

레이저 처리후 임프란트 표면 변화에 관한 연구

김태정 · 임성빈 · 정진형

단국대학교 치과대학 치주과학교실

I. 서론

장기간의 연구에서 다양한 형태의 보철물로 사용될 수 있는 타이타늄 임프란트는 부분 혹은 완전 무치악 환자에 있어 예측 가능한 방법으로 보고되고 있다¹⁻⁶⁾. 임프란트의 노출은 모든 오염원이 존재하는 구강과의 접촉을 의미하기 때문에, 임프란트 주위 조직이 자연적인 방어벽의 기능을 할 수 있도록 치은 상피와 결합조직의 균형을 유지하기 위한 임프란트의 관리는 매우 중요하다⁷⁻⁹⁾. 하지만 이러한 관리의 부재로 인한 세균적인 원인¹⁰⁻¹⁴⁾ 또는 보철물에 의한 교합적 과부하¹⁵⁻¹⁸⁾는 임프란트 주위 부착 상실을 일으킬 수 있으며, 지속적인 골의 흡수로 인한 임프란트 주위 치주염을 야기할 수 있고, 궁극적으로 임프란트의 실패가 발생하게 된다.

골 소실을 동반한 임프란트 주위염의 결손부는 스스로 치유되지 않으므로 임프란트와 골의 재유착, 결합조직의 재부착을 위한 처치가 필요하며, 다양한 골 이식재와 차폐막을 사용한 조직 유도 재생술이 가장 이상적인 방법으로 보고되고 있다¹⁷⁻²⁴⁾. 골과의 재유착을 위해 치태나 치석으로 오염된 임프란트 표면을 해독해야 하나, 자연 치아에서 행해지는 전통적인 기구와 방법은 타이타늄 임프란트의 산화막을 포함한 표면에 변화를 야기할 수 있다. 따라서, 임프란트 해독과정의 궁극적인 목적은 세균을 포함한 오염원을

제거할 수 있으면서 임프란트 표면 산화막의 원소 조성을 유지할 수 있어야 하고, 표면의 형태변화나 주변조직에 위해함이 없이 생체적합성을 이룰 수 있어야 한다.

이러한 목적으로 수많은 화학적, 물리적 방법들이 제시되었으며 초기 치아의 치태나 착색 제거를 위해 사용된 공기-분말 연마는 현재 임프란트 표면의 해독을 위해 가장 많이 이용되는 기구이다. Dennison 등²⁵⁾과 Parham 등²⁶⁾은 공기-분말 연마가 임프란트 표면의 세균과 내독소를 제거하는 데 가장 효과적인 방법이라고 보고하였고, Barnes 등²⁷⁾은 공기-분말 연마가 임프란트의 표면 구조에 유해하지 않고 착색 또는 치태를 제거할 수 있다고 하였다.

치과용 레이저는 치은 과증식과 상피이주의 지연, 임프란트의 2차수술시 임프란트 매식체의 노출을 위한 목적으로 이용되고 있으며, 최근에 임프란트 표면의 해독을 위한 새로운 방법으로 대두되고 있다²⁸⁻³⁰⁾. 여러 보고에서 CO₂ 레이저는 살균효과(bactericidal effect)를 가지므로 임프란트 주위 치주염의 치료시 유용하며, CO₂ 레이저 조사시 매식체에 유의한 온도의 증가나 주사 전자 현미경 관찰시 표면 변화는 없다고 제시한 바 있다³¹⁻³³⁾. 또한 Soft Diode 레이저는 감광제와 함께 사용하는 경우 혐기성과 호기성 세균의 감소에 효과가 있다고 보고되고 있으며³⁴⁻³⁶⁾, Haas 등³⁷⁾은 soft laser와 감광제로 toluidine blue O solu-

tion을 사용한 경우 *P. gingivalis*, *P. intermedia*, *A. actinomycetemcomitans*가 파괴된다는 것을 발견하여 임플란트 주위 치주염에 이환된 임플란트 표면의 해독에 사용 가능함을 보고하였다.

임플란트 주위 조직은 부착된 치주인대가 없고 교원질 섬유가 임플란트 표면에 평행하게 배열되며, 교원질 섬유에 혈관공급이 적어 병원성에 대한 방어기전이 더 약하다. 따라서, 자연치보다 염증의 발생 가능성이 더 높으며, 임플란트 주위염으로 오염된 임플란트 표면의 해독과정에서도 임플란트 표면은 다양한 변화를 일으키게 된다. 앞서 보고된 바와 같이 임플란트 주위 치주염에 대한 임플란트 표면의 레이저 처리는 최근 여러 연구에서 보고되고 있으며 안전성에 대한 사용 범주에 대해서도 밝혀지고 있다. 본 연구는 최근까지 임플란트의 표면 처리에 가장 효과적인 것으로 알려진 공기-분말 연마와 함께 사용된 CO₂레이저와 Soft Diode 레이저가 임플란트의 표면 거칠기와 표면 성분에 어떤 영향을 미치는지 알아보고자 하였으며, 타이타늄 모형을 제작, 처리하여 관찰한 후 임플란트 주위 치주염 치료 시 임상적 지표를 얻을 목적으로 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

1) 실험 모형

직경 10mm, 높이 2mm의 titanium 원통형 모델을 산부식과 sandblasting과정을 통해 rough pure titanium implant와 동일한 표면형태를 갖도록 주문 제작 (Neoplant, NEOBIOTECH, KOREA)하였다(Figure 1).

2) 공기-분말 연마기

MicroprophyTM(Danville Engineering Inc., USA)를 55psi 압력 하에서 증류수와 분말(sodium bicarbonate, sodium laurel 등)을 2:1로 혼합한 후 10mm 거리에서 분사하여 사용하였다(Figure 2).

