

피부색에 따른 병변치료를 위한 광조사펄스모델링에 대한 설계및구현 (Design and embodiment about pulse modeling of light investigation for disease treatment by skin color)

김휘영(Whi-Young Kim)¹⁾

요약

피부를 통한 최적의 광투과 치료방식은 국소병변에 직접적으로 광을 조사할 수 있는 장점을 가지나 피부의 가장 바깥 부분인 각질부의 다양한 피부색상으로 인해 광전달 능력에 차이가 있고 다양한 환자에 따라 치료가 부적절 할 수가 있다. 본 연구에서는 피부 임피던스에 따른 광조사 방식에 따른 일정한 측정을 하기 위해 피부 임피던스 방식과 피부영역 추출을 통해 색상정보와 차영상을 이용한 방법 즉, 색상정보를 이용한 HIS와 YIQ의 성분이 가장 보편적인데 실험에서는 피부색상에 해당하는 각 색상성분을 탐색한 다음, 색상정보를 이용한 결과로 환자의 피부모델 영역검출에 따라 결과를 영상정보를 통해 개개인의 피부모델을 자동적으로 생성, 측정하여 피부색깔, 에너지, 파장, 폭, 조사시간, 펄스지연 등을 추출하여 원하는 최적의 모델과 특성을 조사하며, 피부 임피던스에 따른 병변치료 펄스모델링의 기준을 구하였고, 피부부하에 따른 최적의 광조사 펄스모델링 시스템을 설계하여 제작하여, 피부칼라에 따른 적절한 치료펄스 데이터베이스를 구축하였다.

Abstract

Advantage that light transmission treatment way of most suitable through skin can investigate light directly in part as there is difference in ability photoelectricity month by diverse complexion of horn character department which is branch or head of a family outside part of skin and treatment according to various patient can be inappropriate . By result that this research uses color information after search each color ingredient that ingredient of HIS and YIQ that use method, color information to use skin impedance way and color information through skin area abstraction and difference video to do fixed measuring by light investigation way by skin impedance corresponds to skin color in an experiment though is most universal result according to patient's skin model area detection each single person's skin model through videotex automatically create and because measuring, investigate skin color, energy,wave length, approximately, transmission time, model of most suitable that draw pulse delay and so on and want and special quality, and saved standard of disease treatment pulse modeling by skin impedance, and design and manufacture light investigation pulse modeling system of most suitable by skin subordinate, and constructed suitable treatment pulse database by skin color.

논문접수 : 2006. 9. 1.
심사완료 : 2006. 10. 3.

1) 종신회원 : 동주대학 의료기공학과

1. 서론

광조사 치료방법은 레이저와 달리 단일파장이 아니라 복합적인 파장의 빛을 방출 한다는 점을 이용하여 미국 캘리포니아의 피부과 의사인 비터박사가 Photo rejuvenation이라는 새로운 개념의 치료법을 고안하였다. 이 방법은 종래의 레이저가 치료하고자 하는 병변에만 조사하는데 반해 피부전체를 IPL로 치료하는 것이다. 레이저는 특정한 파장의 광선만이 나오며 혈관성 질환에는 500nm의 파장이 좋고 색소성 질환에는 700nm의 파장이 효과적이다. 반면에 IPL은 515 - 1200nm의 다양한 효과적이다. 반면에 IPL은 515 - 1200nm의 다양한 파장이 나온다. 그런데 필터가 있어서 특정 파장의 필터는 그 파장 이하의 빛을 걸러낸다. 500nm의 필터는 590nm 이하의 파장은 모두 걸러내고 590-1200nm의 빛만을 방출한다. IPL의 변수는 피부형, 에너지, 파장, 그리고 조사 시간이다. 병변에 따라 4가지 변수를 조절하면서 치료를 하게 된다. 일반적으로 에너지는 클수록 치료효과가 좋다. 파장을 조절하여 짧은빛이 나오도록 하는 필터를 사용하면 더 좋다. 하지만 짧은 파장이 많이 포함되면 피부에 손상이 생길 가능성이 많고 투과성이 적기에 표면에 주로 작용한다. 이와같은 이유로 에너지가 충분하고 515-1200nm의 파장이 형성되어야 하며 각 펄스폭, 시간, 펄스간의 지연시간 등이 가변적으로 조절되어야 한다. 이론상으로 피부형에 맞게 적절한 에너지를 맞춰서 사용을 하면 최고로 좋다. 하지만 치료를 해보면 예상과는 다른 반응을 하는 경우가 나타나게 된다. 특히, 안면홍조와 혈관확장이 있어서 낮은 파장의 빛이 더 효과적이다. 하지만 늘어난 혈관을 치료하기 위해서는 깊이 들어 가야 하기 때문에 높은 파장의 빛으로 조절하며 이때에 깊이 들어가기 위해서는 에너지를 높여야 한다. 에너지가 높아지면 피부가 상할 우려가 커지기 때문에 빛이 나오는 시간이 길어지도록 조절을 해서 치료를 하게 된다. 이때에 피부색이 검은

