

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5298237号
(P5298237)

(45) 発行日 平成25年9月25日(2013.9.25)

(24) 登録日 平成25年6月21日(2013.6.21)

| (51) Int. Cl. | F I |
|------------------------|----------------|
| GO 1 N 21/64 (2006.01) | GO 1 N 21/64 Z |
| GO 1 N 1/10 (2006.01) | GO 1 N 1/10 H |
| GO 1 N 33/48 (2006.01) | GO 1 N 1/10 N |
| GO 1 T 1/161 (2006.01) | GO 1 N 1/10 V |
| | GO 1 N 33/48 C |

請求項の数 9 (全 19 頁) 最終頁に続く

| | | | |
|---------------|------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-506681 (P2012-506681) | (73) 特許権者 | 000001993 |
| (86) (22) 出願日 | 平成22年12月28日(2010.12.28) | | 株式会社島津製作所 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/JP2010/007603 | | 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 |
| (87) 国際公開番号 | W02011/117953 | (73) 特許権者 | 301032942 |
| (87) 国際公開日 | 平成23年9月29日(2011.9.29) | | 独立行政法人放射線医学総合研究所 |
| 審査請求日 | 平成24年7月31日(2012.7.31) | | 千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 |
| (31) 優先権主張番号 | 特願2010-68152 (P2010-68152) | (74) 代理人 | 100093056 |
| (32) 優先日 | 平成22年3月24日(2010.3.24) | | 弁理士 杉谷 勉 |
| (33) 優先権主張国 | 日本国(JP) | (74) 代理人 | 100142930 |
| | | | 弁理士 戸高 弘幸 |
| | | (74) 代理人 | 100175020 |
| | | | 弁理士 杉谷 知彦 |
| | | (74) 代理人 | 100180596 |
| | | | 弁理士 栗原 要 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測定システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

測定対象の液体中に含まれている発光あるいは蛍光物質から発生した光あるいは測定対象の液体中に含まれている放射線を測定する測定システムであって、前記測定対象の液体を複数に分離するための溝を複数に設けた分離手段と、前記複数の溝を個別に識別する識別手段とを備え、その識別手段で識別された各々の溝ごとに分離された液体の前記光あるいは前記放射線をそれぞれ測定し、

前記識別手段は、前記分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持する固定治具であり、

前記分離手段を複数に備え、前記固定治具は、複数の分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持することを特徴とする測定システム。

【請求項2】

請求項1に記載の測定システムにおいて、前記分離手段は、複数本の溝加工された平板であって、その平板に溝加工された各々の溝に前記測定対象の液体をそれぞれ分離して収納するように前記平板を構成するとともに、各々の溝を対称に溝加工するように前記平板を構成することを特徴とする測定システム。

【請求項3】

請求項2に記載の測定システムにおいて、前記平板は平面状の円板であって、円板の径方向に沿って溝加工を放射状に施すことで、前記径方向に形成された溝を複数に設けることを特徴とする測定システム。

10

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載の測定システムにおいて、前記円板の中央に円板を回転させる回転手段を備え、その回転手段による円板の遠心力を利用して、前記測定対象の液体を遠心分離させることを特徴とする測定システム。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の測定システムにおいて、前記分離手段を撮像する撮像手段と、前記測定対象の液体に含まれている前記光あるいは放射線を 2 次元的に同時検出して光あるいは放射線の 2 次元画像情報を求める検出手段と、前記撮像手段によって撮像された分離手段の溝における画像と、前記検出手段で得られた 2 次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う重畳処理手段とを備え、前記重畳処理手段は、前記識別手段で識別された溝の識別結果に基づいて前記重畳処理を行うことを特徴とする測定システム。

10

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の測定システムにおいて、前記測定対象の液体は血液であって、前記分離手段は、前記複数の溝にそれぞれ分離されて収納された前記血液を遠心分離させて血漿および血球に分離する血漿分離を行うことを特徴とする測定システム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の測定システムにおいて、前記分離手段は、複数本の溝加工された平面状の円板であって、円板の径方向に沿って溝加工を放射状に对称に施すことで、前記径方向に形成された溝を複数に設けることを特徴とする測定システム。

20

【請求項 8】

請求項 7 に記載の測定システムにおいて、前記円板の中央に円板を回転させる回転手段を備え、その回転手段による円板の遠心力を利用して、前記血漿分離を行うことを特徴とする測定システム。

【請求項 9】

請求項 7 または請求項 8 に記載の測定システムにおいて、前記円板を撮像する撮像手段と、前記血液に含まれている前記放射線を 2 次元的に同時検出して放射線の 2 次元画像情報を求める検出手段と、前記撮像手段によって撮像された円板の溝における画像と、前記検出手段で得られた 2 次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う重畳処理手段とを備え、前記重畳処理手段は、前記識別手段で識別された溝の識別結果に基づいて前記重畳処理を行うことを特徴とする測定システム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、測定対象の液体中に含まれている発光あるいは蛍光物質から発生した光あるいは測定対象の液体中に含まれている放射線を測定する測定システムに関する。

【背景技術】

【0002】

測定システムは、例えば液体採取装置に用いられる。液体採取装置として、血液を採取する、すなわち採血する採血装置を例にとって説明する。採血装置は、核医学診断（例えば、PET (Positron Emission Tomography)、SPECT (Single Photon Emission CT) など) における定量解析で用いられ、特に小動物（例えばマウスやラットなど）の動脈血中の放射能濃度の測定に用いられている。従来、上述した小動物の定量解析では、以下のような(a)～(d)の方式が採用されている。

40

【0003】

(a)手採血

マウス動脈に挿入したカテーテルの他端から、血圧によって自出された血液を適当な容器に受け取る。続いて、容器内の血液のうち一定体積を定量ピペットによって吸い上げ、吸い上げられた血液中の放射線を計数（すなわちカウント）して、全血中放射能濃度を測

50

定する。さらに、容器内に残った血液を遠心分離させて血漿を得て、同様に、定量ピペットによって採取して、血漿中放射能濃度を測定する。

【0004】

(b)動脈流路 線検出器

動脈血流路に⁺線検出器を設置することで、血中放射能濃度を測定する。⁺線をプラスチックシンチレータやPINダイオードで検出する。例えば、非特許文献1では、ダイオードは、長さが30[mm]の細長い形状を有し、長辺方向に沿って血液が入ったチューブを配管することで、検出可能面積を増加させ、検出効率を確保している。

【0005】

(c)微小流体素子方式

マウス血圧にて自出された動脈血を、図9に示すようにマイクロチップ(素子)MC上に導く方式である。マイクロチップMCには、1本の主流路 F_M 、選択可能な支流路 F_B 、および流路洗浄や血液排出用に使用するヘパリン(heparin)溶液と生理食塩水の混合液Hを流し込み、あるいは使用されたヘパリン溶液と生理食塩水の混合液Hや血液Bを流し出すための側路 F_N を配設している。支流路 F_B の各々の先には容器を配設しており、支流路 F_B のいずれか1つが、マイクロチップMCに供給されるアルゴンガスGasのガス圧、マイクロチップMCのメカニズムによって選択されるように構成されている。支流路 F_B のいずれか1つが選択された状態で血液Bを流し込む。マイクロチップMCの各支流路は内部を陰圧にし、さらに蠕動ポンプを搭載することで血液Bやヘパリン溶液と生理食塩水の混合液Hの流速を上げている。各々の流路 F_M 、 F_B が、マイクロチップMCに対して所定の寸法で溝加工したもので形成されており、流し込まれた血液Bの溝長あるいは溝領域がわかれば、その血液Bの微小体積が規定されるのがマイクロチップMCの特徴である。その規定された微小体積によって、予め定められた体積の血液Bが流路内に満ちた状況で、ヘパリン溶液と生理食塩水の混合液Hの圧入によって所定の受け容器(図示省略)に血液Bをヘパリン溶液と生理食塩水の混合液Hとともに送り込む。その後、各流路 F_M 、 F_B をヘパリン溶液と生理食塩水の混合液Hで洗浄し、次の採血に備える。受け容器内の血液Bを、生理食塩水とともに別容器に洗い出し、ウェルカウンタによって血液B中の放射線を計数する(例えば、非特許文献2、3、特許文献1参照)。

