

레이저 커팅에 의한 황반변성 치료제의 절단면 성상 및 유연물질 분석

이정원^{1,†} · 김용대¹ · 최용준²

한국생산기술연구원 지역산업혁신부문¹

(주)이노비즈²

Analysis of cutting surface description and impurities for macular degeneration medicine by laser cutting

Jeong-Won Lee^{1,†} · Yong-Dae Kim¹ · Yong-Joon Choi²

Regional Industry Innovation Department(Growth engine), Korea Institute of Industrial Technology¹

INNOBIZ Co., Ltd.²

(Received March 14, 2024 / Revised March 15, 2024 / Accepted March 31, 2024)

Abstract: : Macular degeneration is a disease in which the macula, the central part of the retina, is damaged and is one of the three major eye diseases along with glaucoma and diabetic retinopathy. Most of the optic cells and optic nerves are located here, and it is the most important place for vision as it is where images of objects are formed. The main symptom of macular degeneration is the inability to clearly distinguish the shape of objects or the ability to distinguish colors and light and dark. It is also a serious eye disease that causes black spots in the center of the field of vision. However, because it is difficult to distinguish from the form of vision loss caused by presbyopia, early diagnosis is often missed. The most commonly used treatment for macular degeneration is antibody injection therapy. This treatment requires regular injections once every 1 to 2 months. During antibody injection treatment, the fear of having to inject directly into the eye and the cost of repeated procedures over a long period of time are a great burden to patients. To overcome these problems, sustained-release preparations are being developed in special dosage forms using drug delivery systems. The drug release rate and release time can be adjusted, dramatically reducing the number of drug administrations. However, micro-implants ($\varnothing 0.46 \times 6.0 \text{mm}$), which are sustained-release preparations, are highly brittle because biodegradable resin (PLGA) and therapeutic agent are mixed in a 4:6 ratio. Therefore, there is a high risk of it being damaged during handling. When physical force is applied to the micro-implant to cut it to a certain size, the cutting surface is rough and the length is not accurate. Therefore, in this study, laser cutting equipment was used to cut the micro-implant. In addition, the cutting surface properties according to the laser type were analyzed, and in particular, the content of flexible substances (Dexamethasone Acid, Dexamethasone Ketone, Dexamethasone Aldehyde) according to heat exposure was analyzed.

Key Words: Macular degeneration, Drug delivery system, Micro implant, Pellet, Laser cutting, Impurities

1. 서론

우리나라를 비롯한 세계적으로 초고속 고령화가 진행되고 있으며, 이에 따라 만성질환 및 장애 환자의 증가로 의료 및 장기요양에 투입되는 재정 부담이 증가하고 있는 실정이다. 특히 고령 환자에게 안

질환은 유병율이 높은 질환이다. 대표적으로 황반변성, 녹내장, 백내장 등이 있다. 이러한 질환은 일종의 퇴행성 신경질환이기 때문에 비가역적인 시력 및 시야 손상이 발생할 수 있는 중대질환으로 사물의 식별, 독서, 운동 등 일상생활에 지장을 초래하며, 최근에는 고령인구 증가에 따라 이러한 질환을 가진 환자 수가 크게 증가하고 있다¹⁻²⁾.

황반변성과 녹내장 등과 같은 퇴행성 안과질환은 만성질환으로 장기간에 걸쳐 안구에 약물을 지속적으로 전달하는 치료가 필요한데 대표적으로 국소점

† 교신저자: ljw@kitech.re.kr

* 본 논문에 대한 저작권은 저자들에게 있으며 CC BY-NC-SA를 만족하는 조건으로 이용할 수 있습니다.

안 약물전달 방법, 전신투여 약물전달 방법, 안구주위 약물전달 방법, 유리체강내 약물전달 방법이 있다. 이러한 여러 가지 방법 중 유리체강 내부에 일회용 주사기로 액상형 약물을 주입하는 것이 가장 효과가 크다. 그러나 약물이 빠른 속도로 눈으로부터 빠져나가기 때문에 짧은 반감기(half-life)를 갖는다. 따라서 일정한 약물 농도를 유지하기 위해서 반복적인 주입이 요구되나, 반복적인 주입은 종종 심각한 부작용의 원인이 되며 심한 경우 실명의 원인이 되기도 한다³⁾.

