

의치용 인공치아와 의치상용 레진간의 결합강도에 관한 실험적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이주희 · 김창희 · 김영수

I. 서 론

아크릴릭 레진은 1937년 치과 의치상용 재료로 도입되어 그전까지 사용되어 오던 불카나이트를 대체하였고 현재까지 치과용 재료로서 가장 많이 사용되고 있다.⁴⁹⁾ 아크릴릭 레진이 광범위하게 사용되는 이유는 가공장비가 간단하고 제작에 비교적 적은 비용이 든다는 점 이외에도 적절한 강도, 체적안정성, 제작 후의 색채안정성, 타액에 대한 저항, 구강조직이 아크릴릭 레진에 상당한 내성을 가진다는 점 등의 장점이 있기 때문이다. 또 아크릴릭 레진은 1940년 의치치아용으로 사용되기 시작하여 우수한 심미성과 조절의 용이성, 의치상과의 화학적 결합성 등의 장점 때문에 폭넓게 사용되고 있다.

그러나 아크릴릭 레진을 이용하여 제작된 의치의 경우 매년 60% 이상이 수리를 필요로 하는 것으로 보고되고 있다.¹⁵⁾ 의치의 수리를 필요로 하는 경우는 크게 두가지로 나눌 수 있는데 하나는 의치상의 파절에 의한 것이고 다른 하나는 치아의 탈락에 의한 것이다. 이 중 치아의 탈락은 수리를 필요로 하는 증례의 22-30% 정도를 차지하는 것으로 알려져 있다.^{17,22)}

이런 이유로 여러나라의 치과의사협회규격은 아크릴릭 레진치아와 의치상용 레진간의 결합강도에 대해 규정하고 있다. 미국치과의사협회규격 15번²⁾에 따르면 가열법에 의한 중합의

경우에 레진치의 변연부는 아크릴릭 의치상용 레진과 화학적 결합을 형성하여야 하며 그 결합의 강도는 31.0MPa 이하여서는 안된다고 하였다. AS(Australian Standard) 1626³⁾은 미국치과의사협회규격 15번의 규정과 유사하나 인장결합강도가 32Ma 이하여서는 안된다고 하였으며 ISO(International Organization for Standardization) 3336²⁷⁾에서는 다른 규정과는 달리 결합을 전단/인장강도로 규정하였다. British Standard Specification 3990⁸⁾이나 DIN (German Specification) 13914¹⁸⁾, JIS(Japanese Standard) 6506²⁹⁾ 역시 치아-의치상 결합에 대해 규정하고 있다.

대한치과의사협회규격 제9호(KDA Specification No. 9)³¹⁾에서는 레진치의 변연부는 아크릴릭 의치상용 레진과 화학적인 결합을 형성하여야 한다고 규정하여 구체적인 결합강도에 대해서는 언급하고 있지 않다.

치아와 의치상용 레진간의 결합에 영향을 미치는 몇가지 요소들이 지적되고 있는데 그것은 재료의 가교결합(cross-linking), 중합 과정중의 오염,^{35,41)} 중합중 이용가능한 단량체의 양 등이다.^{1,39,50)} 중합 과정중의 오염에 대해서는 1978년 Morrow등이 연구하여 치아표면이 오염되었을 때 결합강도가 56%나 감소된다고 보고한 바 있다.³⁵⁾

인공치아의 부착면에 시행하는 단량체의 도포가 결합에 미치는 영향에 대한 연구가 여러

학자들에 의해 시도되었는데 1972년 Civjan, 1987년 Spratley 등은 중합시 치아면에 단량체를 도포하는 것만으로는 결합을 개선시킬 수 없다고 하였다.^{10,45)}

재료의 가교결합에 대한 논의는 레진치아가 가지는 마모와 균열의 단점을 개선하려는 노력에서 시작되었다.^{4,5,6,14,20,38,48)} 고전적인 아크릴릭 레진치아는 의치상용 레진과 우수한 결합을 형성하지만 linear polymethyl-methacrylate로 구성되어 있어 마모저항성이 낮은 단점이 있다. 재료 자체의 가교결합은 재료의 마모저항성을 증가시키고^{19,48)} 균열의 문제를 개선하나 의치상용 레진과의 결합에 있어서는 약점을 가지고 있다고 보고되고 있다.^{1,13,43)}

가교결합을 통해 강화된 플라스틱 치아에는 두 종류가 있는데 하나는 methylmethacrylate와 소량의 dimethylmethacrylate를 PMMA 분말 존재하에 공중합시키는 것이며 다른 하나는 고도로 가교결합된 아크릴릭 중합체에 PMMA 분말대신 colloidal silica를 첨가하는 것이다.

PMMA 존재하에 가교결합시켜 강화한 레진 치아로는 Livdent(Livdent FB, Plastic 100 GC Dental Industrial Corp. Tokyo, Japan)와 IPN (Trubyte Bioform IPN20 Dentsply International INC. Perm USA) 등이 있으며 필러(filler)를 첨가하여 강화시킨 것으로는 Crystal(Crystal ND, Major Dental Industry, S.P.A., Torino, Italy), Orthosit(SR-Orthosit-PE, Ivocalr AG, Schoan, Liechtenstein) 등이 있다.

Dentsply사의 IPN(interpenetrating polymer network)은 최초로 개발된 마모저항형 치아이며 현재 광범위하게 사용되고 있다. Frisch는 IPN이 얽혀 있는 구조가 지속되는 안정된 상태이며 구조간 상승작용(synergistic property)을 갖추고 있다고 보고하였다.²²⁾ 상승작용과 interpenetration은 인장강도를 갖춘 인공치아를 제공했으나, 의치상과의 결합에는 나쁜 영향을 미치는 것으로 생각되고 있다.

