의치상 레진 강화재가 의치상 굽힘강도에 미치는 영향

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

이준식 · 송영균 · 조인호

본 연구에서는 광중합형 석영 섬유인Quarts Splint™ Mesh를 중심으로 다양한 강화재의 의치상 보강 효과에 대해 알아보고자 하였다. 의치상 레진으로 Lucitone199®와 QC-20을 사용하였으며 강화재로 폴리에틸렌 섬유인 Ribbond®, Quarts Splint™ Mesh, 금속 격자 강화재를 사용하였다. 2.0×10.0×65.0 mm 시편을 각각 10개씩 제작하였으며 2.5×10.0×65.0 mm, 3.0×10.0×65.0 mm 시편도 제작하였다. Lucitone199® 레진은 QC-20 레진보다 높은 굽힘강도를 나타내었으며, 대조군에서 유의차를 나타내었다($p<0.05$). Lucitone199® 및 QC-20 레진으로 제작한 2.0 mm 두께 시편에서 굽힘강도는 금속 격자 강화재, Quarts Splint™ Mesh, Ribbond®, 대조군 순으로 감소되었다. Lucitone199® 레진을 이용하여 제작한 두께 2.0 mm, 2.5 mm 시편에서 Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군은 대조군보다 유의하게 높은 굽힘강도를 나타내었으며($p<0.05$), 두께 3.0 mm 시편에서는 유의차가 없었다.

주요어: 의치상, 강화재, Quarts Splint™ Mesh, 굽힘강도 (**구강회복응용과학지** 2012:28(4):327~337)

서 론

부분 무치악 환자에서 상실치는 고정성 또는 가철성 보철물로 수복될 수 있으며, 상실치가 광범위하거나 악안면 수술이 시행된 경우 가철성 보철물로 수복해줄 수 있다.[1] PMMA (polymethylmethacrylate)는 만족할 만한 물리적 성질, 간편한 조작성과 경제적인 이점, 우수한 심미성과 생체적합성 등으로 인하여 현재까지 의치상 재료로 가장 널리 사용되고 있지만 중합수축률이 크고 열전도율이 낮으며 금속의치상에 비하여 낮은 파절저항성이 임상적인 문제점으로 지적되어 왔다.[2,3] 이러한 의치상 파절은 해결되지 않는 문제 중의 하나이며, 구강 외부의 충격으로 인하여 파절될 수도 있고 구강 내부에서 발생되는 반복적인 낮은 응력이 원인이 되어 파절될 수도 있다.[4,5] 후자의 경우 중심선 근처에서 파절이 가장 빈번하게 발생하며, 하악에 비하여 상악 의치에서 2배 이상 빈번히 발생한다고 알려져 있다.[6] 상악에서 의치상 파절이 주로 발생하는 부위는 순측소대를 위한 순절흔과 일치되는 구개정중선 부위이며,[7] 사고로 인한 충격, 양측성 균형교합의 불균형, 내면 적합도 불량 등이 주요한 원인으로 간주되고 있다.[8] 년당 50만 회에 가까운 반

교신저자: **조인호**
단국대학교 치과대학 치과보철학교실
충청남도 천안시 동남구 신부동 산7-1, 330-716, 대한민국.
Tel: +82-41-550-1974, E-mail: cho8511@dankook.ac.kr
원고접수일: 2012년 09월 10일, 원고수정일: 2012년 11월 26일, 원고채택일: 2012년 12월 25일

