

**Vinyloligosilsesquioxane의 첨가가
의치상용 아크릴릭 레진의
파절저항성에 미치는 영향**

연세대학교 대학원

치 의 학 과

심 동 섭

**Vinyloligosilsesquioxane의 첨가가
의치상용 아크릴릭 레진의
파절저항성에 미치는 영향**

지도 한 동 후 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2001년 12월 일

연세대학교 대학원

치 의 학 과

심 동 섭

심동섭의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 한 
심사위원 김 
심사위원 이 

연세대학교 대학원

2001년 12월 일

감사의 글

본 논문이 완성되기까지 한결같은 사랑과 관심으로 격려하시고 지도해주신 한동후 교수님께 깊은 감사를 드리며 논문 작성과 심사에서 많은 조언과 도움을 주신 정문규 교수님, 심준성 교수님께도 진심으로 감사의 말씀을 올리고 싶습니다. 또한 많은 가르침을 주시고 본 논문에 관심을 기울여 주시며 격려해주신 이호용 교수님, 이근우 교수님, 한종현 교수님, 문홍석 교수님, 전영식 교수님, 최병갑 교수님께도 감사를 드립니다.

본 연구에 도움을 주신 치과재료학 교실의 이용근 교수님, 이상배 선생님을 비롯한 보철과 교실원 여러분과 시편작업을 도와준 권성철, 유민정 학우에게도 감사를 드리며 특별히 힘들고 어려운 일이 생길 때마다 여유와 웃음을 가질 수 있도록 곁에 있어준 소중한 친구들에게도 감사의 마음을 전하고 싶습니다.

끝으로 언제나 존경하고 사랑해 마지않는 아버지, 어머니, 누나, 형, 그리고 힘들고 지칠 때마다 항상 큰 힘이 되어준 영원히 사랑하는 아내 주영에게 이 논문을 바칩니다.

2001년 12월

심동섭 드림

목 차

| | |
|------------------------------------|-----|
| 도표 목차 | iii |
| 국문 요약 | iv |
| | |
| I. 서론 | 1 |
| | |
| II. 연구재료 및 방법 | 7 |
| 가. 연구 재료 | 7 |
| 나. 연구 방법 | 8 |
| (1) 시편의 제작 | 8 |
| (2) 굽힘 강도 (Flexural Strength) 측정 | 11 |
| (3) 충격 강도 (Impact Strength) 측정 | 11 |
| (4) 겉보기 기공율 (Apparent Porosity) 측정 | 13 |
| 다. 통계 분석 | 14 |
| | |
| III. 연구 성적 | 15 |
| 가. 굽힘 강도 (Flexural Strength) | 15 |
| 나. 충격 강도 (Impact Strength) | 15 |
| 다. 겉보기 기공율 (Apparent Porosity) | 16 |
| | |
| IV. 총괄 및 고찰 | 20 |
| | |
| V. 결론 | 26 |
| | |
| 참고 문헌 | 28 |
| 영문 요약 | 33 |

도표 목차

| | |
|--|----|
| Fig. 1. The opening of the double chain of POSS by platinum | 5 |
| Fig. 2. The basic scheme of the PMMA/MMA co-polymerization with POSS | 5 |
| Fig. 3. Dimension of flexural strength test specimen | 10 |
| Fig. 4. Dimension of impact strength test specimen | 10 |
| Fig. 5. Pendulum for Izod type impact strength test | 12 |
| Fig. 6. Relationship of vise, specimen, and striking edge to each other for Izod type impact test | 12 |
| Fig. 7. Results of flexural strength test (ANOVA test) | 17 |
| Fig. 8. Results of flexural strength test (Mann-Whitney test) | 17 |
| Fig. 9. Results of flexural strength test (Mann-Whitney test) | 17 |
| Fig. 10. Results of impact strength test | 18 |
| Fig. 11. Results of apparent porosity test | 19 |
| Table 1. Materials studied | 7 |
| Table 2. Group studied | 9 |
| Table 3. Results of flexural strength test | 17 |
| Table 4. Results of impact strength test | 18 |
| Table 5. Results of apparent porosity test | 18 |

국문요약

Vinyloligosilsesquioxane의 첨가가 의치상용 아크릴릭 레진의 파절 저항성에 미치는 영향

가철성 보철물의 의치상 재료로 가장 널리 사용되는 재료는 아크릴릭 레진이다. 우수한 심미성과 제작, 수리가 간편한 장점이 있으나, 중합시 발생하는 수축으로 인하여 의치의 교합, 조직과 접촉하는 내면의 변형이 일어나고, 충분치 못한 기계적 강도로 인해 의치 사용중 파절되는 문제점이 있다.

그동안 아크릴릭 레진을 강화하고 중합수축을 감소시키려는 많은 연구가 있었다. 본 연구에서는 일반적인 단량체(monomer) 대신 vinyloligosilsesquioxane (POSS)을 이용하여 아크릴릭 레진의 시편을 제작했으며, 중합중 팽창되는 단량체로 알려진 POSS는 중합수축을 감소시킨다고 보고된 바 있다.

본 연구의 목적은 POSS를 첨가한 의치상용 아크릴릭 레진과 상용화된 의치상용 아크릴릭 레진의 파절저항성을 비교하는 것이다. 또한, 성형방법을 달리하여 파절저항성에 미치는 영향도 비교하였다. 의치상용 레진으로 Lucitone 199[®], Paladent[®] 20, POSS를 첨가한 Paladent[®] 20, SR Ivocap[®] 을 사용하였고, 성형법으로 가압성형법과 지속적 가압주사식 성형법을 사용하였다. Lucitone 199[®], Paladent[®] 20, POSS를 첨가한 Paladent[®] 20와 두가지 성형방법을 조합하여 6개의

군으로 분류하고, 지속적 가압주사성형법의 대조군으로 SR Ivocap® 을 사용하였다. 각 군의 굽힘강도, 충격강도를 측정하였고, 파절의 원인이 될 수 있는 기공의 정도를 알아보기 위해 겉보기 기공율을 측정하여 재료에 따라, 성형방법에 따라 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 굽힘 강도 실험

A. 재료: 가압성형법으로 제작한 경우 POSS를 첨가한 Paladent® 20을 사용한 1군이 Paladent® 20를 사용한 3군보다 통계학적으로 유의할만한 높은 강도를 보였다. 지속적 가압주사성형법을 사용한 경우 POSS를 첨가한 Paladent® 20, Paladent® 20, Lucitone 199®를 사용한 2, 4, 6군이 SR Ivocap® 을 사용한 7군보다 높은 강도를 보였고, 2, 4, 6군 사이에는 유의할 만한 차이가 없었다.

B. 성형방법: 동일 재료내에서는 성형방법에 따른 유의할 만한 차이가 없었다.

2. 충격강도 실험

A. 재료: Lucitone 199® 을 사용한 군이 가장 높았고, SR Ivocap® 을 사용한 군, Paladent® 20를 사용한 군들의 순서로 높은 강도를 보였다. POSS가 첨가된 Paladent® 20과 첨가되지 않은 Paladent® 20 사이에는 유의할 만한 차이를 보이지 않았다.

B. 성형방법: 동일 재료내에서는 Lucitone 199® 을 사용한 군중에서 지속적 가압주사식 성형법을 사용한 6군이 가압성형법을 사용한 5군보다 높은

강도를 보였다. 그러나 Paladent[®] 20를 사용한 군들에서는 성형방법에 따른 유의할 만한 차이를 보이지 않았다.

