(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년09월29일
(11) 등록번호 10-1661159
(24) 등록일자 2016년09월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*G09B 9/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0102693
(22) 출원일자 2014년08월09일
심사청구일자 2014년08월09일
(65) 공개번호 10-2015-0116752
(43) 공개일자 2015년10월16일
(30) 우선권주장
1020140042096 2014년04월08일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
JP08299353 A*
KR1020080108474 A*
KR1020120103460 A
US20080144038 A1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
**서울대학교산학협력단**
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
(72) 발명자
**김성완**
서울특별시 종로구 대학로 101, 11층 313호(서울대학교병원 의공학과)
**노승우**
부산광역시 사하구 다대로 473, 115동 603호(다대동, 현대아파트)
*(뒷면에 계속)*
(74) 대리인
**이정연**

전체 청구항 수 : 총 9 항 심사관 : 남옥우

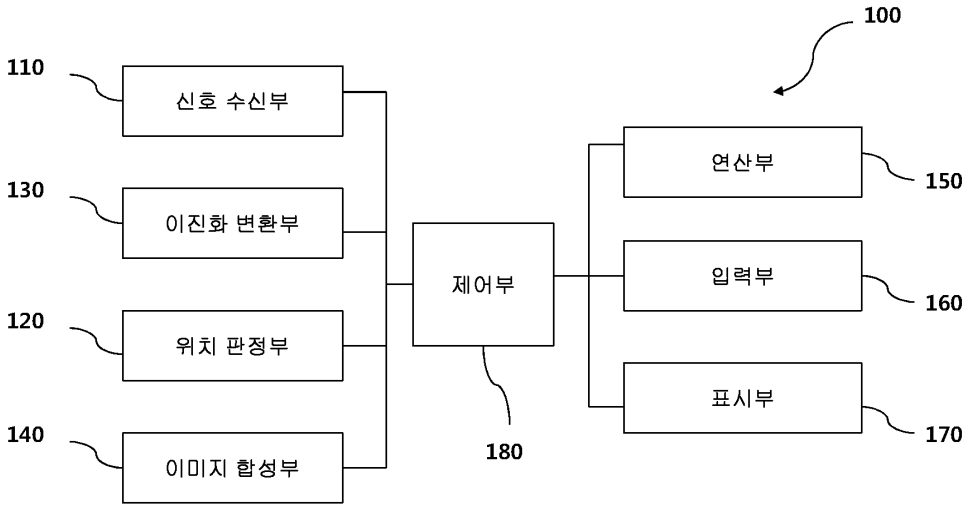
(54) 발명의 명칭 **레이저 시술 평가 시스템 및 평가 방법**

## (57) 요 약

본 발명은 레이저 시술 평가 시스템 및 평가 방법에 관한 것으로서, 상세하게는 레이저 광의 속성을 변환시키고, 변환된 레이저 광이 촬영된 영상 데이터의 처리를 통해 레이저 시술자의 숙련정도를 수치적으로 평가하여 이를 토대로 훈련 데이터로 활용할 수 있게 하는 레이저 시술 평가 시스템 및 평가 방법에 관한 것이다.

이러한 목적을 달성하기 위한 본 발명은, 투과판을 투과한 레이저 광의 강도를 감쇠시키는 감쇠유닛과; 감쇠유닛을 투과한 광을 촬영하는 카메라와; 상기 카메라와 연결되어 상기 카메라에서 촬영된 영상을 처리하여, 상기 투과판 위에서의 레이저 광의 이동궤적을 트래킹 하되, 상기 투과판 위에서 레이저 광이 조사된 지점들의 분포상태를 산출하는 영상 데이터 처리 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 시스템 및 평가 방법을 제공한다.

*대 표 도* - 도3



(72) 발명자

**임형우**

서울특별시 서초구 도구로 111 (방배동)

**윤치열**

서울특별시 종로구 이화장길 71, 101호(동숭동, 서울대학교 의과대학 분관동)

**김유단**

서울특별시 서초구 남부순환로 2311-12, 107-301(방배동, 래미안아트힐아파트)

**정진호**

서울특별시 서초구 동광로1길 112, 101-1201(방배동, 롯데캐슬헤론)

**김희찬**

서울특별시 용산구 이촌로87길 21, 103-601(이촌동, 이촌아파트)

**고우석**

서울특별시 강남구 강남대로 624, 5층 JMO피부과(신사동, ICT타워)

# 명 세 서

## 청구범위

### 청구항 1

투과판을 투과한  레이저 광의 강도를 감쇠시키는 감쇠유닛과;

감쇠유닛을 투과한 광을 촬영하는 카메라와;

상기 카메라와 연결되어 상기 카메라에서 촬영된 영상을 처리하여, 상기 투과판 위에서의 레이저 광의 이동궤적을 트래킹 하되, 상기 투과판 위에서 레이저 광이 조사된 지점들의 분포 상태를 산출하는 영상 데이터 처리 장치를 포함하고,

상기 영상 데이터 처리 장치는;

상기 카메라에서 전달된 영상 프레임 신호를 수신하는 신호 수신부와;

상기 영상 프레임에서 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역의 중심점의 위치를 판정하는 위치 판정부와;

상기 위치 판정부에 의하여 판정된 중심점에 소정 면적을 갖는 템플릿 이미지의 중앙부를 위치시켜서 레이저 분포 맵을 제작하는 이미지 합성부와;

상기 레이저 분포 맵 상에 표시된 레이저 조사 지점을 나타내는 개별 템플릿 이미지가 인접한 템플릿 이미지와 얼만큼 중첩되었는지 또는 얼만큼 이격되었는지 연산하고 상기 템플릿 이미지들의 분포상태를 수치화 하는 연산부와;

위 구성요소들의 동작을 제어하는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술  평가 시스템.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 투과판과 감쇠 유닛 사이에 마련되고, 상기 투과판 보다 아래 방향에 위치하여  상기 투과판을 투과한 레이저광의 조사 방향을 감쇠 유닛 방향으로 전환시키는 반사부재를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 시스템.

### 청구항 3

투과판을 투과한  레이저 광의 강도를 감쇠시키는 감쇠유닛과;

감쇠유닛을 투과한 광을 촬영하는 카메라와;

상기 카메라와 연결되어 상기 카메라에서 촬영된 영상을 처리하여, 상기 투과판 위에서의 레이저 광의 이동궤적을 트래킹 하되, 상기 투과판 위에서 레이저 광이 조사된 지점들의 분포 상태를 산출하는 영상 데이터 처리 장치를 포함하고,

상기 투과판과 감쇠 유닛 사이에 마련되고, 상기 투과판 보다 아래 방향에 위치하여 상기 투과판을 투과한 레이저광의 조사 방향을 감쇠 유닛 방향으로 전환시키는 반사부재를 더 포함하고,

상부에 상기 투과판이 마련되고, 그 내부에 상기 반사부재가 경사지게 설치되는 프레임을 더 포함하며, 상기 투과판과 상기 반사부재와, 상기 프레임은 시뮬레이션 베드를 구성하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 시스템.

### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 감쇠유닛은 편광판 또는 편광필름으로 구성되는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 시스템.

### 청구항 5

삭제

**청구항 6**

제1항에 있어서,

상기 영상 프레임에서 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역은 제1색으로 표현하고, 소정 기준 이하의 밝기를 가진 영역은 제2색으로 변환하는 이진화 변환부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 시스템.

**청구항 7**

레이저 조사 지점이 촬영된 영상 프레임이 수신되는 단계와;

수신된 영상 프레임에서 소정 밝기 기준 이상의 제1영역과 소정 밝기 기준 이하의 제2영역을 구분하고 상기 제1,2 영역이 서로 다른 색상으로 표시되도록 처리하는 단계와;

상기 제1영역이 분포된 레이저 분포 맵을 작성하고, 상기 레이저 분포 맵에서 나타난 각 제1영역간의 중첩 또는 이격 상태를 수치화된 결과로 도출되도록 연산하는 단계와;

시간의 흐름에 따라 변하는 제1영역의 중심점의 위치를 판단하는 단계와;

상기 제1영역에 대응되는 템플릿 이미지를 생성하는 단계와;

생성된 템플릿 이미지의 중심부를 상기 제1영역의 중심점에 위치시켜 상기 템플릿 이미지와 제1영역들을 합성 또는 중첩시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 방법.

**청구항 8**

삭제

**청구항 9**

제7항에 있어서,

각 제1영역 간의 중첩 상태를 수치화된 결과로 도출하는 단계는 상기 제1영역에 중첩된 템플릿 이미지를 구성하는 픽셀간의 중첩된 수량 및 중첩 정도를 이용하여 수행하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 방법.

**청구항 10**

제7항에 있어서,

각 제1영역간의 이격 상태를 수치화된 결과로 도출하는 단계는 상호 인접하나 이격된 템플릿 이미지들 사이에 마련된 제2영역을 구성하는 픽셀의 수량을 파악하여 수행하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 방법.

**청구항 11**

제7항에 있어서,

레이저 광이 카메라로 입사되기 전 레이저 광을 감쇠시키는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 방법.

## *발명의 설명*

### *기 술 분 야*

[0001] 본 발명은 레이저 시술 평가 시스템 및 평가 방법에 관한 것으로서, 상세하게는 레이저 광의 속성을 변환시키고, 변환된 레이저 광이 촬영된 영상 데이터의 처리를 통해 레이저 시술자의 숙련정도를 수치적으로 평가하여 이를 토대로 훈련 데이터로 활용할 수 있게 하는 레이저 시술 평가 시스템 및 평가 방법에 관한 것이다.

