

3-Dimensional scan을 이용한 치아 마모량 측정 방법에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보철학교실, 성균관대학교 의과대학 삼성서울병원 치과진료부*

김승준 · 최대균 · 권금록 · 이석형*

I. 서 론

치아 마모는 일반적인 현상으로 인구의 97%가 이환되어 있으며 약 7% 정도는 치료가 필요한 정도의 병적인 마모를 보인다.^{1,2)} 최근 수 십년 간 발생빈도와 정도에 있어서 치아의 마모가 증가하고 있으며 이것의 원인으로는 많은 나라에서 고령자들의 치아 잔존율이 높고,³⁾ 원인적 요소 또한 증가하고 있기 때문이다.⁴⁾ 치아의 마모는 대부분의 경우 침식이 주된 원인이지만 침식, 교모, 생리적 마모를 통틀어 이야기 하기도 한다.²⁾ 침식은 산에 의한 치아의 화학적 용해로 정의되며, 교모는 치아에 의한 치아의 마모, 생리적 마모는 치아 외의 물리적인 요인에 의한 치아의 마모로 정의된다.⁵⁾

또 자연치아 뿐 아니라 다양한 합성 대체물이 세라믹 veneering 재료의 대체물로 사용되어지면서, 이러한 재료들의 화학적 기계적 안정에 대한 의혹이 생기고 마모 저항이 중요한 문제로 떠올랐다.⁶⁾ 구치부의 컴포지트 레진과 세라믹에 초점을 맞춘 많은 연구가 있었다. 이런 심미적인 재료들은 치아구조에 접착하여 다양한 정도의 마모 저항을 나타낸다.⁷⁾

여러 기술들이 구강내에서 기능중인 구치부 재료의 마모량을 파악하는데 사용되고 개발되어져 왔다.⁸⁾ 초기 마모량 측정은 대부분 상아질의 노출정도로 단계를 나누었는데 이런 방법으로 쉽고 빠르게 데이터를 얻을 수 있었지만 양적인 정보는 정확하게 얻을 수 없었다.⁹⁾ 이를 해결하기 위하여 semi-quantitative 방법,^{10~14)} photo-graphic 과 planimetric 방법을 사용

한 양적 방법(quantitative method)으로 측정이 이용되었는데,^{15~17)} 이들은 초기단계의 마모를 측정할 수 없는¹⁸⁾ 문제를 가지고 있었다. 새로운 마모량 측정법으로 현대에 이르러 3D scan을 이용한 방법이 각광을 받게 되었다. 과거의 마모도 측정은 2차원적인 선적인 변화에 머물렀으나⁶⁾ 마모는 선적인 변화가 아닌 3차원적 부피의 변화이므로, 3D scan등을 이용한 마모된 부피에 대한 정확한 평가가 있어야 될 것으로 생각된다.

이에 본 연구에서는 3D scan을 이용해서 마모된 부피에 대한 정성적, 정량적 측정의 가능성에 대해 알아보고자 했다.

II. 연구재료 및 연구방법

1. 연구재료

1) 시편제작

반원 모양과 원뿔 모양의 시편을, 각각 3개씩 패던 레진(GC Corporation, Tokyo, Japan)으로 제작하여 이를 '실험 1'의 시편으로 사용하였다(Fig. 3). 또한 환자에서 상악치아를 통법에 따라 고무(Exaflex putty and light type, GC Corporation Tokyo, Japan)를 이용한 인상을 채득하고 인상체에 바세린(vaseline)을 바른 후 Exaflex light type의 고무 인상재로 모형틀을 제작하였다(Fig. 4). 고무 모형의 #13, #14, #15, #16, #17, #23, #24, #25, #26, #27 치아(F.D.I. system)의 기능교두 10개를 '실험 2'의 시편으로 사용하였다.

2) 계측기

본 연구에서는 부피계측을 하기 위해 3D scanner(Surveyor 1200, Laser Design Inc. Minneapolis, U.S.A.)를 사용하였고, 이 기기는 $12\mu\text{m}$ 의 선정확도와

와 $30\mu\text{m}^3$ 의 부피정확도를 가지고 있다(Fig. 5). 질량 측정을 위해 10^{-6}g 까지 측정 가능한 전자저울(4503MP6 Germany Sartorius, Goettingen, Germany.)을 사용하였다(Fig. 6).