3) CO₂ 레이저

CO₂ 레이저(Dream Pulse II, DAESHIN, KOREA)를 직경 400nm, 출력 5W, d-pulsed mode(파장 너비 10ms, 파장 반복률 20Hz)로, 노출 시간 10초에 고정하여 사용하였다(Figure 3).

4) Soft Diode 레이저

파장 904nm의 Soft Diode 레이저(Dens Bio-Laser, Dong-Yang Medical, KOREA)를 총 출력 27mW, 파장 반복률 15Hz의 Pulsed mode에서 60초간 조사하였다(Figure 5).

5) 과산화수소수 용액

과산화수소수(GREEN Pharm., KOREA)를 멸균된 증류수와 혼합하여 10mM의 농도로 제조하여 사용하였다.

6) Toluidine Blue O Solution

Toluidine Blue O(J.T. Baker Inc., GREAT BRITAIN) 0.1g을 1L의 멸균된 증류수와 혼합하여 100μg/mL이 되도록 제조하여 사용하였다.

2. 연구방법

1) 대조군 및 실험군

Table 1. Treatment methods of control and test groups

Group	Treatment
Control	Air-powder abrasive 1min. + Distilled water 1min.
Test 1	Control + CO ₂ laser with dry condition (10 sec.)
Test 2	Control + CO ₂ laser with 10mM Hydrogen Peroxide (10 sec.)
Test 3	Control + CO ₂ laser with wet condition (10 sec.)
Test 4	Control + Soft Diode laser(1 min.) with Toluidine blue O sol.

모든 모형은 Microporphy™를 이용한 공기-분말 연마를 1분간 처리한 후 증류수로 1분간 세척하였다. 이렇게 처리된 모형을 대조군으로 하였으며, 건조 상태에서 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 모형을 실험 1군, 10mM의 과산화수소수 용액의 주수하에서 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 모형을 실험 2군, 생리 식염수 주수 하에 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 모형을 실험 3군, 100 μ g/mL의 Toluidine blue O solution을 1분간 주수한 후 염색된 표면에 Soft Diode 레이저를 1분간 처리한 후 증류수로 1분간 세척한 모형을 실험 4군으로 하였다(Table 1).

2) 표면 거칠기 측정

표면 조도 측정기(Non-contact Surface Roughness Profilometer, ACCURA-1500F, Intek, KOREA)를 이용하여 실험 모형의 중심 직경 3mm이내의 범위에 임의적으로 100 μ m \times 100 μ m 크기의 정사각형 표면 양상을 2차원, 3차원적 소견으로 관찰하고 거칠기 분석을 통해 Ra(Mean Surface Roughness, nm)값을 구한 후 평균 표면 거칠기를 구하였다(Figure 4).

3) 표면 성분 분석

X선 광전자 분석기(X-ray Photoelectron Spectroscopy, ESCALAB 220I-XL, VG Scientific instrument, England)를 이용하여 표면 처리된 각각의 실험모형을 임의적으로 최대 2 \times 2 mm의 범위에서 표면 원소 성분의 스펙트럼과 그에 따른 표면조성을 얻었다. 표면 조성은 atomic %로 계산되었으며, 오차범

위는 각각의 수치에 대해 $\pm 1.0\%$ 의 범위에서 분석되었다(Figure 6).

4) 통계 처리

Windows용 SPSS ver. 10.0(SPSS Inc., USA)를 사용하여 각 군의 표면 거칠기의 평균과 표준편차를 구하고 본 실험 방법에 의한 레이저 처리가 표면 거칠기에 변화를 일으키는지 알아보기 위하여 One-way ANOVA test를 이용하여 통계 처리하였다.

III. 연구결과

1. 표면 거칠기 분석

표면 조도 측정기를 통한 평균 표면 거칠기(Ra)는 대조군에서 846.50nm, 실험 1군에서 772.33nm, 실험 2군에서 723.50nm, 실험 3군에서 828.50nm, 그리고 실험 4군에서 836.56nm로 측정되었다(Table 2). 또한 공기 분말 연마만을 시행한 대조군과 비교하여 건조 상태에서 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 실험 1군, 10mM의 과산화수소 용액에 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 실험 2군, 식염수 주수 하에 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 실험 3군, 그리고 100 μ g/mL의 Toluidine blue O solution을 1분간 주수한 후 염색된 표면에 Soft Diode 레이저를 1분간 처리하고 증류수로 1분간 세척한 실험 4군 모두 평균 표면 거칠기 값이 낮았고, 실험 2군에서 가장 낮은 값을 보였으나 통계적으로 유의한 차이를 보이지는 않았다($p>0.05$)(Table 3).

Table 2. Mean and standard deviation of the surface roughness (nm)

	Control	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4
Mean	846.50	772.33	723.50	828.50	836.56
S.D.	21.49	12.23	27.41	9.22	43.86

Table 3. Statistical difference of the titanium surface roughness between control group and test groups ($p<0.05$)

	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4
Difference with control	74.17	123.00	18.30	9.93
Sig.	.443	.085	.992	.999

Table 4. Results from XPS-analysis of control and experimental model surfaces (± 1.0 Atomic %)

Treatment	Elements in atomic %				
	Ti	O	C	Na	Cl
Control	17.56	49.05	17.82	15.23	0.34
Test 1	8.20	43.40	15.04	32.01	1.35
Test 2	15.89	50.39	21.17	11.21	-
Test 3	10.25	34.49	16.15	32.26	6.85
Test 4	11.81	36.07	16.05	29.39	6.74

2. 표면 성분 분석

X선 광전자 분석기에서 분석된 원소들은 모든 시편에서 각각 Ti, O, C, Na, Cl이 검출되었으며, 공기-분말 연마를 시행후 1분간 증류수로 세척한 대조군에서 조성비는 각각 17.56, 49.05, 17.82, 15.23, 0.34 atomic %였다. Ti는 실험군 모두에서 대조군에 비해 감소하였고, O와 C의 비율은 실험 2군을 제외한 다른 실험군에서 대조군에 비해 감소하였다. 10mM의 과산화수소 용액에 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 실험 2군에서 Ti, O의 비율은 각각 15.89, 50.39 atomic %로 대조군과 가장 유사하였다. Ti의 비율은 건조 상태에서 CO₂ 레이저를 10초간 처리한 실험 1군에서 가장 낮았으며, 실험 3군과 4군은 가장 유사한 성분비를 나타내었다(Table 4).