복적 저작으로 인해 발생하는 의치상 레진의 휨 변형 증가도 의치상 파절의 중요한 요인으로 간주되어 왔으며 지지조직의 변화, 인공치의 마모, 의치상의 변화 등에 의해 변형이 심화될 수 있다.[9] 이와 같은 의치상 파절을 방지하기 위하여 다양한 시도가 이루어져 왔으며, 의치상 내의 잔존 응력을 감소시키고 표면 결함을 없애기 위하여 세심한 중합과정을 수행하는 것이 파절 저항성을 향상시킬 수 있다고 알려져 있다. 또한 공중합, 교차결합 등의 방법도 사용될 수 있는데, 공중합에 의한 내부 가소화 방법을 사용하게 되면 중합체 사슬에 단량체들이 무질서하게 혼합되는 대신 하나의 골격 옆에 다른 종류의 중합체 사슬이 붙는 접지 공중합체 및 단량체들이 교대로 결합되어 있는 블록 공중합체가 됨으로써 아크릴릭 레진의 강화 효과를 얻을 수 있다.[10] 교차결합은 공중합의 특별한 예로서 균일한 중합체가 단일 교차결합 인자에 의하여 연결됨으로써 구성되며 일반적으로 교차결합을 하게 되면 피로저항과 충격강도가 감소한다고 알려져 있다.[11] 그 밖에 고강도 중합체를 사용하거나 강한 교합력을 갖는 환자에서 금속 의치상을 제작해줌으로써 파절 가능성을 감소시킬 수 있다.[12] 구개 전방부를 완압하여 주는 것은 정중구개봉합 부위의 과도한 부하를 줄여줄 수 있으며,[13] 변연 봉쇄를 증가시키기 위해 협소대 주변으로 얇은 비드를 위치시키는 것은 응력분산을 용이하게 해준다.[14] 또한 응력이 집중되는 부위의 의치상을 두껍게 하거나[15] 고강도 섬유를 첨가하는 방법이 시도되어 왔다.

최근에는 유리 섬유가 개발되어 보강재로 사용되고 있으며, Vojtkova등[16]은 아크릴릭 레진에 유리 섬유를 첨가함으로써 기계적 성질이 향상될 수 있다고 보고하였다. 이처럼 유리 섬유를 첨가할 경우 피로저항성, 굽힘강도 등을 향상시킬 수 있으며,[17] 금속 강화재보다 심미적이기 때문에 최근 사용이 증가하고 있지만 이에 관한 연구는 부족한 실정이다. 본 논문에서는 유리 섬유의 일종인 광중합형 석영 섬유 (Quarts Splint™ Mesh, RTD, Rue Louis Neel, France)를 중심으로 다양한 강화재의 의치상 보강 효과에 대해 알아보고자 하였다. 또한 의치상 두께에 따른 보강 효과 차이도 알아보고자 하였다.

연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) PMMA 계열의 열중합형 의치상 레진 (QC-20, Dentsply Dental Co., Tianjin, China)
2) PMMA 계열의 고강도 열중합형 의치상 레진 (Lucitone199®, Dentsply International Inc., York, PA, USA)
3) 고밀도 폴리에틸렌 섬유 (Ribbond®, Ribbond Inc., Seattle, WA, USA)
4) 석영 섬유로 구성된 격자 강화재 (Quarts Splint™ Mesh, RTD, Rue Louis Neel, France)
5) 주조용 Co-Cr 합금을 이용한 금속 격자 강화재 (Wironium, Bego, Bremen, Germany)

2. 연구방법

1) 시편제작

의치상 레진으로 Lucitone199® 및 QC-20을 사용하였으며 시편은 의치상 레진의 횡단변형 실험에 관한 미국치과의사협회 표준 No.12에 의거하여 2.0×10.0×65.0 mm로 제작하였다. 왁스를 시편과 같은 크기로 자른 후 매몰 및 중합하여, 의치상 레진 시편을 제작하였다. 강화재는 8.0×60.0 mm로 제작하여(Fig. 1), 시편의 가운데 위치하도록 하였으며, 강화재를 넣지 않은 군을 대조군으로 하였다. 의치상 레진으로 Lucitone199®와 QC-20을 사용하여 대조군, 고밀도 폴리에틸렌 섬유로 보강한 시편, 석영 섬유 격자 강화재로 보강한 시편, 금속 격자 강화재로 보강한 시편을 각각 10개씩 총 80개의 시편을 2.0 mm 두께로 제작하였다(Table I). Lucitone199® 의치상 레진을 사용하여 추가적인 시편을 제작하였는데,

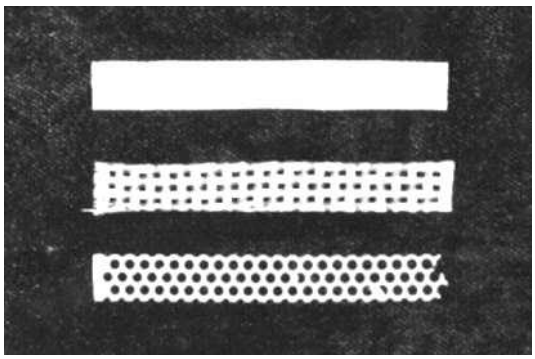

Fig. 1. Specimens (8.0 x 60.0 mm) were Ribbond®, Quarts Splint™ Mesh and metal mesh from the top

대조군과 Quarts Splint™ Mesh를 넣은 시편을 두께 2.5 mm, 3.0 mm로 각각 10개씩 총 40개 제작하였다(Table Ⅱ). Sandpaper grit size 200, 600, 1000을 순차적으로 사용하여 시편의 표면을 균일하게 형성하였으며 디지털캘리퍼 (Digimatic caliper, Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japan)를 이용하여 시편의 두께를 조절하였다.

