

수중 치관수복재료의 마모도에 관한 연구

원광대학교 치과대학 치과보철학교실

엄상호 · 오상천 · 동진근

I. 서 론

고정성 국소의치로 치아를 수복할 경우, 자연치열과 같은 심미성을 재현하고 금속구조물을 감추기 위해 교합면에 도재를 사용하게 되었다. 그러나 이러한 도재의 사용이 심미적으로는 만족할 만 하더라도 자연치와 대합되는 도재수복물은 법랑질의 과도한 마모를 발생시킬 수 있다¹⁾. 따라서 마모도가 적은 도재의 사용은 심미적이면서도 대합치의 마모를 최소로 하여 임상에서의 재료의 선택 시 중요하게 작용할 수 있을 것이다.

마모란 두 가지 이상의 물체가 접촉하여 그 표면으로부터 물질이 상실되는 것을 의미하며, 구강 내에서 마모는 기계적, 생리적 혹은 병적인 상황에서 발생될 수 있다. 마모는 접촉되는 표면의 미세구조, 경도, 주변의 온도 등의 많은 요인에 의해서 영향을 받으며 구강내에서 타액과 같은 윤활막의 존재는 기능시에 표면을 분리시켜 마찰력과 마모를 감소시키게 된다²⁾.

환자에게 직접적이고 객관적으로 시행될 수 있는 마모의 임상적 평가는 아직까지 많은 어려움이 있어 보이며 따라서 실험실내에서 시행될 수 있는 가장 일반적인 실험방법으로 잇솔질/치약 마모도 평가와 핀과 판(pin and plate) 법이 있다. 전자는 마모 입자가 함유된 현탁액을 사용하는 삼체마모시험이며 핀과 판(pin and plate) 법은 대합되는 재료가 쌍으로 비교되는 이체마모시험이다³⁾.

Lambrechts등⁴⁾은 소구치와 대구치부위에서 법랑질의 수직적 마모율은 일년에 20~40 μ m 라고 보

고하였고, Monasky⁵⁾는 표면의 성상이나 표면강도가 마모에 영향을 줄 수 있는 요인이라고 하였으나 Hudson⁶⁾은 표면강도와 마모율간에는 상관성이 없는 것으로 보고하였다.

법랑질과 수복물 사이에서 발생하는 마모는 임상에서 수복재 선택시 매우 중요한 고려 사항중의 하나이며⁷⁾, Seghi 등⁸⁾은 치관수복재료가 가능한 한 법랑질과 유사한 마모도를 가져야 한다고 하였다.

본 연구는 임상에서 치관수복을 위해 널리 쓰이고 있는 재료들의 법랑질에 대한 마모도를 알아보고자 금속도재관 제작에 쓰이는 VMK 95, In-Ceram 코어위에 전장되는 Vitadur Alpha, 가압주조 방식으로 전부도재관 제작에 쓰이는 IPS Empress, 광중합 방식으로 제작되는 다기능성 전장재인 Targis와 제 3형 금합금인 Degular C를 실험재료로 사용하여, 평면으로 가공된 건전한 법랑질에서 160,000회의 왕복운동을 시행한 후 법랑질 시편에 형성된 마모홈의 깊이와 각 수복시편의 깊이 변화를 측정하여 비교한 결과, 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 치관수복재료 시편의 제작

본 실험에서는 금속도재관 제작에 쓰이는 장석도재(VMK 95, Vita Zahnfabrik, Germany), In-Ceram 코어위에 전장되는 장석도재(Vitadur Alpha, Vita Zahnfabrik, Germany), 가압 주조 방식으로 제작되는 도재(IPS Empress, Ivoclar-

Vivadent, Liechtenstein), 광중합 방식으로 제작되는 다기능성 전장재(Targis, Ivoclar -Vivadent, Liechtenstein)와 제 3형 금합금(Degular C, Degussa AG, Germany)등, 총 5종의 치관수복재료가 사용되었다(Table 1).

이러한 재료들의 동일한 형태 재현을 위하여 기성의 직경 3 mm 연마봉을 길이 10 mm로 절단한 뒤, 정밀 절삭기를 이용하여 한쪽 끝부분을 90°각도의 원뿔형을 이루며 첨단의 형태가 직경 0.5mm의 원이 되도록 수직 연마 가공한 후, 반대쪽 끝에 회전방지 형태를 부여하여 시편제작을 위한 원본 모형을 완성하였다(Fig. 1).

