

Tissue Conditioner가 수종의 의치상용 레진의 물리적 성질에 미치는 영향

부산대학교 치과대학 치과보철학교실

강동주 · 정창모 · 전영찬

I. 서론

의치를 지지하는 치조골과 점막은 시간이 지남에 따라 퇴축되며, 또한 질병으로 인해 점막의 변화도 일어나게 된다. 이로 인하여 의치는 지지조직에 정확하게 접합되지 않으며, 교합에 변화가 오게되고, 악골간의 수직고경에 변화를 초래하게 된다⁽¹⁻⁵⁾. 잘맞지 않는 의치를 오랫동안 그대로 사용하면 지지 조직의 염증과 변형을 일으키게 되며, 지지 조직의 염증과 변형을 반드시 치료한 후 조직면 개조를 하거나 새로운 의치를 제작하여야 한다. 조직의 염증과 변형을 치료하는 효율적인 방법은 의치를 장착하지 않는 것이지만 환자의 사회적 활동에 제약을 주는 문제점이 있다. 따라서 의치를 장착하면서 의치 하부 지지 조직을 치료할 목적으로 의치 조직면에 tissue conditioner를 자주 이용하며, 지지조직의 염증과 변형이 치료된 후에는 의치의 조직면을 열중합레진, 자가중합레진, 혹은 가시광선중합레진으로 침상하거나 새로운 의치를 제작하여야 한다⁽⁶⁻²²⁾.

구강내에서 직접 침상하는 대부분의 자가중합레진은 고분자량의 단량체와 중합체인 ethyl methacrylate, butyl methacrylate 혹은 그들의 공중합체(copolymer)로 구성되어 있으며, PmmA(poly methyl methacrylate)보다 유리 전이온도(glass transition temperature)가 낮기 때문에 구강내에서 연화되기 위하여 가소제가 거의 필요 없다⁽⁶⁾. 또한 이러한 의치상용 레진들은 초기에 중합 반응이 불완전하기 때문에 잔류단량체가 생기며, 잔류단량체는 가소제

와 같은 작용을 하여 유리전이온도를 더욱 낮춘다^(6, 7). 고분자량의 중합체로 만들어진 레진 의치상에 tissue conditioner를 적용하면 레진분자 사이의 공간으로 알코올과 가소제가 흡수되어 유리전이온도가 더욱 낮아져 레진 의치상의 항복강도가 낮아지고 기능하에서 영구적 변형이 일어날 수 있으며⁽⁶⁻⁸⁾, 이러한 영향은 의치상용레진이 고도로 가교(cross-links)되어 있는 경우는 작지만 자가중합레진에는 상당한 영향을 주어 항복강도를 20%정도 감소시킨다고 하였다^(6, 7).

자가중합레진으로 구강내에서 직접 침상하여 의치를 사용하는 동안 지지조직의 염증과 변형이 발생하여 tissue conditioner를 적용할 때 자가중합 레진의 물리적 성질이 변화될 수 있고, tissue conditioner적용 후 조직면을 다시 개조할 때에는 기존의 의치상과 침상재와의 결합에 이전에 사용한 tissue conditioner가 영향을 주어 의치상의 강도에 영향을 줄 수 있다⁽⁶⁻⁸⁾.

이에 저자는 tissue conditioner가 수종의 의치상용 레진의 표면강도와 전단굴곡강도(transverse strength)에 미치는 영향을 알아보기 위하여 다음과 같이 연구를 시행하였다.

II. 실험재료 및 방법

가. 실험재료

본 실험에 사용된 의치상용 레진과 tissue conditioner는 표 1, 2와 같다

Table 1. Resin materials used in this study.

Type	Materials	Composition
Heat-curing resin	K-33 (Modern materials)*	PMMA
	Vertex RS**	PMMA
Autopolymerizing resin	Vertex SC**	PMMA
	Kooliner***	poly ethyl methacrylate isobutyl methacrylate
Tokuso Rebase****		

*Columbus Dental, USA., ** Dentimexzeist, Holland., *** GC Laboratories Inc., USA., **** Tokuyama Soda Co., Japan.

Table 2. Tissue conditioner used in this study.

Material	Composition
Coe-Comfort*	Powder : poly ethyl methacrylate
	Liquid ; Solvent : ethyl alcohol (7 vol %)
	Plasticizer : dibutyl phthalate

*GC Laboratories Inc., USA.

나. 실험재료

1) 표면경도 측정을 위한 시편제작 및 경도측정

(1) 시편제작

시편 제작을 일정하게 하기 위하여 65×10×10mm 크기의 아크릴릭 막대를 만들어 의치 매몰함에 매몰 후, 막대를 제거하고 여기에 각각의 의치상용 레진을 제조 회사의 지시대로 혼합, 중합시켜 1개씩(총5개) 제작하였다(그림1).

제작된 시편들을 37℃ 증류수에 1주일간 담구어둔

후, tissue conditioner를 적용할 표면을 1.5mm씩 삭제하고 1000번이 사포로 연마 후(그림2-b) 표면경도를 측정하고 대조표면경도로 정하였다. Tissue conditioner의 두께를 일정하게 적용하기 위해 65×10×1.5mm 크기의 steel mold를 만들어 이용하였다. 각 시편의 삭제된 면에 tissue conditioner를 1.5mm 두께로 적용하여 1주일간 37℃ 증류수에 담구어둔 후 tissue conditioner를 제거하고 표면경도를 측정하였으며, 4주간 반복 시행하였다(그림2-c, d, e, f).

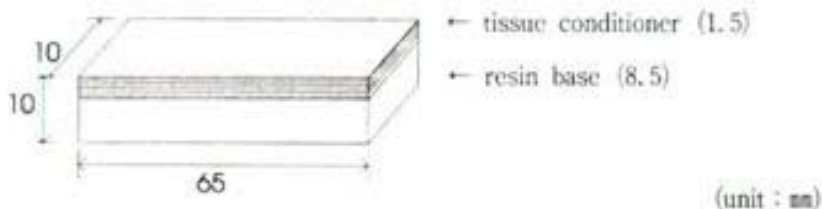


Fig. 1. Dimension of specimens for surface hardness test.

