

(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2007-202632

(P2007-202632A)

(43) 公開日 平成19年8月16日(2007.8.16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 M 5/00 (2006.01)	A 6 1 M 5/00 3 2 0	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/145 (2006.01)	A 6 1 M 5/00 3 3 0	4 C 0 6 6
	A 6 1 B 5/14 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2006-22041 (P2006-22041)
 (22) 出願日 平成18年1月31日 (2006.1.31)

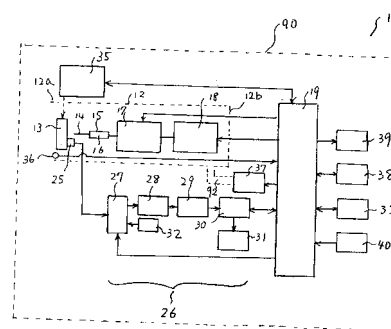
(71) 出願人 000005821
 松下電器産業株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 100097445
 弁理士 岩橋 文雄
 (74) 代理人 100109667
 弁理士 内藤 浩樹
 (74) 代理人 100109151
 弁理士 永野 大介
 (72) 発明者 藤原 雅樹
 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
 (72) 発明者 飯尾 敏明
 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 薬液投与装置とその制御方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 容易に血液の採取から薬液の投与までの操作ができる薬液投与装置を提供する。

【解決手段】 一方が開放するとともに他方が封止された筒体12と、この筒体12の開放側に装着されたセンサ13と、このセンサ13に対して封止側に設けられた中空の針14と、この針14が装着されたカートリッジ15と、このカートリッジ15に封入されたインスリン16を押し出す押し出し手段17と、カートリッジ15と押し出し手段17とを一体的に往復運動させる往復運動手段18と、センサ13からの信号に基づいて血液62の性質を測定する測定回路部26と、これらを制御する制御部19と、この制御部19に接続された開始ボタン40及びメモリ38とを同一筐体90内に設け、開始ボタン40の押下により、針14の往復運動と、血液62の測定動作と、インスリン16の押し出し動作とをする。



- | | |
|-----------|-----------|
| 11 薬液投与装置 | 18 往復運動手段 |
| 12 筒体 | 19 制御部 |
| 12 a 一方 | 26 測定回路部 |
| 13 センサ | 38 メモリ |
| 14 針 | 40 開始ボタン |
| 15 カートリッジ | 62 血液 |
| 16 インスリン | 90 筐体 |
| 17 押し出し手段 | |

【選択図】 図1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一方が開放するとともに他方が封止された筒体と、この筒体の前記開放側に装着された血液センサと、この血液センサに対して前記封止側に設けられた中空の針と、この針が装着されたカートリッジと、このカートリッジに封入された薬液を押し出す押し出し手段と、前記カートリッジと前記押し出し手段とを一体的に往復運動させる往復運動手段と、前記血液センサからの信号に基づいて血液の性質を測定する測定回路部と、この測定回路部と前記往復手段と前記押し出し手段とを制御する制御部と、この制御部に接続された開始ボタンとを同一筐体内に設け、前記開始ボタンの操作により、前記針の往復運動と、血液の測定動作と、前記薬液の押し出し動作とをする薬液投与装置。

10

【請求項 2】

血液センサは、基体と、この基体に設けられるとともに下方へ向かって開口した血液の貯留部と、この貯留部に一方の端が連結されるとともに毛細管現象で前記血液を検出部に供給する供給路と、この供給路の他方の端に設けられた空気孔と、前記検出部を形成する複数の検出電極と、前記検出部に載置された試薬とから成る請求項 1 に記載の薬液投与装置。

【請求項 3】

貯留部の容積と供給路の容積の比を略 6 対 1 とした請求項 2 に記載の薬液投与装置。

【請求項 4】

基体の上面は撥水性にするとともに供給路は親水性とした請求項 2 に記載の薬液投与装置。

20

【請求項 5】

中空針によって形成される穿刺孔の面積より、空気孔の面積を小さくした請求項 2 に記載の薬液投与装置。

【請求項 6】

血液センサの近傍を負圧にする負圧手段が設けられた請求項 2 に記載の薬液投与装置。

【請求項 7】

空気孔を介して貯留部に負圧を加える請求項 6 に記載の薬液投与装置。

【請求項 8】

複数枚の血液センサが収納されるとともに、この血液センサを筒体の開放側へ順次供給するセンサ供給手段が設けられた請求項 2 に記載の薬液投与装置。

30

【請求項 9】

センサ供給手段に血液センサが供給される供給板を設け、この供給板に前記血液センサが嵌入するセンサ挿入孔が設けられた請求項 8 に記載の薬液投与装置。

【請求項 10】

測定した血液の性質に対応する薬液の投与量のデータを有するメモリを前記制御部に接続するとともに、このメモリは着脱自在とした請求項 1 に記載の薬液投与装置。

【請求項 11】

針が出入りする刺針口に隣接して患者の皮膚への当接を検知する当接センサが制御部に接続された請求項 1 に記載の薬液投与装置。

40

【請求項 12】

押し出し手段は、第 1 のモータと、この第 1 のモータの回転軸とカートリッジの後端との間に設けられた第 1 の回転数 / 直進運動変換部と、前記第 1 のモータの回転数を検出する第 1 の回転数検出部とからなる請求項 1 に記載の薬液投与装置。