### *배 경 기 술*

[0002] 미 식품의약국 (FDA)로부터 최초로 임상용 레이저의 승인이 난 후 20여년의 시간이 지난 오늘, 심미적 레이저

시술은 의학 분야에서 가장 성공적인 레이저를 활용 사례가 되었다.

[0003] 이러한 레이저 시술을 위한 대표적인 레이저 조사 시스템은 한국 등록특허 10-1219682에 개시되어 있다.

[0004] 제모 분야만 예를 들어 보면, 최근의 미 이용성형외과 연합 (American Society for Aesthetic Plastic Surgery: ASAPS)의 통계에 따르면 미국에서만 2012년에 대략 120만 건 정도의 시술이 이루어지고 있으며 이는 전체 미용분야에서 단연 1위, 남성에게는 2위의 시술 빈도를 차지하는 시술이다.

[0005] 레이저 제모 시술의 성행은 미에 대한 높아진 대중의 관심에 더해, 안전성과 효과적 측면에서도 기존 제모 방식 대비 그 우수함이 입증되었기 때문이라 볼 수 있다.

[0006] 레이저 제모 시술의 기본적인 원리는 '선택적 열융해'라는 원리에 입각한다. 이것은 모낭과 주변 조직이 색소 차이로 인해 열흡수율이 다르다는 것을 설명하고 있다. 따라서, 모낭 하나하나를 조준하는 것이 아니라 일정 환부 영역에 레이저를 조사하더라도 모낭만을 선택적으로 파괴할 수 있다.

[0007] 더욱 최근의 연구를 살펴보면, 광을 이용한 제모의 핵심 메커니즘은 모낭에서 발생한 열이 모발 줄기세포로 전달되는 과정인데, 이는 실질적으로 모발의 성장을 담당하고 있는 모발 줄기세포는 색소가 없으며 모낭의 바로 옆에 붙어있기 때문이다. 따라서 적정량의 레이저 에너지를 환부에 전달하는 것은 광을 이용한 제모 방식에 있어 매우 중요한 요소이다.

[0008] 정확한 레이저 강도 선택에 실패할 경우, 과도한 혈 생성으로 인해 색소 변화나 물집 홍판 등의 부작용이 발생할 수 있다. 반대로, 과소한 레이저 에너지의 전달도 문제가 될 수 있으며 이 경우 시술의 효과가 떨어짐은 물론, 오히려 모발생장을 촉진하여 '역설적 다모증'을 유발할 수도 있다.

[0009] 이러한 부작용을 줄이기 위하여 피부색과 환부의 위치에 따라 최적의 레이저 파라미터 선정할 수 있도록 많은 연구들이 진행되었다.

[0010] 그러나 적정량의 레이저 강도가 잘 선택되었다 하더라도, 실질적으로 환부에 전달되는 레이저 에너지의 양은 레이저 스팟들이 균등하게 분포하지 않는다면 국소적으로 차이를 보일 수가 있다. 종종 레이저 시술이 간호사들에게 위임되고 심지어 제대로 된 교육을 받지 못한 비의료인에 의한 시술이 성행하며, 또한 의사들조차도 새로운 장비와 레이저 조사기의 다양한 크기, 다양한 레이저 파라미터 셋팅에 익숙해질 필요가 있음을 염두에 둘 때, 이러한 불균일한 레이저 전달로 인해 발생할 수 있는 위험은 매우 크다.

[0011] 따라서, 조사된 레이저 에너지를 정량적으로 분석하여 레이저 제모 시술자들의 숙련 정도를 평가할 수 있는, 간편하면서도 효과적인 도구의 개발이 필요하지만 이에 대한 연구는 현재까지 많이 이루이지 못하였다.

[0012] 이러한 시스템을 제작하는데 있어 가장 큰 어려움 중 하나는 바로 조사된 레이저를 가시화하는데 있다.

[0013] 제모용 레이저는 적외선 빛이 사용되고 또한 조사부위에 즉각적인 흔적을 남기지 않기 때문이다.

[0014] 최근 한 연구 그룹에서는 열화상 카메라를 이용하여 레이저 조사지점의 열변화를 분석, 전달된 에너지의 중복 누락 정도를 산출하는 방법을 개발한 바 있으나, 열화상 카메라는 일상적으로 사용하기에는 매우 고가이며 또한 시술 직후에 촬영하여야 하므로 환부 냉각 장치가 달린 레이저 조사기를 이용하거나 외기 온도가 조절되지 못할 경우 발생한 열 정도를 정량적으로 파악하는데 어려움이 있다는 문제점이 있다.

[0015] 다른 연구가들은 감광지와 일반 카메라를 이용한 레이저를 가시화 방법을 제안하기도 하였으나, 이들은 레이저 조사기의 비이상적인 특성을 파악하기 위하여 한 스팟 내에서의 레이저 프로파일만을 관측하였다.

[0016] 이 방법을 레이저 시술의 성능을 파악하는 데 쓸 수 도 있겠으나, 감광지를 디지털화 하는데 추가적인 노력이 필요하고 감광지는 재사용이 어려워 일상적인 용도로는 제한이 있다.

[0017] 몇몇 레이저 장비들은 레이저 조사기 옆에 레이저 포인터 형태의 저출력 가시광선 빛을 내는 레이저를 추가적으로 장착하여 시술자가 레이저 조사지점의 위치를 가늠할 수 있도록 하기도 하였으나 이러한 방식으로는 시술 전체의 레이저 전달과정을 추적하기 어렵다.

## *발명의 내용*

### *해결하려는 과제*

[0018] 본 발명은 이와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 시술자에 의하여 행하여진 레이저 시술에 의한 레이저

조사 영역의 분포를 수치화 하고 이를 통해  계량비교가 가능하도록 데이터를 제공하는 레이저 시술 평가 시스템을 제공하는데 그 목적이 있다.

[0019] 이에 의하여 시술자의 레이저  시술 패턴 분석, 레이저 시술의 평가 및 시술자의 시술 숙련 또는 시술 기술의 개선 정도를 용이하게 평가할 수 있게 하여 차후 시술 훈련의 기본 데이터로 활용할 수 있게 하는 레이저 시술 평가 시스템을 제공하는데 그 목적이 있다.

## 과제의 해결 수단

[0020] 이러한 목적을 달성하기 위한 본 발명은, 투과판을 투과한  레이저 광의 강도를 감쇠시키는 감쇠유닛과; 감쇠유닛을 투과한 광을 촬영하는 카메라와; 상기 카메라와 연결되어 상기 카메라에서 촬영된 영상을 처리하여, 상기 투과판 위에서의 레이저 광의 이동궤적을 트래킹 하되, 상기 투과판 위에서 레이저 광이 조사된 지점들의 분포상태를 산출하는 영상 데이터 처리 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 시스템을 제공한다.

[0021] 상기 투과판과 감쇠 유닛 사이에 마련되고, 상기 투과판 보다 아래 방향에 위치하여  상기 투과판을 투과한 레이저광의 조사 방향을 감쇠 유닛 방향으로 전환시키는 반사부재를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0022] 상부에 상기 투과판이 마련되고, 그 내부에 상기 반사부재가 경사지게 설치되는 프레임을 더 포함하며, 상기 투과판과 상기 반사부재와, 상기 프레임은 시뮬레이션 베드를 구성하는 것을 특징으로 한다.

[0023] 상기 감쇠유닛은 편광판 또는 편광필름으로 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0024] 상기 영상 데이터 처리 장치는; 상기 카메라에서 전달된 영상 프레임 신호를 수신하는 신호 수신부와; 상기 영상 프레임에서 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역의 중심점의 위치를 판정하는 위치 판정부와;

[0025] 상기 위치 판정부에 의하여 판정된 중심점에 소정 면적을 갖는 템플릿 이미지의 중앙부를 위치시켜서 레이저 분포 맵을 제작하는 이미지 합성부와; 상기 레이저 분포 맵 상에 표시된 레이저 조사 지점을 나타내는 개별 탬플릿 이미지가 인접한 탬플릿 이미지와 얼만큼 중첩되었는지 또는 얼만큼 이격되었는지 연산하고 상기 탬플릿 이미지들의 분포상태를 수치화 하는 연산부와; 위 구성요소들의 동작을 제어하는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 상기 영상 프레임에서 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역은 제1색으로 표현하고,  소정 기준 이하의 밝기를 가진 영역은 제2색으로 변환하는 이진화 변환부를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 또한, 본 발명은 레이저 조사 지점이 촬영된 영상 프레임이 수신되는 단계와; 수신된 영상 프레임에서 소정 밝기 기준 이상의 제1영역과 소정 밝기 기준 이하의 제2영역을 구분하고 상기 제1,2 영역이 서로 다른 색상으로 표시되도록 처리하는 단계와; 상기 제1영역이 분포된 레이저 분포 맵을 작성하고, 상기 레이저 분포 맵에서 나타난 각 제1영역간의 중첩 또는 이격 상태를 수치화된 결과로 도출되도록 연산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 레이저 시술 평가 방법을 제공한다.

[0028] 시간의 흐름에 따라 변하는 제1영역의 중심점의 위치를 판단하는 단계와;

[0029] 상기 제1영역에 대응되는 템플릿 이미지를 생성하는 단계와;

[0030] 생성된 템플릿 이미지의 중심부를 상기 제1영역의 중심점에 위치시켜 상기 템플릿 이미지와 제1영역들을 합성 또는 중첩시키는 단계를 더 포함하는 것을  특징으로 한다.

