



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2016-0040315  
 (43) 공개일자 2016년04월12일

- |   |   |
|---|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)<br/> <i>A61B 5/0265</i> (2006.01) <i>A61B 5/00</i> (2006.01)<br/> <i>A61B 5/0275</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류<br/> <i>A61B 5/0265</i> (2013.01)<br/> <i>A61B 5/0071</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2016-7007994(분할)</p> <p>(22) 출원일자(국제) 2009년04월14일<br/>         심사청구일자 2016년03월25일</p> <p>(62) 원출원 특허 10-2010-7024977<br/>         원출원일자(국제) 2009년04월14일<br/>         심사청구일자 2014년04월14일</p> <p>(85) 번역문제출일자 2016년03월25일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/IB2009/005700</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2009/127972<br/>         국제공개일자 2009년10월22일</p> <p>(30) 우선권주장<br/>         61/044,779 2008년04월14일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인<br/>         노바다크 테크놀로지스 인코포레이티드<br/>         캐나다, 엘4더블유 4티9, 온타리오주, 미시소가,<br/>         스위트 202, 익스플로러 드라이브 5090</p> <p>(72) 발명자<br/>         드보르스키, 피터<br/>         캐나다, 온타리오 엠4엘 3엑스5, 토론토, 조셉 더<br/>         간 로드 33<br/>         고예트, 데이비드, 엠., 에치.<br/>         캐나다, 온타리오 엘5엠 2제이9, 미시소가, 찬우<br/>         드 크레스 5218<br/>         (뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인<br/>         청운특허법인</p> |
|---|---|

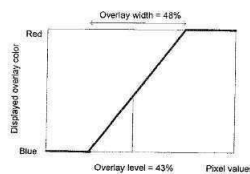
전체 청구항 수 : 총 13 항

**(54) 발명의 명칭 성형 및 재건 수술을 위한 천공지 피판의 위치 선정 및 분석 방법**

**(57) 요약**

ICG 형광 혈관조영술을 사용한 성형 및/또는 재건 수술을 위한 천공 혈관의 수술 전 확인을 위한 방법 및 장치가 개시된다. 시간-분해 영상 프로세싱은 천공지 위치를 하이라이트하고, 다양한 컴퓨터화된 매트릭스에 의해 후보자 천공지들을 시각적으로 식별가능하도록 하는 데 사용된다. 이러한 매트릭스에 기초해서, 외과의는 성형 및 재건 수술에 적합한 천공 혈관을 능동적으로(interactively) 위치선정하고 선택할 수 있게 된다.

**대표도 - 도8**



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0275* (2013.01)

(72) 발명자

**퍼거슨, 티. 브루스, 주니어**

미국, 27615, 노스캐롤라이나, 롤리, 매리너 드라이브 8833

**첸, 쉰**

미국, 27834, 노스캐롤라이나, 그린빌, 아파트먼트  
에프, 웨스트 빅토리아 코트 116

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

대상의 조직의 조직 관류(perfusion)을 평가하기 위한 방법으로서, 상기 방법은, ICG 볼루스를 혈류에 적용한 후 상기 조직으로부터 형광 반응을 검출하는 단계, 미리 정해진 시간에 따라, 형광 반응의 시간적(temporal) 영상 시퀀스를 획득하는 단계, 상기 조직의 시간적 영상 시퀀스 내에서 각각의 픽셀을 독립적으로 프로세싱하여 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기 값을 컴퓨터화하는 프로세싱 단계, 및 상기 복수의 컴퓨터화된 시간-적분 세기 값을 디스플레이하는 단계(displaying)를 포함하며, 상기 복수의 컴퓨터화된(computed) 시간-적분 세기 값들은 상기 조직내의 조직 관류를 나타내는(represented) 것을 특징으로 하는 대상(subject) 조직의 조직 관류(perfusion)를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 2

제 1항에 있어서, 상기 조직의 시간적 영상 시퀀스 내에서 각각의 픽셀을 독립적으로 프로세싱하여 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기 값을 컴퓨터화하는 프로세싱 단계는, 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기값들을 ICG 볼루스를 혈류에 적용한 후 경과된 시간으로 나누는 것을 포함하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 3

제 1항에 있어서, 상기 조직의 시간적 영상 시퀀스 내에서 각각의 픽셀을 독립적으로 프로세싱하여 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기 값을 컴퓨터화하는 프로세싱 단계는 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기 값이 피크 값에 도달할 때까지 ICG 볼루스를 혈류에 주입 후 경과된 시간을 측정하는 것을 포함하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 4

제 1항에 있어서, 상기 조직의 시간적 영상 시퀀스 내에서 각각의 픽셀을 독립적으로 프로세싱하여 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기 값을 컴퓨터화하는 프로세싱 단계는 각각의 픽셀에 대한 형광 세기 피크 값을 측정하는 것을 포함하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 5

제 1항에 있어서, 상기 방법은 콘트라스트 전달 함수(contrast transfer function)를 상기 컴퓨터화된 시간-적분 세기 값에 적용하는 것을 더 포함하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 6

제 5항에 있어서, 상기 콘트라스트 전달 함수는 선형 함수, 비선형 함수, 또는 시간-적분 세기를, 다른 색상들이 다른 관류 특징들을 표시하는 중첩(overlay) 영상으로 변형시키는 선형 함수 또는 비선형 함수를 나타내는 것을 특징으로 하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 7

제 6항에 있어서, 상기 비 선형 함수는 다른 기울기 영역들을 포함하며, 여기에서 기울기들과 상기 기울기들 간의 변환(transition)은 조직 관류를 평가하기 위하여 사용자(user)에 의해 선택될 수 있는 것을 특징으로 하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

#### 청구항 8

제 6항에 있어서, 상기 시간-적분 세기 수치 값들을 중첩 영상으로 디스플레이 하는 것을 더 포함하는 조직 관

류를 평가하기 위한 방법.

**청구항 9**

제 5 항 또는 6 항에 있어서, 상기 시간-적분 세기의 비율을 해부학적 특징의 다른 영상 영역들에 대해 컴퓨터화하는 것을 특징으로 하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

**청구항 10**

제 9항에 있어서, 상기 시간-적분 세기 비율을 컴퓨터화하는 단계는 하기 단계를 포함하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법:

- 모든 픽셀에 대해 시간-적분 세기를 컴퓨터화하는 단계,
- 미리 정해진 영역에 대해 영상 내에서 시간-적분 세기를 평균화하는 단계;
- 전체 영상 내에서 시간-적분 세기의 최대값에 대해 시간-적분 세기를 표준화(normalizing)하는 단계; 및
- 콘트라스트 전달 함수의 최대값을 가지고 표준화된 세기를 스케일링하는 단계.