3. 결보기 기공율 측정

A. 재료: SR Ivocap[®] 을 사용한 군이 가장 높은 기공율을 보였고 Lucitone 199[®] 을 사용한 군이 가장 낮은 기공율을 보였다. POSS를 첨가한 Paladent[®] 20을 사용한 군은 SR Ivocap[®] 을 사용한 군과 Lucitone 199[®] 을 사용한 군의 중간정도의 기공율을 보였다.

B. 성형방법: 동일 재료내에서 성형방법에 따른 기공율의 유의할 만한 차이는 보이지 않았다.

이상의 결과를 보면 POSS의 첨가와 지속적 가압주사식 성형법의 사용이 아크릴릭 레진의 파절저항성 증가에 부분적인 효과가 있는 것으로 보이나 그 효과가 명확히 증명되려면 좀더 자세한 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

핵심되는 말 : vinyloligosilsesquioxane(POSS), 아크릴릭 레진, 의치상, 굽힘강도, 충격강도, 결보기 기공율

Vinyloligosilsesquioxane의 첨가가 의치상용

아크릴릭 레진의 파절 저항성에 미치는 영향

연세대학교 대학원 치의학과

(지도 한동후 교수)

심동섭

I. 서론

이상적인 의치상 재료는 제작이 간편하고 강도가 커야하며 높은 열전도율을 보이고 생체 친화적이며 경제적이어야 한다. 또한 임상적으로는 크기 안정성이 있어야하고 구강내 환경에서 열팽창율, 색 안정성이 우수하며 물흡수성이 낮아야 한다. 임상에서 사용되는 의치상 재료로는 금속(metal), 나일론(nylon), 에폭시 레진(epoxy resin), 폴리카보네이트(polycarbonate), 아크릴릭 레진(acrylic resin) 등이 있다.

금속의치상은 열전도율이 우수한 반면 수리가 용이하지 못하고 경제적이지 못하다. 나일론으로 제작된 의치상은 구강 내 환경에서 저항성이 낮고, 에폭시 레진 의치상은 물흡수가 많아 만족스럽게 사용할 수 없다. 폴리카보네이트를

이용하여 의치 제작시에는 특수 장비가 필요하므로 기공과정이 복잡한 단점이 있다.

아크릴릭 레진의 일종인 폴리메틸메타크릴레이트(poly(methylmethacrylate), PMMA)는 1930년대 치과에 처음 소개되었고 1940년대 이후 의치상의 95%가 메틸메타크릴레이트(methylmethacrylate) 중합체(polymer)와 공중합체(copolymer)로 제작되고 있다.¹ 이는 이전에 사용되던 고무재료에 비하여 우수한 심미성을 보이며 고도의 연마 활택(hight polishing)이 가능하고 제작과 수리가 간편하기 때문이다.² 그러나 낮은 열전도율, 금속의치상에 비하여 낮은 파절 저항성, 가열 소독이 불가능하다는 단점 외에도 중합수축의 발생과 의치 사용중 발생하는 의치상의 파절이 임상적 문제점으로 지적되고 있다. 특히 중합시 발생하는 수축은 의치의 고경을 변화시키고 교합, 의치의 적합도 등의 정확성을 떨어뜨린다. 이러한 아크릴릭 레진의 문제점을 해결하려는 많은 시도가 있었으며, 그 결과 다양한 의치상 재료와 성형법이 소개되어 임상에서 이용되고 있다.

의치상용 아크릴릭 레진의 물리적 성질을 향상시키는 방법은 세 가지로 나눌수 있다. 첫째는 PMMA의 대체물질을 개발하는 것, 둘째는 rubber graft copolymer의 첨가 같이 PMMA의 화학적 구조를 변화시키는 것, 셋째는 carbon fiber, glass fiber같은 재료를 중합시 첨가하여 PMMA를 강화시키는 것이다.³

PMMA의 대체물질로는 폴리아마이드(polyamides), 에폭시 레진(epoxy resin), 폴리스티렌(polystyrene), 비닐아크릴릭(vinylacrylic), 폴리카보네이트 (poly

-carbonate) 등이 개발되었으나 아직 만족스러운 결과를 보이고 있지 않다.³⁻¹⁰

Jagger 등³에 의하면 중합체에 rubber의 첨가는 PMMA와 rubber가 네트워크를 구성하여 crack의 진행을 막아주고 일반적인 레진보다 큰 힘을 흡수할 수 있다고 하였다. 그러나 가격이 상승하고 유연성이 커지는 문제가 있다고 하였다. Rodford^{11, 12}는 작은 분자량의 부타디엔 스티렌(butadiene styrene) rubber를 사용한 의치상용 레진의 개발에 대하여 보고하였다. 이 rubber는 점도가 증가하는 문제가 없고, 반응기를 갖고 있어 그라프팅(grafting)을 촉진한다. PMMA에 rubber를 첨가시키는 방법은 강도를 증가시키는 성공적인 방법으로 널리 받아들여지지만 가격이 비싼 것이 단점으로 지적된다.

Carbon fiber를 이용하여 강화시키는 방법이 제기되었으나 다루기가 어렵고 연마에 문제가 있으며 심미성이 좋지 않아 최근에는 연구 발표가 거의 없다. Glass fiber를 첨가하는 방법은 fiber와 레진간에 화학적 결합이 이루어지지 않으면 fiber가 오히려 레진을 약화시키는 함입체(inclusion body)로 작용하므로 fiber의 표면을 처리하는 방법에 대해 현재까지 계속 연구되고 있으나 아직 만족스러운 결과를 보여주지는 못하고 있다.³

의치상을 제작하는 의치상 성형법으로는 가압 성형법(compression molding technique), 주입 성형법(injection molding technique) 및 지속적 가압주사식 성형법 (continuous-pressure injection technique) 등이 있다.¹³ 이러한 성형법들은 각기 다른 특성을 가지며 그에 따라 다양한 의치상 제품이 개발되었다.

아크릴릭 레진을 이용한 의치상 성형법으로는 중합체와 단량체를 혼합하여 병상기가 되면 의치함에 가압 전입 후 일정한 온도의 수조 속에서 중합시키는 가압 성형법이 가장 널리 사용되고 있는데, 이러한 가압 성형법은 아크릴릭 레진의 중합 수축과 의치를 플라스크에서 제거하는 과정에서 의치상의 변형이 일어나 의치의 적합성이 떨어지는 경우를 흔히 볼 수 있다. 지속적 가압주사식 성형법의 경우 주사관에서 가장 멀리 떨어진 부위에서부터 중합이 일어나고 온성 중 발생하는 중합 수축을 지속적으로 보상할 수 있다는 장점이 있는 반면, 인장강도가 낮고 고가의 장비를 필요로하는 단점이 있다.^{14, 15}

의치상 레진 중합법으로는 자가 중합법, 열중합법, 마이크로파 에너지에 의한 중합법, 광중합법등이 있고, 이중 열 중합법을 이용한 의치상 제작이 임상에서 널리 사용되고 있다. 열 중합반응은 발열 반응으로서 아크릴릭 레진이 70 °C 이상 온도가 상승하면 많은 양의 벤조일 퍼옥사이드가 활성화되어 급격한 중합반응이 일어나 온도 상승이 급격해진다. 이때 단량체의 끓는점 (100.8°C) 이상으로 온도가 상승하기 때문에 단량체가 기화하여 기포를 형성하게 된다. 또한, 중합체와 단량체가 중합될 때, 완전히 중합되지 않고 남은 단량체가 중합후 빠져나가 기포를 형성하게 된다. 내부의 기포는 crack의 진행을 촉진시켜 파절을 일으키는 원인이 될 수 있으며, 외부의 기포는 연마, 활력후에 치태침착이나 세균침착을 일으켜 구취, 칙색, 치석 침착등의 심미적 손상이나 구내염을 일으킬수 있다.¹⁶

