

영구 연성 의치상 이장재의 물리적 성질에 관한 연구

전남대학교 치과대학 보철학교실

김연미 · 배정식

I. 서 론

의치로 인한 만성 통증을 경험하는 환자는 보철치료에 많은 어려움이 따른다. 이는 주로 잘못된 의치, 이갈이, 쇠약한 전신적 상태에 부가적인 의치의 자극 등에 의해 기인되지만 가장 흔한 원인중의 하나는 잔존 치조제를 덮고 있는 조직의 퇴축이다^{1,2)}. 이러한 상황에서 단단한 의치상과 하방 지지조직 사이에 연성 의치상 이장재 사용은 완충효과를 나타내어 교합압을 보다 균일하게 분산시켜준다⁴⁾.

연성 의치상 이장재료는 천연 및 합성 고무, 연성 합성수지, 비닐 그리고 실리콘 고무 등이 사용되어 왔으며 최근에는 fluoropolymer resin, polyurethane rubber, polyphosphazine rubber 등의 재료들이 이용되고 있다⁵⁻⁹⁾.

이러한 재료는 사용 기간에 따라 임시 연성 의치상 이장재와 영구 연성 의치상 이장재로 분류될 수 있다. 임시 연성 의치상 이장재는 의치로 인한 만성 통증의 예방과 치료에 도움을 주기위해 7일이 넘지 않는 비교적 단기간에 사용된다. 반면, 영구 연성 의치상 이장재는 일반적으로 6개월에서 5년정도의 수명을 지니는데 이는 수술이 금기되는 환자에서 심한 치조제 퇴축이나 흡수, 완충영역, 선천적 혹은 후천적 구강결손부 수복, 방사선 조사후에 사용될 수 있다. 이를 위한 재료의 요구사항으로는 양호한 접착력, 체적안정성, 영구적 탄력성, 낮은 물흡수도, 색안정성, 높은 마모 저항성 및 세척 용이성, 무미, 무취, 구강점막에 자극이 없어야 한다^{2,4,10)}.

영구 연성 의치상 이장재 사용시 문제점으로는 연성 상실, *Candida albicans*의 성장, 다공성, 색변화, 의치상과의 결합력 실패 등으로 의치상과 연성 의치상 이장재간의 결합실패는 세균성장, 치태와 치석형성을 위한 표면을 야기하여 방사선조사와 화학약품요법 치료환자에서 점막 염증과 의치기능 장애를 초래할 수 있으므로 PMMA계 의치상 재료에 대한 연성 의치상 이장재의 결합강도를 평가하기위해 많은 연구들이 시행되어왔다^{5,11,12-14)}. Craig와 Gibbons¹²⁾는 PMMA계 의치상 재료와 10종의 연성 의치상 이장재를 분리하는데 요구되는 힘을 측정하였고 Bates와 Smith⁹⁾도 성분과 중합방식이 다른 6종의 연성 의치상 이장재의 인장결합강도를 측정하였으며, Al-Athel과 Jagger¹³⁾는 다양한 의치상 재료에 대한 연성 의치상 이장재의 전단강도를 측정하였고 Khan 등¹¹⁾은 광중합 의치상에 대한 연성 의치상 이장재의 인장결합강도를 측정하였다. Al-Athel과 Jagger¹⁵⁾는 연성 의치상 이장재의 결합강도를 측정하는 peeling test, 인장시험, 전단시험의 효율성에 관한 연구를 보고하였다.

물흡수도는 체적 안정성, 착색 저항, 기타 기계적, 물리적 성질에 영향을 끼친다. 건조된 후 재료양과 의치상 이장재에 의해 흡수된 물의 양은 구강내에서 그 재료들의 수명을 나타내므로 중요하다. 무게손실이 큰 재료들은 다공성이 존재할 수 있는 반면 물흡수도가 큰 재료들은 구강용액에 의해 쉽게 오염될 것이고 바람직하지 못한 냄새를 야기하게 될 것이다¹⁵⁻¹⁷⁾.

현재 임상에서 사용되고 있는 대부분의 영구 연성 의치상 이장재들은 2년이상 지속되기 어려워 잦은 임상평가와 주기적인 교체가 요구되며^{15,16)}, 특히, 최근에 나온 영구 연성 의치상 이장재에 대한 연구는 드문 실정이다. 그러므로, 본 연구는 현재 사용되고 있는 실리콘 고무 재질의 영구 연성 의치상 이장재인 Molloplast B®, Tokuyama®, 비교적 최근 소개된 Ufi Gel C®와 의치상 레진간의 인장결합강도와 이들 영구 연성 의치상 이장재의 탄성계수, 물흡수도를 비교하여 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구 재료

영구 연성 의치상 이장재로 Molloplast B®(Dentax, GmbH & Co. Germany), Ufi Gel C®(VOCO. Co., Germany), Tokuyama®(Tokuyama Co., Japan)를 사용하였고, 인장시험 시편용 의치상 레진은 PMMA계인 Lucitone 199®(Dentsply International, Inc., USA)를 사용하였다(Table 1).