【請求項 13】

往復運動手段は、第 2 のモータと、この第 2 のモータと針との間に設けられた第 2 の回転数 / 直進運動変換部と、前記第 2 のモータの回転数を検出する第 2 の回転数検出部とからなる請求項 12 に記載の薬液投与装置。

【請求項 14】

異常を警報する警報手段が制御部に接続された請求項 1 に記載の薬液投与装置。

50

【請求項 15】

患者の皮膚に傷をつける穿刺ステップと、この穿刺ステップの後で血液を採取する採血ステップと、この採血ステップの後で前記採取した血液の性質を測定する測定ステップと、この測定ステップの後で再度穿刺し、前記測定ステップにより測定された測定データに基づいて薬液を投与する投与ステップとを有した請求項 1 に記載の薬液投与装置を制御する制御方法。

【請求項 16】

投与ステップにおいては、薬液の投与後予め定められた時間待機した後に針を後退させる請求項 15 に記載の制御方法。

【請求項 17】

採血ステップの前に血液センサ近傍に負圧を加える負圧発生ステップを挿入し、採血ステップと測定ステップとの間に前記負圧の印加を停止する負圧停止ステップとを設けた請求項 15 に記載の制御方法。

10

【請求項 18】

穿刺ステップの前に血液センサの有無と薬液の有無を検出する準備ステップを設けた請求項 15 に記載の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、薬液投与装置とその制御方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

糖尿病患者は、定期的に血糖値を測定し、その血糖値に基づいてインスリン（薬液の一例として用いた）を注射し、血糖値を正常に保つ必要がある。従来、血糖値を測定するために穿刺装置を用いて患者の指先等から、少量の血液を採取し、次に測定装置を用いて採取した血液の血糖値を測定し、その後測定された血糖値に応じて注射装置でインスリンを注射するものであった。

【0003】

30

即ち、図 1 1 に示すように、先ず穿刺装置 1 の刺針口 2 を患者の指先等に当接させる。そして、ボタン 3 を押す。すると刺針口 2 から針が高速で突出するとともに瞬時に後退し、指先等に微小な傷をつける。そして、この傷から血液を採取する。

【0004】

次に、図 1 2 に示す血糖値を測定する測定装置 4 を用い、この測定装置 4 に挿入された血液センサ 5 に採取した血液を点着する。そうすると、血糖値が表示部 6 に表示される。この表示部 6 に表示された血糖値に基づいて、図 1 3 示す注射装置 7 を用い、この注射装置 7 の設定ボタン 8 を操作してインスリンの投与量を設定する。

【0005】

次に、この注射装置 7 の注射口 9 を患者の皮膚に当接させて投与ボタン 10 を押す。すると、注射口 9 から針が進出してインスリンを患者に投与する。

40

【0006】

なお、この出願の発明に関連する先行技術文献情報としては、例えば、特許文献 1、特許文献 2 が知られている。

【特許文献 1】特開 2002 - 219114 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 000555 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながらこのような従来のインスリンの投与操作は、患者に多大の負担をかけるもの

50

であった。

【0008】

この様子をいまい少し説明する。先ず、患者は穿刺装置1で皮膚に傷をつける。そして血液を流出させる。次に皮膚から流出した血液を測定装置4に挿入されたセンサ5に点着する。測定装置4での血液の測定を待って、この測定装置4の表示部6に表示された血糖値の値を正確に記憶し、このとき注射装置7の設定ボタン8を用いて投与量の設定に間違いのないよう細心の注意を払わなければならない。次に、この注射装置7を患者の皮膚に再び当接させてインスリンを投与する。

【0009】

以上説明したようにインスリンの投与操作は、細心の注意の下に操作しなければならず、患者に多大の負担をかけるものであった。

【0010】

本発明は、この問題を解決したもので、容易に血液の採取から薬液の投与までの操作ができる薬液投与装置を提供することを目的としたものである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

この目的を達成するために本発明の薬液投与装置は、一方が開放するとともに他方が封止された筒体と、この筒体の前記開放側に装着された血液センサと、この血液センサに対して前記封止側に設けられた中空の針と、この針が装着されたカートリッジと、このカートリッジに封入された薬液を押し出す押し出し手段と、前記カートリッジと前記押し出し手段とを一体的に往復運動させる往復運動手段と、前記血液センサからの信号に基づいて血液の性質を測定する測定回路部と、この測定回路部と前記往復手段と前記押し出し手段とを制御する制御部と、この制御部に接続された開始ボタンとを同一筐体内に設け、前記開始ボタンの操作により、前記針の往復運動と、血液の測定動作と、前記薬液の押し出し動作とをするものである。これにより、所期の目的を達成することができる。