**청구항 11**

제 1항에 있어서, 상기 복수의 컴퓨터화된 시간-적분 세기 값들을 디스플레이 하는 단계는 색상 영상으로서 복수의 컴퓨터화된 시간적 기초(temporally-based) 값들, 대상의 해부학적 영상 상의 준-투명 중첩, 등고(contour) 지도, 기복 지도(relief map), 수치 표시(numerical representation) 또는 이들의 조합을 디스플레이하는 것을 포함하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

**청구항 12**

제 1항 내지 4항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 조직은 천공지 피관(perforator flap)을 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 관류를 평가하기 위한 방법.

**청구항 13**

대상의 조직의 조직 관류를 평가하기 위한 장치로서, 상기 장치는,  
 ICG 볼루스를 혈류에 적용한 후 조직으로부터 형광 반응을 검출하기 위한 수단,  
 미리 정해진 시간에 따라, 형광 반응의 시간적 영상 시퀀스를 획득하기 위한 수단,  
 상기 조직의 시간적 영상 시퀀스 내에서 각각의 픽셀을 독립적으로 프로세싱하여 각각의 픽셀에 대한 시간-적분 세기 값을 컴퓨터화하는 독립적으로 프로세싱하기 위한 수단, 및  
 상기 컴퓨터화된 시간-적분 세기 값들을 디스플레이하기 위한 수단을 포함하며, 상기 복수의 컴퓨터화된 시간-적분 세기값들은 조직 내에서 조직 관류를 나타내는 것을 특징으로 하는 조직 관류를 평가하기 위한 장치.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 출원은 2008년 4월 14일에 출원된 미국 가출원 번호 61/044,779의 우선권 이익을 향유하며, 전체 내용은 여기에서 참고문헌으로 포함되어 있다.

**배경 기술**

[0002] 성형 및 재건 수술은, 분리된 천공 혈관(천공 혈관)에 의해 공급받아, 몸의 다른 일부분내에서 조직이식(grafting)에 잠재적으로 적합한 피부 피관(flap) 및 피하조직의 피관(flap)의 위치 선정(localization) 및 임상 측정을 자주 수반하게 된다. 이들 원천 혈관으로부터 피부 표면으로 천공지 통과(perforator pass)는 심(deep) 근육 조직들을 통하거나, 이들 근육 조직들 사이로 이동한다. 혈관부착이 잘된(Well-vascularised) 피관은 조직 이식을 위한 좋은 후보자가 된다. .

[0003] 예컨대, 복부 공여부(donor-site) 피관은 1980년 초 이후로 자가조직 유방 재건에 표준이 되었다. 복부

내에서, 유리 지방 선택지는 완전 횡복직근피판(TRAM) 피판으로부터 심하복벽 동맥((DIEA) 천공지 피판과 같은 분리된 천공지 피판의 범위까지 있다. 천공지 피판들은 최소한의 공여부 손상(morbidity)으로써, 환자 자신의 피부 및 지방을 다른 영역의 조직 재건에 전달하는 데, 신뢰할 만한 방법으로 전달할 수 있도록 도와준다.

[0004] 무작위 패턴의 혈액 공급에 의존하는 피판들은 많은 양의 조직을 신뢰할 수 있게 전달할 수 있는 혈관경(pedicled), 축성피판(axial patterned flaps)에 의해 즉시 이식되었다. 유리 조직 전달의 출현으로 공여부 및 수여부(donor and recipient site)의 적절한 매치가 가능한 범위가 훨씬 넓어졌다. 천공지 피판의 사용 증가 때문에 DIEA 및 이들의 천공지 가지(perforating branches)의 개인의 특정한 해부학적 성질, 특히, 복부 벽에 혈관(vascular) 공급의 그러한 해부에 있어서 상당한 차이를 주는 해부학적 성질에 대한 수술 전 친숙도에 대한 요구가 증가되었다.

[0005] 천공지의 위치 선정 및 평가는 힘들고, 시간이 많이 드는 과정이다. 수술 전 단층 촬영 혈관 조영술(computed tomography angiographic (CTA)) 영상화가 위치 선정을 하는 데 자주 사용된다. 그러한 접근 방법은 상당한 비용이 발생하고, 외과기가 전에 습득한 3D 양식(modality)을 현재 수술대 위에 누워있는 환자의 현재 2D 뷰(view)와 반드시 정신적으로 관련시켜야 하는 추가적인 복잡함을 가지고 있다. 따라서 인도네시안 그린(ICG) 형광 영상에 대한 용도에 대한 최근의 관심과 더불어, 보다 좋은 영상 양식에 대한 요구가 지속되고 있으며, 여기에서, 혈액 순환은 형광 신호를 기초로 피부를 통해 평가된다. 830 nm 부근에서 발광(emission) 피크를 가지는 ICG 형광은 근적외선 스펙트럼 범위 내에서 방사에 의한 여기(excitation)의 결과로 발생한다. 800 nm 부근에 있는 파장을 가진 빛을 여기하여 발생될 수 있는 데, 예컨대, 다이오드 레이저, 발광다이오드(light emitting diodes), 또는 통상적인 발광 원천(예컨대, 램프, 적절한 대역 통과 필터를 가진 할로겐 램프)에 의해 발생한다. 피부는 이러한 파장에 대해 투과가능하다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0006] ICG는 혈액 단백질과 강하게 결합하며, 적은 부작용으로 심박출량(cardiac output) 측정 및 간 보존 능력(hepatic function) 및 안과용 혈관조영술(ophthalmic angiography)에 사용되어 왔다. ICG 형광 신호 측정은 천공지(perforators)를 위치시키는 데 사용될 수 있다. 천공지 부근의 피부 표면은 많은 혈액이 집적되며, 주변 조직보다 더 빠르게 일단 ICG가 주사되면, 천공지는 주변 조직보다 더 밝고 더 빠르게 형광을 띠는 경향이 있다. 이러한 신속하고, 높은 세기의 형광 때문에 천공지의 시각적 위치 선정이 가능하다. 그러나, 외과기는 자주 위치 선정 뿐만 아니라 양호한 임상 결정을 지지하기 위한 측정 및 비교에도 관심이 있다. 외과기는 몇 개의 천공지 중에 최고의 이식 후보자를 결정하는 것이 필요하다. 여기에, 형광이 신속히 집적되고 분산되는 동안 시각적 관찰만이 요구되는 것은 아니다.