2) 강화재의 전처리

Ribbond® 는 제조사의 지시에 따라 필러가 포함되지 않은 레진 접착제 (Adper™ Single Bond2, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를 도포하고 20초 동안 광중합한 후 모노머를 도포하고 의치상 레진에 함입시켰다. 한편 Quarts Splint™ Mesh는 제

Table Ⅰ. Number of specimens of classified groups according to denture base resins and reinforcing materials

Reinforcing materials	N	
	QC-20	Lucitone199®
Control	10	10
Ribbond®	10	10
Quarts Splint™Mesh	10	10
Metal mesh	10	10

The thickness of denture base resin is 2.0 mm.

Table Ⅱ. Number of specimens of classified groups according to the thickness of denture base resin

The thickness of denture base resin	N	
	Control	Quarts Splint™Mesh
2.0 mm	10	10
2.5 mm	10	10
3.0 mm	10	10

Lucitone199® is used for denture base resin.

조사의 지시에 따라 20초 동안 광중합한 후 모노머를 도포하고 의치상 레진에 함입시켰으며, 금속 격자 강화재는 모노머를 도포한 후 의치상 레진에 함입시켰다.

3) Thermocycling 시행

구강 내 상황을 재현하기 위하여 thermocycling을 시행하였으며 thermocycling machine (HA-K178, Tokyo Tech CO., Ltd., Tokyo, Japan)을 사용하여 5℃ 및 55℃ 수조에 교대로 30초 간격으로 2000회 침수시켰다.

4) 전단강도 실험

인스트론 (Instron 5583, Instron®, Norwood, MA, USA)을 이용하여 3점 굽힘 실험을 시행하였다. 지지점 간의 거리는 40.0 mm로 설정하였으며 5.0 mm/min crosshead speed로 하중을 가하기 시작하여 기록지 상에서 힘의 증가가 감소하는 순간의 하중을 기록하였다. 굽힘강도는 다음의 공식을 이용하여 계산하였다.

$S = 3FL/2bd^2$

S: 굽힘강도(kg/mm^2)
F: 파절시 부하(kg)
L: 지지점간 거리(mm)
b: 시편의 폭(mm)
d: 시편의 두께(mm)

5) 통계분석

통계처리는 SPSS (Release 19.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA)를 사용하였으며 정규성 검정을 위해 K-S test(Kolmogorov-Smirnov Goodness of fit test)를 시행하였고 independent t-test와 one-way ANOVA를 활용하여 분석하였다.

결 과

1. 의치상 레진으로 Lucitone199® 및 QC-20을 사용하여 두께 2.0 mm 시편을 제작하였을 때 의치상 레진에 따른 굽힘강도 비교

대조군의 평균(표준편차) 굽힘강도는 Lucitone 199® 의치상 레진에서 75.27(2.33) kg/mm^2, QC-20 의치상 레진에서 70.30(5.34) kg/mm^2의 값을 나타내었으며 Ribbond®로 보강한 군의 평균(표준편차) 굽힘강도는 Lucitone199® 의치상 레진에서 77.77(6.43) kg/mm^2, QC-20 의치상 레진에서 75.14(7.82) kg/mm^2의 값을 나타내었다. Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군의 평균(표준편차) 굽힘강도는 Lucitone199® 의치상 레진에서 84.90 (7.72) kg/mm^2, QC-20 의치상 레진에서 81.62 (7.89) kg/mm^2의 값을 나타내었으며 금속 격자 강화재로 보강한 군의 평균(표준편차) 굽힘강도는 Lucitone199® 의치상 레진에서 109.41(14.29)

Table Ⅲ. Means and standard deviations on the transverse strength of the denture resin according to the reinforcing materials (unit : kg/mm^2)

Reinforcing material	Mean (SD)		p-value
	Lucitone199®	QC-20	
Control	75.27 (2.33)	70.30 (5.34)	.019*
Ribbond®	77.77 (6.43)	75.14 (7.82)	.421
Quarts Splint™Mesh	184.90 (7.72)	81.62 (7.89)	.359
Metal mesh	109.41 (14.29)	101.72 (6.60)	.147

The thickness of denture base resin is 2.0 mm.
* denotes pair of groups significantly different at level of 0.05.