【0006】

(d)PET画像からの放射能時間変化計測

撮像されたPETのダイナミック画像の左心室に関心領域を設定して、その領域内の放射能濃度の時間変化を求める手法である(例えば、非特許文献4参照)。

【0007】

しかしながら、上述の手法を小動物の動脈血中の放射能測定に適用した場合には、次のような問題がある。

【0008】

(a)手採血

手採血の場合、得られた血液から全血中の放射能濃度と遠心分離した血漿から血漿中放射能濃度も正確に求めることが可能である。しかし、術者の手技の問題により採血間隔に制限があり、薬剤投与直後に現れる放射能濃度の急激な変化(数秒オーダー)のデータを取得することはできない。また、1回の採血量も多いので小動物が失血死することを避けるために採血回数は限られる。

【0009】

(b)動脈流路 線検出器

⁺線検出器の間に動脈血が流れるチューブを通して全血中の放射能濃度の細かい時間変化を追うことが可能であるが、定量解析モデルの入力関数となる血漿の放射能濃度を求めることができない。

【0010】

(c)微小流体素子方式

本方式は、微量量の血液中の放射能濃度の細かい時間変化を追うことが可能である。採

10

20

30

40

50

血されたデータについては別容器に洗い出すが、それを遠心分離して定量解析モデルの入力関数となる血漿の放射能濃度を測定する機能は搭載されていない。

【 0 0 1 1 】

(d) P E T 画像からの放射能時間変化計測

本方式では、全血放射能濃度の時間変化しか得られない。さらに左心室に関心領域をおく作業において、左心室周辺組織からの部分容積効果のために左心室から得られる放射能濃度の定量性が損なわれる。また左心室の特定が、特にマウスなどの小個体において容易ではないこと、心臓周辺組織への集積が大きい薬剤では解剖学的情報無しで左心室に関心領域をおくことが困難なことも問題である。

【 0 0 1 2 】

そこで、これらの問題を解決するために、測定対象の液体（例えば血液）が流れる流路と、その流路の途中に設けられ、指定された所定の間隔で気体または測定対象の液体とは別の液体をセパレータとして挿入することで、測定対象の液体を時系列に分離して取り出す取り出し手段とを備える（例えば、特許文献2参照）。この特許文献2では、測定対象の液体を流路に連続的に送り込みつつ、気体または液体からなるセパレータで挿入することで、例えば1[μ L]程度の微小体積の液体を取り出すことが可能となる。そして、従来のような採取毎の洗浄液（採血の場合にはヘパリン溶液）に伴う測定対象の液体の消費を抑え、その液体の採取量を最小限に抑えることができる。また、セパレータを挿入する作業は高速性にも優れているので、短時間の繰り返し採取、すなわち採取の頻回性を確保することができる。その結果、液体の採取量を減らして採取の頻回性を確保することができる。測定対象の液体を血液に適用した場合には、採血量を減らして採血の頻回性を確保することができる。

【 0 0 1 3 】

さらに、測定対象の液体を血液に適用した場合において、血液を遠心分離させて血漿分離された血漿および血球に含まれている放射線をそれぞれ分離して計数している。したがって、血漿中放射能濃度を測定することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 1 4 】

【特許文献1】国際公開第W O 2 0 0 7 - 0 4 4 9 3 8 号

【特許文献2】国際公開第W O 2 0 0 9 - 0 9 3 3 0 6 号

【非特許文献】

【 0 0 1 5 】

【非特許文献1】L. Convert, G. M. Brassard, J. Cadorette, D. Rouleau, E. Croteau, M. Archambault, R. Fontaine, and R. Lecomte, "A microvolumetric blood counter for pharmacokinetic PET studies in small animals," IEEE Nuclear Sci, vol. 54, no. 1, 2007.

【非特許文献2】H. -M. Wu, G. Sui, C. -C. Lee, M. L. Prins, W. Ladno, H. -D. Lin, A. S. Yu, M. E. Phelps, and S. -C. Huang, "In vivo quantitation of glucose metabolism in mice using small-animal PET and a microfluidic device", J Nucl Med, vol. 48, pp. 837-845, 2007.

【非特許文献3】H. -M. Wu, R. W. Silverman, N. G. Harris, and R. L. Sutton, "Performing Longitudinal Measurements in Rodents Using Small Animal PET Imaging", Conf Rec IEEE NSS & MIC, M10-398, 2008.

【非特許文献4】Hiroshi Toyama, Masanori Ichise, Jieh-San Liow, Douglass C. Vine s, Nicholas M. Seneca, Kendra J. Modell, Jurgen Seidel, Michael V. Green, Robert B. Innis, "Evaluation of anesthesia effects on [18F]FDG uptake in mouse brain and heart using small animal PET", Nuclear Medicine and Biology, 31, 251-256, 2004.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

しかしながら、このような構成を有する特許文献2の場合には、次のような問題がある。

すなわち、血漿分離するには円板（CDウェル）の複数の溝に血液を滴下して、その円板を回転させて上述のように遠心分離するが、複数の溝を個別に識別することができないという問題点がある。通常、円板の径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施すことで、径方向に形成された溝を複数に設けている。したがって、遠心分離のために円板を回転させると、溝の対称性から溝を個別に識別することができなくなる。

【0017】

また、血中放射能濃度を求める際に、撮像された円板の画像と、イメージングプレートで得られた計数情報である γ 線の分布像とを重ね合わせて、円板の画像中の血漿と γ 線の分布像中の血漿とを対応付けるとともに、円板の画像中の血球と γ 線の分布像中の血球とを対応付けることで、各部の計数を各部の体積で除算して、各部の血中放射能濃度をそれぞれ求める。この重ね合わせを行う際に、溝を個別に識別できない場合には、溝を識別する処理を行う必要があり、重ね合わせ処理（重畳処理）が複雑になる恐れがある。

【0018】

この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、簡単に複数の溝を個別に識別することができる測定システム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】

【0019】

この発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、この発明に係る測定システムは、測定対象の液体中に含まれている発光あるいは蛍光物質から発生した光あるいは測定対象の液体中に含まれている放射線を測定する測定システムであって、前記測定対象の液体を複数に分離するための溝を複数に設けた分離手段と、前記複数の溝を個別に識別する識別手段とを備え、その識別手段で識別された各々の溝ごとに分離された液体の前記光あるいは前記放射線をそれぞれ測定し、

前記識別手段は、前記分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持する固定治具であり

、前記分離手段を複数に備え、前記固定治具は、複数の分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持することを特徴とするものである。

【0020】

〔作用・効果〕この発明に係る測定システムによれば、分離手段に設けられた複数の溝を個別に識別する識別手段を備える。このような識別手段を備えることで、溝を識別する処理を別に行う必要がなく、簡単に複数の溝を個別に識別することができる。

識別手段は、分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持する固定治具である。この固定治具によって、識別のみならず、分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持することもできる。また、分離手段を複数に備え、上述の固定治具は、複数の分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持する。複数の分離手段を固定して一括して測定することができる。

【0021】

上述したこの発明に係る測定システムにおいて、分離手段は、複数本の溝加工された平板であって、その平板に溝加工された各々の溝に測定対象の液体をそれぞれ分離して収納するように平板を構成するとともに、各々の溝を対称に溝加工するように平板を構成する。各々の溝を対称に溝加工するように平板を構成した場合において、溝の対称性から溝を個別に識別することができなくなるが、識別手段を備えることで簡単に複数の溝を個別に識別することができる。したがって、この発明に係る測定システムは、各々の溝を対称に溝加工するように平板を構成した場合において特に有用である。