[0007] 1) ICG-결합 혈액이 조직에 얼마나 많은지 여부?

[0008] 2) 이들이 상기 조직 내에서 얼마나 오랫동안 존재하는 지 여부?

[0009] 3) 이들이 상기 조직을 통해 얼마나 빨리 이동하는 지 여부?

[0010] 4) 상기 볼루스 주사 후, 어떠한 순서로 해부학적 영역이 발광하는 지 여부?

[0011] 이러한 질문은 대답하기가 상당히 어려운 주제이다.

[0012] 따라서, 좀 더 개선된 영상 이미지 프로세싱 및 위치 선정 및 천공지를 평가하기 위한 객관적인 표준을 적용시키는 방법을 디스플레이하는 것이 요구되고 있다.

#### 과제의 해결 수단

[0013] 본 발명의 일 측면에 따르면, ICG 형광 혈관조영술을 사용해서 성형 및/또는 재건 수술에서, 천공지의 수술 전 확인방법이 개시되어 있으며, 여기에, 천공지 위치 선정을 하이라이트하기 위한 목적 또한 다양한 컴퓨터화 된 매트릭스에 의해 후보자 천공지 중에서 시각적으로 구별 가능 하도록 하기 위한 목적의 시간분해(time-resolved) 영상 프로세싱을 포함한다. 외과기는 하기의 프로세싱 행동 중의 적어도 하나에 따라 일련의 시간을 분석하고, 매트릭스를 산출하는 알고리즘의 결과를 선택 및 비교할 수 있다:

[0014] 픽셀 바이 픽셀(pixel-by-pixe)에 기초한 시간-적분 형광 세기 측정.

- [0015] 시간-적분 형광 세기를 경과된 시간으로 나누어 평균 형광을 컴퓨터화.
- [0016] 형광에서 증가/제거(wash-out) 비율을 측정.
- [0017] 피크 형광을 달성하기 위한 경과된 시간 측정.
- [0018] 다양한 영상 프로세싱 단계들은 독립적으로 영상 픽셀을 프로세싱하고, 전체 획득 시간(time of the acquisition) 또는 선택된 시간의 준-범위(sub-range)에 따라 관찰된 인풋 시퀀스 내에서 각각의 픽셀에 대한 단일의 통계 수치를 컴퓨터화 한다. 따라서, 각각의 영상 인풋은, 인풋 영상 시퀀스 내에서 프레임으로써 동일 치수(예컨대, 숫자 및 픽셀의 배열)를 갖는 숫자 배열이다. 따라서, 프로세싱된 영상은 예컨대, 영상화된 영역에 걸쳐서 컴퓨터화된 픽셀 값의 3차원 표시, 등고선 지도로 표시되거나 또는 색상-코드화된 2차원 영상 또는 기복지도(relief map)로써 표시될 수 있다. 이러한 영상 표시는 천공지가 피부 밑에서 위치하는 경우, 영상 성질 이해 및 영상들 위에서 영역들간 비교를 빠르게 가능하게 한다.

**발명의 효과**

- [0019] 본 발명은 ICG 형광 혈관조영술을 사용한 성형 및/또는 재건 수술을 위한 천공 혈관의 수술 전 확인을 위한 방법 및 장치에 관한 것이다. 본 발명의 시간-분해 영상 프로세싱은 천공지 위치를 하이라이트하고, 다양한 컴퓨터화된 매트릭스에 의해 후보자 천공지들을 시각적으로 식별가능하도록 하는 데 사용된다. 이러한 매트릭스에 기초해서, 외과의는 성형 및 재건 수술에 적합한 천공 혈관을 능동적으로(interactively) 위치선정하고 선택할 수 있게 된다.

**도면의 간단한 설명**

- [0020] 본 발명의 이러한 성질 및 다른 성질 및 장점은 후술할 상세한 설명에서 보다 쉽게 이해할 수 있을 것이다. 하기의 도면은 본 발명의 어떤 예시적인 구체예를 설명하며, 여기에서, 유사한 참조 부호는 동일한 요소를 나타낸다. 이렇게 묘사된 구체예는 본 발명의 예시으로써 이해되어야 하며, 어떤 방식으로든 제한되는 것으로 해석되어서는 안된다.
  - 도 1은 ICG 형광을 관찰하기 위한 카메라 시스템의 스킴을 보여준다.
  - 도 2는 적분된 시간에 따라 픽셀값으로써, 피부 영역의 ICG 형광 영상을 보여준다.
  - 도 3은 경과된 시간에 의해 역으로 가중된(inversely weighted) 픽셀값으로써, 적분된 시간에 따라 피부 영역의 ICG 형광 영상을 보여준다.
  - 도 4는 형광세기 증가율에 의해 측정된 픽셀값으로써, 피부 영역의 ICG 형광 영상을 보여준다.
  - 도 5는 최대 형광세기에 대해 경과된 시간에 따라 측정된 픽셀값으로써, 피부 영역의 ICG 형광 영상을 보여준다.
  - 도 6은 피크 형광세기에 의해 측정된 픽셀값으로써, 피부 영역의 ICG 형광 영상을 보여준다.
  - 도 7은 가변 콘트라스트 전달 함수에 따라 프로세싱된 형광 영상의 중첩(overlay)을 보여준다.
  - 도 8은 또다른 가변 콘트라스트 전달 함수에 따라 프로세싱된 형광 영상의 중첩을 보여준다.
  - 도 9는 또다른 가변 콘트라스트 전달 함수에 따라 프로세싱된 형광 영상의 중첩을 보여준다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0021] 본 발명은 어떠한 절개를 하기 전, 비침습(non-invasive) 방법에 의해 천공지 피관내에 존재 하는 천공 혈관의 위치를 수술 전 결정하는 방법에 관한 것이다.
- [0022] 도 1은 수술에서, 특히 수술 전, ICG 형광 영상을 적용해서, 피부를 통한 조직 관류(perfusion)를 측정하기 위한 비 침습적 장치 스킴을 보여준다. 적외선 원천, 예컨대, ICG에서 형광을 여기시키기 위해 약 780-800 nm의 발광 피크를 가지는 하나 이상의 다이오드 레이저 또는 LED를 하우징 1 내부에 위치시킨다. 형광 신호는 적절한 근-IR 민감도를 가진 CCD 카메라 2에 의해 검출되며, 상기 카메라는 몇 개의 회사(히다치, 하마마쯔등)로부터 상업적으로 구입가능하다. 상기 CCD 카메라 2는 뷰 파인더 8을 포함할 수 있지만, 영상이 또한 외부 모니터 작동동안 보일 수도 있으며, 상기 모니터는 전자적 영상 프로세싱 및 평가 시스템 11의 일부 일 수 있다.

