

FRC와 Ceromer 을 이용한 수복물에 관한 고찰

강릉대학교 치과대학 보철과

조교수 조 리 라

ABSTRACT

A review on the fiber reinforced resin/ceramic optimized polymer restoration

Lee-Ra Cho

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Kangnung National University

Fiber-reinforced composite (FRC) formulation were developed to serve as structural components for various dental appliances such as splints and prosthodontic framework. This materials provides the clinician with a durable, fievible, and esthetic alternative to conventional porcelain fused to metal crowns. With excellent physical and optical characteristics, restorations fabricated utilizing the new ceramic optimized polymer and fiber-reinforced composite framework can be widely accepted. This report will review the material properties and the clinical protocol, fabrication techniques of this new generation of restorative material.

Key words : fiber reinforced composite, ceramic optimized polymer, esthetic restoration

I. 서 론

섬유강화형 복합재료 (Fiber Reinforced Composite)는 자동차, 조선, 우주선, 스포츠 용품 등에 다양하게 응용되어 왔으며 1960년대부터 치의학 연구 논문에 인용되기 시작했으나 상품화되지는 못하다가 최근에 치과용으로 본격적으로 도입되기 시작하였다. 공학에서 사용하는 FRC와는 달리 치과용으로 사용하기 위해서는 습한 구강내에서 장기간 저작력을 받으며 안정적인 상태를 유지할 수 있도록 물리적인 성질도 우수해야 하지만 생체적합성, 심미성, 치아 및 다른 구조에 접착되는 성질, 조작의 간편성 등을 구비해야 한다.

FRC는 주로 레진 기질에 강화용 섬유를 실란 처리하여 포매시킨 것으로 비중에 대한 강도라는 면에서 일반적인 합금보다 더욱 우수하며 굴곡강도가 크고 투명

하기 때문에 치과에서 금속을 대체하는 심미적 수복물로 사용할 수 있다 (그림 1). 80년대 중반부터 섬유를 의치상 강화용, 치주 스플린트 교정장치나 보정장치, 간

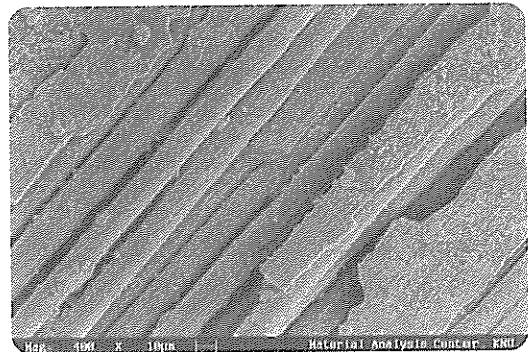


그림 1. 단방향의 silane 처리한 섬유 사이를 레진 기질이 채우고 있다.

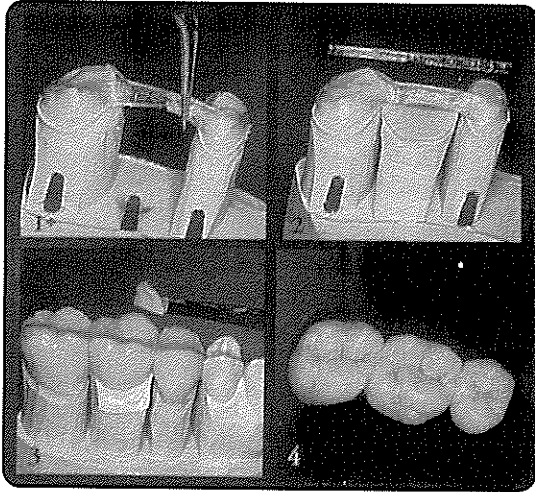


그림 2 Sculpture/FibreKor를 이용한 FPD.

격유지장치, 임플란트 상방의 구조물 등 다양한 용도로 사용하여 왔으나 섬유에 대한 레진의 젖음성이 나빠 잘 결합되지 않음으로 해서 고정성 보철물에는 사용할 수 없었다.

그러나 미리 레진에 포매시킨 FRC가 개발되면서 조작성과 강도가 크게 향상되었다. 초기에는 polycarbonate 기질에 포매한 채로 열중합하여 치아의 순철축에 붙이는 방법을 시도하였으나 1년 내에 50% 이상이 실패하였으므로 매우 점도가 높은 BIS-GMA 기질에 포매하여 광중합시키는 방법을 이용한 결과 레진 및 치질에 대한 결합력이 높아 고정성 보철물(FPD)에도 사용할 수 있게 되었다(그림 2).

복합레진은 구강내에서 직접법으로 전치부를 심미적으로 개선시키는데 많이 사용하였으나 물질 개선을 위한 끊임없는 노력의 결과 구치부에도 사용이 가능하고 간접법으로 제작가능하며 마모저항성이 높고 여러 재료에 접착이 가능한 새로운 2세대 레진이 등장하게 되었다. 이것은 microhybrid 형 복합레진으로 세라믹 충전제를 고밀도로 함유하고 있기 때문에 이를 ceromer(Ceramic Optimized Polymer), ceramic reinforced polymer, polymerceramic, polymer glass ceramic 등으로 부르고 있다²⁾.

FRC와 ceromer는 같은 레진 기질을 가지고 있으므로 광-열-가스 등을 이용하여 레진에 포매된 FRC 하부

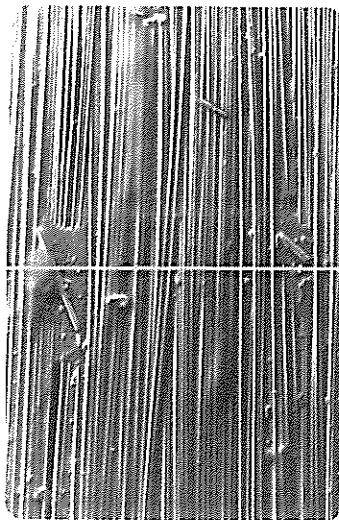
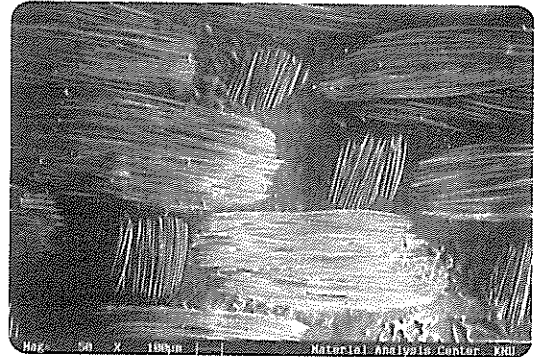


그림 3

위는 직조형, 아래는 단방향 섬유이며 강도는 단방향이지만 조작성은 직조형이 우수하다.

