

치과용 임플란트의 레이저 표면처리 공정기술 개발

유영태*, 최병재**, 김진우*[#]

*조선대학교 기계공학과

**조선대학교 대학원 기계시스템공학과

Processing Method for the Laser Surface Treatment of Dental Implants

Young-Tae Yoo*, Byeong-Jae Choi**, Jin-Woo Kim*[#]

*Department of Mechanical Engineering, College of Engineering, Chosun Univ., Gwangju, Korea

**Department of Mechanical System Engineering, Chosun Univ., Graduate School, Gwangju, Korea

(Received 07 September 2020; received in revised form 22 October 2020; accepted 27 November 2020)

ABSTRACT

Typical implants are not specified the screw structure and the surface process according to the bone quality of the human body. The purpose of this study is to complement the shortcomings of the existing implant surface processing method. It is to propose a surface processing method that increases the adhesion between the implant and bone tissue by increasing the surface area per unit area of the implant. It is very important to establish precise and systematic process parameters when surface treatment of implants using lasers. Therefore, we intend to develop a process so that the implant can be a biocompatible structure using a Q-switching Nd:YAG laser with a wavelength of 1.06um. Implant surface treatment technology through this study will be used in the industry.

Keyword : Nd:YAG Laser(Nd:YAG 레이저), Step Size(중첩도), Implant(임플란트), Surface Processing(표면처리), Titanium(티타늄)

1. 서 론

본 연구에서는 기존의 임플란트 표면처리방식의 단점을 보완하고 임플란트의 단위면적당 표면적을 증가시켜 임플란트와 골조직의 부착력을 증가시키는 이상적인 표면처리방법을 제시하고자 한다^{1,2)}.

현재의 일반적으로 사용하고 있는 임플란트는 인체의 골질에 따른 나사구조 및 표면처리 방법이 구

체화 되지 않고 있는 실정이다.

레이저를 이용하여 임플란트의 표면을 개질한 선행 연구들은 다음과 같다. 산화알루미늄 파우더 blasted 임플란트에 screw thread(나사의 날)과 골사이에 레이저빔을 조사시켜 크기가 30~50um의 표면 홀을 형성시켜 임플란트의 표면적을 향상시켰다. 그리고 용융과정들로부터 기인된 이차적인 구조의 크기 및 형상에 대해 연구하였고 티타늄 표면의 화학적 특성을 분석하기 위해 EDS분석 하였다³⁾. Nd:glass 레이저의 펄스지속시간(30ns)과 펄스에너지(0.5~5J)를 변화시켜 임플란트 표면에 조사하여 어

Corresponding Author : jinu763@chosun.ac.kr

Tel: +82-62-230-7014, Fax: +82-62-608-5234

블레이션된 표면층에 대해 연구하였다^[4,5].

기계가공 임플란트와 기계가공 후 레이저 표면처리한 임플란트를 이용하여 토끼경골(rabbit tibia)에 장착한 후 강제탈거(제거폴립removal torque)방식으로 뼈와 임플란트의 접촉 계면이 잘 접합(osseointegration)되었는지를 비교 평가하였다^[6].

기존의 상업용 Nd:YAG 레이저에 의한 임플란트 표면처리시 산화막 형성이 안정적이지 못하기 때문에 UV계열의 ArF, KrF 엑시머레이저를 사용하여 임플란트 소재용 환봉 표면을 연마공정과 구조적 형상변화를 일으킨 후 형태학 측면과 화학적특성에 대해 연구하였다^[7]. 그러나 진공조건을 구현하기 위해 부가적인 장비구축이 필요하고 표면적을 향상시키기 위해 연속된 빔조사를 진행하기 때문에 생산성 측면에 효율적이지 못하다. 임플란트소재인 티타늄표면을 레이저 파장(1064nm, 532nm)을 변화시켰때 조사된 면적 중심부분의 표면 형태상의 변화를 고찰하였다. 그리고 용융부 주위에 나타난 돌기된 형상 즉, 재응고된 방울의 형성을 유체학적 관점으로 표면형태학적 특징에 대해 연구하였다^[8].