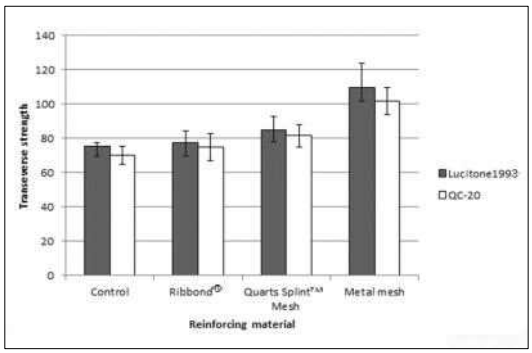

Fig. 2. Means and standard deviations on the transverse strength of the denture resin according to the reinforcing materials

kg/mm^2, QC-20 의치상 레진에서 101.72(6.60) kg/mm^{2}의 값을 나타내었다. 이를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 귀무가설이 채택되었고, 시편수 및 정규성 검정 결과를 고려하여 independent t-test를 시행하였다. 대조군에서 Lucitone199® 의치상 레진의 굽힘강도는 QC-20 의치상 레진의 굽힘강도보다 유의하게 높았으며 ($p<0.05$), 강화재를 넣은 군에서 Lucitone199® 의치상 레진의 굽힘강도는 QC-20 의치상 레진의 굽힘강도보다 높았지만 유의차는 없었다(Table Ⅲ, Fig. 2).

2. Lucitone199® 의치상 레진을 사용하여 2.0 mm 두께의 시편을 제작하였을 때 강화재에 따른 굽힘강도 및 파절양상 비교

평균(표준편차) 굽힘강도는 대조군에서 75.27 (2.33) kg/mm^2, Ribbond®를 넣은 군에서 77.77 (6.43) kg/mm^2, Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군에서 84.90(7.72) kg/mm^2, 금속 격자 강화재를 넣은 군에서 109.41(14.29) kg/mm^{2}를 보였다(Table Ⅲ, Fig. 2). 이를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 귀무가설이 채택되었고, 시편수 및 정규성 검정 결과를 고려하여 one-way ANOVA 분석을 시행하였다. Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 굽힘강도는 대조군보다 유의하게 높았으며 ($p<0.05$), 금속 격자 강화재로 보강한 군보다 유의하게 낮은 값을 보였다($p<0.05$)(Table Ⅳ). 또한 Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 굽힘강도는 Ribbond®를 넣은 군보다 높은 값을 보였지만 유의차는 없었다(Table Ⅳ). 실험 결과, 대조군 시편은 완전히 분리되었으며, 강화재로 보강한 시편은 강화재가 파절편을 유지시키고 있기 때문에 분리되지 않았다.

3. QC-20 의치상 레진을 사용하여 2.0 mm 두께의 시편을 제작하였을 때 강화재에 따른 굽힘강도 및 파절양상 비교

평균(표준편차) 굽힘강도는 대조군에서 70.30 (5.34) kg/mm^2, Ribbond®를 넣은 군에서 75.14(7.82) kg/mm^2, Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군에서 81.62(7.89) kg/mm^2, 금속 격자 강화재를 넣은 군에서 101.72(6.60) kg/mm^{2}를 보였다(Table Ⅲ, Fig. 2). 이를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 귀무가설이 채택되었고, 시편수 및 정규성 검정 결과를 고려하여 one-way ANOVA 분석을 시행하였다. Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 굽힘강도는 대조군보다 유의하게 높았으며 ($p<0.05$), 금속 격자 강화재로 보강한 군보다 유의하게 낮은 값을 보였다($p<0.05$)(Table V). 또한 Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 굽힘강도는 Ribbond®를 넣은 군보다 높은 값을 보였지만 유의차는 없었다(Table V). 실험 결과, 대조군 시편은 완전히 분리되었으며, 강화재로 보강한 시편은 강화재가 파절편을 유지시키고 있기 때문에 분리되지 않았다.