【0022】

上述の平板の一例は平面状の円板であって、円板の径方向に沿って溝加工を放射状に施

10

20

30

40

50

すことで、径方向に形成された溝を複数に設ける。円板の径方向に沿って溝加工を放射状に施した場合においても、識別手段を備えることで簡単に複数の溝を個別に識別することができる。また、円板の中央に円板を回転させる回転手段を備え、その回転手段による円板の遠心力を利用して、測定対象の液体を遠心分離してもよい。遠心分離のために円板を回転させたとしても、識別手段を備えることで簡単に複数の溝を個別に識別することができる。

【0024】

上述したこれらの発明に係る測定システムにおいて、分離手段を撮像する撮像手段と、測定対象の液体に含まれている光あるいは放射線を2次元的に同時検出して光あるいは放射線の2次元画像情報を求める検出手段と、撮像手段によって撮像された分離手段の溝における画像と、検出手段で得られた2次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う重畳処理手段とを備え、重畳処理手段は、識別手段で識別された溝の識別結果に基づいて上述の重畳処理を行うのが好ましい。撮像手段によって撮像された分離手段の溝における画像と、検出手段で得られた2次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う際に、識別手段によって溝を個別に識別してその識別結果を重畳処理に用いることで、重畳処理を簡略化することができる。

10

【0025】

上述したこれらの発明に係る測定システムにおいて、測定対象の液体の一例は血液であって、分離手段は、複数の溝にそれぞれ分離されて収納された血液を遠心分離させて血漿および血球に分離する血漿分離を行う。この場合には、血漿分離を行う複数の溝を簡単に個別に識別することができる。なお、測定対象の液体であれば、血液に限定されず、蛍光剤が含まれた液体や、分析装置に用いられる混合液などであってもよい。

20

【0026】

測定対象の液体が血液であって血漿分離を行う場合においても、分離手段は、複数本の溝加工された平面状の円板であって、円板の径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施すことで、径方向に形成された溝を複数に設ける。円板の径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施した場合において、溝の対称性から溝を個別に識別することができなくなるが、識別手段を備えることで簡単に複数の溝を個別に識別することができる。したがって、この発明に係る測定システムは、測定対象の液体が血液であって血漿分離を行う場合で、径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施すように円板を構成した場合において特に有用である。また、円板の中央に円板を回転させる回転手段を備え、その回転手段による円板の遠心力を利用して、上述の血漿分離を行う。遠心分離のために円板を回転させたとしても、識別手段を備えることで簡単に複数の溝を個別に識別することができる。

30

【0027】

さらに、測定対象の液体が血液であって血漿分離を行う場合で、分離手段が円板である場合においても、円板を撮像する撮像手段と、血液に含まれている放射線を2次元的に同時検出して放射線の2次元画像情報を求める検出手段と、撮像手段によって撮像された円板の溝における画像と、検出手段で得られた2次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う重畳処理手段とを備え、重畳処理手段は、識別手段で識別された溝の識別結果に基づいて上述の重畳処理を行うのが好ましい。撮像手段によって撮像された分離手段の溝における画像と、検出手段で得られた2次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う際に、識別手段によって溝を個別に識別してその識別結果を重畳処理に用いることで、重畳処理を簡略化することができる。

40

【発明の効果】

【0028】

この発明に係る測定システムによれば、分離手段に設けられた複数の溝を個別に識別する識別手段を備える。このような識別手段を備えることで、溝を識別する処理を別に行う必要がなく、簡単に複数の溝を個別に識別することができる。

また、識別手段は、分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持する固定治具であり、この固定治具によって、識別のみならず、分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持す

50

ることもできる。また、分離手段を複数に備え、上述の固定治具は、複数の分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持する。複数の分離手段を固定して一括して測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】実施例に係る採血装置および測定装置の概略斜視図である。

【図2】実施例に係る測定装置のブロック図である。

【図3】測定装置の撮像部におけるスキャナの概略斜視図である。

【図4】実施例に係る円板の概略平面図である。

【図5】(a)は実施例に係るU字型の溝の概略平面図、(b)は実施例に係るU字型の溝の概略拡大断面図である。 10

【図6】(a)は実施例に係る開口部の概略平面図、(b)は実施例に係る開口部の概略断面図である。

【図7】実施例に係る固定治具の概略平面図である。

【図8】実施例に係る一連の採血処理の流れを示したフローチャートである。

【図9】従来の微小流体素子方式のときのマイクロチップの全体構成を示す平面図である。

【符号の説明】

【0030】

24 ... 円板

26 ... 溝

28 ... モータ

31 ... 読取部

34 ... 撮像部

38 ... 重畳処理部

51 ... 固定治具

IP ... イメージングプレート

【実施例】

【0031】

以下、図面を参照してこの発明の実施例を説明する。 30

図1は、実施例に係る採血装置および測定装置の概略斜視図であり、図2は、実施例に係る測定装置のブロック図であり、図3は、測定装置の撮像部におけるスキャナの概略斜視図である。本実施例では、測定対象の液体として血液を例に採って説明するとともに、測定システムとして採血装置および測定装置を備えたシステムを例に採って説明する。

【0032】

図1に示すように、本実施例に係る採血装置10は、測定対象の血液を時系列に分離して採取する。また、採血装置10の周辺には、採血装置10で採取された血液中に含まれている放射線(例えば線や線など)を測定する測定装置30を備えている。本実施例では、マウスの体内への放射性薬剤の投与後の血液を採取(すなわち採血)して、血液中に含まれている放射線を測定する。また、遠心分離による血漿分離を行い、血漿分離された血漿および血球に含まれている放射線をそれぞれ測定する。 40

【0033】

採血装置10は、2枚のPDMS樹脂(Polydimethylsiloxane)からなるPDMS基板11,12を上下に重ねて構成された液体分割デバイス40を備えている。PDMS基板11,12に対して所定の寸法で溝加工を施しており、その溝加工の溝によって主流路13および側路41,42,43をそれぞれ形成している。ここで、採血装置10の素材はPDMSに限定されず、アクリル、ポリカーボネート、COP(シクロオレフィンポリマー)など樹脂光学的に透明なものであれば良い。

【0034】

主流路13の血液入口側にはカテーテル14を配設しており、主流路13とカテーテル 50

14とを、コネクタ15を介して接続している。血液はカテーテル14から主流路13に連続的に送り込まれ、流入量はバルブ(図示省略)で制御される。主流路13の血液出口側には血液用配管16を配設しており、主流路13と血液用配管16とを、コネクタ17を介して接続している。

【0035】

主流路13を挟んで光源21およびフォトダイオード22を配設している。主流路13を流れる血液あるいは後述するヘパリン溶液に光源21から光を照射し、血液による遮光をフォトダイオード22が検知することで、その血液あるいはヘパリン溶液を光学的に監視(モニタ)しながら後述する血液あるいはヘパリン溶液の長さ情報を測定する。ここでは光学測定手段として光源21およびフォトダイオード22を例に採って説明したが、測定対象の液体を光学的に監視しながら液体の間隔を測定する手段であれば、光源21およびフォトダイオード22に限定されない。例えば、CCDカメラによって測定対象の液体の体積情報を取得してもよい。また、光源21およびフォトダイオード22は、図1に示すように主流路13を挟んで互いに対向配置される構成で、血液による遮光で検知する、いわゆる「透過型センサ」であったが、光源に対してフォトダイオードに代表される光検出手段を同じ側に配設し、血液による反射光で検知する、いわゆる「反射型センサ」であってもよい。