[0031] 각 제1영역 간의 중첩 상태를 수치화된 결과로 도출하는 단계는 상기 제1영역에 중첩된 템플릿 이미지를 구성하는 픽셀간의 중첩된 수량 및 중첩 정도를 이용하여 수행하는 것을 특징으로 한다.

[0032] 각 제1영역간의 이격 상태를 수치화된 결과로 도출하는 단계는 상호 인접하나 이격된 템플릿 이미지들 사이에 마련된 제2영역을 구성하는 픽셀의 수량을 파악하여 수행하는 것을 특징으로 한다.

[0033] 또한, 레이저 광이 카메라로 입사되기 전 레이저 광을 감쇠시키는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

## 발명의 효과

[0034] 이러한 본 발명에 의하여 레이저 시술 결과에 대한 정량적 평가가 가능해졌다는 장점이 있다. 특히, 고가의 열화상 감지 카메라를 사용하지 않고, 일반적인 카메라를 이용하여 레이저 조사 지점의 궤적 이동을 추적할 수 있어서 저렴한 가격으로 시술 성능 평가 시스템을 구현할 수 있다는 장점이 있다.

[0035] 한편, 영상 프레임에 나타난 레이저 조사 지점의 형상에 뭉쳐지거나 뭉개져 있기 때문에 각 레이저 조사 지점 간의 중첩이나 이격 상태를 정량화 하는데 나타나는 어려움을 템플릿 이미지 중첩 또는 합성 기법을 도입함으로써 해결하였다.

[0036] 특히, 템플릿 이미지를 구성하는 픽셀 간의 중첩 수량이나 중첩 정도를 수치화 하거나, 아니면 상호 이격된 템플릿 이미지 간의 간격을 템플릿 이미지가 위치하지 않은 영역의 픽셀 수량을 이용하여 수치화 하고, 이를 이용하여 시술 숙련 상태를 정량화 하여 용이한 평가를 내릴 수 있다는 장점도 있다.

[0037] 이를 이용하여 특정 시술자의 교육 훈련에 따른 숙련도 개선 여부를 용이하게 평가할 수 있고, 시술자간 숙련도 비교도 용이하게 할 수 있다는 장점이 있다.

## *도면의 간단한 설명*

[0038] 도 1은 본 발명에 의한 레이저 시술 평가 시스템의 사시도 및 개략적인 측단면도이다.

도 2는 레이저 조사기의 사진이다.

도 3은 본 발명에 의한 레이저 시술 평가 시스템의 제어 블록도이다.

도 4는 본 발명에 의한 레이저 시술 평가 시스템에서 영상 처리를 하는 것을 도시한 흐름도이다.

도5는 본 발명을 이용하여 전체적인 실험 설계 상태를 도시한 흐름도이다.

도6은 본 발명에서 레이저가 조사된 프레임에서 레이저 조사 지점을 구분하는 기준을 나타낸 그래프이다.

도7은 본 발명에서 레이저가 조사된 프레임에서 영상 처리하는 과정을 도시한 사진이다.

도8은 본 발명에서 임의의 3개의 레이저 조사 지점 간의 중첩 상태를 계량화 하기 위한 레이저 분포 맵(LDM)을 나타낸 것이다.

도9는 본 발명을 이용한 경우, 숙련된 시술자 그룹과 비숙련된 시술자 그룹간에 나타나는 성능 평가 파라미터의 유효성을 진단하기 위한 그래프이다.

도10는 본 발명을 이용하여 숙련된 시술자 그룹과 비숙련된 시술자 그룹에서 수행한 레이저 시술 결과를 시각적으로 나타낸 레이저 분포 맵(LDM)을 나타낸 것이다.

## *발명을 실시하기 위한 구체적인 내용*

[0039] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다.

[0040] 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

[0041] 또한, 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다.

[0042] 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소 이외의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[0043] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다.

[0044] 이하, 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위하여 본 발명에 따른 실시예들을 첨부 도면을 참조하면서 보다 상세하게 설명하고자 한다.

[0045] 도1(a)는 본 발명에 의한 레이저 시술 평가 시스템(이하 '시스템' 이라고 축약한다)(1)이 적용되는 상태를 도시한 사시도이고, 도1(b)는 시스템을 개략적으로 표현한 측단면도이다.

[0046] 도1(a)와 도1(b)에서 도시한 바와 같이, 본 발명에 의한 시스템(1)에는 레이저 조사기(2)에서 방출된 레이저(L1)가 입사-반사-출사 되는 시뮬레이션 베드(10)와, 시뮬레이션 베드(10)를 통과한 레이저(L2)의 강도를 저하

시키거나 감쇠시키는 감쇠 유닛(20)과, 감쇠유닛(20)을 통과하여 그 강도가 현저하게 낮아진 레이저 광(L3)을 촬영하는 카메라(30)와, 카메라(30)와 연결되어 카메라(30)에서 촬영한 영상 데이터를 처리하여 후술하는 바와 같이, 시뮬레이션 베드(10) 위에서의 레이저(L1)의 궤적을 추적하여 레이저 광(L1)이 조사된 지점들의 분포 상태를 산출하는 영상 데이터 처리 장치(100)를 포함한다.

[0047] 시뮬레이션 베드(10)는 프레임(11)과, 프레임(11)의 상면에 배치되는 투과판(12)을 포함한다.

[0048] 투과판(12)은 시술 훈련시 레이저(L1)가 조사될 수 있는 소정 두께의 인공 피부(S)가 놓인다. 인공 피부(S)는 인체 피부 표면 상태를 모사한 표면을 구비하는 것이 실리콘 재질로 구성될 수 있다

[0049] 인공 피부(S) 레이저 조사기(2)에서 조사된 레이저(L1)가 통과할 수 있을 정도의 두께가 되는 것이 바람직하다.

[0050] 투과판(12)은 인공 피부(S)를 통과한 레이저(L1)가 투과될 수 있는 투명 또는 반투명 재질로 구성되는 것이 바람직하다.

[0051] 투과판(12)의 아래에는 거울과 같은 반사부재(13)가 비스듬히 배치되고, 반사부재(13)는 프레임(11) 내부에 경사지게 배치되는 것이 바람직하다.

[0052] 반사부재(13)는 투과판(12)을 통과한 레이저 광(L1)을 입사 방향과 다른 방향(카메라가 있는 방향)으로 반사하는 역할을 수행한다.

[0053] 따라서, 시뮬레이션 베드(10)는 프레임(11), 투과판(12), 반사부재(13)의 결합체로 구성되는 것이 바람직하다. 다만, 투과판(12)이나 반사부재(13)는 프레임(11)과 분리가능하게 될 수 있다.

[0054] 반사부재(13)와 카메라(30) 사이에는 감쇠 유닛(20)이 마련된다.

[0055] 감쇠 유닛(20)은 편광판 또는 편광필름으로 구성되는 것이 바람직하나, 레이저 광의 강도를 낮출 수 있는 것이면 무엇이든 가능하다.

[0056] 여기서 감쇠유닛(20)은 편광판 또는 편광필름을 복수개로 겹쳐서 사용할 수 있다.

[0057] 감쇠 유닛(20)을 사용하는 이유는 본 시스템에서 사용되는 카메라(30)가 범용의 PC-카메라 또는 캠코더 등과 같은 것이어서, 레이저 조사기(2)에서 나온 레이저 광이 직접 조사되면 그 내부의 CCD 소자가 훼손될 수 있기 때문이다.

[0058] 감쇠 유닛(20)은 카메라 렌즈 앞에 부착하는 형태로 할 수 도 있으나, 카메라 렌즈와 반사부재(13) 사이에만 배치되면 어떤 배치 형태도 가능하다.

[0059] 어떤 경우에는 반사부재(13)의 출사방향에 배치되며 프레임(11)에 의하여 지지되는 형태도 될 수 있을 것이다.

[0060] 카메라(30)는 가시광선과 적외선을 감지할 수 있는 PC-카메라로 구성될 수 있으나, PC-카메라에 한하지 않고, 레이저 조사 지점의 변화를 연속적으로 촬영할 수 있는 카메라라면 무엇이든 가능하다.

[0061] 영상 데이터 처리 장치(100)는 카메라(30)와 연결되어, 카메라(30)에서 취득한 영상 프레임 신호를 받아서 이를 처리하여, 인공 피부(S) 위에서 시술되는 레이저(L1)가 조사된 지점(스팟)의 분포 상태를 분석하여, 이를 수치화, 패턴화 할 수 있는 기능을 수행한다.

[0062] 영상 데이터 처리 장치(100)에 의하여 산출된 데이터는 계량화가 되므로 어떤 사람의 시술 결과가 우수한지, 또는 열등한지 상호 비교를 용이하게 할 수 있는 자료가 된다.

[0063] 따라서, 레이저 시술 교육이나 훈련시, 특정인에 대한 시술 교육에 따른 개선 과정을 추적할 수 있다. 또는 여러 사람간의 상호 비교도 가능하다.

[0064] 본 시스템에서 위 구성이 배치된 하나의 실험 실시예에 대해 설명한다.

[0065] 표1은 하기 실험 실시예에 사용된 구성 요소들의 스펙이 정리된 영문 표이다.

