JKIICE Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering

한국정보통신학회논문지 Vol. 25, No. 1: 81~87, Jan. 2021

피부의 색소치료를 위한 펄스 광 시스템의 개발

전종백[1] · 탁한호[2*]

Development of a Pulse Light System for Treating Skin Pigmentation

Jong-Baeg Jeun[1] · Han-Ho Tack[2*]

[1]Vice-chairman, NuRi&G Engineering Co., Ltd, Gyeongnam, Geochang, 50148, Korea
[2*]Professor, Department of Electronic Engineering, Gyeongnam National University of Science and Technology, Gyeongnam, 52725, Korea

요 약

본 연구에서는 다양하게 피부치료가 가능한 V-IPL 방식을 도입하여 피부치료 시스템을 설계하여 실험하였고, 또한 병변에 따라 플래쉬 램프를 순차적으로 점등시키는 새로운 방식인 방전 방식을 이용하였으며, 기존의 LC 가변방식과 스위칭소자의 스위칭모드 제어방식을 활용하여 펄스 형상제어를 시스템에 구성하였다. 그 결과 마이크로프로세서를 이용하여 펄스폭이 1[μm]까지 가변이 가능하였고, 깊이와 넓이에 따른 병변에 플래쉬 램프를 순차 점등시키므로써 펄스형상 및 펄스모양을 보다 다양하게 할 수 있었다. 그리고 펄스폭을 약 1~100[㎳]까지 다양하게 긴 펄스를 만들 수 있었으며, 기존의 제품은 One pulse(pulse width : 1~40ms)이지만 제안한 제품은 Three pulse(pulse width : 1~100ms)로 특별한 차이가 있었다.

ABSTRACT

In this study the skin care system was designed and tested by introducing V-IPL(Variable-Intense Pulse Light) methods that allow various skin treatments. The discharge method, a new method of switching on the flash lamp sequentially according to the lesions, was used. Pulse shape control is implemented in the system using the conventional LC variable method and the switching method control method of the switching element. As a result, the pulse width could be varied up to 1[㎛] by using a microprocessor, and by turning on the flash lamp sequentially along the lesions the depth and width, the pulse shape and pulse shape could be more diverse. We could also make long pulses of up to 1~100[ms] in various pulse width. And the special differences between the existing system and the proposed system in this study are as follow. Existing system is one pulse(pulse width : 1~40ms) and proposed system is three pulse(pulse width : 1~100ms).

키워드 : 색소치료, 플래쉬 램프, 방전방식, 펄스 형상제어

Key word : Skin pigmentation, Flash lamp, Discharge method, Pulse shape control

Received 1 December 2020, **Revised** 15 December 2020, **Accepted** 21 December 2020

*** Corresponding Author** Han-Ho Tack(E-mail: fmtack@gntech.ac.kr Tel:+82-55-751-3332)
Professor, Department of Electronic Engineering, Gyeongnam National University of Science and Technology, Gyeongnam, 52725 Korea

Open Access http://doi.org/10.6109/jkiice.2021.25.1.81 print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

ⓒThis is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(http://creativecommons.org/li-censes/by-nc/3.0/) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright Ⓒ The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

Ⅰ. 서 론

피부미용을 위한 교정 성형시술과 관련된 이슈들은 매우 복잡하며, 그 주제가 레이저, 집중 진동광선(IPL), 고주파 박피시술 등이 있으며, V-IPL(Variable-Intense Pulsed Light) 기술은 현재 원자력, X선 및 방사성 동위원소와 같은 방식으로 전 세계에서 다양한 기술과 관련되어 있다. 전통적으로 의학과 과학은 의사와 과학자들의 영역이었지만 지난 40여년 동안 보건과학 분야의 연구 및 개발과 관련된 물리학자와 기술자들에 의해 깊고 넓은 연구개발이 이루어졌다.[1, 2]