【0036】

一方、上述した血液用配管16の下流側にはディスペンサ23を接続している。ここで、液体をディスペンサ23で滴下しているが、注射針やガラス管など毛細管であってもよい。このディスペンサ23から滴下した血液を受け取って収容する円板(「CDウェル」とも呼ばれる)24を配設している。円板24の中央側には、滴下された血液を受け取る複数の開口部25を放射状に配設している。円板24に対しても、上述したPDMS基板11,12と同様に、溝加工を施しており、その溝加工の溝によって複数本のU字型の溝26を放射状に形成している。各々のU字型の溝26は、上述した開口部25の外側一端に一对一でそれぞれ接続されており、各々のU字型の溝26は、円板24の径方向に延びて形成されている。このように、ディスペンサ23を介在させることで、主流路13に対して血液が流通可能に円板24が形成されることになる。円板24は、この発明における分離手段に相当し、この発明における平板にも相当する。円板24の具体的な構成については、図4以降で後述する。

【0037】

一方、測定装置30は、読取部31を備えている。この読取部31には、露光後のイメージングプレートIPを挿入するためのカバー部を設けており、イメージングプレートIPから励起された光を読み取ることで血液中に含まれている⁺線を検出する。具体的には、図1(b)に示すように、読取部31は、レーザ光源32とフォトマルチプライヤチューブ(光電子増倍管)33とを備えており、レーザ光源32からイメージングプレートIPにレーザを照射して、イメージングプレートIPへのレーザ照射によって励起された光をフォトマルチプライヤチューブ33が電子に変換して増倍させることで、⁺線を2次元的に同時に検出する。イメージングプレートIPおよび読取部31は、この発明における検出手段に相当する。

【0038】

続いて、測定装置30のブロック図について説明する。図2に示すように、測定装置30は、上述した読取部31の他に、撮像部34と画像処理部35と溝長・溝領域算出部36と体積算出部37と重畳処理部38とを備えている。撮像部34は、この発明における撮像手段に相当し、重畳処理部38は、この発明における重畳処理手段に相当する。

【0039】

図3に示すように、撮像部34は円板24を撮像する。本実施例では、撮像部34としてフラットヘッドスキャナを採用する。円板24の直径分の長さを少なくとも有する線状の光源32aと円板24を挟んで光源32aに対して対向配置された線状のフォトダイオードアレイ(すなわちラインセンサ)32bでフラットヘッドスキャナを構成する。フラ

10

20

30

40

50

ットヘッドスキャナで円板 2 4 上を走査（スキャン）することで円板 2 4 を撮像して、円板 2 4 の画像を取得する。

【 0 0 4 0 】

画像処理部 3 5 は、撮像部 3 4 で得られた円板 2 4 の画像に対して各種の処理を行う。例えば、ラグ補正やダイナミックレンジ変換等を行えばよい。

【 0 0 4 1 】

溝長・溝領域算出部 3 6 は、撮像部 3 4 によって撮像された円板 2 4 の溝加工された U 字型の溝 2 6（図 1 を参照）における画像の濃淡差に基づいて、遠心分離された液体（本実施例では血液）の各部の溝長あるいは溝領域を求める。本実施例のように測定対象の液体が血液の場合には、血漿分離された血漿および血球の各部の溝長あるいは溝領域を溝長・溝領域算出部 3 6 は求める。

10

【 0 0 4 2 】

体積算出部 3 7 は、溝長・溝領域算出部 3 6 で求められた液体（本実施例では血液）の各部の溝長と溝 2 6（図 1 を参照）の断面積とに基づいて、あるいは溝長・溝領域算出部 3 6 で求められた液体（血液）の各部の溝領域と溝 2 6（図 1 を参照）の深さとに基づいて、各部の体積をそれぞれ求める。本実施例のように測定対象の液体が血液の場合には、溝長・溝領域算出部 3 6 で求められた血漿および血球の各部の溝長と溝 2 6 の断面積とに基づいて、あるいは溝長・溝領域算出部 3 6 で求められた血漿および血球の各部の溝領域と溝 2 6 の深さとに基づいて、体積算出部 3 7 は各部の体積をそれぞれ求める。

20

【 0 0 4 3 】

重畳処理部 3 8 は、体積算出部 3 7 で求められた液体（本実施例では血液）の体積と、イメージングプレート I P および読取部 3 1 で求められた + 線の計数情報に基づいて、単位体積当たりの + 線の計数情報を求める。具体的には、重畳処理部 3 8 は、撮像部 3 4 で撮像された画像と、イメージングプレート I P および読取部 3 1 で得られた + 線の計数情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う。この重ね合わせ処理（重畳処理）の際には、後述する固定治具 5 1（図 7 を参照）で識別された溝 2 6 の識別結果に基づいて行う。

【 0 0 4 4 】

図 1 の説明に戻り、上述したように、液体分割デバイス 4 0 は、血液を送り込む主流路 1 3 と、血液凝固の発生を防ぐための抗凝固剤の一種であるヘパリン溶液を送り込む側路 4 1 と、空気あるいはガスを送り込む側路 4 2 と、血液あるいはヘパリン溶液を排出する側路 4 3 とを備えている。

30

【 0 0 4 5 】

側路 4 1 の溶液入口側には洗浄液用配管 4 4 を配設しており、側路 4 1 と洗浄液用配管 4 4 とを、コネクタ 4 5 を介して接続している。必要に応じて主流路 1 3 にヘパリン溶液を洗浄液用配管 4 4 から側路 4 1 を介して流し込むことで流路を洗浄する。ヘパリン溶液の流入量はバルブで制御される。抗凝固剤はヘパリン溶液に限定されない。

【 0 0 4 6 】

側路 4 2 の気体入口側には気泡用配管 4 6 を配設しており、側路 4 2 と気泡用配管 4 6 とを、コネクタ 4 7 を介して接続している。圧力発生器（図示省略）で制御された空気あるいはガスの流入時間をバルブで調整して、側路 4 2 を通して主流路 1 3 に送り込む。この気泡によって血液の長さ情報に基づく血液の取り出しと液体分割デバイス 4 0 の流路に残留する廃液（血液、ヘパリン溶液あるいはこれらの混合液）の排出を行う。ここで、送り込まれるガスについては限定されず、ヘリウムやネオンやアルゴンなどの希ガス、あるいは窒素ガスに例示されるように、血液やヘパリン溶液と反応しないガスであれば良い。

40

【 0 0 4 7 】

気泡用配管 4 6 は、側路 1 4 を通って主流路 1 3 に気体（例えば空気やガスなど）を送り込み、指定された所定の間隔でその気体を気泡として挿入することで、測定対象の血液を時系列的に分離して円板 2 4 に送り出す。つまり、気泡は、セパレータとしての機能を果たす。なお、セパレータとして気体を使用したのが、気体に限定されずに、測定対象の液

50

体（本実施例では血液）に対して混合する可能性が少ない、あるいは可能性がなければ、測定対象の液体とは別の液体をセパレータとして使用してもよい。本実施例のように測定対象の液体が血液の場合には、ミネラルオイルやフッ素系のオイルなどに代表されるように血液と相互に混ざり合わない液体をセパレータとして使用してもよい。但し、液体をセパレータとして使用する場合には、血液と接触するのでセパレータとして使用できるが、円板 2 4 に送り出して採取する点では望ましくない。

【 0 0 4 8 】

側路 4 3 の廃液出口側には廃液用配管 4 8 を配設しており、側路 4 3 と廃液用配管 4 8 とを、コネクタ 4 9 を介して接続している。バルブで排出量を調整して採血されるべき血液以外の血液や、流路洗浄後のヘパリン溶液や、これらの混合液を廃液として排出する。

10

【 0 0 4 9 】

また、主流路 1 3 のコネクタ 1 5 よりも下流にバルブを配設し、主流路 1 3 のコネクタ 1 7、光源 2 1 およびフォトダイオード 2 2 よりも上流にバルブを配設している。側路 4 1 のコネクタ 4 5 よりも下流にバルブを配設し、側路 4 2 のコネクタ 4 7 よりも下流にバルブを配設している。また、側路 4 3 のコネクタ 4 9 よりも上流にバルブを配設している。

