

4종 아크릴릭 레진 인공치의 물리적 성질에 관한 비교

조선대학교 치과대학 보철학교실, 치과재료학교실*

황종우, 정재현, 고영무*

1. 서론

의치는 의치상, 인공치 및 유지장치로 구성되어 있으며 그 중에서 인공치는 음식을 저작하기 위한 필수 불가결한 구조물이다. 인공치에는 아크릴릭 레진치와 도재치가 있으며 최근까지도 치과의사는 인공치를 선택하는데 있어서 많은 고심을 하는 경우가 적지 않다. Khan 등⁽³²⁾은 치과 의사가 인공치를 선택하는 기준은 제품에 다른 마모율의 차이는 거의 없었으므로 개인 선호도와 심미성에 비중을 둔다고 하였다. Craig⁽⁹⁾는 도재치와 아크릴릭 레진치의 장점을 모두 갖춘 재료가 이상적이라고 하였으며, Schulta⁽⁶¹⁾는 아크릴릭 레진치를 장착한 환자의 경우, 저작능률이 26-33% 정도 감소하였으나 환자들의 대부분이 아크릴릭 레진치를 선호한다고 하였으며 그 이유로 의치상용 아크릴릭 레진과 화학적 결합이 우수하고 교합조정시 형태수정이 용이하며 파절에 대한 저항성이 있고 특히 교합음의 발생이 없기 때문⁽³⁾이라고 하였다. 아크릴릭 레진치는 총의치와 가철성 국소의치에 널리 사용되고 있으며 지속적인 연구개발을 통하여 기능성과 심미성에서 향상되고 있으나 아크릴릭 레진치는 도재치보다 쉽게 마모되는 단점을 갖고 있는 것으로 알려져 있다.

인공치의 마모는 치과의사 뿐만 아니라 환자에게도 임상적으로 매우 중요한 문제이기 때문에 다

른 물성보다 많은 연구의 초점이 마모성에 집중되고 있다. 특히 구치부의 인공치 마모는 교합고경의 감소, 교합형태의 변화에 의한 저작능률의 저하, 교합의 부조화 등의 원인이 되고 힘의 균형이 상실되어 유지력이 감소되며, 많은 응력이 집중되어 골흡수를 촉진하고 의치상의 파절을 일으킨다^(45, 62, 73).

마모는 고체, 액체, 혹은 기체와 접촉하여 발생하는 기계적 작용에 의해 물체의 표면으로부터 물질이 점차로 상실되어가는 과정이라고 정의⁽¹⁵⁾할 수 있으며 구강내의 마모는 여러 요소가 관련 된 복잡한 현상이므로 마모 기전에 대한 지식은 거의 없고 물질의 어떤 특성이 마모과정과 관련이 있는지 정확히 잘 알려져 있지 않다. 인공치의 마모는 대합치와의 접촉에 의해서만 생기는 것이 아니고 음식을 씹을 때 인공치 사이에 낀 식품과의 접촉에 의해서 마모되며, 환자의 저작형태, 저작력, 인공치의 사용빈도 및 식이습관에 따라서 마모율이 달라진다^(17, 19, 65).

마모 저항성을 향상시키기 위한 연구가 많이 진행되었는데 아크릴릭 레진치의 교합면을 금으로 수복하면 마모저항 및 완충효과(cushion effect)를 기대할 수 있을 뿐만 아니라 도재치에 견줄만한 저작능률이 향상된다고 하였으며 또한 이러한 효과들을 얻기 위하여 도재, 아말감 및 금속을 아크릴릭 레진치의 교합면에 삽입하는 방법이 있다고 하였다⁽³⁶⁾.

최근에는 아크릴릭 레진치와 도재치의 단점을 최소화하고 내마모성을 개선한 새로운 형태의 인공치 즉, 가교결합된 침투형 망상구조(interpenetrating polymer network : IPN)로 이루어진 경질 아크릴릭 레진치가 시판되어 마모성⁽⁶⁹⁾, 파절성 및 의치상용 아크릴릭 레진과의 결합성에 대한 검토가 진행되고 있다. IPN은 이차교차중합체(second cross-linked polymer)에 의해서 가교결합되어 삼차원적 망상구조(threedimensional network)를 이루는 중합체이고 화학적 결합이 파절되지 않고서는 서로 분리되지 않으며 물성이 증가된 침투형 망상구조(IPN)이므로 재래식 인공레진치에 비하여 마모 저항성이 향상되었음을 보고하고 있다⁽⁴⁹⁾. Smith⁽⁶³⁾는 IPN이 재래식 아크릴릭 레진치보다 마모 저항도가 높다고 보고하였으며, IPN은 물성이 증가된 아크릴릭 레진치이기 때문에 도재치보다 잘 부서지지 않고 취성이 적으므로 도재치와 아크릴릭 레진치의 대체 재료로 적당하다고 한 Coffey 등⁽⁷⁾의 보고도 있었다.

그러나, 경질 아크릴릭 레진치의 물성에 관한 구체적인 보고는 국내에서 드물었으므로 본 연구에서

는 이러한 관점에서 이미 시판되고 있는 3종의 경질 아크릴릭 레진치 즉, SR-Orthosit posterioresR(Ivoclar Co., Liechtenstein), Endura PosterioR(Shofu Inc. Japan), Trubyte IPN teethR(Dentsply Intemational Inc., York)와 1종의 재래식 아크릴릭 레진치(Trubyte BiotoneR, Dentsply Intemational Inc., Brazil)를 실험대상으로 하여 마모성을 중심으로 비교 연구하고 그 외에 표면경도 및 시차주사열량의 특성(differential scanning calorimeter : DSC)을 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험 재료

본 실험에 사용한 인공치의 코드명과 제조회사는 Table 1과 같으며 인공치는 시판되고 있는 경질 아크릴릭 레진 인공치 3 종과 이와 비교를 위해 재래

Table 1. The first molar artificial resin teeth used in this study

Product Name	Type	Manufacturer	Kinds of treatment	Code
SR-Orthosit Posteriores	high strength	Ivoclar	No	SN
			Thermocycling	ST
			Thermocycling+Cledent	STC
Endura Posterio	high abrasion resistance	Shofu	No	EN
			Thermocycling	ET
			Thermocycling+Cledent	ETC
Trubyte IPN teeth	IPN	Dentsply	No	IN
			Thermocycling	IT
			Thermocycling+Cledent	ITC
Trubyte Biotone	conventional	Dentsply	No	BN
			Thermocycling	BT
			Thermocycling+Cledent	BTC

식 아크릴릭 레진 인공치 1종을 선택하였다. 동일한 실험조건을 위해 상악 제 1 대구치를 사용하였다.

2. 실험방법

전처리 없이 인공치를 시판상태로 실험하는 경우와 열변환기(Thermocycling Machine, 東京技研 K 178, Fig. 1)를 사용하여 5℃와 55℃의 열변환을 60초씩 1,000회 시행한 경우 및 의치청결제(Cledent[®], 東亞製藥)1정을 넣은 150ml의 수용액이 들어있는 비이커에 열변환시킨 치아를 8시간 동안 담그고 새로 교환한 의치청결제 수용액에 계속 담구어 새로 교환한 의치청결제 수용액에 계속 담구어 총 240시간 동안 1대금 경우, 3가지로 구분하여 아래와 같은 실험을 하였다. 인공치를 무수유산 칼슘을 넣은 건조기에 넣고 37±2℃로 유지, 48시간이 경과한 후 건조기에서 꺼내 질량(g)을 유효숫자가 소숫점이하 네자리수로 정밀하게 측정하였다.

1) 마모량의 측정

교합면의 크기가 같고 교두각이 같은 4종의 레진 인공치인 상악 제 1 대구치를 각각 10개씩 선택하였다. 에폭시 레진을 크기가 20mm x 40mm x 10mm인 경석고로 만든 주형에 주입한 후에 폭시 레진이 경화되기 전에 개래 레진 인공치의 교합면이 에폭시 레진의 주형 수평면 위로 5mm가 돌출되도록 매몰하여 레진블럭 시편을 제작하였다(Fig. 2).