제작된 원본 모형을 실리콘 인상재(Exaflex, GC International Co., Japan)로 채득된 음형을 이용하여 복제 납형을 제작한 후 통법에 따라 매물, 소환, 주조후 연마하여 제 3형 금합금 시편을 완성하였다. 금속도재관 제작에 이용되는 VMK 95 시편과 In-Ceram 전부도재관 제작에 이용되는 Vitadur Alpha 시편은 복제 납형을 이용하여 매물, 소환한 후 여분의 매물재(G-Cera Vest, GC International Co., Japan)를 제거한 후 형성된 원뿔형의 음형에 6회에 걸쳐 각각의 도재를 축성한 후 그레이징하여 완성하였다. IPS Empress 시편은 복제 납형을 전용 매물재로 매물 소환한 후 Press Furnace(EP 500, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)를 사용하여 Staining Technique용 O1 Ingot을 가압 주조한 후 제조회사의 지시대로 2회 스테이닝 과정과 1회의 그레이징 과정을 시행하여 시편을 완성 하였다. Targis 시편은 실리콘 인상재를 이용하여 채득된 음형에 직접 Incisal Paste를 주입한 후 광중합하고 제조회사의 지시대로 연마하여 시편을 제작하였다.

특히 제 3형 금합금을 제외한 4종의 시편들은 깨지기 쉬운 재료였으므로 직접 연마기계에 연결할

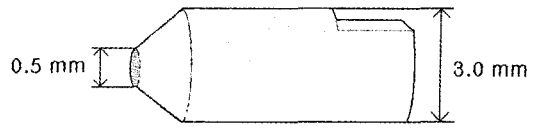


Fig. 1. Diagram of the restorative material specimen

수 없었기 때문에 기성의 직경 3mm의 금속막대를 8mm의 길이로 절단한 후 한쪽 면은 정확한 길이 측정을 위해 평행절삭기와 600CW의 마모지를 이용해 수직으로 연마 가공하였고 반대쪽 면은 레진시멘트의 접착을 용이하게 하기 위해 샌드블라스트하고 증류수에서 초음파 세척기로 세정하였다.

Targis 시편은 아무런 처리도 필요하지 않았으나 VMK 95 시편과 Vitadur Alpha 시편, IPS Empress 시편은 각각 연마봉과의 접착을 용이하게 하기 위해 세라믹 에칭젤(IPS Ceramic Etching Gel, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein)을 이용해 표면처리를 시행한 후 세척 건조하여 가공된 금속막대와 레진시멘트(Bistite Resin Cement, Tokuyama Soda Co., Japan)를 이용해 서로를 접착하여 시편을 완성 하였다.

2. 치아시편의 준비

비교적 표면이 건전하고 우식이나 기타 이유로 보존수복 처치나 근관치료가 행해지지 않은 상태로, 최근에 발거된 상하악 전치를 시편으로 사용하였다. 전치부 순면의 비교적 편평한 면을 본 실험에 이용하기 위해 투명레진(Ortho-jet resin, Lang, U.S.A.)으로 매물을 시행하였으며, 이때 마모시험기에 연결을 위해 직경 3mm의 나사볼트를 부착하여 매물하였다. 레진의 중합이 끝난 후 수직을 이루며 평평한 법랑질 표면으로 가공하기 위해 수평절삭기를 이용하여 220CW와 600CW

Table 1. Restorative materials used in the wear testing

Material	Type	Manufacturer
Degular C	Type III Gold	Degussa AG, Germany
VMK 95	Feldspatic Porcelain	Vita Zahnfabrik, Germany
Vitadur Alpha	Feldspatic Porcelain	Vita Zahnfabrik, Germany
IPS Empress	Heat-pressed Ceramic	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein
Targis	Ceromer	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein

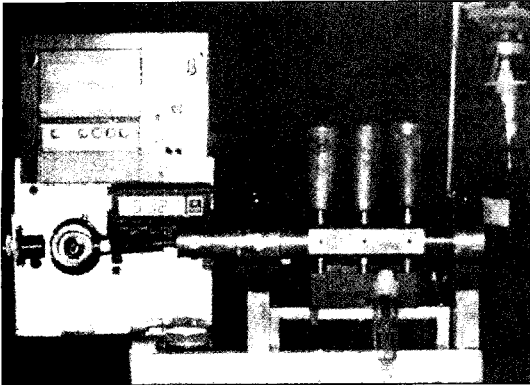


Fig. 2. Wear testing machine

의 연마지로 표면을 연마하여 시편을 완성하였다. 발거된 치아는 시편으로 완성되기 전까지 생리식염수 속에 저장되었으며 완성된 시편은 증류수에 보관하였다. 증류수에 보관된 치아시편은 24시간 이내에 마모시험에 이용되도록 하였다(Fig. 3).

