

의치 세정제가 탄성 의치상 이장재에 미치는 효과에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

장복숙, 김창희, 김영수

〈 목 차 〉

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 사진부도
- 영문초록

I. 서 론

탄성 의치상 이장재는 의치 인상면의 일부 또는 전부를 대치하는 부드럽고 탄력성이 있는 탄성 재료를 말한다. 이 재료는 의치상과 조직 사이에서 'cushion' 역할을 하여 저작압에 의한 기계적 충격을 흡수하여 줌으로써 어느 특정부위에 과도한 압박이 가해지는 것을 방지하고, 응력의 보다 균일한 분산을 유도하여 잔존치조제에 기능적인 힘의 전달을 감소시켜 준다^(1, 13, 34, 46).

최초의 탄성 의치상 이장재는 1869년 Twitchell에 의해 사용된 천연 고무이다. 이재료는 1940년대까지

폐쇄성 보철물이나 하악 총의치에 사용되어 왔으나 높은 수분 흡수율과 좋지 않은 냄새 등의 이유로 사용이 제한되고 있다. 합성 수지 중에서 처음 탄성 의치상 이장재로 이용된 것은 polyvinyl chloride로서 1945년 Matthews는 이를 이용해 만성적인 점막의 통증을 치료하거나, 안면 보철물로 사용하였다. 1940년대 후반 Nelson은 polyvinyl acetate를 이용한 탄성 의치상 이장재에 대해 연구하여 두가지 재료 모두 수분흡수나 경화, 착색 등의 이유로 적절하지 못한 재료로 보고 하였다^(3, 6, 43, 48).

최근에는 주로 polymethyl methacrylate계와 silicone계 이장재가 이용된다. Polymethyl methacrylate계는 아크릴릭 중합체와 공중합체로 이루어진 분말과 methylmethacrylate 단량체와 가소제로 이루어진 용액으로 구성되어 있다. Silicone 계는 dimethylsiloxane 중합체와 교차 결합제, 촉매로 구성되어 있으며 의치 상과의 결합력을 높이기 위한 접착제가 포함된다^(8, 36, 38, 44, 52).

탄성 의치상 이장재는 그 사용 기간에 따라 임시 탄성 의치상 이장재와 영구 탄성 의치상 이장재로 구분된다. 임시 탄성 의치상 이장재는 만성적인 통증, 염증이 있거나 손상을 받은 구강 점막의 회복, 유두성 증식의 치료를 위한 조직 양화제로 쓰이며, 의치상 조직면 개조나 전부 개조를 위한 기능 인상재, 외과용 보호장

치나 임시 의치의 유지력 증가, 치주 수술후 수술 부위의 보호를 위한 치주용 포대, 임시 의치상의 안정등을 위해 이용된다^(6, 23, 38, 43, 53).

영구 탄성 의치상 이장재는 심하게 위축된 치조골, 언더컷이 큰 골 부위의 유지 증가와 정중 구개 봉선이나 골용기, 이공 등 의치 제작시 완압이 필요한 부위에 사용된다. 또한 구개 파열이나 구강암 등에 의한 선천적, 후천적 결손 부위의 수복과 방사선 치료, 전신 질환, 대사 장애, 내분비 장애, 노화 등에 의해 조직 저항이 약해진 환자들에서 매우 유용하게 이용되고 있다^(4, 5, 36, 47, 50).

탄성 의치상 이장재가 최대한의 효과를 얻기위한 요구 조건으로 제작의 편의성, 제작 후 최소한의 체적변화, 의치상과의 강한 결합력, 낮은 수분 흡수율, 낮은 타액내 용해도, 영구적인 탄성의 유지 마모에 대한 저항, 청결의 용이성, 무취, 무미, 구강 점막에 무자극, 의치상, 조직과의 색 조화, 조절 및 연마의 용이성 등이 필요하다^(3, 15, 17, 23, 38).

그러나 탄성 의치상 이장재가 널리 이용되고 있음에도 불구하고 이러한 모든 성질을 구비한 이상적인 재료는 없다. 탄성 의치상 이장재가 갖고 있는 문제점들은 탄성 의치상 이장재에 적당한 두께를 부여하기 위해 의치상의 두께를 줄여야 하므로 의치상의 강도가 저하되며, 탄성의 감소, *Candida albicans*의 증식, 청결 유지의 어려움, 체적의 불안정, 의치상과의 결합력 저하, 조절 및 연마의 어려움, 착색, 탈색과 같은 색의 변화, 기포나 주름 등과 같은 표면 변화 등이 있다^(2, 41, 43, 49, 54).

이러한 문제점들 중에서도 특히 심각한 것이 *Candida albicans*의 증식이다^(2, 18, 37, 41, 45, 54). 탄성 의치상 이장재에서의 효모의 성장에 관해서는 여러 학자들간의 견해에 차이가 있는데, Gruber⁽²⁷⁾는 탄성 의치상 이장재가 *Candida albicans*의 성장을 유발하지만, methacrylate 단량체를 포함하고 있는 재료에서는 효모의 성장이 억제되었다고 보고하였다. 반면에 Wright⁽⁵⁵⁾는 효모가 경성 의치상면에서 보다는 탄성 의치상 이장재에서 균집을 더 많이 형성하지만 효모의 존재가 이장재에 큰 영향을 미치지 않는으며, 의치 연하 점막의 염증 정도와도 상관없다고 보고하였다.

Burns⁽¹²⁾에 의하면 탄성 의치상 이장재는 *Candida*의 성장을 증가 시켰으며 효모는 재료의 내부까지 침투할 수 있다고 보고하였으며 탄성 의치상 이장재의 다공성 표면은 효모세포의 잠복처를 제공하여 균집을 더욱 증가시킨다고 하였다. Jones^(24, 30) 역시 일부 탄성 의치상 이장재는 제조시에 항효모성 약제를 첨가하여 실험실에서는 효모의 성장을 억제한다고 보고되었지만 구강과 같이 영양분이 풍부한 환경에서는 이러한 약제의 효과를 발휘할 수 없었다고 보고하였다.

탄성 의치상 이장재는 조절, 연마의 어려움때문에 재료 표면이 거칠어 효모가 부착해서 증식할 수 있을 뿐 아니라 재료의 다공성은 효모가 뚫고 들어가는 통로가 되어 내부에서도 균집화를 이룰 수 있다. 또한 착색이나 치태 및 음식물 잔사의 축적, 불유쾌한 냄새 등을 유발할 수 있다. 이러한 문제들을 해결하려면 주의 깊은 세정법이 필요한데 가장 흔하게 이용되는 방법이 기계적인 세정법과 의치 세정제의 사용이다. 기계적인 세정법이 탄성 의치상 이장재에 마모를 야기하는 지에 관해서는 여러 학자들간의 견해가 상이하다. Wright⁽⁵⁵⁾와 Schmidt, Smith⁽⁴⁹⁾는 임상 조사를 통해 마모가 발견되지 않았다고 보고하였으나, Makila와 Honka⁽⁴¹⁾는 30개월 동안 관찰했을 때, 실험군의 24%에서 탄성 의치상 이장재가 마모되었다고 보고하였다. 따라서 기계적인 세정법보다는 의치 세정제의 사용을 권유하였다. Bates와 Smith⁽³⁾는 몇몇 의치 세정제들이 탄성 의치상 이장재에 손상을 줄 수 있지만 열 중합형 silicone계 이장재는 alkaline peroxide계 세정제와 효과적으로 사용될 수 있다고 보고하였다. 그러나 Klingler⁽³⁵⁾등은 hypochlorite계 의치 세정제는 이장재의 탈색을 초래하며 alkaline peroxide계 세정제는 내부에 기포를 형성하였다고 보고하였다. Goll⁽²²⁾등은 hypochlorite계 세정제가 일부 이장재의 탈색을 일으키는 했지만 대부분의 이장재와 적합하게 사용될 수 있다고 보고하였다.

