

파이버 레이저를 이용한 치과용 임플란트 표면처리에 관한 연구

A Study on the Surface Treatment of Dental Implant using a Fiber Laser

신호준¹, 양윤석², 황찬연², 유영태^{3,✉}
Ho Jun Shin¹, Yun Seok Yang², Chan Youn Hwang² and Young Tae Yoo^{3,✉}

1 전남도립대학 조선기계과 (Department of Shipbuilding and Machine, Jeonnam Provincial College)
2 조선대학교 첨단부품소재공학과 (Department of Advanced Parts & Materials Engineering, Chosun Univ.)
3 조선대학교 메카트로닉스공학과 (Department of Mechatronics Engineering, Chosun Univ.)
✉ Corresponding author: yyou@chosun.ac.kr, Tel: 062-230-7016

Manuscript received: 2010.11.30 / Revised: 2011.4.7 / Accepted: 2011.4.28

Titanium for dental implant application has the superior properties of biocompatibility, specific strength, and corrosion resistance. However, it is extremely difficult to find a suitable surface treatment method for sufficient osseointegration with biological tissue/bone cell and implant surface. Surface treatment technology using laser has been researched as the way to increase surface area of implant. In this study, to develop the surface treatment process with improved adhesion between implant and bone cell at the same time for superior biocompatibility, pulsed laser beam was overlapped continuously for scribed surface morphology and determination of friction coefficient. As the results, surface area and friction coefficient was increased over 2 times by the comparison with sand blasting, which is used for the conventional method. In this time, the optimal condition for laser beam power and beam irradiation speed was 13 watt and 50 mm/sec, respectively.

Key Words: Dental Implant (치과용 임플란트), Laser Surface Treatment (레이저 표면처리), Overlap Ratio (중첩율), Fiber Laser (파이버레이저), Coefficient of Friction (마찰계수)

1. 서론

항공기, 자동차, 화학플랜트, 건축, 스포츠 산업 등에 산업전반에 걸쳐 광범위하게 순수티타늄과 그 합금이 활용되고 있다. 최근에는 티타늄은 생체 적합성이 매우 우수하고, 비강도 및 내부식성 등 기계적 특성이 뛰어나 의료분야에도 그 응용 분야가 확대되고 있다. 특히 티타늄은 치과용 임플란트 소재로서 임상적인 적합성이 과학적으로 입증됨에 따라 각각 신체 부위의 기능을 보강하기 위한 통상적 치료술로 각광받고 있다.

그러나 구조적으로 임플란트와 그 주변 골조직은 물성치가 서로 다른 두 재료가 접촉되어 계면

을 이루고 있기 때문에 생체조직 및 조골세포(Osteoblast)가 인공 임플란트 표면에 골 접촉력을 높일 수 있는 방법에 많은 연구자들의 관심이 집중되고 있다.¹ 뿐만 아니라 임플란트의 표면조직을 변화시켜 단위면적을 증가시키는 방법으로 생체적합성을 향상시키는 방법에 관심이 집중되고 있다.

예를 들어 폭넓게 활용되는 알루미늄이나 입자를 이용한 블라스팅 방법(SLA ; Sandblasted, Large-grit, Acidetched)은 다양한 크기의 거칠기를 보다 쉽게 구현할 수 있으나 입자들이 임플란트 표면에 자주 박히기 때문에 이를 제거하기 위하여 초음파 세척과 산 에칭과 같은 세척과정을 거쳐야 한다. 이후에도 일부 입자들이 잔존하여 임플란트 식립 후

주변조직으로 용출됨으로써 골융합을 방해할 가능성과 강산처리에 의한 임플란트 표면의 불균일성으로 인한 생체부식 저항성의 감소의 위험성이 지적되어 왔다.

치과용 임플란트 구조는 상부에 임플란트 교각치(의치 받침대 : Abutment)와 하부에 나사형태의 임플란트로 구성되어 있으며, 하부 나사부분은 나사산과 골이 존재한다. 시술 시 인체의 골(Bone)과 임플란트 고정체의 생체적합성 및 골 접착력 향상에 영향을 미치는 중요한 부분은 나사산과 나사골이다. 여기서 인체의 골은 단단하고 밀도가 높은 피질골(Cortical bone)과 비교적 약하고 밀도가 낮은 해면골(Sponge bone)로 나눌 수 있다. 그러므로 임플란트 시술 시 단단한 피질골에 나사구조는 음식을 섭취할 때 흔들리지 않도록 치밀하고 강하게 결합되어야 하며, 비교적 약한 해면골의 나사 구조는 부하에 견딜 수 있고 골융착(Osseointegration)에 용이한 구조를 가져야 한다.

이와 같은 목적을 달성하기 위하여 임플란트 고정체의 나사구조를 골질에 따른 식립(placement)되는 힘, 모멘트와 마찰력(friction forces) 그리고 표면처리 후 잔류물이 존재 여부 등을 고려하여 복합적으로 설계하고, 효과적인 표면처리 방법을 구현하는 것이 매우 중요하다.

본 연구에서는 기존의 임플란트 표면처리방식이 단점을 보완하고 임플란트의 단위면적당 표면적을 증가시켜 임플란트와 골접착력을 증가시키는 이상적인 표면처리방법을 제시하고자 하였다.

최근 몇 년간 임플란트의 단위 면적당 접촉면적을 증가시키기 위해 레이저를 이용한 표면처리에 관한 연구가 진행되어 왔다. 레이저를 이용하여 임플란트의 표면을 개질 한 선행 연구들은 다음과 같다. Gaggl² 은 산화알루미늄 파우더 블래스트(blasted)방법으로 임플란트 나사의 날(screw thread)과 골사이에 레이저빔을 조사시켜 크기가 30~50 μ m 의 표면 홀을 만들어 임플란트의 표면적을 향상시켰다. 그리고 용융과정들로부터 기인된 이차적인 구조의 크기 및 형상에 대해 연구하였고 티타늄 표면의 화학적 특성을 분석하기 위해 EDS 분석 하였다. Peto³ 과 Karacs⁴ 은 Gaggl 과 유사한 방식으로 Nd:glass 레이저의 펄스지속시간(30ns)과 펄스에너지(0.5~5J)를 조절하여 임플란트 표면에 조사하여 어블레이션된 표면층에 대해 연구하여 발표하였다. Cho⁵ 은 기계가공 임플란트와 기계가공 후 레이저 표면처리한 임플란트를 이용하여 토끼

경골(Rabbit tibia)에 장착한 후 강제탈거(제거풀림력 : Removal torque)방식으로 뼈와 임플란트의 접촉 계면이 잘 접합되었는지를 비교 평가하였다.

그 결과 평균 제거풀림력 값과 비교했을 때 레이저 표면처리된 임플란트가 약 2 배 가량 제거풀림 값이 향상되었음을 발표하였다. 그리고 표면거칠기가 높은 것만으로 최적의 골접합을 고려했을 때 그 척도가 되지 못하고, 표면형상의 패턴, 크기, 골(Valley)-산(Peak)의 분포에 따라 영향을 미칠 수 있음을 제시하였다. 뼈와 임플란트 계면의 기계적인 연동(Interlocking)과 생체 친화성이 중요한 변수로 작용한다고 발표하였다.⁶

기존의 연구자들은 임플란트 표면에 다양한 파장의 레이저를 조사하여 표면형태 및 구조를 변화시켜 뼈와 임플란트 접촉면적을 증가시키는 방법으로 잘 접합되는 특성을 연구하였다. 그 결과 임플란트 소재로 사용된 티타늄합금(Ti-6Al-4V)은 부동태피막이라 불리는 TiO₂ 산화막에 의해 높은 부식저항성과 생체적합성(생체 내에서 산화막이 화학적으로 불안정하면 부식이 일어나 금속이온이 주변으로 방출되어 조직반응이 일으키는 지표)이 뛰어난 것으로 결론지었다.¹⁻⁹ 때문에 레이저빔이 조사전·후 표면에 형성된 산화층을 분석하여 생체적합성을 평가·분석하고 일부 연구자들은 동물실험을 통해 뼈와 임플란트의 제거풀림력을 비교하였다.

그러나 레이저 빔은 고밀도 에너지를 국부적인 부위에 집중되기 때문에 흠(또는 스크라이빙) 폭, 깊이와 이차적으로 생성되는 용기 때문에 표면형상이 달라지기 때문에 정밀하게 공정을 제어해야 한다. 만약 레이저 공정을 정밀하게 제어하지 않고 임의로 가공 했을 때 균일한 표면형태가 구현되지 못하고 제거풀림에 중요하게 작용하는 표면적 증가에 기여하지 못하게 된다. 그러므로 레이저를 이용하여 임플란트를 표면처리 할 때는 반복성과 재현성을 위해 보다 정확하고 체계적인 공정변수를 정립하는 것이 매우 중요하다.

