

침상면 오염이 레진 의치상의 파절강도에 미치는 영향

연세대학교 치과대학 보철학 교실

김정현 · 배정수 · 한동후

I. 서 론

의치를 장착한 모든 환자들은 의치 지지조직의 계속적인 변화로 인하여 의치의 지지, 유지, 안정에 문제를 야기하기 때문에 이러한 변화에 대한 보상을 필요로 하며 이 과정을 침상(relining) 또는 개장(re-basing)이라 한다.

이러한 변화는 즉시 의치의 장착시나 질병이 있을 때는 급격하게 나타나며 건강한 환자에서도 보다 느리기는 하지만 퇴축으로 인한 치조골의 점차적인 소실이 나타나므로 의치의 유지를 좋게해 주고 적절한 악골의 수직 고정하에서 교합을 유지시켜 주기 위해서는 이 과정을 꼭 필요로 한다²⁾.

의치침상재는 열중합레진이 가장 널리 사용되어 지고 있는데 정확도, 강도, 색조 안정성, 심미성, 조직 적합도에서 모두 우수하다²⁴⁾. 그러나 이 재료는 열 중합 및 교합 조정등 별도의 기공과정을 필요로 한다는 것이 단점이다. 이에 비해 자가중합 레진은 간단하게 술자가 환자 구강내에서 침상할 수 있어 즉시 의치의 침상용으로 많이 사용된다⁷⁾. 그러나 이 재료는 열중합 레진에 비해 기포가 많고 색조안정성이 떨어지며, 중합되지 않은 레진 단량체의 방출과 중합시 발생하는 열등으로 인해 점막에 자극을 주는 등 모든 물리적 성질이 떨어지며, 적절히 조작하여 사용하지 않으면 의치상이 전이되거나 교합의 부조화를 야기하게 된다^{33,34)}.

Ortman 등²⁴⁾은 여러 침상재를 소개하며 보다 좋은 flow를 가지며 보다 정확하게 인기할 수 있는 재료의 필요성을 주장하였으며, 또다른 보고에서 근래에 개발된 가시광선 중합레진이 정확도, 강도, 색조

안정성, 생체 적합성등에 있어 이상적인 침상재의 요구조건을 충족시킬 수 있다고 하였다²³⁾.

Ogle 등²¹⁾이 가시광선 중합레진의 임상적 응용과 재료의 물리적 성질에 관해 보고한 이래 의치상 재료, 교정장치, 발음보조 장치, 영아연하보조장치, 폐쇄 장치, 교합안정장치 등에 많이 이용하고 있고^{13,14,17,18,26,31)}, 의치수리와 의치상 침상재로도 널리 이용되고 있다^{2,8,20,32)}. 이 재료는 기존의 열중합 레진에 비해 구강내에서 쉽게 침상할 수 있어 사용이 간편하고 시간을 절감할 수 있고, 자가중합 레진에 비해서도 중합시 열발생이 없고 레진단량체의 방출도 없으며 여러 물리적 성질도 더 우수하다고 하였다¹⁵⁾. 그러나 Al-Mulla¹⁾ 등은 가시광선 중합레진이 충격저항성이 낮기 때문에 파절의 위험성이 있어 임상에서 사용시 심사숙고해야 한다고 하였다.

임상에서 의치상의 파절을 경험할 수 있는데, 대개의 원인은 적합도의 부족과 교합의 부조화 등이며 재료 자체의 물리적 성질도 지적되고 있다^{5,12,27,28)}. 특히 침상시에는 침상재 자체의 물리적 성질이나 기존 의치와 침상재간의 결합력이 의치상의 파절강도에 영향을 미칠 수 있다.

가시광선 중합레진과 자가중합 레진은 열중합 레진에 비해 임상적으로 쉽게 구강내에서도 침상 술식을 시행할 수 있으나, 수분 또는 타액에 의해 침상면 표면이 쉽게 오염될 수 있다. 이런 오염은 열중합 레진과 침상재간의 결합을 방해하여 파절강도에 영향을 줄 수 있다.

이에 본 연구에서는 열중합 레진, 가시광선 중합 레진, 자가중합 레진의 파절강도를 측정하고, 침상한 의치상에서 침상 재료에 따른 파절강도의 차이와

침상시 열중합 레진과 침상 재료사이의 오염이 파절강도에 미치는 영향을 조사하여 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

가. 실험재료

열중합레진(Luciton 199, Dentsply, Inc., U. S. A.), 가시광선 중합레진(Triad, Dentsply, Inc., U. S. A.), 자가 중합레진(Kooliner, COE, Inc., U. S. A.)을 이용하여 시편을 제작하였다.