【発明の効果】

【0012】

以上のように本発明によれば、開始ボタンの押下により自動的に血液の採取と、この採取した血液の性質の測定と、この測定結果に基づいた薬液量の設定と、この薬液の投与をすることができる。即ち、患者は開始ボタンを押下するのみであり、その操作は非常に簡単で容易なものとなり、操作にまつわる負担を著しく軽減することができる。

【0013】

また、血液を採取するための穿刺装置の機能と、前記血液の性質を測定する測定装置の機能と、薬液を投与するための注射装置の機能とを同一筐体内に有しているのが容易に携帯することができる。

【0014】

更に、血液の採取と薬液を投与する針、及びこの針を往復運動させる往復運動手段を共用化することができるので、小型化を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

(実施の形態1)

以下、本発明の実施の形態について、図面に基づいて説明する。図1は、実施の形態1における薬液投与装置11のブロック図である。図1において、12は円筒状の筒体であり、この筒体12の一方12aは開放するとともに他方12bは封止されたものである。この筒体12の一方12aには血液センサ(以下、センサという)13が着脱自在に装着されている。そして、このセンサ13の内側(筒体12の他方12b側)には金属製の中空針(以下、針という)14がカートリッジ15に装着されてセンサ13に対向している。このカートリッジ15内にはインスリン(薬液の一例として用いた)16が封入されている。

【0016】

10

20

30

40

50

カートリッジ 15 は押し出し手段 17 に機械的に連結されており、この押し出し手段 17 は往復運動手段 18 に機械的に連結されている。この押し出し手段 17 と往復運動手段 18 は夫々制御部 19 に接続されており、この制御部 19 で制御される。即ち、押し出し手段 17 はカートリッジ 15 内のインスリン 16 を針 14 から設定量に基づいて押し出すものであり、往復運動手段 18 は押し出し手段 17 と一体的に連結して針 14 をセンサ 13 側へ往復運動をさせるものである。

【0017】

25 (25a ~ 25e で構成されている) はコネクタであり、測定回路部 26 を形成する切替回路 27 に接続されている。この切替回路 27 の出力は電流 / 電圧変換器 28 の入力に接続されており、この電流 / 電圧変換器 28 の出力は A / D 変換器 29 の入力に接続されている。この A / D 変換器 29 の出力は演算部 30 の入力に接続されており、この演算部 30 の出力は液晶で形成された表示部 31 に接続されている。また、制御部 19 には演算部 30 と、切替回路 27 とが接続されている。また、32 は基準電圧源であり切替回路 27 に接続されている。ここで、切替回路 27 から基準電圧源 32 までは測定回路部 26 であり、センサ 13 に採取された血液の性質を測定するものである。

10

【0018】

35 は、センサ供給手段であり、このセンサ供給手段 35 内にはセンサ 13 が積層されて収納されている。このセンサ供給手段 35 は制御部 19 に接続されており、制御部 19 の指令でセンサ 13 を一枚ずつ順次筒体 12 の一方 12a に供給するものである。

【0019】

36 は、当接スイッチ (当接センサの一例として用いた) であり、制御部に 19 接続されている。この当接スイッチ 36 は筒体 12 の一方 12a 先端の刺針口に隣接して装着されており、皮膚への当接を検出するものである。本実施の形態では当接スイッチとして、機構的に動作するマイクロスイッチを用いたが、これはマイクロスイッチに限ることはなく、光学的に当接を検知するフォトセンサであっても良いし、皮膚の電気抵抗を測定することにより当接を検知するものであっても良い。

20

【0020】

37 は負圧手段であり、その入力は制御部 19 に接続されるとともに出力は負圧路 92 を介して筒体 12 内に接続されている。そして、センサ 13 の近傍を負圧にすることにより皮膚表面を緊張させる。皮膚を緊張させることにより、針 14 での穿刺を容易にしたり、血液の流出を助長するものである。

30

【0021】

38 は制御部 19 に接続されたメモリであり、演算部 30 での演算結果や、押し出し手段 17 の押し出し量 (すなわち薬液の投与量)、或いは往復運動手段 18 の運動量やそのスピードの制御値等を格納するものである。このメモリ 38 は着脱自在に設けられているので、演算部 30 で測定した血液の性質 (測定日時、血糖値、インスリンの投与量等) が格納されており、そのまま医療機関へ提出して適切な指示を得ることができる。

【0022】

39 は、制御部 19 に接続された警報手段であり、本実施の形態ではブザーで形成している。これは、ブザーに限ることはなく、音声を用いて注意やガイドをしても良く、また、光等を用いても良い。40 は、制御部 19 に接続された開始ボタンであり、一連の操作を開始する指示を与えるものである。