4. 의치상 레진 두께에 따른 Quarts Splint™ Mesh의 의치상 강화 효과 비교

Lucitone199® 의치상 레진을 이용하여 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm 두께 시편을 제작하였다. 2.0 mm 두께 시편의 평균(표준편차) 굽힘강도는 대

Table Ⅳ. Results of multiple range test on the transverse strength of the Lucitone199® resin among the reinforcing materials

	Control	Ribbond®	Quarts Splint™ Mesh	Metal Mesh
Control				
Ribbond®				
Quarts Splint™ Mesh	*			
Metal mesh	*	*	*	

* denotes pair of groups significantly different at level of 0.05.

Table Ⅴ. Results of multiple range test on the transverse strength of the QC-20 resin among the reinforcing materials

	Control	Ribbond®	Quarts Splint™Mesh	Metal Mesh
Control				
Ribbond®				
Quarts Splint™Mesh	*			
Metal mesh	*	*	*	

* denotes pair of groups significantly different at level of 0.05.

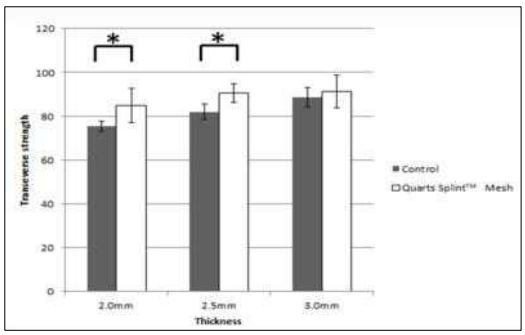

Fig. 3. Results of independent t-test on the transverse strength of the denture resin of different thickness between control group and reinforcing group with Quarts SplintTM Mesh

조군에서 75.27(2.33) kg/mm^2, Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군에서 84.90(7.72) kg/mm^{2}의 값을 나타내었으며, 2.5 mm 두께 시편의 평균(표준편차) 굽힘강도는 대조군에서 81.94(3.50) kg/mm^2, Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군에서 90.59(4.33) kg/mm^2 의 값을 나타내었다(Table Ⅵ, Fig. 3). 3.0 mm 두께 시편의 평균(표준편차) 굽힘강도는 대조군에서 88.67(4.43) kg/mm^2, Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군에서 91.20(7.53) kg/mm^{2}의 값을 나타내었다(Table Ⅵ, Fig. 3). 이를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 귀무가설이 채택되었고, 시편수 및 정규성 검정 결과를 고려하여 independent t-test를 시행하였다. 2.0 mm, 2.5 mm 두께 시편에서 굽힘강도는 Quarts Splint™ Mesh

Table Ⅵ. Results of independent t-test on the transverse strength of the denture resin of different thickness between control group and reinforcing group with Quarts Splint™ Mesh

(unit : kg/mm^2)

The thickness	Mean (SD)		p-value
	Control	Quarts Splint™ Mesh	
2.0 mm	75.27 (2.33)	84.90 (7.72)	.003*
2.5 mm	81.94 (3.50)	90.59 (4.33)	.000*
3.0 mm	88.67 (4.43)	91.20 (7.53)	.372

Lucitone199® is used for denture base resin.

* denotes pair of groups significantly different at level of 0.05.

를 넣은 군이 대조군보다 유의하게 높았으며 ($p<0.05$), 3.0 mm 두께 시편에서는 유의차가 없었다(Table Ⅵ).

고 찰

금속 강화재는 금속 plate, 금속 wire, 금속 mesh 등의 형태가 있으며, Jeong[18]은 금속 mesh 및 금속 plate로 의치상을 보강한 군이 보강하지 않은 군보다 낮은 인장변형을 보였고 금속 mesh 형태가 금속 plate 형태보다 우수한 보강효과를 나타내었다고 보고하였다. 본 실험에서는 보강효과가 우수하다고 알려진 격자 형태를 사용하였으며 임상적으로 가장 빈번하게 사용되는 20 gauge wax를 이용하여 8.0×60.0 mm 시편을 제작하였고 주조용 Co-Cr 합금인 Wironium을 이용하여 주조하였다.