2. 연구 방법

1) 시편제작

인장결합강도와 탄성계수 측정을 위하여 의치상용 레진 시편은 30×10×10mm 크기의 납형을 제작한 다음 플라스크에 매몰하고, 왁스 제거후 제조회사의 지시에 따라 의치상 레진을 혼합하여 병상기에서 전 입하였다. 제조회사의 지시에 따라 의치상 레진 온 성 후, 취출(deflasking)하여 레진 블럭을 제작하였다.

연성 의치상 이장재가 놓여질 공간을 위해 63×

10×10mm의 납형 제작후 플라스크에 매몰하여 왁스 제거후 분리체를 도포했다.

의치상 레진표면은 No. 240 grit silicone carbide paper로 의치상용 레진 시편의 결합면을 거칠게 하여 세척후 건조시키고 제조회사의 지시에 따라 처리하였다. Molloplast B®는 Primo adhesive®(Dentax, GmbH & Co. Germany)를 1회 도포하고 60분간 건조시킨후 미리 준비한 플라스크내에 레진 블럭을 양쪽 끝에 위치시키고 가운데 공간(3×10×10mm)에 Molloplast B®를 전입하여 제조회사의 지시대로 온 성시켰다. Ufi Gel C®는 Adhesive®(VOCO. Co., Germany)를 1회 도포하고, Tokuyama®는 Primer®(Tokuyama Co., Japan)를 1회 도포한 후 각각 1분간 건조시켰다. 그 후 플라스크내에 레진 블럭을 양쪽 끝에 위치시킨후 gun type syringe를 이용하여 가운데 공간(3×10×10mm)에 도포한 후 제조회사의 지시에 따라 경화시켰다. Ufi Gel C®는 40-45℃에서 15분간 위치시킨후 20분간 냉각시켜 취출하였고, Tokuyama®는 실온에서 30분간 보관후 취출하였다. 여분의 연성 의치상 이장재는 날카로운 칼로 다듬었다.

제작된 시편 총 60개중 30개(각 재료당 10개씩)는 열변환을 시행하였다. 열변환은 각 시편들을 열변환 장치 수조속에 위치시켜 5℃와 55℃ 사이에서 15초씩 1000회 교대 침수시키는 방법을 사용하였다.

물흡수도 측정을 위하여 20mm직경과 1.5mm두께의 디스크 형태를 위한 금속 주형을 제작하였다. 유리판위에 주형을 위치시키고 Tokuyama®와 Ufi Gel C®는 제조회사의 지시대로 혼합하여 주형내 도포한 후 맞은편에 유리판을 재위치시켜 압력을 가하여 제조회사의 지시대로 경화시켰고 여분의 재료는 날카로운 칼로 다듬었다. Molloplast B®는 20mm 직경과 1.5mm 두께의 디스크 형태 납형을 제작하여 플라스

Table 1. Materials used in this study

Brand name	Composition	Manufacturer
Molloplast B	polydimethylsiloxane	Dentax, GmbH & Co. Karlsruhe, Germany
Ufi Gel C	aliphethoxysiloxane, silicium dioxide, aliphpolysiloxane, xylene	VOCO. Co., cuxhaven, Germany
Tokuyama	a.w-divinylpolymethyl silicone a.w-divinylpolydimethyl siloxane	Tokuyama Co., Ltd., Tokyo, Japan

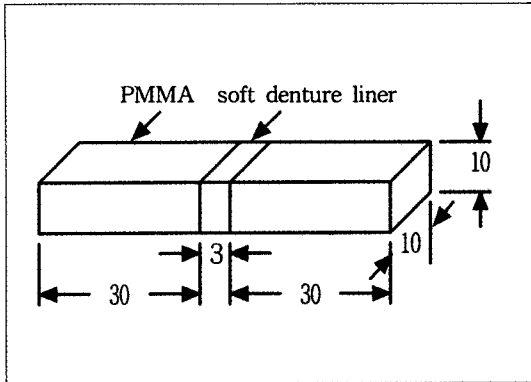


Fig. 1. Sample configuration (unit : mm)

크에 매몰한 후 왁스를 제거하고 제조자의 지시대로 혼합한 후 병상기에서 전입하고 온성시켰다. 여분의 재료는 날카로운 칼로 다듬었다. 총 30개(각 재료당 10개씩) 시편을 제작하였다.

2) 연구 방법

가) 인장결합강도 측정

인장결합강도 측정을 위해 universal testing machine (STM-5, United Calibration, Co.)을 이용하여 100Kg load cell과 2mm/min의 crosshead speed하에서 인장력을 가해 의치상 레진과 영구 연성 의치상 이장재 사이의 인장결합강도를 측정하였다. 그리고 육안으로 탈락 양상을 관찰하였다.