현재 치과 임플란트의 표면개질에 사용되는 레이저는 주로 Nd:YAG 레이저와 엑시머레이저가 많다.⁷⁻⁹ 하지만 엑시머 레이저는 고가이고 엑시머를 발진시키는 가스의 누설에 대한 위험과 운용비가 많이 소요되기 때문에 비교적 운용비가 저렴한 파이버 레이저를 이용하여 임플란트와 골조직을 접합될 때 임플란트의 단위면적당 접촉면적을 증가시키기 위한 공정변수를 실험을 통하여 결정하고자 한다.

Table 1 Chemical composition of Implant specimen (wt%)

Ti-6Al-4V	C(Max)	N	H	O	Fe	Al	V	Ti
	0.08	0.05	0.012	0.13	0.25	5.5~6.5	3.5~4.5	Bal

그리고 골조직과 임플란트가 잘 접합되도록 임플란트 표면을 개질하기 위한 공정변수의 변화에 따라 형성되는 표면특성을 제시하고, 생체 적합한 레이저 표면처리공정을 정립하여 임플란트를 치과 병원에 공급하는 산업현장에서 임플란트 표면처리 전용장비를 개발하는 데 기본 설계 자료로 제공하고자 하였다.

2. 실험

2.1 실험장치

실험에 사용된 레이저는 Ytterbium 타입 파이버 레이저(Fiber laser)로 Nd:YAG 레이저와 동일한 파장($\lambda=1065\pm 5$)이다. 그리고 파이버 레이저는 기존의 Nd:YAG 레이저에 비해 우수한 빔 성질(Beam quality)과 광학적 정렬이 필요없는 특징을 가지고 있다. 또한 소형의 모듈 개념으로 설계되어 있어 펄스안정성이 Nd:YAG 레이저에 비해 뛰어나므로 레이저 출력의 저하없이 장비를 사용할 수 있기 때문에 산업현장에서 유연성이 뛰어나다.

파이버 레이저의 사양은 각각 다음과 같다. 평균출력은 12W 이고, 펄스폭과 반복도는 각각 35ns 와 20 ~ 500 kHz 이다. 시편의 정확한 위치에 레이저 빔을 조사하기 위하여 x-y 위치 제어 시스템을 제작하였으며, 작업거리는 초점렌즈 거리(Distance of focus lens)가 151mm 인 지점을 0mm(Defocused position)으로 하여 실험하였다. 파이버 레이저는 레이저 튜브에서 생성된 레이저빔을 파이버에 전송시켜 F-theta 렌즈를 이용하여 가공하는 방식이다.

Fig. 1 은 Ytterbium 타입 파이버레이저 시스템의 개략도이며, 생성된 레이저빔은 렌즈에 집속된 후 가공위치에 조사된다. 조사된 빔은 임플란트 가공용 전용 지그에 고정시킨 후 서보 모터에 장착되어 회전하는 방식으로 실험하였다.

2.2 실험방법

실험에 사용된 시편은 치과용 임플란트 소재인 Ti-6Al-4V 이고 그 화학적 조성분은 Table 1 과 같다. 먼저 스크류타입의 임플란트에 레이저로 표면처리하기 전 선행실험으로 Ti-6Al-4V 원판에 레이저의 빔 조사속도에 따른 재료의 이탈(흠 또는 스크라

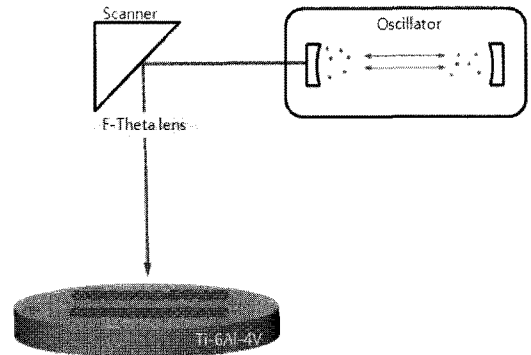


Fig. 1 Schematics of laser surface treatment composition of specimens (wt%)

이빙)특성에 대해 분석하였다. 그리고 직경이 5mm 의 Ti-6Al-4V 티타늄의 환봉을 CNC 가공기를 이용하여 외경을 나사형태의 임플란트로 가공한 후 초음파 세척기를 이용해 표면세척을 한 다음 지그에 고정시켰다. 실험에 사용된 공정변수로는 레이저 빔 출력과 주파수를 고정한 후 빔 조사속도를 변화시켜 최적의 공정변수를 결정하였다.

예비실험을 통해 얻어진 결과로서 레이저 출력과 주파수보다는 빔 조사속도를 조절할 경우 흠종횡비 및 증착율이 증가하는 것을 관찰할 수 있었다. 그러므로 본 실험에서는 레이저빔 출력과 주파수를 각각 12W 와 20kHz 로 고정한 후 빔 조사속도(50 ~ 600 mm/sec)에 대한 임플란트 표면처리 특성을 연구하였다. 실제 레이저빔 출력은 레이저 파워미터(laser power/ energy meter, Coherent Inc.)를 이용하여 레이저 세기의 변화에 따라 조사된 레이저빔의 에너지를 측정하였다.

임플란트가 부착된 서보모터 측은 가공범위가 마이크로 영역이므로 보다 정밀하게 위치를 제어해야 한다. 그러므로 레이저빔의 초점위치와 집속된 빔의 위치를 정밀하게 제어하기 위해 가이드빔(He-Ne 레이저)과 CCD 카메라 등을 설치하였다.

레이저빔이 임플란트의 표면에 조사되었을 때의 표면에서의 재료변화를 분석하기 위해 마이크로 영역의 조도를 관찰할 수 있는 3 차원 표면조도측정기(Accura 2000:Koera)와 광학 현미경(Nikon)을 사용하였다.

3. 결과 및 고찰

$$F \cdot L = M \tag{2}$$

3.1 임플란트의 표면적 증가에 따른 골접착력의 영향

임플란트의 인체 골과의 접착력을 향상시키는 중요한 인자는 거시적으로는 표면의 기하학적인 형태에 영향을 받고, 미시적으로는 표면의 형상과 거칠기에 따라 치골에 부착되는 특성이 변화한다. 그리고 골접착력 향상을 가져오는 변수로 티타늄의 화학적인 특성을 고려될 수 있다.

티타늄은 다른 합금에 비해 상대적으로 가벼우나 합금화나 전처리 과정에 의해 강화될 수 있다. 특히 이러한 과정에서 부동태막(passivity)이라고 불리는 TiO_2 산화막이 생성되기 때문에 높은 내부식성과 생체적합성을 갖는다.

이런 금속화적인 특성은 임플란트가 인체내에서 생체적합성과 수명, 기능 등에 영향을 미치기 때문에 중요하다. 생체내의 가장 안정한 산화물은 TiO_2 인데 Ti 은 산소와 반응성이 매우 우수하여 주변에 미량의 산소가 존재할 경우에도 산화막이 형성되는 특성을 지니고 있다. 이런 골조직(bone structure)보다 탄성계수는 높지만 다른 임플란트 소재보다는 골과 비슷하여 골과 임플란트 경계면에서 응력분산에 유리하다.¹

치과용 임플란트는 직경이 작은 원뿔모양의 지지환봉으로 되어 있는 음식을 씹을 때 강한 악력을 견디어야 한다. 그러므로 임플란트를 시술하고 음식을 섭취할 때 강한 악력에 충분히 견딜 수 있는 골접착력과 치아의 상부에 작용하는 모멘트를 견디어야 한다. 본 연구에서는 이 골접착력과 모멘트의 관계를 고찰하기 위해 다음과 같은 이론식과 연관된 마찰계수의 관계를 고찰하였다. 예를 들어 이 골접착력과 모멘트는 환자의 골밀도가 일정하고 임플란트의 크기가 일정하다고 가정했을 때 접착력(τ)과 임플란트의 표면적(A)의 곱으로 임플란트가 치골에서 고정되는 접착력(F)이 식(1)과 같이 결정된다.

$$\tau \cdot A = F \tag{1}$$

이때 임플란트가 치골에 이식되어 흔들리지 않기 위해서는 단단하게 치골에 부착되어 움직이지 않도록 충분한 모멘트(M)에 견디어야 하는데 이 모멘트는 임플란트의 길이(L)과 밀접한 관계가 있다.

여기에서 환자에게 이식된 임플란트의 외경과 환자의 골밀도는 임의로 바꿀 수가 없기 때문에 환자의 치골에 임플란트를 강하게 부착시키기 위해서는 임플란트의 표면적을 증가시키는 것이 중요한 요인이 된다.

