

복합레진의 마모에 관한 임상적, 실험적 평가

박 성 호

연세대학교 치과대학 보존학교실

ABSTRACT

IN VIVO AND IN VITRO WEAR TEST OF COMPOSITE RESIN RETORATION.

Sung-Ho Park

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University.

In this review article, in vivo and in vitro wear test methods which measure the wear of tooth and restorative material were described. In vivo test, the criteria of each test were reviewed. The merits and limitations were also commented.

In vitro tests, three dimensional scanning methods which scan the occlusal tooth surface three dimensionally were described. Profilometer method, Pin on disk method, laser scanner method were reviewed and the limitations of each test were commented. Additionally, the structure of the three dimensional scanner which has been developed in Zurich university and has been reputed as the most accurate one was described.

This study was partly supported by 1997 post-doctoral foreign study program

I. 서 론

치과용 복합레진은 Bowen(1962)에 의하여 bis GMA형의 monomer가 개발되고, 무기 filler가 첨가 되면서 상품화되어 치과용 수복물로서 각광을 받아왔다. 복합레진은 이전까지 이용되었던 silicate cement이나 acrylic resin에 비하여 변색이 적고, 원래의 형태를 비교적 잘 유지하는 장점을 가져서 특히 전치부의 수복에 유용한 재료로 인식되었다.

구치부의 수복에 있어선 수은과 은의 합금을 이용한 아말감이 150년이상 가장 보편적인 치료 술식으로서 자리를 잡아왔다. 하지만 잔류 수은의 인체에 대한 유해성 여부가 아직 명확히 밝혀지지 않았고, 1990년대에 이르러 전세계적으로 일어나고 있는 환경보존에 대한 영향으로, 유럽에서는 이미 독일을 비롯한 수 개 국가에서, 치과에서의 amalgam 사용이 극도로 제한을 받게 되어, 과거에는 전치부의 심미

적인 수복을 목적으로 주로 사용된 복합레진을 구치부의 충전에도 활용할 수 있는 방안이 활발히 연구되기 시작 하였다.

복합레진을 구치부에 과연 성공적으로 사용할 수 있는가의 문제는 그 동안 광중합방법으로 수복시 문제점으로 주로 지적되어 온 마모에 관한 문제를 얼마나 해결할 수 있는가에 귀결된다고 볼 수 있다. 즉, 자연치의 마모는 1년에 1-5um 정도 진행되는 것으로 보고 되고 있는데 구치부의 수복물은 이에 근접한 측정치를 나타내야 적절한 수복물로서 인정받을 수 있는 것이다. 이러한 마모율의 측정은 크게 임상적인 평가와 실험적인 평가의 2 가지 방향으로 연구 되고 있는데 임상적인 평가는 치아의 외동을 수복 재료로 하고 환자를 정기적으로 내원시켜 (6개월 1년, 2년) 환자의 상태를 인상 채득하여 복원시켜 평가하는 방법으로 이론적으로는 수복된 재료를 가장 잘 평가할 수 있겠으나, 연구 방법 상 많은 변수가 존재하며, 환자의 정기적인 내원이 매우 어

* 이 연구는 한국과학재단의 1997 해외 post-doc 연수지원프로그램의 지원을 받아 수행되었습.

럽고, 또한 수 um에 불과한 마모정도를 정기적으로 비교, 평가하는 데는 많은 노력과 연구자의 숙련이 필요하다. 이에 비하여 실험적인 평가 방법은 치과용 수복물에서 1년, 2년 후에 생기는 상태의 변화를 재현시켜, 수복물의 마모율을 정밀 측정용계기를 통하여 측정하는 것으로, 임상적 평가 방법에 비하여 객관적인 평가를 할 수 있다. 하지만 이 방법은 환자에서의 실제 상황과 비슷한 조건을 실험실에서 재현해야 하기 때문에, 정밀한 실험조건을 만들기 위하여 많은 연구가 필요하며, 또한 수 um에 불과한 마모율을 정확하게 측정하는 기술이 고도의 정밀성을 요구한다. 더우기 치과용 수복물의 마모가 수복물 전체에서 일정하게 나타나는 것이 아니라, 대합치와의 교합관계에 따라 부위별로 다르게 나타나기 때문에, 일반 금속 등의 마모율 측정에 사용되는 정밀 계측 기계를 단순히 적용시킬 수 없다. 이러한 이유 등으로 복합레진의 마모율 측정에 대한 기술은 구미 선진국에서도 극히 일부의 대학에서만 소유 하고 있는 핵심 기술이다. 이 방법은 특히 새로운 치과용 수복물을 개발하였을 경우, 환자에게 일어날 수 있는 상황을 미리 평가하여 알아 볼 수 있으므로, 환자에게 사용하였을 경우 생기는 문제점들을 미리 파악하여 대처할 수 있는 장점을 가지고 있어서, 새로운 치과용 수복물을 개발하고 이를 평가하는데 매우 중요한 지표로 이용되어 왔다.