【 0 0 5 0 】

次に、円板 2 4 および固定治具 5 1 の具体的な構成について、図 1 も含めて図 4 ~ 図 7 を参照して説明する。図 4 は、実施例に係る円板の概略平面図であり、図 5 (a) は、実施例に係る U 字型の溝の概略平面図であり、図 5 (b) は、実施例に係る U 字型の溝の概略拡大断面図であり、図 6 (a) は、実施例に係る開口部の概略平面図であり、図 6 (b) は、実施例に係る開口部の概略断面図であり、図 7 は、実施例に係る固定治具の概略平面図である。

20

【 0 0 5 1 】

円板 2 4 の溝 2 6 は、図 4 ~ 図 6 に示すように、上述の開口部 2 5 と空気穴 2 7 とをつないで形成されている。血液の導入口である開口部 2 5 を血液の上流部、空気穴 2 7 を下流部としたときに、上流部から下流部へは、溝 2 6 は、円板 2 4 の径方向に内側から外側に向かって延びて、折り返して円板 2 4 の径方向に外側から内側に向かって延びて形成された U 字型となっている。かかる U 字型の溝 2 6 を複数に備えている。なお、円板 2 4 には 2 箇所の窪み 2 4 A、2 4 B があり、固定治具 5 1 に嵌合される。

30

【 0 0 5 2 】

図 1 に示すように、円板 2 4 の中央に円板 2 4 を回転させるモータ 2 8 を備えている。モータ 2 8 の回転軸 2 9 を円板 2 4 に連結させることで、モータ 2 8 による円板 2 4 の遠心力を利用して、血液を遠心分離させて血漿および血球に分離する血漿分離を行う。モータ 2 8 は、この発明における回転手段に相当する。

【 0 0 5 3 】

本実施例では、複数の溝 2 6 を、図 4 に示すように、円板 2 4 の径方向に沿って放射状にそれぞれ配設している。上述したように複数の各溝 2 6 を、円板 2 4 に対して所定の寸法で溝加工したもので形成している。

【 0 0 5 4 】

より具体的には、図 5 (a) の平面図、図 6 (a) の平面図に示すように、溝 2 6 の幅を w とし、図 5 (b) の断面図、図 6 (b) の断面図に示すように、溝 2 6 の深さを d とする。また、図 6 に示すように、開口部 2 5 の上面 2 5 A の直径を t_U とし、下面 2 5 B の直径を t_B とし、上面 2 5 A を下面 2 5 B よりも広く形成したテーパ形状で開口部 2 5 を形成する。また、図 5 (a) の平面図に示すように、溝 2 6 の折り返しにおける曲線部分の曲率半径を R とする。ここでの曲率半径は溝 2 6 中心までの距離である。

40

【 0 0 5 5 】

本実施例では、円板 2 4 は、幅 w が 0 . 5 mm、深さ d が 0 . 2 mm、長さが 4 0 mm の溝 2 6 が 3 6 本加工された厚さ 1 mm のアクリル板と、厚さ 0 . 2 mm のアクリル板とを上下に重ねて圧着して形成されており、3 6 本の U 字型の溝 2 6 (U 字型微小体積流路

50

)を形成している。円板24の直径は104mmであり、溝26の折り返しにおける曲線部分の曲率半径Rは0.75mmである。溝26の内壁にはエキシマランプによる親水加工を施している。さらに、開口部25の上面25Aの直径 t_u が2.6mm、下面25Bの直径 t_b が1.5mmで形成することで、上面25Aを下面25Bよりも広く形成したテーパ形状となっている。なお、親水加工については、エキシマランプに限定されず、例えば薬品、プラズマ処理や紫外線照射による親水加工のように、通常において用いられる親水加工であれば特に限定されない。

【0056】

かかる円板24を固定して位置決めを行いつつ支持するために、図7に示すように固定治具51を備えている。固定治具51には、円板24(図1を参照)が嵌合する開口部52が設けられており、その開口部52に2つの突起部52A, 52Bが設けられている。突起部52Aに円板24の窪み24A(図1を参照)を嵌合し、突起部52Bに円板24の窪み24B(図1を参照)を嵌合することで、固定治具51は円板24を固定して位置決めを行いつつ支持する。本実施例では、2つの円板24を固定して位置決めを行いつつ支持するために、開口部52を2つ設けている。固定治具51は、この発明における識別手段に相当する。

【0057】

本実施例では、図7に示すように、固定治具51の長手方向の長さをLとしたときに、一方の円板24(図1を参照)ならびにそれを嵌合する開口部52の中心が $1/4L$ の位置になるように開口部52を設けるとともに、他方の円板24ならびにそれを嵌合する開口部52の中心が $3/4L$ の位置になるように開口部52を設けている。また、図面の左上には固定治具51に切り欠き51Aを設けている。

【0058】

次に、一連の採血処理について、図8を参照して説明する。図8は、実施例に係る一連の採血処理の流れを示したフローチャートである。

【0059】

(ステップS1)血液の主流路への送り込み

マウス動脈にカテーテル14(図1を参照)を挿入して、マウス血圧にて自出された動脈血を、カテーテル14を介して主流路13(図1を参照)に導くことで、主流路13に血液を連続的に送り込む。

【0060】

(ステップS2)セパレータの間隔制御

主流路13(図1を参照)を血液が流れていないときには、主流路13を挟んで光源21(図1を参照)に対向配置されたフォトダイオード22(図1を参照)に光源21から照射された光が入射されるので、フォトダイオード22で光電変換された検出器信号がHighレベルとなってフォトダイオード22から出力される。逆に、主流路13を血液が流れているときには、光源21から照射された光がその血液によって遮られるので、フォトダイオード22に光が入射されずに、検出器信号がLowレベルとなってフォトダイオード22から出力される。このように、血液による遮光をフォトダイオード22が検知することで、その血液を光学的に監視(モニタ)しながら血液の長さ情報を測定し、そのフォトダイオード22による測定結果に基づいてバルブを制御する。バルブを制御することで、側路42から主流路13に送り込まれる空気あるいはガスの間隔、すなわちセパレータの間隔を制御する。主流路13は所定の寸法で溝加工したもので形成されているので、光学的に監視(モニタ)して得られる血液の長さ情報から、取り出されるべき血液の体積を得ることができる。

【0061】

(ステップS3)円板へ移送

ステップS2で取り出された微量血液を、血液用配管16(図1を参照)を介してディスペンサ23(図1を参照)に送り込む。ディスペンサ23は円板(CDウェル)24(図1を参照)の開口部25(図1を参照)に、取り出された微量血液毎にそれぞれ滴下す

る。この滴下によって、取り出された微量血液が円板 2 4 に移送される。

【 0 0 6 2 】

(ステップ S 4) 採血終了

予め決められた時刻で採血が終了したか否かを判断する。採血が終了していなければステップ S 1 に戻る。採血が終了していれば次のステップ S 5 に進む。

【 0 0 6 3 】

(ステップ S 5) 血漿分離

予め決められた時刻における採血がすべて終了した後に、円板 2 4 (図 1 を参照) に血液を移送したら、円板 2 4 を回転させて血漿および血球に分離する血漿分離を行う。

【 0 0 6 4 】

なお、必要に応じて、カテーテル 1 4 (図 1 を参照) を洗浄したり、ヘパリン溶液や空気あるいはガスを送り込んで、液体分割デバイス 4 0 の流路に残留する廃液 (血液、ヘパリン溶液あるいはこれらの混合液) の排出を行う。

【 0 0 6 5 】

(ステップ S 6) 円板の支持

血漿および血球に血漿分離された円板 2 4 (図 1 を参照) を固定治具 5 1 (図 7 を参照) は固定して位置決めを行いつつ支持する。固定治具 5 1 が円板 2 4 を固定して位置決めを行いつつ支持することで、円板 2 4 の各々の溝 2 6 (図 1 を参照) の向きや位置も固定される。したがって、ステップ S 5 で血漿分離のために円板 2 4 が回転しても、各々の溝 2 6 を個別に識別することができる。