나. 실험방법

1. 시편제작

시편의 크기를 일정하게 하고 많은 시편을 제작하기 위하여 내면의 체적이 $10 \times 65 \times 3\text{mm}$ 와 $10 \times 65 \times 1.5\text{mm}$ 되도록 2개의 steel mold를 제작하였다.

열중합레진, 가시광선 중합레진, 자가 중합레진을 제조회사의 지시대로 혼합하여 steel mold에 채워 넣어 $10 \times 65 \times 3\text{mm}$ 크기의 시편을 각각 10개씩 제작하였다.

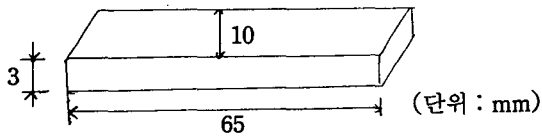


Fig 1. Schematic view of specimen

침상하여 실험할 시편은 열 중합레진을 이용하여 $10 \times 65 \times 1.5\text{mm}$ 크기로 만든후, 이것을 $10 \times 65 \times 3\text{mm}$ mold에 넣어 침상 재료로 채워 넣어 3mm 두께의 시편을 제작하였다.

침상하는 방법은 침상할 시편을 Luciton레진 단량체로 도포후 기화시킨후 열중합레진으로 침상하여 통법으로 중합시켰다. 가시광선 중합레진과 자가중합 레진으로 침상시는 침상면을 Luciton레진 단량체를 도포한 군과, 수분을 면봉으로 1회 도포하여 오염시킨 군, 타액을 면봉으로 1회 도포하여 오염시킨 군 등으로 다시 나누었다. 각각의 시편수는 10개씩으로 하였고, 제작된 시편은 ADA denture base material standard specification에 따라 증류수에 담가 36°C 항온수조에서 파절강도를 측정하기전 49시간동안 보관하였다²⁹⁾.

2. 파절강도 측정

파절강도를 측정하기 위하여 Universal testing machine(Instron 6022, Instron corp, U. S. A.)을 이용하여 three-point bending test를 시행하였고^{3,4,30)}, 이때 시편을 30mm 폭을 두고 수평으로 유지시킨 후 정중앙선에 cross-head speed를 20mm/min으로 하여 하중을 가하였다.

III. 실험결과

각 시편의 파절강도를 측정하여 중앙값과 최저값, 최고값을 구하였고 실험재료별, 침상재료별, 침상면 오염상태별로 Mann-Whitney test를 실시하였다. 실험 재료별로는 열중합 레진의 강도가 가장 크고, 자가 중합레진이 가장 작았으며, 침상한 시편의 파절강도는 침상한 재료에 관계없이 모두 열중합 레진에 비해 낮았다. 침상한 재료별 파절 강도를 비교해보면 열중합 레진, 가시광선 중합레진, 자가중합 레진 순으로 낮아졌고, 이들사이에는 모두 통계학적인 유의차가 있었다($p < 0.05$). 침상면의 오염상태 여부에 따른 파절강도 비교시 가시광선 중합레진과

Table 1. Mann-Whitney test for comparison of transverse strength for each resin group by material

Test Material	MPa]	*]
	median	min	max		
LUCITONE	76.77	72.05	79.99]	*]
TRIAD	46.99	45.71	58.55		
KOOLINER	44.18	35.38	45.36		

* Difference statistically significant, $p < 0.05$

자가 중합레진 모두 Luciton 레진 단량체로 처리했을 때가 높았고, 수분에 오염시, 타액에 오염시 순으로

낮아졌고, 이들 사이에는 통계학적인 유의차가 있었다 ($p < 0.05$).

Table 2. Mann-Whitney test for comparison of transverse strength for relined group

Relined Group	MPa			
	median	min	max	
LUCITONE	66.22	46.17	73.25	} * } *
TRIAD	57.19	46.77	68.04	
KOOLINER	50.03	45.51	56.64	

* Difference statistically significant, $p < 0.05$

Table 3. Mann-Whitney test for comparison of transverse strength for each relined group by contamination

Material	Contamination	MPa			
		median	min	max	
TRIAD	monomer	57.19	46.76	68.04	} * } *
	water	46.58	30.54	56.20	
	saliva	35.15	25.23	46.33	
KOOLINER	monomer	50.03	45.51	56.64	} * } *
	water	44.54	35.50	55.85	
	saliva	25.41	15.27	35.58	