표 1

| Devices | Manufacturer | Size | Others |
|---|---|---|---|
| Laser equipment | LightSheer XC, LUMENIS, Inc. | 20 × 20 $mm^2$ (applicator tip)<br>12 × 12 $mm^2$ (laser window) | Fluence: 10–100 $J/cm^2$<br>Repetition: 1–2 Hz<br>Wavelength: 800 nm |
| Simulation bed | | 400 × 250 × 250 $mm^3$ | Made of 15 mm × 15 mm aluminum profiles |
| Silicon layer | Anonymous | 400 × 250 $mm^2$ | To mimic the skin friction |
| Glass layer | Anonymous | 400 × 250 $mm^2$ | To mechanically support the silicon layer |
| Mirror | Anonymous | 400 × 350 $mm^2$ | To reflect the laser from the top to the front |
| Camera | SPC-A30M, Samsung, Inc. | 50 × 50× 70 $mm^3$ (approx.) | Sensitivity: Visible and infrared regions<br>Frame rate: 30 Hz<br>Resolution: 640 × 480 pixels |
| Polarizers | Visible linear polarizing film, Edmund Optics, Inc. | Six orthogonally aligned<br>15 × 15 $mm^2$ film cuts | transmission: >40% at 800 nm |

[0066]

[0067] 시뮬레이션 베드(10)는 육면체의 형태를 가진 알루미늄 프레임()11을 사용하여 제작하였으며, 이의 상단면에는 투과판(12)이 되는 유리판을 놓고 그 위에 인체 피부(S)의 마찰을 모사하기 위하여 반투명 실리콘 고무 판을 올려 놓았다.

[0068] 시뮬레이션 베드(10) 내부에는 상면에서 조사되는 레이저 광(L1)을 정면으로 반사시키기 위하여 45도의 각도로 반사 부재(13)가 되는 반사 거울을 설치하였다.

[0069] 카메라(30)는 시뮬레이션 베드(10)의 200㎜ 전방에 위치하여 반사 부재(13) 전체를 포착할 수 있도록 하였고 영상이 뒤틀리지 않도록 방향을 조절하였다.

[0070] 카메라(30)의 앞에 필름 형태로 된 몇 장의 편광판을 포개어 감쇠 유닛(20)을 만들어서 부착하고 이의 적외선 영역 감응 특성을 이용하여 일반적인 카메라를 적외선 카메라의 용도로 활용할 수 있다.

[0071] 편광판으로 구성되는 감쇠유닛(20)의 사용으로 입사되는 광을 감쇄시킴으로써 강력한 레이저 광으로 카메라(30)의 CCD 소자를 보호하고, 가시광선 영역대의 영상을 제거를 통해 SNR(Signla to Ratio)을 높여 영상처리에 도움을 주는 두 가지의 추가적인 이로움을 취할 수 있었다.

[0072] 레이저는 가시광선 영역의 빛 보다 훨씬 높은 강도를 가지므로 편광판으로 구성되는 감쇠 유닛(20)을 통해 감쇠를 일으키면 레이저스팟(spot)만이 보이는 것이다.

[0073] 이상적으로, 한 쌍의 수직으로 정렬된 편광판으로 구성되는 감쇠 유닛(20)은 완벽하게 빛을 차단할 수 있지만 실제에서는 이와 같은 이상조건의 구현이 어려워 본 실험에서는 6장의 편광판이 이용되었다.

[0074] 한편, 레이저 조사기(2)는 접촉방식의 다이오드 레이저 장치가 실험에 사용되었다. 장치는 레이저 조사기(2)에 달린 버튼을 누르면 단일 펄스의 레이저를 발생하며, 이를 누른 채 유지하면 사전에 설정된 빠르기로 연속된 레이저를 발생한다.

[0075] 조사 에너지의 강도와 빈도는 임상에서 가장 흔하게 사용되는 셋팅을 그대로 모사하기 위하여 25 $J/cm^2$ and 2 Hz로 설정하였다. 레이저 조사기(2)의 끝은 도2에서 도시한 바와 같이, 그 주변에 냉각판(Cooling Area)이 달려 있어서 실제로 레이저가 발생되는 창(Laser Window)의 크기보다 컸다

[0076] 도3은 본 발명에 의한 영상 신호 처리 장치(100)의 제어 블록도를 도시하고 있다.

[0077] 영상 신호 처리 장치(100)의 구성을 보면 카메라에서 전달된 영상 프레임 신호를 수신하는 신호 수신부(110)와, 신호 수신부(110)에 수신된 영상 프레임에서 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역의 중심점의 위치를 판정하는 위치 판정부(120)를 포함한다.

[0078] 그리고 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역의 색상과 기준 이하의 밝기를 가진 영역의 색상을 백색과 흑색으로 각각 변환하는 이진화 변환부(130)도 포함한다.

[0079] 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역은 대략 원형이나 타원형, 또는 찌그러진 원형(타원형) 형태로 나타날 수 있다.

[0080] 소정 기준은 설정 하기 나름이나,실험 실시예에서는 영상의 최대 밝기의 30%로 설정하였다. 다만, 이는 얼마든지 달라질 수 있다.

[0081] 한편, 위치 판정부(120)에 의하여 판정된 중심점에 소정 면적을 갖는 템플릿 이미지의 중앙부를 위치시켜서 레이저 분포 맵을 제작하는 이미지 합성부(140)도 포함된다.

[0082] 후술하겠지만, 최초 RAW DATA가 되는 소정 기준 이상의 밝기를 가진 영역의 형상이 제각각이기 때문에 상호 인접한 그 해당 영역 간의 중첩 여부나, 이격 거리를 판정하는 것이 어렵다.

[0083] 따라서, 해당 영역 간의 중첩 정도나 이격 거리를 용이하게 판정하기 위해서 그 영역의 형태를 통일하는 것이 필요하고, 이를 위해서 해당 영역과 유사한 면적을 갖는 사각형 형태의 템플릿 이미지를 해당 영역에 위치시켜 중첩 또는 합성하고 그 위치 표시 역할을 대체시키는 작업이 필요하다. 이를 이미지 합성부(140)가 수행한다.

[0084] 한편, 이미지 합성부(140)에 의하여 마련되는 개별 탬플릿 이미지를 실제 각 조사 영역에 위치시키면, 실제 레이저 조사영역이 표시된 레이저 분포 맵이 마련된다.

[0085] 레이저 분포 맵을 통하여 그 맵에 표시된 레이저 조사 지점을 나타내는 개별 탬플릿 이미지가 인접한 탬플릿 이미지와 얼만큼 중첩되었는지 또는 얼만큼 이격되었는지 육안으로 알 수 있다.

[0086] 더 나아가, 탬플릿 이미지의 중첩 및 이격 정도, 즉 탬플릿 이미지들의 분포 분포상태를 소정의 식을 이용하여 연산하고 수치화함으로 이를 계량화 할 수 있는 데이터를 생성하는 연산부(150)를 더 포함할 수 있다.

[0087] 한편, 영상 신호 처리 장치(100)가 단말기로 되는 경우, 키보드나 마우스 또는 터치 스크린과 같은 입력부(160)와, 상술한 결과 수치데이터 또는 레이저 조사 지점의 분포를 시각적으로 표시하는 디스플레이와 같은 표시부(170)를 더 포함할 수 있다.

[0088] 한편, 위 구성들은 제어부(180)에 의하여 제어되고 상기 제어부(180)에 의하여 상호 연계 동작을 할 수 있다.

[0089] 도4는 본 시스템에서 영상 처리를 통한 레이저 분포맵(LDM: Laser Distrubtion Map)의 도출 과정을 도시하고 있다.

[0090] 도4에서 도시한 바와 같이, 인공 피부를 통과하여 반사부재에 의하여 반사된 레이저광은 편광판과 같은 감쇠유닛을 거치면서 그 강도가 감쇠된다.

[0091] 강도가 감쇠된 레이저는 카메라로 입사된다.

[0092] 카메라를 통해서 레이저 조사 지점의 궤적이 촬영된 영상이 프레임으로 전환되고, 전환된 프레임이 수신되면(S401), 이 중 실제 레이저 광의 조사지점이 나타난 영상 프레임을 추출한다(S402).

[0093] 영상 프레임에는 소정 밝기 기준(예, 최대 밝기의 30%) 이상을 만족하는 레이저 조사 영역이 표시된다.

[0094] 그리고, 그 영상 프레임에 대해서 이진화 변환 과정을 거치면, 소정 밝기 이상의 영역은 백색(또는 제1색상)으로 표시되고, 소정 밝기 이하의 영역은 흑색(또는 제2색상)으로 표시된다(S403).

[0095] 그리고, 백색으로 표시된 영역(군집) 또는 백색 픽셀 군집(White pixel cluster)의 수를 세고, 그 중 가장 큰 면적을 갖는 영역(군집)을 추출한다(S404, S405).

[0096] 그리고 추출된 영역(군집)의 중심점을 찾아서 이를 표시한다(S406).

[0097] 그리고, 가장 큰 면적을 갖는 백색 영역의 면적에 대응되는 사각형(또는 다른 형상)의 템플릿 이미지를 생성하기 위한 보정계수를 파악하여, 템플릿 이미지를 생성한다(S407, S408).

[0098] 이렇게 생성된 템플릿 이미지를 각각의 백색 영역에 중첩시키면(S409), 템플릿 이미지들이 모여있는 레이저 분포 맵이 완성된다(S410).

[0099] 이하에서는 본 시스템을 이용한 실제 사례에 대해서 알아보겠다.

[0100] 레이저 시술에 대한 경험과 지식이 전무한 6명의 초심가를 모집하여 레이저 조사기를 이용하여 시뮬레이션 베드의 상면에 대해서 시술 동작을 시뮬레이션 할 수 있도록 하였다.