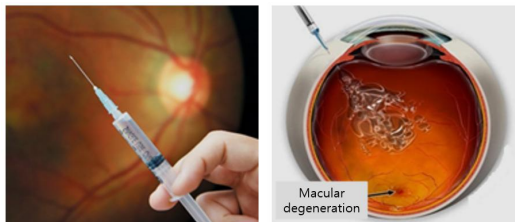


Fig. 1 Injection of liquid macular degeneration treatment into the vitreous body (example)

이러한 문제점을 해결하기 위한 새로운 치료방법으로 치료제를 안구 내부에 이식하고 서서히 약물이 방출되도록 하여 오랜 기간 지속적인 치료효과를 거둘 수 있도록 기능이 부여된 미세한 크기의 임플란트 성형기술과 이것을 탑재한 후 원하는 부위에 정확하게 전달할 수 있는 캐논러 기반 안구내 이식형 디바이스의 개발이 해외선도 기업을 중심으로 이루어지고 있다⁴⁻⁷⁾.

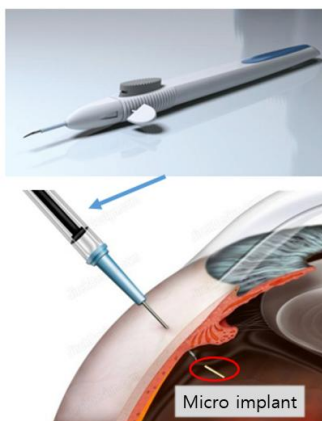


Fig. 2 Micro implant insertion method and device

본 연구에서 다루는 황반변성 치료제가 포함된

생분해성수지 기반의 마이크로 임플란트 크기는 $\varnothing 0.46 \times 6.0\text{mm}$ 이며, 22G 캐논러 내부에 탑재된 후 이식형 디바이스 액츄에이터 작동과 연동된 플런저에 의해 유리체강 내부에 이식된다. 이식형 마이크로 임플란트를 제조하기 위한 방법은 다양하나 약물 방출 특성을 고려하면 생분해성수지 안으로 약물을 더욱 균일하게 분산시킬 수 있는 장점을 가진 압출 성형법을 통해 균일한 직경을 가진 필라멘트 형태로 길게 성형된다. 이후 냉각과 더불어 고화가 완료되면 기계적인 장치에 의해 일정한 크기로 절단된다. 그러나 기계적인 장치에 의한 절단은 절단면이 거칠고 크기(길이)가 일정하지 않기 때문에 원료약품 함량에 차이가 발생할 수 있다. 또한 거친 단면을 가진 마이크로 임플란트를 22G 캐논러 내부에 삽입 시 다른 구조물과 간섭되어 파손될 수 있다. 따라서 본 연구에서는 길게 압출된 필라멘트를 일정한 크기로 절단하기 위한 다른 방안으로 레이저(laser)를 사용하였다. 레이저를 이용한 미세가공은 빔을 수~수백 마이크로미터 수준으로 집광하여 좁은 영역에 정확한 인입에너지를 제어할 수 있으며, 피가공물에 가해지는 열영향을 최소화할 수 있다. 또한 공정시간이 짧으며, 비접촉 친환경적인 가공이 가능하다는 장점이 있다⁸⁾. 그럼에도 불구하고 안구 질환 치료를 위한 마이크로 임플란트는 절단과정에서 미세한 열의 영향을 받기 때문에 치료제 성분이 오염될 수 있으므로 이를 파악하기 위해 유연물질을 분석하였다. 또한 레이저 종류 및 조건에 따른 절단면 성상을 분석하였다.