구조를 중합시키면 끈적끈적한 산소방지막이 생겨 상부의 ceromer와 결합하는 것으로 FRC가 골격을 제공하고 그 위 혹은 주위에 치아 색조의 ceromer를 올림으로써 심미적인 인레이, 온레이, 부분피개관, FPD 등을 제작할 수 있다. 본 논고에서는 이러한 FRC와 ceromer 중 국내에서 사용이 가능한 Targis/Vectris와 Sculpture/FibreKor를 중심으로 재료학적인 성질을 고찰하고 여러 임상적인 사용법에 대한 지침을 살펴보고자 한다.

II. 재료학적 고찰

(1) FRC의 재료학적 성질

FRC 재료는 섬유의 종류, 섬유의 배열 방향, 레진에 포매되었는가에 따라 나뉠 수 있다.

강화용 섬유로는 탄소(carbon), 유리(glass), 케블라(Kevlar aramid), 폴리에틸렌(polyethylene) 등을 사용할 수 있으며 섬유의 길이에 따라 짧은 섬유와 긴 섬유로 나눌 수 있는데 치과용으로는 대부분 긴 섬유를 사용한다⁹⁾.

배열 형태에 따라서는 단방향 배열 혹은 직조형(편 형태, woven form), 쉘어 놓은 형태 등이 있으나 주로 단방향이나 직조형을 사용한다(그림 3). 물성은 단방향 배열 섬유가 직조형에 비하여 우수하지만 형상기억능력이 높아 조작성이 떨어지고 조작법에 민감한 것으로 보고되었다¹⁰⁾. 레진기질로 포매하지 않은 것에는 폴리에틸렌 섬유(Ribbon), 유리 섬유(GlasSpan) 등이 상품화되어 있는데 주로 동요치를 고정하는데 사용하고 있다. 이 경우에는 레진을 치아에 축조하고 나서 섬유를 적합하고 외부 레진을 축조한 다음 광중합시키는 방법을 사용한다.

미리 포매 처리한 것은 대부분 유리 섬유를 사용한다. 포매하는 레진 기질로는 PMMA, epoxy resin 등이 시도되었다가 현재는 BIS-GMA나 PCDMA를 주로 사용한다.

강화형 섬유 중 탄소는 치아와 유사한 탄성계수와 우수한 강도로 인해 이상적인 재료로 평가되고 있기는 하지만 검은 색을 띠기 때문에 심미적인 보철물에는 사용이 제한되며 탄소 섬유로 만든 포스트(C-post, Bisco)가 치과에서 사용되고 있다^{5,6)}. 케블라는 압축력 하에서 구부러지는 성질과 노란색 때문에 임상적으로 사용하기 어려우며 심미성, 중합의 편이성, 치아에 접착되는 성질 등으로 인해 유리섬유로 강화하는 방법이 보편화되었다^{7,8)}. 유리섬유에는 E-glass와 S-glass가 있는데 silicone oxide 함량이 더 높은 S-glass가 내구성이 크고 물성이 우수하다고 하며 최근에 사용하고 있는 Vectris 와 FibreKor는 모두 단일방향으로 배열된 S-glass fiber 강화형 복합레진으로 광-열중합으로 반응을 완결시킨다⁹⁾.

FRC의 물성은 섬유의 함량, 배열 방향, 섬유와 기질인 레진간의 결합력 등에 좌우되는데 만약 강화용 섬유의 함량이 50%만 되어도 금속보다 우수한 인장강도를

가지게 되며 함량이 증가할수록 굴곡강도도 증가한다(표 1)¹⁰⁾.

Table 1. Tensile properties

Material	Tensile strength (MPa)	Elastic Modulus (GPa)	Maximum strain
Stainless steel	1280	159	5
Titanium alloy	1000	38-76	11
S-glass fiber	3070	87	5.7

유리섬유를 기질로 포매한 재료로는 Vectris (Ivoclar), FibreKor와 Splint-It(Jeneric/Pentron) 등이 있는데 현재 Vectris와 FibreKor 시스템은 국내에서 사용이 가능하다. 이 중 Vectris는 직조형이나 단방향으로 미리 형성된 구조물을 가지고 기공실에서 작업하는 것이고 FibreKor는 기공실에서 단방향의 섬유를 이용하여 수작업으로 하부구조를 형성하며 Splint-It은 단방향이나 직조형 모두 있고 기공실이나 치료실에서 수작업으로 만들 수 있으며 주로 치아 고정에 사용한다¹¹⁾.

Table 2. Composition of FRC

	Vectris	FibreKor
Matrix	BIS-GMA	BIS-GMA
	Triethylene dimethacrylate	Polycarbonate dimethacrylate
	Decandiol	Ethoxylated A dimethacrylate
	Urethane dimethacrylate	Triethyleneglycol dimethacrylate
Filler	Glass fiber	Glass fiber
	Silicone dioxide	Hydrophobic amorphous silica

대표적인 FRC Vectris와 FibreKor의 성분은 표 2와 같다^{12,13)}.