최근 여러 가지 탄성 의치상 이장재들이 이용되고 있으나 임상적으로 이들에게 적합한 세정법에 대한 연구는 미흡하며, 의치 세정제가 탄성 의치상 이장재의 점탄성에 미치는 영향에 관한 연구도 제한되어 있다. 이에 본 연구는 의치 세정제가 탄성 의치상 이장재의

유연성과 탄력성에 미치는 효과와 탄성 의치상 이장재 표면에 나타난 변화를 세정제에 저장한 시간 경과에 따라 측정하여 탄성 의치상 이장재를 사용하고 있는 환자에게 의치 세정제의 사용에 도움을 주기 위하여 시행하였다.

II. 연구 대상 및 방법

1. 연구 대상

탄성 의치상 이장재는 자가 중합형 acrylicresin계 이장재인 Coe-Comfort, Coe-Soft, Visco-gel, Lynal과 열 중합형 silicone계 이장재인 Molloplast-B를 사용하였다(표 1). 의치 세정제는 alkaline peroxide계 Denalan, Efferdent, Kleenite, Polident 정제형을 대상으로 하였다(표 2).

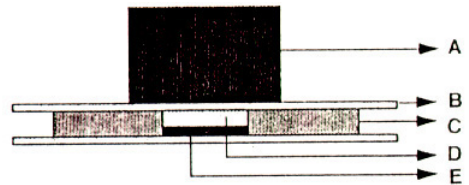
2. 연구 방법

1) 시편제작

지름 20mm, 2mm의 polypropylene mold를 이용하여 silicone block을 제작하였다. Silicone block을

flask에 매몰한 뒤 제거하고, 통법에 따라 경성 의치상 레진(Vertex, Holland) 원판을 제작하였다. 지름 20 mm, 두께 5mm의 polypropylene mold에 경성 의치상 레진 원판을 위치시킨 뒤 자가 중합형 탄성 의치상 이장재를 제조 회사의 지시대로 혼합하여 mold 내에 붓고 유리판을 댄 뒤 경화되는 동안 3kg의 하중을 가하였다. 균일한 두께를 얻기 위하여 각 재료마다 똑같은 하중을 부여 하였으며, 표면을 매끈하게 하기 위하여 유리판을 이용하였다(그림 1).

열 중합형 이장재는 지름20mm, 두께 5mm의 silicone block을 제작하여 flask에 매몰한뒤



A:weight (3kg)
B:glass plate
C:polypropylene mold
(5mm in thickness, 20mm in diameter)
D:soft lining material (3mm in thickness)
E:hard acrylic resin (2mm in thickness)

Fig. 1. Schematic illustration of sample construction.

Table 1. Soft lining materials evaluated

Material	Code	Manufacturer
Coe-Cormfort	C	Coe Laboratories Inc.
Coe-Soft	S	Coe Laboratories Inc.
Visco-gel	V	De Trey Division/Dentsply Ltd.
Lynal	L	L.D.Caulk Division/Dentsply International Inc.
Molloplast-B	M	Molloplast, Regneri & Co.KG

Table 2. Denture cleansers evaluated

Material	Code	Manufacturer
Denalan	D	Whitehall Laboratories
Efferdent	E	Warner Lambert Co.
Kleenite	K	Richardson-Merrill, Inc. (Vick Division)
Polident	P	Block Drug Co., Inc.

silicone을 제거하고, 경성 의치상 레진 원판을 위치시킨 다음 이장재를 충전하고 제조 회사의 지시대로 중합하여 제작하였다(그림 2). 제작된 시편은 37°C 생리식염수에 24시간동안 저장하였다.

2) 표면 변화의 관찰

재료의 표면에 나타난 변화는 입체 현미경을 이용하여 20배의 배율로 관찰하였으며, 변화의 정도는 5단계로 기록하였다⁽²⁸⁾(그림 3)

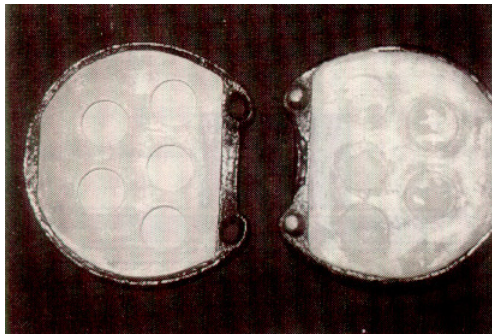


Fig. 2. Mold in which Molloplast-B specimens were processed.

3) 유연성과 탄력성의 측정

유연성은 Instron 만능 측정기를 이용하여 2kg/cm²의 정하중⁽¹⁴⁾을 30초 동안 가한 뒤의 변위량을 측정하여 얻었다. 재료의 탄력성은 응력을 제거한 10초 뒤에 회복된 양을 측정하여 변위량과의 비율로 표시하였다⁽²⁵⁾(그림 4).

4) 시편의 저장

시편끼리 접촉이 되지 않도록 용기의 내부에 칸막이를 설치하였으며, 기구나 손이 저장액과 접촉되는 것

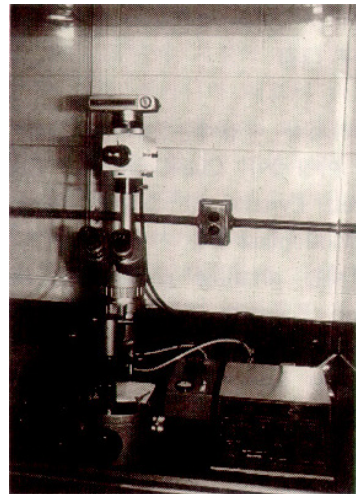


Fig. 3. Stereomicroscope (Olympus Stereomicroscope/SE-TR)

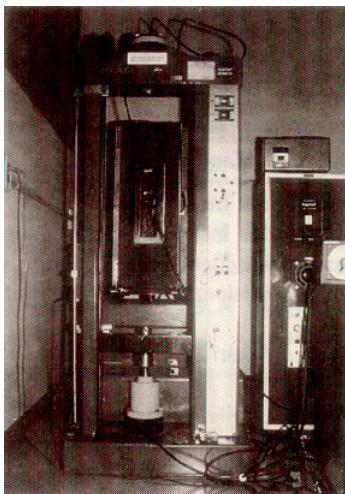


Fig. 4. Universal testing machine.(TENSILON/UTM-4-100, TOYO BALDWIN CO., LTD.)

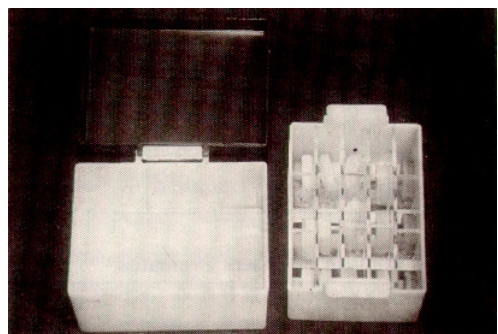


Fig. 5. Denture bath which is divided by polypropylene sheet to prevent contact between specimens.

을 피하기 위해 이중으로 된 요기를 이용하여 의치 세정제에 시편을 저장하였다. 의치 세정제는 제조 회사가 지시한 양만큼 물에 녹여 사용하였으며, 시편을 저장하고 1일, 2일, 7일 14일, 30일 뒤에 각각 동일한 방법으로 측정하였다. 대조군으로는 물에 저장한 시편을 같은 기간에 계속하였으며 의치 세정제는 매일 교환하였다(그림 5).

III. 연구성적

1. 표면변화

Coe-Comfort와 Coe-Soft, Visco-gel은 저장한 시간이 경과될수록 표면의 기포가 많아지고 기포의 크기가 증가하였다. Lynal은 초기에는 거의 변화가 없었으나 2주가 지나면서 작은 기포들이 생기기 시작하였고, Molloplast-B는 실험 기간 중 변화가 없었다(표 3).

그림 6에서는 Coe-Soft를 Efferdent에 저장 한 뒤 표면에 나타난 변화를 보여주고, 그림 7에서는 Visco-gel을 Denalan에 저장한 뒤 표면에 나타난 변화를 보여주고 있다.

2. 유연성과 탄력성

Coe-Comfort의 유연성은 2일에 최대가 되었다가 점차 감소하는 양상을 보였는데, 세정제에 저장한 경우 유연성은 증가되었지만 시간에 따른 양상은 대조군과 비슷하였다(그림 8). 탄력성은 점차 감소하다가 일주일 이 지난 후부터 다시 증가하는 양상을 보였는데 Polident를 제외한 다른 세정제들도 비슷한 양상을 보였다(그림 9).