- [0023] 광 빔 3은 확산 빔 또는 스캔 빔이 될 수 있으며, 하우징 1로부터 발생해서 대상(interest) 4(예컨대, 적절한 천공 혈관을 가진 피관이 위치하는 영역)의 영역을 비춘다. 대상 면적은 약 10 cm x 10 cm이지만, 외과적 요구, 유용한 조도(illumination) 세기 및 카메라 민감도에 따라 다양할 수 있다.
- [0024] 형광 빛이 통과하는 동안, 필터 6은 여기 빛이 카메라 센서에 도달하는 것을 방지하기 위해 카메라 렌즈 7 앞에 전형적으로 놓여진다. 필터 6은 NIR 장파장 통과 필터(컷 필터)일 수 있으며, 여기에서는 약 815 nm를 초과하는 큰 파장만 통과하거나 또는 바람직하게는 830 nm 내지 845 nm 사이의 피크 파장에서 통과하고, 반폭치((a full width at half maximum: FWHM) 투과 윈도우를 가지는 대역통과(bandpass)가 약 10nm 내지 25 nm 사이인 필터 이다(예컨대, 여기 파장 밴드의 바깥 쪽에서). 카메라 2는 또한 형광 영상 및 색상 영상 사이의 리얼 타임 상관 관계를 알려주는 대상 면적의 색상 영상을 습득하기 위해 디자인 될 수 있다.
- [0025] 본 발명의 요약에서, 도 1의 예시적인 장치는 수술 전 천공 혈관의 위치를 확인하는 데 사용할 수 있으며, 이것은 외과의가 재건 동안 용도에 맞는 피관 또는 피관 존을 선택하는 데 도움을 줄 것이다.
- [0026] 다른 수술 후 응용분야에서, 상기 장치는 하기에 사용될 수 있다: 문합부 패턴시(astomotic patency) 및 동맥 및 정맥 흐름 확인- 이것은 울혈(congestion)을 야기하는 불량한 정맥 환류(poor venous return) 뿐만아니라 불량한 동맥혈 흐름 및 부적절한 관류가 될 수 있는 피관 장애(failure)를 제거하는 잠재적으로 향상된 결과를 가져올 수 있다.
- [0027] 전체 피관 및 기본 조직(native tissue)에 마이크로-혈관(vascular) 관류는 피관 생존에 결정적이기 때문에 완전한 조직 관류를 시각화하고 확인한다.
- [0028] 본 발명에 따라, 천공지 위치 선정은 영상 프로세싱에 의한 시각화 및 표현 기술(presentation techniques) 덕분에, 후보자 천공지들 중에서 쉽고 객관적으로 시각화된 식별이 가능하다. ICG는 주사된 후 전체 ICG 형광 관류 및 제거(wash-out) 사이클이 영상 장치에 의해 캡처된다. 영상 획득 후, 상기 전체 시퀀스 또는 영상 중 몇 개의 일시적 준-범위가 영상 프로세싱 알고리즘에 의해 프로세싱 될 수 있고, 이들은 외과의에 의해 선택될 수 있다.
- [0029] 형광 측정치의 프로세싱된 결과는 예컨대, 의사색채 영상 (false color image), 등고선 지도로써 시각화 될 수 있어서, 적용된 알고리즘 매트릭스에 따라 빠르게 시각적 측정이 가능하다. 예컨대, 각각의 픽셀에 대한 형광 세기는 파란색('쿨(cool)')스팟 또는 낮은 형광 세기 또는 형광율) 내지 빨간색('핫'(hot)' 스팟 또는 높은 형광 세기 또는 형광율)까지 다양한 스펙트럼의 색상으로 만들어질 수 있다. 다른 스펙트럼 조합도 쉽게 수용될 수 있다.
- [0030] \*아웃풋은 준-투명 중첩(semi-transparent overlay)으로써 기본 해부학적 영상 위에 표시될 수 있다. 이 덕분에, '핫' 스팟과 밑에 있는 해부 구조를 시각적으로 상관시킬 수 있다. '핫' 스팟의 의미는 사용되는 알고리즘에 따라 다양하며, 예컨대, 적분 세기, 가중 또는 비가중, 증가 또는 제거율에 따라 다양하다.
- [0031] 사용자에게는 '핫' 내지 '쿨' 색상 지도에 대한 상호작용하는 컨트롤이 주어지며, 사용자는 그것을 리얼 타임에서 다양화하여, 각각의 알고리즘의 아웃풋 매트릭스의 동적 범위의 준 범위를 더 정교하거나 더 거칠게 관찰할 수 있다. 색상 윈도우가 넓어지면, 가장 '핫'한 영역이 제일 하이라이트되며, 이후 더 '쿨'한 영역 순이다. 이러한 종류의 조정은, 획득된 픽셀 및 디스플레이된 영상내에 존재하는 픽셀들 사이의 조도 및 콘트라스트의 맵핑을 변화시켜서 가능해 질 수 있다. 상기 맵핑 함수는 표준 영상 프로그램내에 포함될 수 있다. 이러한 현재 사용되는 매트릭스에 기초한 윈도우 프로세스는 천공지들 간의 식별을 도와주며, ICG 동력학을 적용하는 외과의에 의한 인지 및 이해도를 향상시킨다.
- [0032] 또한 본 발명은 환자 피부위에 2개의 다른 위치로부터 2개의 시퀀스의 디스플레이 및 평가를 동시에 지원한다. 이것 덕분에, 뷰의 영상 시스템 필드(field) 보다 더 먼 거리에 의해 분리된 후보자 피관들의 비교가 가능하다.
- [0033] 도 2는 적절한 천공 혈관이 확인되는, 일정 면적의 환자 피부에 대한 영상을 보여준다. 각각의 픽셀은 영상 시퀀스에 대해 노출 시간에 따른 형광 세기의 시간 적분을 나타낸다. 이러한 모드는 영상 프로세싱 내에서 전형적으로 '적분 모드(integration mode)'라 하며, 많은 영상 프로세서는 표준 검체(feature)로써 이러한 모드를 제공한다. 실제적으로, 영상 시퀀스 내에서 각각의 프레임 동안 획득된 픽셀 세기(CCD에 수집된 차지들(charge s))는 픽셀-바이-픽셀 기준 위(예컨대, 영상 프로세서)에 추가되고, 또한 프레임의 수에 의해 나누어지고, 그 후 합계는 고정 동적 범위, 예컨대, 1 내지 255(8 비트),로 표준화(normalized)된다. 이러한 개념은 영상 내에서 더 밝은 픽셀은 미리 설정된 기간에 따라 ICG를 운반하는 더 큰 부피의 혈액이 주입된(infused) 피부의 면

적을 표시한다. 도 2에서, 천공 혈관 24는 가장 큰 적분 형광세기를 보여주며, 다른 천공 혈관은 26 처럼 더 약한 형광 세기를 보여준다.