Fig. 1. Before treatment of pathologic tooth wear

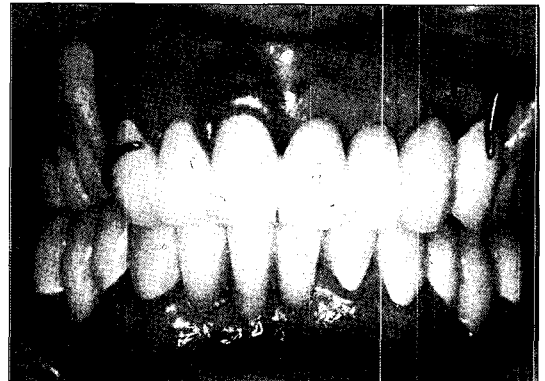


Fig. 2. After treatment of pathologic teeth wear

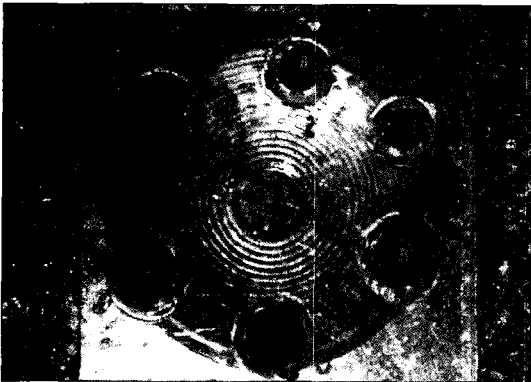


Fig. 3. Pattern resin model for test 1

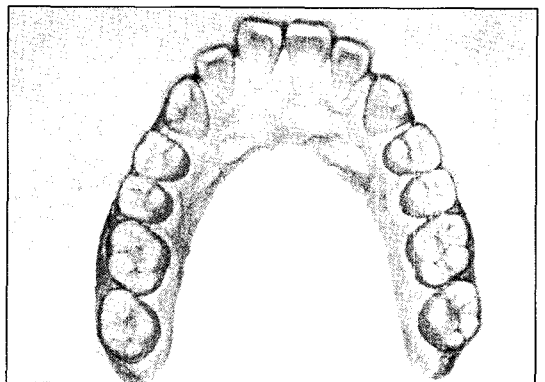


Fig. 4. Rubber model of teeth for test 2

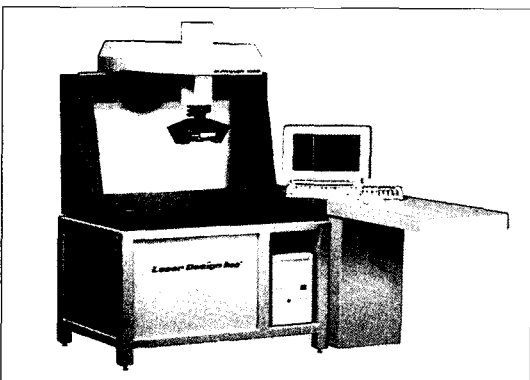


Fig. 5. 3D scanner (Surveyor 1200, Laser Design Inc. Minneapolis, U.S.A.)

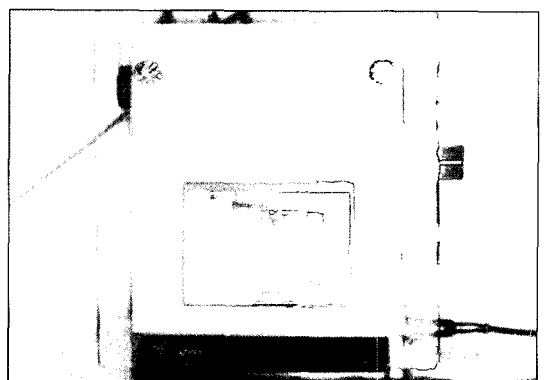


Fig. 6. Micro-balance 4503MP6(Germany Sartorius, Goettingen, Germany)

3D scanner는 접촉식 측정방법과 비접촉식 측정방법이 있다. 접촉식 기술은 느리며 자유곡면과 같은 복잡한 형상의 경우 정확한 측정 데이터를 얻기에는 한계가 있어 비접촉식 기술의 시도가 많이 이루어졌다. 과거에는 정확도 측면에서 많은 기술적인 문제점을 안고 있었지만, 최근에는 레이저, 초음파 기술 등의 발달로 비접촉식 기술이 크게 발전하게 되었다. 본 실험에 사용된 3D scanner는 비접촉식 방법으로써, 일반적으로 많이 사용되고있는 것이다.