최근 아크릴릭 레진의 성질을 향상시키고자 아크릴릭 중합체와 monomeric

vinyloligosilsesquioxane(POSS)에 기초한 organic-inorganic hybrid 재료를 디자인하고 합성하는 노력이 이루어졌다. 이렇게 얻어진 hybrid 물질은 polymeric 재료의 이점과 실리콘 유도체에서 기원된 inorganic 재료의 우수한 성질을 유지하는 이점 모두를 얻을 수 있었다.¹⁷

Vinyloligosilsesquioxane(POSS)는 팽창성 단량체(expandible monomer)로 알려져 있으며 중합시 수축을 억제시켜준다. 분자구조에 8개의 비닐 반응기(vinyl functional groups)를 갖고 있어 비닐기의 이중결합이 PMMA와 MMA matrix 사이에서 네트워크 구조를 형성하여 가교제(cross-linking agent)처럼 작용한다. 결과적으로 POSS는 외부 stress를 흡수할 수 있는 Si-O 결합의 증가로 인해 매우 탄력적이며 여러 성질을 강화시켜준다. 부가적으로, 네트워크 구조를 갖고 있으므로 열안정성과 마모저항성이 기대된다.¹⁸

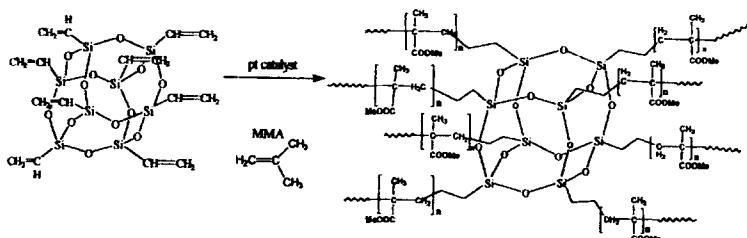


Fig.1. The opening of the double chain of POSS by platinum

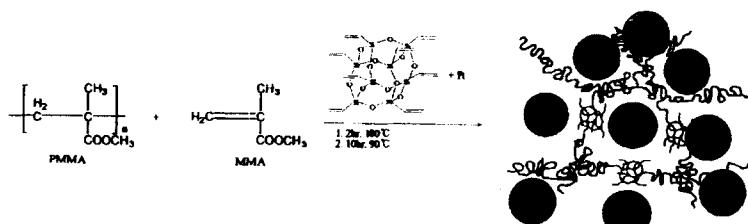


Fig.2. The basic scheme of the PMMA/MMA co-polymerization with POSS

아크릴릭 레진에 POSS의 첨가는 체적 안정성에 있어서는 다른 재료에 비하여 우수한 성질을 보여준다고 보고된 바있으나¹⁸, 임상에서 의치상 재료로 사용되기 위해서는 다른 의치상 재료의 요구조건에 어떤 영향을 미치는지 연구가 필요하다.

이에 본 연구에서는 POSS를 첨가한 아크릴릭 레진이 의치상 파절에 저항하는 능력을 기준의 다른 의치상 재료와 비교하고 성형방법에 따른 파절저항성을 비교하기 위해, Luciton 199®, Paladent® 20, POSS를 첨가한 Paladent® 20를 각각 가압 성형법과 지속적 가압주사식 성형법으로, SR Ivocap®을 지속적 가압주사식 성형법으로 시편을 제작하여 굽힘강도(flexural strength), 충격강도(impact strength), 결보기 기공율(apparent porosity)을 측정, 비교하였다. POSS의 첨가로 인해 어느 정도 물리적 성질이 향상되는지 알아보기 위하여 현재 사용되는 의치상용 아크릴릭 레진중에 기계적 성질이 우수하다고 알려져 있는 Luciton 199®를 대조군으로 사용하였고, 성형방법의 대조군으로는 지속적 가압주사식 성형법을 위해 개발된 SR Ivocap®을 대조군으로 사용하였다.

II. 연구 재료 및 방법

가. 연구 재료

본 실험에 사용된 의치상용 레진은 모두 열중합형 레진으로 기계적 성질이 우수하다고 알려져 있는 Lucitone 199[®] 와 POSS 첨가 효과를 알아보기 위하여 가교제만을 첨가한 Paladent[®] 20을 사용하였다. 또한 지속적 가압주사식 성형법을 위해 개발된 SR Ivocap[®]을 사용하였다.(Table 1)

Table 1 Materials studied

| Resin | Manufacturer | Mixing ratio | Primary composition |
|------------------------------------|---|--------------|--|
| Paladent [®] 20 | Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG Wehrhiem.Ts. Germany | 10g/4ml | Polymethylmethacrylate Methylmethacrylate, Dimethacrylate |
| Paladent [®] 20 + POSS | | 10g/4ml | Polymethylmethacrylate Methylmethacrylate, Dimethacrylate, Vinyloligosilsesquioxane(POSS) |
| Lucitone199 [®] | Dentsply International. Milford. DE. USA | 32g/10ml | Copolymer(with PMMA and polybutyl -methacrylate), rubber toughener, crosslinking additive, initiator, etc |
| SR Ivocap [®] | Ivoclar Aktiengesellschaft , FL-9494 Schaan, Liechtenstein | 20g/30ml | Polymethylmethacrylate, copolymer, benzoyl peroxide Methylmethacrylate, Dimethacrylate copolymer |

POSS는 중합체와 섞기 전에 MMA 단량체에 1.44% 용해시키는데, 이 때 용해도를 증가시키기 위하여 적은 양의 THF를 MMA 단량체에 첨가하였다. (MMA:THF 1.7:1 vol%) 결과적으로 3.9%의 POSS-MMA 용액이 제작되었다. 또한 단량체의 반응을 촉진하기 위하여 Pt 촉매제가 첨가되었다.

나. 연구 방법

(1) 시편의 제작

베이스 플레이트 왁스를 이용하여 굽힘강도 측정을 위한 시편은 ISO 1567:1999¹⁹ 규격에 맞게 가로 길이 64.0mm, 세로 길이 10.0mm, 높이 3.3mm로, 충격강도 측정을 위한 시편은 ASTM D-256²⁰ 규격에 맞게 가로 길이 64.0mm, 세로 길이 12.7mm, 높이 3.2mm로 납형을 제작한 다음(Fig 3,4), 네가지 의치상용 레진을 가압성형법과 지속적 가압 주사식 성형법을 이용해서 레진 블록을 제작하였다. 시편은 성형방법과 재료에 따라 7개의 군으로 분류하였다. (Table2) 굽힘강도 측정을 위하여 각 군에서 10개씩 70개의 시편을 제작하였고, 충격강도 측정을 위하여 각 군에서 10개씩 70개의 시편을 제작하여 총 140개의 시편을 제작하였다. 플라스크에서 분리된 레진 블록은 제작상의 오차를 없애기 위해 지름 20cm, p600 sand paper wheel을 이용하여 표면연마되었다.

겉보기 기공을 측정을 위한 시편은 충격강도 측정후 파절된 시편을 사용하였다.