치솔마모시험기(Toothbrush abrasion machine, 東京技研, K 236, Fig. 3)를 이용하여 인공치와 치솔사이에 마모제를 넣지 않는 이체마모시험(twobody abrasion method)을 시행하였다. 치솔은 식모부의 크기가 대형이고 4열을 갖고 있으며 반경이 0.010 inch인 부드러운 나일론 강모를 갖는 치솔(Oral-B p-60[®], Australia)을 사용하였다. 마모 시험은 치솔이 인공치의 교합면에 접촉하도록 고정하고 접촉할 때는 하중이 400g, 치솔이 왕복운

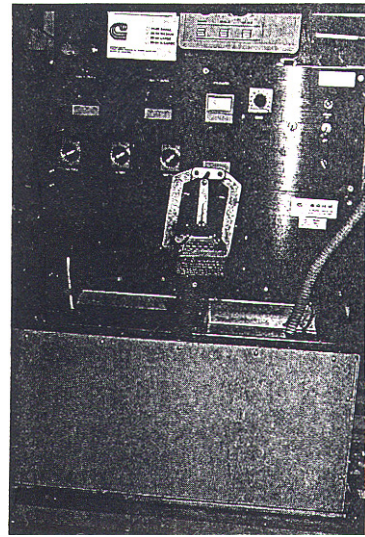


Fig. 1. Thermocycling machine (東京技研, K 178)

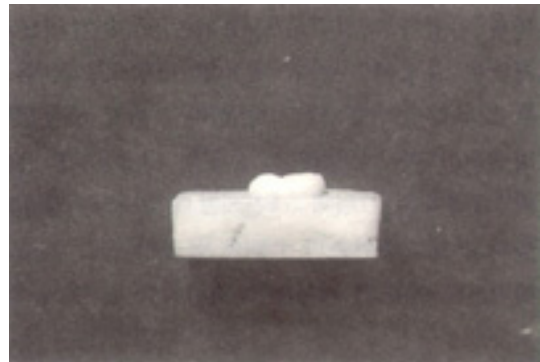


Fig. 2. Epoxy resin block used in this study

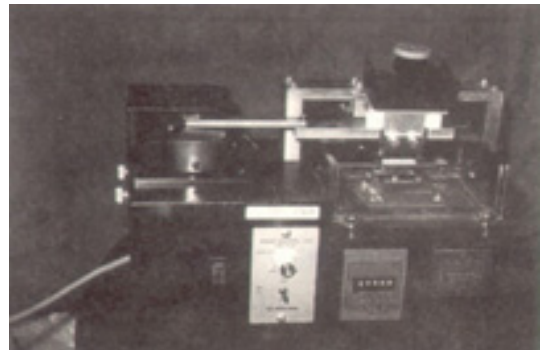


Fig. 3. Toothbrush abrasive machine (東京技研, K 236)

동하는 동작범위(stroke)를 50mm, 칫솔왕복속도는 분당 120회 왕복, 칫솔의 브러싱횟수는 30,000회와 60,000 회로 하였다. 30,000 회의 마모시험이 끝날 때마다 칫솔마모시험기의 칫솔을 교체하였다.

마모시험 전의 시편무게에서 마모시험 후의 시편무게를 뺀 무게감소 측정법(weight loss technique)을 사용하여 104g까지 측정할 수 있는 전자저울(electronron analytic balance, SARTORIUS, Model A200S, Fig. 4)로 아크릴릭 레진 인공치와 칫솔의 마모량을 측정하였다.

2) 경도의 측정

교합면의 협측교두가 1mm 정도만 보이게 하여 아크릴릭 레진치를 경석고에 매몰하였다. 석고가 경화된 후 교합면을 평행으로 삭제하고 교합면을 주수하에 #1000부터 #1500연마포를 사용하여 순차 연마한 후 시편을 제작하였다. 측정온도 $25 \pm 0.5^\circ\text{C}$, 상대습도 50%인 항온항습실에서 미세경도측정기(Microhardness Tester, Model : DMH-2, Matsuzawa Seiki Co., Ltd, Japan, Fig. 5)를 사용하고 하중 50-100g, 부하시간 10-15초의 조건으로 누프경도(Knoop hardness number : KHN)를 구하였다. 각각의 아크릴릭 레진 인공치마다 협측교두의 세 부위에서 경도를 측정하여 평균값을 구하였다.

3) 시차주사열량의 측정

각 인공치의 법랑질 부분을 30-50mg 을 취하여 aluminum sample pan에 넣고 아르곤(Ar) 기체 분위기하에서 실온부터 500°C 까지 $10^\circ\text{C}/\text{sec}$ 의 속도로 가열하였다. 사용한 장비는 Dsc-1500 (Polymer Laboratory, UK, Fig. 6)이었으며 납(Pb), 아연(Zn), 인듐(In), 사파이어 등을 이용하여 측정하였다.



Fig. 4. Electron analytic balance(SARTORIUS, A200S)



Fig. 5. Microhardness tester(Model : DMH-2, Matsuzawa Seiki Co., Ltd., Japan)



Fig. 6. Differential scanning calorimeter .(DSC-1500, Polymer Lab., UK).

III. 실험성적

1. 마모량

1) 인공치의 마모량

Table 2, 3과 Fig. 7에서 본 바와 같이 인공치의 종류에 따른 마모량을 분석한 결과 30,000회의 경

우, 전처리를 하지 않은 인공치에서는 Endura Posterior의 마모량이 제일 많았고($p < 0.01$), Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone, SR-Orthosit Posteriores 순으로 많았으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p > 0.01$). 열변환시킨 인공치에서는 Endura Posterior의 마모량이 가장 적었고 SR-Orthosit Posteriores, Trubyte Biotone, Trubyte IPN teeth 순으로 마모량이 적었다($p < 0.01$).

열변환시킨 인공치를 의치청결제(Cledent[®]) 용액에 담근 경우에는 Endura Posterior와 Trubyte IPN teeth의 마모량, 그리고 Trubyte Biotone과 SR-Orthosit Posteriores가 같았다. ($p < 0.01$). 60,000회의 경우, 전처리를 하지 않은 인공치에서는 Endura Posteriores가 마모 저항성이 제일 낮았고 Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone, SR-Orthosit Posteriores 순으로 감소하였다($p < 0.01$). 열변환시킨 인공치에서는 Endura Posterior가 마모 저항성이 현저하게 높았으며($p < 0.01$), SR-

Table 2. Weight loss(mg) of artificial resin teeth after abrasion(Mean±Standard deviation)

Code	30,000 strokes	60,000 strokes
SN	0.467±0.137	0.683±0.223
ST	0.717±0.117	1.133±0.163
STC	0.767±0.082	1.700±0.200
EN	0.850±0.084	0.983±0.117
ET	0.400±0.110	0.617±0.098
ETC	0.900±0.126	1.467±0.186
IN	0.700±0.245	0.933±0.250
IT	1.117±0.256	1.517±0.376
ITC	0.900±0.063	1.283±0.098
BN	0.583±0.041	0.700±0.063
BT	0.817±0.214	1.300±0.281
BTC	0.767±0.186	1.217±0.248

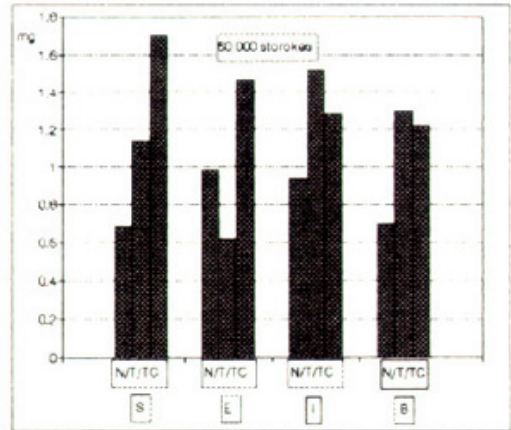
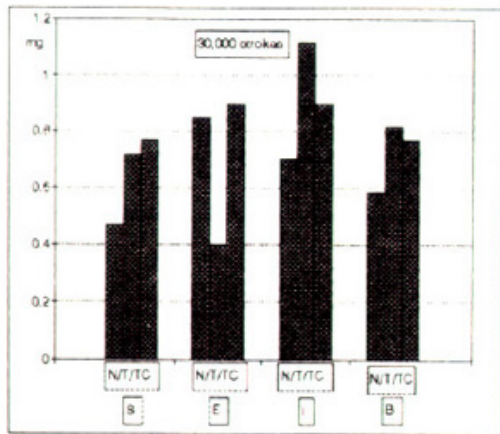


Fig. 7. Weight loss(mg) of artificial resin teeth after abrasion.