2. 연구 내용

2.1. 서방형 마이크로 임플란트 제조 및 절단

생분해성수지를 밀링(milling)하는 단계, 밀링된 생분해성수지와 활성 제제(치료제) 입자를 블렌딩하여 밀링된 생분해성수지와 활성 제제 입자의 블렌딩된 혼합물을 얻는 단계, 블렌딩된 혼합물을 1차 압출하여 1차 압출 생성물을 얻는 단계, 1차 압출 생성물을 펠렛화하는 단계, 펠렛화된 1차 압출 생성물을 2차 압출하여 안구질환을 치료하기 위한 생분해성 마이크로 임플란트를 얻는 단계로 제조가 이루어진다⁹⁾. 활성 제제는 Dexamethasone, RG502H (Acid end group), RG502(Ester end group)이고 6:3:1의 비율로 구성되며, 생분해성수지 매트릭스인 PLGA와 6:4의 비율로 압출 성형기 배럴(barrel)내에

서 블렌딩 되어 압출성형 된다. 여기에 사용된 PLGA와 같은 생분해성수지는 소비가 증가하고 있으며, 현재 다양한 유형의 생분해성 수지가 개발되어 시장에 출시되고 있다. 폴리글리콜리드(PGA), 폴리락타이드(PLA) 및 이들의 공중합체인 폴리락타이드-코-글리콜리드(PLGA)는 뛰어난 생체 적합성으로 인해 생체의학 응용분야에 사용되는 생분해성수지이다¹⁰⁻¹²⁾. 그 중에서도 PLGA가 큰 주목을 받고 있는데 주요 응용분야는 봉합사, 임플란트, 약물 전달 시스템(DDS), 조직 공학 등이 포함된다¹³⁻¹⁵⁾. Fig. 3은 생분해성 마이크로 임플란트의 원재료 투입부터 사용 가능한 일정한 길이로 펠릿화하는 제조 과정을 나타낸 것이다.

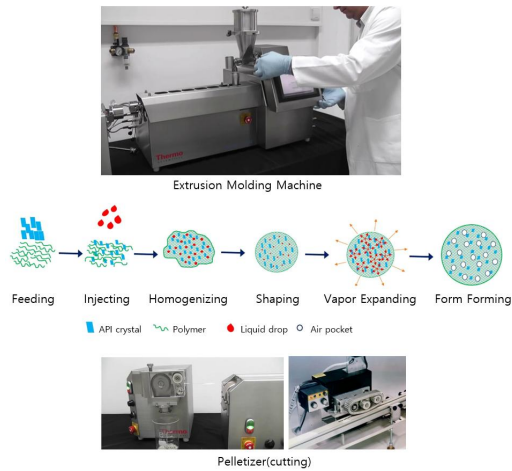


Fig. 3 Illustration of a pelletizer used to chop rod shaped extrudates into pellets or granules (Source: <https://www.thermofisher.com>)

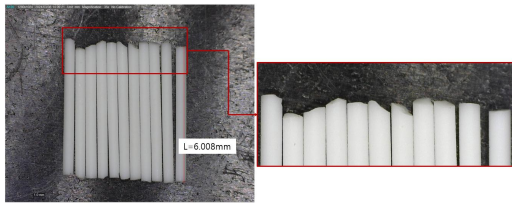


Fig. 4 Micro implant cut surface by mechanical method (rough and uneven)

Fig. 4는 $\varnothing 0.46\text{mm}$ 직경으로 길게 압출 성형된 필라멘트(filament)를 일정한 길이(6.0mm)로 펠릿화한 것으로서 기계적인 장치(milling)로 절단을 진행

하였다. 그림에서와 같이 절단면이 거칠면서 불균일하고 길이도 조금씩 차이가 발생하였다. 이러한 길이 차이는 활성 제제 함량 차이의 원인이 되며, 거친 절단면은 마이크로 임플란트를 이식형 디바이스 22G 캐놀러 내부에 삽입 시 다른 구조물에 간섭되어 삽입을 방해하는 요인이 되었다.