1986년 Caswell과 Norling은 마모저항성을 갖는 치아의 의치상과의 접촉부분을 삭제한 후 의치상과 접촉시 더 높은 결합강도를 나타낸다고 보고하였다.⁹⁾ 또 1991년 Clancy 등은 마

모저항성을 갖는 치아를 광중합형 레진과 열중합형 레진에 부착시 광중합형 레진과의 결합강도가 낮게 나타났다고 하였다.¹²⁾

본 연구에서는 마모저항성을 갖는 IPN 치아와 고전적인 아크릴릭 레진치아인 Justi Imperial(H. D. Justi Co., Oxnard, Calif)을 열중합형, 광중합형, 자가중합형 의치상 레진과 접착시켜 시편을 제작하고 열순환 처리를 거친 후의 인장결합강도를 비교해 보고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

레진치아로는 Justi Imperial과 강화형 치아인 IPN을 사용하였다. 의치상용 재료로는 열중합형, 자가중합형, 광중합형 레진 세 종류가 사용되었다. 열중합형 레진중에서는 grafted, cross-linked된 의치상 재료인 Lucitone 199(L. D. Caulk Company, Division of Dentsply International, Inc. York, PA)를 선택하였으며 자가중합형 레진으로는 Vertex SC(Dentimex Manufactures, Dentimexzeist, Holland), 광중합형 레진으로는 Triad(Dentsply Int. Inc., York, PA)를 사용하였다.

2. 연구방법

(1) 시편제작

가. 1차 레진부착

인스트론 만능시험기의 wedge action grip에 고정할 수 있는 부분을 형성하기 위해 치아의 교합면에 의치상용 레진을 부착하는 과정이다.

지름 8mm이상의 하악구치를 선택하였으며 몰드제작을 위해 막대형 모델링 컴파운드를 이용하였다. 치아를 가운데에 위치시키고 한 쪽에는 실험용 의치상 레진이 반대쪽에는 급속경화형 열중합형 레진(Vertex RS)이 부착되도록 설계하였다. 치아의 교합면에 round bur와 700번 fissure bur로 유지형태를 부여하였다. 치아의 교합면에 길이 20mm의 모델링 컴파운드를 파라핀 왁스로 고정하였다. 이 때

치아면에 모델링 컴파운드가 직접 닿지 않도록 하였으며 몰드 형성을 위해 플래스크에 매몰하였다.

플래스크를 끓는 물에 2분간 담갔다가 꺼내어 모델링 컴파운드를 제거하였다. 모델링 컴파운드 제거후 형성된 몰드에 Vertex RS 레진을 1회 시압과정을 거쳐 전입하였다. Vertex RS 레진을 부착한 부분은 인스트론 만능시험기(Instron Limited, England)의 wedge action grip에 고정하기 위한 부분이다.

끓는 물에서 30분간 중합한 후 플래스크에서 시편을 분리하여 여분을 제거하였다. 온성이 완료된 시편을 공업용 선반을 이용하여 지름 7.5mm, 길이 20mm의 원통형으로 1차 가공하였다. 치아의 의치상 부착부위는 원통의 양면에 직각이 되는 편평한 면으로 선반으로 가공하였다. 가공과정중 기름에 의한 오염이 예상되어 시편을 세제용액을 사용하여 초음파 세척하고 솔로 씻어낸 후 흐르는 물에서 다시 세척하였다.

나. 실험용 레진부착

길이 40mm의 모델링 컴파운드를 플래스크에 매몰하였다가 제거하여 몰드를 형성하였다. 이렇게 형성된 몰드에 가공된 시편을 위치시켰다. 이 때 편평하게 가공된 치아면을 몰드의 중심을 향하도록 하여 실험용 레진과 부착시킬 수 있게 하였다(Fig. 1).

비어 있는 몰드부위에 실험용 의치상 레진을 1회 시압과정을 거쳐 제조회사의 지시대로 중

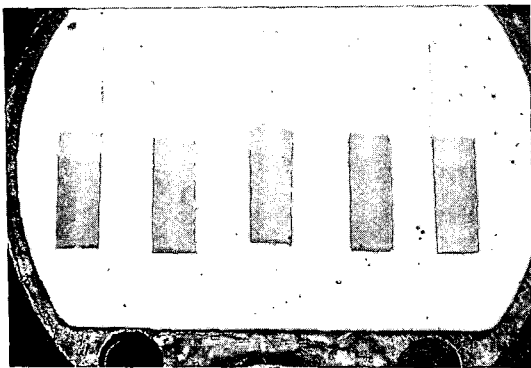


Fig. 1. Specimens in mold before denture base resin packing.

합하였다. Lucitone 199는 분말과 액의 비율을 13:4로 혼합하였으며 163°F에서 9시간 동안 중합하였다. 자가중합형 레진 Vertex SC의 경우에는 분말과 액의 비율을 7:2로 혼합후 병상기(dough stage)에 이르면 전입하고 압력하에서 10분간 중합하였다.