특히 레이저 빔은 고밀도 에너지를 국부적인 요소에 집중되기 때문에 스크류 타입의 임플란트를 표면처리할 때 나사산과 골의 높이 차이에 의해 스크라이빙 폭, 깊이와 이차적으로 생성되는 용기 때문에 표면형상이 달라진다. 이러한 문제를 고려하지 않고 임의로 가공 했을 때 균일한 표면형태가 구현되지 못하고 제거폴립 및 표면 산화막이 일정하게 형성되는 것이 불가능하게 된다.

레이저를 이용하여 임플란트를 표면처리 할 때는 정밀하고 체계적인 공정변수를 정립해주는 것이 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 파장이 1.06um 인 Q-switching Nd:YAG레이저를 사용하여 임플란트가 생체적합형 구조가 될 수 있도록 표면을 개질하는 공정을 개발하고자 한다.

2. 이론

레이저빔은 일종의 전자기장에 의한 전자파이다. 전자기장에 의해 발생하는 파장과 재료와의 물리적 상호작용을 이해하는 것은 중요하다. 전자기장의 특성을 나타내는 맥스웰 방정식의 미분형은 다음과

같다.

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (1)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (3)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_v \quad (4)$$

위식에서 \mathbf{E} 는 자기장(Electric field)이고 \mathbf{H} 자기장(Magnetic field)이다. 자속밀도 \mathbf{B} 는 투자율 μ 와 자기장 \mathbf{H} 의 곱으로 표현된다. 전속밀도 \mathbf{D} 는 유전율 ϵ 과 자기장의 곱이고 전류 밀도 \mathbf{J} 도전율 σ 를 전기장 \mathbf{E} 를 곱한 형태로 표현된다. ρ_v 는 체적전하 밀도이다.

임플란트 소재와 같은 Ti는 양도체이므로 높은 전도율을 가지되어 큰 전류밀도($\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$)가 흐르게 된다. 큰 전도밀도를 갖는 도체 내부를 진행하는 전자파는 도전율로 인한 음 손실이 계속적으로 발생하여 에너지가 감소하게 된다.

직각좌표계에서 x 축 방향을 전기장 \mathbf{E} 라 하고 y 축 방향 \mathbf{B} 라 하고 전자기장의 파동이 z 방향으로 전파된다고 할 때 일반적으로 전기장에 비해 자기장은 매우 작으므로 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\mathbf{E}_x(z,t) = E_0 \cos(\omega t - kz) \quad (5)$$

위 식에서 ω 는 각주파수 k 는 파수이다. k 는 공기 중에 전파하는 전자기장에 대하여 식(1)과 (2)를 정리하면 파동방정식이 되고 ω/c 로 정의 된다. c 는 파동방정식에서 $1/\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}$ 로 정의되는 빛의 속도이다.

양도체는 손실이 많은 물질로 전파상수인 파수를 다음과 같이 수정 할 수 있다.

$$k = \omega \sqrt{\mu \epsilon} = \omega \sqrt{\mu(\epsilon' - j\epsilon'')} \quad (6)$$

식(1)과 (2)를 phasor Maxwell 방정식으로 쓰고 식 (5)를 이용하여 정리하면 다음과 같다.

$$\nabla \times \dot{\mathbf{E}} = -j\omega \dot{\mathbf{B}} = -j\omega \mu \dot{\mathbf{H}} \quad (7)$$

$$\nabla \times \dot{\mathbf{H}} = (\sigma + j\omega \epsilon') \dot{\mathbf{E}} = j\omega \epsilon' \dot{\mathbf{E}} \quad (8)$$

위 식에서 $\dot{\mathbf{E}}, \dot{\mathbf{H}}$ 는 전기장과 자기장을 위상 방정식으로 표현한 것이다. 손실이 없는 공기 중에서 전파할 할 경우 σ 는 0이므로 손실이 발생할 경우와 비교하기 위해 식 (8)를 정리하면 다음과 같다.

$$\sigma + j\omega\epsilon' = j\omega\epsilon \quad (9)$$

식(9)는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\epsilon = \frac{\sigma}{j\omega} + \epsilon' \quad (10)$$

식 (10)을 정리하면 다음과 같고 양도체는 손실이 많은 물질로 대개 $\sigma/\omega\epsilon' > 100$ 이다.

$$\epsilon = \epsilon' \left(1 - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon'} \right) = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (11)$$

손실이 있는 물질을 통화하는 경우 파수는 다음과 같이 된다.

$$k = \alpha + j\beta \quad (12)$$

양도체는 손실이 많은 물질이므로 식(12)와 (11)를 정리하면 다음과 같다.