40

【0023】

33 は制御部 19 に接続されたタイマであり、測定回路部 26 での測定時間の管理や、押し出し手段 17 や往復運動手段 18 の時間管理をするものである。また、時計機能も有している。

【0024】

次に、図 2 ~ 図 5 を用いてセンサ 13 の説明を行なう。図 2 は、本実施の形態におけるセンサ 13 の断面図である。このセンサ 13 を形成する基体 45 は、基板 46 と、この基板 46 の上面に貼り合わされたスペーサ 47 と、このスペーサ 47 の上面に貼り合わされ

50

たカバー 48 とで構成されている。

【0025】

50 は、血液の貯留部であり、その容積は $0.904 \mu\text{L}$ である。またこの貯留部 50 は、基板 46 に設けられた孔 46a とスペーサ 47 に設けられた孔 47a に連通して形成されており、下方に向かって開口している。51 はこの貯留部 50 に一方の端が連結された供給路であり、貯留部 50 に溜められた血液を毛細管現象で検出部 52 に導く路である。また、この供給路 51 の他端は空気孔 53 に連結している。

【0026】

54 は、検出部 (図 4 参照) 52 上に載置された試薬であって、この試薬 54 は、 $0.01 \sim 2.0 \text{ wt} \% \text{ CMC}$ 水溶液に、PQQ-GDH を $0.1 \sim 5.0 \text{ U/センサ}$ 、フェリシアン化カリウムを $10 \sim 200 \text{ mM}$ 、マルチツールを $1 \sim 50 \text{ mM}$ 、タウリンを $20 \sim 200 \text{ mM}$ 添加して溶解させて試薬溶液を調整し、これを基板 46 に形成された検出電極 55, 57 (図 4 参照) 上に滴下し、乾燥させることで形成したものである。

【0027】

図 3 は、センサ 13 の分解平面図である。図 3 (c) は、センサ 13 を構成する長方形をした基板 46 の平面図であり、その一方の寸法 46b は 10 mm であり、他方の寸法 46c は 7 mm である。この基板 46 の材質はポリエチレンテレフタレート (PET) であり、その厚さは 0.188 mm ($0.075 \sim 0.250 \text{ mm}$ の範囲) の物を用いている。

【0028】

そして、この基板 46 の上面には金、白金、パラジウム等を材料として、スパッタリング法或いは蒸着法により導電層を形成し、これをレーザ加工により検出電極 55 ~ 58 と、この検出電極 55 ~ 58 から夫々導出された接続電極 55a ~ 58a を一体的に形成している。46a は、基板 46 の略中央に設けられた孔であり、その直径は 2.000 mm としている。この孔 46a の壁面は、供給路 51 より弱い親水性処理をするか、或いはカバー 48 の上面 48e より弱い撥水性処理をすることが好ましい。

【0029】

図 3 (b) はスペーサ 47 の平面図であり、一方の寸法 47b は 8 mm である。また、他方の寸法 47c は 4 mm である。そしてその形状は長方形をしてしている。47a は、スペーサ 47 の略中央に設けられた直径 2.000 mm 孔であり、基板 46 に設けられた孔 46a に対応する位置に設けられている。この孔 47a の壁面は、供給路 51 より弱い親水性処理をするか、或いはカバー 48 の上面 48e より弱い撥水性処理をすることが好ましい。

【0030】

また、この孔 47a から検出部 52 方向に向かってスリット 47e が形成されている。このスリット 47e は血液の供給路 51 を形成するものである。このスリット 47e の壁面と、それに対応する前記基板 46 の上面も親水性処理を行なう。また、このスリット 47e の幅 47f は 0.600 mm とし、その長さ 47g は 2.400 mm として、 $0.144 \mu\text{L}$ の容積を有する供給路 51 を形成している。なお、スペーサ 47 の材質はポリエチレンテレフタレートであり、その厚さは 0.100 mm ($0.050 \sim 0.125 \text{ mm}$ の範囲) の物を用いている。

【0031】

図 3 (a) はカバー 48 の平面図である。その形状は、一方の寸法 48b は 8 mm であり、他方の寸法 48c は 4 mm として長方形をしてしている。53 は空気孔であり、供給路 51 の先端部に対応して設けられている。その直径は $50 \mu\text{m}$ である。このカバー 48 の材質はポリエチレンテレフタレートであり、その厚さは 0.075 mm ($0.050 \sim 0.125 \text{ mm}$ の範囲) の物を用いている。このカバー 48 は以下の処理を行なっている。即ち、基体 45 の上面を形成するカバー 48 の上面 48e は撥水性処理を行なっている。また、供給路 51 の天面を形成するカバー 48 の下面側は親水性処理を行なっている。また、貯留部 50 の天面 50a は、供給路 51 より弱い親水性処理をする

10

20

30

40

50

か、或いはカバー48の上面48eより弱い撥水性処理をすることが好ましい。本実施の形態では、貯留部50の天面50aは供給路51より弱い親水性処理にするとともに、カバー48の上面48eより弱い撥水性処理を行なっている。