본인은 우수한 정밀기계 기술과 화학기술을 바탕으로 치과용 복합레진의 마모율 측정에 높은 수준의 연구력을 보유하고 있는 Zürich 치과대학에 연수하여 이 기술을 습득함으로써 이를 보고하고자 한다.

II. 본 론

1. 치아 교합변의 마모정도를 평가하기 위한 다양한 방법

복합레진을 구치부에 사용할 경우에 마모가 중요한 요소가 되며 이에 대한 올바른 평가가 필요하다는 것은 이미 관한 중요성에 대해서는 일찍부터 지적되었다 (Philips 등, 1972; Leinfelder 등, 1975 & 1980). 특히 70, 80년대에

복합레진을 구치부에 사용할 수 없는 주요 원인으로 복합레진의 낮은 마모저항성이 지적되었기 때문에 이를 극복하기 위한 많은 재료 학적인 시도가 있었으며 또 이를 평가하기 위한 마모 측정법이 개발 되었다. 앞에서 언급한 것처럼 마모 측정을 위한 평가 방법에는 임상적인 평가법과 실험적인 방법에 의한 평가법이 있다.

임상적인 마모 측정법의 가장 중요한 원칙은 첫째, 치과의사의 임상적인 관찰에만 의거하여 할수 있고 둘째, 평가 범위가 모든 임상적인 상황을 표현할 수 있어야 하며 셋째, 임상적으로 중요할 결과를 표현할 수 있어야 한다는 점이다 (Cvar & Ryge, 1971).

이러한 원칙에 입각하여 가장 처음에 시도 된 것이 Ryge 와 Cvar 에 의한 방법이 있다 (Table 1). 이 방법은 상대치아와의 교합이 이루어 지지 않은 contact free area 에만 선택적으로 행하여 졌으며 Alfa, Bravo, Charlie 로서 그 상태를 평가하였다. 하지만 이 방법을 이용할 경우 Alfa 와 Bravo 간에는 약 $192 \pm 60 \mu\text{m}$ 의 차이가 존재하여 (Tayler 등, 1990), 이 이하의 수복물 손실이 대부분인 요즘의 경향으로 판단하면 적절치 못한 방법이라고 할 수 있다.

그후 Ryge criteria 의 변형으로서 Dennison 등 (1980) 이 새로운 Criteria 를 설정하였다 (Table 2).

Dennison 에 의한 방법은 Ryge 의 방법을 일부 보완하기는 하였지만, 평가자 간에 오차가 생기기 쉽고, Ryge criteria 의 근본적인 문제점을 역시 가지고 있었다. 또한 치과용 수복물의 마모가 치아와 수복물 간의 경계부위에서 보다는 상대치아와의 교합이 실지로 일어나는 부위에서 약 3.5 배나 크게 일어난다는 것이 밝혀졌기 때문에 (Lutz, 1984) 치아와 수복물간의 경계를 주로 관찰하는 방법은 큰 의의가 없어 보인다.

수복물의 마모도를 좀 더 정확히 측정하기 위하여 Leinfelder 등(Leinfelder 등, 1983)과 Goldberg 등(Goldberg 등, 1981) 에 의하여 위에서와는 다른 방법이 제안되었는데, 이 방법에서는 마모의 정도에 따른 표준 cast 를 미리 만들어 놓고, 검사 수복물의 cast 를 만들어서 표준 cast 와 비교하여 그 마모도의 정도를 판단하는 것이다. 이 방법은 Ryge 등의 방법에 비하면 정확하다고 할 수 있지만,

Table 1. 해부학적인 형태- Ryge Criteria

특 징	결정사항	평 가
수복물이 치아의 해부학적 구조와 연속성을 갖는다	그렇다	Alfa
수복물이 치아의 해부학적 구조와 연속성을 갖지는 않지만 손실된 수복물이 상아질이나 base를 노출시키지는 않는다	그렇다	Bravo
수복물이 많이 소실되어 치아와 수복물사이에 상아질이나 base가 노출된다.	그렇다	Charlie

Table 2. 해부학적 특징 (Dennison 등, 1980)

- A - 수복물이 교합면과 연속되어 있고 조화를 이룬다.
- B - 일부 수복물이 소실되어 국소적으로 법랑질이 노출되었다.
- C- 여러 부위에서 수복물이 소실되어 법랑질이 노출되었다.
- D- 수복물이 소실되어 상아질과 백악질이 노출되었다.

