

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013年12月5日(05.12.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/180126 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/103 (2006.01) A61M 5/00 (2006.01)
A61B 10/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/064763
- (22) 国際出願日: 2013年5月28日(28.05.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-121700 2012年5月29日(29.05.2012) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人高知大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION KOCHI UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒7808520 高知県高知市曙町二丁目5番1号 Kochi (JP).
- (72) 発明者: 佐藤 隆幸(SATO, Takayuki); 〒7808520 高知県高知市曙町二丁目5番1号 国立大学法人高知大学内 Kochi (JP). 池 龍美(IKE, Tatsumi); 〒7811103 高知県土佐市高岡町丙266-3 有限会社恵比寿電機内 Kochi (JP).
- (74) 代理人: 八田国際特許業務法人(HATTA & ASSOCIATES); 〒1020084 東京都千代田区二番町11番地9 ダイアパレス二番町 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

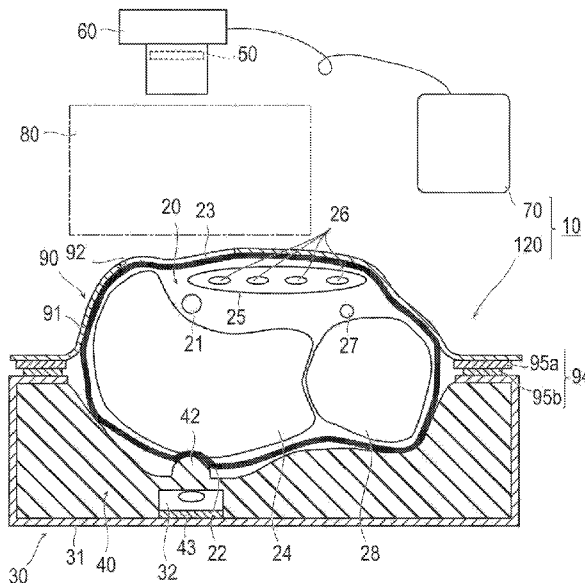
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: ARTERY VISUALIZATION DEVICE AND ARTERY IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 動脈可視化装置、および動脈撮像装置

[図1]



(57) Abstract: Provided are: an artery visualization device (10) that can suitably visualize an artery on which a puncture is to be performed; and an artery imaging device (60) used in said artery visualization device. The artery visualization device (10) has the following: an illumination unit (30) that shines near-infrared light, emitted by a light source (32), toward the rear skin surface (22) of a visualization site (20) through which the artery (21) to be punctured runs; a light-guiding part (40) that encapsulates the light source, is pressed against the rear skin surface, and is formed from a material that transmits the near-infrared light emitted from the light source but reduces reflection of the near-infrared light from the rear skin surface; an optical filter (50) that blocks visible light but transmits near-infrared light that has passed through the front skin surface (23) of the visualization site; a camera (60) that images the visualization site by receiving near-infrared light that has passed through the optical filter; and a monitor (70) that displays the image taken by the camera.

(57) 要約: 穿刺する動脈を好適に可視化し得る動脈可視化装置(10)、およびその動脈可視化装置に用いられる動脈撮像装置(60)を提供するものであって、該動脈可視化装置(10)は、穿刺する動脈(21)が走行している可視化部位(20)における背側の皮膚面(22)に向けて光源(32)から出射された近赤外光を照射する

照射部(30)と、光源を封止するとともに背側の皮膚面に押し付けられ光源から出射された近赤外光を透過させるとともに背側の皮膚面の表面における近赤外光の反射を抑える材料から形成された導光部(40)と、可視光を遮断するとともに可視化部位における表側の皮膚面(23)を透過した近赤外光を透過させる光学フィルター(50)と、光学フィルターを透過した近赤外光を受光し可視化部位を撮影するカメラ(60)と、カメラによって撮影した画像を表示するモニター(70)と、を有している。

WO 2013/180126 A1

明 細 書

発明の名称：動脈可視化装置、および動脈撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、動脈可視化装置、および動脈撮像装置に関する。

背景技術

[0002] カテーテルを用いた検査あるいは治療、例えば、心臓カテーテル検査においては、動脈を穿刺し、ガイドワイヤーの挿入、カテーテルの挿入が行われる。穿刺する部位は、橈骨動脈、上腕動脈、あるいは大腿動脈などである。これら動脈のうち橈骨動脈が、検査後の止血安静が確保しやすく、かつ、患者の行動拘束を必要としないことから、穿刺部位として適している。

[0003] その一方、橈骨動脈の穿刺には、高い技術が求められる。橈骨動脈の穿刺は、一般的に、触診によって橈骨動脈の走行を推定して行われる。穿刺が困難な場合に、超音波診断装置を用いながら穿刺を行うこともあるが、プローブを走査しながらの手技は煩雑であり、また超音波診断装置は比較的高コストである。このような臨床的背景から、簡単かつ比較的低コストで、種々の動脈を可視化する技術、特に、橈骨動脈を可視化する技術が待望されている。

[0004] ところで、近赤外光は、皮膚・脂肪・筋肉などの人体組織の透過性が高いことが知られている。血液中のヘモグロビンは近赤外線を吸収するという性質を利用した血管の可視化装置が提案されている（特許文献1を参照）。特許文献1は、生体認証を行うために、指の血管を可視化する技術を開示している。

[0005] 近赤外光および近赤外カメラを用いた血管の可視化装置であって、製品化された装置として、クリスティー メディカル ホールディングス インコーポレイテッド製の血管可視化装置「Vein Viewer」（登録商標）や、株式会社テクノメディカ製の非接触型静脈可視化装置「Stat Vein」（登録商標）などが知られている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2005-191748号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、特許文献1に記載された血管の可視化装置は、生体認証が主たる目的であると考えられ、動脈穿刺を目的としたものではない。可視化する血管の解剖学的特徴についての記載がなく、対象となる生体として指が唯一挙げられているが（特許文献1の図2および図11）、指の動脈は細く、カテーテルを用いた検査あるいは治療のために穿刺されることはない。また、指の動脈は、橈骨動脈や上腕動脈に比べて、皮下の浅い部位（皮下2-3ミリメートル）を走行している。骨に囲まれていないため、透過光を照射し易い。また、光源から射出される近赤外光は、空気中を伝播して生体に照射されるが、皮膚表面で反射される光についての考慮がなされていない。

[0008] 上述の製品化された血管の可視化装置（「Vein Viewer」（登録商標）、「Stat Vein」（登録商標）など）も、皮下2-3ミリメートル以内に存在する静脈を可視化できるに過ぎない。

[0009] このように、皮下5-10ミリメートルに位置する穿刺する動脈、例えば、周辺を骨に囲まれた橈骨動脈などを可視化する装置は提案されていないのが実情である。

[0010] そこで、本発明は、穿刺する動脈を好適に可視化し得る動脈可視化装置、およびその動脈可視化装置に用いられる動脈撮像装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 上記目的を達成する本発明の動脈可視化装置は、近赤外光を出射する光源を備え、穿刺する動脈が走行している可視化部位における背側の皮膚面に向けて前記光源から出射された近赤外光を照射する照射部と、

前記光源を封止するとともに前記背側の皮膚面に押し付けられ、前記光源から出射された近赤外光を透過させるとともに前記背側の皮膚面の表面における近赤外光の反射を抑える材料から形成された導光部と、