나) 탄성계수 측정

Universal testing machine (STM-5, United Calibration, Co.)에 연결된 computer에서 변위와 하중이 1:1인 곳의 기울기를 탄성계수로 하였다.

다) 물흡수도 측정

10⁻⁴gm까지 측정가능한 저울 (College® B154, Mettler toledo, Co., Switzerland)을 사용하여 각 시편의 무게를 측정한 다음 37±1℃의 수조에 저장하여 1, 2, 3, 4주 간격으로 무게를 측정하였다. 측정시 여분의 물기는 거름종이로 완전하게 제거한 후 측정하였고 매 측정시 3회씩 측정하여 평균값을 기록하였으며 물흡수도는 무게 변화비를 이용하여 다음과 같은 방법으로 계산하였다.

Weight change (%) =

$$\frac{\text{weight after immersion}(\text{gm}) - \text{weight before immersion}(\text{gm})}{\text{weight before immersion}(\text{gm})} \times 100$$

3) 통계처리

인장결합강도와 탄성계수의 비교분석을 위해 ANOVA 실시후 95% 유의 수준에서 Tukey와 Scheff's test를 이용한 다중 비교 검증을 실시하여 열변환을 시행하지 않은 경우와 시행한 경우 각각에서 연성 의치상 이장재간의 유의한 차이를 비교하였다. 그리고 각 연성 의치상 이장재에 대해 열변환시행여부에 따른 유의한 차이는 t-test를 실시하여 비교하였다.

물흡수도 측정을 위한 실험에서는 ANOVA와 repeated measure ANOVA를 실시하여 시간 경과에 따른 연성 의치상 이장재간의 무게 변화를 비교하였다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 인장결합강도

의치상 레진과 각 연성 의치상 이장재간의 인장결합강도는 열변환을 시행하지 않은 경우, Molloplast B®가 0.119Kg/mm²로 가장 높았으며 Tokuyama®가 0.047Kg/mm²로 가장 낮았다. Molloplast B®와 Ufi Gel C®사이 인장결합강도는 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Table 2).

열변환을 시행한 경우에도 Molloplast B®가 0.142 Kg/mm²로 가장 높았으며 Tokuyama®가 0.070 Kg/mm²로 가장 낮았다. Molloplast B®와 Ufi Gel C®사이 인장결합강도는 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Table 2).

열변환시행 여부에 따른 인장결합강도는 Molloplast B®와 Ufi Gel C®는 열변환을 시행하지 않은 경우와 시행한 경우간의 유의한 차이가 없었으나, Tokuyama®는 열변환후 인장결합강도가 증가하였다(p<0.05).

2. 탄성계수 (Modulus of elasticity)

탄성계수는 열변환을 시행하지 않은 경우, Moll-

Table 2. Tensile bond strength between soft liners and denture base resin

	(unit : Kg/mm ²)	
	non-TC	TC
	Mean (SD)	Mean (SD)
Molloplast B	0.119 (0.039)	0.142 (0.037)
Ufi Gel C	0.103 (0.032)	0.098 (0.016)
Tokuyama	0.047 (0.018)	0.070 (0.019)

non-TC, Non thermocycling ; TC, After thermocycling

Groups connected by a bracket are not significantly different at p>0.05

Molloplast B[®]가 2.482Kg/mm²으로 가장 컸으며, Tokuyama[®]가 1.726Kg/mm²으로 가장 작았다. Ufi Gel C[®]와 Tokuyama[®]사이의 탄성계수는 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Table 3).

열변환을 시행한 경우에도 Molloplast B[®]가 2.996 Kg/mm²으로 가장 컸으며 Ufi Gel C[®]가 1.380 Kg/mm²으로 가장 작았다. Ufi Gel C[®]와 Tokuyama[®]사이의 탄성계수는 유의한 차이가 없었다(p>0.05)(Table 3).

열변환시행 여부에 따른 탄성계수는 Molloplast B[®]와 Ufi Gel C[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우와 시행한 경우간의 유의한 차이가 없었으나(p>0.05), Tokuyama[®]는 증가하였다(p<0.05).

3. 탈락양상

육안으로 관찰한 탈락양상에서 Molloplast B[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우와 시행한 경우 모두 10개 시편중 7개가 부착성 탈락양상을 보였고, Ufi Gel C[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우 10개 시편중 8개가 부착성 탈락양상을, 열변환을 시행한 경우 10개 시편중 9개가 부착성 탈락양상을 보였다. Tokuyama[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우 부착성과 응집성 탈락양상이 동시에 발생한 경우가 10개 시편중 8개였고, 열변환을 시행한 경우 응집성 탈락양상이 10개 시편중 6개, 부착성과 응집성 탈락양상이 동시에 발생한 경우가 10개 시편중 4개로 나타났다(Table 4).