3. 마모시험 및 측정

구강과 유사한 환경 속에서 치관수복재료 시편과 법랑질의 마모를 재현하기 위해 178g의 균일한 하중을 전달하며 2.5mm의 직선 왕복운동을 시행하는 마모시험기계를 제작하였다(Fig. 2). 이 기계의 동력원으로 220V 교류모터(7IDG2-6G, Dae Kyung Elec., Korea)를 사용하였고, 한 개의 캠축을 이용하여 회전운동을 직선운동으로 전환하였다. 수평 운동 축에는 직경 10mm의 플런저가 세 개 연결되어 있으며, 각각의 플런저에 직경 3mm의 원통모양의 시편이 한 개씩 고정되도록 하였다. 구강과 유사한 환경을 만들며, 마모시 열 발생을 방지하기 위해 각 시편은 50 ml 증류수가 저장되어 있는 수조 속에서 마모가 시행되도록 하였으며 상부에 배수로를 설계하여 일정한 수위를 유지하며 분당 4 ml씩 순환되도록 하였다. 회전수의 정확한 측정을 위해 모터의 회전축에 지시침을 삽입한 후 인접부에 감지기를 장치하였다. 또한 이렇게 감지된 회전수의 표시와 일정 회전수의 도달시 자동으로 전원이 차단되도록 디지털 카운터(CX7, Han Young Co., Korea)를 장치하였다. 회전수의 조절이 가능하도록 가변저항이 내장된 속도 조절기를 장치하였고 본 실험에서는 초당 4회의 왕복운

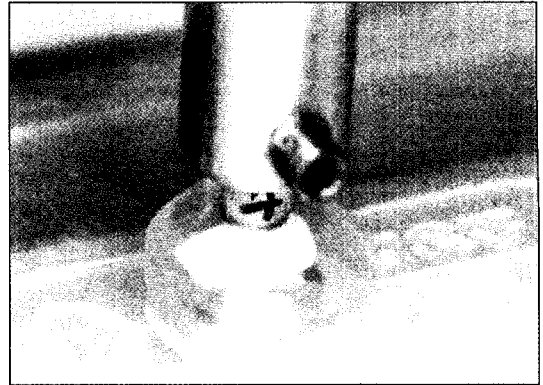


Fig. 3. Prepared specimens mounted in wear testing machine ready for testing.

동을 하도록 속도를 조정하였다.

제작된 마모시험기계에 각각의 수복시편과 치아시편을 연결하여 마모시험을 시행하였으며(Fig. 3), 이때 법랑질시편의 마모량은 5종 수복시편의 2.5mm의 왕복운동을 160,000회 시행한 후 평면에 형성된 마모흔을 3곳에서 Profilometer (Alpha-step 200; Tencor)를 사용하여 측정하고 그 평균을 데이터의 분석에 사용하였다. 각 치관수복재료 시편의 마모량은 5천회, 1만회, 2만회, 4만회, 8만회, 16만회 왕복운동후의 길이변화를 마이크로미터(PB-1B; Mitutoyo Co. Japan)로 측정하고 SPSS(for Windows Release 6.1.2) 프로그램을 이용하여 ANOVA 와 Scheffé's test($p=0.05$)로 개체간의 유의성을 평가하였다.

III. 연구성적

1. 법랑질의 마모도

법랑질에서의 마모량은 제 3형 금합금이 평균 $247\mu\text{m}$ 로 가장 적게 나타났고 Targis, VMK 95, IPS Empress, Vitadur Alpha의 순이었으며 제 3형 금합금과 Targis는 VMK 95, IPS Empress, Vitadur Alpha와 유의한 차이를 보였다(Table 2, Fig. 4).

마모에 의해 형성된 골의 형태는 금합금과 Targis는 비교적 얇고 둥근 형태를 나타내었고, IPS Empress는 장식도재와 비슷한 깊이를 보였으나 넓이가 비교적 좁고 선각부위가 확실한 양상을 보였으며 VMK 95와 Vitadur Alpha는 깊고 넓으며 약간 거친 형태의 마모양상을 보였다(Fig. 5).

Table 2. Wear of enamel specimens after 160,000 cycles

Material type	Number	Mean	SD
Gold	10	2.47	0.82
Targis	10	5.89	2.52
VMK 95	10	75.59	12.50
IPS Empress	10	78.60	15.12
Vitadur Alpha	10	78.89	5.81

Vetical lines denote no significant difference found among material types ($p > 0.05$).

2. 치관수복재료시편의 마모도

계속적인 왕복운동시, 수복재료시편의 마모도는 초기에는 높고 후기로 갈수록 점점 낮아지는 양상을 보였다(Table 3, Fig. 6). 16만회의 왕복운동 후 수복재료시편의 마모도는 Type III 금합금이 평균 $3.0\mu\text{m}$ 로 가장 적게 나타났으며 Targis, IPS Empress, VMK 95, Vitadur Alpha의 순으로 나타났고 VMK 95와 Vitadur Alpha간에는 유의한 차이를 보이지 않았으나 기타의 다른 군들 간에는 유의한 차이를 보였다(Table 4, Fig. 7).