【 0 0 6 6 】

(ステップ S 7) 円板の撮像

本実施例では、2つの円板 2 4 (図 1 を参照) を固定治具 5 1 (図 7 を参照) は支持して、2つの円板 2 4 および固定治具 5 1 をサンプルとして、図示を省略するカセットを開いて収容して、その上にイメージングプレート I P (図 1 を参照) を収容して、カセットを閉じて露光を行う。この露光によって、血液に含まれている γ 線の電離能により、イメージングプレート I P の蛍光体 (図示を省略) の格子欠陥に電子が捕獲される。一定時間の露光後にイメージングプレート I P をカセットから取り出して、測定装置 3 0 (図 1 を参照) の読取部 3 1 (図 1 を参照) のカバー部に挿入して、イメージングプレート I P に光を照射して露光を行う。

【 0 0 6 7 】

読取部 3 1 (図 1 を参照) のレーザ光源 3 2 (図 1 を参照) からイメージングプレート I P (図 1 を参照) にレーザを照射する。捕獲された電子がこの照射によって伝導体に励起され正孔と再結合し、蛍光体から光として励起される。このイメージングプレート I P へのレーザ照射によって励起された光をフォトマルチプライヤチューブ 3 3 (図 1 を参照) が電子に変換して増倍させることで、電気パルスとして 2 次元的に同時に検出して計数する。なお、レーザ光源 3 2 からイメージングプレート I P へ照射した後は、再利用するために消去用光源 (図示省略) から光をイメージングプレート I P へ照射することで、捕獲された電子を消去する。イメージングプレート I P と読取部 3 1 で求められた γ 線の計数情報に基づいて、 γ 線の計数情報である血中の放射線量を求める。

【 0 0 6 8 】

撮像部 3 4 (図 2 および図 3 を参照) は、血漿分離された血漿および血球を円板 2 4 (図 1 を参照) ごとに撮像する。本実施例では、2つの円板 2 4 およびそれらを支持した固定治具 5 1 (図 7 を参照) ごと撮像する。撮像部 3 4 のフラットヘッドスキャナの光源 3 2 a (図 3 を参照) から光を照射することで、吸光度の相違によって血漿および血球が撮像された画像上で濃淡差となって現れ、画像上で容易に識別可能である。その撮像部 3 4 によって撮像された円板 2 4 の溝 2 6 (図 1 を参照) における画像の濃淡差 (すなわち吸光度の相違) に基づいて、血漿および血球の各部の溝長あるいは溝領域を溝長・溝領域算出部 3 6 は求める。濃淡差のある 1 次元の画素数を溝長に変換して、2 次元の画素数を溝領域に変換することで、血漿および血球の各部の溝長あるいは溝領域を求める。

10

20

30

40

50

【0069】

溝長・溝領域算出部36(図2を参照)で求められた血漿および血球の各部の溝長と溝26(図1を参照)の断面積とに基づいて、あるいは溝長・溝領域算出部36で求められた血漿および血球の各部の溝領域と溝26の深さとに基づいて、体積算出部37(図2を参照)は各部の体積をそれぞれ求める。

【0070】

(ステップS8)重畳処理

体積算出部37(図2を参照)で求められた血漿の体積、血球の体積と、イメージングプレートIPおよび読取部31で求められた+線の計数情報に基づいて、単位体積当たりの+線の計数情報である血中放射能濃度を重畳処理部38は求める。重畳処理部38は、撮像部34で撮像された画像と、イメージングプレートIPおよび読取部31で得られた+線の計数情報の分布像とを重ね合わせて、円板24の画像中の血漿と+線の分布像中の血漿とを対応付けるとともに、円板24の画像中の血球と+線の分布像中の血球とを対応付けることで、各部の計数を各部の体積で除算して、各部の血中放射能濃度をそれぞれ求める。

10

【0071】

イメージングプレートIPおよび読取部31での撮像(計数)においても、撮像部34(フラットヘッドスキャナ)での撮像においても、固定治具51によって円板24を固定して位置決めを行いつつ支持した状態で2つの円板24および固定治具51をサンプルとして撮像を行っている。したがって、溝26が対称に形成されていても、各々の溝26を個別に識別することができ、重畳処理部38での重畳処理を容易に行うことができる。さらに、円板24に窪み24A, 24Bを設け、固定治具51の開口部52に突起部52A, 52Bを設けているので、これら窪み24A, 24Bや突起部52A, 52Bを基準として向きをそろえて重畳処理を簡易に行うことができる。

20

【0072】

なお、図7に示す固定治具51の場合には180°回転させると溝26の対称性から上下左右を間違えて重畳処理を行う恐れがあるが、切り欠き51Aを図面の左上に設けることで、イメージングプレートIPおよび読取部31で得られた画像も、撮像部34(フラットヘッドスキャナ)で得られた画像も、切り欠き51Aを基準として向きをそろえて重畳処理を簡易に行うことができる。したがって、重畳処理を正確に行って、各部の血中放射能濃度をそれぞれ正確に求めることができる。

30

【0073】

本実施例に係る測定システムによれば、分離手段(本実施例では円板24)に設けられた複数の溝26を個別に識別する識別手段(本実施例では固定治具51)を備える。このような識別手段(固定治具51)を備えることで、溝26を識別する処理を別に行う必要がなく、簡単に複数の溝26を個別に識別することができる。

【0074】

本実施例では、分離手段は、複数本の溝加工された平板(本実施例では円板24)である。その平板(円板24)に溝加工された各々の溝26に測定対象の液体(本実施例では血液)をそれぞれ分離して収納するように平板(円板24)を構成するとともに、各々の溝26を対称に溝加工するように平板(円板24)を構成している。各々の溝26を対称に溝加工するように平板(円板24)を構成した場合において、溝26の対称性から溝26を個別に識別することができなくなるが、識別手段(本実施例では固定治具51)を備えることで簡単に複数の溝26を個別に識別することができる。したがって、この発明は、本実施例のように各々の溝26を対称に溝加工するように平板(円板24)を構成した場合において特に有用である。

40

【0075】

本実施例では、平板は平面状の円板24である。図4に示すように円板24の径方向に沿って溝加工を放射状に施すことで、径方向に形成された溝26を複数に設ける。円板24の径方向に沿って溝加工を放射状に施した場合においても、識別手段(本実施例では固

50

定治具 5 1) を備えることで簡単に複数の溝 2 6 を個別に識別することができる。また、本実施例では、円板 2 4 の中央に円板 2 4 を回転させる回転手段 (本実施例ではモータ 2 8) を備え、その回転手段 (モータ 2 8) による円板 2 4 の遠心力を利用して、測定対象の液体 (本実施例では血液) を遠心分離している。遠心分離のために円板 2 4 を回転させたとしても、識別手段 (固定治具 5 1) を備えることで簡単に複数の溝 2 6 を個別に識別することができる。

【 0 0 7 6 】

さらに、本実施例では識別手段は、分離手段 (本実施例では円板 2 4) を固定して位置決めを行いつつ支持する固定治具 5 1 である。この固定治具 5 1 によって、識別のみならず、分離手段 (円板 2 4) を固定して位置決めを行いつつ支持することもできる。また、本実施例では好ましくは、図 7 に示すように分離手段 (円板 2 4) を複数 (本実施例では 2 つ) に備え、上述の固定治具 5 1 は、複数 (2 つ) の分離手段 (円板 2 4) を固定して位置決めを行いつつ支持している。複数 (2 つ) の分離手段 (円板 2 4) を固定して一括して測定することができる。