可視光を遮断するとともに前記可視化部位における表側の皮膚面を透過した近赤外光を透過させる光学フィルターと、

前記光学フィルターを透過した近赤外光を受光し前記可視化部位を撮影する撮像部と、

前記撮像部によって撮影した画像を表示する表示部と、を有する。

[0012] また、上記目的を達成する本発明の動脈撮像装置は、本発明の動脈可視化装置に用いられる動脈撮像装置であって、前記照射部と、前記導光部と、前記光学フィルターと、前記撮像部と、を有する。

発明の効果

[0013] 本発明の動脈可視化装置によれば、穿刺する動脈が走行している可視化部位における背側の皮膚面から近赤外光を入射させ、可視化部位における表側の皮膚面の側から撮影する撮像部に、動脈による近赤外吸収像を結像させている。背側の皮膚面に近赤外光を入射させているので、表側の皮膚面の表面においては近赤外光の反射が生じない。光源を封止するとともに背側の皮膚面に押し付けた導光部が、近赤外光を透過させるとともに背側の皮膚面の表面における近赤外光の反射を抑える材料から形成されているので、可視化部位における背側の皮膚面に近赤外光を効率よく入射させることができる。導光部を背側の皮膚面に押し付けることによって、皮膚の毛細血管網を虚脱させ、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを抑止できる。これらの結果、穿刺する動脈を好適に可視化することが可能となる。

[0014] 本発明の動脈撮像装置によれば、既存の表示部に接続することによって、穿刺する動脈を好適に可視化し得る動脈可視化装置を構成でき、コスト的に有利なものとなる。

図面の簡単な説明

- [0015] [図1]第1の実施形態に係る動脈可視化装置を示す断面図である。
- [図2]近赤外光の生体内への射入様式を模式的に示す断面図である。
- [図3]図3(A)は、図1に示される遮光部材を展開して示す正面図、図3(B)は、図3(A)の3B-3B線に沿う断面図である。
- [図4]第2の実施形態に係る動脈可視化装置を示す断面図である。
- [図5]第2の実施形態に係る動脈可視化装置を用いて橈骨動脈を可視化した実験により得られた透過画像を示す図である。
- [図6]対比例に係る動脈可視化装置を示す断面図である。
- [図7]対比例に係る動脈可視化装置を用いて橈骨動脈を可視化した実験により得られた画像を示す図である。

発明を実施するための形態

- [0016] 動脈が走行している可視化部位への照射光として、生体透過性が高くヘモグロビンに吸収される波長の近赤外光を使用することが望ましい。動脈内を流れる酸化ヘモグロビンの吸光係数は、波長依存性がある。生体透過性が高い近赤外波長領域では、850nm-930nmが極大である(<http://www.frontech.fujitsu.com/services/products/palmsecure/what/interview/>を参照)。
- [0017] 皮膚の最表層に位置する表皮は、可視光および近赤外光を反射する。生体透過性の高い近赤外光であっても、照射した光の80%が表皮によって反射され、皮下3ミリメートルに到達する光はおよそ10%である(相津佳永、皮膚組織多層構造モデリングと光伝搬シミュレーション、日本機械学会誌2011.7 Vol.114 No.1112 541頁を参照)。
- [0018] カテーテル検査や観血的動脈圧測定を目的して行う穿刺術は、一般的に、橈骨動脈や上腕動脈を対象として行われている。このため、動脈の穿刺のための可視化装置においては、適用する動脈の解剖学的特徴を考慮しなければならない。
- [0019] 橈骨動脈や上腕動脈は、周囲が骨組織に囲まれ、穿刺皮膚面の皮下5-1

0ミリメートルを走行している。このような解剖学的特徴を有する動脈を可視化するためには、動脈が走行している部位に効率よく近赤外光を入射させ、穿刺する皮膚面から近赤外光を射出させなければならない。

[0020] 皮下5－10ミリメートルを走行する動脈を近赤外吸収像として描出するためには、穿刺部の皮膚表面に近赤外光を照射してはいけない。反射された近赤外光が動脈による吸収像を無効にするためである。

[0021] 本件出願の発明者らは、上記のような知見に基づいて鋭意研究した結果、橈骨動脈および上腕動脈を穿刺することを目的として可視化する技術を完成させるに至った。

[0022] 以下、添付した図面を参照しながら、本発明の実施形態を説明する。なお、図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。図面の寸法比率は、説明の都合上誇張されており、実際の比率とは異なる。

[0023] (第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る動脈可視化装置10を示す断面図、図2は、近赤外光の生体内への射入様式を模式的に示す断面図である。また、図3(A)は、図1に示される遮光部材90を展開して示す正面図、図3(B)は、図3(A)の3B－3B線に沿う断面図である。

[0024] 図1を参照して、第1の実施形態に係る動脈可視化装置10は、概説すると、近赤外光を出射する光源32を備え穿刺する動脈21が走行している可視化部位20における背側の皮膚面22に向けて光源32から出射された近赤外光を照射する照射部30と、光源32を封止するとともに背側の皮膚面22に押し付けられ光源32から出射された近赤外光を透過させるとともに背側の皮膚面22の表面における近赤外光の反射を抑える材料から形成された導光部40と、可視光を遮断するとともに可視化部位20における表側の皮膚面23を透過した近赤外光を透過させる光学フィルター50と、光学フィルター50を透過した近赤外光を受光し可視化部位20を撮影するカメラ60(撮像部に相当する)と、カメラ60によって撮影した画像を表示する

モニター 70（表示部に相当する）と、を有している。この動脈可視化装置 10 においては、表側の皮膚面 23 と撮像部 60 とを離間して配置し、表側の皮膚面 23 と撮像部 60 との間に穿刺を行う作業空間 80 を設けてある。以下、第 1 の実施形態に係る動脈可視化装置 10 について詳述する。

[0025] 図示する可視化部位 20 は、例えば、穿刺する動脈 21 としての橈骨動脈が走行している手首部分である。手の位置は、体側に伸ばし、手掌を上に向けた状態とされている。橈骨動脈 21 は、皮下 5 - 10 ミリメートルに位置し、周辺が、橈骨 24、手根管 25、屈筋腱 26 などによって囲まれている。図中の符号 27 は尺骨動脈を示し、符号 28 は尺骨を示している。

[0026] 照射部 30 は、中空の略箱形状に形成されたシャーシ 31 と、シャーシ 31 内に配置され近赤外光を発する光源 32 と、を有している。シャーシ 31 は、近赤外光を透過しないアルミなどの金属材料などから形成されている。シャーシ 31 の上面側から、可視化部位 20 を置く。光源 32 から発した近赤外光は、可視化部位 20 における背側の皮膚面 22 に向けて照射される。光源 32 は、例えば、近赤外光を発する LED などを使用することができる。照射する近赤外光は、波長 840 - 950 nm の範囲がよい。波長 840 nm 未満では可視化部位 20 を透過し難くなり、波長 950 nm を超える長波長の近赤外光は、生体内に含まれる水による吸収のため透過し難くなるからである。

[0027] 照射する近赤外光は、波長 850 - 930 nm の範囲がより望ましい。動脈内を流れる酸化ヘモグロビンの吸光係数が波長 850 - 930 nm の範囲で極大となるので、動脈 21 により信号強度が低下した透過光が得られる。その結果、動脈 21 を透過した透過光と周囲組織を透過した透過光との間にコントラストの差が発生し、動脈を視認し易くなるからである。