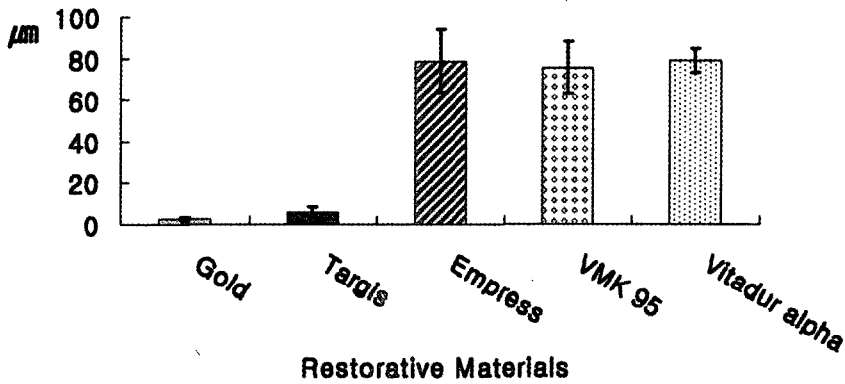
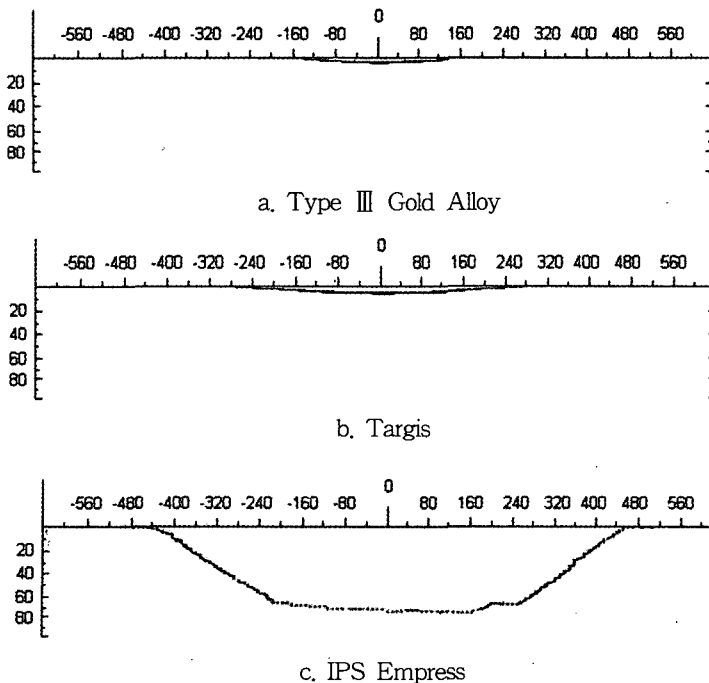
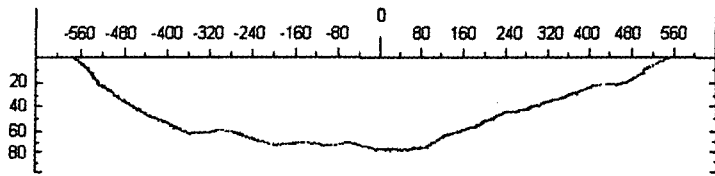
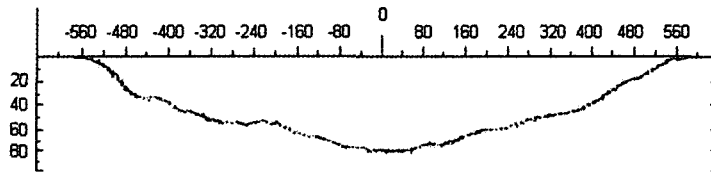


Fig. 4. Wear of enamel specimens after 160,000 cycles





d. VMK 95



e. Vitadur Alpha

Fig. 5. Enamel profile after 160,000 cycles

Table 3. Wear of material specimens during 160,000 cycles

unit: μm

Restorative Materials	Cycles					
	5,000	10,000	20,000	40,000	80,000	160,000
Gold	0.7	1.1	1.9	2.0	2.2	3.0
Targis	13.8	19.7	27.3	39.7	55.0	69.8
IPS Empress	18.1	27.1	35.0	54.3	98.4	148.4
VMK 95	54.7	82.3	116.4	164.7	224.4	298.0
Vitadur Alpha	59.6	84.6	121.0	165.3	223.5	300.8

