http://dx.doi.org/10.14368/jdras.2013.29.4.327

유리 섬유 의치상 레진 강화재와 열 순환이 의치상 굽힘 강도에 미치는 영향

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

진성은 · 조인호

본 연구에서는 두 종류의 유리 섬유 의치상 강화재인 Quarts Splint™Mesh와 SES MESH®의 의치상 보강 효과와 열 순환이 의치상의 굽힘 강도와 강화재의 강화 효과에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 시편은 2.5 × 10.0 × 65.0 mm 크기로 강화재를 사용하지 않은 대조군, 금속 격자 강화재, Quarts Splint™Mesh, SES MESH®로 보강한 시편을 각각 20개씩 제작하였으며 그 중 10개에는 열 순환을 시행하였다. 3점 굽힘 실험을 시행하여 의치상의 굽힘 강도를 측정하였다. Quarts Splint™Mesh와 SES MESH®로 강화한 군은 대조군보다 유의하게 높은 굽힘 강도를 나타내었으며(P<.05), 금속 격자 강화재로 보강한 군보다 유의하게 낮은 굽힘 강도를 나타내었다(P<.05). 모든 군에서 열 순환을 시행한 경우가 열 순환을 시행하지 않은 경우에 비해 낮은 굽힘 강도를 나타내었지만 대조군에서만 유의한 차이를 나타내었다(P<.05). (구강회복응용과학지 2013:29(4):327 - 336)

주요어: 굽힘 강도, 열 순환, 유리 섬유, 의치상 강화재, 의치상 파절

서 론

의치상의 파절은 총의치 장착자에게 빈번하게 발생하는데 충격 파절과 피로 파절의 두 가지 형태로 분류될 수 있다. 충격 파절은 의치를 세정하거나 기침, 재채기를 할 때 의치가 갑자기 떨어졌을 때 발생된다. 피로 파절은 일상적인 저작력 하에서 반복적으로 의치가 굽힘력을 받게 되면 응력 집중 부위에서 미세균열이 발생되며[1] 그 부위에 하중이 계속되면 이러한 균열이 융합되어 열구가 생겨 재료를 약화시키고, 작용하는 힘이 의치상 재료의 피로 한계를 넘게 되면 결국 파절이 일어난다.[2] 이런 균열의 개시와 진행을 가능하게 하는 여러 요소들이 의치상의 강도에 영향을 미친다.[3]

구강 내는 항상 타액에 노출되어 있으며 타액에 의해 중합 사슬 내로 통과하여 들어간 물 분자는 가소제로 작용하여 의치상 레진의 굽힘 강도를 감소시킨다. 차거나 뜨거운 음식을 섭취하는 동안 의치상 레진은 온도 변화로 인해 열응력을

교신저자: 조인호
단국대학교 치과대학 치과보철학교실
충청남도 천안시 동남구 단대로 119, 330-714, 대한민국
TEL: +82-41-550-0254, E-mail: cho8511@dankook.ac.kr
원고접수일: 2013년 8월 4일, 원고수정일: 2013년 10월 3일, 원고채택일: 2013년 10월 20일

받게 되는데,[4] 이러한 구강 내 온도 변화는 물 분자가 의치상 재료 안으로 더 빠르게 확산되도록 하여 응력이 작용할 때 중합 사슬의 움직임을 용이하게 한다.[5] 또한 온도 변화는 레진 기질과 filler 사이의 열팽창계수 차이로 인한 내부 응력을 야기할 수 있다.[6]