광중합형 레진 Triad의 경우에는 치아면에 접착용 레진(bonding resin)을 도포한 후 2분간 공기중에 두었다가 광중합기에 넣고 2분간 광중합하였다. 접착용 레진이 중합된 후 몰드에 시편을 위치시키고 Triad 의치상용 레진을 전입하였다. 상합과 하합을 분리하여 시편에 공기 차단용 젤을 도포하고 15분간 광중합하였다. 플래스크에서 시편을 분리하여 매몰되어 있던 부위에 다시 공기 차단용 젤을 도포하고 이 부위가 광원을 향하도록 하여 15분간 더 광중합하였다. 위와 같은 방식으로 개개 실험군마다 10개씩의 시편을 제작하였다.

대조군은 치아 부착없이 의치상용 레진만으로 제작하였다. 40mm 모델링 컴파운드로 제작된 몰드에 제조회사의 지시에 따라 의치상 레진을 전입, 중합하였다.

제작된 시편을 2차 가공하였다. 시편의 길이는 40mm로, 지름은 7 ± 0.1 mm의 원통형이 되도록 한 후 치아 의치상용 레진 계면부위의 지름을 6 ± 0.1 mm로 줄여주었다. 이렇게 하여 인스트론 만능시험기로 인장강도 측정시 이 부위에서 주로 파절이 일어나도록 하였다. 시편의 양 끝 10mm역시 지름을 6mm로 하여 인스트론 만능시험기의 wedge action grip에 잡힐 수 있게 하였다(Fig. 2, 3).

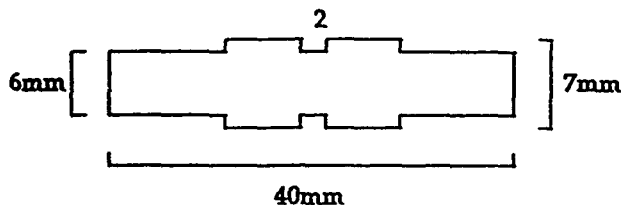


Fig. 2. Diagram illustrating dimensions of completed specimen.

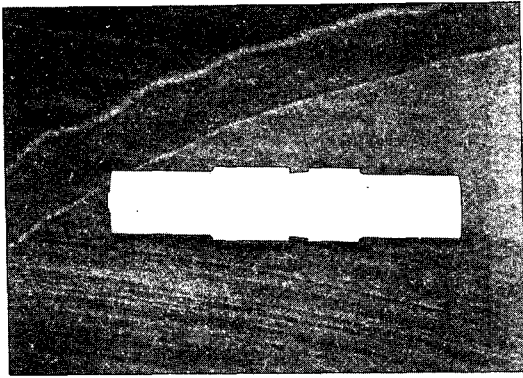


Fig. 3. Completed specimen.

(2) 열순환 처리(Thermocycling)

제작된 시편을 5도씨와 55도씨에서 1000회 열순환 처리하였다.

(30초 담금시간, 30초 이동시간)

(3) 인장결합강도 측정

인스트론 만능시험기의 wedge action grip에 시편을 고정한 후 crosshead speed를 2mm/min로 하여 인장력을 가하였다. 대조군의 경우에는 crosshead speed를 10mm/min으로 하였다. 인장력을 가한 후 시편이 파절되는 점의 강도를 인장결합강도로 하였다(Fig. 4).

(4) 통계처리

SPSS(PC+)에서 paired t-test를 통해 각군 간 유의성을 검증하였다.

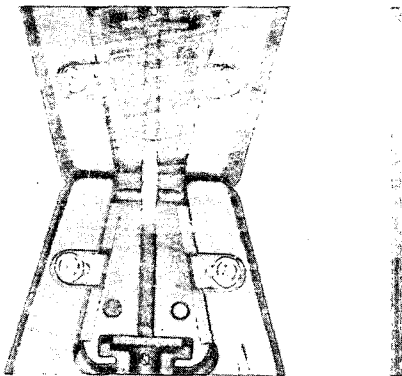


Fig. 4. Tooth-resin specimen for tensile testing on Instron testing machine.

III. 연구성적

1. 실험군의 인장결합강도

열순환 처리중 IPN 치아와 Vertex SC 부착 시편 중 한 개의 시편이 계면에서 파절되었다. 실험군마다 파절되는 부위가 약간씩 다르게 나타났는데 이것은 표 1과 2에 나타낸 바와 같다. IPN과 Lucitone 199 부착시편은 한 개 시편을 제외하고는 모두 IPN치아 자체에서 파절되었다. IPN 치아의 파절강도는 $203.19 \pm 26.94 \text{ kg/cm}^2$ 정도였다(Table 3). Imperial과 Lucitone 199 부착시편에서도 치아내의 파절이나 혼합 파절 양상이 많이 관찰되었다. 또 3개 시편에서 치아교합면쪽에 부착된 Vertex RS 레진의 파절이 있었다. 계면 파절후 기포가 존재하였거나 의치상 레진 전입시 긴밀하게 접촉되지 않아 미세균열이 이미 형성되어 있던 시편들을 제외하고 실험성적을 내었다(Table

Table 1. Fracture sites of the specimens

Base resin	Teeth(IPN)
HCR	A, B, B, B, B, B, B, B, B, B
SCR	A, -, A, A, A, A, A, A, A, A
LCR	A, A, A, A, A, A, A, A, A, A

A ; at bond site HCR ; Heat-curing resin
 B ; within tooth SCR ; Self-curing resin
 LCR ; Light-curing resin

Table 2. Fracture sites of the specimens

Base resin	Teeth(Justi Imperial)
HCR	A, B, B, B, D, D, C, C, C, D
SCR	B, A, A, A, A, A, D, -, -, -
LCR	-, A, -, A, A, -, A, A, A, -