V-IPL의 광학특성과 대상 바이오 조직의 광학특성에 대한 연구는 실제로 V-IPL의 의료 응용분야에 집중되어 있다.[3, 4] 그리고 바이오 조직에 의한 레이저광의 흡수가 파장에 의존하는 것은 V-IPL이 수술에 대한 기술적 요소를 구성하며, 생물학적 조직에 의한 V-IPL과 관련된 기술흡수에 따른 두 가지 중요한 결과는 조직절제와 조직융합이다. V-IPL 파장과 그 전달 시스템은 펄스에너지, 펄스폭 및 펄스간격과 같은 전달 파라미터로 정의되며, 결합은 정밀도로 규정된다.[5, 6]

본 연구에서는 피부미용을 위하여 여드름 박테리아 등을 치료하는 색소치료용과 모세혈관 확장증 등에 사용하는 혈관치료용 및 피부노화·안면홍조 등의 광치료용과 체모 제거를 위한 체모 제거용 등으로 다양하게 피부치료가 가능한 V-IPL 방식을 도입하여 시스템을 설계 및 구현하였다.[7] 시스템의 기본 설계사양은 피부에 낮은 파장으로 표피손상을 줄이면서 에너지 간격조절이 가능하고, 원치 않는 조직에 손상을 줄일 수 있도록 최적의 파라미터로 에너지밀도, 펄스시간, 펄스폭, 지연시간을 다양하게 조절이 가능하도록 설계하였다.[8, 9]

또한 기존의 IPL 시스템과는 구동방식이 다르게 Atmega 128 One-Chip 마이크로프로세서를 이용하여 1[㎛]까지 정밀하게 3개의 플래쉬 램프를 순차적으로 점등시키는 다중 방전방식의 V-IPL 시스템을 설계 및 제작하여 지연시간에 따른 펄스세기(램프전류), 펄스폭 등에 관하여 연구하였고, PFN(Pulse Forming Nnetwork)의 메쉬(램프) 수에 따른 펄스 모양을 비교 분석하였다.

Ⅱ. 시스템의 구성 및 설계

본 연구에서는 V-IPL 방식을 도입하여 다양하게 피부 치료가 가능한 시스템을 설계하기 위하여 제안하는 전체적인 알고리즘은 그림 1과 같다.

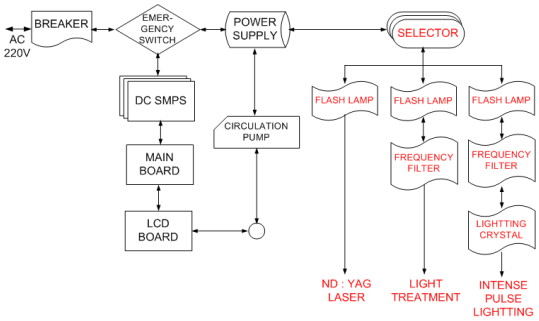


Fig. 1 Proposed total algorithm

시스템의 기본 설계사양은 피부에 낮은 파장으로 표피손상을 줄이면서 에너지 간격조절이 가능하고, 원치 않는 조직에 손상을 줄일 수 있어 멜라닌 세포에 의한 과색소 침착이 우려되는 한국인 치료 등에 안전하고, 최적의 파라미터인 에너지밀도, 펄스시간, 펄스폭, 지연시간을 다양하게 조절이 가능하도록 설계하였다, 기존의 IPL 시스템과는 구동방식이 다르게 1[㎛]까지 정밀하게 3개의 플래쉬 램프를 순차 점등시키는 다중방전 방식의 V-IPL 시스템을 설계하기 위한 전체적인 블록 다이어그램은 그림 2와 같다.

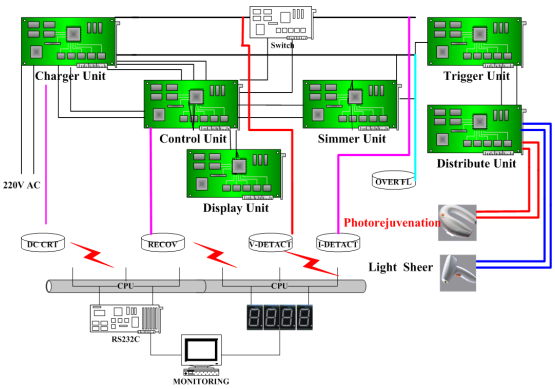


Fig. 2 Total block diagram

2.1. 공진기의 설계

피부에 빛의 침투 깊이는 일반적으로 광의 값이 조직의 표면으로 전달된 값의 37%로 떨어질 것으로 기대하

는 깊이이고, 다양한 피부조직 유형에 대해 광학 특성에는 상당한 차이가 있으며, 또한 서로 다른 파장에서 동일한 피부조직에 대해 더 큰 차이가 존재한다.