[0101] 시뮬레이션 세션간에 시술자는 표시된 영역에 최대한 균일하게 레이저를 분포시킬 수 있도록 하였으며, 실제 환경과 동일한 조건을 만들기 위하여 표면에 젤을 바르고 시술을 하도록 하였다.

[0102] 실험 전에 전문가에 의해 안전교육이 실행되었으며 시술의 예시를 보여주었다.

[0103] 시술자들은 임상에서 주로 사용되는 슬라이딩 법과 스팟 법의 두 가지 형태로 시술을 진행하였다. 그 방법은 도5에 나타났다.

[0104] 스팟 법(SBS techinque)에서는 레이저 조사기를 환부에서 떼었다 붙였다를 반복하며 단일 레이저 펄스를 이용하여 표시 영역에 시술이 이루어지도록 하였고,

[0105] 슬라이딩 법(Sliding technique)에서는 레이저 조사기를 피부에 지속적으로 부착 시키고 연속된 레이저 펄스가 나오도록 한 뒤 표면을 미끌어지며 표시 영역에 시술이 이루어지도록 하였다.

[0106] 각 시술 방법은 두 개의 세션으로 구성하여 그 사이에 피드백을 줄 수 있도록 하였으며, 이를 통하여 초보시술자들의 훈련 효과 얻을 수 있도록 도모하였다. 매 시뮬레이션 세션은 시뮬레이션 베드(10)의 옆에 있는 카메라(30)로 녹화 하였다.

[0107] 첫째로, 물리적인 공간과 영상 공간에서의 차원간에 보정계수를 파악하였다. 시뮬레이션 베드(10)의 상부에 사각형으로 표기한 타겟 영역의 각 모서리에 레이저 조사기(2)를 수직으로 위치시키고 10회씩 레이저 펄스를 조사한 뒤 이를 영상에서 파악한 결과 물리적 공간에서 140 mm의 길이가 영상 공간에서 397 pixel로 재현성 있게 표현됨을 알 수 있었다.

[0108] 그 다음에는 동영상에서 레이저 펄스가 조사된 영상 프레임을 추출하였다(도4, S402 에 대응).

[0109] 영상에서는 레이저 펄스가 밝은 픽셀들의 집합으로 보이기 때문에 그림 6과 같이 동영상의 매 프레임의 평균 밝기를 도시하면 레이저가 조사된 프레임은 피크를 보이게 된다.

[0110] 가끔 작은 피크가 보이기도 하였는데, 이 것은 스팟 법에서 시술자가 실수로 공중에서 레이저를 발사하였을 경우이며 따라서 가장 큰 피크의 30% 미만의 크기를 갖는 피크는 유효하지 않은 것으로 간주하였다.

[0111] 다음으로, 레이저 조사된 프레임에서 레이저 스팟의 좌표를 구하였다 (도 7참조).

[0112] 이를 위하여 우선 영상을 최대 밝기의 30%의 문턱치(threshold)를 이용하여 흑백으로 이진화 하였고, 백색 군집들의 중심점을 계산하였다(도4의 S403에 대응).

[0113] 보통의 경우에는 이진화 된 이미지는 단 한 개의 백색 군집을 가졌으나 일부 경우에 있어서는 시뮬레이션 베드(10)의 프레임(알루미늄 재질)에 반사된 레이저가 비친 탓에 복수개의 백색 군집이 보이기도 하였으며, 이 경우 가장 큰 면적을 가지는 백색 군집을 실제 레이저 스팟으로 간주하였다.

[0114] 마지막으로, 레이저 스팟의 실제 형상과 크기를 대변하는 템플릿 이미지를 전 단계에서 파악한 레이저 스팟의 중심점에 위치시켰다 (도 7 참조). 이 단계에서 템플릿 이미지의 내의 모든 픽셀 값은 균일하게 1로 설정하였다(도4, S408~409 대응).

[0115] 도7에서 (a)는 시간의 변화에 따라 변화하는 레이저 조사 지점(스팟)의 위치 변화를 나타내는 영상 프레임들의 집합이다. 일종의 순간 위치 사진을 시간순서에 맞게 배치한 것이라고 보면 된다(raw data).

[0116] 그리고 도7에서 (b)는 각 영상 프레임에서 레이저 조사 지점(스팟)의 중심점을 표시한 것이며, 도7에서 (c)는 각 영상 프레임의 레이저 조사 지점(스팟)의 중심점에 생성된 템플릿 이미지의 중심을 위치시켜 합성 또는 중첩한 것을 나타낸 것이다.

[0117] 그리고, 도7(b)는 도7(c)에 나타난 복수의 영상 프레임 상의 템플릿 이미지를 하나의 영상 프레임에 위치시킨 것이다.

[0118] 즉, 여러 장의  위치 변화 사진을  한 장으로 합성을 하여, 시간 변화에 따른 위치 변화를 용이하게 알 수 있게 하는 것이다.

[0119] 이러한 일련의 영상 재구성 단계가 필요한 이유는, 시뮬레이션 베드의 상단에 위치한 실리콘 시트의 영향과 카메라의 점확산 (point spread) 특성으로 인하여 영상에서는 레이저 스팟이 실질적인 형태와는 다르게 뭉개져 보이기 때문이다.

[0120] 영상처리의 첫 단계에서 파악한 차원간 보정계수를 통해 본 실험에서는 34 by 34 pixel의 정사각형의 형태를 가

지는 템플릿 이미지를 이용하였다.

[0121] 레이저 분포 맵 (LDM)은 이렇게 템플릿 이미지으로 나타내어진 레이저 스팟들을 중첩합으로써 재구성 하였다.

[0122] 재구성에 있어 레이저 분포 맵은 최초 모두 0의 값을 가지도록 하였으며, 중첩 지점에서는 중첩 횟수만큼의 숫자가 기록될 수 있도록 하였다.

[0123] 한편, 본 시스템에서 도출된 레이저 분포 맵(LDM)의 정량적인 분석을 위하여 네 가지의 성능지표를 개발하였다.

[0124] 첫 번째 두 지표 $\delta_0$ and $\delta_z$ 는 에러를 측정하기 위한 것으로서, 각각 표시 영역 면적 대비 레이저 조사가 이루어지지 않은 면적, 그리고 중복되어 조사가 이루어진 면적에 대한 백분율을 의미하며 수학식 1과 2의 형태로 정의된다.

### 수학식 1

[0125] $$\delta_0[\%] = \frac{(A_0 - A_1)}{A_0} \times 100$$

### 수학식 2

[0126] $$\delta_z[\%] = \frac{\sum_{k=2}^{\alpha} A_k}{A_0} \times 100$$

[0127] 여기서,

### 수학식 3

[0128] $$A_k = \sum_{m=1}^{M}\sum_{n=1}^{N} L(m,n) \circ k \qquad k = 1, 2, \ldots, \alpha \text{ and } A_0 = M \times N$$

### 수학식 4

[0129] $$x \circ y = \begin{cases} 1, & if\ x \geq y \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

[0130] 여기서, $\alpha$는 L(m,n)으로 나타내어지는 레이저 분포 맵(LDM)에서 가장 높은 픽셀의 값, 즉 해당 LDM에서의 최대 중복 발생 횟수를 나타내며, M과 N은 픽셀 단위로 나타낸 영상의 크기 (가로와 세로의 크기)를 나타낸다.

[0131] 한 지점에서 중복이 2회를 초과하여 발생할 수 있으므로 $\delta_z$ 의 최대치는 100%를 넘길 수 있음에 유념하여야 한다 (즉, 레이저의 $A_k$를 더하는 방식이므로 다중 중첩 정도가 카운트 된다).

[0132] $\mu$ 는 레이저 스팟 크기에 대한 시술자의 예상치를 보여주며 수학식 5와 같이 연속된 두 레이저 스팟의 중심간 거리 $d_c$의 평균 값으로 정의된다.

### 수학식 5

[0133] $$\mu[mm] = \text{mean}(d_c) \times C$$

[0134] 여기서,

*수학식 6*

[0135] $$d_c = \{ x_i \mid x_i = |S(i) - S(i+1)|, \quad i = 1, 2, \ldots, (\beta - 1) \}$$

[0136] 상수 C는 차원간 물리적 공간과 영상 공간을 연결하는 보정 계수로서 본 실험에서는 0.35 mm/pixel가 이용되었다.

[0137] S는 레이저 스팟의 중심점 좌표들을 나타내는 배열이며, β 는 표시영역에 조사된 레이저 스팟의 개수이다. 이상적인 레이저 분포가 이루어 졌을 때 μ의 값은 실제로 레이저가 방출되는 윈도우의 크기 (여기서는 12mm)와 같을 것이다.

[0138] υ는 LDM의 무작위성을 나타내는 지표이며 수학식 7과 같이 각 레이저 스팟에서 최단거리에 있는 다른 레이저 스팟의 거리 값들을 구하고 이들의 분산값을 정규화하는 형태로 정의된다.

*수학식 7*

[0139] $$\upsilon\,[\%] = \frac{\mathrm{std}(d_n)}{\mathrm{mean}(d_n)} \times 100$$

[0140] 여기서

*수학식 8*

[0141] $$d_n = \{ y_i \mid y_i = \min(|S(i) - S(j)|), \quad \forall j \in \{1, 2, \ldots, \beta\} \}$$

[0142] 주지할 사실은, υ의 증가는 $\delta_0$ 나 $\delta_z$ , 혹은 이 둘 모두의 증가를 야기할 수 있지만 그 역은 성립하지 않는다는 것이다.

