

논문 2012-49SC-1-3

# 개인용 피부미용 복합자극기 개발

(Development of a Personal Compound Stimulus Device for Skin-care)

이 전\*, 김 지 현\*\*, 정 금 희\*\*\*

(Jeon Lee, Chi Hyun Kim, and Geumhee Chung)

## 요 약

국내외적으로 경제수준의 향상과 웰빙 트렌트로 인해 피부미용기기 시장이 지속적으로 성장하고 있다. 본 연구에서는 기존 대형기기 및 일부 보급된 개인용 피부미용기기와 차별화된 개인용 피부미용 복합자극기를 개발하고자 하였다. 복합자극의 종류로 한약재 추출액의 생화학 자극, 피부 신진대사를 촉진시키는 온열 자극, 다양한 피부미용 효과가 보고되고 있는 광 자극을 선택하였으며, 이들이 동시에 제공 가능하도록 복합자극부 구조를 설계하였다. 생화학 자극은 탈지면 패드에 함유된 한약재 혼합추출물이 온열에 의해 기화됨으로써 피부에 공급되도록 하였으며, 온열자극은 탄소섬유 면상 발열체를 통해, 그리고 광자극은 850nm 파장을 갖는 고출력 근적외선 LED를 통해 공급되도록 하였다. 제작된 시제품의 보완 및 성능평가를 위하여 온열 자극부 및 광 자극부를 테스트하였다. 온열자극의 경우 목표온도 도달시간, 제어 오차가 각 2분 이내,  $\pm 1.5^{\circ}\text{C}$  이내로 적절히 동작하였으며, 광 자극의 경우 근적외선 LED와 발열체가 결합된 구조로 인해 정상 동작범위 이상으로 온도가 상승하는 것이 확인되어 방열체 제작 추가함으로써 이 문제를 해결하였다. 마지막으로, C2C12 mouse myoblast을 대상으로 한약재 자극을 제외한 복합자극의 유효성을 평가하는 실험을 실시하였으며, RT-PCR분석 결과  $37^{\circ}\text{C}$  온열자극과 광 자극의 복합자극을 인가한 그룹에서 대조군에 비해 collagen I mRNA 발현량이 4.9배, collagen III mRNA 발현량이 1.3배 증가하는 것을 확인하였다.

## Abstract

Recently, the market of skin-care device has been steadily growing up. In this paper, we tried to develop a personal compound stimulus device more competitive than existing products. As the compound stimulus, biochemical stimulus of herbal extraction fluid, thermal stimulus of plate-shaped carbon fiber heater, and optical stimulus of near infrared LED were selected. By some evaluation tests, the thermal stimulation part and the optical stimulation part were found to be developed properly. Additionally, the efficacy of the mixed stimulus of thermal and optical stimulation was tested in C2C12 mouse myoblast. Through RT-PCR analysis, it was found that, by the developed compound stimulus, the expression of collagen I mRNA and collagen III mRNA increased by 4.9 and 1.3 times respectively.

**Keywords :** skin-care, thermal stimulation, optical stimulation, RT-PCR

## I. 서 론

최근 경제수준의 향상, 수명연장과 더불어 웰빙 트렌트로 인해 피부미용 제품에 대한 소비 수요가 지속적으로 증가하고 있으며, 세계 미용기기 시장규모는 2009년

18억 달러에서 매년 7%씩 성장하여 2016년에는 29억 달러 규모로 성장할 것으로 예측되고 있다<sup>[1]</sup>. 정확한 국내 피부미용기기 시장규모 자료는 없으나, 기능성 화장품의 경우 세계 시장 대비 국내 시장의 규모가 약 3%정도인 것을 감안하면, 2016년 국내 시장규모는 약 900억원 규모로 성장할 것으로 예측된다. 한편, 기존 피부미용 시장은 제품으로는 기능성 화장품, 서비스로는 뷰티 샵 또는 미용성형 서비스를 중심으로 성장해왔기 때문에 고비용을 지출하거나 많은 시간을 할애해야 하기 때문에 소비층이 제한 될 수 밖에 없었다. 그러나 최근 사회·경제적으로 성장함에 따라 피부미용에 대

\* 정회원-교신저자, \*\* 정회원, 연세대학교 의공학부 (Dept. Biomedical Engineering, Yonsei University)

\*\*\* 정회원, (주)시솔 (Csoln Co.)