(2) Ceromer의 재료학적 성질

간접법에 사용하는 복합레진은 크게 1세대와 2세대로 나뉘고 그 사이에 과도기적인 성질을 가진 레진들이 있다. 1세대 복합레진으로는 Dentacolor (Kulzer), SR-Isosit(Ivoclar), Visio-Gem(ESPE) 등이 있는데 33%의 둥근 microfilled 충전제와 66%의 레진 기질로 구성되어 있다¹⁴⁾. 이러한 레진은 feldspathic porcelain처럼 굴곡 강도가 낮고(60-80MPa), 탄성계수가 작으며(2000-3500MPa), 마모율이 높아 구치부

에 사용한 경우 많은 실패를 유발하였다.

1세대 레진에서 물성이 일부 개선되고 충전제 함량을 증가시킨 파도기형 레진으로 Solidex(Shofu), Tetric Lab(Vivadent), Herculite XRV Lab(Kerr) 등이 개발되었으나 금속과 접촉되지 않거나 물성이 충분하지 않아 인레이 등에만 사용하고 있다.

2세대 복합레진은 세라믹 충전제인 silica barium glass와 세라믹 등을 포함하고 있어 ceromer라고 부르는데 ArtGlass(Kulzer), Conquest와 Sculpture(Jeneric/ Pentron), Targis(Ivoclar), Belleglass HP(Belle de Saint Claire Kerr) 등이 있다. 이 ceromer의 특징으로는 길고 더 큰(1-5 μ) microhybrid 형의 충전제를 66% 정도 (무게비로는 80%) 포함하고 있으며 나머지 33%가 레진기질이므로 중합 수축이 작다. Dicor(130MPa)와 비슷한 높은 굴곡강도(120-160MPa)를 가지며 변량질과 유사한 마모 저항성, 경도 투명성, 형광성 등을 가질 뿐만 아니라 금속에도 접촉할 수 있다.

대부분 광중합 외에도 다른 중합 방법을 추가하여 짧은 시간 내에 높은 변환율 (95-98%)을 나타내는데 Targis, Conquest 등은 열중합을 병행하며 Belleglass HP, Sculpture 등은 열과 질소압력을 추가하고 그 외에도 진공이나 가압, 광중합 시간을 연장하는 방법을 사용한다. 이들 중 Targis와 Sculpture는 FRC와 함께 사용할 수 있는 재료이다.

Table 3. Composition of Ceromer

	Targis	Sculpture
Matrix	BIS-GMA Decandiol Urethane dimethacrylate Aliphatic dimethacrylate	Polycarbonate dimethacrylate Ethoxylated A dimethacrylate Triethyleneglycol dimethacrylate
Filler	Barium-aluminum-silicone glass Mixed oxide Silicone dioxide	Barium borosilicate glass Hydrophobic amorphous silica

FRC와 함께 사용하는 Ceromer의 성분은 표 3과 같다³⁵⁾. Ceromer 축조시 dentin 재료와 enamel 재료의 성분도 필요한 물성에 따라 약간씩 차이가 있다. 예를 들면 dentin에는 내구성을 위해 barium glass filler를

많이 넣는 반면 enamel에는 투명감과 오팔 효과를 위해 borosilicate를 많이 추가한다.

Table 4. Comparative physical properties and composition

	ArtGlass	Targis	Sculpture	Belleglass
Organic filler %wt(%vol)	0	0	0	0
Inorganic filler %wt(%vol)	72(58)	80(68)	75(4)	74(63)
Resin (%vol)	42	32		37
Physical properties				
Flexural strength (MPa)	120	160, (85)	(100) [125]	150
Elastic modulus (MPa)	9000	10000		9655
Compressive strength (MPa)	<400)	<440)	<360)	450
Hardness (N/mm ²)	590	775		NP
Polymerization shrinkage(%)	NP	NP	[<2%]	NP
Solubility in water(μ g/mm ³)	0.5	2		NP
Water sorption (μ g/mm ³)	NP	16.5	[9-12]	NP
Abrasion wear (μ m/yr)	<10.8)	10, (6)	<8.4) [3]	1.2
Surface finish	M	M	M&G	M
Curing	L	L&H	L&H&G	<L&H&G)

*NP=not provided by manufacturer, M=Mechanical, G=Glazing, L=Light, H=Heat, G=Gas (by Taun B. J Esthet Dent 1997;9:108-18, \diamond by Misra P. PPAD 1998;10:123-31, [] by Armstrong, QDT 1999)

각각의 Ceromer들의 물성을 비교한 결과는 논문마다 약간의 차이가 있지만 대표적인 것들의 물성을 요약하면 표 4와 같다^{31,16)}.

이러한 ceromer 재료의 장점을 살펴보면 상아질과 유사한 탄성계수, 열팽창계수를 가지면서 변량질의 마모 저항성과 경도를 동시에 가진다는 것이다^{17,18)}. Penchas에 따르면 변량질의 마모가 1년에 7 μ 인데 비하여 3 μ 정도가 마모된다고 보고되었으며 대합치의 마모는 대조군인 변량질보다도 적었다고 한다¹⁹⁾. 본 교실에서도 이 재료의 마모에 관한 실험을 1년간의 구강내 조건을 유사하게 부여하여 행한 결과 기존의 레진에 비하여 매우 우수한 마모 저항성을 나타내었다.

또 탄성이 있어 충격을 일부 흡수할 수 있으며 굴곡 강도가 크고 변위되는 성질로 인하여 큰 파괴인성을 가지므로 충격 흡수가 필요한 임플란트 상부 보철물이나 combination syndrome을 유발하기 쉬운 증례인 상악 충의치에 대합되는 하악 전치부 보철물로 유용하게 이용할 수 있다. 수분흡수가 적어 변색될 가능성이 적고 접착재와 같은 재료군이므로 접착 후 더 큰 강도를 가진다.

또한, 구강내 파절로 인한 수리가 어렵거나 불가능한 도제외는 달리 구강내 수리가 가능하고 적당한 방사선

불투과성을 가지고 있으므로 적합도 검사가 가능하며 형광성을 띄기 때문에 방사선 검사에 의한 이차 우식 발생 여부를 평가할 수도 있다²⁰⁾. 또 생체적합성과 세포 독성도 없는 것으로 보고되었다²¹⁾.