[0143] 성능지표들의 계산과정을 예시하기 위하여, 세 개의 레이저 스팟으로 인위적으로 합성된 레이저 분포 맵(LDM)을 도8에 나타내었다.

[0144] 이 예에서, LDM의 크기와 레이저 스팟의 크기는 각각 13 × 12 와 5 × 5 픽셀로 설정되었고, 보정계수 C는 1로 설정되었다 (즉, 1mm = 1pixel).

[0145] 픽셀의 위치에 적힌 숫자의 의미는 각 지점에 조사된 레이저 횟수를 의미하며, 레이저 스팟의 중심은 붉은 색으로 표기되었다. 성능지표의 계산과정은 다음과 같다.

[0146] 1. 레이저 조사의 최대 중복 횟수 α = 3.

[0147] 2. $A_0$, $A_1$, $A_2$와 $A_3$ 는 각각 수식 3에 의하여 156, 58, 15, 그리고 2

[0148] 3. 수식 1과 2에 의해 $\delta_0$ = 62.82% 그리고 $\delta_z$ = 10.90%

[0149] 4. S = {(7, 5), (5, 8), (9, 7)}.

[0150] 5. 수식 6과 8에 의해 $d_c$ = {3.61, 4.12} 그리고 $d_n$ = {2.83, 3.61, 2.83}

[0151] 6. 수식 5와 7에 의거 μ = 3.87 mm, υ = 0.15 %

[0152] 통계 비교된 결과를 보면 다음과 같다.

[0153] 총 24개의 레이저 분포맵(LDM) (6명의 시술자, 2가지 다른 방식의 시술, 그리고 훈련 전/ 후)을 수집하여 통계

처리를 진행하였다.

[0154] 표 2는 수집된 데이터의 분류를 나타낸다.

표 2

[0155]

| SBS technique | | Sliding technique | |
|---|---|---|---|
| Prefeedback | Postfeedback | Prefeedback | Postfeedback |
| D1 | D2 | D3 | D4 |

[0156] 제안된 성능지표의 레이저 시술 평가 효용성을 평가하기 위하여 숙련된 피부과 전문의가 수집된 레이저 분포맵(LDM)을 총 3개의 성능그룹으로 분류하였다.

[0157] 처음으로, 가장 좋은 성능을 보인 8개의 레이저 분포맵(LDM)을 골라 그룹 G라 명명하였다.

[0158] 나머지 16개의 레이저 분포맵(LDM)은 상대적으로 나쁜 성능을 보였는데, 저하된 성능을 보이는 이유에 두 가지 다른 이유가 존재하여 이를 다시 $P_+$ 와 P- 로 구분하였다.

[0159] 따라서, 지나친 중복 정도를 보인 8개의 레이저 분포맵(LDM)들은 $P_+$ 로, 반대로 지나친 누락을 보인 8개의 레이저 분포맵(LDM)들은 $P_-$ 로 구분되었다.

[0160] 훈련의 효과는 훈련 전 데이터와 훈련 후 데이터를 비교하여 확인하였는데, 구체적으로는 스팟 법에서는 D1과 D2를 비교하였고, 슬라이딩법에서는 D3와 D4를 비교하였다.

[0161] 본 실험 실시예에서는 시술 방법 간에도 차이가 있을 것이라고 가정하였기 때문에, 이를 위해서는 D1과 D3를 (훈련 전), D2는 D4와 (훈련 후) 비교 하였다.

[0162] 그 비교 결과를 보면 다음과 같다.

[0163] ANOVA 통계 기법을 이용하여 분석 결과, 성능지표의 평균값이 성능 그룹에 따라 많은 차이를 보였다 (도9 참조).

[0164] G 그룹은 $P_+$ 보다 $\delta_z$ 과 $\upsilon$ 측면에서 낮은 수치를 보였으며, P 그룹과 비교하여서도 그룹 G는 낮은 $\upsilon$ 값을 보였다. 한편 그룹 $P_+$ 와 그룹 $P_-$ 는 $\upsilon$ 를 제외한 어떠한 단일 성능지표로도 구분이 되었다.

[0165] 단일샘플 t-test 통계기법 결과로는 오직 $P_+$ 그룹만이 $\mu$ 값이 12mm와 유의미하게 차이가 있음을 알 수 있었다 (표 3참조).

표 3

[0166]

| | $\mu$: 12 mm (mean ± SD) | $P$ |
|---|---|---|
| Group G | +0.50 ± 2.17 | 0.537 |
| Group $P_+$ | −1.65 P 2.1 | **0.002**** |
| Group $P_-$ | 1.59 ± 2.74 | 0.144 |

$^*P<0.05$, $^{**}P<0.01$

Negative value indicates shorter spacing between consecutive laser spots

[0167] 성능차이를 예시하기 위하여 세 성능그룹에서 선별한 9개의 레이저 분포맵(LDM)을 그림 10에 도시하였다.

[0168] 그룹 G가 다른 두 그룹대비 나은 레이저 분포를 이루었다는 것을 확인할 수 있다. 구체적으로, 그룹 $P_+$ 와 $P_-$ 는 그룹 G 대비 각각 더욱 많은 중복과 누락을 보이는 것을 확인할 수 있다. 이 예에서, $\delta_z$ 값은 $P_+$그룹에서 29.08로 G그룹에서 6.05 로 관측되었다.

[0169] 한편 $\delta_0$ 값은 P-그룹에서 23.77 로, 그룹 G에서 13.12 로 나타났다. 따라서, 성능지표를 통한 정량 분석이 육안 확인을 통한 정성분석과 일치한다.

[0170] 표 2에서 설명한 데이터 분류에서 피드백 전 후의 데이터를 비교하여 훈련의 효과를 확인하였다.

[0171] 표 4에 나타난 평균값들은 슬라이딩 법에서는 D1과 D2간의 차이를, 스팟 법에서는 D3와 D4간의 차이를 나타낸다.

표 4

| | Sliding mode (mean ± SD) | P | SBS mode (mean ± SD) | P |
|---|---|---|---|---|
| $\delta_z$ [%] | +6.00 ± 8.03 | 0.127 | +1.07 ± 5.27 | 0.641 |
| $\delta_0$ [%] | −6.32 ± 5.12 | **0.029*** | -4.68 ± 6.14 | 0.121 |
| μ [mm] | −1.79 ± 1.67 | **0.047*** | -0.32 ± 1.08 | 0.504 |
| υ [%] | −0.77 ± 3.83 | 0.645 | +0.75 ± 1.22 | 0.188 |

Prefeedback μ values were >12 mm, regardless of techniques (13.49 in sliding, and 13.86 in SBS)
Positive signs indicate a higher index value in postfeedback session
*$P < 0.05$, **$P < 0.01$

[0172]

[0173] 대응표본 t 검정 결과 피드백은 슬라이딩 법에서만 효과가 있었던 것으로 파악되며 $\delta_0$ 와 μ 지표값들이 유의미하게 감소하였다.

[0174] M 값은 13.49 ㎜에서 11.70㎜로 감소하여 이상적인 수치인 12㎜에 가까워졌다. $\delta_z$ 값이 늘어나는 경향성을 보이기도 하였지만 그 정도가 통계적으로 유의미하지 않았다.

[0175] 슬라이딩 법에 비교하여, 스팟 법에서는 어떠한 성능지표도 유의미한 변화를 보이지 않았다. 참고로, 표 4에 나타난 수치들은 훈련 후의 수치에서 훈련 전의 수치를 뺀 값이다.

[0176] 시술 방법 간의 차이는, 훈련 전의 경우 D1과 D3를 훈련 후의 경우에는 D2와 D4를 비교하여 파악하였으며 그 결과는 표 5에 요약하였다.

표 5

| | 훈련전 (mean ± SD) | P | 훈련후 (mean ± SD) | P |
|---|---|---|---|---|
| $\delta_z$ [%] | −2.87 ± 8.50 | 0.445 | +2.06 ± 12.80 | 0.710 |
| $\delta_0$ [%] | +5.40 ± 6.78 | 0.108 | +3.76 ± 13.31 | 0.520 |
| μ [mm] | +1.63 ± 1.58 | 0.053 | +0.16 ± 1.45 | 0.794 |
| υ [%] | +7.21 ± 5.79 | **0.028*** | +5.69 ± 5.79 | 0.146 |

Positive signs indicate higher index values in the sliding technique
*$P < 0.05$, **$P < 0.01$

[0177]

[0178] 훈련 전 세션에서 시술자들은 스팟 법 보다 슬라이딩 법에서 더욱 높은 υ 값을 보였으며 나머지 지표들은 시술 방법 간에 차이를 보이지 않았다. 참고로 수치들은 스팟 법을 기준으로 계산된 값들이다.

[0179] 레이저 시술에 있어 균일한 레이저 에너지의 전달은 안전하고 효과적인 시술을 위하여 매우 중요하다.

[0180] 본 발명에서는 저가의, 또한 운용이 매우 용이한 시스템을 제안하였으며 이 시스템은 고가의 적외선 카메라를 이용하지 않고서도 전임상 환경에서 시뮬레이션 된 레이저 패턴을 가시화하고 분석할 수 있었다.

[0181] 또한 분석을 위하여 레이저 시술의 성능을 평가할 수 있는 네 종의 성능평가 지표를 개발하였으며 이들의 효용 또한 확인하였다.