Table 3. Mean values of modulus of elasticity of soft liners (unit : Kg/mm²)

	non-TC	TC
	Mean (SD)	Mean (SD)
Molloplast B	2.482 (0.664)	2.996 (0.728)
Ufi Gel C	1.726 (0.688)	1.380 (0.480)
Tokuyama	1.439 (0.348)	1.854 (0.464)

non-TC, Non thermocycling ; TC, After thermocycling

Groups connected by a bracket are not significantly different at p>0.05

Table 4. Comparison of failure type

	Non-TC			TC		
	A	A/C	C	A	A/C	C
Molloplast B	7	2	1	7	3	0
Ufi Gel C	8	2	0	9	1	0
Tokuyama	1	8	1	0	4	6

non-TC, Non thermocycling ; TC, After thermocycling

A, Adhesive mode of failure ; C, Cohesive mode of failure ;

A/C, Mixed mode of failure (This indicates case that approximately half of the soft liners was attached at the bonding surface)

0, indicates failure types did not occur. n=ten specimens pergroup

4. 물흡수도

4주동안 37±1℃의 수조에 시편을 저장한 후 1주일 간격으로 무게 변화를 측정된 결과 Molloplast B[®]는 시간이 경과함에 따라 무게가 약간씩 감소하였고 Ufi Gel C는 3주까지는 점차 증가하다가 4주째 약간 감소하는 경향을 보였다. Tokuyama[®]는 1주, 2주째는 감소하더니 3주째는 증가하였고 4주째 다시 감소하는 경향을 보였다(Table 5, Fig. 2). 반복측정 분산 분석 결과, 시간경과에 따라 각 연성 의치상 이장재 무게는 유의하게 변화하였으나(p<0.05), 각 연성 의치상 이장재간의 시간경과에 따른 무게변화는 유의한 차이가 없었다(p>0.05).

Table 5. Weight change percentage after water sorption (units : %)

	INITIAL	1WK	2WK	3WK	4WK
Molloplast B	0	-1.28	-1.27	-1.54	-1.82
Ufi Gel C	0	-0.43	+0.74	+1.77	-0.51
Tokuyama	0	-0.76	-0.34	+1.56	-1.16

IV. 총괄 및 고찰

충격흡수제로서 작용하고 어느 정도의 점탄성 성질을 지니고 있는 연성 의치상 이장재의 유형으로는 가소제를 첨가한 아크릴릭 레진, 가소제를 첨가한 비닐 레진 및 실리콘 고무가 있는데 이러한 연성 의치상 이장재에서는 결합강도, 체적안정성, 색안정성, 시간에 따른 연성, 젖음성등이 주요 관심사가 되어왔다⁸⁾.

PMMA계 의치상에 대한 연성 의치상 이장재의 결합강도를 평가하기 위해 가장 흔히 이용되는 방법으로는 peeling test, 인장시험, 전단시험이고 연성 의치상 이장재가 임상적으로 노출되는 힘은 전단시험과 더 밀접하지만 재료간의 결합강도를 비교하고 결합실패양상을 평가하는데는 인장시험이 더 효율적인 것으로 고려되어진다^{3,11)}. 의치상과 의치상 이장재와의 결합면 처리에 관한 보고에 의하면 실험 방법에 따라 상반된 결과²⁰⁾가 있을 수도 있지만 대부분의 문헌에서 연성 의치상 이장재의 중합이전 의치표면을 거칠게 하는 것은 결합력을 약 2배로 증가시켰다고 보고되고 있다^{12,19)}. 그러므로 본 실험에서도 PMMA계 의치에 대한 연성 의치상 이장재의 결합강도측정을 위해 인장시험을 이용하였고 결합면은 No. 240 silicone carbide paper로 거칠게한 다음 각 연성 의치상 이장재에 포함되어 있는 프라이머(primer)나 접착제(adhesive)를 도포하였다. 실리콘 고무는 PMMA계 의치에 직접 접착할 수 없으므로 휘발성 용매에 실리콘 다량체를 함유한 프라이머나 접착제를 이용하는데, 다량체 분자가 의치상의 아크릴릭을 침투하여 용매의 휘발후 그 속에 고정된 다음 연성 의치상 이장재가 중합되면서 이 실리콘 다량체와 가교되어 의치상에 부착된다. 실리콘 재질의 연성 의치상 이장재의 이러한 성질때문에 의치상 레진과의 결합강도는 재료의 인장강도와 사용된 접착제에 따라 좌우된다³⁾. 또한, Clancy와 Boyer²⁰⁾는 결합강도에

