

Knitted Glass Fabric 강화 복합레진을 사용한 고정성 치과보철물에 대한 적용성 평가

정재민 · 이규복 · 조광현

경북대학교 치과대학 보철학교실

I. 서 론

복합 레진은 레진기질을 무기질 필러입자로 보강한 심미소재로써, 보존분야를 필두로 그 적용영역이 확대되어 왔다. 레진 기질은 대개 Bis-GMA, UDMA 및 TEGDMA를 주성분으로 하고 있고 여기에 유리 계열의 필러입자가 부피비로 60-65%가 함유된다. 필러입자의 표면은 실란처리를 하여 레진과의 계면에서 화학적 결합을 이루게 되고, 레진기질은 450-500 nm의 파장을 가진 광원을 통한 광중합 과정으로 중합되어 결과적으로 고도의 가교가 이루어진다.^{1,2)}

근래에 들어 고정성 치과 보철물등 보철분야에 대한 이러한 복합레진의 사용 가능성이 새로이 검토되고 있다.³⁻⁷⁾ 복합 레진은 금속-도재 또는 완전도재 소재와 같은 재래의 보철용 재료에 비해 심미성과 가격면에서 우수할 것으로 기대되며, 또한 기존재료에 비해 유지보수성의 측면에서 우수하여 보철물의 손상허용설계(damage tolerance design)가 가능하다는 장점이 있다. 그러나 기존의 보철재료에 비해 복합 레진의 최대 약점이라 할 수 있는 기계적 물성의 취약성이 이 재료의 활용에 대한 제약 인이 되고 있음에 따라, 유지와 강도의 증대를 위한 심도 있는 연구의 필요성이 제기되고 있다.

강도와 강성도가 낮은 소성기질에 대한 레진의 기계적 특성을 개선하기 위한 방안으로 고강도, 고탄성의 섬유(continuous fibre)를 이용, 보강하는 섬유 강화복합재의 개념은 이미 1960년대 항공우주분야

등에서 군사적 목적으로 개발되었다. 70년대 이후부터 이러한 섬유강화복합재는 선박, 자동차 및 스포츠 용품에 이르기까지 다양하게 용도가 확산되어 왔고, 또한 치과용 소재로서 활용가능성에 대한 타당성 연구 역시 1962년 Smith⁸⁾에 의해 단섬유 또는 weave 형의 유리섬유를 이용한 아크릴릭 레진의 보강 방안을 제시한 이래 많은 선학들의 연구가 있었다. 레진기질에 대한 보강재로 필러대신 사용할 수 있는 장섬유(long continuous fibre)의 형태로 Schreiber⁹⁾, Wylegalsa¹⁰⁾, Manley¹¹⁾ 등은 탄소섬유를, Grant와 Greener¹²⁾는 알루미늄과 sapphire섬유등을 사용하는 방법을 보고하였고, 단섬유(short fibre) 형태로는 Krause⁵⁾ 등이 유리섬유를 Skirvin¹³⁾ 등은 탄소섬유를 Henry¹⁴⁾ 등은 polyethylene 섬유등의 보강 특성에 대해 보고한바 있다. 이들은 기존의 필러와 비교하여 세장비가 큰 섬유형태의 보강재를 사용하는 데 따른 파괴인성치 및 강도의 증대를 직접적인 목표로 하고 있고 그 개선 결과를 보고하고 있다. 그러나 이들 섬유강화복합재의 치과 임상적용을 위해서는 섬유의 함침성(wettability), 섬유/레진 계면의 접착강도 개선, 작업성 등이 문제로 대두되고 있다.^{15,16)} 한편, 최근에는 이러한 물성 문제가 일부 개선되어 레진/섬유 계면 강도가 우수한 섬유강화복합재가 개발되어 치과시장에 소개되고 있는 단계에 들어서고 있는데¹⁷⁾ 이들은 unidirectional tape, woven 또는 braided 형의 장섬유를 사용하여 복합레진에 함침, 보강시킨 것으로 최종 바깥에는 복합레진 veneer층을 두어 심미성을 도모하고 있다. 이경우 복

합레진의 낮은 파괴인성치로 인하여 외곽 복합레진 층 내부나 섬유층과의 계면에서 파손 위험성이 상대적으로 높아지게 되는 단점도¹⁸⁾ 있으므로 여러 하중 조건 하에서 강도에 대한 정밀한 응력해석이 요구된다. 섬유강화복합재의 치과임상 적용에 있어 해결하여야 할 또다른 문제는 척도효과이다. 그 척도가 m 또는 최소 cm의 척도를 가지는 타산업 분야를 위주로 개발된 소재/공정 기술이 mm 또는 그 이하의 척도를 가지는 치과분야의 수복물 제작에 바로 응용되기 어렵다. 매우 복잡한 3차원적인 구조를 갖는 치과 수복물의 표면을 재현하기 위한 섬유강화복합재의 drapability를 확보하는 것 또한 반드시 선결하여야 할 과제가 되고 있다.^{19,20)}

그러나 국내의 경우, 최근 Lee 등⁷⁾이 유리 단섬유(chopped fibre)를 보강재로 사용한 PMMA 강화재에 대한 물성연구 등 일부 성과가 있었지만 국외의 활발한 연구/개발 활동에 비교할 때 연구사례가 상대적으로 대단히 미미하다.

Rozant 등²¹⁾은 knitted glass fabric을 이용하여 3차원 곡률의 대단히 정밀한 shell구조를 성형할 수 있음을 보고하여, 이 재료가 보철용 외관제작이 가능한 수준의 drapability가 있음을 시사하였다.

또한 Mathieu 등²²⁾의 연구에 의하면 knitted glass fabric을 구성하는 유리섬유들이 균열전파에 방어벽으로 작용하게 되므로, 복합레진 단독으로 사용하는 것에 비해 파괴인성치 및 피로강도를 증가시키는 효과가 있다고 하였다. 그러나 knitted glass fabric강화 복합레진이 보철물 구조물로서 이러한 우수한 재료

특성을 발휘하기 위해서는 우선 구강내의 저작하중을 지지할 수 있어야 하는데 Mathieu 등²²⁾의 연구는 이 재료의 재료특성에 주목한 반면 응력의 지지와 관련한 구조적 특성에 대한 평가가 이루어 지지 않았다.