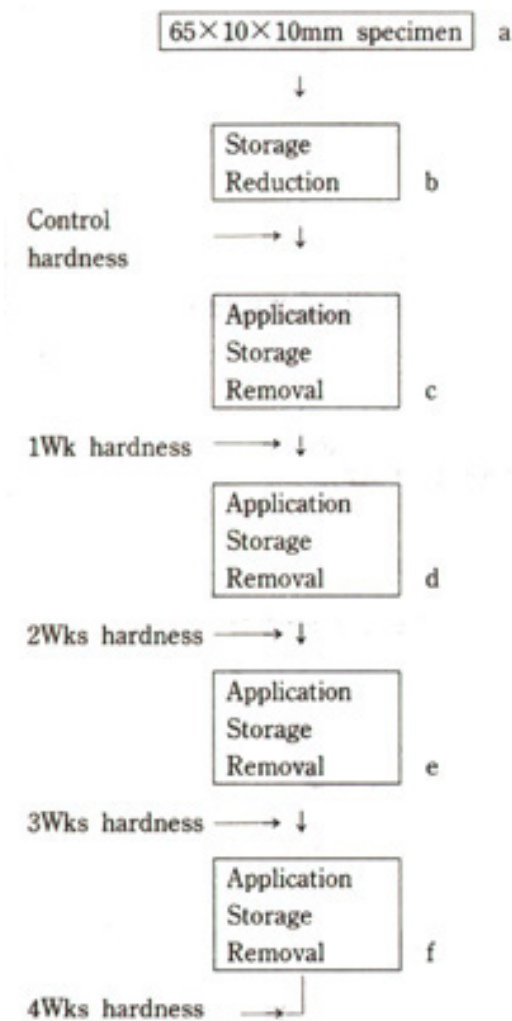


Fig. 2. Schematic diagram to illustrate surface treatment and surface hardness measurement.
 Storage : stored in 37°C water for 1 week, Reduction : 1.5mm reduced one side surface, Application : applied 1.5mm tissue conditioner, Removal : removed tissue conditioner

(2) 표면경도(Surface Hardness)측정

Shore 경도기(Shore hardness tester, Shimadzu Seisaksho Ltd., Japan)로 측정하였으며, 모든 시편에서 매 측정시 동일면을 각각 10회 측정하였다(그림 3).

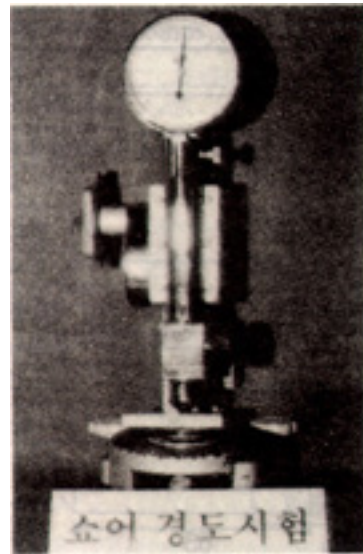


Fig. 3. Shore hardness tester.

2) 전단골곡강도 측정을 위한 시편제작 및 강도 실험

(1) 시편제작

시편 크기를 일정하게 하기 위하여 65×10×3mm와 65×10×1.5mm크기의 아크릴릭 막대를 만들어 의치 매물함에 매물 후 막대를 제거하고 여기에 표1의 각각의 의치상용 레진을 제조 회사의 지시대로 혼합, 중합시켜 65×10×3mm크기 시편을 20개씩(총100개)과 65×10×1.5mm크기 시편 20개씩(총100개)을 제작한 후, 4가지의 군으로 분류하여 실험하였다(그림4-6). Tissue conditioner의 두께를 일정하게 적용시키기 위해 65×10×1.5mm크기의 steel mold를 만들어 여기에 tissue conditioner를 혼합하여 넣고 각각의 레진시편과 접합시켰다.

I군(대조군) : 65×10×3mm크기의 시편중 실험재료로 10개씩을(그림6-a) 5주동안 37°C 증류수에 담구어둔 후(그림6-b), 침상할 표면을 320번의 사포로 연마하고 sand blasting 후, 1.5mm 두께로 paraffin wax를 붙이고 토업으로 매몰하여 왁스를 제거한 후, 침상할 표면에 레진단량체를 도포하고 동일한 레진을 침상하였다(그림6-c).