Coe-Soft의 유연성은 2일에 최대가 되었다가 감소하였는데 세정제는 Coe-Soft의 유연성을 증가시켰다. Efferdent의 경우 2주가 지나면서 유연성이 급격히 증가하였다(그림 10). 탄력성은 초기에는 감소하였다가 2일이 지나면서 증가하는 양상을 보였다(그림 11).

Table 3. Surface changes of soft lining materials

Liner	Coe-comfort					Coe-Soft					Visco-gel					Lynal					Molloplast-B				
	1	2	7	14	30	1	2	7	14	30	1	2	7	14	30	1	2	7	14	30	1	2	7	14	30
Denalan	0	1	2	3	3	1	1	2	2	3	2	3	3	4	4	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0
Efferdent	1	1	1	1	1	0	1	1	2	3	1	2	3	4	4	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0
Kleenite	0	1	1	2	2	0	1	2	3	4	1	2	3	4	4	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0
Polident	1	1	1	2	3	1	1	2	3	3	2	3	3	4	4	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0

0 : none, 1 : slight, 2 : moderate, 3 : marked, 4 : severe

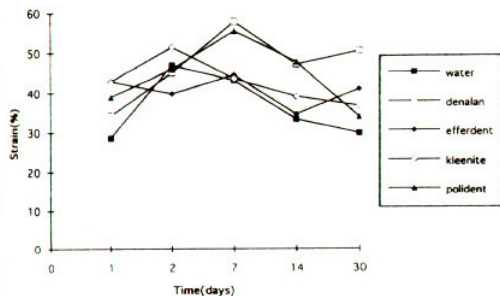


Fig. 8. Flexibility of Coe-Comfort.

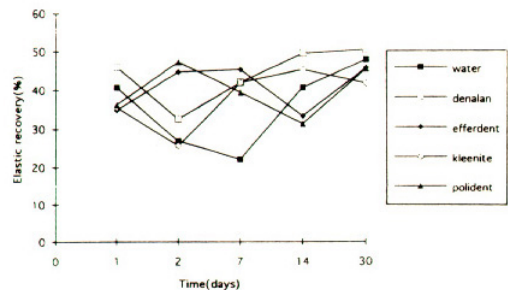


Fig. 9. Elasticity of Coe-Comfort.

Visco-gel의 유연성은 시간 경과에 따라 거의 변화가 없었으며, 세정제는 Visco-gel의 유연성을 증가시켰고, 7일이 지나면서 증가 양상이 더욱 뚜렷해졌다(그림 12). 탄력성은 Polident를 제외하고는 거의 변화가 없었다(그림 13).

Lynal은 유연성의 변화가 거의 없었으며 의치 세정제는 2주 후부터 영향을 미치기 시작하였다(그림 14). 탄력성은 거의 변화를 보이지 않았다(그림 15).

Molloplast-B는 실험 기간 동안 유연성과 탄력성의 변화를 보이지 않았다(그림 16, 17).

의치 세정제와 시간 간격이 탄성 의치상 이장재의 유연성과 탄력성에 미치는 효과가 통계적으로 유의성이 있는 지를 알아보기 위하여 이원 배치 ANOVA를 실시하였다(표 4, 5). 탄성 의치상 이장재간의 유연성과 탄력성은 확고한 차이를 보였으며, 시간 간격별, 의

치 세정제간에도 유의한 차이를 보였다.

각 이장재간의 유연성과 탄력성의 비교는 t-test결과 Coe-Comfort와 Visco-gel을 제외한 모든 이장재간에 유의 수준5%에서 차이를 보였다. 유연성은 Molloplast-B, Lynal, Coe-Soft, Visco-gel, Coe-Comfort순으로 증가 하였으며, 탄력성은 Coe-Comfort, Coe-Soft, Visco-gel, Lynal, Molloplast-B순으로 증가 하였다(표 6).

의치 세정제간의 유연성과 탄력성 비교에서 Denalan과 Polident를 제외한 모든 의치 세정제간에 유연성의 차이를 보였고 Denalan과 Polident, Denalan과 Kleenite를 제외한 의치 세정제간의 탄력성의 차이를 보였다(표 7). 시간대별로 비교했을 때 30일군과 1일군 사이에 유연성은 유의한 차이를 보였으나 탄력성은 유의한 차이를 보이지 않았다(표 8).

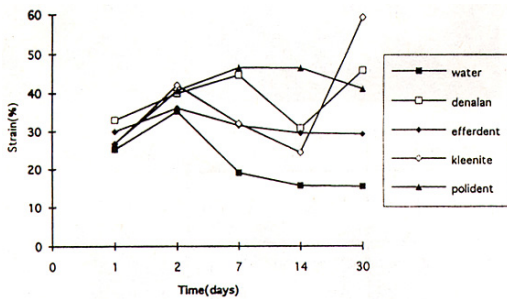


Fig. 10. Flexibility of Coe-Soft.

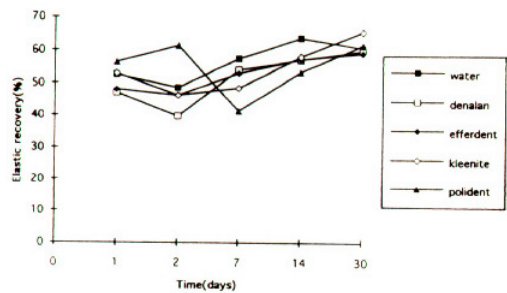


Fig. 11. Elasticity of Coe-Soft

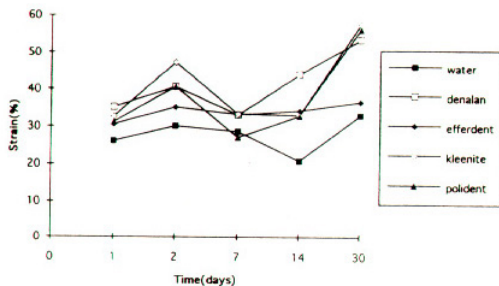


Fig. 12. Flexibility Visco-gel.

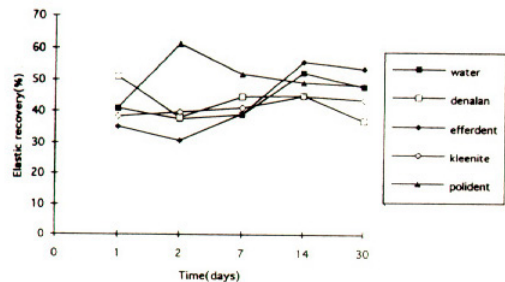


Fig. 13. Elasticity of Visco-gel

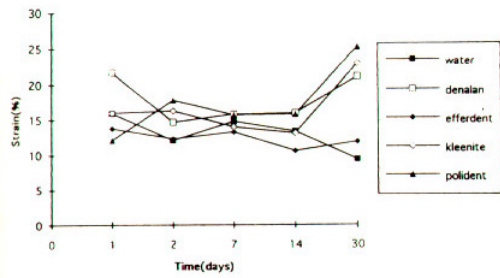


Fig. 14. Flexibility of Lynal.

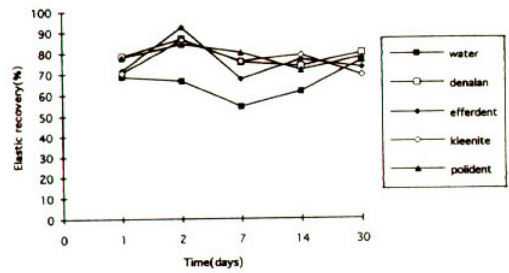


Fig. 15. Elasticity of Lynal.