$$jk = j\omega\sqrt{\mu\epsilon'} \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon'}} \quad (13)$$

식(13)에서 양도체로 $\sigma/\omega\epsilon' \gg 1$ 이므로 식 (13)은 다음과 같다.

$$jk = j\omega\sqrt{\mu\epsilon'} \sqrt{-j \frac{\sigma}{\omega\epsilon'}} \quad (14)$$

식 (14)를 정리하면 다음과 같다.

$$jk = (j1 + 1) \sqrt{\pi f \mu \sigma} = \alpha + j\beta \quad (15)$$

식 (15)는 다음과 같음을 의미한다.

$$\alpha = \beta = \sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad (16)$$

식(5)에서 주파수 성분을 고려하지 않을 경우 $E_x(z, t) = E_{x0}e^{-jkz}$ 로 쓸 수 있고 주파수 성분 $e^{j\omega t}$ 를 고려하여 정리하면 다음과 같다.

$$E_x(z, t) = E_{x0}e^{-\alpha z} e^{-j\beta z} e^{j\omega t} = E_{x0}e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z) \quad (17)$$

식 (17)에 식 (16)을 이용하여 정리하면 다음과 같다.

$$E_x = E_{x0}e^{-z\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \cos(\omega t - z\sqrt{\pi f \mu \sigma}) \quad (18)$$

도체 내에서 전기장은 지수함 수적으로 감소하고 있음이 식(18)에서 나타나고 있다. 이때 전기장의 침투깊이를 다음과 같이 정의 할 수 있다.

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (19)$$

식(19)로 부터 침투 깊이는 주파수와 도전율이 증가할수록 침투깊이 감소함을 알 수 있다.

본 연구에서는 식 (19)로 표현된 침투 깊이가 임

플란트 소재에 레이저가 조사 되었을 때 표면이 거동에 대한 변화를 제시하고자 한다.

3. 실험 및 실험장치

본 연구에서는 임플란트 소재로는 $\alpha + \beta$ 합금의 대표적인 소재인 Ti-6Al-4V 합금을 사용하였고, Pure 티타늄을 이용하여 레이저빔의 조사특성 및 공정특성에 대해 실험하였다.

스크류 타입 임플란트 시험편의 크기 및 표면처리부의 나사산과 골의 크기는 각각 평균 $540\mu\text{m}$, $740\mu\text{m}$ 이다. 나사골에 레이저빔을 조사시키기 위한 방법으로 레이저빔의 Spot 크기의 결정과 표면에 형성된 Hole의 깊이에 관한 다양한 물리적 특성을 고찰하기 위해 Pure 티타늄과 Ti-6Al-4V의 시험편을 제작하여 실험을 진행하였다. 레이저빔은 단일패스로 실험을 하였으며, 오버랩이 되지 않는 범위와 오버랩이 되는 범위 설정 후 선행 연구를 진행하였다. 실험에 사용된 레이저는 Q-switching Nd:YAG Fiber로 실험하였다.

Table 1 Chemical composition of Implant material (wt%)

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



Fig. 1 Q-switching Nd:YAG

Q-switching Nd:YAG의 전압(I)은 16.8A와 Mark Delay(usec)를 고정한 후 Step size(μm)와 출력(Power:%) , 주파수(Frequency, kHz), Duty를 각각 변화시켜 실험하였다.

본 연구에 활용한 레이저는 Nd:YAG이고 출력은 다중모드(Multimode)에서는 90W이고 TEM00에서는 18W이다. 실험 장치의 Fig. 1로 나타내었고 파장은 (Wavelength)은 $1.06 \mu m$ 이고 초점크기(Spot size)는 $60-80 \mu m$ 이다. 빔의 이송속도를 제어하는 스캐너는 FreeMark-10를 이용하였다. Fig. 2는 임플란트 표면 처리 레이저 시스템의 개략도이다.

임플란트는 크기가 매우 작고, 원형 형태로 되어 있어 레이저 표면처리시 초점위치 및 조사각도 등 레이저 공정변수에 관련된 각종 매개 변수의 영향을 받을 수 있다. 그러므로 이를 제어하기 위해 Rotating 및 X, Y, Z 축을 제어하기 위해 마이크로 스테이지 및 Rotating축을 부착하여 실험하였다. 또한 임플란트는 원형이면서 나사산과 나사골을 이루는 볼트형식과 함께 미세하게 각을 이루기 때문에 틸팅(Tilting)각도를 변화에 정밀하게 각도변화를 진행시켜야 하므로 틸팅각도($0-30^\circ$: Resolution (0.1°))를 제어할 수 있도록 실험 장치를 구성하였다.