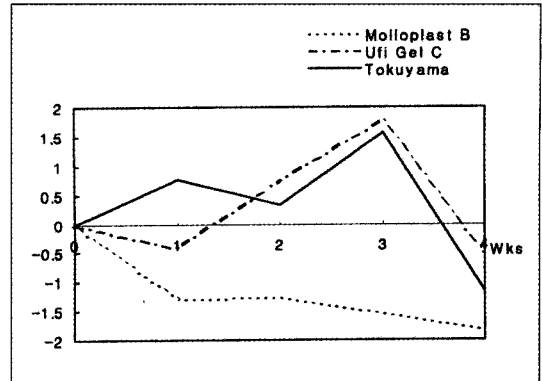


Fig. 2. Comparison of weight change percentage after water sorption

영향을 주는 인자로 재료의 가교, 단량체의 이용도, 중합시의 오염정도 등을 지적했다. 본 실험에서 인장결합강도 측정결과 열변환시행여부에 관계없이 세가지 연성 의치상 이장재중 Molloplast B[®]가 가장 높았고 Tokuyama[®]가 가장 낮았는데 이는 위에서 지적한 결합강도에 영향을 주는 요소때문일 것으로 사료된다.

Craig & Gibbons¹²⁾ PMMA로부터 연성 의치상 이장재를 분리시키는데 요구되는 힘을 측정 한 후 10 pound/inch² (4.5kg/cm²)의 결합강도가 임상적으로 사용하는데 만족스럽다고 보고하였는데 이러한 기준을 적용해 볼 때, 본 실험에서의 결합강도는 모두 만족할만한 수준이었다.

Molloplast B[®]와 Ufi Gel C[®]는 열변환후 결합력의 변화가 없었으나 Tokuyama[®]는 증가하여 단기간내에는 결합력 감소되지 않을것으로 생각된다.

본 실험의 탈락양상을 살펴보면, Ufi Gel C[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우 10개 시편중 8개가 부착성 탈락양상을, 열변환시행후에는 10개 시편중 9개가 부착성 탈락양상을 보였다. 이는 Ufi Gel C[®] 자체 강도가 PMMA 의치상과의 결합강도보다 더 큼을 의미한다. Molloplast B[®]의 경우 응집성 탈락양상을 보이는 지금까지 보고된 문헌들^{13,16)}과 달리 10개 시편중 7개에서 부착성 탈락양상을 보였는데 이는 실험방법의 차이때문으로 생각되며, Ufi Gel C[®]와 마찬가지로 Molloplast B[®] 자체 결합강도가 PMMA 의치상과의 결합강도보다 더 큼을 의미한다. Tokuyama[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우 부착성과 응집성 탈락양상이 동시에 발생한 경우가 10개 시편중 8개

였으며, 열변환을 시행한 경우 응집성 탈락양상이 10개 시편중 6개, 부착성과 응집성 탈락양상이 동시에 발생한 경우가 10개 시편중 4개였다. 이는 Tokuyama[®]자체 결합강도와 PMMA 의치상과의 결합강도가 비슷함을 의미하고 장착시간이 길어짐에 따라 Tokuyama[®]자체내 결합력이 저하될 수 있음을 시사해 준다.

연성 의치상 이장재의 점탄성 특성은 구강내 조직에 대한 충격흡수 효과와 기능동안 형태유지에 기여하는 재료의 대표적인 성질이다^{7,21)}. 이상적인 재료는 연성 의치상 이장재와 조직조절제 두가지 성질 모두를 지닐 것이다. 이는 불량요인에 의해 외상을 받은 후 손상받은 지지조직이 정상으로 회복될 때 잘 묘사될 수 있다. 사용된 재료는 처음 조직 조절제로 작용해야 하고 이의 탄성이 압력과 동통을 감소시키게 되면 며칠후 부종이 사라지고 압력은 유량에 의해 균일하게 분산될 때 연성 의치상 이장재로 작용하여 약간 더 딱딱해져 덜 변형되어야 한다²²⁾.

본 실험에서 인장결합강도측정으로 얻어진 탄성계수는 열변환을 시행한 Ufi Gel C[®]에서 1.380 Kg/mm²으로 가장 유연하였으며 열변환을 시행한 Molloplast B[®]에서 2.996Kg/mm²으로 가장 딱딱하였다. 열변환을 시행하지 않은 경우에는 Molloplast B[®], Ufi Gel C[®], Tokuyama[®]순으로 높은 탄성계수를 보였고 열변환을 시행한 경우에는 Molloplast B[®], Tokuyama[®], Ufi Gel C[®]순으로 높은 탄성계수를 보였다. 이러한 결과는 자가중합 의치상 이장재인 Tokuyama[®]와 최근 소개된 Ufi Gel C[®]가 열중합 의치상 이장재인 Molloplast B[®]보다 탄성이 좋음을 의미하는데 이는 중합방식에 의해 열중합 연성 의치상 이장재인 Molloplast B[®]가 밀도가 더 치밀해짐에 따라 다소 딱딱해진 것으로 생각되며, 열변환시행후 Ufi Gel C[®]만이 탄성계수가 감소된 것으로 보아 Ufi Gel C[®]는 장기간 사용시에도 다른 두 의치상 이장재에 비해 적절한 점도를 유지함으로써 특히, 조직이 심하게 퇴축된 환자에서 더 양호한 완충효과와 기능시 형태유지를 지속시킬 것으로 사료된다. 또한 Tokuyama[®]는 thermocycling시행 여부에 따라서도 유일하게 유의한 차이를 보였는데, 이는 구강내에서 장기간 사용시 탄성이 저하될 가능성이 있는 것으로 생각된다.