의치상의 파절을 방지하기 위해 여러 가지 방법이 고안되어 왔다. 첫 번째 방법은 의치상 레진 자체의 기계적 성질을 향상시키기 위해 가교제(cross-linking agent), 고무 입자, filler 등을 레진 기질에 첨가하는 방법이다.[7-9] 또 다른 방법은 레진 의치상을 여러 종류의 의치상 강화재를 이용하여 강화하는 것이다. 이 중 가장 흔히 사용되는 방법은 금속 강화재를 의치상 레진에 첨가하는 것인데,[10] 금속 강화재는 심미적으로 우수하지 못하며 레진 기질과 접착력이 부족하고 응력이 집중되는 단점을 지닌다.[11] 이 밖에 물리적, 기계적 성질을 개선하기 위해 많은 섬유들이 아크릴릭 레진 의치상에 첨가되어 왔는데 이러한 재료에는 탄소 섬유, 아라미드 섬유, 유리 섬유, 폴리에틸렌 섬유 등이 있다. 탄소 섬유와 아라미드 섬유는 몇몇 연구에서 의치상의 굽힘 강도와 충격 강도를 증가시킨다고 보고되었지만[12,13] 비심미적이고, 연마가 어렵다는 단점을 가지고 있다.[14,15] 유리 섬유는 심미적이고 치과용 레진과 쉽게 접착하며 기계적 성질이 우수하다고 알려져 있다.[10] Uzun 등[14]과 Vallittu[16]의 연구에서 유리 섬유로 의치상 레진을 강화하였을 때 충격 강도와 굽힘 강도가 증가하였다고 보고하였다.

열순환은 구강온도와 유사한 조건하에 시편을 위치시켜 구강내의 한계적인 온도상태를 모방하여 thermal stress를 가함으로서 구강내의 온도 변화를 시편에 적용하여 재료의 물성을 평가하는 방법으로 일반적으로 열순환 시행 시 아크릴릭 레진의 강도가 저하된다고 알려져 있다.[17,18]

본 연구에서는 두 가지 종류의 광중합형 유리 섬유 의치상 강화재인 SES MESH® (INOD, Daejeon, Korea)와 Quarts Splint™ Mesh (RTD, Rue Louis Neel, France)로 강화한 의치상 레진의 굽힘 강도를 측정하여 강화재를 넣지 않은 시편, 금속 강화재를 사용하여 강화한 시편과 비교함으로써 유리 섬유 의치상 강화재의 의치상 보강 효과에 대해 알아보고자 하였다. 또한 열 순환이 의치상의 굽힘 강도에 미치는 영향을 알아보기 위해 총 시편의 절반에는 열 순환을 시행하여 시행하지 않은 시편의 굽힘 강도와 비교함으로써 이것이 미치는 영향에 대해서도 알아보고자 하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에서는 의치상 강화재로 Wironium 합금(Bego, Bremen, Germany)을 이용하여 제작한 금속 격자 강화재와 유리 섬유 의치상 강화재인 Quarts Splint™ Mesh , SES MESH®를 사용하였다. Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®는 동일한 mesh 형태의 유리 섬유 강화재이지만 Quarts Splint™ Mesh는 mesh를 이루는 유리 섬유가 2가닥으로 구성되어 있고 SES MESH®는 3가닥으로 이루어져 있다. 의치상 레진은 고강도 열중합 레진인 Lucitone199® (Dentsply International Inc., York, PA, USA)를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 강화재 준비

Wironium 합금을 이용하여 주조하여 제작한 금속 격자 강화재, 유리 섬유 의치상 강화재인 Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®를 8.0 × 60.0 mm의 크기로 제작하였다(Fig. 1). 금속 격자 강화재는 주조 후 sandblasting 처리하였고, Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®는 제조사의 지시에 따라 4분 동안 광중합하였다.

2) 시편 제작

시편은 미국 치과의사 협회 표준 No. 12[19]에 의거하여 2.5 × 10.0 × 65.0 mm의 크기로 제작하였

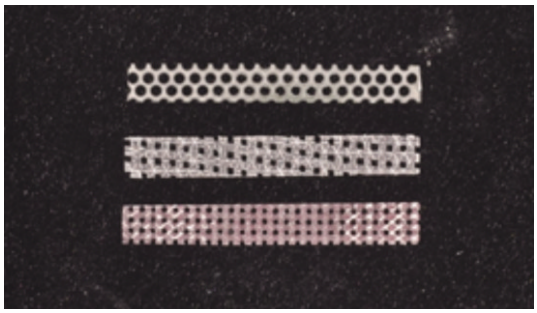


Fig. 1. Specimens (8.0 × 60.0 mm) were metal mesh, Quarts Splint™ Mesh and SES MESH® from the top.



Fig. 2. Mold for fabricating resin specimens.