2.2. 필라멘트 고정 및 레이저 절단을 위한 트레이 설계

마이크로 임플란트를 일정한 길이로 절단하고, 이동 및 취급을 용이하게 하기 위해 이송 트레이를 설계하였다. 크기는 $100 \times 100 \times 5(\text{mm})$ 이며, 약 $\varnothing 0.46 \times 100(\text{mm})$ 길이를 가지는 필라멘트 8개가 안착된다. 필라멘트가 안착되는 홈(groove)의 깊이는 0.7mm 이며, 필라멘트가 홈에 잘 유입되도록 개구부를 36° 각도로 확장하였다. 레이저 빔이 조사되는 영역($3\text{mm} \times 1\text{mm}$)은 관통시켜 이송 트레이에 빔이 조사되지 않도록 하였다. 또한 레이저 가공 후 마이크로 임플란트의 이송이 필요하기 때문에 Picker의 흡착력 영향도를 분석하기 위해서 홈의 깊이를 다르게 설계하였다. Fig. 5에서 평면도 좌측 D, E, F, G는 홈의 깊이를 0.7mm 로 하였으며, 흡착을 위한 Picker가 잘 진입할 수 있도록 $3\text{mm} \times 2\text{mm}$ 넓이로 도피 구간을 형성하였다. 평면도 우측 H, I, J, K는 홈의 깊이를 마이크로 임플란트 직경과 거의 동일하게 설계하였으며, 흡착력 영향도를 분석하기 위해서 각각의 돌출 높이를 다르게 하였다. (-0.01mm , 0.02mm , 0.12mm , 0.22mm)

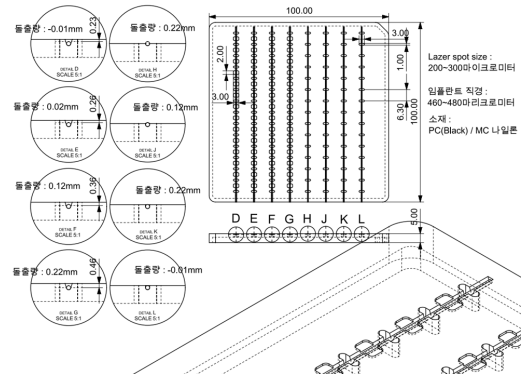


Fig. 5 Tray design for fixing and cutting micro implants

의약품 및 의료기기를 제조하는데 사용되는 부품은 주기적으로 박테리아, 바이러스, 조류 및 포자

등 미생물을 제거하기 위한 목적으로 멸균처리를 수행해야 하기 때문에 멸균공정에 맞는 소재의 선택이 중요하다. 멸균 방법으로는 고압증기 멸균, 열풍 멸균, 플라즈마 멸균, 감마선을 이용한 멸균 등이 주로 사용된다. 고압증기 멸균에 적합한 의료용 플라스틱으로는 PEEK, PPSU, POM-C, PP 등이 있으며, 본 연구에서는 PC, PEEK 소재를 사용하여 이송 트레이 가공을 진행하였다.

Table 1 Comparison of plastic material mechanical properties(PC vs PEEK)

Mechanical properties	Condition	PC	PEEK
Tensile strength	50mm/min	69MPa	100MPa
Flexural strength	2mm/min, 10N	97MPa	171MPa
Compressive strength	5mm/min, 10N	64MPa	95MPa
Thermal expansion	23~100℃	8x10-5/K	5x10-5/K
Moisture absorption rate	96 hour(23℃)	0.06%	0.03%

PEEK 소재가 PC 소재에 비해 기계적 특성이 양호하지만 2가지 소재 모두 절삭가공 중 변형이 크게 발생하였다. 변형에 대한 가장 큰 요인은 플라스틱 소재를 가공머신에 고정 시 바이스 등 외력에 의한 요인이 가장 크다고 판단되지만, 절삭가공 시 고속회전에 의해 발생한 열도 변형에 영향을 미쳤으므로 판단된다.

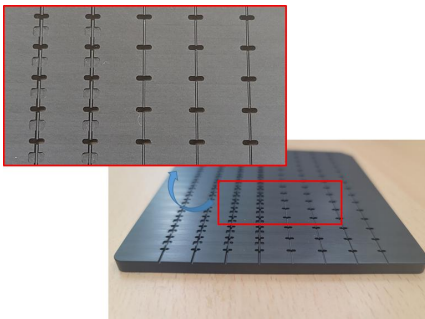


Fig. 6 Fabrication of micro implant seating tray(Material AL6061, anodizing surface treatment)