2. 연구방법

1) 3D scan의 정확도 측정실험 1

3D scan으로 치아의 마모량 측정을 할 때, 치아 교두의 경사가 급하고(60° 이상), 치아의 열구가 포함된 부분은 정확한 측정이 불가능하다.¹⁹⁾ 예비 실험으로 비교적 형태가 단순한 입체모형으로 반구 모양과 원뿔 모양의 시편을 각각 3개씩 패턴 레진으로 제작하여 3D scan을 시행하고 전자저울로 질량을 측정하였다. 이 반원과 원뿔 모양의 시편을 사포로 마모시켜 다시 3D scan을 하고 마모된 후, 패턴 레진을 전자저울로 질량을 측정하였다(결국 마모된 질량을 계속하게 된다). 질량측정은 마모 전과 후에 각 10회 측정하여 그 평균값을 구했다.

두 가지 마모량 측정 방법, 즉 3D scan에 의한 부피 변화량과 질량 측정에 의해서 계산된 부피 변화량의 차이를 비교함으로써 3D scan의 정확성을 확인하였다. 이때 패턴 레진은 제조사의 지시대로 조작하였고, 밀도값은 제조사가 지시하는 값(1173 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$)을 이용하였다.

2) 3D scan의 정확도 측정 실험 2

'실험 1'을 통하여 3D scan의 정확성을 확인하였고 이에 실제 치아 마모량을 확인하기 위하여 임의의 피검자를 선택하여 통법에 따라 상악치아의 고무 인상을 채득하고 인상체에 바세린을 바른 후 상기의 고무 인상재를 이용하여 모형을 제작하고, 이 모형을 3D scan을 하였다. 치아 마모를 재현하기 위하여 고무 모형의 #13, #14, #15, #16, #17, #23, #24, #25, #26, #27 치아의 기능교두를 임의의 크기로 절단한 후 다시 한번 3D scan을 하였다. 대조군으로 절단된 고무 조각을 전자저울을 이용하여 질량을 10회 측정하여 그 평균값으로 하여 이 값을 3D scan한 값과 비교하였다. 고무는 제조사의 지시대로 조작하였고 제조사의 밀도 값(300 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$)을 이용하여 부피를 측정하였다.

3) 분석

3D scan으로 계산한 부피의 값과 전자저울을 사용해서 밀도로 계산한 부피값을 95%의 신뢰성으로 paired T-test를 시행하였다($H_0: \mu_1 = \mu_2, \mu_1$: 3D scan으로 측정된 부피, μ_2 : 전자저울로 계산한 부피).

III. 결 과

1. 3D scan의 정확도 측정 실험 1

패턴 레진 시편을 삭제하기 전과 후에 질량을 10회 측정하여 그 대표값의 차이와 밀도를 이용하여 삭제된 부피값을 대조군으로 하고, 3D scan을 이용하여 부피값을 측정하였다(Table I). 각각 3개의 반

Table I. volume of the cutting resin by two measuring method

Measuring method	Sample						Unit (mm^3)
	1	2	3	4	5	6	
3D scan	7.5268	3.2829	6.1078	7.1566	2.3969	2.9970	
Micro-balance	7.6623	3.3256	5.9713	6.9976	2.3258	3.1253	

Table II. T-test by using two measuring method for finding the difference of volume

(N = 6)

3D scan		Micro-balance		p-value
Mean	SD	Mean	SD	
4.911	2.279	4.901	2.185	<0.05

N: number of samples, SD: standard deviation

Table III. Volume of the cutting rubber by two measuring methodUnit (mm³)

Measuring method	Sample								
	#14	#15	#16	#17	#23	#24	#25	#26	#27
3D scan	0.9631	0.8719	1.2566	2.4231	1.6638	3.6054	1.6915	2.3068	2.7531
Micro-balance	1.0861	0.9115	1.1138	2.6500	1.5269	3.7469	1.8007	2.1631	2.4931

Table IV. T-test using two measuring method for finding the difference of volume

3D scan		Micro-balance		p-value
Mean	SD	Mean	SD	
1.948	0.902	1.944	0.921	<0.05

N: number of samples, SD: standard deviation

구와 원뿔시편을 가지고 3D scan과 대조군으로 나누어 시행한 마모량 측정 결과 95%에서 유의한 차이점이 있었다(Table II).

2. 3D scan의 정확성 측정 실험 2

절단된 고무 조각의 부피를 3D scan으로 측정하고 전자저울을 이용하여 측정한 값은 Table III에 나타났다. #13 치아부위에서 절단된 고무 조각은 기포가 발생하여 측정하지 않았다. 9개의 표본으로 3D scan의 정확도를 paired T-test로 통계처리한 결과, 95%에서 유의한 차이점이 있었다(Table IV).

IV. 고 찰

1. 3D scan의 정확도 분석

마모량 측정시, 3D scan의 사용가능성에 대한 신뢰성을 확인하고자 본 연구를 실행하였다. 신뢰성 연구를 위하여 임의의 한 사람을 선택하여 인상 채득한 후 고무 모형을 제작하여 10개의 치아 모형을 시편으로 사용하였다. 반구와 원뿔 시편을 사용한 예비 실험 결과에서 3D scan의 정밀성이 검증되었다 ($p < 0.05$).