임플란트의 표면적을 어블레이션 시키면 표면의 일부재료가 증발하여 임플란트의 표면적이 증가되어 치골에 부착되는 면적에 증가시키는 효과에 함께 조골세포(Osteoblast)가 어블레이션 된 공간을 채우게 되어 큰 제거 톨립력(removal torque) 향상을 가지게 된다.

그러므로 레이저 표면처리된 마찰력도 증가되는 효과가 있어 단단하게 환자의 치골에 부착되게 된다. 여기서 조골세포는 골기질을 합성 및 분비하고, 기질에 Ca, Mg 이온 등의 무기염을 침착시킴으로써 골조직을 석회화시키는 능력을 갖고 있는 세포로서 골화 등에 의해 뼈의 신생이 이루어지는 부위에서 볼 수 있다.

식(1)에서 나타낸 접착력(τ)은 인체골과의 마찰력과 관계가 있다. 본 실험에서는 정지마찰력을 레이저 표면처리된 시험편과 표면처리 되지 않은 시험편과의 마찰력을 비교하여 인체골과의 접착력을 비교하였다. 정지마찰력(Static friction force; F_s)은 계산식은 다음 식을 이용했다.¹⁰

$$F_s \leq \mu_s N \tag{3}$$

여기에서 μ_s 은 정지마찰계수 이고 N 는 임플란트에 작용하는 수직력이다. 식(3)은 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$F_s = \mu_s N = \mu_s mg \cos \theta_s = mg \sin \theta_c = F_c \tag{4}$$

$$\therefore \mu_s = \sin \theta_c / \cos \theta_c = \tan \theta_c$$

식(4)에서 m 은 질량 이고, g 는 중력가속도이다.

본 연구에서는 제거 톨립력값을 측정하지 않으며 마찰력과 접착력의 관계를 임플란트 표면의 기하학적인 형상에 따른 정지 마찰계수의 변화를 고려해 최적의 공정을 선정 별하고자 했다.¹⁰

3.2 레이저 어블레이션에 의한 임플란트 표면적 증가 방법과 골 접착력의 영향

임플란트의 표면적의 증가는 골과 임플란트 간

의 결합과 밀접한 관련이 있으나, 표면거칠기가 일정한계를 초과하면 기계적 특성, 부식저항성 및 표면적이 감소하여 임플란트 주위에서 염증반응을 일으키는 원인이 될 수도 있다. 그러므로 이러한 현상을 감소나 제거하기 위해 임플란트의 표면적을 효율적이고, 안정적인 기하학적 형상으로 표면처리 하는 것이 매우 중요하다.

기존에 임플란트를 표면처리 하는 방법으로 임플란트의 표면에 특정 물질을 접착시켜 골(bone)과의 접촉면적을 늘린 형태가 있다. 예를 들어, TPS(Titanium plasma sprayed), Hydroxyapatite-(HA) Coated Surface, Endopore system 등이 있다. 그 중 Endopore system 방식은 삽입 시 부스러지거나, 갈라지고, 급히는 단점이 있다. 골 상방으로 노출된 경우에 치태 침착이 크고, 실패한 임플란트 치료의 후유증이 크다는 단점을 가지고 있다.¹¹⁻¹⁵

앞서 언급했듯이 레이저빔을 이용한 표면처리는 생체 적합성 및 구조 형상을 변화시켜 표면적을 증가시킬 수 있다. 고밀도 에너지 열원인 레이저빔이 국부적으로 집중될 때 재료의 광학적 흡수, 열유동, 원자의 질량 운동 등과 같은 물리적 현상에 의해 마이크로영역의 작은 홈(pit)을 형성시킨다. 이와 같은 현상은 레이저의 에너지가 크면 집중된 표면에 과열된 증기는 이온화가 이루어지며, 이들 금속증기와 플라즈마의 압력과 속도변화에 의해 제거(ablation)된다. 이때 홈 중심의 표면은 함몰(subsidence, depression)되고 홈 주위로 중배(bulge)가 형성된다. 그리고 광학적 흡수에 의한 열 흐름의 영향으로 재료의 표면은 홈과 융기부(protrusion, projection)를 형성하게 되는데, 그 원인으로 열팽창과 열수축에 의한 형성 및 반발압력(recoil pressure)에 의한 형성의 메커니즘을 고려할 수 있다.¹⁶⁻²⁰

본 연구에서는 펄스레이저빔을 소재표면에 조사하여 소재일부를 증발시켜 일정한 크기와 깊이 즉, 원기둥 형태의 작은 구멍을 형성시키는 방법이다. 레이저빔의 에너지밀도는 가우시안 빔 분포로 유지되기 때문에 레이저빔을 시편에 조사시키면 원기둥형상의 작은 홈(pit)이 형성된다. 여기서 이 레이저빔에 의해 형성된 원기둥의 표면적은 $A(r, \theta)$ 이고, 레이저빔 조사 횟수(X)에 따른 면적(A')을 계산하였다. 그리고 나사타입 임플란트의 구조는 원기둥 형태로서 나사산을 제외한 표면적(A'')을 산출하였다. 이 원기둥을 레이저빔의 중첩율을 제어하여 중첩도를 조절하여 임플란트가 표면적을 증가시키고자 했다.

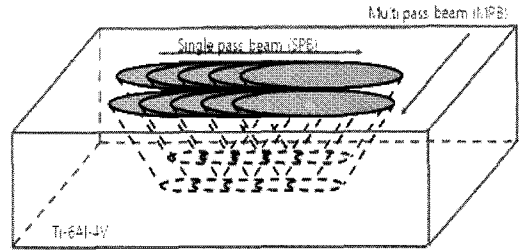


Fig. 2 Schematics of SPB and MPB

기존의 레이저 표면처리는 일정한 간격으로 홈(Pit)과 융기(Burr)를 생성시켜 임플란트의 표면적을 증가시키고 마찰력을 증가시키는 방법으로 인체골과 접촉력을 향상시키는 방법을 적용했다. SPB 는 단일 레이저빔을 임플란트 재료에 조사되었을 때 상호작용으로 나타나는 현상을 규명하기 위해 실험을 수행하였다. MPB 는 단일 레이저빔을 조사하였을 때 순간적으로 재료표면 주위에 전달되는 레이저빔의 에너지의 영향 때문에 발생하는 현상을 분석하였다.

Fig. 2 는 레이저 표면처리 방식을 각각 단일패스 빔(Single Pass Beam : SPB 이하) 방식과 다중패스 빔(Multi Pass Beam : MPB 이하)방식으로 분류했을 때의 모식도이다. SPB 는 횡방향으로 레이저빔이 중첩되어 조사된 형태로서 라인(line)과 라인이 겹쳐지지 않는 범위이고, MPB 는 이러한 SPB 과 SPB 이 종방향으로 중첩되어 조사된 형태로서 라인과 라인이 중첩된 범위이다. 임플란트의 표면에서의 중첩율을 조절하는 공정은 아래 식으로 계산하여 레이저빔의 중첩율을 제어하였다.

$$(P_{ER}) = [1 - S' / S] \times 100\% \quad (5)$$

여기서 $S' = V \times T_F$ 이고 $S = D + V \times T_p$ 이다. 는 초점 크기의 이동거리이고, S' 는 원점으로부터 중첩되지 않은 거리, D 는 빔 사이즈이다. 식 (5)을 펄스와 펄스사이의 시간(T_F)와 펄스폭(T_p)과 레이저빔 조사속도(V) 그리고 초점면에서의 레이저빔 사이즈(D)를 이용하여 다시 정리하면 다음과 같다.^{21,22}

$$P_{ER} = (1 - V \times T_F / D + V \times T_p) \times 100\% \quad (6)$$

레이저빔 조사속도는 중첩도에 의하여 구속되며, 중첩도는 0~1 사이의 값을 가져야 하고 아래조건을 만족해야 한다.

$$0 < V \leq D / T_F - T_P \quad (7)$$

이상의 식을 이용해서 SPB 로 레이저빔을 시편에 조사 했을 때의 횡방향의 중첩율(P_{ER})로 어블레이션 특성을 제시하였다. SPB 로 시편에 레이저빔을 조사 했을 때 조사되는 레이저빔의 에너지가 신속하게 주변으로 전달되어 나타나는 특성을 분석하기 위해 MPB 을 중첩율(P_{ER})로 하여 특성에 대해 고찰하였다.