다. 시편을 제작하기 위하여 먼저 시편 크기의 왁스 모형을 제작하였고 이를 이용하여 음형 석고 주형을 제작하였다(Fig. 2). 열 중합형 의치상 레진인 Lucitone199®를 제조사의 지시에 따라 12 g/10 *ml*의 분말/액 비로 혼합하여 병상기 상태에서 주형의 반을 의치상 레진으로 채운 후, 준비된 강화재를 주형의 중앙에 위치하도록 하였다. 주형의 나머지 부분을 의치상 레진으로 채운 후 주형의 덮개를 덮고 가압하였고 밀려나온 과잉의 레진를 제거하였다. 165°F에서 9시간 동안 중합하고 실온으로 냉각하였다. 그 후 시편을 주형에서 분리하여 의치상 레진 시편을 제작하였다. 강화재의 종류와 열 순환의 유무에 따라 다음과 같이 8개의 군으로 나누어 각각 10개씩 총 80개의 시편을 제작하였다(Table I). 220, 600, 1000 grit sandpaper (Dae sung abrasive Co., Ltd., Incheon, Korea)를 사용하여 시편의 표면을 균일하게 조절하였으며 Iwanson spring caliper (Miltex Inc., York, PA, USA)를 이용하여 2.5 ± 0.1 mm까지 시편의 두께를 조절하였다.

Table Ⅰ. Classification of groups according to reinforcing materials and experimental condition

Reinforcing materials	n	
	Thermocycled	Non-thermocycled
Control	10	10
Metal mesh	10	10
Quarts Splint™ Mesh	10	10
SES MESH®	10	10

3) 열 순환 시행

열 순환 유무에 따른 전단 강도 측정을 위해 각 강화재당 10개씩의 시편에 열 순환을 시행하였다. Thermocycling machine (Tokyo Tech CO., Ltd., Tokyo, Japan)을 사용하여 5℃ 및 55℃ 수조에 교대로 30초 간격으로 5000회 침수시켰다.

4) 시편 보관

제작된 시편은 A.D.A. denture base material standard specification[19]에 따라 37℃ 증류수에 24시간 담가 보관 하였다.

5) 굽힘 강도 실험

만능 역학 실험기계(Instron 5583, Instron Corp., Norwood, MA, USA)를 이용하여 3점 굽힘 실험을 시행하였다(Fig. 3). 지지점 간의 거리는 40 mm로 설정하였으며 0.5 kg/cm^{2}의 하중을 5 mm/min의 crosshead speed로 적용시켰다. 굽힘 강도는 다음의 공식을 이용하여 계산하였다.[20]

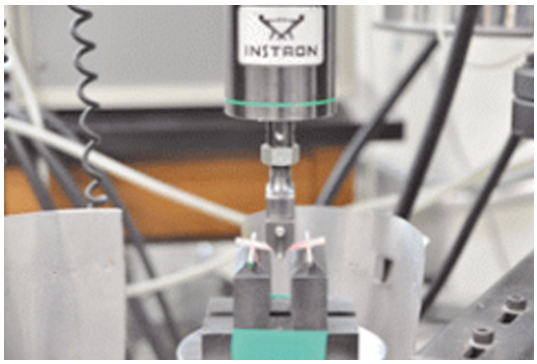


Fig. 3. Three-point bending test using Instron 5583 (Instron Corp. Nowrood, MA, USA).

$S = 3FL / 2bd^2$
S : 굽힘 강도(MPa)
F : 파절시 부하(N)
L : 지지점 간 거리(mm)
b : 시편의 폭(mm)
d : 시편의 두께(mm)

6) 통계 분석

통계 처리는 SPSS version 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 각 측정값들의 정규성 검정을 위해 K-S test (Kolmogorov-Smirnov Goodness of fit test)를 시행하였고 one-way ANOVA를 이용하여 각 강화 재료에 따른 굽힘 강도의 유의성을 분석하였다. 또한 independent t-test를 이용하여 열 순환 유무에 따른 굽힘 강도를 비교하였다. 통계적 유의성은 95% 유의 수준으로 검증하였으며, 사후 검정을 위해서 turkey HSD test를 시행하였다.