[0028] 図 2 に示すように、近赤外光の生体内への射入様式は、擬似平行光による透過方式が好ましい。撮像面には、生体組織を透過した透過光像と、動脈 21 によって吸収された吸収像とが結像する。したがって、撮像面に対して垂直に入射する透過光が望ましい。

[0029] 生体透過性の高い近赤外光であっても、皮膚の最表層に位置する表皮によって反射され易い。近赤外光を用いて可視化部位 20 を鮮明に撮影するためには、背側の皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射を抑える必要がある。そこで、光源 32 と可視化部位 20 との間に、光源 32 を封止するとともに背側の皮膚面 22 に押し付けられる導光部 40 を配置してある。導光部 40 は、光源 32 から出射された近赤外光を透過させるとともに背側の皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射を抑える材料から形成されている。導光部 40 によって、光源 32 から背側の皮膚面 22 まで近赤外光が導かれ、かつ、皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射が抑えられる。その結果、可視化部位 20 における背側の皮膚面 22 に近赤外光を効率よく入射させることができる。また、背側の皮膚面 22 に近赤外光を入射させているので、表側の皮膚面 23 の表面においては近赤外光の反射が生じない。

[0030] 導光部 40 の形成材料は、光源 32 から背側の皮膚面 22 まで近赤外光を透過させる観点から当然なことではあるが、近赤外光透過率が高い材料であることが望ましい。しかも、皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射を抑える観点から、導光部 40 の形成材料は、屈折率が生体に近い屈折率であることが望ましい。導光部 40 の屈折率は、生体に多量に含まれる水の屈折率である 1.33 から、生体に多量に含まれるコラーゲンの屈折率である 1.44 までの範囲であることが好ましい。導光部 40 の形成材料の一例として、近赤外光透過率が高く、かつ、屈折率が生体に近いシリコンゴムであり、その屈折率が 1.33 - 1.44 であるものを挙げることができる。このような形成材料からなる導光部 40 によれば、可視化部位 20 における背側の皮膚面 22 に近赤外光を効率よく入射させることができる。

[0031] 導光部 40 のうち背側の皮膚面 22 に押し付けられる面に、近赤外光透過率の高いクリームや軟膏を塗布することが好ましい。背側の皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射を一層抑えることができるからである。

[0032] 導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付けることによって、背側の皮膚面 22 を圧迫して皮膚の毛細血管網を虚脱させる。これによって、近赤外光が

入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを抑止できる。その結果、毛細血管網よりも深部に位置する動脈 21 に近赤外光を効率よく照射することができ、より鮮明に動脈 21 を可視化することが可能となる。

[0033] 導光部 40 には、背側の皮膚面 22 に向けて突出して背側の皮膚面 22 を圧迫する圧迫部 42 を形成することが好ましい。圧迫部 42 によって背側の皮膚面 22 を局所的に圧迫することによって、皮膚の毛細血管網を虚脱させ易くなるからである。これによって、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを一層抑止でき、より一層鮮明に動脈 21 を可視化することが可能となる。圧迫部 42 の形状は、背側の皮膚面 22 を圧迫して皮膚の毛細血管網を虚脱させ易い形状であれば特に限定されず、図示するように例えば半球形状とすることができる。また、圧迫部 42 は、1 個の凸部を有する形状のほか、複数個の凸部を備える形状としてもよい。

[0034] 導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力は、20 - 40 mmHg が好ましい。20 - 40 mmHg の範囲で導光部 40 を押し付けることによって、背側の皮膚面 22 を圧迫して皮膚の毛細血管網を虚脱させ、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを抑止できるからである。

[0035] 光源 32 の背面側とシャーシ 31 との間には、圧力センサー 43 を配置している。圧力センサー 43 によって、導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける接触圧を検出する。圧力センサー 43 における圧力検知の方式は特に限定されない。例えば、外部からの圧力によってダイヤフラムがたわみ、ダイヤフラム上に形成したピエゾ抵抗素子がひずむことで生じる電気抵抗の変化を、電圧信号として読み取ることによって圧力を検知する方式の圧力センサーを適用することができる。この方式の圧力センサーは、ダイヤフラムのたわみ量を直接ピエゾ抵抗素子の電気抵抗変化として捉えるため、素子構造がシンプルであり、小型化したものが多数存在している。圧力センサーにおいて検出された接触圧は、数値あるいはインジケータバーなどによってモニター 70 に表示される。この表示を確認しながら可視化部位 20 を導光部 4

0に押し付ける力を調整することによって、背側の皮膚面22と導光部40との接触圧を20-40mmHgの範囲に調節することができる。

[0036] 光学フィルター50は、カメラ60内の撮像素子とレンズとの間に挿入したり、カメラ60の前に配置したりすることができる。皮下5-10ミリメートルに位置する動脈21を可視化するには、波長840nmより短波長の成分を遮断するのがよい。

[0037] カメラ60は、可視化部位20および光学フィルター50を透過した近赤外光を撮影する近赤外線用のCCDカメラや、CMOSカメラなどが適用される。CCDカメラは、Charge Coupled Device素子からなるカメラであり、CMOSカメラは、Complementary Metal Oxide Semiconductorを利用したカメラである。近赤外線CCDカメラなどで取り込んだデータは、ノイズ処理、エッジ処理、コントラスト強調などの画像処理および画像解析が施され、モニター70に表示する画像用データに変換される。

[0038] モニター70は、カメラ60によって撮影した画像を表示し得る限りにおいて特に限定されない。卓上型のディスプレイでもよいし、ヘッドマウント型のディスプレイでもよい。表示する画像は、モノクロームまたはカラーのいずれでもよい。術者等の医療従事者は、モニター70に表示される動脈21の画像を見て、動脈21が走行する位置や向きを正確に把握することができる。

[0039] 本実施形態の動脈可視化装置10は、動脈21の穿刺を行い易くすることを目的としているため、穿刺を行い得るように、穿刺部分の皮膚が開放されていることが必要である。そのため、表側の皮膚面23とカメラ60とを離間して配置してある。この結果、表側の皮膚面23とカメラ60との間に、穿刺を行う作業空間80が形成される。表側の皮膚面23とカメラ60との間の距離は、十分な作業空間80を確保する観点から適宜の距離に設定することができる。一例を挙げると、表側の皮膚面23とカメラ60とを20センチ以上離間させて配置することが望ましい。

[0040] 動脈可視化装置 10 は、表側の皮膚面 23 に被せられる遮光部材 90 をさらに有している。図 3 (A) (B) に示すように、遮光部材 90 は、近赤外光を遮断する材料から形成された遮光部 91 と、可視化部位 20 を撮影する開口された観察窓 92 とが設けられている。遮光部材 90 は、観察窓 92 を橈骨動脈 21 の直上に位置させた状態で、表側の皮膚面 23 に被せられる。遮光部材 90 を被せることによって、表側の皮膚面 23 のうち穿刺部の部位のみから近赤外光を透過させることができ、穿刺する動脈 21 の可視化が確実なものとなる。近赤外光を遮断する材料として、例えば、遮光ゴムを例示することができるが、これに限定されるものではない。

[0041] 遮光部材 90 は、観察窓 92 の周囲に設けられるとともに遮光部 91 から突出する突出部 93 を備えている。突出部 93 を表側の皮膚面 23 に当接させることによって、表側の皮膚面 23 のうち観察窓 92 に臨む部位以外を透過した近赤外光が観察窓 92 に混入することを遮断している。表側の皮膚面 23 のうち穿刺部の部位のみから近赤外光を透過させることができ、穿刺する動脈 21 の可視化が一層確実なものとなる。