III. 의치에의 이용

아크릴릭 레진은 의치상으로 사용할 때 색상, 조작 및 수리가 간편하다는 장점을 가지고 있음에도 불구하고 파절되기 쉽다는 단점을 가지고 있다. 대부분의 의치상 파절은 상악에서 발생하며 이것은 중앙선을 중심으로 한 피로가 축적되어 나타나는 것이다. 이러한 중앙선 파절이 가장 빈번한 곳은 상악 중절치 사이의 구개면이며 순측 소대(frenum)를 중심으로 한 파절도 흔히 관찰된다. 하악 의치는 단단한 물체에 의한 충격으로 생기는 파절이 80% 이상이며 주로 제2 소구치의 순측 및 설측에 최대 응력이 분포되어 이 부분에서 파절이 흔히 발생한다고 한다²²⁾. 또한 그림 4와 같이 정상적인 저작 기능 중에도 의치상을 변형시키는 힘이 존재한다.

계속적으로 의치가 파절되는 환자에서 파절과 기능 중 의치의 변형을 예방하고 아크릴릭 레진을 강화시키기 위한 방법으로 철사, 등근 핀, nylon mesh, aluminum 혹은 sapphire whisker 등을 첨가시키는 방법이 시도되었으나 물성이 레진과 너무 큰 차이를 보여 잘 사용하지 않다가 최근에는 유리, 탄소, 케블라, 폴리에틸렌 등의 섬유를 첨가하여 의치상을 강화시키는 방법이 모색되고 있다^{23,24)}. 강화용 섬유는 보통 평행(parallel), 찢어 놓은 형태(chopped), 직조 형태(woven) 형태로 나뉘어 지는데 평행 배열이나 찢어 놓은 형태는 파절된 의치의 수리에 주로 사용하고 직조 형태는 의치의 강화를 위해 사용한다.

이 중 검은 색의 탄소와 노란 색의 케블라 섬유는 심미적이지 못하며 이 두 섬유는 레진에 포매하기가 매우 힘들고 밖으로 빠져 나올 가능성이 많아 사용이 제한되고 있다. 반면 폴리에틸렌 섬유는 의치상에 넣으면 구별하기 힘들고 유리는 투명하므로 사용이 가능하다^{25,26,27)}. 어떤 종류의 섬유로 포화시키더라도 굴

곡강도 및 충격 강도를 증가시키고 피로 파절을 방지하며 레진을 강화시킨다고 한다. 이렇게 강화된 물성은 물에 담근 상태에서도 유지되는 것으로 나타났다²⁸⁾.

의치상용 레진을 강화시키는 섬유 강화제에 대한 Uzun 등의 비교 연구에서 폴리에틸렌이 다른 섬유에 비하여 충격강도가 높고 탄성계수가 컸으며 변위가 적은 것으로 나타났다²⁹⁾.

대부분의 문헌에서는 실험을 위한 시편에 강화용 섬유를 첨가하는 방법만 나와 있으나 Ladizesky 등은 일자형 폴리에틸렌 섬유를 이용한 임상적인 의치 강화 방법을 소개하고 있다²²⁾. 이에 따르면 상악에서는 대부분 중앙선을 중심으로 파절되므로 전후방으로 섬유를 첨가하는 것은 효과가 없으며 중앙선에 직각되게 배열하고 의치의 변형을 방지하기 위해 중앙선에 45도 되도록 교차하여 4 층의 섬유를 배열해야 한다 (그림 5). 하악에서는 구치부에서 내측과 외측으로 향하는 힘에 저항하기 위해 치열궁의 형태에 따른 섬유 배열의 위 아래로 배열하고 저작중의 예측하기 어려운 힘에 저항하도록 치조제에 직각이 되도록 배열하므로 3층의 섬유로 강화시킨다(그림 6).

섬유 다발을 레진 용액에 적신 후 레진 가루를 뿌리면서 각 층의 섬유를 추가한 다음 2시간 정도 상온에서 비닐을 덮어 충분히 포화되도록 한 후 냉장고에 9시간 이상을 넣어 레진이 섬유 다발 사이로 충분히 침투하게 한다. 2시간 정도 말린 후 배열한 섬유를 원하는 모양대로 잘라서 혼합한 의치상용 레진 속에 넣은 후 나머지 레진을 붓고 통법대로 온성시킨다.

섬유로 의치상을 강화시키는 경우 섬유가 밖으로 노출되면 연마가 어렵고 조직면에 자극을 주기도 한다. 이 때는 burnisher를 뜨겁게 달구어 노출된 부위를 부드럽게 한 다음 silicone point로 연마해준다.

Smith에 따르면 의치상의 일부라도 파절을 경험한 치과의사의 비율이 8년까지 조사대상의 약 40% 정도였으며 7,569개의 상악 의치 중 2.27%인 172 레에서 정중선 파절이 발생하는데 반하여 섬유로 강화한 의치는 31개월간의 관찰 결과 crack도 나타나지 않았다고 한다^{26,29)}.

IV. 수복물에의 이용

국내에서 사용 가능한 시스템인 Targis/Vectris, Sculpture/FibreKor 를 중심으로 그 특징을 비교해보고자 한다. 두 시스템 모두 면지가 없는 깨끗한 작업환경에서 제작해야 하며 금속하부구조를 가지는 PFM이나 완전도체관에 비하여 짧은 작업시간만이 소요된다 (260 Vs 108 min). Targis는 20가지 색이 있으며 Sculpture는 16가지 색이 있다.

FibreKor는 투명한 단방향 FRC로 15cm 길이에 3mm 및 6mm 넓이가 있어서 원하는 길이만큼 잘라서 사용한다. 5종류의 색이 있으며 투명한 섬유로 하부구조를 수작업으로 제작한다 (그림 7).

Sculpture/FibreKor를 이용한 FPD의 제작 방법은 다음과 같다.