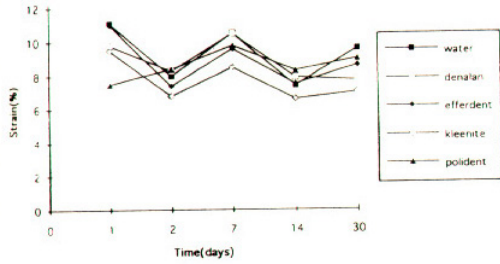


Fig. 16. Flexibility of Molloplast-B

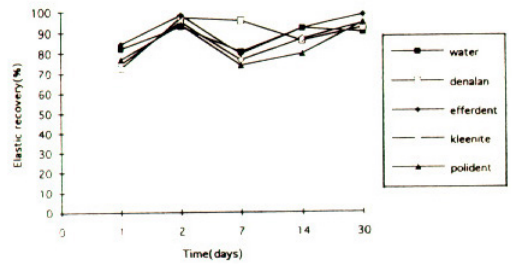


Fig. 17. Elasticity of Molloplast-B.

Table 4. Statistical analysis(ANOVA) on the flexibility

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F value	Pr>F
TIMEINT	4	2.36229493	0.59057373	9.59	0.0001
CLEANSER	4	1.26629227	0.31657307	5.14	0.0005
LINER	4	7.29549227	1.82389307	29.61	0.0001

Table 5. Statistical analysis(ANOVA) on the elasticity

Source	DF	Anova SS	Mean Square	F value	Pr>F
TIMEINT	4	0.07649364	0.01912409	12.40	0.0001
CLEANSER	4	0.07573452	0.01893363	12.27	0.0001
LINER	4	3.38730277	0.84682569	548.97	0.0001

Table 6. Soft lining materials comparison(T-tests)

Soft lining materials	Flexibility (LSD=0.0719)	Elasticity (LSD=0.0126)
Coe-Comfort/Coe-Soft	0.1997***	0.0986***
Coe-Comfort/Visco-gel	0.0440	0.0468***
Coe-Comfort/Lynal	0.8832***	0.2174***
Coe-Comfort/Molloplast-B	1.1477***	0.2444***
Coe-Soft/Visco-gel	-0.1559***	-0.0518***
Coe-Soft/Lynal	0.6833***	0.1188***
Coe-Soft/Molloplast-B	0.9478***	0.1458***
Visco-gel/Lynal	0.8392***	0.1706***
Visco-gel/Molloplast-B	1.1037***	0.1976***
Lynal/Molloplast-B	0.2645***	0.0270***

*** : p<0.05

Table 7. Denture cleansers comparison(T-tests)

Denture cleansers	Flexibility (LSD=0.0719)	Elasticity (LSD=0.0126)
Water/Denalan	-0.3973***	-0.0361***
Water/Efferdent	-0.1502***	-0.0131***
Water/Kleenite	-0.2570***	-0.0309***
Water/Polident	-0.3409***	-0.0353***
Denalan/Efferdent	0.2471***	0.0230***
Denalan/Kleenite	0.1402***	0.0053
Denalan/Polident	0.0564	0.0009
Efferdent/Kleenite	0.1069***	-0.0177***
Efferdent/Polident	-0.1907***	-0.0221***
Kleenite/Polident	-0.0838***	-0.0044***

*** : p<0.05

Table 8. Time-interval comparison(T-tests)

Time interval	Flexibility (LSD=0.0719)	Elasticity (LSD=0.0126)
30/ 1	0.2599***	0.0082***
30/ 2	0.0858***	-0.0256***
30/ 7	0.1743***	-0.0118
30/14	0.2427***	0.0142***
14/ 1	0.0172	-0.0060
14/ 2	-0.1569***	-0.0399***
14/ 7	-0.0684	-0.0260***
7 / 1	0.0856***	0.0200***
7 / 2	0.0885***	-0.0139***
2 / 1	0.1741***	0.0338***

*** : p<0.05

IV. 총괄 및 고안

탄성 의치상 이장재는 그 사용목적에 따라 다른 성질의 재료를 사용하여야 한다³⁾. 조직 양화제로 쓰이는 탄성 의치상 이장재는 구강내 온도에서 충분한 유동성이 있어서 조직이 치유되면서 외형이 변하는 동안 계속 긴밀한 접촉이 이루어져야 하며 저작 중에 가해지는 충격을 흡수하여 기능적인 외력이 균등히 분포되도록 하고, 점막에 외상을 주지 않아야 한다. 재료가 초기에는 점성이 있는 용액과 같아서 초기 적합을 이

루어야 하고, 기능적인 외력이 작용할 때에는 가소성이 있는 견고한 물질로 작용해서 변화된 상태를 유지하여 연조직의 형태가 변함에 따라 계속 적합된 상태를 유지할 수 있어야 한다^(9, 19, 25, 26, 52). 기능 인상재로 사용하는 경우에도 초기 유동성이 좋아서 최대한의 적합이 이루어져야 하고, 인상채득 중 가해지는 힘이나 움직임 등에 따라 내면의 변화가 가능해야 하며, 경화된 후에는 구강에서 제거할 때나 석고를 붓는 동안 더 이상의 변형이 일어나지 않도록 충분히 견고해야 한다^(33, 38).

반면에 의치상 이장재로 쓰이는 탄성 의치상 이장재는 탄력성이나 견고성이 우수하여 충격 흡수층으로 작용할 수 있어야 하며, 유동성이 적어 교합에 의한 변화가 최소화되어야 한다^(19, 25, 29, 46, 51).

한편 Wilson과 Tomlin⁽⁵¹⁾은 임상적으로 적당한 재료는 연성을 가지면서도 압축력이 가해진 뒤에 완전히 회복될 수 있어야 한다고 하였으며, acrylic resin계 탄성 의치상 이장재는 압축 실험 뒤에 완전히 회복되지 않았지만 silicone계 이장재는 거의 완전히 회복되었다고 보고하였다. Eick⁽²⁰⁾과 Bates⁽³⁾에 따르면 대부분의 acrylic resin계 탄성 의치상 이장재들은 유동성과 변위량이 시간에 따라 변화가 심하고 응력을 제거한 뒤 오랜 시간 경과된 후에도 완전한 회복을 하지 못하지만, silicone계 인상재의 경우는 변위량이 일정하고 압축 후의 회복도 거의 완전히 이루어진다.

본 실험의 결과 자가 중합형 acrylic resin계 탄성 의치상 이장재에 비해 열 중합형 silicone계 탄성 의치상 이장재가 유연성은 낮았고 탄력성은 높았다. 또한 유연성이 높은 재료일수록 탄성 회복(탄력성)이 낮은 것으로 나타났다는 데, 이것은 부드러운 재료일수록 같은 응력을 받았을 때 더 많은 에너지를 흡수하게 되므로 회복하는 양이 적다고 보고된 것과 일치한다⁽⁷⁾.

탄성 의치상 이장재는 시간이 경과됨에 따라 단단해지는데 이것은 가소제와 침투제인 ethanol이 타액으로 녹아 나오기 때문이다^(10, 19, 50). Acrylic resin계 탄성 의치상 이장재는 polyethyl methacrylate와 연관된 공중합체로 이루어진 분말과 methacrylate 단량체, ethanol, aromatic ester 가소제(주로 dibutyl

phthalate나 buty-phthalate-butyl-glycolate)등으로 된 용액으로 구성되어 있다. 혼합시 탄성 의치상 이장재의 분말과 용액은 처음에는 흐르는 유동액을 이루는데 ethanol과 가소제가 침투함에 따라 점성이 높아지면서 physicalgel을 형성하게 된다. 보통 중합체 입자는 aromatic ester 분자 사이를 천천히 침투하는데 ethanol은 중합체 입자를 빠르게 확장시켜서 ester내에서의 용해를 촉진시키는 역할을 한다^(26, 38, 52). 손실되는 ethanol이나 가소제의 양은 물에서의 ethanol의 확산 계수에 따라 달라지며, 초기 ethanol 농도가 높을수록 중량 감소와 변형이 심하게 일어난다^(10, 38).

