

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-193798

(P2019-193798A)

(43) 公開日 令和1年11月7日(2019.11.7)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 90/00 (2016.01)	A 6 1 B 90/00	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	G

審査請求 有 請求項の数 1 O L 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2019-99701 (P2019-99701)	(71) 出願人	507278214 ノバダック テクノロジーズ ユーエルシ ー カナダ国 ヴィー5エー 4ダブリュ2 ブリティッシュ コロンビア, パーナピ ー イーストレイク ドライブ 8329 , ユニット 101
(22) 出願日	令和1年5月28日 (2019.5.28)	(74) 代理人	100076428 弁理士 大塚 康徳
(62) 分割の表示	特願2016-14503 (P2016-14503) の分割	(74) 代理人	100115071 弁理士 大塚 康弘
原出願日	平成21年4月14日 (2009.4.14)	(74) 代理人	100112508 弁理士 高柳 司郎
(31) 優先権主張番号	61/044,779	(74) 代理人	100116894 弁理士 木村 秀二
(32) 優先日	平成20年4月14日 (2008.4.14)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		

最終頁に続く

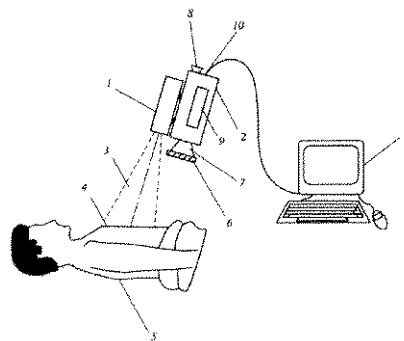
(54) 【発明の名称】 形成外科および再建手術のための穿通枝皮弁の位置特定および分析

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 形成外科および/または再建手術のための、I C G 蛍光血管造影撮像を用いて穿通枝血管を術前に識別する方法および装置を提供する。

【解決手段】 時間分解画像処理を用いて、穿通枝血管位置をハイライトし、様々なメトリクスを計算することによって、穿通枝候補の視覚的識別を可能とする。外科医は、これらのメトリクスに基づいて、形成外科および再建手術に適した穿通枝血管を対話的に位置特定し、選択することが可能である。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

穿通枝血管の灌流を評価する方法であって、

ICG ボーラスを血流に加えた後、組織からの蛍光応答を検出するステップと、
所定の時間にわたって前記蛍光応答の画像の一時的なシーケンスを取得するステップと

、
前記画像シーケンスを処理して、前記画像のピクセル値の時間積分強度または前記強度の時間微分を得るステップと、

前記時間積分強度または前記強度の時間微分を、カラー画像または白黒画像として表示するステップと

を含むことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

前記画像シーケンスは、各ピクセルの前記時間積分強度値を、ICG ボーラス注入後の経過時間で除算することによって処理されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記画像シーケンスは、ICG ボーラス注入後、各ピクセルの前記時間積分蛍光強度がピーク値に達するまでの経過時間を求めることによって処理されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記画像シーケンスは、各ピクセルの前記蛍光強度のピーク値を求めることによって処理されることを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 5】

コントラスト伝達関数を前記時間積分強度または前記強度の時間微分に適用するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記コントラスト伝達関数は、前記時間積分強度または前記強度の時間微分を、異なる灌流特性を異なる色で表すオーバーレイ画像に変換する線形関数または非線形関数を表すことを特徴とする請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

コントラスト伝達関数は、異なる傾きの領域を有する非線形関数であり、前記傾きと、前記異なる傾き間の移行とを前記血管の前記灌流を評価する手順の間、臨床医によって選択することができることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記時間積分強度または前記強度の時間微分の数値を、前記オーバーレイ画像で表示するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 5 から 7 のうちのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

解剖学的特徴の異なる画像領域について、時間積分強度比率を計算するステップをさらに含むことを特徴とする請求項 5 から 8 のうちのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記時間積分強度比率は、