IV. 총괄 및 고찰

수많은 보고에서 임프란트는 자연치를 대체하는 가장 이상적인 방법으로 인정하고 있다. 임프란트의 임상적인 성공은 임프란트 표면의 특성, 외과적 술식, 환자의 골질, 성공적인 치유 과정, 적당한 보철적 수복, 성공적인 구강 관리를 포함하는 다양한 기준에 좌우된다³⁸⁻⁴⁰⁾. 임프란트가 골유착을 이루었다 할지라도 구강 위생 관리의 부재와 부적절한 교합 하중으로 인한 임프란트의 구강내 노출은 자연치보다 빠른 치태 형성을 야기하며, 치주인대의 부재와 표면에 평행하게 진행되는 결합조직 섬유는 임프란트 주위 조직의 붕괴를 가속화시킨다⁴¹⁻⁴³⁾.

임프란트 주위 치주염의 치료를 위한 가장 이상적

인 방법은 임프란트 주위에 발생한 골내의 깊은 결손부를 신생골로 회복시킴으로 ‘재골유착(resosseointegration)’을 이루는 과정이다. 초기 식립시 형성된 타이타늄 임프란트 표면의 산화막은 주변의 Ca, P 이온을 흡착시키면서 골유착을 일으키게 되는데, 앞서 언급된 것처럼 임프란트의 구강내 노출은 유기물과 무기이온에 의한 표면의 오염, 오염원의 산화반응, 타이타늄 용해와 산화막 결합으로 이어지는 일련의 과정으로 골유착이 이루어질 수 있는 특성을 상실하게 된다⁴⁴⁾. 따라서, 임프란트 주위 치주염 치료를 위한 골유도 재생술에 앞서 임프란트 표면의 세척과 해독(decontamination)과정은 임프란트 주위 치주염의 치료를 위한 주된 목적임과 동시에 임프란트 표면의 형태와 산화막을 유지하면서 치태와 치석을 포함한 균주를 제거해야 하는 매우 힘든 과정으로 여겨지고 있다.

본 연구에서는 모든 시편에 공기-분말 연마를 55psi 압력하에서 1분동안 분사한 후 증류수로 1분간 세척하는 과정이 선행되었다. 이는 구강내로 노출된 임프란트 표면을 세균 요소의 해독과정이 아닌 치태와 연조직의 debris를 세척하기 위한 가장 효과적인 방법이라는 가정 아래 시행된 것이다. 실제로 Mouhyi 등⁴⁵⁾은 공기-분말 연마의 사용이 육안적으로 관찰될 수 있는 오염원(Macroscopic contaminants)을 제거하는 데 가장 효과적인 방법이라고 하였다.

임프란트 처리 후 표면 형태의 변화된 양상을 관찰하기 위해서 본 연구에서는 비접촉식 표면 조도 측정기(Non-contact surface profilometers)를 사용한 평균 표면 거칠기를 측정하였다. 비접촉식 표면 조도 측정기는 기존에 많이 사용되던 접촉식 탐침 현

미경에 비해 정밀도는 떨어지지만 수직 분해능이 1nm의 범위이므로 임프란트 표면 조도의 측정에는 무리가 없으며, 시편의 표면 보존이 가능한 장점이 있다. 측정한 평균 표면 거칠기(Ra)는 골내 임프란트 표면의 연구를 위해 가장 많이 사용되는 요소로 표면의 미세 측면(profile)에서 기준선에 대한 첨단(peak)과 하단(valley)의 산술적인 평균이다. Keller 등⁴⁶⁾은 산화막과 세포 부착에 대한 표면 거칠기의 영향에 대한 연구에서 활택된 표면보다 거친 표면(Ra=0.7 μm to 0.9 μm)에서 더 양호한 세포부착을 관찰하였다고 하였으며, 본 연구의 모든 시편에서 거칠기는 0.7 ~ 0.85 μm 의 범위에 있었으며, 결과적으로 다양한 조건에서 사용된 CO₂ 레이저와 Soft Diode 레이저의 적용은 초기 표면의 거칠기에 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

Dederich 등⁴⁷⁾은 3J/cm² 이상의 에너지 밀도를 갖는 CO₂ 레이저는 구강 내 세균에 살균 효과가 있다고 하였다. Eriksson과 Albrektsson⁴⁸⁾은 47°C 이상의 온도는 골손상을 야기할 수 있지만 연속 파장(continuous wave) 형태의 CO₂ 레이저로 임프란트 표면 처리시 임계 온도(critical temperature)이상의 변화는 없었다고 하였으며, Mouhyi 등³³⁾은 임프란트 표면에 조사된 CO₂ 레이저는 반사되는(reflective) 성질이 있으며 따라서, 온도의 증가도 나타나지 않는다고 하였다. 반면 Oyster 등³²⁾은 연속파장의 CO₂ 레이저를 사용할 때 출력과 노출시간에 따라 골과 임프란트 계면에 비가역적 손상을 일으킬 수 있다고 보고하였다. CO₂ 레이저의 조절방법에 대한 여러 연구가 진행되어 왔으나^{32,49-50)}, 본 연구에서는 Mouhyi등에 의해 조직손상의 위험도가 가장 적다고 보고된 출력 5W, 파장 너비 10ms, 파장 반복률 20Hz, 노출시간 10초로 사용하였다.

