

Er:YAG 레이저 조사가 산화 티타늄 블라스팅 임플란트 표면 미세 구조 및 거칠기에 미치는 영향

안장혁¹, 권영혁^{1,2}, 박준봉^{1,2}, 허 익^{1,2}, 정종혁^{1,2*}

1. 경희대학교 치의학전문대학원 치주과학교실
2. 경희대학교 치의학전문대학원 구강생물학연구소

The effect of Er:YAG laser irradiation on the surface microstructure and roughness of TiO₂ implant

Jang-Hyuk An¹, Young-Hyuk Kwon^{1,2}, Joon-Bong Park^{1,2}, Yeek Herr^{1,2}, Jong-Hyuk Chung^{1,2*}

1. Department of Periodontology, School of Dentistry, Kyung Hee University

2. Institute of Oral Biology, School of Dentistry, Kyung Hee University

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was to evaluate the effect of Er:YAG laser on microstructure and roughness of TiO₂ blasting implant surface.

Materials and Methods: Ten TiO₂ blasting implant were used in this experiment. One implant was control group, and nine TiO₂ blasting implant surfaces were irradiated with Er:YAG laser under 100 mJ/pulse, 140 mJ/pulse, and 180 mJ/pulse condition for 1 min, 1.5 min, and 2 min respectively. Optical interferometer and scanning electron microscopy was utilized to measure roughness and microstructure of specimens.

Results: The surface roughness was decreased after Er:YAG laser irradiation in all groups, but there was no significant difference. 100 mJ/pulse and 140 mJ/pulse group did not alter the TiO₂ blasting implant surface in SEM study while 180 mJ/pulse group altered the TiO₂ blasting implant surface. Implant surfaces showed melting, microfracture and smooth surface in 180 mJ/pulse group.

Conclusion: Detoxification of implant surface using Er:YAG laser must be irradiated with proper energy output and irradiation time to prevent implant surface alteration. (*J Korean Acad Periodontol* 2008;38:67-74)

KEY WORDS: Er:YAG laser; TiO₂ implant; SEM study; surface roughness measurement.

서론

최근 부분 또는 완전 무치악의 보철 치료에 임플란트가 많이 이용되고 있으며, 예견성도 매우 높다. 그러나 시술의 증가와 함께 임플란트 주위 질환도 늘어가고 있다. 임플란트의 주위 질환의 원인으로 세균의 감염¹⁾, 과도한 교합력^{2,3)}, 침습성 수술 등 여러 원인이 있다. 이 중 세균의 감염을 주원인으로

생각할 수 있다⁴⁾. 임플란트 표면의 세균 존재는 임플란트 주위 조직에 염증을 야기하며 치료하지 않으면 골조직까지 확산되어 골소실을 발생시키고, 이를 임플란트 주위염이라고 한다⁵⁾. 임플란트 주위염은 만성 치주염과 같은 *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Fusobacterium spp.* 세균에 의해 발생한다⁶⁾. 임플란트 주위염 시 치은 연하의 세균총은 만성 치주염과 비슷하나 치아에서보다 혈류 공급과 섬유아세포가 부족하고, 섬유의 주행 방향이 치아와 달리 임플란트 표면에 평행하게 진행하기 때문에 임플란트 주위 조직의 염증이 치주 조직에서보다 심부로 잘 진행된다⁷⁾.

만성 치주염과 마찬가지로 임플란트 주위염도 세균 및 내독소를 제거하는 것이 치료의 기본이라고 할 수 있다.

Correspondence: Dr. Jong-Hyuk Chung

Department of Periodontology, School of Dentistry, Kyung Hee University, 1 Hoeki-dong, Dongdaemoon-gu, Seoul, 130-701, Korea
e-mail: chungjh@khu.ac.kr, Tel: 82-2-958-9380, Fax: 82-2-958-9387

* 본 연구는 2007년도 경희대학교 연구(KHU-20070719)지원으로 수행됨.
접수일: 2008년 2월 20일; 채택일: 2008년 3월 6일

Merffert 등⁸⁾은 임플란트 주위염시 임플란트가 구강 내에 노출되면 세균과 내독소로 피복되어 섬유 아세포의 부착과 성장을 방해하여 생리적 치유 및 재골유착을 어렵게 함으로 표면의 세척과 해독이 필요하다고 하였다. Baier와 Meyer⁹⁾, Sennerby와 Lekholm¹⁰⁾은 감염된 임플란트는 표면 성질이 변하여 조직이 잘 용화되지 않으며 오히려 이물 반응을 일으킨다고 하였다.

