



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)



2023년 8월

박사학위 논문

펄스 레이저에 의한 치과용 임플란트 표면처리 특성

조선대학교 대학원

기계시스템·미래자동차공학과

최 병 재

펄스 레이저에 의한 치과용 임플란트 표면처리 특성

**Characteristics of dental implant surface treatment by
pulsed laser**

2023년 08월 25일

조선대학교 대학원
기계시스템·미래자동차공학과
최 병 재

펄스 레이저에 의한 치과용 임플란트 표면처리 특성

지도교수 유 영 태

이 논문을 공학 박사학위 신청 논문으로 제출함

2023년 4월

조선대학교 대학원

기계시스템·미래자동차공학과

최 병 재

최병재의 박사학위논문을 인준함

위원장	조선대학교	교수	<u>김재열</u> (인)
위원	남부대학교	교수	<u>정상원</u> (인)
위원	조선대학교	교수	<u>이성준</u> (인)
위원	조선대학교	교수	<u>박정우</u> (인)
위원	조선대학교	교수	<u>유영태</u> (인)

2023년 6월

조선대학교 대학원

목 차

LIST OF TABLES	VIII
LIST OF FIGURES	IX
ABSTRACT	XIII
제 1 장 서 론	1
1.1 서 론	1
1.2 연구배경	3
1.3 연구동향	11
1.4 연구 목적 및 내용	31
제 2 장 이론해석	34
2.1 레이저 빔 특성과 금속과의 상호작용	34
2.2 펄스파형 제이저 빔 특성	41
제 3 장 실험 및 실험장치	49
3.1 펄스레이저 발진기	51
3.2 이송 장치	52
3.3 펄스레이저 시스템 구동	52
3.4 펄스레이저 출력 측정	57
3.5 임플란트 표면개질 측정	74
제 4 장 결과 및 고찰	75
4.1 임플란트 소재와 레이저빔의 물리적 상호작용	75

4.2 임플란트의 기구학적 특성	78
4.3 임플란트 미세조직	95
제 5 장 결 론	128
【참고문헌】	130

LIST OF TABLES

Table 1.1 Implant surface treatment method1	14
Table 1.2 Technology development details and scopes	33
Table 3.1 Chemical Composition Table of Implant Materials	49
Table 4.1 Stress evaluation by implant type	95

LIST OF FIGURE

Figure 1-1 SEM micrographs of structures formed on titanium surfaces illuminated by ArF excimer laser	17
Figure 1-2 Surface treatment by Nd:glass laser	20
Figure 1-3 Titanium surface treatment by pulsed Nd:YAG laser	22
Figure 1-4 Surface morphology of an Al ₂ O ₃ sand blasted and 1 J laser irradiated titanium implant surface by SEM 1000X (a) and by optical microscope 100X (b)	23
Figure 1-5 Surface treatment by Nd:YAG laser oscillating at 532 nm	26
Figure 1-6 Pulsed Laser Beam Profile	28
Figure 3-1 Laser system schematic(Q-switching Nd:YAG)	50
Figure 3-2 Photo of the laser oscillator (Q-switching Nd:YAG)	51
Figure 3-3 Rotating & XYZ axis	52
Figure 3-4 Rotating & XYZ axis Design	53
Figure 3-5 Surface treatment photo after implant fixation after manufacturing CCD camera	54
Figure 3-6 CCD Camera & Halogen Guide Design	55
Figure 3-7 Q-switching Nd:YAG implant surface treatment program ..	57
Figure 3-8 Q-switching Nd:YAG energy/power meter	58
Figure 3-9 Light source characteristics of lasers in various wavelength ranges	59
Figure 3-10 BPP using Abbe's Sine Law	60
Figure 3-11 BPP characteristics of lasers in various wavelength ranges	60

Figure 3-12 Scheme of fiber laser oscillation	61
Figure 3-13 Industrial applications of fiber lasers	62
Figure 3-14 Schematic diagram of laser system for implant surface treatment	63
Figure 3-15 Optical Characteristics of $F \cdot \Theta$ Lenses	64
Figure 3-16 Beam transmission method and focusing method of $F \cdot \Theta$ lens	65
Figure 3-17 Specification of $F \cdot \Theta$ lens used for implant surface treatment	65
Figure 3-18 Optimum processing pattern and process variable input program	66
Figure 3-19 Process Control Table	67
Figure 3-20 Multi-screw structure implant surface treatment jig system design	69
Figure 3-21 Devise/design processing method for implant surface treatment	70
Figure 3-22 Laser system layout dedicated to implant surface treatment	72
Figure 3-23 Performance evaluation after fabrication of implant-only system 1	72
Figure 3-24 Performance evaluation after fabrication of implant-only system 2	73
Figure 3-25 Performance evaluation after fabrication of implant-only system 3	73
Figure 3-26 3D surface roughness measuring instrument and analysis method	74

Figure 4-1 Multi-Screw Structure Implant	79
Figure 4-2 Implant and pubis tissue modeling	80
Figure 4-3 Evaluation of static strength characteristics according to 100N load condition	81
Figure 4-4 Stress evaluation when vertical load is applied	88
Figure 4-5 Stress distribution when inclined load is applied	94
Figure 4-6 Ablation process of metal surface after beam irradiation ·	97
Figure 4-7 Raised area by laser ablation	98
Figure 4-8 Implant Specimen `Test Machining Analysis	101
Figure 4-9 Implant Specimen Sample Testing Machining Analysis	101
Figure 4-10 Surface shape change according to overlapping degree change of Q-switching Nd:YAG laser	106
Figure 4-11 Scribing width change according to power change of Q-switching Nd:YAG laser	107
Figure 4-12 Change of scribing width after laser beam irradiation	109
Figure 4-13 Scribing width change according to duty cycle change of Q-switching Nd:YAG laser	111
Figure 4-14 Drilling by Pulse Irradiation	112
Figure 4-15 Schematic diagram by laser perforation	112
Figure 4-16 Scribing width change according to step size change ·	114
Figure 4-17 Effect of surface area according to step size change (in case of hemispherical shape)	115
Figure 4-18 Effect of surface area according to step size change (Gaussian beam shape)	116
Figure 4-19 Variation of scribing width according to laser power change and beam path type	117

Figure 4-20 Variation of scribing depth according to laser power
and beam path type 118

Figure 4-21 Variation of scribing aspect ratio according to laser power
and beam path type 119

Figure 4-22 Changes in surface shape and roughness of multi-pass
beams according to the change in laser beam power ... 122

Figure 4-23 Variation of scribing depth according to frequency change
and beam pass type 123

Figure 4-24 Variation of scribing aspect ratio according to
frequency change and beam path type 124

Figure 4-25 Overlapping ratio and friction coefficient change according
to frequency change 125

Figure 4-26 SEM picture after implant surface treatment 126

ABSTRACT

Characteristics of dental implant surface treatment by pulsed laser

Choi, Byeong-Jae.

Advisor : Prof. Yoo, Young-Tae. Ph.D.

As aging accelerates, the importance of dental health, which is closely related to the supply of influence, is being emphasized more and more. Among the organs of the body, dental health is a very important factor in consuming quality food. As the aging process approaches the limit of tooth lifespan, the demand for implants, which are artificial teeth, is increasing. This is because it is clinically very important to use materials with excellent body compatibility for implants, which are artificial teeth placed in the human body. The surface of the implant plays an important role in overall cell activities such as cell adhesion, proliferation, differentiation, and death as well as protein adsorption through interaction with cells, and ions released from implant materials affect cell activity. In accordance with this need, a process capable of processing the surface area using a laser as a method to increase the surface area of the implant is developed, and based on this, an implant processing laser system is to be developed. The laser used in this study was a Q-switching pulse wave Nd:YAG laser.

The purpose of this study is to develop a laser-only processing machine by developing laser process parameters for implant surface treatment. As the laser surface treatment process variables, the process variables were determined by considering the wavelength, output power, output irradiation time, working distance or focal length, focal length, and overlap rate, which is the distance from the output diameter to the specimen, and the process variables were studied. A study was conducted on a method to distribute the stress when the implant screw is placed in cortical bone and cancellous bone so that the screw structure implant is designed to be body-compatible. When a laser-only system was built based on laser process parameters for implant surface treatment, a user-centered system was developed so that the user could operate while checking the surface condition in real time.

For the purpose of this study, the necessity of implant surface treatment with laser and previous studies were reviewed, and the reasons for solving problems in previous studies were explained. In the theoretical analysis, the oscillation principle of the laser beam was explained very simply, and the characteristics of the surface wave transmitted only on the surface when the laser beam interacted with the metal surface were explained. In the case of implants with high reflectivity, efficient process parameters are presented when the implant surface is treated with pulse waveforms..

The physical phenomenon that appears when the laser beam is irradiated on the implant surface is explained, and the stress distribution of the implant designed in this study is explained. Based on the above-mentioned information, we developed a system that can control the location so that the laser beam can be accurately irradiated on the implant surface. The results of irradiating the laser beam on the screw bone between the screw thread and the screw thread were compared and analyzed. The laser implant surface treatment system developed as a result of this study can perform 300,000 times of laser surface treatment, and the processing error of the surface treatment system is within $50\mu\text{m}$. We developed an optimal process technology with a laser surface treatment speed of up to 500mm/sec considering the laser beam output, overlap rate, and pulse laser irradiation time.

Key word : Nd:YAG Laser (Nd:YAG 레이저), Implant(임플란트), Surface Processing (표면처리), Titanium(티타늄)

제 1 장 서 론

1.1 서 론

노령화가 가속화되면서 영양공급에 밀접한 관련이 있는 치아 건강의 중요성이 더욱 강조되고 있다. 신체 장기 중에서도 치아 건강은 양질의 음식을 섭취하는 데 매우 중요한 요소이다. 고령화가 진행되면서 치아 수명의 한계치에 다다르면서 인공치아인 임플란트 시술에 대한 요구가 증가하고 있다. 인체에 식립 되는 인공치아인 임플란트는 신체 적합성이 우수한 소재를 가공하여 사용하는 것은 임상학적으로 매우 중요한 요인이기 때문이다.

문제는 임플란트를 구강구조에 따라 식립할 때 뼈에 들어가는 부분이 작아 접착력이 약한 관계로 흔들리거나 빠질 수 있다는 데 문제점이 있어 이에 대한 대안이 필요하다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 임플란트와 식립 뼈와의 면적을 증가시켜 접촉력을 향상시키는 방법이 있다. 임플란트 표면적을 증가시킬 수 있는 방법으로 레이저를 임플란트 표면에 조사시켜 표면을 개질하여 표면적을 증가시킬 수 있는 공정을 개발하고, 이를 바탕으로 임플란트 가공 레이저시스템을 개발하고자 한다. 본 연구에 사용한 레이저는 Q-switching 펄스파형의 Nd:YAG 레이저를 활용하였다.

본 연구의 목적은 임플란트 표면처리를 위한 레이저 공정변수를 개발하여 레이저 전용 가공기를 개발하는 것이다. 레이저 표면처리 공정변수로는 파장, 출력, 레이저빔 조사시간, 출력경에서 시편까지의 거리인 작업 거리 또는 초점거리, 초점면적, 중첩률을 고려하여 공정변수를 연구하였다.

나사구조로 되어있는 임플란트가 신체 적합형으로 설계되도록 임플란트 나사가 피질골과 해면골에 식립되었을 때 응력이 분산되도록 하는 방안에 관련하여 연구를 진행하였다. 임플란트 표면처리를 위한 레이저 공정변수를 기반으로 레이저 전용 시스템을 구축했을 때 사용자가 실시간에 표면상태를 확인하면서 운전할 수 있도록 사용자 중심 시스템을 개발하였다.

본 연구의 목적을 수행하기 위한 연구 내용은 레이저로 임플란트 표면처리 해야 할 필요성과 선행 연구를 살펴보고, 선행 연구에서 문제점을 해결해야 할 이유를 설명하였다. 이론해석에서는 레이저빔이 발진원리를 매우 간단하게 설명하고 레이저 빔이 금속표면과 상호작용 했을 때 표면에서만 전달되는 표면파의 특성을 설명하였다. 반사

율이 높은 임플란트의 경우 펄스파형으로 임플란트 표면처리를 했을 때 효율적인 공정 변수를 제시한다. 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되었을 때 나타나는 물리적 현상을 설명하고 본 연구에서 설계한 임플란트의 응력분포에 대하여 분석하여 해석하였다.

앞에서 설명한 내용을 바탕으로 임플란트 표면에 정확하게 레이저 빔이 조사될 수 있도록 위치제어를 할 수 있는 시스템개발을 개발하였다. 나사산과 나사산 사이의 나사골에 레이저빔을 조사한 결과를 제시하였다. 본 연구 결과로 개발한 레이저 임플란트 표면처리 시스템은 레이저 표면처리 가공횟수는 레이저 발전기의 수명을 고려했을 때 300,000번이 가능하며, 표면처리 시스템 가공오차는 $50\mu\text{m}$ 이내였다. 레이저 빔의 출력과 중첩율, 펄스레이저의 조사시간 등을 고려한 레이저 표면처리 속도는 최대 $500\text{m}/\text{sec}$ 인 최적의 공정기술을 개발하였다.

1.2 연구배경

국민 보건 건강이 증진되면서 노령화가 가속화되고 있다. 일반 국민의 수명이 연장되면서 영양공급에 밀접한 치아 건강의 중요성이 더욱 강조되고 있다. 신체 장기 중에서도 치아 건강은 양질의 음식을 섭취하는 데 매우 중요한 요소이다. 고령화가 진행되면서 치아 수명이 한계치에 다다르면서 인공치아인 틀리나 임플란트에 대한 요구가 증가하고 있다. 인체에 식립 되는 인공치아인 임플란트는 신체 적합성이 우수한 소재를 사용하는 것은 임상학적으로 매우 중요한 요인이다.

현대적 개념의 골유착성을 근거로 하여 기초한 금속 임플란트가 스웨덴에서 최초로 1969년에 시술된 이래, Ti/Ti 합금 (Ti6Al4V 등)이 가장 우수하다는 임상결과를 발표하고 있어 널리 사용되고 있다. Ti 및 Ti 합금의 특징은 내식성이나 생체적 합성이 우수하고, 비중이 스테인레스강이나 Co-Cr 합금의 거의 반 정도로 매우 가벼우며, 표면에 치밀한 부동태 피막을 형성하여 뛰어난 내식성을 보유하고 있기 때문이다.

Ti에는 생체활성이 없는 관계로 구강의 뼈에서 생성반응이 느려 치유기간이 길고, 구강 뼈와 임플란트 사이의 접착력이 약한 단점이 있다. 이는 임플란트를 치주에 식립하는 임플란트 기둥의 단면적이 적기 때문에 음식을 섭취할 때 작용하는 커다란 모멘트(Moment)가 작용하면서 치골과의 접착력에 문제가 발생하기도 한다. 이와 같은 결점을 해결하기 위하여 신체에 접촉하는 임플란트의 표면적을 늘리거나 표면의 형상을 변화시키는 방법이 있다. 이와 같은 필요성에 따라 물리적으로나 화학적인 방법으로 표면처리를 하여 골결합력을 향상시키기 위한 연구가 관심의 집중이 되고 있으나, Ti으로 가공한 임플란트의 형상이 지닌 물질적인 한계를 극복하지 못하고 있다. 골과의 유착율을 높이면서 임플란트 주위 골의 흡수율을 가능한 한 적게 하고 또 주변 연조직과의 친화성으로 결합력을 향상시키기 위한 다양한 표면개질이 필요하다.

임플란트의 표면은 세포와의 상호작용으로 단백질 흡착뿐만 아니라 세포의 부착, 증식, 분화, 소멸 등 전반적인 세포 활동에 중요한 역할을 하게 되며, 임플란트 재료로부터 방출된 이온들은 세포의 활성화에 영향을 미치게 된다. 생체재료의 표면 성질은 재료 표면-부착분자-세포막 수용체 간의 일련의 반응을 일으키는 시작점으로써, 생체재료의 가장 중요한 성질이다. 지금까지 대부분의 생체재료에 관한 연구는 생체내의 안정성 유지와 관련된 것들이었으나, 앞으로는 인공재료의 생체활성을 조절함으로써 생체활성을 적극적으로 제어할 수 있는 방향으로 연구가 진행될 필요가 있다.

표면의 성질을 바꾸는 표면처리 기술로는 표면경화와 표면개질로 나눌 수 있다. 공

학적으로 통용되는 표면처리 기술은 방식성, 청정성, 장식성, 기계적 특성 및 전기적 특성 등의 개선이 요구된다. 일반적인 표면처리 기술로는 침탄법, 질화법, 전기도금, 용융표면 도금 등을 이용하여 구조 재료나 부품의 표면에 활용하여 널리 사용되고 있다. 표면처리 기술은 재료의 고유한 특성이나 기능을 손상시키지 않고 침탄, 질화, 침류질화, 산화, 박막증착법(Plasma Vapor Deposit PVD, Chemical Vapor Deposit, CVD, Plasma Chemical Vapor Deposit, PCVD) 등이 있다. 표면경화 처리할 경우 기계 재료의 표면이 매우 단단해져 가혹한 작업조건에 노출되는 금형 표면을 내마모성, 내식성, 경면성, 전도성, 방청성 등의 기능을 개선하거나 강화시키는 기술로 새로운 기능이 부가된다.

반면에 표면개질은 기계 재료 표면에 열팽창·압축 에너지에 의한 잔류응력 등을 생성시켜 경사합금적인 조성분을 복합화하여 새로운 기능성이 있는 특성을 갖게 하는 기술이다. 이러한 공정을 시행한 재료는 고유한 성질의 기재와는 다른 조성층이 형성되어 온도의 변화에 따라 열팽창과 수축을 하는 형상기억합금을 만드는 방법이 여기에 속한다. 이 기술로는 침탄법, 질화법, 쇼트피닝, 전자빔, 레이저 가공, 방전가공 등을 이용하여 새로운 기능성이 있는 복합층을 만드는 적층식 합금방법이 있다. 표면합금화는 기지(substrate) 표면에 합금화하고자 하는 원소들을 첨가하여 기지 위에 합금층을 형성시킴으로써 내식성, 내마모성, 내열성 등을 증진시키는 방법이다. 표면합금화를 위한 원소의 복합적인 특성을 지니는 새로운 신소재 개발에 기여할 수 있을뿐 아니라 고가의 원소를 필요로 하는 합금의 제조 시 표면부만 합금화함으로써 생산비를 감소시킬 수 있다.

이와 같은 기술을 적용할 수 있는 많은 방법이 연구되어 적용하고 있으나 친환경성이나 재현성 측면에서 레이저를 활용하는 연구가 관심의 집중이 되고 있다. 레이저를 이용하는 기술로는 연속파 레이저와 펄스레이저가 있고 그 파장에 따라 재료에 미치는 특성이 달라진다. 연속파 레이저는 열원을 이용하는 방법이고 펄스파 레이저는 에너지의 특성을 이용한다. 연속파는 열원의 특성을 이용하기 때문에 용접, 절단, 표면경화 등에 이용한다. 펄스파 레이저는 표면 세정, 블레이징, 마킹, 미세 천공 뿐만 아니라 유리나 세라믹과 같은 취성재료의 정밀가공에 적용된다. 합금화를 위한 방법으로 펄스 레이저빔이나 전자빔과 같은 고에너지 열원을 이용하여 표면합금화 하는 방법이 적용되고 있다. 레이저빔을 이용한 표면합금화는 기지 표면의 광학적 반사도가 커서 레이저의 흡수율 증가시키기 위하여 흡수제를 첨가하기도 하며 넓은 영역을 조사할 경우에는 다중 중첩(overlapping)의 문제가 있으며 열효율이 낮은 단점이 있다. 전자빔

표면처리 방법은 작업이 진공 챔버 내에서 이루어져야 하므로 소형 재료의 용접 분야에서 주로 응용되고 있다. 그러나 레이저빔을 이용할 경우 금속에서 발생하는 반사도 때문에 발생하는 흡수도 문제와 전자빔의 경우 진공 상태에서 가공하는 단점이 레이저 발전기가 고출력화되고 새로운 형태의 광학계가 설계되면서 많은 부분이 해소되고 있다. 레이저빔이나 고주파 전자빔을 이용하여 표면경화에 이용할 경우 국부만의 경도를 향상시키고 압축잔류응력을 발생시켜 정적 강도를 증가시키며 열변형이 매우 작은 특징이 있다.

이처럼 표면처리 기술은 재료가 가지는 고유한 특성만으로는 목적하는 구조물에 충분한 성능과 기능을 발휘할 수 없는 경우에 상호 보완적인 역할을 하도록 재료 표면에 국소적으로 적용되고 있는 기술이다. 임플란트 재료로 사용하는 순수 티타늄은 열전도율이 높고 빛에 대한 반사도가 높을 뿐만 아니라 형상이 복잡하여 일반 기계가공으로는 불가능한 경우가 많다. 이와 같은 임플란트의 구조적 특성 때문에 레이저로 임플란트와 치골과의 면적을 증가시켜 접착력을 개선하기 위해 표면처리 하고자 한다.

레이저는 고밀도의 에너지원이기 때문에 가공하고자 하는 재료 위의 초점면적을 조절함으로써 정밀가공이 가능하다. 광파이버나 광 전송 장치를 이용하여 원거리 전송이 가능하고 기존 공작기계와 복합화 할 수 있어 다양한 공정변수를 효과적으로 제어할 수 있다. 또한, 피가공재와 직접 물리적으로 접촉하지 않으므로 소음이 없고 공구의 마모도 없을 뿐만 아니라 가공 부위의 열영향에 의한 변형이 거의 없다. 이러한 레이저는 광학계를 이용하여 초점면적을 극소화하는 방법으로 에너지밀도를 크게 하는 특성을 이용하여 기존의 공구에 의존하는 절단, 접합, 표면처리 등과 같은 공정들이 레이저를 적용한 가공법으로 대체되고 있다. 전통적인 기계 가공으로는 불가능한 작업이 레이저를 이용함으로써 품질, 신뢰성 및 생산성이 향상되고 있어 이에 관한 다양한 연구가 필요하다. 레이저를 이용할 경우 표면의 형상이 복잡한 부품의 기계적 강도와 물성이 향상되기 때문이다.

표면처리에 레이저 열원을 적용할 경우 복잡한 형상과 국부적인 경화가 필요한 작은 부품에 적합하기 때문에, 임플란트 표면처리에 적합할 것으로 판단한다. 레이저를 이용하는 표면처리는 레이저 빔을 조사 후 레이저 빔이나 지그를 이동하는 방법으로 열원을 제거하여 추가적인 외부냉각 없이 재료의 자체 열전도에 의해 급격한 온도구배가 형성되어 재료 표면이 매우 짧은 시간에 신속하게 냉각되는 자기냉각(self quenching) 방식으로 상변태가 이루어져 표면이 개질되는 특성을 이용한다.

앞에서 설명한 것처럼 임플란트는 골유착성이 양호하고 구조적으로 신체에 부작용

이 발생하지 않아야 할 임플란트의 국내 제조회사는 오스텀(Avana), Neoplant, Bioplant 등으로 외국 수입품인 screw 형태를 거의 복제하여 사용하며, 일반적으로 단일화된 형태의 구조와 국소화된 조밀한 표면형상을 갖추고 있다. Ti 및 Ti 합금(alloys) 소재가 골유착성 측면에서 부작용이 가장 적은 소재로 판명되면서 임플란트 및 의료기구 등에 널리 사용되고 있다. 일반 금속에 비하여 가볍고 부동태 피막의 형성, 내식성, 생체적합성이 매우 우수하기 때문이다. 그러나 구조적으로 식립 되는 임플란트의 직경이 작고 그 주변 골조직이 결합되어 계면을 이루고 있지만, 신체와 임플란트의 밀도와 경도가 다르기 때문에 생체 조직(Tissue) 및 뼈세포(Bone Cell)에 인공치아인 임플란트가 잘 접합(Osseointegration)할 수 있도록 하는 것은 매우 중요한 문제이다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해 임플란트 구조를 변화시키거나 표면의 생체적합성이 우수한 생체재료를 선정하여 표면개질 하는 방법으로 과학·기술적 한계를 극복하려는 시도가 있어 왔다.

임플란트 재료로 사용하는 순수 티타늄과 그 합금은 항공기, 자동차, 화학플랜트, 건축, 스포츠 산업 등의 산업 전반에서 광범위하게 응용되고 있다. 특히 티타늄은 생체적합성이 매우 우수하고, 비강도 및 내식성 등 기계적 특성이 뛰어나 최근 의료분야에도 그 응용 분야가 확대되고 있다. 또한, 인공치아로 널리 활용되는 티타늄이 임플란트 소재로서 임상적 효율성이 과학적으로 입증됨에 따라 각 신체 부위의 기능을 대체하는 통상적 치료술로 관심이 집중되고 있다. 생체적합성을 개선하여 골조직에 결합력을 높이기 위해 임플란트의 표면조직을 변화시켜 단위면적을 증가시키는 방법으로 생체적합성을 향상시키는 방법에 관심을 두고 연구를 진행하였다. 대표적으로 표면을 개질하는 방법으로는 블라스팅(Blasting) 처리, TiN 코팅, 수산화인회석(Hydroxyapatite, HA), 티타늄 플라즈마 분사(Titanium plasma sprayed, TPS) 등이 있다.

이상 위에 언급한 기술을 활용하여 표면처리 한 임플란트 제품이 상용화되어 이용되고 있다. 이와 같은 기술을 활용하고 있는 임플란트 고정체는 나사 형태(Screw type)와 원통형 형태(Cylinder type)가 있으며 스크류 타입은 나사산에 굵은 모래 분사 산에칭(Sandblasting large-grit and acid-etching, SLA), 티타늄 플라즈마 분사, 분사흡수매체(Resorbable blast media, RBM)공정을 이용하여 표면처리하고 있다. 인공치아인 임플란트 구조는 상부에 의치 받침대인 임플란트 교각치(Abutment)와 하부에는 스크류타입 임플란트로 나사산과 골이 있다. 임플란트 하부의 나사산과 골이 시술시 인체의 뼈(Bone)와 임플란트 고정체의 생체적합성에 중요한 변수로 작용한다.

이러한 인체의 뼈(Bone)는 밀도가 높고 단단한 피질골(Cortical bone)과 밀도가 낮

아 비교적 연약한 해면골(Sponge bone)로 나눌 수 있다. 임플란트를 구강에 식립할 때 나사구조로 되어있는 부분이 단단한 피질골에 치밀하고 강하게 결합 되어야 하며, 비교적 약한 해면골의 나사구조는 부하에 견딜 수 있고 뼈와 융합이 용이하도록 하며 응력이 집중되지 않고 분산되는 구조를 가져야 한다.

임플란트가 피질골에는 단단히 고정되고 해면골에는 집중하중이 작용하지 않는 목적을 달성하기 위하여 임플란트 고정체의 나사구조를 골질에 따른 응력의 분산, 식립(Placement) 되었을 때 작용하는 힘, 생체적합성을 증가시키는 마찰계수(friction coefficients) 등을 고려하여 복합적으로 설계하고, 그에 따른 효과적인 표면처리 방법을 구현하고자 연구를 진행한다. 이와 같은 치과산업 현장에서의 임상학적 필요성에 따라 본 연구에서는 기존의 임플란트 표면처리방법에서 나타나는 결함을 보완하도록 임플란트의 단위면적당 표면적을 증가시켜 임플란트와 골조직의 부착력을 증가시키는 개선된 표면처리법을 제안하고자 한다. 일반적으로 사용되고 있는 TPS 처리는 골표면의 유착에 유리하며, 표면적이 6배 정도 증가하여 식립 초기에 제거되는 경우가 적고, 임상적으로 치조제가 흡수되지 않는 것으로 보고되어 있다. 부착치은이 충분한 경우 많은 장점이 있으나, 임플란트의 나사산과 골에 뼈 흡수가 진행되어 TPS 표면이 구강 내에 노출될 경우 치석(Plaque)의 침습에 예민해지면서 임플란트 주위에 염증이 발생하여 심각한 결과들이 발생할 수 있는 단점이 있다.

반면에 레이저를 이용할 경우 전통적인 방법과 비교하여 많은 장점이 있다. 레이저는 빛을 전달하는 광학부품의 위치를 변화시킴에 따라서 매우 큰 에너지 밀도를 주도록 집적시킬 수 있다. 절삭공구처럼 물리력을 직접 가하지 않고 빛을 집적시켜 가공하기 때문에 임플란트처럼 가공하기 어려운 곳에 국부적으로 큰 에너지를 유지시켜 국부적인 층만을 레이저 빔을 조사하면서 이동하게 되면 재료 표면층만 개질되게 된다. 이와 같은 특성으로 최근 몇 년간 레이저를 이용한 임플란트 표면처리에 관한 연구가 높은 관심을 받고 있다. 레이저빔을 임플란트 표면에 조사하면 살균작용도 있어 임플란트 주위에 발생하는 치주염을 예방하기 위한 임플란트 표면의 세척과 해독에도 탁월한 효능이 발휘되기 때문이다. 그리고 티타늄은 내식성이 우수하지만, 일종에 산화피막(TiO_2)을 생성시켜 기존의 산화피막을 안정화시켜, 내식성을 향상시킬 수 있는 화학적 특성도 지니고 있다.

고밀도 에너지인 레이저빔으로 임플란트 표면을 개질하는 연구는 주로 펄스 형태로 발전하는 레이저를 중심으로 진행되고 있다. 연속과 레이저를 사용할 경우 용융과

열팽창 때문에 임플란트의 형상에 변형을 주기 때문이다. 인공치아인 임플란트의 표면 개질에 널리 사용되는 임상 레이저로서의 연구대상은 펄스 형태로 발진 되는 Nd:YAG 레이저, 엑시머레이저가 연구의 대상이 되고 있다. 그러나 기체 레이저인 엑시머 레이저는 고가의 기체를 유동하면서 레이저를 발진시키는 구조로 되어있다. 레이저빔을 발진시키는 가스 누설에 대한 위험성 있고 엑시머 가스 유동에 따른 운용비가 많이 소요되기 때문에 비교적 운용비가 저렴한 Fiber 레이저와 Nd:YAG 레이저의 빔 특성을 비교 분석하여 그 타당성을 검토하여 산업현장에 그 기술을 이전하고자 한다.

치과용 임플란트 시스템의 구조를 보면 상부보철물, 어버트먼트, 어버트먼트나사 및 임플란트 고정체로 구성되어 있으며, 이 시스템은 대부분 나사로 조합되어 연결된 상태이다. 이러한 임플란트 시스템에 있어서 가장 중요한 점은 인체의 골(Bone)과 임플란트 고정체의 생체적합성이라 할 수 있다. 인체의 뼈(Bone)는 밀도가 높아 단단한 피질골(Cortical bone)과 밀도가 낮아 비교적 약한 해면골(Sponge bone)로 되어 있음을 앞서서도 언급하였다. 동일한 뼈의 조직으로 되어 있지 않은 신체에 임플란트를 식립해야 하는 현재의 시스템은 인체의 골질에 따른 나사구조 및 표면처리 방법이 구체화되지 않은 실정이며, 일반적인 임플란트 시스템으로는 시술 실패를 줄일 수 없는 부작용이 나타나기도 한다.

이와 같은 이유로 본 연구에서는 이를 개선하기 위하여 임플란트 고정체의 나사구조를 뼈의 특성에 따른 응력분포, 식립 되었을 때 사용하면서 작용하는 힘, 임플란트가 뼈에 식립되었을 때 부착력과 밀접한 관계가 있는 마찰계수 등을 고려하여 복합적으로 설계하고, 그에 따른 효과적인 표면처리 방법을 구현하는 핵심기술을 정립하고자 한다. 즉, 뼈의 밀도가 높아 단단한 피질골에 나사구조는 치밀하고 강하게 결합될 수 있도록 하며, 밀도가 낮아 뼈가 비교적 약한 해면골의 나사구조는 응력을 분산하여 부하에 견딜 수 있도록 하며 뼈에 융합이 잘되는 구조를 연구한다. 인체의 골 구조와 환자의 골질에 따라 복합적인 나사구조를 구현함으로써 단일화된 임플란트 시스템에서 벗어나 치과용 고정체의 생체적합성을 높일 수 있을 뿐만 아니라 정형외과 등에도 응용할 수 있고, 레이저를 통한 새로운 표면처리방식을 채택함으로써, 탁월한 임플란트의 골유착을 형성하는 표준화 공정이 개발하고자 한다.

또한, 티타늄은 인공치아로 이용하는 임플란트 소재로서 임상적 효용성이 과학적으로 입증됨에 따라 각 신체 부위의 기능을 보완하는 대안적 치료술로 공인받고 있어 임상학적인 응용범위가 넓기 때문이다. 임플란트는 구조적으로 주변을 감싸고 있는 골조직은 밀도의 차이 때문에 발생하는 경도가 매우 다른 두 재료가 접촉되어 경도가 높

은 재료가 신체의 연성조직에 크게 영향을 미치는 구조로 되어있다. 이와 같은 구조적 특성 때문에 계면을 이루고 있는 생체조직 및 뼈세포(Bone cell)가 인공치아인 임플란트 표면에 잘 접합(Osseointegration) 될 수 있는 방법을 연구하는 것은 많은 의미가 있다. 본 연구에서는 임플란트의 직경이 작은 표면의 조직을 변화시켜 단위면적을 증가시키는 방법으로 생체적합성을 향상시키는 방법에 관심을 두고 연구를 진행하였다. 임플란트가 구조적으로 매우 작을 경우, 신체의 부착력을 높이는 방법으로 매우 의미 있는 연구의 대상이다. 인체의 뼈(Bone)는 밀도가 높아 단단한 피질골(Cortical bone)과 밀도 낮아 비교적 약한 해면골(Sponge bone)로 나눌 수 있는데 임플란트 시술시, 단단한 피질골에 적용되는 나사구조는 치밀하고 강하게 결합될 수 있도록 하여야 한다. 반면에 비교적 약한 해면골의 나사구조는 응력을 분사시켜 부하에 견딜 수 있고 뼈와 융합이 쉬운 구조를 가져야 하는 특성에 맞도록 개발해야 한다.

임플란트에 작용하는 모멘트는 치아의 악악력(힘)과 임플란트의 길이의 곱에 비례한다. 치골에 대한 부착력은 임플란트 단면적의 크기와 밀접한 관계가 있기 때문에 임플란트의 접촉면적을 증가시키는 표면처리는 영구적인 인공치아의 관점에서 매우 중요한 요소 중에 하나이다. 이와 같은 역학적 분석에 따라 본 연구에서는 기존의 임플란트 표면처리방식에 나타나는 비효율성을 검토하여 단점을 보완하고 임플란트의 단위면적당 표면적을 증가시키는 방법으로 임플란트와 구강 뼈의 조직과의 부착력을 증가시키는 이상적인 표면처리 공정기술을 제시하고자 한다. 연구방법으로는 임플란트 표면에 레이저빔을 조사시켜 표면형태 및 조직의 미세구조를 변화시켜 뼈와 임플란트 접촉면적을 증가시키는 방법으로 접합(Osseointegration)이 향상되도록 표면 개질을 위한 연구를 진행한다. 그리고 티타늄 고유의 내식성을 향상시키기 위해 레이저 빔이 조사 전후 표면에 형성된 산화층을 분석하여 생체적합성을 평가분석하고 뼈와 임플란트의 접촉력을 비교 분석하고자 한다. 고밀도 에너지인 레이저 빔을 임플란트의 국부적인 요소에 집중시켜 스크류타입의 임플란트 표면처리 공정을 개발한다. 본 연구개발에 사용한 레이저는 펄스레이저로 작업공간과의 거리를 나타내는 초점거리, 펄스 조사시간, 작업대의 이송시간, 펄스의 중첩율, 레이저의 출력 등을 조절하여 공정변수를 결정하고자 한다. 본 연구에 사용한 레이저의 파장이 마이크론 단위이기 때문에 임플란트의 형상에 따른 나사산과 나사산 사이의 높이 차이에 의해 발생하는 초점길이 때문에 스크라이빙 폭과 깊이를 제어하는 공정기술을 개발한다. 에너지가 높은 광자가 임플란트 표면의 입자와 충돌하면서 발생하는 운동량 전달과 여기에서 발생하는 입자의 열역학적인 현상과 함께 임플란트 표면 입자의 저항 때문에 발생하는 열에 의한 용기 때문에

생성되는 표면형상을 최적화하는 공정기술을 개발하고자 한다.

이러한 물리적 현상을 고려하지 않고 임플란트 표면개질을 위해 레이저 빔을 조사했을 때 균일한 표면형태가 구현되지 못하고 표면개질에 의한 산화막이 일정하게 형성되는 것이 불가능하게 된다. 그러므로 레이저를 이용하여 임플란트를 표면처리 한 후 표면형상 및 조도 특성 평가를 통해 임플란트가 치골조직과 접촉면적을 증가시킬 수 있는 공정을 결정한 후 이를 바탕으로 시스템을 개발하여 산업현장에 이전하고자 한다.

1.3 연구동향

최근 친환경성과 소음 공해를 해결하는 그 대안으로 적용하고 있는 기술이 레이저를 활용하는 방법이다. 레이저를 이용하면 전통적인 기계 가공처럼 공구를 직접 작업 대상에 접촉하지 않기 때문에 복잡한 형상을 원거리에서도 작업이 가능하다. 레이저를 이용할 경우 전자제어가 가능하여 공장 자동화에 장점이 많아 스마트팩토리를 구성하는 데에도 많은 이점이 있다. 레이저를 이용하는 방법으로는 연속파 레이저와 펄스파 레이저로 나누어 이용한다. 연속파 레이저를 이용할 경우는 용접, 절단, 열처리에 의한 표면경화가 폭넓게 이용하고 있다. 펄스레이저의 경우에는 천공, 마킹, 스크라빙, 어블 레이징, 표면 클리닝, 표면 개질 등에 활용되고 있다.

레이저를 이용하는 표면처리 중 표면경화는 주로 연속파 레이저를 이용하고 고밀도 에너지 열원으로 레이저 조사 부위만 급속 가열하여 표면층을 오스테나이트 온도 구역으로 가열하고, 레이저 빔이 이동하면서 조사 후 표면의 열이 내부로 전도되어 급속히 자기냉각(self-quenching) 됨으로써 표면에 마르텐사이트를 형성시키는 방법이다. 이 방법은 매우 빠른 시간 내에 가공이 완료되기 때문에 열변형이 거의 없고 다른 냉각공정 및 후처리 공정을 수반하지 않는다. 국부적인 가공이 가능하기 때문에 금형의 열처리나 기어의 이뿌리 부분, 자동차 실린더 라이너 등 부하가 국소적으로 집중되는 다양한 분야의 경화에 적용하고 있다.

레이저를 이용하여 표면처리 하는 응용분야 중 본 연구에서는 레이저로 임플란트를 표면처리 하는 공정기술을 개발하는 것에 집중되어 있다. 레이저 표면처리 공정기술을 이용하여 레이저 표면처리 시스템을 개발하는 자료로 활용하기 위해서이다. 레이저로 표면처리 하는 방법으로는 표면경화, 표면개질, 표면합금으로 나누어진다. 여기에서 다루고자 하는 내용은 주로 치과용 임플란트 소재의 표면처리와 관련하여 연구를 진행하고자 한다.

임플란트(Implant)는 ‘심어 넣다’라는 의미를 가진 단어로, 의학계에서는 보통 무언가를 인체에 매입할 때 사용한다. 인공장기 또는 인공수정 등에 사용하고, 대부분은 인공치아를 심는 수술을 뜻하는 단어로 쓰인다. 최근 레이저를 이용해 치과용 임플란트 표면처리에 관한 연구가 다양한 방면에서 이루어지고 있다. 의료용 티타늄 임플란트의 표면을 변형시키거나, 생체 의학에의 적용하도록 금속으로 이루어진 인공 뼈 역할을 하는 임플란트에 관한 연구가 진행되고 있다.

임플란트는 경도가 높은 티타늄 표면과 밀도가 금속에 비교하여 비교적 낮은 뼈로

된 조직과 직접으로 접촉되어 있다. 식립시 구강 뼈와 임플란트 사이의 접촉 면적이 넓을수록 임플란트의 안정성이 높아진다. Albrektsson과 그의 동료들은 구강 뼈와의 유착에 영향을 미치는 요소로 임플란트 재료의 생체적합성, 임플란트디자인, 임플란트 표면상태, 수술 부위 뼈의 밀도 상태, 외과적 수술방식, 구조에 따른 하중분포조건을 제시하였다. 이 중 임플란트 재료 특성에 따른 생체적합성, 표면형상에 따른 거칠기, 친수성이 구강의 뼈와 유착성에 중요한 요소로 고려하여 임플란트 처리에 방법에 따른 뼈와의 유착특성에 대하여 연구가 진행되어왔다

이에 따라 뼈와의 유착특성을 향상시키기 위해 티타늄 임플란트를 기계적인 방법으로, 화학적 특성을 이용하여 개선시키는 다양한 방법이 제시되었다. 초기의 단순한 기계절삭 가공으로부터 표면 거칠기 증가를 위한 미세형상변화, 화학적 성분변화에 이르기까지보다 생체적합성을 향상시키기 위한 표면처리 공정기술이 개발되어왔다. 임플란트 표면의 거칠기가 증가하면 뼈와 임플란트의 접촉면적을 증가시켜, 뼈와의 유착성을 높여 물리적인 고정력을 높이는데 기여한다. 임플란트 표면의 거칠기를 증가시키기 위해 일반적으로 사용되고 있는 알루미나 입자를 이용한 모래분사 후 산처리법(Sandblasting large-grit and acid-etching, SLA)은 표면구조를 불규칙하게 만들어 세포부착을 개선시키는 방법으로, 동물실험에서 기계절삭된 임플란트보다 더 강한 뼈와의 유착성을 나타냈다고 보고하였다.

그러나 세척 하거나 산을 이용하여 부식처리 한 이후에도 일부 알루미나 입자가 잔류하여 주변 조직으로 용출되어 뼈와의 융합을 방해할 수 있으며, 산으로 부식처리한 영향으로 표면의 불균일성으로 표면 증가에 효율적이지 못하였다. 이를 보완하기 위해 알루미나 입자 대신 골전도성을 가지는 HA 등의 재료를 임플란트 표면에 분사하는 방법인 분사흡수 매체(Resorbable blasting media, RBM) 방법이 사용되기도 한다. 뼈와의 유착성을 촉진 시키기 위해 임플란트 표면의 산화막을 변형시키는 화학적 표면개질방법으로 양극산화처리법(Anodic spark deposition, ASD)을 적용하기도 한다.

산화피막(TiO_2)은 티타늄 표면에 자연적으로 생성되며 낮은 전기전도성과 높은 부식저항이 있고, 열역학적으로도 안정하며, 수용성 환경에서 낮은 이온형 성능을 가지고 있다. 그러나 이러한 자연 발생적인 산화피막은 두께가 얇고 불균일하여, 적절하게 뼈와 유착성을 높이기 위해 임상에서 사용하기는 적합하지 않다. 표면개질을 위해 임플란트 표면을 양극 산화 처리하면 산화피막의 두께, 화학적 조성, 표면의 다공성이 변화하여 뼈와의 유착성과 안정성을 증가시킬 수 있다. 이와 같은 화학적 표면개질 방법의

장점이 있음에도 임플란트 표면의 적절한 거칠기가 뼈와의 유착성에 중요하다는 의견이 많다. 이와 같은 임상 현장에서의 의견에 따라 보다 안정성이 높은 뼈와의 유착성을 위해 비접촉 가공 방법인 레이저 빔을 이용하는 방법을 생각해볼 수 있다.

본 연구의 주제인 임플란트는 생체적합성 때문에 Ti 및 Ti 합금 소재를 사용한다. Ti이나 Ti 합금으로 되어있는 임플란트의 표면처리를 위해서 그 크기가 작고 형상이 복잡하여 일반 기계가공으로는 목적하는 성과를 얻을 수 없다. 따라서 비접촉에 의한 특수 가공기술이 적용되어야 한다.

1999년 A. Gaggl[2]은 임플란트가 안정적으로 치골구조에 정착하도록 표면적을 증가시키기 위해 기존의 기계적 표면 가공처리, 티타늄 플라즈마를 이용한 표면 코팅, 산화 알루미늄을 이용한 화학적 처리, 그리고 레이저 빔을 이용한 표면처리 등을 비교 분석하고 미시적 구조를 파악하였다. 이 연구에서 A. Gaggl[2]은 레이저 빔을 이용하여 표면처리를 했을 때 높은 수준의 순도를 유지하면서도 표면 접촉력을 높일 수 있는 표면처리가 가능함을 보여주었다.

2007년 A. Y. Vorobyev와 Chunlei Guo[8]은 Nd:YAG 레이저를 이용하여 티타늄 임플란트 표면에 조사하였을 때 발생하는 표면의 변형 상태를 실험적으로 연구하였다. 연구자와 그의 동료들은 레이저빔이 티타늄 소재로 된 임플란트에 조사되었을 때 표면이 개질되는 다양한 종류의 나노 구조, 미세 거칠기, 매끄러운 표면과 매끄럽고 미세한 비균질성 및 구형 나노 구조를 발표하였다.

2011년 Christian Symietz[29] 등은 Nd:YAG 레이저를 이용하여 티타늄(Ti6Al4V) 금속 표면에 활성 알칼리 인산 칼슘 파우더 입자를 분사할 때 발생하는 임플란트 표면 구조를 발표하였다.

많은 연구자의 결과를 적용하면서 최근 시술되고 있는 임플란트는 효율성이 과학적으로 입증됨에 따라 각 신체 부위의 기능을 회복하는 통상적 치료와 수술방식으로 자리를 잡아가고 있다. 본 연구에서 개발하고자 하는 치과용 임플란트 시스템은 임플란트 표면처리 전용 기계로서 치아가 부분적으로 상실시 보철적으로 인공치아를 만들어 치아를 안정적으로 식립할 수 있는 임플란트 표면가공 시스템을 개발하여 산업체에 기술이전 하는 데 있다.