【0032】

ここで、親水性を弱にする方法、及び、撥水性を弱にする方法について述べる。まず、親水性を弱にするには、材料として用いているポリエチレンテレフタレート（PET）の親水性材料を剥がし、ポリエチレンテレフタレートの有する疎水性を強くする。なお、これは、UV（紫外線）を照射して親水性材料を分解することで実現できる。また、貯留部50の天面50aは、ポリエチレンテレフタレート素材の疎水性をそのまま用いることができる。

10

【0033】

次に、撥水性についてのべる。撥水性材料を得るには、材料に撥水性材料を混入すれば良い。また、親水性材料の上に適量の撥水性材料を塗布しても良い。なお撥水性を弱にするには、混入する撥水性材料の量でその撥水度を調整することができる。

【0034】

このような親水性処理或いは撥水性処理をセンサ13に施すには、以下の製造方法による。まず、予め、カバー48の上面48eには撥水性処理を行なう。また、供給路51の天面となるカバー48の下面には親水性処理を全面に渡って施す。次に、基板46、スペーサ47、カバー48を貼り合わせる。そして、貼り合わせた後に、貯留部50の開口から短波長のUVを照射して、天面50aの親水性材料を分解除去する。

20

【0035】

以上のように製造することにより、カバー48の上面48eを撥水性にするとともに、供給路51内を親水性にすることができる。また、貯留部50内部は、供給路51より親水性の弱いもの、或いは上面48eより、撥水性の弱いものを実現することができる。

【0036】

また、本実施の形態における各部材の厚みは以下のようにになっている。即ち、基板46の厚み（0.188mm）と、スペーサ47の厚み（0.100mm）と、カバー48の厚み（0.075mm）との比は、略1：1.3：2.5となっており、センサ13の薄型化を図りながら、しかも十分な血液を溜める貯留部50を形成することができる。また、スペーサ47の厚み（0.100mm）により、供給路51の毛細管現象の効果も十分に得ることができる。

30

【0037】

以下、センサ13における作用効果について説明する。まず、空気孔53と穿刺孔60の関係に関する作用効果について説明する。本実施の形態におけるセンサ13は、針14によって形成される穿刺孔60（図5参照）の面積より、空気孔53の面積を小さくしたものである。即ち、空気孔53の面積より穿刺孔60の面積の方を大きくすることにより、空気孔53より穿刺孔60の方が血液62の流出に対する抵抗が小さくなる。従って、過剰に採取された血液62があったとしても、その血液62のほとんどは穿刺孔60から流出することになる。このことにより、空気孔53から流出する血液62は極めて少なくなり、この血液62により試薬54を押し流すようなことはない。即ち、試薬54は検出部52から移動することはなく、検出部52において血液62の正確な検査ができる。

40

【0038】

次に、撥水性、親水性の作用効果について説明する。本実施の形態におけるセンサ13は、カバー48の上面48eに撥水性処理が施されているので、空気孔53と穿刺孔60からの血液62の流出は抑制される。従って、無駄な血液62を採取する必要はなく、患者に負担をかけることはない。

【0039】

更に、貯留部50は、供給路51より弱い親水性処理か、或いは上面48eより弱い撥水性処理が施されており、貯留部50に貯留された血液62は、一気に律速状態で検出部52に達する。従って、試薬54の溶解性にばらつきが生ずることはなく、正確な血液6

50

2の成分を測定することができる。

【0040】

次に、貯留部50の容積と供給路51の容積の関係における作用効果について説明する。本実施の形態におけるセンサ13は、貯留部50の容積(0.904 μ L)と供給路51の容積(0.144 μ L)の比を略6:1としたものであり、貯留部50の容積は供給路51の容積の約6倍の容積を有している。従って、血液62の不足で検査が不正確になることはない。また、貯留部50の容積は必要とする供給路51の容積に対して大き過ぎることはなく、血液62が大量に供給路51を流れて試薬54を押し流すこともない。従って、この面でも血液62の流れが律速状態となり、試薬54の溶解性にばらつきが生ずることはなく、正確な血液62の検査ができる。

10

【0041】

また、採取する血液62の量は、血液62の検査に必要な十分な微小容量に形成されたものであり、供給路容積の約6倍の血液62を採取するのみであり、患者にかかる負担を極めて少なくすることができる。なお、正確な測定のために血液62の採取量と、患者への負担を少なくするための血液62の採取量とを勘案して、貯留部50の容積は、供給路51の容積の5倍以上、7倍以下が最適となる。

【0042】

図4は、センサ13の透視平面図である。基板46上には検出部52を構成する検出電極55, 56, 57, 58が形成されており、これらの検出電極は、例えば順番に作用極、検知極、対極、Hct(ヘマトクリット)極として作用する。そして、これらの検出電極55~58は、基板46の外周側に形成された接続電極55a, 56a, 57a, 58aに夫々対応して接続されている。そして、これらの接続電極55a~58aは、コネクタ25(このコネクタ25にはコネクタ25a, 25b, 25c, 25d, 25eが含まれる)に夫々接続される。55b~58b, 58cは、夫々対応するコネクタが接触する接触場所であり、基板46の外周近傍に配置されている。