※ 이 논문은 2011년도 두뇌한국21(BK21)사업에 의하여 지원되었음

접수일자: 2011년9월14일, 수정완료일 2011년12월21일

한 수요층이 점차 넓어져 소비자의 요구를 충족시킬 수 있는 다양한 형태의 제품 개발이 필요한 상황이다. 이러한 일환으로 시간 및 공간제약을 최소화하고 한시성인 고가의 기능성 화장품과 달리 반영구적으로 사용할 수 있는 개인용 피부미용기기 개발에 대한 요구가 증가하고 있다. 해외 대표 기업으로는 DermaDream, Rio Beauty(U.K.), Mircoaire(USA), Mentor(USA)을 들 수 있으며, 국내에서는 바이오닉스, 원테크놀로지(주), (주)SDM BIO, 엠아이 테크, 비손메디칼(주) 등이 있다. 피부미용기기의 연구개발 현황을 살펴보면, 크게 광 자극 피부미용기기, 초음파 자극 피부미용기기, 고주파 자극 피부미용기기, 갈바닉(Galvanic) 전위 피부미용기기, 크리스탈 피부미용기기 등으로 나눌 수 있다. 광 자극은 피부 상처치유 및 세포재생 등을 기대할 수 있고, 초음파 자극은 초음파의 기계적 진동을 통해 미세 마사지, 에센스 피부 침투, 피부조직의 신진대사 활성화를 기대할 수 있으며, 고주파 자극은 세포 내 이온 진동과 이를 통한 발열에 의한 피부 재생 촉진, 혈류 증가 효과를 기대할 수 있다. 한편, 피부 표면의 양(+) 극성의 갈바닉 전위는 음이온을 띤 피지, 노폐물 등이 피부표면으로 배출되도록 하고, 음(-) 극성의 갈바닉 전위는 음이온의 영양 미용물질이 피부에 침투되는 것을 돕는 것으로 알려져 있다. 마지막으로, 크리스탈 미용기기는 미세한 천연 크리스탈 조각들을 이용하여 각질을 제거하는데 활용되고 있다. 이 중 광 자극과 고주파 자극을 활용한 기기는 병원 또는 뷰티 샵을 대상으로 대형 장비의 형태로 판매되고 있으며, 초음파 자극 피부미용기기, 갈바닉 전위 피부미용기기, 크리스탈 미용기기는 뷰티 샵과 개인을 모두 수요자로 하고 있다.

본 연구에서는 기존 피부미용기기와 차별화된 경쟁력을 갖도록, 피부미용에 효능이 있는 것으로 알려진 한약재 추출액의 생화학 자극, 피부 신진대사를 촉진시키는 온열 자극, 안전성 및 피부미용 효과가 우수한 광 자극이 동시에 가능한 개인용 피부미용 복합자극기를 개발하였다.

## II. 본 론

### 1. 복합자극기 개요

먼저 본 연구에서는 한약재 추출액의 생화학 자극, 온열 자극, 광 자극이 동시에 가능하도록 그림 1과 같은 형상으로 복합자극부를 설계하였다. 그림 1의 각 부

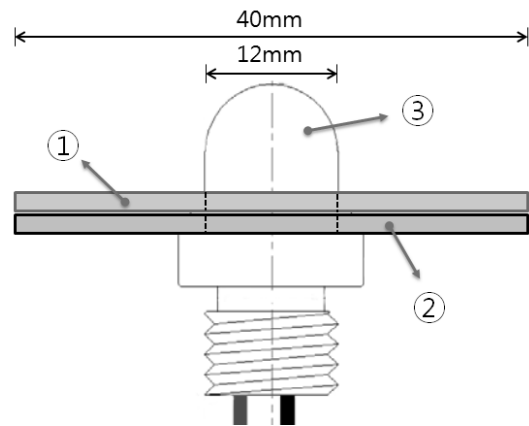


그림 1. 설계된 복합 자극부 개념도  
Fig. 1. Diagram of the designed compound stimulus part.

분은 피부미용에 효능이 있는 것으로 알려진 한약재 추출액을 함유하고 있는 한약재 추출액 패드(①), 한약재 추출액을 훈증하고 피부에 온열자극을 공급하는 면상발열체(②), 피부세포에 광-생화학작용을 유도하는 LED 광원(③)을 의미한다. 복합자극기는 동작 버튼이 눌리면 면상 발열체에 공급하는 전류를 제어하여 사용자가 설정한 온도에 도달한 뒤 이를 유지하도록 개발하였으며, 이때의 온열에 의해 면상 발열체에 인접한 한약재 추출액 패드의 훈증기가 피부로 공급되도록 하였다. 그리고 동시에 LED 광원이 일정한 세기로 피부에 조사될 수 있도록 개발하였다. 복합자극기의 전체적인 제어에는 마이크로프로세서 PIC18F242를 사용하였으며, 동작 버튼 및 온도조절 상하버튼의 사용자 입력과 동작여부 및 설정온도를 표시하는 bar LED의 사용자 출력을 갖도록 하였다.

한약재 추출액 패드는 미국 FDA와 일본 JIS를 만족하는 3종의 탈지면을 가공한 패드에 한의전문가가 추천한 어성초, 인진쑥, 싸주아리쑥, 당귀 등의 혼합추출물 10ml를 함유하도록 제작하였으며, 온열 자극부와 광 자극부의 개발내용은 다음 절에 상세히 설명하였다.