최근에 Ti 및 Ti 합금(alloys) 소재가 임플란트 및 의료기구 등에 널리 사용되고 있어 여기에 초점을 맞추어 연구를 진행하였다. 그 이유는 타 금속에 비교하면 내식성이 크고 가벼우며, 생체적합성이 매우 우수하기 때문이다. 이상 설명한 기존의 임플란트 표면처리 방식을 정리하면 아래 Table 1.1과 같다.

Table 1.1 Implant surface treatment method

임플란트 표면에 이물질을 부착하여 뼈와의 접촉면적을 증가시킨 형태	
TPS(Titanium plasma sprayed)	장점 <ul style="list-style-type: none"> - 뼈와 임플란트 접촉면적 증가. - 불규칙한 기공과 접합성
	단점 <ul style="list-style-type: none"> - 코팅층 균열 - 금속이온 이탈 - 박테리아 감염성
Hydroxyapatite(HA) Coated Surface	장점 <ul style="list-style-type: none"> - 뼈 유도 물질 - 생체복합체 - 뼈와 임플란트 접촉면적 증가
	단점 <ul style="list-style-type: none"> - 박테리아 감염성 - HA 소실
Endopore System	단점 <ul style="list-style-type: none"> - 삽입시 파손 - 뼈 상방으로 노출된 경우 치태 침착 - 박테리아 서식 가능 - 실패한 임플란트 치료의 부작용이 큼. - 고비용

임플란트 표면에 입자를 충돌시켜 반발력이용하여 표면적 증가	
acid etched : SteriOss, 3i, Avana	표면적 증가 가공면의 거칠기 감소 1-2 μ m 균일 함몰 산류 산 가능
Al ₂ O ₃ blasted : Ankylosis TiO ₂ blasted : Astra	20-25 μ m 표면 거칠기 증가 뼈와 임플란트 표면적 증가
RBM treated : Restore, Paragon, Maestro, Cowell	흡수성인 칼슘 포스페이트 (180~425 μ m)를 분사하여 티타늄 표면에 잔류물을 남기지 않고 표면 조도가 증가된 면을 만든 후 약산으로 부동태화

Table 1·1에 정리한 것처럼 많은 이유로 최근 몇 년간 임플란트 표면처리에 관한 연구가 다양한 방법으로 진행되어왔다. 하지만 앞에서 언급한 것처럼 공정의 표준화가 어렵고 목적하는 표면상태를 얻지 못하고 있다. 이와 같은 이유로 레이저 빔을 이용한

표면처리 기술에 중점을 두어 연구를 진행하였다. 임플란트 주위의 치주염치료에서 레이저가 임플란트 표면의 세척과 해독에 탁월한 효능을 발휘하는 것으로 보고되어 있기 때문이다. 그리고 티타늄은 내식성이 우수하지만, 일종에 산화피막(TiO_2)을 생성시켜 기존의 산화피막을 안정화시켜, 내식성을 향상시킬 수 있는 화학적 특성이 있다.

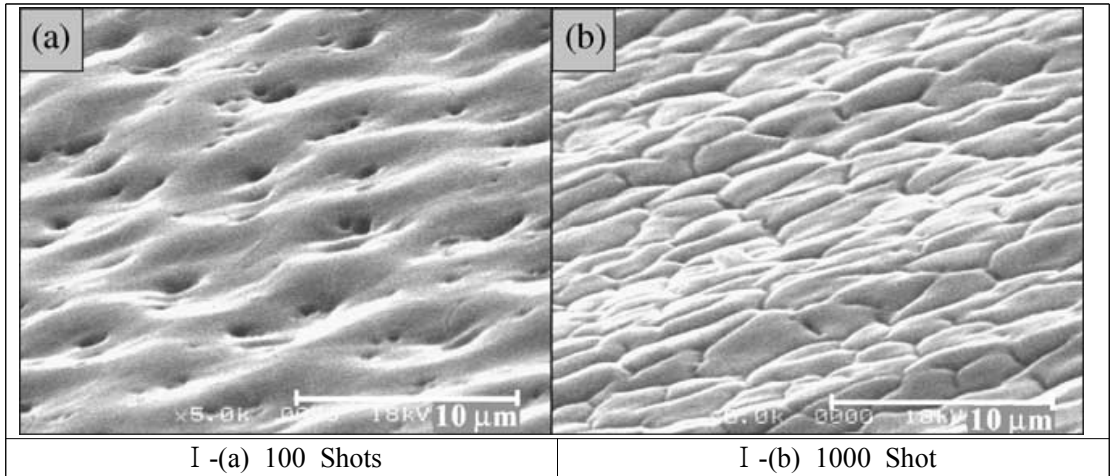
이와 같은 이유로 티타늄의 여러 기능적 특성을 활용하기 위하여 레이저를 이용한 임플란트의 표면 개질에 관련된 선행 연구들을 조사하였다. 여러 연구보고에 의하면 원적외선 파장대로 발진하는 CO_2 레이저, 발진주파수 영역이 넓은 Diode 레이저, 근적외선 영역의 파장을 발진하는 Er:YAG 레이저 등을 활용한 연구에서 일정 영역의 파장대에서는 티타늄에 잘 흡수되지 않고, 임플란트 표면온도를 높이지 않아 임플란트 표면조사에 적합한 것으로 보고되고 있다. 그 중 CO_2 레이저, Soft Diode 레이저는 살균효과에 효과적이며, Er:YAG 레이저는 열손상의 감소면에서 무척 탁월한 것으로 알려졌다.

Gaggi et al[2]은 산화알루미늄 파우더(Al_2O_3)를 임플란트의 나사의 날과 골 사이에 분사시키는 방법으로 레이저빔을 조사시켜 표면에 크기가 30~50um의 홀을 만드는 방법으로 임플란트의 표면적을 증가시켰다. 레이저빔이 표면에 조사되어 기화되고 용융되고 재응고되는 과정들로부터 발생하는 이차적인 구조의 크기와 형상을 연구하였다. 레이저 빔이 티타늄 표면에 조사되었을 때 기화에 의한 조성분의 변화를 평가하기 위해 EDS 분석하였다. Peto et al[6]과 Karacs et al[5]은 Gaggi et al[2]과 비슷한 방법으로 Nd:glass 레이저의 펄스지속시간을 30ns로 고정하고 펄스에너지는 0.5에서 5J까지 변화시켜 임플란트 표면에 조사하여 어블레이션된 표면층의 변화를 연구하였다.

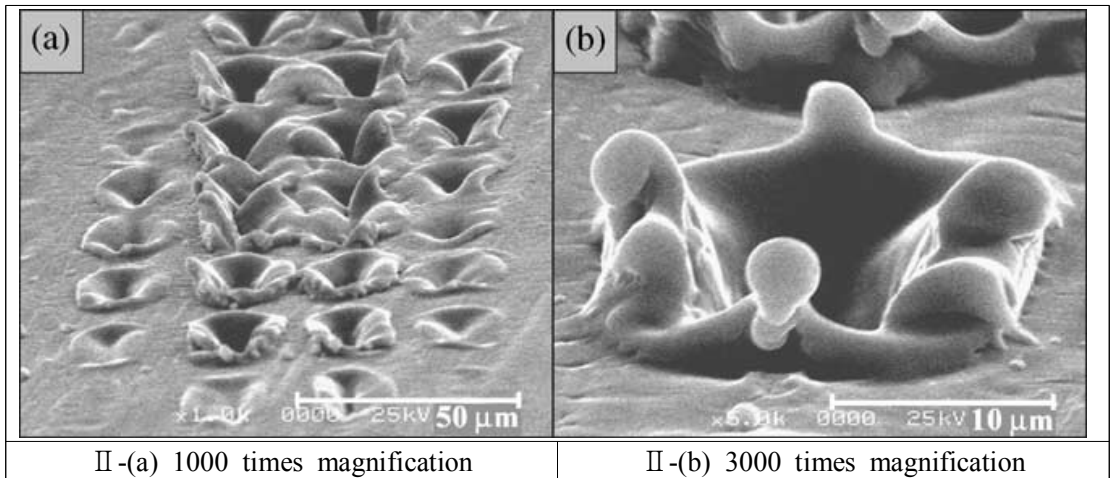
Cho et al[3]는 기계 가공한 임플란트의 나사에 레이저빔으로 표면에 조사한 임플란트를 토끼 경골(Rabbit tibia)에 이식한 후 강제 탈거(Removal torque) 방식으로 빼와 임플란트의 접촉 계면이 양호하게 접합(Osseointegration)되었는지를 비교 평가하였다. Cho는 Cordiolie et al.[3]의 평균 제거풀림 값과 비교했을 때 레이저 표면처리된 임플란트가 약 2배 정도 제거 풀림값이 향상되었음을 발표하였다. 그리고 Wennerberg와 그의 동료들[32]은 표면거칠기가 높은 것만으로 최적의 골접합(Osseointegration)을 상태를 유지하는지 고려했을 때 그 척도가 되지 못하고, 표면형상의 패턴, 직경, 나사의 골(Valley)과 나사산(Peak)의 피치에 따라 영향을 미칠 수 있음을 제시하였다. 이 연구에서 빼와 임플란트 계면의 기계적인 연쇄(Interlocking)와 생체 친화성이 중요한 변수로 작용한다고 발표하였다.

Bereznai와 그의 연구 동료들[1]은 산업현장에서 사용하고 있는 Nd:YAG 레이저로 임플란트 표면처리 할 때 산화막 형성이 안정적이지 못하기 때문에 UV 계열의 ArF, KrF 엑시머레이저를 이용하여 임플란트 소재용 환봉 표면을 연마한 다음 레이저빔을 조사하여 표면의 형상변화를 시킨 후 형태학 측면과 화학적 특성을 연구하였다. 그러나 엑시머 레이저를 사용할 경우 엑시머 가스의 오염을 방지하기 위해 진공조건이 필요하다. 진공 챔버를 만들기 위해서는 높은 진공도를 유지하기 위해서는 크게 만들 수 없는 한계가 있다. 이 때문에 진공을 유지할 수 있는 부가적인 장비가 필요하고 표면처리를 위해 사용한 레이저가 연속파형 레이저 빔을 조사하기 때문에 생산성 측면에 양질의 표면을 얻는데 효율적이지 못하였다. Trica et al[9]은 임플란트 소재인 티타늄 표면을 레이저 파장이 1064nm일 때와 고조파로 만든 532nm로 변화시켰을 때 조사된 초점면의 중심 부분의 표면의 상태 변화를 고찰하였다. 이 실험결과로 나타난 용융부 주위의 돌기된 형상 즉, 용융과 재응고과정에서 형성된 방울 모양의 비드가 만들어지는 현상을 유체학적 관점에서 표면 형태학적 특징을 연구하였다.

엑시머 레이저를 이용하여 레이저빔의 펄스 에너지를 $1.5J/cm^2$ 으로 하고 조사횟수를 100과 1000으로 하였을 경우의 선행 연구의 결과를 그림 Figure 1-1에 나타냈다. 티타늄 표면에 ArF 엑시머 레이저로 표면처리 했을 때 미세조직을 전자현미경(Scanning Electron Microscope, SEM) 판독 결과이다. 펄스 형태의 레이저 빔을 티타늄 표면에 조사했을 높은 에너지를 가진 광자와 충돌로 티타늄 입자가 튕겨 나가면서 홈이 형성된 것을 관찰할 수 있다. 광자가 티타늄 입자와 충돌 했을 때 티타늄 입자는 높은 운동량 전달로 순식간에 기화 현상과 함께 열 저항으로 변환되고 이 열저항으로 인한 용융현상이 발생하여 재응고 현상으로 물 방울 모양의 비드가 주변에 왕관 모양으로 부착되었다.



I. SEM micrographs of structures formed on titanium surfaces illuminated by ArF excimer laser shots at a fluence of 1.5 J/cm².

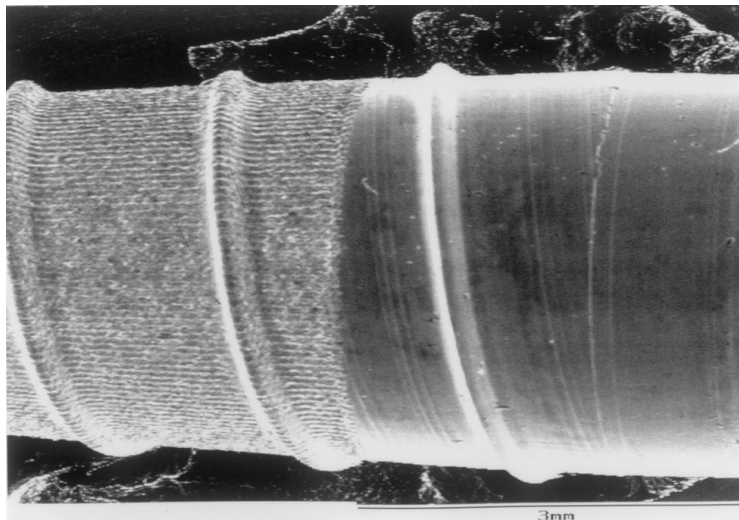


II. SEM micrographs of structures formed on titanium surfaces illuminated by ArF excimer laser shots at a fluence of 8.5 J/cm².

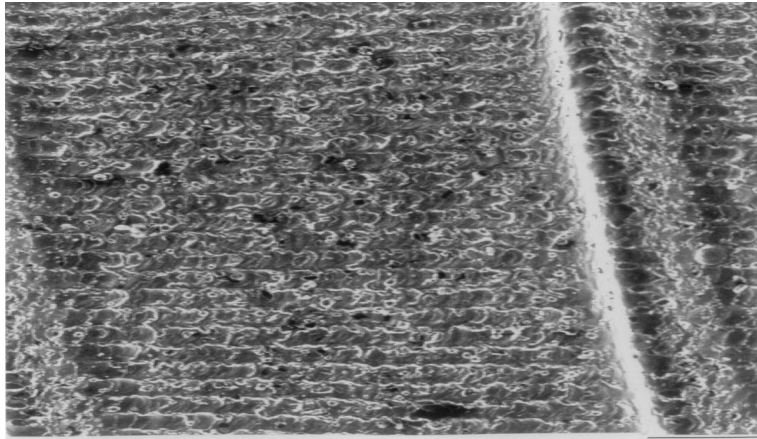
Figure 1-1 SEM micrographs of structures formed on titanium surfaces illuminated by ArF excimer laser

Peto et al[6]과 Karacs et al[5]은 Gaggli et al[2]과 비슷한 방식으로 연구를 진행하

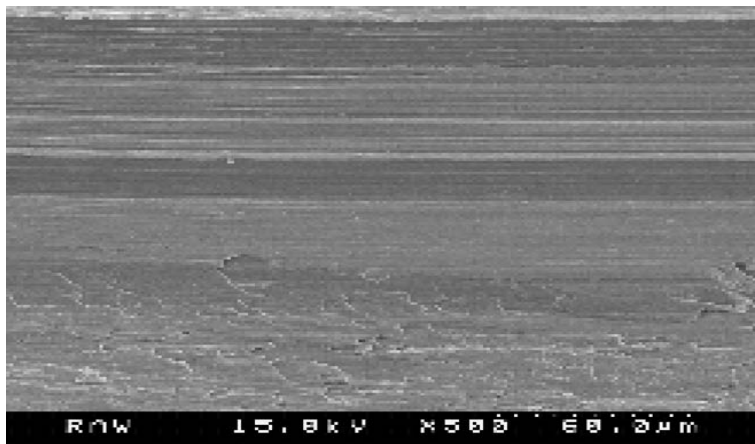
였다. 이 연구에서 Nd:glass 레이저의 펄스 지속시간을 30ns로 고정하고 에너지는 펄스 형태로 하여 0.5에서 5J로 변화시켜 임플란트 표면에 조사하는 방법으로 어블레이션된 표면층과 비교 연구하였다. 이 연구의 특징은 직경이 비교적 작은 원통형 표면에 레이저빔을 조사하면서 에너지 흡수율을 높이도록 펄스지속시간을 짧게하여 가공한 결과이다. 직경이 작은 원통형 임플란트 표면에 에너지밀도가 높은 펄스로 발진하는 Nd:glass 레이저를 조사하여 표면처리 한 결과를 Figure 1-2에 나타냈다. 표면처리 한 표면의 일부를 확대하여 결과도 함께 도시하였다. 광자(photon)가 임플란트 표면에 조사되면 높은 에너지밀도를 갖는 펄스형태의 레이저빔이 표면에 충돌되면서 표면에서 입자가 반발력으로 튕겨 나간 모습을 보여주고 있다. 입자가 이탈한 표면을 살펴보면 별 집모양으로 표면이 변형되어 임플란트 표면적이 크게 증가한 것을 볼 수 있다. 아울러 EDS 분석 결과도 함께 나타내고 있다. EDS 분석이 설명하는 것은 임플란트 소재가 티타늄이란 것을 표시하고 있다.



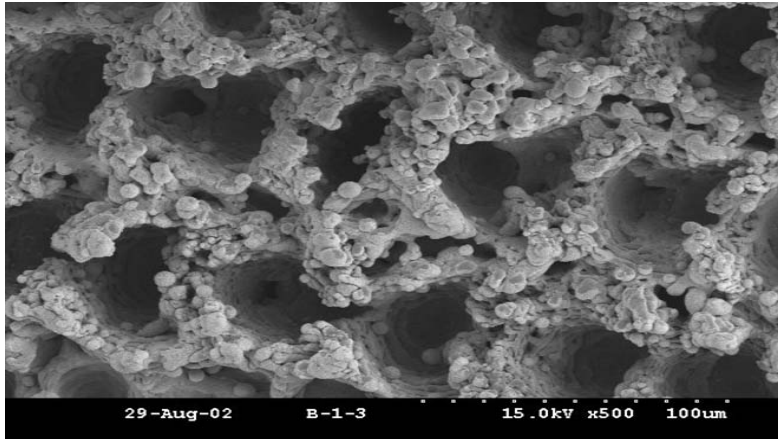
(a) An excerpt of the laser borderline between the laser-treated and smooth surface shows the regular work of the laser[1]



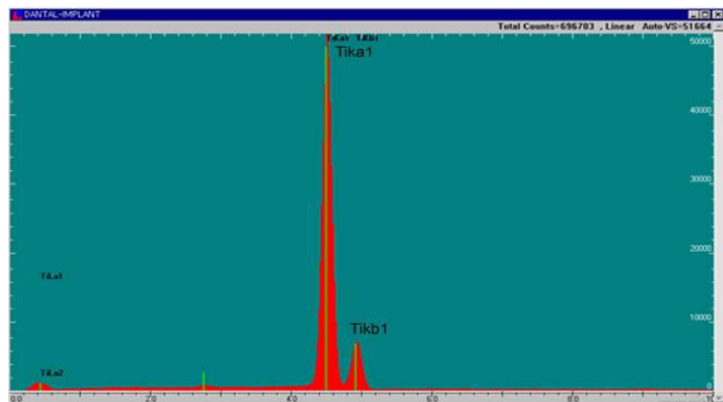
The next magnification of the laser-treated surface shows, that the laser treatment does also involve the winding part. It already shows the primary roughness of the implant with diameter of 30~50 μm . A mountain and valley structure of high regularity seems to exist.



Photomicrographs of scanning electron microscopy of machined implant (500) Machined surface reveals the machining lines and relatively smooth surface.



Laser treated surface and relatively regular honey comb appearance

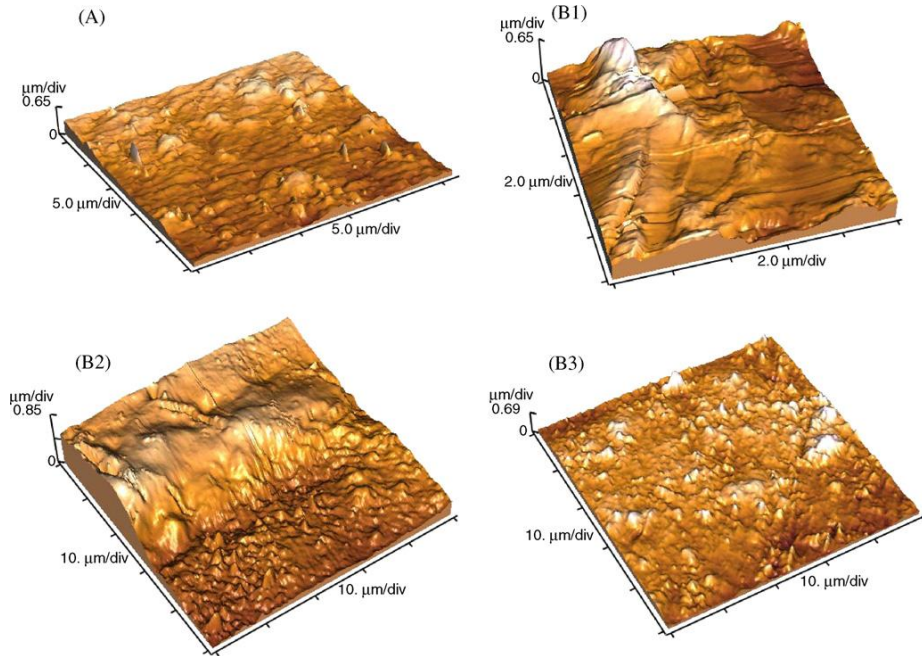


EDS-analysis of the laser etched implant showing clean surface with only Ti-peaks.[33]

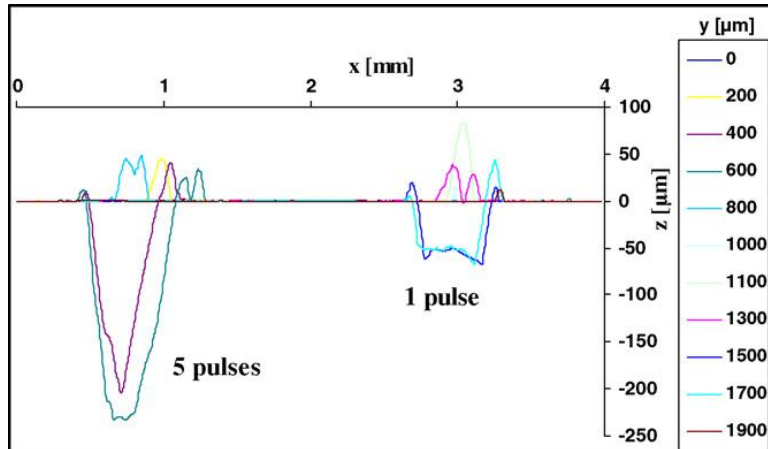
Figure 1-2 Surface treatment by Nd:glass laser

광학소자의 특성에 따라 고주파 조화진동으로 공명하는 극초단 펄스 Nd:YAG 레이저로 티타늄 표면에 조사되었을 때 변화된 선행 연구의 결과를 아래 Figure 1-3에 나타내고 있다. 피코초로 발진 되는 레이저빔이 티타늄에 펄스 1번 조사되었을 때와 5번 조사 되었을 때 침투되는 깊이를 나타내고 있다. 이 연구의 결과가 의미하는 것은

극초단 펄스레이저 빔을 티타늄 소재로 된 임플란트 표면에 조사했을 경우 표면이 용융되는 것이 아니라 조사되는 숫자가 증가하면서 깊이 방향으로 침투되고 있는 현상을 나타내고 있다. 이는 극초단 펄스로 재료 표면에 조사될 경우 재료를 구성하는 입자에 전달된 운동량에 대한 저항이 열전자로 변환되기 이전에 충돌에너지와 기화로 변환이 완료되기 때문으로 판단한다.



Three-dimensional surface changes, some of areas from Fig. 2D, of the titanium implant induced by picoseconds Nd:YAG laser analysed by atomic force microscope. (A) Implant surface before laser treatment. (B) Titanium after 30 laser pulses (B1 center, B2, B3 near and farther periphery of the damage area, respectively). See Fig. 2D for irradiation conditions.[4]



Two-dimensional profilometry view of the titanium implant surface with one and five successive laser pulses.[4]

Figure 1-3 Titanium surface treatment by pulsed Nd:YAG laser

Bereznai et al[5]은 산업현장에서 사용하고 있는 Nd:YAG 레이저로 임플란트 표면 처리 하였을 때 산화막 형성이 안정적이지 못하기 때문에 UV 계열의 ArF, KrF 엑시머레이저로 임플란트 소재용 환봉 표면을 연마한 다음 레이저빔을 조사하여 나타난 형태학 측면과 화학적 특성에 관련하여 연구한 결과를 Figure 1-4와 같이 발표하였다. 그러나 앞에서 언급한 것처럼 진공 챔버의 구조적인 크기의 한계가 따르고 부가적인 장비가 필요하고 표면적을 증가시키기 위해 레이저 빔의 조사시간을 크게하여 실험한 결과 바람직한 표면형상을 얻지 못하여 생산성 측면에서 효율적이지 못한 것으로 발표하였다. 펄스레이저의 조사시간이 길어지면 연속파 레이저 빔의 특성을 가지게 되고 이는 짧은 시간에 재료와 상호작용함으로써 광자가 열전자로 변환되어 입자의 저항에 의한 용융 현상이 발생하기 전에 작업이 완료되어야 하는 조건을 충족시키지 못하기 때문에 발생하는 현상이다.

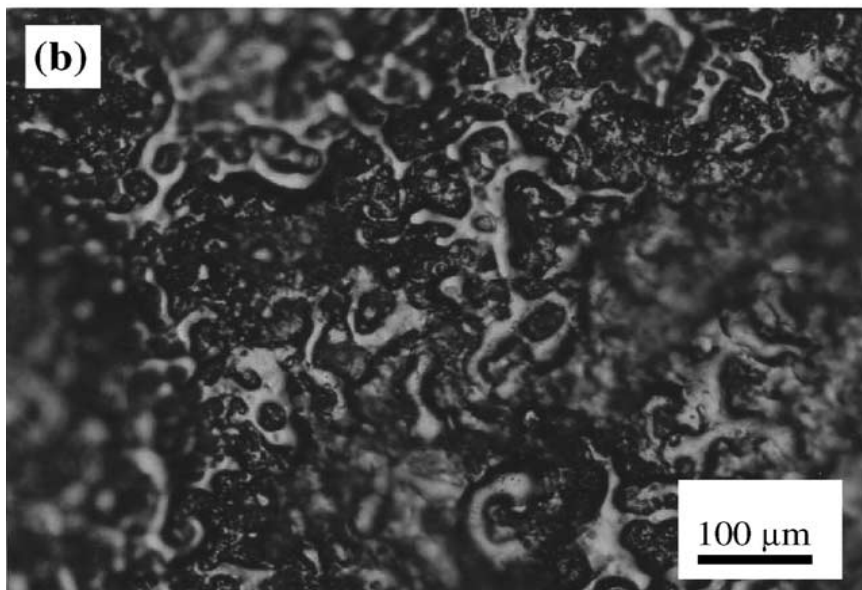
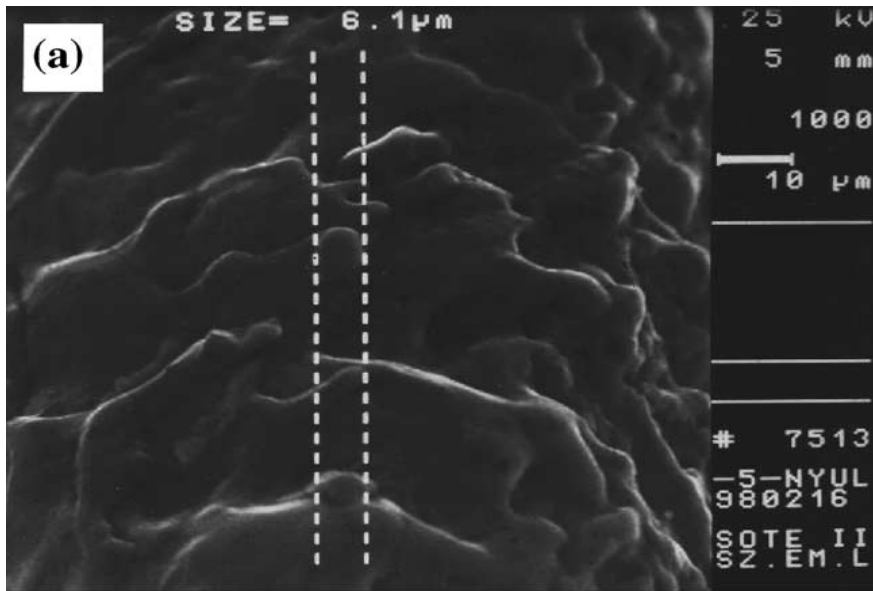
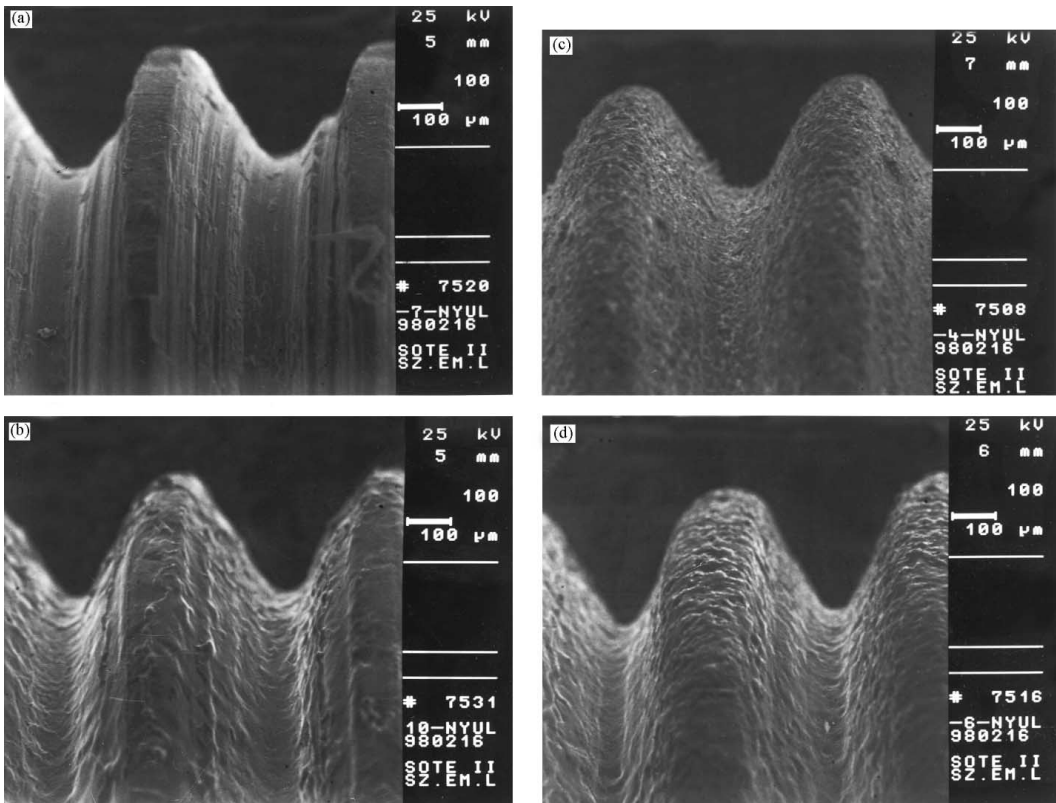
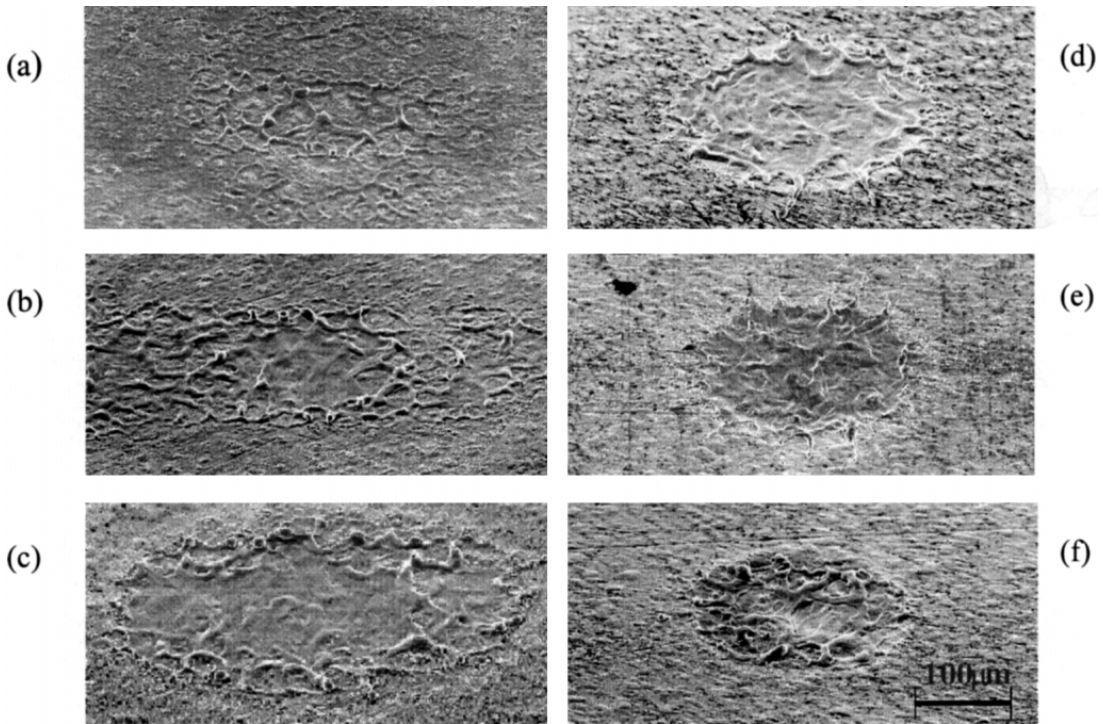


Fig. 1-4 Surface morphology of an Al₂O₃ sand blasted and 1 J laser irradiated titanium implant surface by SEM 1000X (a) and by optical microscope 100X (b).[5]

Trica et al[4], 은 임플란트 소재인 티타늄 표면에 레이저 파장을 1064nm와 532nm로 변화시켜 조사한 결과를 Figure 1-5에 나타냈다. 임플란트 표면에 조사되는 레이저 빔의 에너지가 충분할 경우에는 임플란트 나사산과 골의 용융부 주위에 나타나 돌기된 형상 즉, 방울 모양으로 비드가 형성되며 재응고되는 현상을 표면 형태학적 특징으로 앞에서 설명하였다. Trica et al[4],의 연구 결과는 펄스 에너지밀도가 임플란트 표면이 단면적을 충분히 증가시킬 정도로 충분한 에너지를 얻지 못하고 있다는 것을 의미한다. 임플란트의 표면적을 증가시키기 위해서는 펄스 에너지를 티타늄 표면에 조사하였을 때 용융되는 부분이 발생하지 않고 입자가 튕겨 나가는 형태가 되어야 하는 데 무언가 공정변수가 적절하지 않아 주변으로 열전달에 의해 일부 용융부가 발생하였기 때문이다. 또 하나 의미 있는 연구 결과는 펄스레이저로 표면처리 했을 때 가공 소재와의 거리를 나타내는 레이저의 초점거리 변화는 공정변수에 매우 민감하게 반응하고 있음을 SEM의 결과가 나타내고 있다. 레이저 빔으로 얻는 에너지는 가공하고자 하는 시편의 초점면적을 최소화하여 고에너지를 얻는데 레이저 공진기의 출력경으로부터 만들어지는 초점거리가 최적의 상태가 되지 못하면 에너지가 분산되어 충분한 에너지 밀도를 얻지 못하기 때문이다. Trica et al[4], 의 연구에서 시사하는 것은 펄스레이저로 가공할지라도 공정변수가 최적의 상태에서 벗어 날 경우 목표값을 달성할 수 없음을 의미한다.



SEM micrographs of machined dental implants before(a), and after laser treatment at high intensity ($5 \times 10^{11} \text{W/cm}^2$) (b), machined and Al_2O_3 ballasted implants before (c), and after high intensity laser treatment (d)



SEM micrographs of the laser imprints obtained with a laser pulse energy of 7.8 mJ and a lens-target distance of: (a) 91mm; (b) 94mm; (c) 96mm; (d) 98 mm; (e) 100mm; and (f) 102mm at this last distance with a laser pulse energy of 5.7 mJ. The samples were tilted 508. Magnification is the same in all the images.

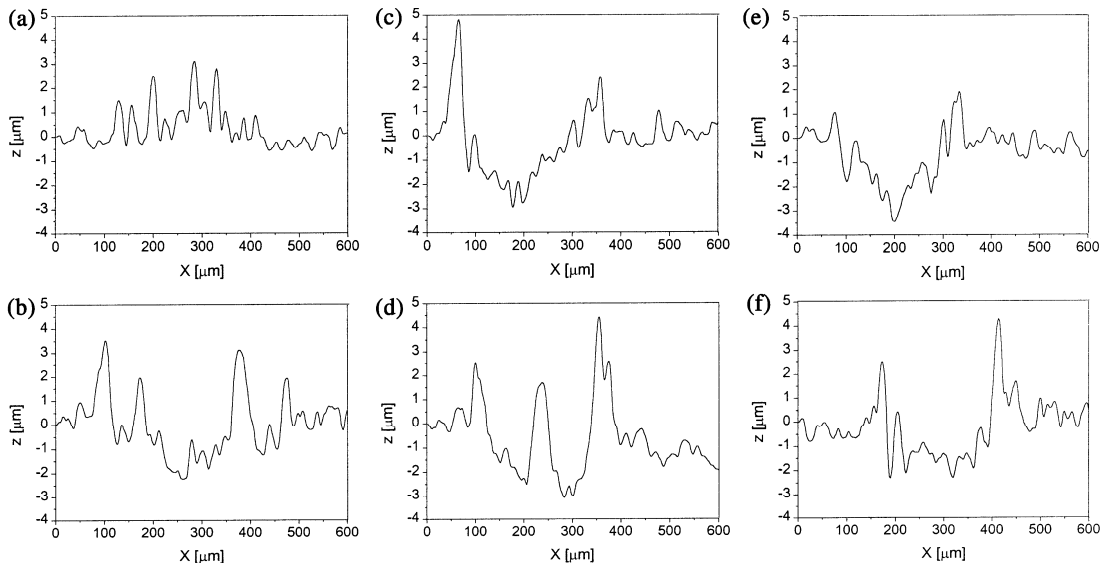
Figure 1-5. Surface treatment by Nd:YAG laser oscillating at 532 nm

이와 같이 공정변수가 적절하지 않을 경우, 표면처리가 불완전한 상태를 Figure 1-5에 나타냈다. Figure 1-5 결과에 도시한 것처럼 레이저 빔의 출력경에서 시편의 거리로 표시하는 작업거리를 91mm에서 98mm로 미소하게 변화시켜도 레이저 에너지가 임플란트 표면에 흡수되는 정도가 분명하게 다르게 나타남을 보여주고 있다. 파장이 532 nm의 짧은 파장으로 발진될 경우 출력경의 초점거리의 영향을 민감하게 받을 수 있음을 나타내고 있다.

위와 같이 선행 연구자들은 임플란트 표면에 파장이 다른 레이저빔을 조사시켜 광자와 입자가 서로 상호작용하여 나타난 변화를 제시하였다. 주로 연구의 목적은 표면에 다공질 형태로 표면구조를 변화시켜 임플란트 접촉면적을 증가시켜 양호하게 뼈와 접합된(Osseointegration) 상태에 관련된 연구를 했다. 그러나 앞에서 언급한 것처럼

모든 연구자가 바람직한 결과를 도출한 것은 아니었다. 레이저로 임플란트 표면처리를 할 경우 단순히 파장과 출력의 변수가 아니라 이외 많은 공정변수를 고려해야 함을 의미하고 있다. 뿐만, 아니라 연구자들은 티타늄 고유의 내식성을 확인하기 위해 레이저빔이 조사전과 후의 표면에 형성된 산화층을 분석하여 생체적합성을 평가·분석한 결과를 기반으로 동물실험으로 뼈와 임플란트의 접착력을 비교하기도 하였다.

이상 연구 선행 연구의 사례를 살펴본 것처럼 임플란트 표면처리에 관련된 많은 연구자들이 펄스 형태의 레이저로 연구를 진행하였다. 연속과 레이저빔은 임플란트 표면에 레이저 빔이 조사되었을 때 에너지가 조사되는 시간이 길어져 표면이 용융되면서 임플란트가 기구학적으로 변형이 되기 때문이다. 이와 같은 이유로 펄스형태로 발진되는 레이저빔의 프로파일을 이해하는 것은 레이저 가공 공정에서 매우 의미 있는 일이다. 그래서 Figure 1-6에 펄스 형태로 발진 되는 Nd:YAG 파형의 프로파일을 소개하기도 한다. 여기에서 나타낸 측정 결과는 Figure 1-5의 연구 결과를 도출한 연구 동료들이 측정한 결과이다. Nd : YAG 레이저는 4준위 레이저로 펄스 형태로 레이저빔이 발진 되도록 Q-switching이 가능한 광학 소자를 이용하여 침투 출력을 발진시킨다. Nd:YAG 레이저에서 분포반전을 주기 위해 텅스텐-할로젠 전구 혹은 칼륨-수은 전구 등 같은 광역대의 스펙트럼을 가진 광원을 이용하여 광학적으로 여기시킨다. Nd^{+3} 이온들은 기저준위로부터 레이저 상부준위 이상의 어떤 준위대로 여기된다. 레이저 빔을 방출시키는 전이는 주로 상부준위의 역할을 하는 준안정상태의 준위와 하부 준위 사이에서 얻어진다. 이때 분포반전을 일으키기 위해 광자의 밀도가 높은 준안정상태에서 유도복사되어 레이저 빔을 짧은 펄스 기간에 방출될 때 에너지 프로파일이 나타난다. 이때 펄스 파형에 다양한 에너지 피크가 측정된다. 하나의 파형에서 높은 피크 에너지가 여러 개 나타나는 것은 바닥상태로 짧은 시간에 전이되는 광자의 수가 일정하지 않기 때문에 나타나는 현상이다. 이는 펄스레이저의 에너지를 측정할 때 평균출력 또는 피크 출력으로 평가해야 하는 이유를 설명하고 있다.



Surface profiles of major axis of the laser imprints obtained with a laser pulse energy of 7.8 mJ and a lens–target distance of: (a) 91 mm; (b) 96 mm; (c) 98 mm; (d) 100 mm; (e) 102mm at this last distance with a laser pulse energy of 5.7 mJ; and (f) 9.0 mJ.

Figure 1-6 Pulsed Laser Beam Profile

이상 레이저를 이용하여 임플란트 표면처리를 연구한 선행 연구자들의 결과를 살펴보았다. 선행 연구자들은 임플란트 표면 처리하기 위해 다양한 파장대로 발진하는 레이저빔을 조사시키는 방법으로 표면형태를 변화시켜 뼈와 임플란트가 바람직하게 접합(Osseointegration)이 이루어지도록 표면 개질 방법을 연구하였다.

그러나 앞에서 살펴본 것처럼 Nd:YAG 및 Nd:glass, 엑시머레이저를 사용하여 연구를 진행했지만, 재현성을 전제로 하는 정밀한 공정특성 변화에 관한 연구가 완벽하지 않아 바람직한 결과를 얻지 못하는 경우가 많았다. 예를 들어 레이저빔 조사시 초점거리와 주파수, 레이저빔 이송속도, 펄스에너지와 같은 변수는 바람직한 표면개질의 특성을 얻는 데 반복성과 재현성에 매우 중요한 공정변수이다. 특히 레이저빔은 고밀도 에너지를 광학 부품을 이용하여 국부적인 요소에 집중되는 에너지를 이용하기 때문에 스크류 타입처럼 형상이 복잡한 부품을 가공에 적합하다. 임플란트를 표면처리 할 때 나사산과 골의 높이 차이에 의해 스크라이빙 폭, 깊이가 이차적으로 생성되는 용기 때문에 표면형상이 달라질 수 있다. 이와 같은 문제는 파장이 532nm로 매우 짧은 레이저 빔을 조사했을 때 공정변수에 얼마나 민감하게 작용하는지 Figure 1-5의 결과로 이미 설명하였다.

이러한 문제를 고려하지 않고 임의로 가공했을 경우 균일한 표면형태를 얻지 못하고 표면적이 증가한 형태의 임플란트로 가공할 수 없을 뿐만 아니라 산화피막이 일정하게 형성되는 것이 불가능하게 된다. 그러므로 레이저빔을 이용하여 임플란트의 표면을 증가시키기 위한 가공을 할 때는 엄밀하게 공정변수를 제어해야 한다. 본 연구에서는 파장이 1.06 μ m인 Nd:YAG 레이저를 Q-switching 하여 펄스 형태로 발진하는 레이저를 사용하여 생체적합형 구조가 될 수 있도록 표면을 개질하는 공정기술을 개발하고자 한다. 임플란트의 표면조직을 변화시켜 단위면적을 증가시키는 방법으로 생체적합성을 향상시키는 방법에 관한 연구가 필요하기 때문이다.

현재 국내 임플란트 시장은 국산화가 이루어져 있기는 하나 약 70% 정도 외국 수입에 의존하고 있으며, 고가의 시술 비용으로 인하여 수혜계층이 일부에 편중되어 있고 임플란트 부품의 대외 종속현상이 심화된 실정이다. 특히, 골 접합 실패와 구조적인 문제로 거의 외국제품을 사용하고 있으며 의사들의 국산 의료용 제품을 믿지 못하는 분위기 및 인식부족이 심각하게 지적되고 있어 이는 앞으로 기술혁신을 통하여 국산제품의 고급화 또는 문제해결을 통하여 풀어가야 할 중요한 과제이다. 임플란트의 시장은 치과용 및 정형외과 분야에서 괄목할만한 성장을 보이고 있으므로 시장 규모가 점진적으로 증가하고 있는 추세이며, 향후 성장성 및 수익성이 유망한 분야이기도 하다.