3D scan에 의한 부피량 측정 방법은 다음의 순서로 이루어졌다. 먼저 고무 모형을 원형 그대로 scan

을 시행한 다음 고무를 절단하고 다시 scan한 후 (Fig. 7), 두 scan을 합성했다. 합성을 한 사진에서 높이의 차이가 나는 부분을 서로 다른 색으로 나타내게 된다(Fig. 8). 그것을 부피를 계산하기 위해서, 여러 부분으로 절단하여 각각의 단면적을 먼저 구한 다음 이들을 모두 합산했다(Fig. 9). 부피를 구하기 위해 다음의 공식을 이용했다.

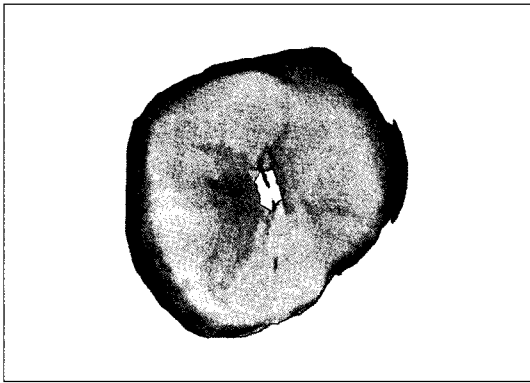
$$S_1 = (a+b/2)*h \text{ ————— ①}$$

$$V_i = (S_1+S_2)*D \text{ ————— ②}$$

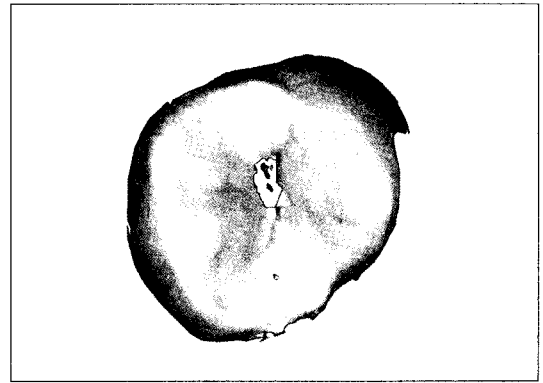
$$V = \sum_{i=1}^{n-1} V_i \text{ ————— ③}$$

S_1 은 첫 번째 단면의 단면적이며(①), V_1 은 S_1 과 S_2 간의 부피(②), V 는 총부피량(③)을 의미한다. 여기서 a 는 단면적의 밑변길이, b 는 단면적의 윗변길이, h 는 a 와 b 의 평균차이, D 는 단면적 간의 수직거리, n 은 절단한 갯수를 의미한다.

위의 계산 결과 3D scan의 신뢰성이 인정되었다 ($P<0.05$)가 95%이상으로 나타났다. 3D scan에 대한 선학들의 연구 결과를 살펴보면 Roulet²⁰은 $6\mu\text{m}$ 의 오차를 보고하였고, DeLong²¹ 등은 $6\mu\text{m}^3$ 의 함몰 부위에서 $5.3\pm 0.6\mu\text{m}^3$ (12% 오차), 그리고 $28.1\mu\text{m}^3$ 의 함몰 부위에서 $28.8\pm 1.1\mu\text{m}^3$ (2.5%오차)의 오차의 계측이 가능하다고 했으며, A.Mehl²²등은 경사도가 60° 이하에서 오차의 범위가 $6\mu\text{m}$ 이하의 정확도를 나타낸다고 하였다. 이번 계측에서 패턴 레진 시편을 절단



(a)



(b)

Fig. 7. Three dimensional graphic of occlusal surface before (a) and after (b) cutting