### 2. 온열 자극부 개발

온열자극은 면역력 향상, 통증 완화, 암세포 파괴 등의 다양한 효과가 보고되어 있다<sup>[2]</sup>. 특별히 국소조직의 온도가 40℃ 이상이면 모세혈관이 확장되고 혈류량이 증가하여 신진대사가 촉진되고 산소 및 영양물질이 공급이 활발해 지는 것으로 알려져 있다. 또한, 조직온도가 47℃까지 상승하면 섬유조직의 신장성이 5~10배 증가

되고 그 결과 피부탄력 및 주름 개선 등의 미용효과를 기대할 수 있다는 연구가 있다. 본 연구에서는 이러한 온열 자극이 적절히 제공될 수 있도록 면상발열체를 발열원으로 하고 피부미용에 적합한 37°C~43°C를 사용시간 10분 동안 안정적으로 제공할 수 있는 온열 자극부를 개발하였다. 발열부는 그림 1에 나타난 바와 같이 외경이 40mm, 내경이 12mm인 원판형태로 제작하였으며, 발열원으로 탄소섬유 면상발열체를 선택하였고, 온도상승 시에도 발열체 형태를 유지하기 위하여 윗면과 아랫면에 각각 테플론 원판을 추가한 3층 구조로 제작하였다. 면상발열체의 ON/OFF를 제어하기 위해서는 그림 2와 같은 제어 회로를 설계하였다. 면상발열체 ON/OFF는 발열체에 흐르는 전류를 제어함으로써 구현하였으며, 이는 마이크로프로세서 출력에 의해 제어되는 트랜지스터 스위칭회로로 구현하였다. 이때 마이크로프로세서는 사용자가 설정한 목표온도와 발열체 뒷면에서 측정된 발열체 온도를 참고하여 발열체 ON/OFF 시점을 결정하도록 하였는데, 사용자에게 공급되는 온도는 발열체의 온도가 아닌 발열체 위의 한약재 패드로부터 일정거리 떨어진 즉, 피부가 위치할 것으로 예상되는 곳의 온도이므로 여러 차례의 실험을 통하여 최적의 발열체 ON/OFF 제어 메커니즘을 실험적으로 도출하였다. 한편, 발열체의 온도는 발열체 뒷면에 부착한 LM35DZ 온도센서를 통해 측정하였는데, 이는 0~100°C 범위를 측정가능하며 10.0mV/°C의 선형출력 특성을 가지고 있다. 온도센서 출력은 OP앰프 LM741을 통해 5배 증폭한 뒤 1Hz 샘플링률로 A/D변환하여 사용하였다.

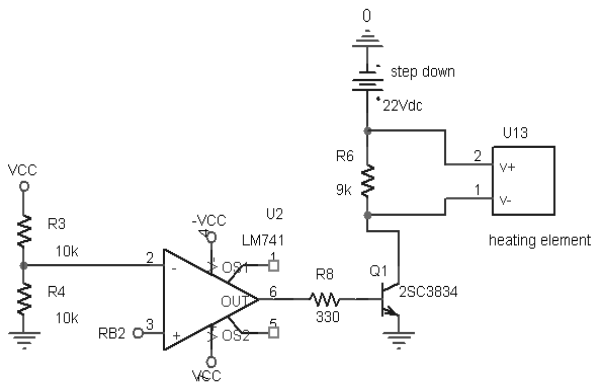


그림 2. 면상발열체 ON/OFF제어 회로  
Fig. 2. ON/OFF control circuit of plate-shaped heater.

### 3. 광 자극부 개발

광자(photon)는 세포 내 색소포(chromophore)나 광수용기(photoacceptor)에 흡수되어 세포 대사활동을 촉진시키는 광-생화학 반응을 유도할 수 있다<sup>[3],[4]</sup>. 이러한 반응과 효과는 광원의 파장에 따라 다르며, 표 1에는 임상에서 널리 사용되는 파장(광원 색상)별 효과 및 임상 적응증을 정리하여 나타내었다. 특별히 파장이 긴 적색광(Red, 620nm~750nm)이 세포재생 효과가 있음을 알 수 있다<sup>[5]</sup>. 최근에는 근적외선이 산화질소(NO) 방출을 촉진하여 항산화 및 항염 역할을 하고, 유전자 생산과 관련된 ROS 및 에너지 대사와 관련된 ATP 합성을 증가시킨다는 보고가 있다. 결과적으로 근적외선의 세포 대사활동 증가 및 세포 재생 효과로부터 콜라겐 및 엘라스틴의 생성 촉진과 그에 따른 주름발생 억제 및 피부 탄력 유지의 효과를 기대할 수 있다. 한편 파장에 따른 피부 투과 깊이는 400nm에는 1mm 이하, 514nm에는 0.5~2mm, 630nm에는 1~3mm로 파장에 비례하여 깊어지다가, 근적외선 파장인 800~900nm에서 투과깊이가 최대가 된 뒤 다시 투과깊이가 점차 낮아지는 것으로 알려져 있다<sup>[6~7]</sup>.