임플란트 주위염의 치료는 전통적으로 기계적인 및 화학적인 방법이 있다. 기계적 방법에 사용되는 기구^{11,12,13)} 중에는 금속 큐렛, 티타늄 큐렛, 초음파 스케일러, 플라스틱 큐렛, 공기-분말 연마기구가 있다. 금속 큐렛과 초음파 스케일러는 임플란트 표면에 변화를 주어 골의 재유착을 방해할 수 있다. 플라스틱 큐렛은 거친 임플란트 표면의 세균을 제거하기에 불충분하고¹⁴⁾, 공기-분말 분사는 임플란트 표면 해독에 사용할 수 있으나, 폐기종을 일으킬 수 있으므로 사용에 제한이 있다. 화학적인 방법으로는 구연산, 염산테트라사이클린, 클로르헥시딘, 항생제 등의 화학제^{15,16)}를 임플란트 표면에 적용하는 것이 있다. 항생제의 경우 내성¹⁷⁾이나 기회 감염이 발생할 수도 있고 치주 세균을 죽일 수 있는 농도를 유지하기도 어렵다. 이러한 전통적인 방법으로는 불규칙한 미세구조를 가지는 거친 임플란트 표면에서 내독소를 완전히 제거하기 어려울 것이다. 따라서 기계적, 화학적 방법 이외에 다른 레이저 시스템이 임플란트 표면의 해독과 세척을 위해 제안되었다.

최근에 치과 영역에서 사용되는 모든 레이저 중, CO₂¹⁸⁾, Diode¹⁹⁾, Er:YAG(Erbium-doped: Yttrium, Aluminium and Garnet)만이 임플란트 표면 처리에 적합하다고 하나, Nd:YAG²⁰⁾ 레이저는 낮은 에너지에서도 임플란트 표면에 용융현상과 표면변화를 심하게 일으켰고, CO₂ 레이저도 조사 후 임플란트 표면과 주위 골 조직에 높은 온도 상승과 탄화를 일으켰다고 하고²¹⁾, Diode 레이저²²⁾는 임플란트 표면 변화를 일으키지 않았으나 내독소 제거에 한계가 있다고 하였다.

최근 개발된 근적외선 영역의 2,940 nm 파장의 Er:YAG 레이저는 임상 적용에 관심을 받게 되었다. 물에 대한 흡수상수는 이론적으로 CO₂ 레이저보다 10배가 더 크고, 높은 물 흡수 때문에 연조직과 경조직에서 사용 가능하며, 주수 하에 사용 시 낮은 온도 상승을 보이고 있다. 따라서 Er:YAG는 치주 치료에 가장 유망하다²³⁾. Er:YAG 레이저를 이용하여 비외과적 치주 치료를 시행 시 유의성 있는 부착 수준의 획득을 보였다²⁴⁾. 또한 Sasaki 등²⁵⁾은 Er:YAG로 주수 하에 백악질과 상아질을 처리 시 Nd:YAG나 CO₂ 레이저에서 발생하는 cyn-

ante(NCO⁻)와 cyanamide(NCN²⁻)같은 독소 부산물을 발생시키지 않는다고 하였다. Kreisler 등²⁶⁾은 60 mJ, 120 mJ에서 10 pps로 Er:YAG 레이저를 2×3 mm² 부위에 2분 동안 조사 시 골과 임플란트 접촉부위에서 온도가 47도가 넘지 않고 온도 상승면에서 안정적이라고 하였다.

Kreisler 등²⁷⁾은 Er:YAG 레이저는 표면 변화 없이 임플란트 표면에서 세균의 독소 요소를 제거할 수 있음을 확인하였다. 레이저 조사 시 임플란트 표면에 안정적이라고 하지만, Kreisler 등²⁸⁾과 Matuyama 등²⁹⁾은 에너지 출력에 따라 임플란트 표면이 변할 수 있고 각기 다른 임플란트 표면에 적당한 에너지를 사용해야 한다고 하였다.

임플란트의 표면 처리 시 레이저의 조사 시 영향에 미치는 요소들은 많이 존재한다. 그러나 현재까지 레이저 조사 시 영향을 미치는 변수에 대한 연구는 거의 없었다. 본 연구에서는 산화 티타늄 블라스팅 표면 임플란트에 Er:YAG 레이저로 표면 처리 시 에너지 출력과 시간만을 변화시켜 표면 거칠기 및 임플란트 표면의 변화를 관찰하고 임상에서 임플란트 주위염에 이환된 산화 티타늄 블라스팅 표면 임플란트에 사용할 수 있는 적절한 에너지 출력과 조사 시간에 대해 알아보려고 한다.

실험 재료 및 방법

1. 실험재료

이번 연구에서는 직경 4.0 mm, 길이 13 mm의 산화 티타늄 표면 임플란트 10개(ASTRA Tioblast[®], ASTRA Tech AB)를 사용하였다. 1개는 대조군으로, 9개는 실험군으로 사용하였다.

2. 실험 장비

표면 거칠기를 측정하기 위해 광학 간섭계(Optical interferometer) (Accura 2000, interplus Co. Seoul, Korea)를 사용하였다. 현 연구에서 사용한 것은 백색광 간섭계로 2개로 갈라지는 광선이 표면의 계측면에서 반사될 때 두 빛의 간섭 정도를 측정, 평가하여 표면 거칠기를 구할 수 있다. 표면 처리를 위해서 Er:YAG 레이저(KEY3, KaVo, Biberach, German)를 사용하였다. 표면의 변화를 관찰하기 위해 주사 전자현미경(S-800, Hitachi Com., Tokyo, Japan)을 이용하였다.