광학 특성이라고 불리는 중요한 매개변수 중 일부는 파장의 함수이므로 서로 다른 파장의 두 IPL은 조직의 동일한 영역에서 매우 다르게 작동할 수 있다. 금으로 코팅한 레이저의 원통형 공진기(cavity)는 램프에서 방사되는 빛을 타원형 cavity나 원통형 석영 cavity보다는 효과적으로 로드에 빛을 전달시키기 어렵다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 논문에서는 cavity의 중앙에 로드를 설치하고, 그 주위에 120° 각도로 아주 근접하게 램프를 설치하여 손실을 최대한으로 줄일 수 있게 설계하였다.

특정 광학 파장에 대해 조직의 투과성은 일정하다고 가정할 수 있지만, 유전율은 유전상수가 변화함에 따라 시간적 및 공간적으로 상당히 변할 수 있으며, 빛이 모든 방향으로 동등하게 산란하면 등방산란이라고 하고 g=0, 완전한 후방산란은 g=-1, g=1인 경우 전방산란이 발생한다. 그리고 공진기의 안정성은 0.875가 되므로 본 연구에서 사용한 공진기는 안정된 공진조건을 만족하게 된다. 또한 펄스당 레이저의 출력이 수 [J]로서 빔 프로파일러(pyroelectric detector)가 손상을 입을 수 있으므로 투과율 99%의 빔 스플리트를 이용하여 레이저 빔 프로파일러를 계측하였다.

2.2. 전압 · 전류 및 광 계측

로고스키 코일(Rogowski coil)을 이용한 전류 측정법은 전류가 통과하는 선로를 차단하지 않으며, 비접촉인 상태에서 큰 전류값까지 비교적 손쉽게 측정할 수 있어 많은 실험장치와 계측기에 유용하게 사용되고 있다. 반면에 가장 큰 단점은 저주파 특성이 좋지 못한 점이지만 본 연구에서 회로의 동작 특성분석 및 응용이 주로 고주파 대역의 한정된 영역에서 이루어지므로 본 실험에서는 가능하다. 스트로브 신호가 있는 경우로 측정 주파수 대역이 직류까지 가능한 로고스키 코일의 전류 측정방법을 제시하고, 실제 구성된 회로를 통하여 직류성분을 포함한 광대역의 대전류 신호를 측정하였다.

로고스키 코일은 일반적으로 고속의 대전류를 측정하기 위한 CT(current transformer)의 일종이며, 1차와 2차의 권선비가 극단적으로 크게 되어 있고, 마그네틱 결합이 고속신호에 적합하도록 주로 트로이달(toroidal) 구조를 하고 있다. 따라서 낮은 쪽 동작 주파수에 무관하며, 높은 주파수 영역은 로고스키 코일을 형성하는 자장경로와 회로의 고주파 응답특성에 관계되므로 광대역 신호처리가 가능하다.

본 실험에 사용된 로고스키 코일은 지름 0.8[mm]의 에나멜 동선을 내경 52[mm], 두께 38[mm]의 트로이달 구조이며, 2차측 자기인덕턴스는 4.3[mH], 직류 저항성분은 0.5[ohm], 외부의 전압검출용 저항은 4.7[ohm]이고, 잡음을 줄이기 위해 외부저항과 직렬로 940[nF]의 커패시턴스를 연결하였다.

