

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5528425号  
(P5528425)

(45) 発行日 平成26年6月25日(2014.6.25)

(24) 登録日 平成26年4月25日(2014.4.25)

(51) Int.Cl.

A 61 B 5/107 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/10 300 Z

請求項の数 24 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-502930 (P2011-502930)  
 (86) (22) 出願日 平成21年2月17日 (2009.2.17)  
 (65) 公表番号 特表2011-516151 (P2011-516151A)  
 (43) 公表日 平成23年5月26日 (2011.5.26)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2009/000975  
 (87) 國際公開番号 WO2009/123670  
 (87) 國際公開日 平成21年10月8日 (2009.10.8)  
 審査請求日 平成24年1月6日 (2012.1.6)  
 (31) 優先権主張番号 12/059,132  
 (32) 優先日 平成20年3月31日 (2008.3.31)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500390995  
 イマージョン コーポレーション  
 IMMERSION CORPORATION  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95  
 134 サンノゼ リオ ロブレス 30  
 (74) 代理人 100094112  
 弁理士 岡部 謙  
 (74) 代理人 100101498  
 弁理士 越智 隆夫  
 (74) 代理人 100107401  
 弁理士 高橋 誠一郎  
 (74) 代理人 100106183  
 弁理士 吉澤 弘司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】血管位置の特定

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

血管位置特定システムであって、  
 対象の皮膚の領域が第1の光によって照明されるときに前記領域の第1の画像を撮影すると共に、前記領域が第2の光によって照明されるときに前記領域の第2の画像を撮影するように構成される画像撮影デバイスと、

前記第1の画像と前記第2の画像との間の差を計算して差分画像を取得するように構成される画像処理モジュールとを備え、

前記画像処理モジュールはさらに、前記差分画像を強調して、前記対象の前記皮膚の表面下に位置する血管の強調画像を取得するように構成されると共に、前記血管の前記強調画像を前記第1の画像に重ね合わせて、最終画像を取得するように構成され、

前記画像撮影デバイスは、交互に連続して前記第1の画像及び前記第2の画像を複数回撮影する、血管位置特定システム。

## 【請求項 2】

前記対象の前記皮膚の前記領域を照明するために、前記第1の光を放射するように構成される第1の光源であって、前記第1の光は可視スペクトル内の少なくとも1つの波長を有する、第1の光源と、

前記対象の前記皮膚の前記領域を照明するために、前記第2の光を放射するように構成される第2の光源であって、前記第2の光は近赤外スペクトル内の少なくとも1つの波長を有する、第2の光源とをさらに備える、請求項1に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 3】**

前記第1の光源は広帯域白色光を放射するように構成される、請求項2に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 4】**

前記第1の光源は、約470nmの波長において前記第1の光を放射するように構成される1つ又は複数の発光ダイオード(LED)を含む、請求項2に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 5】**

前記第2の光源は、約880nmの波長において前記第2の光を放射するように構成される1つ又は複数のLEDを含む、請求項2に記載の血管位置特定システム。

10

**【請求項 6】**

開口端エンクロージャをさらに備え、前記第1の光源及び前記第2の光源は前記開口端エンクロージャの内面上にある、請求項2に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 7】**

前記第1の光源及び前記第2の光源が光を放射する時を制御するように構成される制御デバイスをさらに備え、前記制御デバイスはさらに、前記第1の光源が光を放射するときに前記第1の画像を撮影すると共に、前記第2の光源が光を放射するときに前記第2の画像を撮影するために、前記画像撮影デバイスを同期させるように構成される、請求項2に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 8】**

20

前記画像処理モジュールはさらに、前記第1の画像と前記第2の画像との間の差を計算する前に、前記第1の画像及び前記第2の画像を個々にフィルタリングするように構成される、請求項1に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 9】**

前記最終画像を表示するように構成される表示画面をさらに備える、請求項1に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 10】**

前記画像処理モジュールは、前記差分画像に色を加えることによって、前記差分画像を強調するように構成される、請求項1に記載の血管位置特定システム。

**【請求項 11】**

30

制御デバイスであって、

対象の皮膚の領域が第1の光で照明されるときに前記領域の第1の画像を一時的に格納するように構成される第1のバッファと、

前記対象の前記皮膚の前記領域が第2の光で照明されるときに前記領域の第2の画像を一時的に格納するように構成される第2のバッファと、

前記第1の画像と前記第2の画像との間の差を計算して、差分画像を取得するように構成される画像減算モジュールと、

前記差分画像を強調して、強調画像を取得するように構成される画像強調モジュールと、

前記強調画像を前記第1の画像に重ね合わせて最終画像を取得するように構成される混合モジュールとを備え、

40

画像撮影デバイスが、交互に連続して前記第1の画像及び前記第2の画像を複数回撮影する、制御デバイス。

**【請求項 12】**

前記第1の光を放射する第1の光源を制御すると共に、前記第2の光を放射する第2の光源を制御するように構成される光源制御モジュールをさらに備える、請求項11に記載の制御デバイス。

**【請求項 13】**

前記光源制御モジュールは、前記第1の光源及び前記第2の光源に交互の時間において光を放射させる、請求項12に記載の制御デバイス。

50

**【請求項 14】**

前記画像撮影デバイスからの画像を前記第1のバッファ又は前記第2のバッファのいずれかに格納するように構成される画像分配モジュールをさらに備える、請求項11に記載の制御デバイス。

**【請求項 15】**

前記第1のバッファから前記第1の画像を受信すると共に、前記画像減算モジュールによってさらに処理するために前記第1の画像を準備するように構成される第1のフィルタリングモジュールと、

前記第2のバッファから前記第2の画像を受信すると共に、前記画像減算モジュールによってさらに処理するために前記第2の画像を準備するように構成される第2のフィルタリングモジュールとをさらに備える、請求項11に記載の制御デバイス。10