국외에는 나사구조에 있어서 one body, internal, external type의 획일적인 방법으로 제조된 제품이 주종을 이루고 있다. 이러한 국외의 제품은 미국, 스웨덴, 스위스, 독일, 일본 등이 시장을 점유하고 있어 이에 대한 국내 전략이 필요하다.

이와 같은 연구의 필요성에 따라 기술개발 시 예상되는 파급효과 및 활용방안에는 인체의 골 구조와 환자의 골질에 따라 복합적인 나사구조를 구현함으로써 단일화된 임플란트 시스템에서 벗어나 치과용 고정체의 생체적합성을 높일 수 있을 뿐만 아니라 정형외과 등에도 응용할 수 있을 것이다. 레이저를 이용하여 임플란트 표면처리 하는 시스템개발이 완성될 경우 탁월한 임플란트의 골유착 형성과 관련하여 가공의 표준화와 관련 기술의 확보로 산업현장의 국제 경쟁력을 지원할 수 있을 것으로 예상된다.

1.4 연구목적 및 내용

본 연구의 목적은 생체적합성이 우수한 다중나사로 된 임플란트가 치골밀도에 잘 부착되도록 표면적을 확장하는 레이저 전용 시스템개발에 있다. 임플란트 표면구조는 치의학에서 골 반응에 영향을 주는 여러 요소 중 주요한 인자이기 때문이다. 이전의 연구자들도 생물학적 적합성과 숙주의 골유도 능력을 증가시키기 위하여 임플란트의 표면에 중요한 관심을 가져왔고, 임플란트의 성공률과 골 결합을 증진시키고 골과 임플란트 계면의 골질과 골량을 증가시키기 위하여 많은 종류의 표면처리 방법들이 제안되었다.

본 연구에서는 임상학에서 적용하고 있는 임플란트 소재를 선정하여 임플란트의 생체적합형 임플란트 표면처리 전용 레이저시스템을 개발하고자 한다.

치과용 임플란트의 구조는 의치 받침대인 상부에 임플란트 교각치(abutment)와 하부에 스크류타입 임플란트로 구성되어 있으며, 하부에 스크류타입의 나사산이 골에 식립하도록 되어 있다. 시술시 인체의 골(bone)과 임플란트 고정체의 생체적합성이 중요한 변수로 작용하기 때문에 임플란트가 단단하게 골에 밀착되는 것은 매우 중요한 요소이다. 임플란트 시술시, 단단한 피질골에 나사는 치밀하고 강하게 결합될 수 있도록 하여야 하며, 비교적 약한 해면골의 나사는 부하에 견딜 수 있고 골 융합에 용이한 구조를 가져야 한다.

위와 같은 조건을 만족하는 임플란트 표면처리 레이저시스템을 개발하기 위해서는 아래와 같은 과정이 필요하다.

첫째 임플란트 표면처리를 위한 레이저 공정변수에 관련된 연구를 진행해야 한다. 본 연구에서는 선행 연구의 결과에 따라 펄스 형태의 레이저를 이용하여 표면처리 시스템을 개발하고자 한다. 레이저 표면처리 공정변수로는 파장, 출력, 출력조사시간, 출력경에서 시편까지의 거리인 작업 거리 또는 초점거리, 초점면적, 중첩률을 고려하여 공정변수를 결정해야 한다.

둘째는 나사구조로 되어있는 임플란트가 신체 적합형으로 설계되도록 임플란트 나사가 피질골과 해면골에 식립되었을 때 응력이 분산되도록 하는 구조 해석이 선행되어야 한다.

셋째는 임플란트 표면처리를 위한 레이저 공정변수를 기반으로 레이저 전용 시스템을 구축했을 때 사용자가 실시간에 표면상태를 확인하면서 운전할 수 있도록 사용자 중심 시스템을 구축해야 한다.

다른 표면처리 방법들과는 달리, 레이저 처리를 이용한 표면처리 방법은 다른 표면에서 볼 수 없었던 독특한 표면형태의 미세구조를 갖도록 공정변수를 개발해야 한다. 레이저 처리를 이용한 표면처리 방법은 불순물이 포함되지 않는 표면의 높은 순도와 골 결합력을 강화시킬 수 있는 충분한 표면 거칠기를 갖도록 공정을 개발한다. 레이저 처리를 이용한 임플란트의 표면은 다른 성분으로부터 오염되지 않은 상태가 잘 유지될 수 있고, 표면 전체에 걸쳐 균일한 다공성 구조가 형성되어지고, 이러한 특성으로 인하여 임플란트가 골에 결합될 때 생물기계학적인 결합력을 증가시키는 공정을 개발하고자 한다.

본 연구에서는 이상 설명한 것처럼 임플란트가 치골에 잘 부착되어 접착력을 증가시키도록 표면개질에 필요한 레이저시스템을 개발하고자 한다. 골고정력 향상을 위한 최적의 임플란트 형상 설계를 하고 표면처리 시스템 가공 오차 $100\mu\text{m}$ 이내로 한다. 레이저빔 에너지는 $20\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 레이저표면처리 속도는 $30\text{mm}/\text{min}$ 로 가공이 가능한 시스템을 개발하고자 한다. 시스템개발이 완료된 다음 가공한 임플란트의 표면상태를 기준으로 임플란트 생체적합성을 평가하고 분석한다.

기술개발 내용과 범위는 아래 Table 1.2에 나타냈었다.

Table 1.2 Technology development details and scope

1) 임플란트 표면처리 전용 시스템 설계 및 제작 <ul style="list-style-type: none"> - 레이저 광원 선별 및 최적 시스템 구조 설계/제작 - 임플란트 고정용 지그시스템 설계/제작 - 레이저 가공 공정 설계 및 방법
2) 티타늄 및 임플란트 표면의 레이저 표면처리 공정 특성 분석 및 평가 <ul style="list-style-type: none"> - 레이저광원 변화에 따른 가공 공정 특성 분석 - 레이저 표면처리부의 표면형상적 특성 분석 및 평가 - 오버랩공정에 의한 표면처리 특성 분석
3) 골고정력 향상과 인체의 골질에 따른 복합적인 나사구조 설계/평가 <ul style="list-style-type: none"> - 선형해석법을 이용한 임플란트 구조 특성 분석/평가 - 고정체 체결 구조성능과 표면처리 생체적합성 평가

이와 같은 연구의 목적을 달성하기 위해 본 연구논문의 구성은 아래와 같다. 제1장 서론에는 레이저로 임플란트 표면처리 해야 할 이유와 선행 연구를 살펴보고, 선행 연구에서 문제점을 해결해야 할 이유를 설명하였다.

제2장 이론해석에서는 레이저빔이 발진원리를 매우 간단하게 설명하고 레이저 빔이 금속표면과 상호작용 했을 때 표면에서만 전달되는 표면파의 특성을 설명하고, 임플란트의 경우 펄스과형으로 임플란트 표면처리를 했을 때 효율적인 공정변수를 제시한다.

제3장은 임플란트 표면처리를 위한 실험장치를 설명하고 티타늄 소재에 레이저빔을 조사하였을 때 나타나는 특성과 분석장비를 설명하며, 이 결과를 바탕으로 임플란트 레이저 표면처리 시스템 설계도와 특징을 설명한다.

제4장은 결과 및 고찰 분야로 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되었을 때 나타나는 물리적 현상을 설명하고 본 연구에서 설계한 임플란트의 응력분포에 대한 고찰을 한다.

제5장은 결론 부분으로 본 연구로부터 얻은 레이저 표면처리 공정변수 설명하고 임플란트 응력분포에 대한 설명을 한다.

본 연구의 결과로부터 고정밀 및 고기능성 임플란트 제품을 정밀하고 유연하게 가공할 수 있는 레이저 가공 기술에 대한 핵심 자료를 산업현장에 제공할 것이다.

제 2 장 이론해석

2-1 레이저빔 특성과 금속과의 상호작용

레이저(Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, LASER)란 용어는 유도방출복사 현상으로 나타나는 빛의 증폭이라는 영문 구절의 첫 글자를 조합한 용어이다. 유도방출로 생성된 빛, 즉 광자(photon)의 방향, 공진기 내부를 왕복하는 주파수, 위상은 유도방출을 일으킨 입사광자와 일치하여 공진기 내부에서 공명현상이 발생한다. 공명으로 증폭된 레이저는 방향성, 집광성, 간섭성이 우수하며 휘도(brightness)가 매우 높은 특징을 가지고 있는 사람이 만든 인공 빛이다. 레이저는 인류가 만들어 낸 대표적인 과학 기기 중의 하나이다. 1960년대 루비레이저가 최초로 발진이 된 이후 기체 레이저, 액체 레이저, 고체 레이저, 반도체 레이저 등 여러 종류의 레이저가 개발되어 기초과학을 비롯하여 공학 및 의학 분야에서 유용하게 널리 사용되고 있다.

레이저 광선은 자연광이나 램프와는 다르게 단색성, 간섭성, 직진성을 가지고 있는데, 이는 집광했을 때 에너지밀도가 매우 높아질 수 있는 메카니즘을 제공한다. 레이저의 이러한 특성들 때문에 의료용이나 산업용 등에 다양하게 사용되고 있다. 레이저를 목적에 따라 사용하기 위해서는 증폭된 빛의 일종인 레이저의 특성을 정확하게 이해하여야만 적절한 용도에 사용할 수 있게 된다.

레이저는 기체 레이저, 고체 레이저, 액체 레이저, 반도체 레이저로 구분할 수 있는데 이는 빛을 증폭하는 매질의 종류에 따라 분류된다. 고체 레이저는 유리와 같은 비정질이나 결정 등의 모재에 활성 원자나 분자를 균일하게 분산한 것을 레이저 매질로 사용한다. 1960년 Maiman에 의해서 인류 최초로 발진된 레이저빔도 인조 루비를 이용한 고체 레이저이다. 고체 레이저의 여기에는 일반적으로 광으로 펌핑 하고 펌핑 광원으로는 플래시 램프나 아크 램프, 레이저 다이오드 등이 사용된다.

레이저는 매질의 특성에 따라 고유한 파장으로 발진 되는 데 고체 레이저인 루비 레이저는 파장이 694 nm이고, Nd:glass 레이저의 파장은 1.05 μm 이다. Nd:YAG 레이저의 파장 1.06 μm 이고, Ti:사파이어 레이저처럼 파장 가변형 고체 레이저도 있다. 이들 레이저의 출력을 높이는 방법으로 펄스로 작동하는 Q 스위치 레이저 발진법 등을 이용하여 발진기를 구동하기도 한다.

Nd:YAG 레이저는 1964년에 개발된 고체 레이저로 기저 준위, 하준위, 상준위, 준

안정 들뜬 상태의 준위가 흡수대가 되는 준위 등으로 구성되어 있는 4준위 레이저이다. YAG란, 이트륨(Yttrium), 알루미늄(Aluminium), 가넷(Garnet)의 머리글자로 이루어진 합성어이고, 여기에 약간의 Nd가 첨가되어 있다. 그리고 YAG는 Nd의 기본 물질이며, Nd 원자가 근적외선 파장영역인 1.06 μm 의 강력한 레이저 빔을 발진하고 YAG의 결정도 플래시 램프 등의 강력한 빛에 의해서 여기(Excited) 된다. 여기에서 YAG 결정은 전자기 스펙트럼 상 1,064 nm의 파장을 방출한다.

Nd:YAG 레이저는 플래시램프 및 레이저 막대를 수냉시키는 구조로서, YAG 결정은 분자식이 $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$ 로 가시광에서부터 적외광 영역까지 투명하고, 광학적으로 손실이 대단히 작은 물질이다. 또한, 비중이 4.55로 경도도 높으며, 녹는점이 1,970 $^{\circ}\text{C}$ 로 기계적으로 강하고, 화학적으로도 안정한 매질이다.

레이저빔은 일종의 전자기장에 의한 전자기현상으로 발진되는 가간섭성이 매우 높은 특정 파장대의 빛이다. 레이저빔을 이용하여 임플란트 표면을 가공할 경우 빛의 반사와 흡수 현상이 일어나기 때문에 전자기장의 특성을 이해해야 한다. 레이저빔은 일종의 전자기장으로 재료와 물리적 상호작용하며 재료에 영향을 미치게 된다. 전자기장의 특성은 다음과 같은 맥스웰 방정식을 이용하여 설명할 수 있다.

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

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

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

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

위 식(1)에서 \mathbf{E} 는 자기장(Electric field)이고 \mathbf{B} 는 자속밀도이다. 식(2)에서 \mathbf{H} 는 자기장(Magnetic field)으로 식(1)에 있는 자속밀도 \mathbf{B} 를 자기장과 투자율 μ 의 곱으로 표현된다. 식(2)의 전속밀도 \mathbf{D} 는 유전율 ϵ 과 전기장의 곱이고 전류 밀도 \mathbf{J} 도전율 σ 를 전기장 \mathbf{E} 를 곱한 형태로 표현된다. 식(4)에서 ρ_v 는 체적전하 밀도이다.

레이저가 공진기 출력경으로부터 발진되어 자유공간에서 재료 표면에 전달되기 위해 식 (1), (2)와 (4)는 다음과 같이 된다.

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} \quad (5)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (6)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{E} = 0 \quad (7)$$

임플란트 소재인 Ti는 양도체이므로 전류 밀도는 $\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$ 으로 표현되기 때문에 높은 전도율을 가지게 되어 전류 밀도가 커지게 된다. 도체 내부로 전류가 흐를 때 진행되는 전기장은 도전율로 인한 옴 저항 손실이 계속적으로 발생하여 에너지가 감소하게 된다. 감소한 에너지는 도체에서 저항으로 작용하여 열로 손실된다.

식(5)와 (6)은 두 변수 전기장과 자기장으로 구성된 1차 편미분 방정식이다. 이들 전기장과 자기장의 2차 편미분 방정식으로 결합시키기 위해 식(5)에 회전을 취하면 다음과 같다.

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} (\nabla \times \mathbf{H}) \quad (8)$$

식(8)에서 회전성분은 $\nabla \times \nabla \times \mathbf{E} = \nabla(\nabla \cdot \mathbf{E}) - \nabla^2 \mathbf{E}$ 와 같고 이를 식(7)를 이용하여 정리하면 다음과 같다.

$$\nabla^2 \mathbf{E} - \mu_0 \epsilon_0 \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = 0 \quad (9)$$

식(9)은 동차 벡터 파동방정식이고 ϵ_0 는 자유공간에서 유전율이고 μ_0 는 자유공간에서 투자율로 이는 레이저가 자유공간에서 전달되는 속도로 다음으로 정의되는 빛의 속도이다.

$$c = \frac{1}{\sqrt{\mu_0 \epsilon_0}} \quad (10)$$

$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$ 을 이용하여 식(2)를 정리하면 다음과 같다.

$$-\frac{\partial B_y}{\partial z} = \mu\sigma E_x + \mu\epsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} \quad (11)$$

식(11)은 전기장과 자기장으로 표현된 방정식으로 레이저 빔이 재료와 상호작용했을 때 재료의 전도율과 재료가 가지는 고유한 특성인 유전율과 투자율 때문에 발생하는 에너지 변화를 표현할 수 있는 방정식이다. 직각좌표계에서 x 축 방향을 전기장 \mathbf{E} 라하고 y 축을 자속밀도 방향 \mathbf{B} 라 하여 전자기장의 파동이 z 방향으로 전파된다고 할 때 일반적으로 전기장과 비교하면 자기장은 매우 작으므로 전기장으로만 표현해도 충분하다.

$$\mathbf{E}_x(z, t) = E_0 \cos(\omega t - kz) \quad (12)$$

위 식에서 ω 는 각주파수이고 k 는 파수이다. k 는 공기 중에 전파하는 전자기장에 대하여 정리하면 파동방정식 (9)와 식(10)에서 ω/c 로 정의된다. 양도체는 진공에서 전파되는 것과 비교하면 손실이 많은 물질로 전파상수인 파수를 다음과 같이 수정할 수 있다.

$$k = \omega\sqrt{\mu\epsilon} = \omega\sqrt{\mu(\epsilon' - j\epsilon'')} \quad (13)$$

식(1)과 (2)를 위상(phasor)을 변수로 하여 Maxwell 방정식으로 쓰고 식(12)를 대입하여 정리하면 다음과 같다.

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega \mathbf{B} = -j\omega\mu \mathbf{H} \quad (14)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = (\sigma + j\omega\epsilon') \mathbf{E} = j\omega\epsilon \mathbf{E} \quad (15)$$

위 식(14)와 (15)에서 \mathbf{E} , \mathbf{H} 는 전기장과 자기장을 위상 방정식으로 표현한 것이다. 손실이 없는 공기 중에서 전파할 할 경우 도전율 σ 는 0이므로 손실이 발생할 경우

와 비교하기 위해 식 (15)를 수정하여 정리하면 다음과 같다. 여기에서 손실을 고려하는 것은 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되었을 때 입사파가 임플란트 내부로 침투되면서 손실되는 물리적 현상을 예측하기 위한 것이다.

$$\sigma + j\omega\varepsilon' = j\omega\varepsilon \quad (16)$$

식(16)는 손실 때문에 발생하는 항으로 분리하여 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{j\omega} + \varepsilon' \quad (17)$$

유전율을 나타내는 식(17)에서 손실되는 부분을 정리하면 아래 식(18)과 같고 양도체는 손실이 많은 물질로 대개 $\sigma/\omega\varepsilon' > 100$ 이다.

$$\varepsilon = \varepsilon' \left(1 - j \frac{\sigma}{\omega\varepsilon'} \right) = \varepsilon' - j\varepsilon'' \quad (18)$$

손실이 있는 물질 내부로 침투하는 경우 파수는 다음과 식(19)의 형식으로 표현된다.

$$k = \alpha + j\beta \quad (19)$$

식(13)을 이용하고 양도체는 손실이 많은 물질이므로 식(18)을 (19)의 형식으로 정리하면 다음과 같다.

$$jk = j\omega\sqrt{\mu\varepsilon'} \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega\varepsilon'}} \quad (20)$$

식(20)에서 양도체는 $\sigma/\omega\varepsilon' \gg 1$ 이므로 식 (20)은 다음과 같이 간략하게 표현된다.

$$jk = j\omega\sqrt{\mu\epsilon'}\sqrt{-j\frac{\sigma}{\omega\epsilon'}} \quad (21)$$

식 (21)를 복소수의 성질을 이용하여 정리하면 다음과 같다.

$$jk = (j1+1)\sqrt{\pi f \mu \sigma} = \alpha + j\beta \quad (22)$$

식 (22)는 복소수로 표현되는 것을 물리적 수치만으로 표현하면 다음과 같음을 의미한다.

$$\alpha = \beta = \sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad (23)$$

위 식은 레이저 빔을 임플란트 표면에 조사하였을 때 내부로 침투하면서 레이저의 파장, 재료의 투자율과 전기전도와 밀접한 관계가 있음을 나타내고 있다. 도체에서는 α 와 β 가 같다는 것을 알 수 있다.

주파수 성분을 고려하지 않고 전기장과 파수만을 고려할 경우 식(12)는 $E_x(z, t) = E_{x0} e^{-jkz}$ 로 쓸 수 있고 주파수 성분 $e^{j\omega t}$ 를 포함할 경우 다음과 같다.

$$E_x(z, t) = E_{x0} e^{-\alpha z} e^{-j\beta z} e^{j\omega t} = E_{x0} e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z) \quad (24)$$

식 (24)에 식 (23)을 이용하여 정리하면 임플란트 재료가 갖는 물성치를 추측할 수 있는 다음 식과 같이 바뀐다.

$$E_x = E_{x0} e^{-z\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \cos(\omega t - z\sqrt{\pi f \mu \sigma}) \quad (25)$$

티타늄처럼 양도체 내에서 전기장은 지수함수적으로 감소하고 있다는 것을 식(25)에서 확인할 수 있다. 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되어 전기장이 표면으로부터 침투되는 깊이는 식(25)에서 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (26)$$

레이저빔이 임플란트 표면에 조사되었을 때 주파수가 클수록 침투 깊이가 작아진다는 것을 식(26)으로부터 알 수 있다. 투자율(μ)은 모든 재료에서 큰 차이가 없으므로 도전율이 큰 재료일수록 표면에서 침투깊이 작다는 것으로 표현하고 있다. 식 (26)은 레이저로 소재를 가공할 때 고려해야 할 변수로 레이저 주파수, 재료의 투자율, 전기전도도 등을 고려하여 레이저빔이 조사되었을 때 거동을 예측해야 한다는 것을 의미한다.

이상 살펴본 것처럼 레이저빔을 임플란트 표면에 조사되었을 때 전기장으로 표현할 수 있음을 정리하여 표현하였다. 본 연구에서 식 (26)으로 표현된 침투 깊이가 임플란트 표면에 레이저가 조사 되었을 때 티타늄 표면에서 반사와 침투 현상이 발생한다. 주파수가 높은 레이저빔이 표면에 조사되었을 때 표면을 따라 전달되는 표면파의 특성을 지니고 있다는 것을 설명하고 있다.

2-2 펄스파형 레이저빔 특성

본 연구에서 활용하고 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되면 높은 전기전도도로 대부분 반사되고 일부는 침투되면서 입사되는 광자(phonon)의 반발력으로 표면의 형상이 변화된다. 본 연구의 목적이 임플란트의 표면적을 증가시키는 것인 만큼 임플란트에 레이저 빔이 입사되었을 때 표면이 개질되도록 레이저빔의 출력을 조절해야 한다. 앞에서 살펴본 것처럼 레이저는 일종의 전자파이기 때문에 전자기장의 입사파 반사파 투과파로 표현할 수 있다.

직경이 작은 임플란트 표면에 레이저빔을 조사시키는 방법으로 유효단면적을 증가시킬 수 있다. 이는 임플란트가 치골에 내부에서 부착력을 증가시켜 안정감을 높이기 위한 방법이다. 임플란트의 소재로 사용하는 타이타늄은 양도체로서 레이저빔이 표면에 조사되면 대부분 표면에서 반사된다. 임플란트 표면에 조사되는 레이저빔의 입사파에서 반사파를 제외하면 나머지 일부의 에너지가 임플란트 표면에서 내부로 투과되면서 흡수되는 현상을 이론적으로 접근할 수 있다.

레이저빔을 입사파와 반사파 그리고 투과파로 나누어 전기장으로 표현할 수 있다. 타이타늄 표면에 조사되는 레이저빔의 특성 중에 하나인 편광성분을 고려하지 않고 단순히 입사빔, 반사빔 그리고 투과빔만을 나타내면 다음과 같다.

$$E_{x1} = E_{x2} (z=0) \quad (27)$$

$$E_{x1}^+ + E_{x1}^- = E_{x2}^+ \quad (28)$$

식 (27)은 레이저빔이 임플란트 표면에 조사될 때 임플란트 표면에서의 경계조건이다. x 는 임플란트 표면에 대한 수평방향이고 z 는 임플란트 표면에서 수직으로 진행하는 레이저빔의 진행 방향이다. 임플란트 표면에 조사되는 입사파는 E_{x1}^+ 로 하고, 반사파는 E_{x1}^- , 투과파는 E_{x2}^+ 로 하여 식(28)에 나타냈다. 임플란트 표면에서 레이저빔이 반사되는 현상은 입사파가 임플란트 재질의 임피던스와 맞지 않기 때문에 발생한다. 임피던스는 전자기파가 매질을 통과할 때 나타나는 일반적인 저항의 성질이다. 그러므로 전자기 파인 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되어 내부로 투과할 때 임피던스를 고려해야 한다. 이와 같은 이유로 반사되는 현상은 임피던스의 차이 때문에 발생하

기 때문에 식 (28)에 임피던스 n_1 를 도입하여 식(29)와 같이 쓸 수 있다.

$$\frac{E_{x1}^+}{n_1} - \frac{E_{x1}^-}{n_1} = \frac{E_{x2}^+}{n_2} \quad (29)$$

식(29)에서 매질의 경계면에서 전기장의 부호가 $-$ 인 것은 반사파를 나타낸다. 반사파는 입사파에 비하여 180° 의 위상차 발생한다는 의미한다. 임플란트 표면에 조사되는 레이저빔의 대부분 반사되고 일부 투과되는 에너지를 식(29)에서 소재 내부로 투과하면서 흡수되는 투과 전기장으로 정리하면 다음과 같다.

$$E_{x2}^+ = E_{x1}^+ \frac{n_2}{n_1} - E_{x1}^- \frac{n_2}{n_1} \quad (30)$$

표면에서 반사되는 에너지를 분석하기 위해 식(30)을 식(28)에 대입하여 반사되는 전기장으로 정리하면 다음과 같다.

$$E_{x1}^- = E_{x1}^+ \frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \quad (31)$$

반사계수 Γ 를 입사파에 대한 반사파의 비율로 정의하고 식(31)을 다시 정리하면 식 (32)와 같다. 여기에서 반사계수를 도입한 이유는 양도체인 임플란트에 레이저 빔이 조사되었을 때 반사되는 에너지양이 크기 때문이다.

$$\Gamma = \frac{E_{x1}^-}{E_{x1}^+} = \frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \quad (32)$$

임플란트 표면에 흡수되는 전기장은 투과파로 입사파에서 반사를 제외한 에너지로 표현해야 한다. 반사계수를 표현하는 식(32)은 공기와 티타늄 임피던스로 표현 한 식이다. 식(32)에서 공기의 임피던스는 n_1 이고 타이타늄의 임피던스는 n_2 이다. 일반적으로

식(32)는 안경을 코팅할 때 빛이 안경 표면에서 반사되는 전반사와 부분반사의 반사도를 추정할 때도 동일한 이론을 적용할 수 있다.

$$\tau = \frac{E_{x2}^+}{E_{x1}^+} \quad (33)$$

입사파에 대한 투과파의 비를 나타내는 식(33)을 식(28)에 대입하고 반사도를 나타내는 식(32)를 이용해서 정리하면 투과파 때문에 임플란트에서 흡수되는 식은 다음과 같이 정리된다.

$$\tau = 1 + \Gamma \quad (34)$$

레이저빔으로 임플란트 표면처리를 할 때 레이저 공진기에서 출발한 레이저빔은 공기를 통과한 다음 임플란트 표면에 조사된다. 이 과정에서 n_1 은 공기를 통과하기 때문에 완전 유전체 영역이고 n_2 는 완전 도체 영역인 타이타늄이기 되어 전기전도율 $\sigma_2 = \infty$ 이라 할 수 있다. 임플란트의 임피던스는 유전율과 투자율의 비로 다음 식(35)로 정리할 수 있다.

$$n_2 = \sqrt{\frac{\mu_2}{\epsilon_2}} \quad (35)$$

식(35)은 투자율과 유전율의 비로 나타내는 임피던스이다. 여기에서 투자율은 μ 이고 유전율은 ϵ 이다. 유전율은 소재를 흡수되면서 손실이 발생하기 때문에 손실 유전율 ϵ'' 을 이용하여 수정하여 정리하면 식(36)과 같이 된다.

$$n_2 = \sqrt{\frac{\mu_2}{\epsilon_2' - \epsilon_2''}} = \sqrt{\frac{\mu_2}{\epsilon_2'}} \frac{1}{\sqrt{1 - j(\epsilon_2''/\epsilon_2')}} \quad (36)$$

손실 유전율은 식 (36)에서 임플란트 소재인 티타늄의 전기전도도 또는 전도율 σ 와 티타늄에 조사되는 레이저빔의 주파수 비로 나타낼 수 있고 식(20)을 이용하여 다음과 같이 정리된다.

$$n_2 = \sqrt{\frac{\mu_2}{\epsilon_2}} \frac{1}{\sqrt{1 - j \frac{\sigma_2}{\epsilon_2 \omega_2}}} \quad (37)$$

티타늄의 전기전도도가 $\sigma \rightarrow \infty$ 인 경우 식(37)은 0이 되어 모든 에너지가 반사되어 투과로 흡수되는 전기장은 없는 것으로 표현된다. 이것은 금이나 은 또는 구리처럼 입사되는 레이저빔이 표면에서 대부분 반사된다는 의미를 나타낸다. 표면에 조사되는 레이저빔이 대부분 반사되는 현상을 해결하기 위해 본 연구에서는 펄스레이저를 티타늄 표면에 조사하는 순간 침투출력이 높은 펄스레이저를 사용하였다. 또 한 가지 고려해야 할 사항은 식(37)에서 전기전도도가 무한대라고 했지만, 타이타늄의 전기전도도는 무한대가 아니기 때문에 소재 표면에서 전기장이 미소하게나마 흡수가 일어난다.

앞에서 언급한 것처럼 레이저빔으로 반사율이 높은 재료를 가공할 경우 전기전도율이 무한대는 아니기 때문에 식(32)와 (37)으로 설명하는 식을 수정해야만 한다. 이와 같은 이유로 반사율을 전기전도도, 레이저빔의 파장과 빛의 속도로 표현한 하겐-루베스(Hagen-Rubens)식을 고려하였다.

$$R = 1 - \frac{2}{\sqrt{\sigma \frac{\lambda}{c}}} \quad (38)$$

레이저빔이 재료와 상호작용할 때 발생하는 손실을 고려할 때는 분산매질의 성질을 갖는다. 분산매질의 특성을 고려할 때는 식(2)를 이용해서 나타낸 식(11)과 밀접한 관계가 있다. 이 식을 식(1)과 연립하여 정리하면 아래와 같은 분산방정식이 된다.

$$k^2 - i\omega(\mu\sigma - i\omega\mu\epsilon) = 0 \quad (39)$$

입사파, 반사파, 투과파와의 관계를 나타낸 식(28)에서 입사파를 식(39)를 이용하여 정리하면 다음 식과 같다.

$$E_{x1}^+ = E_{x0} e^{i\{\omega t - (k_{real} + k_{imag})z\}} \quad (40)$$

임플란트가 금속이기 때문에 σ 가 비록 무한대는 아니지만 비교적 큰 수이므로 식(40)에서 허수부분이 지배적으로 되어 식(39)는 주파수와 전기전도도의 함수가 된다.

$$k \cong (i\omega\mu\sigma)^{1/2} = \frac{i+1}{\sqrt{2}} (\omega\mu\sigma)^{1/2} \quad (41)$$

식(41)를 식(40)에 대입하면 다음과 같이 전기장이 주파수와 전기전도도에 따라 지수함수적으로 감수하는 함수가 된다.

$$|E_x| = E_{x0} \exp\left\{-\left(\frac{\omega\mu\sigma}{2}\right)^{1/2} z\right\} \quad (42)$$

식(42)는 레이저의 에너지로 표시되는 전기장이 주파수와 재료의 전도도와 밀접한 관계가 있음을 나타내고 있다. 전기장이 재료의 내부로 침투되면서 지수함수적으로 감소하는 데 표면에서 값의 e^{-1} 로 감쇄되는 거리를 표면 깊이(skim depth) δ 라 할 때 다음과 같다.

$$\delta = \left(\frac{2}{\omega\mu\sigma}\right)^{1/2} \quad (43)$$

식(43)으로 표현한 레이저빔 에너지의 침투 깊이는 주파수가 크고 재료의 전기전도도가 커질수록 표면 깊이가 작아지는 현상을 나타내고 있다. 이는 구리나 은과 같이 반사율이 높고 전기전도가 큰 재료를 가공할 경우 고려해야 할 사안이다. 티타늄으로 된 임플란트를 표면 가공할 때에는 금이나 구리처럼 전기전도도가 크지는 않지만 반대로 레이저빔의 광자가 임플란트 표면에 조사되었을 때 입자의 저항으로 인한 열로 용

용이 발생하여 크기가 작은 임플란트의 변형을 고려해야 한다.

이와 같은 물리적 현상을 고려하여 레이저빔의 에너지가 재료 내부로의 확산을 차단하고 순간적으로 작업이 완료되도록 펄스형태로 발진하는 레이저빔을 사용하는 것이 효율적이란 것을 암시하고 있다. 이와 같은 이론적 근거에 의해 본연구에서는 펄스형태로 발진되는 레이저를 적용하였다.

펄스레이저는 광학적 서터나 비선형성질을 갖는 광학재료의 특성을 이용하여 순간적으로 광자를 축적한 다음 매우 짧은 시간에 에너지를 발진하는 레이저이다. 이와 같은 특성 때문에 펄스레이저의 평균 펄스 출력은 다음 형태로 표현된다.

$$P_p = \text{펄스에너지}(J) / \text{펄스기간}(ms) \quad (kW) \quad (44)$$

식(44)로 표현되는 평균 펄스 출력을 갖는 레이저빔이 조사할 때 형성되는 면적으로 나눈 값을 평균펄스출력 밀도라 하고 다음식과 같다.

$$P_D = P_p / \text{조사면적}(mm^2) \quad (kW/mm^2) \quad (45)$$

펄스레이저의 평균 빔 출력은 펄스 에너지를 펄스 반복속도를 곱해서 아래와 같이 표현할 수 있다.

$$\text{평균 빔출력}(kW) \quad P_M = \text{펄스에너지}(J) \times \text{펄스반복속도}(Hz) \quad (46)$$

식 (46)은 E_p 펄스에너지와 반복속도 F 의 곱으로 다음식으로도 표현이 가능하다.

$$P_M = E_p \times F \quad (47)$$

식(47)을 펄스기간 또는 펄스폭 T_p 와 펄스와 펄스사이 기간 T_F 을 이용해서 다음과 같이 다시 쓸 수 있다.

$$P_M = \frac{E_P}{T_P} \times \frac{T_P}{T_F} \quad (48)$$

식(48)은 식(44)로 표현되는 평균 펄스 출력과 점유주기(duty time) $C_D = T_P / T_F$ 와 곱으로도 표현된다.

$$P_M = P_p \times C_D \quad (49)$$

식(40)에 집속빔의 크기 D 와 펄스기간 또는 펄스폭을 곱하고 나누어 정리하면 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$P_M = \frac{E_P}{T_P \times D} \times D \times \frac{T_P}{T_F} \quad (50)$$

식(50)에서 식(45)식을 이용하고 점유주기 C_D 를 이용해서 정리하면 다음과 같다.

$$P_M = P_D \times D \times C_D \quad (51)$$

식(51)는 펄스기간 T_P 와 반복속도 F 를 이용하면 다음과 같이도 쓸 수 있다.

$$P_M = P_D \times D \times T_P \times F \quad (52)$$

펄스 레이저는 연속파 레이저와 다르게 펄스 폭, 펄스 주기 등이 연속적이 아니라 순간 첨두출력이 매우 높은 특성을 가지고 있다. 펄스 레이저빔에 의한 재료의 절단 및 용접은 반복되는 펄스빔 조사에 의하여 수행되며, 레이저빔 혹은 재료의 이송에 따른 펄스 중첩도에 의하여 크게 영향을 받는다. 이에 따라 펄스의 중첩도를 고려해야 하며 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned}
 \text{중첩도 } P_{ER} &= \frac{S-S'}{S} \times 100\% = \left[1 - \frac{S'}{S} \right] \times 100\% \\
 &= \left[1 - \frac{V \times T_F}{D + V \times T_P} \right] \quad (53)
 \end{aligned}$$

여기에서 V 는 주사속도, S 는 주사속도에 따른 초점크기의 이동거리로 $D + V \times T_P$ 이다. D 는 집속빔의 점크기이고 S' 는 원점으로부터 중첩되지 않은 거리로 $V \times T_F$ 이다. T_F 는 펄스와 펄스사이 기간, T_P 는 펄스기간 또는 펄스폭이다. 일반적으로 주사속도가 증가함에 따라 조사되어 나타는 펄스의 용융점이 원형에서 타원형으로 변화되며 중첩도가 감소한다.

만일 펄스 레이저로 용접할 경우에는 기밀성을 유지하기 위한 선제 조건을 고려해야 할 사항은 주사속도는 중첩도에 의하여 구속되며 0에서 1 사이 값을 가지면 최적의 조건은 다음 조건으로 판별할 수 있다.

$$0 < V \leq \frac{D}{T_F - T_P} \quad (54)$$

여기에서 T_F 는 펄스와 펄스사이 기간이고 T_P 는 펄스기간 즉 펄스폭이다.

3. 실험 및 실험장치

티타늄은 대기에 노출되면 산소와 반응하여 부동태 피막이 형성된다. 표면에 형성된 산화티타늄(TiO_2)의 부동태피막은 견고하고 산화성 환경에서 파괴되면 즉시 다시 재생이 된다. 이와 같은 티타늄의 성질이 내식성과 해수 부식성에 안정성을 향상시킨다. 그러므로 티타늄은 상온 대기중에서 표면에 수 nm 두께의 매우 견고한 산화피막이 형성되어 높은 내식성을 유지한다. 일반적으로 대기 중에서 고온으로 가열하면 산화피막이 성장한다. 산화피막의 두께는 온도가 높을수록, 시간이 길어질수록 증가하며, 피막 두께가 두꺼워지면 빛의 간섭 효과에 의해 색을 띠게 된다. 간섭색과 산화피막 두께와의 사이에는 일정한 관계가 있는 것을 근거로 하여 본 연구에서 실험으로 사용한 소재는 $\alpha+\beta$ 합금의 대표적인 소재인 Ti-6Al-4V 합금으로 순수 티타늄을 기지재료 하는 소재를 사용하였다. 표 3.1은 종류별 티타늄의 화학성분을 나열하였다.

Table 3.1 Chemical Composition Table of Implant Materials (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

본 연구를 위해 임플란트를 제작하였다. 제작한 시편은 스크류 타입으로 표면처리부의 나사산 $740\mu m$ 이고 골의 크기는 $540\mu m$ 로 이는 각각 평균값이다. 나사골에 레이저빔을 조사시키기 전에 레이저빔이 티타늄 표면에 조사되었때의 특성을 확인하였다. 임플란트 나사산과 나산 사이에 레이저빔을 조사했을 때 Spot 크기는 임플란트 표면적을 증가시키는 데 중요한 역할을 하기 때문이다. 본 연구에서 사용하고 있는 레이저가 펄스로 발진되는 레이저이기 때문에 spot의 크기는 임플란트 표면에서 내부로 진행되는 Hole의 깊이에 결정적인 영향을 미친다. 실험 방법으로는 레이저빔이 단일패스로 이동하도록 하였다. 펄스지속시간, 지그의 이송속도 등을 고려하여 중첩율을 식(53)과 식(54)를 이용하여 조절하였다. Q-switching 된 Nd:YAG 레이저빔이 광섬유로 전달되는 레이저를 이용하여 실험하였다. 레이저의 출력을 조절하기 위해 전류(I)는 16.8A와 Mark

Delay(usec)를 고정한 후 Step size(μm)와 출력(Power :%), 주파수(Frequency, kHz), Duty를 각각 변화시켜 실험하였다.

본 실험 연구에 활용한 레이저빔은 다중모드(Multimode)에서의 출력은 90W이고 TEM₀₀에서는 18W이다. 실험장치는 Figure 3-1로 나타내었다. 공진기에서 발진하는 레이저의 파장(Wavelength)은 1.06 μm 이다. 초점거리에서 초점의 크기(Spot size)는 80 μm 이하이고 FreeMark-10 스캐너를 이용하여 빔의 이송속도를 제어하였다.

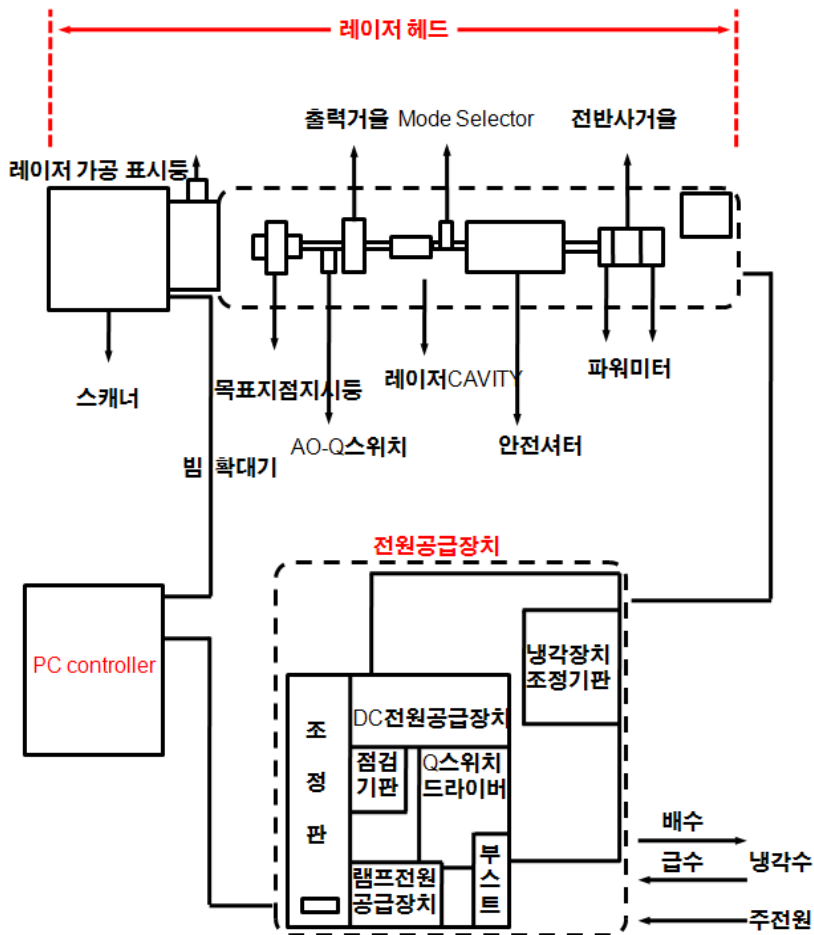


Figure 3-1 Laser system schematic(Q-switching Nd:YAG)

3.1 펄스레이저 발진기

본 연구는 펄스 형태로 발진 되는 Nd:YAG 레이저를 사용했으며 그 주요 사항은 아래와 같이 Figure 3-2로 나타냈다.

1. 레이저 발진기 출력과 모드 : Nd:YAG 90W / Multimode 18W / TEM₀₀
2. 파장(Wavelength) : 1.06 μ m
3. 스캐너 : FreeMark-10
4. 초점면 직경 : Under 80 μ m
5. 소프트웨어 : Free Editor V1.5
6. 출력조절 범위 : Multi Mode - 80W, TEM₀₀ Mode - 18W

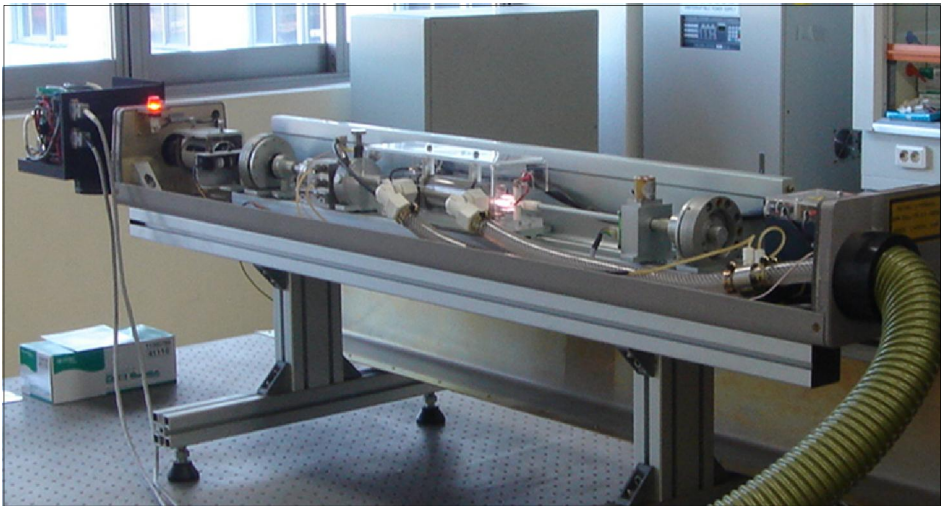


Figure 3-2 Photo of the laser oscillator (Q-switching Nd:YAG)

3.2 이송 장치

신체 구강에 식립되는 인공치아인 임플란트는 일반 지그에 고정하기에는 길이와 직경이 매우 작다. 임플란트는 원기둥형태의 티타늄 소재에 나사산의 형태로 가공되어 있어 파장이 매우 짧은 레이저빔으로 표면처리 할 때 초점위치 및 조사각도 등은 레이저 공정변수에 민감하게 영향을 받을 수 있다. 레이저를 이용하는 공정기술을 개발하기 위해서는 레이저빔의 자체 출력을 제어하는 것 못지않게 임플란트를 고정하여 이동시켜야 하는 지그와의 연동문제도 매우 중요하다. 임플란트를 고정한 지그를 제어하기 위해 Rotating 및 X,Y,Z 축의 조절이 가능하도록 마이크로 스테이지 및 Rotating 축을 부착하여 실험하였다. 임플란트는 경사진 원통형 소재에 나사산과 나사골을 가공한 볼트형식으로 되어있어 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되었을 때 각도에 민감하게 영향을 받을 수 있다. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 미세하게 각을 변화시킬 수 있도록 틸팅(Tilting) 각도 조절기능도 고려하였다. 경사진 원통형 형태의 임플란트의 틸팅 각도는 0~30° 범위 내에서 제어할 수 있는 각도 해상도(Resolution)는 0.1° 범위로 조절할 수 있게 하였다. 이와 관련된 지그는 Figure 3-3과 같고 본 실험을 위해 제작된 지그와 도면은 Figure 3-4와 같이 구성하여 실험장치를 구성하였다.