Ⅲ. 실험결과 및 검토

광자가 주광선 경로 밖으로 산란되는 동안 다중 산란 이벤트는 다양한 광선을 다시 주광선 경로로 쉽게 가져올 수 있다. 레이저는 특정 매질에서 나오는 빛을 이용하는데 비하여 일반적인 V-IPL은 다양한 파장의 빛(515~1200nm)을 강한 펄스 형태로 주기적으로 발생시켜 전혀 별개의 피부질환을 부작용 없이 동시에 치료할 수 있는 방식이지만 이러한 시스템도 피부색에 따라 문제점을 안고 있다. 이를 개선하기 위해 본 연구에서는 전기충격에 대한 보호등급은 1급 B형, 파장길이는 560[nm], 590[nm], 640[nm], 755[nm], 출력의 세기는 20J/㎠~45J/㎠, 펄스폭은 0.5ms～15ms, 펄스주파수는 1㎐～3㎐, 냉각 방식은 내순환 수냉식, 환경 온도는 실온 5℃～45℃, 다파장을 이용하여 펄스를 출력시켜 광을 조사하였고, 펄스정보를 주면 동작하는 게이트 펄스 발생회로를 오실로스코프로 검출하는 형태로 시스템을 설계하였다.

그림 3은 실험에서 주어지는 게이트 펄스 발생신호의 파형을 나타낸 것으로 게이트 펄스의 폭은 200[μs]이다.

그림 4는 시스템에 세팅된 모니터 화면으로 SET1은 장착 Filter 560[nm]를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드, SET2는 장착 Filter 590[nm]를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드, SET3은 장착 Filter 640[nm]를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드, SET4는 장착 Filter 755[nm]를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드로 동작할 수 있는 키패드 스위치이다.

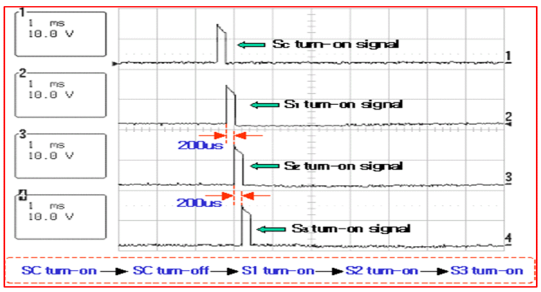


Fig. 3 Waveform of signals

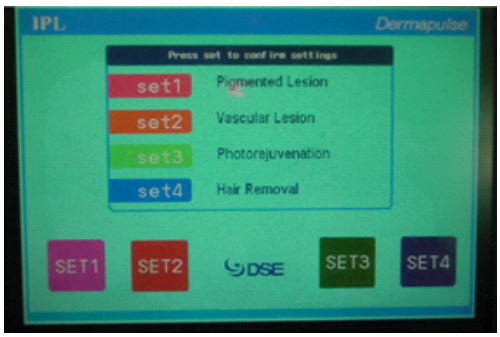


Fig. 4 Display of setting GUI

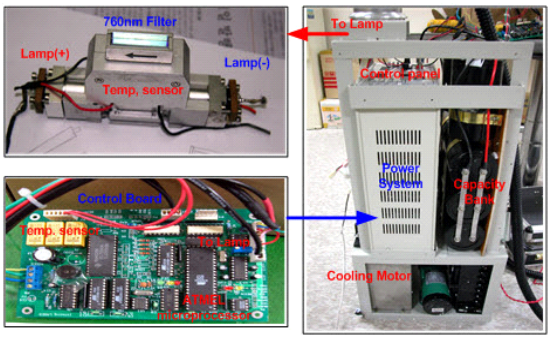


Fig. 5 Experimental system

그림 5는 본 연구에서 실제 실험을 하기 위해 제작된 프로트 타입의 실험장치로 램프부와 제어판넬 및 전원 공급부 등으로 구성되었으며, 그림 6은 피부색에 따라 최적값이 다르므로 최상의 흡수계수가 높은 것을 기준으로 B는 흑인종, Y는 황인종, W는 백인종으로 크게 3가지로 구분하여 표시하였으며, PW는 펄스폭, D는 지연시간을 나타내고, 그림 속의 숫자(4, 30, 20, ..., 등)는 피부색이 다른 인종에 따라 가하는 펄스폭의 값을 달리해야 하는 최적값으로 단위는 초(s)를 나타내었다.