Table 2 Group studied

| Group | Material | Processing Method |
|-------|---------------------|---|
| 1 | Paladent® 20 + POSS | Compression molding technique |
| 2 | Paladent® 20 + POSS | Continuous-pressure injection technique |
| 3 | Paladent® 20 | Compression molding technique |
| 4 | Paladent® 20 | Continuous-pressure injection technique |
| 5 | Lucitone 199® | Compression molding technique |
| 6 | Lucitone 199® | Continuous-pressure injection technique |
| 7 | SR Ivocap® | Continuous-pressure injection technique |

가압성형법을 사용한 경우 시편 제작법은 다음과 같다.

규격에 맞게 제작된 납형을 플라스크에 매몰한 후 납형을 제거한다. 의치상용 아크릴릭 레진을 제조자의 지시에 따라 혼합하고 몰드에 위치시킨다. 플라스크를 press에 위치시키고 trial packing 후, 상함과 하함 사이로 과다한 레진이 빠져 나오지 않을 때까지 3톤의 압력을 가한다. Clamp로 잡겨진 플라스크를 curing unit안에 넣고 실온의 물을 73°C로 상승시켜 1시간 반동안 유지시킨 후 100°C로 상승시켜 30분간 유지하여 레진을 중합시킨다.

지속적 가압 주사식 성형법의 경우 시편을 제작하기 위하여 SR-Ivocap system(Ivoclar Aktiengesellschaft, FL-9494 Schaan, Liechtenstein)을 이용하였으며 시편 제작방법은 다음과 같다. 납형을 제작하여 하함에 매몰한 후 왁스를 이용하여 레진의 주입로를 형성하고 상함을 매몰한다. 납형과 주입로를 wax washer로 제거한다. 의치상용 아크릴릭 레진을 제조자의 지시에 따라 혼합하고

SR-Ivocap system의 capsule에 위치시킨다. 플라스크를 닫고 clamping frame에 위치시킨후, press 상에서 3 톤의 압력을 가하고 ratchet을 잠근다. pressure apparatus를 위치시키고 6 bar의 압력으로 5분간 레진을 주입한다. 플라스크를 끓는 물에서 35분간 유지한 후 압력을 유지하면서 20분간 식히고 압력을 제거하고 10분간 더 식힌다. 식은 플라스크를 press에 다시 위치시켜 3 톤의 압력을 가하여 ratchet을 풀고 flask를 분리하여 레진 시편을 분리한다.

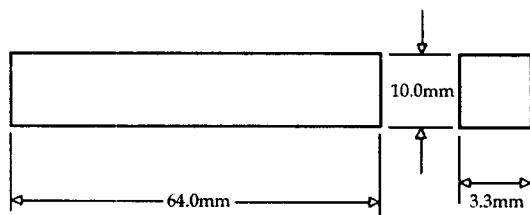


Fig.3. Dimension of flexural strength test specimen

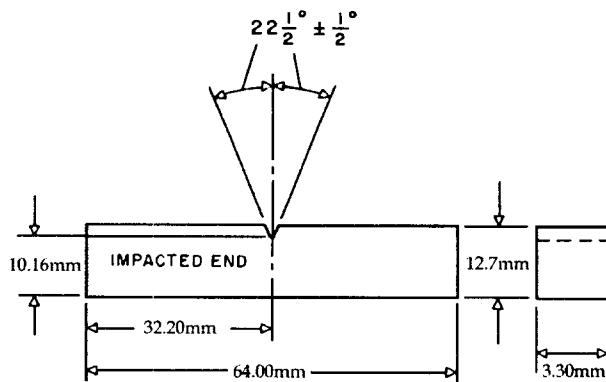


Fig.4 Dimension of impact strength test specimen

(2) 굽힘 강도 (Flexural Strength) 측정

굽힘 강도의 측정은 만능 역학 실험기계(Instron 6022, Instron Corp. Massachusetts, USA)를 이용하여 ISO 1567:1999에 따라 3점 굽힘 강도 실험(3-point bending test)을 실행하였다. 규격에 맞게 제작된 시편을 37°C 물에 50시간동안 담가두었다가, 물에서 꺼내어 지지대위에 위치시키고 cross-head를 일정한 속도로 하강시켜 시편이 부러질 때까지 힘을 가하였다. 단, 최대강도를 기록하고 강도가 감소되는 시편은 강도의 감소가 확인되는 시점에서 실험을 중지하였다.

(cross-head의 하강 속도는 분당 5mm, 지지대 사이의 거리는 50mm)

굽힘 강도(σ)를 계산하는 식은 다음과 같다.

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

F = 시편에 가해진 최대 힘 (N)

l = 지지대 사이의 거리 (mm)

b = 시편의 가로길이 (mm)

h = 시편의 높이 (mm)

(3) 충격 강도 (Impact Strength) 측정

충격 강도의 측정은 pendulum tester(POE2000⁰, Instron corp. Massachusetts, USA)를 이용하였고, ASTM D256에 따라 시편 중앙에 notch를 형성하고 Izod

type으로 시행하였다. 시편은 notch의 중앙이 vice의 윗면에 고정되고 notch에서 22mm상방에 충격이 가해졌다. Pendulum이 준비위치에 있을 경우 notch로부터의 수직거리는 630mm였으며 pendulum의 길이는 320mm였다. (Fig.5, 6)

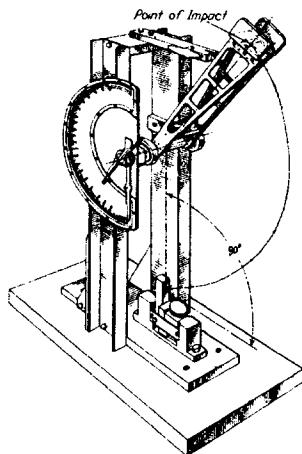


Fig.5. Pendulum for Izod type impact strength test

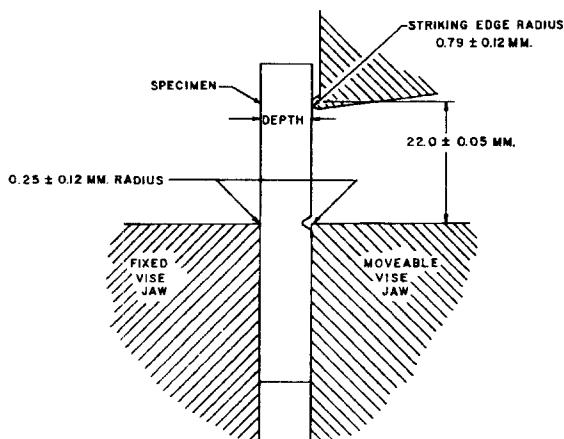


Fig.6. Relationship of vise, specimen, and striking edge to each other for Izod type impact test

(4) 겉보기 기공율 (Apparent Porosity) 측정

충격 강도 측정 후 파절된 시편을 105°C~120°C 의 항온기 안에서 건조하고 24시간마다 무게를 측정하여 측정한 무게가 이전에 측정한 무게와 0.001g이상 차이가 없는 무게를 항량으로 하고, 이 무게를 건조 무게 W_1 (g)로 하였다. 무게의 측정은 측정범위 10^{-4} ~200mg인 전자저울 (BP211D-0CE⁰, Sartorius, NY11717-8358, USA)을 사용하였다.

건조 무게를 측정한 시편을 물속에 넣고 3시간 이상 끓인 후, 실온까지 냉각하고, 포수 시편을 지름 1mm이하의 철사로 수중에 매단 채로 무게를 달아 철사의 무게를 뺀 값인 포수 시편의 수중 무게 W_2 (g)를 측정하였다. 포수 시편을 수중에서 꺼내어, 물수건으로 표면을 닦고, 무게를 달아 포수 시편의 무게 W_3 (g)를 측정하였다.