**【請求項 16】**

前記混合モジュールはさらに、前記最終画像を表示画面に提供するように構成される、請求項11に記載の制御デバイス。

**【請求項 17】**

前記第1の光は可視光スペクトル内の少なくとも1つの波長を含み、前記第2の光は近赤外光スペクトル内の少なくとも1つの波長を含む、請求項11に記載の制御デバイス。

**【請求項 18】**

前記第1の光は約470nmの波長を含み、前記第2の光は約880nmの波長を含む、請求項17に記載の制御デバイス。20

**【請求項 19】**

可視光スペクトル内の第1の光によって照明される対象の皮膚の表面の一部の第1の画像を撮影し、

前記第1の画像をフィルタリングし、

近赤外光スペクトル内の第2の光によって照明される前記対象の皮膚の前記表面の前記部分の第2の画像を撮影し、

前記第2の画像をフィルタリングし、

差分画像を取得するために、フィルタリングされた前記第1の画像とフィルタリングされた前記第2の画像との間の差を計算し、

強調画像を取得するために、前記差分画像を強調し30

最終画像を取得するために、前記強調画像を、フィルタリングされた前記第1の画像又はフィルタリングされた前記第2の画像のいずれかへ加算し、

前記第1の画像の撮影と前記第2の画像の撮影とを、交互に連続して複数回実行する、方法。

**【請求項 20】**

前記可視光スペクトルは、約380nm～約750nmの範囲に及ぶ、請求項19に記載の方法。

**【請求項 21】**

前記第1の光は約470nmの波長を含む、請求項20に記載の方法。

**【請求項 22】**

前記第2の光は約880nmの波長を含む、請求項19に記載の方法。40

**【請求項 23】**

前記第1の画像及び前記第2の画像のフィルタリングは、前記画像の少なくとも1つの第1の特徴を最適化すること、又は前記画像の少なくとも1つの第2の特徴を最小化することを含む、請求項19に記載の方法。

**【請求項 24】**

前記差分画像の強調は、前記差分画像をカラーにすること、前記差分画像のコントラストを調整すること、及び／又は前記差分画像を減光することを含む、請求項19に記載の方法。

**【発明の詳細な説明】**

50

**【技術分野】****【0001】**

本開示は包括的には血管の位置を特定することに関する。より詳細には、本開示は、皮下の血管の位置を特定するために、皮膚の一部の表面を或る特定のタイプの光で照明することに関する。

**【背景技術】****【0002】**

医療分野では、血液のサンプルを採取すること、静脈に挿入されたIVを通して薬剤を投与すること、カテーテルを挿入すること等のために、多くの場合に患者の血管にアクセスされる(accessed)。血管にアクセスするために、医療専門家は通常、普通光の下で単に患者の皮膚の表面を視診することによって、血管の位置を特定する。残念なことに、このようにして血管の中に針又は他の器具を適切に挿入するには、何度も試みることが必要とされる場合があり、それにより、患者に無用な不快感を引き起こすことがあり、場合によつては痛みを引き起こすこともある。

**【0003】**

医療専門家が患者の皮下の血管の位置を特定するのを助けるために、いくつかの解決策が提案されてきた。静脈探索器と呼ばれる1つのデバイスは、画像処理技術を用いて静脈の位置を特定する。その際、デバイスは、静脈を表す画像を対象の皮膚の外側表面に投影する。しかしながら、このデバイスは非常に高額であり、かなりかさばる。別の解決策は、皮膚の表面に赤外光を放射することを含む。このデバイスの光は組織によって反射されるが、血管によって吸収される。このようにして皮膚を照明することによって、血管をさらに容易に検出することができる。これらの、そして他のデバイス及び解決策は、医療専門家がより正確に血管の位置を特定するのを助けてきたが、特にコスト及び可搬性に関して従来技術の短所を克服するために、この件についてさらに開発を行なうことができる。

**【発明の概要】****【課題を解決するための手段】****【0004】**

本開示は、対象の皮下に埋め込まれている血管の位置を特定するためのシステム及び方法を記述する。本明細書において記述される数多くの実施の形態の中でも、血管位置特定システムの一実施の形態は、画像撮影デバイス及び処理回路を含む。対象の皮膚の或る領域が第1の光によって照明されるときに、画像撮影デバイスは、その領域の第1の画像を撮影するように構成される。また、画像撮影デバイスは、皮膚のその領域が第2の光によって照明されるときに、その領域の第2の画像を撮影するように構成される。処理回路は、第1の画像と第2の画像との間の差を計算して、差分画像を取得するように構成される。処理回路はさらに、差分画像を強調して、対象の皮膚の表面下に位置する血管の強調画像を取得するように構成される。

**【0005】**

本明細書において明示的には開示されない、本開示の他の特徴、利点及び実施態様は、以下の詳細な説明及び添付の図面を検討すれば、当業者には明らかになるであろう。本開示のそのように暗示される実施態様も本明細書に含まれることが意図されている。

**【0006】**

下記図面内の構成要素は必ずしも縮尺通りに描かれていらない。代わりに、本開示の一般原理を明確に示すことが重視されている。一貫性を確保し、かつ明確にするために、図面全体を通して、対応する構成要素を指示する参照記号が必要に応じて繰り返される。

**【図面の簡単な説明】****【0007】**

【図1】一実施形態による血管位置特定デバイスを示す図である。

【図2】一実施形態による血管位置特定回路を示すブロック図である。

【図3】一実施形態による、図2に示される制御デバイスを示すブロック図である。

【図4】一実施形態による、血管の位置を特定する方法を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図5】一実施形態による、可視スペクトル内の光で照明される対象の皮膚の一部の画像である。

【図6】一実施形態による、近IRスペクトル内の光で照明される対象の皮膚の一部の画像である。

【図7】一実施形態による、図5の画像と図6の画像との間の差を計算することによって処理される差分画像である。

【図8】一実施形態による、図7の差分画像を強調することによって処理された画像である。

【図9】一実施形態による、図8の強調画像を図5の画像と加算することによって処理された画像である。

10

#### 【発明を実施するための形態】

##### 【0008】

人間及び動物の血液中では、ヘモグロビンが、肺から身体の他の部分まで酸素を運搬する。その後、酸素は、必要に応じて、血液から体内組織に放出され、酸素が枯渇した血液は肺に戻り、肺において血液は酸素を補給される。呼吸中に、酸素はヘムタンパク質と結合して、ヘモグロビンの酸素添加(oxygen-loaded)形であるオキシヘモグロビンを形成する。酸素が放出されるとき、デオキシヘモグロビンが生成される。