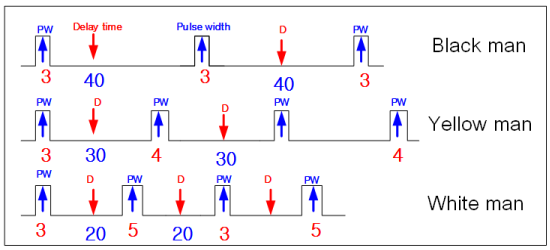


Fig. 6 Optimal skin color

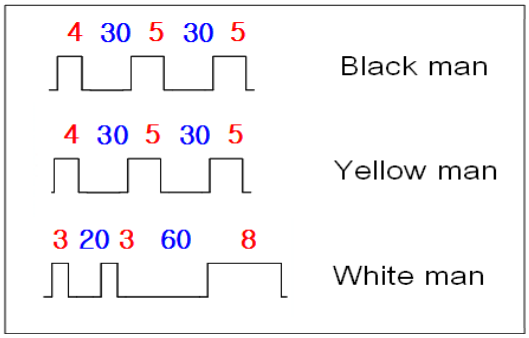
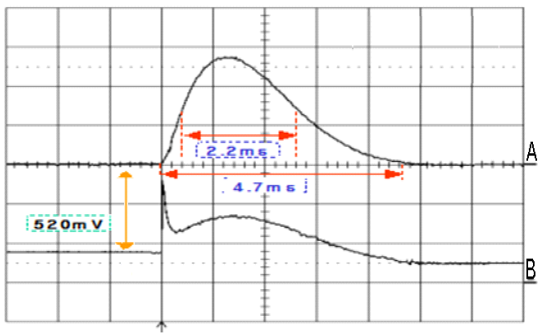


Fig. 7 Delay value of optimal periods according to skin color

그림 7은 피부색에 따른 최적 주기값을 최종으로 구한 값으로 흑인종과 황인종은 유사하게 나타났지만 백인종은 다소 다른 값으로 나타나므로 인종에 따라 값이 유효하거나 무효할 수도 있는 것으로 실험을 통해 최적의 값을 구하였다. 그림 8은 실험을 통한 펄스폭을 나타낸 것으로 펄스의 형태에 대해 황인종을 중심으로 최적값을 찾아가며 구현하였다.

V-IPL 조직의 상호작용 예측에서 조직 표면에 입사하는 V-IPL 에너지의 분포는 일반적으로 원형 대칭 가



A: Current wave (1ms, 200mV), B: Voltage wave (1ms, 200mV)

Fig. 8 Pulse width of experimental

우시안 빔이다. 이 프로파일에서 조사량은 빔 중심에서 가장 크며, 광선 중심으로부터의 거리가 증가함에 따라 급격히 떨어지지만 모든 V-IPL의 소스가 원형 대칭 가우시안 빔을 생성하는 것은 아니다. 단순한 광학으로 원하는 빔 프로파일을 생성하기 위해 필요에 따라 빔을 수정하여 사용하며, 빔 특성은 포커싱 렌즈로 얻을 수 있는 스폿 크기가 얼마나 작은지에 영향을 준다.[7]

본 연구에서는 DC 30KV, 전압비 1000:1인 IWATSU 사의 모델 HV-P30를 사용하여 측정하였고, 전류는 직접 제작한 전류비가 1000:1인 Rogowski coil로 측정하였다. 전체 커패시턴스는 1200[μF], 인덕턴스는 900[μH]에 입력전압은 520[V]를 인가했을 경우 전류 피크값은 1, 3, 6단에 각각 550[A], 650[A], 660[A]이고, FWHM(full width at half maximum)은 2.2[ms], 펄스 지속시간은 약 4.7[ms]로 하였다. 하지만 1단일 경우 상승시간과 하강시간이 3단과 6단에 비하여 길고, 펄스가 거의 사인파에 가까웠으며, 3단과 6단은 상승시간과 하강시간이 짧은 구형파의 형태로 나타났다.