겉보기 기공율 (%) P_0 는 다음 식에 따라 산출한다.

$$P_0 = \frac{W_3 - W_1}{W_3 - W_2} \times 100$$

W_1 : 시편의 건조무게 (g)

W_2 : 포수시편의 수중무게 (g)

W_3 : 포수시편의 무게 (g)

다. 통계 분석

성형방법에 따른, POSS 첨가여부에 따른 굽힘강도와 충격강도, 겉보기 기공율의 차이를 알아보기 위하여 두 군씩 Mann-Whitney test로 유의수준 5%에서 분석하였고, 여러 군사이의 굽힘강도와 충격강도, 겉보기 기공율의 비교를 위하여 ANOVA test로 유의수준 5%에서 분석하였다.

III. 연구 성적

가. 굽힘강도 (Flexural Strength)

성형방법과 재료에 따라 두군씩 비교한 결과, 가압성형법으로 제작한 경우에는 POSS를 첨가한 Paladent[®] 20를 사용한 1군이 POSS가 첨가되지 않은 Paladent[®] 20를 사용한 3군보다 높은 강도를 보였고, Lucitone 199[®] 을 사용한 군은 다른 두군과 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

지속적 가압주사성형법으로 제작한 경우에는 Paladent[®] 20를 사용한 2, 4군과 Lucitone 199[®] 을 사용한 6군 모두 SR Ivocap[®] 을 사용한 7군보다 높은 강도를 보였다.

동일 재료내에서는 성형방법에 따른 통계학적으로 유의한 차이가 없었다. 전체군을 AVOVA test로 비교한 결과, 1군과 7군만이 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. (Table 3, Figure 7, 8, 9)

나. 충격강도 (Impact Strength)

충격강도 측정결과, Lucitone 199[®] 을 사용한 군(5, 6군)이 Paladent[®] 20를 사용한 군(1, 2, 3, 4군)과 SR Ivocap[®] 을 사용한 군(7군)보다 높은 강도를 보였고, SR Ivocap[®] 을 사용한 군(7군)이 Paladent[®] 20를 사용한 군(1, 2, 3, 4군)보다 높은 강도를 보였다. Paladent[®] 20를 사용한 군들사이에서는 POSS가 첨가된 군과 첨가되지 않은 군사이에 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

동일 재료내에서는 Lucitone 199[®] 을 사용한 군에서 지속적 가압주사식 성형법을 사용한 6군이 가압성형법을 사용한 5군보다 통계학적으로 유의한 높은 강도를 보였다. 그러나 Paladent[®] 20를 사용한 군에서는 성형방법에 따른 차이를 보이지 않았다. (Table 4, Figure 10)

다. 겉보기 기공율 (Apparent Porosity)

겉보기 기공율 측정 결과, SR Ivocap[®] 을 사용한 군이 가장 높은 기공율을 보였고 Lucitone 199[®] 을 사용한 군이 가장 낮은 기공율을 보였다.

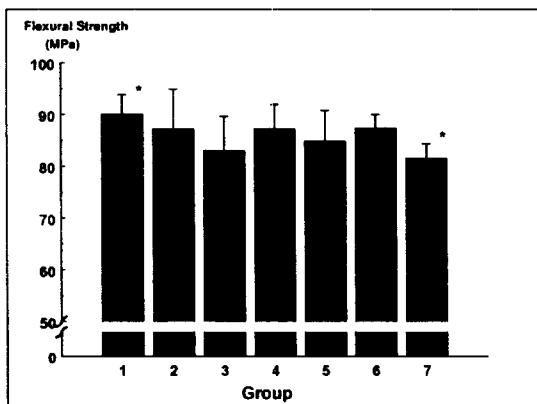
가압 성형법을 사용한 경우 기공율은 Lucitone 199[®] 을 사용한 군(5군), POSS를 첨가한 Paladent[®] 20를 사용한 군(1군), POSS를 첨가하지 않은 Paladent[®] 20를 사용한 군(3군)의 순으로 나타났고, 3군과 5군은 통계학적으로 유의한 차이를 보였으나 1군은 3, 5군과 유의한 차이를 보이지 않았다.

지속적 가압주사성형법을 사용한 경우 기공율은 Lucitone 199[®] 을 사용한 군(6군), POSS를 첨가한 Paladent[®] 20를 사용한 군(2군), POSS를 첨가하지 않은 Paladent[®] 20를 사용한 군(4군), SR Ivocap[®] 을 사용한 군(7군)의 순으로 나타났고, 6군은 4,7군과 2군은 7군과 통계학적으로 유의한 차이를 보였다.

동일재료내에서 성형방법에 따른 기공율의 차이는 보이지 않았다. (Table 5, Figure 11)

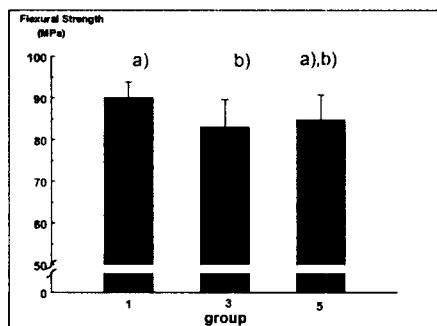
Table 3. Results of flexural strength test

| Group | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|--------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Mean (MPa) | 90.00 | 87.13 | 83.00 | 87.20 | 84.76 | 87.27 | 81.48 |
| Standard deviation | 3.84 | 7.76 | 6.62 | 4.69 | 6.02 | 2.68 | 2.80 |



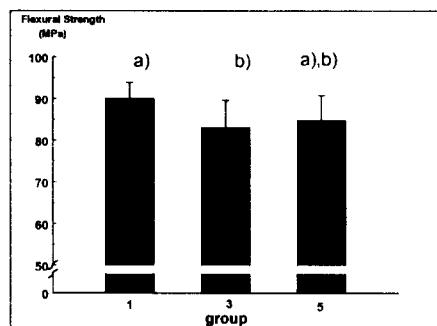
* denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level of significance

Figure 7. Results of flexural strength test (ANOVA test)



Between same character there is no significant difference at the 0.05 level

Figure 8. Results of flexural strength test (Mann-Whitney test) ; Comparison between same molding technique

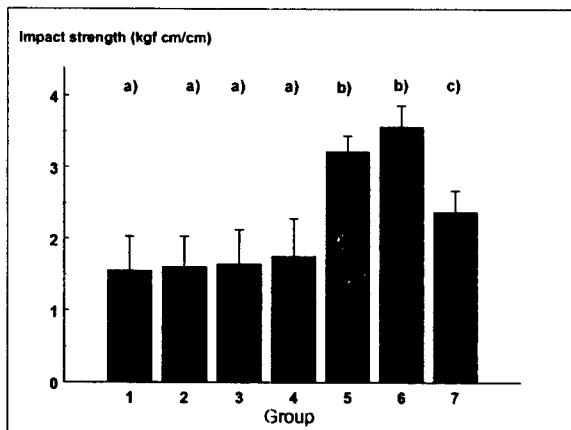


Between same character there is no significant difference at the 0.05 level

Figure 9. Results of flexural strength test (Mann-Whitney test) ; Comparison between same molding technique

Table 4. Results of Impact strength test

| Group | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|-----------------------|------|------|------|------|------|------|------|
| Mean (kgf · cm/cm) | 1.55 | 1.60 | 1.64 | 1.75 | 3.21 | 3.56 | 2.37 |
| Standard deviation | 0.48 | 0.43 | 0.49 | 0.53 | 0.23 | 0.30 | 0.29 |