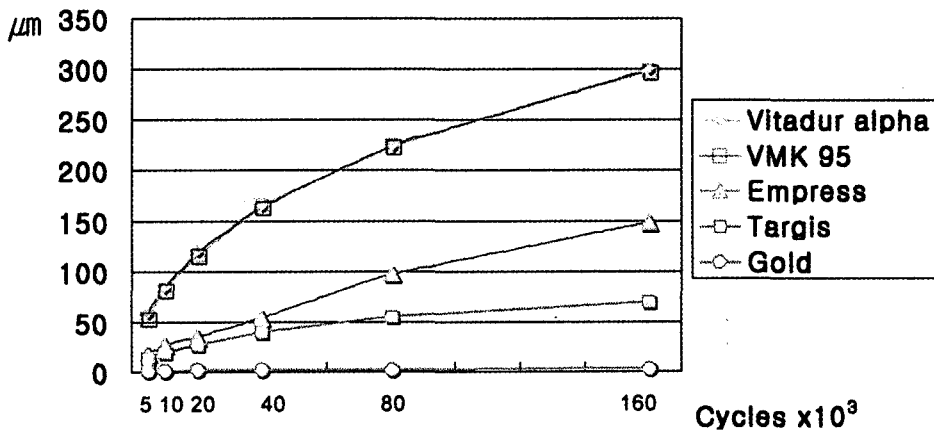


Fig. 6. Wear of material specimens during 160,000 cycles

Table 4. Wear of material specimens after 160,000 cycles

Material type	Number	Mean	SD
Gold	10	3.0	0.7
Targis	10	69.8	21.8
IPS Empress	10	148.4	29.8
PFM	10	298.0	32.0
In-ceram	10	300.8	26.9

Vertical line denotes no significant difference found among material types ($p > 0.05$).

IV. 총괄 및 고찰

수복물과 대합치 사이에서 발생하는 마모는 임상에서 수복재의 선택시에 매우 중요한 고려 사항중의 하나이며⁷⁾, 모든 치과의사들은 기능에서나 심미성에서 법랑질과 가장 유사한 성질을 가지는 수복재를 원하고 있다.

환자에게 직접적이고 객관적으로 시행될 수 있는 마모의 임상적 평가는 아직까지는 많은 어려움이 있어 보인다. 따라서 실험실내에서 시행될 수 있는 가장 일반적인 실험방법으로 마모 입자가 함유된 현탁액을 사용하는 삼체마모시험인 잇솔질/치약 마모도 평가와 대합되는 재료의 쌍으로 비교되는 이체마모시험인 핀과 판(pin and plate) 법이 있다³⁾.

이러한 마모시험 후 중량측정법⁹⁾, 입체사진법¹⁰⁾, 반사현미경 사용법¹¹⁾등의 마모 측정기술이 문헌에 소개되어 있다. 최근의 연구는 마이크로미터 단위에서의 변화를 민감하게 측정하는 정확한 방법에 중점을 두고 있으며, 컴퓨터 기술은 이러한 문제를 극복하고 치과 수복물 용적상실의 정확한 측정을 하기 위해 발전되어 왔다^{12,13,14)}.

본 연구에서는 보다 임상에 접근된 시험을 시행하기 위해 법랑질판 위에서 편평태의 수복재료시편이 2.5mm의 왕복운동을 할 수 있도록 하는 마모시험기를 제작하였고, 치관수복에 널리 쓰이는 재료들로 금속도재판 제작에 쓰이는 VMK 95, In-Ceram 코어위에 전장되는 Vitadur Alpha, 가압주조방식으로 전부도재판 제작에 쓰이는 IPS Empress, 광중합 방식으로 제작되는 다기능성

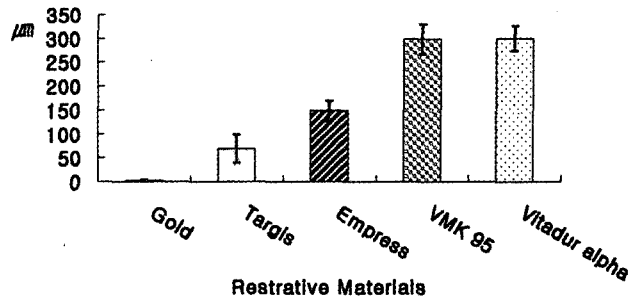


Fig. 7. Wear of material specimens after 160,000 cycles

전장재인 Targis와 제 3형 금합금인 Degular C 등 총 5종 치관수복재료의 법랑질에 대한 마모도를 비교하고자 하였다.

Monasky⁵⁾ 등은 제 3형 금합금이 법랑질과 마모 되었을 때의 마모도가 법랑질간의 마모도와 가장 유사하다고 보고하였으며, 이러한 금합금의 특성은 그 기능성이나 마모성 면에서는 아직까지 가장 이상적인 수복재료로 여겨진다^{15,16)}.