##### 【0009】

オキシヘモグロビンは、元来、光の波長に依存する特有の光吸収及び光反射特性を有する。デオキシヘモグロビンも、光の波長に関する自らの特有の光吸収及び光反射特性を有する。しかしながら、約880nmの波長において光が放射されるときに、オキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの両方の光吸収及び反射特性は実質的に同じであることに留意されたい。この波長において、光は吸収を受けないが、血管の近くにある組織のような、他の体内組織からの透過又は反射のいずれかを受ける。いくつかの組織層を透過する光は、さらに深い組織によって反射される。880nmにおける体内組織の反射特性は、可視スペクトル内の普通の光の下での体内組織の反射特性と実質的に同じである。

20

##### 【0010】

約880nmの赤外光で皮膚を照明することによって、一般には組織は光を反射することになり、一方、オキシヘモグロビン又はデオキシヘモグロビンのいずれかを含む血管は光を吸収するので、血管の位置がより暗く見えるようになる。880nmは赤外光範囲にあるので、人の目では見ることができない。しかしながら、電荷結合素子(CCD)又は相補型金属酸化膜半導体(CMOS)撮像デバイスのような多くの画像センサは赤外光に反応する。したがって、赤外光で皮膚を照明する手順を用いて、血管を周囲の組織に対して視覚的に目立つようにすることができる。

30

##### 【0011】

本開示において検討されるように、赤外光が皮膚に放射され、皮膚の画像が撮影される。赤外光の下で撮影されたこの画像は、血管と周囲の組織とをわずかに区別する。コントラスト強調、輝度平準化及びエッジ鮮明化のような画像処理技術を用いて、後続の処理のためにこの画像を最適化することができる。血管と組織との間の違いをさらに強調するために、可視光スペクトル内の光を用いて、第2の画像が撮影される。この可視光は、たとえば、青色-緑色領域内にある場合があり、約470nmの波長を有することができる。可視スペクトル内の光、特に青みを帯びた光は、組織及び血管によって反射される傾向があり、この光の下で撮影される画像内の血管の可視性は大きく低減される。平滑化又はぼかし等によって、可視光の下でさらにはっきりと見える場合がある皮膚表面の特徴を除去することにより、この第2の画像も後続の処理のために最適化することができる。

40

##### 【0012】

用語「可視光」、「可視スペクトル」等が本開示全体を通して用いられるが、これらの光のタイプ又は周波数範囲は、実際には、赤外光スペクトルとは異なる任意の適切な波長又は範囲を含む場合があり、人が見ることができる光を必要とするとは限らないことに留意されたい。しかしながら、簡単にするために、かつ一貫性を確保するために、用語「可

50

視光」、「可視スペクトル」等が本明細書において用いられる。

#### 【0013】

2つの画像を用いて、本開示の画像処理デバイスは、一方の画像から他方の画像を減算して、差分画像を求め、その差分画像は、血管の位置を際立たせて、皮膚及び組織の画像を実質的に除去する傾向がある。その後、この差分画像を強調して、画像をさらに区別しやすくする。たとえば、1つの強調技術は、差分画像をカラーにすることを含む場合がある。差分画像を強調した後に、強調された画像が、普通光又は可視光の下で撮影された元の画像に加算される。それゆえ、結果の画像は、血管の位置をさらに顕著に表したものである。血管の位置がわかると、医療専門家は、血液の採取、I Vの挿入、カテーテルの挿入等のために、血管にさらに良好にアクセスすることができる。

10

#### 【0014】

図1は、血管位置特定デバイス10の一実施形態を示す図である。この実施形態において、血管位置特定デバイス10は、その中にある電気回路(図1には示されない)を支持するハウジング12を含む。ハウジング12の一部は、ユーザが手で血管位置特定デバイス10を把持できるようにするハンドル14を含む。この意味で、血管位置特定デバイス10は容易に持ち運ぶことができ、かつ操作するのが容易である。

#### 【0015】

血管位置特定デバイス10は開口端エンクロージャ16も含み、この実施態様では、開口端エンクロージャ16は、円筒管を形成する円形断面を含む。他の実施形態では、エンクロージャ16は、任意の適切な形状又は断面を有する場合があり、ハンドル14に対して他の位置及び向きに配置される場合がある。図1には示されないが、エンクロージャ16は光源を含み、光源はエンクロージャ16の内面に沿って支持されることができる。エンクロージャ16内にある少なくとも第1の組の光源は、人の目で一般に見ることができると想定されるスペクトル内の光のような、赤外光よりも短い波長を有する光を放射することができる。第2の組の光源は、近赤外(近IR)スペクトル内の光を放射することができ、それは700nm~1.4μmの波長範囲を含む。エンクロージャ16は、明るいスポットを除去して皮膚上に実質的に均一な照明パターンを生成するために、光源からの光を拡散するように構成される1つ又は複数の拡散機構を含む場合がある。

20

#### 【0016】

エンクロージャ16内には、たとえば、カメラ、1つ又は複数のCCD又はCMOSデバイス、或いは画像を検出するのに適している他のデバイスのような、画像撮影デバイスも備えられる。エンクロージャ16は、画像撮影デバイスから皮膚までの最小距離を保持して、画像撮影デバイスの焦点距離を調整するための役割を果たすことができる。また、エンクロージャ16は、外部光源からの周囲光を低減するための役割も果たす。図1の実施形態に加えて、ハウジング12及びエンクロージャ16は、望み通りの任意の設計又は構成を含む場合がある。たとえば、血管位置特定デバイス10は、ポケットスキャナ、ペン型検出デバイス等として構成されてもよい。