Oyster 등³²⁾은 주사전자 현미경적 연구에서 오염되지 않은 임프란트 표면의 레이저 처리는 표면에 변화를 일으키지 않았으며, 오염된 임프란트 표면의 레이저 처리는 높은 출력(4W)과 긴 시간(8s)을 사용한 곳에서도 타액과 혈액의 오염원을 완전하게 제거하는 데는 실패하였다고 보고하였다. 이러한 보고는 레이저의 처리는 임프란트 표면의 세척과정에 단독

으로 사용할 수 없다는 것을 시사한다.

실패한 임프란트의 미생물학적 연구는 치주질환의 병인균이 임프란트 주위 치주염을 일으킨다고 증명하고 있으며, 더군다나 임프란트 주위골 결손의 원인이 세균에 의한 것이든 보철물의 역학적 문제이든 간에 임프란트 표면으로부터 *P. gingivalis*, *P. intermedia*, *A. actinomycetemcomitans* 등을 포함한 세균 배양이 증가하였음은 이를 뒷받침해준다⁵¹⁻⁵³⁾. Nd-YAG 레이저는 타이타늄 임프란트 표면의 용해와 표면의 변화를 야기할 수 있으며⁵⁴⁻⁵⁶⁾, CO₂ 레이저는 온도 증가의 위험성을 가지므로, Soft Diode 레이저의 효용성에 대한 관심이 증가되고 있다. 특히, Haas 등³⁷⁾은 in vitro상에서 905nm의 파장을 가진 pulsed Soft Diode 레이저를 1분동안 적용했을 때 *P. gingivalis*, *P. intermedia*, *A. actinomycetemcomitans* 등을 포함한 혐기성 세균의 제거에 효과가 있다고 보고하였으며, 또한 임상적으로 plasma-sprayed 원통형 임프란트 주위의 수직적 골 병소에서 자가골, 차폐막, Soft Diode 레이저를 함께 적용한 술식을 시행한 경우에 병소의 충전과 장기간의 양호한 예후가 관찰됨을 보고하였다⁵⁷⁾. 본 연구에서 Soft Diode 레이저와 함께 사용된 Toluidine Blue O Solution은 Dobson과 Wilson³⁶⁾에 의해 가장 효과적인 감광제로 보고되었으며, carcinogenic potential이 없으므로 다양한 분야에서 사용되고 있으며, 치과영역에서는 구강암 진단용으로 사용되고 있다⁵⁸⁾.

표면 원소의 변화를 분석하기 위해서 본 연구에서는 X선 광전자 분석기(X-ray photoelectronScopy)를 사용하였다. 공기-분말 연마로 처리한 대조군의 시편에서 Ti(Ti_{2p}), O(O_{1s}), C(C_{1s})는 Hasson⁵⁹⁾과 Hallie 등⁶⁰⁾이 보고한 것처럼 459, 531, 285eV의 결합에너지를 갖는 상태로 검출되었으며, 분무된 분말(sodium bicarbonate, sodium laurel)의 성분으로 인하여 모든 시편의 XPS 스펙트럼상에서 1073eV peak를 보이는 Na를 발견할 수 있었다. Ti와 O의 평균조성은 각각 17.56, 49.05%로 Mouhyi 등⁴⁵⁾이 보고한 초기 임프란트 표면의 조성과의 유사하게 나타난 것으로 보아 공기-분말 연마는 공기중 노출로 오염된 산화막의 제거에 효과적이었다고 생각할 수 있다.

실패한 임프란트 표면의 해독효과에 대한 보고에서 Mouhyi⁴⁵⁾는 습윤상태에서 CO₂ 레이저를 적용한 경우 건조상태에서 보다 임프란트 표면의 오염원의 세척효과가 다소 증진되며, 따라서 C의 감소와 O의 증가를 보인다고 하였다. 본 연구에서는 건조 상태에서 CO₂ 레이저를 적용한 경우 O 43.40%, C 15.04%, 습윤상태에서는 O 34.49%, C 16.15%로 습윤상태에서 C는 더 높고 O는 더 낮게 나타났다. 이러한 사실은 Mouhyi⁴⁵⁾의 결과와 상반되는 것으로, 본 연구에서는 오염원이 존재하지 않는 시편의 표면을 관찰하였기 때문에 생긴 결과로 사료된다. 이러한 사실은 표면의 오염원이 모두 제거된다면 건조상태와 습윤상태에서 CO₂ 레이저의 사용효과는 차이가 없으며, CO₂ 레이저 조사시에 발생하는 열의 감소를 위해서는 습윤상태의 적용이 더 바람직하다는 것을 의미한다. 또한 본 연구에서 Soft Diode 레이저 처리시 표면의 원소 농도는 습윤상태에서 CO₂ 레이저를 적용한 경우와 거의 유사하게 나타났으며, 이는 두 레이저의 미생물 파괴 효과가 비슷하다면 Toluidine Blue O Solution으로 염색된 표면에 Soft Diode 레이저를 조사하는 경우도 임프란트 표면에는 비슷한 효과를 지닌다고 할 수 있을 것이다. Mouhyi⁴⁵⁾는 습윤상태에서 CO₂ 레이저를 사용하는 것이 보다 유리하다고 결론지으면서, 식염수 대신 과산화수소수를 사용할 때 Ti와 O의 농도가 증가한다고 하였다. 본 연구에서도 과산화수소수의 주수하에 CO₂ 레이저를 조사한 군에서 Ti, O는 각각 15.89, 50.39%로 대조군과 가장 유사함을 관찰하였으며, 표면 성분의 측면에서 볼 때 과산화수소수의 조건에서 CO₂ 레이저를 사용하는 것이 가장 유리하다고 볼 수 있다.