- (1) 변연보다 1mm 짧게 Sculpture dentin을 올리고 Cure-Lite Plus로 2분간 중합한다.
- (2) 변연과 교합면 부분에 FibreKor를 둘러 무치악 부위를 연결할 부분이 없힐 턱을 만든다.
- (3) 무치악 부위의 길이를 잰 후 FibreKor를 잘라 지대치를 둘러싼 후 여러 겹을 순설측에 첨가하여 막대 형태를 만들고 연결부위만 일반 광중합기로 일부 중합시킨다.
- (4) 지대치 끝에서 끝까지 교합면 부위를 첨가하여 Cure-Lite Plus로 9분간 중합시킨다.
- (5) Sculpture gingival, dentin, incisal등을 축성하고 Cure-Lite Plus에서 9분간 중합한다.
- (6) 내면은 50 μ 알루미늄 옥사이드로 샌드블라스팅하고 연마는 Robinson brush를 이용한다.
- (7) 원하면 착색하고 글레이징한 다음 40psi 압력 하에 질소가스가 들어 있는 용기에 넣고 Cure-Lite

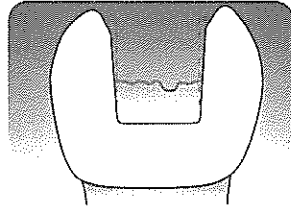


그림 9. 외동은 교합면 쪽으로 4도 정도 벌여지게 형성한다¹⁹⁾.

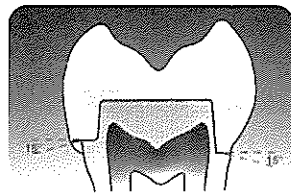


그림 10. 명확한 변연의 경계를 알 수 있도록 초음파 삭제기구인 Piezon으로 15도 bevel을 형성한다¹⁹⁾.

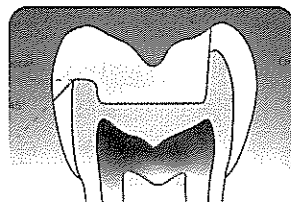


그림 12. 교두가 없는 경우의 45도 bevel¹⁹⁾.

Plus에서 5분간 중합한 후 진공과 105 $^{\circ}$ C 열이 가해지는 Sculpture/FibreKor Curing Unit에서 15분간 최종 중합한다.

Vectris는 한 가지 색으로 용도에 따라 3가지 형태가 나오는데 "pontic"은 2mm 직경이며 14 μ 의 유리섬유가 단방향으로 배열되어 있는 것이다. 또, "frame"은 1mm 직경이며 "single"은 1.4 mm 직경으로 둘 모두 5 μ 의 직조형 섬유가 각각 3층, 8층으로 이루어져 있다(그림 8). Vectris의 기질은 Targis와 유사한 성분으로 되어 있으며 유리섬유가 실란에 의해 레진 기질과 결합한다. Single, Frame, Pontic 순으로 기질량이 감소하며 glass의 함량은 증가한다.

Targis/Vectris를 이용한 FPD의 제작 방법은 다음과 같다.

- (1) 하부구조를 제작할 부분을 남기고 putty로 block-out한다.
 - (2) Pontic을 길이에 맞게 잘라 적합시킨 후 교합면을 덮을 수 있도록 긴 두 번째 pontic을 잘라 올린 후 Vectris VS1에서 10분간 가압, 진공 하에 중합시킨다 (그림 9).
 - (3) Frame을 지대치 길이에 맞추어 자르고 frame 상부에 고정시킨 후 VS1으로 중합시킨다.
 - (4) Targis base, dentin, incisal 등을 축성하고 Targis Quick으로 20초씩 중합시킨다.
 - (5) Targis gel을 발라 산소방지막을 형성한 후 Targis Power로 25분간 최종 중합시킨다.
 - (6) Carbide bur나 diamond bur로 마무리한 후 퍼미스와 brush로 연마하고 hybrid polisher와 polishing rouge로 최종 연마한다.
- 금속 위에 Targis만 축성할 경우에는 120 μ 으로 샌드



그림 13. Freilich가 추천하는 삭제법. 완전한 삭제 후 강화용 섬유가 놓일 자리를 위해 step을 준다²⁰⁾.

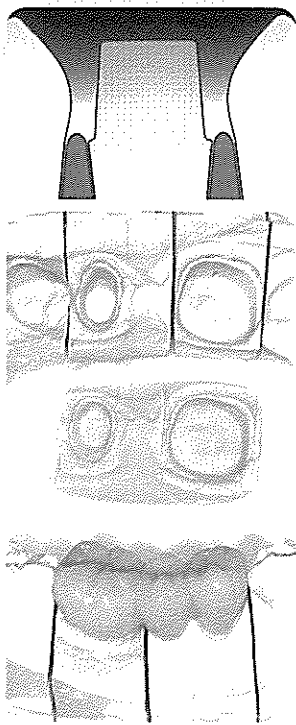


그림 14. 기존의 금관이 있어 삭제가 되어 있었던 경우에도 0.5mm의 짧은 chamfer만을 재형성하는 것으로도 충분하다²⁰⁾.

블라스팅한 후 Targis Link를 바르고 opaquer를 도포한 후 같은 방법으로 진행하면 된다.

Ceromer/FRC는 인레이, 온레이, 부분피개관, 완전 피개관, FPD, adhesion bridge 등 수복적인 용도로 사용할 수 있을 뿐 아니라 동요치의 고정에도 사용할 수 있다. 금속과 결합할 수 있으므로 임플란트 상부구조물로 사용하면 충격을 흡수할 수도 있으며 무치악 부위가 길어 도재를 올리면 떨어질 가능성이 많은 경우에도 사용이 추천

된다. 그러나 1급 이상의 동요도를 보이거나, 치아가 짧은 경우, 외부 착색이 필요한 경우에는 사용하지 않는 것이 좋을 것이다. 현재는 임플란트 금속 구조물 상부에 ceromer를 축조하고 있으나 장기적으로는 금속대신 FRC로 하부 구조물을 만드는 방법도 시도해볼 수 있으리라고 생각한다.