10

【 0 0 7 7 】

本実施例では、分離手段 (本実施例では円板 2 4) を撮像する撮像手段 (本実施例では撮像部 3 4) と、測定対象の液体 (本実施例では血液) に含まれている放射線を 2 次元的に同時検出して放射線の 2 次元画像情報を求める検出手段 (本実施例ではイメージングプレート IP と読取部 3 1) と、撮像手段 (撮像部 3 4) によって撮像された分離手段 (本実施例では円板 2 4) の溝 2 6 における画像と、検出手段 (イメージングプレート IP と読取部 3 1) で得られた 2 次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う重畳処理部 3 8 とを備えている。重畳処理部 3 8 は、識別手段 (本実施例では固定治具 5 1) で識別された溝 2 6 の識別結果に基づいて上述の重畳処理を行っている。撮像手段 (撮像部 3 4) によって撮像された分離手段 (円板 2 4) の溝 2 6 における画像と、検出手段 (イメージングプレート IP と読取部 3 1) で得られた 2 次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う際に、識別手段 (固定治具 5 1) によって溝 2 6 を個別に識別してその識別結果を重畳処理に用いることで、重畳処理を簡略化することができる。

20

【 0 0 7 8 】

本実施例のように、測定対象の液体が血液の場合には、分離手段 (本実施例では円板 2 4) は、複数の溝 2 6 にそれぞれ分離されて収納された血液を遠心分離させて血漿および血球に分離する血漿分離を行う。この場合には、血漿分離を行う複数の溝 2 6 を簡単に個別に識別することができる。

30

【 0 0 7 9 】

測定対象の液体が血液であって血漿分離を行う場合においても、本実施例では分離手段は、複数本の溝加工された平面状の円板 2 4 であって、円板 2 4 の径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施すことで、径方向に形成された溝 2 6 を複数に設けている。円板 2 4 の径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施した場合において、溝 2 6 の対称性から溝 2 6 を個別に識別することができなくなるが、識別手段 (本実施例では固定治具 5 1) を備えることで簡単に複数の溝 2 6 を個別に識別することができる。したがって、この発明は、本実施例のように測定対象の液体が血液であって血漿分離を行う場合で、径方向に沿って溝加工を放射状に対称に施すように円板 2 4 を構成した場合において特に有用である。また、円板 2 4 の中央に円板 2 4 を回転させる回転手段 (本実施例ではモータ 2 8) を備え、その回転手段 (モータ 2 8) による円板 2 4 の遠心力を利用して、上述の血漿分離を行っている。

40

【 0 0 8 0 】

さらに、本実施例のように測定対象の液体が血液であって血漿分離を行う場合で、分離手段が円板 2 4 である場合においても、円板 2 4 を撮像する撮像手段 (本実施例では撮像部 3 4) と、血液に含まれている放射線を 2 次元的に同時検出して放射線の 2 次元画像情報を求める検出手段 (本実施例ではイメージングプレート IP と読取部 3 1) と、撮像手段 (撮像部 3 4) によって撮像された円板 2 4 の溝 2 6 における画像と、検出手段 (イメ

50

ージングプレートIPと読取部31)で得られた2次元画像情報の分布像とを重ね合わせて重畳処理を行う重畳処理部38とを備え、重畳処理部38は、識別手段(本実施例では固定治具51)で識別された溝26の識別結果に基づいて上述の重畳処理を行っている。

【0081】

この発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

【0082】

(1) 上述した実施例では、測定システムにおいて、測定対象の液体として血液を例に採って説明したが、測定対象の液体であれば、血液に限定されずに、放射性物質や蛍光剤が含まれた液体や、分析装置に用いられる混合液などであってもよい。

10

【0083】

(2) 上述した実施例では、分離手段は、複数本の溝加工された平板(実施例では円板24)であったが、測定対象の液体(実施例では血液)を複数に分離するための溝を複数に設けた構造であれば、平板に限定されない。また、各々の溝を非対称に設けた分離手段であってもよい。

【0084】

(3) 上述した実施例では、液体採取(実施例では採血)において液体(実施例では血液)の遠心分離に適用するために、円板24と回転手段(実施例ではモータ28)とを備えたが、遠心分離を行わない場合には、必ずしも円板24と回転手段とを備える必要はない。また、平板は円板24に限定されずに方形の板や多角形の板などであってもよいが、

20

回転させることを考慮すれば回転中心が重心となっている形状であるのが好ましい。

【0085】

(4) 上述した実施例では、円板24の径方向に沿って溝加工を放射状に施すことで、径方向に形成された溝26を複数に設けたが、必ずしも放射状に配設する必要はない。例えば、互いに平行に配設してもよい。

【0086】

(5) 上述した実施例では、識別手段は固定治具51であったが、溝を個別に識別する機能であれば、分離手段(実施例では円板24)を固定して位置決めを行いつつ支持する固定治具に限定されない。例えば、図4に示すように窪みを円板24自体に設ける、あるいは切り欠きや突起部を円板24自体に設けることで、その窪みを基準として重畳の対象となる画像の向きを揃えてもよい。また、円板24の所定の箇所に光や放射線の透過性の異なる部材をマーカとして貼り付けて、撮像された画像でマーカ部分を基準として向きを揃えて重畳処理を行ってもよい。

30

【0087】

(6) 上述した実施例では、識別手段は固定治具51であって、固定治具51に切り欠き51Aや突起部52A、52Bを設けたが、溝を個別に識別する機能であれば、切り欠きや突起部に限定されない。例えば、固定治具51の所定の箇所に光や放射線の透過性の異なる部材をマーカとして貼り付けて、撮像された画像でマーカ部分を基準として向きを揃えて重畳処理を行ってもよい。

【0088】

(7) 上述した実施例では、固定治具51は、2つの分離手段(実施例では円板24)を固定して位置決めを行いつつ支持したが、3つ以上の分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持してもよいし、単数の分離手段を固定して位置決めを行いつつ支持してもよい。また、図7に示すような支持形態に限定されない。固定治具は分離手段を吸着支持するタイプでもよいし、上下に複数の分離手段を積層して支持するタイプであってもよい。

40

【0089】

(8) 上述した実施例では、分離手段(実施例では円板24)を撮像する撮像手段(実施例では撮像部34)と、光あるいは放射線を2次元的に同時検出して光あるいは放射線の2次元画像情報を求める検出手段(実施例ではイメージングプレートIPおよび読取部31)と、重畳処理手段(実施例では重畳処理部38)とを備えたが、必ずしも撮像手段

50

と検出手段と重畳処理手段とを備える必要はない。また、撮像手段としてフラットヘッドスキャナのような光学撮像手段を例に採って説明したが、放射線照射手段および放射線検出手段で構成される放射線撮像手段であってもよい。放射線撮像手段の場合には、遠心分離された液体の各部においては、放射能濃度が互いに異なるので、その異なる点を利用する。特に、液体が血液の場合には、放射能濃度の相違によって血漿および血球が撮像された画像上で濃淡差となって現れ、画像上で容易に識別可能である。

【0090】

(9) 上述した実施例では、検出手段(実施例ではイメージングプレートIPおよび読取部31)は、測定対象の液体(実施例では血液)に含まれている放射線を同時検出(同時計数)していたが、上述した変形例(1)でも述べたように、蛍光剤が含まれた液体などであってもよい。例えば、蛍光剤が含まれた液体の場合には、液体中に蛍光剤である蛍光物質が含まれていることになり、測定装置では、蛍光物質から発生した光をCCDカメラなどで測定して、単位体積当たりの光の情報を正確に求めることになる。また、イメージングプレートIPおよび読取部31のかわりに、2次元の放射線センサ(シンチレータアレイとフォトマルチプライヤ、あるいは半導体検出器など)を使用してもよい。蛍光物質から発生した光についても同様に測定すればよい。

10

【0091】

(10) 上述した実施例では、測定システムにおいて、採血装置10による自動採血を例に採って説明したが、液体の採取方法は自動的な液体採取装置に限定されない。液体は円板24の溝26に作業者の手技で滴下する方法でもよい。