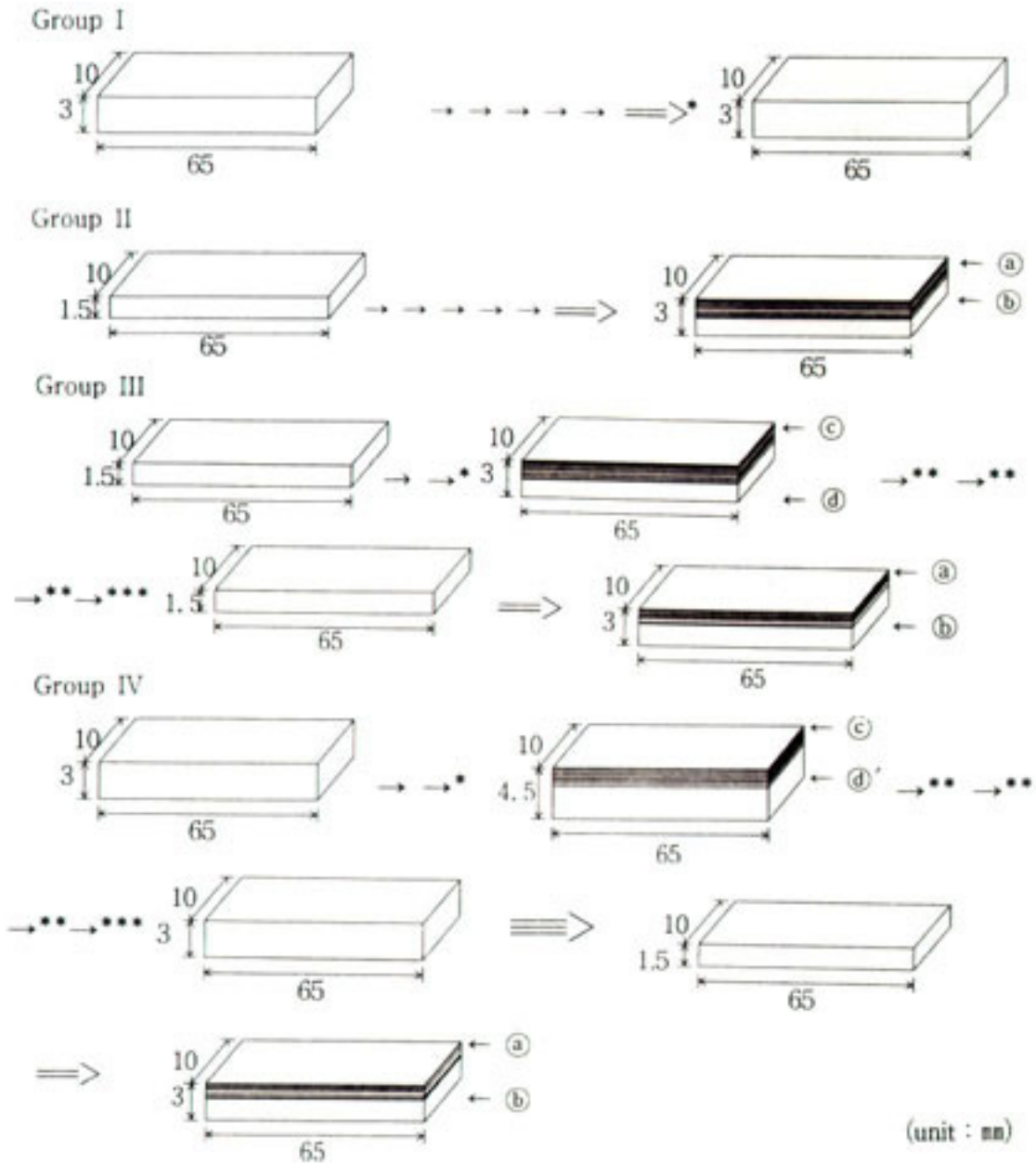


Fig. 4. Dimension of specimens for transverse strength test.

→ : stored in 37°C water for 1 week, →* : applied tissue conditioner, and then stored in 37°C water for 1 week, →** : changed tissue conditioner, and then stored in 37°C water for 1 week, →*** : removed tissue conditioner, ⇒* : stored in 37°C water for 24 hours, ⇒ : relined same resin, and then stored in 37°C water for 24 hours, ⇒> : 1.5mm reduced the surface which applied tissue conditioner, (a) : relined resin(1.5mm)(b) : resin base(1.5mm)(c) : tissue conditioner(1.5mm)(d) : resin base(1.5mm)(d') : resin base(3mm).

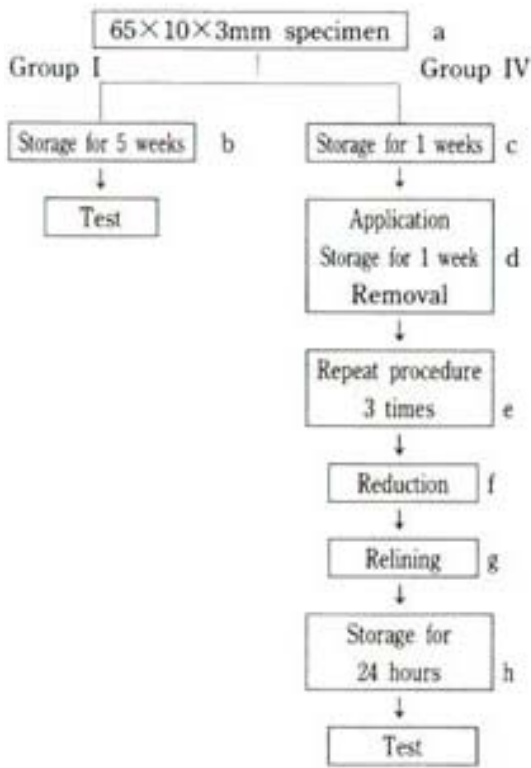


Fig. 5. Schematic diagram to illustrate group I & group IV specimens for transverse strength. Storage : stored in 37°C water, Application : applied 1.5mm tissue conditioner, Removal : removed tissue conditioner, Reduction : 1.5mm reduced one side surface, Relining : relined 1.5mm same resin.

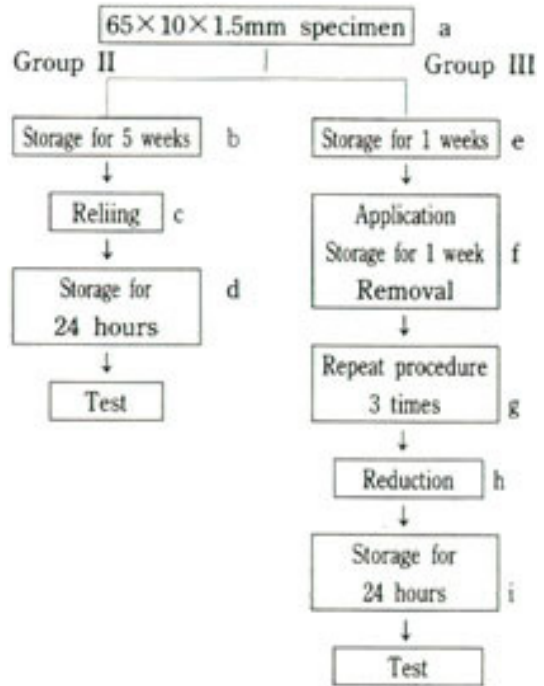


Fig. 6. Schematic diagram to illustrate group II & group III specimens for transverse strength. Storage : stored in 37°C water, Application : applied 1.5mm tissue conditioner, Removal : removed tissue conditioner, Relining : relined 1.5mm same resin.