검사자간의 측정 오차가 약 40um 에 달하며, 치아와 수복물의 경계부위에 대하여 단순한 비교를 하기 때문에, 질적인 평가는 하지 못하였다.

임상에서 관찰되는 수복물의 마모를 양적인 면에서 뿐만 아니라 질적으로 평가한 최초의 방법은 Profilometer 를 이용한 방법이었다(Lutz 등, 1979). 이 방법은 임상적인 결과를 비교적 정확하게 평가할 수 있으며 특히 양적인 측정에서 뿐만 아니라 질적인 측정도 가능했다는 점에서 높은 평가를 받고 있다. 이 방법에서는 환자 수복물의 마모 상태를 정기적으로 silicone 인상재로 인상을 채득하고 구리 주형을 만들어 이를 복재하여, 이 주형을 profilometer 로 tracing 하여 기준 되는 부위와의 깊이 차이에 의하여 마모율을 측정하였다. 그는 이 연구에서 대합치와 교합이 이루어 지는 부위와 그렇지 않은 부위 간에 마모율의 차이가 큰 것을 밝혀서, 수복물과 치아에서의 마모도의 양적 차이를 바탕으로 평가를 하였던 이제까지의 연구들의 문제점을 지적함으로써 질적 평가의 중요성과 의미를 밝혔다.

이 연구를 토대로 하여 복합레진의 마모에 대한 연구가 Zürich 대학에서 꾸준히 진행되어, 마모도를 3차원적으로 평가하기 위한 노력이 지속되었는데, 3 방향으로 조절되는 Table (Computer Driven 3 Coordinate Table) 을 이용한 방법이 그 첫 시도라고 볼 수 있다 (Roulet 등, 1983). 여기에서는 측정용 탐침이 정밀한 스위치에 연결되어 치아 교합면의 높낮이에 따른 위치변화가 1um 의 오차 한계내에서 기록되며 기록되며, 치아 교합면을 따라서 정밀 하게 움직이는 구동장치가 내장되어, 치아 교합면에 대하여 약 3000-5000개의 부위의 측정을 하며, 이러한 정보가 컴퓨터에 기록되어, 마모율을 평가 할 수 있는 장치이다. 이 장치는 매우 정밀하여 그 측정오차는 $-0.7 \pm 0.5 \mu\text{m}$ 에 불과하다고 한다. 이 방법을 이용하여 마모율의 측정은 더욱 정밀성을 높이게 되었고, 그 후 구치부 수복물의 마모에 관한 많은 평가가 이 방법을 통하여 이루어 졌으며 (Marolf, 1984; Marolf 등, 1984; Lutz 등, 1986; Roulet 1987; Zwicky 등, 1987; Beck, 1988; Krejci 등 1990; Krejci 1992; Krejci 등, 1993). 그런데 치아의 교합면에서 교합이 주로 이루어 지는 부분을 다른 부위에 비하여 더욱 세밀히 주사할 필요성이 대두되었고 이러한 점을 보완, 개선한 새로운 3차원 Scanner 에 의한 측정 법이 Zurich 대학에서

최근 발표되었다(Krejci 등, 1994).

위에서 설명한 3차원 scanner는 다이아몬드로 구성된 탐침으로 치아 및 수복물의 표면을 일정한 간격으로 주사하는 방법으로 정확도는 높지만 측정하는데 시간이 많이 소요되며, 정밀한 측정을 위한 기준점이 설정되어야 하며, 치과적인 용도에 맞게 특별히 제작되어야 한다는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 laser 를 이용하여 치아표면을 한번에 주사하는 방법이 개발되었으나 (Delong 등, 1989), 치아 자체의 translucency가 너무 강하고, 교합면의 굴곡이 심해서 오차가 많이 발생하였다. 그래서 치아의 translucency를 줄이기 위하여 분말을 표면에 도포하여 보았지만 역시 오차를 발생시킬 수 있는 요인으로 지적되었다. 최근에 laser sensor 의 성능을 향상 시키고, 특별한 기준점 없이도, 상을 중첩시켜서 마모가 더욱 많이 일어난 부위를 알아낼 수 있는 방법이 개발되었다고 발표되었으나 (Mehl 등, 1997) 그 정확성에 대한 검증작업이 있어야 할 것으로 사료된다.