全ピクセルについて前記時間積分強度を計算するステップと、

前記時間積分強度を、前記画像の予め規定された領域（例えば、5 × 5 ピクセル正方形列）にわたって平均するステップと、

前記時間積分強度を、全画像の前記時間積分強度の最大値に正規化するステップと、

前記正規化強度を、前記コントラスト伝達関数の前記最大値を用いてスケーリングするステップと

を用いて計算されることを特徴とする請求項 9 に記載の方法。

40

【請求項 11】

穿通枝血管の灌流を評価する装置であって、

50

ICGボースを血流に加えた後、組織からの蛍光応答を検出する手段と、
所定の時間にわたって前記蛍光応答の画像の一時的なシーケンスを取得する手段と、
前記画像シーケンスを処理して、前記画像のピクセル値の時間積分強度または前記強度
の時間微分を得る手段と、

前記時間積分強度または前記強度の時間微分を、カラー画像または白黒画像として表示
する手段と

を備えることを特徴とする装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、形成外科および再建手術のための穿通枝皮弁(perforator flap)の位置特定(locating)および分析に関する。

【背景技術】

【0002】

関連出願の相互参照

本出願は、2008年4月14日出願の米国特許仮出願第61/044,779号の優先権を主張するものであり、その全内容を参照により本明細書に組み込む。

【0003】

形成外科および再建手術には、皮膚および皮下組織から構成される皮弁の位置特定および臨床評価がしばしば伴い、こうした皮弁は、独立した(isolated)穿通枝血管によって供給され、したがって身体の別の部位に移植するのに潜在的に適している。穿通枝は、それらの源の血管から、深部筋組織中、または深部筋組織間を通過して皮膚表面へと通じている。良好に血管新生した皮弁は、優れた移植片候補である。

【0004】

例えば、1980年代初頭から、腹部の患皮部皮弁が、自家組織による乳房再建の標準となってきた。腹部内では、遊離脂肪の選択肢として、完全な横行腹直筋皮(TRAM)皮弁から、深下腹壁動脈(DIEA)穿通枝皮弁などの独立した穿通枝皮弁まで幅がある。穿通枝皮弁によって、患者自身の皮膚および脂肪を、患皮部の合併症を最小限に抑えながら、信頼性の高い手法で他の組織再建部位にも移植することが可能となってきた。ランダムパターン(random pattern)の血液供給に依存していた皮弁は、間もなく有茎の軸型パターン(axial pattern)皮弁に取って代われ、この軸型パターン皮弁では、大量の組織を信頼性高く移植することが可能である。遊離組織移植の出現によって、患皮部と、受皮部とが適切に整合する可能性が大幅に広がることになった。穿通枝皮弁の使用が増すにつれて、DIEAおよびその穿通枝の個々の特定の解剖学的特徴(anatomical feature)について術前に精通する必要が高まってきており、特に、腹壁への脈管供給の解剖学的構造に大幅な差があることを考えると、その必要がある。

【0005】

穿通枝(perforator)の位置特定および評価は、労を要し、時間のかかる工程である。しばしば術前にコンピュータ断層撮影血管造影(CTA)撮像を実施して、位置特定が行われる。かかる手法には、多額の出費が伴い、また、外科医は、事前に取得した3D様相の画像を、目下手術台の上に横たわっている患者のその時点の2D視野と、頭の中で相関させなければならないため、さらに複雑となる。したがって、より好ましい撮像様相の研究が続けられており、近年では、蛍光信号に基づき、皮膚越しに血液循環を査定するインドシアニングリーン(ICG)蛍光撮像の使用に関心が寄せられている。近赤外スペクトル領域の放射によって励起すると、発光ピークが約830nmのICG蛍光が生じる。波長約800nmの励起光は、例えば、ダイオードレーザ、発光ダイオード(LED)、またはアークランプ、ハロゲンランプなどの他の従来照明光源を適切な帯域フィルタと共に用いることによって生成することができる。皮膚は、この波長を透過する。

