며, 터널형 와동형성법에 의해 약해진 치아의 강도를 수복재를 채움으로써 임상적으로 허용될 정도의 수준까지 회복시켜 줄 수 있어야 하며, 어떤 수복재료가 변연누출과 이차우식 발생을 방지하고 변연융선의 파절저항성을 가장 잘 증진시킬 수 있는지를 고려하여야 한다.

Young's modulus는 탄성한계 내에서 변형을 (strain)에 대한 응력(stress)의 비로서, 어떠한 재료가 동일한 응력에 대해 얼마만큼 변형될 것인지를 나타내는 계수이다. 응력에 대한 어떤 물체의 체적변화에 대한 저항도를 나타내는 bulk modulus of elasticity(K)는 단위체적 변화에 대한 hydrostatic stress의 비로서 표시된다³⁸⁻⁴⁰⁾.

본 실험에 사용된 실험재료의 탄성계수 측정을 위해 사용된 초음파 측정법은 재료내에 초음파를 통과시켜 그 통과속도를 측정함으로써 재료의 탄성계수와 재료내의 결함 등을 측정할

수 있는 방법으로, 의료계에서는 fluoroapatite²⁷⁾, 치밀골⁴¹⁾, PMMA bone cement-cancellous bone 복합체²⁶⁾ 등에 대하여, 치과재료에 있어서도 치과용 아말감^{30,31)}, 치과용시멘트²¹⁾, 치과수복용 레진⁴²⁾ 및 치과용 도재²²⁾에 대하여 각각 초음파 측정법을 이용하여 재료의 탄성계수가 측정되어졌다.

치아의 Young's modulus는 상아질이 18.3 GPa³⁹⁾, 법랑질은 84.1 GPa⁴³⁾로 보고되어지며, 이에 비해 Resinomer는 치아면과의 높은 전단 결합강도를 보였음에도 불구하고 그 Young's modulus가 10.74 GPa로서 낮은 탄성계수를 가지기 때문에 하방에 와동이 형성된 변연용선의 보강에 충분하지 못하여서 Ketac-Silver나 Miracle Mix에 비해서 낮은 변연용선 강도를 보였다.

본 실험에서 Tytin[®]은 상아질 면에 접착시킨 후 thermocycling을 시행하는 동안에 상아질 면으로부터 탈락하였다. Tytin은 다른 실험재료에 비해 높은 탄성계수를 가지고 있지만(Table 2, Fig. 5), 탄성계수는 낮더라도 치질과의 전단결합강도가 높은 재료로 수복된 다른 실험군의 경우에 비해 가장 낮은 변연용선 강도를 보였다(Tables 7, 8, Fig. 8). 이는 Ketac-Silver나 Miracle Mix는 치질과의 화학적 결합을 통해 재료 상방의 변연용선에 응력이 가해질때 크랙 전파(crack propagation)를 억제할 수 있어서 변연용선의 강도를 자연치에 가깝게 회복시킬 수 있는 반면, Tytin의 경우는 재료 자체는 높은 물성치를 가지고 있지만 치질과의 결합이 되지 않아 변연용선의 강도를 충분히 회복할 수 없었던 것으로 사료된다.

본 실험에 사용된 Resinomer[®]는 글라스필러의 약 절반이 일반적인 글라스아이오노머 시멘트의 분말과 비슷한 글라스필러로 구성되어 있고, 레진 단량체는 Bis-GMA, hydroxyalkyl methacrylate 및 치질이나 금속표면과 화학결합을 도모하기 위한 diarylsulfone dimethacrylate (DSDM)로 구성되어 있다. 중합을 위해서는 base paste와 catalyst paste를 혼합함으로써 자가중합이 되고, 그 외에도 광중합을 위하여 ketone photoinitiator가 함유되어 있어

서 이중중합(dual cure)이 가능하고, 불소유리가 가능하다⁴⁴⁾.