대부분 연성 의치상 이장재는 환자가 일단 장착하

게 되면 수용성 상태에 존재하게 되기 때문에 구강내 해부학적 형태에 정확히 맞게 제작된 재료는 사용시 체적 안정성이 있어야 한다¹⁷⁾.

연성 의치상 이장재는 물에 흡수될 때 2가지 과정을 거치는데 가소제와 기타 용해성 물질들이 물에 용해되고 물은 다량체에 의해 흡수된다. 이러한 과정들간의 균형은 시편의 기하학적 모형, 용출액의 온도, 침수기간, 결합종류, 가교, 온성방법, 이전의 용해도에 의해 영향을 받을 수 있고²³⁾, 결과적으로는 재료간의 체적안정성과 굴중에 영향을 끼친다^{15,17,24)}.

1961년 Travaglini⁴⁾은 화학적 조성과 종류가 다른 10가지 의치상 이장재를 실온의 물에 저장시 무게변화를 연구한 결과 일반적으로 무게변화율의 현저한 감소는 2-4주 사이에 발생했고 실리콘 고무 재질의 의치상 이장재가 3.4%이상의 증가를 보였는데 이는 순수 실리콘보다 더 높은 무게변화를 보인 것으로 보아 재료합성시 사용된 첨가제에 의해 흡수되었을 것으로 생각된다고 보고하였다. Bates와 Smith⁵⁾의 연구에서도 30일간 37℃의 물에 저장한 결과 2.2%의 무게변화를 보인 acrylic base material (Kallodent[®], Dental Mfg. Co., England)에 대해 실리콘 제재중 일부가 기대와 달리 3.3%의 높은 물흡수도를 보여주었는데 이는 아마도 사용된 첨가제 종류에 의한 것으로 생각된다고 보고하였다. Braden과 Wright¹⁷⁾에 의하면 실리콘 고무 재질의 연성 의치상 이장재는 각 재료당 첨가제 비중이 물흡수 양상과 관련이 있는게 아니라 첨가제 종류와 첨가제가 실리콘 고무에 결합되는 정도가 그 효과에 영향을 줄 수 있다고 하였으며 가교 정도도 관련될 수 있다고 보고하였다. 즉, 열에 의해 중합되고 압력 적용과 관련된 실리콘 고무 재질의 열중합 의치상 이장재는 재료내 미세다공성이 거의 없는 밀도가 높은 재료로 제작될 수 있는 반면, 실온에서 중합되는 실리콘 고무 재질의 의치상 이장재는 알코올이 반응 산물로서 형성되어 금속염 촉매제와 함께 증류수로 추출될 것이다. 이러한 이유로 Braden과 Wright의 실험에서는 실온에서 중합되는 실리콘 고무 재질의 연성 의치상 이장재는 6-8%정도의 무게소실을 보인 반면, 열중합되는 Molloplast B[®]는 약 2%의 무게소실을 보였다. 이러한 점을 고려해볼 때 본 실험에서는 1.5-2.0%의 물흡수도를 보이는 PMMA 의치상 레진¹²⁾에 대해 Molloplast B[®], Tokuyama[®], Ufi

Gel C[®]는 다른 보고들에 비해 적은 수치인 2%이내의 무게변화를 보였고, 각 재료간에 유의한 차이가 없었으므로 양호한 물흡수도를 지니는 것으로 사료된다.

이상의 실험 결과, 열중합 연성 의치상 이장재인 Molloplast B[®]는 우수한 인장결합강도와 낮은 물흡수도를 보여주었다. 최근 소개된 Ufi Gel C도 인장결합강도와 물흡수도의 물리적 성질이 Molloplast B[®]와 유의한 차이가 없었고 시간경과후에도 양호한 탄성력이 유지될 수 있을 것으로 사료되었다. Tokuyama[®]는 세가지 연성 의치상 이장재중 다소 낮은 인장 결합강도를 보였지만 임상적으로 사용하기에 만족할 만한 수준이었으며 단기간내에 사용될 때 결합력이 감소되지 않을것으로 생각되며 탄성유지력이 높을 것으로 생각되는 Ufi Gel C[®]와 유의한 차이를 보이지 않았고 물흡수도도 열중합 의치상 이장재인 Molloplast B[®]와 시간경과에 따른 무게변화에 유의한 차이가 없었다.