A ; at bond site B ; within tooth
 C ; mechanical junction (mixed tooth & resin fx.)
 D ; within resin cylinder
 HCR ; Heat-curing resin
 SCR ; Self-curing resin
 LCR ; Light-curing resin

Table 3. Tensile bond strength of tooth-resin combinations (kg/cm²)

	HCR	LCR	SCR
IPN	203.19±26.94 within tooth	77.92±41.98 interface	108.77±38.96 interface
Justi Imperial	166.39±23.27 within tooth mixed	156.33±51.22 interface	118.36±13.96 interface

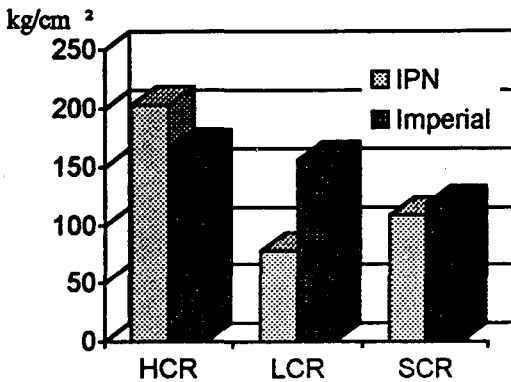


Fig. 5. Comparisons of tensile bond strengths of tooth-resin combinations.

1, 2).

Lucitone 199와의 부착시편은 계면 이외에서 파절되어 다른 실험군과 정량적으로 비교할 수는 없으나 Lucitone 199와의 부착시편의 인장강도가 다른 실험군에 비해 높게 나타났다 ($p < 0.05$). Vertex SC와의 결합강도 비교시 IPN치아와 Imperial치아간 결합강도는 차이가 없었으며 ($p > 0.05$), Triad와의 결합강도에 있어서는 Imperial과의 부착시편에서 유의하게 높은 결합강도를 보였다 ($p < 0.01$) (Table 3, Fig. 3).

IPN 치아에 Triad와 Vertex SC를 부착시킨 경우 의치상용 레진에 따른 인장결합강도의 차이는 없었다 ($p > 0.05$). 또 Imperial 치아에 광중합형 레진과 자가중합형 레진을 부착시킨 경우 역시 의치상용 레진에 따른 인장결합강도의 차이는 없었다 ($p > 0.05$).

(Table 3, Fig. 5)

Table 4. Tensile strength of denture base resins (kg/cm²)

	HCR	LCR	SCR
MEAN	435.11	257.64	297.61
SD	43.83	26	30.39

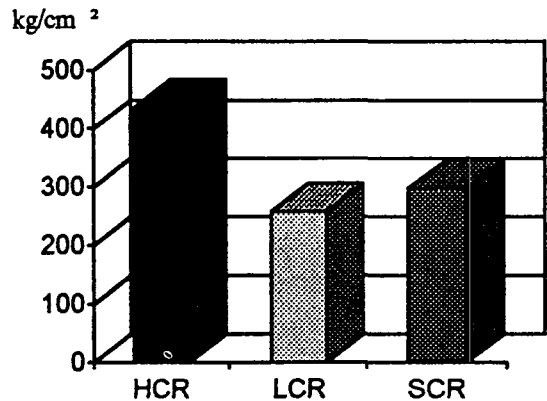


Fig. 6. Comparisons of tensile strength of denture base resins.

2. 대조군의 인장강도

Lucitone 199는 $435.11 \pm 43.83 \text{ kg/cm}^2$, Triad는 $257.64 \pm 26 \text{ kg/cm}^2$, Vertex SC는 $297.61 \pm 30.39 \text{ kg/cm}^2$ 의 인장강도를 보여 각군간의 강도는 통계학적으로 유의성있는 차이를 보였다 ($p < 0.01$) (Table 4, Fig. 6).

IV. 총괄 및 고안

본 연구에서는 이전의 열중합형 레진, 자가 중합형 레진을 대상으로 한 다른 연구들과 대체로 일치하는 결과를 보였다.^{9,25,39} 열중합형 레진 Lucitone 199와의 부착시편에서 치아자체의 응집성 실패 (cohesive failure)가 주로 나타나 정확한 결합강도를 비교할 수 없었다. 그러나 계면이 아닌 다른 부위에서의 파절은 계면에서의 결합이 그보다는 더 강하다는 것을 의미한다고 볼 수 있으므로 IPN 치아와 Lucitone 199의 인장결합강도는 최소한 $203.19 \pm 26.94 \text{ kg/cm}^2$ 이상, Imperial치아와 Lucitone 199

와의 인장결합 강도는 $166.39 \pm 23.27 \text{kg/cm}^2$ 이 상이라고 생각할 수 있다. 이 수치는 다른 의치상용 레진과의 인장결합강도에 비해서는 큰 값이므로 직접적인 비교는 불가능하나 열중합형 레진과의 결합이 가장 강하다고 볼 수 있다.

이러한 결과는 Caswell과 Norling⁹⁾의 연구 결과와 일치하는 것으로 이들의 연구에서도 열중합형 레진과의 부착 시편에서 치아 자체의 응집성 실패가 있었다. 따라서 열중합형 레진과의 부착시 웨스에 의한 오염 등의 탈락요인이 없다면 치아의 탈락보다 치아자체의 관절이 더 문제가 될 것으로 사료된다.

IPN, Imperial과 Lucitone 199 사이의 인장결합강도는 두 시편 모두 계면 이외의 곳에서 파절되었으므로 비교가 불가능하며, Imperial과의 부착시편에서의 낮은 수치는 Imperial 치아 자체의 인장강도가 IPN에 비해서 낮음을 의미한다고 볼 수 있다.