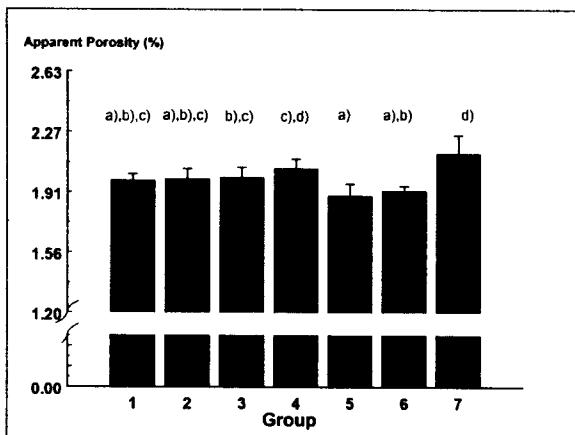


Between same character there is not significant difference at the 0.05 level

Figure 10. Results of Impact strength test

Table 5. Results of Apparent porosity test

| Group | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|--------------------|------|------|------|------|------|------|------|
| Mean (%) | 1.98 | 1.99 | 2.00 | 2.05 | 1.89 | 1.92 | 2.14 |
| Standard deviation | 0.04 | 0.06 | 0.06 | 0.06 | 0.07 | 0.03 | 0.11 |



Between same character there is no significant difference at the 0.05 level

Figure 11. Results of Apparent porosity test

IV. 총괄 및 고찰

가철성 의치에서 의치상 재료로 가장 많이 사용되고 있는 PMMA의 문제점중 하나는 중합과정에서 중합수축으로 인한 변형이 발생하는 것과 의치 사용중 파절이 발생한다는 것이다.

레진 단량체는 중합중 21% 수축한다고 알려져 있고 단량체가 전체 부피의 25%를 차지하므로 중합체 분말(polymer powder)의 수축이 없다고 가정한다면 전체 부피 수축은 5%정도이다.²¹ Wolfel등²은 linear change가 0.4~0.6%라고 하였다. 수축은 구개후방면에서 두드러지고, 이는 의치의 유지와 안정에 문제를 일으킨다.²²⁻²⁴ 더구나 몰드와 레진의 열팽창율이 달라 중합된 의치에서 내부응력이 남게된다. 레진의 중합수축, 중합되는 레진과 몰드의 열수축율 차이, deflasking중의 응력 완화로 인하여 의치상은 변형이 발생한다. 중합방법에 관계없이 중합된 의치의 내면과 치아의 위치가 3차원적으로 바뀌게 된다.²⁵⁻²⁷ 이렇게 3차원적으로 바뀐 의치의 내면과 치아는 의치사용중에 지속적으로 하부 지지조직에 유해한 영향을 주게 된다.

의치 사용중의 파절은 구강내 또는 구강외에서 모두 일어나며 그 파절의 양상이 다르다. 구강외에서 일어나는 파절은 주로 의치를 떨어뜨리는 경우와 같이 갑작스런 충격(impact)에 의해 발생하고, 구강내에서 일어나는 파절은 반복적인 굽힘 피로(flexural fatigue)로 인한 파절이 두드러지고 상악 의치의 정중선에서 흔히 발생한다.²⁸ Flexural fatigue는 한번의 적용으로는 명확한 변화가 없는 작은 힘이 반복적으로 가해질 때 발생한다. 이런 종류의 파절은 stress가 집중되는 부위에서 미세한 crack의 성장으로 설명될 수 있다. 지속적인 하중하에서 이

crack들이 성장하여 재료가 약화된다. 파절은 의치상에서 crack이 없는 부분이 마지막 loading cycle을 못 견디게 될 때 발생한다.²⁹ Smith²⁸에 의하면 파절에 영향을 주는 요인으로는 의치의 모양, 내부응력, 하중조건, 재료의 기계적 성질등이 있다고 하였다. 의치 모양의 중요성은 “notch effect”라는 말로 잘 설명된다. Brittle한 재료나 glass, hard plastic등의 재료에서 notch가 있는 부위에서 파절이 발생하는 것을 흔히 볼수 있다. 이 효과는 local stress concentration에 기인한다. 전체 loading은 작지만 notch 부위에서는 local stress가 집중되고 결과적으로 crack이 진행되게 된다. 이러한 notch effect는 surface contour가 갑작스럽게 변하는 부위에서 작용되므로 porosity와 같은 재료 내부의 구멍(hole)이나 먼지, 석고같은 함입물(inclusion)이 있는 경우에도 적용된다.

온도변화가 생기면 하중을 받지 않는 상태에서도 부가적인 stress 집중이 나타날 수 있다. 함입물과 의치상 재료 사이나 재료 자체의 표면과 내부가 열수축이 다를 경우 중합체의 수축이 부분적으로 달라져 중합체 내부에 응력이 남게된다. 이 잔존응력은 solvent(methyl metacrylate)가 냉각되면 crack을 형성하게 된다.³⁰

재료의 내부 강도는 재료의 조성과 중합방법에 영향을 받는다. 재료의 내부 강도에 영향을 주는 주요한 요인은 중합후 남아있는 단량체(residual monomer)의 양이다. 단량체의 비율이 높아질수록 중합수축이 커지고 porosity가 많이 발생할 위험이 있고, 또한, 잔존 단량체(residual monomer) 자체는 재료를 약화시킨다.²⁸ 과거 수십년간 중합이 간편하고 우수한 강도와 체적 안정성을 갖는 의치상 레진을 위한 연구가 이루어져 많은 재료와 중합방법이 개발되었다. Glass fiber,

metal inserts, UHMPE(ultra-high molecular weight polyethylene) fiber가 강도를 증가시키고 체적 안정성을 높이기 위해 여러 방면으로 연구되었으나, 대부분 다루기가 어려워 사용되지 않고 있고,^{31, 32} high-impact strength resin, pourable and injectable resin, rapid heat-polymerized resin, hydrophilic polyacrylates, microwave polymethyl methacrylate 같은 변형된 acrylic polymer와 copolymer와 그에 따른 중합 방법이 개발되었다. 그러나 이러한 방법으로 중합된 의치도 중합 수축으로 인하여 교합에 오차가 생기며, 이 오차는 의치 하부의 잔존지지조직에 유해한 영향을 준다.^{33, 34}

본 연구에서는 팽창성 단량체(expandible monomer)로 알려져 있으며 Si-O 결합으로 구성된 cage 구조를 갖고 있는 POSS를 사용하였다. 남등¹⁷에 의하면, POSS는 혼합구성에서 anchoring part 역할을 하며 특이한 cage structure가 외부 stress를 흡수하는 역할을 한다고 하였다. 또한, POSS는 stryl, acrylics, polyamide, LC polymer같은 다양한 monomer와 hybrid를 형성할 수 있다고 한다.³⁵ 박¹⁸에 의하면, POSS가 첨가된 acrylic resin base는 일반적인 열중합 아크릴릭 레진에 비해 월등히 작은 체적 수축을 보인다고 하였다. Pt catalyst가 POSS의 vinyl group이 열리는 것을 촉진시켜 8개의 vinyl group이 MMA vinyl group과 연결을 형성하여 3차원적으로 crosslink된 network 구조를 형성하여 부피가 안정된다고 하였다. POSS가 첨가된 acrylic resin이 Si-O 결합과 특이한 cage 구조로 인하여 체적 안정성과 함께 충격은 흡수할 수 있다고 보고되었으므로 이 연구에서는 POSS를 첨가한 acrylic resin과 상용화되어 사용되는 Lucitone 199[®], Paladent[®] 20, SR Ivocap[®]의 파절 저항성을 비교하였다.