Vallittu[19]는 강화섬유를 부분적으로 위치시킬 때 양적 한계를 극복하기 위하여 강화섬유의 기계적 특성에 영향을 주는 요소에 대하여 이해할 필요가 있으며, 강화섬유와 폴리머 간의 적절한 결합을 얻는 것이 중요하다고 보고하였다. 최근 연구에서는 강화섬유를 모노머로 전처리시키는 것이 강화섬유의 적절한 함입을 도울 수 있다고 보고하였으며,[20] 과량의 모노머로 인하여 기포가 발생할 수 있기 때문에 즉각적인 온성이 필요하다고 보고하였다.[21] 따라서 본 실험에서는 강화섬유와 폴리머의 결합력을 증진시키기 위하여 강화섬유를 모노머로 전처리한 후 즉시 의치상 레진에 함입시켜 온성하였다.

Thermocycling은 구강 내의 온냉 상태를 모방하여 온도변화에 따른 재료의 물리적 성질을 평가하는 방법으로, 계류시간은 약 30초 이내, 온도는 최저 4~5℃, 최고 50~60℃ 범위로 설정하고 있다.22-25) 본 실험에서도 thermocycling machine을 사용하였으며 5℃와 55℃ 수조에 30초 간격으로 2000회 교대로 침수시켰다.

2.0 mm 보다 얇은 두께의 의치상은 평균적인 저작압이 가해졌을 때 상당량의 변형이 발생하기 때문에 부적절하다고 알려져 있으며,[26,27] 구개부 의치상의 두께가 4.0 mm를 넘는 경우에는 환자들의 대부분이 적응하지 못한다고 보고되고 있다.[28] 본 논문에서는 구개부 의치상에 초점을 맞추어 실험을 진행하였으며 각각 2.0 mm, 2.5 mm, 3.0 mm 두께의 시편을 제작하였다. 의치상은 금속 의치상과 레진 의치상 등으로 나눌 수 있으며,[29] 본 연구에서는 고강도 열중합형 레진인 Lucitone199® 의치상 레진과 일반 열중합형 레진인 QC-20 의치상 레진이 사용되었다. 본 연구에서는 Lucitone199® 의치상 레진이 QC-20 의

치상 레진보다 높은 굽힘강도를 나타내었으며, 이는 Dixon 등[30]에 의한 연구에서 Lucitone199® 의치상 레진이 일반 열중합 레진보다 유의하게 높은 굽힘강도를 나타내었다는 연구 결과와 일치하였다. Lucitone199® 의치상 레진과 QC-20 의치상 레진은 PMMA를 주성분으로 하고 있는 아크릴릭 레진이지만, Lucitone199® 의치상 레진은 고무 분자 물질이 아크릴릭 레진의 기본구조에 결합하여 내부의 충격 흡수 장치를 만들기 때문에 피로 저항성과 충격강도가 향상될 수 있다고 알려져 있다.

Lucitone199® 의치상 레진 및 QC-20 의치상 레진을 사용하여 2.0 mm 두께의 시편을 제작하였을 때, Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 평균 굽힘강도는 대조군보다 유의하게 높았으며 ($p<0.05$), 금속 격자 강화재로 보강한 군보다 유의하게 낮은 값을 보였다($p<0.05$). 또한 Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 평균 굽힘강도는 Ribbond®를 넣은 군보다 높은 값을 보였지만 유의차는 없었다. 하지만 이와 대조적으로 Park등[31]의 연구에서는 폴리에틸렌 섬유로 보강한 군의 파절강도가 유리 섬유로 보강한 군의 파절강도보다 유의하게 높은 값을 나타내었다($p<0.05$). 이러한 차이는 사용된 유리 섬유의 형태가 달랐기 때문으로 사료되며, 이전 연구에 사용된 유리 섬유는 단순한 plate 형태였던 반면 본 실험에 사용된 유리 섬유는 mesh 형태로써 기계적인 결합이 증가된 것으로 사료된다.

2.0 mm, 2.5 mm 두께의 시편에서 평균 굽힘강도는 Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군에서 대조군보다 유의하게 높았으며($p<0.05$), 3.0 mm 두께의 시편에서는 Quarts Splint™ Mesh를 넣은 군의 굽힘강도가 대조군의 굽힘강도보다 높은 값을 나타내었지만 유의차는 없었다. 이는 의치상 두께가 3.0 mm 이상인 경우 Quarts Splint™ Mesh에 의한 보강 효과가 약해질 수 있음을 의미하며, 다양한 두께의 시편을 대상으로한 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

본 연구 결과 강화재를 사용하지 않은 군에서는 파절편이 완전히 분리되었지만, 강화재를 사용한 군에서는 강화재가 파절편들을 서로 유지시키기 때문에 분리되지 않았다. 따라서 강화재는 의치상의 보강 효과 뿐만 아니라, 의치상이 파절되었을 때 파절편이 분리되는 것을 방지하여 수리를 용이하게 해준다. 또한 사고, 외상 등에 의해서 의치가 파절되는 경우 환자가 무의식중에 파절편을 삼키는 것을 막아줄 수 있다.