경우에는 색소에 많은 에너지가 흡수되어서 딱지가 생길 가능성이 많아지기 때문에 통상적으로 에너지를 좀 더 낮추고, 좀 더 높은 파장의 빛이 나오도록 하며, 보다 긴 시간 동안 빛이 나오도록 조절을 하게 된다. 따라서 얼굴색이 짙은 사람들은 아무래도 하얀 피부색을 갖고 있는 사람들에 비해 치료효과가 약간 떨어지게 된다. IPL치료는 다른 레이저 치료에 비해서 조절해야 할 변수가 많기 때문에 사용이 쉽지는 않다.

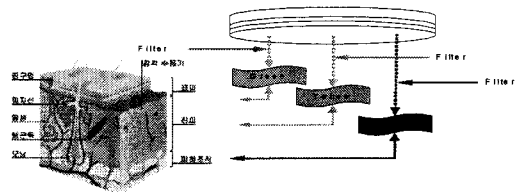


그림1. 일반적인 필터를 이용한 치료방법

사실, 동양인은 대체적으로 1~2주의 전처치가 필요하고 수술 후 후처치가 필요로 하는 불편을 겪고 있다. 강한 파장의 빛을 방출시켜서 여러 피부질환을 치료하는 레이저는 단일 파장의 빛이 나오기 때문에 한가지 특정 질환의 치료에 효과적이다. 그러나, 서로 다른 병변을 치료하기 위해서는 어려운 점이 있다. 특히, 피부는 유전적, 환경적 요인 및 연령이 증가함에 따라 달라지며, 개체에 따른 차이도 크다. 또한, 피부 분류인자도 피부온도, 피지량, 수분량, 피부PH, 피부색, 중화능 등으로 외적환경 요인, 혈류량, 발한량 등으로 정확하게 측정이 어렵고, 건조상태에서 피부 실제 ph값은 존재하지 않고, 다만 시각적인 분류법인 피부색(백색, 흑색,황색) 등으로 치료할 수밖에 없었다. 본 제안에서는 여드름박테리아 등을 치료하는 색소치료용, 모세혈관 확장증 등에 사용하는 혈관치료용, 피부노화 및 안면홍조 등에 광치료용, 체모제거를 위한 체모제거용 등으로 다양하게 기능을 하는 PL(Pulsed Lighting)방식을 도입하여 시스템을 설계 및 구현하였다. 피부에 낮은 파장으로 표피손상을 줄이면서(파장

이 처질수록 투과력이 좋아져서 피부 깊숙이 효과를 주며 표피에 대한 영향은 축소) 또한, 에너지 간격조절이 가능하고 원치 않는 조직에 의 손상을 줄일 수 있어 멜라닌 세포에 의한 과색소 침착이 우려되는 한국인 치료 등에 안전하고, 최적의 파라미터(에너지밀도, 펄스시간, 펄스폭, 지연시간)를 다양하게 조절이 가능한 기법을 구현하였다.

2. 피부영역추출과알고리즘

사람피부에 대한 연구는 많이 연구되어 왔고 피부에 대한 기술을 이용하여 피부 및 피부색, 피부모델 기반 부호화, 가상생명체 등의 연구가 진행 중에 있다. 특히, 최근에는 생체보안 등에서 얼굴의 3차원 모델생성하고 가상공간에서 처리하는 동영상 통신기술이 연구 중에 있다. 특히, 3차원의 피부모델의 피부영상화에 대해서는 원격진료와 같은 상호대화형의 객체 기반영상 코딩통신시에 실제의 피부영상을 이용할 때 가장 큰 문제점은 데이터 전송량에 달려있다. 모델기반 피부인식 및 색상인식에 적용되어 2차원 피부영상을 이용한 피부인식 및 피부색상 인식의 한계를 극복해야 하는 점을 가진다. 기존에 타 분야에서는 데이터의 입력 방법에 따라서 3차원으로 입력 받는 방법과 2차원으로 입력 받는 방법으로 나눌 수 있는데 이는 각각의 큰 특징을 가지는데 먼저 3차원 입력방법은 표면정보 뿐 아니라, 내부정보까지 이용할 수 있는 장점을 가진다. 2차원의 경우는 스테레오 영상을 이용하여 피부의 깊이 정도를 알아내는 방법과 일반 피부모델을 이용하는 방법이 있다. 그러나 이들 모두 카메라 2대를 사용하며 정확한 데이터를 위해서는 여러대의 정렬된 카메라를 사용해야 하는 단점과 영상에 대한 계산량이 많다는 문제를 가지고 있다. 특히, 피부모델을 이용하는 방법은 사람의 피부는 보통 일정한 기준을 가지고 있는점을 활용하여 2차원 피부에서 특징 점들을 추출하고 이를 피부모델에 적용하여 3차원 피부 등을

생성할 수도 있다.