이에 본 연구에서는 최근 복잡한 삼차원곡면을 가진 형상에의 적용을 목적으로 개발되어 치과용 소재로 적합한 것으로 보이는 knitted glass fabric²⁰⁻²³⁾을 복합레진에 대한 보강재로 사용하여 저작하중이 금관에 가해지고 다시 상아질로 전달되는 하중경로를 유한요소법으로 모델링하여 응력분포를 계산함으로써 knitted glass fabric강화 복합레진의 강도를 평가하고자 하였다. 특히 구치용 단일 금관을 제작하였을 때의 강도를 분석하기 위하여 저작하중이 전달되는 접촉점 주위의 응력해석을 실시하였고, 또한 고정성 국소의치에 대한 적용 가능성을 평가하기 위하여 제1 대구치가 결손된 경우의 3본 고정성 국소의치를 개념 설계하고 유한요소법을 이용하여 해석하고자 하였다.

II. 재료 및 방법

1. 재료 - knitted glass fabric

생체적합성이 있어서 지금까지 의료용 소재로서 사용되고 있거나 또한 특히 치과용 소재로서 사용가능성이 검토되어 온 보강섬유의 종류와 기계, 화학적 물성을 Table I에 나타내었다. Table II에는 생체

Table I. Characteristics of some biocompatible fibres

Material	Diameter (μm)	σ _t (MPa)	E _t (GPa)	Water absorption(%)	Medical application
E Glass (Vetrotex)	9-25	3400	72	<0.1	Dental reinforcement
UHMWPE (Spectra 1000)	~27	2950-3250	98-113	<0.1	Dental reinforcement
PP	?	350-800	0.9-4.4	<0.5	
Kevlar (Dupont)	12	3620	124	3-4	
PEEK (Zyex)	>7-8	700	8.5	?	Woven : filtration
PET (Dacron)	?	200-250	6-9	0.4	Woven : vascular grafts
Nylon	?	450-920	4-4.3	2.7-3.4	Sutures
S-Glass	~10	>3500	>80	<0.1	Dental reinforcement

Table II. Comparison of some biocompatible polymers

Material	E_t (MPa)	E_t (GPa)	Water absorption(%)	Medical application
Acrylates		0.4-1		
- bond	/	<5	~5	Dental resins for restorations
- flowable		7-13		
- veneer				
PMMA	80	3.3	0.35	Dental or bone cement, lenses
LDPE	3-16	0.1-0.27		
HDPE	20-40	0.4-1.25	<0.1	Acetabular cups, cartilage, dental fibre reinforcement
UHMWPE	37-46	0.8-2.7		
PP	30-40	0.11-1.6	?	Same as PE
PET	55	2.8	0.1	Vascular grafts
PA12	45	1.45-1.50	1.5	Nylons : sutures
PEEK	92	3.7	0.15	Hip stem prosthesis

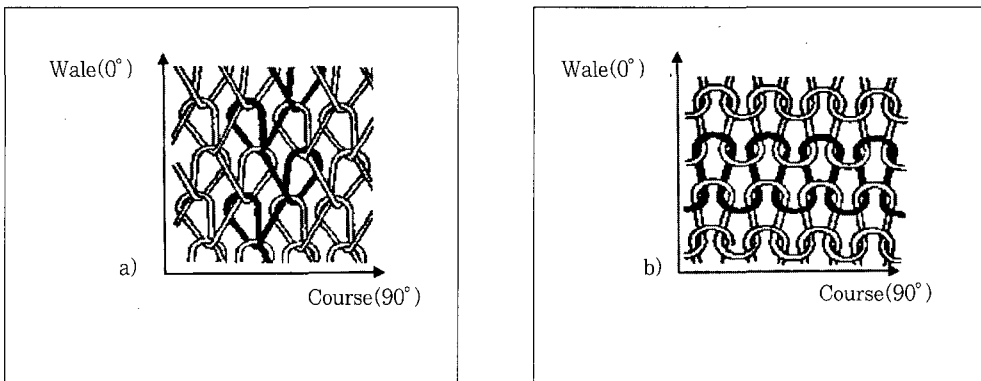


Fig. 1. Main types of knitted structures : a)warp : b)weft

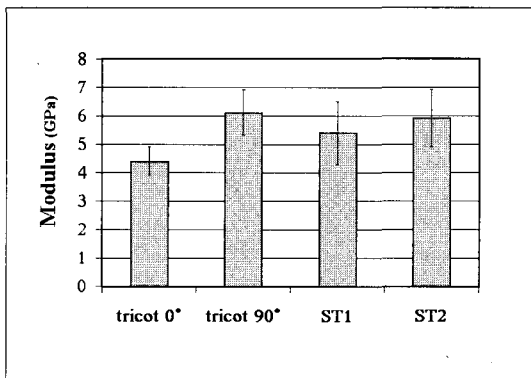


Fig. 2. Tensile elastic moduli of glass fibre knit / acrylate resin composite (crosshead speed = 12 mm/min)

적합성이 있는 것으로 알려진 레진의 종류를 나타내었다.

이들중 본 연구에서는 보강섬유의 밀도와 위치를 조절할 수 있고, 섬유의 보강효과를 최대화하기 위해서는 단섬유 보다 연속섬유를 사용하는 것이 바람직하다고 생각되어 knitted glass fabric을 연구대상으로 하였고, fibre 사양은 E-glass(68 tex fibres)를 사용하였다.

Knitted glass fabric은 Fig. 1과 같이 종횡 방향의 섬유배열구조에 따라 warp형과 weft형의 두가지 종류가 있는데 이는 그 코(loop)의 방향에 의해 구분된다. Rozant등²¹⁾의 연구에 의하면 이들 중 warp형의 drapability가 더욱 우수한 것으로 보고하였다.