본 연구에서는 유리 섬유의 일종인 격자 형태의 석영 섬유 강화재 Quarts Splint™ Mesh를 중심으로 다양한 강화재의 의치상에 대한 보강 효과를 알아보았다. 유리 섬유는 의치상을 보강할 수 있으며 심미성을 만족시킬 수 있기 때문에 임상적인 효용성이 증가하고 있지만, 본 연구 결과 금속 격자 강화재의 보강 효과에는 미치지 못하였다. 또한 의치상이 3.0 mm 이상 두께를 갖는 경우 보강 효과가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구에서는 임상적으로 시판되는 강화재를 사용하였기 때문에 두께 및 형태를 규격화하지 못했던 실험적 한계가 있었다. 폴리에틸렌 섬유는 plate 형태였기 때문에 mesh 형태에서 얻을 수 있는 기계적 결합을 얻을 수 없었으며, 이런 형태는 폴리에틸렌 섬유의 낮은 굽힘강도에 영향을 미쳤을 것으로 사료되었다. 한편 금속 격자 강화재는 가장 높은 굽힘강도를 나타내었지만 실험에 사용된 강화재 중 가장 두꺼웠기 때문에 두께에 따른 강화효과가 있었을 것으로 사료되었다. 강화재의 전처리는 제조사의 지시에 따라 시행하였으며 각각의 강화재 전처리 방법이 달랐기 때문에 이에 따른 영향도 있었을 것으로 사료되었다. 강화재의 보강 효과에 영향을 미치는 요소는 매우 다양하며, 이러한 요소들을 고려하여 보강재에 대한 장기적인 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

결 론

이상의 실험 결과를 통해, Quarts Splint™ Mesh

는 의치상 강화 효과가 있는 것으로 사료되었다. 아크릴릭 레진과의 결합력 향상을 위한 전처리 방법이 개발되고 두께 및 크기 등을 다양화시킨다면 임상적으로 보다 다양한 상황에 적용될 수 있을 것으로 사료되었다. 보강 효과에 영향을 미치는 다양한 요소들을 고려하여 장기적인 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

참 고 문 헌

1. Oh BD, Lim JH, Shin SY. A case of obturator using swing-lock attachment for partial edentulous patient with hemi-maxillectomy patient. J Den Rehabilitation and Applied Science 2010;1:33-38.
2. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. J Prosthet Dent 2003;90:578-585.
3. Choi HJ, Lim JH, Cho IH. A study on the accuracy of the record base of the complete denture to the master cast according to kinds of resin and polymerization method. J Korean Acad Prosthodont 2000;38:310-320.
4. Lee JS, Lim JH, Cho IH. A study on the tensile strength between metal denture base and relining materials. J Korean Acad Prosthodont 2000;38:1-11.
5. Lee WH, Heo SJ, Cho IH. A study repaired joint strength of complete denture. J Korean Acad Prosthodont 1991;29:101-110.
6. Kelly E. Fatigue failure in denture base polymers. J Prosthet Dent 1969;21:257-66.
7. Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures. A survey. Br Dent J 1969;126:451-455.
8. Beyli MS, von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic dentures. J Prosthet Dent 1981;46:238-241.
9. Morris JC, Khan Z, von Fraunhofer JA. Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. J Prosthet Dent 1985;53:670-673.
10. Smith DC. Recent developments and prospects in dental polymers. J Prosthet Dent 1962;12:1066-1078.
11. Cornell JA, Tucker JL, Powers CM. Physical properties of denture-base materials. J Prosthet Dent 1960;10:516-524.
12. Faot F, Costa MA, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. J Prosthet Dent 2006;96: 367-373.
13. Kapur KK, Soman S. The effect of denture factors on masticatory performance. Part I : Influence of denture base extension. J Prosthet Dent 1965;15:54-64.
14. Darvell BW, Clark RK. The physical mechanisms of complete denture retention. Br Dent J 2000;189: 248-252.
15. Lambrecht JR, Kydd WL. A functional stress analysis of the maxillary complete denture base. J Prosthet Dent 1962;12:865-872.
16. Vojtkova H, Vallittu PK, Lassila VP. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. Acta Odontol Scand 1995;53:392-396.
17. Vallittu PK. Comparison of the in bitro fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with contiuous glass fibers or metal wires. J Prosthodont 1996;5:115-121.
18. Jeong CM. A comparative study on the several metal reinforcement methods of maxillary complete acrylic resin denture base. J Korean Acad Prosthodont 1996;34:363-372.
19. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. J Prosthodont 1996;5:270-276.
20. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. J Prosthet Dent 1999;81:318-326.
21. Narva KK, Vallittu PK, Helenius H. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. Int J Prosthodont 2001;14: 219-224.
22. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater 1992;8:181-184.
23. Munksgaard EC, Itoh K, Jörgensen KD. Dentin-polymer bond in resin fillings tested in vitro by thermo-and load-cycling. J Dent Res 1985;64:144-146.
24. Marra J, de Souza RF, Barbosa DB, Pero AC,