Orthosit Posteriores, Trubyte Biotone, Trubyte IPN teeth 순으로 증가하였으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p>0.01$). 열변환시킨 인공치를 의치청결제(Cledent[®]) 용액에 담근 경우에는 SR-Orthosit Posteriores의 마모 저항성이 가장 낮았으며 Endura Posterior, Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone 순으로 감소하였으나 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다($p>0.01$).

인공치의 처리 조건에 따른 마모량을 분석해보면 왕복운동 30,000회의 경우, SN은 ST, STC보다 마모 저항성이 높았고($p<0.01$) BN, BTC BT 순으로 마모 저항성이 높았으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었고($p>0.01$), ET는 EN, ETC보다 마모 저항성이 높았으며($P<0.01$), IN은 IT보다 마모 저항성이 높았고(0.01), ITC는 IT보다 마모 저항성은 높았으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p>0.01$). 60,000회의 경우, SN은 ST, STC보다 뚜렷하게 마모 저항성이 높았으며($p<0.01$), BN은 B, BTC보다 마모 저항성이 약간 높고($p<0.01$) BTC는 BT보다 마모 저항성이 약간 높았으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p>0.01$). ETC는 EN, ET보다 마모 저항성이 낮았으며($P<0.01$), In

은 IT보다 마모저항성이 높고($p<0.01$) ITC는 IT보다 마모 저항성은 높았으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($P>0.01$). 마모횟수를 60,000회로 증가시킨 경우, 전처리를 하지 않은 인공치에서는 Trubyte Biotone과 Trubyte IPN teeth의 마모량은 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p>0.01$). 열변환시킨 인공치와 열변환시킨 후에 의치청결제(Cledent[®]) 용액에 담근 인공치에서는 4종의 인공치의 마모량이 증가하였다($p<0.01$). 본 실험에서는 ANOVA test와 Student t test를 이용하여 통계적 처리를 하였다(Table 3).

2) 치술의 마모량

Table 4와 Fig. 8에서 보는 바와 같이 Endura Posterior를 제외한 3종의 인공치는 전처리를 하지 않은 인공치의 경우가 열변환시킨 인공치와 열변환시킨 후에 의치청결제(Cledent[®])에 담근 인공치보다 치술의 마모량이 더 작았다($p<0.01$). 30,000회의 경우, 4종의 인공치 중에서 SR-Orthosit Posteriores는 세 가지 경우(SN, ST, STC)에서 가장 많은 치술의 마모량을 초래하였다($p<0.01$).

Table 3. Statistical analysis of resin teeth abrasion(ANOVA test)

1) Statistical analysis for different manufactures

(1) In Case of no treatment of artificial resin teeth

① at 30,000 strokes

	SN	EN	IN	BN
SN	\	*	NS	NS
EN	*	\	*	*
IN	NS	*	\	NS
BN	NS	*	NS	\

* : $p < 0.01$, NS : not significant

② at 60,000 strokes

	SN	EN	IN	BN
SN	\	NS	NS	NS
EN	NS	\	NS	NS
IN	NS	NS	\	NS
BN	NS	NS	NS	\

* : $p < 0.01$, NS : not significant

(2) In Case of thermocycling artificial resin teeth

① at 30,000 strokes

	ST	ET	IT	BT
ST	\	*	NS	NS
ET	*	\	NS	*
IT	NS	NS	\	*
BT	NS	*	*	\

* : $p < 0.01$, NS : not significant

② at 60,000 strokes

	ST	ET	IT	BT
ST	\	*	NS	NS
ET	*	\	*	*
IT	NS	*	\	NS
BT	NS	*	NS	\

* : $p < 0.01$, NS : not significant

(3) In Case of thermocycled with immersion in the denture cleansing solution(Cledent[®]) of artificial resin teeth

① at 30,000 strokes

	STC	ETC	ITC	BTC
STC	\	NS	NS	NS
ETC	NS	\	NS	NS
ITC	NS	NS	\	NS
BTC	NS	NS	NS	\

* : $p < 0.01$, NS : not significant

② at 60,000 strokes

	STC	ETC	ITC	BTC
STC	\	NS	*	*
ETC	NS	\	*	*
ITC	NS	NS	\	NS
BTC	NS	NS	NS	\

* : $p < 0.01$, NS : not significant

2) Statistical analysis for treatment method

(1) at 30,000 strokes

① SR-Orthosit Posteriores

	SN	ST	STC
SN	\	*	*
ST	*	\	*
STC	*	*	\

*:p<0.01, NS: not significant

② Endura Posterior

	EN	ET	ETC
EN	\	*	*
ET	*	\	*
ETC	*	*	\

*:p<0.01, NS: not significant

③ Trubyte IPN teeth

	IN	IT	ITC
IN	\	*	NS
IT	*	\	NS
ITC	NS	NS	\

*:p<0.01, NS: not significant

④ Trubyte Biotone

	BN	BT	BTC
BN	\	*	*
BT	*	\	NS
BTC	*	NS	\

*:p<0.01, NS: not significant

(1) at 60,000 strokes

① SR-Orthosit Posteriores

	SN	ST	STC
SN	\	*	*
ST	*	\	*
STC	*	*	\

*:p<0.01, NS: not significant

② Endura Posterior

	EN	ET	ETC
EN	\	*	*
ET	*	\	*
ETC	*	*	\

*:p<0.01, NS: not significant

③ Trubyte IPN teeth

	IN	IT	ITC
IN	\	*	NS
IT	*	\	NS
ITC	NS	NS	\

*:p<0.01, NS: not significant

④ Trubyte Biotone

	BN	BT	BTC
BN	\	*	*
BT	*	\	NS
BTC	*	NS	\

*:p<0.01, NS: not significant

3) Statistical analysis for strokes from 30,000 strokes to 60,000 strokes (Student 1 test)

① SR-Orthosit Posteriores

	SN	ST	STC
SN	NS	\	\
ST	\	*	\
STC	\	\	*

*:p<0.01, NS:not significant

② Endura Posteriores

	EN	ET	ETC
EN	NS	\	\
ET	\	*	\
ETC	\	\	*

*:p<0.01, NS:not significant

③ Trubyte IPN teeth

	IN	IT	ITC
IN	NS	\	\
IT	\	NS	\
ITC	\	\	*

*:p<0.01, NS:not significant

④ Trubyte Biotone

	BN	BT	BTC
BN	*	\	\
BT	\	*	\
BTC	\	\	*

*:p<0.01, NS:not significant

Table 4. Weight loss(mg) of toothbrush after abrasion(Mean±Standard deviation)