[0042] 遮光部材 90 の両端には、可視化部位 20 を導光部 40 に押し付け状態に固定する固定具 94 として、例えば、一般にマジックテープ（登録商標）などと呼ばれる面ファスナー 95 a、95 b が設けられている。遮光部材 90 の面ファスナー 95 a は、シャーシ 31 側に取り付けた面ファスナー 95 b に剥離自在に接着される。固定具 94 によって遮光部材 90 を固定することによって、可視化部位 20 が導光部 40 に押し付けられた状態に固定され、動脈可視化時に遮光部材 90 の位置がずれたり、外れたりすることを防止できる。これによって、穿刺する動脈 21 の可視化をより一層確実に行うことができる。

[0043] 以上説明したように、第 1 の実施形態の動脈可視化装置 10 は、

(1) 光源 32 から出射された近赤外光を透過させるとともに背側の皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射を抑える材料から導光部 40 を形成し、この導光部 40 によって光源 32 を封止するとともに導光部 40 を背側の

皮膚面 22 に押し付け、近赤外光を入射する側である背側の皮膚面 22 の表面において近赤外光の反射を生じさせない。

[0044] (2) 近赤外光を背側の皮膚面 22 から動脈走行部位に入射させ、表側の皮膚面 23 の側から撮影するカメラ 60 に、動脈 21 による近赤外吸収像を結像させる。背側の皮膚面 22 に近赤外光を入射させているので、表側の皮膚面 23 の表面において近赤外光の反射を生じさせない。

[0045] (3) 導光部 40 によって背側の皮膚面 22 を圧迫して皮膚の毛細血管網を虚脱させ、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを抑止する。

[0046] という特徴点を備えており、穿刺する動脈 21 を好適に可視化することが可能となる。

[0047] 表側の皮膚面 23 と撮像部 60 とを離間して配置し、表側の皮膚面 23 と撮像部 60 との間に穿刺を行う作業空間 80 を設けてあるので、穿刺手技を妨げることなく、穿刺する動脈 21 を可視化できる。

[0048] 導光部 40 は、背側の皮膚面 22 に向けて突出して背側の皮膚面 22 を圧迫する圧迫部 42 が形成されているので、圧迫部 42 によって背側の皮膚面 22 を局所的に圧迫することによって、皮膚の毛細血管網を虚脱させ易くなる。これによって、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを一層抑止でき、より一層鮮明に動脈 21 を可視化することが可能となる。

[0049] 遮光部 91 と観察窓 92 とが設けられ、表側の皮膚面 23 に被せられる遮光部材 90 をさらに有するので、表側の皮膚面 23 のうち穿刺部の部位のみから近赤外光を透過させることができ、穿刺する動脈 21 の可視化が確実なものとなる。

[0050] 遮光部材 90 の突出部 93 を表側の皮膚面 23 に当接させることによって、表側の皮膚面 23 のうち穿刺部の部位のみから近赤外光を透過させることができ、穿刺する動脈 21 の可視化が一層確実なものとなる。

[0051] 照射する近赤外光は、波長 840-950 nm の範囲としたので、皮下 5

ー 10 ミリメートルに位置する動脈 21 を好適に可視化できる。

[0052] 導光部 40 を形成する材料は、近赤外光透過率が高く、かつ、屈折率が生体に近いシリコンゴムであり、その屈折率が 1.33 - 1.44 であるので、背側の皮膚面 22 の表面における近赤外光の反射を一層抑えることができる。

[0053] 導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力を 20 - 40 mmHg の範囲とすることによって、背側の皮膚面 22 を圧迫して皮膚の毛細血管網を虚脱させ、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを抑止できる。

[0054] 可視化する動脈が橈骨動脈 21 または上腕動脈の場合には、カテーテル検査や観血的動脈圧測定を目的して行う穿刺術において、橈骨動脈 21 や上腕動脈を可視化して穿刺を確実にかつ容易に行うことができる。

[0055] (第 2 の実施形態)

図 4 は、第 2 の実施形態に係る動脈可視化装置 11 を示す断面図である。第 1 の実施形態と共通する部材には同一の符号を付し、その説明は一部省略する。

[0056] 第 2 の実施形態に係る動脈可視化装置 11 は、第 1 の実施形態と同様に、可視化部位 20 における背側の皮膚面 22 に向けて光源 32 から出射された近赤外光を照射する照射部 30 と、光源 32 を封止するとともに背側の皮膚面 22 に押し付けられた導光部 40 と、光学フィルター 50 と、カメラ 60 と、モニター 70 と、作業空間 80 と、遮光部材 90 とを有している。但し、第 2 の実施形態は、導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力を調整自在な圧力調整部 100 をさらに有している点において、第 1 の実施形態と相違している。遮光部材 90 が、可視化部位 20 に巻き付けて取り付け可能なベルト形状を有している点においても、第 1 の実施形態と相違している。

[0057] 第 2 の実施形態の遮光部材 90 は、近赤外光を遮断する材料から形成され可視化部位 20 に巻き付け可能な遮光部 91 と、可視化部位 20 を撮影する

開口された観察窓 92 とが設けられている。遮光部材 90 は、観察窓 92 を橈骨動脈 21 の直上に位置させた状態で、表側の皮膚面 23 に被せられ、さらに可視化部位 20 に巻き付けられる。遮光部材 90 を被せることによって、表側の皮膚面 23 のうち穿刺部の部位のみから近赤外光を透過させることができ、穿刺する動脈 21 の可視化が確実なものとなる。近赤外光を遮断する材料として、例えば、遮光ゴムを例示することができるが、これに限定されるものではない。

[0058] 遮光部材 90 の両端には、可視化部位 20 を導光部 40 に押し付け状態に固定する固定具 94 として、例えば、面ファスナー 96 a、96 b が設けられている。面ファスナーは、遮光部 91 の裏面側端部に設けられた第 1 の面ファスナー 96 a と、表面側端部に設けられ第 1 の面ファスナー 96 a に剥離自在に接着される第 2 の面ファスナー 96 b とを有している。固定具 94 によって遮光部材 90 を可視化部位 20 に巻き付けて固定することによって、可視化部位 20 が導光部 40 に押し付けられた状態に固定され、動脈可視化時に遮光部材 90 の位置がずれたり、外れたりすることを防止できる。

[0059] 圧力調整部 100 は、流体を注入することによって拡張するバルーン 101 と、バルーン 101 内に流体を注入する注入部 102 とを有している。バルーン 101 は、血圧測定用のカフと同様に、膨脹自在なゴム材料から形成されている。注入部 102 は、バルーン 101 に接続する中空チューブ 103 と、中空チューブ 103 を介して流体として空気をバルーン 101 に供給する送気球 104 とを有している。送気球 104 には、バルーン 101 内の空気圧を調節する図示しない弁を作動させる操作部 105 が設けられている。バルーン 101 の外面に、光源 32 が背側の皮膚面 22 に向かい合うように取り付けられている。図中符号 106 は、バルーン 101 に取り付けられ、バルーン 101 を保持する保持プレート 106 を示している。遮光部 91 を介して保持プレート 106 をテーブルなどの上に押し当てることによって、動脈可視化時において可視化部位 20 の姿勢を安定させることができる。