3.3 파이버 레이저에 의한 임플란트 표면의 어블레이션 특성

레이저빔을 임플란트 소재표면에 중첩율을 제어하면서 조사하여 어블레이션된 표면 상태의 변화를 분석하였다. 앞에서 언급했듯이 어블레이션 또는 스크라이빙(Scribing) 했을 때 표면형상인 홈(pit)직경과 깊이 변화는 환자가 임플란트 시술시 생체골의 접착력과 매우 밀접한 관계가 있다. 임플란트 표면적을 증가시키기 위한 어블레이션 공정들은 파장(wavelength), 에너지밀도(energy density), 펄스시간(pulse duration) 및 모드형태(mode shape), 반복속도(repetition rate) 및 초점위치(focal position) 등이 있다.

기존의 선행연구들은 단일 레이저빔이 조사된 후 표면형태 및 구조만을 제시하였다. 샌드블라스트(sand blast)나 레이저빔 조사 등 다양한 방법으로 임플란트의 표면을 거칠게 하는 방법으로 가공하여 임상실험으로 접착력이 증가되는 현상을 발표하였다. 실제로 동물을 임상실험 한 결과 ^{4,5} 임으로 표면거칠기를 만든 임플란트가 골과 밀착력이 우수함을 증명하였다.

그러나 레이저빔을 임플란트 표면에 조사하는 공정에 따라 임플란트 표면이 변화하는 공정별 표면형상은 제시하지 못하였다. 단지 임플란트 표면에 레이저빔을 조사하여 나타난 표면거칠기가 생체골과 골융착이 증가한다는 현상을 발표하였다.

그러므로 본 연구에서 레이저빔을 조사하는 공정변화에 따라 임플란트 표면적이 증가하는 특성을 제시하였다.

먼저 고려사항으로는 SPB 공정조건으로 티타늄 표면에 고밀도 펄스 레이저빔이 조사(Irradiation)되어 에너지가 매우 짧은 시간에 어블레이션에 의한 표면형상과 임플란트 표면적의 변화를 고찰하였다.

Fig. 3 은 SPB 의 실험 결과를 나타내고 있다.

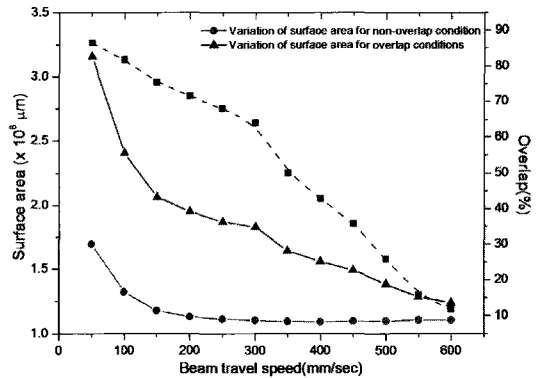


Fig. 3 Variation of surface area for overlap conditions

종축은 레이저빔을 조사했을 때 증가된 임플란트의 표면적, 횡축은 빔의 조사속도(또는 V_{ts} 이하)고, 우측의 종축은 빔 조사속도에 따른 레이저빔의 중첩율이다. 시편에 레이저빔을 조사시킬 때 레이저 출력은 레이저 파워미터를 이용하여 측정한 결과를 바탕으로 출력을 13.3 Watt 으로 고정한 후 초점거리와 주파수를 각각 $f = 151 \text{ mm}$ 인 위치를 작업거리 0 mm, 20 Hz 로 실험하였다. 이때 빔직경은 약 60 μm 이었다.

Fig. 3 에서 중첩율이 0% 일 경우 빔 조사속도에 따른 표면적을 계산하였고, 중첩율이 86 ~ 11% 일 때 표면적의 변화를 나타냈다. 그 결과 레이저빔을 임플란트 표면에 조사 했을 경우 홈이 중첩되지 않고 각각 독립적으로 증발되었을 때이다. 그러므로 중첩율은 빔 조사속도가 느려질수록 1(100%)에 가까워진다.

V_{ts} 가 가장 느린 50mm/sec 일 때 중첩율과 레이저빔 직경은 각각 86%, 81 μm 이었다. 이 후 V_{ts} 가 증가할수록 표면적은 급격히 감소되며, V_{ts} 가 600 mm/sec 인 공정에서는 식(6)을 이용해서 중첩율을 0 %로 공정을 조절하여 조사한 표면적과 유사하게 나타났다.

V_{ts} 가 200 mm/sec 이하로 레이저빔의 조사속도가 느릴 경우 과열열량 때문에 용융하여 증발하는 모재가 재응고하여 홈 주위에 홈 돌기들이 주위에 형성되었다. 이런 현상은 V_{ts} 가 느릴 경우 레이저빔과 재료가 상호작용하는 시간이 길어지기 때문에 어블레이션 되어 증발되는 성분이 증가하여 면적이 급격히 증가하였다. 이때의 입열량과 에너지 밀도는 각각 0.54 J/mm², 1121.7 W/mm² 이다.

그리고 식(6)에 의해 중첩율을 0%으로 제어했을 때 빔 조사속도가 50 mm/sec 일 경우 표면적이

70 % 증가하였지만 V_{ts} 가 200 mm/sec 이상으로 증가하면 어블레이션 되는 양이 감소하여 표면적 증가량이 67% 감소하였다. 이는 레이저빔의 조사속도가 증가하면서 레이저빔과 시편과의 상호작용하는 시간이 짧아져 레이저에너지가 시편주위로 급속하게 전달되면서 어블레이션이 효과적으로 발생하지 않았기 때문이다.

그러므로 중첩율이 증가할수록 어블레이션에 의한 임플란트 표면적이 증가하는 이유는 표면에 조사되는 레이저빔의 에너지가 빠르게 주위로 확산되어 손실되는 것보다 더 빠른 속도로 레이저빔이 또 다시 중첩되어 조사되기 때문에 발생하는 현상이다.

Fig. 4 는 Fig 3 에 나타난 실험 결과를 3 차원 조도 측정기로 표면형상을 나타낸 것이다.

실험조건에서 V_{ts} 가 50mm/sec 일 때 소재 표면에 형성된 홈의 폭과 깊이가 가장 크게 나타났다. V_{ts} 가 느려 중첩율이 증가하면 레이저빔과 재료가 서로 상호작용하는 시간이 지속되면서 레이저빔의 에너지를 흡수하는 에너지량이 증가하기 때문이다. 레이저빔의 에너지가 시편표면에 조사되어 표면에 축적 되는 레이저빔의 에너지양이 많아짐에 따라 표면의 높은 에너지밀도가 반발되는 에너지양도

증가하여 표면에서 발생하는 용기(burr)도 발생하지 않았다. 이는 표면의 높은 에너지밀도 때문에 발생하는 증발 운동량이 증가하여 재료가 기화되면서 발생하는 큰 반발력으로 표면에 부착되는 미소입자도 증발시키기 때문이다.

그러나 레이저빔의 이송속도가 550mm/sec 이상으로 증가하면 중첩율이 15%로 낮아진다. V_{ts} 가 빨라져 중첩율이 낮아지면서 레이저빔과 재료가 상호작용하는 시간이 상대적으로 감소되어 재료 주변부로 에너지가 빠른 시간 내에 손실된다. 레이저빔이 가우시안(Gaussian)빔의 형태로 조사되는 레이저빔의 중앙부분의 에너지밀도가 가장 큰 부분만 홀이 독립적으로 형성되었다. 레이저빔의 이송속도가 400mm/sec 에서 600mm/sec 까지는 표면이 증발된 깊이가 크게 변화하지 않고 측정오차범위 1 μ m 이내로 형성되었다. 다만 빔의 조사속도가 증가함에 따라 중첩율이 감소하기 때문에 증발되어 형성된 홈이 보다 독립적으로 형성되었다.

임플란트 표면에 일정한 간격으로 레이저빔을 조사될 때 각각의 SPB 이 겹쳐지기 때문에 이에 대한 표면형상 및 구조적인 특성을 평가할 필요가 있다.