【0006】

10

20

30

40

50

ICGは、血液タンパク質と強く結合し、以前から心拍出量測定、肝機能評価、および眼血管造影に使用されてきており、有害反応はほとんど見られない。ICG蛍光信号の評価を用いて、穿通枝の位置を特定することができる。穿通枝付近の皮膚表面には、一般に周囲組織よりも多量の血液が、より速い血流で蓄積されており、ICGを注入すると、穿通枝は、周囲組織よりも明るく、かつ急速に蛍光を発する傾向がある。この迅速で高強度の蛍光によって、穿通枝の位置を視覚的に特定することが可能となる。しかし、外科医は、優れた臨床判断をサポートするために、穿通枝の位置特定だけでなく、その評価および比較にも関心を寄せている。外科医は、いくつかの穿通枝のうちのいずれが最良の移植片候補であるか決定しなければならない。そのためには、蛍光が迅速に蓄積し、消散する様子を単に視覚的に観察するだけでは十分でない。例えば、連続注入によって残留ICGが組織内に蓄積し、注入ごとに背景輝度が徐々に上がるため、最良の穿通枝候補を視覚的に識別することがさらに容易でなくなるという傾向がある。さらに、ICGは、数分にわたって非常にゆっくり移動する場合があります、そのため、かかるオンザフライ分析は非常に困難となり、主観的となってしまふ。外科医は、以下の事項によって査定を行うことになる。

- 1) ICG結合血液が組織中に存在する量。
- 2) ICG結合血液が組織中に存在する時間。
- 3) ICG結合血液が組織中を移動する速度。
- 4) ポーラス注入後、解剖学的領域が発光する順序。

【0007】

上記事項は、主観に基づいて答えることは困難である。したがって、穿通枝の位置を特定し、評価する客観的な標準を適用するための、より高度な画像処理および表示方法が求められている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述したように、本発明は、穿通枝皮弁の位置を特定し、分析する方法および装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様によれば、形成外科および/または再建手術のための、ICG蛍光血管造影撮像を用いて穿通枝血管(perforator vessel)を術前に識別する方法が開示される。本方法は、穿通枝位置をハイライトし、様々なメトリクス(metrics)を計算することによって、穿通枝候補の視覚的識別を可能にする時間分解画像処理を含む。外科医は、以下の処理行為の少なくとも1つに従って、時系列分析を行い、メトリクスを出力するアルゴリズムの結果を選択し、比較することが可能となる。

【0010】

ピクセルバイピクセル(pixel-by-pixel)ベースで時間積分蛍光を求めること。

時間積分蛍光を経過時間で除算して、平均蛍光を計算すること。

蛍光の増大/流出率を求めること。

ピーク蛍光に達する経過時間を求めること。

【0011】

様々な画像処理ステップによって、全取得時間にわたって、または選択した一時的な下位範囲で観察される入力シーケンスの各ピクセルについて、画像ピクセルを独立に処理し、特有の数値メトリクスを計算する。したがって、各画像出力は、入力画像シーケンスのフレームと同じ寸法、すなわち同じピクセル数および配列を有する数値アレイとなる。したがって、処理した画像を、撮像領域にわたって計算したピクセル値の3次元表示、例えば等高線図として、または色分けした2次元画像もしくは起伏図として表示することができる。かかる画像表示によって、画像特徴の迅速な理解が促進され、また、画像上の領域

10

20

30

40

50

間の比較、この場合は、皮膚下の穿通枝の位置の比較が容易になる。

【0012】

本発明の上記およびその他の特徴および利点は、以下の本発明の詳細な説明からよりよく理解されよう。また、以下に示す図は、本発明のある例示的な実施形態を示し、同じ参照番号は同じ要素を示す。これら図示の実施形態は、本発明の例示として理解すべきであり、いかなる形でも本発明を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】ICG蛍光を観察するカメラシステムの概略図である。

【図2】ピクセル値を時間で積分した、皮膚のある領域のICG蛍光画像である。

10

【図3】ピクセル値を経過時間で逆に重み付けして時間で積分した、皮膚のある領域のICG蛍光画像である。

【図4】ピクセル値を蛍光の増大率によって求めた、皮膚のある領域のICG蛍光画像である。

【図5】ピクセル値を最大蛍光に達する経過時間によって求めた、皮膚のある領域のICG蛍光画像である。

【図6】ピクセル値をピーク蛍光によって求めた、皮膚のある領域のICG蛍光画像である。

【図7】可変コントラスト伝達関数(variable contrast transfer function)で処理した蛍光画像のオーバーレイを示す図である。

20

【図8】別の可変コントラスト伝達関数で処理した蛍光画像のオーバーレイを示す図である。

【図9】別の可変コントラスト伝達関数で処理した蛍光画像のオーバーレイを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本発明は、いかなる切開も行う前の、非侵襲的方法による穿通枝皮弁の穿通枝血管の位置の術前判定を対象とする。