3차원 마모측정법 이외에 수복물의 마모를 평가하는 대표적인 방법으로 pin과 disk를 이용하는 방법이 있는데, 이것은 마모도를 측정하고자 하는 수복재료를 disk 위에 위치시키고, 다이아몬드로 구성된 pin 또는 그에 해당되는 금속편 등을 그 위에 위치시킨 후 일정한 압력을 가하여, 수복재료 표면에 나타나는 홈의 깊이를 2차원적으로 분석하는 방법이다 (de Gee 등, 1986). 이 방법을 사용할 경우, 재료의 특성에 맞게 압력을 조절하여 줄 수 있으므로, 특정한 재료의 마모도를 과학적으로 분석할 수는 있겠으나, 임상에서 나타날 수 있는 결과와는 차이가 있을 것이며, 특히 수복 부위에 따라 다르게 나타나는 마모의 양상을 제대로 표현할 수는 없을 것이다. 국내에서 발표된 논문으로는 잇솔질에 해당하는 기계적인 자극을 가하고 표면조도측정과 적분법을 이용하여 마모량을 측정한 것과 (윤수선 등 1986) 회전하는 구동축에 연결된 disk에 마모도를 측정하고자 하는 물질을 위치시키고, 일정한 압력을 가하는 스프링 장치와 연결된 금속편을 위치시켜서, 시편에 나타나는 홈을 profilometer 를 이용하여 2차원적으로 분석한 논문(김화봉과 차문호, 1989) 등이 있었다.

그러면 이제 까지 개발된 3차원 치아표면주사기 중 가장 정확한 것으로 평가 받고 있는, Zurich 대학에서 개발된 기기에 대하여 자세히 알아보도록 한다.

2. Zurich 대학에서 개발된 3차원 마모측정장치

1) 전체적인 구성 (Fig. 1)

3차원 마모측정기는 다음과 같이 구성된다.

- 작업장 : 마모도 측정부, color monitor, Keyboard, mouse 로 구성된다.

- 조절부 : computer, motor, module, 예비전력 비축장치 로 구성된다.

그리고 이 모든 측정과정을 조절할 수 있는 software 로 구성된다.

조절부는 Aluminium 으로 보호되어 작업장 아래에 위치하고 그아래에 바퀴를 달아 위치이동이 편하게 한다.

2) 각 구조물의 기능, 제원

<가> 마모도 측정부

A. 계측부 지지대(Fig. 2)

위쪽으로는 현미경부와 연결되고, 아래 쪽으로는 motor 에 의하여 작동되는 선반대와 연결되어 전체적으로 마모도 측정부의 모든 부분을 지탱하고 있다.

마모도 측정기의 정밀도를 1um 이하로 하기 위하여 마모도 측정부의 주요부분을 지지하고 있는 계측대는 매우 단단하면서도, 주위로 부터의 진동이 전달되지 않는 구조물이어야 한다. 그러면서도, 기기 자체의 미세한 면화에 대하여 매우 민감하게 반응할 수 있어야 한다. Graugus 25로 구성된다.

B. 계측부

계측대, 계측침, 시편 유지대, 위치보정유지장치, 현미경, 선반으로 구성된다.

- 계측대 (Fig. 2)

계측침과 연결되어 이 구조물을 지지한다. 매우 정밀한 계측을 위하여 매우 가벼워야 하고, 온도변화에 대한 변화가 작아야 한다.

이를 위하여 속이 빈 ceramic 으로 제작한다.

계측대의 양 옆은 특히 ruby-precise support 로 지지한다.

magnetic 으로 그 위치를 유지한다. 이와 같은 구조는 특히 위치를 정확히 유지할 수 있으며, 계측대를 어떠한 이유에서 교환 할 경우에도, 매우 정확하게 실시할 수 있다.

- 계측침 (Fig. 2)

계측대에 연결되어 있으며 실지로 시편의 교합면 부위를 탐침는 부위이다. 계측침은 다이아몬드로 만들고, 계측침의 끝부분은 직경이 10um가 되도록 한다. 치아에 일단 접촉한 계측침은 모터의 움직임에 의하여 치아의 교합면을 움직이게 된다. 움직이는 거리는 모터의 성능에 따라 원하는 대로 조절될 수 있도록 하는데, 1um, 10um, 100um, 1mm, 10 mm 를 선택할 수 있게 한다. 높이(z axis)를 digital로 감지할 수 있게 한다.