이에 본 연구에서는 광 자극원의 파장으로 4mm이상의 피부 투과가 가능하고 피부미용효과가 뛰어날 것으로 예상되는 850nm를 선정하였다. 한편, 근적외선을 사용하는 병원용 해외 대표제품인 iClearXL(CureLight

표 1. 광자극 색상에 따른 효과 및 적응증  
Table 1. Photo-stimulation's effects and indications for difference light colors.

Color	Effect	Indication
Blue	살균효과	여드름 피부, 상처감염 예방, 피부 트러블
Red	상처치유 및 세포 재생	여드름 압출 후, 상처 완화
Yellow	콜라겐 합성, 리프팅효과	기미, 잔주름, 미백, 눈가·입가 주름, 피부 탄력, 처짐
Blue +Red	살균효과, 상처치유 및 세포재생	여드름 압출 후 살균과 상처완화를 동시치료, 두피 탈모 예방 및 개선, 피부의 약한 상처치유 및 감염 예방 등
Yellow +Red	콜라겐 합성, 리프팅효과, 상처치유 및 세포재생	기미, 미백, 주름개선, 처진 피부, 표정주름

### III. 실험

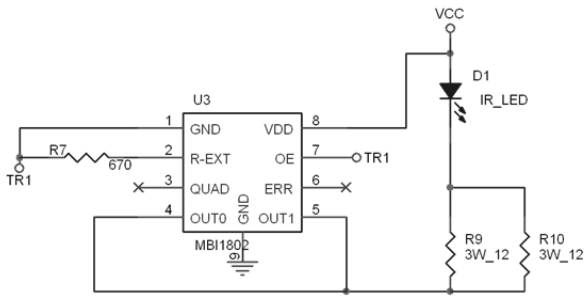


그림 3. 고출력 LED 구동 회로  
Fig. 3. High power LED driving circuit.

Ltd.)의 조사량(dose)인  $60\text{J}/\text{cm}^2$  (@  $30\text{cm}\times 30\text{cm}$ )와 등가의 조사량을 갖기 위해 약  $1.25\text{W}$  (@ 자극부위 반경  $20\text{mm}$ , 자극시간 10분)의 출력을 갖는 광원이 필요한 것으로 판단되었다. 그러나 해당 스펙을 정확히 만족하며 개인용 복합자극기에 사용가능한 광원을 조달하기 어려운 관계로 대신에  $850\text{nm}$  파장을 가지며  $750\text{mW}$ 의 출력이 가능한 근적외선 LED(YIL-T1085A, Yoosol Electronic Co.)를 개발에 사용하였다. 이 근적외선 LED가 안정적으로 최대 출력을 내기 위해서는 LED에  $300\text{mA}$ 가 안정적으로 공급되어야 하며, 이를 위해서 고출력 LED 드라이버 MBI1802를 사용하여 그림 3과 같이 구동회로를 설계하였다.

#### 4. 시제품 제작

사용자가 복합자극기를 얼굴, 더 나아가서는 목과 어깨에 적용가능하고 피부미용기기의 특성상 심미성을 강조한 외형을 갖도록 강원대학교 지식정보디자인혁신센터에서 심미성, 안전성, 휴대성 등을 고려한 11가지 디자인 안을 도출하였으며 최종적으로는 유선형의 손잡이를 갖고 피부자극부를 돌출시킨 그림 4(a)와 같은 디자인을 최종 선택하였다. 이후 디자인된 형상 내부에 PCB 및 부품들이 들어갈 수 있도록 PCB 및 부품의 크기와 위치를 결정하였으며, PCB는 유선형 형상 내부에 들어가도록 메인 PCB와 서브 PCB의 2개로 제작하였다. 마지막으로 (재)원주의료기기테크노밸리 기술지원실에서 3차원 기구설계 툴을 이용하여 각 PCB와 부품의 최적 위치를 결정하고 이들을 고정할 수 있는 기구부를 설계하였다. 그림 4(b)에는 제작된 워킹 목업(working mock-up) 내에 2개의 PCB와 그 외 부품들을 조립한 결과를 나타내었다.

최종 제작된 피부미용 복합자극기 시제품의 보완 및 성능평가를 위하여 온열 자극부와 광 자극부 테스트 및 유효성 평가 실험을 실시하였다.

#### 1. 온열 자극부 테스트

온열 자극부를 테스트하기 위해 먼저 본 연구에서 발열체의 동작범위로 설정한  $30^\circ\text{C}\sim 70^\circ\text{C}$  범위 내에 임의의 목표온도를 설정한 뒤 발열체 공급전원이  $22\text{V}$ 의 상태에서 발열체 가열특성과 온도제어 성능을 평가해 보았다.