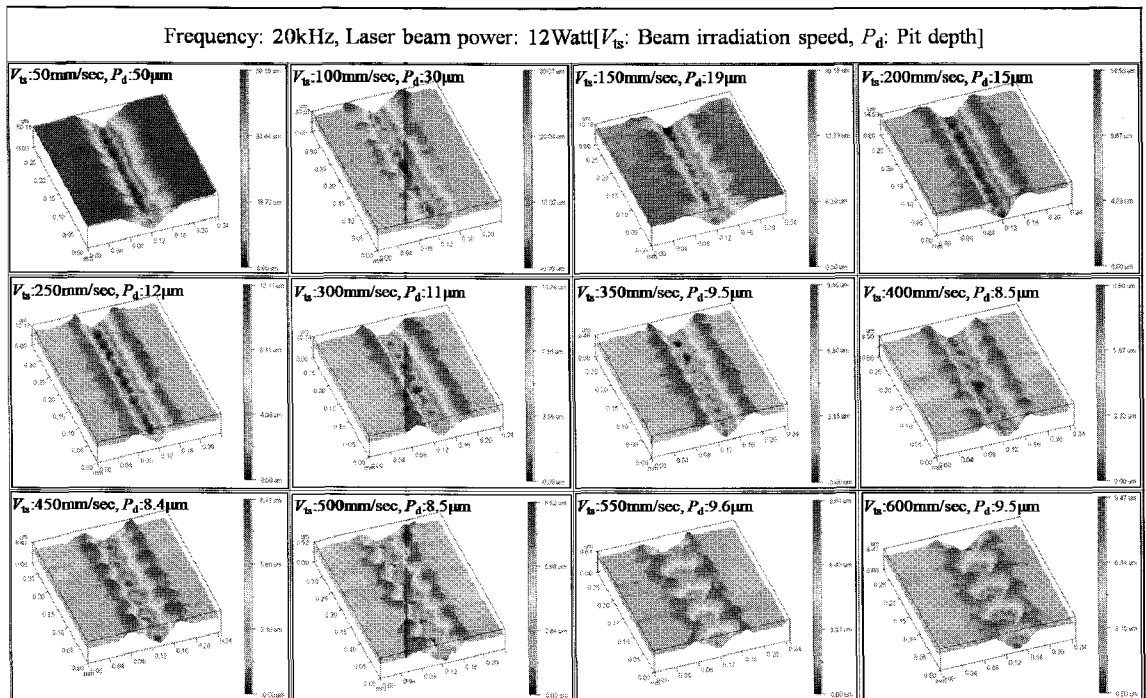


Fig. 4 Surface shape of titanium surface after laser beam irradiated

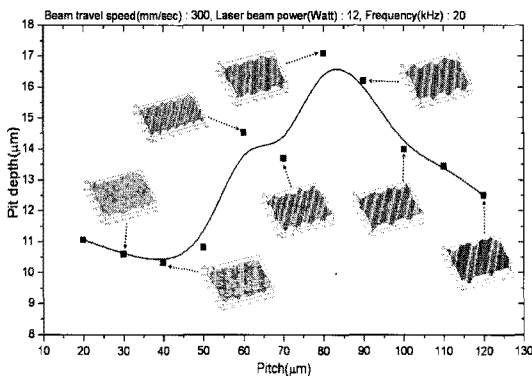


Fig. 5 Pit depth for pitch of longitudinal beam

Fig 5 은 SPB 로 시편 표면에 조사할 때 첫 번째 조사한 레이저빔의 궤적과 두 번째 SPB 를 조사할 때 서로 이웃하는 사이를 피치(Pitch)로 하여 레이저빔을 조사 하였을 때 기화되어 형성된 깊이의 변화를 나타냈다.

Fig 5 에서 종축은 시편표면에 형성된 깊이이고 횡축은 SPB 로 시편 표면을 조사할 때 이웃하는 SPB 사이의 간격인 피치(Pitch)이다. 시편 표면에 조사된 레이저빔의 증착율(P_{ER})은 87% 이다.

피치가 50 μm 이하 일 때는 스크라이빙 깊이(흠 깊이)가 약 10.5 ~ 11 μm 로 일정하였다. 조사된 레이저빔에 의하여 시편표면이 순간적으로 용융과 기화되면서 일부는 표면이 재응고 하게 된다. 그 결과 선행 조사 빔에 의해 만들어진 흠을 다시 함몰시켜 깊이가 작았다. 이와 같은 공정이 반복 되면서 어블레이션된 부분의 표면이 매끄럽지 못하고 인접한 부분으로의 열전달 때문에 불규칙한 단면을 형성하고 있다. 피치가 50 μm 이하로 레이저빔을 조사할 경우 위와 같은 이유로 효과적이지 못함을 알 수 있다.

피치 간격이 60 μm 에서부터 표면형상이 보다 선명하게 형성 되었다. 어블레이션 될 때 기화된 깊이가 가장 큰 피치는 80 μm 이었다. 이는 선행한 레이저빔에 의해 전달된 에너지 양과 뒤 이어 조사하는 레이저빔의 에너지가 서로 상승작용 하여 효율적으로 기화시키기 때문이다. 최대 스크라이빙 깊이를 가지는 종방향간격(P_{ER-II}) 즉 피치는 80 ~ 90 μm 로서 이때 최대 깊이는 약 16 μm 이었다. 그 이후에는 스크라이빙(흠) 깊이는 감소하여 120 μm 이상에서 깊이의 변화가 거의 없었다.

임플란트의 나사산 내에 단위면적을 최대로 증가시키는 것이 본 연구의 목적이므로 더 이상 피

치간격을 증가시키는 것은 의미가 없다. 그러므로 다음 실험에서는 더 이상 피치간격은 증가시켜 실험하지 않았다.

Fig. 6(a)는 레이저빔 출력과 주파수를 각각 12Watt 와 20kHz 로 고정하고 빔 조사속도 변화에 따른 어블레이션 된 폭의 변화를 나타냈다. SPB 의 경우 빔 조사속도가 느리게 진행하면 시편과 상호 작용하는 시간이 길어 흠의 폭이 크게 형성되었다. 이와 반대로 빔 조사속도가 증가하면서 흠의 폭이 감소하여 600mm/sec 에서는 MPB 의 값과 비슷하게 감소하였다. MPB 의 경우 Fig. 5 와 관련하여 서로 이웃하는 레이저빔과의 피치(P_{ER-II})은 60 μm 이다. 이때 레이저빔 조사속도가 증가할수록 증착율이 감소하면서 SPB 이 특성을 나타내는 600mm/sec 에 서이며 흠의폭의 차이가 매우 감소하는 것을 알 수 있다.

이와 같은 현상은 서로 이웃하는 레이저빔과의 간격이 60 μm 이므로 첫 번째 SPB 에 의해 형성된 흠에 두 번째로 레이저빔(SPB)이 증착에 의해 발생된 것으로 판단된다.

Fig. 6(a)에서 SPB 의 흠 폭은 각각 빔 조사속도가 100mm/sec 에서 400mm/sec 로 증가되었을 때 각각 130 μm 에서 90 μm 로 나타난 것을 확인할 수 있었고, 이는 피치가 60 μm 이므로 빔 조사속도에 따라 표면에 형성된 흠 폭의 변화와 맞물려 나타난 현상 즉 오버랩(P_{ER-II})에 의한 결과로 볼 수 있다.

이와 반대로 빔 조사속도가 50mm/sec 에서 흠 폭이 크게 나타나는 것은 레이저 빔이 조사 후 시험편에 지속되는 시간과 상호관계를 가질 수 있다. MPB 시 발생하는 증착에 의해 높은 입열량을 지니고 있기 때문이며 흠 깊이 또한 빔 조사속도가 감소할수록 기하급수적으로 증가하는 것을 알 수 있었다.

이는 레이저빔이 시험편에 조사된 후 빠른 냉각시 재 가열 현상이 반복됨에 따라 입열량이 다른 공정에 비해 급격히 증가한 것과 동일한 현상이다. 실제로 다른 공정에 비해 표면 상태를 고찰했을 때 회색(Brown)을 띄는 것으로 보아 산화티타늄이 임플란트 표면에 형성된 것으로 판단된다.

Fig. 6(b)는 전체적으로 SPB 로 조사했을 때 MPB 보다 레이저빔이 조사되었을 때 형성된 깊이가 약간 작았다. SPB 나 MPB 모두 빔 조사속도가 증가하면서 50mm/sec 에서 300mm/sec 까지 급격하게 감소하지만, 300mm/sec 부터 600mm/sec 로 빔 조사속도를 증가시키면 깊이 변화가 거의 없었다.