탄성 의치상 이장재는 수분을 흡수하는 성질을 가지는데 수분 흡수율이 낮은 재료가 장기간의 사용을 위해 필요하다. Bates와 Smith⁽³⁾는 재료가 수분을 흡수하면 팽창되어 의치상과의 상이에 응력이 집중되어 변형을 초래하고 결합력을 약화시킬 수 있다고 보고하였으며, Braden⁽¹⁰⁾은 팽창되면 세균이나 영양분들이 이장재와 의치상 사이로 들어가는 통로가 되어 비위생적인 공간을 형성하게 된다고 하였다. 그러나 수분과 친화성이 전혀 없는 경우에도 유지에 필요한 타액층을 얻을 수 없어 바람직 하지 못하다고 보고된 바 있다⁽³⁶⁾.

탄성 의치상 이장재의 성분이 용해되어 나오는 것과 수분을 흡수하는 성질은 재료의 중량과 체적 변화를 야기하는 두 변수로 작용한다. ethanol의 경우 짧은 시간 내에 대부분이 녹아 나오는데 ethanol의 상실과 수분 흡수가 평형을 이룰 때까지 연성이 감소하며 내용물이 대부분 녹아 나온 이후에는 수분 흡수의 영향이 증대되어 다시 연화되는 현상을 보인다⁽³⁸⁾.

본 실험 결과를 보면 자가 중합형 acrylic resin계 이장재는 저장 2일이 되었을 때 유연성이 최대가 되었다가 그 다음부터 점차 감소하는 양상을 보였다. 그러나 시간이 경과될수록 수분을 흡수하여 가소제나 ethanol의 용해 효과에 의한 유연성 감소보다 수분에 의한 연화 효과가 커지면서 2주 이후에는 그 감소 정도가 줄어들거나 오히려 다시 증가하는 양상을 보였다. 그러나 열 중합형 이장재인 Molloplast-B의 경우

가소제나 침투제인 ethanol이 첨가되지 않고 열에 의해 중합되기 때문에 물에 저장하거나 시간이 경과됨에 따라 경화되거나 연화되지 않았다.

탄성 의치상 이장재의 점탄성은 균등한 응력의 분포와 재료의 외형을 유지하는데 필요한 'cushion' 효과를 위해 주요한 성질이다. 탄성 의치상 이장재의 점탄성을 측정하기 위해서는 주로 경도^(3, 20, 44, 50), 압축 후 변위량과 회복량^(3, 20, 39, 47, 51), 유동성^(26, 31, 32), elastic modulus^(7, 19, 47), creep compliance^(19, 46) 등을 비교 분석하였다. 경도나 견고성의 측정을 위한 지표로 Young's elastic modulus를 비교 분석 하는데, 재료가 점탄성을 가지고 있는 경우라면 영구 변형을 보이기 때문에 Young's modulus로는 정확한 설명이 안된다. 따라서 본 연구에서는 탄성이 있는 재료의 양적인 비교를 위해서 압축 응력을 가한 뒤 시간에 따른 변위량을 백분율로 표시하였다⁽⁵¹⁾.

또한 이전의 연구들은 탄성 의치상 이장재만을 대상으로 한 연구였기 때문에 경성 의치상 레진에 부착한 경우 그 작용이 다르게 나타날 수 있다. 이에 Jones⁽²⁵⁾ 등은 재료를 경성 의치상 레진에 부착시킨 상태에서의 점탄성을 측정한다.

본 실험에서는 탄성 의치상 이장재의 점탄성을 측정하기 위하여 재료를 경성 의치상 레진에 부착시킨 뒤 일정한 압축 응력을 가했을 때의 변위량을 재료의 유연성(연성)으로 하였으며 응력을 제거한 뒤 회복되는 양을 변위량과의 비율로 표시하여 탄력성(탄성 회복)으로 측정하였다.

재료의 탄성은 화학적인 조성 이외에도 두께에 따라 달라지는데 충분한 두께를 가지고 있어야 기능을 균일하게 분산시켜 오랜 기간 동안 'cushion' 효과를 유지할 수 있다. 의치상의 파절을 야기하지 않으면서 적절한 탄성을 얻기 위한 이상적인 두께는 2-3mm라고 보고 되었으며^(2, 5, 13, 23, 44) 약간 거리의 부족 등으로 충분한 두께를 얻을 수 없는 경우나 점성이 낮아 시간이 지나면서 두께가 얇아지는 재료는 자주 교환해 주어야 한다고 하였다⁽³⁴⁾.

일반적으로 경성 의치상 레진이 세척에 이용되는 방법은 기계적인 방법과 화학적인 방법으로 구분되는데

기계적인 방법으로는 칫솔질이나 치약과 분말을 이용하는 방법, 초음파 세척기를 이용하는 방법이 있고, 화학적인 방법으로는 alkaline peroxide, alkaline hypochlorites, dilute acid 등 의치 세정제를 이용하는 방법과 chlorhexidine, salicylate 등 소독약을 이용하는 방법, 효소를 이용하는 방법이 있다⁽⁴¹⁾.

그러나 탄성 의치상 이장재의 경우에는 칫솔질과 같은 기계적인 방법으로는 재료의 마모를 초래하며⁽⁴¹⁾, 재료의 다공성과 거친 표면, 연성등의 이유로 음식물 잔사나 치태의 효과적인 제거가 어렵다.

의치 세정제 중에서 치태를 제거하는 데에는 hypochlorite계 의치 세정제가 가장 효과적이라고 보고되고 있으나⁽²¹⁾ 탄성 의치상 이장재에는 임상적으로 손상을 주었다고 주장하는 학자들도 있다^(3, 49). 그러나 Davenport⁽¹⁶⁾는 hypochlorite계 의치 세정제가 이장재의 색상을 변화 시키기는 했지만 연성이나 탄력성에는 영향을 미치지 않았다고 하였으며, Harrison⁽²⁸⁾ 등도 hypochlorite계 의치 세정제가 탄성 의치상 이장재에 가장 변화를 적게 주었다고 보고하였다. Bates⁽³⁾는 alkaline peroxide계 의치 세정제가 탄성 의치상 이장재와 적합하게 사용될 수 있다고 보고하였으나 Klingler⁽³⁵⁾, Goll⁽²²⁾, Davenport⁽¹⁶⁾, Harrison⁽²⁸⁾ 등은 alkaline peroxide계 의치 세정제는 탄성 의치상 이장재에 손상을 준다고 보고하였다.

Alkaline peroxide계 세정제는 sodium peroxide 나 sodium perborate 또는 percarbonate와 표면장력을 줄이기 위한 알칼리성계면 활성제를 포함하고 있다. Perborate는 phosphate와 같은 알칼리성 물질과 혼합하여 물에 녹아 hydrogen peroxide(H₂O₂)의 알칼리성 용액을 만든다. 이렇게 만들어진 H₂O₂는 의치의 음식물 잔사나 치태, mucin과 접촉하여 기계적으로 이들을 제거한다⁽⁴⁰⁾. 그러나 이런 기포 형성 효과가 강한 알칼리성과 결합되면 탄성 의치상 이장재에 손상을 준다고 보고 되었다⁽²⁸⁾.

자가 중합형 탄성 의치상 이장재는 열 중합형 탄성 의치상 이장재보다 기포의 발생 빈도가 높는데 이것은 자가 중합형의 경우 혼합하는 동안 공기가 함유되거나, 경화되는 동안 경화 시간이 짧은 관계로 충분한 압

력을 가하지 못해 기포가 많이 발생하기 때문이다⁽⁵⁶⁾. 이러한 내부의 기포는 발포형 의치 세정제에 의해 그 크기가 점점 커지고 결국은 표면에서 터지게 되어 함몰부를 만들게 된다⁽²⁸⁾.

그림 6과 7을 보면 alkaline peroxide계 의치 세정제가 자가 중합형 탄성 의치상 이장재에 기포를 형성해서 함몰부를 만드는 과정을 관찰할 수 있다. 이런 거친 표면은 음식물 잔사나 세균들이 침착하는 장소가 되며 청결을 유지하기에 더욱 어려운 상태를 유발한다. 그러나 Molloplast-B의 겨우 paste형태로 연화 없이 그대로 사용하기 때문에 공기의 함입을 줄일 수 있고 충분히 가압한 상태로 중합하므로 내부 기포가 적다⁽⁵⁶⁾.