따라서 변형이 없는 보다 정밀한 트레이를 제작하기 위해 비철금속 AL6061를 사용하였다. AL6061

은 기계 가공성이 우수하고 내식성이 높은 장점이 있어 식품용 금속체로도 사용된다. 또한 가공 후 산성용액에 담가 전기를 흘려주는 공정으로 일정 두께의 산화피막을 형성하는 양극산화처리(anodizing)를 수행으로써 외부에서 작용하는 힘에 의한 마모, 굽힘 등에 저항하는 강도 및 내구성을 향상시킬 수 있다. 양극산화처리된 알루미늄 소재를 물에 넣고 끓인 후 사용하면 산화피막을 더욱 견고하게 만들어 주는 효과가 있기 때문에 멸균처리를 위한 고압증기 또는 열풍 멸균에도 적합한 소재라고 판단된다.

2.3. 마이크로 임플란트 레이저 가공

Fig. 7은 알루미늄으로 제작된 이송 트레이에 압출 성형된 필라멘트(Ø0.45x100.0mm)를 안착시킨 후 일정한 길이(6.0mm)로 레이저로 절단하는 과정을 나타낸 것이다. 압출 성형된 필라멘트는 너무 길어서 진직도를 유지하지 못하고 휘어지는 경향을 보였다. 이러한 결과로 이송 트레이에 정확하게 안착되지 않고 이송 트레이 가공된 홈에서 이탈하는 현상이 발생하였다. 원활한 레이저 가공을 위해서는 압출 성형된 필라멘트가 고화 과정에서 변형되지 않기 위한 공정개선이 필요하다.

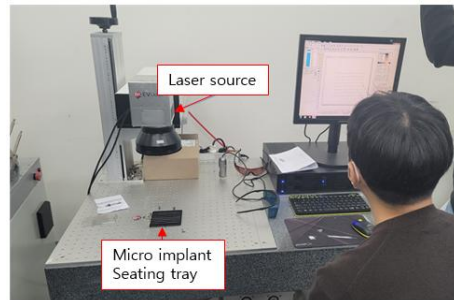


Fig. 7 Micro implant cutting experiment using Nano UV laser

Table 2 Laser Specification

Classification	Test Condition	Remark
Laser type	Nano UV	
Wavelength	355nm	Pulse number/sec
Pulse repetition rate range	30kHz	
Pulse width(ns) @ 30kHz	20ns @ 50kHz	

Laser power	30%	
Scanning speed	200mm/sec	Cutting time
Distance between sample and lens	234mm	
Loop count	7 cycle	Cutting number/point

2.3.1. 물리적 절단과 레이저 절단에 의한 절단면 성상 및 유연물질 비교

Fig. 8은 Cutter(문구용 칼)를 이용한 수동으로 절단한 절단면과 Table 2와 같은 사양을 가진 Nano UV 레이저를 사용하여 절단한 절단면의 성상을 비교한 것이다. 레이저 가공으로 절단한 절단면에 탄화(흑점) 또는 변색(그을음)이 발생하지 않았으며, 정확하고 깔끔하게 절단되었다.

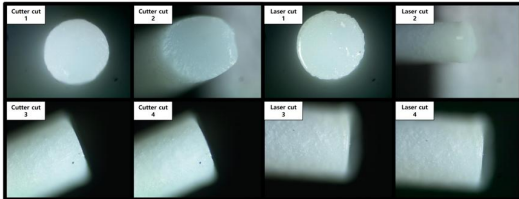


Fig. 8 Comparison of micro implant cut surface properties (cutter cut vs laser cut)_Measure equipment : Mixel Aptina CMOS sensor camera (magnification x50)

Table 3 Comparison of impurity content for laser vs hand cutting

Sample information	Dexamethasone aldehyde
Laser cutting S1	0.62
Laser cutting S2	0.61
Laser cutting S3	0.61
Hand cutting S1	0.16
Hand cutting S2	0.13
Hand cutting S3	0.17
Hand cutting S4	0.13
Hand cutting S5	0.13
Hand cutting S6	0.12
Criterion	1.0