3. 실험 방법

실험군의 임플란트 표면에 유성펜으로 표시하여 실험할 면을 표시한 후 실험 전의 표면 거칠기를 광학 간섭계(Accura 2000, interplus Co. Seoul, Korea)로 3부위(4, 9, 14 valley)에서 측정한다. Top과 flank에서 표면 거칠기를 측정 시 빛의 산란으로 인해 표면 거칠기에 오차가 많이 발생하여 valley에서 측정하였다. 표면 거칠기는 보편적으로 많이 사용되는 Ra(arithmetic roughness value)를 사용하였다. 산화 티타늄 표면 임플란트를 아무 처치를 시행하지 않은 대조군과 레이저로 표면 처리를 한 실험군으로 나누었다. 대조군은 주사전자현미경 관찰 시 실험군과 비교하기 위해 사용되었다. 실험군은 100 mJ/pulse, 140 mJ/pulse, 180 mJ/pulse의 세 군으로 나누어 각 군의 임플란트마다 1분, 1분 30초, 2분간 레이저를 조사하였다. 한 개의 임플란트에 2~5, 7~10, 12~15 valley 부위에 같은 조사시간으로 조사하였다. 조사 부위의 면적은 2×2 mm²였다. Kreisler 등은 에너지 출력에 따른 임플란트 표면 변화 실험에서 한 점상에서 5초간 레이저를 적용하였다. 이번 실험에서 한 점상을 5초간 조사하는 것으로 계산 시 2×2 mm²의 면적의 조사시간은 1분 30초이다. 1분 30초를 기준으로 1분과 2분으로 조사시간을 정하였다. Er:YAG 레이저는 10 Hz로 고정하고, 15 ml의 최대 주수 하에 임플란트의 표면과 0.5 mm의 거리를 둔 near contact mode로 90도의 조사 각도로 임상에서 적용하는 것과 같이 상하, 좌우방향으로 반복 교차하여 레이저를 사용하였다. 2061 핸드피스를 사용하였으며, 축 방향과 방사형으로 레이저가 조사되는 trun-

cated cone tip을 사용하였다. 조사 후 건조시킨 다음 조사 전에 측정했던 동일 부위에서 표면 거칠기를 다시 측정하고, 준비된 시편을 ion sputtering coater(Eiko, IB-3, Tokyo, Japan)을 이용하여 0.1 Torr 진공상태에서 4분간 백금으로 피복시킨 후 주사전자현미경(S-800, Hitachi Com., Tokyo, Japan)을 이용하여 20 kV상태에서 임플란트 표면을 2,000배로 관찰 후 촬영하였다. 그 후 각각의 사진을 관찰 하고 분석하여 임플란트 미세표면 구조변화 유무 및 표면구조가 변한 시점을 판정하였다.

4. 통계 방법

레이저로 표면 처리 전과 후의 산화 티타늄 블라스팅 임플란트의 표면 거칠기를 측정하였으며, 표면 거칠기 변화의 유의성 검정을 위하여 Wilcoxon's signed rank sum test를 시행하였다.

연구성적

1. 표면 거칠기 측정

표면 처리 전 산화 티타늄 블라스팅 표면 임플란트의 평균 표면 거칠기는 1.355 μm이었다. 표면 거칠기 변화량은 No. 1에서 No. 9까지 -0.266 μm, -0.088 μm, -0.536 μm, -0.181 μm, -0.029 μm, -0.186 μm, -0.017 μm, -0.144 μm, -1.209 μm이다. 표면 거칠기는 100 mJ/pulse, 140 mJ/pulse, 180

Table 1. Measurement of Surface Roughness (mean±SD)

	Pulse energy Application time	Ra value before laser tx. (N=3, μm)	Ra value after laser tx. (N=3, μm)	p value
No. 1	100mJ/pulse, 1 min	1.502±0.216	1.236±0.271	0.593
No. 2	100mJ/pulse, 1.5 min	1.165±0.329	1.077±0.268	0.593
No. 3	100mJ/pulse, 2 min	1.320±0.138	0.784±0.248	0.109
No. 4	140mJ/pulse, 1 min	1.122±0.438	0.941±0.611	0.285
No. 5	140mJ/pulse, 1.5 min	1.084±0.008	1.055±0.470	1.000
No. 6	140mJ/pulse, 2 min	1.351±0.192	1.165±0.443	0.593
No. 7	180mJ/pulse, 1 min	1.362±0.753	1.345±0.186	1.000
No. 8	180mJ/pulse, 1.5 min	1.491±0.226	1.347±0.301	0.593
No. 9	180mJ/pulse, 2 min	1.643±0.457	0.434±0.281	0.109

min: minutes

mJ/pulse군 모두 감소되었다. 특히 180 mJ/pulse로 2분 조사 시 표면 거칠기의 급격한 감소를 보였다. 그러나 이러한 감소는 통계학적으로 유의성을 보이지 않았다(table 1) (P value > 0.05).

2. 주사전자현미경 연구

1) 대조군

표면처치를 시행하지 않은 산화 티타늄 블라스팅 표면 임플란트를 주사 전자현미경을 이용하여 2,000배로 관찰하였다. 산화 티타늄 블라스팅 표면 임플란트는 불규칙한 표면과 작은 소와(pit)와 열구(fissure)들이 관찰되며, 산화 티타늄 입자로 블라스팅 된 주변은 날카로운 절삭표면을 보인다(Fig. 1).