Bates⁽³⁾는 alkaline peroxide계 의치 세정제가 탄성 의치상 이장재의 가소제의 용해를 촉진하여 경도를 증가시켰다고 보고하였으나 Davenport⁽¹⁶⁾ 등은 acrylic resin계 탄성 의치상 이장재는 의치 세정제에 저장했을 때 연성이 증가하였으며, 탄력성은 의치 세정제의 영향을 받지 않았다고 보고하였다.

본 실험 결과에 따르면 대부분의 탄성 의치상 이장재의 유연성이 증가하였다. 이것은 의치 세정제가 탄성 의치상 이장재에 기포를 형성하여 형성된 공간이 압축될 때 변위를 많이 일으키기 때문으로 사료되며 이것은 다른 이장재에서 탄력성의 변화가 없거나 오히려 감소한 것으로부터도 짐작될 수 있다.

탄성 의치상 이장재에 기포가 형성되고 팽창과 같은 현상이 일어나면서 대조군에 비해 시편의 크기가 증가하고 중량은 감소하는 양상을 보였는데 이것은 Goll⁽²²⁾ 등의 연구에서 보여준바와 유사하다. 자가 중합형 이장재 중 가장 영향을 많이 받은 이장재는 Visco-gel이었고, 가장 적게 영향을 받은 이장재는 Lynal 이었으며, 열 주합형 이장재는 의치 세정제의 영향을 거의 받지 않았다. 의치 세정제 중에서는 Denalan과 Polident가 Efferdent와 Kleenite보다 기포를 많이 형성하였고, 심하게 팽창하였다.

임상적으로 기포가 형성되고 팽창된 탄성 의치상 이장재는 잔존 치조제와 긴밀한 적합을 유지하지 못할 뿐 아니라 음식물 잔사나 치태, 세균의 침착에 용이한

장소를 제공하여 더 이상의 사용이 제한되어진다. 발포형 alkaline peroxide계 의치 세정제는 현재 많이 쓰이고 있는 자가 중합형 acrylic resin계 탄성 의치상 이장재들과는 적절하게 사용될 수 없다. 그러나 탄성 의치상 이장재의 적절한 사용을 위해서는 환자들에게 그 세정법에 관한 교육이 필요하므로 탄성 의치상 이장재와 hypochlorite계 의치 세정제나 dilute acid, 그밖의 약제들과의 적합성과 함께 실제로 임상에서 사용되고 있는 탄성 의치상 이장재의 기계적, 물리적 성질이나 점탄성등에 세정법이 미치는 영향에 관한 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

의치 세정제가 탄성 의치상 이장재의 유연성과 탄력성에 미치는 효과와, 탄성 의치상 이장재 표면에 나타난 변화를 측정하기 위하여 4종의 자가 중합형 acrylic resin계 탄성 의치상 이장재와 1봉의 열 중합형 silicone계 탄성 의치상 이장재를, 직경 20mm, 두께 2mm의 경성 의치상 레진에, 3mm의 두께로 부착하여 시편을 제작하였다. 재료의 유연성은 Instron만능 측정기를 이용하여 2kg/cm²의 응력을 30초동안 가한 뒤 변위량을 측정하였고, 탄력성은 응력을 제거한 10초 후에 회복된 양을 측정하여 얻었다. 표면에 나타난 변화는 입체 현미경을 이용하여 관찰하였다. 이상의 시편을 4종의 alkaline peroxide계 의치 세정제가 담긴 용액에 저장하고 1일, 2일, 7일, 14일, 30일 뒤에 각각 동일한 방법으로 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 모든 의치 세정제는 자가 중합형 acrylic resin계 탄성 의치상 이장재의 표면에 기포를 형성하였으며, 그 정도는 Lynal이 가장 적었고, Coe-Comfort, Coe-Soft, Visco-gel순으로 증가하였다.
2. 탄력성은 모든 이장재간에 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, Coe-Comfort와 Visco-gel

- 을 제외한 각 이장재간의 유연성도 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 특히 Molloplast-B와 Lynal이 다른 탄성 의치상 이장재에 비하여 유연성은 낮았고, 탄력성은 높았다($p < 0.05$).
3. 의치 세정제는 대조군에 비해 탄성 의치상 이장재의 유연성과 탄력성을 증가시켰으며($p < 0.05$), 그 정도는 Efferdent가 가장 적었고, Kleenite, Polident, Denalan 순으로 증가하였다.
 4. 유연성에 있어서 Denalan과 Polident는 유의한 차이가 없었지만 나머지 의치 세정제간에는 통계적으로 유의한 차이를 보였고, 탄력성은 Denalan과 Polident, Denalan과 Kleenite를 제외한 나머지 의치 세정제간에 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
 5. 임상적으로 Coe-Comfort, Coe-Soft, Visco-gel은 alkaline peroxide계 의치 세정제 사용에 적절하지 않았고, Lynal은 2주 이내로 그 사용이 제한되어야 하며, Molloplast-B는 alkaline peroxide계 의치 세정제와 적절하게 사용될 수 있었다.

Reference

1. Aydinlik, E., Akay, H.U. : Effect of a resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to the mandible J Prosthet Dent 1980 : 44 : 17-20.
2. Bascom, P.W. : Resilient denture base materials. J Prosthet Dent 1966 : 16 : 646-9.
3. Bates, J.F., Smith, D.C. : Evaluation of indirect resilient liners for dentures : Laboratory and clinical tests. J Am Dent Assoc 1965; 70 : 344-53.
4. Bell, D.H., Finnegom, F.J., Ward, J.E. : Pros & Cons of hard and resilient denture base materials. J Am Dent Assoc 1977; 94 : 511-8.
5. Bell, D.H. : Clinical evaluation of a resilient denture liner. J Prosthet Dent 1970; 23 : 394-406.
6. Boucher, C.O., Hickey, J.C., Zarb, G.A., eds. : Prosthodontic treatment for edentulous patients. St Louis : Mosby Year Book 1975.
7. Braden, M., Clarke, R.L. : Viscoelastic properties of soft lining materials. J Dent Res 1972; 51 : 1525-8.
8. Braden, M. : Tissue conditioners : I. Composition & structure. J Dent Res 1970; 49 : 145-8.
9. Braden, M. : Tissue conditioners : II. Rheologic properties. J Dent Res 1970; 49 : 496-501.
10. Braden, M. : Tissue conditioners : III. Water immersion characteristics. J Dent Res 1971; 50 : 1544-47.
11. Budtz-Jorgensen, E. : Materials and methods for cleaning dentures. J Prosthet Dent 1979; 42 : 619-23.
12. Burns, D.R., Burns, D.A., DiPietro, G.J., Gregory, R.L. : Response of processed resilient liners to Candida albicans. J Prosthet Dent 1987; 57 : 507-12.
13. Craig, R.G., Gibbons, P. : Properties of resilient denture liners. J Am Dent Assoc 1961; 63 : 382-90.
14. Craig, R.G., ed. : Restorative dental materials. St Louis : CV Mosby Co., 1989.
15. Crum, R.J., Loiselle, R.J., Rooney, G.E. : Clinical use of a resilient mandibular denture. J Am Dent Assoc 1971; 83 : 1093-6.
16. Davenport, J.C., Wilson, H.J., Spence, D. : The compatibility of soft lining materials and denture cleansers. Br Dent J 1986; 161 : 13-7.
17. Dootz, E.R., Craig, R.G. : Comparison of the physical properties of 11 soft denture liners. J Prosthet Dent J 1992; 67 : 707-12.
18. Douglas, W.H., Walker, D.M. : Nystatin in denture liners- An alternative treatment of denture stomatitis. Br Dent J 1973; 135 : 55-9.