위치정밀도를 제어하는데 각종 제어 장비가 부착되지만 레이저빔의 정확한 위치확인을 위해 모니터링 시스템을 이용하여 위치를 확인하며 실험하였다. 본 연구에서는 Q-switching Nd:YAG 레이저의 가공현상을 관찰하기 위해 CCD카메라가 부착되어 있는 실체현미경을 활용하였다. 이러한 모니터링

시스템은 가이드 빔인 He-Ne 레이저의 조사위치보정에 사용된다.

본 연구에서는 레이저빔을 임플란트 표면에 효과적으로 전달하기 위한 빔 전송렌즈로 F-Theta 렌즈를 사용하여 레이저 빔을 임플란트 표면에 조사되고 빠른 빔이송속도를 가지기 때문에 임플란트 표면처리에서 매우 효과적으로 활용할 수 있다.

레이저빔이 순티타늄 박판과 임플란트의 표면에 조사되었을 때의 표면에서의 재료변화를 분석하기 위해 마이크로 영역의 조도를 관찰할 수 있는 3차원 표면조도측정기(Accura 2000, IN-TEK Plus, Korea)와 광학 현미경(Olympus:GX-51, Japan)를 사용하였다.

4. 결과 및 고찰

본 실험에 사용한 레이저가 Nd: YAG 파이버 레이저는 파장이 $1.06 \mu m$ 이다. 이것을 주파수로 계산하면 $f\lambda = c$ 이므로 $2.8 \times 10^{14} Hz$ 이다. 침투 깊이를 나타내는 식(19)에서 임플란트용 순수 Ti의 전기전도율은 $1.8 \times 10^6 S/m$ 이고 $\mu = 4\pi \times 10^{-7} H/m$ 이므로 식(19)식으로 레이저 공정변수 변화에 대한 임플란트 표면에서의 침투깊이를 계산하면 약 $2.2 \mu m$ 정도가 된다. 식(19)로 표현된 침투깊이를 변수로 하여 임플란트 표면가공에 대한 공정변수 변화에 따른 특성을 분석하였다.

표면형상에 영향을 미치는 레이저의 공정변수들은 파장(wave-length), 에너지(energy), 펄스시간(pulse duration) 및 모드형태(mode shape), 반복속도(repetition rate) 및 초점위치(focal position) 등이 있다. 레이저빔을 조사한 후 조사된 부위가 용융되거나 기화됨에 따라 흠이 파져 가공매질의 표면에 Stress를 가해주므로 레이저공정변수를 레이저종류 및 사용되어지는 제어변수에 따라 달라지는 부분을 적절하게 조절하였다. 사용된 공정변수는 각각 전압(Current)과 출력(power), 중첩도(또는 Step size), 주파수(Frequency), 듀티(Duty)이다.

Fig. 3은 Ti-6Al-4V 시험편을 중단면으로 절단한 후 시험한 결과이며, 일반 평판에서 작업위치, 비조

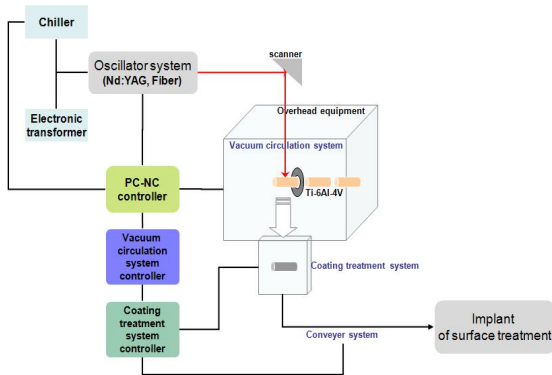


Fig. 2 Schematic diagram of experimental equipment

점거리를 일정하게 유지하고, 회전시켜야만 임플란트 표면처리를 정밀하게 조사하였다.

이러한 결과를 토대로 Q-switching Nd:YAG 레이저와 Fiber 레이저를 동일한 표면처리 방법을 적용하여 실험을 진행했다.