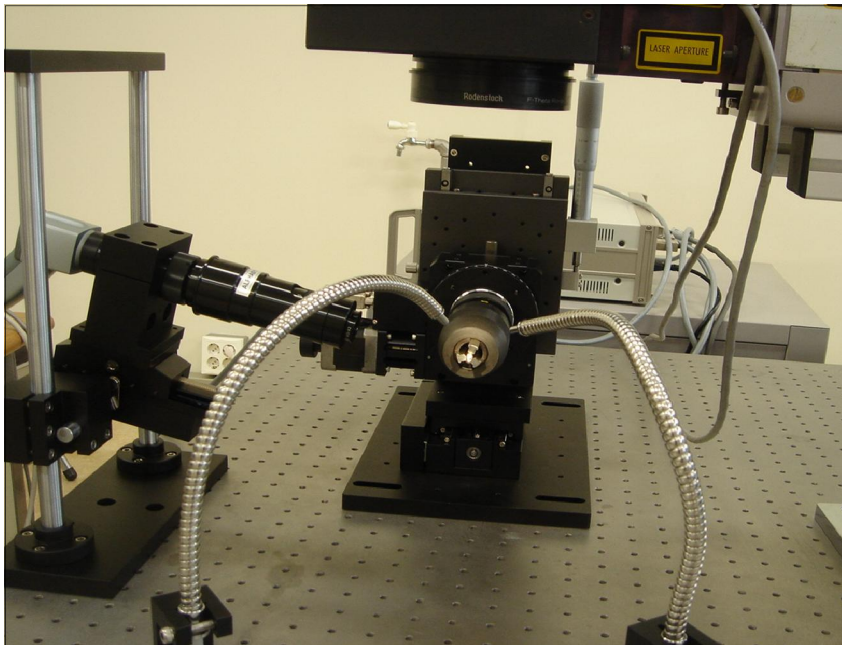


Figure 3-3 Rotating & XYZ axis

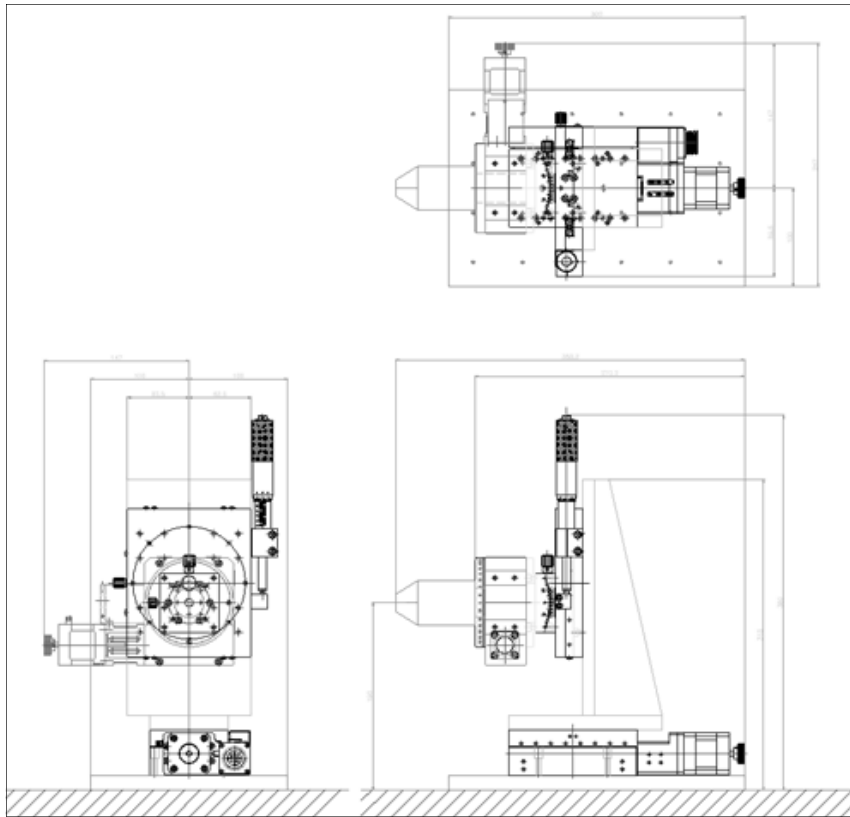


Figure 3-4 Rotating & XYZ axis Design

위치를 정밀하게 제어하기 위해서는 각종 제어 장비가 부착되어야 한다. 가시광 영역을 벗어나 발진하는 레이저를 이용할 경우는 레이저빔이 조사되는 위치를 육안으로 확인할 수가 없다. 그렇기 때문에 가시광 영역이 아닌 Nd:YAG 레이저빔을 이용할 경우 정확한 위치를 실시간에 확인하기 위해 모니터링 시스템을 부착하여 위치를 확인하며 실험하였다. 이와 관련된 실험장치는 Figure 3-5와 같고 CCD카메라가 부착되어 있으며 작업환경을 확대할 수 있도록 현미경과 연동되어있다. 실험 상태를 확인할 수 있도록 구성된 모니터링 시스템은 가시광 영역에서 발진하는 가이드 빔으로 He-Ne 레이저를 이용하여 조사 위치를 확인할 수 있도록 Figure 3-6과 같이 구성하였다.

이때 현미경의 렌즈 및 할로겐 램프의 조사각도 및 위치를 적절히 조절해야 하므로 현미경 홀더 및 기구물 홀더를 설계/제작하였다. Figure 3-5와 Figure 3-6은 임플란트의 작업환경에서 임플란트의 상태를 모니터링 할 수 있는 모니터와 이를 구성한 도면을 나타내고 있다.

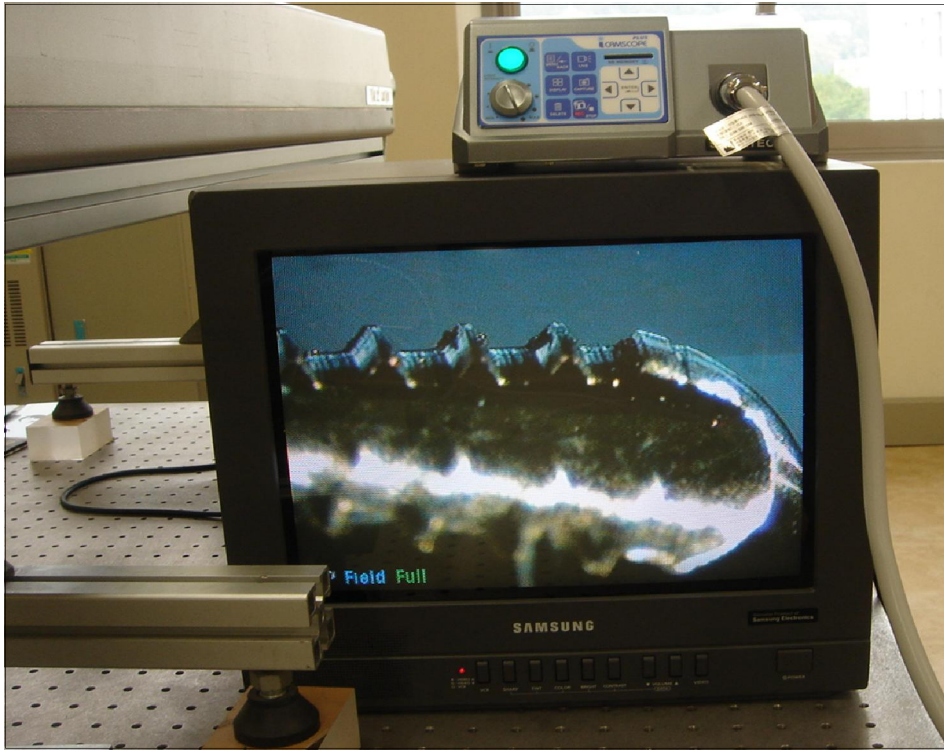


Figure 3-5 Surface treatment photo after implant fixation after manufacturing CCD camera

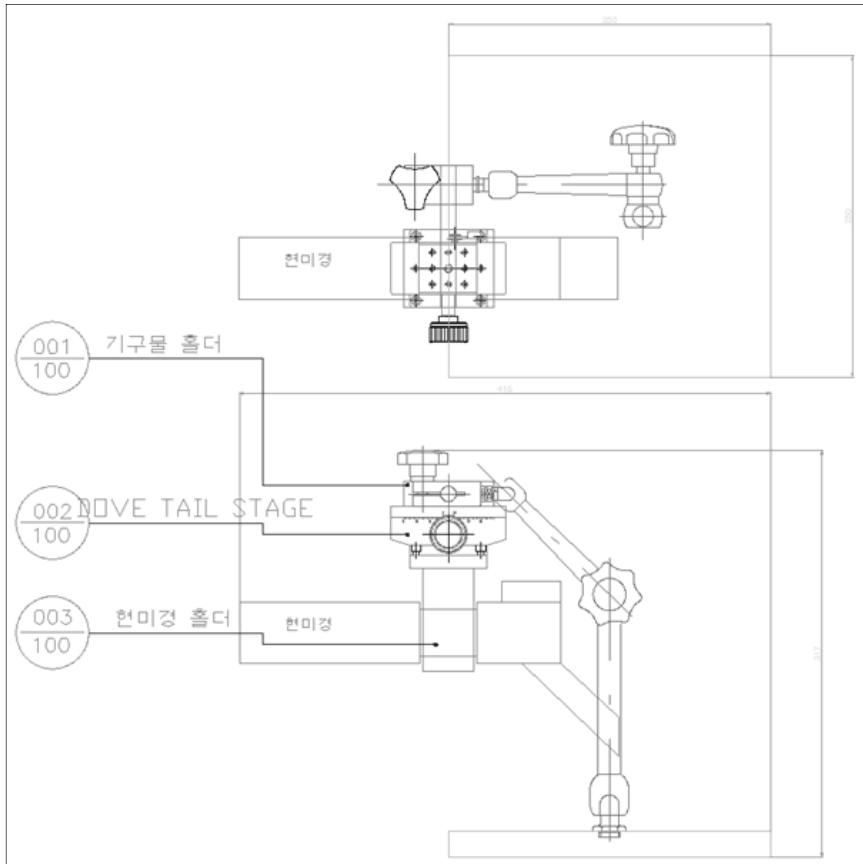


Figure 3-6 CCD Camera & Halogen Guide Design

3.3 펄스레이저 시스템 구동

이론 해석에서 설명한 것처럼 펄스레이저는 제어해야 할 변수가 많아 엄밀하게 전자기장을 통제해야 한다. 이를 위해 레이저빔과 연동시스템을 적용시키기 위해 소프트웨어를 Figure 3-7과 같이 운용 프로그램을 제작하였다. Auto Run(X Axis·Rotary Axis)과 Auto 연동작업을 통해 역방향과 순방향, 시계방향과 반시계방향으로 각각 제어하였다. 레이저빔과 임플란트 표면처리의 반복적인 실험을 위해 Motor 초기화를 통해 작업위치를 제어하였다. 레이저 가공 변수 중 레이저빔 이송속도는 빔과 재료의 상호작용관계를 규명하는데 매우 중요한 인자이므로 이동거리 및 속도를 제어할 수 있도록 프로그램화 하였다.

인공치아인 임플란트는 원통형 형태의 소재에 나사 형태로 가공한 보철물이다. 임플란트 표면에 가공된 나사산과 나사산 사이의 최대 폭이 $740\mu\text{m}$ 다중나사로 되어 있어 표면가공이 쉽지 않다. 나사산과 골사이의 크기가 $740\mu\text{m}$ 인 임플란트를 지그에 고정하여 회전하며 레이저빔을 조사하는 문제를 해결해야 한다. 특히 레이저빔의 발진형태와 파장, 가공해야 할 재료, 레이저빔을 전달하는 광학계, 레이저빔의 출력을 제어하는 방법 등의 변수가 최적의 상태로 조절가능 해야 표면처리 할 수 있게 된다. 무엇보다 레이저빔이 표면에 조사되는 에너지가 임플란트 표면에 효과적으로 전달되어야 한다. 직경이 작은 임플란트 원통형 표면에 조사되는 레이저빔의 에너지가 임플란트 곡면의 영향을 최소화하며 레이저빔을 전송하는 렌즈로 F-Theta 렌즈를 사용하였다. F-Theta 렌즈는 초점면이 작은 가우시안빔이 임플란트의 표면에 균일하게 조사되고 빠른 빔이송 속도를 가지기 때문에 임플란트 표면처리에서 매우 효과적으로 활용할 수 있다.

Nd:YAG 레이저빔이 티타늄에 조사되었을 때 흡수율을 분석하기 위해 원통형의 순수 티타늄을 절단하여 레이저빔을 조사하였다. 원통형 티타늄을 절단한 면의 이물질 을 제거하고 출력과 조사시간을 변화시키면서 레이저빔을 표면에 조사하였다. 출력과 조사시간 중첩율을 변화시키면서 레이저빔을 표면 조사한 다음 재료변화를 분석하기 위해 마이크로 영역의 조도를 관찰할 수 있는 3차원 표면조도측정기(Accura 2000:Koer a)와 광학 현미경(Nickon)를 사용하였다. 레이저 표면처리된 임플란트 및 티타늄박판의 산화피막의 형성 및 오염정도를 관찰할 때는 EDS 분석과 SEM 분석을 하였다.



Figure 3-7 Q-switching Nd:YAG implant surface treatment program

3.4 펄스레이저 출력 측정

Q-switching Nd:YAG 레이저는 펄스 지속 기간과 펄스 조사 시간에 따라 출력이 다르다. 레이저빔의 펄스 조사시간을 조절하여 나타나는 출력을 정확하게 모니터링하는 것은 임플란트의 표면개질에 중요한 공정변수가 된다. 이와 같은 이유로 펄스 출력 측정기를 이용하여 실시간에 조사되는 에너지를 모니터링 하였다. 펄스레이저는 Nd:YAG 레이저빔이 F-Theta 렌즈를 통과한 후 시험편에 조사될 때 에너지를 측정 및 분석하기 위해 Figure 3-8과 같이 레이저 에너지 및 파워미터를 구성하여 안정적인 레이저빔이 조사되는 테스트 분석하였다.

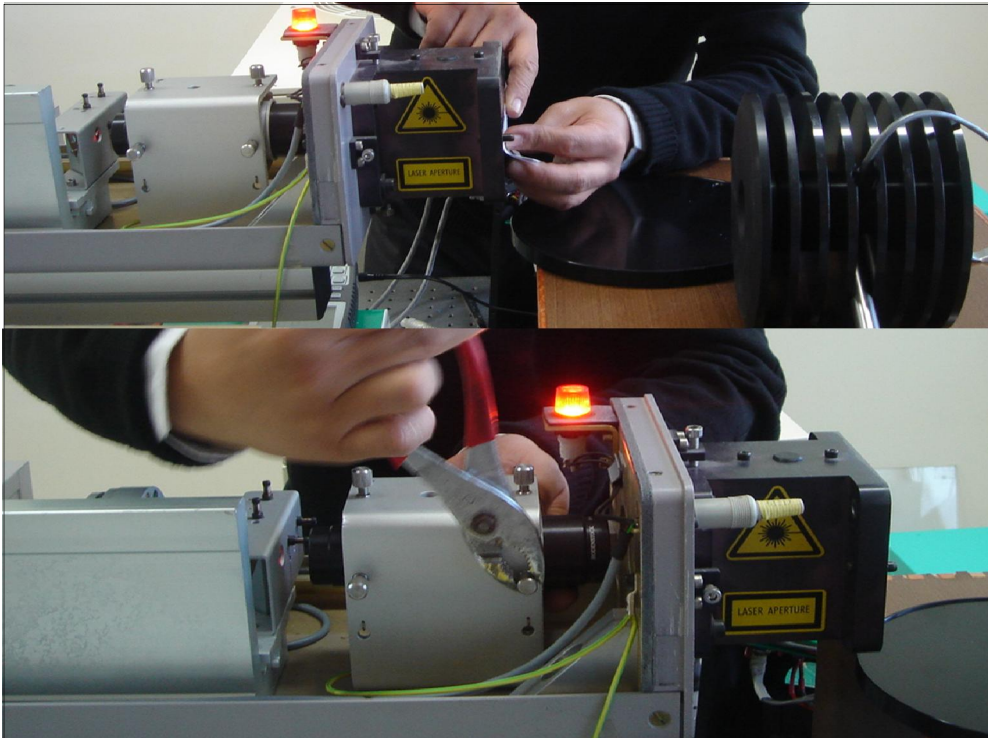


Figure 3-8 Q-switching Nd:YAG energy/power meter

가. Fiber 레이저 광원 특성

일반적으로 파장대가 다양한 레이저빔은 그 쓰임새가 다양하여 발전 되는 파장의 특성에 따라 레이저계측, 가공으로 크게 분류한다. 이러한 레이저는 통상 레이저빔의 품질을 정의하기 위해서는 Beam Parameter Product (BPP)를 이용한다. 본 연구에 사용된 Fiber 레이저는 Figure 3-10과 Figure 3-11과 같이 파이버레이저는 기존 Glass-Rod 타입의 레이저에 비해 빔품질이 우수하여 실제 가공에서 생산성과 유연성을 가진다. Figure 3-9는 파이버 레이저, 디스크 레이저, DPSS에서 발전되는 빔의 프로파일을 나타내고 있다. 이 모든 레이저는 고체 레이저이다. 그림에 나타난 것처럼 파이버 레이저는 가우시안 모드를 하고 있고 다른 고체 레이저는 멀티모드 형태를 하고 있다. 이는 파이버 레이저가 정밀가공에 유리하다는 특성을 나타내고 있다. Figure 3-10은 파이버 레이저의 빔 품질을 평가할 때 사용하는 방법을 그림으로 나타냈다. 레이저빔은 광학계를 이용하여 집속하는 방법으로 에너지밀도를 높여서 이용하고 있다. 레이저빔의 집

속도를 높이기 위해서는 광학계 특성에 직접적인 영향을 받는다. 광학계에 의존하여 전달되는 레이저빔의 파장(λ)과 발산각(θ)으로 정의되는 M^2 와 BPP로 평가한다. 초점면의 크기를 일정하게 하고 이 절차에 따라 평가한 결과를 Figure 3-11에 나타냈다. 특히 빔 품질은 가공에서 초점 크기와 종횡비의 정도에 직접적인 영향을 주므로 Figure 3-11에 나타난 평가 결과가 가공효율을 결정한다. 이는 레이저를 이용한 마이크로 가공기술에 사용할 수 있는 핵심적인 요인이 된다. Figure 3-9와 Figure 3-10에 의하면 Fiber 레이저가 정밀 미세가공에 유리한 파형을 하고 있음을 알 수 있다. Fiber 레이저가 많은 장점이 있어 Figure 3-12에 파이버 레이저 구동방식을 도식화하여 나타냈다. 파이버 레이저는 레이저빔 전달과정에서 문제가 발생하였을 경우 파이버 커플러를 사용하여 쉽게 교체함으로써 문제를 해결할 수 있다. 파이버를 클래딩 층으로 피딩 파이버를 보호하고 있어 실제 작업현장에서 가공 중이나 작업장에서 프로세서 파이버가 손상을 받았을 경우, 커플링 손실 없이 보다 쉽고 빠르게 교체할 수 있어 산업현장에 선호하고 있다.

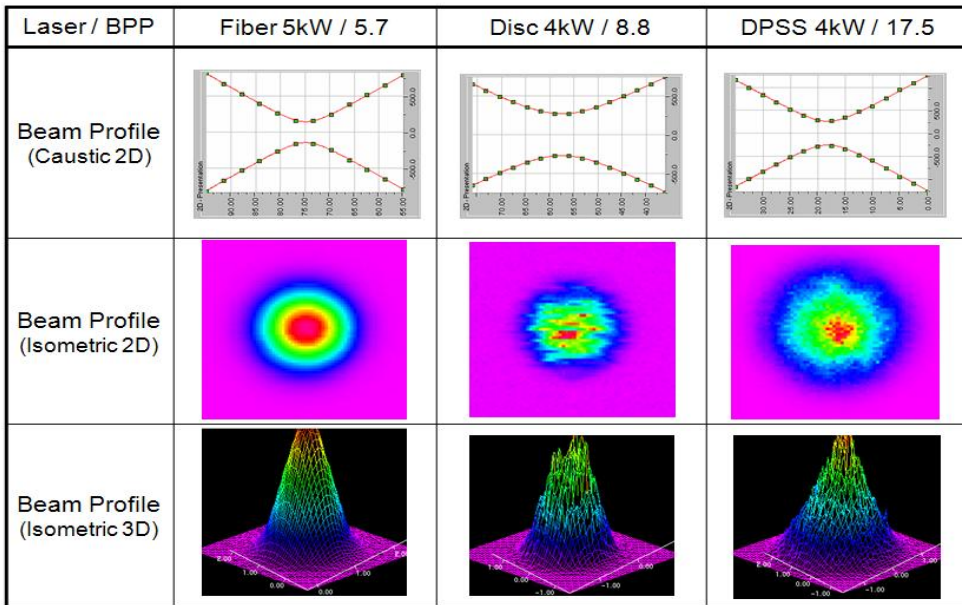


Figure 3-9 Light source characteristics of lasers in various wavelength ranges

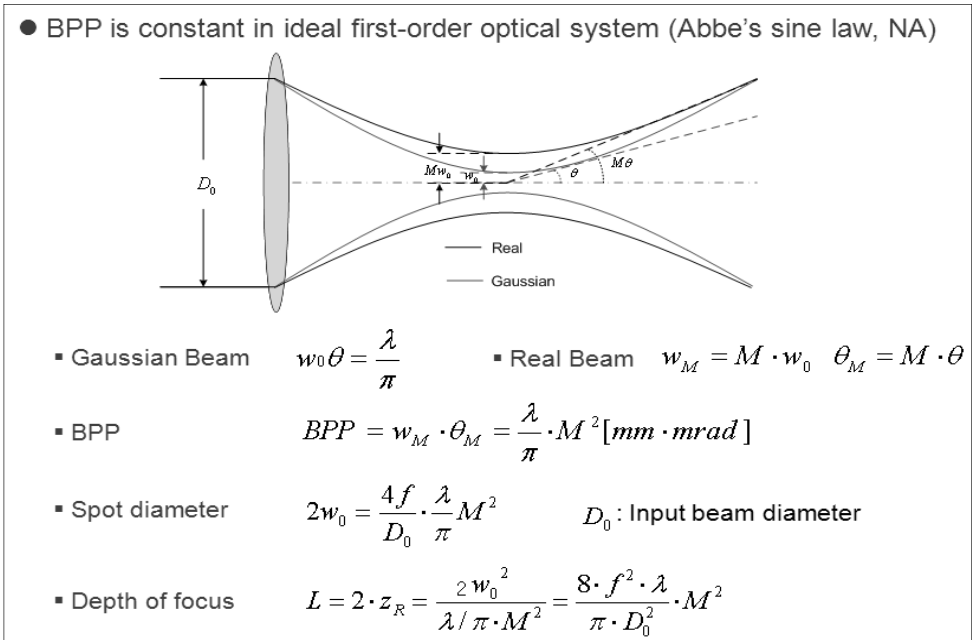


Figure 3-10 BPP using Abbe's Sine Law

Calculations of Spot diameter and DOF for BPP $BPP = \frac{\lambda}{\pi} \cdot M^2$

Type	M ²	BPP [mm·mrad]	Spot diameter [mm]	Clear aperture [mm]	Focal length [mm]	DOF [mm]
Disc	25.8	8.8	0.6	45	770	21
CO2	1.76	6.0			1120	30
Fiber	12.3	4.2			1600	42

† Disc, Fiber: 1.06μm, CO2: 10.6μm

- The lower BPP (or M²), the better beam quality
 - small spot diameter
 - long focal length → large field size

Figure 3-11 BPP characteristics of lasers in various wavelength ranges

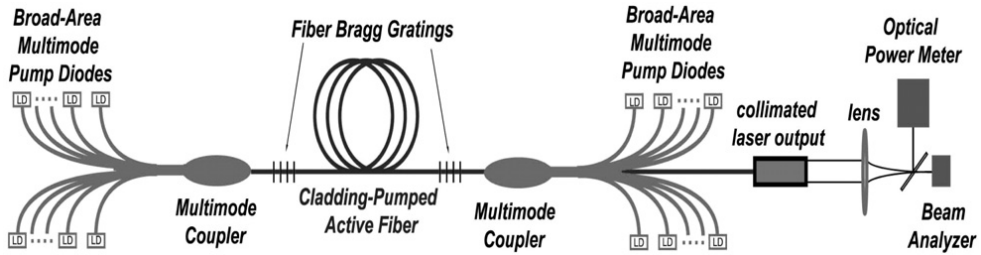


Figure 3-12 Scheme of fiber laser oscillation

앞에서 언급한 엑시머 레이저처럼 기체 레이저는 많은 양의 기체를 흘려보내야 한다. 이 때문에 많은 양의 기체가 소모된다. 고체 레이저인 Nd:YAG 레이저는 레이저빔을 발진시키기 위한 램프와 Nd:YAG Rod의 수명이 정해져 있어 교체하는 단점이 있다. 산업현장에서는 장시간에 많은 작업시간을 유지하기 위해서는 유지보수의 문제점이 발생된다. 그러나 파이버 레이저는 소모품이 없는 구조로 설계되었고, 30% 이상의 효율(Wall Pulg Efficiency)을 보장하고 10만 시간 이상의 다이오드 수명을 갖고 있어 최소의 비용으로 운영할 수 있는 장점이 있다. 특히 발진기의 구성 및 냉각기가 기존의 레이저에 비해 매우 작기 때문에 효율적인 공간을 확보할 수 있다. 여러 개의 모듈로 구성되어 있는 파이버 레이저는 특정 모듈에서 고장이 발생하였을 때 예비모듈로 자동적으로 교체되기 때문에 레이저 출력에 손실 없이 장비를 사용할 수 있다. 로봇에 연결하여 원거리 제어로 동적인 환경에서 사용하기 때문에 프로세서 파이버가 손상을 입을 수 있지만, 파이버 정렬이 필요 없는 구조의 광 커플러와 파이버를 사용하기 때문에, 예비 파이버로 쉽고 빠르게 교체할 수 있다. Nd:YAG 레이저의 경우 플래시 램프나 아크 램프로 여기용 크리스탈에 펌핑하여 발진된 레이저빔을 파이버로 전송한다. 파이버 레이저는 소형의 모듈 개념으로 되어, 각각의 모듈을 직렬로 연결 함으로써 파워를 조절할 수도 있다. 특징으로는 열에 강하고, 먼지의 영향이 없으며, 정렬이 필요 없는 장점이 있어 전기전자 부품이나 회로기판을 작업하는 데 사용되며 그 예시를 Figure 3-13에 나타내었다. 파이버 레이저처럼 Nd:YAG 레이저 빔이 전달되는 파이버에 의한 출력 분배나 광스위칭 방법을 적용하면 산업현장에 레이저 발진기 하나를 이용하여 동시에 여러 작업을 수행할 수 있는 특징이 있다.

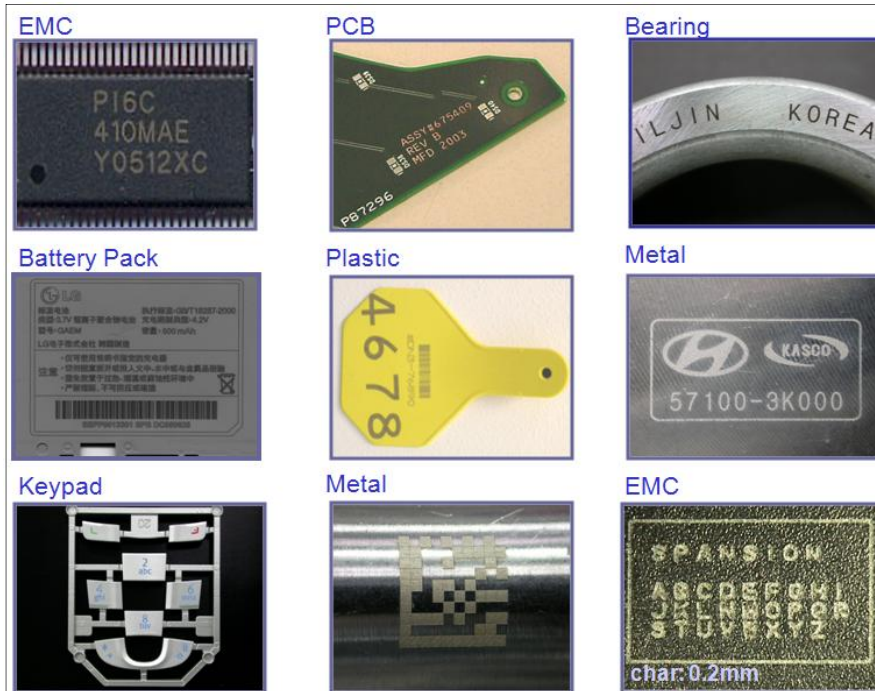


Figure 3-13 Industrial applications of fiber lasers

나. 광학계 및 구동시스템 설계 및 제작

본 연구의 결과로 구현하기 위한 임플란트 표면처리 레이저시스템은 기존의 임플란트 표면처리 방식과 달리 후처리 공정이 없는 기술로서 보다 효율적이고 안정적인 임플란트 표면처리를 위해 연구되었다. Figure 3-14는 다중나사구조용 임플란트 표면처리 레이저 시스템의 계략도이다.

레이저 가공기술은 100 μm 이상의 크기로 가공할 수 있는 레이저매크로기술(Laser macromachining)과 50 μm 이하 0.1 μm 까지 가공할 수 있는 레이저마이크로 가공기술(Laser micromachining)으로 크게 구분할 수 있다. 이런 레이저빔은 비교적 낮은 에너지 출력에서 높은 첨두출력(peak power)을 얻을 수 있게 되어 열이 주위에 전달되기 전에 짧은 시간에 레이저를 조사하여 고첨두출력의 집광을 실현할 수 있다. 그러므로 레이저빔을 집속시키는 광학계와 구동시스템 제어하는 기술이 레이저 표면처리를 위한 중요한 요소이다.

임플란트 표면은 최대 폭이 다중나사의 경우 나사산과 골사의 크기가 740 μm 으로

레이저빔을 고정된 후 마이크로스테이지를 이동시켜 가공하기란 쉽지 않다. 특히 레이저빔의 재료, 광학계, 기타 등등의 변수가 최적 설정되어야 보다 정밀하게 표면처리 할 수 있게 된다.

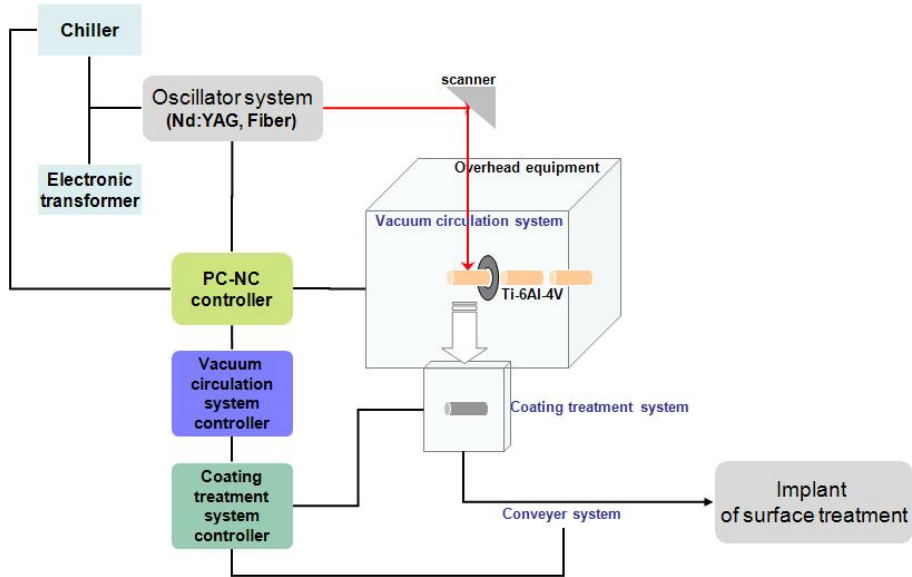


Figure 3-14 Schematic diagram of laser system for implant surface treatment

그러므로 본 연구의 목적인 임플란트 표면처리에서 중요한 빔 전송방식에 적절한 렌즈를 새롭게 설계하기보다는 F-Theta 렌즈를 사용하여 시스템에 장착하였다. 아래는 Figure 3-15는 F-Theta 렌즈의 기구학적인 개략도를 나타내었고 아래 방정식은 광학적 특성 분석에 사용된다.

$$\varnothing_{\text{spot}} = 1.83 \times \lambda \times \text{EFL} / \varnothing_{\text{beam}}$$

$\varnothing_{\text{spot}}$: image spot diameter [μm]

1.83: factor of apodisation

λ : wavelength [μm]

EFL: focal length [mm]

$\varnothing_{\text{beam}}$: entrance beam diameter [mm]

$2y' = \text{EFL} \times 2\theta \times /180$
 $2y'$: scan length or diagonal [mm]
 EFL: focal length [mm]
 2θ : overall scan angle [$^{\circ}$]
 $/180$: conversion factor into radians

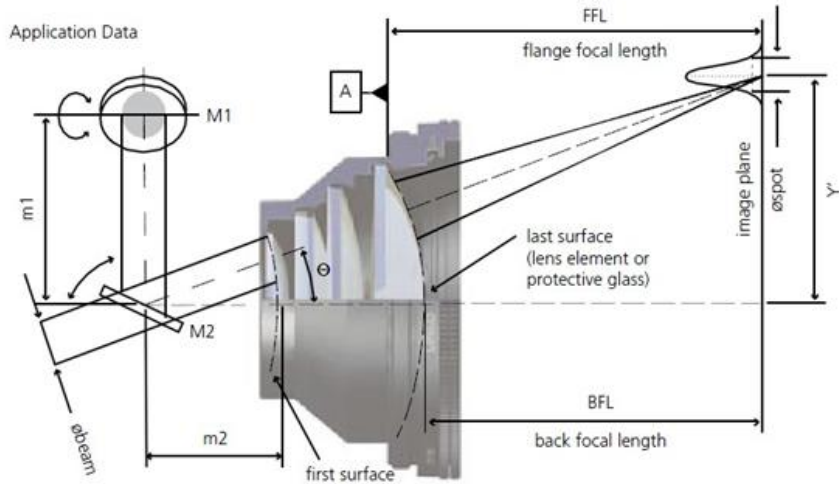


Figure 3-15 Optical Characteristics of F-Theta Lenses [35]

레이저빔 발전기에서 생성된 빔이 빔확대경 및 반사경을 통해 F-Theta 렌즈에 전송되는 계략도와 집속방법을 Figure 3-16에 나타냈다. 일정한 위치반경 내에서는 Figure 3-9에서 나타낸 것럼 가우시안빔을 갈바노미터 등을 이용하여 임플란트 면적에 균일하게 조사할 수 있고 빠르게 조사되는 빔의 위치를 조절할 수 있어 임플란트 표면처리에서 매우 효과적으로 작용할 수 있다. Figure 3-17은 본 연구개발에 사용된 Scanner 및 F-Theta 렌즈의 사양이다.

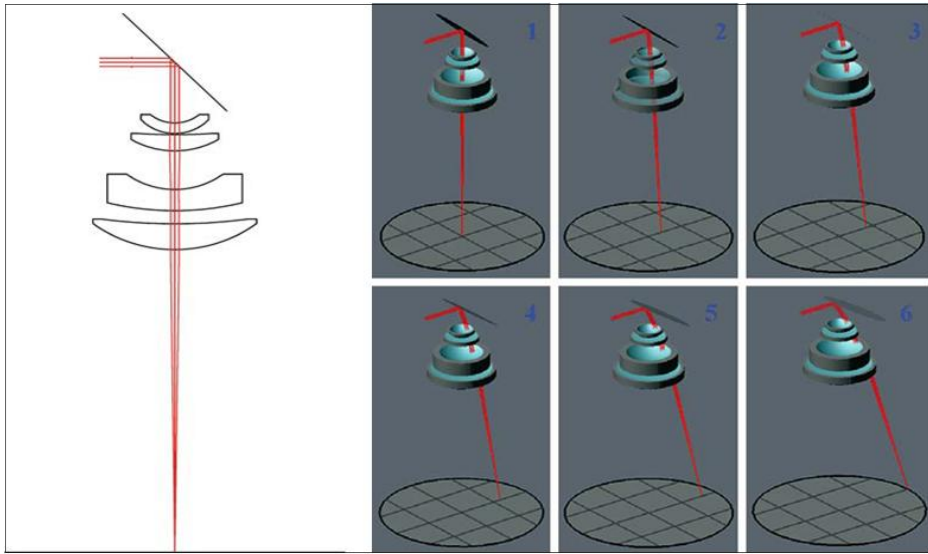
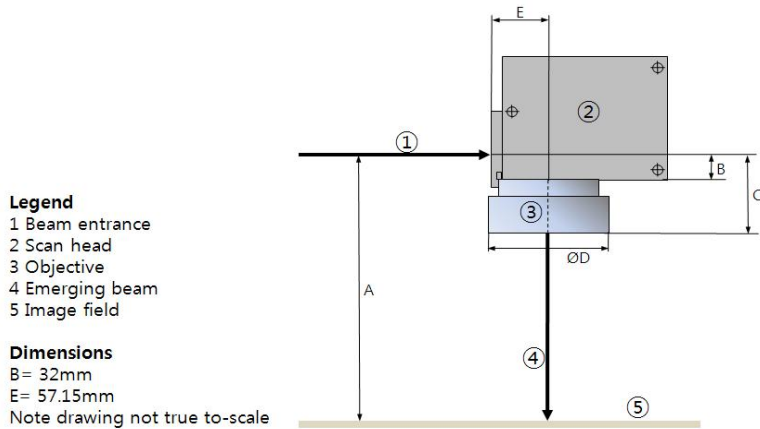


Figure 3-16 Beam transmission method and focusing method of F-Theta lens



Objective		A (mm)	C (mm)	D (mm)	Typical image field size (mm ²)
Nominal focal length (mm)	Working Wavelength (nm)				
160	1064	233	58	99/90	110 x 110
163	1064	234	54	99/89	110 x 110
160	532	233	58	99/90	110 x 110
160	355	268	53	99/89	80 x 80

Figure 3-17 Specification of F-Theta lens used for implant surface treatment

Figure 3-18는 임플란트 표면처리 전용 레이저 시스템에 사용된 공정제어 및 위치 제어 프로그램이다. 임플란트 표면에 일정한 간격과 가공패턴으로 레이저빔을 조사시키기 위해 Soft ware는 프로그램 내에서 가공패턴을 생성하거나, AutoCAD, CoreIDRAW, Photoshop 등의 일반적인 소프트웨어에서 생성된 PLT, DXF, 그리고 BMP 파일과 같은 다른 형식의 파일들을 불러들일 수 있는 것 선정하였다.

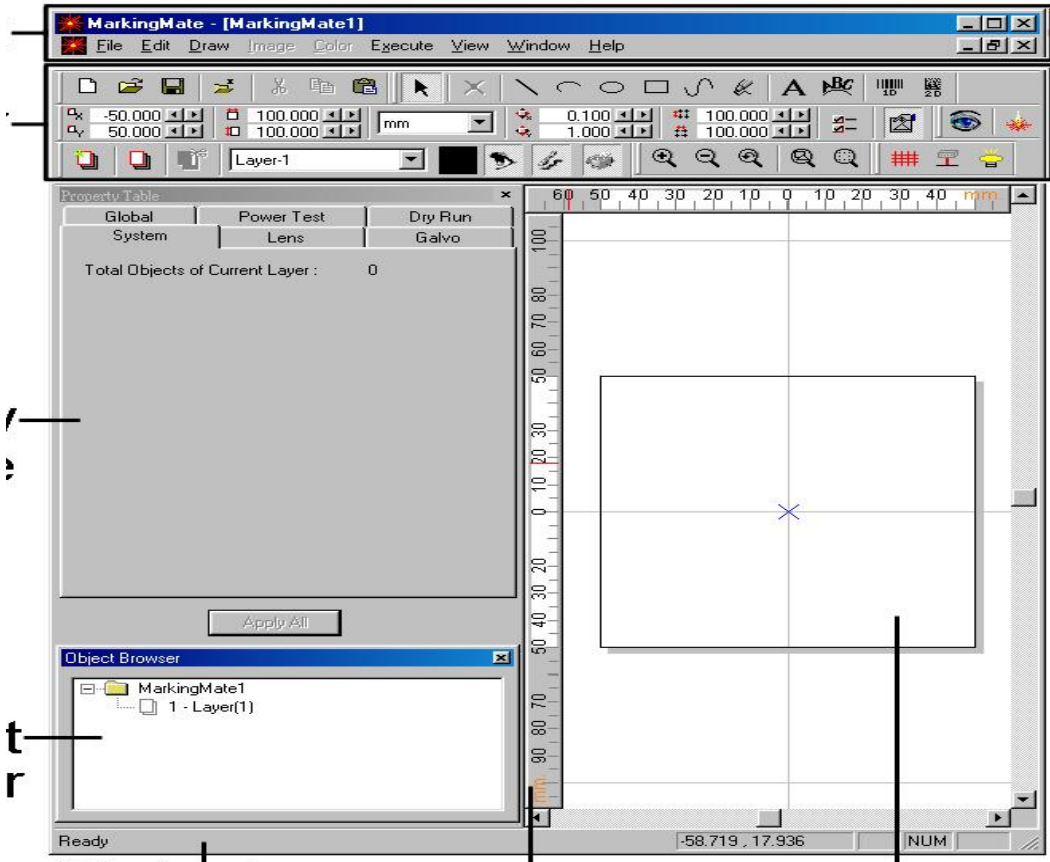


Figure 3-18 Optimum processing pattern and process variable input program

Figure 3-19는 다양한 형태의 다중나사구조의 임플란트의 표면처리 및 최적의 공정 선변을 위해 공정테이블이다. 이때 객체 선택 즉, 각종 크기의 임플란트의 선택된 패턴과 레이저 공정변수를 입력하여 최적의 공정을 찾기 위해 아래와 같은 Property Table 작성하여 실험에 사용하였다.

- Frame/Fill

: (Fill Param:hatch 모드), (Border : 프레임과 Hatch 라인간의 거리),

: (Pitch : 각 해칭의 라인간의 간격), (Times: 가공횟수) ... etc

: (Two Way : 레이저 이동 방향 선별)

- Laser Processing Parameter Input

: Speed(10~1000mm/sec), Power(0~100%), Freq(20~120kHz)

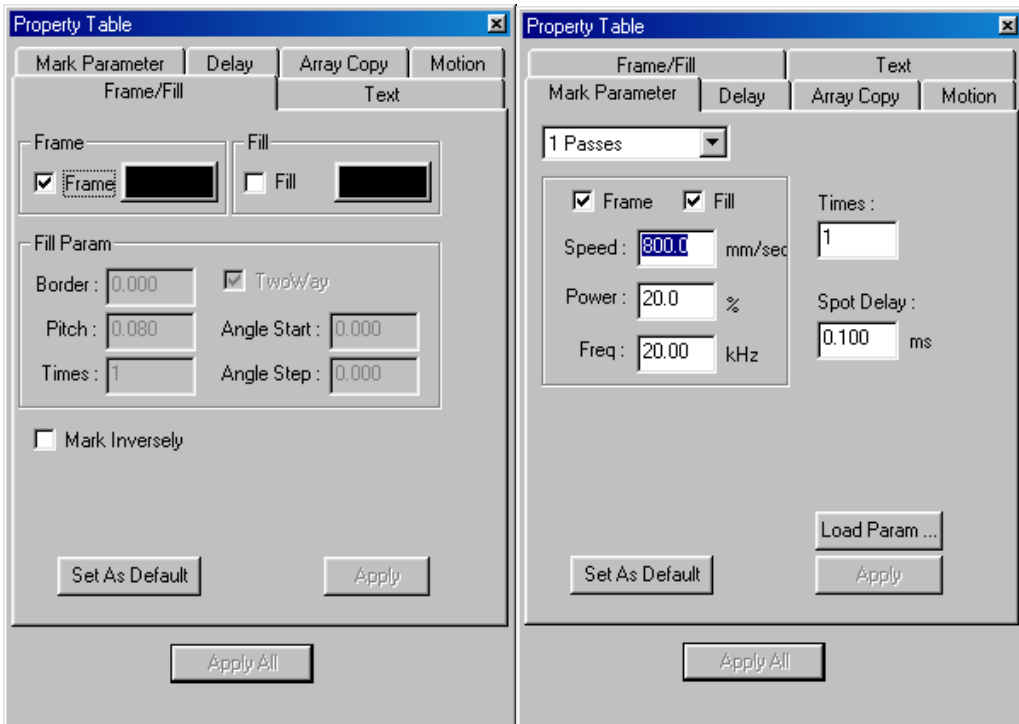


Figure 3-19 Process Control Table

본 연구에서 또 하나의 중요한 변수인 임플란트를 고정시킬 수 있는 지그를 개발하는 데 있다. Rotating 시스템은 아래 그림 3-20과 같은 개면으로 고안 및 설계하였다. 그림 3-21에 나타낸 것처럼 다중나사 구조인 임플란트는 Abutment 부분과 나사산의 직경이 깊이 방향으로 진행할수록 경사각을 유지한다. 그러므로 Figure 3-20에 나타낸 것처럼 임플란트와 같은 피치의 나사산과 골간의 피치이동이 필요로 하고, 좌우판재가 회전하면서 Jig는 작업자가 수동으로 임플란트를 바꿔 끼워 주는 방식으로 고안하였다. 그러나 실제 전송되는 레이저빔은 매우 빠른 가공속도를 유지해야 하기 때문에 컨트롤 보드와의 상호 연동이 유기적으로 신호처리를 할 수가 없다.