Code	30,000 strokes	60,000 strokes
SN	8.467±0.635	16.650±1.166
ST	10.533±0.812	22.833±0.609
STC	11.000±1.704	23.600±1.170
BN	7.233±0.948	13.367±0.965
BT	9.867±0.802	20.100±2.412
BTC	10.333±1.885	20.867±0.582
EN	8.167±0.225	16.800±0.834
ET	9.433±1.968	17.500±0.358
ETC	8.133±0.186	16.700±0.179
IN	6.767±1.346	13.667±0.683
IT	8.467±0.940	19.500±0.537
ITC	9.667±0.956	20.733±0.628

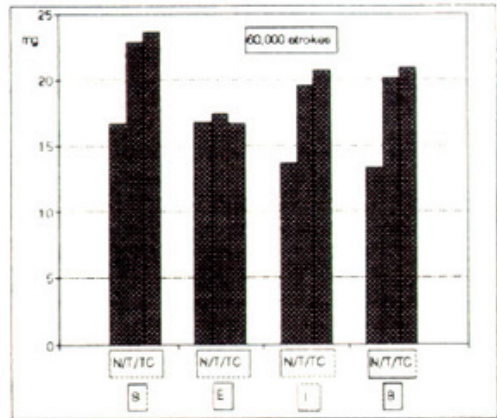
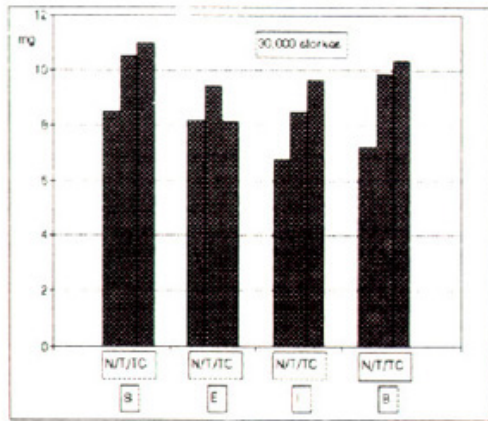


Fig. 8. Weight loss(mg) of toothbrush after abrasion.

2. 정도

4 종의 아크릴릭 레진 인공치에서 인공치의 처리 조건에 관계없이 정도값이 거의 비슷하였으며 SR-Orthosit Posteriores, Endura Posterior, Trubyte Biotone, Trubyte IPN teeth 순으로 정도값이 컸으며 Trubyte Biotone과 Trubyte IPN

teeth의 정도값은 거의 비슷하였다($p < 0.01$, Table 5, Fig. 9).

3. 시차주사열량 측정의 분석

국소의치 또는 충의치 제작시 아크릴릭 레진의 통상적인 curing cycle 온도인 100°C 범위내에서 4 종의 인공치는 특이한 상변화나 peak가 없었고 SR-Orthosit Posteriores와 Endura Posterior는 350°C와 450°C 부근에서 흡열 peak를 보였으며 Trubyte Biotone과 Trubyte IPN teeth는 300°C와 400°C 부근에서 흡열 peak를 보였다(Fig. 10).

Table 5. Microhardness values(KHN) of artificial resin teeth(Mean±Standard deviation)

Code	Knoop Hardness Number(KHN)
SN	30.050±1.507
ST	31.233±1.693
STC	29.833±0.668
EN	23.333±1.120
ET	23.517±1.137
ETC	23.583±1.232
IN	19.500±0.632
IT	20.117±1.640
ITC	20.567±0.734
BN	20.483±0.397
BT	19.717±0.556
BTC	20.417±0.913

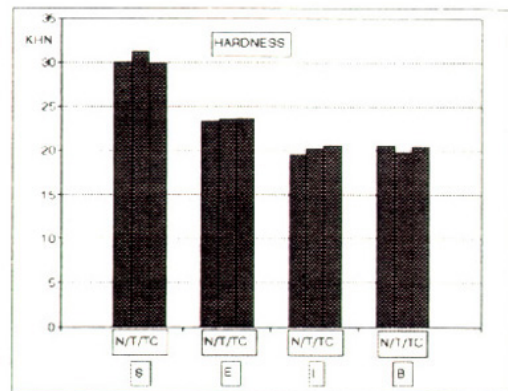


Fig. 9. Microhardness values(KHN) of artificial resin teeth.

Table 6. Statistical analysis of microhardness values(ANOVA test)

1) Statistical analysis for different manufactures

	SN	EN	IN	BN
SN	/	*	*	*
EN	*	/	NS	NS
IN	*	NS	/	NS
BN	*	NS	NS	/

* : $p < 0.01$, NS : not significant

2) Statistical analysis for treatment method

① SR-Orthosit Posteriores

	SN	ST	STC
SN	/	NS	NS
ST	NS	/	NS
STC	NS	NS	/

*: $p < 0.01$, NS: not significant

② Endura Posteriores

	EN	ET	ETC
EN	/	NS	NS
ET	NS	/	NS
ETC	NS	NS	/

*: $p < 0.01$, NS: not significant

③ Trubyte IPN teeth

	IN	IT	ITC
IN	/	NS	NS
IT	NS	/	NS
ITC	NS	NS	/

*: $p < 0.01$, NS: not significant

④ Trubyte Biotone

	BN	BT	BTC
BN	/	NS	NS
BT	NS	/	NS
BTC	NS	NS	/

*: $p < 0.01$, NS: not significant

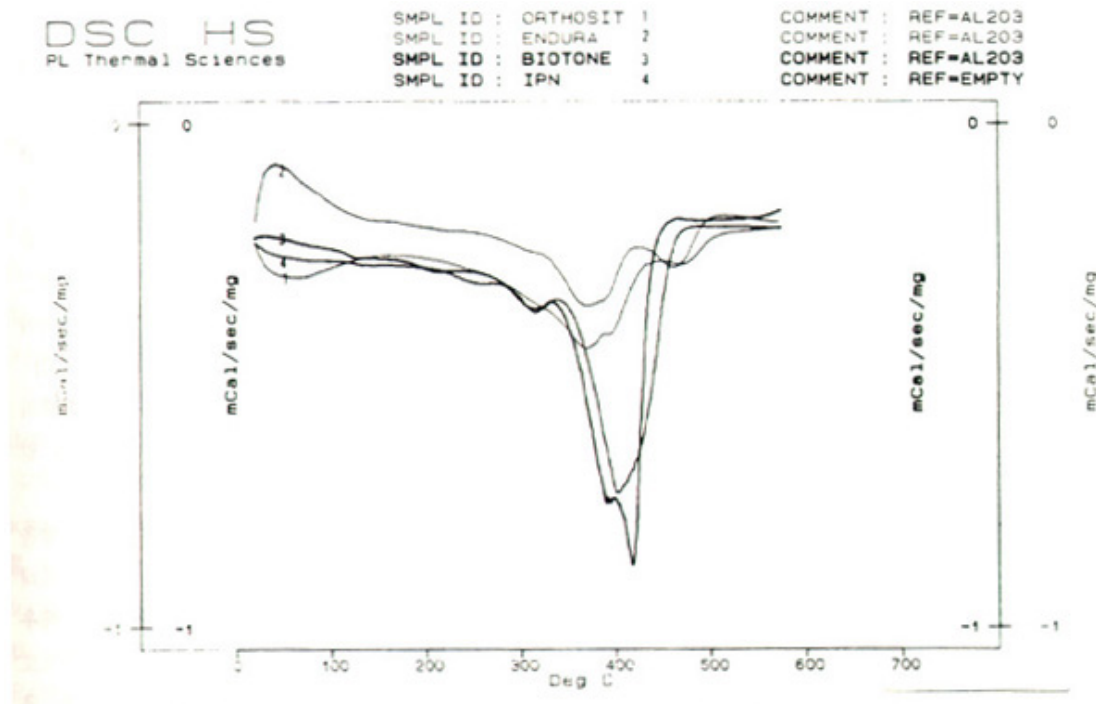


Fig. 10. Differential scanning calorimetric graph of artificial resin teeth.