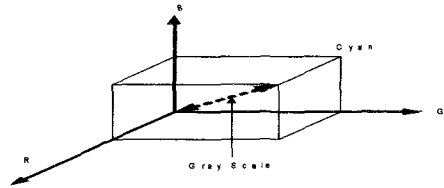


그림2. RGB컬러입방체

특히, 피부칼라공간은 칼라들과 다른칼라들과의 관계를 표현하는 방법이다. 컴퓨터 그래픽스에서는 RGB컬러 모형을 이용하며 색상, 채도, 명도를 이용하는 장비에서는 HIS 컬러 모형을 사용한다.

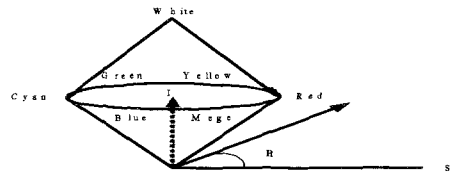


그림3. HIS 칼라공간모델

특히, 본 연구에서는 2차원 살색피부 영상에서 살색정보를 1차 보정한 후 살색영역을 검출하고 검출된 피부살색영역 내에서 색상정보와 경계선 피부정보를 활용하여 응용하여 적용하였다. 먼저, 색상정보를 이용한 피부영역 추출에서 입력영상으로 칼라영상을 사용하고 기존의 PC카메라를 사용하여 3차원의 RGB색상 공간을 사용하였다. RGB각각의 화소값은 입력장치에 의해 값으로 변환된다. 색상정보와 휘도성분도 포함하고 있으며 칼라 영상에서 색상보정 정보만 이용함으로써 휘도성분을 정규화 하는 과정이 필요하다.

$$r = \frac{R}{R + G + B}, g = \frac{G}{R + G + B}, b = \frac{B}{R + G + B} \quad (1)$$

그림3에서 정규화된 식과 같이 r,g만으로 공간

을 표현할 수가 있다. 이렇게 표현하면 화상 입력시 휘도에 의한 영향을 덜받고, 색상성분의 개수가 줄어 들면서 계산량이 현격하게 줄어드는 장점을 가진다.

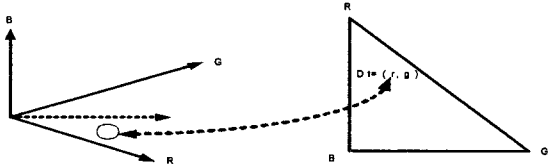


그림4. 정규화된 피부색상공간

정규화된 색상 공간에서 몇 가지 조건에서의 피부색상 정보를 분석해 보면 다음그림 같이 피부색에 대한 색상발생 빈도가 특정영역을 중심으로 밀집되어있는 것을 알 수가 있다. 그러므로 입력된 칼라영상에서 피부영역

$$R(x, y) = b(r(x, y), g(x, y)) \text{-----}(2)$$

$$R(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_r\sigma_g} e^{-\frac{1}{2}[(\frac{r(x,y)-mr}{\sigma_r})^2 + (\frac{g(x,y)-mg}{\sigma_g})^2]} \text{-----}(3)$$

색상만을 추출하기 위해서는 피부색상과 비슷한 값을 가지는 픽셀의 색상 값을 높은 확률값을 가지게 하고, 그외 의 색상의 영역은 낮은 확률값을 가지게 하는 방법이 매우 편리하다. 이를 위해실험에 의한 피부색의 색상값과 분산값을 이용하여 정규화된 색상공간에서2차원 가우시안 모델링으로 처리하였다.