Fig. 4는 펄스레이저의 레이저빔 중첩도의 변화에 따른 가공특성을 나타냈다. 펄스레이저에서 중첩도(P_{ER})는 레이저빔의 주사속도 V , 집속빔의 초점크기 D 와 주사속도에 따른 초점크기의 이동거리를 S 라고 원점으로부피 중첩되지 않은 거리 S' 에 대한 비로 나타낼 수 있다.

$$P_{ER} = \left(1 - \frac{S'}{S}\right) \times 100 \quad (20)$$

여기에서 $S' = V \times T_F$ 이고 $S = D + V \times T_P$ 이다. T_F 는 펄스와 펄스 사이 시간이고 T_P 는 펄스기간 즉 펄스폭이다. 중첩도를 계산할 때 빔 직경은 열영향부를 고려해서 측정했다. Fig. 4에 나타난 빔의 크기는 왼쪽에 표시 했고 오른쪽 그림은 표면측정기로 측정한 결과이다. 시편표면에는 열영향부의 영향 때문에 중첩된 것처럼 보이지만 표면조도측정기에는 중첩도가 다르게 측정되었다. 중첩도를 낮춰가면서 실험했을 때 펄스 빔이 임플란트 시편 표면에 조사되었을 때의 특성이 선명하게 나타난다.

중첩도가 증가 할수록 스크라이빙 폭이 증가하고 있고 중첩도가 65%일 경우 $145.595\mu\text{m}$ 였고 중첩도 0%일 경우는 임플란트 표면에 침투된 직경이 $77.219\mu\text{m}$ 이었다. 중첩도가 증가하면서 레이저 빔에 의해 축적된 에너지의 영향으로 열이 주변부로 확산하면서 스크라이빙 폭이 증가하였다. 중첩도가 0%인 경우에는 단일 펄스가 임플란트 표면에 조사되어 흡수된 다음 신속하게 내부와 주변부로 열이 전달되고 응축되면서 상대적으로 침투된 직경이 작게 나타났다.

식(19)로 계산한 침투깊이 $2.2\mu\text{m}$ 인 경우를 고려하면 펄스를 조사한 수자가 100Hz 이고 합금성분 때문에 발생하는 금속 소재에 따라 각기 다른 저항에 의한 열손실 때문에 단일 펄스에 의한 계산 값보다 약 38배 정도 크게 침투된 것을 확인할 수 있었다.

임플란트의 면적과 환자의 골밀도는 환자에게 이식되었을 때 임으로 바꿀 수가 없기 때문에 임플란

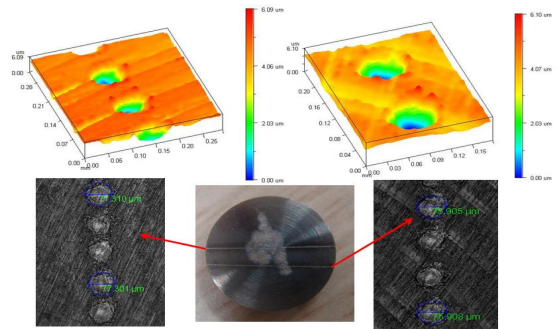
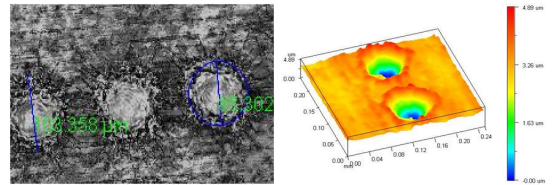


Fig. 3 Test result after the longitudinal section cut



Power(%) : 100, Frequency(kHz) : 1, Duty : 50

Fig. 4 Surface shape according to change of laser overlap ($P_{ER} : 0\%$, Width(μm) : 85.302)

트의 유효 표면적을 증가시키는 것이 환자의 치골에서 강하게 부착시킬 수 있는 요인이 된다. 이를 위하여 임플란트의 유효 표면적을 증가시키기 위해 표면을 레이저빔으로 어블레이션 시키면 표면적이 증가하여 치골에 단단하게 부착된다. 레이저빔에 의한 표면의 어블레이션에 의한 표면의 변화는 Fig. 4에서 중첩도가 0%일 때의 모습으로 나타난다.