본 실험의 연구성적은 미국치과의사협회규격 15³⁾번에 제시된 수치에는 크게 못미친다. 미국치과의사협회규격 15번에서는 열중합형 레진과의 인장결합강도가 315kg/cm^2 이하여서는 안된다고 하였다. 본 실험에서는 열중합형 레진과의 인장결합강도를 측정할 수 없었으므로 이 수치와 비교할 수 없었으나 광중합형 레진이나 자가중합형 레진과의 인장결합강도는 이에 비해 현저히 낮은 값을 보였다. 이러한 결과는 이전의 Ishigawa,²⁶⁾ Kawara,³⁰⁾ Clancy¹²⁾ 등의 연구와 일치하는 것이다. 이들의 연구에서 광중합형 레진은 열중합형 레진에 비해 유의하게 낮은 결합강도를 보였다.

Imperial은 미국치과의사협회규격이 인준한 전통적인 방식의 레진치아로 가교결합의 정도가 낮은 것으로 알려지고 있다. IPN 치아는 아크릴릭 레진치아와 도재치아의 단점을 최소화하고 각각의 장점을 최대한 살릴 수 있도록 고안된 치아이다.⁴⁴⁾

IPN은 필러가 없는 고도로 가교결합된 interpenetrating polymer network로 구성되어 있다. interpenetrating polymer network는 중합체가 가교결합되어 삼차원적 망상구조를 형성하고 여기에 이차적으로 가교결합된 다량체가

혼합된 구조이다. 이 두 cross-linked network는 공존하며 한 망상구조내에 다른 망상구조가 포위된 양상으로서 화학적 결합의 파괴없이 분리가 불가능하다. 이렇게 얽혀 있는 구조가 물리적 성질을 강화시키는 것으로 생각된다.

결합을 위해서는 아크릴릭 레진 단량체가 치아의 의치상부착 부분을 부풀리거나 녹여내야 한다. 가교결합의 정도가 증가될수록 단량체에 의해 부풀릴 수 있는 양은 감소된다. 따라서 병상기의 아크릴릭 레진을 전입후 레진의 중합반응이 너무 급격하게 일어나는 경우에도 단량체에 의한 충분한 부풀림 작용(swelling action)을 기대할 수 없으므로 결합이 약화된다.³⁹⁾

단량체에 의한 부풀림 작용과 단량체의 침투가 결합강도를 결정하는데 가교결합의 정도가 증가된 경우 부풀림 작용과 침투가 어려워지므로 IPN 치아는 일반 아크릴릭 레진 치아에 비해 약한 결합을 형성하게 된다. 즉, 가교결합 정도가 증가될수록 polymer chain network의 크기가 의치상으로부터 MMA 단량체가 interpenetration하기에는 너무 작아진다.⁴⁶⁾ 따라서 고도로 가교결합된 레진치아와 의치상 레진간 결합이 약화되는 것이다. 그러므로 이러한 장점은 그대로 유지하고 치아 의치상간 결합을 증진시키기 위해서 가교결합된 플라스틱 치아에 linear PMMA를 포함시키는 것이 필요하다. Michl 등이 보고한 바에 따르면 Ivoclar사의 Orthosit은 치아의 치경부쪽을 PMMA로 구성하여 의치상용 레진과의 결합을 증진시킬 수 있도록 고안되었다³³⁾고 하는데, 치아배열시 삭제가 자주 요구되는 임상에서 충분한 효과를 얻을 수 있을지가 문제가 된다. 치아의 치경부를 삭제하여 PMMA 층을 제거한다면 결합력이 약화되는 문제점은 여전히 남게 되는 것이다. 그러나 이렇게 총별로 치아의 구성에 변화를 줌으로써 치아의 물리적 성질의 개선을 도모함과 동시에 레진치아와 의치상간의 화학적 결합을 유지하려는 노력은 높이 평가할 만한 것으로 생각된다.

본 연구에서는 열중합형 레진으로 Lucitone 199를 사용하였는데 이 레진은 전통적으로 사용해 오던 열중합형 레진은 아니다. 이것은 micro-dispersed rubber phase polymer로 구성

되어 있다. 이러한 조성은 methylmethacrylate와 butadiene styrene이 유제 존재하에서 공중합되고 여기에 methylmethacrylate를 다시 한 번 도포한 후 통상적인 방식대로 단량체와 혼합하여 제작하는 것이다.⁴⁷⁾ 이렇게 제작된 grafted, crosslinked 레진인 Lucitone 199가 다른 열중합형 레진과 같은 결합강도를 갖는지에 대한 의문이 제기될 수 있다.

Caswell과 Norling은 열중합형 레진중 가교 결합만 된 레진과 grafted, cross-linked 레진을 레진치아와 결합시켜 인장강도를 비교한 실험에서 두 의치상용 레진에 따른 유의할만한 차이는 없다고 하였다.⁹⁾ 따라서 본 연구에서 사용된 grafted, cross-linked 레진인 Lucitone 199는 기존의 의치상 레진과 유사한 결합강도를 가질 것으로 생각된다.