파절을 일으키는 주요한 원인으로 알려져 있는 flexural fatigue와 impact force에 저항하는 능력을 알아보기 위하여 굽힘강도와 impact strength를 측정하였고, 파절의 원인중의 하나인 기공정도를 측정하기 위하여 각 파절시편의 겉보기 기공율을 측정하였다. 기공은 재료 내부에 있는 closed porosity와 재료 외부로 열려있는 open porosity로 나뉘는데 5mm이하의 두께를 갖는 의치상용 아크릴릭 레진에서 중합시 발생하는 기공은 내부와 외부의 발생빈도의 차이가 없다고 알려져 있으므로³⁶ 외부와 내부의 기공율이 같다고 가정하고, open porosity의 비율인 겉보기 기공율을 측정하였다.

또한, 성형방법에 따른 각 재료의 파절 저항성을 비교하였다. 지속적 가압주사식 성형법(SR-Ivocap system)은 중합과정에서 계속적으로 압력을 가해주므로 체적안정성이 가압 성형법에 비해 우수하다고 알려져 있으며^{15, 37} 기포의 발생 감소와 크기 감소로 인한 기공율의 감소가 기대되었다.

실험의 결과를 살펴보면, 먼저 굽힘강도 측정에서는 가압성형법으로 제작한 경우 POSS를 첨가한 Paladent® 20를 사용한 5군이 POSS를 첨가하지 않은 Paladent® 20을 사용한 3군보다 높은 강도를 보였고, Lucitone 199®를 사용한 군은 다른 두군과 유의할 만한 차이를 보이지 않았다. 지속적 가압주사성형법을 사용한 경우 Lucitone 199®, Paladent® 20, POSS를 첨가한 Paladent® 20를 사용한 2, 4, 6군이 SR Ivocap®을 사용한 7군보다 높은 강도를 보였고, 2, 4, 6군 사이에는 유의할 만한 차이는 없었다. Lucitone 199®과 Paladent® 20사이에는 굽힘강도에 대한 재료적인 차이는 없는 것으로 보이며 Paladent® 20의 경우 POSS가 첨가되면 가압성형법으로 중합시 굽힘강도가 커지는 결과를 보였다. 이는 POSS의 network 구조가 재료의

물리적 성질을 향상시키는 것으로 생각된다. 의치사용중 파절의 원인이 되는 굽힘피로(flexural fatigue)에 저항하는 능력이 강할수록 기능중 파절이 적게 일어나므로, POSS의 첨가가 의치의 기능중 파절을 줄여줄 수 있을 것으로 기대된다.

충격강도 측정 결과를 살펴보면 rubber graft 된 Lucitone 199[®] 을 사용한 군이 가장 높았고, SR Ivocap[®] 을 사용한 군, Paladent[®] 20를 사용한 군의 순서로 높은 강도를 보였다. 성형방법에 따른 차이는 Lucitone 199[®] 를 사용한 1, 2군사이에서만 보이며 다른 실험 재료에서는 성형방법에 따른 차이를 보이지 않았다. 이는 충격을 흡수하리라 예상했던 POSS의 network 구조에 의한 충격흡수는 한계가 있는 것으로 보이며 rubber를 PMMA 구조에 그래프팅(grafting)하는 것이 충격흡수에 더 우수하다고 생각된다.

겉보기 기공율 측정 실험에서는 SR Ivocap[®] 을 사용한 군이 가장 큰 기공율을 보였고, Lucitone 199[®] 를 사용한 군이 가장 낮은 기공율을 보였다. 다른 군에서는 약간씩의 차이가 있기는 하나 큰 차이를 보이지 않는다. 동일 재료내에서는 성형 방법에 따른 유의할 만한 차이가 없었다. 그러나 crack의 원인중의 하나로 생각되었던 기포의 차이가 있음에도 불구하고 굽힘강도는 통계학적으로 유의할 만한 차이를 보이지 않았다. 이는 기공율이 통계학적으로 유의한 차이를 보이기는 하나, 기공율 자체의 수치가 작고 평균값의 차이도 작아 굽힘강도에 영향을 주지 못한것으로 보인다.

본 연구 결과를 살펴보면 POSS의 첨가와 지속적 가압주사식 성형법의 사용이 부분적으로는 효과가 있는 것으로 생각되나 확실한 효과를 증명하지는

못하고 있다. 굽힘강도의 증가를 보였으나 충격강도의 증가는 보이지 않은 점은 중합체의 중합도, 가교정도 측정, 시편수의 증가등 부가적인 연구를 통하여 원인을 규명하여야 할 것이다. POSS의 첨가와 지속적 가압주사식 성형법의 사용이 의치상용 아크릴릭 레진의 강화에 가능성은 보이지만, 이를 증명하기 위해서는 부가적인 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 Luciton 199®, Paladent® 20, POSS를 첨가한 Paladent® 20를 각각 가압 성형법과 지속적 가압 주사식 성형법으로 SR Ivocap® 을 지속적 가압주사식 성형법을 사용하여 시편을 제작하고, 각 군의 굽힘강도, 충격강도, 겉보기 기공율을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 굽힘 강도 실험

A. 재료: 가압성형법으로 제작한 경우 POSS를 첨가한 Paladent® 20을 사용한 1군이 Paladent® 20를 사용한 3군보다 통계학적으로 유의할만한 높은 강도를 보였다. 지속적 가압주사성형법을 사용한 경우 POSS를 첨가한 Paladent® 20, Paladent® 20, Lucitone 199®를 사용한 2, 4, 6군이 SR Ivocap® 을 사용한 7군보다 높은 강도를 보였고, 2, 4, 6군 사이에는 유의할 만한 차이가 없었다.

B. 성형방법: 동일 재료내에서는 성형방법에 따른 유의할 만한 차이가 없었다.

2. 충격강도 실험

A. 재료: Lucitone 199® 을 사용한 군이 가장 높았고, SR Ivocap® 을 사용한 군, Paladent® 20를 사용한 군들의 순서로 높은 강도를 보였다. POSS가 첨가된 Paladent® 20과 첨가되지 않은 Paladent® 20 사이에는 유의할 만한 차이를 보이지 않았다.

B. 성형방법: 동일 재료내에서는 Lucitone 199® 을 사용한 군중에서 지속적

가압주사식 성형법을 사용한 6군이 가압성형법을 사용한 5군보다 높은 강도를 보였다. 그러나 Paladent® 20를 사용한 군들에서는 성형방법에 따른 유의할 만한 차이를 보이지 않았다.

3. 결보기 기공율 측정

A. 재료: SR Ivocap® 을 사용한 군이 가장 높은 기공율을 보였고 Lucitone 199® 을 사용한 군이 가장 낮은 기공율을 보였다. POSS를 첨가한 Paladent® 20을 사용한 군은 SR Ivocap® 을 사용한 군과 Lucitone 199® 을 사용한 군의 중간정도의 기공율을 보였다.