Compagnoni MA. Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth: effect of thermocycling. J Prosthodont 2009;18:438-443.
25. Lee DS, Lim HS, Lim JH, Cho IH. A study on the effect of thermocycling to the physical properties of denture liners. J Korean Acad Prosthodont 2001;39: 556-575.
26. Lassila V, Holmlund I, Koivumaa KK. Bite force and its correlations in different denture types. Acta Odontol Scand 1985;43:127-132.
27. El Ghazali S, Glantz PO, Strandman E, Randow K. On the clinical deformation of maxillary complete dentures. Influence of denture-base design and shape of denture-bearing tissue. Acta Odontol Scand 1989; 47:69-76.
28. Choi M, Acharya V, Berg RW, Marotta J, Green CC, Barbizam JV, White SN. Resinous denture base fracture resistance: effects of thickness and teeth. Int J Prosthodont 2012;25:53-59.
29. Lee JH, Lim JH, Cho IH. A clinical study on the retention of maxillary complete denture with different denture base materials. J Korean Acad Prosthodont 2001;39:58-70.
30. Dixon DL, Ekstrand KG, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins. J Prosthet Dent 1991;66:510-513.
31. Park SH, Lim HS, Cho IH. On the fracture strength of the repaired resin according to the type of denture base resin, the type of reinforcing material and thermocycling. J Den Rehabilitation and Applied Science 1999;15:27-37.

The Effect of Reinforcing Materials on the Transverse Strength of Denture Base Resin

Jun-Sik Lee, DDS,MSD, Young-Gyun Song, DDS,MSD, In-Ho Cho, DDS,MSD,PhD

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

The object of this study was to find out the effect of various reinforcing materials including Quarts Splint™ Mesh on the transverse strength of the denture resin. QC-20 and Lucitone199® were used as the denture resin, and polyethylene fiber Ribbond®, light curing quarts fiber Quarts Splint™ Mesh, metal mesh were used as the reinforcing materials. Ten specimens were fabricated for each group and the size of specimens was 2.0×10.0×65.0 mm. To compare the effect of resin thickness, additional specimens of 2.5×10.0×65.0 mm, 3.0×10.0×65.0 mm were fabricated. In the control group, the transverse strength of Lucitone199® was significantly higher than that of QC-20($p<0.05$). Among the specimens of 2.0 mm thickness fabricated with Lucitone199® and QC-20, they showed high transverse strength in the order of metal mesh, Quarts Splint™ Mesh, Ribbond®, and control group. In the specimens of 2.0 mm, 2.5 mm thickness, the transverse strength of Quarts Splint™ Mesh were significantly higher than that of QC-20($p<0.05$). But in the specimens of 3.0 mm thickness, there was no significant difference.

Key words: Denture base resin, Reinforcing materials, Quarts Splint™ Mesh, Transverse strength

Correspondence to : Prof. In-Ho Cho
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
San 7-1, Shinboo-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea
TEL: +82-41-550-1974, E-mail: cho8511@dankook.ac.kr
Received: September 10, 2012, Last Revision: November 26, 2012, Accepted: December 25, 2012