Resinomer로 충전하기 전에 치아면은 접착성레진으로 처리를 하여야 치아와 수복재료 사이의 화학적결합이 이루어져서 결합강도가 우수하고, 변연누출이 방지될 수 있다. 본 실험에 사용된 One-step[®] bonding 레진은 dentin primer와 adhesive resin을 한번의 과정으로 해주는 새로운 접착성레진인데^{45,46)}, 부식된 치아면을 완전히 건조시키면 산부식에 의해 노출된 콜라겐 기질(collagen matrix)이 주저앉아서 무기질 성분이 녹아난 틈사이로 친수성 레진이 침투할 수 없어 충분한 혼성층이 형성될 수 없게하므로 그 결합강도가 크게 감소된다⁴⁷⁾. 또한, One-step은 2~3회의 도포가 권장되고 있다^{47,48)}. 하지만, 발거된 치아를 사용한 실험에서는 상아질 결합체를 처리할 때 실제 구강의 상태와는 다르므로 상아질 결합체가 산처리된 콜라겐 meshwork에 충분히 스며들고 표면에 여분의 결합체가 남아 표면에 광택이 있을때까지 균일한 층이 생기도록 처리하여 주어야 성공적인 상아질 결합체의 처리가 된다. 본 실험에서는 약 3회 이상 반복적으로 도포하여 표면에 광택이 있을 때까지 반복적으로 도포하여 광조사에 의해 중합시킨 후 Resinomer를 적용시켰다.

Ketac-Silver[®]의 분말성분은 글라스아이오노머 시멘트의 분말과 50%의 glass-sintered silver powder 및 titanium dioxide로 구성되어진 glass-cermet이며, 용액은 글라스아이오노머 시멘트의 용액의 성분으로 구성되어진다. Miracle Mix[®]의 분말은 aluminum silicate 95%, polyacrylic acid 5%의 분말과 56% 은, 28%의 주석, 15%의 동으로 이루어진 합금분말을 함께 혼합하여 사용하고, 용액은 글라스아이오노머의 용액의 성분으로 구성되어 있어서, 글라스아이오노머 성분에 의한 불소유리와 치질에의 접착성이 향상되고, 금속성분의 함유에 의해 탄성계수가 향상되어 응력에 대한 저항력을 증진시킬 수 있었으리라 본다. Kerby등⁴⁹⁾은 여러 코어용 재료에 대한 불소유리량 측정 실험에서 42일 동안에 Miracle Mix는 112.6

$\mu\text{g}/\text{cm}^2$, Ketac-Silver는 $98.7\mu\text{g}/\text{cm}^2$ 의 불소를 유리함을 보고하였다. 이들 Ketac-Silver와 Miracle Mix는 불소를 유리하고, 치아와 화학적 결합을 도모할 수 있는 글라스아이오노머 성분과 기계적 강도를 부여할 수 있는 아말감 합금분말이 혼합되어 있기 때문에 치질접착성, 이차치아우식 예방 및 기계적인 관점에서 터널형에 의한 와동의 수복에 현재까지는 가장 적합하다고 사료된다.

Hill과 Halaseh¹⁵⁾는 아말감으로 수복시에는 약화된 변연용선의 강도가 충분히 회복되지 않았다고 하였다. 반면, Covey와 Schulein¹⁶⁾은 터널법 와동 형성에 의해 변연용선이 심하게 약화되었지만, 아말감과 콤포짓트레진으로 수복한 경우를 비교시 두 수복재료 모두에서 건전치의 경우와 유의한 차이가 없는 수준까지 강도가 회복되었다고 하였다. 본 실험에서는 터널형 와동에 Tytin을 사용하여 수복한 경우, Tytin자체의 Young's modulus는 실험군 중에서 가장 높았지만 수복된 치아의 변연용선의 강도는 실험군 중에서 가장 낮은 강도를 보였다. 이는 아말감은 치질과의 화학적 결합을 이루지 못하기 때문에 터널법에 의한 와동형성에 의해 하방 치질이 제거된 변연용선의 강도를 효과적으로 보강해줄 수 없었기 때문으로 사료된다. 따라서, 최근들어 수은의 경각심 때문에 심도 있는 연구가 이루어져 임상에 사용하게 된 아말감 대체재료로서의 갈륨합금은 치질과의 접착성이 우수함이 보고되어져 있으므로⁵⁰⁻⁵²⁾, 앞으로 갈륨합금을 이용한 터널형 2급와동의 수복방법도 연구되어질 필요가 있다고 본다.