오염된 타이타늄 임프란트 표면의 세척과 해독은 건강한 임프란트와 조직 접촉면을 재형성하기 위해서 매우 중요한 요소이다. Oyster 등³²⁾은 가장 높은 에너지로 오염된 임프란트 표면에 CO₂ 레이저를 조사하였을 지라도 오염원은 제거되지 않고 단지 표면의 탄화(burning)만 일어난다고 하였다. 따라서, 본 연구에서는 세척을 위해 가장 효과적이라고 입증된 공기-분말 연마를 기초로 하여, 세척 후 해독과정으

로 레이저를 복합적으로 사용할 경우 임프란트 표면에 미칠수 있는 영향에 대해 연구하였다. 결론적으로 말하자면, 임프란트 주위 치주염의 원인균주를 파괴하면서 주위조직에 안전성이 입증된 조절방법으로 CO₂ 레이저(출력; 5W, 파장범위; 10ms, 파장 반복률; 20Hz, 노출시간 10초)와 Soft Diode 레이저를 조사하는 경우 표면의 형태학적 변화는 없으며, 특히 과산화수소수 주수하에 CO₂ 레이저를 사용하는 경우 초기 임프란트 표면과 유사한 표면조성을 얻을 수 있으므로 오염된 임프란트 표면의 해독과정에 유용한 방법이라 할 수 있다. 하지만, 본 연구에서는 실제 임상적인 성공 여부를 결정하는 살균 효과에 대해서 관찰할 수 없었고, 이전의 논문들도 기존의 해독방법과 레이저 사용에 대한 비교 연구가 미비한 실정이므로 임상적인 적용을 위해서는 더 많은 연구가 필요할 것이라 사료된다

V. 결론

표면조도 측정기와 표면성분 분석기를 이용한 표면 거칠기와 표면원소 성분을 조사하기 위해 rough surface titanium 원통형 모델을 제작하고, 공기-분말 연마로 처리한 모든 모형에 다시 건조 상태, 과산화수소수 주수 상태 그리고 습윤상태 하에서 CO₂ 레이저와 Toluidine blue O solution 상태 하에서 Soft Diode 레이저로 실험 모형에 적용하여 레이저 처리시 표면의 변화가 있는지 관찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. CO₂ 레이저와 Soft Diode 레이저를 처리한 모든 실험군에서 평균 표면거칠기는 대조군보다 감소하였으나 통계학적인 유의성은 없었다 ($p>0.05$).
2. 표면성분 분석시 Ti의 평균은 CO₂ 레이저와 Soft Diode 레이저를 처리한 모든 실험군에서 대조군에 비해 감소하였다.
3. 표면성분 분석시 O의 평균은 건조상태와 습윤상태에서 CO₂ 레이저를 처리한 군과 Soft Diode 레이저를 처리한 군에서 대조군에 비해 감소하

였다.

4. 표면성분 분석시 과산화수소수 주수하에서 CO₂ 레이저를 처리한 군이 다른 실험군에 비해 대조군과 가장 유사하였다.

이상의 결과로 미루어 볼때, 공기분말 연마와 함께 사용된 CO₂ Laser, Soft Diode Laser의 처리는 임플란트 표면 거칠기의 변화를 일으키지 않으며, 특히 과산화수소수 주수하에 출력 5W, 파장 너비 10ms, 파장 반복률 20Hz의 설정으로 10초간 적용한 경우 초기의 임플란트 표면과 가장 유사한 것으로 미루어 보아 임플란트 주위염 치료시 가장 안전한 방법으로 사료되었다

VI. 참고문헌

1. Adell R, Lekholm U, Rockler B and Bränemark PI: A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981; 10: 387-416.
2. Zarb GA and Schmitt A: The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants. The Toronto study: part I, surgical results. *J Prosthet Dent*, 1990; 63: 451-457.
3. Eriksson I, Lekholm U, Bränemark PI, Lindhe J, Glantz PO and Nyman S: A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of tooth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol*, 1986; 13: 307-312.
4. Meffert RM, Langer B and Fritz ME: Dental implant : A review. *J Periodontol*, 1992; 63: 859-870.
5. Babbush CA: Surgical atlas of implant techniques. Philadelphia. WB Saunders Co., 1980.
6. d'Hoedt B and Schulte W: A comparative study of results with various endosseous implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989; 4: 95-105.
7. Lavelle CL: Mucosal seal around endosseous dental implants: *J Oral Implantol*: 1981; 9: 357-371
8. Gould TRL. Clinical implications of the attachment of oral tissue to permucosal implants. Tissue integration in oral and maxillo-facial reconstruction. *Proceedings of an International Congress*. Brussels: Excerpta Medica; 1985; 253-270
9. McKinney RV, Steflik DE, Koth DL: Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants: *J Periodontol*: 1985; 56: 579-597.
10. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C: Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues: *Clin Oral Impl Res*: 1992; 3: 9-16.
11. Lang NP, Bragger U, Walther D, Beamer B, Komman KS: Ligature-induced peri-implant infection in cynomolgus monkey: *Clin Oral Impl Res*: 1993; 4: 2-11.
12. Shou S, Holmstrup P, Keiding NE: Microbiology of ligature-induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth in cynomolgus monkeys(Macaca fascicularis): *Clin Oral Impl Res*: 1996; 7: 190-200.
13. Marinello CP, Berglundh T, Ericsson I, Kinge B, Glantz PO, Lindhe J: Resolution of ligature-induced peri-implantitis lesion in the dog: *J Clin Periodontol*: 1995; 22: 475-479.
14. Tillmans H, Hermann JS, Tiffée JC, Burgess AV, Meffert RM: Evaluation of three different implants in ligature-induced peri-implantitis in the beagle dog. Part II. Histology and microbiology: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1998; 13: 59-68.
15. Isidor E: Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: *Clin Oral Implants Res*: 1996; 7: 143-152.
16. Isidor E: Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload

- or plaque accumulation: *Clin Oral Implants Res*: 1997; 8: 1-9.
17. Hürzeler MB, Quinones CR, Morrison E, Caffesse RG: Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part I: Clinical findings and histologic observation: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1995; 10: 474-484.
 18. Hürzeler MB, Quinones CR, Schüpbach P, Morrison E, Caffesse RG: Treatment of peri-implantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part II: Histologic findings: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1997; 12: 168-175.
 19. Choi P, Oyen O, Bissada N: Guided tissue regeneration and bone formation around endosseous dental implants: *J Dent Res*: 1989; 68: abstr no. 264.
 20. Zablotsky MH, Meffert RM, Caudill R, Evans G: Histological and clinical comparisons of guided tissue regeneration on dehisced hydroxyapatite-coated and titanium implant surfaces: A pilot study: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1991; 6: 294-303.
 21. Becker W, Becker BE, Handelsman M, Celletti R, Ochsenbein C, Hardwick R, Langer B: Bone formation at dehisced dental implant sites treated with implant augmentation material: A pilot study in dogs: *Int J Periodont Rest Dent*: 1990; 10: 93-101.
 22. Dahlin C, Sennerby L, Lekholm U, Lindhe A, Nyman S: Generation of new bone around titanium implants using a membrane technique: An experimental study in rabbits: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1989; 4: 19-25.
 23. Nyman S, Lang N, Buser D, Bragger U: Bone regeneration adjacent to titanium dental implants using guided tissue regeneration: A report of two cases: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1990; 5: 9-14.
 24. Jovanovic SA, Kenney EB, Carranza FA, Donath K: The regenerative potential of plaque-induced peri-implant bone defects treated by a submerged membrane technique: A experimental study: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1993; 8: 13-18.
 25. Dennison DK, Huerzeler MB, Quinones C, Caffesse RG: Contaminated implant surfaces: An in vitro comparison of implant surface coating and treatment modalities for decontamination: *J Periodontol*: 1994; 65: 942-948.
 26. Parham PL, Cobb CM, French AA, Love JW, Drisko CL, Killoy WJ: Effects of an air-powder abrasive system on plasma-sprayed titanium implant surfaces: An in vitro evaluation: *J Oral Implantol*: 1989; 15: 78-86.
 27. Barnes CM, Fleming LS, Muenninghoff LA: An SEM evaluation of the in-vivo effects of an air-abrasive system on various implant surfaces: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1991; 6: 463-469.
 28. Coffelt DW, Cobb CM, MacNeill S, Rapley JW, Killoy WJ: Determination of energy density threshold for laser ablation of bacteria: *J Clin Periodontol*: 1997; 24: 1-7.
 29. Pick R, Pecaro B: Use of CO₂ laser in soft tissue dental surgery: *Lasers in Surgical Medicine*: 1987; 7: 207-213.
 30. Pick RM, Colvard MD: Current status of lasers in soft tissue surgery: *J Periodontol*: 1993; 64: 589-602.
 31. Nammour S, Majerus P: Sterilization potential of the CO₂ laser: *Acta Stomatologica Belgica*: 1991; 88: 183-186.
 32. Oyster KO, Parker WB, Gher ME: CO₂ lasers and temperature changes of titanium implants: *J Periodontol*: 1995; 1017-1024.
 33. Mouhyi J, Sennerby L, Nammour S, Guillaume P, Van Reck J: Temperature increases during sur-

- face decontamination of titanium implants using CO₂ laser: *Clin Oral Impl Res*: 1999; 10: 54-61.
34. Henry CA, Judy M, Dyer B, Wagner M, Matthews JL: Sensitivity of *Porphyromonas* and *Prevotella* species in liquid media to argon laser: *Photochemistry and Photobiology*: 1995; 61: 410-413.
 35. Wilson M, Burns T, Pratten J, Pearson GJ: Bacteria in supragingival plaque samples can be killed by low-power laser light in presence of a photosensitizer: *Journal of Applied Bacteriology*: 1995; 78: 569-574.
 36. Dobson J, Wilson M: Sensitization of oral bacteria in biofilms to killing by light from low-power laser: *Archives of Oral Biology*: 1992; 37: 883-887.
 37. Hass R, Dörtbudak O, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G: Elimination of bacteria on different implant surfaces through photosensitization and soft laser. An in vitro study: *Clin Oral Impl Res*: 1997; 8:249-254.
 38. Albrektsson T, Hansson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants-Requirements for ensuring a long-lasting direct bone-to-implant anchorage in man: *Acta Orthop scand* 1981; 52: 155-170.
 39. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR: The long-term efficacy of currently used dental implants, A review of proposed criteria of success: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1986; 1: 11-25.
 40. Meffert RM: The soft tissue interface in dental implantology: *Int J Oral Implants*: 1988; 5: 55-58.
 41. Quirynen M, Bollen CML: The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man: A review literature: *J Clin Periodontol*: 1995; 22: 1-14.
 42. Quirynen M, Van Der Mei C, Bollen CML, Schotte A, Marechal M, Doornbrusch GI: An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque: *J Dent Res*: 1993; 72: 1304-1309.
 43. Quirynen M, Van Der Mei C, Bollen CML, Van Den Bossche LH, Doornbrusch GI, van Steenberghe D: The influence of surface-free energy on supragingival plaque microbiology: An in vivo study on implants: *J Periodontol*: 1994; 65: 162-167.
 44. Ingemar Olefjord, Prof/Stig Hansson and Lic Eng: Surface Analysis of Four Dental Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993, 8: 32-40.
 45. Mouhyi J, Sennerby L, Pireaux JJ, Dourov N, Nammour S and Van Reck J: An XPS and SEM evaluation of six chemical and physical techniques for cleaning of contaminated titanium implants. *Clin Oral Impl Res*, 1998, 9: 185-194.
 46. Keller JC, Stanford CM, Wightman JP, Droughn RA, Zaharias R. Characterization of titanium implant surfaces. III. *J Biomed Mater Res*. 1994; 28: 939-946.
 47. Dederich DN, Pickard MA, Vaughn AS, Tulip J, Zakariasen KL: Comparative bactericidal exposures for selected oral bacteria using carbon dioxide laser radiation: *Lasers in Surgery and Medicine*: 1990; 10: 591-594.
 48. Eriksson A, Albrektsson T: Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: A vital microscopy study in the rabbit: *J Prosthet Dent*: 1983; 50: 101-107.
 49. Swift JQ, Jenny JE, Hargreaves KM: Heat generation in hydroxyapatite-coated implants as a result of CO₂ laser application: *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*: 1995; 79: 410-415.
 50. Ganz CH: Evaluation of the safety of the carbon dioxide laser used in conjunction with root form