[0060] 導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力を調整するときには、モ

ニター 70 に表示される圧力センサー 43 において検出された接触圧を確認しながら、圧力調整部 100 によってバルーン 101 内の空気圧を調節する。圧力調整部 100 を用いることによって、導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力を所望の範囲、例えば上述した 20-40 mmHg の範囲に簡単かつ確実に調整することができる。20-40 mmHg の範囲で導光部 40 を押し付けることによって、背側の皮膚面 22 を圧迫して皮膚の毛細血管網を虚脱させ、近赤外光が入射する皮膚部分において近赤外光が吸収されることを抑止できる。

[0061] 以上説明したように、第 2 の実施形態の動脈可視化装置 11 は、上述した第 1 の実施形態の動脈可視化装置 10 と同様の作用効果を奏する。さらに、第 2 の実施形態の動脈可視化装置 11 は、導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力を調整自在な圧力調整部 100 を有しているので、導光部 40 を背側の皮膚面 22 に押し付ける圧力を所望の範囲に簡単かつ確実に調整することができる。

[0062] 上述した第 1 と第 2 の実施形態では、照射部 30 と、導光部 40 と、光学フィルター 50 と、撮像部 60 とを有する動脈撮像装置 120、121 に表示部 70 を接続した動脈可視化装置 10、11 を図示したが、動脈撮像装置 120、121 を既存の表示部に接続してもよい。この場合、動脈撮像装置 120、121 を準備するだけで、穿刺する動脈 21 を好適に可視化し得る動脈可視化装置を構成でき、コスト的に有利なものとなる。

[0063] (実験例)

図 4 に示した動脈可視化装置 11 を用いて橈骨動脈 21 を可視化した実験結果について説明する。

[0064] 照射部 30 の光源 32 として、発光中心波長が 850 nm の LED (Vishay 製、VSMY7850X1) を 1 個使用した。この LED に 1.75 Volts、720 mA の電流を流した。導光部 40 の材料として、液状シリコーンゴム (信越化学工業株式会社製 信越シリコーン液型 RTV ゴム「KE-441」) を使用した。使用した液状シリコーンゴムの屈折率は

1. 4である。カメラ60内の撮像素子とレンズとの間に、波長840nmより短波長の成分を遮断する光学フィルター50を挿入した。圧力調整部100によってバルーン内の空気圧を調節し、導光部40の圧迫部42を背側の皮膚面22に押し付ける圧力を40mmHgに調整した。可視化の対象は、50歳男性の左橈骨動脈21である。

[0065] そして、前腕遠位背側から近赤外光を透過させ、橈骨動脈21の走行が期待される橈骨遠位掌側面を近赤外高感度カメラによって観察した。動脈21と静脈の判別は、血管拍動の有無によって行った。

[0066] 超音波診断装置によって橈骨動脈21の位置を確認したところ、皮下7ミリメートルを走行していた。

[0067] 図5に得られた透過画像を示す。

[0068] 動画映像の視認性を確認した。毎秒30フレームの動画映像では、動脈拍動があきらかであるため、橈骨動脈21の同定が容易であった。超音波診断装置によって観察される橈骨動脈21の走行と皮膚表面に投射される平面像は、映像データで視認されるものと完全に一致した。

[0069] (対比例)

図6は、対比例に係る動脈可視化装置10Aを示す断面図である。

[0070] 対比例においては、実施形態と異なり、可視化部位20における表側の皮膚面23、つまり穿刺部が存在する側の皮膚面に向けて近赤外光を照射した。動脈21に向けて近赤外線を照射すると、動脈21により信号強度が低下した反射光が得られるので、動脈21における反射光と周囲組織の反射光との差によってコントラストを発生させ、透視画像を得ようとした。光源32、光学フィルター50、カメラ60は上述した実験例と同一のものを使用した。

[0071] 図7に得られた画像を示す。

[0072] 図7より明らかなように、表側の皮膚面23の表面からの反射光が観察されるだけで、動脈21を可視化することはできなかった。

[0073] 光源32を変え、近赤外光の波長を750-950nmの範囲で変更して

撮影した。しかしながら、皮膚表面における近赤外光の反射が同様に生じているので、動脈21を可視化することはできなかった。

[0074] 本出願は、2012年5月29日に出願された日本特許出願番号2012-121700号に基づいており、その開示内容は、参照され、全体として、組み入れられている。

符号の説明

- [0075] 10、11 動脈可視化装置、
20 可視化部位、
21 橈骨動脈、穿刺する動脈、
22 背側の皮膚面、
23 表側の皮膚面、
24 橈骨、
27 尺骨動脈、
28 尺骨、
30 照射部、
31 シャーシ、
32 光源、
40 導光部、
42 圧迫部、
43 圧力センサー、
50 光学フィルター、
60 カメラ（撮像部）、
70 モニター（表示部）、
80 作業空間、
90 遮光部材、
91 遮光部、
92 観察窓、
93 突出部、

- 94 固定具、
- 100 圧力調整部、
- 101 バルーン、
- 102 注入部、
- 120、121 動脈撮像装置。

請求の範囲

- [請求項1] 近赤外光を出射する光源を備え、穿刺する動脈が走行している可視化部位における背側の皮膚面に向けて前記光源から出射された近赤外光を照射する照射部と、
- 前記光源を封止するとともに前記背側の皮膚面に押し付けられ、前記光源から出射された近赤外光を透過させるとともに前記背側の皮膚面の表面における近赤外光の反射を抑える材料から形成された導光部と、
- 可視光を遮断するとともに前記可視化部位における表側の皮膚面を透過した近赤外光を透過させる光学フィルターと、
- 前記光学フィルターを透過した近赤外光を受光し前記可視化部位を撮影する撮像部と、
- 前記撮像部によって撮影した画像を表示する表示部と、を有する動脈可視化装置。
- [請求項2] 前記表側の皮膚面と前記撮像部とを離間して配置し、前記表側の皮膚面と前記撮像部との間に穿刺を行う作業空間を設けてなる、請求項1に記載の動脈可視化装置。
- [請求項3] 前記導光部は、前記背側の皮膚面に向けて突出して前記背側の皮膚面を圧迫する圧迫部が形成されてなる、請求項1または請求項2に記載の動脈可視化装置。
- [請求項4] 前記導光部を前記背側の皮膚面に押し付ける圧力を調整自在な圧力調整部をさらに有する、請求項1～請求項3のいずれか1つに記載の動脈可視化装置。
- [請求項5] 近赤外光を遮断する材料から形成された遮光部と、前記可視化部位を撮影する開口された観察窓とが設けられ、前記表側の皮膚面に被せられる遮光部材をさらに有する、請求項1～請求項4のいずれか1つに記載の動脈可視化装置。
- [請求項6] 前記遮光部材は、前記観察窓の周囲に設けられるとともに前記遮光

部から突出する突出部を備え、前記突出部を前記表側の皮膚面に当接させることによって、前記表側の皮膚面のうち前記観察窓に臨む部位以外を透過した近赤外光が前記観察窓に混入することを遮断してなる、請求項5に記載の動脈可視化装置。