* Difference statistically significant, $p < 0.05$

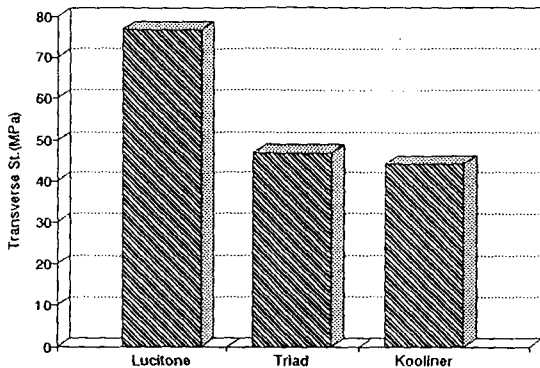


Fig 2. Comparison of transverse strength for each resin group by material

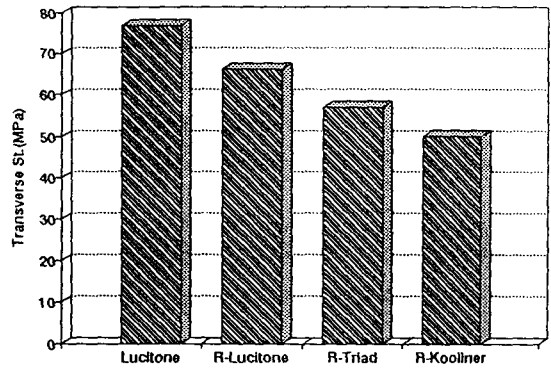


Fig 3. Comparison of transverse strength between controlled and relined group (cf. R : relined with)

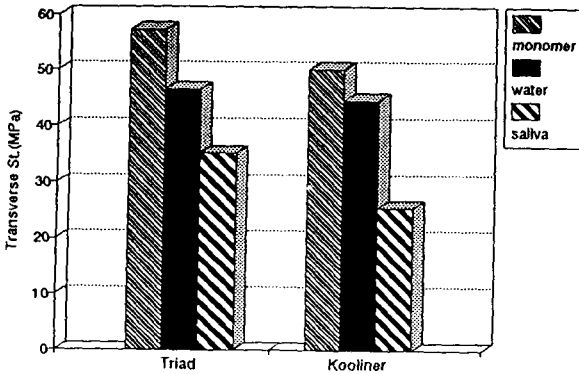


Fig 4. Comparison of transverse strength for each relined group by contamination

IV. 총괄 및 고찰

의치를 지지하는 조직은 지속적으로 변화하기 때문에 이에 따라 의치상의 적합도를 증가시키고 교합을 유지하기 위하여 새로운 의치상 재료를 추가함으로써 의치상의 내면을 다시 형성해 주는 과정이 필요하다⁶⁾.

이런 의치상 침상에 사용하는 재료와 술식은 다양한데 시간, 환자의 요구도, 경제성, 현재 장착하고 있는 의치의 재료와 구강내 상태등을 고려하여 선택해야 한다.

의치상 침상재는 기존 의치상과 긴밀하게 접촉되어야 하고 형태 안정성과 강도가 좋고, 내마모성, 색조안정성, 생체 적합도가 좋아야 한다³⁵⁾.

열중합 레진은 정확도, 강도, 색조안정성, 심미성, 조직 적합도에서 모두 우수하여 현재 가장 널리 사용되어지고 있는 재료이나 별도의 기공과정으로 인해 시간이 부가적으로 필요하며²⁴⁾, 교합 고경의 증가로 인해 특히 국소의치에서는 금속 구조물이 지대치에 정확히 안착 안되는 문제가 생길 수 있다.

자가 중합레진은 술자가 구강내에서 직접 침상을 할 수 있어 간편하게 사용되나, 중합되지 않은 레진단량체의 방출로 인해 치조점막에 자극을 주고, 색조 안정도가 불량하며 기포가 많고 중합시 열이 발생하고 환자에게 불쾌한 맛과 냄새를 주며, 의치상 자체의 강도저하가 문제가 된다^{7,10)}.

근래에 개발된 가시광선 중합레진은 기존의 열중합 레진과는 전혀 다른 것으로, Ogle등²⁴⁾은 이 재료로

의치상 침상을 시행해 무독하고, 생체에 적합함을 주장하였고, 물리적 성질 실험에서도 중합수축은 열중합레진과 비슷하고 자가중합 레진보다는 작으며, 인장강도와 elastic modulus는 다른 재료보다 크다고 하였다.