30

#### 【0017】

また、血管位置特定デバイス10は、入力デバイス18及び表示画面20も備える。この実施形態では、入力デバイス18はトグルスイッチとして示されるが、他の実施形態では、入力デバイス18は、他の適切なタイプのデータ入力又は選択デバイスを含む場合もある。使用時に、入力デバイス18は、ユーザが、光源から放射される光の波長に関する情報を入力できるようにするための役割を果たすことができる。図1に示される4つのスイッチは、たとえば、白色光を選択するためのスイッチ、青色光を選択するためのスイッチ、赤色光を選択するためのスイッチ、及び赤外光を選択するための別のスイッチを含む場合がある。また、入力デバイス18は、必要に応じて、他の情報及び/又は選択を可能にしてもよい。表示画面20は、後にさらに詳細に説明されるように、血管の位置を表す最終画像を表示するように構成される。表示画面20上に示される画像はリアルタイムに、又は適度に短い時間だけ遅れて提示される。画像は、毎秒約30フレームで、又は任意の他の適切な速度で処理及び表示することができる。

40

50

## 【0018】

動作時に、血管位置特定デバイス10は、埋め込まれた血管が位置する対象の皮膚の部分の近くに置かれる。詳細には、対象は、臨床又は医療の現場における人間の患者とすることができる。他の実施形態では、対象は、獣医の看護下にある動物又はペットとすることができる。獣医の現場で適切に動作させるために、血管位置特定デバイス10に、必要に応じて変更を加えることもできる。血管位置特定デバイス10は、エンクロージャ16の開口端が、観測されることになる対象の皮膚の部分に向けられるように保持される。血管位置特定デバイス10が皮膚から短い距離をおいて配置されている間に、ユーザが皮膚にアクセスすることができるよう、小型のスタンドが血管位置特定デバイス10とともに用いられる場合、又は血管位置特定デバイス10に備え付けられる場合がある。10 入力デバイス18に関連付けられるような、ユーザの設定及び入力に応じて、血管位置特定デバイス10は、可視スペクトル内の第1の光を放射し、第1の光で照明されるときの皮膚の第1の画像を撮影する。また、血管位置特定デバイス10は、近IRスペクトル内の第2の光を放射し、第2の光で照明されるときの皮膚の第2の画像を撮影する。種々の光の照明の順序は逆にできることに留意されたい。

## 【0019】

血管位置特定デバイス10内の処理回路が、それらの画像を個々に処理し、その後、可視光に関連付けられる第1の画像と近IR光に関連付けられる第2の画像との間の差を計算することによって差分画像を求める。その後、たとえば、画像をカラーにすること、画像のコントラストを高めること、画像を減光すること、及び/又は他の適切な強調手順によって、この差分画像が強調される。その後、処理回路は、強調された画像を、可視光に関連付けられる第1の画像に重ね合わせて、最終画像を求める。その後、この最終画像は、表示画面20上に表示される。血管位置特定デバイス10の動作は、ステップの任意の順序を含むことができ、上記の順番とは異なってもよいことは理解されたい。たとえば、2つの異なる光の放射は逆の順序で行なうことができる。また、個々の処理、差の計算、減算、強調及び重ね合わせを伴う画像処理動作の順序は、個々の設計に応じて変更することができる。20

## 【0020】

図2は、血管位置特定回路24の一実施形態を示すブロック図である。血管位置特定回路24は、たとえば、図1の血管位置特定デバイス10、或いは対象又は患者の皮膚26の一部の下に埋め込まれる血管の位置を特定する他のデバイスに、関連付ける又は組み込むことができる。この実施形態では、血管位置特定回路24は、可視光源28と、近IR光源30と、画像撮影デバイス32と、制御デバイス34と、入力デバイス36と、出力デバイス38と、電源40とを備える。30

## 【0021】

可視光源28は、対象の皮膚26の一部を照明するための光を与えるようになっている。可視光源28から放射される光は、人の目で見ることができる光波を含む波長スペクトル内に含まれる。たとえば、可視光スペクトルは、380 nm ~ 750 nmの範囲の波長を含む場合がある。いくつかの実施形態において、可視光源28は、狭い波長範囲内の光を放射することができる1つ又は複数の発光ダイオード(LED)を含む。いくつかのLEDは、たとえば、青みを帯びた色の光を放射するための470 nm、赤みを帯びた色の光を放射するための660 nm等のような単一の波長を有するものとして分類することができる。他の実施形態では、可視光源28は、広い周波数スペクトルを構成する白色光を与えることができる1つ又は複数の白熱電球を含む。可視光源28は、可視スペクトル内の光を放射するのに適した任意の数及び1つ又は複数の任意のタイプのデバイスを含む場合がある。40

## 【0022】

近IR光源30は、可視光源26によって照明される対象の皮膚26の実質的に同じ部分を照明するための光を与えるように構成される。近IR光源30から放射される光は、近IR範囲内の光波を含む波長スペクトル内に含まれ、これは700 nm ~ 1.4 μmの50

赤外光を含む。詳細には、近IR光源30は、近IR範囲内の狭い波長帯を有する光を放射することができる1つ又は複数のLEDを用いて構成される場合がある。いくつかの実施形態において、近IR光源30は、880nm赤外光を放射するように構成されるLEDとすることができます。他の実施形態では、近IR光源30は、近IR範囲内の広い周波数スペクトルを放射する1つ又は複数のデバイスを含む場合がある。

#### 【0023】

画像撮影デバイス32は、2つの光源によって照明される皮膚26の少なくとも1つのエリアを撮影できるような向きに配置される。画像撮影デバイス32は、デジタルカメラ、デジタルビデオカメラ、CCDのアレイ、CMOSデバイス、又は皮膚26の画像を撮影するのに適している他のデバイスを含む場合がある。さらに、画像撮影デバイス32は、必要に応じて、1つ又は複数のレンズ、フィルタ等を含む場合がある。10