Table III. Comparison of elastic properties of dentistry materials

Material	E(GPa)	ν
Knitted fabric reinforced composite	5	0.30
Filled resin (composite resin)	10	0.25
Dentin	15	0.30
Amalgam	34	0.35
Gold alloys	86	0.30
Ceramic	70	0.20

Knitted fabric reinforced composite fatigue strength : 13 MPa

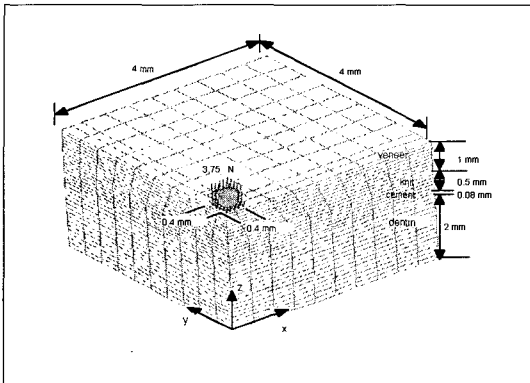


Fig. 4. F.E. Mesh (symmetry w.r.t xz&yz planes, clamped on xy plane)

2. 재료 물성 - knitted glass fabric/아크릴릭 레진

Mathieu 등²²⁾은 보철용 금관 제작을 모사하여 knitted glass fabric을 보강재로 하고 치과용 복합레진을 기질로 한 두께 1 mm의 외관 구조를 압착 성형방법으로 제작 하였다. 이들은 knitted glass fabric에 실란으로 표면처리하여 레진과의 접착성을 향상시킨 후 접착레진과 흐름성 있는 레진을 순차적으로 함침시켜 knitted fabric 강화 복합재를 성형하여 그 물성을 분석하였다. Fig. 2와 같이 내부 보강섬유, 즉 fabric의 방향에 따라 탄성률의 차이가 있으나 방향에 따른 물성차이가 크지 않으므로 본 연구에서의 유한요소해석에는 그 평균탄성률 5 GPa을 사용하였

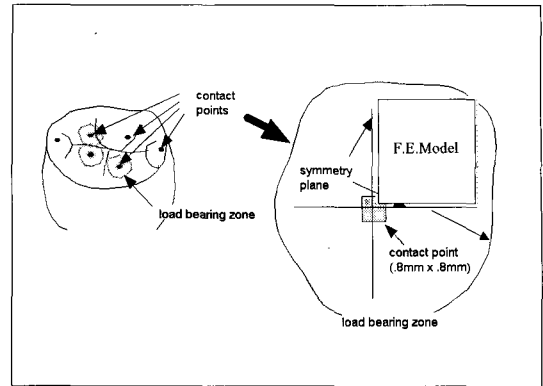


Fig. 3. Schematic diagram for F.E. modelling for the of the load affected area.

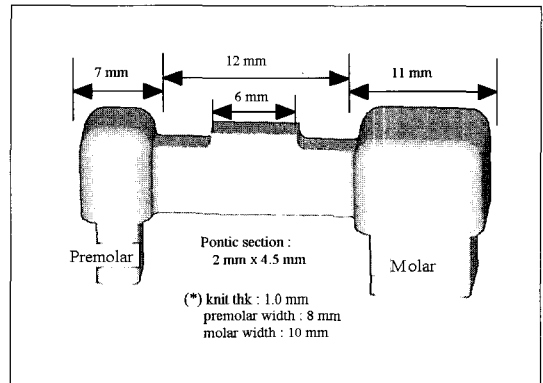


Fig. 5. CAD model of the 3 unit bridge of the knitted materials.

으며 Poisson ratio는 0.3을 적용하였다. Table III에 는 본 연구에서 사용된 소재(표에서 굵은 글자)의 물성을 아말감, 금합금 등과 비교하여 나타내었다.¹⁶⁾

3. Knitted glass fabric 강화 복합레진 단일 금관 강도 해석

1) 금관 접촉점에 대한 유한요소 모델링

금관구조 해석을 위한 유한요소 모델링의 개요도를 Fig. 3에 나타내었다. Fig. 3의 원편은 저작하중을 받는 구치부 금관의 모식도이고, 교합면에 5 - 6개의 접촉점이 있는 것으로 가정하였다. 각 접촉점 주위에는 대합치로부터 접촉점으로 전달되어 오는 저작 하중에 의해 응력이 발생하는 영역, 즉 하중부담영

역 (또는 하중 영향 영역)을 나타내었다. 이러한 하중부담영역은 교합면 표면에서는 좁으나 하방의 상아질방향으로 내려가면서 점차 넓어지는 사실상 원뿔형상을 가질 것으로 생각된다. 모델링의 편의를 위해 본연구에서는 Fig. 3의 오른쪽 모식도에서 보는 바와 같이 하중 부담 영역의 1/4 부위, 즉 사각 기둥을 해석영역으로 택하였다. 각 접촉점을 통하여 교합하중이 금관표면에 수직하중으로 가해질 경우를 하중조건으로 설정하고, Fig. 3의 오른쪽 모식도에서 보는 바와 같이 하중부담영역에는 2 개의 대칭면이 존재하게 되므로 그 1/4 만을 모델링하고 경계면에 대칭조건을 부여하였다.

유한요소해석은 2 가지 case에 대해 실시하여 서로 비교하였다. 우선 case 1의 경우, 금관은 내부에 두께 0.5 mm인 knitted glass fabric 소재의 shell과 표면에 복합레진으로만 구성된 1 mm 두께의 veneer층으로, 전체두께를 1.5 mm 두께로 가정하였고, 그 하부에는 0.08 mm 두께의 합착제 층이 있고 마지막으로 상아질이 가장 밑에서 이들을 지탱하는 것으로 가정하였다.

또한 case 2의 경우, knitted glass fabric 소재의 외관이 사용될 경우와 비교 하기 위하여 전체 금관이 복합레진으로만 구성되었을 경우를 가정하여 비교 평가하였다. 그 하부에는 0.08 mm 두께의 합착제층이 있고 마지막으로 상아질이 가장 밑에서 이들을 지탱하는 것으로 가정하였다.

Fig. 4는 본 연구에서 사용된 유한요소 mesh이다. 모든 유한요소해석에는 IDEAS version 8을 사용하였으며, 모든 요소는 IDEAS의 절점수 8개인 solid 요소이다.