발열체 온도제어는 측정된 발열체 온도가 목표온도를  $0.5^\circ\text{C}$  초과하면 전원공급을 차단하고, 이후 냉각되어 측정온도가 목표온도 이하가 되면 전원을 재공급하는 메커니즘으로 마이크로프로세서를 통해 제어하였다. 그림 5(a)에는 발열체 목표온도를  $30^\circ\text{C}$ ,  $40^\circ\text{C}$ ,  $50^\circ\text{C}$ ,  $60^\circ\text{C}$ ,  $70^\circ\text{C}$ 의 5가지로 설정한 뒤 발열체 가열특성과 온도제어 성능을 평가한 결과이다.

먼저, 목표 온도 도달시간은 목표온도가  $30^\circ\text{C}$ 일 때 33초이고  $70^\circ\text{C}$ 일 때 199초로 목표 온도가 증가할수록 더 많은 시간이 소요되는 것을 확인할 수 있었으며, 모든 목표온도에서 온도상승 기울기가 약  $0.27^\circ\text{C}/\text{sec}$ 로 거의 일정한 것을 알 수 있다. 또한, 목표 온도 도달 후 온도 변동 폭은 약  $0.5\sim 0.9^\circ\text{C}$ 로 전체적으로 발열체의 온도가 적절히 제어되고 있음을 확인할 수 있다. 그러나 복합자극기 사용시간이 10분인 것을 고려하면 목표 온도 도달시간을 보다 단축시킬 필요가 있어 발열체 공

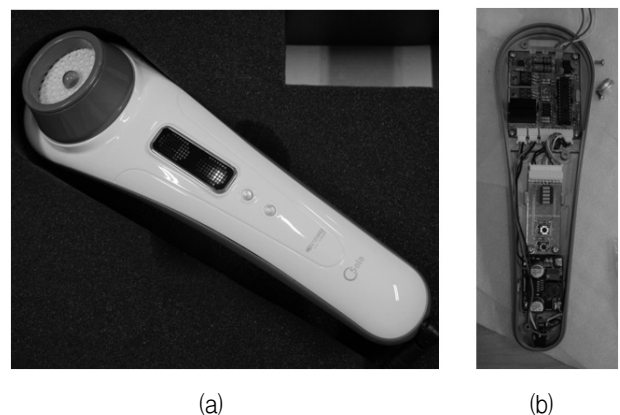


그림 4. 개발된 복합자극기의 (a)외형 및 (b)내부  
Fig. 4. Exterior and interior of developed compound stimulus device.

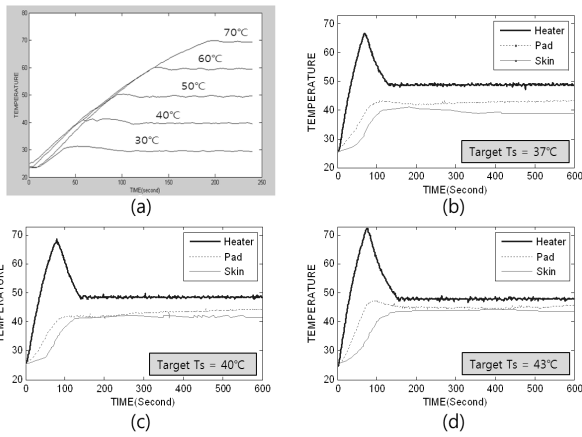


그림 5. 온도제어 실험 결과: (a)발열체 온도 제어, (b) 37°C로 피부자극 온도 제어, (c) 40°C로 피부자극 온도 제어, (d) 43°C로 피부자극 온도 제어

Fig. 5. Experimental results: (a) heater temperature control, (b) temperature control @Ts=37°C, (c) temperature control @Ts=40°C, (d) temperature control @Ts=43°C.

급전원을 34V로 변경하였다. 그 결과 70°C 도달시간은 79초로 단축되었고, 온도상승 기울기는 약 0.56°C/sec로 증가하였다. 한편, 사용자에게 공급되는 온열자극의 온도는 발열체 자체의 온도가 아니라 그림 4(a)의 돌출된 피부자극부 위치의 온도이며, 제작된 위킹 목업에서는 피부자극부와 한약재 패드 간 거리는 1.3mm이다. 이 피부자극부 온도는 발열체 열 에너지에 의해 기화된 한약재 추출액의 열 에너지와 한약재 패드를 투과한 발열체 열 에너지에 의해 결정되며, 한약재 패드에 함유된 추출액이 시간이 경과함에 따라 비선형적으로 감소하기 때문에 제어 방법을 설계하는 것이 용이하지 않다. 때문에 본 연구에서는 발열체, 한약재 패드, 피부자극부에 각각 온도센서를 설치한 뒤 다수의 반복 실험을 통해 피부자극부 온도를 피부미용 적합한 37°C~43°C로 유지하는 제어 메커니즘을 경험적으로 개발하였다. 그림 4(b)~4(d)에는 이 메커니즘을 통해 피부자극부 온도 (Ts)를 37°C, 40°C, 43°C로 제어한 예를 나타낸 것이며, 보다 상세히는 목표 피부자극부 온도를 최대한 빨리 도달하기 위해 발열체의 온도를 각각 최대 66°C(Ts= 37°C), 68°C(Ts=40°C), 72°C(Ts=43°C)까지 올렸다가 48.5°C까지 자연냉각시킨 뒤 발열체를 48.5°C로 유지하는 메커니즘을 사용하였다. 그림 4(b)~4(d)의 굵은 실선은 마이크로프로세서를 통해 직접 제어한 발열체 온도, 점선은 한약재 패드 온도, 가는 실선은 피부자극부 온도를 의미한다. 피부자극부 목표 온도별 제어 결과를 살