본 실험에 사용된 Ketac-Silver, Miracle Mix, Resinomer 모두 치질과 화학적인 결합을 하지만, Resinomer가 상아질 면과의 전단결합 강도가 가장 높았다.

이처럼 높은 전단결합강도를 보인 Resinomer는 수복재료와 치아면과의 사이에 변연누출도 적으리라는 것을 예견할 수 있으므로, 터널식 수복에 있어서 큰 장점이 될 것으로 사료된다.

본 실험에서 터널식 와동에 수복재료를 충전했을 때 변연용선의 강도가 Resinomer군이

가장 높은 전단결합강도를 보임에도 불구하고 재료의 탄성계수가 Ketac-Silver군이나 Miracle Mix군보다 낮기 때문에 유의하지 않는 차이로 Ketac-Silver군, Miracle Mix군, Resinomer군, Tytin군의 순으로 강도를 보인 것으로 사료된다. 하지만, 구강내의 환경에서 보다 장기적인 열적 변화를 겪게 된다면 Resinomer의 치질과의 높은 결합력이 치질의 강도를 보강하는데 있어서 강점으로 작용하여 변연용선 강도가 가장 강할 수도 있으리라 기대할 수 있다.

본 실험결과 보존적인 터널식 와동형성에 의해 변연용선은 아무런 처치를 하지 않은 치아군에 비해 크게 약화되었지만, 적절한 재료를 사용해 수복한 후에는 그 파절저항성이 자연치와 유사한 수준으로 회복되었다. 상아질 면과의 전단 결합강도가 가장 높았지만 탄성계수가 가장 낮은 값을 보인 Resinomer군은 Control군에 비해 약 75%의 변연용선 강도회복을 보였지만, 약 88%의 강도회복을 보인 Ketac-Silver군과 약 87%의 강도회복을 보인 Miracle Mix군 보다는 낮은 변연용선 강도를 보였고, 다른 실험재료에 비해 유의하게 높은 탄성계수를 가지고 있지만, 치질과의 매우 낮은 결합력을 보인 Tytin군은 약 70%만의 변연용선 강도회복을 보였다.

이상의 실험에서 앞으로 더욱 우수한 터널식 와동수복을 위해서는 터널형 와동에 사용되는 수복재료는 치질에 대해 높은 결합력을 갖으면서, 탄성계수는 치질의 탄성계수 보다 낮지 않을 때 변연용선의 강도가 와동형성 전의 상태와 더욱 유사한 정도로 회복될 수 있으리라 사료된다. 유구치에 대한 터널식 와동수복법의 연구와 유한요소법과 광탄성법을 이용한 수복재료의 탄성계수 및 터널형 와동형태에 따른 응력분석을 통한 지속적인 비교연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

교합면에서 접근하여 인접면 치아우식부 측까지 우식부위만을 포함시키는 터널형 2급와동

수복의 경우 수복재료의 기계적 상수와 치질과의 전단결합 강도를 측정하여 터널형으로 수복된 치아의 변연융선 파절저항성과의 연관성을 평가하기 위해 본 실험을 수행하였다.

실험재료로는 Resinomer®, Ketac-Silver®, Miracle Mix® 및 Tytin®을 사용하였으며, 각 수복재료의 기계적 물성치는 초음파 측정법을 이용하여 각 재료당 3개씩의 시편을 제작하여 Young's modulus와 bulk modulus를 구하였다.

상아질 면과 충전재료간의 전단결합강도는 각 수복용 재료에 상응한 상아질 전처리를 행하여 수복재료를 상아질에 부착하고, 400회의 thermocycling을 시행한 후 각 수복재료의 종류에 따라 분류된 Resinomer군, Ketac-Silver군, Miracle Mix군 및 Tytin군에 대해 만능물성시험기를 사용하여 각 군당 10개씩의 시편을 제작하여 측정하였다.