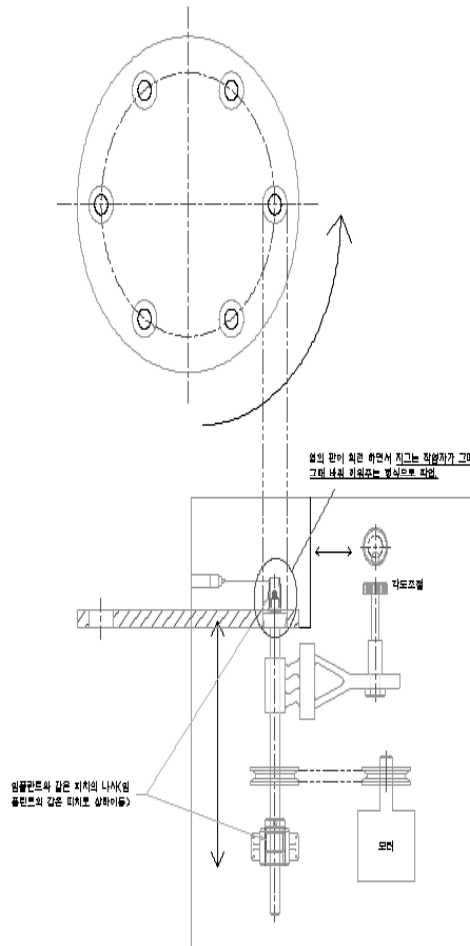


Figure 3-20 Multi-screw structure implant surface treatment jig system design

Figure 3-21은 Software에서 각각의 임플란트 표면처리용 패턴을 제작하여 통상적인 Rotating 축을 회전기능만 사용하고 나사산과 골 사이를 레이저빔을 조사하는 방식을 고안하였다. 이 방식이 가장 효과적인 것을 실험결과를 통해 검증하여 결정하였다.

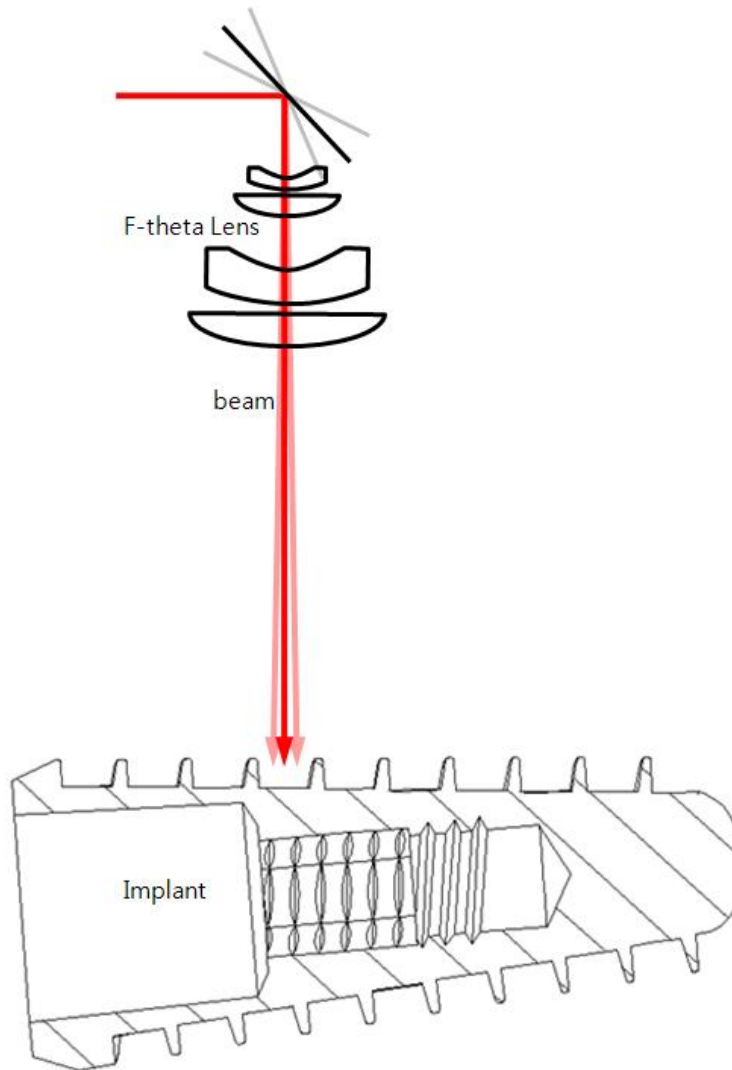


Figure 3-21 Devise/design processing method for implant surface treatment

다. 임플란트 표면처리 전용 레이저 시스템 제작

이상 설명한 모든 것을 고려하여 레이저 가공 시스템을 제작하였다. 레이저 가공 시스템은 Figure 3-14의 개략도에 따라 각각의 부품과 모듈을 검증하면서 조립하였다. 최적의 상태로 작동되도록 매개변수를 결정했으며 임플란트 표면 전용 레이저 시스템 레이아웃을 Figure 3-22에 나타냈다. 본 연구 결과를 바탕으로 제작한 레이저 시스템은 모니터에서 임플란트를 표면 처리 했을 때 실시간 검증할 수 있도록 구성하였다. 사용자 편의를 위해 실시간 모니터링 가능하도록 구성된 내용을 Figure 3-23, Figure 3-24, Figure -25에 나타냈다. 아래표는 화이버 펄스레이저의 사양에 대해 설명되어 있다.

Laser source	Fiber pulsed lasser
출력	20Watt
파장	1064nm
주파수	2kHz ~ 1000kHz
스캐너	2D Scanner
렌즈	F-theta 160mm
작업 크기	110×110mm
초점 크기	20~30micron
지그 이송속도	1000mm/sec
냉각 형식	Air
가이드 레이저	Red Guide Phase
제어시스템	Manufacturing professional control system
크기	1100×750×1150mm
모니터링 방법	CCD 카메라

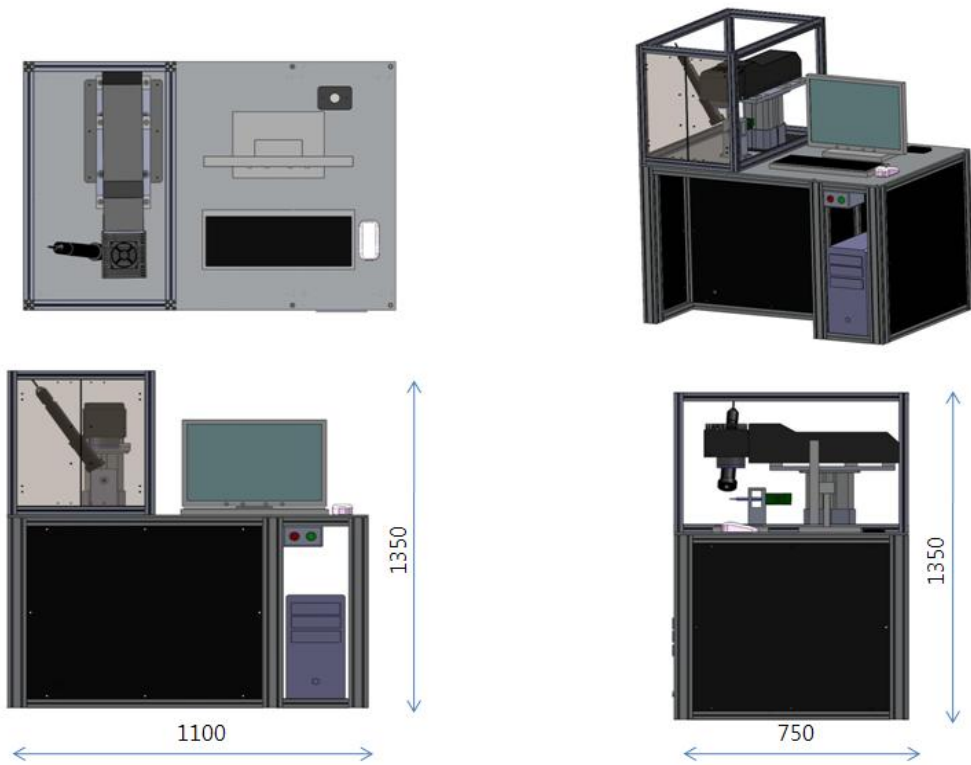


Figure 3-22 Laser system layout dedicated to implant surface treatment

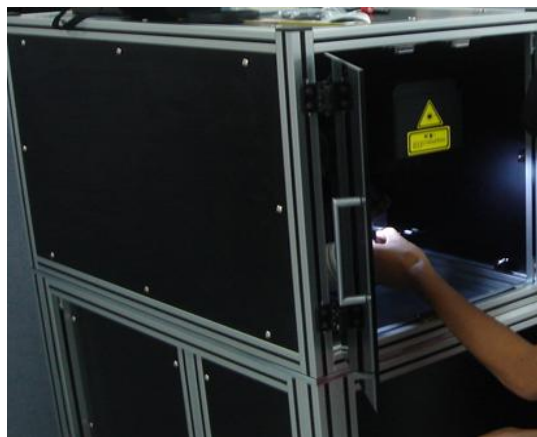


Figure 3-23 Performance evaluation after fabrication of implant-only system 1



Figure 3-24 Performance evaluation after fabrication of implant-only system 2



Figure 3-25 Performance evaluation after fabrication of implant-only system 3

3.5 임플란트 표면개질 측정

본 연구의 목적은 펄스 형태로 발진 되는 Nd:YAG 레이저로 임플란트의 표면을 변형시켜 치골에 접착력을 향상시키는 시스템을 개발하는 것이다. 최적의 상태의 공정 조건을 결정하고 레이저 빔이 임플란트 표면에 조사되어 최적 상태의 임플란트가 가공 되는 시스템을 개발하는 것이다. 레이저빔으로 임플란트 표면을 가공한 결과를 판정하기 위해 아래 Figure 3-27로 나타낸 3차원 표면 조도 측정기로 평가하였다.

Figure 3-27은 레이저빔이 순티타늄 환봉을 절단하여 시편을 만든 부위와 본 연구를 위해 가공한 임플란트의 표면에 조사하였을 때 표면에서의 재료변화를 분석하기 위해 마이크로영역의 조도를 관찰할 수 있는 3차원 표면조도측정기(Accura 2000:Koera)와 광학현미경(Nickon)과 그 측정 결과를 나타내고 있다. 레이저 표면처리된 임플란트 및 티타늄 표면에서 만들어진 산화피막의 형성 및 오염정도를 관찰할 때는 EDS 분석과 SEM 분석을 하였다.

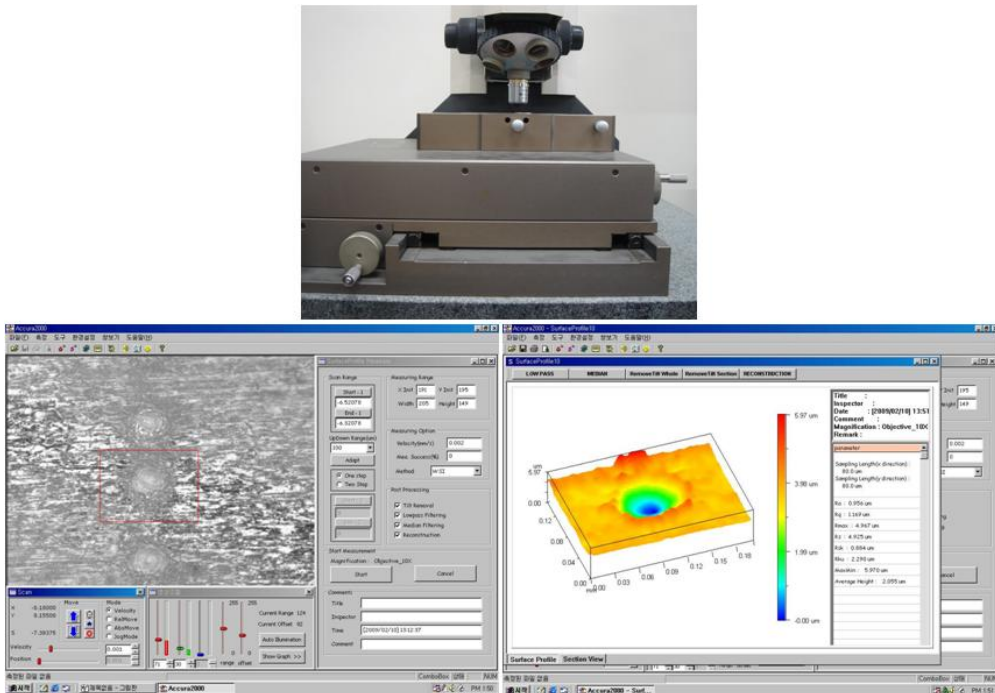


Figure 3-26. 3D surface roughness measuring instrument and analysis method

4. 결과 및 고찰

4.1 임플란트 소재와 레이저빔의 물리적 상호작용

본 연구의 목적은 치과용 임플란트가 생체적합형으로 가공되도록 관련된 레이저 공정기술과 시스템을 개발하는 데 있다. 사용한 레이저는 Q-switching Nd:YAG 레이저로 펄스형태로 발진되는 레이저이다. 인공치아인 임플란트는 신체적합성이 우수한 소재를 사용하는 것은 임상학적으로 매우 중요한 요인으로 치과용 임플란트는 티타늄이 주로 사용한다. 신체적합성 임플란트를 생산하는 데에는 많은 문제점이 야기된다. 그 첫 번째는 치아 골과 유착력을 높이도록 식립하는 임플란트 직경이 작은 점이다. 신체에 식립되는 임플란트 구조가 이중 구조 나사로 되어있어 나사 산과 골사이의 표면을 가공하는 데 많은 문제점에 봉착하게 된다. 두 번째는 기계가공이나 화학적 가공에서 오염물질이 발생할 수 있고 비접촉식 가공에 사용되는 레이저를 사용할 경우는 티타늄이 빛에 대한 반사도가 높아 파장에 따라 빛의 흡수도가 매우 다르다는 데 있다. 레이저빔을 광학렌즈에 의해 전달하고 집광하는 방법으로 에너지밀도가 높은 레이저 빔을 활용하는 레이저 가공에서는 초점거리에 매우 중요한 변수 중에 하나이다. 나사산의 원통형으로 되어 있는 임플란트 표면에 정교한 레이저빔의 초점거리를 조정하는 것 또한 쉬운 문제가 아니다.

이와 같은 복잡한 문제를 해결하고 표준화된 임플란트 표면가공이 가능한 레이저 시스템을 개발하는 데에는 많은 공정변수를 고려하고 기구학적으로 해결해야 할 많은 문제가 있다. 레이저 가공 공정기술에는 재료 측면에서 빛의 반사도, 전기전도도, 재료의 경도와 가공하고자 하는 재료의 기하학적 형상에 영향을 받는다. 레이저 광학적인 측면에서는 레이저빔의 출력, 레이저빔의 파장, 레이저 빔의 출력형태, 초점거리와 초점크기, 레이저빔의 이송속도, 레이저 빔의 조사시간 등이 중요한 요소가 된다. 이들 변수들이 유기적으로 충돌 없이 작동되도록 시스템을 구축하기 위해서는 레이저빔의 전달 광학계, 공작물 지구, 이송기구, 가공 상황을 모니터링 할 수 있는 광학계와 작업자가 작업상태를 확인할 수 있는 디스플레이가 시스템적으로 이루어져야 한다.

레이저 빔과 임플란트 소재와 상호작용에는 양도체인 티타늄 재료의 전기전도도가 매우 중요하다. 레이저 빔이 임플란트 표면에 조사되면 양도체의 경우 매우 빠른 속도도 주변으로 확산되기 때문이다. 티타늄은 인강강도, 열 및 전기전도성에 영향을 받고 부식률이 낮은 광택이 나는 소재이다. 용점은 철(Fe)의 1536℃보다 높은 1688℃로 표면

가공을 위해서는 높은 에너지밀도가 필요함을 나타내고 있다. 식(2) 표현된 전류밀도는 전도율 σ 전기장 강도 E 의 곱으로 표시되는 데 여기에서 전기장은 레이저빔의 출력에 해당된다. 본 연구에서 사용하고 있는 Nd:YAG 레이저는 파장이 $1.06\mu m$ 로 피장과 주파수 곱은 언제나 빛의 속도와 같아야 한다. 이와 같은 관계를 이용해서 주파수를 계산하면 2.83×10^{14} Hz로 매우 높은 에너지를 갖는다. 전자기파인 레이저빔이 임플란트 표면에 조사되면 도체 내부로 진행되는 전자파가 도전율로 인한 옴 손실이 계속적으로 발생하여 내부 저항 때문에 전자가 반발력으로 튕겨 나가면서 표면이 가공된다. 레이저 빔에 의한 임플란트 소재에서의 저항은 $R = \frac{l}{\sigma S}$ 로 표현되기 때문에 도전율과 임플란트 면적에 영향을 받는다. 여기에서 S 는 임플란트에 조사되는 초점면적이고 l 전도되는 길이이다. 티타늄의 전기전도도는 구리를 100%을 기준으로 했을 때 3.1%에 불과할 정도로 양도체가 아닌 성질이 레이저 가공에 의한 표면개질이 가능하게 한다. 고주파영역에서는 감쇠가 커지게 되고 위상변위(phase shift)도 커지게 되어 도체내에서 파장이 더 짧아지면서 극단적으로 침투깊이를 작게 하여 소재의 특성은 변화시키지 않고 표면만 가공이 가능하게 된다.

식(26)에 나타난 것처럼 레이저 빔이 임플란트 표면에 조사 되었을 때 주파수와 전도율의 반비례 하기 때문에 레이저의 에너지가 내부로 깊숙하게 침투하기 못하고 표면에서 누적되는 표피효과로 가공하는 기술이다. 열전도율의 경우 순철은 $67W/m \cdot KJ$ 인데 티타늄은 $17W/m \cdot KJ$ 으로 상대적으로 낮다. 이와 같은 특성은 임플란트의 표면만 변형시킬 수 있는 중요한 물리적 특성을 가지게 된다.

레이저빔을 재료 가공할 때 입사입과 반사빔의 합으로 표현한 식(28)에서 반사파는 재료의 임피던스 차이에서 발생하는 빔의 흡수율로 가공을 진행한다. 식(32)는 임플란트 표면에서 임피던스의 차이 때문에 발생하는 반사율을 나타내고 있다. 임플란트의 임피던스는 식(37)으로 표현한 것처럼 전도율과 주파수로 표현이 가능하다. 만일 재료가 전도도 σ 가 0인 완전유전체인 경우 임피던스 위상각은 0° 으로 되고 양도체인 경우에는 45° 임을 식(37)으로 확인할 수 있다. 전도매질에서 평면파는 식 (1)에서 식(4)로 표현된 자기장(Magnetic field, B)의 위상이 전기장(Electric field, E)의 위상보다 45° 지연됨을 의미한다.

맥스웰 방정식을 정리하여 얻은 파수 벡터 식(13)을 손실을 나타내는 허수 항과 실

수 항으로 분리하여 정리하면 다음과 같다.

$$k = \omega \sqrt{\mu \epsilon'} \sqrt{1 - j \frac{\epsilon''}{\epsilon'}} \quad (55)$$

식(55)로 표현되는 식에서 임플란트에 조사되는 레이저빔의 주파수와 재질을 가지는 전도도는 매우 중요한 변수이므로 표면에서 가공하면서 손실되는 파수로 다시 쓸수 있다. 여기에서 파수는 일종의 운동량 에너지이기 때문에 도입하고 있다.

$$k = \omega \sqrt{\mu \epsilon'} \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon'}} \quad (56)$$

식(56)에서 임플란트 표면에 레이저 빔을 조사했을 때 표피효과를 유발하는 손실항만으로 다시 정리하면 다음과 같다.

$$jk = j\omega \sqrt{\mu \epsilon'} \sqrt{-j \frac{\sigma}{\omega \epsilon'}} \quad (57)$$

식 (57)을 정리하면 $jk = j\sqrt{-j\omega\mu\sigma}$ 로 되어 $-j = 1 \angle -90^\circ$ 이므로 위상차가 발생하게 된다. 이상 티타늄과 레이저 파장과의 관계에서 손실과 표면 침투 깊이의 특성을 분석하였다. 이를 바탕으로 임플란트의 기구학적 특성을 다음 절에서 제시하고자 한다.

4.2 임플란트의 기구학적 특성

임플란트 고정체의 구조에 있어서 상부는 치은에 닿는 부분과 피질골에 위치하는 나사부분으로 나눌 수 있다. 피질골에 위치하는 나사부분은 골 결합과 초기 고정력이 좋은 2중 Small thread 형태의 나사를 디자인하고, 중간부 나사 형태는 비교적 무른 해면골에 위치하기 때문에 Healing Time이 끝난 후에 저작에 의한 부하를 잘 견딜 수 있도록 Buttress구조를 디자인하며, 하부나사구조는 뼈를 잘 파고 들어갈 수 있도록 강한 토크와 마찰력에 잘 견딜 수 있는 예리하고 날카로운 나사구조를 가져야 하며 Implant가 식립에 가이드 역할을 할 수 있는 round apical end를 갖게 디자인해야 한다.

또한 골질에 따른 나사 구조와 골질에 따른 응력을 고려한 나사구조와 그 구조에 적합한 레이저 표면처리를 한 레이저 임플란트 시스템을 구현하는 데 있다. 이를 위해 다중나사구조 임플란트 개발에 필요한 선행 연구를 기초로 임플란트 구조에 대한 성능을 분석하고 평가했다. 이 목적을 수행하기 위해 Figure 4-1과 같이 모델을 개발하였다. 본 연구에서는 치아 치골구조에 생체적합형 임플란트를 제작하여 표면을 개질하기 위해 다중나사구조 임플란트인 Duplo-Type을 개발하였다. 다중나사구조 임플란트는 그림에 나타난 것처럼 Duplo-Type, BN-Type(Round apical end 구조), Z-Type Fixture (이중나사 구조, Buttress 나사구조)로 하여 설계 제작하여 선형해석법으로 임플란트 성능을 분석하고 평가하였다.

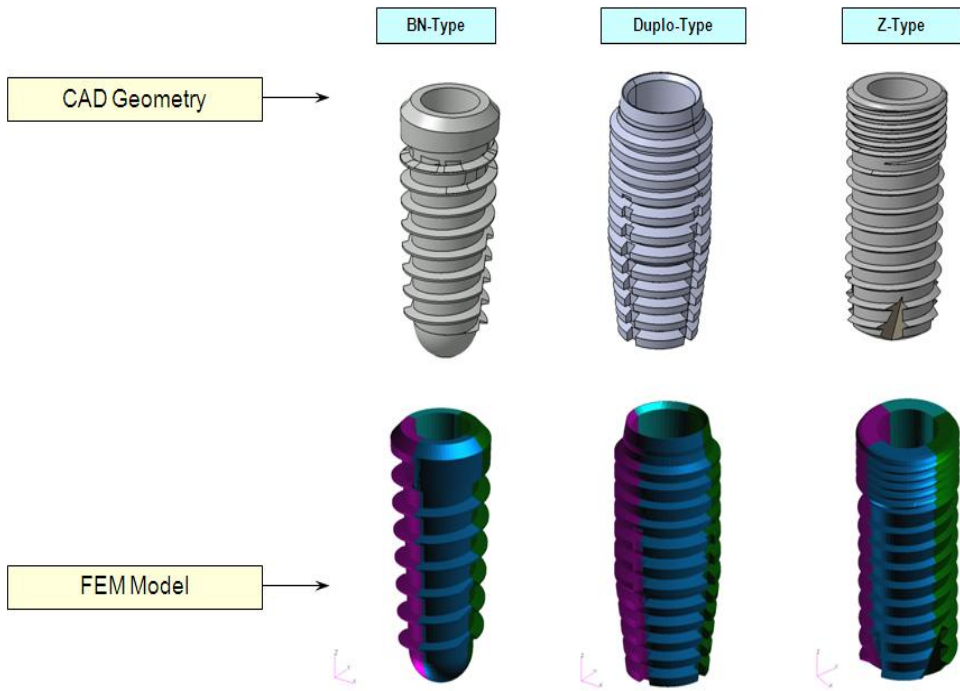
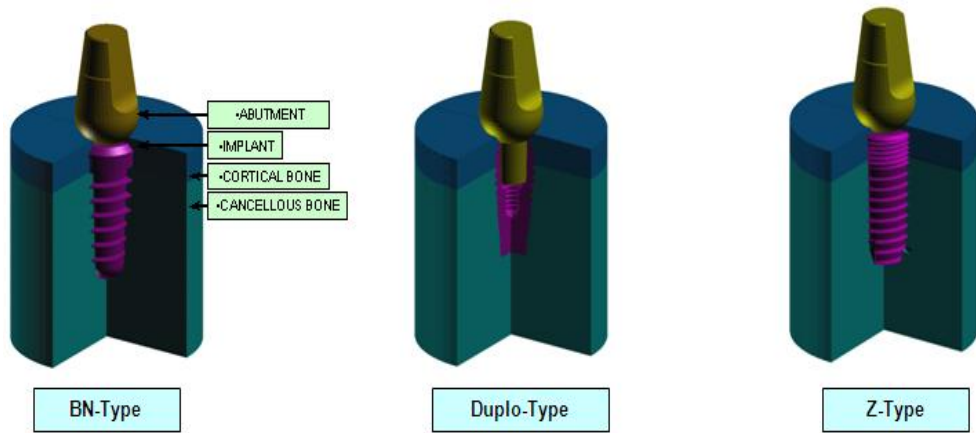


Figure 4-1 Multi-Screw Structure Implant

임플란트가 피질골(Cortical bone)이나 해면골(Cancellous bone)에 대한 접착력을 대상으로 신뢰성 평가를 하였다. 하중 조건은 100N으로 하여 경사 하중을 작용시켰다. 임플란트가 피질골이나 해면골에 완벽하게 접착될 수 있는 여부를 평가하였다. Figure 4-1으로 나타낸 임플란트 형태별 접합부(Abutment)와 피질 골과 망상조직 골에 대한 모델을 아래 Figure 4-2에 나타냈다. 신체의 치골구조와 임플란트가 결합되었을 때 작용하는 선형해석을 위한 모델이다.



PART	MATERIAL	Elastic Modulus (GPa)	Poisson's Ratio
ABUTMENT	TI	115.0	0.35
IMPLANT	TI	115.0	0.35
CORTICAL BONE	BONE	13.7	0.3
CANCELLOUS BONE	BONE	1.37	0.3

Figure 4-2 Implant and pubis tissue modeling

Figure 4-2로 나타낸 임플란트와 치골조직에 대한 결합력을 분석하기 위해 하중의 위치 변화에 따른 정적 강도(Static Strength) 평가를 하였다. 정적강도 평가는 수직하중과 45°를 작용하는 방법으로 평가했다. 하중 위치 변화에 따른 특성 평가 결과를 Figure 4-3에 나타냈다.

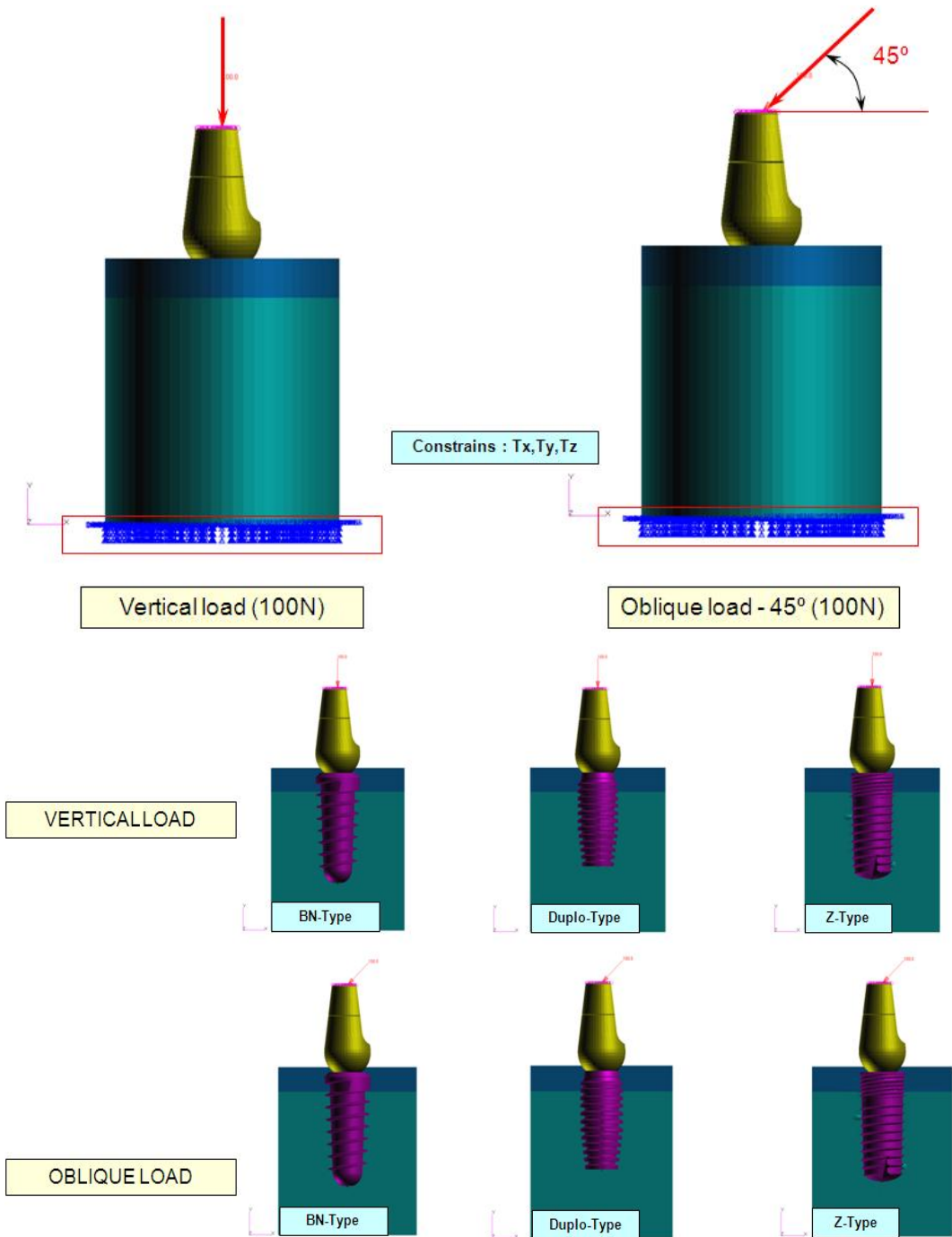


Figure 4-3. Evaluation of static strength characteristics according to 100N load condition

이상의 설명한 것처럼 임플란트 Type을 BN-, Duplo-, Z-Type로 하여 하중을 100N으로 하여 수직 방향으로 하중을 가했을 때 하중분포를 평가하였다. 평가 결과는 Figure 4-4에 나타냈다. Figure 4-4는 하중이 임플란트와 뼈에 하중을 작용했을 때 하중의 변화를 나타낸 모델링 해석 결과이다.

BN Type일 경우 임플란트에 작용하는 최대 응력이 19.2Mpa이고 Duplo Type일 때는 15.4MPa Z Type의 경우에는 10.2Mpa로 나타나 수직으로 하중을 100N을 가했을 경우 BN Type이 가장 큰 응력을 나타내고 있다. 같은 조건에서 피질골(Cortical bone)에 작용하는 응력 해석 결과는 BN Type의 경우 6.02Mpa 이고 Duplo Type은 해면골에서 7.75Mpa의 값을 보이고 Z Type은 피질골에서 5.94Mpa의 응력을 나타내고 있다.

<수직으로 하중 작용할 경우>

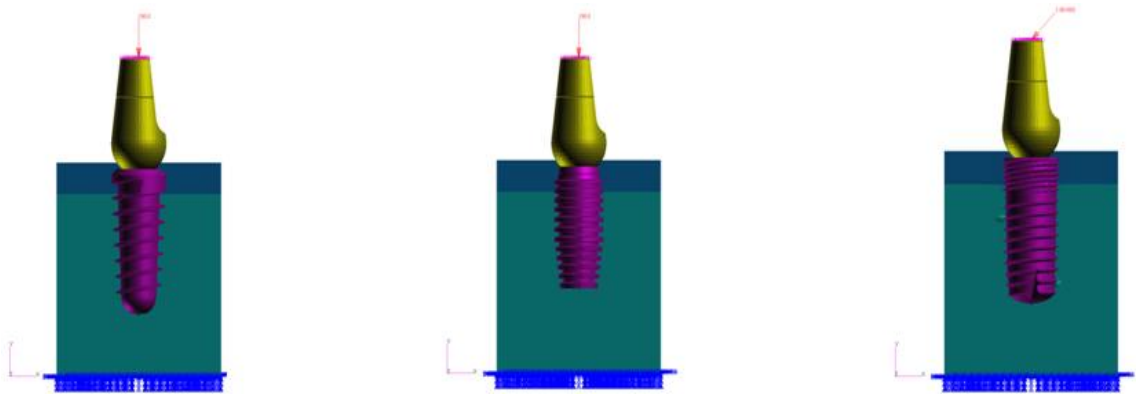


Figure 4-3. Evaluation results of vertical load action (a)

1) 임플란트에 작용하는 응력
 - BN Type

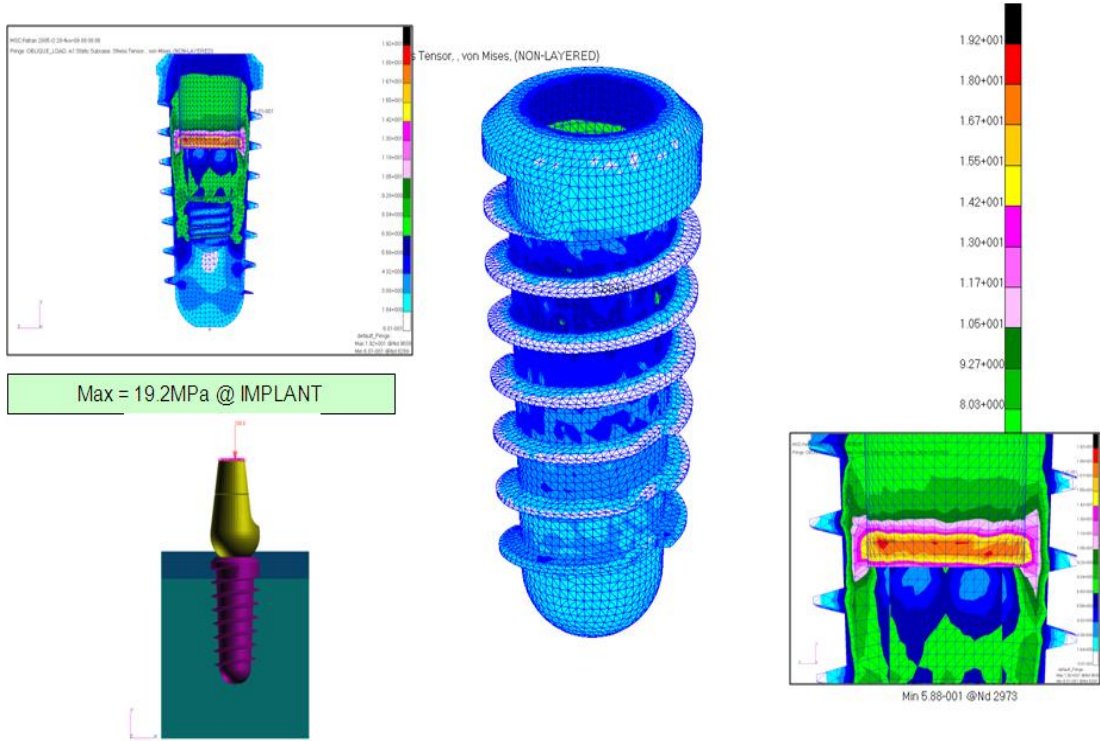


Figure 4-3. BN Type Stress Analysis on Implants (b)

- Duplo Type

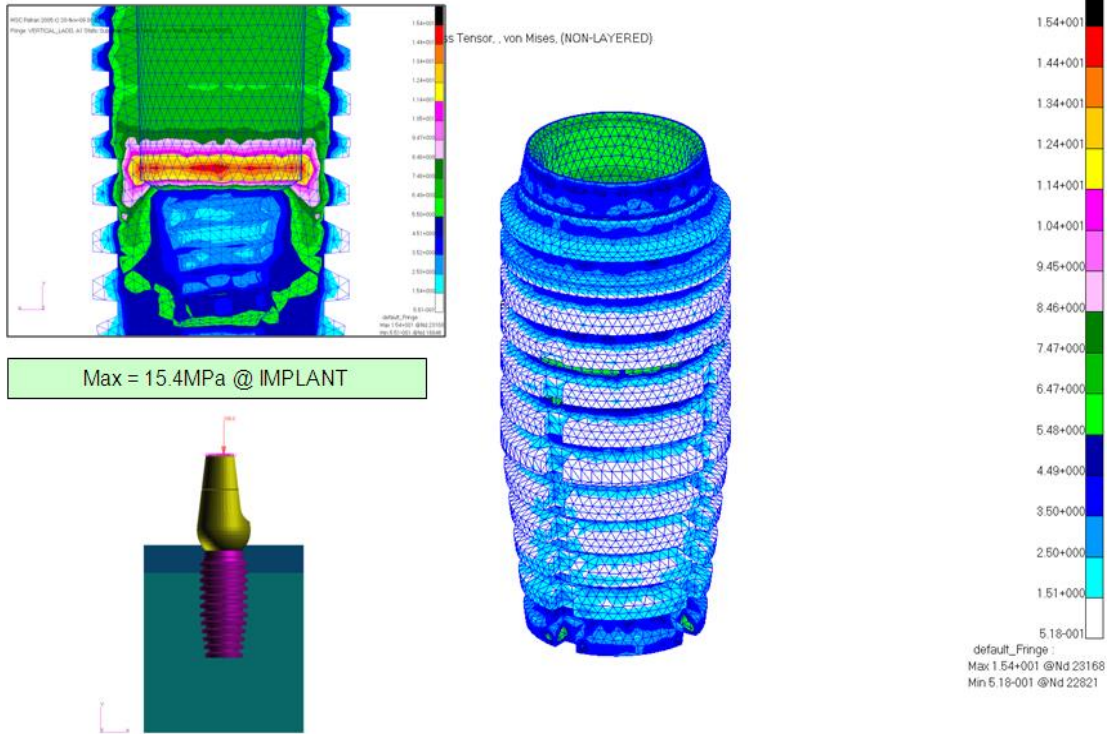


Figure 4-3. Duplo Type Stress Analysis on Implants (c)

- Z Type

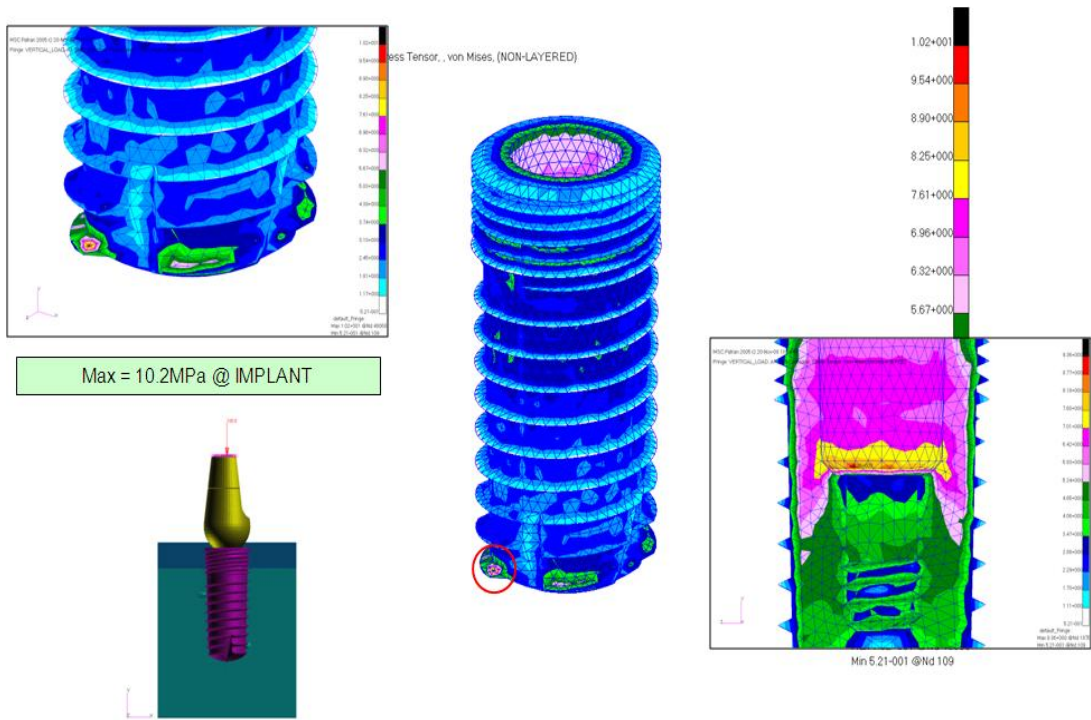


Figure 4-3. Z Type Stress Analysis on Implants (d)

2) 뼈에 작용하는 응력
- BN Type

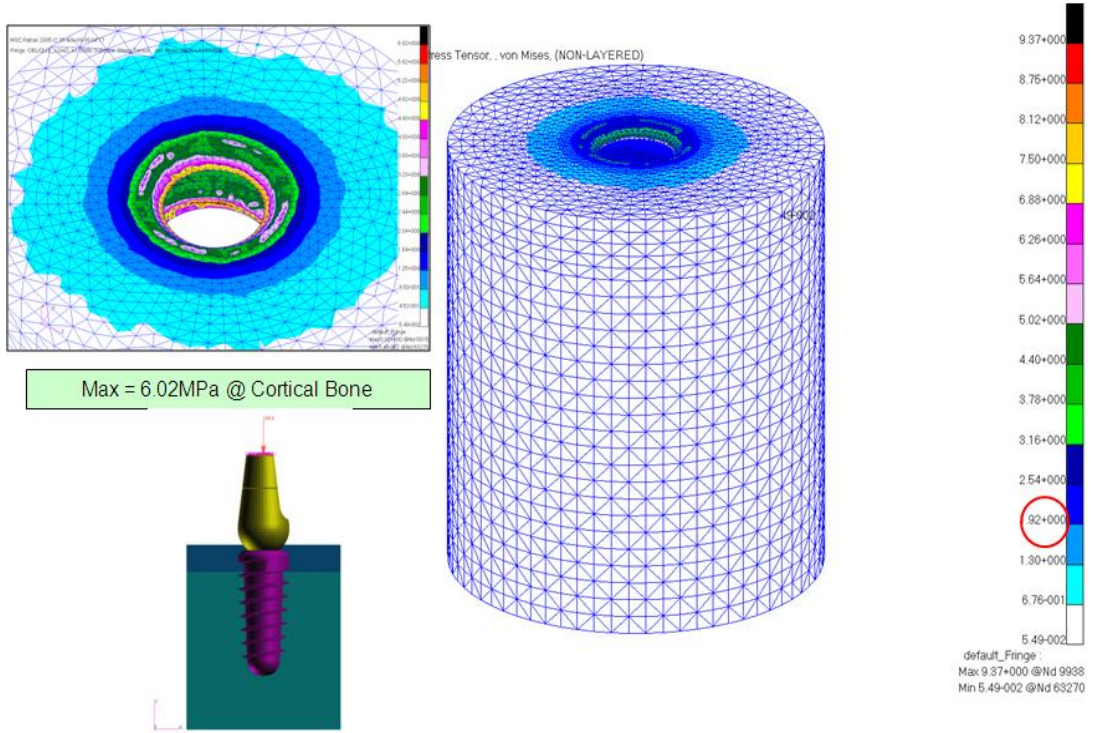
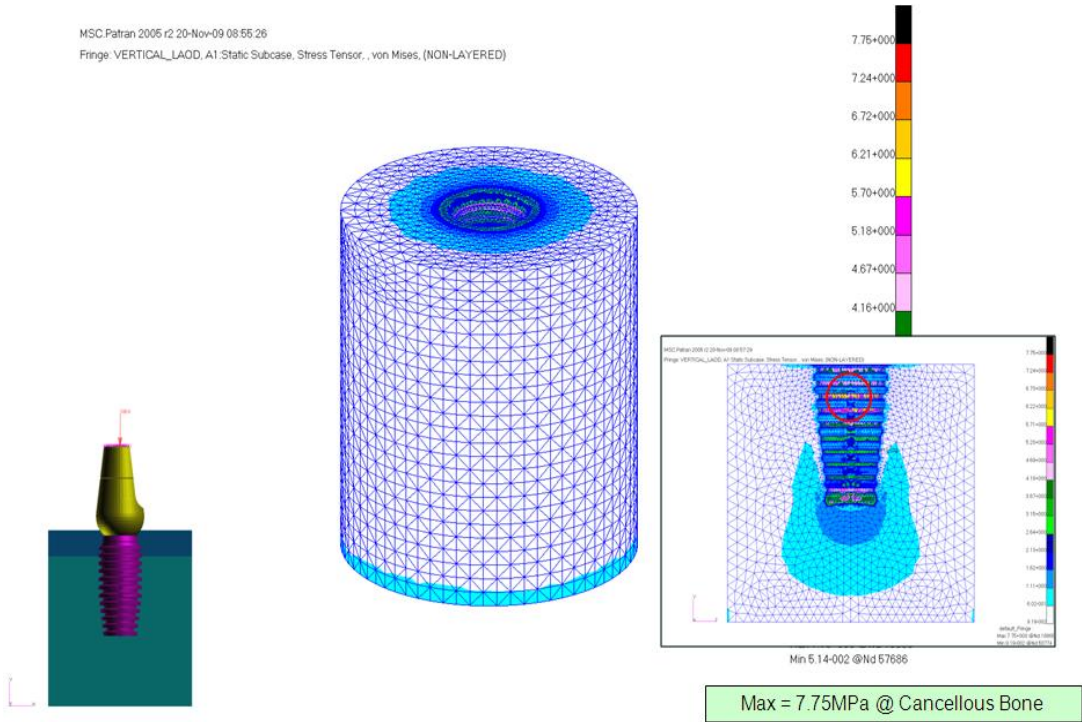


Figure 4-3. BN Type bone Stress Analysis on Implants (e)

- Duplo Type



- Z Type

Figure 4-3. Duplo Type bone Stress Analysis on Implants (f)

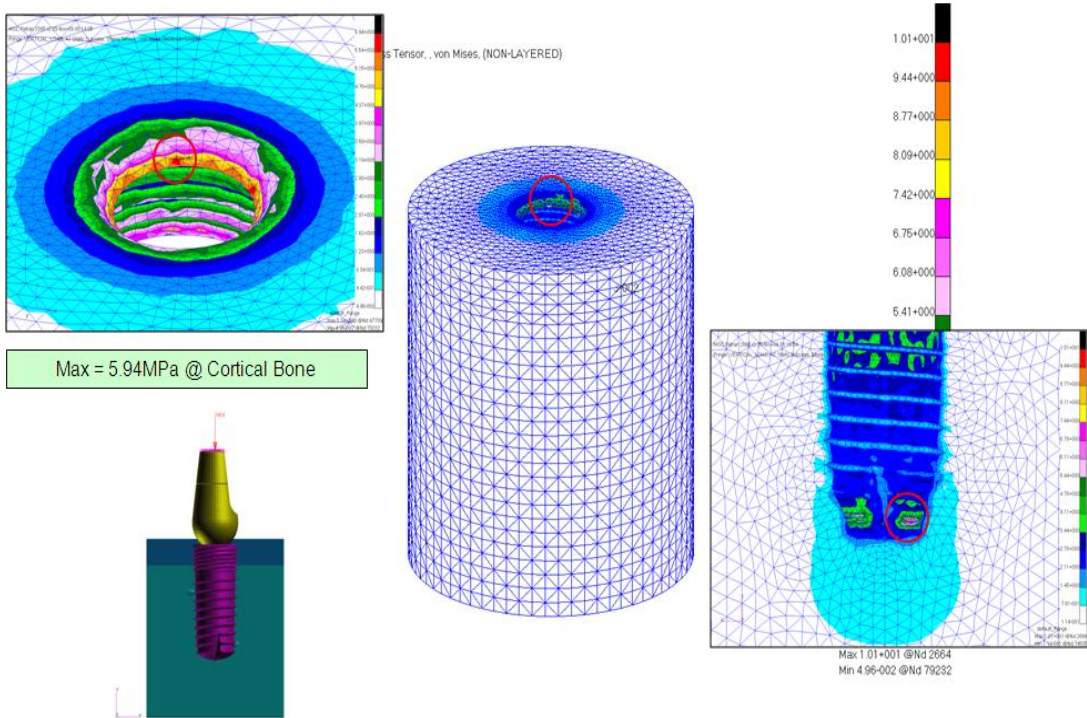


Figure 4-4 Stress evaluation when vertical load is applied

수직으로 하중을 작용했을 때와 45° 의 경사도로 100N의 자중을 작용했을 때 응력분포를 분석하기 위해 Figure 4-5에 평가 결과를 나타냈다. Figure 4-4에 나타낸 결과와 동일하게 임플란트에 작용했을 때와 뼈에 작용했을 때 나타나는 결과를 그림으로 표현하였다. 임플란트에 작용했을 경우 BN Type에서 최대 응력은 70.6MPa이고 Duplo Type의 경우에는 72.8MPa 그리고 Z Type에서는 55.1Mpa로 본 연구에서 제시하고 있는 임플란트의 3 Type 중 Duplo Type이 가장 크게 나타났다. 반면에 뼈에 하중이 작용했을 때의 응력분포를 살펴보면 BN Type 경우 피질골(Cortical bone)에 작용했을 경우에는 64.5MPa, 해면골(Cancellous bone)의 경우에는 36.4Mpa로 나타났다. Duplo Type의 경우 피질골의 경우 64.5Mpa이고 해면골의 경우 36.3MPa로 나타났다. Z Type 경우에는 피질골의 경우 55.8Mpa이고

해면골의 경우 31.1Mpa 이었다. 피질골에 작용하는 응력은 BN Type와 Duplo Type이 동일하고 Z Type가 상대적으로 작았다. 해면골의 경우 본 연구에서 제시하고 있는 임플란트 3 종류의 응력이 크게 차이를 보이지 않지만 Z Type가 미소하게 작게 나타났다.