유연물질은 의약품을 구성하는 주성분 이외의 모든 물질을 총칭하는데, 원료 의약품의 제조공정 및 보관 조건에서 생성될 수 있다. 유연물질에는 출발 물질, 부생성물, 중간체, 분해생성물, 시약, 리간드 및 촉매 등이 있다. 본 연구에서는 레이저 가공된 마이크로 임플란트와 수동 절단된 마이크로 임플란트를 대상으로 Dexamethasone Aldehyde 함량을 비교하였다. Table 3에서와 같이 모든 샘플에서 적합기준(1.0) 이하로 검출되었으나 수동 절단된 샘플보다 레이저 가공된 샘플에서 3배 이상 높게 검출되었다. 유연분석장비는 Acquity UPLC H-Class plus system이며, 검출기(자외부흡광광도계) 측정파장 240nm, 칼럼 온도 35±2℃, 주입량 2μl, 유속 0.3ml/min 이다.

2.3.2. 레이저 종류별 유연물질 비교(nano laser vs pico laser)

피가공물 가공 시 열영향을 줄이는 방법으로 짧은 시간 동안 펄스를 조사하는 방법이 사용되고 있으며, 초미세 제거 가공에는 펨토초(10⁻¹⁵초) 레이저를 이용해 주변 열영향을 배제할 수 있는 기술 개발이 활발히 진행되고¹⁶⁾ 있으나 펨토초 레이저는 너무 고가이기 때문에 본 연구에서는 나노초(10⁻⁹초) 레이저와 피코초(10⁻¹²초) 레이저를 사용하여 실험을 진행하였다. Table 4에는 각 레이저 종류에 따른 가공 조건표를 나타낸 것이다.

Table 4 Processing condition table for pico laser and nano laser

Division	Spec	Units	Pico Laser	Nano Laser
Test module spec	Wavelength	nm	355	355
	Ave.Power	W(@500 KHz)	5	5
	Pulse Repetition Rate Range	KHz	300~1000	<200
	Pulse Duration		12 (Ps)	15 ns(@50KHz), 20 ns(@100KHz)
	Maximum Pulse Energy	uJ(@500 KHz)	50	100

	FOV	mm	90x90	90x90
	WD	mm	195	195
Test Parameter	Working Power	W	4.5	4.5
	Working Cut Line	mm	2.5	2.5
	Working Repetitions	number	6	10
	Working Time	sec	2	5

레이저 가공 중 열 노출에 의해 증가가 우려되는 Dexamethasone Aldehyde, Dexamethasone ketone, Dexamethasone Acid에 대한 유연물질 함유량을 분석하였다.

Table 5 Comparison of impurities contents by laser type(Acid, Ketone, Aldehyde)

Division	Criteria	Pico-5 W	Pico-1 5W	Nano UV-20 W(1)	Nano UV-20 W(2)
Dexamethasone Acid	0.2% under	No-detection	No-detection	0.03%	0.03%
Dexamethasone Ketone	1.0% under	0.41%	0.40%	0.44%	0.41%
Dexamethasone Aldehyde	1.0% under	0.54%	0.52%	0.54%	0.53%

Table 5에서와 같이 유연물질이 모두 기준치 이하로 검출되었으며, 피코 레이저와 나노 레이저를 비교했을 경우 나노 레이저로 가공한 경우가 피코 레이저로 가공한 경우 보다 유연물질 함량이 약간 높게 나왔지만 거의 차이가 없음을 알 수 있다.

Fig 9에는 레이저 종류 및 조건별 절단면에 대한 성상을 분석한 것이다. 기초 실험에서와 같이 탄화 및 그을음이 발생하지 않았다. 또한 밀링을 이용한 기계적인 절단 방식과 달리 절단면이 깨지는 현상은 발생하지 않았으며, 또한 열에 의해 부풀어 오르는 현상 없이 균일한 직경의 마이크로 임플란트를 제조하는 것이 가능하였다.