$$I = \frac{1}{3}(R + G + B), S = 1 - \frac{3}{(R + G + B)}[\min(R, G, B)]$$

$$H = \cos^{-1}[\frac{\frac{1}{2}[(r-g) + (r-b)]}{\sqrt{(r-g)^2 + (r-b)(g-b)}}] \text{-----}(4)$$

$$b = \frac{1}{3}(1, s), r = \frac{1}{3}[1 + \frac{S \cos(H)}{\cos S(60 - H)}]$$

$$g = 1 - (r + b)$$

$$\text{-----}r \text{-----}(5)$$

$$H = H - 120^\circ, g = \frac{1}{3}[1 + \frac{S \cos(H)}{\cos(60^\circ - H)}]$$

$$r = S = \frac{1}{3}(1 - S), b = 1 - (r + g)$$

$$\text{-----}(6)$$

$$H = H - 240^\circ$$

$$b = \frac{1}{3}[1 + \frac{S \cos(H)}{\cos(60^\circ - H)}]$$

$$g = \frac{1}{3}(1 - S)$$

$$r = 1 - (g + b)$$

$$\text{-----}(7)$$

중요한 것은 피부 영역과 점, 털의 위치이므로 피부영역을 위한 변환과 점과 점사이 영역을 위한 색상변환을 하였다. 피부영역은 살색이고 점과 털은 검은색인데 수십개의 입력영상을 취하여 평균값과 분산값을 구할 수가 있다. 값이 조금 차이가 예상되나 대체로 일정한 범위를 유지 하도록 하였다. 주의를 할 것은 조명에 따라 최고 10% 차이가 있고 색상변환은 정규화된 색상분포(r,g)를 그 색상정보가 발생할 확률에 따라 밝기 값으로 변환해 주는 기능을 한다. 이를 수식으로 정리하면 식(2), (3)과 같다. 식3은 가우시안 변환식이다. 색상변환은 관심 있는 어떠한 색상에 대해서도 피부모델만 결정되면 적용이 가능하다.

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & f(x, y) > t \\ 0, & f(x, y) < t \end{cases}$$

$$\text{-----}(8)$$

식(4)는 RGB>HSI를 나타내며 식(5) HSI>RGB일때 식(6) 120<H< 240 영역일때 식(7)240<H <360일때 나타내는 수식을 정리하였다. 피부색추출에서 이진영상은 단순하며 빠른 영상처리의 장점을 가진다. 피부인식 알고리즘은 SCA(Skin Component Analysis) 기법, 벡터표현의 통계학적 특성을 바탕으로 한 알고리즘으로 통계적으로 변화가 있는 N차원

의 M개의 벡터를 공분산 행렬의 고유벡터로 표현한 것으로 정규화된 직교 고유벡터를 기저 벡터로 사용하여 임의의 벡터를 고유 벡터의 가중치 조합으로 표현한다.

$$\forall x = X1, \dots, Xl \in X, \tilde{X} = X - ML \text{ -----(9)}$$

$$\tilde{M} = ml - m \text{ -----(10)}$$

$$\tilde{X} = u' X \text{ -----(11)}$$

$$\tilde{mT} = u' mL \text{ -----(12)}$$

$$S_j = \sum_{X \in N} \hat{X} X^t \text{ -----(13)}$$

특히, 피부인식 SCA는 하나의 피부를 영상공간에서 하나의 벡터로 볼 수 있다. 하나의 피부모듈은 영상공간에서 벡터라고 볼 수 있다.

$$S_w = \sum_{X \in N} SI \text{ -----(14)}$$

$$S_j V = \sum_{X \in N} \hat{X} X^t \text{ -----(15)}$$

각 화소는 벡터성분을 간주한다. 이러한 피부모듈은 피부공간으로 만드는 것이 중요한데 이러한 피부모듈의 기본벡터를 Principal component라고 부른다. 하나의 피부모듈은 각 화소 모두가 관련 있는 것이 아니고 이웃 하는 화소 들과 관련이 있다. 따라서 SCA방법의 목적인 공간의 차원을 줄이는 것이다.

$$S_B = \sum_{i=1}^C MI, \tilde{MI}, \tilde{MI} t \text{ -----(16)}$$

$$S_B V = \lambda S_w V \text{ -----(17)}$$

$$S_B = \sum_{i=1}^C ni(mi - m)(mi - m)^t \text{ -----(18)}$$

고유의 영상크기가 n x n 이고 setting board 에 있는 피부영상의 개수가 m일 때 각각의 영상을 n2개의 성분으로 1차원의 칼럼 벡터들로 표현하면 n2 x m matrix로 표현할 수가 있다. 이런 방식은 인근집단끼리 분리를 하지 못하는 단점을 가진다. LDA(Linear Discriminats Analysis)의 특징은 identify가 다른 집단을 집단간의 분리가 잘되게 표현 하도록 한다. 그림 4는 파장에 따른 R,Y,G파장에 따라 서로 다른 필터를 적용할 수가 있고, 그림5시스템을 구성하기 위한 전체 블록도를 나타내고 있다. 그림6은 주 제어회로, 그림7은 동작 모드를 나타내고, 그림8은 Water Flow 검출를 나타내고 있다.