- implants: A pilot study: *J Prosthetic Dentistry*: 1994; 71: 27-30.
51. Mombelli A, van Oosten MAC, Schürch E, Lang NP: The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants: *Oral Microbiology and Immunology*: 1987; 2: 145-151.
 52. Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S: Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure: *Int J Oral Maxillofac Implants*: 1990; 5: 31-38.
 53. Sbordone L, Barone A, Ramaglia L, Ciaglia RN, Iacono VJ: Antimicrobial susceptibility of periodontopathic bacteria associated with failing implants: *J Periodontol*: 1995; 66: 69-74.
 54. Block CM, Mayo JA, Evans GH: Effects of the Nd:YAG dental laser on plasma-sprayed and hydroxyapatite-coated titanium dental implants: Surface alteration and attempted sterilization: *Int J Oral Maxillofac Impl*: 1992; 7: 441-449.
 55. Walsh LJ: The use of lasers in implantology: An overview: *J Oral Implantology*: 1992; 18: 1-6.
 56. Romanos GE, Everts H, Nentwig GH: Effects of Diode and Nd:YAG laser irradiation on titanium discs: A scanning electron microscope examination: *J Periodontol*: 2000; 71: 810-815.
 57. Hass R, Baron M, Dörtbudak O, Watzek G: Lethal photosensitization, autogenous bone and e-PTFE membrane for the treatment of peri-implantitis: Preliminary results: *Int J Oral Maxillofac Impl*: 2000; 15: 374-382.
 58. Giler S, Kadish U, Urea I: Peroral staining method with toluidine blue as an aid in the diagnosis of malignant gastric lesions: *Am J Gastroenterol*: 1976; 65: 37-40.
 59. Ingemar Olefjord, Prof/Stig Hansson and Lic Eng: Surface Analysis of Four Dental Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993; 8: 32-40.
 60. Hallie E. Placko, Sourabh Mishra, Jeffery J. Weimer and Linda C. Lucas: Surface Characterization of Titanium-based implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2000; 15: 355-363.

사진부도 설명

Figure1	Experimental rough titanium model
Figure 2	Microprophy
Figure 3	CO ₂ laser
Figure 4	Non-contact Surface Roughness Profilometer
Figure 5	Soft diode laser
Figure 6	XPS(X-ray induced photoelectron spectroscopy)
Figure 7-1	Two dimensional Roughness scan view (control group)
Figure 7-2	Three dimensional Roughness scan view(control group)
Figure 7-3	XPS spectrum (control group)
Figure 8-1	Two dimensional Roughness scan view(test 1 group)
Figure 8-2	Three dimensional Roughness scan view(test 1 group)
Figure 8-3	XPS spectrum (test 1 group)
Figure 9-1	Two dimensional Roughness scan view(test 2 group)
Figure 9-2	Three dimensional Roughness scan view(test 2 group)
Figure 9-3	XPS spectrum (test 2 group)
Figure 10-1	Two dimensional Roughness scan view(test 3 group)
Figure 10-2	Three dimensional Roughness scan view(test 3 group)
Figure 10-3	XPS spectrum (test 3 group)
Figure 11-1	Two dimensional Roughness scan view(test 4 group)
Figure 11-2	Three dimensional Roughness scan view(test 4 group)
Figure 11-3	XPS spectrum (test 4 group)

사진부도 (1)

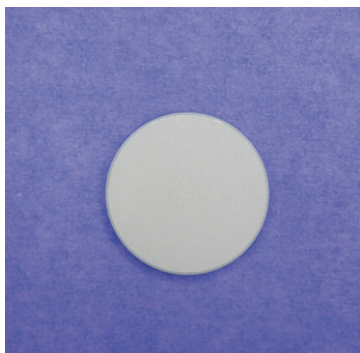


Figure 1



Figure 2



Figure 3



Figure 4



Figure 5

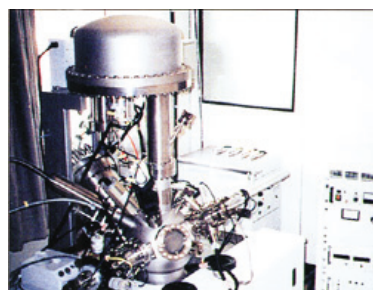


Figure 6

사진부도 (Ⅱ)