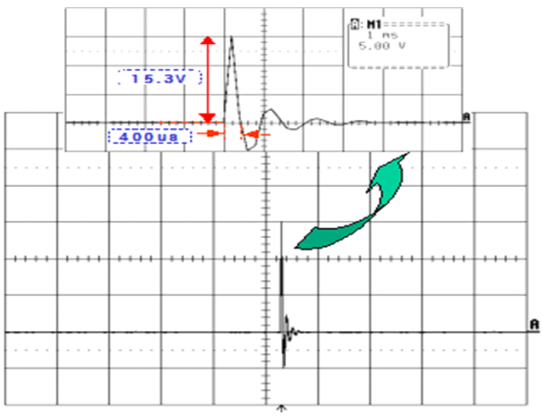


Fig. 9 Trigger voltage waveform of flash lamp

그림 9는 플래쉬 램프를 예비 점등시키기 위한 트리거 전압파형으로 전압 피크치는 1,530[V](프로브 비율 100:1)이고, 펄스 지속시간은 400[㎲]로서 본 연구에서 사용한 플래쉬 램프(모델명 : ILC 6P2.5)는 15[kV]이상을 트리거해야 램프가 방전된다.

그림 10과 11은 램프 3개가 각각 2[㎳]씩 지연되어 방전되었을 때의 V-IPL의 빔 프로파일을 나타낸 것으로 1, 3, 6단의 출력에너지는 각각 3.40[J], 3.89[J], 4.08[J]이고, 펄스폭은 8.3[ms], 7.73[ms], 6.25[ms]이며, 램프 3개가 각각 2.25[㎳]씩 지연되어 방전되었을 때의 레이저 빔 프로파일을 나타낸다. 그리고 1, 3, 6단의 출력에너지는 각각 3.30[J], 3.79[J], 3.85[J], 펄스폭은 9.1[ms], 8.1[ms], 7.7[ms]로서 펄스폭이 거의 10[ms]에 가깝기 때문에 영구 제모용 의료기기와 같이 긴 펄스가 필요한 분야에 아주 적합하다.

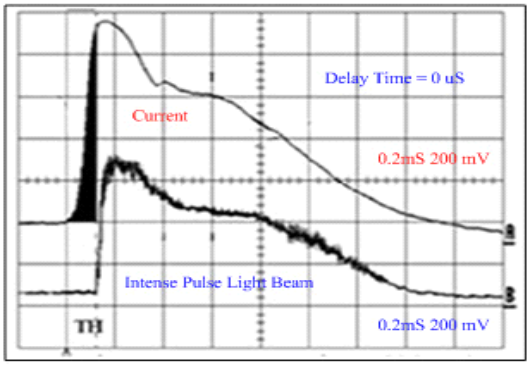


Fig. 10 Compare of lamp current & V-IPL beam

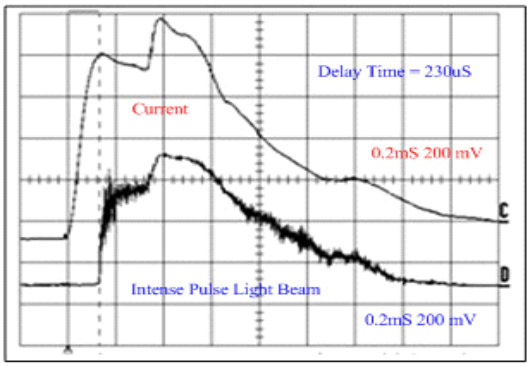


Fig. 11 Compare of lamp current & V-IPL beam (superposition)

표 1은 실험에서 구한 최종실험값을 정리한 것으로 0:1.5의 의미는 방전지연의 시간비를 나타낸 것이며, 1단(S)은 램프 1개, 2단(S)은 램프 3개, 3단(S)은 램프 6개를 사용한 데이터값이다. 표 1에서 보면 모든 중첩된 빔 파형에서 메쉬 단수가 증가할수록 펄스폭은 좁아지지만 피크치는 높고, 단위 면적당 물질에 작용하는 에너지 밀도가 높아진다. 따라서 용접, 구멍뚫기, quenching 등과 같은 물질가공 분야나 영구 제모용 의료기기 등에는 3단 메쉬가 적합함을 알 수 있었으며, 파장과 스펙트럼에 따라 피부의 병변 치료가 다르게 요구됨으로 병변과 인종에 따라 다르게 치료를 해야 한다는 것을 의미한다.