변연융선의 파절강도를 측정하기 위해 발거된 건전한 60개의 대구치를 크기를 분산시켜 6군으로 하였는데, Control군은 와동 형성을 전혀 하지 않은 군, Unrestored군은 터널형 와동형성을 하고 수복재료의 충전을 행하지 않은 군, 나머지 4군은 형성된 와동에 수복하는 재료에 따라 Resinomer군, Ketac-Silver군, Miracle Mix군 및 Tytin군으로 하였다. 와동형성시 교합면 접근은 최소 2mm의 건전한 변연융선이 잔존하도록 행하고, 인접면의 출구가 변연융선 약 2.5mm 하방에 위치하도록 # 1/2, 2, 4 round bur를 차례로 사용하여 터널형 와동을 형성하였다. 각 군의 시험편을 400회 thermocycling한 후 만능물성시험기를 사용하여 변연융선의 파절강도를 측정하였다.

이상의 실험에서 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Young's modulus는 Tytin®이 63.95 GPa로 다른 군에 비해 유의하게 높은 값을 보였고, 그 다음으로는 Ketac-Silver 27.60 GPa, Miracle Mix® 18.48 GPa, Resinomer® 10.74 GPa의 순이었으며 각 재료간에 유의한 차를 보였다($P < 0.05$). 또한, bulk modulus의 크기는 Young's modulus와 같은 크기 순으로 Tytin®이 59.57 GPa, Ketac-Silver 23.

57 GPa, Miracle Mix® 12.50 GPa, Resinomer® 11.60 GPa의 값을 보였다.

2. 상아질면에 대한 전단결합강도는 Resinomer군이 7.41 MPa로 1.80MPa인 Ketac-Silver군과 2.84 MPa인 Miracle Mix군에 비해서 유의하게 큰 값을 보였다($P < 0.01$). 한편 Tytin군은 thermocycling동안에 수복재가 상아질면으로 부터 탈락되어 치아내에서의 유지력은 치질과의 기계적인 결합에만 기대할 수 있음을 알 수 있었다.
3. Control군의 변연융선 파절강도의 평균값은 84.24kgf 이었으나, Unrestored군은 46.14 kgf로 와동형성에 의해 강도가 현저히 감소하였다($P < 0.01$). 그러나 터널형 와동에 각 수복재료로 충전 후 치아의 변연 융선 강도는 Ketac-Silver군 74.06kgf, Miracle Mix군 73.36kgf, Resinomer군 63.47kgf 순으로서 Control군과 비슷한 강도로 회복되었으나($P > 0.05$), Tytin군은 58.76kgf로 Control군에 비해 유의하게 낮은 강도를 보였다($P < 0.05$).

이상의 실험에서 보존적인 터널형 와동형성 후 Ketac-Silver®, Miracle Mix® 및 Resinomer®를 사용해 수복한 후에는 변연융선의 파절강도가 건전치와 비슷한 강도를 보였으며, 터널식 와동 수복에 사용되는 수복재료는 치질에 대해 높은 결합력을 갖으면서 탄성계수는 치질의 탄성계수 보다 낮지 않을 때 변연융선의 강도가 회복됨을 알 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Jinks G.M. : Fluoride-impregnated cements and their effect on the activity of interproximal caries, *J. Dent. Child.*, 30(2) : 87-92, 1963.
2. Hunt P.R. : A modified class II cavity preparation for glass ionomer restorative materials, *Quint. Inter.*, 10 : 1011-1018, 1984.
3. Knight G.M. : The use of adhesive materials in the conservative restoration of se-