2) 실험군

100 mJ/pulse, 140 mJ/pulse 군에서는 조사시간에 관계없이 대조군과 비교 시 표면 변화가 일어나지 않았다. 그러나 180 mJ/pulse에서는 1분, 1분 30초, 2분 모두 표면이 변화하였다. 열에 의한 용융현상과 열에 의한 수축 현상으로 미세 파절이 보였고, 용융현상으로 인해 표면은 평평해 보였다. 특히, 1분 30초에서 2분으로 조사 시간이 증가함에 따라 거칠기가 감소하고, 표면이 더 평평해지는 것이 관찰되었다(Fig. 2~10).

총괄 및 고찰

이번 연구에서는 에너지 출력과 조사시간을 변수로 하여 Er:YAG 레이저로 산화 티타늄 블라스팅 표면 임플란트를 레이저 조사 후 표면 거칠기와 표면 변화를 관찰하였다. 140 mJ/pulse 에너지 이하로 2분 이내 조사 시 표면구조 변화가 관찰되지 않았다. 그러나 180 mJ/pulse 에너지로 1분, 1분 30초, 2분 조사 시 표면의 용융, 미세파절 및 글레이징이 관찰되었다. 표면 거칠기는 조사 후 모든 군에서 감소했으나 통계학적으로 유의할 만한 변화는 보이지 않았다($p > 0.05$).

표면 처리된 임플란트는 식립 시 골과 더 많이 접촉함으로써 초기 안정성을 얻을 수 있고, 혈병을 유지하기 위한 표면 형태를 가지고 있어 골 치유 과정을 촉진시킨다³⁰. 골아세포와 유사한 세포는 거친 표면에 더 잘 부착하고, 광화가 더 잘 된다. 그러나 Wong 등은 표면 거칠기의 증가가 항상 더 우수한 골유착을 유도하지 않으며, 표면 거칠기의 양상, 크기, 분포 등 다른 요인도 골유착에 영향을 줄 수 있다고 하였다.

Wennerberg는 고도보다는 중등도의 표면 거칠기에서 골-임플란트 접촉의 증가를 보인다고 하였고, Wennerberg와 Albrektsson³¹은 임플란트의 이상적인 표면 거칠기는 1~1.5 μ m라고 하였다. 골유착에 적당한 이상적인 표면 거칠기가 존재하므로 임플란트 주위염 치료를 위해 표면 해독 시 가능한 임플란트 고유의 표면 거칠기를 유지하도록 해야 한다. 이번 연구에 사용된 임플란트는 산화 티타늄 입자로 블라스팅한 표면으로 입자의 크기를 조절함으로써 표면 거칠기를 조절할 수 있는 장점이 있지만, 입자 표면이 남는 단점이 있다. Ericsson 등³²은 산화 티타늄 표면 임플란트는 machined surface보다 약 15% 골 접촉 면적이 증가하고, removal torque value가 약 3배 증가한다고 보고하였다. 현 연구에서 표면 거칠기는 레이저 조사 후 모든 군에서 감소하였다. 100 mJ/pulse 2분, 140 mJ/pulse 1분, 180 mJ/pulse 2분에서는 표면 거칠기가 1 μ m 이하로 변화 하였다. 이 중 주사전자현미경상에서 표면 변화를 보이지 않았던 100 mJ/pulse 2분, 140 mJ/pulse 1분에서는 Wennerberg와 Albrektsson가 보고했던 이상적인 표면 거칠기 이하로 변화했기 때문에 재골유착에 대해서 고려해야 할 것이다.

표면 처리된 임플란트의 거친 표면은 세균의 집락화에 중요한 역할을 하고, 타액이나 구강 위생 시술로부터 미생물의 은신처 역할을 한다³³. 또한 machined 표면보다 더 많은 치태 biofilm을 형성한다. 치태 biofilm 내의 세균의 내독소³⁴는 자연치에서 세포 대사에 부정적인 영향을 미치고, 치근 표면에 치주인대 세포 부착을 감소시켜 결합조직 세포의 증식을 감소시킨다. 그 뿐만 아니라 치태 biofilm은 티타늄의 표면을 변화시켜 표면의 성질을 바꿀 수 있다. 티타늄 표면의 세균 감염은 임플란트의 산화층에 영향을 주어 더 적은 표면 에너지를 일으키고, 조직 융합에 손상을 줄 수 있다. 거친 표면의 임플란트는 machined 표면의 임플란트보다 임플란트 주위염이 더 빠르게 진행된다. 그러므로 거친 표면의 임플란트 주위염에서 세균과 내독소를 제거하는 것은 중요하다. 이러한 내독소 제거를 위해 금속 큐렛, 티타늄 큐렛, 플라스틱 큐렛, 공기-분말 연마기, 초음파를 이용한 기계적인 방법과 구연산, 염산테트라사이클린, 클로르헥시딘 등의 화학적인 방법이 전통적으로 사용되었다. 그러나 임플란트의 거친 표면으로 인하여 미세한 부위에서 내독소나 세균을 제거하는 것은 어렵다. 최근에 레이저를 이용한 제거방식이 사용되고 있고, 많은 연구에서 다양한 레이저가 살균 효과를 입증하고 있다. *In vitro* 연구상에서, CO₂, Diode, Er:YAG가 임플란트 표면 처리에

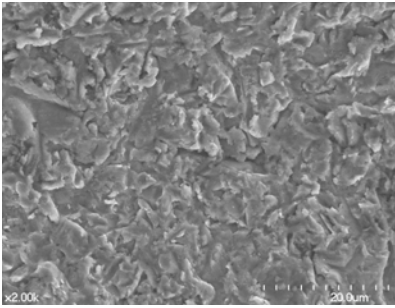


Figure 1. Control specimen, TiO₂ blast implant surface without any conditioning shows the rough surface with small pits($\times 2000$).