2) 하중 및 경계조건

수직교합하중은 75 N으로 가정하였다. Fig. 3에서와 같이 5-6개의 접촉점을 가정하였으므로 각 접촉점이 분담하는 하중은 약 12.5 N이 되며, 접촉점의 1/4 면에는 Fig. 4에서와 같이 3.75 N이 작용하게 된다. 본 연구에서는 각 접촉점을 0.8 mm×0.8 mm의 면적을 갖는 것으로 하였고 그위에 접촉하중이 균등하게 압력을 가하는 것으로 가정하였다. 각 대칭면, 즉 Fig. 4의 xz면 및 yz면에서는 면대칭 변위조건을 부여 하였으며 상아질 밑면, 즉 xy면에서는 완전고정 경계조건(clamp)을 적용하였다.

4. Knitted glass fabric 강화 복합레진 3본 고정성 국소의치 강도 해석

1) 3본 고정성 국소의치의 형상 설계

3본 고정성 국소의치는 시술 빈도가 높고 하중이 가장 큰, 제1 대구치가 결손된 경우를 가정하였고, Fig. 5와 같이 IDEAS (version 8)의 CAD modeller를 이용하여 제2 소구치와 제2 대구치를 지대치로 한 3본 고정성 국소의치를 형상설계하였다. 골조를 구성하는 knitted glass fabric 은 두께가 1 mm 이고 그 표면을 0.5 mm의 복합레진으로 덮는 것을 가정하였으나, 표면의 복합레진 표면층은 고정성 국소의치의 구조하중을 지탱하지 않는 것으로 가정하였다.

2) 본 고정성 국소의치의 유한요소 모델링 하중 및 경계조건

Fig. 5와 같이 설계된 3본 고정성 국소의치 CAD 모델을 이용하여 IDEAS로 3 차원 유한요소 mesh를 생성하였다. 모델 전체에 걸쳐 IDEAS의 절점수 10개인 사면체 요소가 사용되었다. 3본 고정성 국소의치 유한요소 mesh를 따로 나타내지 않았으나 Fig. 8의 변위량 결과도에 그 개략적인 형태를 함께 나타내었다.

3본 고정성 국소의치에 대한 하중조건으로, 고정성 국소의치 중간에 위치하는 가공치 상부의 2 mm×6 mm 면에 75 mN의 하중을 면에 균일한 압력으로 부여하였고 변위 경계조건으로 각 지대치의 밑면을 완전고정(clamp)조건을 부여하였다.

Ⅲ. 성 적

1. Knitted glass fabric 강화 복합레진 단일 금관 강도 해석 결과

Fig. 6은 case 1의 경우로 금관이 복합레진으로만 구성된 1 mm 두께의 veneer층과 그 아래에 보강용 외관으로 두께 0.5 mm의 knitted glass fabric 강화 복합레진 층으로 구성되어진 경우로써, 75 N의 교합력이 작용하는 경우에 대한 응력해석의 결과이다. 3차원 응력해석이므로 결과 관찰의 편의를 위해 각 층별 응력을 순서 대로 도식하였다.

교합력이 금관에 최초로 전달되는 교합접촉점 주

위에서의 압축응력은 최대 29 Mpa 내외로 나타났고 (Fig. 6a), 그 하방의 두께 0.5 mm의 knitted glass fabric 강화 복합레진층에서의 응력분포는 veneer층보다 넓어진 응력지지영역을 보이며, 최대응력은 약 6 Mpa로 나타났다(Fig. 6b). Fig. 6c와 d는 시멘트층과 상아질층에서의 응력분포 로써, 응력지지영역은 더욱 넓어져 그 반경이 약 3 mm에 이르게 되며, 응력은 더욱 낮아져 최대응력이 3 Mpa수준으로 나타났다.

Fig. 7은 단일 금관 강도 해석의 case 2의 경우로 knitted glass fabric 보강재가 없이 금관의 표면층 1.5 mm가 모두 복합레진으로 이루어진 경우로써, 역시 교합하중 75 N이 작용할 때의 응력해석 결과이다. 다만, Fig. 6의 case 1의 경우와 비교하기 위하여 Fig. 7a와 b는 각각 표면 1 mm의 레진층과 그 하방의 0.5 mm 레진층에서의 응력을 별도로 도식하였다. Fig. 7의 경우 응력분포결과는 Fig. 6의 경우와 유사하게 나타났다.

Fig. 6 및 Fig. 7에 나타난 모든 응력요소는 제 3 주응력으로 최대 압축응력이다.

2. Knitted glass fabric 강화 복합레진 3본 고정성 국소의치 강도 해석 결과

Fig. 8은 3본 고정성 국소의치에 대한 해석 결과이다. Fig. 8(a), (b), (c)는 각각 중앙 가공치에 75 mN의 교합력이 작용할 때 고정성 국소의치에 발생하는 변위, 최대 인장 변형률 및 최대인장 응력을 나타낸 것이다. 그러므로 본 연구에서 목표로한 75 N의 외력조건 하에서의 응력결과 및 변위도 결과를 얻기 위해서는 Fig. 8의 결과에 균일하게 1000배 곱하여야 한다.

IV. 고 찰

섬유 강화레진 재료의 금관 외관이 필요한 강도를 갖기 위해 그 보강섬유는 합당한 강도를 가져야 하며, 구강내 환경하에서 화학적 안정성이 있어야 하며, 특히 수분 흡수성이 낮아야 하는데 이는 강도유지 및 치수 안정을 위해 매우 중요하다. 이외에도 레진기질과 접하는 계면에서의 접착성의 측면이 고려되어야 하며, 또한 심미성 역시 중요한 요소가 된다.

S-glass의 경우, 모든 조건을 만족하며 기계적 물성이 E-glass보다 우수하지만 가격 경쟁력이 떨어지며, kevlar나 Nylon은 흡수성이 높은 것이 문제점이 될 것이며, UHMWPE 섬유는 아크릴릭 레진과의 계면접착강도가 충분치 못한것으로 보고 되고 있다²⁴⁾. 기계적 물성이 월등히 우수한 탄소섬유 또는 알루미늄 등 금속섬유도 있으나 색깔이 검어서 또는 빛투과도가 낮아 심미성에 문제가 있다²⁵⁾.