【0015】

図1は、ICG蛍光撮像による、術中、特に術前の、皮膚越しの非侵襲的な組織灌流判定に用いる装置を概略的に示す。赤外光源、例えば、ピーク発光が約780~800nmの、ICGの蛍光を励起する1つまたは複数のダイオードレーザ、またはLEDが、ハウジング1内に配置されている。蛍光信号は、適切な近赤外感度を有するCCDカメラ2によって検出され、かかるカメラは、いくつかの製造業者(Hitachi、Hamamatsuなど)から市販されている。CCDカメラ2には、ビューファインダ8を設けることができるが、画像はまた、術中に外部モニタ上で見ることもでき、このモニタは、電子画像処理および評価システム11の一部とすることができる。

30

【0016】

発散ビームまたは走査ビームでよい光ビーム3が、ハウジング1から発して、関心領域4、すなわち適切な穿通枝血管を備えた皮弁が位置すると思われる領域を照明する。関心領域は、約10cm×10cmでよいが、外科的要件、および利用可能な照度、およびカメラ感度に基づいて変えることができる。

40

【0017】

励起光がカメラセンサに達するのを阻止し、一方で蛍光は通過可能となるように、典型的にはフィルタ6がカメラレンズ7の前に配置される。フィルタ6は、約815nmよりも大きい波長しか透過しないNIR長波パスフィルタ(カットフィルタ)、または好ましくは830から845nmのピーク波長を透過し、約10nmから25nm、すなわち励起波長帯以外の半値全幅(FWHM)透過窓を有する帯域フィルタでよい。カメラ2はまた、関心領域のカラー画像を取得するように設計することができ、したがって蛍光画像とカラー画像との実時間相関が可能である。

50

【0018】

本発明の例では、図1に示す装置を用いて、手術前に穿通枝血管を識別/位置特定するものであり、これは、外科医が、再建術中に使用すべき最良の皮弁または皮弁帯を選択する一助となる。

【0019】

他の術後用途では、この装置は、以下の用途で使用することができる。

吻合開通、ならびに動脈流および静脈流の確認。これは、潜在的に皮弁不全をなくす結果を向上させ得るものであり、皮弁不全は、動脈流が低下し、灌流(perfusion)が不十分となり、静脈還流もやはり低下して、鬱血が生じる結果として生じる可能性がある。

10

【0020】

完全な組織灌流の視覚化および確認。皮弁生着には、皮弁全体と元の組織との微小血管灌流が重要となるためである。

【0021】

本発明では、画像処理および表示技術によって穿通枝の位置が視覚化され、それによって、穿通枝候補の客観的な視覚的識別が容易になる。ICGを注入し、ICG蛍光が灌流し流出する全サイクルを、画像形成装置によって取得する。画像取得後、全シーケンス、または画像のいくつかの一時的な下位範囲を画像処理アルゴリズムによって処理し、このアルゴリズムは外科医が選択することができる。

【0022】

蛍光測定値の処理結果は、例えば、疑似カラー画像または等高線図として視覚化することができ、それによって適用したアルゴリズムに従った迅速な視覚的評価が可能となる。例えば、各ピクセルの蛍光強度は、青(「低温」スポットまたは低蛍光強度もしくは低蛍光率)から赤(「高温」スポットまたは高蛍光強度もしくは高蛍光率)までの様々なスペクトルカラーとして描画することができる。他のスペクトル関連事項も容易に適応される。出力は、元の解剖学的画像上に半透明で重ね合わせて示すことができる。こうすることによって、「高温」スポットと、下にある解剖学的構造とを視覚的に相関させることが可能となる。「高温」スポットの意味は、積分強度、重み付けありまたは重み付けなし、増大率または流出率など、使用するアルゴリズムによって変わる。

20

【0023】

使用者には、「高温」から「低温」へのカラーマッピングについて対話式制御が与えられ、実時間でこのカラーマッピングを変化させて、各アルゴリズムの出力メトリクスのダイナミックレンジのより細かい、またはより粗い下位範囲を調べることができる。カラー窓を広げると、最も高温の領域がまずハイライトされ、次いでより低温の領域がハイライトされる。この種の調整は、取得したピクセルと、表示されている画像のピクセルとの明度またはコントラストのマッピングを変えることによって行うことができる。かかるマッピング機能は、標準の画像形成プログラムに含まれ得る。現時点で使用しているメトリクスに基づいたこうした窓掛け処理は、穿通枝間での識別の一助となり、知覚を高め、注入したICGの動きを外科医がよりよく理解できることになる。