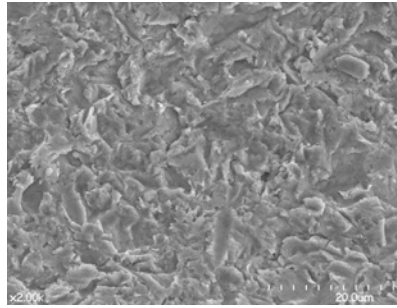


Figure 2. TiO₂ blast implant surface irradiated under 100 mJ/pulse for 1 min($\times 2000$).

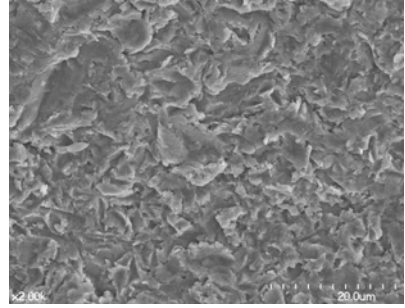


Figure 3. TiO₂ blast implant surface irradiated under 100 mJ/pulse for 1.5 min($\times 2000$).

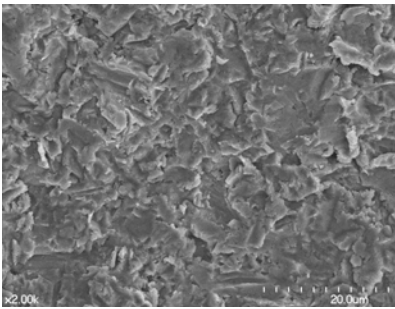


Figure 4. TiO₂ blast implant surface irradiated under 100 mJ/pulse for 2 min($\times 2000$).

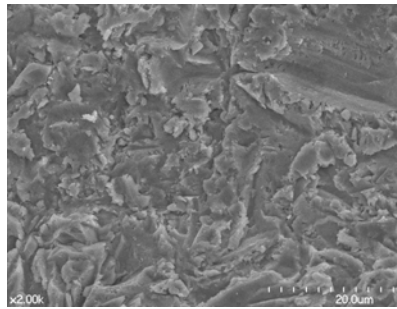


Figure 5. TiO₂ blast implant surface irradiated under 140 mJ/pulse for 1 min($\times 2000$).

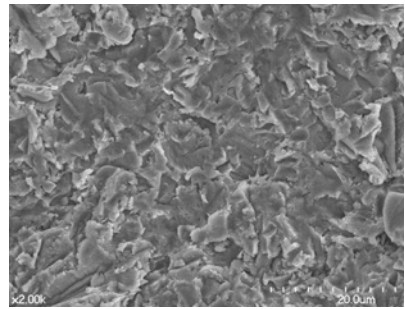


Figure 6. TiO₂ blast implant surface irradiated under 140 mJ/pulse for 1.5 min($\times 2000$).

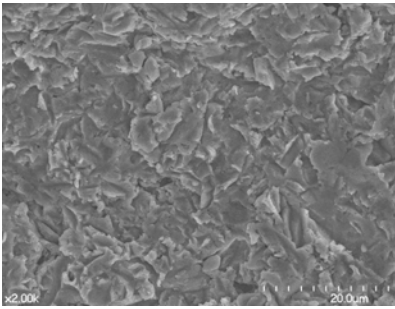


Figure 7. TiO₂ blast implant surface irradiated under 140 mJ/pulse for 2 min($\times 2000$).

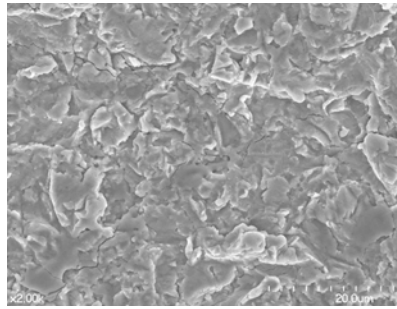


Figure 8. TiO₂ blast implant surface irradiated under 180 mJ/pulse for 1 min($\times 2000$).

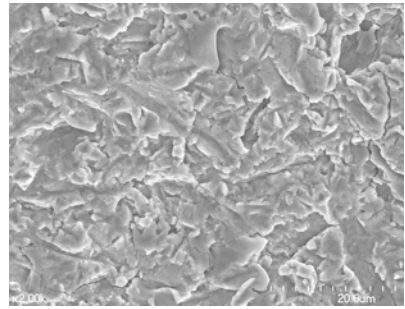


Figure 9. TiO₂ blast implant surface irradiated under 180 mJ/pulse for 1.5 min($\times 2000$).