Schmidt 등^{25,26)}은 열중합 의치상 이장재인 Molloplast B[®]를 사용한 경우 숙련된 기공작업과 철저한 환자 구강위생교육이 수반된다면 6년 이상의 수명을 유지한다고 보고하였다. 따라서, 실온에서 중합되는 실리콘 고무재질의 연성 의치상 이장재인 Tokuyama[®], Ufi Gel C[®]도 임상에서 숙련된 사용이 이루어진다면 체적 안정성이 우수한 영구 연성 의치상 이장재로서 기능할 것이다.

연성 의치상 이장재의 물리적 성질 평가를 위해서는 더 많은 성질들이 평가되어야겠지만, 연성 의치상 이장재의 문제점으로 지적되는 대표적인 성질에 대한 실험 결과, 열중합 연성 의치상 이장재인 Molloplast B[®] 뿐 아니라 자가 중합되는 연성 의치상 이장재인 Tokuyama[®]와 Ufi Gel C[®]도 Gonzalez와 Laney²⁾의 분류에 의한 영구 연성 의치상 이장재로서 임상에서 사용가능할 것으로 사료된다.

연성 의치상 이장재의 이상적인 구비조건으로 의치의 온성이 용이해야 하고 온성중이나 후에 크기의 안정성이 좋아야 하며 수분 흡수율이 낮고 높은 마모저항성이 있어야 하며 영구적인 탄성 및 균열, 탈색등을 야기하지 않아야 한다고 하였고, 의치상 내면에 이장되는 관계로 의치상을 약하게 하지 않으면서 2mm 정도의 적절한 두께를 제공할 수 있어야 하며 의치상과의 접촉력이 좋아야 한다고 하였으나 아

직까지는 이러한 요구조건을 모두 만족시키는 연성 의치상 이장재는 없다^{4,7,27,28)}.

최근 이러한 성질들을 만족시키기위해 낮은 물흡수도와 아크릴릭 의치상과 높은 결합강도를 보이는 fluorocopolymer등이 개발되고 있으나 장기간의 임상 연구는 부족한 실정이다⁹⁾.

임상에서 유용하게 사용되는 연성 의치상 이장재의 안정된 사용을 위해 물리적, 임상적 성질에 대한 끊임없는 연구가 요하리라 사료된다.

V. 결 론

임상에서 많이 사용되고 있는 실리콘 고무 재질의 영구 연성 의치상 이장재인 Molloplast B[®], Tokuyama[®], 비교적 최근 소개된 Ufi Gel C[®]와 의치상 레진간의 인장결합강도와 이들 영구 연성 의치상 이장재의 탄성계수, 물흡수도를 측정한 결과 다음과 같은 연구 결과를 얻었다.

1. 인장결합강도는 열변환시행 여부에 관계없이 Molloplast B[®]가 가장 높고 Tokuyama가 가장 낮았으며, Molloplast B[®]와 Ufi Gel C[®]사이에는 유의한 차이가 없었다. 열변환시행 여부에 따른 인장결합강도는 Tokuyama[®]에서만 증가하였다 (p<0.05).
2. 탄성계수는 열변환시행 여부에 관계없이 Ufi Gel C[®]와 Tokuyama[®]사이에는 유의한 차이가 없었다. 열변환시행 여부에 따른 탄성계수는 Tokuyama[®]에서만 증가하였다 (p<0.05).
3. Molloplast B[®]와 Ufi Gel C[®]는 부착성 탈락양상을 주로 나타냈고, Tokuyama[®]는 열변환을 시행하지 않은 경우 부착성 탈락양상과 응집성 탈락양상이 동시에 발생한 경우가 주로 나타났으며, 열변환을 시행한 경우 응집성 탈락양상이 주로 나타났었다.
4. 물흡수도에서 시간경과에 따라 각 연성 의치상 이장재는 ±2%이내의 무게변화를 보였으며, 각 연성 의치상 이장재간의 시간경과에 따른 무게변화는 유의한 차이가 없었다 (p>0.05).