3. 시스템설계및구현

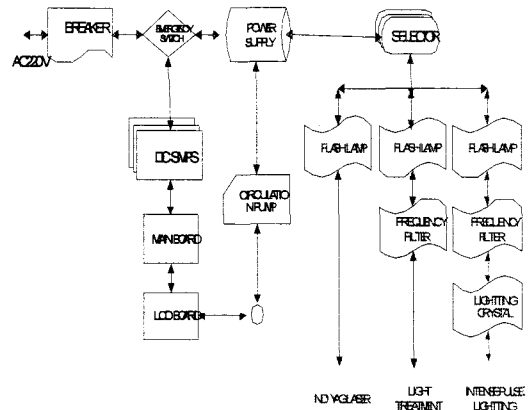


그림5. 시스템 개념도

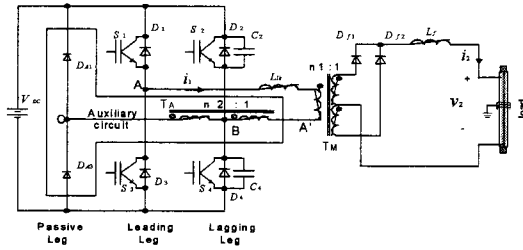


그림6. 제안하는 하드웨어 제어시스템

설계된 광조사 펄스모델링 시스템은 DC/DC converter에 의해 부하전류가 제어되는데 DC/DC converter는 그림6은 구체적으로 구현하는 하드웨어적 제어시스템으로 full bridge 인버터를 중심으로 구성되어 있다. 이 인버터의 우측 pole(또는 lagging leg)은 ZVS(Zero Voltage Switching)로 동작하며 중간 pole(leading leg)은 ZCS(Zero Current Switching)로 동작한다. 인버터의 우측 pole은 L_{lk} , C_2 , C_4 의 도움으로 ZVS 동작을 하고 진상 pole은 보조회로의 도움으로 ZCS 동작을 한다. 좌측 pole(passive pole)은 보조로 사용되며 변압기 1차측 전류에 따라 수동적으로 동작된다. 1차측 전류가 정방향이면 D_{A3} 이, 역방향이면 D_{A1} 이 on 된다. ZVS나 ZCS는 스위칭 소자의 스위칭 손실을 크게 줄여주어 동작주파수를 높일 수 있게 한다. ZV-ZCS로 동작하는 인버터는 위상변이(phase-shift)로 전압이 제어된다.