그러나 금합금은 심미적 한계 때문에 보다 자연적인 미를 선호하는 경우에서 사용이 간과되곤 하였다⁶⁾. 이러한 이유로 도재수복물이 사용되기 시작하였으며 심미성으로 인해 금합금을 대치하여 왔다. 장식을 함유한 금속부착 도재수복물이 이러한 재료의 가장 많이 사용되는 형태이다. 그러나 이 재료의 가장 큰 단점은 재료의 마모성이다⁶⁾. 만약 도재의 표면이 그레이징 되거나 잘 연마된다면 이런 단점을 조금은 줄일 수 있지만 그렇다 해도 법랑질대 법랑질의 마모량에 비하면 마모율은 아직 높다^{16,17)}. 만약 단일치아 또는 전체치열, 수복물에 과도한 마모가 발생된다면 이것은 대합치의 정출, 마멸성 인접면 접촉으로 인한 인접치의 근심 이동^{18,19)}, 또는 외상성 교합²⁰⁾, 악관절 장애²¹⁾ 등을 유발시킬 수 있다.

법랑질 마모는 임상적으로 도재와 교합되는 법랑질에서 종종 보여졌다. 실험실내 연구에서의 증거도 도재와 대합될 때 법랑질의 마모가 증가됨이 반복적으로 보고되었다^{22,23)}.

치질의 마모는 생리적 혹은 병적인 상황에서 모두 발생될 수 있으며, 대합되는 치아의 점차적인 마모는 일반적인 현상의 하나로 받아들여지고 있

다. 그러나 이것의 마모율은 음식물의 마모성이나 이갈이와 같은 구강내 악습관등의 유무나, 치아강도의 다양성, 혹은 수복물의 종류에 따라 개인차이가 있을 수 있다²⁰⁾.

임상적으로 마모는 두 가지 물체가 서로 미끌어질 때 발생한다. 실제로 이것은 구강내에서 기능시 혹은 비기능적 운동시에 발생할 수 있지만 대부분의 교합면 마모는 비기능적 활동에 의해 발생한다²¹⁾. 대부분의 구강내 치아들의 교합접촉면적은 1mm² 이거나 더 작은 것이 보통이며 인간은 보통 저작과 연하 시에 하루 500번 정도 치아접촉이 있게 된다²²⁾. 다른 연구에서 인간의 최대 교합압은 200~3500N 까지 도달할 수 있다고 보고하였고 성인의 대구치 부위는 약 400~800N, 소구치 부위는 300N, 견치부위는 200N, 전치부위는 약 150N의 교합력을 받는다고 보고하였다²³⁾.

마모성 마모(abrasive wear)란 단단한 표면이 덜 단단한 표면 위를 미끌어질 때 발생하며, 이때 한쪽에서 마모되어 떨어진 입자가 다른 쪽에 붙게 된다²⁴⁾. 이런 현상은 제 3형 금합금시편이 법랑질과의 마모시에 발생하며 금가루 입자가 법랑질 표면에 붙게 되는 것이다. 금속은 높은 연성을 가지므로 금시편 입자들이 대합되는 법랑질 위를 미끌어질 때 교합력을 흡수하여 법랑질과 제 3형 금합금의 마모율을 감소시킬 수 있다고 생각된다. 또 하나의 다른 설명으로 제 3형 금합금의 마모되어 떨어진 작은 입자들이 법랑질 표면에 부착되어 얇은 막을 이루어서 이것이 윤향제나 보호막으로 작용되어 적은 마모를 발생시킬 수 있었던 것 같다. 일반적으로 이러한 막들을 구강내에서 발견하기는 어려운데 이것은 음식물과 잇솔질에 의해 제거되기 때문이라고 생각된다. 도재 시편들은 표면 피로 마모를 보이며 이것은 두 개 물체에 가해지는 하중상태에서 미끌어짐으로 인해 미세균열이 발생되어 파절을 일으키는 것으로, 보통 깨지기 쉬운 도재들에서 이러한 양상의 마모가 발생된다²⁵⁾. 도재는 그 성상이 깨지기 쉽다. 그러나 도재는 높은 압축강도를 가지며 압축력만이 작용될 때 오히려 미세 균열들이 적어질 수 있다. 또한 표면의 그레이징 처리는 도재의 표면을 평활하게 하고 표면에 발생될 수 있는 거칠음이나 기공을 감소시킬 수 있다. 또 다른 형태의 마모에는 세 번째의 재료가 개재된다. 구강내에서는 식교가 세 번

째의 재료로 작용하며 실험실적 평가에서 이런 종류의 세 번째 입자가 첨가될 수 있어 평가자는 마모되어 떨어진 입자가 자체적으로 이러한 세 번째 입자로 작용되어 마모율을 변형시킬 수 있는지를 고려해야 한다. 이러한 입자의 존재는 마모율을 증가시키며 이러한 세 번째 입자들의 발생은 IPS-Empress나 VMK 95, Vitadur Alpha에서의 증가되는 마모율을 설명할 수 있다.

장석을 함유한 도재자체의 마모도는 법랑질과 금보다 낮고, 거친 도재면은 매끈한 도재면보다 더 마모가 잘 된다²⁶⁾. 게다가, 다른 연구에서는 연마된 도재는 유약을 바르거나 초벌한(unglazed) 도재보다 마모도가 낮은 것으로 나타났다^{15,28)}.