Table. 1 Result of experiment

delay time [ms]	output energy [J]			pulse width [ms]			beam peak value [V]		
	1S	2S	3S	1S	2S	3S	1S	2S	3S
single	1.3	1.46	1.53	4.16	3.83	3.72	3.58	3.88	4.12
(0:0)	3.53	3.99	4.15	5.2	4.83	4.76	9.72	10.6	11.2
(0:1.5)	3.79	4.28	4.47	5.78	5.58	5.27	7.8	9	9.4
(0:2.5)	3.66	4.15	4.34	6.3	5.91	5.7	6.08	7.6	8
(1.5:0)	3.53	4.02	4.21	6.3	5.87	5.55	7.68	8.6	9
(2.5:0)	3.47	3.95	4.15	7.2	6.62	6.2	6.8	7.6	8.52
(1:1)	3.66	4.15	4.34	6.8	5.9	5.6	7.6	8.6	9
(1.25:1.25)	3.60	4,08	4.28	7.1	6.41	6	7.12	8.2	8.8
(1.5:1.5)	3.53	4.02	4.21	7.3	6.65	6.25	6.4	7.2	7.6
(1.75:1.75)	3.47	3.95	4.15	8	7.2	6.72	5.4	6.4	6.8
(2:2)	3.40	3.89	4.08	8.3	7.73	7.25	4.8	5.72	6
(2.25:2.25)	3.30	3.79	3.85	9.1	8.1	7.7	4.48	5.12	5.28

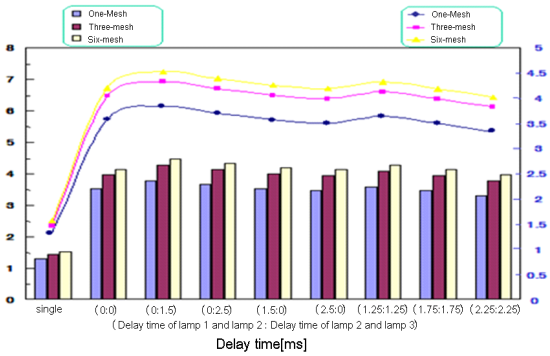


Fig. 12 Output of discharge delay time flash lamp

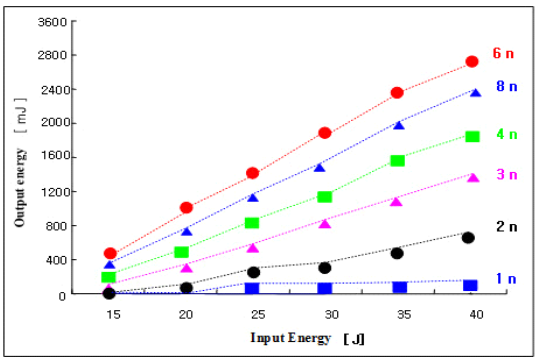


Fig. 13 Pulse width of flash lamp discharge delay time

그림 12는 플래쉬 램프의 방전 지연시간에 따른 V-IPL의 출력에너지를 나타낸 것으로 지연시간(0s, 1.5㎳)에서 V-IPL 출력이 가장 높은 약 4.47[J] 나타났다. 그림 13은 플래쉬 램프의 방전 지연시간에 따른 빔 프로파일의 펄스폭 특성을 전체적으로 정리한 것으로 중첩에 따라 출력에너지가 다름을 알 수 있다.

Ⅳ. 결 론

본 연구에서는 다양하게 피부 치료가 가능한 V-IPL 방식을 도입하여 피부치료 시스템을 설계하여 실험하였고, 또한 병변에 따라 플래쉬 램프를 순차적으로 점등시키는 새로운 방식인 방전 방식을 이용하였으며, 기존의 LC 가변방식과 스위칭소자의 스위칭모드 제어방식을 활용하여 펄스 형상제어를 시스템에 구성하였다.