19. Duran, R.L., Powers, J.M., Craig, R.G. : Viscoelastic & dynamic properties of soft liners & tissue conditioners. *J Dent Res* 1979; 58 : 1801-7
20. Eick, J.D., Craig, R.G., Peyton, F.A. : Properties of resilient denture liners in simulated mouth conditions. *J Prosthet Dent* 1962; 12 : 1043-53.
21. Ghalichebaf, M., Graser, G.N., Zander, H.A. : The efficacy of denture cleanser agents. *J Prosthet Dent* 1982; 48 : 515-20.
22. Goll, G., Smith, D.E., Plein, J.B. : The effect of denture cleansers on temporary soft liners. *J Prosthet Dent* 1983; 50 : 466-72.
23. Gonzalez, J.B., Laney W.R. : Resilient materials for denture prostheses. *J Prosthet Dent* 1966; 16 : 438-44.
24. Graham, B.S., Jones, D.W., Burke, J., Thompson, J.P. : In vivo fungal presence & growth on the resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 1991; 65 : 528-32.
25. Graham, B.S., Jones, D.W., Sutow, E.J. : Clinical implication of resilient denture lining material research. Part I : flexibility and elasticity. *J Prosthet Dent* 1989; 62 : 421-8.
26. Graham, B.S., Jones, D.W., Sutow, E.J. : Clinical implication of resilient denture lining material research. Part II : Gelation & flow properties of tissue conditioners. *J Prosthet Dent* 1991; 65 : 413-8.
27. Gruber, R.G., Lucatorto, F.M., Molnar, E.J. : Fungus growth on tissue conditioners and soft denture liners. *J Am Dent Assoc* 1966; 73 : 641-3.
28. Harrison, A., Baker, R.M., Smith, I.S. : The compatibility of temporary soft materials with immersion denture cleansers. *Int J Prosthodont* 1989; 2 : 254-8.
29. Holt, R.A., Zylinski, C.G., Duncanson, M.G. : Force versus time profiles of selected heat-processed denture liners. *Int J Prosthodont* 1991; 4 : 164-8
30. Jones, D.W., Sutow, E.J., Graham, B.S., Jiminez, E.E. : Candida growth and dynamic plasticity of soft polymer systems. [Abstracts] *J Dent Res* 1983; 62 : 277.
31. Jones, D.W., Sutow, E.J., Graham, B.S., Opie, G.K., Briand, M.L. : Rheology and strength of denture soft lining materials. [Abstracts] *J Dent Res* 1983; 62 : 661.
32. Jones, D.W., Sutow, E.J., Graham, B.S., Opie, G.K., Miline, E.L. : Setting characteristics and flow of denture soft lining materials. [Abstracts] *J Dent Res* 1982; 61 : 285.
33. Jones, D.W., Sutow, E.J., Miline, E.L., Graham, B.S. : Functional impression materials and tissue conditioners—A laboratory investigation. [Abstracts] *J Dent Res* 1979; 58A : 40.
34. Kawano, F., Tada, N., Nagao, L., Matsumoto, N. : The influence of soft lining materials on pressure distribution. *J Prosthet Dent* 1991; 65 : 567-75.
35. Klingler, S.M., Lork, J.L. : Effect of common agents on intermediary temporary soft feline materials. *J Prosthet Dent* 1973; 30 : 749-55.
36. Lammie, G.A., Storer, R. : A preliminary report on resilient denture plastic. *J Prosthet Dent* 1958; 8 : 411-24.
37. Massella, P.P., Dolan, C.T., Laney, W.R. : The prevention of the growth of Candida on Silastic 390 soft liner for dentures. *J Prosthet Dent* 1975; 33 : 250-7.
38. McCarthy, J.A., Moser, J.B. : Mechanical properties of tissue conditioners. Part I : Theoretical considerations, behavioral characteristics, and tensile properties. *J Prosthet Dent* 1978; 40 : 89-97.
39. McCarthy, J.A., Moser, J.B. : Mechanical properties of tissue conditioners. Part II : Creep

- characteristics. *J Prosthet Dent* 1978; 40 : 334-42.
40. Mueller, H.J., Greener, E.H. : Characterization of some denture cleansers. *J Prosthet Dent* 1980; 43 : 491-6.
41. Makila, E., Honka, O. : Clinical study of a heat-cured silicone soft lining material. *J Oral Rehabil* 1979; 6 : 199-204.
42. Phillips, R.W., ed. : *Skinner's Science of dental materials*. Philadelphia : WB Saunders, 1982.
43. Qudah, S., Harrison, A., Huggett, R. : Soft lining materials in prosthetic dentistry : A review, *Int J Prosthodont* 1990; 3: 477-83.
44. Qudah, S., Huggett, R., Harison, A. : The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. *Quintessence Int.* 1991; 22 : 575-80.
45. Razeq, M.K.A., Mohamed, Z.M. : Influence of tissue-conditioning materials on the oral bacteriologic status of complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1980; 44 : 137-43.
46. Robinson, J.G., McCabe, J.F. : Creep and stress relaxation of soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1982; 48 : 135-40.
47. Ryan, J.E. : Twenty-five years of clinical application of a heat-cured silicone rubber. *J Prosthet Dent* 1991; 65 : 658-61.
48. Schmidt, W.F., Smith, P.E. : A six year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part I : Patient response. *J Prosthet Dent* 1983; 50 : 308-13.
49. Schmidt, W.F., Smith, P.E. : A six year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II : Liner serviceability. *J Prosthet Dent* 1983; 50 : 459-65.
50. Travaglini, E.A., Gibbons, P., Craig, R.G. : Resilient liners for dentures. *J Prosthet Dent* 1960; 10 : 664-72.
51. Wilson, H.J., Tomlin, H.R. : Soft lining materials : Some relevant properties and their determination. *J Prosthet Dent* 1969; 21 : 244-50.
52. Wilson, J. : In vitro loss of alcohol from tissue conditioners. *Int J Prosthodont* 1992; 5 : 17-21.
53. Winkler, S., ed. : *Essentials of complete denture prosthodontics*. Philadelphia : WB Saunders, 1979.
54. Woelfel, J.B., Paffenbarger, G.C. : Evaluation of complete dentures lined with resilient silicone rubber. *J Am Dent Assoc* 1968; 76 : 582-90.
55. Wrigth P.S., Clark, P., Hardie, J.M. : The prevalence and significance of yeasts in persons wearing complete dentures with soft-lining materials. *J Dent Res* 1985; 64 : 122-5.
56. 이수백, 윤창근 : 탄성 의치상 이장재의 표면 특성 및 적합도에 관한 비교 실험 연구. *대한치과보철학회지*. 1987; 25 : 137-51.