<경사지게 하중을 작용할 경우 (Oblique(45°)Load 100N)>

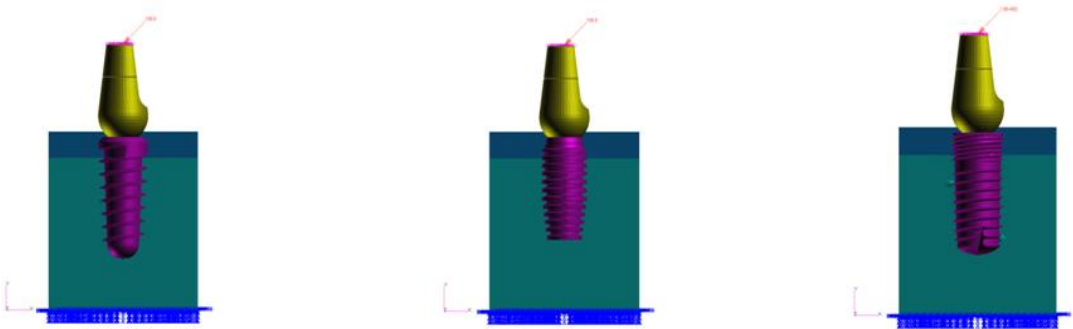


Figure 4-4 Stress evaluation underver Gradient Loads (a)

- BN Type

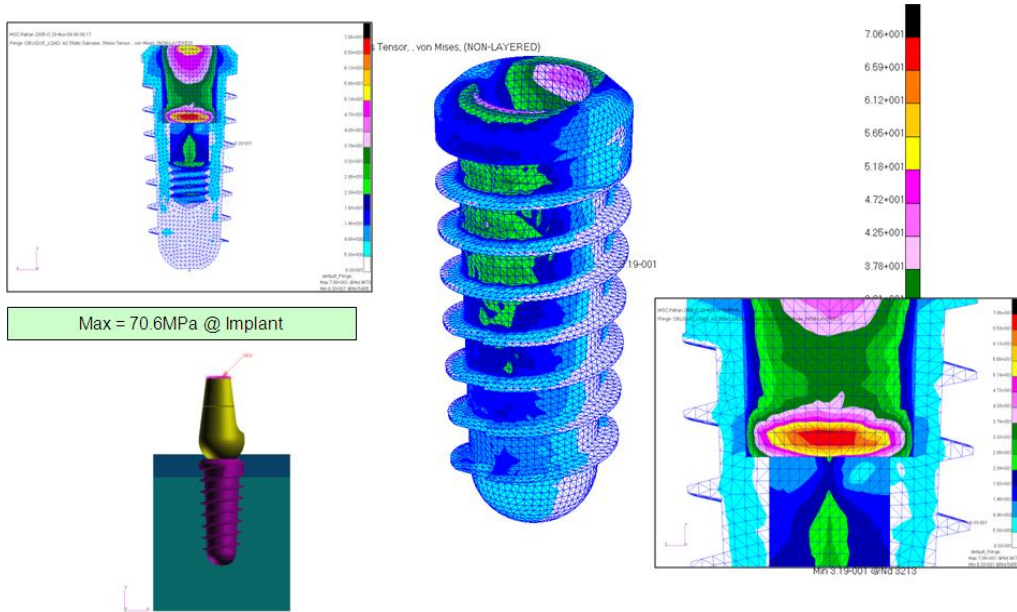


Figure 4-4 BN Type Stress evaluation underver Gradient Loads (b)

- Duplo Type

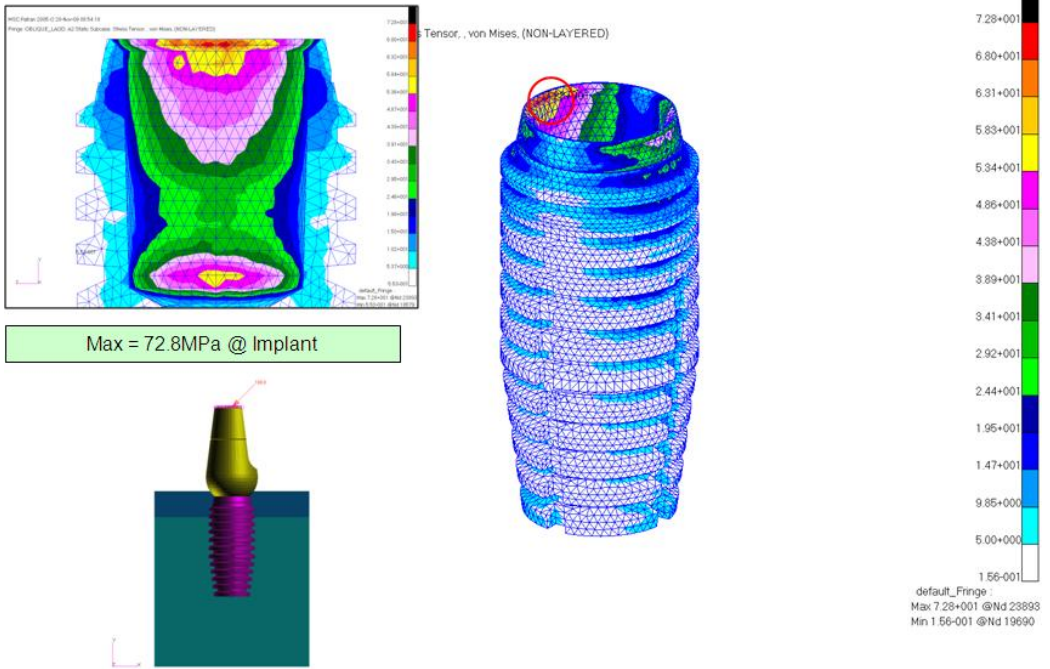


Figure 4-4 Duplo Type Stress evaluation underver Gradient Loads (c)

- Z Type

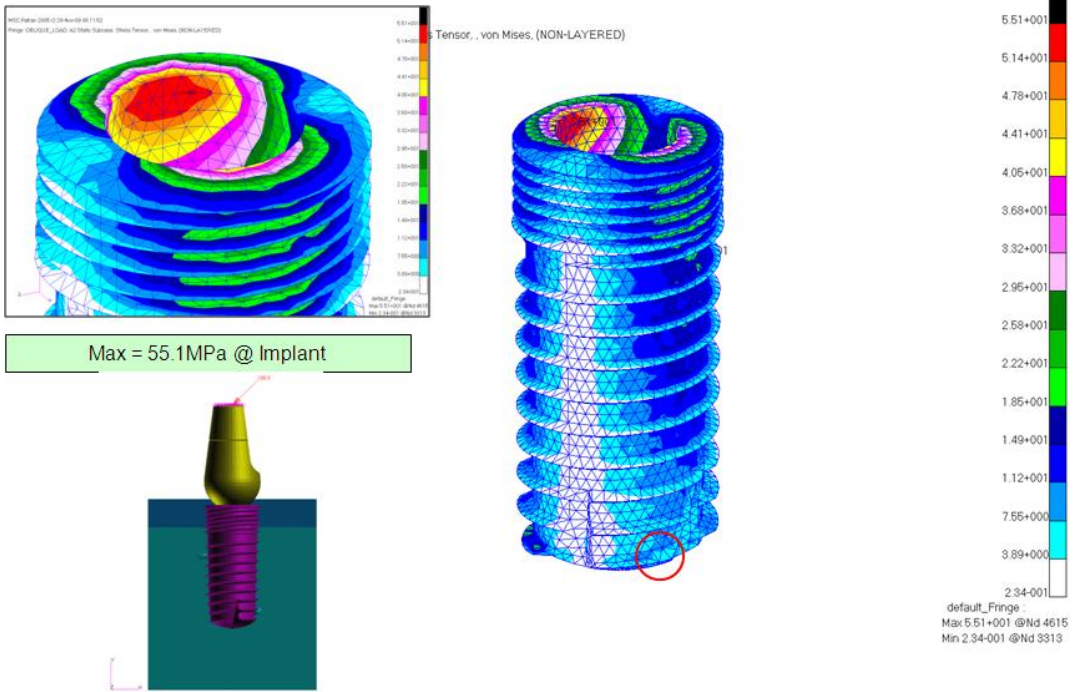


Figure 4-4 Z Type Stress evaluation underver Gradient Loads (d)

2) Mises Stress @ Bone
 - BN Type

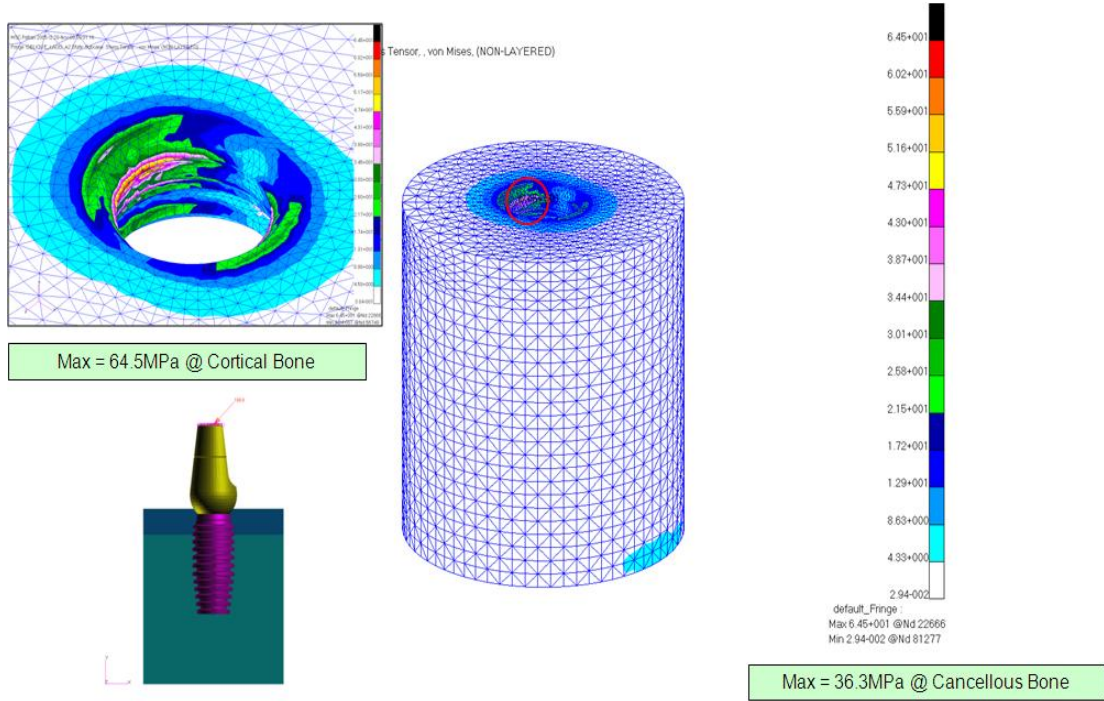


Figure 4-4 Z Type Bone Stress evaluation underver Gradient Loads (e)

- Duplo Type

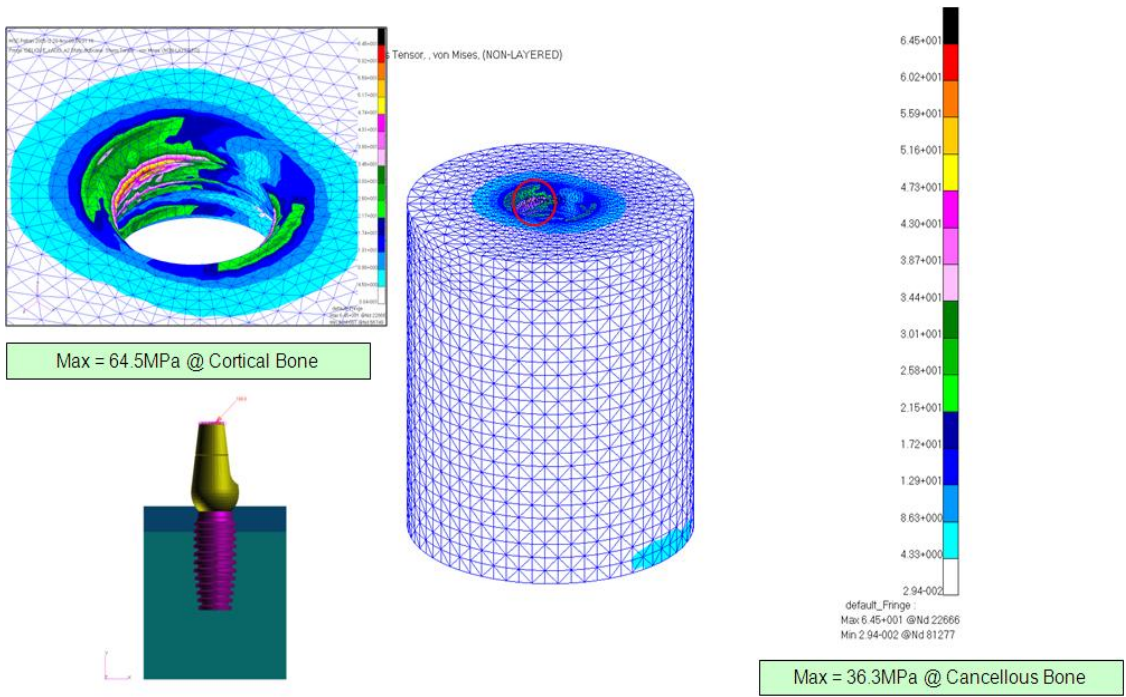


Figure 4-4 Duplo Type Bone Stress evaluation underver Gradient Loads (f)

- Z Type

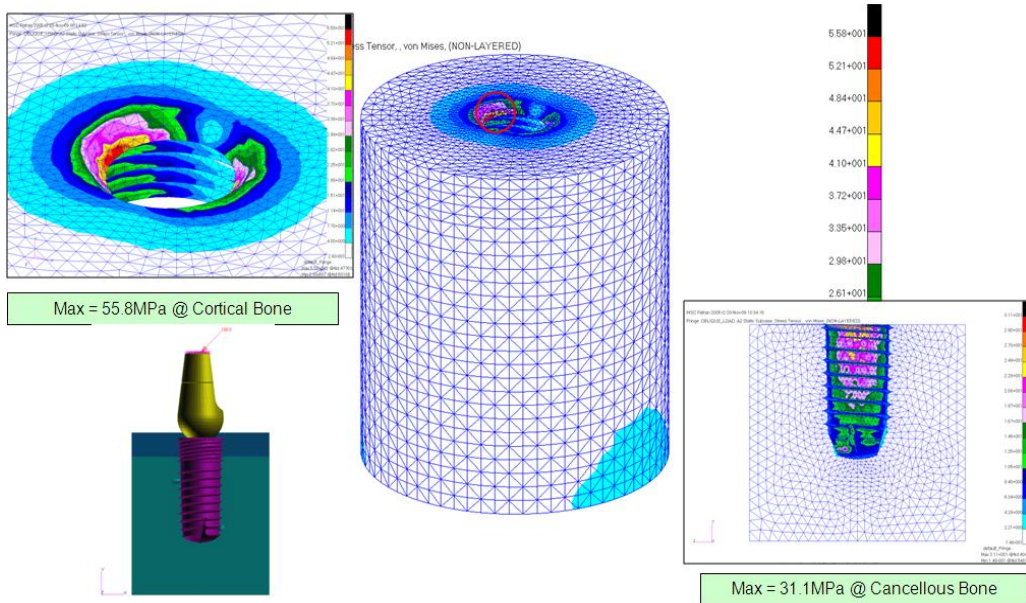


Figure 4-5. Stress distribution when inclined load is applied

BN-Type, Duplo-Type과 Z-Type을 종합적으로 정리하여 표1에 비교 분석한 결과를 나타냈다. 수직으로 임플란트에 하중을 작용했을 때 BN Type 나사산에서 최대 19.2MPa의 응력이 발생했다. 반면에서 Z-Type의 나사산에서는 15.4MPa의 응력이 나타나 집중 응력이 분산되어 측면에서 가장 양호한 것으로 판단할 수 있다. 피질골(Cortical Bone)에 하중을 작용했을 때 Duplo-Type의 경우 6.8MPa로 가장 높게 나왔고 Z-Type는 5.94MPa로 가장 낮게 나타났다. 해면골(Cancellous Bone)에 하중을 작용했을 경우에는 Duplo Type이 7.75 MPa로 가장 낮은 응력분포를 보이고 있다.

하중 100N을 45°의 경사각으로 작용했을 경우 임플란트에서 받는 응력은 Duplo-Type 경우 나사산에서 최대 72.8MPa 응력이 발생하였다. Z-Type 나사산에서 55.1MPa으로 나타나 집중 응력이 분산되어 가장 바람직한 응력분포를 보이고 있다. 피질골(Cortical Bone)에 작용하는 응력은 Duplo-Type의 경우 64.5MPa로 가장 높고 BN-Type는 54MPa로 가장 낮았다. 해면골(Cancellous Bone)에 작용하는 응력의 경우 Z-Type이 31.

1MPa로 가장 낮은 응력 분포를 보이고 있다. 하중을 45°로 경사지게 작용했을 경우 임플란트의 관점에서 평가하면 BN과 Duplo Type에서 최대 응력은 모두 Abutment가 implant의 결합부에서 발생하지만, Z-Type은 가장 낮은 응력 분포를 보이고 있다. 뼈의 관점에서 보면 Z-Type이 가장 낮은 응력 분포를 나타내고 있다 이상 정리한 내용을 Table 4.1에 정리하였다.

Table 4.1 Stress evaluation by implant type

Type		Max. Mises Stress (MPa)		
		Implant	Cortical Bone	Cancellous Bone
BN	Vertical	19.2	6.02	9.37
	Oblique	70.6	54.0	42.7
Duplo	Vertical	15.4	6.8	7.75
	Oblique	72.8	64.5	36.3
Z	Vertical	10.2	5.94	10.1
	Oblique	55.1	55.8	31.1

4.3 임플란트 미세조직

연구의 목적은 기존의 임플란트 단위면적당 표면적을 증가시켜 임플란트와 골조직의 부착력을 증가시키는 이상적인 표면처리 공정기술을 개발하는 것이다. 이 공정기술을 기반으로 임플란트 표면처리에 적합한 레이저 시스템을 개발하여 산업체에 기술 이전 하기 위해 연구를 진행하였다. 임플란트와 골조직의 부착력을 증가시키기 위해 모델링을 한 상기 결과를 토대로 피질골에 위치하는 나사부분은 골 결합과 초기 고정력이 좋은 2중 Small thread 형태의 나사를 하고, 중간부 나사 형태는 비교적 무른 해면골에 위치하기 때문에 Healing Time이 끝난 후에 저작에 의한 부하를 잘 견딜 수 있도록 Buttress구조를 디자인하였다. 하부나사구조는 뼈를 잘 파고 들어갈 수 있도록 강

한 토크와 마찰력에 잘 견딜 수 있는 예리하고 날카로운 나사구조를 가져야 하며 Implant가 식립에 가이드 역할을 할 수 있는 round apical end를 갖게 디자인이 필요하다는 결론을 도출하였다.

위 4.2절에서 설명한 임플란트의 구조를 중심으로 임플란트 표면처리 할 때 나타나는 단점을 보완하고 레이저빔을 임플란트의 표면에 조사하였을 때 용융이 발생하지 않는 조건을 연구하였다. 레이저빔을 임플란트 표면에 조사하면 펄스형태의 광자가 표면의 입자와 충돌로 발생한 반발력으로 만들어진 현상을 이용한다. 이와 같은 현상을 이용하여 단위면적당 표면적을 증가시키는 방법으로 임플란트와 골조직의 부착력을 증가시킬 수 있도록 표면처리방법을 제시하고자 한다. 서론에서 언급한 TPS처리는 골표면의 유착에 유리하고 표면적이 6배 정도 증가하여 시술하고 난 다음 초기에 제거되는 경우가 적다고 보고하고 있다. 임상적으로 치조제가 흡수되지 않고, 부착치은이 충분한 장점이 있는 반면에 골 흡수가 진행되어 TPS표면이 구강 내에 노출될 경우에는 치석(plaque)의 침습에 민감해지는 단점이 있다고 보고하였다. 결과적으로 임플란트 주위에 염증이 야기되는 심각한 결과들이 발생할 수 있다. 이와 같은 단점을 보완하기 위해 레이저를 이용한 임플란트 표면처리에 관한 연구는 매우 의미가 있다.

임플란트 주위에 치주염치료에서 레이저가 임플란트 표면의 세척과 해독에 탁월한 효능을 발휘되기 때문이다. 그리고 본 연구에 사용하고 있는 소재인 티타늄은 내식성이 우수하지만, 일종에 산화피막(TiO_2)을 생성시켜 기존의 산화피막을 안정화시켜, 내식성을 향상시킬 수 있는 화학적 특성을 지니고 있다. 고밀도 에너지빔인 레이저로 임플란트 표면을 개질하는 연구는 연속파레이저보다 짧은 시간에 침투출력으로 조사가 가능한 주로 펄스레이저를 중심으로 진행되고 있다. 레이저빔을 임플란트 표면에 조사하였을 때 연속파레이저는 순간 출력이 작아 소재의 주변부로 에너지가 전도되어 광자가 소재의 입자에 가하는 충격력으로 표면처리가 불가능하고 용융되는 현상이 발생하기 때문이다. 이와 같은 이유로 치과용 인공치아인 임플란트의 표면개질에 사용되는 레이저는 주로 펄스형태로 발진되는 Nd:YAG 레이저 또는 엑시머레이저를 사용하고 있는 경우가 많다. 그러나 엑시머 레이저는 고가이고 엑시머를 발진시키는 가스의 누설로 인한 위험성이 있고 운영비가 많이 소요되기 때문에 비교적 운용비가 저렴한 Fiber 레이저와 Nd:YAG 레이저의 빔 특성을 비교 분석하여 그 타당성을 검토하였다.

고밀도 에너지 열원인 레이저빔이 국부적으로 집속될 때 재료의 광학적 흡수, 열유동, 원자의 질량 운동 등과 같은 물리적 현상에 의해 마이크로영역의 작은 흠(pit)을

형성시킨다. 이러한 현상은 레이저빔이 재료 표면에 집속될 때 에너지가 $10^6 W/cm^2$ 이상으로 증가하고, 매우 짧은 시간(수 msec)으로 인해 흡수된 에너지는 열 흐름에 의해 표면자유전자를 깨뜨리게 된다. 이렇게 소재표면에 증발되는 금속원자 및 방출되는 입자들이 가열과 용융상태를 만들어진 후 순간적으로 표면의 자유전자가 깨트러지고 기화(Vaporization)작용이 나타난다. 이러한 공정을 레이저 표면제거(surface removal/ablation)이라 한다. Figure 4-6은 레이저빔이 시험편 표면에 조사된 후 고밀도의 에너지빔에 의해 표면형상이 변화하는 과정을 모식도로 보여주고 있다.

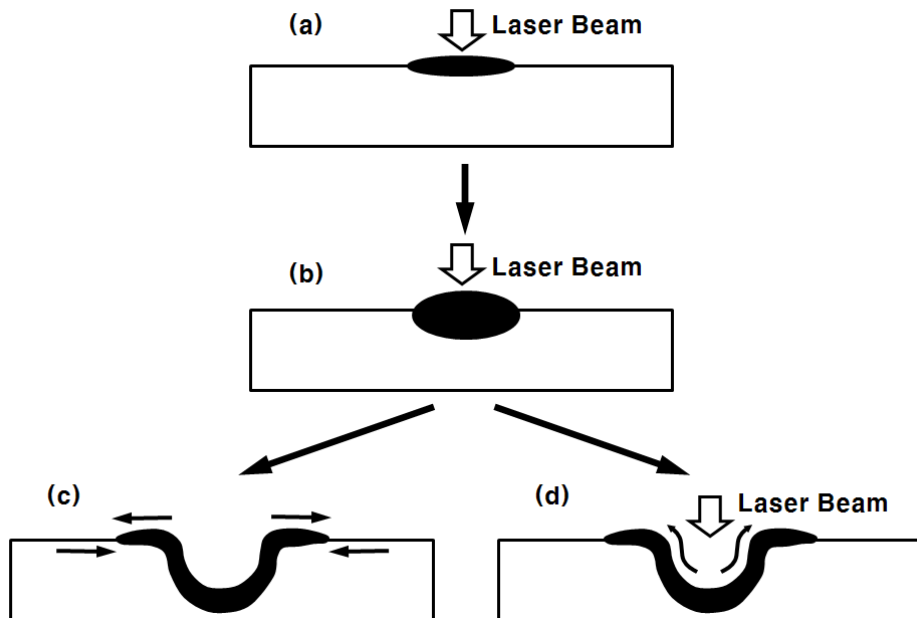


Figure 4-6 Ablation process of metal surface after laser beam irradiation [34]

그리고 레이저의 에너지가 크면 집속된 표면에 과열된 증기는 이온화가 이루어지며, 이들 금속증기와 플라즈마의 압력과 속도변화에 의해 제거(ablation)된다. 이때 흡중심의 표면은 함몰(subsidence, depression)되고 흡 주위로 중배(bulge)가 형성되는 모습은 이미 서론에서도 Figure 1-1에서 설명하였다. 이처럼 광학적 흡수에 의한 열 흐름의 영향으로 재료의 표면은 흡과 융기부(protrusion, projection)을 형성하게 되는데, 그 원인으로 열팽창과 열수축에 의한 형성 및 반발압력(recoil pressure)에 의한 형성의 메커니즘을 고려할 수 있다.

먼저 금속재료에 집속된 레이저빔은 급격한 온도 구배에 의해 표면장력의 추진력

하에 용융된 매질의 흐름이 팽창 및 냉각 수축과정, 미세한 점성력을 통해 홈주위의 용기부와 합몰을 일으킨다. 이러한 과정은 거의 동시에 일어나지만 미소시간에 따른 순차적으로 발생되어 열 흡수와 흐름 및 전달, 초기 증배, 열 확산에 의해 팽창과 냉각 수축의 완전 진행으로 분리과정으로 진행된다. Figure 4-7은 위와 같은 내용의 모습을 보여주는 모식도이다.

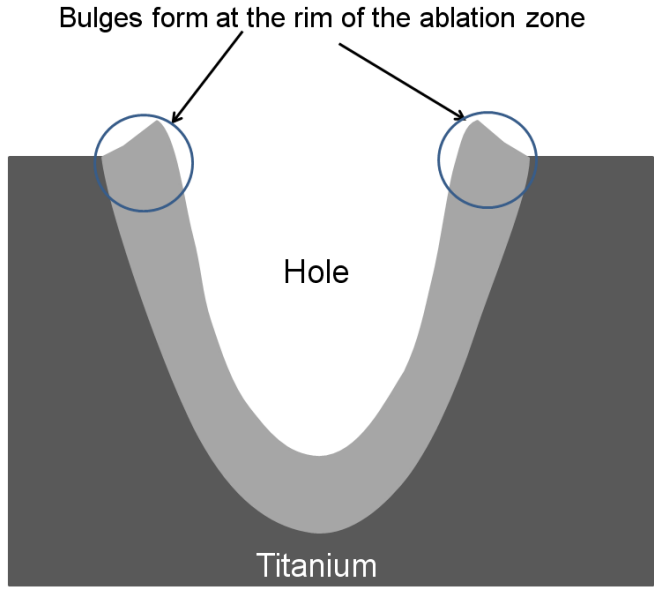


Figure 4-7 Raised area by laser ablation

그리고 레이저빔은 일련의 에너지입자로서 시간함수 변화에 따라 질량변화가 발생한다. 즉 에너지 입자가 매우 빠른시간 내에 운동에너지로 바뀐다. 이러한 운동에너지가 재료표면에 부딪치게 되면 충격에너지로 변화되고 금속원자배열을 불규칙적으로 깨뜨려 충격압축파가 만들어져 에너지가 집중되는 부분에 반발압력이 발생한다. 이러한 반발압력은 홈의 용기부보다 압력을 적게 받고 있는 표면으로 금속증기와 용융물이 질량운동을 일으켜 홈 주위로 밀어 올린다. 임플란트는 직경이 작은 원뿔모양의 지지대가 음식을 씹을 때 강한 악약력을 견디도록 임플란트 표면적을 증가시켜야 한다.

Nd:YAG 및 Nd:glass, 또는 엑시머레이저를 사용하여 기존에 많은 연구를 진행했지만, 치밀하게 단위면적당 접촉 부위를 증가시켜 골조직에 대한 부착력을 높일 수 있도록 임플란트 표면의 처리에 대한 연구의 보완이 필요한 실정이다. 예를 들어 레이저빔 조사시 초점거리와 주파수, 빔 이송속도, 에너지를 조절하여 가공하는 공정기술 개

발은 반복된 공정을 통한 재현성에 매우 중요한 요소이다. 특히 레이저빔은 광학계를 이용하여 고밀도 에너지를 국부적인 요소에 집중시켜 사용한다. 스크류 타입의 임플란트를 표면처리 할 때 나사산과 나사산 사이의 골의 면적도 기울어진 원통형 티타늄을 가공했기 때문에 높이 차이에 의해 에너지가 집중되는 초점거리의 차이로 인하여 스크라이빙 폭, 깊이 차이로 표면형상이 달라진다.

이와 같은 문제점을 고려하지 않고 임의로 가공했을 때 균일한 표면형태가 구현되지 못하고 연구목적인 임플란트의 표면적을 증가시키는 효과를 얻지 못한다. 그러므로 연구목적 달성을 위해서는 임플란트를 표면처리 할 때 레이저가 가지는 물리적 특성을 잘 이해하여 정밀하고 체계적인 공정변수를 정립하는 것이 매우 중요하다.

일반적으로 전도물질에서 전류는 전계 영향 아래에 있는 자유전자나 자유정공이 이동해 흐른다. 이때 전자파는 물질의 저항에 의해 열이 발생하면서 전력이 손실 된다. 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. 침투깊이를 나타내는 식(43)에서 임플란트용 순수 Ti의 전기전도율은 $1.8 \times 10^6 S/m$ 이고 $\mu = 4\pi \times 10^{-7} H/m$ 이므로 식(43)으로 레이저 공정변수 변화에 대한 임플란트 표면에서의 침투깊이를 계산하면 약 $2.2\mu m$ 정도가 된다. 식(43)으로 설명한 침투깊이를 기준으로 임플란트 표면가공을 위한 공정변수를 변화시켰을 때 나타나는 특성을 분석하였다. 순수티타늄과 임플란트 재료로 사용하는 Ti-6Al-4V과 레이저 빔이 상호작용했을 때 그 특성이 매우 다르게 나타날 수 있기 때문에 실험을 통한 변화를 고찰하였다.

표면에 벌집 모양(Honeycomb)의 기공을 만들어 표면적의 증가는 골과 임플란트 간의 결합과 밀접한 관련이 있으나, 표면 거칠기가 일정 한계를 초과하면 기계적 특성, 부식 저항성 및 표면적이 감소하여 임플란트 주위에서 염증반응을 일으키는 원인이 될 수도 있다. 그러므로 이러한 현상을 감소시키거나 개선하기 위해 임플란트의 표면적을 효율적이고, 안정적인 형상으로 표면처리 하는 것이 매우 중요하다.

펄스레이저빔을 소재표면에 조사하면 소재일부가 증발되어 일정한 크기와 깊이 즉, 반구 형태의 작은 구멍이 형성된다. 이 반구를 레이저빔의 중복율을 제어하여 반구의 중첩도를 식 (53)을 기준으로 조절하여 임플란트 표면적을 증가시켰다. 펄스 형태로 발진하는 레이저빔을 임플란트 소재 표면에 조사하여 지그의 이송속도를 조절하여 중첩도를 제어함으로써 스크라이빙(scribing)된 폭이나 깊이를 중심으로 표면형상을 관찰하여 최적의 표면처리 공정에 대해 고찰하였다. 이러한 표면형상에 영향을 미치는 레

이저의 공정변수들은 파장(wavelength), 에너지(energy), 펄스시간(pulse duration) 및 모드형태(mode shape), 반복속도(repetition rate) 및 초점위치(focal position) 등이 있다. 이와 관련된 식은 제2장 이론 해석에서 식 (52)로 나타났다. 레이저빔을 조사한 후 조사된 부분이 용융되거나 기화됨에 따라 임플란트 입자의 반발력으로 흠이 형성되어 가공매질의 표면에 응력이 남게 된다. 레이저 공정변수는 레이저를 발진하는 매질에 따라 달라지므로 이와 연동하는 제거장치를 적절하게 조절하는 방법으로 공정기술을 개발하였다. 본 연구에서는 공정변수를 결정하기 위해 레이저를 발진시키는 시스템의 공급 전압(Current)과 출력(power)를 고려하고 레이저빔과의 중첩도(또는 Step size), 주파수(Frequency), 듀티(Duty) 등을 조절하였다.

Figure 4-8은 Ti-6Al-4V 시험편을 종단면으로 절단한 후 시험한 결과이며, Figure 4-9는 임플란트를 가공하기 전의 원통형태의 Ti-6Al-4V 시험편에 레이저 빔을 조사시켜 빔 특성을 고찰한 것이다. 원통 형태의 표면 위에 레이저빔을 조사할 경우 정확하게 빔 조사위치를 제어하지 못하여 레이저빔 조사 후 원형의 빔이 아니라 타원형태의 레이저빔 흔적을 관찰하였다. 이와 같은 영향을 최소화하기 위해 F-Theta 렌즈를 부착하여 레이저빔이 전달되도록 하였다. 레이저빔이 시편에 조사되었을 때 조사된 각도의 영향을 최소화하기 위해서다. 이를 제어하기 위해 일반 평판에서 작업위치, 비초점거리를 일정하게 유지하고, 시편을 회전시키면서 임플란트 표면에 수직으로 정밀하게 조사하였다.

임플란트 절단 단면에 레이저빔을 조사했을 때 펄스레이저 빔의 에너지에 대한 반발력으로 형성된 가공표면에 직경이 $80\mu m$ 이고 침투 깊이는 $6\mu m$ 이하로 비교적 원형을 이루고 있으나 원통형 표면에 조사하면 타원형 형태로 조사된 흔적을 나타내고 있다. 실험결과로 제시한 것 처럼 Nd:YAG 파이버 레이저로 임플란트에 조사했을 때 표면에서 시편에 침투되고 있어 효과가 있음을 나타내고 있다.

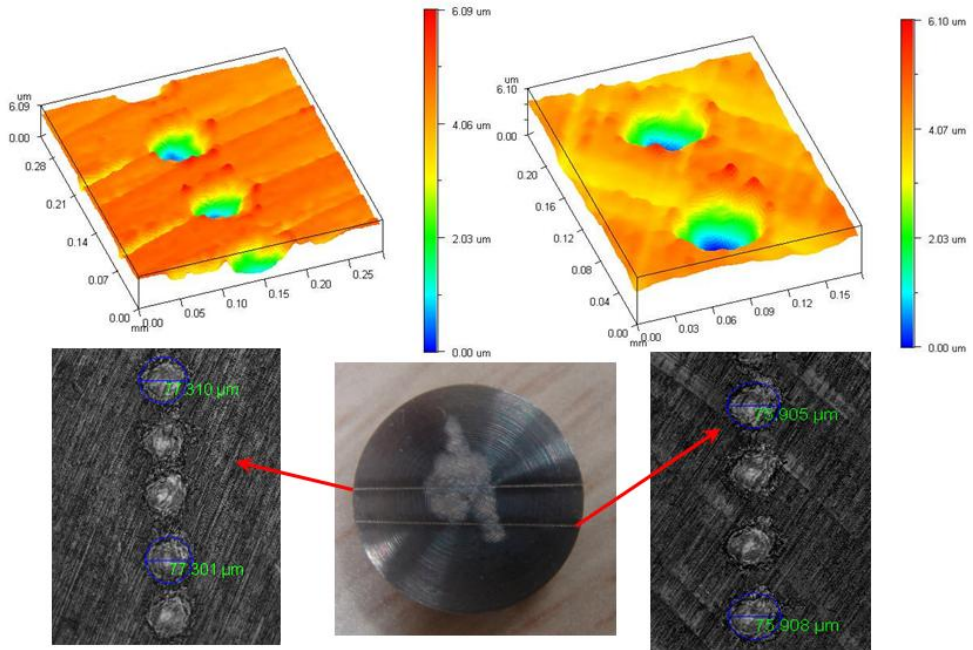


Figure 4-8 Implant Specimen Sample Test Machining Analysis

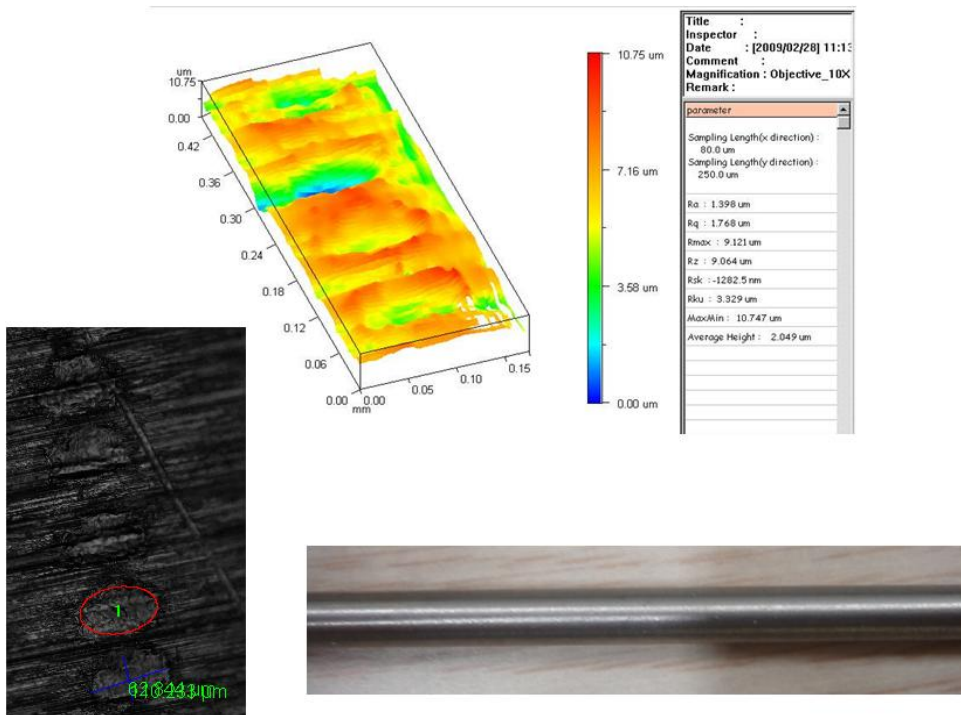


Figure 4-9. Implant Specimen Sample Testing Machining Analysis

이와 같은 사전 실험결과를 근거로 하여 Q-switching Nd:YAG 레이저와 Fiber 레이저를 동일한 표면처리 방법을 적용하여 실험하였다. 고밀도 에너지 열원인 레이저빔이 국부적으로 집속될 때 재료의 광학적 흡수, 열유동, 원자의 질량 운동 등과 같은 물리적 현상에 의해 마이크로영역의 작은 홈(pit)을 형성시키는 방법으로 표면처리 하여 그 결과를 고찰하였다. 이와 같은 물리적 현상은 레이저빔이 재료 표면에 집속될 때 에너지의 출력은 10^6W/cm^2 이상으로 증가하고, 매우 짧은 시간(수 msec)에 임플란트 표면에 조사했을 때 식(28)로 표현한 식에서 많은 에너지가 표면에서 반사되지만 일부 흡수된 에너지는 순간적으로 내부로 전달되면서 표면자유전자를 깨뜨리게 된다. 레이저빔을 소재에 입사시켰을 때 반사현상이 일어나는 것은 임피던스의 차이 때문에 발생한다. 이 임피던스의 차이 때문에 반사가 일어나는 현상은 식 (32)로 나타냈다. 임피던스는 소재 내부로 광자가 진행할 때 나타나는 물리적 저항의 일종이다. 이러한 과정으로 소재표면에 증발되는 금속원자 및 방출되는 입자들이 가열과 용융상태를 만들어진 후 순간적으로 표면의 자유전자가 깨트려지고 기화(Vaporization)작용이 일어나면서 레이저 표면제거(surface removal/ablation)가 발생하여 임플란트 표면에 개질된다.