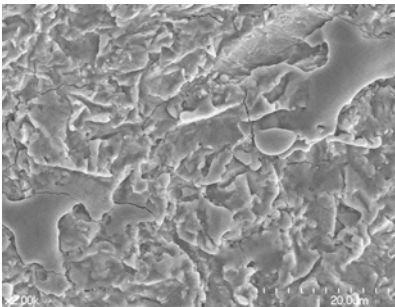


Figure 10. TiO₂ blast implant surface irradiated under 180 mJ/pulse for 2 min($\times 2000$).

적당하다고 했다. 그러나 CO₂ 레이저는 임플란트 표면과 주위 골 조직에 높은 온도 상승과 탄화를 일으키고, Diode 레이저는 내독소 제거에 한계가 있기 때문에 Er:YAG 레이저에 대한 관심이 증가하였다. Er:YAG 레이저(KEY3, KaVo, Biberach, German)는 2,940 nm의 파장을 가지고 있으며, 에너지 범위는 40~600 mJ의 범위에 있다. 물에 대한 흡수가 적고, 주수 하에 온도 상승이 적은 것이 특징이다. Er:YAG는 열 발생 없이 치주 질환에 이환된 치근면에서 치석과 치태를 효과적으로 제거할 수 있다는 연구가 나왔고, 임플란트 주위염에서 사용 시 임상적 부착 수준이 증가한 연구도 보고되었다. 임플란트에서 Er:YAG 레이저를 사용 시 살균 효과, 생체 친화성, 주위 조직의 온도 상승 등에 대해서 고려를 해야 할 것이다. 임플란트 주위염의 치료 시 Er:YAG 레이저의 살균 효과 기전은 세포 안의 물에 의해 레이저가 흡수되어 물의 증발로 세포 파괴가 일어나서 살균되는 방법과 레이저 조사 시 온도가 급격히 올라가서 열에 의해 살균이 되는 방법이 있다. Aoki 등³⁵⁾은 *in vitro* 실험에서 Er:YAG 레이저를 30 mJ/pulse 주수 하에 조사 시 치은연하 치석제거를 임상적으로 적용할 수 있다고 보고했다. Ando 등³⁶⁾은 Er:YAG 레이저는 *P. gingivalis*에 대해 살균 효과를 보인다고 했다. Yamaguchi 등³⁷⁾은 감염된 치근 표면에서 Er:YAG 레이저로 lipopolysaccharides의 제거를 적외선 분광광도계를 이용하여 관찰할 수 있었다. Kreisler 등²⁷⁾은 Er:YAG 레이저는 임플란트의 표면 변화 없이 세포 독성 물질을 제거할 수 있다고 했다. Friedmann 등³⁸⁾은 Er:YAG의 *P. gingivalis*에 대해 살균 효과와, 레이저가 조사된 표면에 새로운 골아세포가 부착할 수 있다고 보고했다. Schwarz 등³⁹⁾은 초음파 기구를 사용한 군과 레이저로 표면처리한 군을 비교 시 골아세포-유사세포(SAOS 2 세포)가 레이저를 처리한 군에서 더 많이 보여 생체 적합성이 더 우수함을 보였다.

레이저의 조사의 변수로는 레이저의 파장, 에너지, 조사 시간, 적용 방식, 주파수, 조사 각도 등이 있으며, 이러한 변수에 따라 레이저의 효과가 다를 수 있다.

Ishikawa 등⁴⁰⁾은 레이저를 조사하는 동안 조직에 유해한 물질을 제거하기 위해 에너지 설정은 중요하고, 적절히 조절되어야 한다고 했다. Matsuyama 등²⁹⁾은 임플란트 표면에 100 mJ/pulse의 고에너지를 조사 시 티타늄 표면이 변화하지 않으나, 50 mJ/pulse의 경우 치주치료에 적절하다고 했다. Kreisler 등²⁸⁾도 Er:YAG를 5초간 다른 에너지로 TPS, SLA, HA coating, smooth 표면에 조사 시 TPS 표면에서는 8.9

J/cm², SLA표면에서는 11.2 J/cm², HA 코팅된 표면에서는 17.8 J/cm², smooth 표면에서는 28 J/cm²에서 용융현상과 글레이징의 표면 변화를 보였다. 이 때 조사 조건으로 주수를 하지 않고, 조사 각도는 90도로 noncontact mode를 사용하였다. 임플란트의 표면에 따라 다른 에너지 출력에서 표면 변화를 보였다. 즉 일반적으로 사용되는 임플란트에서 120 mJ 이상의 에너지를 사용 시 표면에 손상을 줄 수 있다고 하였다. 본 연구에서는 100 mJ, 140 mJ, 180 mJ의 세 군으로 나누었는데 Kreisler 연구에서 냉각수를 사용하지 않은 상태에서 120 mJ 에너지 이상에서 변한 것을 생각할 때, 주수 시 더 높은 에너지에서도 표면 변화에 견딜 수 있을 것으로 생각되어 140 mJ과 180 mJ로 조사하였고, 100 mJ은 제조사의 매뉴얼을 따라 에너지 출력을 설정하였다. 120 mJ보다 큰 140 mJ에서는 표면 변화가 일어나지 않았는데, 이는 최대 주수 하에 조사하였고, 산화 티타늄 블라스팅 임플란트의 표면 처리가 첨가형이 아니라 삭제형으로 더 높은 에너지 출력에 표면 변화가 일어나지 않는 것 같다. 그리고 상하, 좌우 방향으로 일정하게 움직여서 레이저를 조사했기 때문에 한 포인트에 조사되는 에너지의 양은 적다. 그래서 순간적으로 일어나는 열발생이 적어 140 mJ 에너지에서도 변화가 없는 것으로 생각된다.