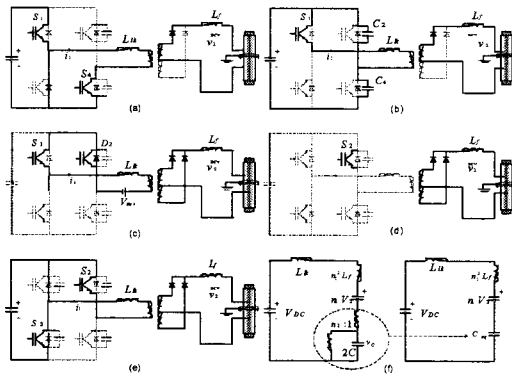


그림7. 동작모드

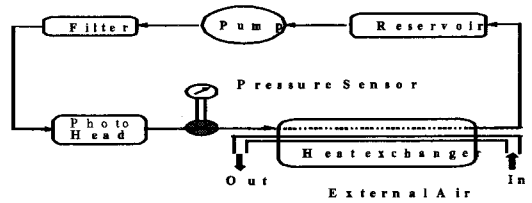


그림8. 냉각용 Water Flow 검출

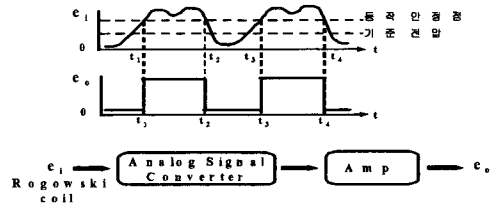


그림9. Miss Fire 검출

위상변이와 스위치소자의 도통순서는 Unitrode사의 UC3879가 결정한다. 변압기의 2차에는 diode 정류회로와 filter inductor가 있어 평활한 직류전류를 만들어 준다. 광조사 펄스모델링 시스템은 기본적으로 정전류 방식의 피부과용 레이저에 사용될 수 있고 펄스 전류 제어 및 사용자 정의 전류(piecewise linear) 파형 제어가 가능하다. 광조사 펄스모델링 시스템의 제어기는 그림6과 같이 구성되어 있다. 크게 전류지령 발생부와 전류 제어부로 구분되어 있다. 전류지령 발생부는 마이크로프로세서를 중심으로 구성되었는데 직렬 통신을 통하여 상위 계통에서 지령을 받는다. CPU에 의해 주어진 디지털전류지령은 D/A 변환기를 통해 아날로그로 만들어진다. 전류제어기는 아날로그 제어기(오차증폭기)와 Unitrode사의 UC3879로 구성되어 있다. 전류지령과 실제전류와의 비교 및 보상은 아날로그 제어기에서 하고 UC3879는 이에 따라 PWM을 제어한다.피부과용 레이저의 동작상태는 직렬 통신을 통하여 상위 컴퓨터로 전송된다. 전원으로부터 피부과용 레이저 튜브로 전력을 전달하기 위하여 고주파 교류를 사용하였고 고주파 교류는 고주파인버터로 발생시킨다. 인버터 회로는 그림6과 같이

IGBT로 구성하였다. 이 인버터의 출력은 변압기를 통하여 부하측에 전달된다. 변압기의 크기를 줄이기 위하여 동작주파수를 높이게 되는데 주파수를 높이면 스위칭 손실이 커진다. 스위칭 손실을 줄이기 위하여 본 연구에서는 영전압/영전류(ZV-ZCS: Zero Voltage and Zero Current Switching) 기술을 사용하였다. ZVS에서는 스위치 소자의 on/off시 스위치 소자의 양단 전압이 "0"이므로 전력손실이 감소하고 ZCS에서는 스위치소자에 흐르는 전류가 "0"인 상태로 on/off가 이루어져서 스위칭시의 전력손실이 감소한다. 인버터는 그림7과 같은 과정을 거쳐 교류를 발생시킨다. 그림7의 (a)의 모드 1은 S1, S4 소자가 켜져 있으며 전력이 변압기 1차에서 2차로 공급되는 구간으로 초기 상태이다. (b)의 모드2는 S4를 꺼므로 시작되는 공진구간으로 S4의 ZVS off가 이루어진다.. B점의 전압이 직류측의 상단 전위에 이르면 S4의 ZVS off는 완료된다. 그림(b)는 보조회로 부분을 편의상 생략한 것으로 실제의 등가 회로는 그림(f)와 같다. (c)의 모드3은 보조회로의 리셋전압으로 변압기 1차에 흐르는 전류를 제거하는 단계로 전류가 "0"이 된후 S1을 끄면 S1은 ZCS off 된다. 이 구간 동안 보조변압기 2차측은 D_{A3}과 D2를 통하여 직류측에 연결되고 직류측 전압은 보조변압기를 통해 1차측에 역으로 인가 된다. D2로 전류가 흐르는 모드3 동안에 S2를 켜면 ZVS on 이 이루어진다. (d)의 모드4는 변압기 1차측에는 전류가 흐르지 않고 2차만을 통하여 free-wheel하는 구간이다. (e)의 모드5는 S3를 켜 ZCS on하는 구간이다. 이 구간동안 1차 전류는 에 의해 기울기를 가지고 증가하며 2차 회로에서 Df1에 흐르던 전류는 Df2로 옮겨간다.

4. 실험결과

먼저, 제안하는 시스템을 언급하면, 레이저가 일정한 전원제어로 특정매질에서 나오는 빛으로 이용하는데 비하여 제안하는 광조사 펄스모

델링 시스템은 고주파, 고반복형의 풀브리지 제어 방식의 채택으로 다양한 출력을 위한 것으로 파장의 빛(515-1200nm)을 강한 pulse 형태로 주기적으로 발생시켜서 전혀 별개의 피부 질환을 부작용 없이 동시에 치료할 수 있는 방식이다. 그러나, 본 시스템도 피부색에 따라 문제점을 안고 있는데 이를 완벽히 개선하기 위한 펄스를 인종별(피부색)로 구현할 수 있도록 하드웨어적으로뿐만 아니라 소프트웨어적으로 가능한 피부색에 따른 치료펄스를 구현 하였다. 본 방식은 여러가지 우수성을 갖는데 임상적으로 3~4주 간격으로 5회 정도 반복하게 되면 복합적인 파장의 빛에 의해서 안면홍조, 모세혈관 확장증 등의 혈관성 질환과 주근깨나 기미 등의 색소질환이 좋아질 뿐 아니라 늘어난 모공이 줄어들고 잔주름이 줄어들면서 피부가 탄력 있어지는 등 얼굴 전체 피부가 젊어지는 효과를 나타낸다. 본 연구에서 제안하여 제작한 기본사양은 다음과 같다. 콘덴서 CD91A 1000UF/400V, 타이머 5T3PF AC220V 냉각기 순환 펌프 라지에타 모터(MP-20R), AC 220V 20W SMPS, DC POWER +5V, GND, +12V, +24V, LCD SCREEN MT508SV3CN, 고압발생장치, 변압기.반도체 성능적으로 정리하면 아래와 같다. 사용전압은 AC 220V 60HZ, 전기충격에 대한 보호는 1급 B형, Wavelength : 560nm, 590nm, 640nm, 755nm, 출력단위는 J/cm², 출력의 세기는 20J/cm²~45J/cm², 펄스폭은0.5ms~15ms, Pulse count 는 1Hz~3Hz, 냉각 방식은 내순환 수냉식, 환경 온도는 실온 5℃ - 45℃ 다파장을 이용하여 Pulse 를 출력시켜 광을 조사한다. 그림9는 Miss Fire 검출을 나타내며, 그림10은 Miss Fire 검출파형, 그림11은 Water Flow 검출펄스정보를 오실로스코프상에서 동작하는 펄스발생 회로를 검출한 것이며, 그림12는 10W 시 튜브양단 출력, 그림13은 30W 시 튜브양단 출력을 나타내고 있다. 패널을 추가하였고, 패널설명을 하면 Set1이 장착 Filter 560nm를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드이며,