#### 【0024】

制御デバイス34は、可視光源28が光を放射する時、及び近IR光源30が光を放射する時を管理する。いくつかの実施形態において、制御デバイス34は、可視光源28及び近IR光源30を交互にオンにすることができる。このようにして、皮膚26は、第1の時間には可視光で、第2の時間には近IR光で、第3の時間には可視光で、以下、同様に照明される。制御デバイス34はさらに、光放射時刻と画像撮影時刻とを同期させるために、第1の時間中、第2の時間中、第3の時間中等に皮膚26の同じ部分の画像を撮影させるように画像撮影デバイス32に指示するように構成される。光源が交互に動作する速度は、処理及び表示される毎秒のフレーム数に関連し、それは、制御デバイス34の処理速度に、及び/又は光源がオフ状態から安定した又は予測可能な照明状態に達するのに要する時間に基づく場合がある。20

#### 【0025】

画像撮影デバイス32からの画像は制御デバイス34に送信され、その後、制御デバイスは、血管の位置を特定するために画像を処理する。詳細には、制御デバイス34は、2つの異なる画像を個々にフィルタリングして、さらに処理するための画像を準備する。制御デバイス34は、2つの画像間の差を示す差分画像を求め、その後、その差分画像を強調する。強調された画像は、その後、出力デバイス38上に表示するために、画像のうちの1つに重ね合わせられる。

#### 【0026】

制御デバイス34は、汎用又は特殊用途プロセッサ或いはマイクロコントローラとすることができる。制御デバイス34はメモリに関連付けられる場合があり、メモリは、情報、データ及び/又は命令を格納するための内部固定記憶媒体及び/又は取外し可能記憶媒体を含むことができる。メモリは、制御デバイス34が本開示において検討されるような血管位置特定プログラム及び手順を実行できるようにする1つ又は複数のソフトウェアプログラムも格納することができる。30

#### 【0027】

血管の位置を特定するための1つ又は複数のソフトウェアプログラムには、種々の論理命令又はコマンドが含まれる場合がある。制御デバイス34によって実行される血管位置特定プログラムは、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの組み合わせにおいて実行することができる。ソフトウェア又はファームウェアにおいて実行されるときは、プログラムをメモリに格納し、制御デバイス34によって実行することができる。血管位置特定プログラム又はソフトウェア、及び本明細書において記述される実行可能な論理命令を含む任意の他のプログラム又はソフトウェアコードは、任意の適切な処理デバイスによって実行するための任意の適切なコンピュータ可読媒体において具現することができる。コンピュータ可読媒体は、適度な長さの時間にわたってプログラム又はソフトウェアコードを格納することができる任意の物理媒体を含むことができる。血管位置特定プログラムは、ハードウェアにおいて実行されるとき、たとえば、個別論理回路、特定用途向け集積回路(ASIC)、プログラマブルゲートアレイ(PGA)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)等、又はそれらの任意の組み合わせを用いて実行4050

することができる。

**【0028】**

入力デバイス36は、キー、キーパッド、カーソル制御デバイス、スイッチ、ボタン、タッチスクリーン検知機構等の任意の組み合わせを含む場合があり、及び／又はユーザがデータ、命令、情報等を入力できるような任意の他の適切な機構を含む場合がある。出力デバイス38は、表示画面20のような表示画面、インジケータライト、音声機構等の任意の組み合わせを含む場合があり、及び／又はユーザに情報を伝達するための任意の他の適切な機構を含む場合がある。入力デバイス36及び／又は出力デバイス38は、画像撮影デバイス32と同じ物理デバイス上に存在する場合があるか、又は代替的には、所望により別々に存在する場合がある。電源40は、任意の適切なタイプの1つ又は複数の電池、電池関連回路、充電式電池、レギュレータ、ACアダプタ等を含む場合があり、及び／又は血管位置特定回路24の構成要素に電力を供給するのに適した任意の他のデバイスを含む場合がある。10

**【0029】**

図3は、図2に示される制御デバイス34の一実施形態を示すブロック図である。この実施形態では、制御デバイス34は、光源制御モジュール44、画像分配モジュール46、可視光画像バッファ48、近IR光画像バッファ50、及び画像処理モジュール52を含む。画像処理モジュール52は、可視画像フィルタリングモジュール54、近IR画像フィルタリングモジュール56、画像減算モジュール58、画像強調モジュール60、及び混合モジュール62を含む。制御デバイス34の構成要素は、ソフトウェア及び／又はハードウェアにおいて具現される場合がある。20

**【0030】**

光源制御モジュール44は、光源使用及び時刻についての情報、並びにタイミング又はクロッキング特性を調整するための他の入力に関するユーザ入力を受信するように構成される場合がある。所定の、又は調整済みのタイミング制御パターンに基づいて、光源制御モジュール44は、第1の時間に光を放射するための命令として、可視光源28に信号を送信する。また、光源制御モジュール44は、第2の時間に光を放射するための命令として、近IR光源30に別の信号を送信する。いくつかの実施形態において、第1及び第2の時間は同じにすることができるが、代替的な実施形態では、それらの時間は、所望により異なる場合がある。光源制御モジュール44からのこれらの出力信号又は他の出力信号は、可視光源28又は近IR光源30によって照明されるときに対象の皮膚の一部の画像を撮影するための命令として、画像撮影デバイス32にも送信される。光源制御モジュール44は、光源及び画像撮影デバイス32に信号を送信し、照明特性を画像撮影デバイス32の画像撮影機能に合うように調整するか又は同期させる。こうして、2つの異なる光放射によって照明されるときに、対象の皮膚の画像を適切に求めることができる。30

**【0031】**

画像分配モジュール46は、画像撮影デバイス32によって撮影される画像を受信するように構成される。対象の皮膚が可視光で照明される時間中に画像が撮影されるとき、画像分配モジュール46は、その画像を可視光画像バッファ48に格納する。一方、対象の皮膚が近IR光で照明される時間中に画像が撮影されるとき、画像分配モジュール46は、その画像を近IR光画像バッファ50に格納する。バッファ48及び50は、一度に1つの画像を格納するように構成される場合がある。それゆえ、それぞれのバッファに格納されることになる新たな画像は、古い画像と入れ替わるか、又は古い画像を上書きする。他の実施形態では、バッファ48及び50は、2つ以上の画像を格納するように構成される場合がある。各バッファ48及び50内の少なくとも1つの画像を用いて、画像処理デバイス52は、本明細書における画像処理の説明に従って処理するために、2つのバッファから最新の画像を検索することができる。40