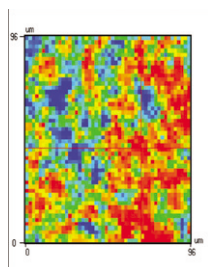


Figure 7-1

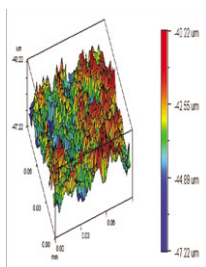


Figure 7-2

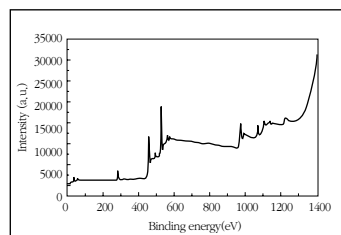


Figure 7-3

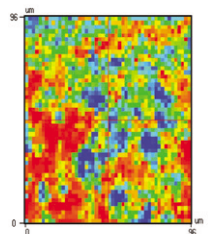


Figure 8-1

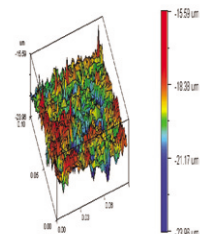


Figure 8-2

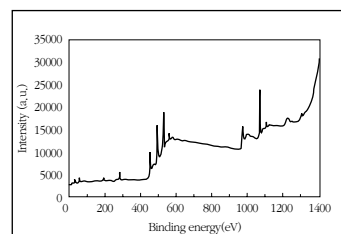


Figure 8-3

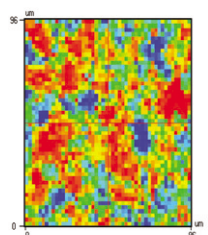


Figure 9-1

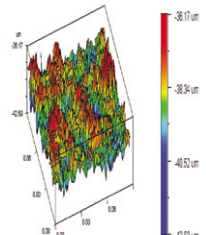


Figure 9-2

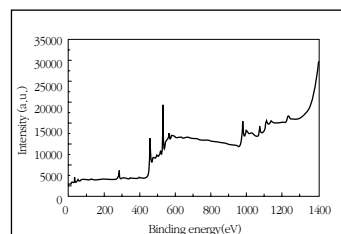


Figure 9-3

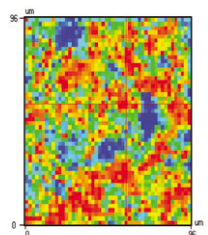


Figure 10-1

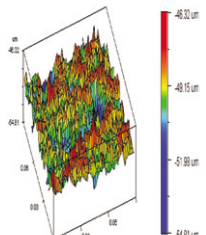


Figure 10-2

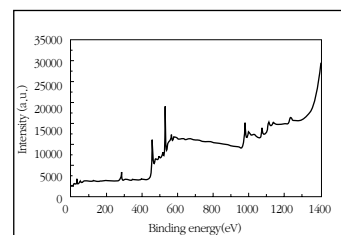


Figure 10-3

사진부도 (Ⅲ)

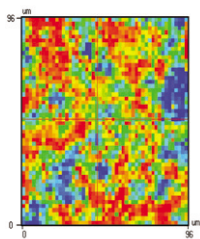


Figure 11-1

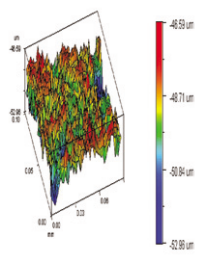


Figure 11-2

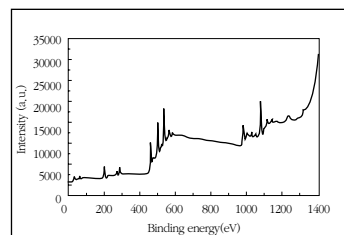


Figure 11-3

The Evaluation of the atomic composition and the surface roughness of Titanium Implants following Various Laser treatment with air-powder abrasive

Tae-Jung Kim, Sung-Bin Lim, Chin-Hyung Chung

Department of Periodontology, College of Dentistry, Dan-Kook University

Various long-term studies have shown that titanium implants as abutments for different types of prostheses have become a predictable adjunct in the treatment of partially or fully edentulous patients. The continuous exposure of dental implants to the oral cavity with all its possible contaminants creates a problem. A lack of attachment, together with or caused by bacterial insult, may lead to peri-implantitis and eventual implant failure.

Removal of plaque and calculus deposits from dental titanium implants with procedures and instruments originally made for cleaning natural teeth or roots may cause major alterations of the delicate titanium oxide layer. Therefore, the ultimate goal of a cleaning procedure should be to remove the contaminants and restore the elemental composition of the surface oxide without changing the surface topography and harming the surrounding tissues.

Among many chemical and mechanical procedure, air-powder abrasive have been known to be most effective for cleaning and detoxification of implant surface. Most of published studies show that the dental laser may be useful in the treatment of peri-implantitis. CO₂ laser and Soft Diode laser were reported to kill bacteria of implant surface.

The purpose of this study was to obtain clinical guide by application these laser to implant surface by means of Non-contact Surface profilometer and X-ray photoelectron spectroscopy(XPS) with respect to surface roughness and atomic composition.

Experimental rough pure titanium cylinder models were fabricated. All of them was air-powder abraded for 1 minute and they were named control group. And then, the CO₂ laser treatment under dry, hydrogen peroxide and wet condition or the Soft Diode laser treatment under Toluidine blue O solution condition was performed on the each of the control models.

The results were as follows :

1. Mean Surface roughness(Ra) of all experimental group was decreased than that of control group. But it wasn't statistically significant.
2. XPS analysis showed that in all experimental groups, titanium level were decreased, when compared with

control group.

3. XPS analysis showed that the level of oxygen in the experimental group 1, 3(CO₂ laser treatment under dry and wet condition) and 4(Soft Diode laser was used under toluidine blue O solution) were decreased, when compared with control group.
4. XPS analysis showed that the atomic composition of experimental group 2(CO₂ laser treatment under hydrogen peroxide) was to be closest to that of control group than the other experimental group.

From the result of this study, this may be concluded. Following air-powder abrasive treatment, the CO₂ laser in safe d-pulse mode and the Soft Diode laser used with photosensitizer would not change rough titanium surface roughness. Especially, CO₂ laser treatment under hydrogen peroxide gave the best results from elemental points of view, and can be used safely to treat peri-implantitis.