결 과

1. 의치상 강화재에 따른 의치상 레진의 굽힘 강도 비교

1) 열 순환 시행 전

대조군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 81.05 (± 3.71) MPa의 값을 나타내었으며 금속 격자 강화재로 보강한 군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 114.06 (± 7.41) MPa, Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 91.60 (± 5.76) MPa, SES MESH®로 보강한 군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 93.41 (± 6.04) MPa의 값을 나타내었다(Table II). K-S test를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 정규분포를 따르는 것으로 판별되어 one-way ANOVA를 시행하여 분석하였다. 금속 격자 강화재로 보강한 군의 굽힘 강도가 가장 높았으며 SES MESH®, Quarts Splint™ Mesh, 대조군의 순서로 높은 굽힘

Table Ⅱ. Mean and standard deviation (SD) on the transverse strength of the denture base resin according to the reinforcing materials and experimental condition (unit : MPa)

Reinforcing material	Mean (± SD)		*P*
	non-thermocycled	thermocycled	
Control	81.05 (± 3.71)	75.70 (± 3.41)	.003*
Metal mesh	114.06 (± 7.41)	108.22 (± 8.20)	.112
Quarts Splint™ Mesh	91.60 (± 5.76)	89.40 (± 6.80)	.445
SES MESH®	93.41 (± 6.04)	89.70 (± 5.42)	.165

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

Table Ⅲ. Results of turkey HSD test on the transverse strength of non-thermocycled group among the reinforcing materials

	Control	Metal mesh	Quarts Splint™ Mesh	SES MESH®
Control				
Metal mesh	*			
Quarts Splint™ Mesh	*	*		
SES MESH®	*	*		

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

Table Ⅳ. Results of turkey HSD test on the transverse strength of thermocycled group among the reinforcing materials

	Control	Metal mesh	Quarts Splint™ Mesh	SES MESH®
Control				
Metal mesh	*			
Quarts Splint™ Mesh	*	*		
SES MESH®	*	*		

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

강도를 나타내었다. Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®로 강화한 군의 굽힘 강도는 금속 격자 강화재로 보강한 군보다 유의하게 낮았으며 (P<.05), 대조군보다 유의하게 높은 값을 나타내었다(P<.05) (Table III). SES MESH®로 강화한 군의 굽힘 강도는 Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군의 굽힘 강도 보다 높았지만 유의차는 없었다(Table III). 파절된 시편 관찰 시 대조군에서는 시편이 두 조각으로 완전하게 분리되는 양상을 보였지만 금속 강화재로 강화한 군에서는 균열이 하중이 가해진 반대측에서 발생하였고 금속 강화재를 넘어 진행하지 않았다. 유리 섬유로 강화한 시편에서는 파절 시 강화재를 넘어 균열이 진행하였지만 시편이 두 조각으로 완전하게 분리되지는 않았다.

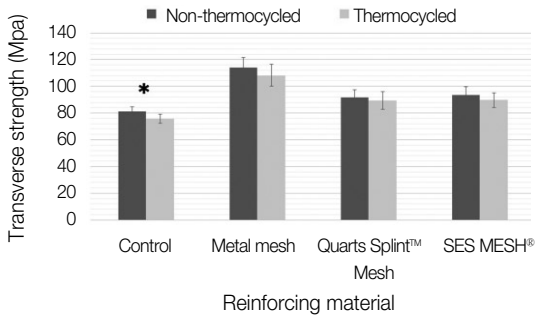
2). 열 순환 시행 후

대조군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 75.70 (± 3.41) MPa의 값을 나타내었으며 금속 격자 강화재로 보강한 군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 108.22 (± 8.20) MPa의 값을 나타내었다. Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 89.40 (± 6.80) MPa의 값을 나타내었으며 SES MESH®로 보강한 군의 평균 (± 표준편차) 굽힘 강도는 89.70 (± 5.42) MPa의 값을 나타내었다(Table II). K-S test를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 정규분포를 따르는 것으로 판별되어 one-way ANOVA를 시행하여 분석하였다. 금속 격자 강화재로 보강한 군의 굽힘 강도가 가장 높았으며 SES MESH®, Quarts Splint™ Mesh, 대조군의 순서로 높은 굽힘 강도를 나타내

었다. Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®로 강화한 군의 굽힘 강도는 금속 격자 강화재로 보강한 군의 굽힘 강도보다 유의하게 낮았으며(P<.05), 대조군보다 유의하게 높은 값을 보였다(P<.05) (Table IV). SES MESH®로 강화한 군의 굽힘 강도는 Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군의 굽힘 강도보다 높았지만 유의차는 없었다(Table IV). 파절된 시편 관찰시 대조군에서는 시편이 두 조각으로 완전하게 분리되는 양상을 보였지만 금속 강화재로 강화한 군에서는 균열이 하중이 가해진 반대측에서 발생하였고 금속 강화재를 넘어 진행하지 않았다. 유리 섬유로 강화한 시편에서는 파절 시 강화재를 넘어 균열이 진행하였지만 시편이 두 조각으로 완전하게 분리되지는 않았다.