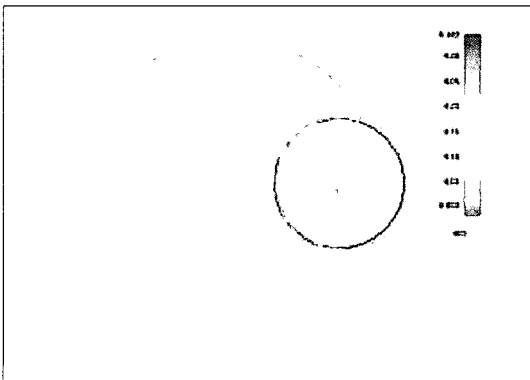


Fig. 8. Picture overlapped with before and after cutting

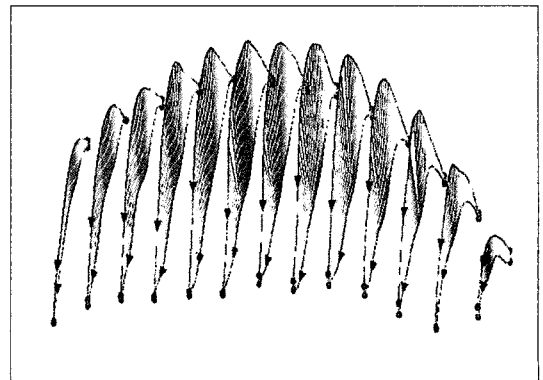


Fig. 9. Cross sectional area sliced by 0.1mm distance

한 평균 4.912mm³의 함몰부위에서 평균 오차 0.091mm³(2.45%)을 나타내었으며, 절단된 고무의 평균 1.944mm³의 함몰부위에서 평균 오차 0.147mm³(7.6%)를 나타냈다. 이 값은 DeLong²¹⁾ 연구보다는 큰 함몰 부피를 이용한 검증이었지만 비교적 비슷한 오차의 범위를 가지고 있었다. 오차의 백분율은 비슷하지만 오차의 단위가 큰 것은 3D scan으로 부피 측정 시 적분법을 사용할 때, 비교적 간격을 크게 절단(0.1mm)했기에 오차가 크게 나타났다고 생각된다. 그리고 절단된 치아 모양의 고무보다 구와 원뿔 형태의 시편이 오차가 적었던 것은, 치아에 미세한 구가 존재하는 점과 패턴 레진과는 달리 고무가 깨끗하게 절단되지 않은 것 때문이라고 생각된다.

구강내의 마모는 실험실 조건과는 달라서 연마, 침착, 온도, 피로와 부식 등이 혼합적으로 일어난다.²³⁾ 실험실 조건에서의 마모 실험 결과로 장기간의 생체에서의 마모량을 조정하려는 노력이 많이 있어 왔으나 아직까지 성공하지 못했다.²⁴⁾ 그러므로 자연치아에서의 정확한 마모량 측정이 필요하다. 과거의 구강내 마모량 측정방법은 구강내를 인상 채득하고 이를 모형으로 제작하여 3D scan을 시행하였다. 이 방법에 의하면, 인상 시와 모형 제작 시, 미세하나마 부피의 변화가 필연적으로 일어나게 된다. 최근 이런 이유로 이런 과정을 거치지 않고 직접 측정하는 방법들이 소개되고 있다. 예로 이중관 치관을 이용하거나,²³⁾ 도재 인공치를 이용한 총의치,²⁵⁾ 또 최근에는 치과용 임플란트를 이용한 방법들이 소개되고 있다.⁶⁾ 이러한 방법들은 실험치아의 위치를 항상 일정하게 고정할 수 있는 점에서 활용도가 높을 것으로 사료된다.

앞으로, 치아의 열구 부분과 경사진 치아에 대한 부정확성¹⁹⁾ 등에 대한 3D scan의 기계적 결함을 개선시킨다면, 치아나 치과재료의 정확한 마모량 측정이 구강내에서 직접 가능할 것으로 예상되며, 더욱 견고한 심미적 재료의 발전이 가능할 것으로 생각된다. 또 마모는 구강내에서 비정상 기능을 유도할 수 있는 수직 교경과 교합면의 변화를 일으키는 교합지지의 소실을 가져오므로,²⁶⁾ 이에 대한 정확한 정보는 비정상 기능의 조기진단을 가능하게 할 것이며, 나이에 대한 평가와 법치의학의 발전에 공헌^{27,28)} 할 것으로 생각된다.

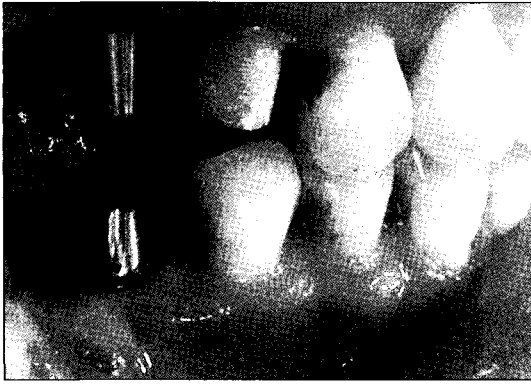
2. 임상적용

실제 2명의 단일 수복 임플란트 치료를 받은 환자(환자1: 하악 우측 제1대구치부 수복, 환자2: 상악 우측 제1대구치부 수복)를 대상으로 임상적용을 실시해보았다. 모두 ITI implant system(Strumann Institute, Waldenburg, Switzerland)의 solid abutment를 사용하였고, 상부구조의 치관 재료를 환자 1의 경우는 아크릴 레진 (Lang, Dental MFG. Co. Inc. Wheeling, IL, U.S.A.)을 사용하였고, 환자 2의 경우에는 경화 레진 (Gradia, GC Corporation Tokyo, Japan)을 사용하였다. 대합치와의 관계는 환자1 금관의 대합치는 자연치였고, 환자2 치관의 대합치는 경화 레진이었다.