개개 치아군에서 볼 때 자가중합형 레진이나 광중합형 레진에 따른 결합강도의 차이는 없었으나 Triad 레진과의 부착시 IPN 치아에서 낮은 결합강도를 보였다. Triad 레진은 urethane dimethacrylate matrix에 소량의 micro-fine silica가 첨가되어 있는 조성을 가지고 있다. 다른 광중합형 레진에서는 inorganic filler가 주로 사용되는 데 반해 Triad에서는 organic filler가 사용된다는 차이점이 있다. Triad의 필러는 다양한 굵기의 아크릴릭 레진 구슬 형태로 구성되어 있으며 증류후 interpenetrating polymer network의 일부가 된다.³⁷⁾

중합반응은 camphoroquinonesamine 광기 시체에 의해 시작되며 공기가 중합을 방해하는 요소로 작용하게 된다. 공기에 의한 중합 방해 효과를 차단하기 위해 최종 중합전에 공기 차단용 젤을 도포하는 과정이 필요하다. Triad의 중합은 Triad 광중합기에서 이루어지며 400-500 nm의 가시광선을 이용한다. 400-500nm의 빛을 강하게 쬐어 중합시키며 이 때 5-6mm정도 깊이까지 중합된다고 하고 있다. 광중합형 레진은 적합성이 우수하고 강도가 우수하며 잔여 단량체 없이 완전히 중합되고 free methylmethacrylate가 없고 색채안정성이 있으며 제작, 조작이 간편하다는 장점을 가진다.

Triad 레진과의 상대적으로 약한 결합은 여러

요소로 설명될 수 있다. Triad 레진은 병상기로 포장되어 판매되는데 여분의 단량체가 거의 없는 상태이다. 결합을 위해서는 단량체에 의한 부풀림 작용이나 침투가 필요하므로 여분의 단량체가 거의 없는 Triad에서 자가중합형 레진이나 열중합형 레진에 비해 결합이 약한 것으로 생각되고 있다.¹⁶⁾

또 Triad 레진 자체가 polymethylmethacrylate 의치상 레진보다 부서지기 쉬운 특성을 지니므로 시편 가공 중에 부분파절에 보다 민감하다.¹¹⁾ 실제로 시편제작중 Triad 레진과의 부착시편에서 가공후의 부분파절 양상이 다른 실험군에 비해 많이 나타나 시편의 추가 제작이 필요하였다. 겉으로 드러나는 부분파절 시편은 실험에서 제외하였으나 육안으로 구분되지 않는 미세파절도 많았을 것으로 추측된다. 이 미세 파절이 열순환 처리 과정을 거치면서 퍼져나갔을 것으로 생각되며 이런 것이 Triad와의 낮은 결합강도의 원인인 것으로 사료된다.

시편제작 과정 및 인장결합강도 실험중 Vertex RS를 부착시킨 교합면측에서 많은 실패가 있었다. 교합면에 유지형태를 충분히 형성하고 부착시켰음에도 많은 실패가 있었던 것은 교합면의 복잡한 유지형태에 레진이 충분히 전 입되지 못한 점, 유지형태 부여시 변연부가 파절의 기시점으로 작용한 점등 때문으로 생각할 수 있다.

이 밖에 중요한 요소로 급속경화형 열중합 레진(rapid heat curing resin)의 잦은 기포형성을 들 수 있다. Jerolimov등은 급속경화형 열중합형 레진을 사용하여 중합시 두께가 두터운 부위에서 기포가 자주 형성된다고 했는데, 이들의 연구결과 0.62% benzoyl peroxid를 함유하고 있는 중합체 사용시 6mm이상 두께의 시편에서 기포가 발생하였으며 0.10% DMPT를 포함하는 중합체 사용시 오랜 시간 중합하여도 기포가 발생된다고 하였다. 본 실험에서 시편 두께가 8mm로 기포가 형성되기에 충분한 두께였다고 생각되며 기포로 인한 많은 실험시편의 실패가 있었던 것으로 생각된다.²⁸⁾

대조군의 인장강도 측정결과 Lucitone 199가 가장 높았으며 다음으로 Vertex SC가 높은 강

도를 보였고 Triad가 가장 낮은 값을 보였다. 의치상용 아크릴릭 레진의 강도는 레진의 조성, 중합방식, 의치의 이후의 환경 등에 따라 변화가 크다. 중합정도가 낮으면 레진의 강도도 약해 지는데 이런 면에서 볼 때 열중합형 레진의 경우 중합주기를 잘 맞춰주는 것이 중요하게 된다. 자가중합형 레진의 경우 일반적으로 중합의 정도가 낮고 잔여단량체의 양이 열중합형 레진에 비해서는 많은 것으로 알려져 있고 이런 이유로 강도면에서 열중합형 레진에 비해 못 미치는 것으로 생각된다.⁴²⁾

Triad의 경우 열중합형 레진에 비해 강도면에서 우수하다는 보고도 있으나³⁷⁾ 본 연구에서는 Lucitone 199에 비해 현저히 낮은 값을 보였다. 본 연구에서는 시편을 1000회 열순환 처리하였는데 이 과정에서 Triad가 열중합형 레진에 비해 많은 강도의 저하가 있었을 것으로 사료된다.

본 연구에서 사용된 열중합형 레진은 Lucitone 199로 강도의 강화를 위하여 조성에 변화를 준 레진이다. 조성의 변화를 통하여 가장 강화되는 특성은 충격강도이며 다른 물리적 성질도 강화되는 것으로 보고되고 있다. 본 실험의 결과 Lucitone 199는 Vertex SC나 Triad에 비하여 1.5배 정도의 인장강도를 보였으며 이것은 위에 언급한 여러 원인 때문으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 일반 아크릴릭 레진치아와 강화형 레진치아를 열중합형 레진, 광중합형 레진, 자가중합형 레진의 삼중 레진과 부착시킨 후 인스트론 만능시험기로 인장결합강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 열중합형 레진과 부착시킨 실험군은 레진치아에서 응집성 실패를 보였으며, 다른 실험군은 레진치아와 의치상용 레진간 계면에서 계면 실패를 보였다.
2. 아크릴릭 레진치아를 광중합형 레진과 자가중합형 레진에 각각 부착했을 때 의치상용 레진에 따른 결합강도의 차이는 없었다($p>0.05$).