20

【0043】

接触場所58cは接続電極58a内に接触場所58bと共に形成されている。これは接触場所58cと接触場所58bとの導通を測定することにより、センサ13の装着の有無の検知や接続電極55a~58aの夫々の位置を特定する基準とするためのものである。

【0044】

以上のように構成されたセンサ13について、以下にその動作を説明する。図5に示すように、先ず、センサ13を患者の指等の皮膚61に当接させる。そして、針14を矢印59方向に発射させる。そうすると、針14は、貯留部50の天面50aを形成するカバー48を突き破り、このカバー48に穿孔孔60を形成する。そして針14は、この穿孔孔60を介して皮膚61に傷をつける。そうすると、この皮膚61から血液62が流出する。この流出した血液62は貯留部50を満たす。貯留部50を満たした血液62は供給路51に達し、この供給路51の毛細管現象で検出部52へ向かって一気に一定速度で流入する。

30

【0045】

次に、図1と図4を参照しながら血糖値の測定について説明する。図4において、55b~58bは接触場所であり、コネクタ25a~25dと接続されている。血糖値の測定動作では、先ず切替回路27を切換えて、血液成分量を測定するための作用極となる検出電極55を電流/電圧変換器28に接続する。また、血液62の流入を検知するための検知極となる検出電極56を基準電圧源32に接続する。そして、検出電極55及び検出電極56間に一定の電圧を印加する。この状態において、血液62が流入すると、検出電極55, 56間に電流が流れる。この電流は、電流/電圧変換器28によって電圧に変換され、その電圧値はA/D変換器29によってデジタル値に変換される。そして、演算部30に向かって出力される。演算部30はそのデジタル値に基づいて血液62が十分に流入したことを検出する。

40

【0046】

50

次に、血液成分であるグルコースの測定が行なわれる。グルコース成分量の測定は、先ず、制御部 19 の指令により、切替回路 27 を切換えて、グルコース成分量の測定のための作用極となる検出電極 55 を電流・電圧変換器 28 に接続する。また、グルコース成分量の測定のための対極となる検出電極 57 を基準電圧源 32 に接続する。

【0047】

なお、例えば血液中のグルコースとその酸化還元酵素とを一定時間反応させる間は、電流/電圧変換器 28 及び基準電圧源 32 をオフにしておく。そして、一定時間(1~10秒)の経過後に、制御部 19 の指令により、検出電極 55 と 57 間に一定の電圧(0.2~0.5V)を印加する。そうすると、検出電極 55, 57 間に電流が流れる。この電流は電流/電圧変換器 28 によって電圧に変換され、その電圧値は A/D 変換器 29 によってデジタル値に変換されて、演算部 30 に向かって出力される。演算部 30 はそのデジタル値を基にグルコース成分量に換算する。なお、時間はタイマ 33 で測定される。

10

【0048】

次に、グルコース成分量の測定後、Hct 値の測定が行なわれる。Hct 値の測定は次のように行なわれる。先ず、制御部 19 からの指令により切替回路 27 を切換える。そして、Hct 値の測定のための作用極となる検出電極 58 を電流/電圧変換器 28 に接続する。また、Hct 値の測定のための対極となる検出電極 55 を基準電圧源 32 に接続する。

【0049】

次に、制御部 19 の指令により、電流/電圧変換器 27 及び基準電圧源 32 から検出電極 58 と 55 間に一定の電圧(2V~3V)を印加する。検出電極 58 と 55 間に流れる電流は、電流/電圧変換器 28 によって電圧に変換され、その電圧値は A/D 変換器 29 によってデジタル値に変換される。そして演算部 30 に向かって出力される。演算部 30 はそのデジタル値に基づいて Hct 値に換算する。

20

【0050】

この測定で得られた Hct 値とグルコース成分量を用い、予め求めておいた検量線または検量線テーブルを参照して、グルコース成分量を Hct 値で補正し、その補正された結果をメモリ 38 に格納するとともに表示部 31 に表示する。このように補正された測定データに基づいてインスリンの投与量が自動的に設定される。このように、患者が自ら投与するインスリンの量を注射装置に設定する必要は無く、設定の煩わしさは無い。また、人為手段を介さずにインスリンの量を設定することができるので、設定ミスを防ぐことができる。

30

【0051】

次に、センサ 13 を自動供給するセンサ供給手段 35 について説明する。図 6(a)において、63 は直方体形状をしたセンサ 13 の収納部であり、この収納部 63 にはセンサ 13 が積層して収納される。63a は押圧板であり、バネ 63b でセンサ 13 を供給板 64 方向へ押圧している。63c は収納部 63 の上面に設けられた開口であり、センサ 13 の消費に応じてこの開口 63c からセンサ 13 を供給する。また、63d は押圧板 63a に連結されたつまみであり、このつまみ 63d を矢印 63e 方向に移動して開口 63c からセンサ 13 を供給する。なお、このつまみ 63d の位置でセンサ 13 の残量を知ることができる。なお、収納部 63 を透明部材で形成してセンサ 13 の残量を検知しても良い。