펴보면, 세 경우 모두 약 2분 시점에 목표온도에 도달하며, 한약재 패드 내 추출액이 지속적으로 변화함에도 설정한 사용시간 10분 동안에 각 피부자극부 목표 온도를 비교적 안정적으로 유지할 수 있음을 확인할 수 있다. 이때 피부자극부 목표 온도별 제어 오차범위는 각  $\pm 0.71^\circ\text{C}$ ,  $\pm 1.41^\circ\text{C}$ ,  $\pm 0.56^\circ\text{C}$ 이었으며, 이는 일시적으로 최소 36.29°C, 최대 43.56°C가 제공될 수 있음을 의미하나 피부미용에 사용가능한 온도범위 내이기 때문에 문제가 없는 것으로 판단된다.

2. 광 자극부 테스트

광 자극부는 그림 3의 고효율 LED 구동회로로 인해 동작 안정성은 확보되었기 때문에 설정된 동작시간 10분 동안의 LED 광원 온도를 측정 및 평가해 보았다. LED의 전구(bulb) 내 중심 온도를 측정하기 위해 비접촉 온도측정 장비인 Fluke 561(Fluke Co., USA)를 사용하였으며, 근적외선 LED를 단독으로 구동하였을 때는 최고 상승온도가 38.3°C로 측정되었다. 그러나 실제와 같이 발열체에 결합된 경우, 단독 사용할 때와 달리 발열체 제어온도에 따라 그림 6의 실선 그래프와 같이 최대 90.2°C까지 상승하는 것이 관찰되었다. 해당 근적외선 LED의 정상동작 범위가 최대 85°C(점선 그래프)이므로, 발열체의 온도를 60°C 이상으로 제어한 경우에는 안정적인 근적외선 광 자극을 기대할 수 없다. 이에 직경이 20.0mm이고, 높이가 10.0mm인 원통형 알루미늄에 근적외선 LED와 결합할 수 있도록 지름 약 10.0mm의 나선 홈을 깎은 방열구조물(heat sink)를 그

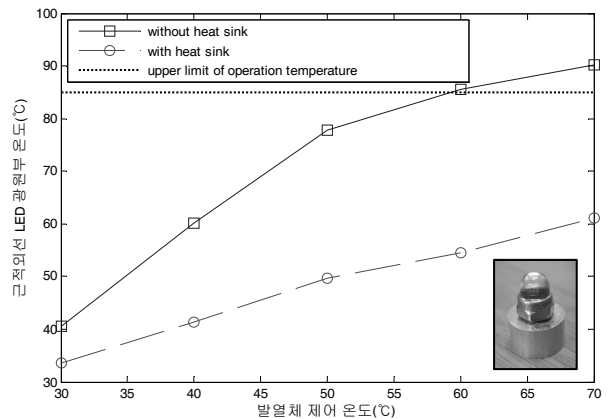


그림 6. 발열체 제어온도에 따른 LED 중심 온도  
Fig. 6. LED center temperature corresponding to different control temperatures of the heating element.

림 6의 삽입그림과 같이 제작하여 LED에 결합시켰다<sup>[8]</sup>. 이후 재측정 실험을 실시한 결과, 그림 6의 쇄선 그래프와 같이 최대 온도가 61.1°C로 감소되었으며, 결과적으로 발열체 온도를 사용자에게 적합한 온열자극이 가능한 약 70°C 전후로 제어하더라도 LED가 정상동작할 것으로 예상된다.