그리고 지대치 형상을 재현하기 위해서는 제작성의 측면에서 보강섬유의 재질을 고려하여야 하는데 UD tape(unidirectional tape)나 woven fabric은 강도면에서는 우수하지만, 복잡한 3차원 형상을 갖는 1-2mm단위의 곡률을 갖는 지대치외형은 재현 할 수 없었다^{17,19,20)}.

이러한 특성을 감안할 때 E-glass가 보강섬유로 가장 적절한 것으로 보이며, knitted glass fabric 강화 복합레진의 강도 측정시 단일금관에서는 교합면에 수직방향으로의 교합 하중만이 주어지는 하중조건이므로 하중지지 기구(mechanism)는 주로 압축에 의한것이고, 응력분포 평가를 위해서는 최대압축하중이 채택되는 것이 타당하다고 생각된다. 3본 고정성 국소의치 에서는 하중지지 기구가 굽힘에 의한 것이므로 응력의 중요성을 감안할 때 최대인장응력을 평가하는 것이 타당하다고 생각된다.

이러한 실험결과 Fig. 6a의 표면층의 경우에는 교합력이 금관에 최초로 전달되는 접촉점의 주위에서 매우 국지적인 응력의 집중을 관찰할 수 있었다. 또한 응력띠를 통하여 보는 바와 같이 표면층의 압축 응력은 최대 29 MPa내외로 나타났으며, 이러한 응력집중과는 별도로 접촉점에서 1 mm 이상 떨어진 주위의 경우 응력이 사실상 발생 하지 않고 있음을 관찰 할 수 있었다. 이는 금관이 합착재를 통해 상아 질등 지대치 구조와 구조적으로 직접 연결되어 있다면 모든 교합하중이 압축력의 형태로 교합면의 접촉점 주위에 국한되어 그 하방으로 전달되어짐을 의미한다. 만약 어떤 이유로 지대치 교합면과 금관 사이에 공간이 존재하면 금관 교합평면의 측방으로도 굽힘의 형태로 응력이 전달될 수도 있지만 이는 비정상적인 상태이며 이럴 경우 굽힘 응력은 그 크기가 압축응력에 비해 월등히 커지게 되며 이에 따라 금관의 조기 파손이 일어날 수 있다.

Fig. 6b는 두께 0.5 mm의 knitted glass fabric 강

화 복합레진 층에서의 응력분포이다. 표면층 보다 다소 넓어진 응력지지영역을 볼 수 있으며 그와 비례하여 응력의 크기가 감소된 것을 관찰할 수 있다. 최대응력은 약 6 MPa내외이다. 이 재료의 압축강도에 대한 보고된 자료는 현재 구할 수 없었으나, Mathieu 등²²⁾에 의해 보고된 이 재료의 인장피로강도가 13 MPa임을 고려할때, 압축강도의 경우 이 보다 클 것으로 생각 되나 인장피로강도와 비슷한 수준이라고 가정하면 knitted glass fabric 강화 복합 레진의 강도가 충분한 것으로 추정할 수 있다.

Fig. 6의 c와 d는 각각 시멘트층과 상아질 층에서의 응력 분포를 나타낸 것이다. 교합접촉점 1.5 mm 아래로 내려온 시멘트층에서는 응력지지영역이 더욱 넓어져 그 반경 이 약 3 mm에 이르게 됨을 알 수 있으며 응력은 더욱 낮아져 최대응력이 약 3 Mpa 수준으로 낮아지는 것이 관찰된다. 그 하방의 상아질 층에서는 이러한 현상이 더욱 두드러 지게 된다.

Fig. 7의 case 2 경우 응력분포는 대체로 case 1의 경우와 유사하다. 즉, 금관 표면 의 복합레진 veneer 층 하방에 knitted glass fabric 강화 레진 재질로 보강을 한 경우와 하지 않은 경우 응력의 크기는 달라 지지 않는데 이는 하중전달경로가 단일경로 (single load path)이기 때문으로 생각된다. 접촉점 하방의 금관 재질의 탄성률 크기에 상관없이 접촉점을 통해 대합치로부터 전달되어오는 모든 하중은 그 하방으로 전달 되므로 응력의 크기가 두 case에서 같아진다. 다만 금관 재질의 탄성률이 작아지면 응력이 옆으로 확산되는 넓이가 커지게 되므로 탄성률이 복합 레진에 비해 낮은 knitted glass fabric 강화 레진이 존재하는 경우가 존재하지 않는 경우에 비해 응력이 다소 낮아지는 것이 관찰되지만 그 차이는 무시할 수 있는 정도로 생각된다.

case 1과 case 2의 응력 결과를 비교, 평가하면 두 case 모두에서 금관 의 강도는 충분한 것으로 결론지을 수 있다. 다만 표면층 접촉점 부위에서의 높은 응력 집중으로 인하여 이 부분에서의 강도에 대해 의문을 가질 수 있지만, Fig. 6, 7에서의 해석은 선형탄성해석이고, 따라서 항복강도 이상의 응력 결과는 단순화시킨 해석 방법에 따른 artifact이므로 무시할 수 있을 것으로 사료된다. 복합레진의 실제의 비선형적 물성 효과가 올바르게 모델링되었다면 응력 집중이 Fig. 6, 7에서 보는 것보다는 낮을 것으로 생각되

며, 따라서 복합레진 veneer층의 강도도 크게 문제가 되지 않을 것이다. 복합 레진체의 치아는 실제 국소의치, implant 상부의 치아 등 보철물에서 접촉점 주위에서 국지적인 파손없이 활용되고 있는 사례가 많다.

중양 가공치에 75 N의 교합력이 작용할 때에 대한 knitted glass fabric 강화 레진 재질의 3본 고정성 국소의치의 해석 결과 중 고정성 국소의치에 발생하는 변위를 나타낸 Fig. 8a에서는, 가공치 부위에서 최대의 수직변위는 0.035 mm이고, 가공치와 지대치의 연결부위, 즉 연조직의 건강을 위해 중요한 치간유두위치의 경우 수직변위는 0.01 mm 내외로 관찰된다. 해석시 변위 경계조건으로 지대치의 하부면에 완전고정을 가정하였으므로, 실제의 고정성 국소의치의 변위는 이 결과치에다 지대치의 치주인대의 변위값을 가산하여야 할 것이다. 그러나, 고정성 국소의치자체의 변위가 크지 않으므로 변위로 인한 조직 자극 문제는 발생치 않을 것으로 판단된다. 즉, 구치부의 3본 고정성 국소의치 소재로 knitted fabric 강화 레진의 강성은 충분하다는 것을 알 수 있다.