III군 : 65×10×1.5mm의 시편중 실험재료별로 10개씩을(그림6-a) 1주동안 37°C 증류수에 담구어둔 후(그림6-e), tissue conditioner를 1.5mm두께로 적용하여 1주동안 37°C 증류수에 담구어 두었고(그림6-f), 1주 간격으로 3회 반복하여 tissue conditioner와 증류수를 교환하였다(그림6-g). Tissue conditioner를 제거하고 침상할 표면을 320번의 사포로 연마하고 sand blasting 후, 1.5mm 두께로 paraffin wax를 붙이고, 통법으로 매몰하여 왁스를 제거한 후, 침상할 표면에 레진단량체를 도포하고 동일한 레진을 침상하였다(그림6-h).

IV군 : 65×10×3mm의 시편중 실험재료별로 10개

씩을(그림5-a) 1주동안 37°C 증류수에 담구어둔 후(그림5-c), tissue conditioner를 1.5mm두께로 적용하여 1주동안 37°C 증류수에 담구어 두었고(그림5-d), 1주 간격으로 3회 반복하여 tissue conditioner와 증류수를 교환하였다(그림5-e). Tissue conditioner를 제거하고 표면을 1.5mm삭제한 후(그림5-f), 320번의 사포로 연마, sand blasting 후 1.5mm두께로 paraffin wax를 붙이고, 통법으로 매몰하여 왁스를 제거한 후 침상할 표면에 레진단량체를 도포하고 동일한 레진을 침상하였다(그림5-g).

이렇게 제작된 모든 시편은 24시간 37°C 증류수에 담구어둔 후 강도를 측정하였다.

(2) 전달굴곡강도(Transverse Strength)

만능측정기(Instron Co., Model 4301)를 사용하여 3점굽힘실험방법으로 전달굴곡강도를 측정하였으며(그림 7), 표점거리 50mm, cross head 속도 100mm/min, 그리고 하중 500kg으로 하였다. 실험재료별로 I군 10개, II군 10개, III군 10개, IV군 10개씩 총 200개 시편의 파절시의 부하를 기록하고 아래의 표준식(Equation)에 의해 전달굴곡강도를 계산하였다.

Equation :

$$\text{Transverse strength(ST)} = \frac{3LP}{2WT^2}$$

L ; Distance between supports

P ; Load at failure

W ; Specimen width

T ; Specimen thickness

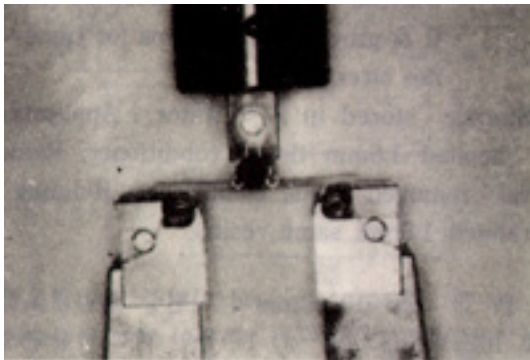


Fig. 7. Instron universal testing machine.

III. 실험결과

가. Tissue conditioner에 의한 의치상용 레진의 표면경도 변화

각 시편의 표면경도를 측정하여 평균값을 구하였고 tissue conditioner의 사용에 따른 각 실험 재료별 표면경도를 ANOVA test와 Duncan's multiple range test로 분석하였다.

실험재료별 표면경도는 Vertex RS가 가장 높고, K-33, Tokuso Rebase, Vertex SC, Kooliner 순으로 낮았다(p<0.01)(표3).

K-33 의치상용 레진은 tissue conditioner에 의해 처음 1주에 대조표면경도의 96%로 낮아졌고(p<0.01) 그 이후 3주동안에는 경도의 변화가 없었다(표4).

Tissue conditioner에 의한 Vertex RS의 표면경도는 유의한 변화가 없었다(p>0.01)(표5).

자가중합레진 Vertex SC는 tissue conditioner 적용 후 2주까지는 뚜렷한 표면경도의 변화가 없었고, 3주째 대조표면경도의 95.6%로 가장 낮았으며, 4주째는 약간 높아졌지만, 통계학적인 유의한 변화는 없었다(p>0.01)(표6).

Tokuso Rebase는 tissue conditioner를 적용하는 시간이 증가됨에 따라 표면경도가 계속적으로 낮아졌으며(p<0.01), 1주째 대조표면경도의 79.8%, 2주째 73.9%, 3주째 65.5%, 4주째 59%로 낮아졌다(표7).

Table 3. Comparison of surface hardness of materials.

Test Materials	Shore Hardness		Duncan's Grouping*
	Mean	S.D.	
K-33	70.1	1.0	A B
Vertex RS	70.7	1.0	A
Vertex SC	68.9	2.4	B
Tokuso Rebase	69.8	1.4	A B
Kooliner	66.6	1.1	C

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.497158(p<0.01).

Table 4. Surface hardness of K-33.

	Shore Hardness		Duncan's Grouping*
	Mean	S.D.	
Control	70.1(100%)	1.0	A
1WK	67.3(96.0%)	0.7	B
2Wks	67.5(96.3%)	0.6	B
3Wks	67.5(96.3%)	1.3	B
4Wks	67.5(96.3%)	1.7	B

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.491806($p < 0.01$).

Table 5. Surface hardness of Vertex RS.

	Shore Hardness		Duncan's Grouping*
	Mean	S.D.	
Control	70.7(100%)	1.0	A
1WKs	70.4(99.6%)	0.7	A
2Wks	70.1(99.2%)	0.8	A
3Wks	70.6(99.9%)	1.7	A
4Wks	70.1(99.2%)	1.0	A

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.053736($p > 0.01$).

Table 6. Surface hardness of Vertex SC.

Test Materials	Shore Hardness		Duncan's Grouping*
	Mean	S.D.	
Control	68.9(100%)	2.4	A
1WKs	68.1(98.8%)	1.0	A B
2Wks	68.1(98.8%)	1.0	A B
3Wks	66.0(95.6%)	1.5	C
4Wks	67.2(97.5%)	1.7	B C

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.294736($p < 0.01$).

Table 7. Surface hardness of Tokuso Rebase.

	Shore Hardness		Duncan's Grouping*
	Mean	S.D.	
Control	69.8(100%)	1.4	A
1WKs	55.7(79.8%)	2.7	B
2Wks	51.6(73.9%)	2.6	C
3Wks	45.7(65.5%)	2.2	D
4Wks	41.2(59.0%)	1.9	E

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.956277($p < 0.01$).