B. 성형방법: 동일 재료내에서 성형방법에 따른 기공율의 유의할 만한 차이는 보이지 않았다.

이상의 결과를 보면 POSS의 첨가와 지속적 가압주사식 성형법의 사용이 아크릴릭 레진의 파절저항성 증가에 부분적인 효과가 있는 것으로 보이나 그 효과가 명확히 증명되려면 좀더 자세한 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다

참고 문헌

1. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dental Clinics of North America* 1975;19(2):211-22.
2. Woelfel JB. Dimensional changes occurring in dentures during processing. *The Journal of the American Dental Association* 1960;61:413-30.
3. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;26(3):185-94.
4. Beyli MS, von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1981;46(3):238-41.
5. Chen SY, Liang WM, Yen PS. Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *Journal of Biomedical Materials Research* 2001;58(2):203-8.
6. Kanie T *et al.* Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials* 2000;16(2):150-8.
7. Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992;68(6):934-9.
8. Rodford RA, Braden M. Further observations on high impact strength denture-base materials. *Biomaterials* 1992;13(10):726-8.
9. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of*

Prosthodontics 1996;5(4):270-6.

10. Vallittu PK. Comparison of the *in vitro* fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with continuous glass fibers or metal wires. Journal of Prosthodontics 1996;5(2):115-21.
11. Rodford R. The development of high impact strength denture-base materials. Journal of Dentistry 1986;14(5):214-7.
12. Rodford R. Further development and evaluation of high impact strength denture base materials. Journal of Dentistry 1990;18(3):151-7.
13. 고영무 외, 치과재료학, 군자출판사, 1998: 475-502
14. Garfunkel E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-and-press technique. Journal of Prosthetic Dentistry 1983;50(6):757-61.
15. Trage R. Experiences with the SR-Ivocap system. Quintessenz 1975;26(11):65-71.
16. Davenport JC. The oral distribution of candida in denture stomatitis. British Dental Journal 1970;129(4):151-6.
17. Nam K-W *et al.* Development of the reinforced acrylic-based hybrid denture composite resin with vinyloligosilsesquioxane(POSS). The Journal of Korean Academy of Prosthodontics 2000;38(6):782-90.
18. Park M-S. Dimensional stability of reinforced acrylic-based hybrid resin with vinyloligosilsesquioxane(POSS) measured by 3-D laser scanner. 2000,

19. ISO 1567:1999. Dentistry-Denture base polymers
20. ASTM D 256. Impact Resistance of Plastics and Electrical Insulating Materials.
21. Picketthg, Appleby RC. A comparison of six acrylic resin processing technics. Journal of the American Dental Association 1970;80(6):1309-14.
22. Naylor WP, Rempala JD. The posterior palatal seal-its forms and functions (II)-Design and cast preparation. Quintessence of Dental Technology 1986;10(8):489-92.
23. Johnson DL, Duncanson MG. The plastic postpalatal denture seal. Quintessence International 1987;18(7):457-62.
24. Jow J. Mechanical undercuts as a means of decreasing shrinkage in the postpalatal seal region of the maxillary denture. Journal of Prosthetic Dentistry 1989;62(1):110-5.
25. Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: review of accuracy and methods of polymerization. International Journal of Prosthodontics 1989;2(6):555-62.
26. Latta GH, Bowles WF, Conkin JE. Three-dimensional stability of new denture base resin systems. Journal of Prosthetic Dentistry 1990;63(6):654-61.
27. Becker CM, Smith DE, Nicholls JI. The comparison of denture-base processing techniques. Part II. Dimensional changes due to processing. Journal of Prosthetic Dentistry 1977;37(4):450-9.

28. Smith DC. The Acrylic Denture. *British Dental Journal* 1961;10(8):257-67.
29. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *International Journal of Prosthodontics* 1995;8(2):105-16.
30. Stafford GD, Huggett R, Causton BE. Fracture toughness of denture base acrylics. *Journal of Biomedical Materials Research* 1980;14(4):359-71.
31. Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material construction. *Journal of Oral Rehabilitation* 1993;20(3):241-8.
32. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite-Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1994;71(6):607-12.
33. Lytle R. Management of abused oral tissues in complete denture construction. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1957;7:27-42.
34. Ortman HR. The role of occlusion in preservation and prevention in complete denture prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1971;25(3):121-38.
35. Haddad T, Lichtenhan J. Hybrid organic-inorganic thermoplastic-styryl based polyhedral oligomeric silsesquioxane polymers. *Macromolecules* 1996;29(7):302-5.
36. Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heat-cured poly (methyl methacrylate) denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1986;55(3):393-400.

37. Schmidt KH. The SR-Ivocap system and the structure of denture bases.
Quintessenz 1975;26(5):59-62.

Abstract

The effect of Vinyloligosilsesquioxane addition on the fracture resistance of denture base acrylic resin

DONG SUP SHIM, D.D.S.

Department of Prosthodontics, Graduate School, Yonsei University

(Directed by Professor **DONG-HOO HAN, D.D.S.,M.S.D, Ph.D.**)

The substance used most for removable prosthesis is acrylic resin. Its strength lies in its simplicity and superiority in the aesthetics, construction and repair of removable prostheses, but due to its shrinkage during polymerization, dimensional changes may occur. In addition, due to its physical properties, fractures can often be observed during usage.

There have been many studies done on strengthening acrylic resin and reducing polymerization shrinkage. In this study, a hybrid system using acrylic polymer along with POSS has been used. POSS, known as an expandable monomer during polymerization, is known to reduce polymerization shrinkage.

The main objective of this research is to compare the fracture resistance of the commercially used acrylic resin to that of the acrylic resin with POSS. In addition, a comparison is done on the effects of different molding techniques when measuring fracture resistance. Lucitone 199[®], Paladent[®] 20, Paladent[®] 20 added with POSS and SR Ivocap[®] have been used as sample acrylic resins. Compression molding technique and continuous pressure injection molding technique have been used to prepare specimens for each material. Each substance and molding technique have been combined to make 6 possible groups and SR Ivocap[®] with continuous pressure injection molding technique has been used as a control group. As a result, flexural strength and impact strength were measured for each group and to find out the extent of the pores which cause fractures, apparent porosity was measured according to substance and molding technique. The results are as follows:

1. Flexural Strength Test

A. Material: When using the compression molding technique, group 1, which used Paladent[®] 20 with POSS statistically showed remarkably higher strength compared to group 3, which used Paladent[®] 20. When using the continuous pressure injection molding technique, groups 2, 4, 6, which used Paladent[®] 20 with POSS, Paladent[®] 20, and Lucitone 199[®] respectively, showed superb strength compared to group 7, which used

SR Ivocap®. However, there were no remarkable differences observed among groups 2, 4, and 6.

B. Molding technique: There were no significant differences varying on molding techniques within the same material.

2. Impact Strength Test

A. Material: The groups using Lucitone 199® showed the highest strength followed by the ones using SR Ivocap® and Paladent® 20, respectively. However, there were no major differences among groups using Paladent® 20 with or without POSS.

B. Molding technique: Within the groups using Lucitone 199®, group 6, molded with continuous pressure injection molding technique showed higher strength compared to group 5, molded with compression molding technique. However, among groups using Paladent® 20, there were no notable differences varying on molding techniques.

3. Apparent Porosity Test

A. Material: The group using SR Ivocap® showed the highest apparent porosity. On the other hand, groups with Lucitone 199® showed the lowest porosity. The porosity measured for Paladent® 20 with POSS was between that measured for SR Ivocap® and Lucitone 199®.

B. Molding technique: There were no major differences among molding techniques when the same material was used.

Looking at the results of the tests, addition of POSS and the use of the continuous pressure injection molding technique have impact on the increase of fracture resistance but a more thorough research needs to be done to completely prove their superiority.

Keywords : vinyloligosilsesquioxane(POSS), acrylic resin, denture base, flexural strength, impact strength, apparent porosity