Fig. 5은 P_{ER} , 주파수와 Duty를 고정하였을 때 동일한 작업거리를 대해 파워(%)에 따른 스크라이빙 폭의 변화를 고찰하였다. 본 실험장치의 최대 출력에 대한 파워가 50~100% 이내에서는 스크라이빙 폭의 변화가 $10\mu\text{m}$ 정도 밖에 차이가 나지 않았다. 그러나 파워가 80~100%일 때 스크라이빙 깊이가 다른 공정에 비해 크게 나타났다. 파워 밀도가 증가하면서 임플란트 표면에서 단위시간당 에너지가 축적되면서 침투깊이가 증가하는 현상이다.

Fig. 6은 Duty증가에 따른 스크라이빙 폭의 변화를 나타냈다. 펄스와 펄스 사이 시간을 T_F 라하고 펄스기간 즉 펄스폭을 T_P 라 할 때 T_P/T_F 로 정의되

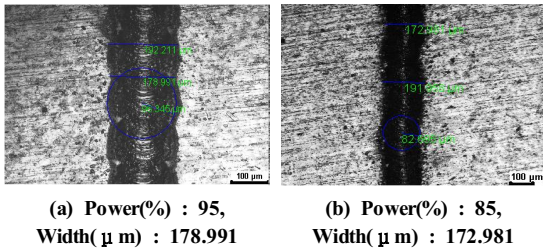


Fig. 5 Scribing width according to change of laser power (P_{ER} : 70%, Frequency(kHz) : 1, Duty : 15)

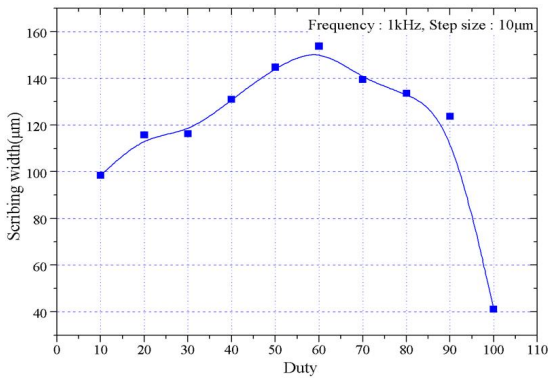


Fig. 6 Change of scribing width after laser beam irradiation

는 변수는 부하 주기로 Duty가 된다. Duty 값이 10~60까지는 스크라이빙 폭이 약 $98.436\mu\text{m}$ ~ $153.693\mu\text{m}$ 로 증가한 후 Duty값이 70~80으로 더 증가했을 때 스크라이빙 폭은 일정부분 감소하였다.

실험 결과에 의하면 Duty 주기(cycle)가 60까지는 스크라이빙 폭이 증가하고 이후 더 이상 Duty가 증가하면 스크라이빙 폭이 감소하고 있음을 나타내고 있다. Duty주기가 증가한다는 의미는 펄스폭이 증가하는 의미이기 때문에 펄스레이저의 특성에서 연속과레이저 특성으로 그 특성이 변화하고 있음을 나타낸다.

그 결과 Fig. 4에 나타난 것처럼 어블레이션에 의해 매우 빠른 시간에 임플란트 표면으로 침투해야 할 레이저빔이 표면에서 내부로 열전달에 의한 에너지 손실로 나타나는 현상이다. 또는 펄스와 펄스 사이 기간이 줄어들면서 Duty가 감소해도 동일한 결과를 나타낸다. 이러한 현상은 본 연구에

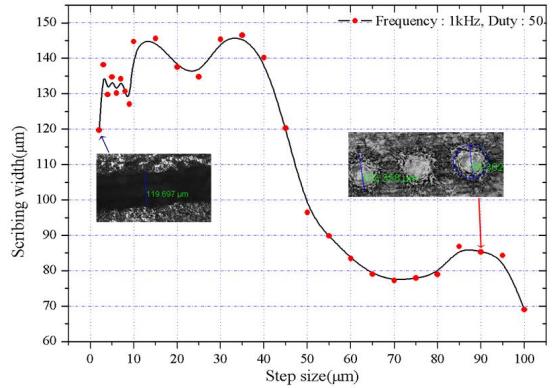


Fig. 7 Scribing width according to change of overlap

사용되는 레이저는 4준위 레이저로 펄스기간 중 상준위(upper-level)에 충분히 밀도반전이 이루어져 순간적으로 펄스가 발진되어야 하는데, 듀티기간이 길어지면 오래기간 동안 하준위로(lower-level)로 이완되면서 상준위의 에너지밀도가 낮아지기 때문에 발생하는 현상이다.