- lected posterior teeth, *Aust. Dent. J.*, 29 : 324-331, 1984.
4. McLean J.W. and Gasser O. : Glass-cermet cements, *Quint. Inter.*, 16(5) : 333-343, 1985.
 5. McLean J.W. : New concepts in cosmetic dentistry using glass ionomer cements and composites, *C.D.A.J.*, 14(4) : 20-27, 1986.
 6. Wilson A.D. and Kent B.E. : The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material, *J. Appl. Chem. Biotechnol.*, 21 : 313, 1971.
 7. McLean J.W. and Wilson A.D. : The clinical development of the glass-ionomer cements. Parts I - III, *Aust. Dent. J.*, 22 : 31-36, 120-127, 190-195, 1977.
 8. Brown L.B. : Clinical evaluation of glass-ionomer retention, *J. Dent. Res.*, 62 : Abstract #135, 1983.
 9. Coury T.L., Miranda F.J., Willer R.D., and Probst R.T. : Adhesiveness of glass ionomer cement to enamel and dentin : A laboratory study, *Oper. Dent.*, 7 : 2-6, 1982.
 10. Halverson, B.A. Hamilton, P.M. : Increased cusp fracture resistance with glass ionomer bases, *J. Dent. Res.*, 66 : Abstract # 189, 1987.
 11. Yardley R.M. : Alternatives to amalgam alloys : 2, *Br. Dent. J.*, 157(12) : 434-435, 1984.
 12. Retief D.H., Bradley E.L., Denton J.C., and Switzer P. : Enamel and cementum fluoride uptake from a glass ionomer cement, *Caries Res.*, 18 : 250-257, 1984.
 13. Swartz M.L., Phillips R.W., and Clark H.E. : Long-term F release from glass ionomer cements, *J. Dent. Res.*, 63 : 158-160, 1984.
 14. Croll T.P. : Glass-ionomer-silver cermet bonded composite resin Class II tunnel restorations, *Quint. Inter.*, 19(8) : 533-539, 1988.
 15. Hill F.J. and Halaseh F.J. : A laboratory investigation of tunnel restorations in premolar teeth, *Br. Dent. J.*, 165 : 364-367, 1988.
 16. Covey D. and Schulein T.M. : Marginal ridge strength of restored teeth with modified Class II cavity preparations, *J.A.D. A.*, 118(2) : 199-202, 1989.
 17. Walls A.W.G., Adamson J., McCabe J.F., and Murry, J.J. : The properties of a glass polyalkenoate(ionomer) cement incorporating sintered metallic particles, *Dent. Mater.*, 3 : 113-116, 1987.
 18. McLean J.W. : Alternatives to amalgam alloys : 1, *Br. Dent. J.*, 157(12) : 432-434, 1984.
 19. Thornton J.B., Retief D.H., and Bradley E.L. : Fluoride release from and tensile strength of Ketac-Fil and Ketac-Silver to enamel and dentin, *Dent. Mater.*, 2 : 241-245, 1986.
 20. Esthetic Dentistry Research Group : Tunnel preps, *Reality*, 9 : 411-413, 1995.
 21. Hall D.R., Nakayama W.T., Grenoble D.E., and Katz J.L. : Elastic constants of three representative dental cements, *J. Dent. Res.*, 52(2) : 390, 1973.
 22. Kase H.R., Tesk J.A., and Case E.D. : Elastic constants of two dental porcelains, *J. Mat. Sci.*, 20 : 524-531, 1985.
 23. ASTM Committee : Standard guide for acousto-ultrasonic assessment of composites, laminates, and bonded joints, *ASTM Designation E 1495* : 1-8, 1994.
 24. ASTM Committee : Standard test methods for density and specific gravity(relative density) of plastics by displacement, *ASTM Designation D 792* : 1-4, 1991.
 25. ASTM Committee : Standard test method for Young's modulus, shear modulus, and