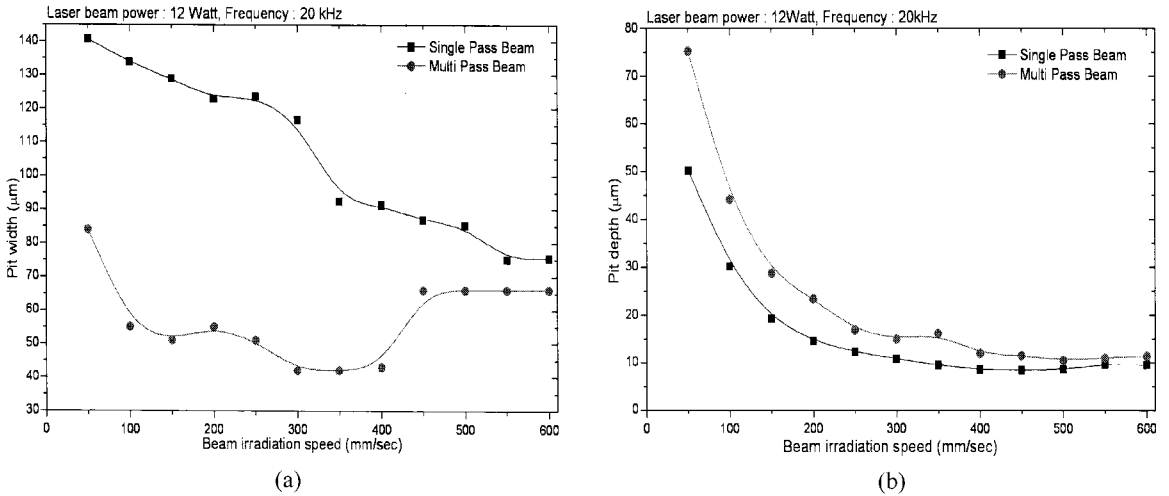


Fig. 6 Influence of single pass beam and multi pass beam according to beam irradiation speeds; (a) variation of pit width and (b) variation of pit depth

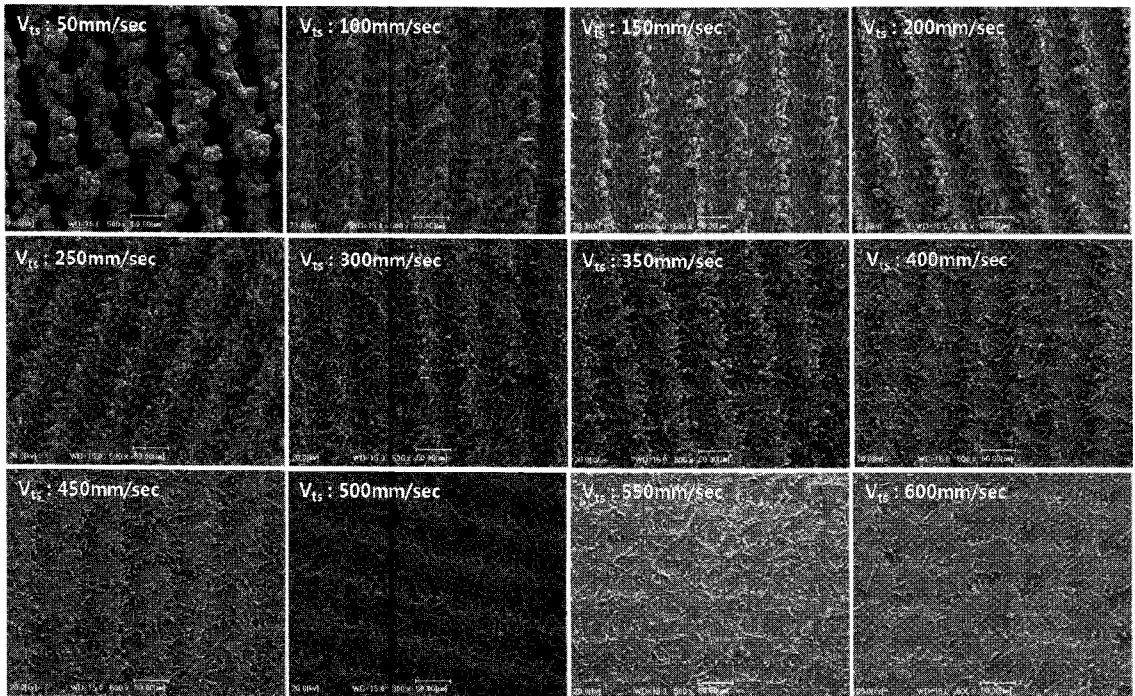


Fig. 7 SEM image of surface shape of titanium surface according to beam travel speeds

이는 빔 조사속도가 300mm/sec 에서 600mm/sec 까지의 속도변화는 레이저빔과 시편과의 상호작용하는 시간에 비해 주위로 에너지를 손실되는 양이 크기 때문인 것으로 판단된다.

이상의 실험결과를 근거로 하여 레이저빔

(MPB)을 조사한 후 임플란트 표면에 형성되는 표면구조를 Fig. 7 에 나타냈다. 빔 조사속도가 증가할수록 레이저빔의 에너지가 작아져 시험편 표면에 형성된 증발되어 제거되어 형성된 종횡비 크기가 약 3 배정도 감소한 것을 그림으로 표면 상

대를 보며 확인할 수 있다. 표면 상태를 근거로 최적의 공정조건에 대해 고찰해 보면 V_{ts} 가 50mm/sec 에서 표면에서 제거된 양이 가장 많아 깊이에 대한 폭의 비율인 중형비가 0.9 로서 다른 공정에 비해 우수한 것을 알 수 있었다. 이와 같은 모양은 Fig. 8 에 나타낸 것처럼 Cho⁴ 가 제시한 실험결과와 비슷하였다. Cho 는 오버랩을 하지 않고 단일 펄스로 했기 때문에 많은 시간이 소요된다는 단점을 가지고 있다. 서론에서 언급했듯이 레이저 표면처리된 임플란트가 평균 제거फल값이 2 배가량 증가하였다고 보고하였으나 재현 가능한 정확한 공정변수에 대해서는 언급하지 않았다.

앞서 언급했듯이 임플란트의 표면적을 증가시키는 것은 조골세포와 임플란트 표면의 유효접촉면의 증가와 함께 유효접촉력이 커진다. 이런 유효접촉력이 일정하다고 가정하여 정지마찰력(임플란트와 인체골의 접착력)과 정지마찰계수의 상호관계를 고찰하였다.

Fig. 9 는 레이저 공정변수에 대한 마찰계수변화를 나타낸 결과이다. 마찰계수 측정¹⁰에 관한 실험방식은 ASTM D2047 이다. 좌측 종축은 마찰계수(μ_s)이고, 우측 종축(PER II)은 MPB 일 때 레이저 빔의 중첩율이다. 일반적인 임플란트 표면처리 기법인 샌드블레스팅과 비교하기 위해 레이저 표면처리 시험편(Ti-6Al-4V)과 동일하게 제작한 후 샌드블레스팅 처리된 시험편의 마찰계수를 측정된 결과로서 0.184 이었다. 이때 사용된 공정은 분사압력과 분사시간이며, 각각의 공정변수는 1.84 ~ 2.00 kgf/cm², 6 ~ 15 sec 이다. 그리고 임플란트 표면

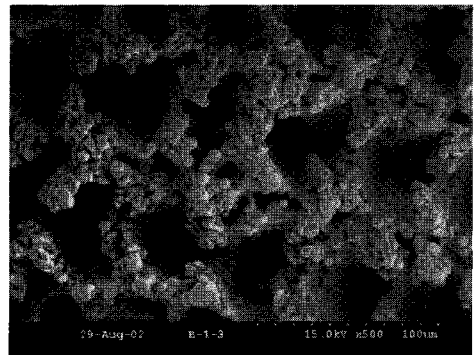


Fig. 8 Shape of implant surface proposed by Cho's

에 형성되는 홈 크기는 약 173 ~ 381 μm 이다.

이에 비해 레이저 표면처리된 티타늄 시험편은 레이저 공정이 변화할수록 마찰계수가 0.47 ~ 0.53 으로 일정하였다. 중첩율이 감소될수록 마찰계수 값은 저하되는 것을 볼 수 있다. 이런 결과는 샌드블레스팅된 시험편에 비해 약 2 배 가량 향상된 것을 알 수 있고, 만약 임플란트와 인체골과 접촉하여 일정한 힘을 받게 된다면 기존 표면처리보다 우수한 기계적 특성을 가질 수 있을 거라 판단된다.

임플란트 표면은 피질골과 접촉하게 되고 피질골은 나사골 까지 채워지지 않고 조골세포가 채워져 일정기간 동안 유지한 채 석회화되어 골(bone)의 신생이 이루어진다. 그러므로 임플란트 표면의 표면적이 증가할 경우 많은 조골세포가 용착되어 식 (3)과 (4)에서처럼 골접착력을 향상시킨다.