IV. 총괄 및 고안

마모는 구강내에 있는 모든 물질에서 일어나는 자연스러운 과정으로 여러 요소가 관련된 복잡한 현상이다. 마모과정에는 피로(fatigue), 부착(adhesion), 마모(abrasion), 화학적 붕괴(chemical disintegration)가 동시에 일어나며⁽³⁹⁾ 마모가 급속히 진행되게 하는 관련요소는 수복물의 불충분한 과정^(5, 10), 물 흡수로 인한 접촉면적과 증가^(5, 12, 21, 26), 화학적 붕괴로 인한 연화효과(softening effect)^(12, 67) 및 표면 경도의 감소^(40, 55) 등이 있다.

아크릴릭 레진치의 마모는 치과의사들에게 매우 관심의 대상이 되고 있는데 인공 레진치의 마모는 교합수직고경의 상실, 기능 상실 및 환자의 불만을 증가시킨다고 생각하기 때문이다⁽⁴⁹⁾.

그러므로 마모성에 대한 여러 선학들의 연구가

있었으나 실험조건, 기구, 방법, 대상에 따라 결과들은 다양하고 임상적 실험과 생체의 실험의 결과가 항상 비슷하지는 않았다^(22, 48). 첫째, 마모 실험은 생체내 실험과 생체외 실험으로 구분할 수 있는데 생체내 실험은 마모에 관련된 요소들이 끊임없이 변하기 때문에 표준화하기가 어렵다⁽¹⁶⁾. 즉 시간의 소비가 많고 실험비가 비싸며 환자의 협조도가 요구되고 저작력과 저작운동이 개인간의 차이가 있으며 타액의 pH, 점주도와 섭취하는 음식 및 구강위 생상태가 다르다는 문제점⁽⁷⁾이 있으므로 임상실험의 문제점을 극복할 수 있는 생체의 실험이 개발되었다^(23, 43). 생체의 실험이 실제로 생체내에서 실험한 것과 같은 유용한 정보를 제공하기 위해서는 구강환경과 비슷한 환경에서 실험하는 것이 중요하나 아직까지 구강내의 환경을 완전무결하게 재현하는 방법은 없다⁽⁵⁹⁾. 둘째, 구강내의 환경과 유사한 조건을 만들어 기계적 장치를 이용하여 실험한 여러 연

구^(8, 13, 34)가 있는 데 미끄럼 유도마모시험기(sliding-induced wear testing apparatus)를 이용한 법^(6, 41, 54, 60), grind resistance test⁽⁵⁷⁾, reciprocating wear devices를 이용한 법⁽⁵⁷⁾, four-station slider-on-disc wear apparatus를 이용한 법^(37, 56) 및 치솔마모시험기(toothbrush abrasion machine)를 이용한 법^(46, 64, 71) 등이 있으나 기구에 따라 약간의 차이가 있다는 점이다. 본 실험에서는 치솔마모시험기를 이용하여 30,000 회와 60,000회의 마모량을 측정하였는데 Phillips 등⁽⁵¹⁾은 14,000회는 정상적인 칫솔질의 4-6년치에 해당된다고 하였으며 Heath 등⁽⁵²⁾은 75,000회는 정상적인 치아마모량의 41/2년과 동일하다고 하였으므로 본 실험의 경우도 이 정도의 기간과 유사하다고 사료된다. 세제, 마모의 정도는 마모제의 존재여부에 따라 완전히 다른 결과를 보인다⁽²³⁾는 점인데 실험하려는 마모물질 사이에 어떠한 마모제도 넣지 않는 이체마모시험법(two-body abrasion method)^(6, 31, 42, 58)과 두 개의 재료 계면에 마모제(intermediary material)을 넣는 삼체마모시험법(three-body abrasion method)^(18, 25, 28, 58)이 있으며 마모과정에는 두가지 형태가 동시에 일어난다고 하였다⁽⁶⁾. 본 실험에서는 동일한 실험조건을 부여하기 위해서 마모거동(wear behaviour)에 영향을 미치는 마모제의 작용을 배제한 이체마모시험법을 사용하였다. 네째, 마모량을 측정하는 방법이 여러가지가 있는데, 마모깊이 측정법^(6, 41, 49, 60, 69), 무게감소 측정법^(28, 44, 66, 71), 전자현미경 관찰법^(2, 15, 54, 60), profilometry^(38, 59), 입체현미경 관찰법^(30, 50, 74), 교합수직고경감소 측정법^(4, 38, 68), replica technique^(4, 14, 15, 20, 35), 컴퓨터 그래픽을 이용한 법^(4, 5, 7, 11, 70), 비중 측정법⁽²³⁾, 제척변화 측정법^(6, 47, 64), 다이알게이지 측정법^(4, 6, 72), 레이저 측정법⁽⁷⁰⁾ 등이 있다.

그 외에 실험 결과에 영향을 주는 요소에 관한 연

구를 고찰해 보면 에탄올과 물은 마모에 영향을 주고 물 흡수는 표면마모를 증가시킨다고 보고^(42, 58)하였으며 경질 레진인공치는 에탄올과 물에 담근 후에도 마모율에는 변화가 없었으나 재래식 아크릴 레진치는 마모율이 증가한다고 보고⁽⁶⁰⁾하였다. Harrison⁽²²⁾은 알코올이 레진치의 화학적 붕괴를 일으키고 용매(solvents)는 의치에 잔금(crazing)이 생기게 한다고 하였다. 본 실험에서는 의치청결제로 사용되는 Cledent[®]용액에 4 종의 인공치를 담근 후 시험한 결과 STC, ETC, ITC, BTC의 치아가 아무처리를 하지 않은 치아(SN, EN, IN, BN)보다 마모량이 많았다($p > 0.01$). 특히 SR-Orthosit Posteriores가 의치청결제의 영향으로 마모량이 뚜렷하게 증가한다는 것을 알 수 있었다($p < 0.01$).

또한 인공치의 종류에 따른 인공치의 마모량을 연구한 문헌을 고찰해 보면 Winkler 등⁽⁷¹⁾은 재래식 아크릴 레진치와 경질 레진인공치 모두 매우 우수한 마모 저항성을 나타냈으므로 임상적으로 문제가 되지 않는다고 하였으며, Roemer 등⁽⁵⁷⁾은 핸드피스 의 cutting head를 치아에 일정한 속력으로 움직여서 1초당 필요한 힘을 측정하였는데 경질 레진인공치는 재래식 아크릴 레진치에 비하여 3배 정도 더 크다고 보고하였으며 Johnson 등⁽²⁹⁾은 마모깊이를 측정된 결과 재래식 아크릴 레진치에 비하여 3배 정도 더 크다고 보고하였으며 Johnson 등⁽²⁹⁾은 마모깊이를 측정된 결과 재래식 아크릴 레진치가 경질레진 인공치보다 2배 깊었다고 하였으며 Power 등⁽⁵³⁾은 경질 레진인공치인 Biotone보다 마모 저항성이 더 크다고 주장하였다. Ogle 등⁽⁴⁹⁾은 IPN이 재래식 아크릴 레진치인 Biotone보다 마모 저항성이 더 크다고 주장하였다. Ogle 등⁽⁴⁹⁾은 IPN이 재래식 아크릴 레진치보다 마모 저항성이 높다고 하였으며 Coffey 등⁽⁷⁾은 IPN의 마모 저항성이 우수하므로 도재치나 재래식 아크릴 레진치의 대용품으로 적합하다고 하였다. Staffanou 등⁽⁶⁴⁾은 Isosit레진치는 재

래식 아크릴 레진치보다 2배의 마모 저항성을 갖고 있다고 하였으며 Von Fraungofer 등⁽⁶⁸⁾은 Isosit SR 인공치가 Bioform IPN 인공치보다 2배 정도 우수한 마모 저항성을 갖고 있다고 보고하였다. 본 실험에서는 인공치의 종류에 따른 마모량을 분석한 결과 30,000회의 경우, 전처리를 하지 않은 인공치에서는 경질 아크릴릭 레진치인 Endura Posterior의 마모량이 제일 많았으며($p < 0.01$), Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone, SR-Orthosit Posteriores 순으로 많았으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p > 0.01$). 열변환시킨 인공치에서는 Endura Posterior의 마모량이 가장 적었고 SR-Orthosit Posteriores, Trubyte Biotone, Trubyte IPN teeth 순으로 마모량이 적었다($p < 0.01$). 인공치를 열변환시킨 후 의치청결제 (Cledent[®]) 용액에 담근 경우는 Endura Posterior와 Trubyte IPN teeth의 마모량이 같았고 Trubyte Biotone과 SR-Orthosit Posteriores가 같았다($p < 0.01$). 60,000회의 경우, 전처리를 하지 않은 인공치에서는 역시 Endura Posterior가 마모 저항성이 가장 낮았고 Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone, SR-Orthosit Posteriores 순으로 감소하였으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p > 0.01$).