그 결과 마이크로프로세서를 이용하여 펄스폭이 1[μm]까지 가변이 가능하였고, 깊이와 넓이에 따른 병변에 플래쉬 램프를 순차 점등시키므로써 펄스형상 및 펄스모양을 보다 다양하게 할 수 있었다. 또한 펄스폭을 약 1~100[㎳]까지 다양하게 긴 펄스를 만들 수 있었고, 기존의 제품은 One pulse(pulse width : 1~40ms)이지만 본 연구에서 제안한 특성은 Three pulse(pulse width : 1~100ms)로 특별한 차이가 있었다. 그리고 다단 메쉬의 경우 1단이나 3단 메쉬보다 펄스폭이 약 10%, 15% 좁지만, 피크치가 15%, 5%, 출력에너지가 17%, 5% 높으므로 단위면적당 물질에 작용하는 에너지밀도가 기존의 제품보다 다소 높았다.

결과적으로 본 논문에서 제안한 다양하게 피부 치료가 가능한 V-IPL 방식이 펄스가 하나인 기존의 제품보다 2개가 더 많은 3개로 피부에 나타난 다양한 병변을 치료하기 위해서 더 효과적이라는 것을 알 수 있다. 앞으로의 연구과제는 실제 병원에서 임상실험으로 색소치료용과 모세혈관 확장증 등에 사용하는 혈관치료용 및 피부노화 및 안면홍조 등과 광치료용, 체모제거를 위한 제모제거용 등으로 다양하게 피부 치료가 가능한 V-IPL 방식의 제품이 더 효과적임을 제시하고자 한다.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by the research invigoration program of 2020 Gyeongnam National University of Science and Technology.

REFERENCES

[1] A. M. Luke, S. Mathew, M. M. Altawash, and B. M. Madan, "Laser: A review with their applications in oral medicine," *Journal of Lasers in Medical Sciences*, vol. 10, no. 4, pp. 234-329, Sep. 2019.

[2] J. Wilson and J. F. B. Bankse, "Lasers: Principles and applications," *London : Prentice Hall*, 2017.

[3] M. R. Treat, M. C. Oz, and L. S. Bass, "New technologies and future applications of urgical lasers," *Lasers in General Surgery*, pp. 705-742, 1992.

[4] L. V. Tarasov, *Lasers Physics*, Moscow : Mir Publications, 2016.

[5] L. Sharupich and N. Tugov, *Optoeletronic*, Moscow : Mir Publishers, 1987.

[6] R. R. Richards-Kortum, R. Rava, M. Fitzmaurice, L. Tong, N. B. Ratcliff, J. R. Kramer, and M. S, Feld, "A one-layer model of laser induced fluorescence for diagnosis of disease in human tissue: Application to atherosclerosis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 36, pp. 1222-1232, 1989.

[7] R. Baskaran, J. H. Lee, and S. G. Yang, "Clinical development of photodynamic agents and therapeutic applications," *Biomaterials Research*, vol. 22, no. 25, Sep. 2018.

[8] J. M. Hammersley and D. C. Handscomb, *Monte Carlo Methods*, London : Methuen, 1964.

[9] L. Lu, L. Shi, J. Secor, and R. Alfano, "Resonance raman scattering of beta-carotene solution excited by visible laser beams into second singlet state," *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, vol. 179, pp. 18-22, 2018.

전종백(Jong-Baeg Jeun)

경남과하기술대학교 전자공학과 공학석사
경남과학기술대학교 전자공학과 공학박사
OTIS 엘리베이터(책임연구원)
누리엔지니어링(주) 대표이사
한국승강기대학교 겸임교수
거창승강기밸리 협의회 부회장
현재 : 누리엔지니어링(주) 부회장
※관심분야 : 공장자동화, 분산제어, 비선형제어, 지능제어시스템

탁한호(Han-Ho Tack)

부경대학교 전자공학과 공학사
동아대학교 전자공학과 공학석사
한국해양대학교 전자통신공학과 공학박사
신일전기〈주〉 전기기기설계담당
〈주〉흥창 부설연구소(연구원)
University of British Columbia(UBC),
Vancouver, CANADA, 연구교수
현재 : 경남과학기술대학교 융합기술공과대학 전자공학과 교수
※관심분야 : 멀티미디어시스템, 지능시스템, 로보틱스, 공장자동화, 트랜스포테이션, 기계진동 및 동역학