또한 Khan등¹⁰⁾은 가시광선 중합레진은 기계적 성질이 우수해 transverse strength, microhardness가 열중합레진보다 높다고 하였으나, Al-Mulla등¹¹⁾은 열중합, 자가중합, 가시광선 중합레진의 물리적/기계적 성질을 비교하여 Triad가 보다 강하고 단단하나 impact resistance가 낮아 파절 가능성이 보다 높다고 하여, Khan등¹⁰⁾의 보고와 다소 차이가 있었다.

또한 Dixon등¹¹⁾도 high impact strength resin과 rapid heat polymerized resin, Triad등 세가지 레진의 transverse strength를 측정한 결과 Triad가 다른 재료보다 낮으며 따라서 파절의 위험성도 높다고 하였고, 이에 대한 해결책으로 Triad에 polyethylene fiber를 포함하면 강도가 증가한다고 하였다¹⁰⁾. 또 다른 연구에서는 가시광선 중합레진과 자가중합레진의 파절 강도는 비슷하고 열중합레진에 비해서는 떨어진다고 하였다¹⁴⁾.

본 연구에서도 각 재료 자체의 파절 강도 측정시 열중합레진이 가시광선 중합레진에 비해 높음을 볼 수 있었고, 자가 중합레진은 가시광선 중합레진보다도 파절 강도가 다소 낮게 나타났다.

침상시의 파절강도는 침상재에 관계없이 모두 열중합 레진 자체의 파절강도에 비해 낮아졌는데, 가시광선 중합레진이나 자가중합 레진으로 침상시에는 재료 자체의 강도가 낮기 때문으로 생각되어지고, 열중합레진으로 침상시에도 열중합레진 자체의 파절 강도보다 낮아진 이유는 기공 과정상의 문제와, 레진 단량체의 존재와 수분의 함유등으로 인해 침상면 사이에서 균일한 중합이 이루어지지 않았기 때문이라 여겨진다. 침상재료별로 파절강도를 비교해보면 열중합 레진으로 침상시가 가장 높았고 가시광선 중합레진이 중간이었고 자가중합레진으로 침상시가 가장 낮았다. 이들 사이에는 모두 통계학적으로 유의차가 있었는데, 이는 유사한 실험에서 가시광선 중합레진으로 침상시와 자가중합 레진으로 침상시의 파절강도 사이에 유의차가 없었다는 보고³⁵⁾와는 상이하나, 본 실험에서도 두 군간의 파절강도의 차이가

현저한 것은 아니었다. 본 연구에서도 열중합 레진보다 파절강도가 낮은 가시광선중합 레진 또는 자가중합 레진으로 침상시 파절강도가 감소되었는데, 만일 Dixon¹¹⁾의 보고처럼 polyethylene fiber 같은 재료를 첨가하여 침상재의 강도를 증가시키면 보다 높은 파절강도를 얻을 수 있을 것이라 사료되며, 향후 구강내에서 손쉽게 침상할 수 있고 동시에 파절강도가 높은 재료가 개발되어야 하겠다.

구강내에서 가시광선 중합레진이나 자가중합 레진으로 침상시 수분이나 타액에 오염될 가능성이 높는데, 레진단량체를 도포한 군과 수분이나 타액으로 오염시켰을 때를 비교해 보면 오염시가 파절강도가 떨어지며 타액 오염시에 보다 더 강도가 떨어짐을 볼 수 있었다. 특히 타액 오염시의 실험에서는 우선 두 재료 사이의 결합이 떨어지면서 침상재가 파절되고 그후 열중합 레진이 파절되는 양상을 보였다. 이는 결합력이 파절강도에 영향을 미친다고 볼 수 있으며, 타액으로 오염시는 타액의 점도와 유기성분으로 인해 보다 두꺼운 간격이 생겨 결합력이 더 떨어진다고 추정되는데, 타액이 결합력에 어떤 영향을 미치는지에 대해서는 좀 더 연구가 필요하리라 생각되며, 수분 또는 타액에 방해 받지 않고 결합력을 증진시킬 수 있는 접착제가 개발된다면 파절강도를 증가시킬 수 있으리라 생각된다. 본 실험에서 Curtis등⁹⁾이 지적한 것처럼 Triad bonding agent를 사용했다면 좀 더 좋은 결과를 얻을 수 있으리라 사료되며 이에 대한 연구도 필요하리라 생각된다.