**【0032】**

画像処理モジュール52は、可視光画像バッファ48から画像を受信する可視画像フィルタリングモジュール54を含む。可視画像フィルタリングモジュール54は、任意の適50

切なフィルタリング又は処理技術を用いて可視画像をフィルタリングし、さらに処理するための可視画像を準備する。可視画像を処理して、他の光の下では目立たない場合がある対象の皮膚の特徴を、より明確に示すことができる。フィルタリングは、毛、染み、皮膚の色の変化等の皮膚の或る特徴、すなわち、血管の位置を特定するのを助けるように処理する上で必ずしも必要とされない画像が目に付かないようにする平滑化効果を含む場合がある。

#### 【0033】

近IRフィルタリングモジュール56は、近IR光画像バッファ50から画像を受信し、その画像を任意の適切なフィルタリング又は処理技術を用いてフィルタリングし、さらに処理するための近IR画像を準備する。この関連でのフィルタリングは、コントラストを強調すること、輝度レベルを変更すること、画像のエッジを鮮明化すること等を含む場合がある。近IR画像を処理して、他の光の下では明らかにならない場合がある特徴をより明確に示し、かつ／又は血管の位置を特定するのを助けるように処理する上で必ずしも必要とされない或る特定の特徴が目に付かないようにすることができる。10

#### 【0034】

画像減算モジュール58は、可視画像フィルタリングモジュール54から第1の画像に関連する画像データを受信し、同時に、近IR画像フィルタリングモジュール56から第2の画像に関連する画像データを受信する。その後、画像減算モジュール58は、ほぼ同時に撮影された2つの画像間の差を計算する。各画像は2つの異なる光源のうちの一方による照明を表す。2つの画像間の差は、たとえば、近IR光画像のピクセル値から可視光画像のピクセル値を減算することによって計算することができる。他の実施形態では、画像減算モジュール58は、可視光画像から近IR光画像を減算することもできる。2つの画像間の差によって計算される結果として生成される画像は、本明細書において差分画像と呼ばれる。20

#### 【0035】

画像強調モジュール60は、画像減算モジュール58から差分画像を受信し、差分画像を強調する。この関連での強調は、2つの元の画像間の差をさらに明確に区別するのに適している任意の処理アルゴリズム又は手順を含む場合がある。たとえば、画像強調モジュール60は、差分画像に、さらに明るい色又はさらに目立つ色のような色を追加するカラー化手順を含む場合がある。強調の他の例は、画像のコントラスト又は輝度を調整することを含む場合がある。差分画像を強調するために、これらの手順及び他の手順が実行される場合がある。強調された画像は、その後、混合モジュール62に送られる。混合モジュール62は、強調された画像を、可視光画像バッファ48からの可視光画像と合成する。混合モジュール62は、一方の画像を他方の画像に重ね合わせること、混合アルゴリズムを用いること、又は任意の他の適切な画像合成手順を用いることによって、画像を合成する。混合モジュール62は、その出力において、たとえば、表示画面20のような出力デバイスに最終画像を与えることができる。30

#### 【0036】

図4は血管の位置を特定するための方法の一実施形態を示すフローチャートである。この実施形態において示されるブロック70において示されるように、対象又は患者の皮膚の第1の画像を撮影する。画像は、可視光スペクトル内の少なくとも1つの波長を有する光で皮膚が照明されるときに撮影される。ブロック72において、対象の皮膚の第2の画像を撮影する。この場合に撮影される画像は、近IRスペクトル内の光放射で皮膚が照明されるという条件に関連付けられる。ブロック70及び72の画像撮影手順は、必要に応じて画像を格納する手順にさらに関連付けられる場合がある。いくつかの実施形態において、近IR光で照明された現在の画像が既に格納されているときに、撮影されることになる次の画像が可視光で照明される画像とすることができるように、ブロック70及び72は入れ替えられる場合がある。40

#### 【0037】

ブロック70及び72に関して先に記述されたように、皮膚の2つの画像を撮影及び／50

又は格納した後に、フローチャートはブロック 74 に進む。ブロック 74 において示されるように、第 1 の画像及び第 2 の画像をそれぞれ、個々にフィルタリングする。フィルタリングは、画像の或る特徴を強調又は低減するのに適している 1 つ又は複数の任意の手順を含む場合がある。個々にフィルタリングした後に、ブロック 76 において示されるように、可視光照明に関連付けられる第 1 の画像と、近 IR 光照明に関連付けられる第 2 の画像との間の差を計算する。この減算過程は、差分画像を求めるために実行される。ブロック 78 において、任意の適切な強調技術を用いて、差分画像を強調する。ブロック 80 において、強調画像を可視光照明に関連付けられる第 1 の画像と加算又は混合し、血管の位置の強調された図を示す最終画像を得る。

【 0038 】

10

本明細書において記述されるステップ、過程又は演算は、ソフトウェア又はファームウェアにおいて実行することができる任意のモジュール又はコードシーケンスを表す場合があることは理解されたい。この点について、これらのモジュール及びコードシーケンスは、物理的な構成要素内で特定の論理ステップ、過程又は演算を実行するためのコマンド又は命令を含むことができる。当業者であれば理解するように、本明細書において記述されるステップ、過程及び / 又は演算は、実質的に同時に、又は明示されるのとは異なる順序において実行される場合があることをさらに理解されたい。