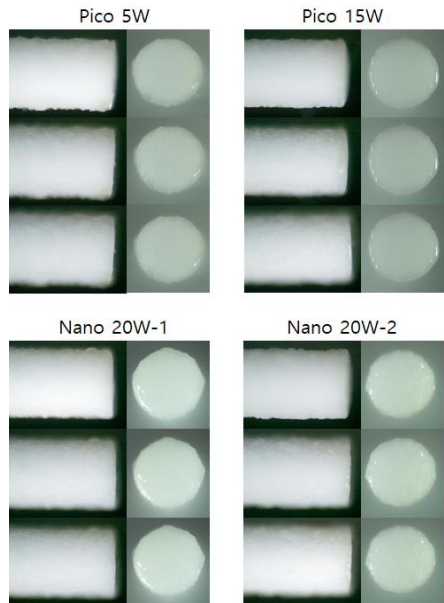


Fig. 9 Comparison of micro implant cut surface properties (pico laser cut vs nano laser cut)_Measure equipment : Mixel Aptina CMOS sensor camera (magnification x50)

3. 결론 및 토의

새로운 약물전달체계(drug delivery system)을 이용한 특수한 제형이 개발되고 있으며, 이러한 시스템을 이용할 경우 투여 횟수 감소와 더불어 부작용을 줄일 수 있고 또한 치료제로부터 약물 유효성분 방출속도, 방출시간 조정이 가능하다는 장점이 있다. 본 연구에서는 Dexamethasone과 생분해성수지인 PLGA를 일정한 비율로 혼합한 후 압출 성형기를 통해 압출된 필라멘트를 연구에 이식 가능한 일정한 크기로 절단하는 과정에서 발생하는 기존 방식의 문제점을 보완하고 품질을 향상시킬 목적으로 레이저 절단방식을 적용하였다. 레이저 절단된 마이크로 임플란트 단면에 대한 성상과 유연물질을 분석하였으며, 아래와 같은 결론을 얻었다.

- 1) 압출 성형된 필라멘트를 연구에 이식 가능한 일정한 크기로 절단하기 위해 기계적인 장치(밀링)를 적용한 경우 절단면이 거칠고 길이도 일정하지 않았다.
- 2) 고온 열균처리가 가능한 의료용 수지(PEEK, PC)를 대상으로 이송용 트레이를 엔드밀로 가공한 경우 판재가 뒤틀리거나 변형이 발생하였다. 가장

큰 원인은 판재를 바이스에 결착 시 부여된 불균일한 힘과 공구에 의해 발생하는 마찰열이 가장 큰 원인으로 판단된다. 따라서 가공소재를 고정하기 위한 방안으로 진공척 등을 사용하는 것이 바람직할 것으로 판단된다. 그리고 압출된 필라멘트가 냉각과정에서 변형이 발생하는 것도 정밀한 절단을 방해하는 요인이므로 필라멘트 변형을 방지하기 위한 대책도 고려할 필요가 있다.

3) Cutter(문구용 칼)를 이용한 수동으로 절단한 절단면과 Nano UV 레이저로 절단한 절단면의 성상을 비교하였다. 레이저 가공으로 절단한 절단면에 탄화(흑점) 또는 변색(그을음)이 발생하지 않았으며, 정확하고 깔끔하게 절단됨을 확인하였다. 또한 유연물질인 Dexamethasone Aldehyde 함량도 Cutter로 절단한 것보다는 높게 나왔지만 기준치 이하로 검출되었다.

4) 레이저 종류(Pico laser, Nano laser)에 따른 유연물질 함량을 비교한 결과 Dexamethasone Aldehyde, Dexamethasone ketone, Dexamethasone Acid 모두 기준치 이하로 검출되었다. 또한 레이저 가공조건에 따른 유연물질 함량에서도 거의 차이가 없음을 확인할 수 있다.

후기

본 연구는 한국생산기술연구원 기관주요사업 "제품생산 유연성 확보를 위한 뿌리공정기술 개발(KITECH EO-23-0008)"의 지원으로 수행한 연구입니다.

참고문헌

- 1) Oh, M.J., Lee, S.Y., 'Ocular Diseases and Hypertension', The Korean Journal of Medicine, Vol. 83, No. 5, 2012.
- 2) Ryu, S.Y., Kim, D.W., Rim, T.H., Chung, E.J., Kim, J.W., "Prevalence of Exudative Age-related Macular Degeneration and Projections of the Cost of Ranibizumab in Korea" J Korean Ophthalmol Soc, Vol. 60, No. 3, pp. 253-260, 2019
- 3) Yu, J.H., Kim, Y.D., Lee, J.W., "Applicator parts hub and cannula integrated mold technology and bonding strength analysis for retinal disease treatment" Design & Manufacturing, Vol. 17, No.