40

【0052】

センサ 13 は一枚ずつ供給板 64 に形成された供給孔 69a にバネ 63b の圧力で供給される。65 は供給板 64 を回転させるモータであり、制御器 66 を介して制御部 19 に接続されている。また、67 は透過型の光学センサであり、供給板 64 の回転角を検出するものである。この光学センサ 67 の出力は、制御器 66 を介して制御部 19 に接続されている。

【0053】

25(25a~25e)は、センサ 13 の接続場所 55b~58b、58c に接触するように設けられたコネクタであり、測定孔 69b 近傍に設けられている。そしてこのコネ

50

クタ 25 は、測定回路部 26 の切替回路 27 に接続されている。

【0054】

図 6 (b) は、供給板 64 の平面図である。この供給板 64 は円形をしており、収納部 63 の開口側に回転自在に装着されている。この供給板 64 は、中心 64 e から等角度に 4 個の長方形をしたセンサ挿入孔 69 (このセンサ挿入孔 69 には供給孔 69 a、測定孔 69 b、排出孔 69 d が含まれる) が設けられている。このセンサ挿入孔 69 は長方形をしたセンサ 13 が嵌入するものであり、このセンサ挿入孔 69 に挿入されたセンサ 13 の接続場所 55 b ~ 58 b、58 c は夫々コネクタ 25 a ~ 25 e に接続されることになる。

【0055】

また、この 4 個のセンサ挿入孔 69 に対応して 4 個の検出孔 64 f が設けられている。この供給板 64 の中心 64 e にはモータ 65 が減速機構を介して連結されている。そして、モータ 65 でこの供給板 64 を 4 分の 1 回転ずつ回転させるものである。この 4 分の 1 の回転は光学センサ 67 が検出孔 64 f を検出することにより行われる。

【0056】

この供給板 64 は矢印 68 方向に回転し、図において供給板 64 の上方に位置するセンサ挿入孔 69 がセンサ 13 の供給孔 69 a となり、下方に位置するセンサ挿入孔 69 がセンサ 13 の測定孔 69 b となる。また、この測定孔 69 b から 90 度の角度にあるセンサ挿入孔 69 がセンサ 13 の排出孔 69 d となる。

【0057】

従って、供給孔 69 a で収納部 63 から供給されたセンサ 13 は、測定孔 69 b まで回転して、血液 62 の採取をし、その性質が測定される。測定が終了したら 4 分の 1 回転して排出孔 69 d の位置で排出されることになる。このようにして、収納部 63 内にあるセンサ 13 を順次測定孔 69 b に供給することができる。

【0058】

図 7 は、薬液投与装置 11 の断面図である。図 7 において、90 は、筒体 12 とセンサ供給手段 35 と負圧手段 37 と測定回路部 26 を含む電気回路 91 が収納された筐体である。センサ供給手段 35 は筒体 12 の一方 12 a 近傍の上面に装着されており、供給板 64 は一方 12 a の開口を塞ぐように装着されている。従って、通常時において、針 14 の先端は外部からは見えず恐怖心は軽減される。

【0059】

負圧手段 37 は、筒体 12 の上面であってセンサ供給手段 35 の後方に装着されている。そして、この負圧手段 37 の負圧出力は筒体 12 に設けられた負圧路 92 を通って筒体 12 内に連結しており、センサ 13 の近傍を負圧にする。この負圧手段 37 は図 9 に示すように筒体 12 の内部 12 c を負圧にする。また、供給板 64 に設けられた検出孔 64 f を介してセンサ 13 の下面を負圧にする。従って、皮膚 61 はセンサ 13 にピッタリと密着するので、血液 62 が流れ出して皮膚 61 を汚すことはない。また、負圧手段 37 は、穿刺前においては空気孔 53 を介して貯留部 50 内を負圧にする。従って、貯留部 50 内の皮膚 61 が緊張状態となり、穿刺が容易となる。更に、穿刺後においては穿刺孔 60 を介して貯留部 50 を負圧にし、血液 62 を吸引し皮膚 61 からの血液 62 の流出を加速させる。

【0060】

電気回路 91 は、負圧手段 37 の更に後方に装着されており、センサ供給手段 35 と負圧手段 37 と押し出し手段 17 と往復運動手段 18 を制御する。

【0061】

次に、図 7 に戻り筒体 12 内を中心に説明する。15 はインスリン 16 が封入された円筒形状のカートリッジであり、このカートリッジ 15 の先端 15 a と後端 15 b は夫々ゴムで形成された栓 15 c、15 d が挿入されている。