[0182] 나아가서, 개발된 시스템을 시술자 훈련에 응용하여 6.32%의 누락 오류를 줄이고 더욱 정확한 레이저 스팟 간격을 유지하도록 할 수 있음을 확인하였으며, 스팟 법과 슬라이딩 법 간에 차이를 확인하는 과학적 도구로서의 활

용도 가능하다는 점을 충분히 보여주었다.

[0183] 비록 위에서 나타난 실험에 따른 실시예는 레이저 제모시술 환경을 모사하여 수행되었지만, 본 실험 실시예에서 제시한 시술 패턴 정량화 기법은 알고리즘의 사소한 수정을 통하여 여타의 심미적 레이저 시술 분야에도 동일하게 응용될 수 있을 것이다.

[0184] 가령, 레이저의 누락과 중복 정도는 시술질환의 종류 (털, 혈관, 주름, 여드름 등)에 따라 그 경중을 달리 반영할 필요가 있으며 또한 같은 질환을 치료하는 경우라도 사용되는 기기의 종류에 따라 레이저광의 특성이 다를 수 있다.

[0185] 이와 같은 경우, 중복이나 누락을 나타내는 평가 지표에 서로 다른 가중치를 적용하여 시술의 품질을 평가하고, 템플릿 이미지를 사용된 기기의 레이저광의 특징을 모사할 수 있도록 수정하면 시술이나 기기 종류의 변화에 무관하게 본 논문에서 제안된 기법을 이용할 수 있을 것이다.

[0186] 이상과 같이 본 발명을 도면에 도시한 실시예를 참고하여 설명하였으나, 이는 발명을 설명하기 위한 것일 뿐이며, 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 발명의 상세한 설명으로부터 다양한 변형 또는 균등한 실시예가 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 진정한 권리범위는 특허청구범위의 기술적 사상에 의해 결정되어야 한다.

## *부호의 설명*

[0187]

10: 시뮬레이션 베드 11: 프레임

12: 투과판 13: 반사부재

20: 감쇠유닛 30: 카메라

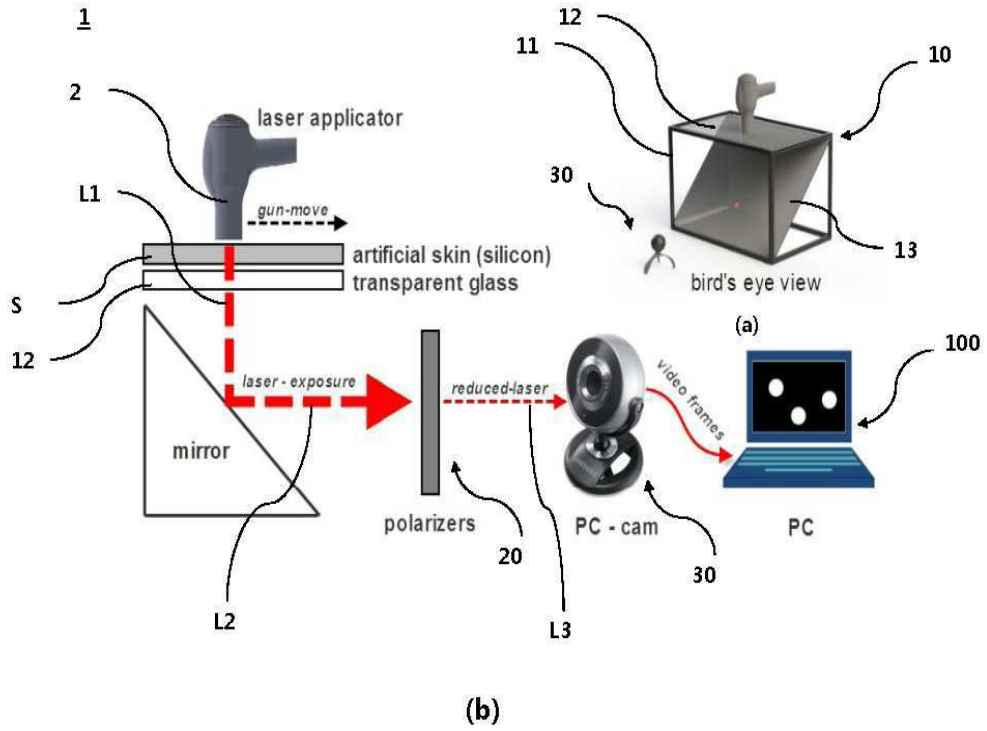
100: 영상 데이터 처리 장치 110: 신호 수신부

120: 위치 판정부 130: 이진화 변환부

140: 이미지 합성부 150: 연산부

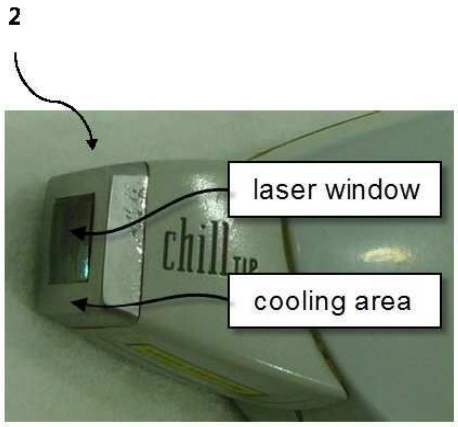
도면

도면1

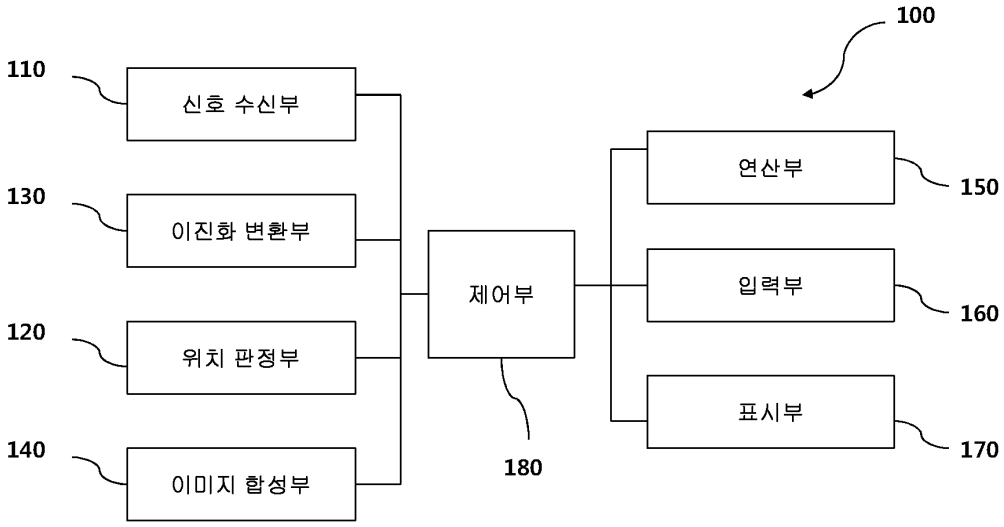

1
2
laser applicator
L1
gun-move
artificial skin (silicon)
transparent glass
S
12
laser - exposure
mirror
L2
polarizers
20
reduced-laser
L3
PC - cam
30
video frames
PC
100
12
11
10
30
13
bird's eye view
(a)

(b)

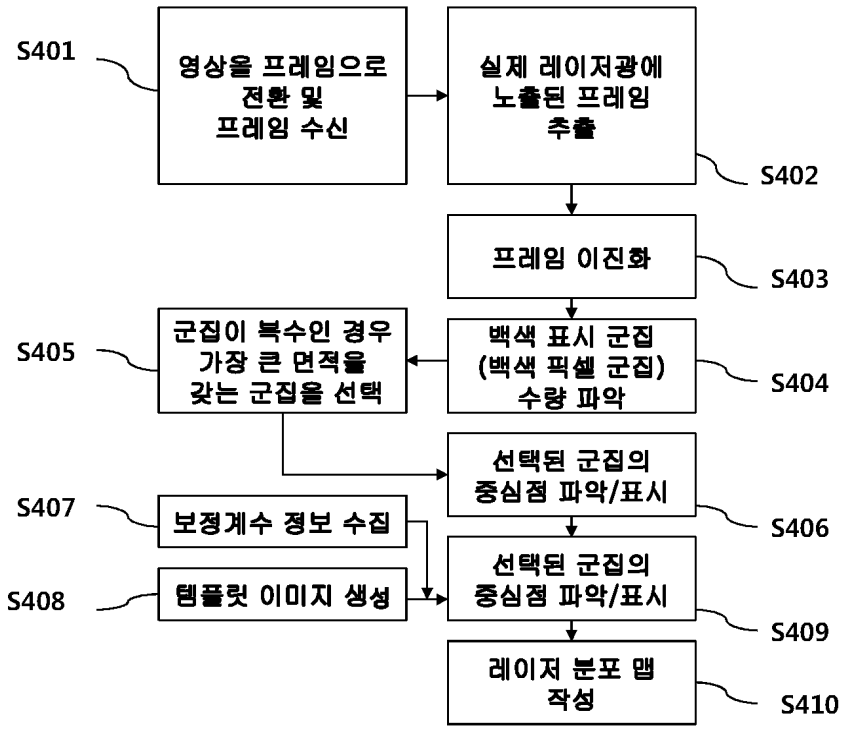
도면2


2
laser window
cooling area

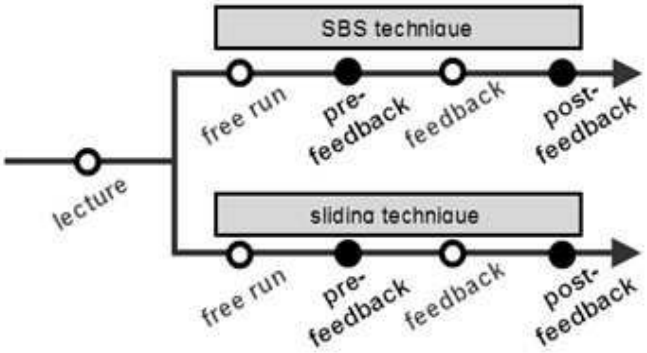
도면3


100
110
신호 수신부
130
이진화 변환부
120
위치 판정부
140
이미지 합성부
제어부
180
연산부
150
입력부
160
표시부
170