장기간의 임상연구는 희박하지만 최대 55.3개월간 조사한 결과 환자의 만족도는 매우 우수했고 파절이 없

었으며 변연 적합성도 상당히 우수한 것으로 보고되었다²¹⁾. 또한 치은 염증이 초기보다 감소하고 구강위생 상태가 우수하고 치태 침착이 적으며 심미성도 초기에 비하여 차이를 나타내지 않았다²⁰⁾. 그러나 표면 경도나 잇솔에 대한 마모 저항성이 상아질과 유사하므로 스케일러 등의 기구를 부적절하게 사용하면 상아질과 마찬가지로 scratch를 유발할 가능성이 있다²⁰⁾. 그러므로 노출된 상아질을 가진 환자와 마찬가지로 마모성이 낮은 치약과 칫솔을 사용하는 것이 좋을 것이다.

또 색조가 도재에 비해 제한되어 있어 혼합 색조를 가지는 환자에게 적용시 색조화가 어려울 수 있으나 본연의 투명성으로 인한 치아의 상아질 색이 비쳐 보이므로 임상적으로 적용시에는 큰 문제가 없으며 앞으로 축조 기술이 개선됨에 따라 심미성이 더욱 개선되리라고 생각한다.

장기간의 출판된 임상 연구가 없다는 것이 이 재료의 사용을 주저하게 하는 하나의 요인이 될 수도 있지만 3년 정도의 임상 연구 결과로는 우수한 변연 적합성과 임상적인 물성이 보고되었으므로 5년 정도의 임상 연구 결과가 보고되면 더 많은 정보를 얻을 수 있을 것으로 생각한다.

V. 임상적 응용법

Ceromer/FRC 수복물을 ZPC나 glass-ionomer로 함착할 수도 있으나 점착성 레진 시멘트로 함착하는 경우 많은 장점을 얻을 수 있다. 치아에 대한 더 강한 유지력과 변연 봉쇄를 가질 수 있기 때문에 기계적 유지를 얻기 위한 치아 삭제가 불필요하며 치아와 유사한 탄성을 가지므로 도재와는 달리 파절이 적기 때문에 수복물을 더 얇게 제작할 수도 있다. 또한 금속이 없기 때문에 자연치와 유사한 투명감을 가지며 금속에 과민 반응을 보이는 경우에도 사용할 수 있다.

임상적으로 적용할 수 있는 다양한 증례에서 지켜야 할 사항들을 요약해 보았다.

(1) 치아 삭제

단일치수복(Inlay, onlay, veneer, crown)

기존의 수복물과 거의 유사한 개념이지만 점착 기술

의 발달로 최소한의 치아 삭제를 기본으로 한다는 것이 차이점이다. 인레이나 온레이의 경우 Neumann은 수복물의 두께가 1.5mm는 되어야 한다고 하였으나 1999년 발표된 Krejci의 논문에 의하면 1mm 정도로 충분하다고 한다^{32,33}. 교합면 쪽의 변연은 교합 접촉점이 아닌 곳에 놓여져야 하고 교합면쪽으로 4도 정도 벌어지게 삭제하고 모든 우각 부위는 둥글어야 하며 정확한 변연의 형태를 알 수 있으며 봉쇄를 확실하게 하기 위해 15도 bevel을 형성한다 (그림 10, 11)³⁴.

만약 교두가 없는 경우라면 1mm 두께의 45도 bevel을 준다 (그림 12). Undercut이 심한 경우에는 광중합형 GI로 충전하여 교두를 보호한다. 완전피개관을 위한 치아 형성은 기존의 금관을 대체할 때만 해주는데 Freulich 등은 완전도제관에서와 같이 둥근 shoulder나 깊은 chamfer에 설측이나 인접면에 계단 형태의 삭제를 추천하였으나 최근에는 0.5mm 정도의 짧은 chamfer 변연을 추천하고 있다 (그림 13, 14)³⁵.

Laminate Veneer를 해 줄 경우 변색만 없다면 0.5mm 정도만 삭제하고 변연도 얇은 chamfer만을 형성하고 길이는 짧게 하지 않는다 (그림 15). 무수치의 경우에도 남은 치질을 가능한 확보하여 접착에 이용하도록 하고 치근 충전재 위에 바로 접착하지 말고 glass-ionomer 등을 충전하여 다시 치수치료를 해야 하는 경우에 대비하고 너무 큰 수복물로 인한 응력을 감소시키는 것이 좋다.

고장성보철물수복(FPD, Adhesion bridge)

이론적으로는 4unit까지 가능하며 스위스에서는 실험적으로 시도하고 있으나 현재까지는 그 결과가 보고되지 않은 상태이므로 3unit까지만 사용하고 무치악부위의 길이가 15mm를 넘지 않는 것이 안전하다³⁶. 3unit에서의 3년간의 관찰 결과 100% 모두 파절이나 crack이 없이 잘 기능하고 있었으나 견치에 시도하였던 4unit FPD는 50%의 탈락률을 나타내어 견치와 같이 기능을 많이 받는 치아에서는 더 많은 유지력이 필요할 것으로 생각된다. 1997년 Shannon은 Vectris를 설계하기 위해 소구치에서 1.5-2mm, 대구치에서 2.5-3mm 정도의 넓은 isthmus가 필요하며 2.5-3mm

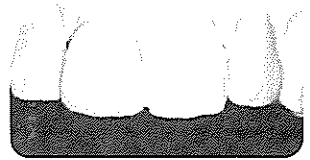
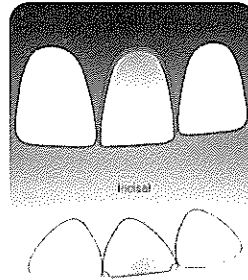


그림 15. Laminate Veneer를 위한 치아 삭제³⁷.