- 현미경 (Fig. 2)

계측부지지대와 위쪽으로 연결되어 있다. 30배의 배율로 시편 및 위치보정유지기를 관찰 할 수 있다. 중앙에 십자가 표시를 나타내 줄 수 있게 구성하여서 위치보정유지장치의

reference point 와 기준대 (Rp0)를 이용하여 시편을 재위치 시켜줄 수 있도록한다.

- 시편유지부 (Fig. 2)

6개의 시편 유지공과 1개의 기준대(Rp0)로 구성되어 있다. 시편 유지공은 위치보정유지기를 장착할 수 있도록 구성한다. 실험 전후의 수십 um에 불과한 마모도의 차이를 비교하기 위해서는 시편을 정확한 위치로 재위치시키는 것이 필수적인데, 이 역할을 현미경과 기준대, 그리고 시편을 유지하고 있는 위치보정유지장치에 의하여 하게 된다. 즉 기준대와 시편유지기 위에는 정밀세공한 일정한 크기의 둥근 홈이 파여져 있으며, 이 홈의 위치를 현미경을 이용하여 일정하게 맞추게 된다. 기준대로 부터, 각각의 시편유지공까지는 일정한 거리와 간격을 이루고 있다.

- 위치보정유지장치 (Fig. 2, 3, 4)

녹이 슬지 않는 stainless steel로 만든다. 중앙에 시편을 위치시킬 수 있도록 구성되어 있고 주변에 일정한 거리와 간격으로 4개의 reference point 를 위치시킨다

30배의 현미경과 각각의 reference 통하여 시편을 정확히 재위치 시킬 수 있다.

- 선반 (Fig. 2)

motor로 부터 연결되어 시편유지부를 움직인다. x, y, z 의 3축으로 움직이며, 1um, 10um, 100um, 1mm, 1cm 의 단위로 움직일 수 있고 술자에 의하여 그 양이 선택가능하도록 한다.

x/y 방향으로는 최대 10×10cm 까지 측정이 가능하고, z 방향으로는 3cm 까지 측정이 가능하다. 화강암으로 만든다.

<나> Monotor, Mouse, Keyboard

고해상도를 가진MultiSync 기능을 가진 20 inch 32 bit color monotor 를 사용한다.

<다> Computer

Pentium 급(200 MHz 이상, 100MB 이상의 RAM) 의 PC 또는 G3 process 를 갖춘 Power Macintosh computer(266MHz, 192MB RAM) 를 사용한다.

<라> Module, motor, interface

1um, 10um, 100um, 1mm, 1cm의 단위로 움직일 수 있는 module이 내장된 motor interface (Phytron, Gröenzell, Germany) 로 구성한다.

3. Software 의 구성

software 는

- 마모측정용 soft ware

- motor 를 조절하고 선반을 움직이는데 필요한 soft-

ware

- graphic 처리를 위한 software 로 구성한다.

〈가〉 마모측정 및 motor 조절을 위한 software software program을 작동시키면 다음과 같은 화면이 1 단계로 구성되도록 하며

1. Calibration of 3D Scanner
 2. Determining position of RP and cusp tip
 3. Occlusal surface scanning
 4. Graphic presentation
 5. Wear Measurement
- 각각을 선택할 수 있게 한다.

A. Calibration of 3D Scanner

정밀한 마모도의 측정을 위하여 마모측정기 자체의 위치를 보정하는 과정이다. 이 과정을 위한 software와 정밀하게 제공된 금속판을 이용하여 자체의 정밀도를 보정한다.

이 과정을 선택하면 Fig. 5과 같은 화면이 컴퓨터에 나타나도록 구성한다.

금속판은 x/y 보정을 위한 금속판과, z 보정을 위한 금속판으로 구성한다. 다음과 같이 구성한다. x/y 보정을 위한 금속판에는 1um, 10um, 100um, 1mm 등이 표시되어 있다. 각각에 해당하는 값을 컴퓨터에서 선택하고, 특수금속판을 시편유지대 위에 위치시켜서 입력된 거리만큼 정확히 선반과 시편유지대가 움직이는지 알아본다. Z 보정을 위한 금속판에는 정밀한 피라미드모양의 홈이 파여있다.

계측침을 피라미드모양의 홈 가까운 곳의 금속표면위에 닿게 위치시킨후, 계측침이 표면을 따라움직이게 하여 피라미드의 가장 깊은 위치에 도달하면 그 값을 읽으며, 이 위치를 통하여 z 값을 보정할 수 있게 한다 (Fig. 6).