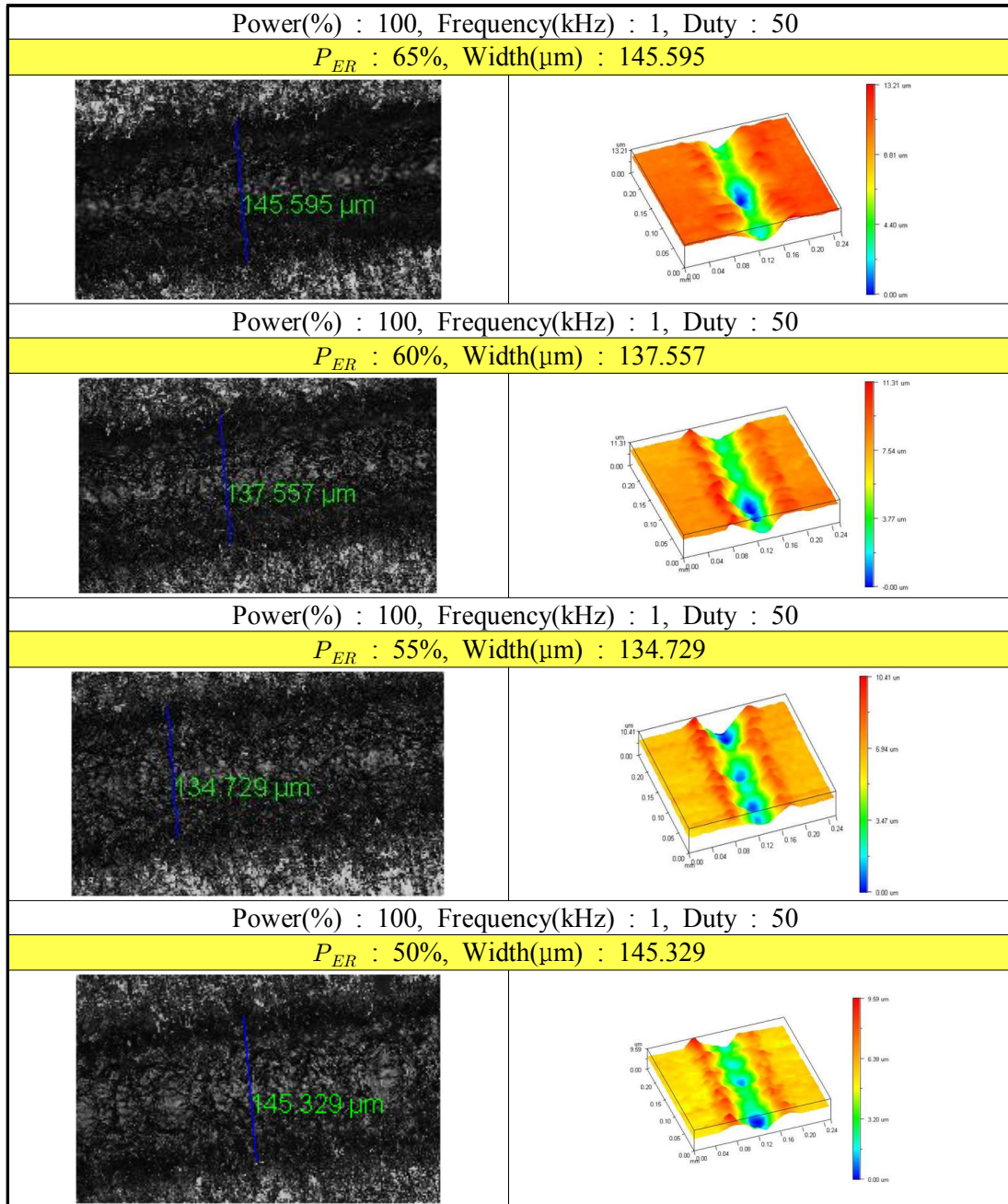
Figure 4-10은 펄스레이저의 레이저빔 중첩도의 변화에 따른 가공특성을 나타냈다. 펄스레이저에서 중첩도(P_{ER})는 집속빔의 초점 크기 D , 레이저빔의 주사속도 V 와 주사속도에 따른 초점 크기의 이동 거리를 S 라고 원점으로부터 중첩되지 않은 거리 S' 에 대한 비로 나타낼 수 있다. 이와 관련된 이론 식은 제2장 이론해석 부분에서 식 (53)으로 표현할 수 있다. 이론 식으로 제안하고 있는 원형형태의 초점면이 중첩되지 않는 거리를 S' 라하고 레이저빔을 조사하면서 이동거리를 S 라 했을 때 이 변수들을 각각 $S' = V \times T_p$ 이고 $S = D + V \times T_p$ 이다. T_p 는 펄스와 펄스 사이 기간이고 T_p 는 펄스 기간 즉 펄스 폭이다. 중첩도를 계산할 때 빔 직경은 열영향부를 고려해서 측정했다. Figure 4-8의 왼쪽에 빔의 크기를 표시했고 오른쪽 그림은 표면측정기로 측정한 결과이다. 시편표면에는 열영향부의 영향 때문에 중첩된 것처럼 보이지만 표면 조도측정기에는 중첩도가 다르게 측정되었다. 중첩도를 낮춰가면서 실험했을 때 펄스 빔을 임플란트 시편 표면에 조사하였을 때의 특성이 선명하게 나타났다.

금속재료에 집속된 침투 출력이 높은 레이저빔은 임플란트 내부의 순간적인 열충격으로 급격한 온도 구배가 발생하고 일부 용융된 소재는 표면장력의 영향을 받아 용융된 매질의 흐름이 팽창 및 냉각 수축과정이 일어나고, 레이저의 광자가 임플란트 표

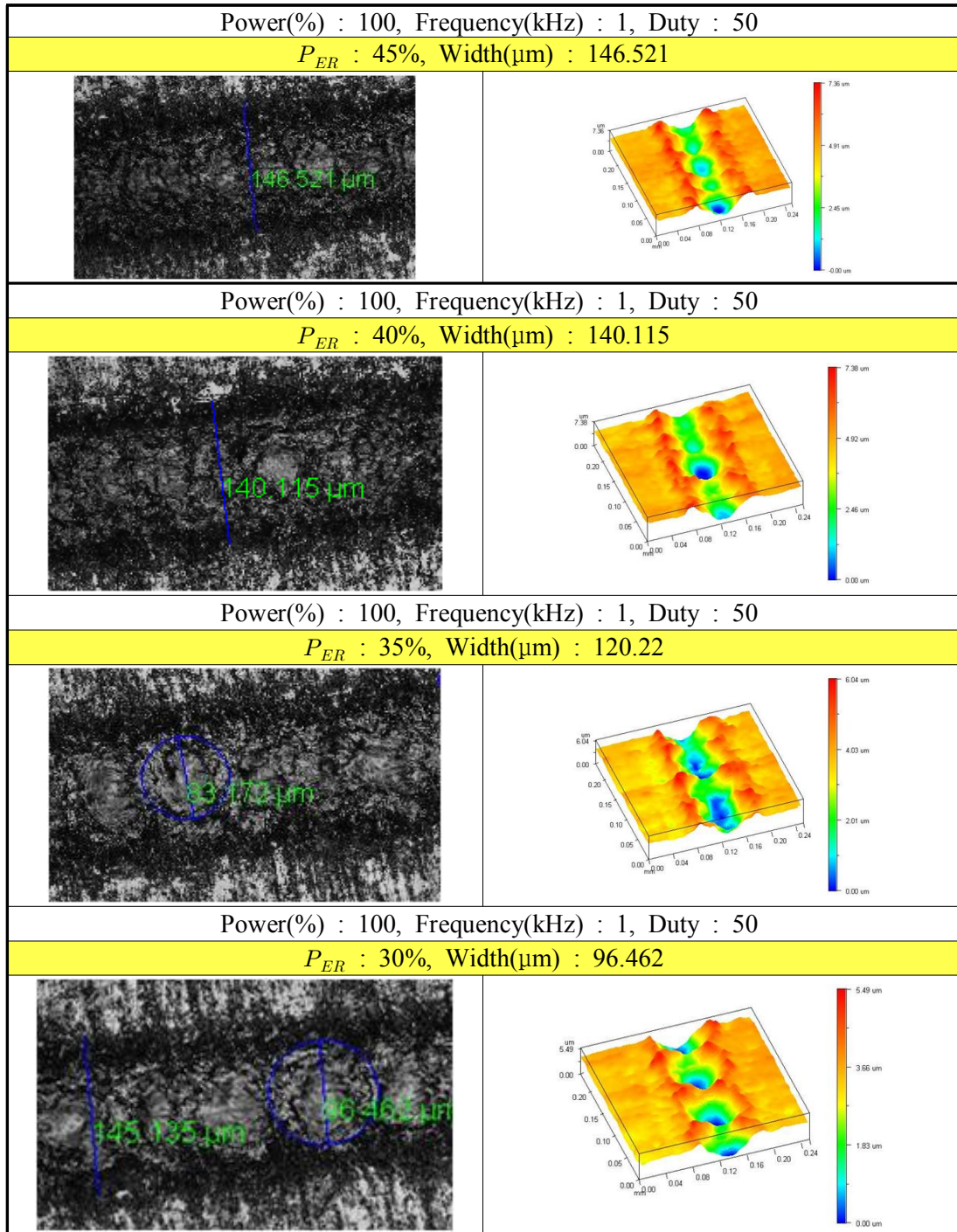
면에 입사되었을 때 입자의 반발력으로 흠 주위의 입자들 사이의 전자기력과 점성력 등 복합적인 작용으로 용기부와 합몰을 일으킨다. 이러한 과정은 거의 동시에 일어나지만 미소시간에 순차적으로 발생되어 소재 내부로의 열 흡수와 주변부로의 흐름 및 전달, 레이저 빔을 소재 표면에 조사했을 때 입자의 순간적인 초기 증발과 열 확산에 의한 팽창과 냉각 수축과정으로 임플란트의 표면이 변형된다.

레이저빔은 일련의 에너지입자로서 시간함수의 함수로 조사 시간과 펄스지속시간의 변화에 따라 레이저빔의 광자와 상호작용할 때 질량변화가 발생한다. 즉 에너지 입자가 매우 빠른 시간 내에 광자와의 충돌로 운동에너지로 바뀐다. 이러한 운동에너지가 재료표면에 부딪치게 되면 충격에너지로 변화되고 금속원자배열을 불규칙적으로 깨뜨려 충격압축과가 만들어져 에너지가 집중되는 부분에 반발압력이 발생한다. 이러한 반발압력은 흠의 용기부보다 압력을 적게 받고 있는 표면으로 금속증기와 용융물이 질량운동을 일으키면서 흠 주위로 밀어 올라간 모습을 하고 있다.

식(53)으로 나타낸 중첩도가 증가할수록 스크라이빙 폭이 증가하고 있고 중첩도가 65%일 경우 $145.595 \mu m$ 였다. 중첩도 0%일 경우는 임플란트 표면에 침투된 직경이 $77.219 \mu m$ 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. 침투 깊이를 나타내는 식(53)으로 계산한 침투 깊이가 $2.2 \mu m$ 인 경우를 고려하면 펄스를 조사한 숫자가 $100 Hz$ 이고 합금 성분 때문에 발생하는 금속 소재에 따라 각기 다른 저항에 의한 열전달 때문에 단일 펄스에 의한 계산값보다 약 38배 정도 크게 침투된 것을 확인할 수 있었다.



계속



계속

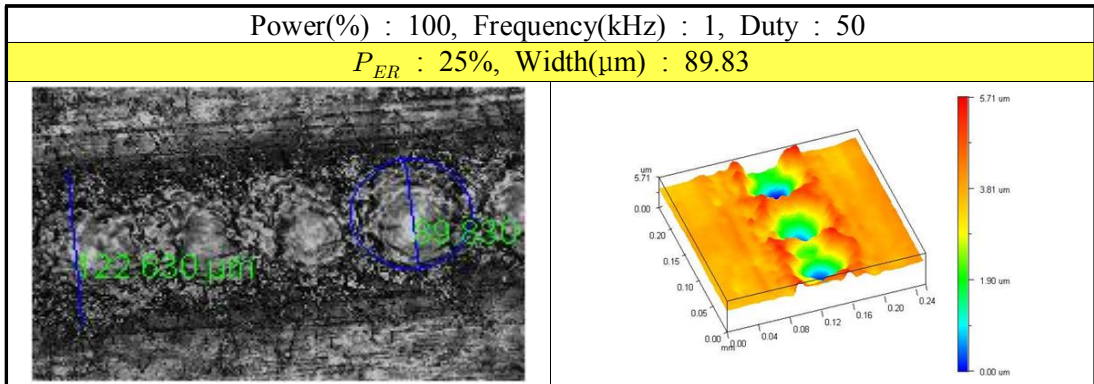


Figure 4-10(b) Surface shape change according to overlapping degree change of Q-switching Nd:YAG laser

임플란트는 Figure 3-22와 Figure 4-1에 나타난 것처럼 원뿔모양에 나사산과 골로 이루어져 있다. 이 임플란트가 피질골(Cortical bone)이나 해면골(Cancellous bone)에 식립되었을 때 부착력이 충분해야 한다. 직경이 작은 원뿔모양의 임플란트는 지지대가 음식을 씹을 때 강한 악압력을 견디어야 한다. 임플란트를 시술했을 때 충분한 접착력과 치아의 상부에 작용하는 모멘트를 견디어야 한다. 이 접착력과 모멘트는 환자의 골밀도가 일정하고 임플란트의 크기가 일정할 때 접착력(τ)과 임플란트의 표면적(A)의 곱으로 임플란트가 치골에서 버티는 힘(F)이 된다. 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 임플란트의 나사산 사이의 면적과 환자의 골밀도는 환자에게 이식되었을 때 임의로 바꿀 수가 없다. 이와 같은 한계성을 극복하기 위해 임플란트의 나사산과 나사산 사이의 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 변화를 Figure 4-10에서 중첩도의 변화에 따른 결과를 0%에서부터 65%까지 변화시키면서 실험한 결과를 총괄적으로 나타냈다.

그러나 표면적의 증가는 구강의 뼈와 임플란트 결합에 밀접한 관련이 있으나, 표면 거칠기가 일정 한계를 초과하면 기계적 특성에 영향을 미치고, 부식 저항의 원인이 되기도 하며 임플란트의 유효질량이 감소하면서 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.

Figure 4-11은 P_{ER} 주파수와 Duty를 일정하게 유지하고 같은 작업 거리에서 파워(%)의 변화에 따른 스크라이빙 폭의 변화를 고찰하였다. 본 실험장치의 최대 출력에 대한 파워가 50~100% 이내에서는 스크라이빙 폭의 변화가 10 μ m 정도밖에 차이가 나지 않았다. 그러나 파워가 80~100%일 때 스크라이빙 깊이가 다른 공정에 비해 크게 나타났다. 파워밀도가 증가하면서 임플란트 표면에서 단위시간당 에너지가 축적되면서 침투깊이가 증가하는 현상이다.

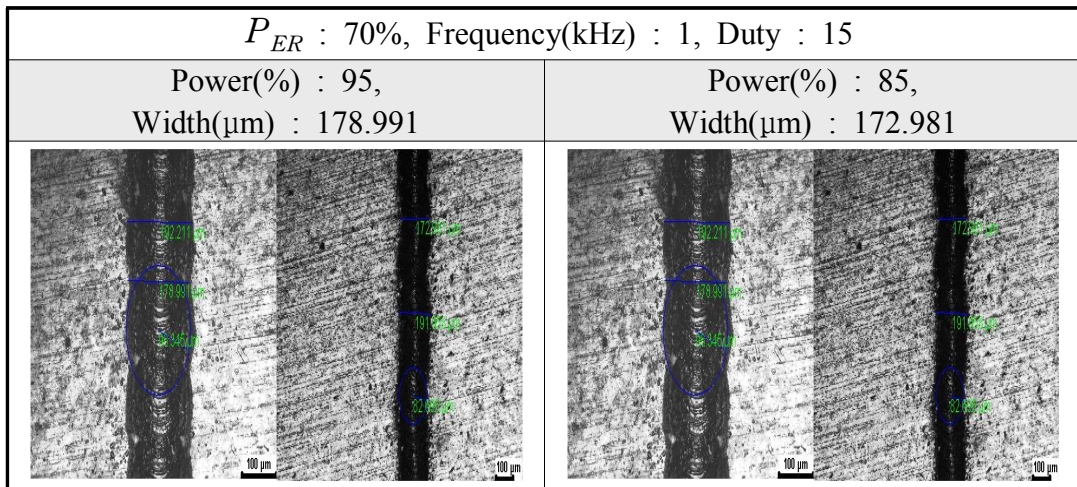


Figure 4-11 Scribing width change according to power change of Q-switching Nd:YAG laser

Figure 4-12는 식 (53)으로 설명한 증침도의 변화에 따른 스크라이빙 폭의 변화를 나타낸 것이다. 주파수는 1kHz로 하고 step size는 10 μ m로 고정하고 Duty변화에 대한 스크라이빙 변화를 나타냈다. Duty가 60 정도까지 증가한 이후 급속하게 감소하는 것을 볼 수 있다. Duty는 부하 주기로 펄스와 펄스 사이 시간을 T_F 라하고 펄스 기간 즉 펄스폭을 T_P 라 할 때 T_P/T_F 로 정의된다. Duty 값이 10~60까지는 스크라이빙 폭이 약 98.436 μ m ~ 153.693 μ m로 증가한 후 Duty 값이 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 연속파레이저 특성으로 그 특성이 변화하고 있음을 나타낸다. 그 결과 Figure 4-8에 나타난 것처럼 어블레이션에 의해 매우 빠른 시간에 임플란트 표면에서 광자와 입자 사이에 상호작용해야 할 레이저의 에너지가 표면에서 내부로 열전달에 의한 에너지 손실로 나타나는 현상이다. 또는 펄스와 펄스 사이 기간이 줄어들면서 Duty가 감소해도 동일한 결과를 나타낸다. 이러한 현상은 본 연구에 활용하고 있는 Nd:YAG 레이저는 4 준위 레이저로 펄스기간 중 상준위(upper-level)에 충분히 밀도 반전이 이루어지고 순간적으로 펄스가 발진되어야 하는데, Duty 기간이 길어지면 오래기간 동안 하준위(lower-level)로 이완되면서 상준위의 에너지밀도가 낮아지기 때문에 발생하는 현상이다.

중첩도와 스크라이빙의 폭만을 고려할 경우 중첩도가 40% 이하에서는 스크라이빙 폭이 상대적으로 작게 나타나고 있다. 중첩도가 작을 경우는 펄스레이저의 빔이 각각 펄스 단일 펄스형태로 시편의 표면에 독립적으로 조사되기 때문이다. 시편에 조사된 펄스가 이웃하는 펄스와 독립적으로 조사될 경우 레이저 빔이 조사되는 순간 에너지가 시편의 내부와 주변부로 열전달이 되어 확산되기 때문이다. 이 열전달에 의한 에너지 확산으로 열영향부가 발생한다.

중첩도가 증가하여 60% 이상이 되면 스크라이빙 폭이 급격히 증가한다. 펄스 레이저빔을 시편에 조사하면 광자가 시편 표면의 입자와 상호작용하고 주변부로 열이 확산되기 전에 또 다른 펄스 빔이 중복되어 조사되는 비율이 높아지면서 나타나는 현상이다. 이때는 단위 면적당 조사되는 에너지 크기가 증가하면서 용융과 증발 현상이 복합적으로 나타난다. 시편 표면에서 용융된 부분은 시편의 점성유동, 증발에 의한 기화, 침투깊이에 대한 반발력 등이 복합적으로 작용하면서 스크라이빙 폭의 변동이 심하게 변동하게 된다. 본 실험 조건에서 중첩도가 90% 이상으로 증가하면 임플란트 표면에 있는 입자가 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 임플란트 직경이 축소되어 강도에서도 문제가 발행 할 수 있어 매우 바람직하지 못한 결과를 만들 수 있다.

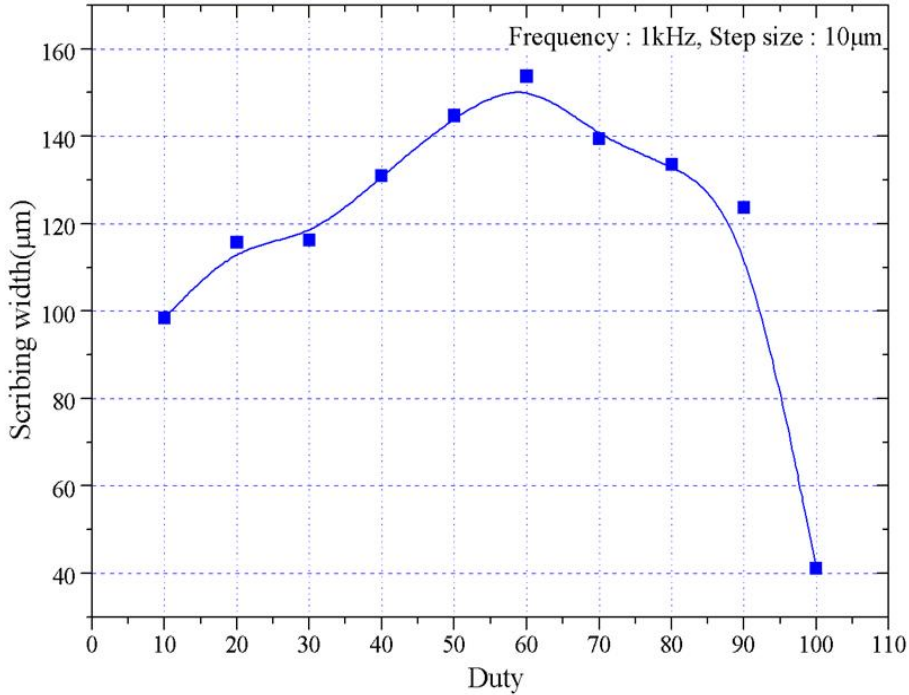
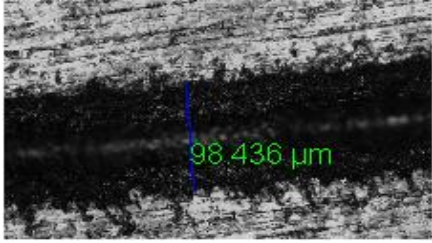
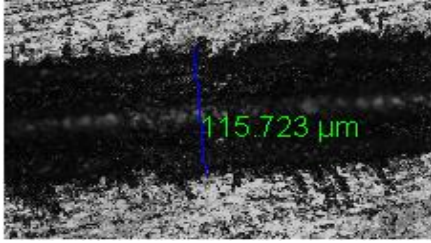
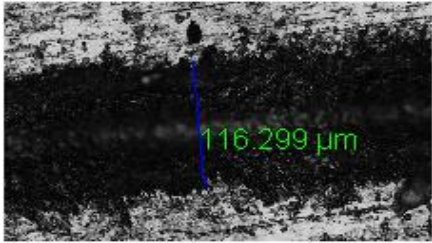
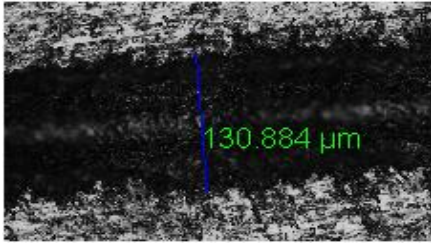
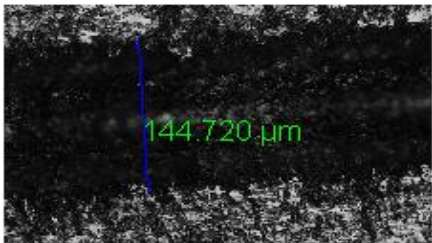
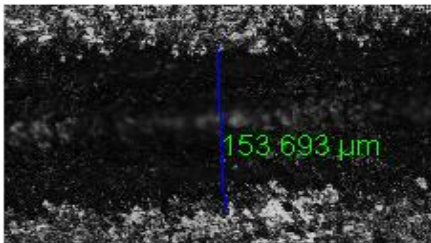


Figure 4-12 Change of scribing width after laser beam irradiation

Figure 4-13은 P_{ER} 가 65%이고 파워와 주파수를 고정한 후 Duty 변화에 따른 스크라이빙 폭의 변화를 나타냈다. 중첩도가 65%에서 Duty가 증가할수록 스크라이빙폭이 약 $150\mu\text{m}$ 정도까지 증가하였다. Duty는 펄스와 펄스 사이 시간을 T_F 와 펄스기간 즉 펄스폭 T_P 의 비(T_P/T_F)로 나타기 때문에 펄스가 조사되는 형태에 따라 달라진다. 펄스폭 T_F 가 일정할 경우 펄스폭 T_P 가 증가할수록 Duty가 증가한다. 펄스폭이 증가한다는 것은 레이저 에너지가 단위시간 내에 조사되는 시간이 길어진다는 의미이기 때문에 연속파 레이저 특성에 가까워진다. 연속파 레이저 특성에 가까워지면 침투 출력으로 짧은 시간에 시편에 조사되어 가공이 완성되는 펄스레이저 특성을 상실하게 된다. 이렇게 되면 레이저 빔이 시편에 조사되는 동안 시편의 표면이 상대적으로 오랜 시간 레이저빔에 노출되고, 이로 인하여 용융을 발생시키는 에너지가 주변부로 확산되면서 스크라이빙 폭이 증가하게 된다. Duty가 더욱 증가하여 70 이상이 되면 스크라이빙 폭이 오히려 감소하고 있다. 이것은 Nd:YAG레이저가 펄스 형태로 발진될 때 나타나는 현상으로 4준위 레이저에서 나타날 수 있다. 기저상태에서 상부준위에 밀도반전에 의해

축적 에너지가 상대적 오랜 시간 동안 레이저 방출이 되어 상부준위의 에너지 밀도가 낮아지면서 나타날 수 있는 현상으로 판단된다. 만일 임플란트 표면에 스크라이빙 폭을 줄여서 여러 개의 스크라이빙으로 가공하고자 할 때에는 본 실험의 공정조건의 경우 Duty를 70이상으로 증가시켜 스크라이빙 폭을 조절할 수도 있을 것이라고 판단한다.

$P_{ER} : 65\%$, Power(%) : 100, Frequency(kHz) : 1	
Duty : 10, Width(μm) : 98.436	Duty : 20, Width(μm) : 115.723
	
$P_{ER} : 65\%$, Power(%) : 100, Frequency(kHz) : 1	
Duty : 30, Width(μm) : 116.299	Duty : 40, Width(μm) : 130.884
	
$P_{ER} : 65\%$, Power(%) : 100, Frequency(kHz) : 1	
Duty : 50, Width(μm) : 144.72	Duty : 60, Width(μm) : 153.693
	

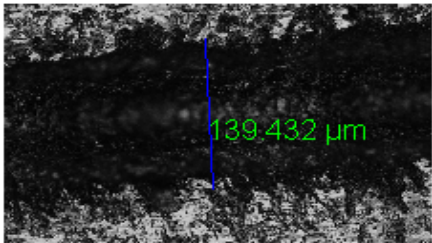
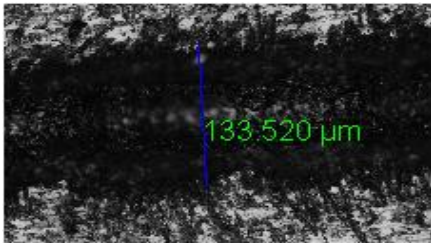
P_{ER} : 65%, Power(%) : 100, Frequency(kHz) : 1	
Duty : 70, Width(μ m) : 139.432	Duty : 80, Width(μ m) : 133.52
	

Figure 4-13. Scribing width change according to duty cycle change of Q-switching Nd:YAG laser

Nd:YAG 레이저로 임플란트 표면처리 할 때 나타나는 여러 현상을 살펴보았다. 비교적 직경이 작은 임플란트가 단위면적당 접촉 부위를 증가시켜 골조직에 대한 부착력을 높일 수 있도록 임플란트 표면의 처리에 대한 대안적 결과를 도출하기 위해 연구를 진행했다. 레이저를 이용한 임플란트 전용 시스템을 개발하기 위해 공정기술을 개발하고 이를 바탕으로 최적의 광학계의 구성과 임플란트를 고정시킬 수 있는 지그 등을 설계하여 시스템을 제작하였다. 레이저 빔이 티타늄 표면에 조사되었을 때 물리적 역학 관계를 종합적으로 설명하기 위해 아래와 같이 Figure 4-14을 이용하였다. 기존의 레이저 표면처리에 의한 임플란트 표면에 방식은 Figure 4-14와 같이 일정한 간격으로 펄스 형태로 조사되는 Nd:YAG 레이저를 반복 조사(irradiation)시켜 2, 3과 같이 표면형상이 변화시키는 개략도이다. 레이저 빔이 임플란트 표면에 조사하면서 천공하는 방식으로 형성된 모습을 보여주고 있다. 이는 일종의 천공방법으로 마이크로의 차원을 갖는 크기의 구멍(hole)을 만들어 표면적 증가로 인한 표면마찰력을 향상시키는 기술이다.

Figure 4-15은 Figure 4-14로 나타낸 결과로 형성된 마이크로대의 구멍의 측면도(단면도)을 나타낸 것이다. 그림에서 1은 모재인 티타늄 소재이고 3은 레이저빔의 열충격으로 팽창되어 융기된 높이를 h 로 나타냈다. 펄스레이저빔을 조사시킨 후 임플란트 표면의 D 와 d 로 표시되는 종횡비는 8과 같이 융기된 형상에 대한 특성으로 골(bone)과 임플란트의 표면접착력을 증가시킨다. 레이저 빔의 광자자 인플란트 표면에 파장이 $1.06\mu m$ 의 높은 에너지로 입사시키면 입자를 결속력을 분리키면서 반발력으로 흡이

형성된다. 반발력으로 에너지를 잃은 일부 에너지가 열로 변환되면서 흙의 입구부가 융용되어 부착되는 현상을 Figure 4-15의 8로 도식화해서 나타냈다.

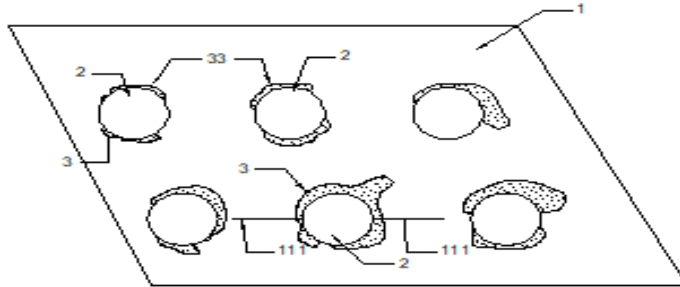


Figure 4-14 Drilling by Pulse Irradiation

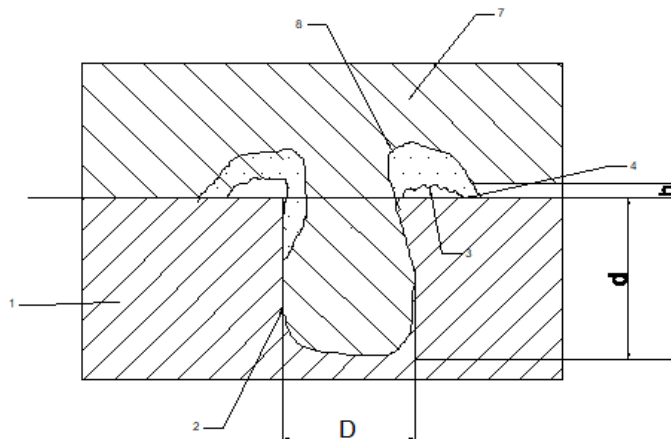


Figure 4-15 Schematic diagram by laser perforation

Figure 4-16과 Figure 4-17은 주파수와 Duty를 각각 1kHz, 50으로 고정하고 스텝사이즈(이하 SS)를 변화시켜 실험하였을 때 스크라이빙 폭(width)의 변화와 오버랩된 현상을 관찰하였다. SS가 50 이상으로 증가될 때는 오버랩현상이 관찰되지 않았고, 일정한 간격으로 원기둥형태의 표면가공부위가 나타났다. 이러한 결과는 선행연구자들에 의해 검증되었고, 이로 인해 임플란트 표면과 생체골(bone)의 유효접촉력 즉, 표면적이 증가한다고 결론지었다.

그리고 기존의 선행연구들은 레이저빔이 조사된 후 표면형태 및 구조만을 고찰하

였고, 임상실험이나 예측된 임플란트 표면과 골의 접촉 면적을 연구하였다. 실제로 동물을 통해 임상실험을 진행한 결과[3,5]는 임플란트와 골의 표면제거력이 기존의 기계 가공이나 또 다른 표면처리 방법에 비해 우수한 기계적 특성을 지닌다고 증명하였다. 하지만 레이저빔과 임플란트 표면의 상호작용에 따라 표면구조와 형태가 달라짐을 확인할 수가 없기 때문에 최적 공정변수로 표면처리가 이루어졌음을 판단하기 힘들다. 그러므로 본 연구에서 레이저빔을 이용한 임플란트 표면처리에 필요한 최적의 공정을 제시하고자 연구를 진행하였다.

기존의 선행연구들은 선별된 공정조건으로 티타늄 표면을 조사했을 때 구멍형태를 제시하였고, 또 다른 조건으로 구멍형성시 발생하는 이차적인 표면(테두리)의 변화가 표면거칠기를 향상시켜 임플란트와 골의 접촉표면적을 평가하였다. 하지만 앞서 언급했듯이 레이저빔은 가우시안분포를 유지하기 때문에 표면형상이 반구형태가 나타나지 않았다.

Figure 4-17에서처럼 실험결과를 토대로 표면형상을 조합한 결과는 구멍형태(구조)로 변화시켰을 때 표면적은 증가되지만 그 값을 그리 크지 않다. 특히 실험에 의하면 반구형의 표면적을 계산했을 경우 본 실험에서 사용된 스크류타입 임플란트는 CNC가 공한 시험편은 나사산을 가공하지 않고 나사골의 표면적을 계산할 경우 106.7mm^2 이다. 만약, 레이저빔에 의해 형성된 스크라이빙 홈의 직경이 $77.219\mu\text{m}$ 일 때 가공횟수(2,782)와 반구의 표면적을 계산한 결과 213.3mm^2 으로 약 2배로 증가하였다.

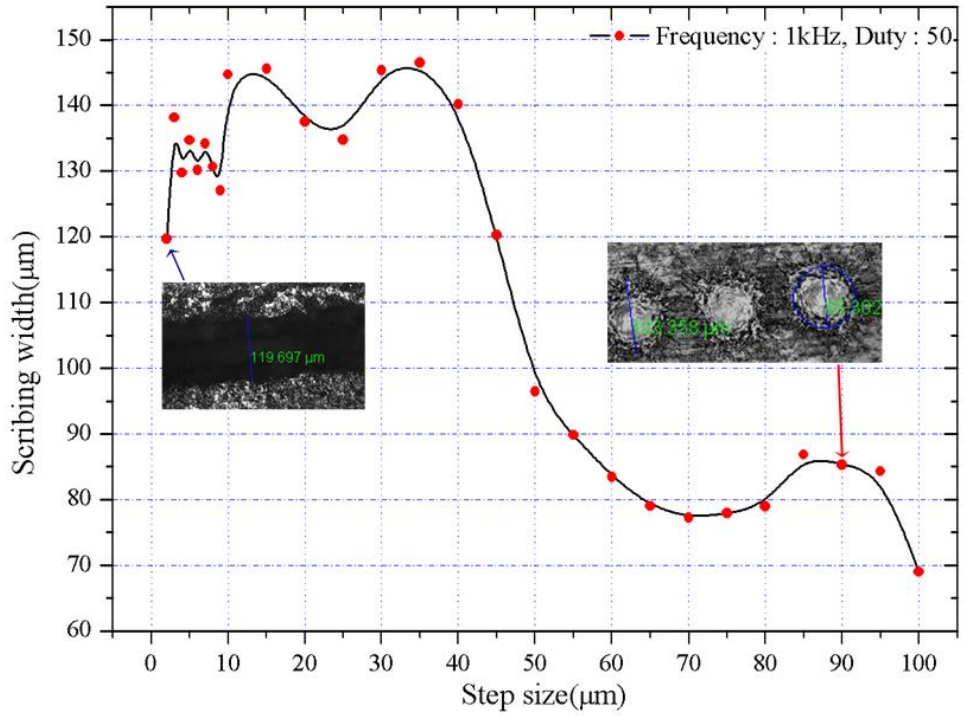


Figure 4-16 Scribing width change according to step size change

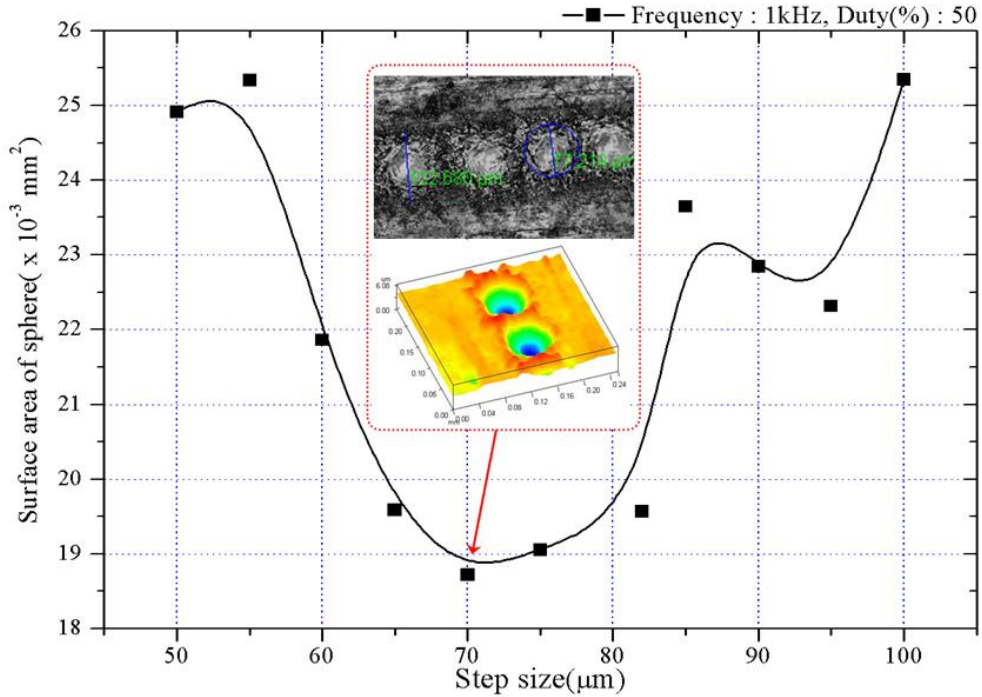
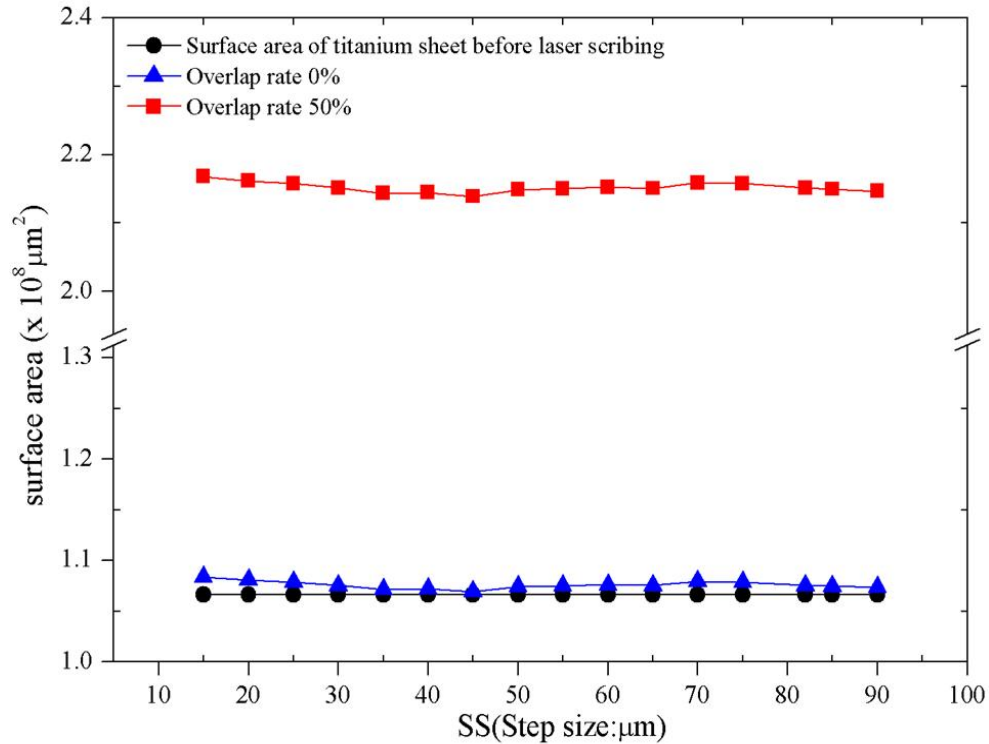


Figure 4-17 Effect of surface area according to step size change (in case of hemispherical shape)

Figure 4-18은 Nd:YAG 레이저와 동일한 방법으로 표면적을 반구형태로 설정한 후 표면적을 비교한 결과로서 레이저빔 출력과 주파수를 각각 70%와 20kHz로 고정하고 빔이송속도에 대한 표면적을 나타낸 결과이다. 빔이송속도가 150mm/sec이상으로 증가했을 때는 표면적이 약 2×108mm²으로 Nd:YAG 레이저빔과 같은 면적을 가지고 있다. 그러나 150mm/sec이하의 빔 이송속도로 가공속도를 느리게 변화시켰을 때 어블레이션된 구멍의 폭보다는 깊이방향으로 침투되는 에너지가 증가하여 어블레이션된 깊이가 다른 공정에 비해 커졌다.

이와 같은 현상은 티타늄 표면에 조사되는 레이저빔의 에너지 변화가 평균출력, 침투 출력 및 펄스지속시간 등에 의해 결정되고, 시간변화에 따라 펄스당의 침투 출력과 펄스당 에너지가 반비례하므로 빔 이송속도가 빠르게 진행함에 따라 펄스당 에너지가 감소하였기 때문이다.



**Figure 4-18 Effect of surface area according to step size change
(Gaussian beam shape)**

Figure 4-19는 레이저빔 출력변화에 따른 멀티패스된 빔 형태와 스크라이빙 폭과 깊이 변화를 고찰한 결과이다. 앞서 단일 패스된 빔 형태와 유사하게 레이저빔 출력이 증가할수록 스크라이빙 폭은 증가하였지만 50~60 μm 내외로 에너지 변화에 따라 민감하게 반응하지는 않았다. 스크라이빙 폭이 레이저빔 출력이 100%일 때는 스크라이빙된 깊이는 단일 패스된 레이저빔 보다 약 2배 정도 감소하였다. 그리고 Figure 4-20에서 보는 바와 같이 스크라이빙된 깊이가 단일 패스된 레이저빔보다 약 2배정도 증가하였다. 이와 같은 현상을 좀더 세밀하게 표현하기 위해 Figure 4-21과 같이 종횡비를 고찰한 결과 멀티 패스된 레이저빔은 파워가 증가할수록 0.16~0.22 이내를 형성하지만 단일 패스된 레이저빔은 파워가 증가할수록 선형적으로 감소하였다. 이와 같은 현상은 멀티패스된 레이저빔이 단일 패스된 빔보다 에너지의 집중된 상태 및 에너지 축적에 의해 열전도가 표면 주위 보다는 깊이 방향으로 증가하였기 때문이라 판단된다. 이와 같은 현상을 관찰하기 위해 Figure 4-22에 나타냈다. 실험결과를 나타내는 표면형상을

보게 되면 레이저빔 출력이 30%일 때를 제외하고 오버랩이 나타났으며, 일정한 스크라이빙 폭과 피치를 유지하고 있다. 또한, 표면에 레이저빔이 조사된 중심부 주위로 일종의 스페터 현상이 관찰되었다. 이런 현상은 고밀도 에너지빔인 광자의 운동에너지에 의한 충격력으로 표면의 자유전자를 깨뜨리고 원자들이 액상에서 높은 증기압에 의해 산발적으로 분출한 형태로 나타났다. 이와 같은 결과로 레이저를 이용하여 임플란트 표면처리 할 때 표면 거칠기를 향상시킨다. 레이저빔 파워가 60~90% 정도일 때 안정적인 표면형상과 스크라이빙 깊이를 얻었다. 다른 공정을 제어할 때 레이저빔 출력을 70%로 고정하여 가공하여도 본 연구에서 개발한 시스템이 유효함을 나타내고 있다.