2. 열 순환에 따른 굽힘 강도 비교

대조군의 평균(± 표준편차) 굽힘 강도는 열 순환을 시행하지 않은 경우 81.05 (± 3.71) MPa, 열 순환을 시행한 경우 75.70 (± 3.41) MPa의 값을 나타내었으며 금속 격자 강화재로 보강한 군은 열 순환을 시행하지 않은 경우 114.06 (± 7.41) MPa, 열 순환을 시행한 경우 108.22 (± 8.20) MPa의 값을 나타내었다(Table II). Quarts Splint™ Mesh로 보강한 군의(표준편차) 굽힘 강도는 열 순환을 시행하지 않은 경우 91.60 (± 5.76) MPa, 열 순환을 시행한 경우 89.40 (± 6.80) MPa의 값을 나타내었으며 SES MESH®로 보강한 군은 열 순환을 시행하지 않은 경우 93.41 (± 6.04) MPa, 열 순환을 시행한 경우 89.70 (± 5.42) MPa의 값을 나타내었다(Table II). K-S test를 이용하여 정규성 검정을 시행하였으며 정규분포를 따르는 것으로 판별되어 independent t-test를 이용하여 분석하였다. 강화재를 사용하지 않은 대조군, 금속 격자 강화재로 강화한 군, Quarts Splint™ Mesh로 강화한 군, SES MESH®로 강화한 군 모두 열 순환을 시행한 경우 시행하지 않은 경우에 비해 낮은 굽힘 강도를 나타내었으나 대조군에서만 유의차를 보였고(P<.05), 나머지 강화재의 경우 유의차는 없었다(Fig. 4).



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

Fig. 4. Graph for the transverse strength of experimental groups before and after thermocycling.

고 찰

현재 가장 흔하게 사용되고 있는 의치상 재료는 PMMA (polymethylmethacrylate)로 1940년대 이후로 의치상의 재료로 널리 사용되고 있다.[3] 이는 심미적이고 조작이 쉬우며 수리가 쉽고 경제적이며 생체적합성이 우수한 장점을 가지고 있지만 낮은 파절 저항성 때문에 파절이 빈번하게 발생한다.[14,21] 의치상의 파절은 임상에서 흔히 접하는 문제로 주로 상악 총의치에 발생하고 정중부의 피로 파절이 가장 흔한 양상이다.[22] Kawano 등[23]은 상악 총의치에서 응력의 집중이 주로 구개 정중부를 따라 집중되며 특히 절치 유두부에 가장 큰 응력이 작용한다고 하였다. 의치상의 파절은 의치상 자체의 결함, 의치상의 적합 부족, 부적절한 디자인 등 다양한 요소에 의해서 영향을 받을 수 있다.[1] 충격 강도와 굽힘 강도는 의치상이 저작력과 높은 강도의 충격력에 견디는 능력을 평가할 수 있는 중요한 지표이다. 굽힘 강도 측정 방법 중 3점 굽힘 시험은 실제 저작 중 의치상에 적용되는 힘과 유사한 힘이 적용되기 때문에[24] 의치상의 강도 측정에 널리 사용되고 있으며 본 실험에서도 의치상의 강화 효과를 알아보기 위하여 3점 굽힘 시험을 시행하였다. 3점 굽힘

시험 시 ISO 1567 specification[20]에서는 crosshead speed를 5 mm/min로 지지점간 거리를 50 mm로 규정하고 있으나 시험 시 지지점간 거리를 50 mm로 하였을 때 레진의 탄성으로 인해 파절되기 전 시편이 탈락하는 현상이 발생하여 본 연구에서는 지지점간 거리를 40 mm, crosshead speed는 5 mm/min로 설정하였다.