Fig. 7은 식 (20)로 표현한 중첩도 변화에 따른 스크라이빙 폭의 변화를 나타낸 것이다. 주파수와 Duty를 각각 1kHz, 50으로 고정하고 중첩도를 변화시키면서 실험한 결과를 나타냈다. 중첩도가 40% 이하에서는 스크라이빙 폭이 상대적으로 작게 나타나고 있다. 중첩도가 작을 경우는 펄스 레이저의 빔이 각각 펄스 단일 펄스형태로 시편의 표면에 독립적으로 조사되기 때문이다.

중첩도가 60% 이상으로 증가하면 스크라이빙 폭이 급격히 증가한다. 펄스 레이저 빔이 시편에 조사하여 용융이 발생하고 주변부로 열이 확산되기 전에 또 다른 펄스 빔이 중복되어 조사되는 비율이 높아지면서 나타나는 현상이다.

본 실험 조건에서 중첩도가 90% 이상 되면 증발하는 양이 증가하면서 스크라이빙 폭이 일시적으로 감소하기 시작한다. 이와 같은 현상은 임플란트 표면의 단면적으로 증가시키기 위한 표면가공으로써는 바람직하지 못한 현상이다. 중첩도가 90% 이상 되어 증발과 용융이 급격하게 일어나면 치아골에 접촉면적을 증가시키기 위한 목적에 접하지 않기 때문이다. 이와 같은 현상이 발생하면 표면에서 소재의 증발로 인하여 임플란트 직경이 축소되어 강

도에서도 문제가 발행 할 수 있어 매우 바람직하지 못한 결과를 만들 수 있다.

5. 결 론

Nd:YAG레이저를 사용하여 임플란트 소재에 레이저가 조사 되었을 때 표면의 거동에 대하여 실험하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 골과 임플란트 간의 결합이 매우 중요한 요소이므로, 임플란트의 표면적을 효율적이고, 안정적인 기하학적 형상으로 표면처리 하는 것이 매우 중요하다.
 2. 파워가 80~100%일 때 스크라이빙 깊이가 다른 공정에 비해 크게 나타났다. 파워 밀도가 증가하면서 임플란트 표면에서 단위시간당 에너지 축적되면서 침투깊이가 증가하는 현상이다.
 3. Duty 주기(cycle)가 60까지는 스크라이빙 폭이 증가하고 이후 더 이상 Duty가 증가하면 스크라이빙 폭이 감소하고 있음을 나타났다.
 4. 중첩도가 60% 이상으로 증가하면 스크라이빙 폭이 급격히 증가한다. 중첩도가 90% 이상 되면 증발하는 양이 증가하면서 스크라이빙 폭이 일시적으로 감소하기 시작한다.
 5. 본 연구를 통해 레이저를 이용한 임플란트 표면처리 기술을 확보하여 실제 임플란트 표면처리에 사용될 것이라고 사료 된다.
2. Lee, H. Y., Hong, D. S., "Development and Performance Evaluation of a Sealing-Type Abutment Inserted with a Gold Ring," Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 17, No. 6, pp. 24-30, 2018.
 3. Gaggl, A., Schultes, G., Muller, W. D. and Karcher, H., "Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces a comparative study," Biomaterials, Vol. 21, No. 10, pp. 1067-1073, 2000.
 4. Peto, G., Karacs, A., Paszti, Z., Guczi, L., Divinyi, T. and Joob, 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.
 5. Karacs, A., Fancsaly, A. J., 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.
 6. Cho, S. A. and Jung, S. K., "A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia," Biomaterials, Vol. 24, No. 20, pp. 4859-4863, 2003.
 7. Bereznai, 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. 23, pp. 2551-2556, 2006.

후 기

“이 논문은 조선대학교 학술연구비의 지원을 받아 연구되었음(2019).”

REFERENCES

1. Hong, D. S., Jeon, Y. J., Lee, H. Y., Lee, S. Y., "Development and Performance Evaluation of a Sealing-Type Abutment Inserted with a Gold Ring," Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 15, No. 2, pp. 97-103, 2016.