B. Determining position of RP and cusp tip

기준대, 6개의 위치보정유지대, 위치보정유지대에 위치하는 치아 및 시편의 교두정의 위치를 scan 하는 과정이다. 실험 전후의 수십 um에 불과한 마모도의 차이를 비교하기 위해서는 시편을 정확한 위치로 재위치시키는 것이 필수적이다. 이 역할을 현미경과 기준대, 그리고 시편을 유지하고 있는 위치보정유지장치에 의하여 하게 된다. 즉 기준대와 시편유지기 위에는 정밀제공한 일정한 크기의 둥근 홈이 파여져 있으며, 이 홈의 위치를 현미경을 이용하여 일정하게 맞추게 된다. 현미경들 이용하여 그 위치를 보정하는 방법을 그림에 나타냈다.

먼저 계측침은 기준대의 기준공(RP0) 위치를 scan한 후, 제 1 시편부의 좌측하방(RP1)에 있는 reference point로 이동하게 된다. 그리고 그 위치가 정확한지 술자에게 물으며 그렇지 않을 경우에는 이를 다시 보정한 후, 확인이 되

면, RP1 의 x, y, z 위치를 저장하게 된다. 그 후 Software는 해당 치아의 cusp tip 또는 교합면의 contact point의 위치를 묻게 되며, 술자가 정확한 위치로 조절하여, 그 위치를 입력시킨 후 저장시킨다. 계측침은 계속하여 RP2, RP3, RP4 로 이동하면서 각각의 x, y, z값을 저장하게 된다. 이렇게 하여 1번 시편에 대한 측정이 완성되게 되며, 탐침은 계속하여 2번, 3번, 4번, 5번, 6번 시편에 대하여 같은 방법으로 그 위치를 측정하게 된다. 측정이 다 끝났으면 탐침은 다시 기준대의 기준공으로 돌아와서, 6개의 시편에 대한 각각의 reference point 및 cusp tip에 대한 측정을 마치게 된다 (Fig.3)

C. Occlusal surface scanning

B 에서 얻은 data 에 근거하여, 실질적인 교합면을 scan 하는 과정이다.

scan에 필요한 면적을 기록하도록 한다. x/y로 1um × 1um 부터 최대한 10×10cm까지 측정이 가능하도록 한다.

면적을 기록하고 난 후, 측정하고 싶은 단위를 기록한다. 즉 motor는 x/y 방향으로 1um, 10um, 100um, 1mm, 10mm로 움직일 수 있다. 또한 일반적으로는 100um씩 이동하면서 측정하고 특정한 부위, 즉 교합면의 contact point 등은 10um의 단위로 motor가 움직이면서 측정할 수 있게 한다. 이렇게 입력된 명령을 바탕으로 탐침은 치아 및 수복물의 교합면을 1번 시편부터 6번시편까지 차례로 scan하게 되고 이러한 방법으로 6개의 전체 시편을 측정하는데 약 3 시간 정도가 소요되게 구성한다.

D. Graphic presentation

B, C,에서 저장된 data를 ASCII의 형태로 저장되고 이를 3차원 graphic program을 이용해 computer 상에서 직접 확인 하거나, Laser Print로 출력한다.

5. Wear Measurement

이렇게 하여 측정된 data로 마모도를 정확히 측정할 수 있다. 즉, 시편치와 대합치의 교합면을 먼저 scan하여 그 data 를 저장하고, 이 시편 및 대합치를 컴퓨터조절인공구강계에 넣어 자극을 준 후 다시 꺼내어, 다시 scan 하여 그 data 를 저장하여, 컴퓨터조절인공구강계에 넣기 전과 넣은 후의 값을 비교하여, 그 차이를 그래프로 나타내든지, 아니면, 수치로 표현할 수 있게 한다. 이러한 작업이 가능한 이유는, A, B, C 에서 설명한 과정을 통하여 시편을 다시 정확히 자기 위치에 위치시키는 것이 가능하며, 또 나사 등을 돌리는 힘의 차이에 의하여 생길 수 있는 위치의 차이도 수학적 계산에 의하여 정확히 보정되기 때문이다.