30

【0024】

本発明はまた、患者の皮膚上の異なる2つの位置からの2つのシーケンスの同時表示および評価をサポートする。これによって、画像形成システムの視野よりも広い間隔を置いて離れている皮弁候補間の比較が可能となる。

40

【0025】

図2は、適切な穿通枝血管が識別されると思われる、患者の皮膚のある領域の画像を示している。各ピクセルは、画像シーケンスの露光時間にわたる蛍光強度の時間積分を表している。このモードは、典型的には、画像処理の「積分モード(integration mode)」と呼ばれ、多くの画像処理プロセッサで、このモードが標準機能として搭載されている。実際には、画像シーケンスの各フレーム中に取得されたピクセル強度(CCD内で収集された電荷)を、例えば画像処理プロセッサ内で、ピクセルバイピクセルベ

50

ースで加算し、フレームの数で除算し、その後、その総和を例えば1から255(8ビット)の固定したダイナミックレンジに正規化することができる。その概念は、画像中のより明るいピクセルが、予め設定された期間にわたってICG搬送血液がより大量に流れ込んでいる皮膚領域を表す、ということである。図2では、穿通枝血管24が最も高い積分蛍光強度を示し、26で示す別の穿通枝血管が、それよりも弱い蛍光強度を示している。

【0026】

この画像の透過性は、画面右上の医師によるマーカ22が、ICG蛍光画像の透過性カラーオーバーレイを透かして見えるように設定されている点に留意されたい。

【0027】

図3は、ピクセル値を経過時間で逆に重み付けして時間で積分した同じ皮膚領域のICG蛍光画像を示している。この画像処理アルゴリズムは、先に説明した積分と類似しているが、各ピクセルの測定強度を直接加算するのではなく、測定強度値を、ICG蛍光の観測開始後の経過時間でまず除算し、その後加算する。このようにすると、より初期の蛍光信号には、後から取得した蛍光信号よりも高い重要性が与えられる。「最も高温」のピクセルは、画像フレームのシーケンス中で他のピクセルよりも早く蛍光を発するピクセルであり、他のピクセルにはICGポラスが後に到達する。図2と同じ穿通枝血管34が識別され、ここでは別の血管36は、かろうじて識別可能である。

10

【0028】

図4は、やはり同じ皮膚領域のICG蛍光画像を示し、この画像のピクセル値は、蛍光強度の増大率によって求めている。この画像処理アルゴリズムでは、画像の各ピクセルについて、ピクセル強度対経過時間の傾きが計算される。例えば、各ピクセルには、最も低い強度値(ベースライン)と、最も高い強度値(または、別の比較的高い強度値)とを割り当てることができる。各ピクセルについて、ピクセル強度がベースラインと交差する時間と、ピクセル強度が高強度値と交差する時間とが記録される。この情報から、画像処理アルゴリズムによって、画像中の各ピクセルについて増大率を計算すると、「より高温の」ピクセルはより大きい傾きを有し、すなわち、それらのピクセルは、「より低温の」ピクセルよりも速く高強度値に達することになる。したがって、画像処理アルゴリズムのこの実施形態は、ICGポラスが穿通枝血管に達する速度をハイライトする。図4では透過性がオフになっており、したがって外科医の器具は本画像では見られない。

20

【0029】

ここでは参照符号44で示す、先に識別された穿通枝血管は、遙かに良好に画定されており、血管46(先に26および36として示したもの)および別の血管48も同様に良好に画定されている。

30

【0030】

図5は、ピクセル値を最大蛍光に達する経過時間によって求めた、同じ皮膚領域のICG蛍光画像を示している。時間による変化率を示す図4とは異なり、図5の画像処理アルゴリズムは、ピクセルがそれらの最大強度に達する時間を示し、「より高温の」ピクセルが、より低温のピクセルよりも素早くそれぞれのピーク蛍光強度に達している。したがって、このアルゴリズムは、穿通枝がそれらのピーク強度に達する順序で画像領域をハイライトしている。この画像では、先に識別された穿通枝血管24、34、44がやはり明白に識別可能であり、血管56および58は、図4の血管46および48に対応している。