본 실험에서 사용한 Lucitone199® 레진은 butadiene, styrene 등을 첨가한 고강도 열 중합 의치상 레진으로 Jagger 등[25]은 Lucitone199® 레진이 일반 열 중합 레진에 비해 높은 충격 강도와 굽힘 강도를 보였다고 보고하였다.

섬유를 통한 의치상 레진의 강화 기전은 부드럽고 연한 의치상 중합체 기질이 작용한 하중을 계면에서의 전단 응력으로 섬유에 전달한다는 원리로 설명되어왔다. 여기서 섬유는 주된 응력 지지 구조물이 되고 의치상 레진 기질은 섬유를 제 위치에 유지시키는 역할을 한다고 하였다.[13]

본 실험에서는 SES MESH®와 Quarts Splint™ Mesh로 강화한 시편의 평균 굽힘 강도가 강화재를 넣지 않은 군보다 유의하게 높은 값을 나타내었는데 이는 이전의 연구들[26,27]과 일치한다. 두 종류의 유리 섬유 강화재 중 SES MESH®가 Quarts Splint™ Mesh보다 높은 굽힘 강도를 나타내었지만 통계적으로 유의하지 않았다.

섬유로 의치상을 강화하는데 몇 가지 문제점이 있는데 그 중의 하나는 PMMA 레진에 섬유를 적절하게 위치시키는 것이 어렵다는 것이다. 의치상 레진 속에 섬유를 적절하게 위치시키지 못할 경우 몇 가지 문제를 야기할 수 있는데 적절하지 못하게 위치시킨 섬유는 기포를 만들어 수분 흡수를 증가시키고 기계적 강도를 저하시킨다.[28] 또한 기포 내로 구강 미생물이 침투하여 강화재의 변색이 발생할 수도 있다.[16] 병상기 상태의 레진은 젖음성이 낮고 점도가 높아 의치상 강화재를 시편의 중앙에 위치시키고 압력을 가할 경우 섬유의 위치가 변하는 문제점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 Vallittu[16]는 PMMA 파우더와 methyl methacrylate 모노머를 낮은 점도로 혼합하여 의치상 강화재에 적용시키고 의치상 레진에 위치시키는 방법을 제안하였는데, 본 연구에서도 금속 격자 강화재와 유리 섬유 강화재를 먼저 PMMA 파우더와 모노머로 적신 후 시편을 위치시켰다.

또 다른 문제점은 의치상 레진과 섬유의 접착력이 부족하다는 것이다. 유리 섬유는 본래 소수성이고 낮은 표면 에너지를 가져 PMMA 레진과 접착이 불량하다. 아크릴릭 레진 내에서 처리되지 않은 섬유는 레진을 강화시키는 대신 균질한 기질을 깨뜨려 강도를 약화시킨다.[19] 이런 문제를 해결하기 위해 유리 섬유 강화재에 실란 처리가 필요한데 Vallittu[29]의 연구에서는 유리 섬유 강화재에 실란 처리를 했을 때 현저하게 파절 저항이 증가하였다고 보고하였다. 본 연구에서 사용된 Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®의 경우 제작 시 실란 처리가 되어 시판되기 때문에 시편제작 시 실란처리를 하지 않았다.

연구 결과 섬유로 강화시킨 시편에서 강화재로 강화하지 않은 시편에 비해 큰 표준편차를 보였는데 이는 시편 제작 중 발생한 오차 때문인 것으로 생각되었다. 오차의 원인으로는 시편 제작 중 섬유를 시편의 중앙에 위치시키는데 많은 어려움이 있었고 레진 시편의 두께 차이, 레진 시편 내의 기포나 섬유의 작은 결함 때문으로 생각되었다.