3본 고정성 국소의치에 작용하는 변형을 및 응력을 나타낸 Fig. 8 b, c의 경우에는, 가공치와 지대치 (제2 대구치)와의 연결부위에서 변형율과 응력의 집중현상을 나타낸다. 특히 응력의 경우 최대치가 20 MPa 정도까지 되는 것을 볼 수 있는데 이는 이 부위에서 fillet을 적절한 크기로 주지 못한 설계상의 문제인 것으로 보인다. Fig. 5에 나타난 바와 같이, 제2 대구치의 경우 그 협설측 폭경이 10 mm 로 앞쪽 지대치 제2 소구치에 비해 2 mm 크므로 같은 크기의 fillet을 주어도 응력집중현상이 크게 나타난다. 따라서 본 연구에서 CAD geometry 모델링에 사용한 IDEAS Modeller의 경우 surface modelling 기능이 약하여 fillet 크기를 적절히 조정할 수 없다는 문제가 있었으나 이 문제가 해결될 경우 응력의 최대치는 대체로 제2 소구치와의 연결부에서 관찰되는 응력수준인 15 MPa 정도가 될 것으로 추정하였다.

15 MPa 정도로 추정된 최대 인장응력은 Table III에 나타낸 바 Mathieu 등²²⁾에 의해 측정된 knitted fabric 강화 레진의 피로 강도 13 MPa 보다 높다. 즉, 교합력 75 N이 반복되어 작용한다면 고정성 국소의치에 손상(damage), 즉 미세균열이 축적되고 이에 따라 고정성 국소의치 의 강도가 점차 열화될 것으

로 예측할 수 있었다. 이상의 결과로 knitted fabric 강화 레진의 3본 고정성 국소의치 에 대한 응력해석을 수행한 결과 그 강도가 충분치 못한 것으로 나타났다. 그러나 knitted fabric 강화 레진은 강도 외에도 심미성의 강점이 있다. 그러므로 이를 우선 교합력이 작고 심미성이 특히 요구 되는 전치부의 3-4 본 고정성 국소의치 에 적용한다면 좋을 것으로 사료되며, 전치부의 경우 치관이 높고 간격은 좁으므로 그 고정성 국소의치의 강도 설계 측면에서도 구치 부의 경우보다 유리하다고 생각된다. 현재의 설계를 변경 없이 유지하며 3본 고정성 국소의치의 피로수명을 향상시키기 위해서는 교합력이 60 - 65 N 정도로 낮아져야 할 것이나, 실제 교합력은 수직방향 이외에도 측방하중, 모멘트 등이 복합적으로 작용 하므로 고정성 국소의치의 응력이 15 MPa 수준이하로 낮아질 수는 없을 것으로 생각되며 고정성 국소의치의 수명향상을 위해서는 보강기구에 대한 설계변경이 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 최근 복잡한 삼차원곡면을 가진 형상에의 적용을 목적으로 개발되어 치과용 소재로 가능성이 클 것으로 보이는 Knitted glass fabric을 복합레진에 대한 보강재로 사용하는 방안을 강도의 측면에서 분석하였다. Knitted glass fabric 강화 복합레진을 사용하여 구치용 단일 금관을 제작하였을 때의 강도를 분석하기 위하여, 75 N의 수직 저작하중이 전달되는 접촉점 주위의 응력해석을 실시하였다. 더 나아가 knitted glass fabric 강화 복합레진을 고정성 국소의치 에 대한 적용가능성을 평가하기 위하여 제1 대구치가 결손된 3본 고정성 국소의치의 가공치 상부 2(6 mm면에 75 N의 교합하중이 가해질 경우의 응력을 유한요소법을 이용하여 해석하였고 본 연구에서의 유한요소 해석에는 IDEAS version 8을 사용하였다. 본 연구를 통하여 얻은 결과 및 결론을 요약하면 다음과 같다.

1. Knitted glass fabric 강화 레진은 단일 금관의 외관 소재로 충분한 강도와 강성을 가진 것으로 평가되었다.
2. 교합력이 큰 제 1대구치가 소실된 경우를 가정한 3본 고정성 국소의치 의 경우, knitted glass fab-

ric 강화 레진 단독으로는 강도가 충분치 못하였다. 75 N 교합하중하에서 고정성 국소의치 연결부에서의 응력은 15 MPa 내외로 재료의 피로강도 13 MPa 보다 약 15% 크다.

참고문헌

1. Macchi RL, Craig RG. Physical and Mechanical properties of composite restoration materials. JADA 1969;78:328-44.
2. Raptis CN, Fan PL, Powers JM. Properties of microfilled and visible light cured composites. JADA 1979;99:631-3.
3. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. J Prosthodont 1995;4:183-7.
4. Kelly A, Zweben C. Comprehensive composite materials. Elsevier 2000.
5. Krause WR, Park SH, Straup RA. Mechanical properties of Bis-GMA resin short glass fiber composites. J Biomed Mater Res 1989;23:1195-211.
6. Vallittu PK. A review of fibre-reinforced denture base resins. J Prosthodont 1996;5:270-76.
7. Lee SI, Kim CW, Kim YS. Effects of chopped glass fibre on the strength of heat cured PMMA resin. J Korean Academy of Prosthodontics 2001;39:589-98.
8. Smith DC. Recent developments and prospects in dental polymer. J Prosthet Dent 1962;12:1066.
9. Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture resin. Br Dent J 1974;137:21-2.
10. Wylegalska RT. Reinforcing dental base material with carbon fiber. Dental Technol 1973;26:97.
11. Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibers. Br Dent J 1979;146:25.
12. Grant AA, Greener EH. Whisker rein-