3. 강화형 레진치아를 광중합형 레진과 자가중합형 레진에 각각 부착했을 때 의치상용 레진에 따른 결합강도의 차이는 없었다($p>0.05$).
4. 자가중합형 레진과 부착한 아크릴릭 레진치아와 강화형 레진치아간의 결합강도는 차이가 없었다($p>0.05$).
5. 광중합형 레진과 부착한 아크릴릭 레진치아는 강화형 레진치아에 비해 높은 결합강도를 보였다($p<0.01$).

참고문헌

1. Anderson J. S. : The strength of the joint between plain and copolymer acrylic teeth and denture base resins, Br Dent J, 107 : 317, 1958
2. ANSI/ADA Specification No. 15(1985) : Revised American National Standards/American dental Association Specification No. 15 for Synthetic Resin Teeth. New York, American National Standards Institute
3. AS 1626(1974) : Acrylic Teeth, Sydney, Standards Association of Australia
4. Beall J. R. : Wear of acrylic resin teeth(a progress report), J Am Dent Assoc, 30 : 252, 1943
5. Boddicker V.S. : Abrasive tests for artificial teeth, J Am Dent Assoc, 35 : 793, 1947
6. Brauer G. M. : Dental applications of polymers : a review, J Am Dent Assoc, 72, 1966
7. Brewer A. A., and Morrow R. M. : Overdentures ed. 2. St. Louis 1980, The CV Mosby Co, 117
8. BS 3990(1980) : Acrylic Resin Teeth London, British Standards Institution
9. Caswell C. W., and Norling B. K. : Comparative study of the bond strength of three of three abrasion-resistant plastic denture

- teeth bonded to a cross-linked and a grafted, crosslinked denture base material, *J Prosthet Dent*, 55 : 701, 1986
10. Civjan S., Hugget E. F., and de Simon L. B. : Modifications of the fluid resin technique, *J Am Dent Assoc*, 85 : 109, 1972
 11. Clancy J.M., and Boyer D.B. : Comparative bond strengths of lightcured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth, *J Prosthet Dent*, 61 : 457, 1989
 12. Clancy J. M., Hawkins L. F., and Keller J. C., et al : Bond strength and failure analysis of light-dured denture resins bonded to denture teeth, *J Prosthet Dent*, 65 : 315, 1991
 13. Craig R. G. : *Restorative Dental Materials* ed. 6 St. Louis 1972, The CV Mosby Co, p.355-386
 14. Craig R. G. : *Dental Materials : A Problem Oriented Approach*. St. Louis 1978, The CV Mosby Co, p.183
 15. Cunningham J. L. : bond strength of denture teeth to acrylic bases, *J. Dent.* 21 : 274, 1993
 16. Curtis D. A., Eggleston T. L., Marshall S. J., and Watanabe L. G. : Shear bond strength of VLC resin relative to heat cured resin, *Dental Materials*, 1989, Sep. 314-318
 17. Darbar U. R., Huggett R., and Harrison A. et al : The tooth-denture base bone : stress analysis using the finite element method, *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.* 1 : 117, 1993
 18. DIN 13 914 *Synthetic Resin Teeth*, Berlin, German Standards Association
 19. Dirksen L. G. : Plastic teeth : Their advantages, disadvantage, and limitations, *J Am Dent Assoc*, 44 : 265, 1952
 20. Docking A. R. : The relative merits of porcelain and acrylic teeth, *Aust. J. Dent.* 56 : 158, 1952
 21. von Fraunhofer J. A., Razavi R., and Khan Z. : Wear characteristics of high-strength denture teeth, *J Prosthet Dent*, 59 : 173, 1988
 22. Frisch H. L., Frisch K. C., and Klempner D. : Interpenetrating polymer networks, *Mod. Plastics* 58 : 74, 1981
 23. Henderson D., and Steffel V. L. : *McCraiken's Removable Partial Prosthodontics*, ed 6 St. Louis 1981, The CV Mosby Co, p.373
 24. Hickey J. C., and Zarb G. A. : *Boucher's Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients*, ed 8 St. Louis 1980, The CV Mosby Co, p.536
 25. Huggett R., John G., and Jagger R. G. et al : Strength of the acrylic denture base tooth bond, *Br. Dent. J.* 153 : 187
 26. Ishigama K, Mashio., Tsukui J., Umi T., Maeda M., Iwachi N., Ujhe Y., Satoh Y., Ynzai M., and Ohki K. : Basic studies on visible light curing resin as a denture base, *J. Nihon Univ. Sch. Dent.* 29 : 35, 1987
 27. ISO 3336(1977) : *Dentistry-Synthetic Resin Teeth*. International Organization for Standardization
 28. Jerolimov V., Brooks S. C., Huggett R., and Bates J. F. : Rapid curing of acrylic denture-base materials, *Dental Materials*, Jan. 1989 p.18-22
 29. JIS T 6506(1989) : *Acrylic Resin Teeth*, Japanese Standards Association
 30. Kawara M., Carter J. M., Ogle R. E., Johnson R. R., and Sorensen S. E. : Bonding of plastic teeth to denture base resins [abstract] *J. Dent. Res.* 68 : 924, 1989
 31. KDA Specification No. 9 *Acrylic Resin Teeth*, 대한치과의사협회규격 제9호 -아크릴릭 레진치-
 32. Kelly G. B. : Has the advent of plastics in dentistry provided great scientific va-