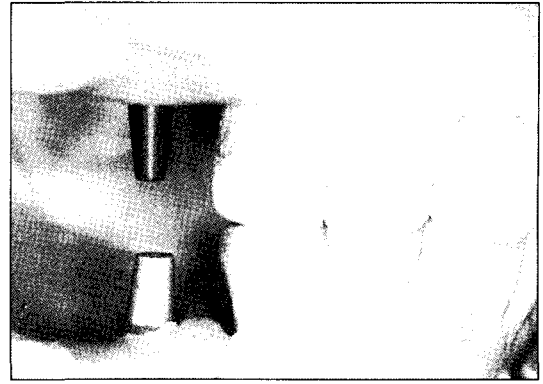
임상 적용은 다음과 같은 순서로 이루어 졌다. 즉, 기존의 임플란트 보철 술식에 따라 인상을 채득한 후, GC사의 경화 레진을 이용하여 치관을 제작하였고, 구강내에 임시 시멘트로 장착 후 교합조정을 시행하였다(Fig. 10). 약 1주일 동안 구강내 장착 후 환자에게서 적응 상태를 지켜보아서 환자가 편안하다고 느낄 때, 치관을 제거한 다음, 이를 구강내와 일치하는 규격화된 lab analog에 장착시키고 3D scan을 시행하였다. 이것을 대조군으로 설정하여 scan 후 치관을 다시 임시 장착하였다(Fig. 11). 장착 후, 각 3개월과 6개월 후에 환자를 내원시켜 치관을 제거한 후 이를 규격화된 lab analog에 장착시켜 3D scan을 다시 시행하였다. scan 자료를 이용하여 사용기간 경과에 따른 보철물 교합면 마모 상태 즉, 마모된 위치, 부피, 높이의 변화를 알아보았다.

생체에서의 실험군 2개를 가지고 3개월, 6개월 후 교합면 마모량을 확인한 결과, 두 실험군간에 마모량의 차이를 보였다. 이렇게 마모량의 차이가 났던 것은 환자 개체의 저작력의 차이, 경화 레진과 아크릴레진의 마모도 차이, 그리고 대합치(#16i의 대합치는 경화 레진, #46i의 대합치는 자연치)의 마모도 차이에 의해서 일어난 것으로 추정된다.

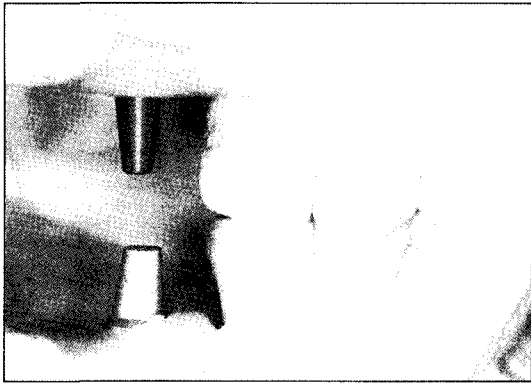
과거의 실험실 실험조건과는 달리, 본 임상적용 실험에서는 연마, 침착, 온도, 피로, 부식이 일어나는 마모량의 결과를 생체에서 추정하려 시도해 보았다.²⁴⁾ 비록 이 임상실험에서는 실험군의 부족(2개), 짧은 기간(3개월~6개월)의 마모량 측정에 의한 것이지만, 본 연구가 생체를 대상으로 얻은 결과라는 점에



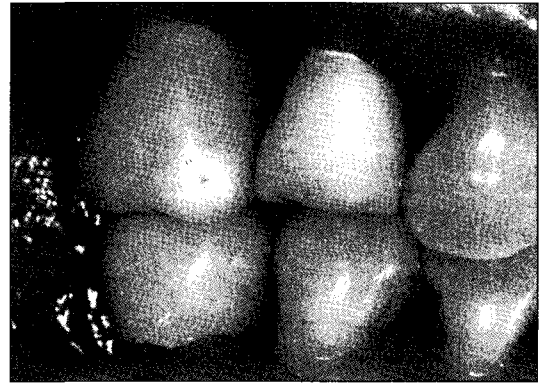
(a)