참고문헌

1. Beck P: In vivo Untersuchung eines superdirekt hergestellten Komposit-Inlays Med Diss, Züich, 1988
2. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. US Patent 3,006,112, 1962.
3. Cvar JF, Ryge G. Criterior for the clinical evaluation of dental restorative materials. USPHS Publication No 790-244, San Francisco, United States Government Printing Office 1971
4. Decker C. Radiation curing of polymers Proceedings North West resion Ind. Div. royal society of chem. Sept. Special Pub. 1986; #64. 16-31
5. de Gee AJ, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 1986;65:654-658
6. Delong R, Peterson R, Douglas WH: A laser profiling system for measuring wear of dental materials. *J Dent Res* 1989;68:907, Abstr 328
7. Dennison JB, Powers JM, and Charbeneau GT. In vivo of posterior composite and amalgam restorations. *J Dent Res* 1980;59: IADR Abstract No 951
8. Goldberg AJ, Ryge G, Jendresen MD. comparison of clinical evaluation methods for posterior composite restorations *J Prosthet dent* 1984; 52:457-9
9. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100: 953-960
10. Krejci I: Zahnfarbene Restaurationen. Hanser München, 1992
11. Krejci I, Glauser R, Sägesser D, Lutz F: Marginale Adaptation und Verschleissfestigkeit eines Feinhybrid-komposit-Inlay in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1993;103:973-978
12. Krejci I, Reich T, Bucher W, Lutz F Eine neue methode zur dreidimensionalen verschleissmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994;104:2 160-169
13. Leinfelder KF, Sluder TB, Sockwell CL, Strickland WD, Wall JT. Clinical evaluations of composite resins as anterior and posterior restorative materials. *J Prosthet Dent* 1975;33: 407-16
14. Leinfelder KF, Sluder TB, Santos JFF, Wall JT. Five-year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resin. *Oper Dent* 1980;5:57-65
15. Leinfelder KF, Barkmeier WW, Goldberg AJ. Quantitative wear measurement of posterior resins. *J Dent Res* 1983 Aug;62:IADR abstract No 194
16. Lutz F, Imfeld T, Meier CH, Firestone AR. Composite versus amalgam-comparative measurements of in vivo wear resistance: 1 year report. *Quintessence Int* 1979;3:77-87
17. Lutz F. Potential posterior composite. An in vivo in vitro comparison for wear. *J Dent Res* 1984;63:914-20
18. Lutz F, Krejci I, Barbakow F, Oldenburg T: P-30, better or worse than P-10 / *J dent Res* 1986;65:813, Abstr 789
19. Marolf RA: In vivo Verschleissfestigkeit unterschiedlich zusammengesetzter Komposit-Inlays. Med Diss, Zurich, 1984
20. Marolf RA, Roulet JF, Mörmann WH, Lutz F: Komposit inlay. Rand qualität und Verschleiss nach 6 Monaten *Schweiz Monatschr Zahnmed* 1984;94:1215-1224
21. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R: A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997;76:1799-1807
22. Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. Observations on composite resin for class II restorations: Two-Year report. *J Prosthet Dent* 1972;28:164-9
23. Roulet JF, Reigh T, Lutz F. High precision occlusal mapping-A new method for measuring wear of posterior composites. *J Dent Res* 1983;62:220, Abstr No 457
24. Roulet JF : Degradation of dental polymers. Karger, BAsel, 1987
25. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD: Comparison of direct and indirect methods for analysing wear of posterior composite resin restorations *Dent Mater* 1990;5: 157-160
26. Zwicky C, Lutz F, Krejci I: Amalgam-A flop as an amalgam substtute? *J Dent Res* 1987; 66: 111 Abstr 38
27. 김화봉, 차문호 : 구치용 복합레진의 마모에 관한 연구 대한소아 치과학회지 1989;16:2 1-20
28. 윤수선, 이선형, 양재호, 장완식 : 치관 전장용 레진의 내마모성에 관한 비교연구 대한치과보철학회지 1986; 24:1 33-43