40

【0031】

図6は、ピクセル値を各ピクセルのピーク蛍光値によって求めた、同じ皮膚領域のICG蛍光画像を示している。より高い(「高温」)蛍光強度値64は、より高いICG濃度を示し得るか、または穿通枝血管が皮膚表面により近く位置するために示されることもあり、皮膚表面では、励起光の吸収/蛍光応答が低減する。図4および5では明白に見えていた血管66、68は、背景からかろうじて識別可能である。

【0032】

例えば図2および6に示す画像は、上述の様々なアルゴリズムを用いて処理したピクセル値を表示ピクセル強度に1:1でマッピングする線形コントラスト伝達関数を用いて描

50

画しているが、画像はまた、画像の視覚差を強調するように可変コントラスト伝達関数を用いて（等高線図または疑似カラーオーバーレイとして）描画することもできる。さらに、オーバーレイ画像には、以下で ACR（積算または時間積分強度比率（*accumulated or time-integrated intensity ratio*））ラベルと称するラベルを付すことができ、こうしたラベルによって、解剖学的構造の 2 つ以上の領域間での量的比較が容易になる。

【0033】

可変コントラスト伝達関数のダイナミックレンジおよび傾きを改変すると、画像の絶対ピクセル値が変わるため、ACRラベルによって、選択された任意のオーバーレイ技術（例えば積算/時間平均強度など）で測定した異なる画像領域における相対的な灌流を使用者が比較することが可能となる。

10

【0034】

以下の手法を用いて、ACRラベル値を計算する。分かりやすいように、積算強度をオーバーレイ技術として選択するが、利用可能なオーバーレイ技術のいずれを用いても同じ手法を取ることができる。

- 1) 画像シーケンス中の全画像の全ピクセルについて、積算強度を時間窓にわたって計算する。
- 2) 積算強度を、選択したラベルの領域（例えば、 5×5 ピクセル正方形）にわたって平均する。
- 3) 平均強度を、全画像の積算強度の最大値に正規化する。
- 4) 正規化した平均を、伝達関数の最大値が 100% を表すようにスケーリングする。

20

【0035】

この手法に従うことによって、伝達関数の傾きが改変されても、異なる 2 つの ACR ラベルの相対比率は変わらないままとなる。図 7 および図 8 は、異なる 2 つのコントラスト関数について、上述のアルゴリズムのうちの 1 つを用いて処理した画像シーケンスからの蛍光画像（グレースケール画像の上部）と、シーケンスからの積算強度をカラー（低値の青から高値の赤）で描画した疑似カラーオーバーレイ画像とを示す。図 7 のピクセル値は、第 1 のコントラスト伝達関数を用い、2 つの領域についてそれぞれ強度 52% および 72% として処理しており、ラベル付けした 2 つの領域間の比率は $52 / 72 = .72$ に対応する。図 8 の第 2 のオーバーレイ画像は、異なるコントラスト伝達関数を用いて処理した同じピクセル値を示し、2 つの領域の強度は、ここではそれぞれ 99% および 71% とラベル付けしてある。しかし、それらの相対比率は、 $71 / 99 = 0.72$ で本質的に変わらないままとなっている。

30

【0036】

使用者は、制御領域が 100% でラベル付けされるように伝達関数を改変することができ、次いで、他の全ての領域をこの制御領域と比較することができる。

【0037】

図 9 は、オーバーレイが透過性であることを示し、ここでは、積算強度ピクセルは、伝達関数ランプ（*transfer function ramp*）の底部がピクセル値横軸と交差する点よりも低い値を有する。さらに、この例では、画像領域の 12%（下部ウィンドウ右下の被写域数字（*coverage number*））が、最大積算強度の 52% よりも高い積算強度を有することを示している。この図は、いくつかの領域がそれらの 52% 等高線で囲まれている様子を示している。

40

【0038】

上述の実施形態は、近赤外スペクトル領域での励起後に ICG によって経皮的に発せられた蛍光信号を検出する。しかし、組織が光を透過するスペクトル領域で励起し、蛍光を発することができるその他の染料も使用することができるが、当業者には理解されよう。