정도로 대합치와의 간격이 필요하다고 주장하였으나 최근에는 더 보존적인 치아 삭제법이 제시되고 있다³⁸. 기존의 우식이나 수복물을 제거한 부분을 유지장지로 사용하고 우식이 없는 경우 3unit까지는 slot이나 box, step 혹은 tub형으로 삭제하고 4 unit 이상일 경우에는 완전한 삭제와 slot을 병행할 것을 추천하고 있다 (그림 16, 17). 간혹 응력을 많이 받는 견치에서 slot만 형성해 준 경우 실패가 보고되고 있으므로 견치에서는 보다 강한 유지력이 필요할 것으로 생각된다²¹.

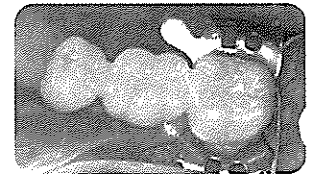
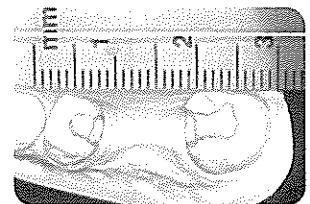
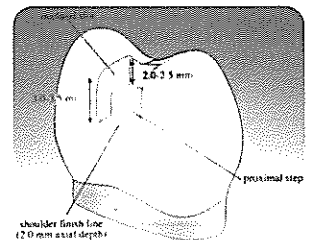


그림 16. 3unit까지의 인접면 box형태 삭제법³⁹. 삭제한 치아와 완성된 사진.

Adhesion bridge의 경우 금속을 이용하면 탈락되거나 검은 색이 비쳐 보이고 In-Ceram으로 만들면 도제의 비탄력성으로 인해 연결부위에서 파절되는 경우가 많다. 문헌에는 거의 보고되고 있지 않지만 FRC/Ceromer로 adhesion bridge를 제작하면 지대치의 생리적인 움직임을 어느 정도 수용할 수 있기 때문에 파절, 탈락이 없는 심미적인 수복물을 제작할 수 있

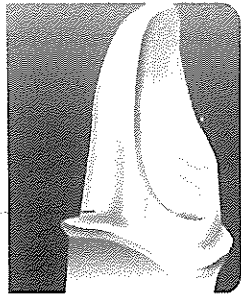


그림 17.
더 강한 수복
물이 필요할
때 완전한 삭
제후 slot을 형
성해 준다

Rest seat
at axiolingual line

다고 생각한다. 단, 1도 이상의 동요도를 보이는 경우나 치아가 5mm가 안되는 짧은 경우, 중심 교합에서 접촉이 너무 긴밀한 경우에는 사용을 제한하는 것이 안전할 것이다.

금속 하부구조의 유지력을 위한 groove, box 등을 삭제하는 것은 불필요하며 FRC 위에 ceramic veneer를 접착했던 Encore bridge에서처럼 설면의 3/4을 0.5mm 정도 균일하게 삭제하고 FRC를 위해 교합면과 치은쪽 변연 사이의 중간쯤에 수평의 넓은 groove(0.5mm)를 주는 것이 좋다 (그림 18)³⁷⁾. 대합치와의 간격은 설면-인접면 우각 부위에서는 0.75mm 정도이며 pontic의 연결부위에서는 1mm 정도가 되어야 한다.

삭제할 때는 기존의 수복물이나 우식을 제거한 후 변연을 조심스럽게 형성한 다음 노출된 상아질

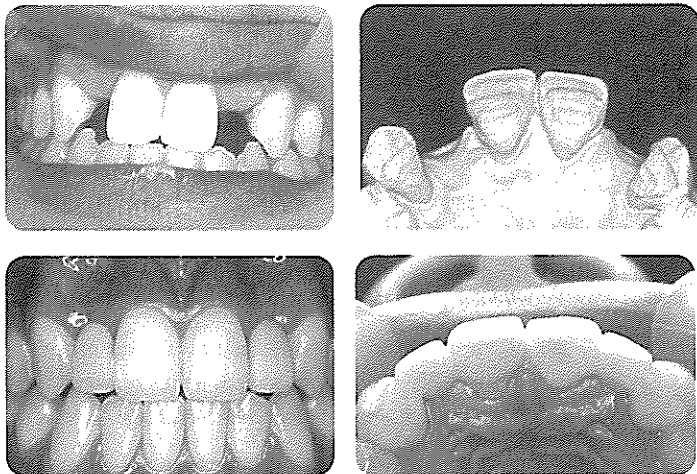


그림 18. Adhesion bridge(Maryland bridge)를 위한 치아 삭제.

에 접착 처리를 해 주고 나서 다시 변연을 정리하는 것이 좋다.

(2) 인상채득, 임시 수복물, 수복물 제작

통법대로 인상을 채득한 후 와동에 수용성 glycerin gel을 바르고 난 후 광중합형 연성 충전재인 Fermit을 채운다. 일반적인 완전 피개관 형태로 삭제한 경우는 일반적인 임시 보철물의 변연을 정확히 맞추어 와동 내부가 변색이 안되도록 해 주고 eugenol이 없는 임시 접착제를 이용한다. 미리 기술한대로 기공실에서 수복물을 제작한다.

(3) 접착

수분과 타액에 의한 오염을 방지하기 위해 반드시 러버뱀을 장착하고 수복물의 인접 접촉상태, 적합도, 모양 등을 확인하고 교합조정은 접착을 끝낸 후 해주어야 한다. 인레이, 온레이, 부분피개관에서는 "selective bonding"이 추천되고 완전 피개관이나 FPD 지대치인 경우에는 "total bonding"방법을 이용한다. "Selective bonding"이란 변연에서만 접착을 시키고 내면은 이용하지 않음으로써 보다 간단한 과정으로 접착할 수 있고 수복물 내면의 응력을 감소시키는 방법이며 "total bonding"은 내면과 변연을 모두 접착에 이용하는 것이다.