참 고 문 헌

1. Duncan JD, Clark LL. The use of a soft denture liner for chronic residual ridge soreness. *J Am Dent Assoc* 1985;111:64-65.
2. Gonzalez JB, Laney WR. Resilient materials for denture prostheses. *J Prosthet Dent* 1966;16:438-444.
3. Kawano F, Dootz ER, Koran III A, Craig RG. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *J Prosthet Dent* 1992;68:368-371.
4. Travaglini EA, Gibbons P, Craig RG. Resilient liners for dentures. *J Prosthet Dent* 1960;10:664-672.
5. Bates JF, Smith DC. Evaluation of indirect resilient liners for dentures : laboratory & clinical tests. *J Am Dent Assoc* 1965;70:344-353.
6. 김병진, 고준원, 이용근, 조혜원. 연성 의치상 이장재의 인장 결합강도와 탄성계수에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 1997;35:458-469.
7. 천용석, 조인호. 임시 연성 의치상 이장재의 충격 흡수에 관한 연구 *대한치과보철학회지* 1996;34:151-166.
8. Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y, Masuhara E. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. *J Prosthet Dent* 1984;51:310-313.
9. 김경남, 김교한, 김형일, 박영준, 배태성, 임호남, 조혜원. *치과재료학*; 181-183:군자출판사.
10. 진태호. 의치 수리용 레진의 색안정성과 결합강도에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 1995;33:24-31.
11. Khan I, Martin J, Collard S. Adhesion characteristics of visible lightcured denture base material bonded to resilient lining materials. *J Prosthet Dent* 1989;62:196-200.
12. Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc* 1961;63:382-390.
13. Al-Athel MS, Jagger RG. Bond strength of resilient lining materials to various denture base resins. *Int J Prosthodont* 1996;9:167-170.
14. Al Athel MS, Jagger RG Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. *J Prosthet Dent* 1996;76:535-540.
15. Kawano I, Dootz ER, Koran III A, Craig RG. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1994;72:393-398.
16. Kalachandra S, Turner DT. Water sorption of plasticized denture acrylic lining materials. *Dent Mater* 1989;5:161-164.
17. Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. *J Dent Res* 1983;62:764-768.
18. Kawano I, Dootz ER, Craig RG. Bond strength of six soft denture liners processed against polymerized and unpolymerized poly (methylmethacrylate). *Int J Prosthodont* 1997;10:178-182.
19. Amin WM, Fletcher AM, Ritichi GM. The nature of the interface between polymethylmethacrylate denture base materials and soft denture liners. *J Dent* 1981;9:336-346.
20. Clancy JMS, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1989;61:457-462.
21. 강동주, 정창모, 전영찬. Tissue Conditioner가 수종의 의치상용 레진의 물리적 성질에 미치는 영향. *대한치과보철학회지* 1997;35:1-13.
22. Ellis B, Lamb DJ, Al-Nakash S. Variations in the elastic modulus of a soft lining material. *Brit Dent J* 1980;79:79-82.
23. Sinobad D, Murphy WM, Huggett R, Brooks S. Bond strength and rupture properties of some soft denture liners. *J Oral Rehab* 1992;19:151-160.
24. Eick JD, Craig RG, Peyton FA. Properties of

- resilient denture liners in simulated mouth conditions J Prosthet Dent 1962;12:1043-1052.
25. Schmidt WF, Todo J, Bolender CL. Laboratory management of Molloplast-B-lined dentures. J Prosthet Dent 1986;56:113-118.
26. Schmidt WF, Smith DE. A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability. J Prosthet Dent 1983;50:459-465.
27. 이상훈, 정재현. 탄성 의치상 이장재의 접착력에 관한 연구. 대한치과보철학회지 1992;30:411-436.
28. Sklover IT, Tendler MD. The use of a hydrophilic polymer as a permanent soft liner for dentures. Dental Digest 1967;28:451-454.

ABSTRACT

THE STUDY ON THE PHYSICAL PROPERTY OF THE PERMANENT SOFT DENTURE LINERS

Yeon-Mi Kim, D.D.S., Jeong-Sik Bae, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

This study was performed to evaluate the tensile bond strength and modulus of elasticity of three permanent soft denture liners (Molloplast B[®], Ufi Gel C[®], Tokuyama[®]) before and after thermocycling. And their water sorption were also evaluated.

Each soft denture liner was bonded to PMMA denture base resin blocks and the tensile bond strength and modulus of elasticity were measured by using universal testing machine. For the water sorption, weight measured after immersion of soft denture liners in $37 \pm 1^\circ\text{C}$ water bath for 4 weeks.

The results were as follows :

1. Molloplast B[®] had the highest tensile bond strength, while Tokuyama had the lowest tensile bond strength. There was no significant difference between Tokuyama[®] and Molloplast B[®] in the both nonthermocycling and thermocycling. There was significant difference in tensile strength of Tokuyama[®] before and after thermocycling($p < 0.05$).
2. For the modulus of elasticity, there was no significant difference between Ufi Gel C[®] and Tokuyama[®] in the both nonthermocycling and thermocycling. There was significant difference in modulus of elasticity of Tokuyama[®] before and after thermocycling($p < 0.05$).
3. The failure modes of Molloplast B[®] and Ufi Gel C[®] were mainly adhesive type and that of Tokuyama[®] was mainly mixed type in case of nonthermocycling and cohesive type after thermocycling.
4. The water sorption of each soft liners was within $\pm 2\%$ in times ($p < 0.05$) but, there was no significant difference among the soft liners in times.