- [0034] 영상 투명도(transparency)는 내과외사의 물리적 마커 22가 스크린의 우측위에서 ICG 형광 영상의 투명(transparency) 색상 중첩을 통해 보이도록 설정되었다.
- [0035] 도 3은 경과된 시간에 의해 역 가중(inversely weighted)된 픽셀 값으로써, 동일 면적의 피부에 대해 시간에 따라 적분된 ICG 형광 영상을 보여준다. 이러한 영상 프로세싱 알고리즘은 전술한 적분과 유사하지만, 각각의 픽셀의 측정된 세기에 직접 추가하는 대신, 측정된 픽셀 값은 ICG 형광의 관찰 측정 후, 추가되기 전, 우선 경과된 시간에 의해 나눈 것이다. 이러한 방식으로, 초기 형광 신호는 후에 획득된 형광 신호보다 더 큰 중요성을 보여준다. 가장 '핫' 픽셀은 ICG 볼루스가 더 늦게 도착한 다른 픽셀보다 더 이른 영상 프레임 형광 내에 존재하는 픽셀들이었다. 도 2에서 확인된 것과 동일한 천공 혈관 34가 확인되며, 다른 천공 혈관 36은 간신히 확인되었다.
- [0036] 도 4는 광 세기의 증가율에 의해 측정된 이러한 영상 내에서 픽셀 값으로써, 동일한 피부 면적에 대한 ICG 형광 영상을 보여준다. 각각의 픽셀에 대해, 픽셀 세기가 기준선을 가로지르는 시간 및 상기 픽셀 세기가 높은 세기 값을 가로지르는 시간이 기록된다. 이러한 정보로부터, 영상 프로세싱 알고리즘은 상기 영상 내에서 각각의 픽셀에 대한 증가율을 컴퓨터화 하며, '핫터'(hotter)' 픽셀은 더 큰 기울기를 가진다(예컨대, 이들이 '쿨러' 픽셀보다 더 빠르게 높은 세기 값을 도달). 따라서 영상 프로세싱 알고리즘의 이러한 구체에는 ICG 볼루스가 천공 혈관에 도달하는 지점에서 속도를 하이лай트한다. 상기 투명도(transparency)는 외과의의 도구를 본 영상에 보이지 않도록 하기 위해 도 4에 꺼져있다.
- [0037] 전에 확인한 천공 혈관은 여기에서 참조 번호 44로 표시하며, 천공 혈관 46(전에 26 및 36으로 표시) 및 다른 천공 혈관 48 보다 훨씬 잘 보인다.
- [0038] 도 5는 최대 형광세기에 대해 경과된 시간에 의해 측정된 픽셀 값으로써, 동일 면적의 피부에 대한 ICG 형광 영상을 보여준다. 시간 변화율을 디스플레이하는 도 4와 다르게, 도 5의 영상 프로세싱 알고리즘은 픽셀이 최대 세기에 도달하는 시간을 보여주며, 또한, '핫터' 픽셀이 쿨러 픽셀 보다 더 빠르게 그들의 각각의 피크 형광 세기에 도달하는 것을 보여준다. 따라서, 알고리즘은 천공지들이 그들의 피크 세기에 도달하는 순서로 영상의 면적을 하이라이트한다. 이러한 영상에서, 전에 확인한 천공 혈관 24, 34, 44는 또한 분명히 식별가능하며, 천공 혈관 56 및 58은 도 4의 46 및 48에 대응한다.
- [0039] 도 6은 각각의 픽셀에서 피크 형광 값에 의해 측정된 픽셀 값으로써, 동일한 면적의 피부에 대한 ICG 형광 영상을 보여준다.. 더 높은('핫') 형광 세기 값 64는 더 높은 ICG 농도를 나타내거나 또는 천공 혈관이 피부 표면에 더 근접하게 위치한 것일 수 있으며, 이것은 여기 빛/형광 반응의 흡수를 감소시킨다.도 4 및 5에서 분명하게 보였던 천공 혈관 66, 68은 배경으로부터 간신히 식별가능한 정도이다.
- [0040] 예컨대, 도 2 및 6에서 보여지는 영상이 전술한 다양한 알고리즘으로 프로세싱된 픽셀 값 대 디스플레이된 픽셀 세기의 1:1 맵핑을 제공하는 선형 콘트라스트 전달 함수에 의해 만들어진 반면, 영상들은 영상 내에서 시각적 차별화를 향상시키기 위한 가변 콘트라스트 전달 함수(예컨대, 등고선 지도 또는 의사 색채 중첩등)로써도 만들어질 수도 있다. 또한, 라벨을 중첩 영상 내에 둘 수 있으며, 이후로는 2개 1상의 해부학 구조의 영역 사이 정량 비교를 용이하게 하는 ACR(누적 또는 시간 적분 세기 비율) 라벨로 언급한다.
- [0041] 가변 콘트라스트 전달 함수의 동적 범위 및 기울기를 수정(modified) 할 때, 영상 내에서 절대 픽셀 값이 변하기 때문에, ACR 라벨 덕분에 사용자는 어떠한 선택된 중첩 기술(예컨대, 누적/시간-평균 세기 등)에 의해서도 측정되는 다른 영상 영역 내에서 상대적인 관류를 비교할 수 있다.
- [0042] 하기의 접근법은 ACR 라벨 값을 컴퓨터화 하는데 사용된다. 명확히 하기 위해, 비록 동일한 접근법이 유용한 어떠한 중첩 기술에 의해서도 사용될 수 있지만, 누적 세기가 중첩 기술로써 선택됨을 가정한다.
- [0043] 1) 영상 시퀀스 내에서 모든 영상에 대한 모든 픽셀들의 누적 세기는 시간 윈도우에 따라 컴퓨터화 된다.
- [0044] 2) 누적 세기는 선택된 라벨 영역(예컨대, 5x5 픽셀 네모 매트릭스에 따라 평균화 된다
- [0045] 3) 평균 세기는 전체 영상내에서 누적 세기의 최대 값에 대해 표준화된다.
- [0046] 4) 표준화된 평균은 전달 함수의 최대 값이 100%가 되도록 스케일링 한다.
- [0047] 이러한 접근법에 따라, 비록, 전달 함수의 기울기가 수정(modified)되더라도, 2개의 다른 ACR 라벨의 상대적인