【 0039 】

図 5 ~ 図 8 は、対象の皮膚の一部の撮影された画像の例を示す。詳細には、図 5 は、可視光スペクトル内の光放射で照明されるときの対象の皮膚の画像を示す。図 6 は、近 IR 光スペクトル内の光放射で照明されるときの対象の皮膚の画像を示す。これら 2 つの撮影された画像から、画像処理技術を用いて画像を強調し、ユーザが見るためにその画像を表示することができる。図 7 は、図 5 の画像と図 6 の画像との間の差から計算される差分画像を示す。いくつかの実施形態において、可視光画像のような一方の画像が、近 IR 光画像のような他方の画像から減算される。図 7 の差分画像を強調して、周囲の組織から血管をさらに明確に区別する。強調された画像が図 8 に示される。図 9 は、強調された差分画像が可視光画像に加算されて戻されるときの最終画像を示す。この最終画像は、皮下に埋め込まれている血管の位置を明確に示すために表示画面上に表示することができる。本明細書において記述されるシステム及びデバイスを利用することによって、医療専門家が患者の血管の位置をさらに明確に見ることができ、それにより、針で探る (needle probing) 作業が失敗する回数を少なくすることができる。

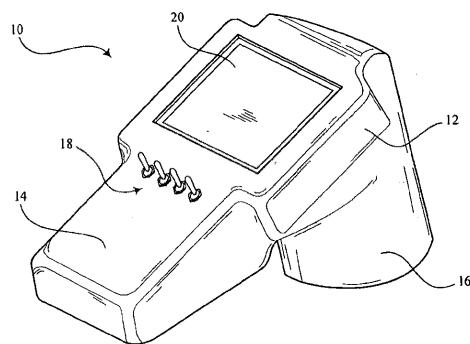
20

【 0040 】

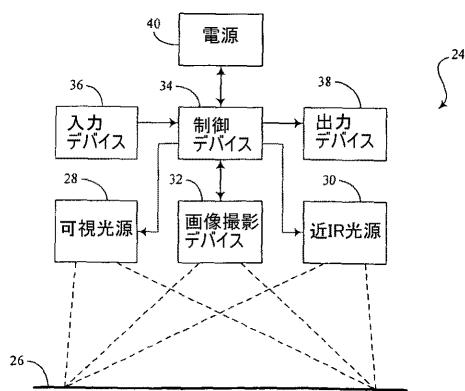
30

本明細書において記述される実施形態は単に例示的な実施態様を表しており、本開示を任意の具体例に必ずしも限定することは意図していない。代わりに、これらの実施形態に対して種々の変更を加えることができることは当業者であれば理解されよう。任意のそのような変更は、本開示の精神及び範囲内に含まれ、添付の特許請求の範囲によって保護されることが意図される。