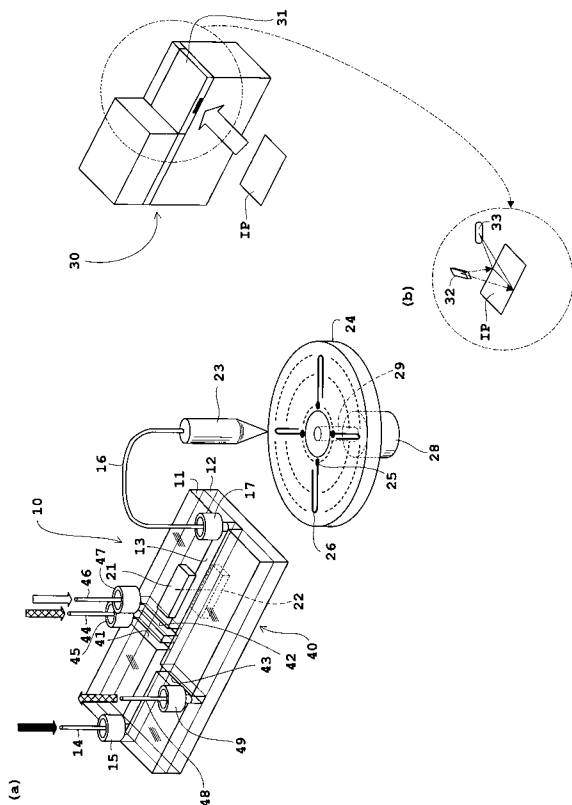
20

【産業上の利用可能性】

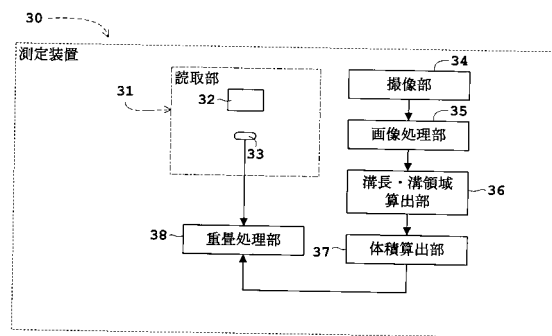
【0092】

以上のように、本発明は、測定対象の液体中に含まれている発光あるいは蛍光物質から発生した光あるいは測定対象の液体中に含まれている放射線を測定する測定システムに適している。

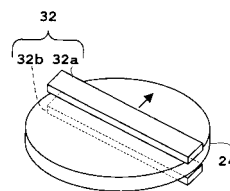
【図1】



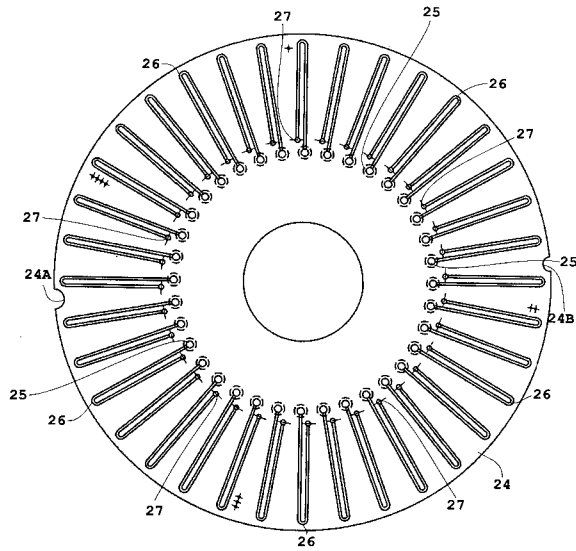
【図2】



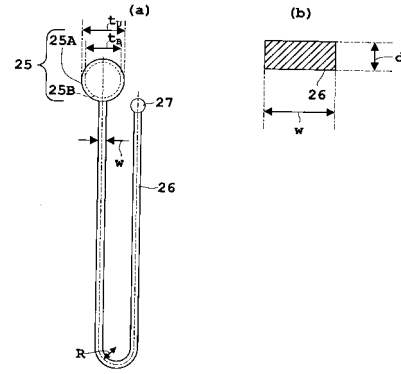
【図3】



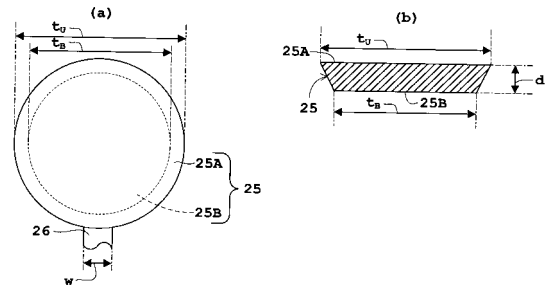
【図4】



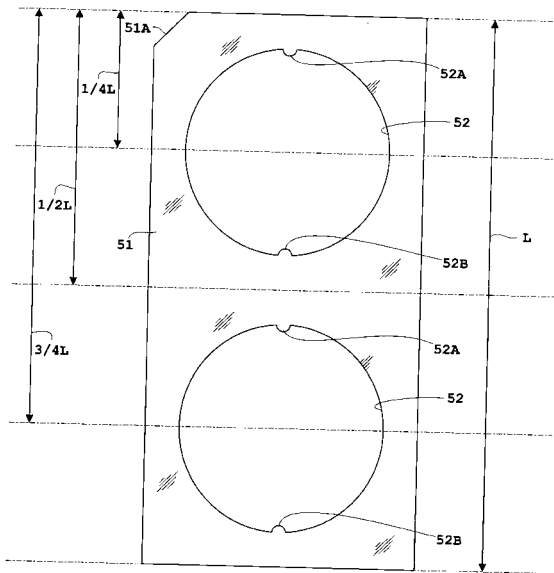
【図5】



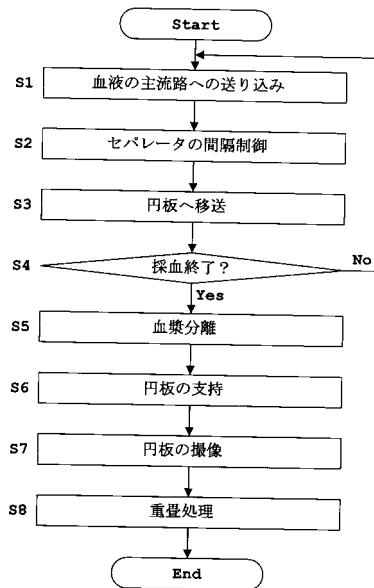
【図6】



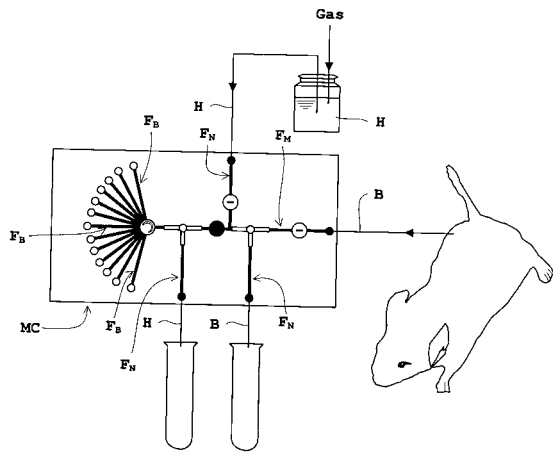
【図7】



【図8】



【 図 9 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 1 T 1/161 A

- (72)発明者 橋爪 宣弥
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 北村 圭司
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 西本 尚弘
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 津田 倫明
京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内
- (72)発明者 木村 裕一
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 関 千江
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内
- (72)発明者 菅野 巖
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 独立行政法人放射線医学総合研究所内

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 実公平04-082852(JP,Y2)
特表2005-516211(JP,A)
国際公開第2009/093306(WO,A1)
国際公開第2006/011393(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G 0 1 N 2 1 / 6 2 - 2 1 / 7 4
G 0 1 T 1 / 1 6 1
G 0 1 N 3 5 / 0 8
G 0 1 N 3 3 / 4 9
J S T P l u s (J D r e a m I I I)
J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)
J M E D P l u s (J D r e a m I I I)