### 3. 유효성 평가 실험

개발된 피부미용 복합자극기의 유효성을 평가하는 방법으로 다양한 방법이 있겠으나, 제품승인 전 단계이므로 세포 수준의 실험을 선택하였다. 세포 실험에서는 한약재 추출액을 공급하면서 배양하는 하는 것이 어렵기 때문에 온열 자극과 광 자극에 의한 효과만을 관찰하고자 하였다. 실험의 목적은 C2C12 murine myoblast에 주어진 온열 자극 및 광 자극이 피부 미용과 관련된 collagen mRNA 발현에 미치는 영향을 확인하는 것으로 하였다. 이를 위해 C2C12 세포를 37°C, 5% CO2 조건으로 Dulbecco's Modified Eagle's Medium (DMEM) 배지에서 10% fetal bovine serum(FBS), 1% penicillin/streptomycin을 3일마다 혼합 공급하면서 배양하였다. 실험 그룹은 약 30% subculture한 세포에 3가지 온열 자극(37°C, 40°C, 43°C) 및 광 자극 여부(O, X)를 조합한 6가지 복합자극을 각각 인가한 6개 그룹으로 하였으며, 이 중 광 자극 없이 37°C 온열 자극만 인가한 그룹을 대조군으로 삼았다. 각 그룹의 자극은 1일차, 3일차, 5일차에 동일시간 대에 20분간 인가하였으며, 7일차에는 Tri-Reagent를 이용하여 mRNA를 추출한 뒤 RT-PCR 분석을 실시하였다<sup>[9]</sup>. 온열 자극은 세포배양 인큐베이터를 37°C로 유지하다가 자극시점에 해당 온도로 변경함으로써 구현하였으며, 광 자극은 개발된 광 자극부를 인큐베이터 내에 미리 설치하고 외부에 스위치를 두어 자극시점에 인큐베이터 개폐없이 동작시킬 수 있도록 하였다. 그림 7에는 RT-PCR을 통해 분석된 복합자극에 의한 collagen I과 collagen III의 mRNA 발현량을 정리하여 나타냈다. 37°C 하에서는 근적외선 광 자극을 함께인가한 그룹이 그렇지 않은 그룹(대조군)보다 collagen I mRNA 발현량이 4.9배, collagen III mRNA 발현량은 1.3배 크게 나타났다. 40°C 온열자극과 광자극을 동시에 인가한 그룹의 collagen mRNA 발현량이 40°C 온열자극만 인가한 그룹에 비해 크게 나타났지만, 대조군(37°C, 무 광자극)에 비해 현저한 발현량 감소가 관찰되었다. 43°C 하에서는

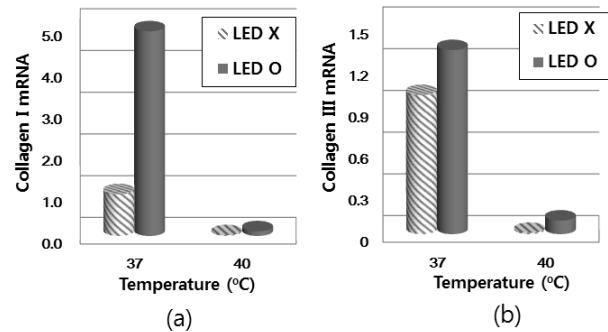


그림 7. RT-PCR 분석결과: (a) 콜라겐 I mRNA 발현량, (b) 콜라겐 III mRNA 발현량

Fig. 7. Analysis results of RT-PCR: (a) collagen I mRNA expression, (b) collagen III mRNA expression.

mRNA 추출이 불가능하였으며, 이는 온도에 민감한 세포가 죽거나 기능저하가 발생하였기 때문으로 판단된다. 결과적으로 37°C 온열 자극과 근적외선 광 자극을 동시에 인가한 복합자극의 경우 피부미용에 긍정적 영향을 미치는 collagen I과 collagen III 단백질 생성의 촉진을 기대할 수 있을 것으로 판단된다. 그러나 본 실험설계로서는 40°C, 43°C 온열 자극 및 광 자극에 의한 collagen 단백질의 생성 여부를 판단할 수 없었다. 하지만, 피부미용을 위해 최대 47°C까지 인가하는 기기가 있다는 사실을 고려하였을 때 향후 계획하고 있는 동물 실험에서는 복합자극의 유효성이 더 밝혀질 것으로 기대된다.

## IV. 결 론

본 연구에서는 기존 대형기기와 일부 보급되어 있는 개인용 피부미용기기와 차별화된 경쟁력을 갖는 개인용 피부미용 복합자극기를 개발하고자 하였다. 복합자극의 종류로는 피부미용 한약재 추출액의 생화학 자극, 피부신진대사를 촉진시키는 온열 자극, 다양한 피부미용 효과가 보고되고 있는 광 자극을 선택하였으며, 이들이 동시에 제공 가능하도록 그림 1과 같은 복합자극부 구조를 설계하였다. 생화학 자극은 탈지면 패드에 함유된 한약재 혼합추출물이 온열자극에 의해 기화되어 피부에 공급되도록 하였으며, 온열자극은 탄소섬유 면상 발열체를 통해 제공할 수 있도록 하였다. 그리고 광 자극은 피부에 최대로 깊이 투과할 수 있는 850nm 파장을 갖는 고효율 근적외선 LED를 통해 공급하였다. 최종적으로