【0039】

動脈血流、すなわち穿通枝血管（複数可）への血液供給の例に関して本発明を説明して

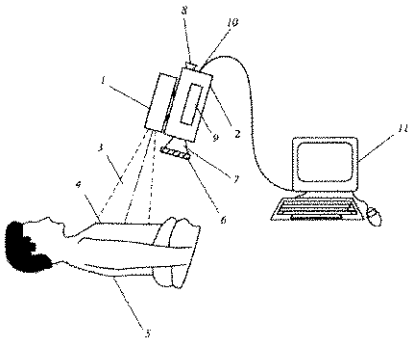
50

きたが、本方法はまた、ピーク強度からベースラインに下がる変化率を定量化し、表示することによって、静脈鬱血による移植片不全を検出することもできる。ここでは、灌流領域の静脈還流がハイライトされることになる。

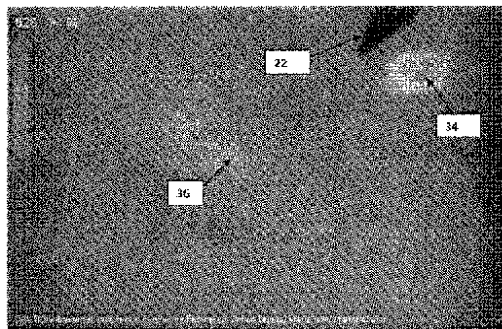
【 0 0 4 0 】

本発明には、様々な改変形態および代替形態が許容されるが、その特定の例を図面に示し、本明細書で詳細に説明してきた。しかし、本発明は開示の特定の形態または方法に限られるものではなく、本発明は、添付の特許請求の範囲の趣旨および範囲に含まれる全ての改変形態、均等物、代替形態をも包含するものであることを理解されたい。