- Poisson's ratio for glass and glass-ceramics by resonance, ASTM Designation C 623 : 1-6, 1992.
26. Williams J.L. and Johnson W.J.H. : Elastic constants of composites formed from PMMA bone cement and anisotropic bovine tibial cancellous bone, *J. Biomechanics*, 22(6) : 673-682, 1989.
 27. Yoon H.S. and Newnham R.E. : Elastic properties of fluorapatite, *The Am. Mineralogist*, 54(3) : 1193-1197, 1969.
 28. Slaviv M.J. and Gruber J.J. : Ultrasonic characterization of ceramics, Presented at the gas turbine conference and exhibition at Anaheim, California, 1987.
 29. Bhardwaj M.C. : Simple ultrasonic NDC for advanced ceramics development & manufacture, *Metal & Ceramic Matrix Composites*, The Minerals, Metals & Materials Society, pp 509-522, 1990.
 30. Dickson G. and Oglesby P.L. : Elastic constants of dental amalgam, 46(6) : 1475, 1967.
 31. Grenoble D.E. and Katz J.L. : The pressure dependence of the elastic constants of dental amalgam, *J. Biomed. Mater. Res.*, 5(5) : 489-502, 1971.
 32. Mahler D.B. and Peyton F.A. : Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures, *J. Dent. Res.*, 34(12) : 831-838, 1955.
 33. Papa J., Cain C., Messer H.H., and Wilson P.R. : Tunnel restorations versus class II restorations for small proximal lesions : A comparison of tooth strengths, *Quint. Inter.*, 24(2) : 93-98, 1993.
 34. McLean J.W. : Limitation of posterior composite resins and extending their use with glass ionomer cements, *Quint. Inter.*, 18(8) : 517-529, 1987.
 35. Wilson A.D. and McLean J.W. : Glass-ionomer cement, Quintessence Publishing Co., Chicago, pp 199-216, 1988.
 36. Kanca III J. : Replacement of a fractured incisor fragment over pulpal exposure : A case report, *Quint. Inter.*, 24(2) : 81-84, 1993.
 37. Fasbinder D.J., Davis R.D., and Burgess J.O. : Marginal ridge strength in class II tunnel restorations, *Am. J. Dent.*, 4(2) : 77-82, 1991.
 38. American Society for Metals Handbook Committee : Mechanical testing, *Metals handbook*, 9th ed., Ohio, Vol. 8 : pp 1-5, 1985.
 39. Craig R.G. and Peyton F.A. : Elastic and mechanical properties of human dentin, *J. Dent. Res.*, 37(4) : 710-718, 1958.
 40. Phillips R.W. : Science of dental materials, 9th ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, pp 29-45, 1991.
 41. Yoon H.S. and Katz J.L. : Ultrasonic wave propagation in human cortical bone-II. Measurement of elastic properties and microhardness, *J. Biomechanics*, 9(7) : 459-464, 1976.
 42. Nakayama W.T., Hall D.R., Grenoble D.E., and Katz, J.L. : Elastic properties of dental resin restorative materials, *J. Dent. Res.*, 53(5) : 1121-1126, 1974.
 43. Craig R.G., Peyton F.A., and Johnson D.W. : Compressive properties of enamel, dental cements, and gold, *J. Dent. Res.*, 40(5) : 936-945, 1961.
 44. De Gee A.J., Leloup G., Werner A., and Davidson C.L. : Coherence of resin modified glass ionomers after omitting or delayed light initiation, *J. Dent. Res.*, 75(special issue) : Abstract #176, 1996.
 45. Jia W., Prasad A., Schulman A., and Lin K. : Dentin bonding strength with one part adhesive systems, *J. Dent. Res.*, 75 (special issue) : Abstract #1923, 1996.
 46. Kelsey W.P., Triolo P.T., Blankenau R.J.,

- Kelsey M.N., Hauser D., and Ortmeier C.
: Bond strengths of two-step and one-step adhesive systems, *J. Dent. Res.*, 75 (special issue) : Abstract # 1922, 1996.
47. Gwinnett A.J., Wei S.H.Y., and Tay F.R.
: Ultrastructure of resin-dentin interface following reversible and irreversible rewetting in One-step, *J. Dent. Res.*, 75(special issue) : Abstract # 1756, 1996.
48. Wilder Jr. A.D., May Jr. K.N., and Waddell S.L. : Effects of multiple primer applications on dentin bond strength, *J. Dent. Res.*, 75(special issue) : Abstract # 2952, 1996.
49. Kerby R.E., Breckner H., Knobloch L., and McMillen K.M. : Flexural strength, modulus and fluoride release of various core materials, *J. Dent. Res.*, 75(special issue) : Abstract # 406, 1996.
50. Eakle S.A., Staninec M., and Yip, R.L. : Mechanical retention versus bonding of amalgam and gallium alloy restorations, *J. Prosthet. Dent.*, 72(4) : 3151–354, 1994.
51. Fiona M.B., John M.W., and John F.M. : The Physical properties of a gallium alloy restorative material, *Dent. Mater.*, 11 : 277–280, 1995.
52. Hosoya N., Lautenschlager E.P., and Greener E.H. : A Study of the apical microleakage of a gallium alloy as a retrograde filling material, *J. Endodontics*, 21(9) : 456–458, 1995.