[請求項7] 前記近赤外光は、波長840-950nmである、請求項1~請求項6のいずれか1つに記載の動脈可視化装置。

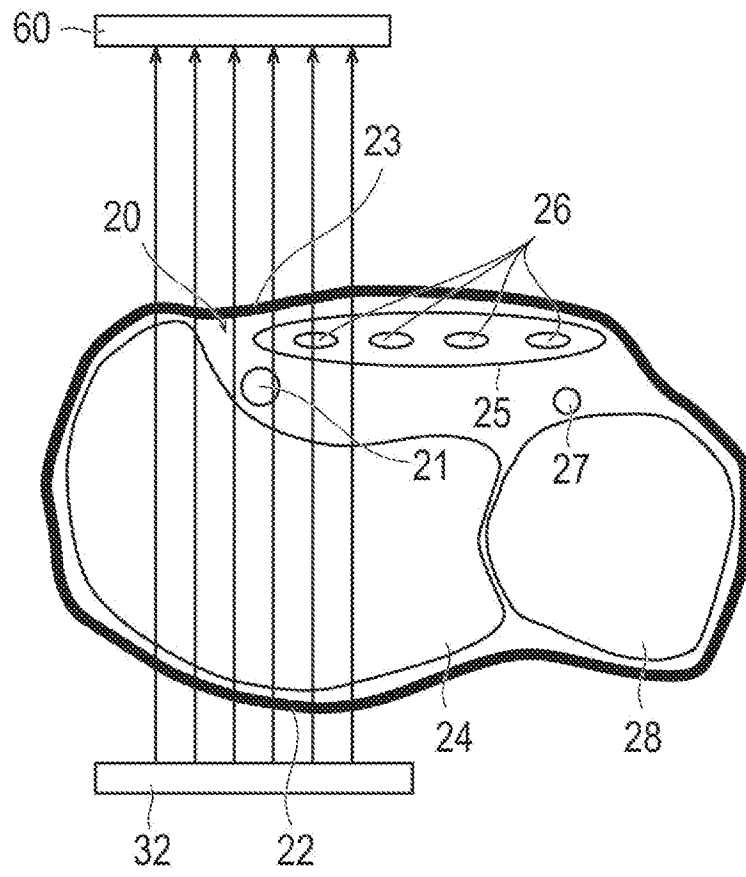
[請求項8] 前記導光部を形成する材料は、近赤外光透過率が高く、かつ、屈折率が生体に近いシリコンゴムであり、その屈折率が1.33-1.44である、請求項1~請求項7のいずれか1つに記載の動脈可視化装置。

[請求項9] 前記導光部を前記背側の皮膚面に押し付ける圧力は、20-40mmHgである、請求項1~請求項8のいずれか1つに記載の動脈可視化装置。

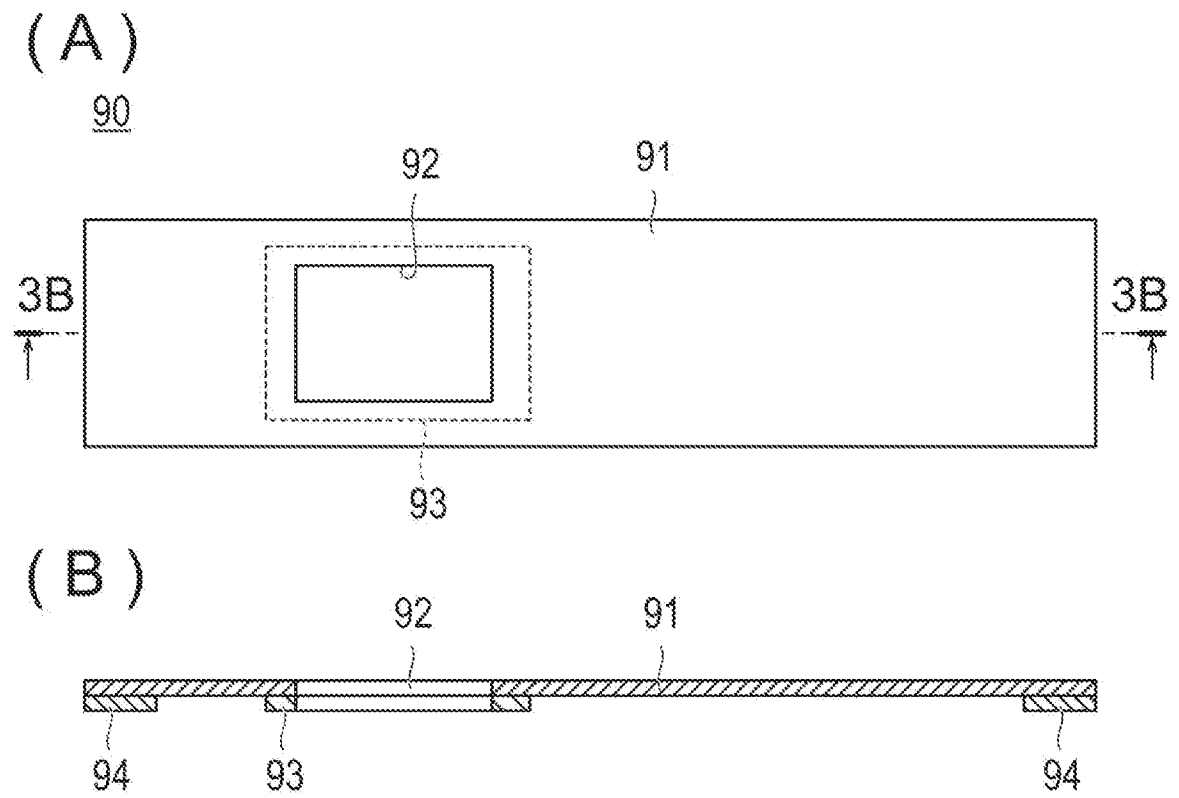
[請求項10] 可視化する動脈が橈骨動脈、または上腕動脈である、請求項1~請求項9のいずれか1つに記載の動脈可視化装置。

[請求項11] 請求項1~10のいずれか1つに記載の動脈可視化装置に用いられる動脈撮像装置であって、前記照射部と、前記導光部と、前記光学フィルターと、前記撮像部と、を有する動脈撮像装置。