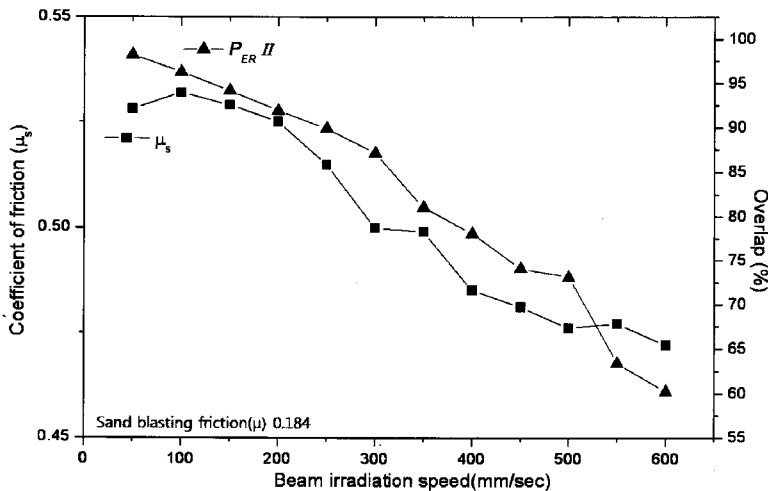


Fig. 9 Mutual relation of overlap ratio and friction coefficient for beam irradiation speed

그러므로 임플란트 표면처리된 시험편의 표면 상태 뿐만 아니라 시험편의 단면분석을 진행할 필요가 있다. 특히 입열량이 증가된 공정에서는 표면거칠기가 매우 크기 때문에 표면 잔류물의 존재 및 열화현상으로 인한 표면산화막의 생성 유무를 보다 세밀하게 고찰해야 한다.

일반적으로 티타늄은 공기 중에 노출되면 즉시 산화되어 1.5~10nm 두께의 치밀하고 강한 TiO₂의 부동태막이 형성되며, 이 산화막은 부식 저항성을 높여주고 재료의 생체적합성 및 수명과 기능에도 영향을 미친다. 그러나 자연적으로 형성된 산화피막의 두께 너무 얇고 조성이 불균질하여 인체내에 침투하게 되면 문제를 야기할 수 있다.

Abron²³은 1~10 μm 크기를 갖는 마이크로 수준의 거칠기는 조골세포의 부착성 증가 및 분화를 촉진시키고, 세포외기질(Extracellular matrix ; ECM)의 형성과 광물화(mineralization)를 증가시켜서 빠른 골융합 반응을 제공한다고 했다.

그러나 본 연구에서는 임플란트 표면에 형성된 흠을 중형비가 가장 크며 조골세포가 나사골에 매우 안정적으로 용착되기 위한 최적 공정을 얻고자 했다.

Fig. 10은 레이저 표면처리된 임플란트의 단면 미세조직을 나타낸 결과이다. 레이저빔 출력과 주파수를 각각 12Watt와 20kHz로 고정하고, 빔 조사속도를 변화시켜 실험한 결과이다.

본 연구에 사용된 소재의 금속학적인 특성은 다음과 같다. 티타늄 Ti-6Al-4V는 대표적인 α+β 합금으로 α상을 안정화시키고 강화시키는 원소와 4~6%의 β안정화 원소도 함유하여 β또는 α+β상 영역으로부터 퀘칭함으로써 β상이 상당량 잔류된다. Fig. 10에서 모재에는 α+β상이 보이고, 레이저 표면처리된 표면은 β상이 거의 존재하지 않은 α상

조직이 나타났다.

일반적으로 표면처리기술에 의해 나타나는 특징은 크게 두 가지를 예를 들 수 있다. 티타늄 표면에 열에 의한 조직변화는 표면성상(surface texture)과 표층성상(surface integrity)등이 있다. 이때 표면성상은 표면조도, 기복, 미세 결함, lap, 균열, pit 등을 의미하고, 표층성상은 미세조직변화, 재결정화, 결정립 내 손상, 열영향층, 미세균열, 경도변화, 소성변형, 잔류응력, 재료의 불완전성 등이 있다. 고밀도에너지인 레이저빔이 표면에 조사되면 급가열 후 냉각되므로 표면에 형성하는 미세조직은 열영향에 의한 표층성상이 나타나지 않았다.

다만 표면거칠기나 형상 등의 변화와 같은 표면성상이 나타났다. 표면에 생성된 열영향부는 적층된 형상으로 조직이 관찰 되었으며 이런 현상은 레이저빔에 의해 용융물이 중형방향으로 증착됨에 따라 나타나는 것이다. 이 표면층의 경도변화를 가져올 수 있고, 흠 좌우로 형성된 벽(wall)층의 외력에 의해 무너질 수 있기 때문에 일정한 폭을 가지는 것이 중요하다. Fig. 10에서 보는 바와 같이 빔 조사속도가 가장 느린 표층은 약 10 μm 정도의 벽을 가지고 있고, 이에 비해 표층의 폭과 깊이를 나타내는 비율인 중형비가 약 1에 근접하였다. 빔 조사속도가 증가할수록 표층에 형성된 중형비가 감소하였다. 그러나 빔 조사속도가 50mm/sec 일 때 표면에 많은 잔류물이 나타났다. 이런 티타늄 잔류물은 임플란트 시술시 조골세포의 성장에 악영향을 끼치므로 이러한 잔류물을 제거하는 공정작업이 필요하다.

Fig 11은 임플란트 골 내에 레이저빔을 조사시켜 면적을 증가시킨 실험을 확대해 해서 나타났다. 이때 레이저출력, 주파수와 빔 조사속도는 각각 12W, 20kHz와 200 mm/sec 이다. 선행연구에서는

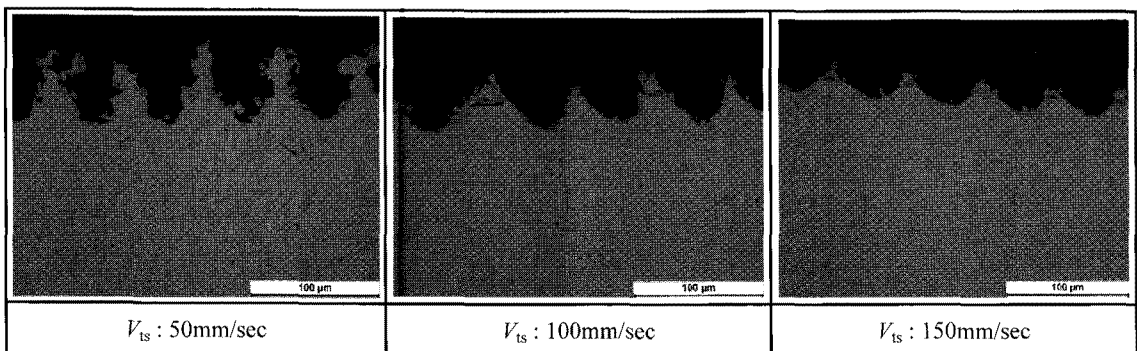


Fig. 10 Optical image of micro structure for laser treated implant

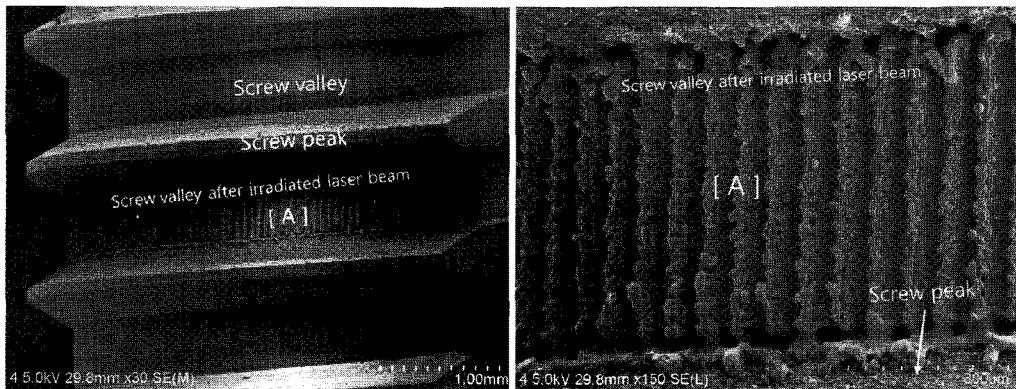


Fig. 11 SEM photographs of laser irradiated implant surface

티타늄 임플란트 표면에 레이저빔을 조사하면 공기 중에 있는 산소와 반응하여 부동태피막인 TiO_2 가 생성된다고 많은 연구자들이 결론지었다. 그러므로 임플란트 재료자체가 아닌 그 표면을 덮고 있는 산화피막에 의하여 골접착력이 좌우된다고 볼 수 있다.

본 연구에서 나사골에 펄스레이저빔을 연속적으로 증첩시켜 표면처리가 될 때 대기 중에 있는 산소와 반응을 일으켜 산화피막의 두께가 증가되었을 거라 판단되며, 실제 레이저빔이 조사된 티타늄 임플란트에 혈액이 접촉되면 골 접착이 잘 이루어질 것으로 판단된다.