(b)

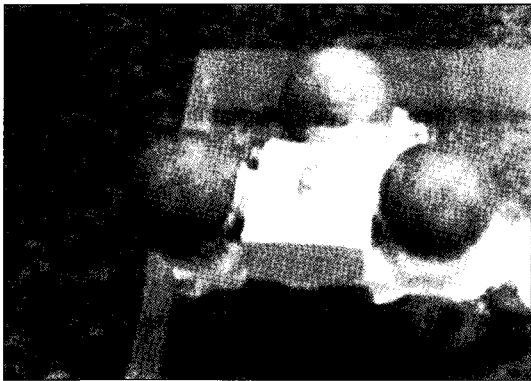


(c)

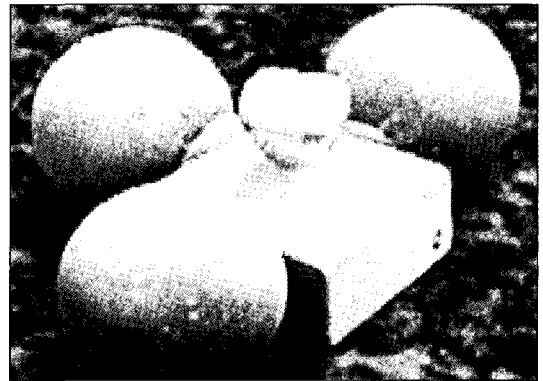


(d)

Fig. 10. Fabrication process of implant prosthesis using solid abutment of ITI implant system



(a)



(b)

Fig. 11. Fabrication a device using lab analog for always same position sitting

서 큰 의의가 있다고 할 수 있다. 앞으로 생체에서 마모량이 많은 실험군과 장기간의 마모량 측정을 계속한다면 병적 마모의 치료와 치과 수복재료의 발전에 매우 큰 영향을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

본 실험에서는 보철물을 임시 접착하여 구강내에서 일정기간 저작을 하고, 구강 밖에서 마모량을 측정하는 방법을 사용했기에 자연치의 마모량 측정에 직접 적용하기에는 아직 한계가 있지만, 앞으로 3D scan의 발달로 그 정확도가 높아진다면 구강 밖에서 하는 불편함을 없애고, 구강내에서 모든 자연치아, 수복물, 보철물들의 마모량 측정이 직접 가능할 것으로 사료된다.

V. 결 론

치아 마모로 인하여 수복을 해야 할 경우, 환자의 마모량을 정확하게 알 수 있다면, 환자에게 이상적인 수복을 할 수 있을 것이다. 근년에 이에 대한 정성적 및 적량적 분석이 많이 이루어지고 있다. 본 연구에서는 3D scan을 이용한 부피측정에 대한 신뢰성을 알아보는 것이 목적이었다.

이를 위해 패턴 레진으로 만든 반원과 원뿔 모양의 시편과 고무로 제작된 치아모형 시편으로 실험을 한 결과, 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 입체모형을 패턴 레진으로 제작한 반구와 원뿔모형 시편으로 3D scan의 정확성을 확인한 결과, 신뢰성을 인정할 수 있었다 ($p < 0.05$).
2. 치아 모형(교합면)을 고무인상제로 제작한 시편으로 3D scan의 정확성을 확인한 결과, 신뢰성을 인정할 수 있었다($p < 0.05$).

이상의 결과로 미루어 보아 임상 적용 시, 정량적 치아 마모량 분석에 3D scan을 이용한 방법이 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Smith BG, Robb ND : The prevalence of tooth wear in 1007 dental patients. J Oral Rehabil, 23:232-9,1996.
2. Smith BG, Knight JK : A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors, Br Dent J,157:16-9, 1984.

3. Jarvinen V, Rytomaa II, Heinonen OP : Risk factors in dental erosion, J Dent Res ,70 : 942-7,1991.
4. Imfeld T : Dental erosion, Definition, classification and links, Eur J oral Sci, 104:151-5,1996.
5. Micola X West, Klaus D Jandt : Tooth Wear and Sensitivity, Martin Dunitz Ltd, 2000.
6. H.W.A. Wiskott, J. Perriard, S.S. Scherrer, U.D. Belser : A new method to quantify wear using im- plant supported restorations, Dental Materials,16:218-225,2000.
7. Liberman R, Ben-Amar A, Gontar G, Hirsh A : The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal load, J Oral Rehabil. 17: 99-105,1990.
8. Kreulen Ccm, van Amerongen : Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior regionL a review, ASDC R Dint Child, 58:109-123, 1991.
9. John T. Mayhall, Ikuo Kageyama : A New Three-Dimensional Method for Determining Tooth Wear, Am. J. Phys.,103:463-469,1997.
10. Goldberg AJ, Rydinge E, Santucci EA, Racz WB : Clinical evaluation methods for posterior composite restorations. J Dent Res, 63: 1387- 91, 1984.
11. Leinfelder KF, Taylor DF, Barkmeier WW, Goldberg AJ : Quantitative wear measurement of posterior composite resins, Dent Mater, 2:198- 201, 1986.
12. Lugassy AA, Moffa JP : Laboratory model for the quantification of clinical occlusal wear, J Dent Res, 64:181, 1985.
13. Mair LH : The measurement and analysis of clinical abrasionamodified approach, Dent Mater, 6:271-5, 1990.
14. Taylor DF, Bayne SC, Sturdevant JR, Wilder AD : Correlation of ML, Leinfelder,