Set2는 장착 Filter 590nm를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드, Set3은 장착 Filter 640nm를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드를 Set4는 장착 Filter 755nm를 사용하여 피부의 자극을 주는 기능모드로 동작할 수가 있다 A는 Fluence, Energy의 세기 정도를 $\wedge \vee$ 으로 조절하고 그

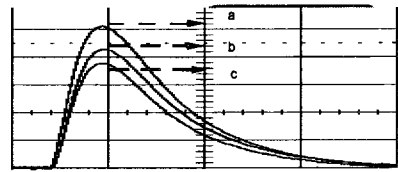


그림14. 광 프로파일 측정파형

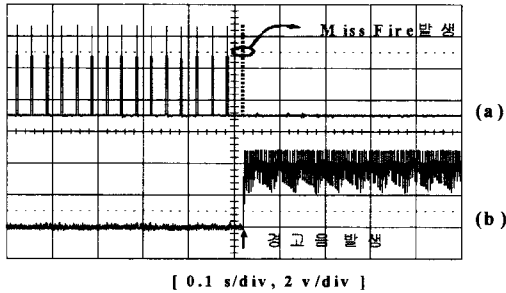


그림10. Miss Fire 검출

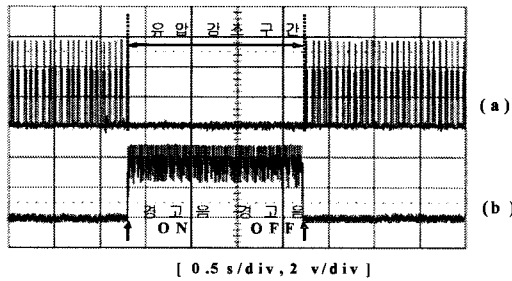


그림11. Water Flow 검출

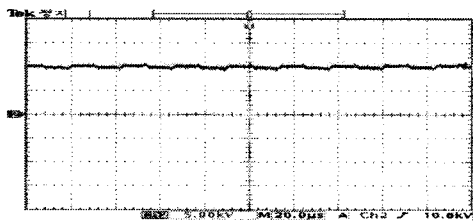


그림12. 10W시 튜브양단 출력

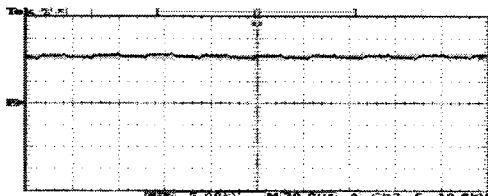


그림13. 30W 시 튜브양단 출력

상태를 표시하며, B는 Pulse counter : Energy 출력의 횟수를 표시를(Reset - 초기화 0000 상태로 만든다), C는 Ready는 조사 빔을 방출할 수 있는 준비 상태로 기기를 적용한다. 출력시 반드시 ON 상태에서 출력한다. 준비는 출력조절을 다시 설정할 때 선택하여 사용할 수가 있다. 마지막으로 중요한 것은 음으로 치료펄스 모드로서 그림15에서 19까지 정리를 하였고 차기논문에서 임상적인 치료펄스 결과를 언급할 것이다.