그 이유로 티타늄 표면에 형성된 산화피막과 혈액 속의 적혈구의 영향 때문인데 이 적혈구는 원반 형태의 붉은 색을 띠는 혈액의 구성성분이며 산소운반을 위해 특화된 세포로, 세포핵이 없는 대신 산소 운반을 위해서 헤모글로빈(철이온을 가짐 : 철이온이 산소와 결합을 잘함)이라는 단백질을 갖고 있다. 헤모글로빈이 산소와 잘 결합되면서 티타늄의 표면에 산화피막이 형성되면서 골 접착이 잘 되는 것으로 판단한다.

추후 연구에서는 임상실험(토끼경골)에 임플란트를 이식하여 파이버레이저 공정에 따른 제거 플립력에 관한 실험을 진행할 계획이다. 이때 표면적 증가량과 마찰계수의 변화에 따른 기계적 특성 또한 고찰하고자 한다.

4. 결론

생체조직, 골세포와 임플란트 표면의 생체적합성 및 접착력이 뛰어난 임플란트를 제작하기 위해

파이버레이저를 이용해 임플란트의 표면적 증가에 대해 연구하였다. 레이저빔 출력, 비초점거리 및 주파수를 고정한 후 빔 조사속도와 증첩율을 변화시켰을 때 임플란트의 접착력(마찰력)에 관한 상호관계 및 미세조직을 고찰하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 레이저 빔 조사속도가 감소함에 따라 입열량이 크게 증가할 경우 단펄스의 빔이 연속적으로 증첩되면서 증첩율이 증가하였고, 이에 따라 임플란트 표면에 축적되는 에너지량이 많아져 표면적이 증가하는 것을 알 수 있었다. 빔 조사속도가 200 mm/sec 이하로 감소될 때 홈 깊이는 약 6 배 가량 증가됨에 따라 표면적은 약 2 배 증가되었다.

2) 멀티펄스빔(MPB)에 의해 임플란트 표면에 레이저 빔이 조사될 때 레이저빔의 직경에 따라 피치(Pitch)의 크기가 매우 중요한 변수로 판단된다. 본 연구에서는 레이저빔 직경이 60 μm 이므로 가장 최적의 피치는 60 μm 이었다.

3) 레이저빔을 증첩시켜 임플란트 표면의 형상이 변화될 때 접착력(마찰력)에 관한 변수인 마찰계수의 차이를 확인할 수 있다. 그리고 표층성상에 따른 변화가 발생하지 않는 것으로 보아 임플란트 표면과 인체골의 생체적합성에 결함이 발생하지 않을 것으로 판단된다.

4) 앞선 실험결과를 종합했을 때 임플란트 표면처리를 위한 파이버 레이저의 최적 공정은 각각 레이저빔 출력을 12Watt, 주파수를 20kHz, 빔 조사속도가 50mm/sec 일 때이다. 이는 임플란트 표면처리 후 홈 중횡비가 0.9 로 가장 크게 형성되었고, 표면적은 약 2 배 증가하였으며, 표면의 기하학적인 형상이 기존의 연구결과들과 유사하기 때문이다.

후 기

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임.

참고문헌

1. Song, H. J., "Advanced surface modification techniques for enhancing osseointegration of titanium implant," *The Journal of the Korean Dental Association*, Vol. 48, No. 2, pp. 96-105, 2010.
2. Gaggi, A., Schultes, G., Muller, W. D. and Larcjer, H., "Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces a comparative study," *Biomaterials*, Vol. 21, No. 10, pp. 1067-1073, 2000.
3. Peto, G., Karacs, A., Paszti, Z., Gucci, L., Divinyi, T. and Fancsaly, J. A., "Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses," *Applied Surface Science*, Vol. 186, No. 1-4, pp. 7-13, 2002.
4. Karacs, A., Fancsaly, J. A., Divinyi, T., Peto, G. and Kovach, G., "Morphological and animal study of titanium dental implant surface induced by blasting and high intensity pulsed Nd-glass laser," *Materials Science and Engineering: C*, Vol. 23, No. 3, pp. 431-435, 2003.
5. Cho, S. A. and Jung, S. K., "A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia," *Biomaterials*, Vol. 24, No. 26, pp. 4859-4863, 2003.
6. Yun, S. D. and Lim, S. H., "Effect of cutting flute length and shape on insertion and removal torque of orthodontic mini-implants," *Korean J. Orthod.*, Vol. 39, No. 2, pp. 95-104, 2009.
7. Berezna, M., Pelsoczi, I., Toth, Z., Turzo, K., Radnai, M., Bor, Z. and Fazekas, A., "Surface modifications induced by ns and sub-ps excimer laser pulses on titanium implant material," *Biomaterials*, Vol. 24, No. 23, pp. 4197-4203, 2003.
8. Trtica, M., Gakovic, B., Batani, D., Desai, T., Panjan, P. and Radak, B., "Surface modifications of a titanium implant by a picosecond Nd:YAG laser operating at 1064 and 532nm," *Applied Surface Science*, Vol. 253, No. 5, pp. 2551-2556, 2006.
9. Gyorgy, E., Mihailescu, I. N., Serra, P., Pino, A. P. and Morenza, J. L., "Single pulse Nd:YAG laser irradiation of titanium: influence of laser intensity on surface morphology," *Surface and Coatings Technology*, Vol. 154, No. 1, pp. 63-67, 2002.
10. Darren, M. P. and John, W., "Coefficient of friction, the development of a standard portable device for the US Naval fleet," *TRI-SERVICE Corrosion Conference*, 2007.
11. Lee, J. M., Herr, Y., Kwon, Y. H., Park, J. B., Chung, J. H. and Heo, S. J., "Micromorphometric change of TiO₂ blast implant surface conditioned with tetracycline-HCl," *Korean Academy of Periodontology*, Vol. 37, No. 3, pp. 599-611, 2007.
12. Babbush, A., Kent, J. N. and Misiek, D. J., "Titanium Plasma-sprayed (TPS) Screw Implants for the reconstruction of the edentulous mandible Charles," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 44, No. 4, pp. 274-282, 1986.
13. Starosvetsky, D. and Gotman, I., "TiN coating improves the corrosion behavior of superelastic NiTi surgical alloy," *Surface and Coatings Technology*, Vol. 148, No. 2-3, pp. 268-276, 2001.
14. Kaltreider, S. A. and Newman, S. A., "Prevention and Magagement of Complications Associated with the Hydroxyapatite Implant," *Ophthalmic plastic and reconstructive surgery*, Vol. 12, No. 1, pp. 18-31, 1996.
15. Gonshor, A., Goveia, G. and Sotirakis, E., "A Prospective, Multicenter, 4-Year Study of the ACE Surgical Resorbable Blast Media Implant," *Journal of Oral Implantology*, Vol. 29, No. 4, pp. 174-180, 2003.
16. Li, J. M., Liu, C. and Zhu, L. Y., "The formation and elimination of polymer bulges in CO₂ laser microfabrication," *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 209, No. 10, pp. 4814-4821, 2009.
17. Mazhukina, V. I., Nossova, V. V. and Smurovb, I., "Analysis of laser-induced evaporation of Al target under conditions of vapor plasma formation," *Thin Solid Films*, Vol. 453-454, pp. 353-361, 2004.
18. Shuja, S. Z., Yilbas, B. S. and Khan, S. M. A., "Laser consecutive pulse heating and phase change: Influence of spatial distribution of laser pulse intensity on melting," *International Journal of Thermal Sciences*, Vol. 48, No. 10, pp. 1960-1966, 2009.

19. Haglund, R. F. Jr. and Ermer, D. R., "Explosive vaporization in fused silica initiated by a tunable infrared laser," *Applied Surface Science*, Vol. 168, No. 1-4, pp. 258-262, 2000.
20. Fishburn, J. M., Withford, M. J., Coutts, D. W. and Piper, J. A., "Study of the fluence dependent interplay between laser induced material removal mechanism in metals: Vaporization, melt displacement and melt ejection," *Applied Surface science*, Vol. 252, No. 14, pp. 5182-5188, 2006.
21. Tzeng, Y. F., "Effects of operating parameters on surface quality for the pulsed laser welding of zinc-coated steel," *Journal of Materials Processing Technology*, Vol. 100, No. 1, pp. 163-170, 2000.
22. Yoo, Y. T., Yang, Y. S. and Shin, H. J., "Welding Characteristics of Rapid Palatal Expander for Teeth Calibration using a continuous Wave Nd:YAG laser," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 27, No. 2, pp. 40-49, 2010.
23. Abron, A., Hopfensperger, M., Thompson, J. and Cooper, L. F., "Evaluation of a predictive model for implant surface topography effects on early osseointegration in the rat tibia model," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Vol. 85, No. 1, pp. 40-46, 2001.