Kooliner는 tissue conditioner에 의해 표면경도가 현저히 낮아져 1주째 대조표면경도의 7.2%, 2주째 3%, 3주째 4.4%, 4주째 7.3%로 낮아졌으며($p < 0.01$), 2주째 가장 낮았다(표8).

나. Tissue conditioner에 의한 의치상용 레진의 전단굴곡강도 변화

각 시편의 전단굴곡강도를 측정하여 평균값을 구하였고 ANOVA test와 Duncan's multiple range test로 분석하였다(표9-14).

실험재료들간의 전단굴곡강도는 K-33, Vertex RS와 SC사이에는 유의한 차이가 없었고, 이들과 Tokuso

Rebase와 Kooliner간에는 유의한 차이가 있었으며 ($p < 0.01$), Kooliner가 가장 작았다(표9).

Tissue conditioner 적용 후 동일한 의치상용 레진으로 첨상한 III군과 IV군의 전단굴곡강도는 K-33(표10), Vertex RS(표11), Vertex SC(표12)와 Tokuso Rebase는 I군과 유의한 차이가 없었고($p > 0.01$)(표13), Kooliner만이 유의한 차이가 있었다($p < 0.01$)(표14).

Kooliner는 tissue conditioner 적용 후 표면을 삭제하고 첨사한 III군은 I군 전단굴곡강도의 81.1%였으며, 표면을 삭제하지 않고 첨상한 IV군은 I군 전단굴곡강도의 23.2%로 가장 작았다($p < 0.01$)(표14).

Table 8. Surface hardness of Kooliner

	Shore Hardness		Duncan's Grouping*
	Mean	S.D.	
Control	66.6(100%)	1.1	A
1Wks	4.8(7.2%)	0.8	B
2Wks	2.0(3%)	0.8	D
3Wks	2.9(4%)	0.7	C
4Wks	4.2(6.3%)	0.6	B

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.999022($p > 0.01$).

Table 9. Comparison of transverse strength(MPa) in group I.

Test material	Mean	S.D.	Duncan's Grouping*
K-33	76.35	7.73	A
Vertex RS	80.33	4.86	A
Vertex SC	77.16	5.33	A
Tokuso Rebase	63.52	5.00	B
Kooliner	51.92	4.75	C

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.795999($p < 0.01$).

Table 10. Transverse strength(MPa) of K-33.

Test material	Mean	S.D.	Duncan's Grouping*
I	76.35	77.3	A
II	75.47	8.45	A
III	75.13	9.41	A
IV	75.12	8.11	A

Table 11. Transverse strength(MPA) of Vertex RS.

Group	Mean	S.D.	Duncan's Grouping*
I	80.33	4.86	A
II	79.14	4.09	A
III	79.03	5.17	A
IV	79.71	6.76	A

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.011147($p < 0.01$).

Table 12. Transverse strength(MPa) of Vertex SC.

Group	Mean	S.D.	Duncan's Grouping*
I	77.16	5.33	A
II	77.29	6.72	A
III	75.34	5.84	A
IV	76.42	6.99	A

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.016607($p < 0.01$).

Table 13. Transverse strength(MPa) of Tokuso Rebase.

Group	Mean	S.D.	Duncan's Grouping*
I	77.16	5.00	A
II	77.29	8.67	A
III	75.34	5.83	A
IV	76.42	5.63	A

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.023221($p < 0.01$).

Table 14. Transverse strength(MPa) of Kooliner.

Group	Mean	S.D.	Duncan's Grouping*
I	51.95	4.75	A
II	51.75	3.74	A
III	12.05	2.30	C
IV	42.12	2.05	B

*Means with the same letter are not significantly different. R-Square 0.959442($p < 0.01$).

IV. 총괄 및 고안

병적으로 변화된 의치 하부 지지조직을 건강한 상태로 회복시키기 위해서는 보통 2-3주동안 의치를 장착하지 않음으로써 조직의 치유를 유도할 수 있다⁸⁾. 또

한 잘 맞지 않는 의치의 조직면 개조나 새로운 의치를 제작하는 경우에도 최종 인상 채득전 최소 48-72시간 의치를 장착하지 않아야 한다^{8, 9)}.

그러나 대부분의 환자들은 의치를 장착하지 않고 지내는 것을 원하지 않기 때문에 의치를 장착하면서도

조직 치유를 도모할 수 있는 방법으로 tissue conditioner를 이용한다⁽⁸⁻¹¹⁾.

Tissue conditioning material은 1959년에 치과계에 처음 도입되어⁽¹²⁾ 흔히 tissue conditioner material, treatment relin material, functional impression material 그리고 tissue conditioner로 불리며 폭넓은 임상적 유용성과 조작의 용이성 때문에 조직의 조정과 기능 인상 채득중에 치과계에서 광범위하게 이용되고 있다⁽⁶⁻²²⁾.

Tissue conditioner는 분말과 액의 형태로 공급되는데 기본적으로 분말은 PEMA(polyethyl methacrylate) 또는 methyl과 isobutyl methacrylate를 갖는 ethyl의 공중합체(copolymers)이고, 액은 6-40% ethanol과 aromatic ester의 가소제(plasticizer)로 구성되며 ester 가소제는 dibutyl-phthalate 혹은 butyl-phthalate-butyl-glycolate 이다⁽⁶⁻⁹⁾.

Tissue conditioner는 비록 아크릴릭 중합체이지만 다른 아크릴릭과 같은 형태의 중합반응은 일어나지 않고 분말과 액을 혼합시 알코올이 polymer bead간의 반데르발스힘(Van der Waals forces)을 파괴하면서 흡수되어 polymer bead를 부풀게 한 후 가소제와 bead 사이로 확산되어 겔(gel)이 형성되는 반응을 한다⁽⁷⁻¹⁰⁾.

McCarthy등^(8, 13)은 흔히 이용되는 3종의 tissue conditioner의 탄성계수와 비례한계를 비교 연구하여, coe-comfort는 조직 조직이 양호하고, FITT는 기능 인상 채득과 효과적이라고 하였으며, Lynal은 낮은 소성성질을 가져 사용하기에 부적합하다고 하였다.