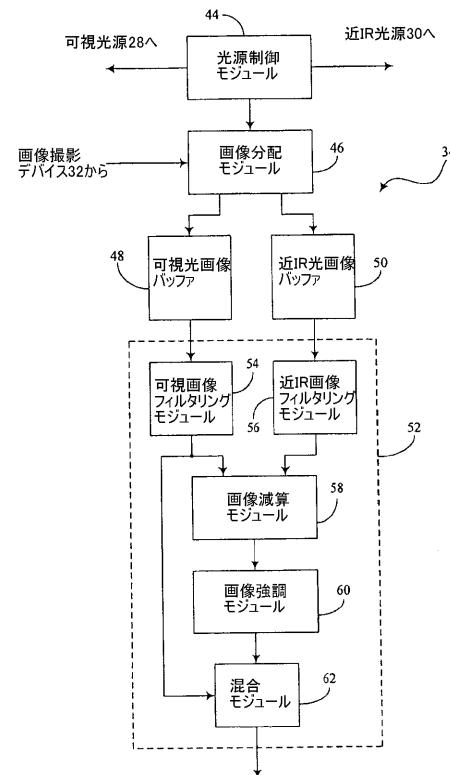
【図1】



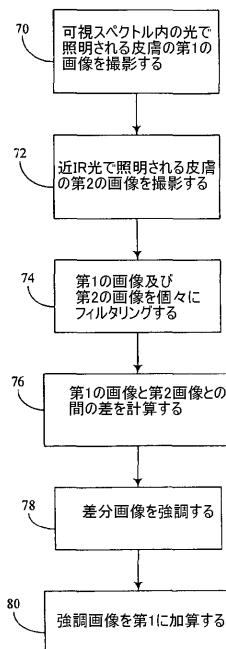
【図2】



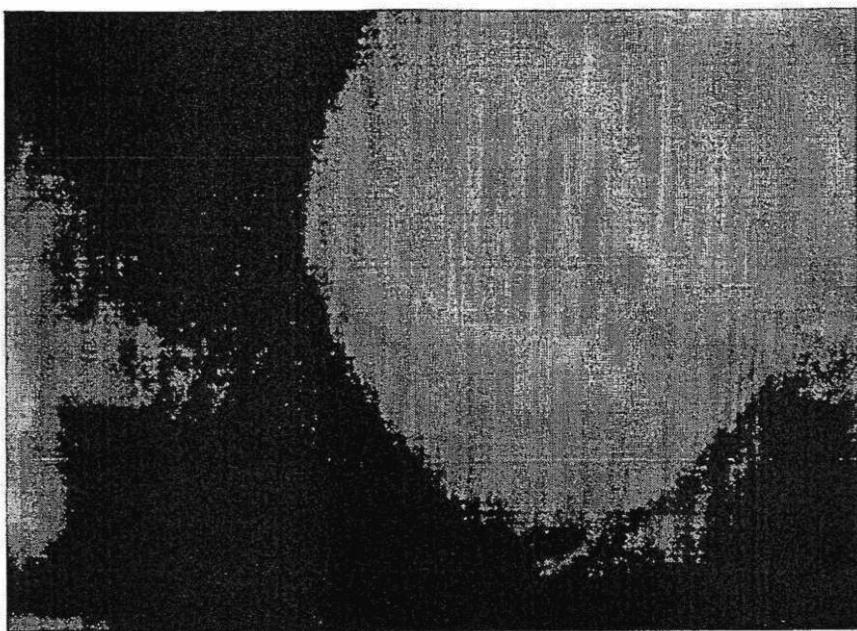
【図3】



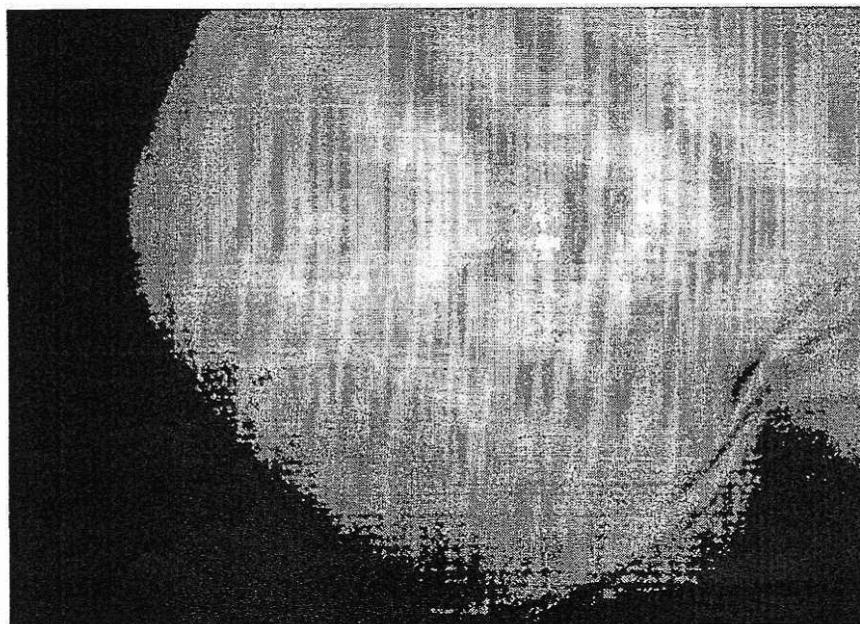
【図4】



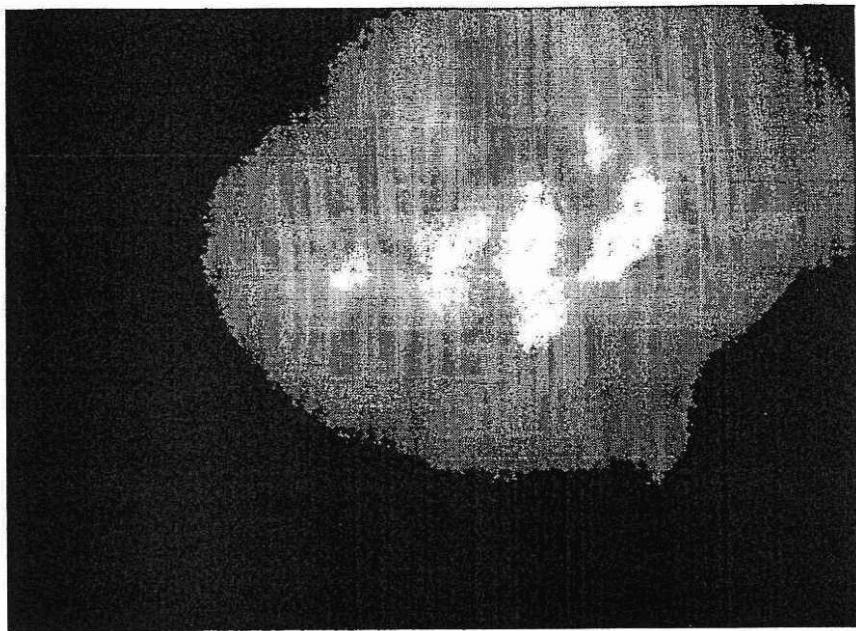
【図5】



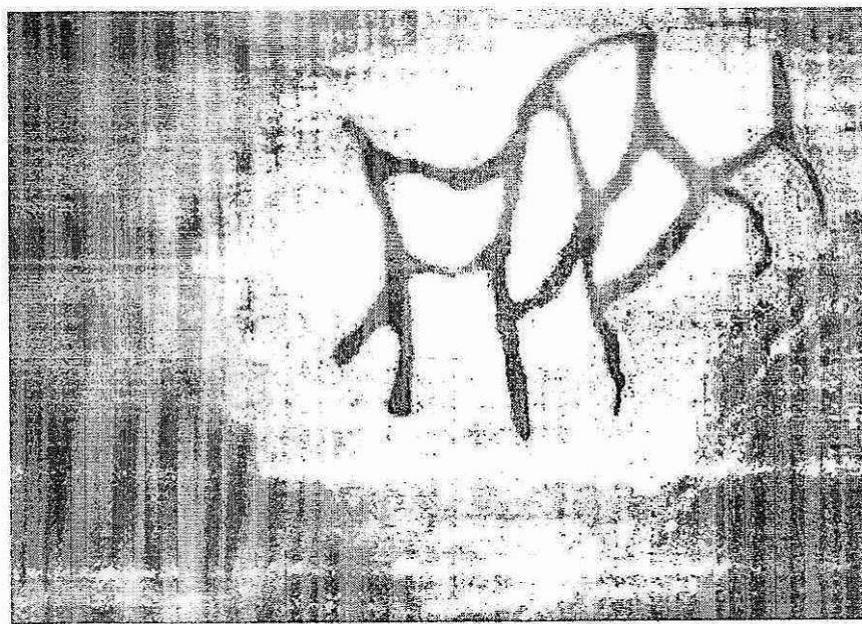
【図6】



【図7】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100120064

弁理士 松井 孝夫

(72)発明者 コーエン , ロバート エフ .

アメリカ合衆国 20895 メリーランド , ケンシングトン , ソール ロード 4417

(72)発明者 ターニイ , デヴィッド

アメリカ合衆国 20874 メリーランド , ジャーマンタウン , ブリッジ ドライブ 1293

5

(72)発明者 マクダーモット , スコット

アメリカ合衆国 20009 ワシントン ディーシー , ユークリッド ストリート 1718

審査官 多田 達也

(56)参考文献 特開平10-127609 (JP, A)

特開2006-098340 (JP, A)

国際公開第2008/010604 (WO, A1)

特開2007-054483 (JP, A)

特開2006-102360 (JP, A)

特開2005-312887 (JP, A)

特表平8-508419 (JP, A)

米国特許出願公開第2006/79750 (US, A1)

国際公開第2007/115570 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 61 B 5 / 00 - 5 / 22