비율은 변하지 않고 남게 된다. 도 7 및 8은 전술한 알고리즘(상부의 회색-스케일 영상) 및 2개의 다른 콘트라스트 함수를 위해 색상 시퀀스로부터 누적 세기를 만드는 가상-색채 중첩 영상 중 하나로 프로세싱된 영상 시퀀스로부터 형광 영상을 보여준다. 도 7에서 픽셀 값들은 제 1 콘트라스트 전달 함수로 프로세싱되어, 각각, 52% 및 72%를 가진 2개의 영역을 보여주며, 이들은 2개의 라벨된 영역 간  $52/72=0.72$ 의 비율에 대응되는 것이다. 도 8에서 제 2 중첩 영상은 각각 99% 및 71%로 표시된 세기를 가진 현재 2개의 영역을 보여주며, 제 2 콘트라스트 전달 함수로 프로세싱된 것이다. 그러나, 이들의 상대적인 비율은 본질적으로  $71/99=0.72$ 에서 본질적으로 변하지 않았다.

[0048] 사용자는 콘트롤 영역을 100%에서 라벨 되도록 전달 함수를 수정할 수 있으며, 따라서, 여기에서, 다른 모든 영역은 콘트롤 영역과 비교될 수 있다.

[0049] 도 9는 중첩이 투명(transparency)하며, 여기에서 누적 세기 픽셀은, 전달 램프 함수(ramp function)의 바텀(bottom)이 픽셀 값 수평 축을 교차하는 지점 보다 작은 값을 가진다. 또한, 이것은, 영상 영역의 이러한 예 12%(바텀 윈도우의 우측 하부에 적용 수치(coverage number)) 내에서 누적 세기가 최대 누적 세기의 52%보다 큰 것을 보여준다. 도면은 이들의 52% 등고선에 의해 경계지어지는 몇 개의 영역을 보여준다.

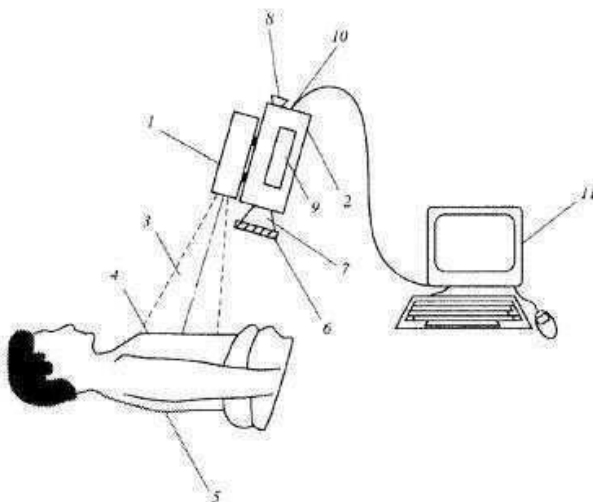
[0050] 전술한 구체에는 근적외선 스펙트럼 범위에서 여기되는 ICG에 의해 피부를 통해 방출된 형광 신호를 검출한다. 그러나, 당업자는 조직이 빛을 전달하는 스펙트럼 범위 내에서 여기되거나 형광 방출할 수 있는 어떠한 염료도 사용가능 할 수 있음을 인식할 수 있을 것이다.

[0051] 본 발명이 동맥 혈류의 실시예, 예컨대, 천공 혈관으로 혈액 공급,을 참조로써 설명하고 있지만, 본 방법은 또한 피크 세기로부터 기준선까지 변화율을 정량화하고 디스플레이함으로써 정맥 정체(congestion)에 의한 이식 실패를 검출할 수도 있다. 이것은 관류 영역내에서 정맥 환류를 하이라이트할 것이다.

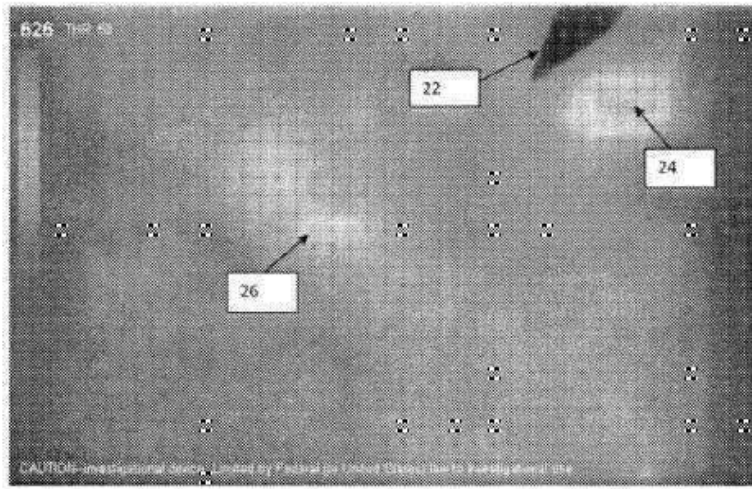
[0052] 이들의 특정 실시예를 도면에서 보여주고 있고, 상세한 설명에서 설명하고 있을 지라도, 본 발명은 다양한 변형 및 택일적인 형식을 수용할 수 있다. 그러나, 본 발명이 개시된 특정 형태나 방법에 의해 한정되는 것으로 이해되어서는 안되며, 그와 반대로, 본 발명은 첨부된 청구항의 사상 및 범위 내에서 개량, 등가물, 선택물 모두를 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