- 01, pp. 40-47, 2023
- 4) Zalewski D., Raczyńska D., Raczyńska K., "Five-month observation of persistent diabetic macular edema after intravitreal injection of Ozurdex implant. Mediators Inflamm" 2014;2014:364143.
- 5) Guigou S., Hajjar C., Parrat E., et al., "Multicenter Ozurdex(R) assessment for diabetic macular edema: MOZART study" J Fr Ophthalmol 2014;37:480-5.
- 6) Furino C., Boscia F., Recchimurzo N., et al., "Intravitreal dexamethasone implant for macular edema following uncomplicated phacoemulsification" Eur J Ophthalmol 2014;24:387-91.
- 7) Gallego-Pinazo R., Marín-Lambies C., Marín-Olmos F., et al., "Intravitreal dexamethasone as an enhancer for the anti-VEGF treatment in neovascular ARMD: recovering an old ally" Arch Soc Esp Oftalmol 2010;85:79-80.
- 8) Oh, J.Y., Shin, B.S., "Photothermal and Photochemical Investigation on Laser Ablation of the Polyimide by 355nm UV Laser Processing" Journal of the Korea Society for Precision Engineering, Vol. 24, No. 4, 2007.
- 9) [특허] 알러간, 인코포레이티드, "이중 압출 공정으로 제조된 안과용 임플란트" 10-2007-7003441
- 10) I. Manavitehrani., A. Fathi., H. Badr., S. Daly., A.N. Shirazi., F. Dehghani., "Biomedical applications of biodegradable polyesters, Polymers" 8 (1) (2016) 20-52
- 11) P. Rizzarelli., G. Piredda., S. La Carta., et al., "Characterization and laser-induced degradation of a medical grade polylactide" Polymer Degradation and Stability 169 (2019) 108991
- 12) Park, D.H., Ha, S., Lee, S.J., "Intraocular Pressure Elevation after 0.7 mg Intravitreal Dexamethasone (Ozurdex®) Implantation: A One Year Follow-Up" J Korean Ophthalmol Soc 2015;56(6):891-899.
- 13) R.A. Abd Alsaheb., A. Aladdin., N. Z Othman., R. Abd Malek., O.M. Leng., R. Aziz., H.A. El Enshasy., "Recent applications of polylactic acid in pharmaceutical and medical industries" J. Chem. Pharm. Res. 7 (12) (2015) 51e63.
- 14) R. Pawar., S.U. Tekale., S.U. Shisodia., J.T. Totre., A.J. Domb., "Biomedical applications of

- poly (lactic acid)" Recent Pat. Regen. Med. 4 (2014) 40e51.
- 15) R. Waksman, "The disappearing stent: when plastic replaces metal" Circulation 125 (19) (2012) 2291.
- 16) 정성호, "레이저 미세가공의 원리 및 현상" Proceeding of KIEE. Vol. 50, No. 5, 2001.

저자 소개

이 정 원 (Jeong-Won Lee) [정회원]



- 2015년 2월 : 인천대학교 기계공학과 (공학박사)
- 2015년 7월~2018년 6월 : (주)미로 기술연구소, 연구소장 (기업파견)
- 2007년 12월~현재 : 한국생산기술연구원 / 뿌리기술연구소 금형성형 연구부문, 수석연구원

< 관심분야 >

플라스틱 금형/성형, LSR 금형/성형, 의료기기 개발, CAD/CAE

김 용 대 (Yong-Dae Kim) [정회원]



- 2007년 2월 : 한양대학교 기계공학과 (공학박사)
- 2007년 7월~2011년 7월 : 한국섬유기계연구원 선임연구원
- 2011년 8월~현재 : 한국생산기술연구원 금형성형연구부문, 수석연구원

< 관심분야 >

사출성형 및 금형, 분말사출성형, 열유동해석(CFD)

최용준 (Yong-joon Choi)



- 2003년 2월: 한남대학교 광전자물리학과(학사)
- 2017년 7월~현재: 이노비즈 마이크로임플란트개발설비 Project Manager

< 관심분야 >

AI, XR/AR, Digital Twin