Krejci등²⁹⁾은 장석 도재에 의한 법랑질의 마모도가 IPS Empress에 의한 법랑질의 마모도 보다 높은 것으로 보고하였다.

임상적인 마모의 평가는 수복물에 만들어진 선형구(linear groove)의 수직적 깊이와 법랑질 교두점단의 소실을 평가하는 것으로 이루어졌다³⁰⁾.

본 연구에서 법랑질 시편의 마모량은 VMK 95, IPS Empress, Vitadur Alpha와 대합되었을 때 가장 많았고, Targis와 금합금에 의한 법랑질 마모는 상대적으로 적은 양을 나타내었으며 특히 도재와 금사이의 마모량에 대해 비교 해보았을 때의 결과는 다른 저자들과 유사하였다^{30,31)}. 또한 수복재료시편 자체의 마모도에서도 금합금이 가장 낮고 Targis, IPS Empress, VMK 95, Vitadur Alpha의 순으로 나타났다.

본 연구에서의 결과는 임상가들에게 적절한 도재 수복물을 선택하는 데 도움을 줄 수 있을 것이며, 도재소부전장관 제작시 쓰이는 VMK 95와 In-Ceram 전부도재관제작에 사용되는 Vitadur Alpha, 열가압 주조 방식으로 제작되는 전부도재관인 IPS Empress는 심미적인 수복을 제공하지만 자연치에 마모를 유발하는 경향이 밝혀졌다. Targis는 1996년에 소개된 Ceromer로 구성된 도재의 심미성과 레진의 취급성을 갖춘 광활성 전장재료 법랑질에 대해 금합금과 유사한 마모도를 보여주었다. 이러한 결과는 치과의사와 환자들이 대합자연치에 손상을 주는 두려움에서 벗어나 심미적인 수복물을 제공할 수 있다는 것을 시사해 주는 것이다.

향후 다양한 치관수복재료들의 마모성 및 심미

성, 적합성 등에 대한 임상적인 연구가 수행되어야 할 것으로 여겨지며, 이러한 연구들을 바탕으로 법랑질과 유사한 기능성과 심미성을 갖는 재료의 선택이 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 임상에서 치관수복을 위해 널리 쓰이고 있는 재료들의 법랑질에 대한 마모도를 알아 보고자 금속도재관 제작에 쓰이는 장식도재인 VMK 95, In-Ceram 코어위에 전장되는 장식도재인 Vitadur Alpha, 가압주조방식으로 전부도재관 제작에 쓰이는 도재인 IPS Empress, 광중합 방식으로 제작되는 다기능성 전장재인 Targis와 제 3형 금합금인 Degular C 등 총 5종의 치관수복재료를 실험재료로 사용하여, 평면으로 가공된 건전한 법랑질에서 2.5mm의 왕복운동을 160,000회 시행한 후 법랑질 시편에 형성된 마모흔은 Profilometer를 사용하여 측정하였고 각 수복시편의 길이 변화는 마이크로미터로 측정한 후, 각 군간의 마모도 차이를 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 법랑질 시편의 마모도는 제 3형 금합금($2.47\mu\text{m}$) 그리고 Targis($5.89\mu\text{m}$)와 대합되었을 때 VMK 95($75.59\mu\text{m}$), IPS Empress($78.60\mu\text{m}$) 그리고 Vitadur Alpha ($78.89\mu\text{m}$)와 대합되었을 때보다 낮게 나타났다($p<0.05$).
2. 수복재료시편의 마모도는 제 3형 금합금($3.0\mu\text{m}$)이 가장 낮았으며 Targis ($69.8\mu\text{m}$), IPS Empress($148.8\mu\text{m}$)순이었고 VMK 95($298.0\mu\text{m}$)와 Vitadur Alpha ($300.8\mu\text{m}$)는 가장 높게 나타났다($p<0.05$).

참고문헌

1. Wiley MG: Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth, J Prosthet Dent 1989;61:133-7.
2. Craig RG: Restorative dental materials, 10th ed. St. Louis: CV Mosby, 1997:91-2.
3. Ratledge DK, Smith BG, Wilson RF: The effect of restorative materials on the wear of human enamel, J Prosthet Dent 1994;72:194-203.

4. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G: Quantitative in vivo wear of human enamel, J Dent Res 1989;68:1752-54.
5. Monasky GE, Taylor DF: Studies in the wear properties of porcelain, enamel and gold, J Prosthet Dent 1971;25:299-306.
6. Hudson JD, Goldstein GR, Georgescu M: Enamel wear caused by three different restorative materials, J Prosthet Dent 1995;74:647-54.
7. Ramp MH, Suzuki S, Cox CF, Lacefield WR, Koth DL: Evaluation of wear: Enamel opposing three ceramic materials and gold alloy, J Prosthet Dent 1997;77:523-30.
8. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P: Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro, J Dent Res 1991;70:221-5.
9. Vrijhoef MMA, Letzel H, Hendriks FHJ: A method to determine the loss of substance of dental restorations, J Oral Rehabil 1985;12:9-16.
10. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G: In vivo evaluation of four posterior composites: Quantitative wear measurements and clinical behavior, Dent Mater 1985;2:106-13.
11. Adams LP, Wilding RJC: Tooth wear measurements using a reflex microscope, J Oral Rehabil 1988;15:605-13.
12. DeLong R, Pintado MR, Douglas WH: Measurement of change in surface contour by computer graphics, Dent Mater 1985;1:27-30.
13. McDowell GC, Bloem TJ, Lang BR, Asgar K: In vivo wear. Part I. The Michigan computer graphic measuring system, J Prosthet Dent 1988;60:122-20.
14. Roulet JF, Reich TH, Lutz F: High precision occlusal mapping for measuring the wear of posterior restorations, J Dent Res 1983;62:220.
15. Jacobi R, Shillingburg HT Jr, Duncanson MG Jr: A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold, J Prosthet Dent 1991;66:303-9.
16. Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ: Occlusal wear in prosthodontics, J Am Dent Assoc

- Journal 1971;82:154-9.
17. DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH: The wear of enamel when opposed by ceramic systems, *Dent Mater* 1989;5:266-71.
 18. Leinfelder KF: Composite resin in posterior teeth, *Dent Clin North Am* 1981;12:357-64
 19. Wilder AD, May KN Jr, Leinfelder KF: Three year clinical study of UV-cured composite resins in posterior teeth, *J Prosthet Dent* 1983;50:26-30
 20. Ramfjord S, Ash MM: Occlusion, 3rd ed, Philadelphia, WB Saunders, 1983:203
 21. Okeson JP: Management of temporomandibular disorders and occlusion, St Louis : CV Mosby, 1989:256-60.
 22. Monasky GE, Taylor DF: Studies of wear of porcelain, enamel, and gold, *J Prosthet Dent* 1971;25:299-36.
 23. DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR: The wear of dental porcelain in an artificial mouth, *Dent Mater* 1986;2:214-9.
 24. Jagger DC, Harrison A: An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel, *Journal of Oral Rehabil* 1995;22:275-81
 25. Profitt WR: Intra-oral pressures in a young and adult group, *J Dent Res* 1966;43:555.
 26. Rabinowitx E: Friction and wear of materials, New York: Wiley, 1965:113-23.
 27. Grossman DG: Structure and physical properties of Dicor/MGC glass-ceramic, Chicago: Quintessence, 1991:103-15.
 28. Jagger DC, Harrison A: An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel, *J Prosthet Dent* 1994;72:230-3.
 29. Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL: Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements, *J Prosthet Dent* 1993;69:425-30.
 30. Palmer DS, Barro MT, Pelleu GB, Mckinney JE: Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material, *J Prosthet Dent* 1991;65:192-5.
 31. DeLong R, Pintado MR, Douglas WH: The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: An in vitro study, *J Prosthet Dent* 1992;68:42-8.

ABSTRACT

A STUDY ON THE WEAR OF DENTAL RESTORATIVE MATERIALS

Sang-Ho Eom, Sang-Chun Oh, Jin-Keun Dong

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University

The purpose of this study was to compare the wear characteristics of Type III Gold Alloy (Degular C; Degussa AG), VMK 95 (Vita Zahnfabrik), Vitadur Alpha (Vita Zahnfabrik), IPS Empress (Ivoclar-Vivadent) and Targis (Ivoclar-Vivadent). Ten samples of each material were abraded against enamel of extracted incisors for 160,000 cycles on the wear machine. The depth of wear scars on enamel was analyzed with profilometer (Alpha-step 200; Tencor). And the wear of material specimen was determined with micrometer (PB-1B; Mitutoyo Co. Japan).

The results obtained were as follows :

1. Type III gold alloy ($2.47\mu\text{m}$) and Targis ($5.89\mu\text{m}$) caused less wear of enamel specimens compared to VMK 95 ($75.59\mu\text{m}$), IPS Empress ($78.60\mu\text{m}$) and Vitadur Alpha ($78.89\mu\text{m}$) ($p < 0.05$).
2. The wear of material specimen when opposing enamel was the lowest in type III gold alloy ($3.0\mu\text{m}$), followed by Targis ($69.8\mu\text{m}$), IPS Empress ($148.4\mu\text{m}$), VMK 95 ($298.0\mu\text{m}$) and Vitadur Alpha ($300.8\mu\text{m}$) exhibited the most severe wear against enamel ($p < 0.05$).