시각적으로 시편을 검사하였을 때 금속 격자 강화재를 사용한 경우 의치상 외부로 금속 구조물이 비쳐보이는 단점이 있었지만, 유리 섬유로 강화시킨 시편에서는 강화재가 PMMA 레진 밖으로 비쳐보이지 않아 금속 강화재에 비해 심미적으로 우수함을 보였다. 굽힘 강도 시험 후 파절된 시편을 관찰하였을 때 대조군에서는 시편이 두 조각으로 완전하게 분리되는 양상을 보였다. 그러나 금속 강화재로 강화한 군에서는 균열이 대부분 하중이 가해진 반대측에서 발생하였고 금속 강화재를 넘어 진행하지 않았다. 유리 섬유로 강화한 시편에서는 파절 시 강화재를 넘어 균열이 진행하였지만 시편이 두 조각으로 완전하게 분리되지는 않았다. 따라서 섬유로 강화시키

는 방법은 의치상이 파절될 경우 섬유들이 파절된 의치상을 제 위치에 유지시켜 효과적으로 수리할 수 있도록 해주며. 환자가 무의식 중 파편을 삼키는 것을 방지시켜 주는 장점이 있을 것으로 생각되었다.

PMMA 레진의 강도는 수분 흡수에 영향을 받는다고 알려져 있으나 Arikan 등[30]은 180일 동안 PMMA 레진을 물에 담가 놓았을 때 굽힘 강도가 유의할 만한 차이를 보이지 않았다고 보고하였고 Dixon 등[31]은 90일 동안 물에 담가놓았을 때 레진의 굽힘 강도가 감소하였다고 보고하였다. Machado 등[32]은 Lucitone199® 레진을 5000회 열 순환시켰을 때 굽힘 강도와 충격 강도가 유의하게 감소하였다고 보고하였다. 본 연구에서는 thermocycling machine을 사용하여 5℃와 55℃ 수조에 30초 간격으로 5000회 교대로 침수시킨 결과 대조군에서만 통계적으로 유의하게 낮은 굽힘 강도 값을 보였고, 금속 격자 강화재, Quarts Splint™ Mesh, SES MESH®을 넣은 군에서 넣지 않은 군에 비해 낮은 강도를 보였지만 통계적으로 유의하지 않았다. 이를 통하여 강화재를 사용하는 경우 강도가 증가할 뿐 아니라 구강 내 환경에서의 온도변화와 수분흡수에 따른 영향을 적게 받는 장점이 있을 것으로 생각되었다.

본 연구에서 제작된 시편은 실제 의치의 형태와 달랐고 열 순환을 시행하였지만 구강 내의 환경을 완벽하게 재현하는 데는 한계가 있었다. 또한 시편의 수가 제한적이었으며 수작업으로 시편을 제작하였으므로 동일한 크기의 시편을 제작하는 것과 시편의 가운데에 강화재를 위치시키는 것에 어려움이 있었다. 의치상의 강도에 미치는 영향은 다양하며 차후 다양한 요소들을 고려하여 더 많은 임상적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결 론

이상의 연구 결과를 통해, 유리섬유 의치상 강화재인 Quarts Splint™ Mesh와 SES MESH®는 의치상 강화 효과가 있는 것으로 사료된다. 또한 열 순환은 PMMA 레진의 강도에 영향을 미치지만 강화재를 사용하는 경우 의치상의 강도에 유의한 영향을 미치지 않는다고 생각되었다. 섬유를 의치상 내에 적절히 위치시키는 방법의 개발과 의치상 강화재의 효과에 영향을 주는 요소들에 대한 더 많은 연구가 이루어진다면 임상적으로 매우 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. J Oral Rehabil 1999;26:185-94.
2. Wiskott HW, Jack I, Nicholls, Belser UC. Stress Fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. Int J Prosthodont 1995;8:105-16.
3. Seo RS, Murata H, Hong G, Vergani CE. Influence of thermal and mechanical stresses on the strength of intact and relined denture bases. J Prosthet Dent 2006;96:59-67.
4. Barclay CW, Spence D, Laird WRE. Intra-oral temperatures during function. J Oral Rehabil 2005; 32:886-94.
5. Archadian N, Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Flexural strength of rebased denture polymers. J Oral Rehabil 2000;27:690-6.
6. Göhring TN, Gallo L, Lüthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. Dent Mater 2005;21:761-2.
7. Harrison A, Huggett R, Jagger RC. The effect of a cross-linking agent on the abrasion resistance and impact strength of an acrylic resin denture base material. J Dent 1978;6:299-304.
8. Rodford RA. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. J Dent 1990;18:151-7.
9. Marei MK. Reinforcement of denture base resin with glass fillers. J Prosthodont 1999;8:18-26.
10. Yu SH, Ahn DH, Park JS, Chung YS, Han IS, Lim JS, Oh S, Oda Y, Bae JM. Comparison of denture base resin reinforced with polyaromatic polyamide