- forcement of polymethylmethacrylate denture base resins. *Aust Dent J* 1967;12:29.
13. Skirvin DR, Vermilyea SG, Brady RE. Polymethacrylate reinforcement: Affect on fatigue failure. *Military Med* 1982;147:1037.
 14. Henry PJ, Bishop BM, Purt RM. Fiber-reinforced plastics for interim restorations. *Quint Dent Tech* 1990/1991:110-123.
 15. Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate : a short communication. *Dent Mater* 1997;13:381-2.
 16. Jancar J, DiBenedetto AT. Fibre reinforced thermoplastic composites for dentistry. Part 1 : Hydrolytic stability of the interface. *J Mater Sci : Mater Med* 1993;4:555-61.
 17. Scherrer SS, Botsis J, Studer M, et al. Fracture toughness of aged dental composites in combined mode I and mode II loading. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 2000;53:362-70.
 18. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate) : properties under dry and wet conditions. *J Biomed Mater Res* 1987;21: 1065-80.
 19. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998;7:170-6.
 20. Verpoest I. Composite preforming techniques. *Polymer matrix composites*. J.-A. E. Manson, R. Talreja, Elsevier Science Ltd 2000;2:642-7.
 21. Rozant O, Bourban PE, Manson JAE. Drapability of dry textile fabrics for stampable thermoplastic preforms. *Composite Part A. Applied science and manufacturing* 2000;32:1167-77.
 22. Mathieu L, Bourban PE, Manson JAE. Fibre reinforced composites for dental prosthetic restorations. Final report. EPFL 2001:Septembe.
 23. Verpoest I, Gommers B, Huysmans G, et al. The potential of knitted fabrics as a reinforcement for composites. *Proceedings of ICCM-11* 1997.
 24. Ladizesky NH, Ward IM. A review of plasma treatment and the clinical application of polyethylene fibres to reinforcement of acrylic resins. *J Mater Sci : Mater Med* 1995;6:497-504.
 25. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibers. *Br Dent J* 1971;130:29.

Reprint request to:

Kyu-Bok Lee, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University

101, Dong-In Dong, Jung Gu, Daegu, 700-422, Korea

Tel. 82-53-424-7528

E-mail : sky@smilebon.com

사진부도 ①

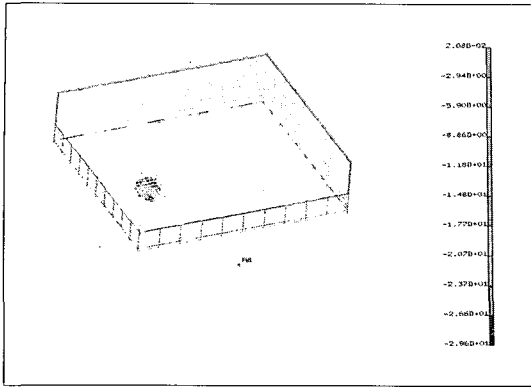


Fig. 6a. Stresses in the resin veneer for case 1 - single crown with knitted composite below resin veneer

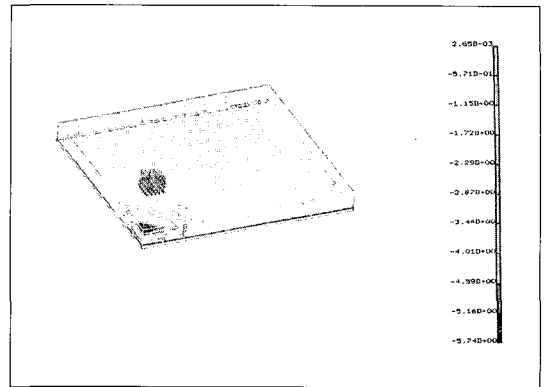


Fig. 6b. Stresses in the knitted glass fabric reinforced resin layer for case 1 - single crown with knitted composite below resin veneer

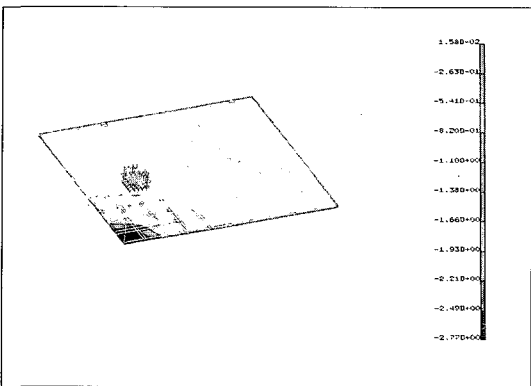


Fig. 6c. Stresses in the cement layer for case 1 - single crown with knitted composite below resin veneer

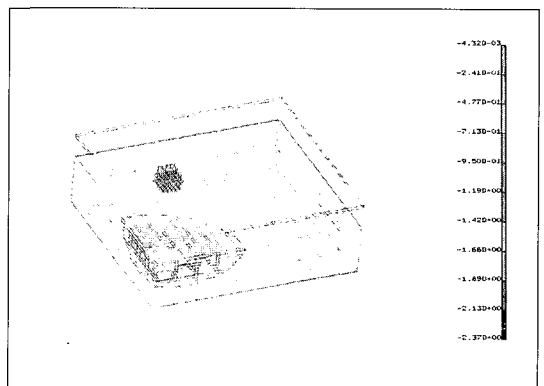


Fig. 6d. Stresses in the dentin layer for case 1 - single crown with knitted composite below resin veneer

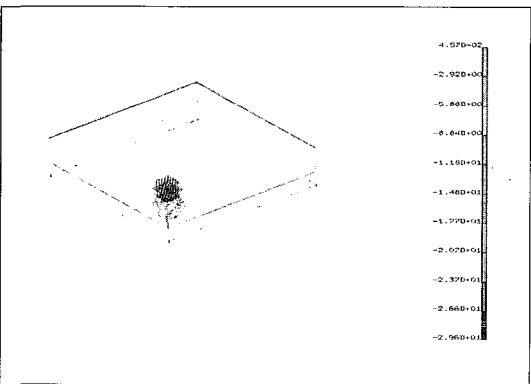


Fig. 7a. Stresses in the top resin veneer for case 2 - single crown without knitted composite below resin veneer