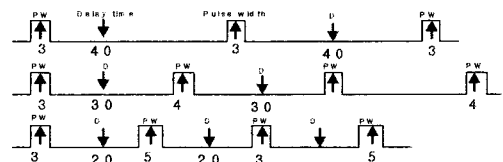


그림15. 색소치료용 치료펄스(상:흑인,중:황인, 하:백인용):

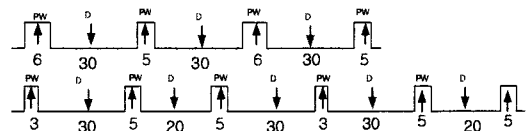


그림16. 혈관치료용 치료펄스(상:흑인, 하:황, 백인용)

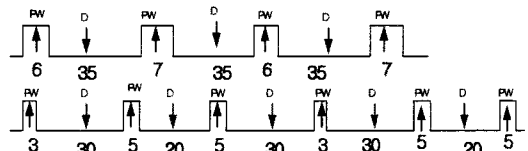


그림17. 광희생용 치료펄스(상:흑인, 하: 황, 백인용)

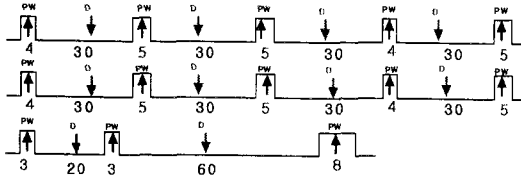


그림18. 제모용 치료펄스(상:흑인, 중:황인, 하:백인용)

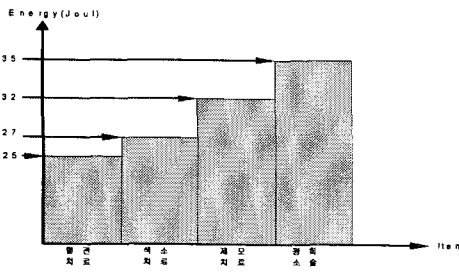


그림19. 치료펄스당 에너지량

5. 결론

첫째, 광조사 펄스모델링 시스템은 피부를 통한 최적의 광투과 치료방식으로 국소병변에 직접적으로 광을 조사할 수 있는 장점을 가지며 피부의 가장 바깥 부분인 각질부의 다양한 피부색상으로 인해 광전달 능력에 차이가 있고 다양한 환자에 따라 치료가 부적절 할 수가 있는 점을 연구에서 피부 임피던스에 따른 광조사 방식에 따른 일정한 추정을 하기 위해 피부 임피던스 방식과 피부영역 추출을 통해 색상정보와 차영상을 이용한 방법 즉, 색상정보를 이용한 HIS와 YIQ의 성분이 가장 보편적인데 실험에서는 피부색상에 해당하는 각 색상성분을 탐색한 다음, 색상정보를 이용한 결과로 환자의 피부모델 영역검출에 따라 결과를 받아들이는 영상정보를 통해 개개인의 피부모델을 자동적으로 생성, 추정하여 피부색깔, 에너지, 파장, 폭, 조사시간, 펄스지연 등을 추출하여 원하는 최적의 모델과 특성을 조사하였다.

둘째, 피부 임피던스에 따른 병변치료 펄스

모델링의 기준을 구하기 위하여, 피부 부하에 따른 최적의 광조사 펄스모델링 시스템을 설계하여 제작하였는데, 그림15는 피부색에 따른 치료펄스로서 3가지 펄스종류에서 상층은 흑인용 치료펄스 모드이며, 중간층은 황인용 치료펄스 모드, 하층은 백인치료펄스모드이다. 그림 16은 혈액질환에 따른 치료펄스 모드로, 상층은 흑인치료 펄스모드이며, 하층은 황인, 백인 치료펄스 모드이다. 그림17은 피부재생에 따른 치료 펄스모드로, 상층은 흑인치료 펄스모드이며, 하층은 황인, 백인 치료펄스 모드이다. 그림18은 제모용 치료펄스로서 3가지 펄스종류에서 상층은 흑인용 펄스모드이며, 중간층은 황인용 펄스모드, 하층은 백인 펄스모드이다. 그림19는 가장 중요한 것으로 최종적으로 치료펄스당 에너지투입량을 나타내고 있다. 본 연구에 대한 임상실험은 업체와 병원의 도움으로 구현 하였으며, 차기 논문에 임상사진을 자세히 싣도록 하겠으며, 본 연구에서 국내 실정에 맞게끔 광조사 펄스모델링 시스템을 제작 하였고, 피부색에 맞는 치료 펄스모델을 구현하여, 피부갈라에 따른 적절한 치료펄스 데이터베이스를 구축한 것에 큰 의의가 있다고 본다.

References

- [1] W.Y.Kim," The new type pulsed Nd:YAG laser power supply empolyed multi-amplification method" ACED-2000
- [2] 치과 및 피부과용 30w급 er:yag레이저 설계 및 구현"대한전자공학회 학술지논문집
- [3] "의용계측공학"여문각"



김휘영 2000.3

현재 동주대학 의료기공학과 조교수