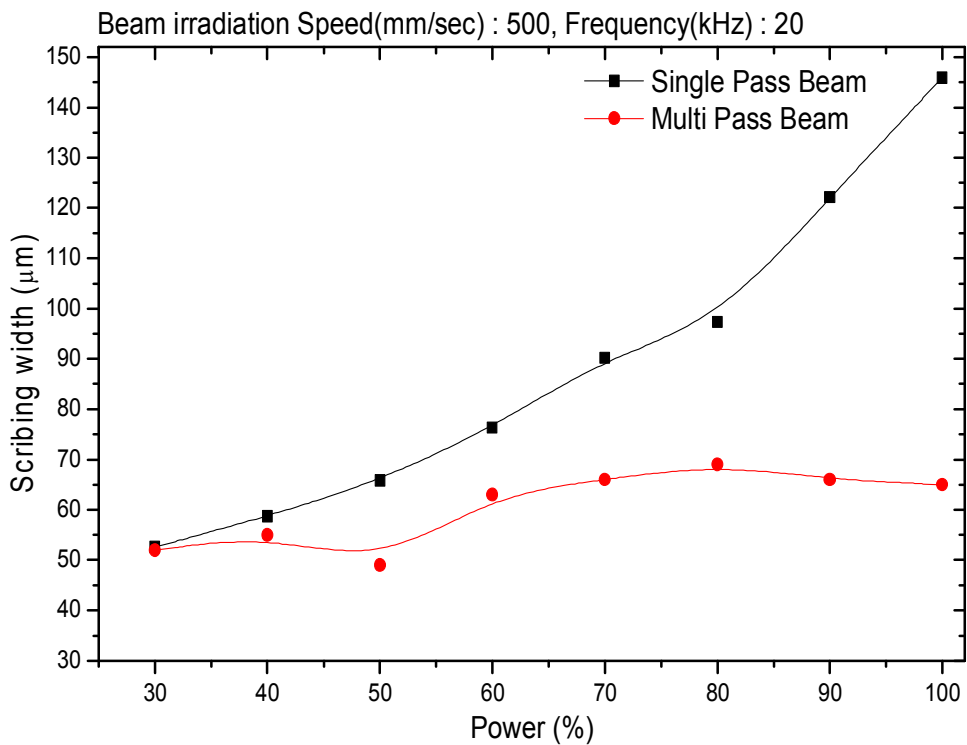


Figure 4-19 Variation of scribing width according to laser power change and beam path type

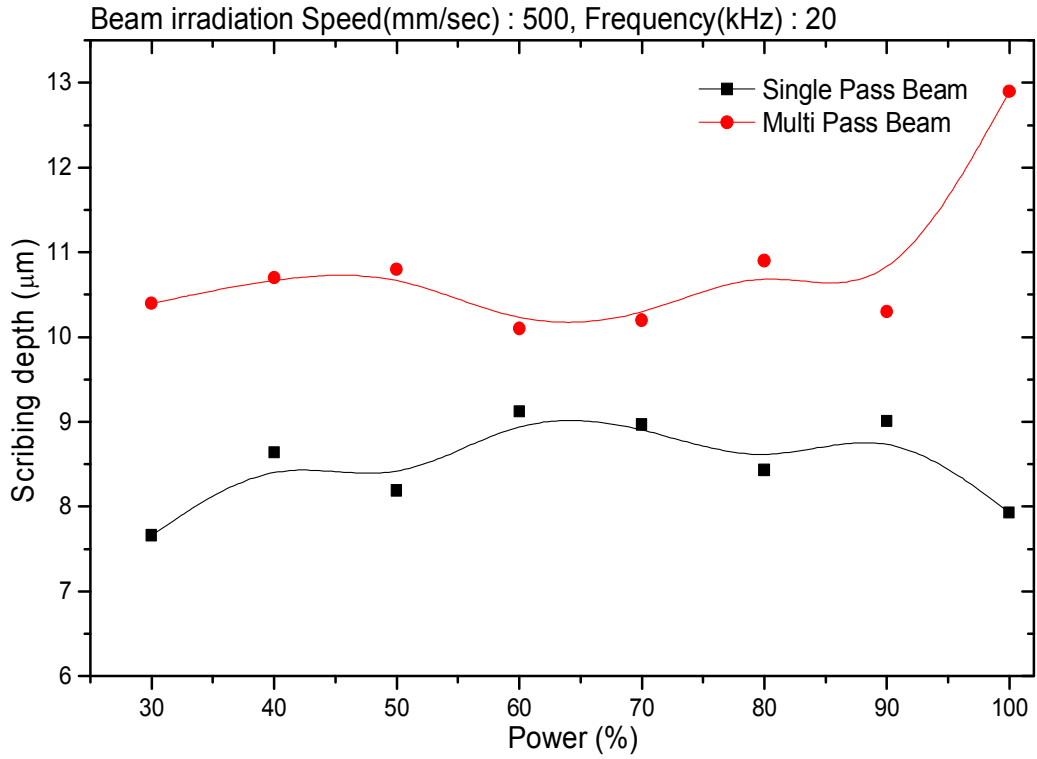


Figure 4-20 Variation of scribing depth according to laser power and beam path type

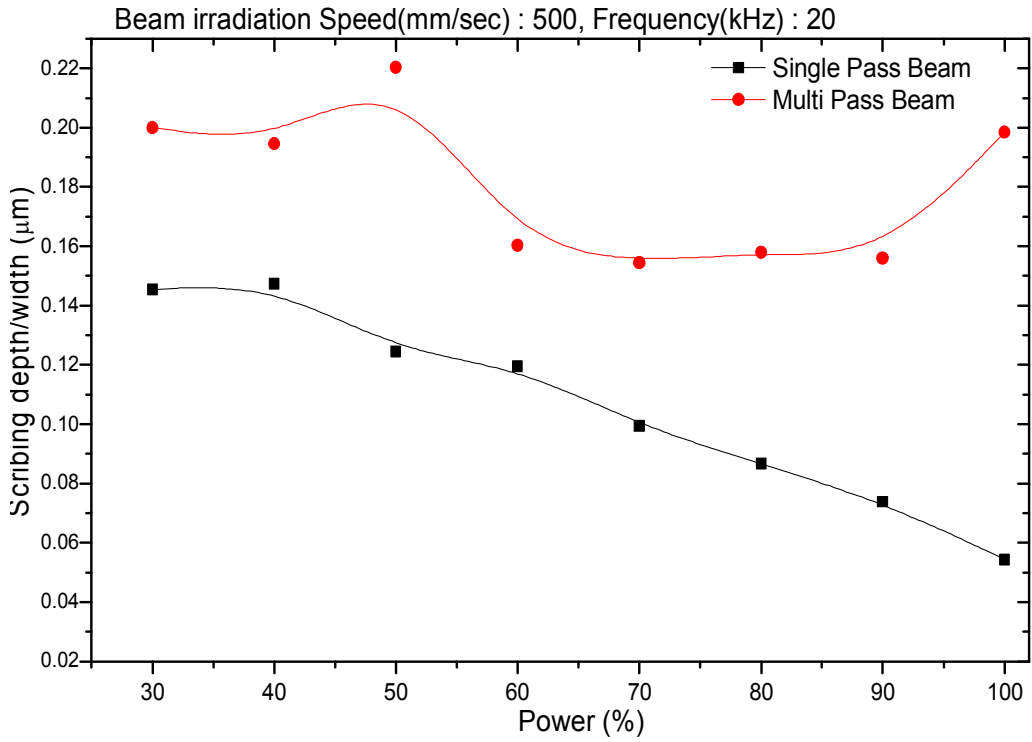
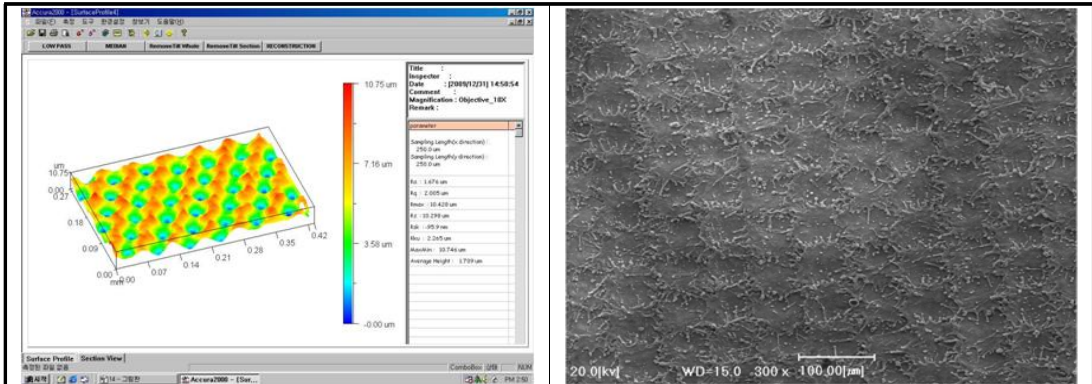
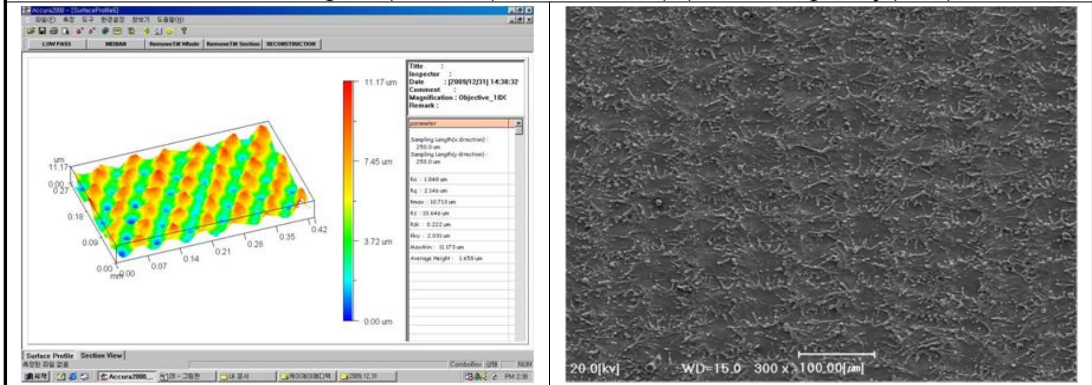


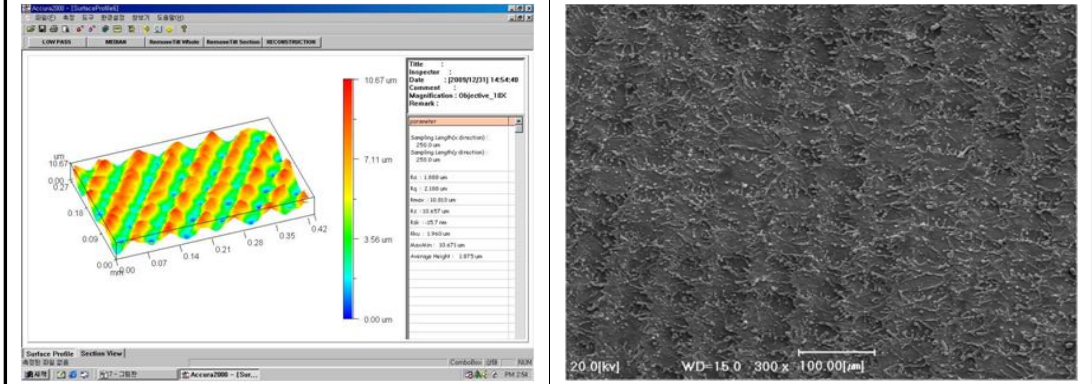
Figure 4-21 Variation of scribing aspect ratio according to laser power and beam path type



Beam irradiation speed(mm/sec) :500, Power(%) :30, Frequency(kHz) :20

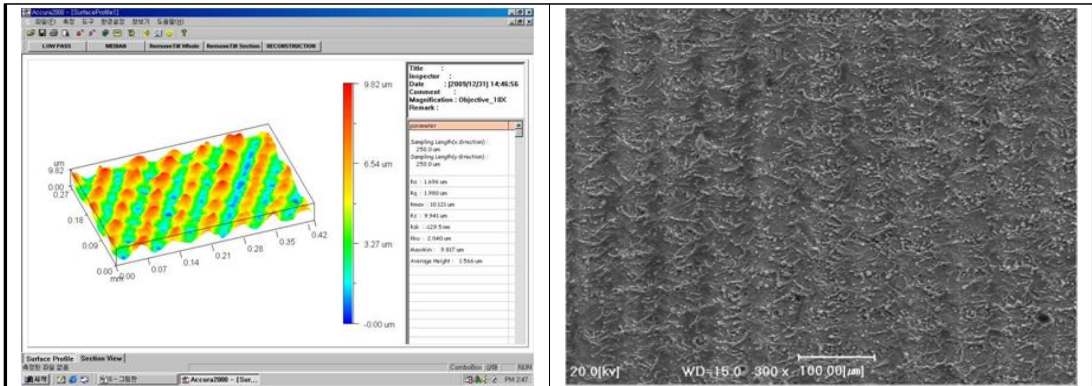


Beam irradiation speed(mm/sec) :500, Power(%) :40, Frequency(kHz) :20

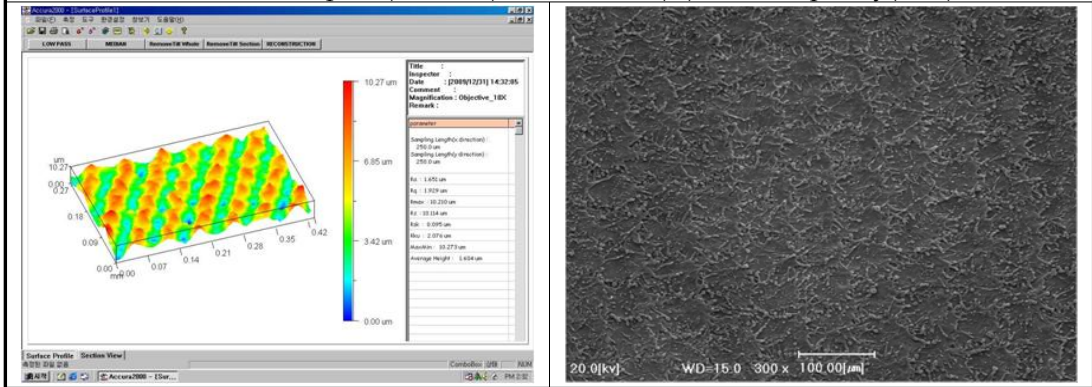


Beam irradiation speed(mm/sec) :500, Power(%) :50, Frequency(kHz) :20

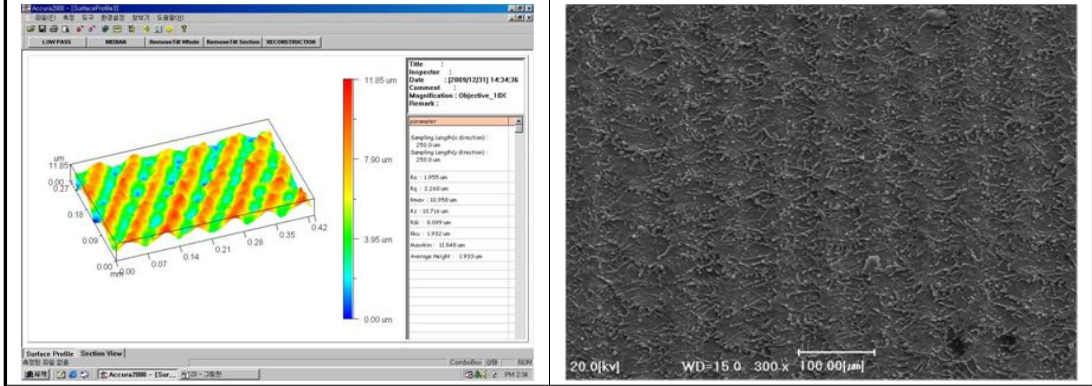
계속



Beam irradiation speed(mm/sec) :500, Power(%) :60, Frequency(kHz) :20



Beam irradiation speed(mm/sec) :500, Power(%) :70, Frequency(kHz) :20



Beam irradiation speed(mm/sec) :500, Power(%) :80, Frequency(kHz) :20

계속

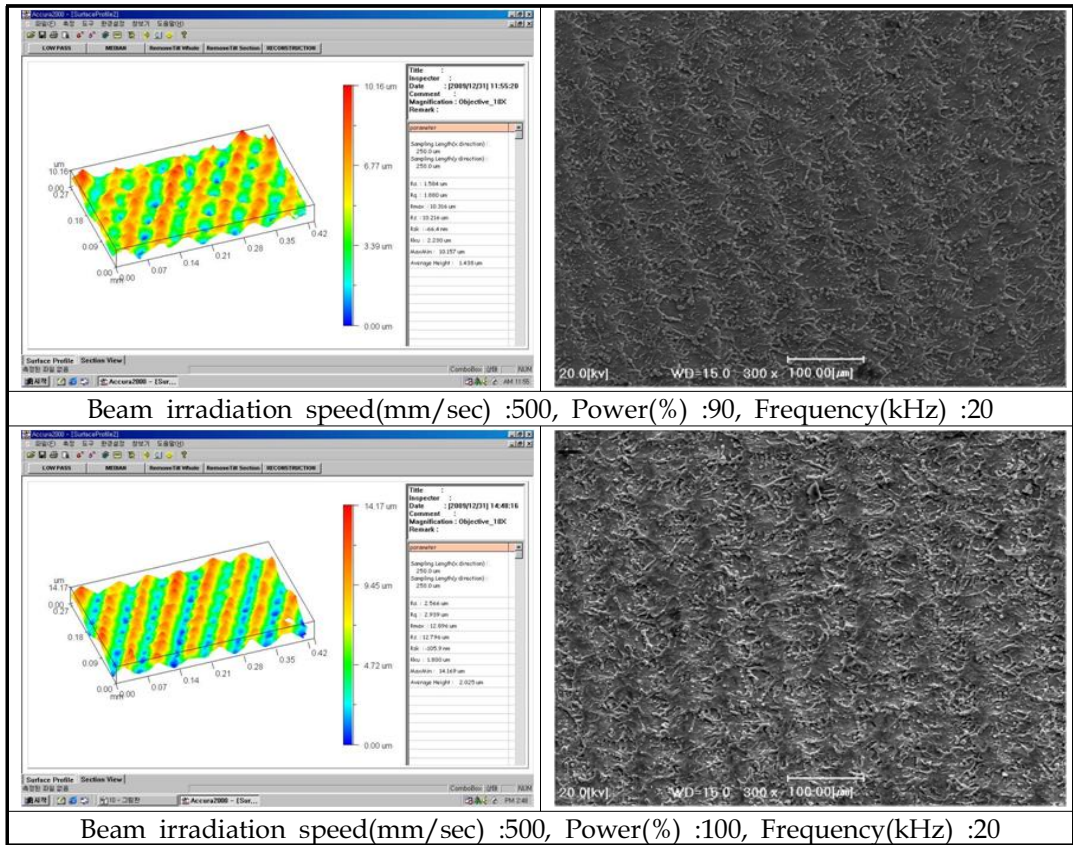


Figure 4-22 Changes in surface shape and roughness of multi-pass beams according to the change in laser beam power

Figure 4-23와 Figure 4-24는 레이저빔의 출력, 지그의 이송속도와 초점거리를 고정하고 주파수 변화에 따른 스크라이빙 폭과 깊이 및 표면형상학적 특성을 나타낸 것이다. Figure 4-19와 유사하게 멀티 패스된 레이저빔은 단일 패스된 빔보다 스크라이빙 폭이 작게 형성되었다. 깊이는 선형적으로 증가하여 최대 26µm 정도로 출력을 변화시킬 때 보다 향상되었다. 이와 함께 Figure 4-23에서 나타난 것처럼 스크라이빙 종횡비가 단일 패스된 레이저빔보다 멀티패스된 레이저빔일 때 약 4배가량 증가 되었다. 그러므로 주파수가 증가할수록 스크라이빙 폭보다는 깊이가 증가하는 것을 미루어 볼 때 주파수가 60kHz일 때 최적이라 판단되었다. 표면형상은 주파수가 20~40Hz일 때 스페터 현상이 많이 관찰되었지만, 그 이상으로 주파수가 증가했을 때는 일정한 간격의 나사산과 나사산 사이의 골에서 균일하게 형성되는 것을 관찰하였다. 이러한 나사산과 골에 형성되는 모양은 나사와 같은 구조로 되어있는 구조도 표면처리 할 수 있으

며 임플란트 표면과 인체 골의 표면접촉력을 증가시킬 수 있을 거라 판단하였다.

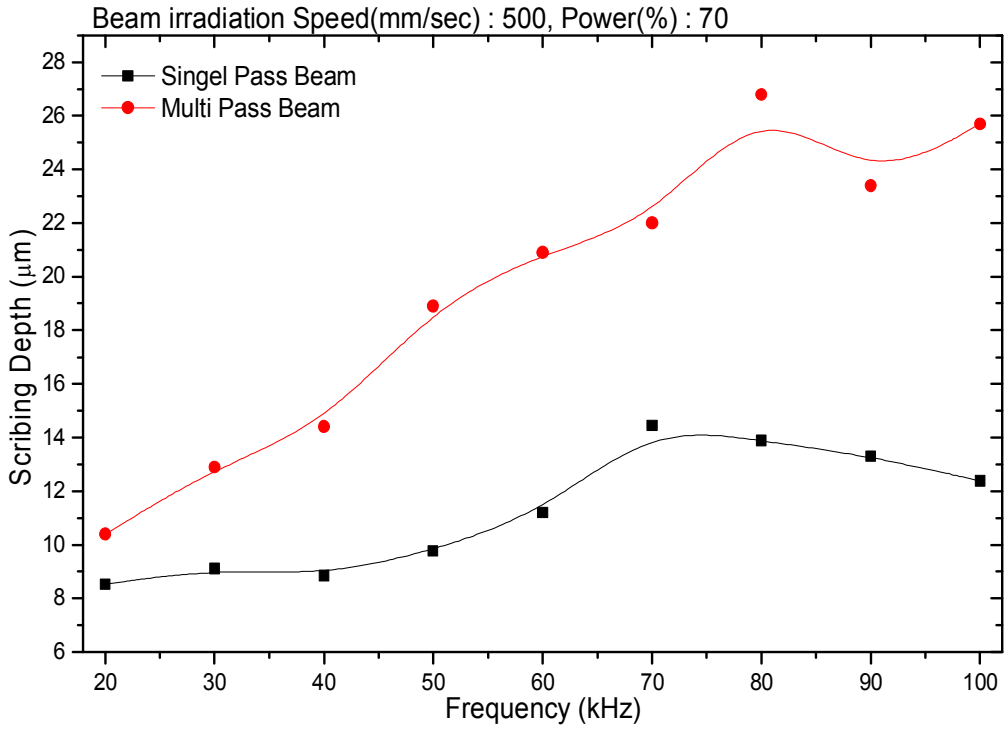


Figure 4-23 Variation of scribing depth according to frequency change and beam pass type

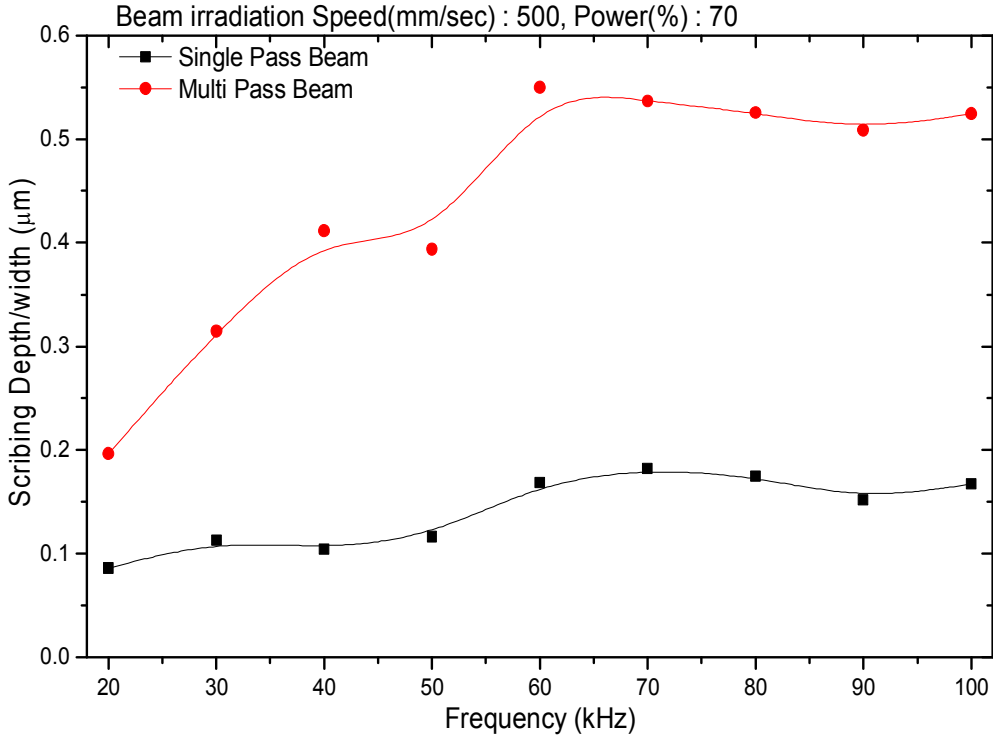


Figure 4-24 Variation of scribing aspect ratio according to frequency change and beam path type

Figure 4-25는 주파수변화에 따른 오버랩 즉 중첩율과 임플란트 표면에 마찰계수 (정지마찰계수)를 측정하여 비교한 결과이다. 왼쪽 종축은 중첩율을 나타내고 횡축은 주파수이며 오른쪽 종축은 마찰계수를 나타낸다. 임플란트 표면에서 레이저빔의 이송 속도는 500mm/sec로 하고 본 연구에서 개발한 시스템의 최대 출력의 70% 수준으로 일정하게 유지하고 실험한 결과이다. 오버랩이 증가함에 따라 마찰계수는 미소로 감소하였다. 오버랩과 마찰계수의 관점으로 볼 때 주파수의 변화는 임플란트 표면마찰력의 증가를 가져오지는 않지만 기존의 샌드블레이스팅 방법과 비교했을 때 마찰계수값이 약 2배가량 증가하였다.

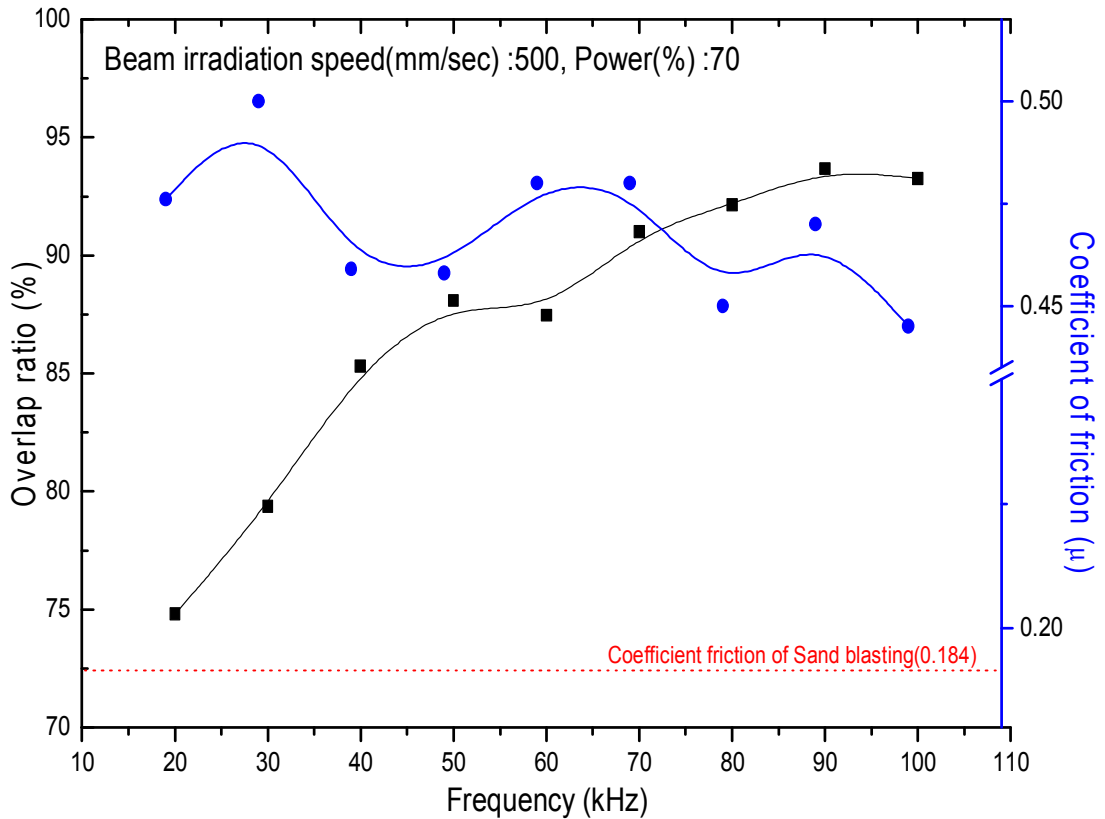


Figure 4-25 Overlapping ratio and friction coefficient change according to frequency change

본 연구개발의 주요 목적은 임플란트 표면에 레이저 천공방법 중 하나인 스크라이빙방법을 적용시켜 티타늄 박판 및 스크류타입 임플란트 표면처리하는 것이다. 레이저 빔이 임플란트 표면에 조사되었을 때 표면이 변형되어 결과적으로 표면적이 증가하면서 기존의 기계가공에 의한 임플란트 표면을 증가시키는 한계점을 극복할 수 있었다. 이와 같은 실험결과로부터 표면적을 증가시키기 위해 오버랩(overlap)시키는 공정변수를 스크류타입의 임플란트에 적용하여 최적의 공정을 개발하였다.

본 연구 결과 개발한 임플란트 표면처리 전용 레이저 시스템으로 가공한 결과를 Figure 4-26에 나타냈다.

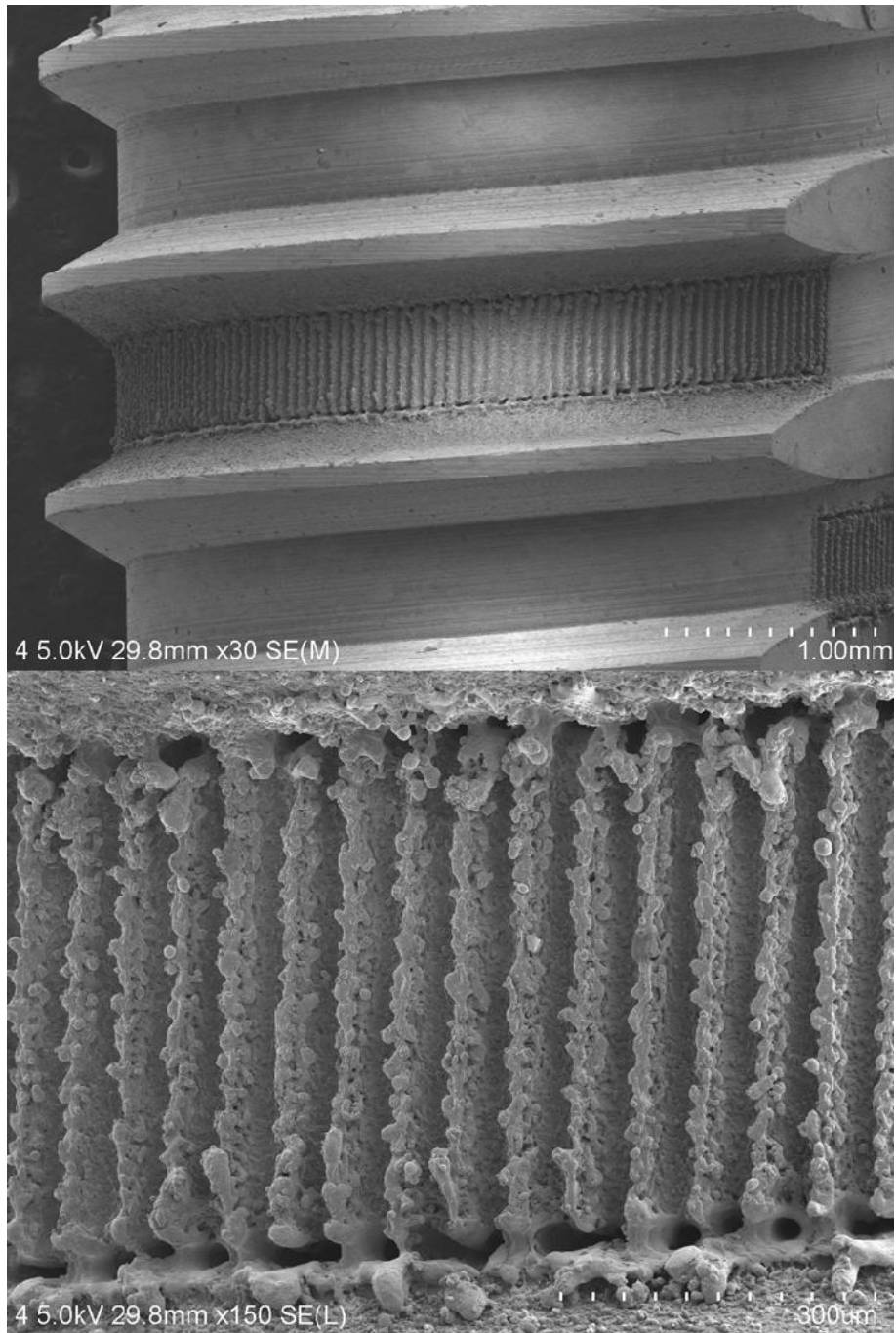


Figure 4-26 SEM picture after implant surface treatment

본 연구개발에서는 표면마찰력을 증가시켜 골(bone)과 임플란트 표면의 접착력을 향상시키기 위해 적용한 공정변수를 적용하면 임플란트가 치골구조에 밀착하여 식립될 것으로 판단한다. 중첩율을 조절하는 방법으로 싱글패스에 의한 독립된 천공의 형태를 가진 단면적보다 본 연구 결과로 제시한 임플란트의 경우 약 120%의 표면적 증가 효과가 있었다.

서론에서 설명한 선행연구의 방법은 스크류 타입의 임플란트에 레이저빔을 조사시킬 때 나사산(screw thread)과 나사골(bottom thread)을 모두 조사하기 때문에 레이저빔을 나사산과 나사골에 에너지를 무작위로 조사함으로써 변형이 발생하고, 나사산에 레이저빔이 조사되기 때문에 Figure 1-5에 나타난 것처럼 임플란트의 나사산이 용융되는 현상을 개선하였다. 이는 임플란트 표면에 정확하게 레이저 빔이 조사될 수 있도록 위치제어를 할 수 있는 시스템개발이 가능해서 이루어진 결과이다. 나사산과 나사산에 위치한 나사골에 레이저빔을 임플란트가 피골질과 해면골에서 부착력을 증가시킬 수 있도록 표면처리 한 결과이다. 본 연구 결과로 개발한 레이저 임플란트 표면처리 시스템은 레이저 표면처리 가공횟수는 300,000이 가능하며, 표면처리 시스템 가공오차는 50 μm 이내였다. 레이저 빔의 출력과 중첩율, 펄스 레이저의 조사 시간 등을 고려한 레이저 표면처리 속도는 최대 500mm/sec인 최적의 공정기술을 개발하였다.

제 5 장 결 론

고령화가 가속됨에 따라 치아 건강이 더욱 중요 해지고 있다. 치아 상태는 양질의 음식을 섭취하여 양호한 영양상태를 유지함으로써 최적의 건강을 유지할 수 있기 때문이다. 이와 같은 사회적 요구하에 따라 인공치아인 임플란트 기술이 보편화되어 가고 있다. 그러나 인공치아인 임플란트를 신체에 식립할 때 노령화에 따른 골밀도의 저하와 턱관절의 높은 악악력으로 치주 골에 대한 고정력에 문제가 발생할 수 있어 이를 개선하기 위한 전용 임플란트 표면가공 시스템을 개발하였다.

임플란트에 작용되는 악악력을 향상시킬 수 있도록 임플란트 표면적을 증가시키는 방법으로 레이저에 의한 표면처리 공정기술을 개발하고 이를 바탕으로 임플란트 표면처리 전용 시스템을 개발하였다.

시스템개발에 사용한 레이저는 4 준위로 발진 되는 펄스 형태로 발진되는 Nd:YAG 레이저를 사용했다. 4준위 레이저로 발진 되는 레이저 빔으로 소재를 가공했을 때 물리적 현상을 이해하기 위해 맥스웰 방정식으로부터 레이저 파장과 소재의 전기전도도 투사율 등을 고려한 표면과 형태의 침투깊이를 유도하여 정리하였다. 금속 표면에서 레이저 빔의 대부분은 반사되고 일부 소재 내부로 침투되는 데 이는 임피던스의 차이 때문에 발생하는 현상으로 이를 반사율로 정리하여 제시하였다.

펄스 형태로 발진되는 레이저에 대한 펄스의 주사속도, 집속빔의 크기, 펄스 기간, 펄스폭 등을 고려한 중첩율을 공정변수로 하여 최적의 상태를 결정하였다.

임플란트가 생체적합형으로 식립될 수 있도록 임플란트 구조를 BN Type, Duplo-Type, Z-Type로 제시하여 피질과 해면골에 100N의 하중을 수직 방향과 45°의 경사각을 주어 응력 실험을 하였다. 임플란트는 집중하중이 작용하면 치골에 문제가 될 수 있기 때문에 실험한 결과로 각각의 장단점은 있지만 임플란트에 수직으로 하중을 작용했을 때는 Duplo-Type가 양호하였다. 반면에 피질골의 경우는 Z-Type 응력을 분산하는 것으로 나타났다. 45°의 경사각으로 100N의 하중을 작용했을 경우 임플란트에 작용하는 응력은 Z-Type가 집중하중이 가장 작았다. 해면골의 경우에도 Z-Type의 경우 집중하중이 작게 나타났다.

초점면적이 작은 레이저 빔이 원통모양의 임플란트 표면에 조사될 때 에너지 분포

를 균일하게 하기 위해 $F \cdot \theta$ 렌즈를 채용하였고 사용자가 작업상태를 실시간에 평가할 수 있도록 확대경과 회전형 지그를 장착하여 모니터에서 확인할 수 있도록 시스템을 구축하였다.

이론 해석한 내용을 근거로 개발한 시스템에서 임플란트 표면에서 표면처리하여 그 결과를 얻었다. 펄스레이저의 조사 시간, 펄스레이저의 폭, 빔 이송속도와 중첩율을 변화시키면서 실험한 결과를 제시하였다. 단일 펄스로 조사되었을 때보다 멀티패스로 했을 경우 침투 깊이가 약 38배정도 크다는 것을 실험으로 얻었다. 멀티패스로 임플란트 표면에 조사했을 때 Duty 가 60 정도 일대 스크라이빙 폭이 약 $150 \mu m$ 로 가장 컸고 그 이후에는 급속하게 감소하여 최적의 에너지 흡수 영역이 있음을 얻었다.

주파수를 1kHz으로 하고 Duty를 50으로 하여 펄스의 중첩도를 변화시켜 표면처리할 경우 중첩도가 40% 이하에서는 스크라이빙 폭이 상대적으로 작게 나타나지만 60% 이상으로 증가하면 급격하게 스크라이빙 폭이 증가되는 현상이 나타났다.

본 연구 결과로 개발한 표면처리 전용 시스템에서 단일 펄스로 천공하였을 경우 종횡비가 8로 매우 크게 나타나 에너지 집중도 매우 높은 것을 확인하였다. 임플란트 표면처리에 일반적으로 사용하는 샌트블레이스팅 방법과 마찰계수를 비교 측정한 결과 약 2배 정도로 높게 나타났다.

이상과 같은 연구 결과를 바탕으로 산업현장 적합형 임플란트 표면처리 레이저 시스템을 개발하였으며 그 결과를 산업체에 기술 이전 하였다.

【참고문헌】

- [1] M. Bereznai., I. Pelsoczi., Z. Toth., K. Turzo., M. Radnai., Z. Bor. and A. Fazekas., "Surface modifications induced by ns and sub-ps excimer laser pulses on titanium implant material," *Biomaterials*, Vol. 24, pp.4197-4203, 2003.
- [2] A. Gaggi., G. Schultes., W.D. Muller.and H. Karcher., "Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implant surfaces a comparative study," *Biomaterials*, Vol. 21, pp.1067-1073, 2000.
- [3] Sung-Am Cho. and Sang-Kyoo Jung,"A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia," *Biomaterials*, Vol. 24, pp.4859-4863, 2003.
- [4] Milan Trtica., Biljana Gakovic., Dimitri Batani., Tara Desai., Peter Panjan. and Bojan Radak., "Surface modifications of a titanium implant by a picosecond Nd:YAG laser operating at 1064 and 532nm," *Applied Surface Science*, Vol. 253, pp.2551-2556, 2006.
- [5] A. Karacs., A. Joob Fancsaly., T. Divinyi., G. Peto. and G. Kovach., "Morphological and animal study of titanium dental implant surface induced by blasting and high intensity pulsed Nd-glass laser," *Materials Science and Engineering*, Vol. C23, pp.431-435, 2003.
- [6] G. Peto., A. Karacs., Z. Paszti., L. Guzzi., T. Divinyi. and A. Joob., "Surface treatment of screw shaped titanium dental implants by high intensity laser pulses," *Applied Surface Science*, Vol. 186, pp.7-13, 2002.
- [7] E. Gyorgy., I.N. Mihailescu., P. Serra., A. Perez del Pino. and J.L. Morenza., "Single pulse Nd:YAG laser irradiation of titanium: influence of laser intensity on surface morphology," *Surface and Coatings Technology*, Vol. 154, pp.63-67, 2002.
- [8] Vorobyev, A. & Guo, Chunlei. "Multifunctional surfaces produced by femtosecond laser pulses. *Journal of Applied Physics*," 117. 033103. 10.1063/1.4905616. 2015.
- [9] Milan Trtica, Biljana Gakovic, Dimiri Batani, Tara Desai, Peter Panjan, Bojan Radak., "Surface modifications of titanium implant by a picosecond Nd:YAG laser operating at 1064 and 532 nm," *Applied Surface Science*, 253, 2551-2556, 2006

- [10] C. Y. Park, Y. U. Lee, J. W. Song, Y. W. Kim, H. J. Park, H. K. Oh, S. Y. Ryn, K. H. Lee and H. S. Hwang, "Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion : Report of 5 Cases", Korean Association of Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgeons, Vol. 24, No. 1, 46-52, 2002.
- [11] Y. T. Yoo, Y. S. Oh, K. B. Ro and K. G. Lim, "Comparison of welding Characteristics of Austenitic 304 Stainless Steel and SM45C Using a Continuous Wave Nd:YAG Laser", KSME, Vol. 12, No. 3, 58-67, 2003.
- [12] Yoo, Y. T., Shin, H. J., and Ahn, D. G., "Characteristics of Laser Surface Hardening for SM45C Medium Carbon Steel using Continuous Wave Nd:YAG Laser," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 22, No. 11, pp. 51~58. 2005.
- [13] Na, S. J., Kim, S. D., Lee, K. E., and Kim, T. K., 1987, "A study on the Laser Surface Hardening of SM 45C Steel," Journal of the Korean Society of Mechanical E
- [14] Kim, J. D., Cho, C. D., Seo, J. W., and Cho, Y. M., "Prediction of Case Depth in Laser Beam Hardening," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 12, No. 6, pp. 87~95. 1995.
- [15] Choi, S. D., Cheong, S. H., Kim, G. M., Yang, S. C., and Kim, J. G., "Characteristics of Metal Surface Heat Treatment by Diode Laser," Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 6, No. 3, pp. 16~23. 2007.
- [16] Bae, C. I., Ok, C. H., Park, H. S., and Jun, T. O., "Wear Behavior of Laser Modified SM45C Steel," Journal of the Korean Society of Tribologists & Lubrication Engineers, Vol. 16, No. 1, pp. 15~21. 2000.
- [17] Na, G. D., Yoo, Y. T., Shin, H. J., and Shin, B. H., "Characteristics Induction and Laser Surface hardening of SM45C Steel," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 23, No. 7, pp. 39~50. 2006.
- [18] Shin, H. J., Yoo, Y. T., and Shin, B. H., "Characteristics of Surface Hardening for Hot Work Tool Steel using Continuous Wave Nd:YAG Laser," Journal of the Korea Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 4, pp. 57~67. 2007.

- [19] Kim, D. H., 2005, Laser Technology, Kyungmoon Publishers, Korea, pp. 50~53.
- [20] Na, G. D., Yoo, Y. T., Shin, B. H., and Shin, H. J., “A Study on the Surface Hardening of SCM4 Steel Using a Continuous Wave Nd:YAG Laser,” Transactions of the Korean Society of Machine Tool Engineers, Vol. 16, No. 5, pp. 24~32. 2007.
- [21] Shin, H. J., Yoo, Y. T., and Shin, B. H., “Characteristics of Surface Hardening for Hot Work Tool Steel using Continuous Wave Nd:YAG Laser,” Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 4, pp. 57~67. 2007.
- [22] Yoo, Y. T., Shin, H. J., and Ahn, D. G., “Characteristics of Laser Surface Hardening for SM45C Medium Carbon Steel using Continuous Wave Nd:YAG Laser,” Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 22, No. 11, pp. 51~58. 2005.
- [23] Na, S. J., Kim, S. D., Lee, K. E., and Kim, T. K., 1987, “A study on the Laser Surface Hardening of SM 45C Steel,” Journal of the Korean Society of Mechanical Engineers, Vol. 11, No. 1, pp. 53~62. 한국생산제조시스템학회지 Vol.21 No.6 2012. 12.997
- [24] Kim, J. D., Cho, C. D., Seo, J. W., and Cho, Y. M., “Prediction of Case Depth in Laser Beam Hardening,” Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 12, No. 6, pp. 87~95. 1995.
- [25] Choi, S. D., Cheong, S. H., Kim, G. M., Yang, S. C., and Kim, J. G., “Characteristics of Metal Surface Heat Treatment by Diode Laser,” Journal of the Korean Society of Manufacturing Process Engineers, Vol. 6, No. 3, pp. 16~23. 2007.
- [26] Bae, C. I., Ok, C. H., Park, H. S., and Jun, T. O., “Wear Behavior of Laser Modified SM45C Steel,” Journal of the Korean Society of Tribologists & Lubrication Engineers, Vol. 16, No. 1, pp. 15~21. 2000.
- [27] Na, G. D., Yoo, Y. T., Shin, H. J., and Shin, B. H., “Characteristics Induction and Laser Surface hardening of SM45C Steel,” Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 23, No. 7, pp. 39~50. 2006.
- [28] Shin, H. J., Yoo, Y. T., and Shin, B. H., “Characteristics of Surface Hardening for Hot Work Tool Steel using Continuous Wave Nd:YAG Laser,” Journal of the Korea Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 4, pp. 57~67. 2007.

- [29] Symietz, Christian & Lehmann, Erhard & Gildenhaar, Renate & Koter, Robert & Berger, Georg & Krüger, Jörg. (2011). “Fixation of bioactive calcium alkali phosphate on Ti6Al4V implant material with femtosecond laser pulses. Applied Surface Science,” 257. 5208-5212. 10.1016/j.apsusc.2010.10.046.
- [30] Na, G. D., Yoo, Y. T., Shin, B. H., and Shin, H. J., “A Study on the Surface Hardening of SCM4 Steel Using a Continuous Wave Nd:YAG Laser,” Transactions of the Korean Society of Machine Tool Engineers, Vol. 16, No. 5, pp. 24~32. 2007.
- [31] Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. Clin Oral Implants Res 1995;6:24-30.9. Swami V, Vijayaraghavan V, Swami V. C
- [32] Lupi, Saturnino & Rodriguez, Arianna & Cassinelli, Clara & Iviglia, Giorgio & Tallarico, Marco & Morra, Marco & Rodriguez y Baena, Ruggero. (2019). Covalently-Linked Hyaluronan versus Acid Etched Titanium Dental Implants: A Crossover RCT in Humans. International Journal of Molecular Sciences. 20. 763. 10.3390/ijms20030763.
- [33] Kim, Y. S., Park, S. H., Shin, Y, j,. “ The Interaction for the pit formation ABS with laser beam ” koreascience.or.kr (Y, Kim 저술) 2004.
- [34] F-Theta 스캐닝 렌즈 | EKSMA 광학 (eksmaoptics.com)