사진부도 설명

Fig. 1. 3차원 마모측정기의 개략적인 모습

Fig. 2. 작업대의 모습

Fig. 3. 시편 유지부위에 위치한 위치보정유지기의 모습과 계측침에 의하여 scanning되는 순서

Fig. 4. 현미경하에서 reference point의 위치를 맞추는 방법

Fig. 5. 3차원 마모측정장치의 화면구성예

Fig. 6. 3차원 마모분석기의 calibration을 위한 보정판

(a) 보정판을 위에서 본모습

(b) 피라미드의 정점부를 향해 계측침이 진행되는 모습

사진부도 ①

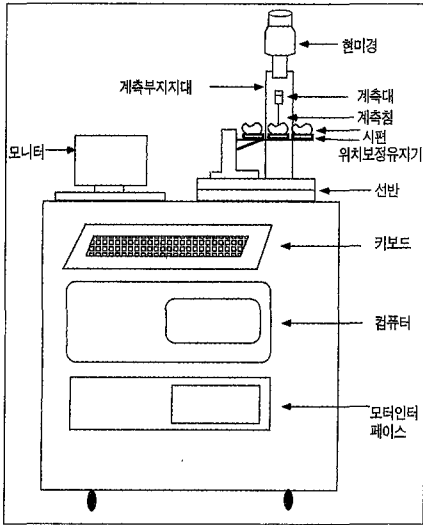


Fig. 1

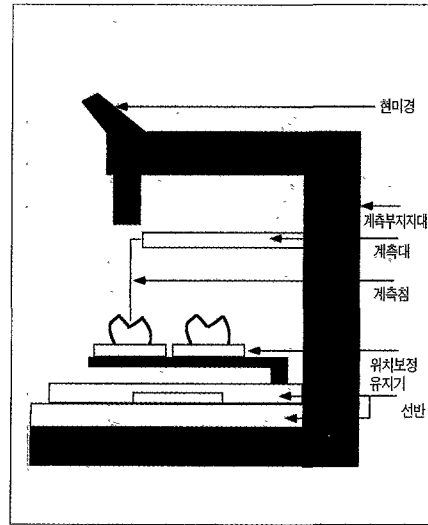


Fig. 2

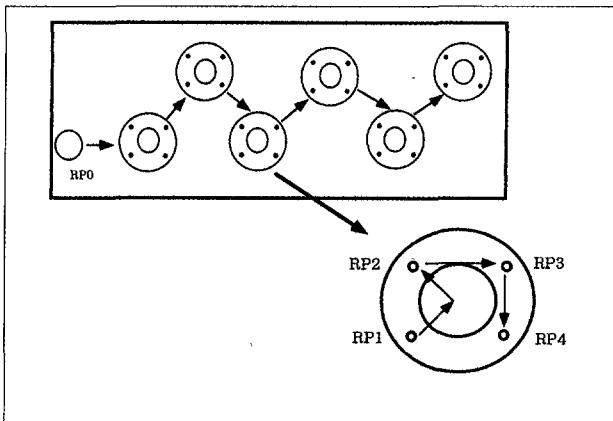


Fig. 3

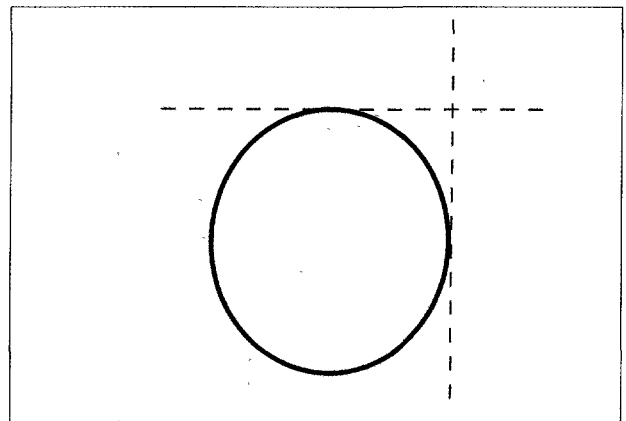


Fig. 4

3D Scanner

3D Manual Control X:7000 Y:-16200 Z:-3695

Step	Y- ↑ 8 X+ 4 ← 6 X- → 2 Y+ ↓	8 ↑ 계측침 2 ↓	/: x/y *:z E*: MO-Contact E.: 계측침 - : 수정 + : 계속
.1: 1u			
.2: 10u			
.3: 100u			
.4: 1mm			

RP2	0	0	0	RP4	0	0	0
RP1	0	0	0	RP3	0	0	0

Sample	2	4	6
	1	3	5

Fig. 5

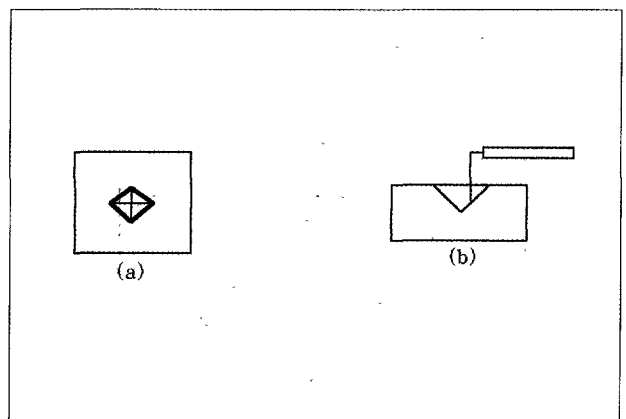


Fig. 6