Wilson등⁽¹⁴⁾은 2종의 tissue conditioner의 알코올 소실속도를 gas chromatography로 분석하여 알코올 소실량은 알코올 함유가 많은 재료가 초기 소실량이 많으며, 모든 재료에서 알코올이 소실되는 상대속도는 비슷하다고 하였다.

Ferrell등⁽¹¹⁾은 에틸 알코올과 같은 고분자량의 알코올은 유출되는 속도가 낮아서 tissue conditioner의 소성성질을 오래 유지시킨다고 하였다.

Ward⁽¹²⁾은 tissue conditioner의 압류(flow)는 최초 부하에서 부하를 가한 후 3분 사이에 최고의 압류속

도(flow rate)를 가지며 그 이후에도 압류는 지속되지만 압류되는 양과 속도는 적다고 하였다. 또한 재료를 혼합한 후 구강내에 적용하는 시간이 지연되면 tissue conditioner의 총 압류량은 감소된다고 하였다.

Qudah등⁽⁷⁾은 tissue conditioner가 접촉하는 레진 의치상의 물리적 성질을 변화시켜 자가중합레진의 경우 항복강도를 약 20% 감소시키나 열중합레진에 대해서는 영향이 매우 적다고 하였다.

Davis등⁽⁶⁾은 Viscogel tissue conditioner와 Coe-soft liner에 의해 자가중합레진 Coe-ret와 Peripheral seal의 전단굴곡강도가 20%까지 감소되었다고 하였으며, 열중합레진 Duraflo resin은 Viscogel tissue conditioner에 의해 유의한 파절강도의 감소는 있었지만 그 양은 매우 작고, Coe-soft liner에 의해서는 영향을 받지 않았다고 하였다.

권등⁽³⁾은 의치상용 레진의 표면경도는 열중합레진(K-33)에서 제일 높고, 가시광선 중합레진(Triad), 자가중합레진(Kooliner) 순으로 낮아졌다고 하였으며, 이등⁽⁴⁾은 의치상용 레진의 표면경도를 연구하여 가시광선중합레진(Triad)이 가장 높고, 열중합레진(K-33), 자가중합레진(Kooliner) 순으로 낮아졌다고 하였다.

본 실험에서는 시편의 표면상태를 일정하게 하기 위해 1000번의 사포로 표면을 연마하였으며, 표면경도에 대한 잔류단량체의 영향을 줄이기 위하여 1주일간의 충분한 중합 시간을 준 후 실험하였다. 또한 일반적으로 의치상의 조직면을 평균 1.5mm삭제한 후 tissue conditioner를 적용하기 때문에 본 실험에서도 원래의 시편에서 표면을 1.5mm 삭제하고(그림2-b) tissue conditioner를 적용하였다.

각 실험 재료들의 표면경도는 Vertex RS가 가장 높고 K-33, Tokuso Rebase, Vertex SC, Kooliner순으로 낮아졌으며 이는 권등⁽³⁾과 이등⁽⁴⁾의 연구결과와 일치하였다(표3). 열중합레진의 표면경도는 Vertex RS가 K-33보다 높았는데 그 이유는 Vertex RS가 K-33보다 고도로 가교된 구조를 가졌기 때문인 것으로 여겨진다.

K-33은 tissue conditioner를 1주 적용한 경우에 대조표면경도의 96%였고, 그 이후에는 지속적인 변화가 없었으며(표4), Vertex RS는 유의한 표면경도의 변

화가 없었고(표5), 이는 Davis등⁽⁶⁾과 Qudah등⁽⁷⁾의 연구결과와 일치하였다. 열중합레진은 기본적으로 PMMA로 구성되어 레진 분자 사이의 공간이 작고, 또한 이들 재료는 가교제(cross-linking agent)를 함유하여 중합시 레진은 가교(cross-linking)되어 tissue conditioner의 알코올과 가소제의 침투가 거의 불가능하다.

Vertex SC는 tissue conditioner를 3주 적용한 경우에 대조표면경도의 95.6%로 가장 낮았고, 4주째에는 약간 높아졌지만, 통계학적인 유의한 변화는 없었다(표6). 그 이유는 비록 Vertex SC가 자가중합레진이지만, 구성하는 성분이 PMMA이기 때문에 레진 분자 사이의 공간이 작아 tissue conditioner의 알코올과 가소제 침투가 거의 불가능하기 때문인 것으로 여겨진다.

Tokuso Rebase는 재료 자체의 표면경도가 Vertex SC보다 높았음에도 불구하고 tissue conditioner에 의해 계속적으로 표면경도가 낮아졌다(표7). 이는 Qudah등⁽⁷⁾의 주장과 같이 구성하는 레진 분자가 커서 알코올과 가소제가 쉽게 침투할 수 있었기 때문인 것으로 여겨진다.

Kooliner는 tissue conditioner에 의해 표면경도가 가장 크게 낮아졌으며 그 이유는 Kooliner가 isobutyl methacrylate의 단량체와 ethyl methacrylate의 중합체로 구성되어 레진 분자의 크기가 크고 레진 분자 사이의 공간이 넓어 알코올과 가소제가 쉽게 침투되기 때문이다(표8). Tissue conditioner에 의해 Kooliner의 표면경도가 Tokuso Rebase보다 심하게 낮아졌는데 Kooliner를 구성하는 레진 분자의 크기가 더 커서 가소제의 침투가 쉽고, 또한 유리전이온도가 낮기 때문인 것으로 여겨진다.

권등⁽³⁾은 의치상용 레진의 bending strength는 열중합레진(K-33)에서 제일 크고, 가시광선중합레진(Triad), 자가중합레진(Kooliner)순으로 감소된다고 하였다. 이등⁽⁴⁾은 의치상용 레진의 전단굴곡강도는 열중합레진(K-33)이 가장 크고, 자가중합레진(Kooliner)과 가시광선중합레진(Triad)은 유의한 차이가 없다고 하였다. 김등⁽⁵⁾은 의치상용레진의 파절강도를 측정하여 열중합레진(Lucitone)의 파절강도가 가

장 크고, 다음이 가시광선중합레진(Triad)이었고, 자가중합레진(Kooliner)이 가장 작다고 하였다. 이들은 또한 열중합레진 의치상에 열중합레진을 침상시 파절강도가 작아지며 이는 기공과정상의 문제, 레진단량체의 존재와 수분의 오염등으로 인하여 중합이 균일하게 이루어지지 않아 레진과 파절강도가 감소된다고 하였다.