접착 과정으로는 제일 먼저 상아질과 법랑질을 37% 인산으로 부식하고 수복물의 내면은 50μ aluminum oxide로 샌드블라스팅하는 것이다. 다음에 상아질 표면처리를 하고 수복물의 내면은 실란 처리를 한 다음 접착재인 unfilled resin을 상아질, 법랑질, 수복물 내면에 모두 바르고 나서 dual cure resin cement를 사용하여 접착한다. Variolink를 사용할 때 높은 점도를 가지는 것은 부분피개관 등에 이용하고 낮은 점도를 가지는 것은 완전 피개관에 이용한다. 부분피개관 접착시에는 접착용 시멘트 대신 수복용 재료를 와동 내에 넣고 접착하는 것도 가능하다.

수복물을 장착한 후 기구를 이용하여 과잉의 시멘트를 제거하고 난 후 5초간 중합한

후에 인접 접촉점이나 변연에 있는 약간의 시멘트를 치 실이나 기구로 제거하고 나서 순측, 설측, 교합측에서 각각 60초간 중합한다. 이 때 산소를 막을 수 있는 층 을 도포하고 나서 중합하면 더 좋다. 완전히 중합된 후 연마용 diamond를 이용하여 변연을 마무리하고 rubber dam을 제거한 다음 교합을 조정한다. 접착이 끝난 후 변연을 다시 부식하고 unfilled resin을 접착 하거나 불소를 도포하는 것도 좋은 방법이다.

VI. 결 론

이상에서 Targis/Vectris와 Sculpture/FibreKor 를 중심으로 FRC와 Ceromer의 재료학적 특징과 임 상적 응용법을 요약해 보았다. 재료의 진보적인 발전으 로 금속이 없이도 충분히 강하고 심미적인 수복물이 가 능해졌으며 이러한 추세는 보다 확대되어 갈 것으로 생 각된다.

참 고 문 헌

- Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ. et al.. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: A pilot study, J Prosthet Dent 1994;71:16-22
- Shannon A. Ceromers used with indirect resins/ceramics: Materials, clinical applications, and prep guidelines, Dent Today 1998;Mar:60-65
- Godberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry, Dent Mater 1992;8:197-202
- Viguie G, Malquarti G, Vincent B, et al. Epoxy/carbon composite resins in dentistry: Mechanical properties related to fiber reinforcements, J Prosthet Dent 1994;72:245-9
- DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins, J Prosthet Dent 1984;51:119-21
- Ruyter IE, Ekstrand K, Bjork N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate) suitable for Implant-fixed dental bridges, Dent Mater 1986;2:6-9
- Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study, Int J Prosthodont 1990;3:391-958. Vallittu PK, Vojtkova H, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire, Acta Odontol Scand 1995;53:392-96
- 이교성. 복합재료학. 광화문출판사 1997.
- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite-part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance, J Prosthet Dent 1994;71:607-12
- Freilich MA, Goldberg AJ. The use of pre-impregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of a periodontal splint: a preliminary report, Pract Periodontics Aesthet Dent 1997;9:873-6
- Krejci I, Boretti R, Lutz F, et al. Adhesive crowns and fixed partial dentures of optimized composite resin with glass fiber-bonded framework, Qunit Dent Tec 1999;107-127
- Armstrong DJ, Kimball D. Fiber-reinforced polymerceramic fixed partial dentures in the esthetic zone: A clinical and laboratory case perspective, Qunit Dent Tec 1999;95-106
- Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restoration, J Esthet Dent 1997;9:108-18
- Krejci I, Boretti R, Ciezendanner P, et al. Adhesive crowns and fixed partial dentures fabricated of ceromer/FRC: clinical and laboratory procedures, Pract Periodontics Aesthet Dent 1998;10:487-98
- Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations, Pract Periodontics Aesthet Dent 1998;10:423-31
- Boretti R, Krejci I, Lutz F. Long term clinical and SEM evaluation of metal free adhesive composite

- crowns and bridges [abstract 674] J Dent Res 1998;77:190
18. Krejci I, Gautschi L, Lutz F. Wear and marginal adaptation of composite resin inlays. J Prosthet Dent 1994;72:233-44
 19. Penchas J. Fiber-reinforced restorative materials bring new treatment options, Dent Today 1997;June:40-5
 20. Bertoiotti RL. A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures, Quint Int 1997;28:437-9
 21. Li Y, Zhang W. Evaluation of cytotoxicity of extracts of FibreKor using the agar diffusion method, 1997 Jeneric/Pentron.
 22. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers, J Prosthet Dent 1992;68:934-9
 23. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethylmethacrylate resin. J Prosthodont 1995;4:183-187
 24. Ladizesky NH, Chow TW. The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibres, Aust Dent J 1992;37:277-89
 25. Ladizesky NH, Pang MKM, Chow TW. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 1. Construction of upper denture bases, Aust Dent J 1992;37:394-99
 26. Ladizesky NH, Pang MKM, Chow TW. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 2. Water sorption and clinical trials, Aust Dent J 1993;37:433-8
 27. Ladizesky NH, Pang MKM, Chow TW et al.. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction, Aust Dent J 1993;38:28-38
 28. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin, J Prosthet Dent 1999;81:616-20
 29. Smith DC. The acrylic denture. Mechanical evaluation , Mid-line fracture. Br Dent J 1961;110:257-67
 30. Malquarti G, Berruet RG, Bols D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1990;69:251-7
 31. Johnke G, Korber K, Korber S. Fibre-reinforced bridges, Zahnärztliche Mitteilungen 1996;17:1-6
 32. Neuman K. Metal-free full-posterior coverage, Dent Today 1997;June:68-9
 33. Trinkler TF, Roberts M. Aesthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a ceromer/fiber-reinforced composite framework: a case report, Pract Periodontics Aesthet Dent 1998;10:547-54
 34. Ahmad I. Bioaesthetic ceromer restorations for the replacement of existing posterior amalgam restorations, Pract Periodontics Aesthet Dent 1998;10:416-20
 35. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ et al: Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite, J Prosthet Dent 1998;80:311-8
 36. Shannon A. Fiber-reinforced composite bridge: Inlay-to-inlay technique, Dent Today 1997;Nov:48-53
 37. Feinman RA. The aesthetic composite bridge, Pract Periodontics Aesthet Dent 1997;9:85-89