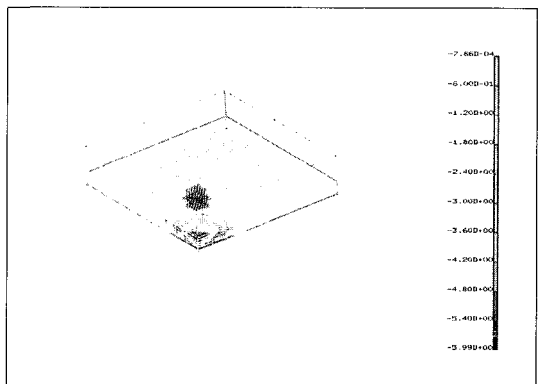


Fig. 7b. Stresses in the underlying resin veneer for case 2 - single crown without knitted composite below resin veneer

사진부도 ②

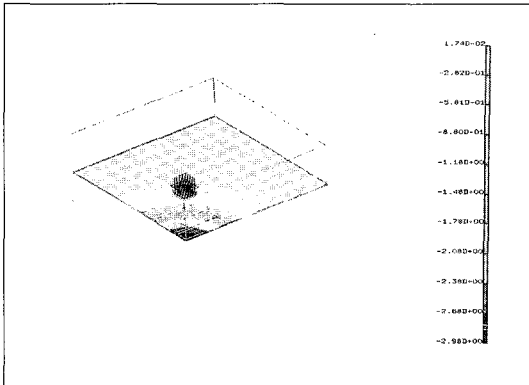


Fig. 7c. Stresses in the cement layer for case 2 - single crown without knitted composite below resin veneer

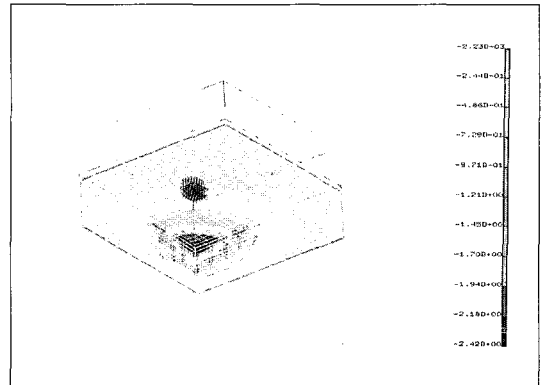


Fig. 7d. Stresses in the dentin layer for case 2 - single crown without knitted composite below resin veneer

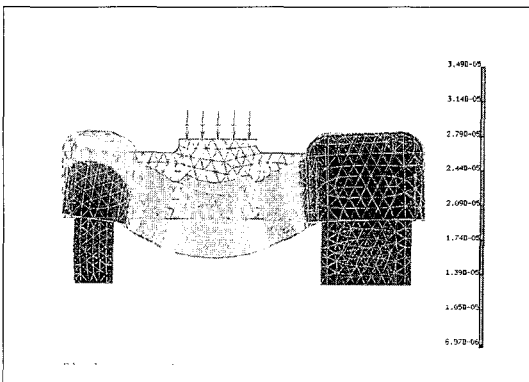


Fig. 8a. Displacement with deformed shape. Finite element mesh is shown on undeformed shape. Max. vertical displacement of approx. 0.035 mm occurs at the middle part of the pontic. (To this, displacement of the abutment teeth as a result of deformation in the PDL should be added to get the real displacement of the overall bridge)

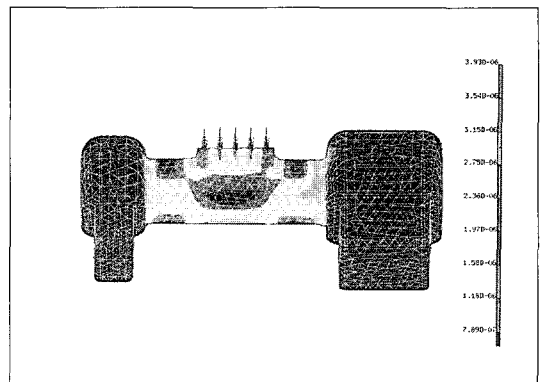


Fig. 8b. Maximum Principal strain (tensile) : Max. of approx. 0.31 %

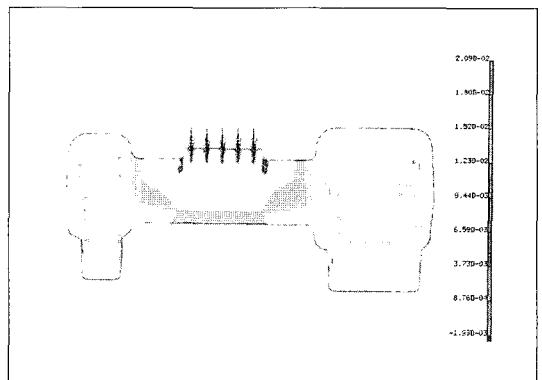


Fig. 8c. Maximum principal stress (tensile) : approx. 15 Mpa

ABSTRACT

A FEASIBILITY STUDY ON THE APPLICATION OF THE KNITTED GLASS FABRIC COMPOSITES TO FIXED PROSTHODONTIC RESTORATION IN DENTISTRY

Jae-Min Chung, D.D.S., M.S.D., Kyu-Bok Lee, D.D.S., M.S.D.,
Kwang-Hun Jo, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics School of Dentistry, Kyungbuk National University

Current dental restorations present a relatively weak resistance to fracture. Owing to their unique mechanical properties, fibre-reinforced polymers are now being considered. Unidirectional or woven continuous fibres, made of glass, polyethylene, carbon or Kevlar, have been evaluated. This study focused on the use of glass fibre knitted fabrics to reinforce acrylate resins, in order to investigate the possibility to construct single crowns as well as three unit bridges. Some points affecting the final composite system were tested : 1) static strength, with focus on the stress transfer under a occlusal contact point ; 2) modelling of a three unit bridge ; 3) fatigue strength as a posterior three unit bridge material. The study demonstrated that knitted fabric reinforcements are showing an interesting compromise between stiffness, static strength for single crown. For three unit bridge applications in the posterior arch, however, knitted glass fabric reinforcements were not strong enough in fatigue. An additional reinforcement in the posterior arch fixed partial denture design was recommended.

Key words : Knitted glass fabric, Single crowns restoration, Three unit bridge restorations, Static strength, Fatigue strength