Berge⁽²³⁾, Schoonover등⁽²⁴⁾과 Morrow등⁽²⁵⁾은 레진과 레진 사이의 결합은 화학적 결합이 일어나며 결합력을 방해하는 주된 원인은 불완전한 왁스 제거에 의한 왁스 잔유물, 레진 분리제의 오염이 주요 원인이라고 하였다. 또한 Economou등⁽²⁶⁾은 이중의 레진 사이에는 실질적인 화학적 결합이 일어나지 않는다고 하였다.

본 실험에서 이용한 의치상용 레진들의 전단굴곡강도는 K-33, Vertex Rs, Vertex SC 사이에는 유의한 차이가 없었고, 이들과 Tokuso Rebase와 Kooliner 간에는 유의한 차이가 있었으며($p < 0.01$), Tokuso Rebase와 Kooliner가 작았고, Kooliner가 가장 작았으며, 이는 권등⁽³⁾과 이등⁽⁴⁾의 연구결과와 일치하였다(표9). 열중합레진 Vertex RS와 자가중합레진 Vertex SC사이에는 전단굴곡강도의 차이가 없었으며, 이는 Berge⁽²³⁾의 연구결과와 일치하였다. 모든 실험레진에서 I군과 tissue conditioner를 적용하지 않고 통법으로 침상한 II군 사이에는 전단굴곡강도의 유의한 차이가 없었으며, 이는 권등⁽³⁾과 김등⁽⁵⁾의 연구결과와는 달랐다. 그 이유는 침상할 레진시편들을 침상전 사포작업과 sand blasting에 의해 레진간의 결합이 더욱 강해졌기 때문인 것으로 여겨진다.

Tissue conditioner 적용 후 이것을 제거하고 접촉했던 부분에 동일한 재료로 침상한 III군과 IV군의 전단굴곡강도는 Kooliner에서만 유의한 차이가 있었으며(표14), 열중합레진(표10, 11) 뿐 아니라 자가중합레진 Vertex SC(표12)와 Tokuso Rebase(표13)도 레진 의치상의 침상에 의한 전단굴곡강도 차이가 없었다. 이는 Vertex SC와 Tokuso Rebase(표13)도 레진의 의치상의 침상에 의한 전단굴곡강도 차이가 없었다. 이는 Vertex SC와 Tokuso Rebase가 자가중합레진이지만 tissue conditioner에 의한 물리적 성질 변화가

접촉하는 레진 표면에만 국한되어 변화된 부분이 침상을 위한 가공 과정에서 없어졌기 때문인 것으로 여겨진다. 따라서 tissue conditioner 적용 후 레진 의치상을 침상할 때 tissue conditioner가 의치상용 레진의 결합력에 영향을 미치지 않는 것으로 여겨진다.

Kooliner는 tissue conditioner를 제거하고 표면을 1.5mm삭제한 후 침상한 IV군에서는 전단굴곡강도가 I군의 81.1%였고, tissue conditioner만 제거하고 침상한 III군은 심한 유연성 때문에 시편이 파절되지 않고 휘어져 전단굴곡강도 측정이 불가능 하여 항복강도를 이용하였고, 강도는 I군의 76.8%였다(표14). Tissue conditioner 적용 후 Kooliner의 전단굴곡 강도가 작아진 이유는 가소제에 의한 소성때문이며 tissue conditioner 적용에 의한 침상재와의 결합력의 감소에 의한 것은 아닌 것으로 여겨진다.

이상에서 살펴본 바와 같이 의치상용레진에 tissue conditioner를 적용하면 레진 분자 사이의 공간으로 tissue conditioner의 알코올과 가소제가 침투하여 유리전이온도를 낮추고, 레진을 소성시켜 쉽게 휘어지게 만든다. 이러한 영향은 Tokuso Rebase와 Kooliner 같은 구강내에서 직접 침상하는 자가중합레진에는 크지만 열중합레진과 같은 PMMA로 구성된 의치상용 레진의치상에 tissue conditioner를 적용한 후 의치상과 동일한 레진으로 침상시 레진 사이의 결합강도에 tissue conditioner는 영향을 주지 않으며, tissue conditioner 적용 후 Kooliner의 전단굴곡강도가 낮은 것은 가소제에 의한 레진의 소성 때문이다. 따라서 Tokuso Rebase와 Kooliner같이 구강내에서 직접 침상하는 자가중합레진에 tissue conditioner를 적용하는 것은 의치상의 변형을 초래할 수 있으므로 반드시 이들 자가중합레진은 모두 삭제한 후 tissue conditioner를 적용하여야 하겠다.

V. 결론

Tissue conditioner가 수종의 의치상용 레진의 물리적 성질에 미치는 영향을 알아보기 위하여 표면경도 변화 및 전단굴곡강도를 측정하였다. 표면경도 변화를

알아보기 위하여 65×10×10mm크기의 시편을 제작하고 tissue conditioner 적용 후의 시간 경과에 따른 변화를 관찰하였다. 전단굴곡강도 측정을 위한 시편으로 65×10×3mm크기의 대조군, 65×10×1.5mm크기의 시편에 통법으로 침상한 군, 65×10×3mm의 시편에 tissue conditioner 적용 후 표면을 1.5mm삭제하고 침상한 군등으로 나누어 전단굴곡강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 열중합레진 Vertex RS와 자가중합레진 Vertex SC의 표면 경도는 tissue conditioner의 영향을 받지 않았다($p>0.01$).
2. 열중합레진 K-33, 자가중합레진 Tokuso Rebase와 Kooliner의 표면경도는 tissue conditioner에 의해 낮아졌고($p<0.01$), K-33은 조금 낮아졌고, Tokuso Rebase는 지속적으로 낮아졌으며, Kooliner는 초기에 심하게 낮아졌다.
3. Kooliner를 제외한 모든 의치상용 레진의 전단굴곡강도는 대조군과 tissue conditioner 적용 후 침상한 군들 사이에 통계학적인 유의한 차이가 없었다.