열변환시킨 인공치에서는 Endura Posterior가 마모 저항성이 현저하게 높았으며($p < 0.01$), SR-Orthosit Posteriores, Trubyte Biotone, Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone 순으로 증가하였으나 역시 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p > 0.01$). 열변환시킨 인공치를 의치청결제 (Cledent[®]) 용액에 담근 경우에는 SR-Orthosit Posteriores의 마모 저항성이 가장 낮았으며 Endura Posterior, Trubyte IPN teeth, Trubyte Biotone 순으로 감소하였으나 역시 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었다($p > 0.01$). 즉, SR-

Orthosit Posteriores 인공치가 의치청결제의 영향을 받아서 마모량이 가장 많이 증가하였다($p < 0.01$). 이상의 실험결과를 종합해 볼 때, 본 실험에서는 경질 아크릴릭 레진치와 재래식 아크릴릭 레진치 사이에는 유의성이 있는 마모량의 차이는 없었다($p > 0.01$).

마모도와 표면 경도와의 관계를 규명한 연구^(9, 52)를 살펴보면 Hornbogen⁽²⁷⁾은 경도의 증가는 마모 저항성을 증가시키는데 한계가 있고 대합치의 마모만 증가시킬 뿐이라고 하였으며 Aderer⁽¹⁾는 레진치의 경도는 치질보다 약간 낮으나 대합치의 마모를 유발하는 도재치보다는 오히려 적합하다고 하였다. 본 실험에서는 인공치의 종류에 따른 경도값은 SR-Orthosit Posteriores, Endura Posterior, Trubyte Biotone, Trubyte IPN teeth 순으로 경도값이 크고 SR-Orthosit Posteriores의 경도값이 현저하게 가장 컸으며 동일회사 제품인 Trubyte Biotone과 Trubyte IPN teeth의 경도값은 거의 비슷하였다($p < 0.01$). 또한 4종의 인공치중에서 SR-Orthosit Posteriores와 접촉한 치술의 마모량이 가장 많은 것은 경도값이 가장 큰 것과 연관이 있으리라 사료된다. 4종의 인공치 모두 인공치의 처리 조건에 관계없이 세 경우의 경도값이 거의 비슷하였으며($p < 0.01$) 이는 광중합형 의치상 레진을 차용액(tea solution)에 40일간 담근 후 경도측정을 한 결과 차이가 나지 않았다고 보고한 Khan등(33)의 주장과 일치하였다. 즉, 열변환이나 의치청결제는 4종의 인공치 경도값에는 아무런 영향을 미치지 않는 것으로 사료되었다.

4종의 인공치를 시차주사열량계로 분석한 결과 국소의치 또는 총의치 제작시 아크릴릭 레진의 통상적인 curing cycle 온도인 100℃범위내에서 특이한 상변화나 peak가 없었다. 이는 의치상의 중합을 위해서 가하는 열로 인해서 아크릴릭 레진 인공치의 물성 변화에는 영향이 없으므로 안전하게 사용

할 수 있다는 것을 의미한다. SR-Orthosit Posteriores와 Endura Posterior는 350℃와 450℃ 부근에서 흡열 peak를 보였으며 Trubyte Biotone과 Trubyte IPN teeth는 300℃와 400℃ 부근에서 흡열 peak를 보였다. 각각 350℃와 300℃ 부근에서 보인 peak는 인공치의 용융점으로 생각되며 450℃와 400℃ 부근에서 보인 peak는 기화에 의한 것으로 사료된다.

본 실험의 결과는 간단한 생체의 실험에서 얻어진 것이므로 마모작용이 실제로 일어나는 생체내에서는 복잡한 환경때문에 마모현상이 다르게 나타날 수 있고 여러 연구 결과마다 서로 상이하므로 앞으로 결과에 영향을 미칠 수 있는 요소를 최소화 시킨 표준화된 방법의 개발에 관하여 더 많은 연구가 필요하리라 생각된다.

V. 결론

4종의 레진 인공치를 3가지 조건으로 분류하여 즉, 전치리 없이 인공치를 시판상태로 실험한 경우, 열변환기를 사용하여 5℃와 55℃의 열변환을 60초씩 1,000회 시행한 경우 및 열변환 시킨 후 의치청결제(Cledent[®]) 1정을 넣은 150ml의 수용액에 매 8시간마다 새로운 의치청결제로 교환하여 총 240시간 동안 담근 경우로 조건을 각각 달리하여 치솔마모시험기로 인공치의 마모량과 치솔마모량을 구하였다. 또한 인공치의 경도 값(KHN)과 시차주사열량의 특성을 분석하여 다음과 같은 결과를 구하였다.

1. 전치리가 없는 인공치에서는 Endura Posterior(EN)의 마모량이 가장 많았고($p < 0.01$), Trubyte IPN teeth(IN), Trubyte Biotone(BN), SR-Orthosit Posteriores(SN) 순으로 마모량이 증가하였으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었

다($p > 0.01$).

2. Trubyte IPN teeth(IT)와 Trubyte Biotone(BT) 인공치(Dentsply社)의 마모량은 열변환에 의해서 증가하였으나 Endura Posterior(ET) 인공치는 감소하였다($p < 0.01$).

3. Endura Posterior(ETC), Trubyte IPN teeth(ITC), Trubyte Biotone(BTC) 인공치는 의치 청결제의 영향으로 마모량이 증가하였으나 통계적으로 유의할 만한 차이는 없었고($p > 0.01$), SR-Orthosit Posteriores(STC) 인공치가 가장 많은 영향을 받았다($p < 0.01$).

4. SR-Orthosit Posteriores 인공치에 접촉한 경우에서 가장 많은 치솔의 마모량을 초래하였다($p < 0.01$).

5. 4종 인공치의 경도값은 처리조건에 영향을 받지 않았으며 SR-Orthosit Posteriores 인공치의 경도값이 가장 높았다($p < 0.01$).

6. 4종의 인공치 모두에서 경도값과 마모량간에는 상관관계가 없었다($p < 0.01$).

7. 4종의 인공치는 100℃ 범위내에서는 흡열 또는 발열반응이 없었다.

이상의 결과로 볼 때, 본 실험에 사용된 4종의 인공치 마모량은 제품에 따라 약간의 차이는 있었으나 매우 소량이었고 실험조건에 따라서도 약간의 차이밖에 없었으며 경질 레진치와 재래형 아크릴릭 레진치사이의 마모량도 유의있는 차이가 없었으므로 치과 의사의 선호도, 경제적, 심미성을 고려하여 선택하면 바람직스럽다고 사료되었다.