fibers of different orientations. Dent Mater J 2013; 32:332-40.
11. Craig RG, Farah JW, el-Tahawi HM. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. J Prosthet Dent 1974;31:122-9.
12. Segerström S, Ruyter IE. Effect of thermal cycling on flexural properties of carbon-graphite fiber-reinforced polymers. Dent Mater 2009;25:845-51.
13. Foo SH, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL, Boyer DB. Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins J Prosthodont 2001; 10:148-53.
14. Uzun G, Hersek N, Tinçer 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.
15. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. Dent Mater 2000;16:150-8 .
16. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. J Prosthet Dent 1999;81:318-26.
17. 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 Prosthdont 2001;39: 556-75.
18. 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.
19. Council on dental materials and devices: Revised American Dental Association specification no.12 for denture base polymers. J Am Dent Assoc 1975;90: 451-8.
20. International Standards Organization. ISO 1567 specifications for denture base polymers. Geneva, Switzerland: ISO;1998.
21. Lee JS, Lim JH, Cho IH. A study on the tensile strength between metal denture base and relining materials. J Korean Acad Prosthdont 2000;38:1-11.
22. Beyli MS, von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin denture. J Prosthet Dent 1981;46:113-20.
23. Kawano F, Miyamoto M, Tada N, Matsumoto N. Reinforcing effect of a Ni-Cr alloy plate on an acrylic resin denture base. Int J Prosthodont 1991; 43:27-31.
24. Yu SH, Lee Y, Oh S, Cho HW, Oda Y, Bae JM. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. Dent Mater 2012;31:1039-46.
25. Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of "high strength" denture base acrylic resins. J Oral Rehabil 2002;29:263-7.
26. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. J Prosthet Dent 2001;86:424-7.
27. Doğan OM, Bolayir G, Keskin S, Doğan A, Bek B. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. J Mater Sci Mater Med 2008;19:2343-9.
28. Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. Int J Prosthodont 1998;11:340-50.
29. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. J Oral Rehabil 1993;20:533-9.
30. Arikan A, Ozkan YK, Arda T, Akalin B. Effect of 180 days of water storage on the transverse strength of acetal resin denture base material. J Prosthodont 2010;19:47-51.
31. Dixon D, Ekstrand KG, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins. J Prosthet Dent 1991;66:510-3.
32. Machado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. Gerodontology 2012;29: 318-23.

The Effect of Glass Fiber Reinforcing Materials and Thermocycling on the Transverse Strength of Denture Base Resin

Sung-Eun Jin, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

This study aimed to investigate the reinforcing effect of two kinds of glass fiber, Quarts Splint™ Mesh and SES MESH® and to evaluate the effect of the thermocycling on the transverse strength of the denture base and on the reinforcing effect of the reinforcements. 20 specimens of the size of 2.5 × 10.0 × 65.0 mm were fabricated for each group; control group, metal mesh reinforcement group, Quarts Splint™ Mesh reinforcement group and SES MESH® reinforcement group. To find the difference made by the thermocycling, 10 specimens of each reinforcement group were treated by thermocycling. 3-point bending test was performed to measure the transverse strength of the denture base resin. The specimens reinforced with SES MESH® and Quarts Splint™ Mesh showed significantly higher transverse strength than the control group (P<.05), and significantly lower transverse strength than the specimens reinforced with the metal mesh (P<.05). Thermocycled specimens were lower in transverse strength than non-thermocycled specimens in the control group, metal mesh group, Quarts Splint™ Mesh group and SES MESH® group, however significant difference (P<.05) was found only in the control group. (J Dent Rehab App Sci 2013:29(4):327 - 336)

Key words: Flexural strength, Thermocycling, Glass fiber, Reinforcing materials, Denture fracture

Correspondence to: In-Ho Cho
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
Dandaero 119, Dongnam-Gu, Cheonan, Choongnam, 330-714, Korea
Tel: +82-41-550-0254, E-mail: cho8511@dankook.ac.kr
Received: September 5, 2013, Last Revision: October 25, 2013, Accepted: October 25, 2013