- and USPHS clinical evaluation techniques for wear, *Dent Mater*, 6:151-3,1990.
15. Walker PL : A quantitative analysis of dental attrition rates in the Santa Barbara Channel area, *Am. J. Phys. Anthropol*, 48: 101-106,1978.
 16. Richards LC, and Brown T : Dental attrition and age relationships in Australian aboriginals, *Archaeol Oceania*, 1981.
 17. Richards LC. Principal axis analysis of dental attrition data from two Australian aboriginal populations. *Am. J. Phys. Anthropol*, 65:5-13, 1984.
 18. A. Mehl : A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear, *J Dent Res*, 76 :1799-1807, 1997.
 19. Hewlett ER : Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems, *Dent Mater*, 8:49-53,1994.
 20. Roulet JF : Development of appropriate measuring devices, In: Degradation of dental polymers, Basel, Switzerland: S.Karger AG,1987.
 21. DeLong R, Pintado M, Douglas WH : Measurement of change in surface contour by computer graphics, *Dent Mater*, 1:27-30,1985.
 22. A.Mehl, W. Gloger,K-H. Kunxelmann, and R.Hickel : A New Optical 3-D Device for the Detection of Wear, *J Dent Res*, 76): 1799-1807, 1997.
 23. Ekfeldt A, Oilo G : Wear of prosthodontic materials-an in vivo study, *J Oral Rehabil*, 17:117-129. 1990.
 24. Sakahuchi KJ, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR : The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation, *Dent Mater*, 2:235-240, 1986.
 25. Jorgensen KD, Asmussen E : Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler-an initial study, *Quintessence Int*, 9:73-8,1978.
 26. Ramfjord S.P., Ash M.M. : Occlusion, 3rd ed, Philadelphia : Saunders,1983.
 27. Gustafson. The Determinations on Teeth, *J Am Dent Assoc*, 41:45-54, 1950
 28. Johnson : Age Determination from Human Teeth, *Olontologisk Revy*, 1971.

Reprint request to:

Dae-Gyun Choi, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University #1, Hoigi-Dong, Dongdaimun-Gu, Seoul, 130-701, Korea
 choi@khu.ac.kr

ABSTRACT

A NOVEL 3D SCAN METHOD TO QUANTIFY TEETH WEAR

Seung-June Kim, D.M.D., Dae-Gyun Choi, D.D.S., Ph.D.,
Kung-Rock Kwon, D.M.D., M.S.D., Ph.D., Seok-Hyung Lee, D.M.D.*

*Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate School, Kyung Hee University
Samsung Medical Center, College of Medicine, Sungkyunkwan University**

Statement of problem : Tooth wear is physiological phenomenon. Ninety-seven percent of normal people have tooth wear and about 7% has pathologic teeth wear. If we know the amount of tooth surface loss caused by pathologic tooth wear, we may restore it ideally.

Purpose : Recently, measurement of tooth wear by using 3D scan has been increasing. Therefore, we need to know how accurate 3D scan is. Past accuracy test on 3D scan was about linear change, but as we know that tooth wear is volume change. Thus, the purpose of this study is to know how accurate 3D scan is.

Material and Methods : For accuracy test of 3D scanner, volume values measured by 3D scanner and micro-balance were compared. For test I, preliminary, 3 ball samples and 3 circular cones were made with pattern resin. For test II, 10 teeth shape rubber samples were used.

Results and Conclusion :

1. The result of the accuracy test on 3D scan with 3 ball samples and 3 circular cones made of pattern resin has no significant difference($p < 0.05$).
2. The result of the accuracy test on 3D scan with 10 samples of tooth shape rubber has no significant difference($p < 0.05$).

As a result, we may concluded the analysis of quantifying tooth wear used by 3D scan is useful in the clinic.

Key words : 3D Scan, Tooth wear, Volume change