- lue ? J Prosthet Dent, 1 : 168, 1951
33. Michl R. J. : Isosit, a new dental material, Quintessence Int., 3 : 29, 1978
 34. Millar J. R. : Interpenetrating polymer networks : Styrene-divinyl-benzene copolymers with two and three interpenetrating polymer network, and their sulfonates, J. Chem. Soc. 263 : 1311, 1960
 35. Morrow R. M., Marvias F. M., Windeler S. A., and Fuchs R. J. : Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins J Prosthet Dent, 39 : 565, 1978
 36. Nakabayashi n., and Atsuta M. : The Crown and Bridge resins. Ischiyaku, Tokyo, 1971
 37. Ogle R. E., Sorenson S. E., and Lewis E. A. : A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics J Prosthet Dent, 56 : 1986
 38. Pryor W. M. : Internal strains in denture base materials, J Am Dent Assoc, 30 : 1389, 1943
 39. Rupp N. W., Bowen R. L., and Paffenbarger G. C. : Bonding coldcuring denture base acrylic resin to acrylic resin, J Am Dent Assoc, 83 : 601, 1971
 40. Schildkned C. E. : Polymer Processes, Interscience, New York, 1956
 41. Schoonover I. C., Fischer T. E., Serio A. F., and Sweeney W. T. : Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins, J Am Dent Assoc, 44 : 285, 1952
 42. Phillips R. W. : Skinner's Science of Dental Materials, 8th ed W. B. Saunders Com.
 43. Smith D. C. : Recent developments and prospects in dental polymers, J Prosthet Dent, 12 : 1066, 1962
 44. Smith R. A. : Research aspects of a new tooth material, Student Clinicians Am Dent Assoc J., 1 : 22, 1981
 45. Spratley M. H. : An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures, J Prosthet Dent, 58 : 389, 1987
 46. Suzuki S., Sakoh M., and Shiba A. : Adhesive bonding of denture-base resins to plastic denture teeth, J Biomed Mat Res, 24 : 1091, 1990
 47. Stafford G. D., Bates J. F., Huggett R., and Handley R. W. : A review of the properties of some denture base polymers, J Dent, 8 : 292, 1980
 48. Sweeney W. T., Yorst E. L., and Fee J. G. : Physical properties of plastic teeth, J Am Dent Assoc, 56 : 833, 1958
 49. Vernon L. B., and Vernon H. M. : Producing molded articles such as dentures from thermoplastic synthetic resins, Chem. Abstr. 35 : 4124, 1941
 50. Ware A. L., and Docking A. R. : Strength of acrylic repair, Aust Dent J, 54 : 27, 1950
 51. Whitman D. J. et al : In vitro rates of three types of commercial denture tooth materials, J Prosthet Dent, 57 : 243, 1987

Abstract

AN EXPERIMENTAL STUDY OF THE BOND STRENGTH OF DENTURE TEETH BONDED TO DENTURE BASE MATERIALS

Joo-Hee Lee, D.D.S., Chang-Whe Kim, D.D.S., M.S.D., Ph. D.,
Yung-Soo Kim D.D.S., M.S.D., Ph.D

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

A principal advantage of a plastic tooth over a porcelain tooth should be its ability to bond to the denture base material. But plastic teeth could craze and wear easily, so more abrasion resistant plastic denture teeth have been developed. To resist abrasion, the degree of cross-linking was increased, but bonding to denture base material became more difficult. The purpose of this study was to evaluate the bond strength of plastic teeth and abrasion resistant teeth bonded to heat-curing, self-curing and light-curing denture base material. Denture tooth molds were chosen that had a >8mm diameter. The denture teeth were bonded to three denture base materials and then machined to the same dimensions. Three denture base materials were used as control groups. Prior to tensile testing, the specimens were thermocycled between 5°C and 55°C for 1000 cycles. Tensile testing was performed on an Instron Universal testing machine.

Experimental group : plastic teeth(Justi Imperial) + heat-curing resin(Lucitone 199)
plastic teeth(Justi Imperial) + light-curing resin(Triad)
plastic teeth(Justi Imperial) + self-curing resin(Vertex SC)
abrasion resistant teeth(IPN) + heat-curing resin(Lucitone 199)
abrasion resistant teeth(IPN) + light-curing resin(Triad)
abrasion resistant teeth(IPN) + self-curing resin(Vertex SC)

Control group : heat-curing resin(Lucitone 199)
light-curing resin(Triad)
self-curing resin(Vertex SC).

The results were as follows :

1. The denture teeth bonded to heat-curing resin showed the cohesive failure and those bonded to the other resins showed adhesive failure.
2. Tensile bond strength of the plastic teeth bonded to self-curing resin was not significantly greater than bonded to light-curing resin($p > 0.05$).
3. Tensile bond strength of the abrasion resistant teeth bonded to self-curing resin was not significantly greater than bonded to light-curing resin($p > 0.05$).
4. Tensile bond strength of the plastic teeth to self-curing resin was not significantly different from that of the abrasion-resistant teeth($p > 0.05$).
5. Tensile bond strength of the plastic teeth to light-curing resin was significantly greater than that of the abrasion resistant teeth($p < 0.01$).

Keywords : Abrasion resistant teeth, plastic denture teeth, tensile bond strength