임플란트에 레이저를 조사 시 표면 변화를 일으키지 않는 것도 중요하지만, 임플란트 주위골에 과도한 열 발생이 일어나지 않아야 한다. Eriksson과 Albrektsson은 임플란트 수술 중 47~50도의 온도는 골형성을 심각하게 감소시키고, 임플란트의 실패를 일으킬 수 있다고 했다. 골유착이 일어난 임플란트에 대한 과도한 열 발생의 영향에 대해서는 아직 조사되지 않았지만, 이는 치유 과정에 손상을 주거나 임플란트 소실에 영향을 미칠 수 있음을 고려해야 한다. Kreisler 등²⁶⁾은 HA와 SLA표면의 임플란트 표면에서 60 mJ, 120 mJ 에너지로 2분간 Er:YAG 레이저를 조사 시 골 임플란트의 접촉 부위에서 온도가 47도가 넘지 않았다. 냉각수를 이용한 Er:YAG 레이저의 조사 시 깊은 부위에는 영향을 미치지 않고 오직 표층 부위에서는 영향을 미친다. 적용되는 에너지가 온도반응으로 변환되어 냉각수를 증발시키기 때문이다. 즉 물의 사용으로 조사된 부위와 흡수된 과도한 레이저를 냉각시킴으로써 열 발생을 최소화 할 수 있다. 현 연구에서는 140 mJ, 180 mJ의 군이 사용되었는데 이 에너지에서도 임플란트 주위 골에 대한 온도 변화가 47도 이하로 안정적인지 추후 확인이 필요하다.

조사 각도도 레이저 조사 효과에 영향을 미치는데 Folwaczny 등은 치주 치료를 할 때 Er:YAG 레이저의 팁의 각도가 직각

이 될 때 최대치로 치근 물질의 제거가 되고, 치근 표면에 손상을 주지 않고 선택적으로 치석을 제거하기 위해서 100 mJ 이하의 에너지로 팁의 조사 각도는 15~30도의 범위 안에 있어야 한다고 했다. 현 실험에서는 90도의 조사 각도로 조사하여 최대 에너지가 임플란트 표면에 전달하도록 하였다. 90도의 각도로 레이저를 조사하는 것은 임상적으로 판막을 거상한 후에 가능하다. 만약 판막을 형성하지 않고, 임플란트에 조사 시 각도가 변화하여 전달되는 에너지가 달라질 것이다. 팁의 각도에 따른 변화도 레이저 조사 시 고려해야 할 것이다.

이번 연구에서는 임플란트에 영향을 줄 수 있는 여러 가지 변수 중 다른 것을 고정하고 오직 시간과 에너지만을 변화하여 실험하였다. 임상에서 사용하는 것과 유사하게 레이저 팁의 각도를 90도로 주고 임플란트 표면에 최대한 일정하게 레이저가 조사되도록 레이저 조사 방향을 좌우, 상하로 교차하여 조사하였다. 열의 발생을 최소로 하기 위해 최대 주수 하에 조사하였다. 그러나 0.5 mm의 거리의 near contact mode가 레이저 조사 시 일정하게 유지되지 않아 거리에 따른 에너지 밀도에 차이가 있을 수 있다. 그러나 임상시의 적용을 고려하면 미세한 거리에 의해 차이가 나는 에너지 밀도의 차이는 임플란트 주위염 임플란트의 표면 처리 시 무시할 만하다고 생각이 든다.

Er:YAG 레이저의 사용은 연조직, 경조직 등에서 열손상이 없는 것으로 보고되고 있으나 과도한 에너지의 조사와 시간은 임플란트의 표면을 변화시킬 수 있음을 이번 실험을 통해 알 수 있었다. 따라서 임플란트에 레이저를 조사 시 표면변화를 일으키지 않는 에너지와 시간이 결정되어야 한다. 이번 실험에서는 오염되어 있는 임플란트에서 표면처리를 한 것이 아니므로 레이저가 조사된 임플란트 표면에서 세균의 제거 및 오염물질의 제거 효과에 대해 추가적인 연구가 필요하며, 레이저로 조사된 임플란트의 표면에서 재골유착이 가능한지에 대해서 연구가 더 필요할 것이다.

참고문헌

1. Mombelli A, Van Oosten MAC, Schürch EJ, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 1987;2:145-151.
2. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104-111.

3. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-152.
4. Mombelli A, Buser D, Lang NP. Colonization of osseointegrated titanium implants in edentulous patients. Early results. *Oral Microbiol Immunol* 1988;3:113-120.
5. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 1998;17:63-76. Review.
6. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:798-810.
7. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I et al. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:81-90
8. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: A review. *J Periodontol* 1992;63:859-870.
9. Baier RE, Meyer AE. Implant surface preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:9-20.
10. Sennerby L, Lekholm U. The soft tissue response to titanium abutments retrieved from humans and reimplanted in rats. A light microscopic study. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:23-27.
11. Zablotsky MH, Diedrich DL, Meffert RM. Detoxification of endotoxin-contaminated titanium and hydroxyapatite-coated surfaces utilizing various chemotherapeutic and mechanical modalities. *Implant Dent* 1992;1:154-158.
12. Thomson-Neal D, Evans GH, Meffert RM. Effects of various prophylactic treatments on titanium, sapphire, and hydroxyapatite-coated implants: an SEM study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1989;9:300-311.
13. 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.
14. Fox SC, Moriarty JD, Kusy RP. The effects of scaling a titanium implant surface with metal and plastic instruments: an in vitro study. *J Periodontol* 1990;61:485-490.
15. Krozer A, Hall J, Ericsson I. Chemical treatment of machined titanium surfaces. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:204-211.
16. Mombelli A, Feloutzis A, Bragger U, Lang NP. Treatment of peri-implantitis by local delivery of tetracycline. Clinical, microbiological and radiological results. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:287-294.

17. Preus HR, Lassen J, Aass AM, Ciancio SG. Bacterial resistance following subgingival and systemic administration of minocycline. *J Clin Periodontol* 1995;22:380-384.
18. Kato T, Kusakari H, Hoshino E. Bactericidal efficacy of carbon dioxide laser against bacteria-contaminated titanium implant and subsequent cellular adhesion to irradiated area. *Lasers Surg Med* 1998;23:299-309.
19. 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.
20. 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 Implants* 1992;7:441-449.
21. Stubinger S, Henke J, Donath K, Deppe H. Bone regeneration after peri-implant care with the CO₂ laser: a fluorescence microscopy study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:203-210.
22. Dortbudak O, Haas R, Bernhart T, Mailath-Pokorny G. Lethal photosensitization for decontamination of implant surfaces in the treatment of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:104-108.
23. Schwarz F, Sculean A, Georg T, Reich E. Periodontal treatment with an Er:YAG laser compared to scaling and root planing. A controlled clinical study. *J Periodontol* 2001;72:361-367.
24. Schwarz F, Sculean A, Berakdar M et al. Clinical evaluation of an Er:YAG laser combined with scaling and root planing for non-surgical periodontal treatment. A controlled, prospective clinical study. *J Clin Periodontol* 2003;30:26-34.
25. Sasaki KM, Aoki A, Masuno H et al. Compositional analysis of root cementum and dentin after Er:YAG laser irradiation compared with CO₂ laser and intact roots using Fourier transformed infrared spectroscopy. *J Periodontal Res* 2002;37:50-59.
26. Kreisler M, Al Haj H, d'Hoedt B. Temperature changes at the implant-bone interface during simulated surface decontamination with an Er:YAG laser. *Int J Prosthodont* 2002;15:582-587.
27. Kreisler M, Kohnen W, Marinello C et al. Bactericidal effect of the Er:YAG laser on dental implant surfaces: an in vitro study. *J Periodontol* 2002;73:1292-1298.
28. Kreisler M, Gotz H, Duschner H. Effect of Nd:YAG, Ho:YAG, Er:YAG, CO₂, and GaAIs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:202-211.
29. Matsuyama T, Aoki A, Oda S, Yoneyama T, Ishikawa I. Effects of the Er:YAG laser irradiation on titanium implant materials and contaminated implant abutment surfaces. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21:7-17.
30. Cooper L. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *J Prosthet Dent* 2000;84:522-534.
31. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:331-344.
32. Ericsson I, Johansson CB, Bystedt H, Norton MR. A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:202-206.
33. Rimondini L, Fare S, Brambilla E et al. The effect of surface roughness on early in vivo plaque colonization on titanium. *J Periodontol* 1997;68:556-562.
34. Lucas RM, Chen SY, Aleo JJ. Histochemical study of strain L fibroblasts exposed to endotoxin. The effect on cellular organelles. *J Periodontol* 1979;50:20-22.
35. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in non surgical periodontal therapy. *Periodontol* 2000 2004;36:59-97. Review
36. Ando Y, Aoki A, Watanabe H, Ishikawa I. Bactericidal effect of erbium YAG laser on periodontopathic bacteria. *Lasers Surg Med* 1996;19:190-200.
37. Yamaguchi H, Kobayashi K, Osada R et al. Effects of irradiation of an erbium:YAG laser on root surfaces. *J Periodontol* 1997;68:1151-1155.
38. Friedmann A, Antic L, Bernimoulin JP, Purucker P. In vitro attachment of osteoblasts on contaminated rough titanium surfaces treated by Er:YAG laser. *J Biomed Mater Res* 2006;79:53-60.
39. Schwarz F, Sculean A, Romanos G et al. Influence of different treatment approaches on the removal of early plaque biofilms and the viability of SAOS2 osteoblasts grown on titanium implants. *Clin Oral Investig* 2005;9:111-117.
40. Sasaki KM, Aoki A, Ichinose S et al. Scanning electron microscopy and Fourier transformed infrared spectroscopy analysis of bone removal using Er:YAG and CO₂ lasers. *J Periodontol* 2002;73:643-652.