참고문헌

1. Aderer, J., Inc. : Revolutionary Isosit., New York, J. Aderer, Inc., 1980.
2. Akpata, E.S. and Winter, P.J. : "Replication of human occlusal tooth attrition surfaces for

- scanning electron microscopic study", *J. Oral Rehabil.*, 18 : 61, 1991.
3. American Dental Association : "Dentists desk reference : Materials, instruments and equipment", 2nd ed., p 177, Chicago, 1983.
 4. Beall, J.R. : "Wear of acrylic resin teeth", *J.A.D.A.*, 30 : 252, 1943.
 5. Braem, M., Lambrechts, P., Van Doren, V., and Vangerle, G. : "In vivo evaluation of four posterior composites : quantitative wear measurements and clinical behaviour" *Dent. Mater.*, 2 : 106, 1986.
 6. Burgoyne, A.R., Nicholls, J.I., and Brudvik, J.S. : "in vitro two-body wear of inlayonlay composite resin restoratives", *J. Prosthet. Dent.*, 65 : 206, 1991.
 7. Coffey, J.P., Goodkind, R.J., Delong, R., and Douglas, W.H. : "In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 274, 1985.
 8. Craig, R.G. and Powers, J.M. : "Wear of dental tissues and materials", *Int. Dent. J.*, 26 : 121, 1976
 9. Craig, R.G. : *Restorative Dental Materials*, Ed. 6. St. Louis, The C.V. Mosby, 1980.
 10. Davidson, C.L. and Duysters, P.P.E., and De Lange, C., and Bausch, J.R. : "Structural changes in composite surface material afterdry polishing", *J. Oral Rehabil.*, 8 : 431, 1981.
 11. Delong, R., Douglas, W.H., and Pintado, M. : "Real world accuracy of computer graphics" *Dent. Mater.*, 1 : 27, 1985.
 12. Dickson, G. : "Physical and chemical properties and wear", *J. Dent. Res.*, 58 : 1535, 1979.
 13. Douglas, W.H. and Sakaguchi, R.L., and Delong, R. : "Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth", *Dent Mater.*, 1 : 115, 1985.
 14. Ekfeldt, A., Flø ystrand, F., and Øilo, G. : "Replica techniques for in vivo studies of tooth surfaces and prosthetic materials", *Scand. J. Dent. Res.*, 93 : 560, 1985.
 15. Ekfeldt, A. and Øilo, G. : "Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study", *Acta. Odontol. Scand.*, 46 : 159, 1988.
 16. Ekfeldt, A. and Øilo, G. : "Wear mechanisms of resin and porcelain denture teeth", *Acta. Odontol. Scand.*, 47 : 491, 1989.
 17. El-Said, M., Khamis Abdel Razek, M., and Shaaban, S.A. : "Wear of acrylic teeth", *Egypt Dent. J.*, 18 : 423, 1972.
 18. Emborg, A., Jones, J.G., and Harrison, A. : "The wear effects of selected composites on restorative materials and edamel", *Dent Mater.*, 3 : 236, 1987.
 19. Franks, A.S.T. : "Clinical appraisal of acrylic tooth wear", *Dent. Practit.*, 12 : 149, 1962.
 20. Grundy, I.R. : "An intraoral replica technique for use with the scanning electron microscope", *Br. Dent. J.*, 130 : 113, 1971.
 21. Hansen, E.K. : "Visible light-cured composite resins : polymerization contraction, contraction pattern and hygroscopic expansion", *Scand. J. Dent. Res.*, 90 : 329, 1982.
 22. Harrison, A. : "Clinical results of the measurement of occlusal wear of complete dentures", *J. prosthet. Dent.*, 35 : 504, 1976.
 23. Harrison, a. : "Wear combinations of acrylic resin and porcelain on an abrasion testing machine", *J. Oral Rehabil.*, 4 : 111, 1978.
 24. Heath, J.R. and Wilson, H.J. : "Abrasion of restorative material by toothpaste", *J. Oral Rehabil.*, 3 : 121, 1976.
 25. Hirasawa, T., Masuhara, E., and Jibiki, H. : "The MH impact and sliding sbrasion testing machne", *J. Jpn. Soc. Dent., Apparatus and materials*, 26 : 63, 1982.
 26. Hirasawa, T., Hirano, S., and Hirabayashi, I., and Aizawa, M. : "Initial dimensional change of

- composites in dry and wet conditions", *J. Dent. Res.*, 62 : 28, 1983.
27. Hornbogen, E. : "Microstructure and wear : In Metallurgical aspects of wear", Oberursel, FRG : Deutsche Gesellschaft Fur Metallkunde, 1981.
 28. Jibiki, H. : "Studies of abrasion resistance of various materials used for artificial teeth and crowns", *J. Stomatol. Soc. Jpn.*, 41 : 109, 1974.
 29. Johnson, J. and Bailey, W. : Unpublished data, National Bureau of Standard and Connecticut University, 1978.
 30. Jørgensen, K.D., Assmussen, E. : "Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler--an initial study", *Quintessence Int.*, 6 : 73, 1978.
 31. Kai, M., Satou, N., Shintani, H., and Fujioka, M. : "Sliding wear of various composite resins and bovine enamel", *Dent. Mater.*, 5 : 165, 1986.
 32. Khan, Z., Morris, J.C., and Von Fraunhofer, J.A. : "Wear of anatomic acrylic resin denture teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 53 : 550, 1985.
 33. Khan, Z., Von Fraunhofer, J.A., and Razavi, R. : "The staining characteristics, Transverse strength, and microhardness of visible light-cured denture base material", *J. Prosthet. Dent.*, 57(3) : 384, 1987.
 34. Koran, A. III. and Powers, J. : "The wear of dental materials : A review of the literature", *J. Mich. Dent. Assoc.*, 55 : 268, 1973.
 35. Kusy, R.P. and Leinfelder, K.F. : "In situ replication techniques : I. Preliminary screening and the negative replication technique", *J. Dent. Res.*, 56 : 925, 1977.
 36. Lauciello, F.R. : "Articulator-generated amalgam stops for complete dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 41 : 16, 1979.
 37. Locke, J.C.G. : "A method of testing the wear properties of porcelain and human tooth enamel", Thesis submitted for MSD degree at Indiana Uni. Sch. of Dent., 1976.
 38. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., and Setcos, J.C. : "In vivo and in vitro wear of potential posterior composites", *J. Dent. Res.*, 63(6) : 914, 1984.
 39. Lutz, F., Setcos, J.C., Phillips, R.W., and Roulet, J.F. : "Dental restorative resins. Types and characteristics", *Dent. Clin. North Am.*, 27 : 697, 1983.
 40. Masutani, S., Arai, S., Ogura, M., and Ando, S., and Kuroda, T., and Onose, H. : "Low polymerized zone on the surface of lightcured resins", [Abstract], *J. Dent. Res.*, 67 : 225, 1988.
 41. McKinney, J.E., Antonucci, J.M., and Rupp, N.W. : "Wear and microhardness of a silver-sintered glass-ionomer cement", *J. Dent. Res.*, 67(5)831, 1988.
 42. McKinney, J.E., Wu, W. : "Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites", *J. Dent. Res.*, 61 : 1083, 1982.
 43. McKinney, J.E. : "Apparatus for measuring wear of dental restorative materials", *Wear*, 76 : 337, 1982.
 44. Monasky, G.E. and Taylor, D.F. : "Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold", *J. Prosthet. Dent.*, 25 : 229, 1971.
 45. Moon, P.C. and Draughn, R.A. : "Wear Dental Materials and Hard Tissues : Advances in occlusion", Boston, John Wright & Sons, p 182, 1982.
 46. Nuckles, D.B. and Crosby, C.C. : "Comparison of physical properties of four commercial composite resins", *J. Dent. Res.*, 51 : 1512, 1972.
 47. Nyquist, G. and Tham, P. : "Method of measuring volume movements of impressions, model, and prosthetic base materials in a photogrammetric way", *Photogrammetric Eng.*, 19 : 670, 1953.