참고 문헌

1. Boucher C. O : The relining of complete dentures. J Prosthet Dent 30(4) : 521-526, 1973
2. Ortman H. R. Ortman L. L. : Denture refitting with today's concepts and materials. Dent Clin North Am 19 : 269-290, 1975
3. 권용원 조인호 : 의치상 재이상재의 물리화학적 성질에 관한 연구, 대한치과보철학회지 29(1) : 193-201, 1990
4. 이창한, 김영수 : 수중 레진으로 의치상 조직면 개조시 의치상의 크기 변화와 물리적 성질 및 상태 비교 연구. 대한치과보철학회지 28(1) : 25-41, 1990.
5. 김정현, 배정수, 한동후 : 침상면 오염이 레진 의치상의 파절강도에 미치는 영향. 대한치과보철학회지 31(1) : 11-19, 1993
6. Davis D. M., Cormichael R. P. : The plasticizing

- effect of temporary soft lining materials on polymerized acrylic resins. *J Prosthet Dent* 60(4) : 463-466, 1933
7. Qudah S., Harrison A., Huggett R. : Soft lining materials in Prosthetic Dentistry : A Review. *Int J prosthodont* 3(5) : 477-483, 1990
 8. McCarthy J. A., Moser J. B. : Tissue conditioning and functional impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 28(2) : 239-251, 1984
 9. McCarthy J. A., Moser J. B. : mechanical Properties of tissue conditions. Part I : Theoretical considerations, behavioral characteristics, and tensile properties. *J Prosthet Dent* 40(1) : 87-89, 1978
 10. Klein I. E., Lennon C. A. : A comprehensive approach to tissue conditioning for complete dentures. *J Prosthet Dent* 51(2) 1994 : 147-151, 1984
 11. Farrel D. J : Tissue conditioning and tissue conditioners. *Dent Clin North Am* 19(2) : 255-268, 1975
 12. Ward J. E. : Effect of time lapse between mixing and loading on the flow of tissue conditioning materials. *J Prosthet Dent* 40(5) : 499-508, 1978
 13. McCarthy J. A., moser J. B. : Mechanical properties of tissue conditioners. Part II : Creep characteristics. *J Prosthet Dent* 40(3) : 334-342, 1978
 14. Wilson J. : In Vitro loss of Alcohol From Tissue Conditioners. *Int J Prosthodont.* 5(1) : 17-21, 1992
 15. Douglas W. H. : Resilient lining materials and tissue conditioners. *Biocompatibility and dental materials Vol, IV* : 151-161
 16. American Dental Association : Resilient and treatment reliner. 113-115, *Dentist's desk reference*(First Edition)
 17. Gonzalez J. B. : Use of Tissue conditioners and Resilient Liners. *Dent Clin North Am* 21(2) : 249-259, 1977
 18. Robinson J. G., McCobe J. F. : Creep and stress relaxation of soft denture liners. *J Priosthet Dent* 48(2) : 135-140, 1982
 19. Baumen R. : Chairside modification of dentures for tissue conditioning materials. *J Priosthet Dent* 40(2) : 225-226, 1978
 20. Mahmound K. : Assessment of tissue conditioning materials for functional impressions. *J Prosthet Dent* 42(4) : 376-380, 1979
 21. Timo R., Kaj L. : Two New Tissue Conditioners and Their Ability to Rerproduce Undercuts. *Proc Finn Dent Soc* 69 : 105-109, 1973
 22. Chase W. W. : tissue conditioning utilizing dynamic adaptive stress. *J Prosthet Dent* 11(5) : 804-814, 1961
 23. Berge M. : Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta Odontol Scand*, 41 : 187-191, 1983
 24. Schoonover I.C., Fischer T.E., Serio A.F., Sweeny A.B. : Bonding of plastic teeth to heat cured denture base resins. *J Am Dent Assoc* 44 : 285-287, 1952
 25. Morow R. M., Matwas F. M. : Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent* 39(5) : 565-568, 1978
 26. Economou P. N., Fischer T. E., Castleberry D. J. : Bonding strength of bimaterial acrylic resin combinations. *J Prosthet Dent* 44(6) : 604-607, 1980

=Abstract=

THE PHYSICAL EFFECT OF TISSUE CONDITIONER ON POLYMERIZED ACRYLIC RESINS

Dong-Ju Kang, Chang-Mo Jung, Young-Chan Jeo

Dept. of prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University

The purpose of this study was to investigate the physical effect of tissue conditioner on polymerized acrylic resins. Surface hardness and transverse strength were measured for evaluating physical effect of tissue conditioner on polymerized acrylic resins.

1) To measured surface hardness, the resin specimens($65 \times 10 \times 10$ mm size) of each resin material were made, applied tissue conditioner, stored in 37°C water for 1week, and changed tissue conditioner every week for 3 weeks. Surface hardness was measured every week with Shore hardness tester for 4 weeks.

2) To measured transverse strength, the resin specimens($65 \times 10 \times 3$ mm size & $65 \times 10 \times 1.5$ mm) of each resin material were made. The specimens were divided into four groups, and measured by universal testing machine.

Group I(control group) : The resin specimens were stored in 37°C water for 5 weeks.

Group II : The resin specimens were stored in 37°C water for 5 weeks, and relined in 1.5mm thickness with same resin.

Group III : The resin specimens were stored in 37°C water for 1 week, applied tissue conditioner in 1.5mm thickness, stored in 37°C water for 1 week, changed tissue conditioner and water every week for 3 weeks, removed tissue conditioner, reduced 1.5mm thickness from resin surface which was applied tissue conditioner, and relined in 1.5mm thickness with same resin.

The following conclusions were obtained :

1. Surface hardness changes of Vertex RS and Vertex SC were not different significantly($p>0.01$).
2. Surface hardness of K-33, Tokuso rebase, and Kooliner were decreased($p<0.01$).
3. With the exception of Kooliner, transverse strength of all resin materials between control group and groups which applied with tissue conditioner were not different significantly($p>0.01$).