논문사진부도 ①

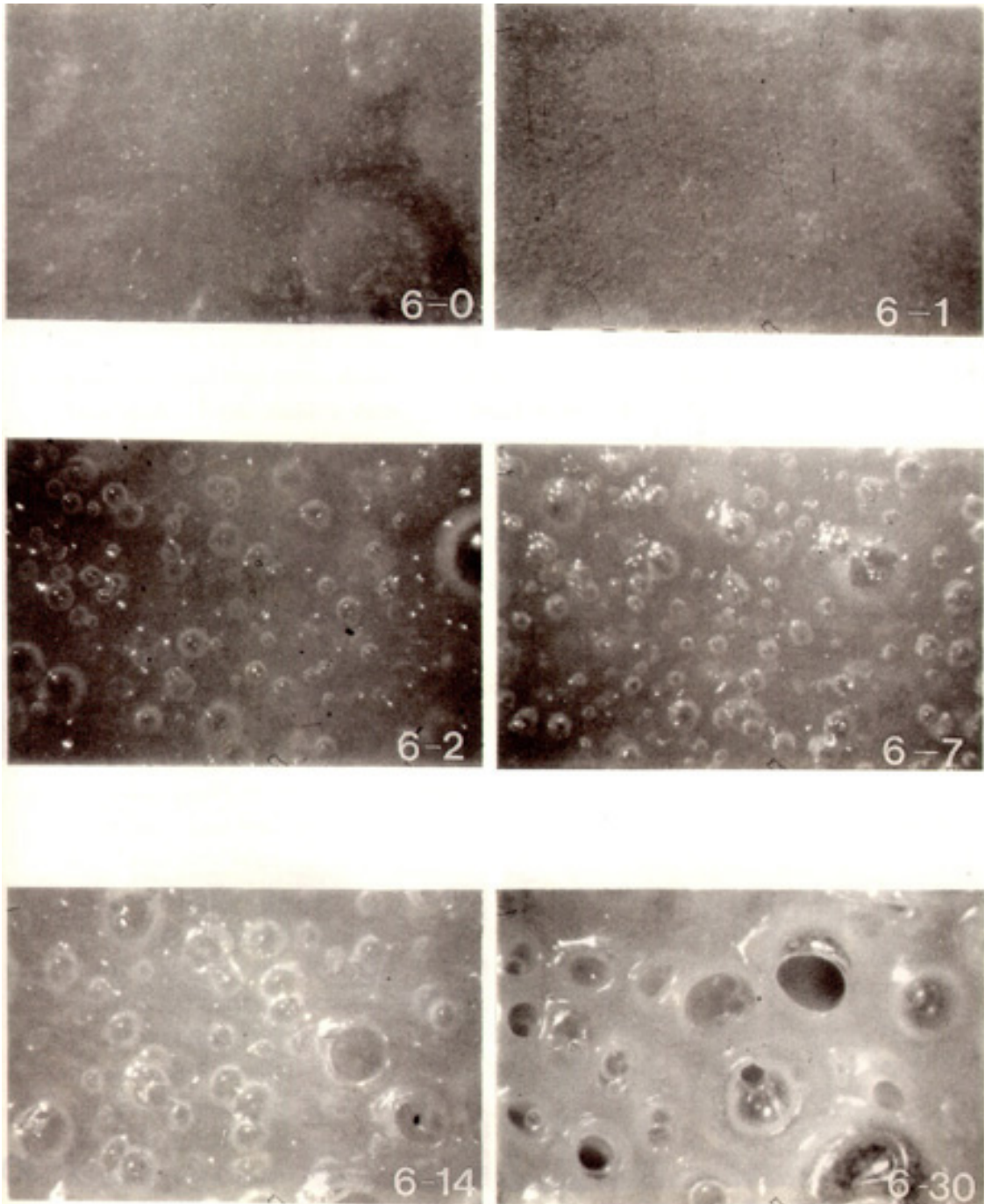


Fig. 6. Surface quality of Coe-Soft immersed in Efferdent(x20) 논문 사진부도①

논문사진부도 ②

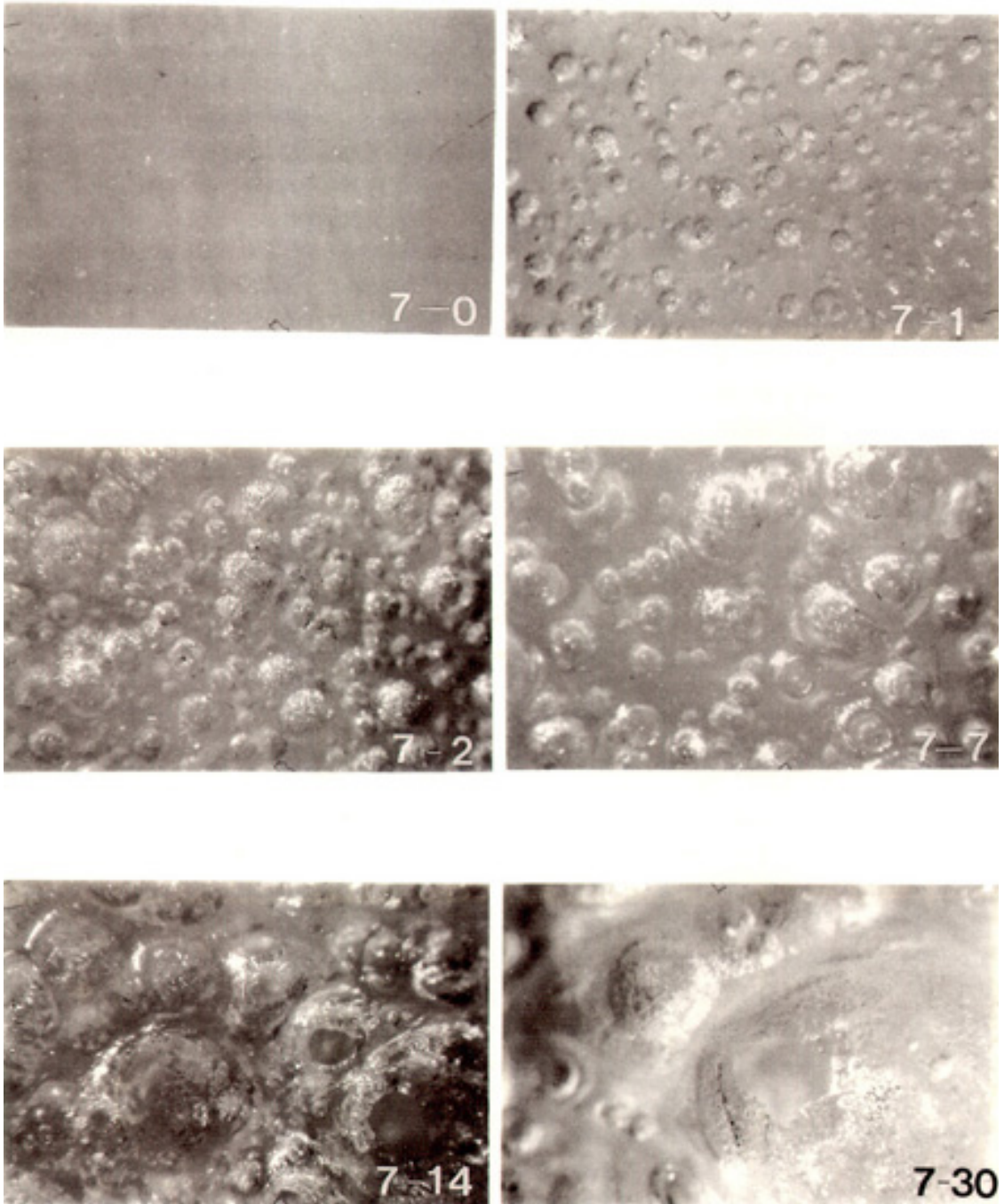


Fig. 7. Surface quality of Visco-gel immersed in Denalan(x20) 논문 사진부도②

=Abstract=

THE EFFECT OF DENTURE CLEANSERS ON SOFT LINING MATERIALS

**Bok-Sook Jang, D. D. S., Chang-Whe Kim, D. D. S., M. S. D., Ph. D.,
Yung-Soo Kim, D. D. S., Ph. D.**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

To determine the compatibilities of soft lining materials with denture cleansers by measuring the flexibility and elasticity and investigating the surface changes, 4 self-curing acrylic resin soft lining materials and 1 heat-curing silicone soft lining material were evaluated.

3mm thick x 20mm diameter discs of soft lining materials were individually bonded to a hard acrylic resin base as per manufacturers' instructions. Using an Instron universal testing machine, a static stress of 2kg/cm² was applied for 30secs., the strain in compression was measured, giving an indication of the material's flexibility. Elastic recovery was measured at 10secs. After removal of stress. Surface changes were investigated with Stereomicroscope. Then the specimens were immersed in 4alkaline peroxide denture cleansers and water as control group, tests were carried out at 1 day, 2 days, 7 days, 14 days and 30 days.

The results were as follows :

1. Alkaline peroxide denture cleansers caused considerable porosity on the surface of self-curing acrylic resin soft lining materials, and the most affected by the cleansers were Visco-gel, Coe-Soft, Coe-Comfort, Lynal, in that order.
2. There was significant difference in flexibility between each soft lining material except for Coe-Comfort and Visco-gel, and every soft lining material was significant difference in elasticity. Especially Molloplast-B and Lynal were less flexible and more elastic than other soft lining materials($p<0.05$).
3. The denture cleansers increased the flexibility and elasticity of the soft lining materials compared with control group($p<0.05$), and Denalan, Polident, Kleenite, Efferdent affected the soft lining materials in that order.
4. There was significant difference in flexibility between each denture cleanser except for Denalan and Polident($p<0.05$). Though Denalan and Polident, Denalan and Kleenite did not show significant difference in elasticity, other denture cleansers showed significant difference among each other($p<0.05$).
5. Clinically Coe-Comfort, Coe-Soft and Visco-gel were incompatible with alkaline peroxide denture cleansers, and Lynal would be used within only 2 weeks. But Molloplast-B was compatible with alkaline peroxide denture cleansers.

Key words : accuracy, impression material, 3 dimensional measuring machine