이상의 결과로 볼 때 임상에서 구강내에서 직접 침상시 수분이나 타액에 오염되지 않는 임상술식의 개발과 침상면의 결합력을 높이는 방법 및 기존재료 자체의 파절강도를 높이는 방법이 고려되어야겠다.

V. 결 론

자가 중합레진이나 가시광선 중합레진은 열중합 레진에 비해 술자가 구강내에서 쉽게 침상술식을 시행할 수 있다. 그러나 이때 수분이나 타액에 의해 침상면이 쉽게 오염될 수 있는데, 이런 오염이 의치의 파절강도에 미치는 영향을 관찰하기 위하여 열중합 레진, 가시광선 중합레진, 자가중합레진을 이용하여 65×10×3mm 크기의 시편을 만들어 파절 강도를

측정한후, 65×10×1.5mm 크기의 열중합 레진 시편에 같은 크기로 열중합 레진, 가시광선 중합레진, 자가중합 레진으로 침상을 시행하였는데, 이때 가시광선 중합레진과 자가중합레진은 침상면이 오염되지 않는 군, 수분으로 오염된 군, 타액으로 오염된 군등으로 나누어 침상한 후 파절강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 열중합레진의 파절강도는 가시광선 중합레진이나 자가 중합레진 보다 높았다.
2. 열중합레진, 가시광선 중합레진, 자가중합레진으로 침상시 모든 경우에서 열중합레진 자체의 파절강도보다 낮아졌다. 이때 열중합레진으로 침상한 경우가 파절강도가 가장 높고 가시광선 중합레진, 자가중합레진 순으로 낮았다.
3. 침상면 오염시에는 오염되지 않았을 때 보다 파절강도가 낮아졌고 타액에 의해 오염되었을 때가 수분에 의한 경우보다 더 낮아졌다.

이상의 결과로 볼 때 구강내에서 의치상의 침상시에는 침상면이 수분이나 타액에 의해 오염되지 않도록 주의해야 하겠다.

참 고 문 헌

1. Al-Mulla MAS, Huggett R, Brooks S. C., et al. ; Some physical and mechanical properties of visible light-activated material. *Dent. Mater.*, 4 : 197-200, 1988.
2. Andreopoulos A. G., Polyzois G. L., Demetriou P. P. ; Repairs with visible light-curing denture base materials. *Quint. Int.*, 22 : 703-706, 1991.
3. Batchelor, R. F. ; Transverse test for non-metallic denture base materials, *Br. Dent. J.*, 7 : 30-31, 1969.
4. Berge M. : Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta. Odontol. Scand.*, 41 : 187-191, 1983.
5. Beyli M. S., von Fraunhofer J. A. ; An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 46(3) : 238-241, 1981.
6. Boucher C. O. ; The relining of complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 30(4) : 521-526, 19