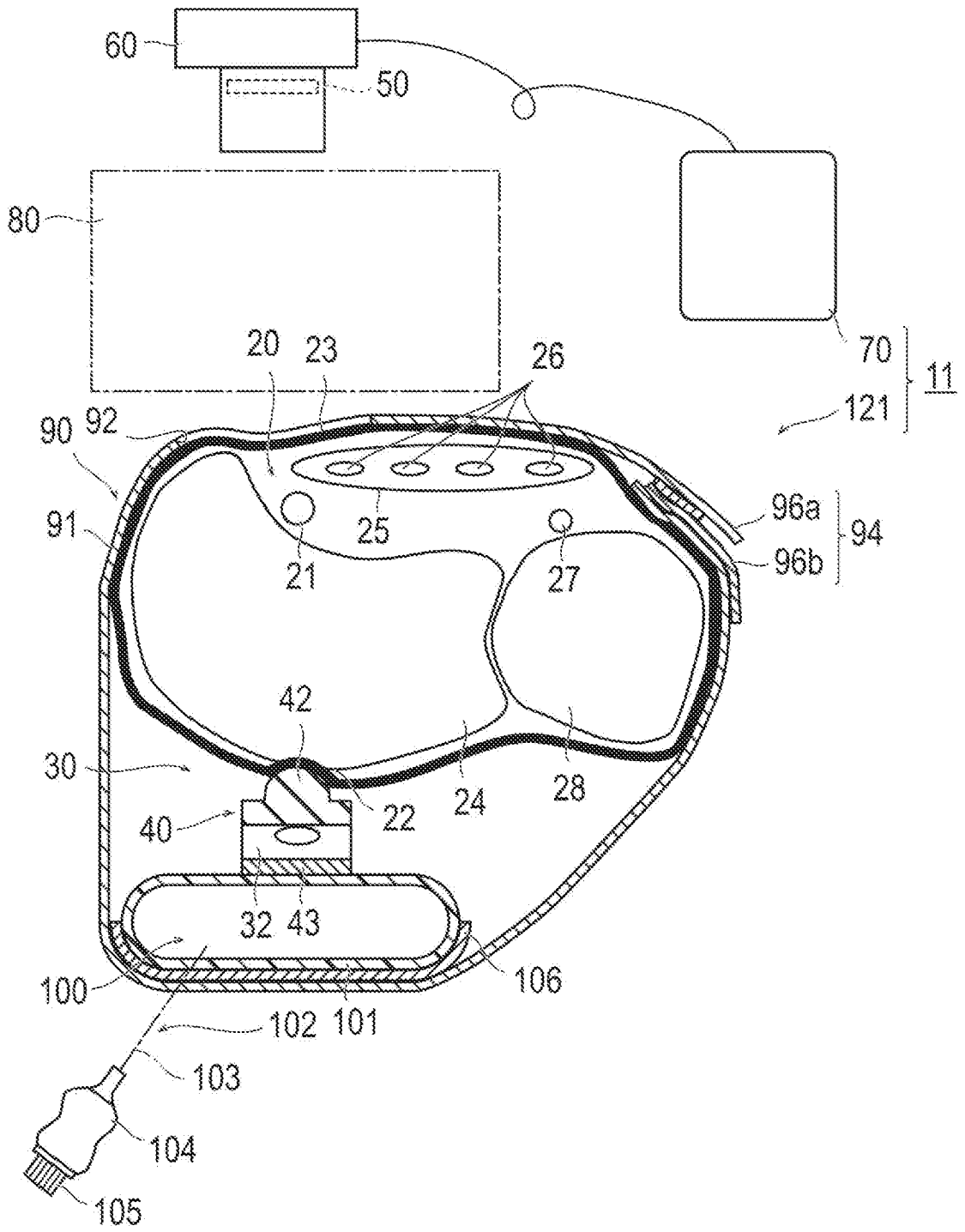
[図2]



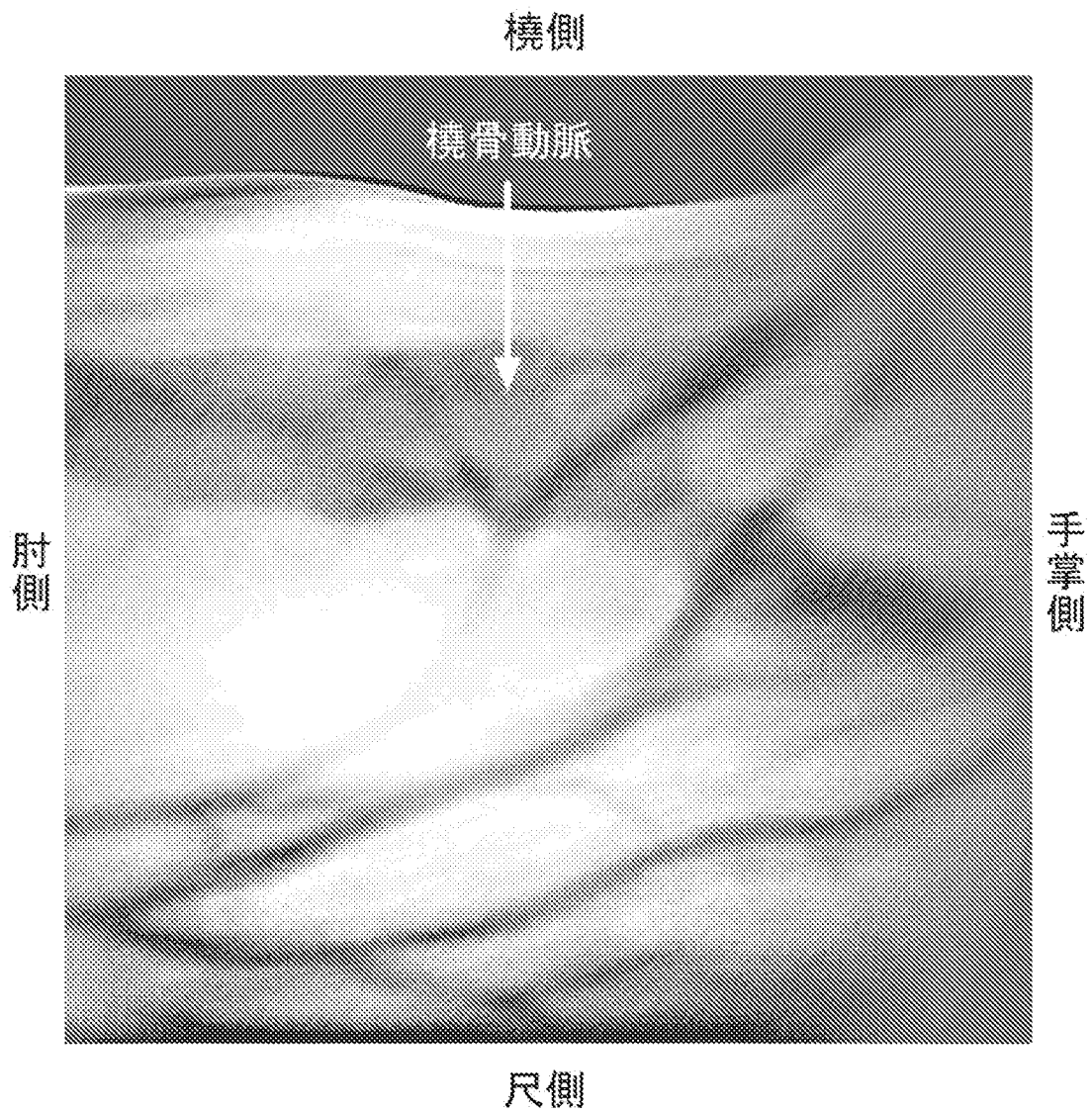
[図3]