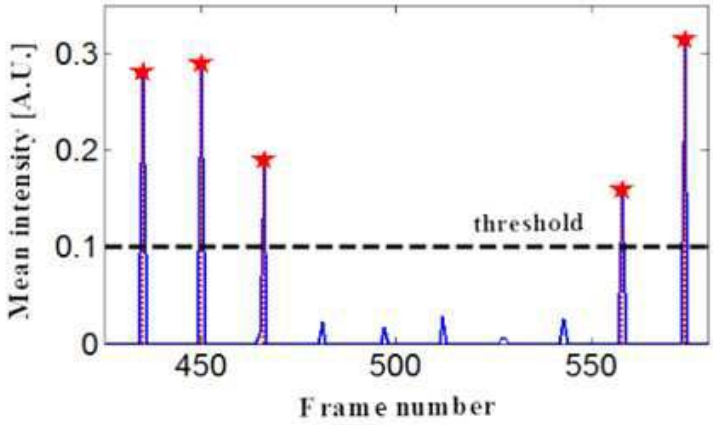
도면4


S401
영상을 프레임으로 전환 및 프레임 수신
실제 레이저광에 노출된 프레임 추출
S402
프레임 이진화
S403
백색 표시 군집 (백색 픽셀 군집) 수량 파악
S404
S405
군집이 복수인 경우 가장 큰 면적을 갖는 군집을 선택
선택된 군집의 중심점 파악/표시
S406
S407
보정계수 정보 수집
S408
템플릿 이미지 생성
선택된 군집의 중심점 파악/표시
S409
레이저 분포 맵 작성
S410

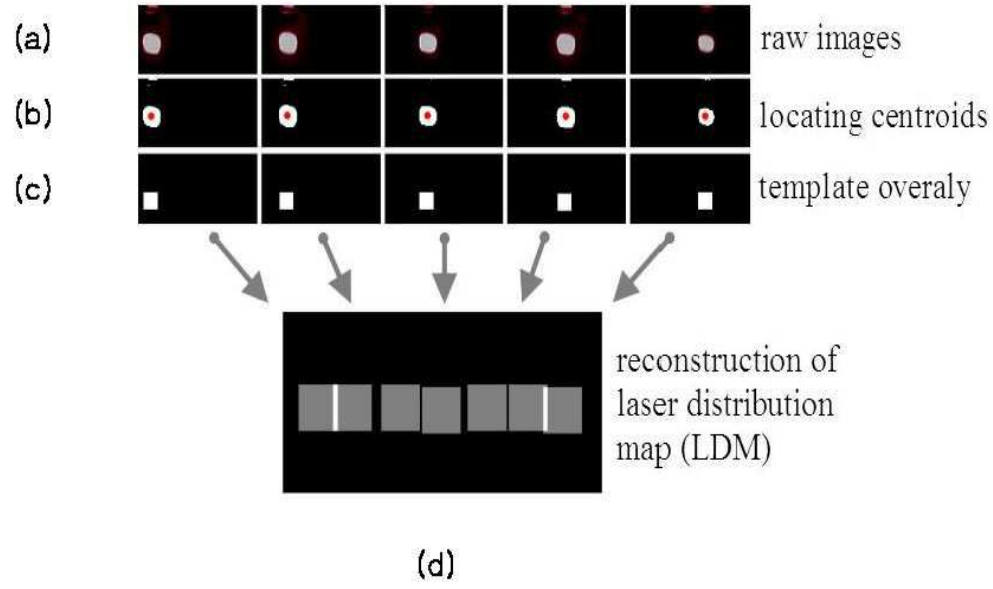
도면5


SBS techniaue
free run
pre-feedback
feedback
post-feedback
lecture
slidina techniaue
free run
pre-feedback
feedback
post-feedback

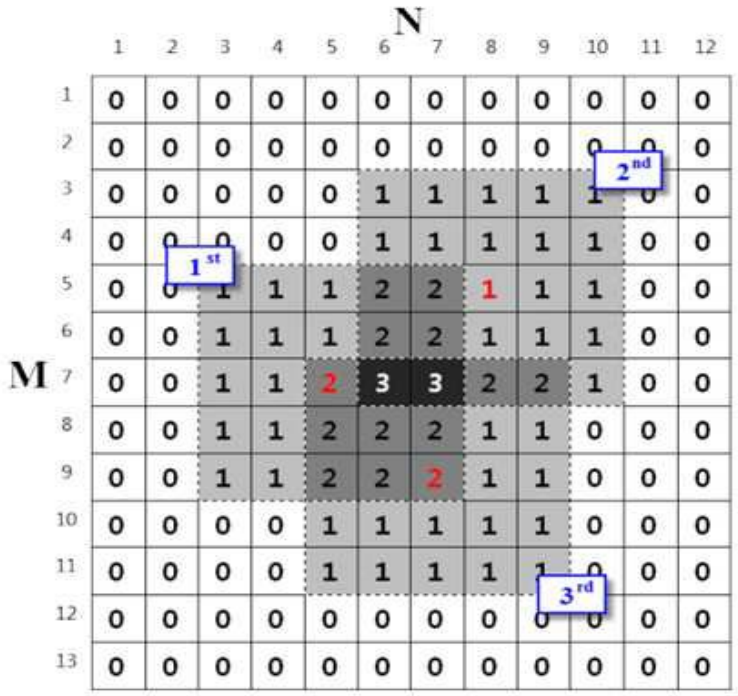
도면6


Mean intensity [A.U.]
0.3
0.2
0.1
0
threshold
450
500
550
Frame number

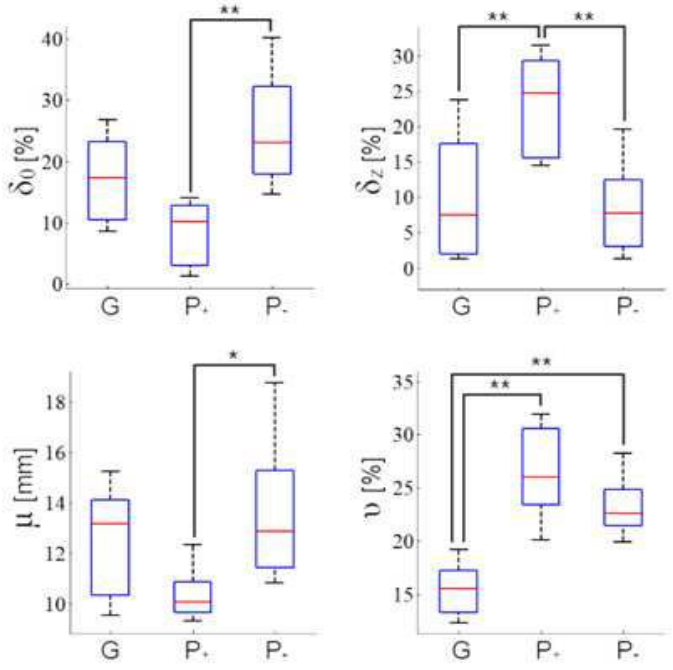
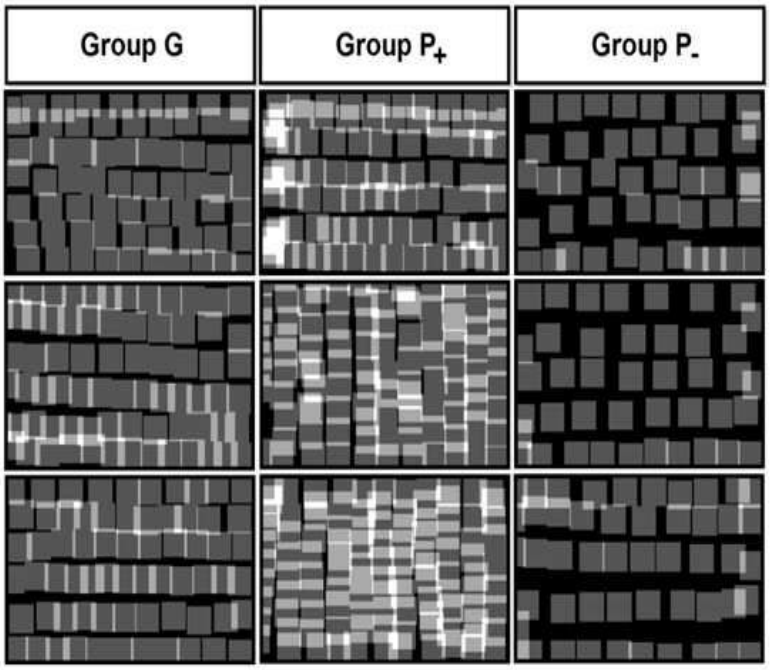
도면7


(a)
raw images
(b)
locating centroids
(c)
template overaly
reconstruction of laser distribution map (LDM)
(d)

도면8




도면9



도면10