**도면**

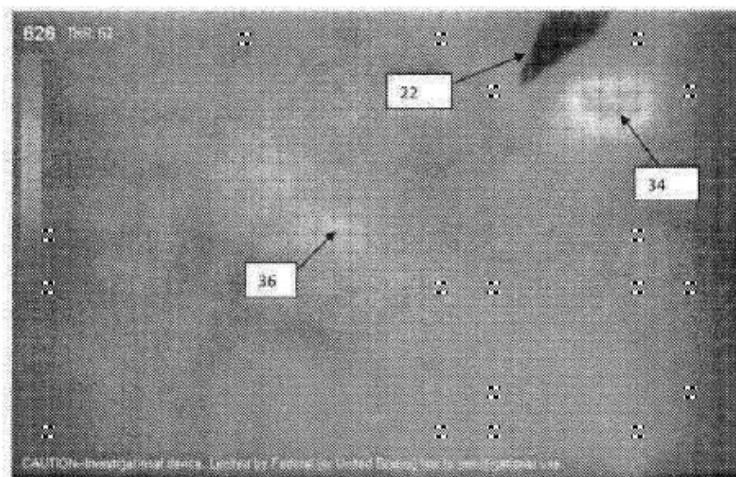
**도면1**



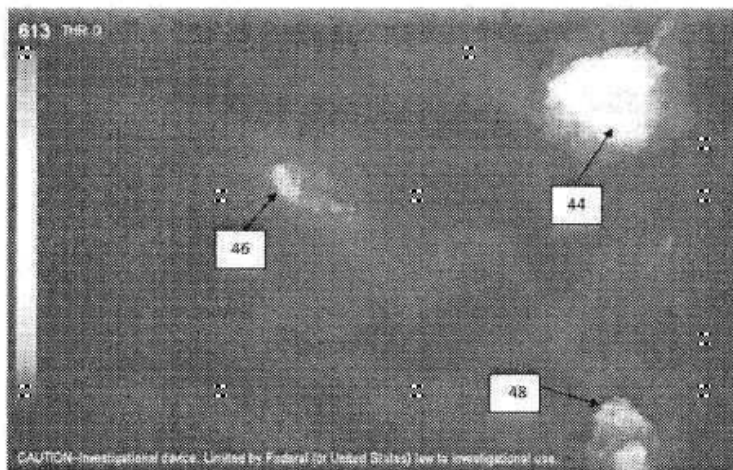
도면2



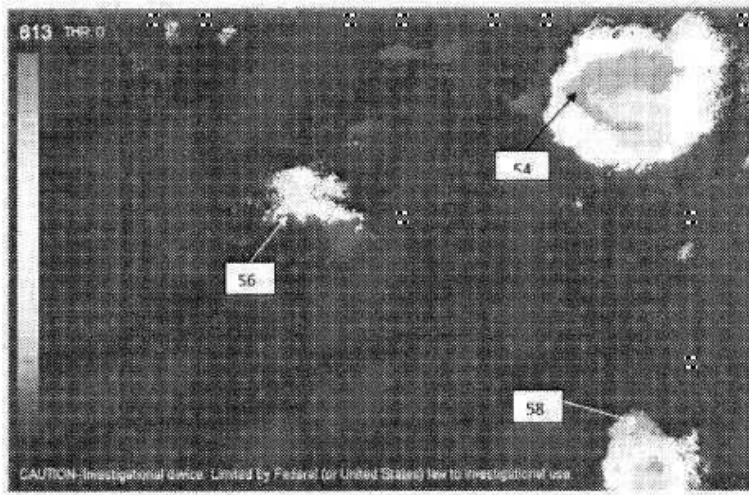
도면3



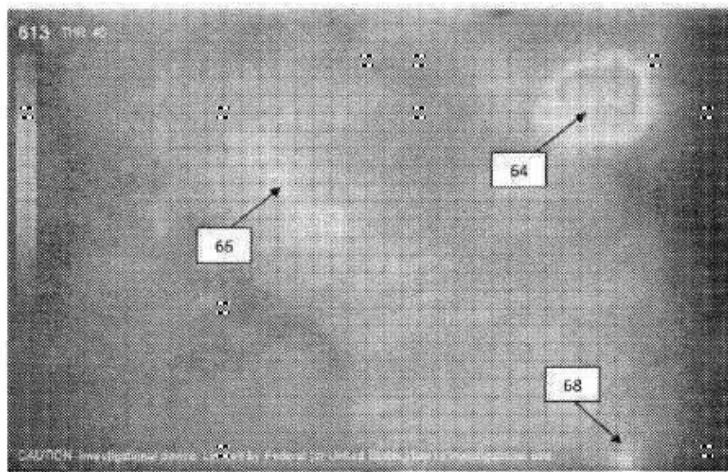
도면4



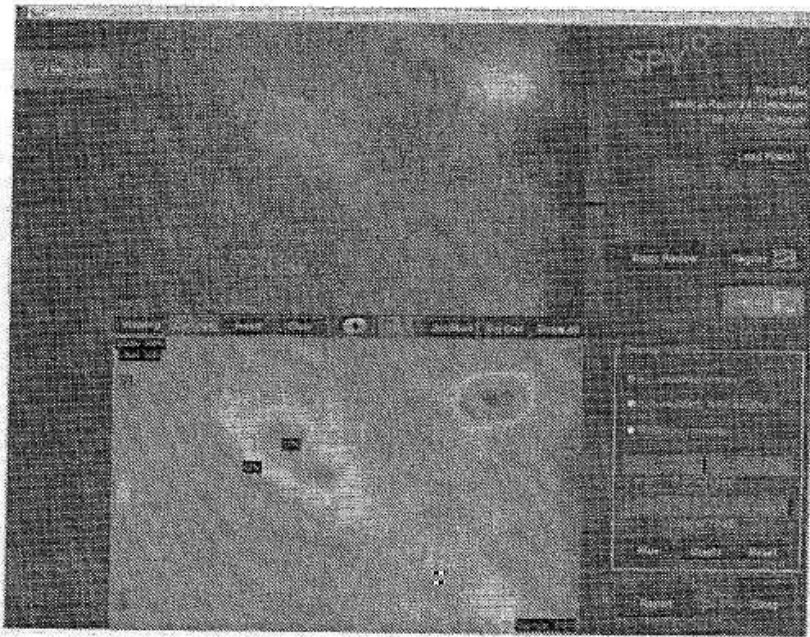
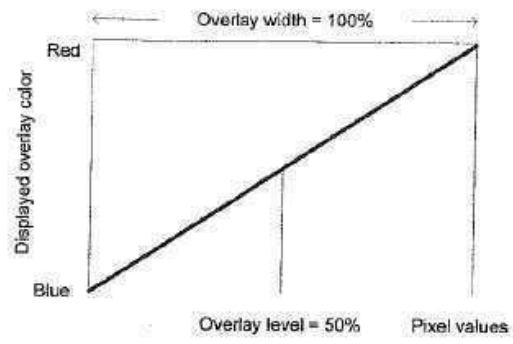
도면5