48. Oneal, S.J. and James, W.B. : "A comparison of three abrasion test methods", IADR Abstract 28, 1973.
49. Ogle, R.E., David, L.J., and Ortman, H.R. : "Clinical wear study of a new tooth material. Part II", *J. Prosthet. Dent.*, 54 : 67, 1985.
50. Ogle, R.E. and Ortman, L.F. : "Measuring wear of artificial teeth with stereophotography : Part I," *J. Prosthet. Dent.*, 53 : 807, 1985.
51. Phillips, R.W. and Swartz, M.L. : "Effects of diameter of nylon bristles on enamel surface", *J.A.D.A.*, 47 : 20, 1953.
52. Phillips, R.W. : *Skinner's Science of Dental Materials*, Ed. 8, Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1982.
53. Powers, J.M. and Craig, R.G. : "Wear of fluorapatite single crystals " I. A method of for quantitative evaluation of wear", *J. Dent. Res.*, 51 : 168, 1972.
54. Raptis, C.N., Powers, J.M., and Fan, P.L. : "Frictional behavior and surface failure acrylic denture teeth", *J. Dent. Res.*, 60(5) : 908, 1981.
55. Reuggerberg, F.A. and Craig, R.G. : "Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in light-cured composite", *J. Dent. Res.*, 67 : 932, 1988.
56. Rice, S.L., Bailey, W.F., Pacelli, P.F.T., and Blanck, W.R. : "Influence of enamel stylus stiffness on the sliding wear behaviour of a composite restorative", *J. Dent. Res.*, 61 : 493, 1982.
57. Roemer, F.D., Tateosian, L.H., and Glenn, J.F. : "Quantitative abrasive grind resistance test", *J. Dent. Res.*, 56 : 250, 1977.
58. Roulet, J.E. : "Degradation of dental polymers", *S. Karger, Basel. Swiss*, 60-66, 1987.
59. Satoh, M. : "The occlusal wear of posterior composite resins", *Operat. Dentist.*, 33 : 345, 1990.
60. Satoh, Y., Nagai, E., Maejima, K., and Aaki, M., and Matsuzu, M., and Kobayashi, E., and Toyoma, H., and Ohwa, M., and Ohki, K., and Kaketani, M., and Nishiyama, M. : "Wear of denture teeth by use of metal plates. Part 2 : Abrasive wear of posterior teeth", *J. Nihon Univ. Sch. Dent.*, 34 : 16, 1992.
61. Schultz, A.W. : "Comfort and chewing efficiency in dentures", *J. Prosthet. Dent.*, 1 : 38, 1951.
62. Schuyler, C.H. : "Full denture service as influenced by tooth forms and materials", *J. Prosthet. Dent.*, 1 : 33, 1951.
63. Smith, R.A. : "Research aspects of a new tooth material", *Student Clinicians Am. Dent. Assoc.*, 1 : 22, 1981.
64. Staffanou, R.S., Hembree, J.H. Jr., Rivers, J.A., and Myers, M.L. : "Abrasion resistance of three types of esthetic veneering materials", *J. Prosthet. Dent.*, 53(3) : 309, 1985.
65. Thomson, J.C. : "Attrition of acrylic teeth", *Dent. Practit.*, 15 : 233, 1965.
66. Tsuji, Y. : "Fundamental study on the occlusal wear of artificial posterior teeth", *J. Jpn. Prosthodont. Soc.*, 26 : 63, 1982.
67. Van Groeningen, G., Jongebloed, W., and Arends, J. : "Composite resins after 11/2 years of in vivo abrasion, An SEM investigation", *Quintessence Int.*, 16 : 253, 1985.
68. Von Fraunhofer, J.A., Razavi, R., and Khan, Z. : "Wear characteristics of high-strength denture teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 59(2) : 173, 1988.
69. Whitman, D.J., et al. : "In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials", *J. Prosthet. Dent.*, 57 : 243, 1987.
70. Williams, D.F., Cunningham, J., and Lalor, M.J., and Groves, D., and Atkinson, J.T. : "Laser technique for the evaluation of wear in class II restorations", *J. Oral Rehabil.*, 10 : 407, 1983.
71. Winkler, S., Monasky, G.E., and Kwok, J. :

- "Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth", *J. Prosthet. Dent.*, 67 : 812, 1992.
72. Winkler, S., Ortman, H.R., Morris, H.F., and Plezia, R.A. : "Processing changes in complete dentures constructed from pour resins", *J.A.D.A.*, 82 : 349, 1971.
73. Zarb, G.A., Bergman, b., Clayton, J.A., and MacKay, H. : "Prosthodontic treatment for partially edentulous patients". St. Louis, CV Mosby Co., p 229, 1978.
74. Zeller, M. : "Textbook of photogrametry", London, H.K. Lewis and Co., Ltd., 1952.

=Abstract=

COMPARISON OF THE PHYSICAL PROPERTIES OF FOUR KINDS OF ACRYLIC RESIN DENTURE TEETH

**Jong-Woo Hwang, D. D. S., Chae-Heon Chung, D. D. S., M. S. D., Ph. D.,
Yeong-Mu Ko*, D. D. S., M. S. D.**

Dept. of Prosthodontics and Dental Materials School of Dentistry, Chosun University*

To compare the wear resistance of four kinds of commercial acrylic resin teeth [SR-Orthosit PosterioresR(Ivoclar Co., Liechtenstein), Endura PosteriorR(Shofu Inc. Japan), Trubyte IPN teethR(Dentsply International Inc., York,), Trubyte BiotoneR(dentsply International Inc. Brazil) by means of the toothbrush abrasion method, the artificial resin teeth were embedded in epoxy resin with the occlusal surfaces aligned in one plane for a total of 40 blocks. There after, each block was mounted in the arm of the toothbrush abrasion machine(K 236, Japan).

Wear measurements were made on the three preconditioned states. Those were as follows : no treatment specimens, thermocycled specimens, and thermocycled specimens which were immersed applied load of 400g during the brushing cycle. At the end of the 30,000-stroke cycle, each specimen was removed, and weighed.

The microhardness of four kinds of commercial resin teeth were determined by means of microhardness tester. Microhardness tests were performed on the no treatment specimens, thermocycled specimens, and thermocycled specimens with immersion in the denture cleansing solution.

Finally, the comparison of thermal properties were performed using differential scanning calorimeter(DSC-1500).

The following results were obtained :

1. In the case of no treatment teeth, the wear amount of Endura Posterior(EN) was the greatest among the others($p < 0.01$), and the wear amount of three kinds of artificial resin teeth was increased in the order of Trubyte IPN teeth(IN), Trubyte Biotone(BN), SR-Orthosit Posteriores(SN) but there was no statistical significance($p > 0.01$).
2. The wear amount of Trubyte IPN teeth(IT) and Trubyte Biotone(BT), was increased due to thermocycling effect, but that of Endura Posteriores(ET) was decreased conversely($p < 0.01$).

3. Except for the SR-Orthosit Posteriores(STC), the wear amount of three kinds of artificial resing teeth(that is, ETC, ITC, BTC) was increased due to denture cleansing solution(Cledent^R), but there was no statistic significance($p>0.01$).
But the wear amount of the SR-Orthosit Posteriores(STC) was the greatest among the others($p<0.01$).
4. The wear amount of toothbrush was the greatest in case of contact with occlusal surface of SR-Orthosit Posteriores resin teeth($p<0.01$).
5. the microhardness values(KHN) of the SR-Orthosit Posteriores was the highest among the experimental artificial resin teeth($p<0.01$).
6. There was no relationship between microhardness valuse(KHN) and wear amount of four kinds of experimental artificial resin teeth($p<0.01$).
7. The differential scanning calorimetric property of four kinds of artificial resin teeth did not show endothermal or exothermal peak in the range of 100°C

Key Words : In conclusion, it appears that there are small but clinically insignificant differences in the wear characteristics of commercially artificial resin teeth produced by different manufactureres. Therefore, selection of teeth for dentures hould be based on dentist preference, economic, and aesthetic considerations rather than on assumed differences in physical properties.