- 73.
7. Bunch J., Johnson G. H., Brudvik J. S. ; Evaluation of hard direct reline resins. *J. Prosthet. Dent.*, 57 (4) : 512-519, 1987.
 8. Clancy J. M. S., Boyer D. B. ; Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerising denture resins to denture teeth. *J. Prosthet. Dent.*, 61(4) : 457-462, 1989.
 9. Curtis D. A., Eggleston T. L., Marshall S. J., et al. ; Shear bond strength of visible-light-cured resin relative to heat-cured resin. *Dent. Mater.*, 5 : 314-318, 1989.
 10. Dixon D. L., Breeding L. C. ; The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J. Prosthet. Dent.*, 67(3) : 417-419, 1992.
 11. Dixon D. L., Ekstrand K. G., Breeding L. C. ; The transverse strengths of three denture base resins. *J. Prosthet. Dent.*, 66 : 510-513 1991.
 12. Hargreaves A. S. ; The prevalence of fractured dentures. *Br. Dent. J.*, 20 : 451-455, 1969.
 13. Haddix J. E. ; A simplified technique for occlusal splint fabrication. *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 249-251, 1987.
 14. Harvey W. L., Harvey E. V. ; Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light-activated composite resin. *J. Prosthet. Dent.*, 62 : 184-189, 1989.
 15. Khan Z., Razavi R., von Fraunhofer J. A. ; The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *J. Prosthet. Dent.*, 60 : 543-544, 1988.
 16. Khan Z., von Fraunhofer J. A., Razavi R. ; The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 384-386, 1987.
 17. Lewis E. A., Ogle R. E., Sorensen S. E. ; Orthodontic applications of a new visible light curing (VLC) resin system. *NYS. Dent. J.*, Mar : pp32-34, 1986.
 18. Lewis E. A., Ogle R. E., Sorensen S. E. ; Clinical and laboratory evaluation of visible light-cured denture base resins and their application to orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 94 : 207-215, 1988.
 19. McCrorie J. W., Anderson J. N. ; Transverse strength of repairs, with self-curing resins, *Br. Dent. J.*, 1 : 364-366, 1960.
 20. Nimmo A. ; Correction of the posterior palatal seal by using a visible light-cured resin : A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, 59 : 529-530, 1988.
 21. Ogle R. E., Sorensen S. E., Lewis E. A. ; A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, 56 : 497-506, 1986.
 22. Ogle R. E., Sorensen S. E., Lewis E. A. ; A new visible light curing resin system applied to prosthodontics and orthodontics. *Buff. Dent. Rev.*, 1(2) June, 1985.
 23. Ortman H. R. ; Refitting denture base with a visible light cured denture base resin. *NYS. Dent. J.*, Apr : 29-32, 1986.
 24. Ortman H. R., Ortman L. L. ; Denture refitting with today's concepts and materials. *Dent. North. Am.*, 19 : 269-290, 1975.
 25. Ruyter I. E., Svendsen S. A. ; Flexural properties of denture base polymers. *J. Prosthet. Dent.*, 43 : 95-104, 1980.
 26. Shifman A. ; Clinical applications of a visible light-cured resin in maxillofacial prosthesis. Part I : Denture base and reline material. *J. Prosthet. Dent.*, 64 : 578-582, 1990.
 27. Smith D. C. ; The acrylic denture. *Br. Dent. J.*, 18 : 257-267, 1961.
 28. Stafford G. D., Smith D. C. ; Some studies of the properties of denture base polymers. *Br. Dent. J.*, 15 : 337-342, 1968.
 29. Swancy A. C., Paffenbarger G. C., Caul H. J., et al. ; American dental association specification no. 12 for denture base resin : second revision. *J. Am. Dent. Assoc.*, 46 : 54-66, 1953.

30. Sweeney W. T., Caul H. J., Gneyg W. ; A transverse testing machine for denture resins. *J. Am. Dent. Assoc.*, 49 : 174-176, 1954.
31. Tan H. K., Brudvik J. S., Nicholls J. I., et al. ; Adaptation of a visible light-cured denture base material. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 326-331, 1989.
32. Tulachka G. J., Moser J. B. ; Evaluation of the viscoelastic behavior of a light-cured denture resin. *J. Prosthet. Dent.*, 61 : 695-699, 1989.
33. Walter J. D., Glaysher J. K. ; The properties of self-curing denture bases. *Br. Dent. J.*, 21 : 223-227, 1972.
34. Whatt C. C. L., Harrop T. J., MacEntee M. I. ; A comparison of physical characteristics of six hard denture reline materials. *J. Prosthet. Dent.*, 55 : 343-346, 1986.
35. 권용원, 조인호 ; 의치상 재이장재의 물리학적 성질에 관한 연구, *대한치과보철학회지*, 28(1) : 193-201, 1990.

EFFECT OF SURFACE CONTAMINATION ON THE TRANSVERSE STRENGTH OF THE RELINED DENTURE

Jeong - Hyun Kim, Jung - Soo Bae, Dong - Hoo Han
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Yonsei University

Autopolymerising and visible light cured resin are used to reline dentures. But relined surface are easily contaminated by water or saliva in the mouth during clinical procedure. This study was to find out the effect of surface contamination on the transverse strength of the relined denture base.

To accomplish this, the specimens of 65×10×3mm were made with heat-cured(Lucitone 199), visible light-cured(Triad), and autopolymerizing resin(Kooliner). Measurements of transverse strength were taken for each specimen. Specimens made of heat-cured resins, sizing 65×10×1.5mm, were relined with heat-cured, light-cured, and autopolymerizing resin, respectively. Specimens relined with autopolymerizing and light-cured resins were further classified into not-contaminated, water-contaminated and saliva-contaminated groups. Again, measurements of the transverse strength were taken for each group.

The results were as follows

1. The transverse strength of heat-cured resin was superior to all the other resins.
2. The transverse strength of each specimen decreased after relining in the following order, heat-cured, visible light-cured, and autopolymerizing resin.
3. Surface contamination produced an decrease in transverse strength, especially in the saliva contaminated group.

According to these results, water or saliva contamination should be avoided during intraoral relining procedures.

Key words : Denture relining, Denture base resin, Visible-light cured resin, Autopolymerising resin, Transverse strength, contamination.