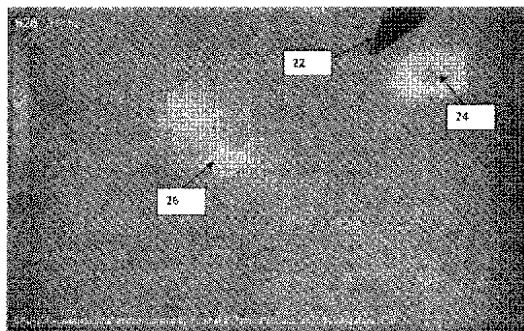
【 図 1 】



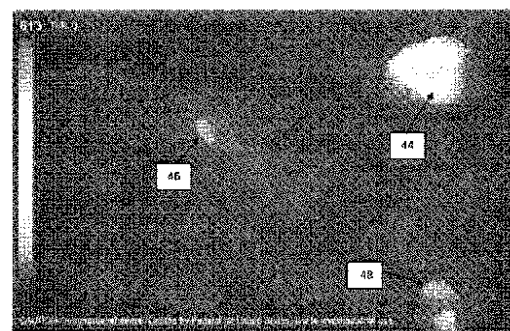
【 図 3 】



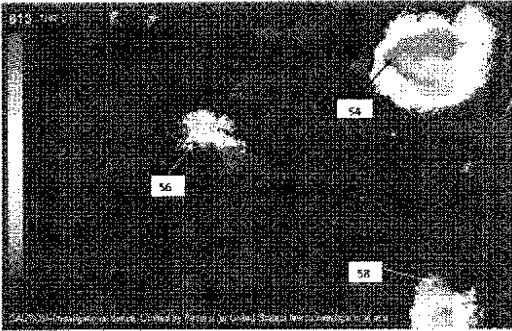
【 図 2 】



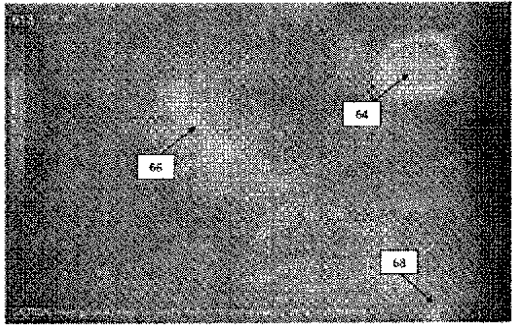
【 図 4 】



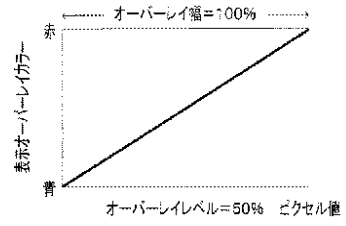
【 図 5 】



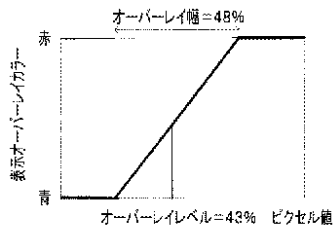
【 図 6 】



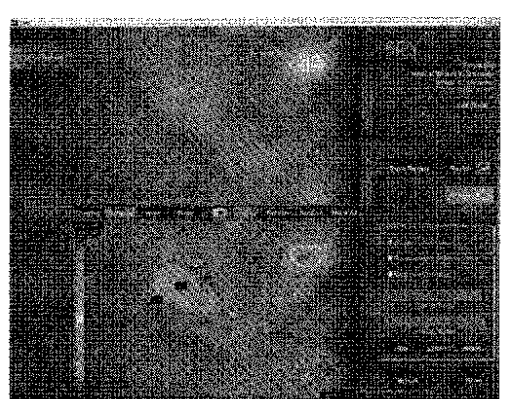
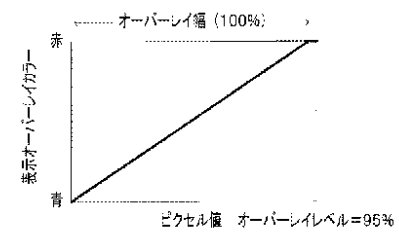
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



【手続補正書】**【提出日】** 令和1年6月26日(2019.6.26)**【手続補正1】****【補正対象書類名】** 特許請求の範囲**【補正対象項目名】** 全文**【補正方法】** 変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項1】**

穿通枝血管の灌流を評価する方法であって、

ICGポータスを血流に加えた後、組織からの蛍光応答を検出するステップと、

所定の時間にわたって前記蛍光応答の画像の一時的なシーケンスを取得するステップと

、

前記画像シーケンスを処理して、前記画像のピクセル値の時間積分強度または前記強度の時間微分を得るステップと、

前記時間積分強度または前記強度の時間微分を、カラー画像または白黒画像として表示するステップと

を含むことを特徴とする方法。

フロントページの続き

(74)代理人 100130409

弁理士 下山 治

(74)代理人 100188857

弁理士 木下 智文

(72)発明者 ドボルスキ, ペーター

カナダ エム4エル 3エックス5 オンタリオ トロント ジョセフ ダガン ロード 33

(72)発明者 ゴエッティ, デイヴィッド, エム., エイチ.

カナダ エル5エム 2ジェイ9 オンタリオ ミシサガ チャーンウッド クレス 5218

(72)発明者 ファーガソン, ティー. ブルース ジュニア

アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27615, ラーリー, マリナー ドライヴ 8833

(72)発明者 チェン, チェン

アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27834, グリーンヴィル, ウェスト ヴィクトリア
コート 116, アpartment エフ

Fターム(参考) 4C117 XA01 XB09 XD21 XE42 XG22 XG34

【外国語明細書】

2019193798000001.pdf

专利名称(译)	整形和重建手术的穿孔皮瓣的定位和分析		
公开(公告)号	JP2019193798A	公开(公告)日	2019-11-07
申请号	JP2019099701	申请日	2019-05-28
[标]发明人	ドボルスキペーター ゴエッティデイヴィッドエムエイチ ファーガソンティーブルースジュニア チェンチェン		
发明人	ドボルスキ, ペーター ゴエッティ, デイヴィッド, エム., エイチ. ファーガソン, ティー. ブルース ジュニア チェン, チェン		
IPC分类号	A61B90/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B5/0077 A61B5/0261 A61B5/0275 A61B5/489 A61B5/7239 A61B5/7242 A61B5/7425 A61B5/743 A61B2576/02 G16H30/40 A61B5/0265		
FI分类号	A61B90/00 A61B5/00.G		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB09 4C117/XD21 4C117/XE42 4C117/XG22 4C117/XG34		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治		
优先权	61/044779 2008-04-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种使用ICG荧光血管造影成像术在术前识别用于整形和/或重建手术的穿支血管的方法和设备。计算指标。基于这些指标，外科医生能够交互式地定位和选择适合整形和重建手术的穿孔器血管。选图：图1