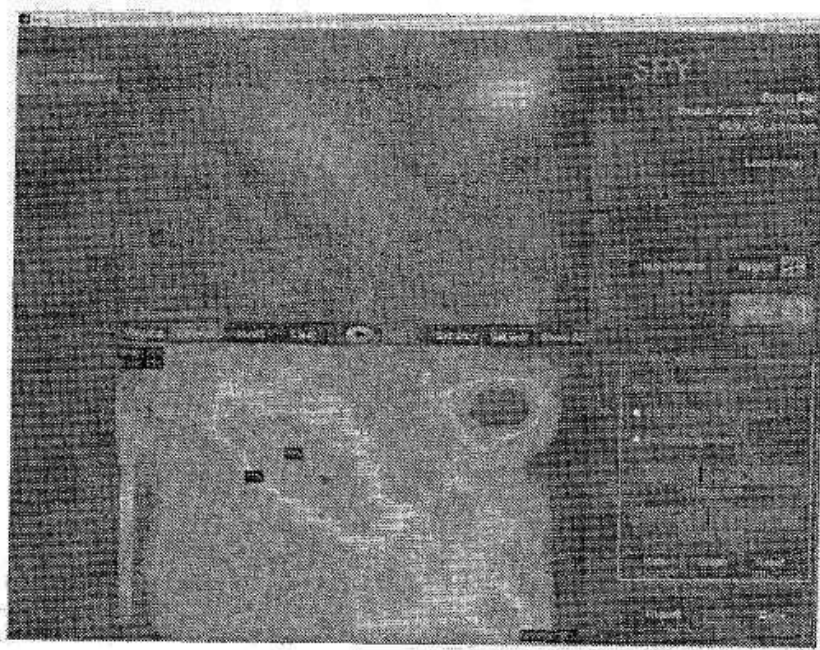
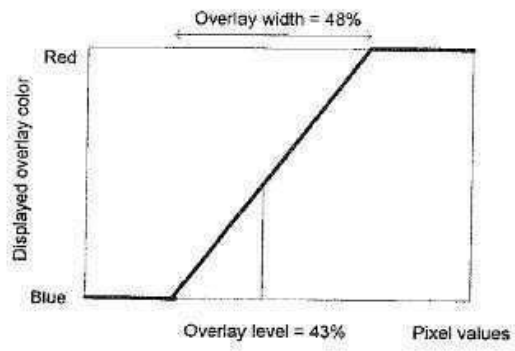
도면6



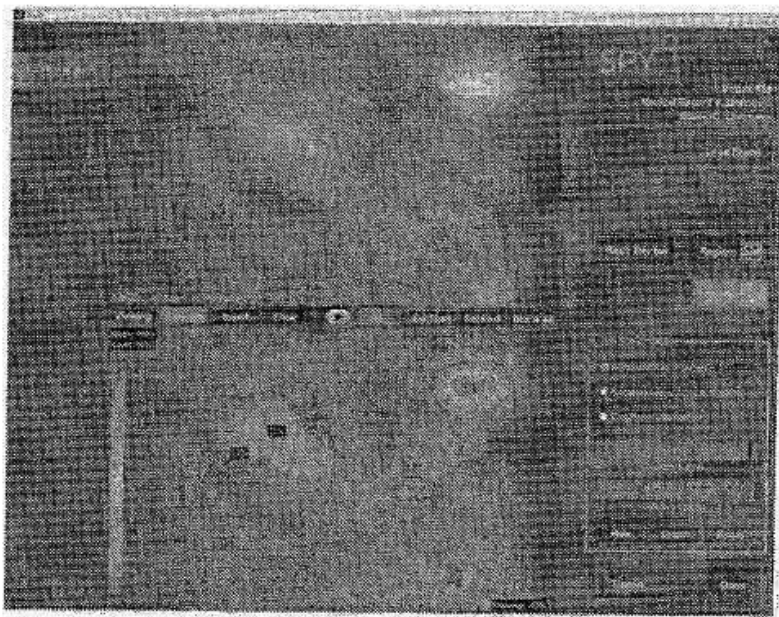
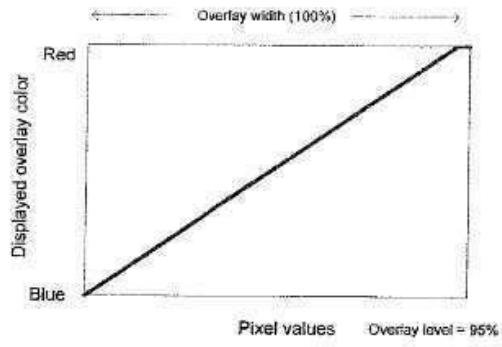
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	塑料和重建手术平板皮瓣的定位和分析		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020160040315A</a>	公开(公告)日	2016-04-12
申请号	KR1020167007994	申请日	2009-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	诺瓦达克技术公司		
申请(专利权)人(译)	黑暗新星Technologies公司的		
[标]发明人	DVORSKY PETER 드보르스키피터 GOYETTE DAVID M H 고예트데이비드엠에치 FERGUSON T BRUCE JR 퍼거슨티브루스주니어 CHEN CHENG 첸첵		
发明人	드보르스키피터 고예트, 데이비드, 엠., 에치. 퍼거슨, 티. 브루스, 주니어 첸, 첵		
IPC分类号	A61B5/0265 A61B5/00 A61B5/0275		
CPC分类号	A61B5/0265 A61B5/0275 A61B5/0071 A61B5/0077 A61B5/0261 A61B5/489 A61B5/7239 A61B5/7242 A61B5/7425 A61B5/743 A61B2576/02 G16H30/40		
优先权	61/044779 2008-04-14 US		
其他公开文献	KR101759850B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了使用ICG荧光血管造影术和/或重建操作进行用于模制的孔血管的手术前确认的方法和设备。当穿孔器滑动位置被突出显示并且候选穿孔器滑动被视觉上用各种和计算机化的度量区分时，使用对时间感到愤怒的图像处理。外科医生基于具有位置选择的这种矩阵选择适合于模制和重建操作的孔血管作为活动的（交互式）。