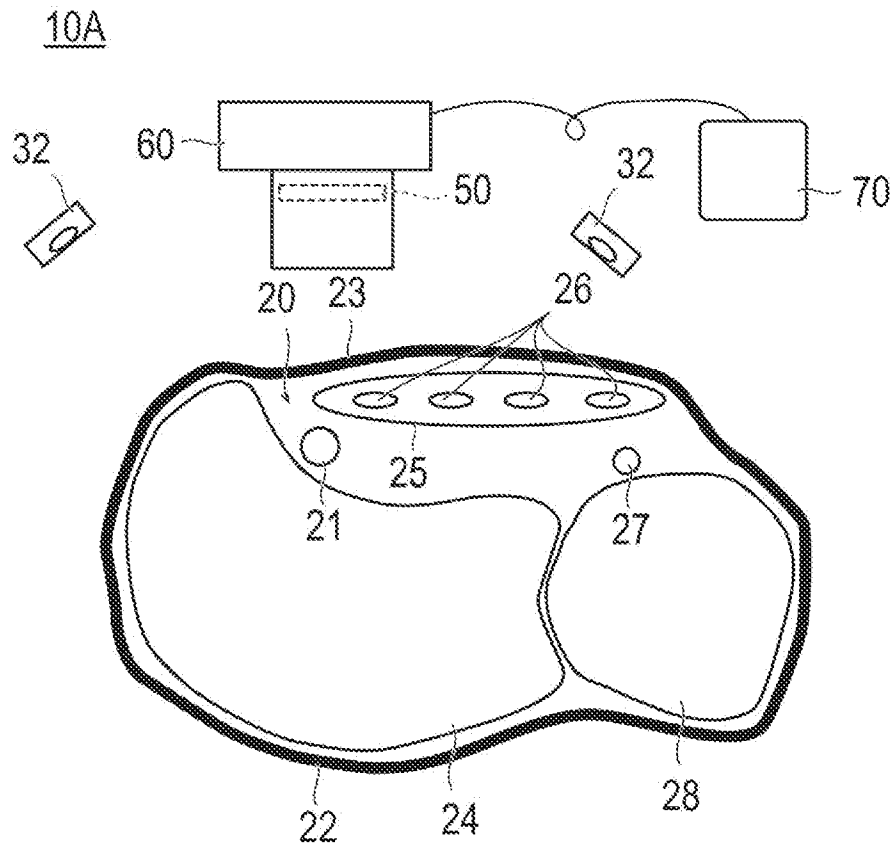
[図4]



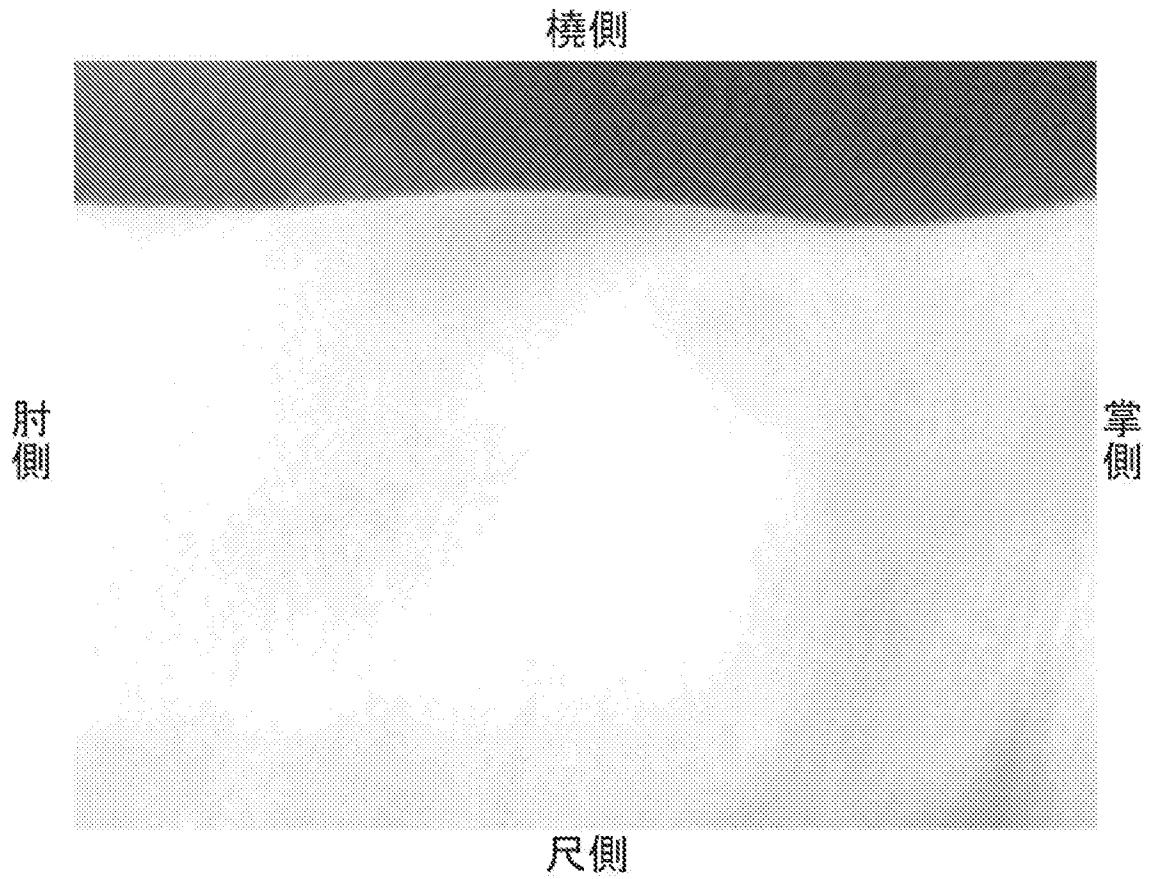
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064763

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/103(2006.01) i, A61B10/00(2006.01) i, A61M5/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/103, A61B10/00, A61M5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2009-532140 A (Novarix Ltd.), 10 September 2009 (10.09.2009), entire text; all drawings & US 2010/0177182 A1 & EP 2007273 A & WO 2007/115570 A1	1-11
Y	JP 2004-237051 A (Hiroki OGAWA et al.), 26 August 2004 (26.08.2004), paragraphs [0013], [0016] to [0018] (Family: none)	1-11
Y	US 6443928 B1 (Francis), 03 September 2002 (03.09.2002), entire text; all drawings (Family: none)	2

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
- "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 June, 2013 (24.06.13)

Date of mailing of the international search report
02 July, 2013 (02.07.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064763

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 3144999 U (Kumiko MIYATA), 03 September 2008 (03.09.2008), paragraph [0006] (Family: none)	5, 6
A	JP 2010-148853 A (Nory Co., Ltd.), 08 July 2010 (08.07.2010), paragraph [0058] & US 2011/0092811 A1 & EP 2289578 A1 & WO 2009/154081 A1 & KR 10-2010-0135288 A	1-11
A	US 6424858 B1 (Williams), 23 July 2002 (23.07.2002), entire text; all drawings & CA 2434667 A	1-11
A	JP 2011-200374 A (Panasonic Corp.), 13 October 2011 (13.10.2011), paragraph [0033] (Family: none)	8

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/103(2006.01)i, A61B10/00(2006.01)i, A61M5/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B5/103, A61B10/00, A61M5/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2013年
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年
 日本国登録実用新案公報 1994-2013年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2009-532140 A (ノヴァリックス リミテッド) 2009.09.10, 全文, 全図 & US 2010/0177182 A1 & EP 2007273 A & WO 2007/115570 A1	1-11
Y	JP 2004-237051 A (小川 洋輝 外2名) 2004.08.26, 【0013】 ; 【0016】 - 【0018】 (ファミリーなし)	1-11
Y	US 6443928 B1 (Francis) 2002.09.03, 全文, 全図 (ファミリーなし)	2

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー
 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 24.06.2013	国際調査報告の発送日 02.07.2013
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 福田 裕司 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 3144999 U (宮田 久美子) 2008.09.03, 【0006】 (ファミリーなし)	5,6
A	JP 2010-148853 A (ノリー株式会社) 2010.07.08, 【0058】 & US 2011/0092811 A1 & EP 2289578 A1 & WO 2009/154081 A1 & KR 10-2010-0135288 A	1-11
A	US 6424858 B1 (Williams) 2002.07.23, 全文, 全図 & CA 2434667 A	1-11
A	JP 2011-200374 A (パナソニック株式会社) 2011.10.13, 【0033】 (ファミリーなし)	8