로 이러한 복합자극부를 포함하면서 사용자 편의성과 심미성을 확보한 그림 4와 같은 기구물을 설계하였다. 제작된 시제품의 보완 및 성능평가를 위하여 온열 자극부 테스트, 광 자극부 테스트, 유효성 평가 실험을 실시하였다. 그 결과, 온열 자극부 테스트 결과, 한약재 패드에 함유된 추출액 양이 감소하는 상황임에도 불구하고 피부자극부의 목표온도를 그림 4(b)~4(d)의 실선과 같이 안정적으로 제어할 수 있음을 확인할 수 있었으며, 이때 피부자극부 목표 온도 도달 시간은 모든 경우 2분 내외로 적절하였다. 광 자극부는 당초 설계로 동작시켰을 때 온열자극부와 결합되어 있기 때문에 LED 중심 온도가 정상동작범위를 초과하는 경우가 발생하였으며, 방열 구조물을 제작하여 결합함으로써 이 문제를 해결하였다. 마지막으로, C2C12 mouse myoblast을 대상으로 복합자극의 유효성을 평가하는 실험을 실시하였다. 이때 한약재 추출액을 투여하면서 세포를 배양하는 것이 어렵기 때문에 온열 자극(37℃, 40℃, 43℃)과 광 자극(O, X)만을 대상으로 실험하였다. 그 결과, 37℃ 온열 자극과 광 자극의 복합자극을 인가한 그룹에서 대조군에 비해 피부 미용 효과와 관련이 깊은 collagen I mRNA 발현량이 4.9배, collagen III mRNA 발현량이 1.3배 증가하는 것을 확인하였다. 향후 온열 자극 목표 온도를 보다 빨리 도달할 수 있는 발열체 및 제어 메커니즘을 연구하고, 이어 사람 피부를 대상으로 한약재 추출액, 온열 자극, 광 자극의 복합자극이 피부탄력, 주름개선 등에 미치는 효과를 평가할 계획이다.

## 참 고 문 헌

- [1] The Future of the Medical Aesthetic Devices Market to 2016, GBI Research, 2010.
- [2] C. A. Perez, L. W. Brady, "In vitro effects and biological potential of long duration, moderate hyperthermia: Principles and Practice of radiation oncology", 3rd ed., Lippincott-Raven co., Philadelphia, pp. 640-644, 1998.
- [3] M. R. Hamblin and T. N. Demidova, "Mechanisms of Low Level Light Therapy," *Proc. SPIE*, vol. 6140, pp. 1-12, 2006.
- [4] K. Kalka, H. Merk and H. Mukhtar, "Photodynamic Therapy in Dermatology," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 42, pp. 389-413, 2000.
- [5] N. G. Yeh et al., "Light-emitting diodes—Their potential in biomedical applications," *Renewable*

*and Sustainable Energy Reviews*, vol. 14, pp. 2161-2166, 2010.

- [6] D. Barolet, "Light-Emitting Diodes(LEDs) in Dermatology," *Semin Cutan Med Surg.*, vol. 27, no. 4, pp. 227-238, 2008.
- [7] C. R. Simpson, M. Kohl, M. Essenpreis et al., "Near Infrared Optical Properties of Ex-vivo Human Skin and Subcutaneous Tissues Measured Using the Monte Carlo Inversion Technique," *Phys. Med. Biol.*, vol. 43, pp. 2465-2478, 1998.
- [8] 강창수, 강기성, "고효율 LED 방열효과 증대를 위한 융합형 Heat Sink 장치 방열 해석", 전자공학회논문지, 제 48권, IE편, 제 2호, pp. 12-18, 2011.
- [9] D. Luo, Y. Cao, D. Wu et al., "Impact of intense pulse light irradiation on BALB/c mouse skin—in vivo study on collagens, matrix metalloproteinases and ascular endothelial growth factor," *Lasers Med. Sci.*, vol. 24, pp. 101-108, 2009.

저 자 소 개



이 전(평생회원)  
 2006년 연세대학교 의공학과 박사 졸업.  
 2006년~2008년 한국한의학연구원 선임연구원  
 2009년~2011년 8월 대구한의대 한방의료공학과 조교수  
 2011년 9월~현재 연세대학교 의공학부 연구교수  
 <주관심분야 : cardiovascular engineering, 생체신호처리, 의료기기 임상시험, 한방의료기기>



김 지 현(정회원)  
 1997년 연세대학교 기계공학과 학사 졸업.  
 1999년 Columbia University, Biomedical Engineering 석사 졸업.  
 2003년 Columbia University, Biomedical Engineering 박사 졸업.  
 2003년~2005년 Stanford University, Mechanical Engineering, Postdoctoral Fellow  
 2005년~현재 연세대학교 의공학부 부교수  
 <주관심분야 : 물리자극에 대한 생체 반응, 조직기능 대체재, 생체역학 및 재활>



정 금 희(정회원)  
 1980년 영남대학교 국어국문학과 학사 졸업.  
 1980년~1981년 경남 합천여자고등학교 국어과 교사  
 2008년~현재 (주)시솔 대표

<주관심분야 : 의료기기 임상, 한방의료기기, 한방 피부미용, 빛이 인체에 미치는 영향>