【0062】

71 は、カートリッジ 15 が挿入されるカートリッジホルダであり、このカートリッジ

10

20

30

40

50

ホルダ 7 1 にカートリッジ 1 5 が着脱自在に装着される。このカートリッジ 1 5 の先端側には円形のキャップ 7 2 が装着されている。そして、このキャップ 7 2 の略中央には針 1 4 が装着されている。この針 1 4 の根元側は、カートリッジ 1 5 の先端 1 5 a に挿入された栓 1 5 c を貫通してインスリン 1 6 まで達している。

【 0 0 6 3 】

7 3 は、インスリン 1 6 を針 1 4 方向に押し出す動力として用いる DC (直流) モータであり、このモータ 7 3 の回転軸はギアで形成された減速機構 8 9 を介してシャフト 7 4 に連結している。このシャフト 7 4 の表面には、雄ねじ 7 4 a が形成されている。

【 0 0 6 4 】

7 5 はシャフト 7 4 に連結して設けられたエンコーダであり、7 6 はこのエンコーダ 7 5 の回転 (回転量及び回転速度) を検出する透過型のセンサである。なお、このセンサ 7 6 は透過型である必要は無く、反射型センサであっても良い。また、エンコーダ 7 5 は、図 8 に示すように円板形状をしている。7 5 a は回転の中心であり、7 5 b は外周近傍の内側の同心円上に設けられた孔である。この孔 7 5 b は等間隔に 1 2 個設けている。モータ 7 3 が回転することにより、このエンコーダ 7 5 が回転する。そうすると、センサ 7 6 からはこの孔 7 5 b を透過する度に光信号がパルス信号に変換されて出力される。従って、このパルス信号を計数することで、モータ 7 3 の回転数やシャフト 7 4 の回転数 (回転角を含む) 、並びに回転速度を容易かつ精密に計測することができる。このエンコーダ 7 5 とセンサ 7 6 とで回転数検出部 1 7 a を構成している。

10

【 0 0 6 5 】

図 7 に戻って、7 7 は、ピストン 7 8 に連結して固定されたナットであり、このナット 7 7 の内側にはシャフト 7 4 に形成された雄ねじ 7 4 a と螺合する雌ねじ 7 7 a が設けられている。従って、モータ 7 3 が正方向に回転することにより、シャフト 7 4 の回転運動がナット 7 7 と協働して、ピストン 7 8 を矢印 7 9 に示す前進する方向 (針 1 4 の装着された方向) に移動させる。そして、その移動する距離はセンサ 7 6 から出力されるパルス信号を計数することで測定することができる。また、移動する速度はセンサ 7 6 から出力されるパルス信号の密度 (周波数) で測定することができる。従って、ピストン 7 8 の移動量を精密にコントロールすることができる。この雄ねじ 7 4 a と雌ねじ 7 7 a とで回転数 / 直進運動変換部 1 7 b を構成している。

20

【 0 0 6 6 】

ピストン 7 8 の先端は、カートリッジ 1 5 に挿入された栓 1 5 d に当接している。この栓 1 5 d はカートリッジ 1 5 の後端 1 5 b 方向から先端 1 5 a の方向に摺動可能に設けられている。従って、ピストン 7 8 が矢印 7 9 方向に前進することにより、カートリッジ 1 5 内の栓 1 5 d が矢印 7 9 方向に押される。このようにして、精密なインスリン 1 6 の量を中空の針 1 4 の先端から患者に投与することができる。なお、モータ 7 3 を逆回転させれば、ピストン 7 8 は矢印 7 9 と反対方向に後退する。

30

【 0 0 6 7 】

8 0 は、モータ 7 3 が固定されたフレームであり、このフレーム 8 0 はモータ 7 3 を囲うように設けられている。ここで、モータ 7 3 とシャフト 7 4 とナット 7 7 とピストン 7 8 とエンコーダ 7 5 とセンサ 7 6 と押し出しを制御する制御部 1 9 の一部 (図 1 参照) と

40

【 0 0 6 8 】

8 1 は、筒体 1 2 に固定された DC モータである。この DC モータ 8 1 は、フレーム 8 0 に往復運動を与える動力として用いるものであり、カートリッジ 1 5 と針 1 4 もフレーム 8 0 に従って往復運動する。モータ 8 1 の回転軸はギアで形成された減速機構 (図示せず) を介してシャフト 8 2 に連結している。このシャフト 8 2 の表面には、雄ねじ 8 2 a が形成されている。

【 0 0 6 9 】

8 3 はシャフト 8 2 に連結して設けられたエンコーダであり、8 4 はこのエンコーダ 8 3 の回転 (回転量及び回転速度) を検出する透過型のセンサである。なお、このセンサ 8

50

4も透過型である必要は無く、反射型センサであっても良い。また、エンコーダ83は、図8に示したエンコーダ75と同様であり、モータ81が回転することにより、このエンコーダ83が回転する。そうすると、エンコーダ83の回転情報（回転量及び回転速度）がセンサ84からパルス信号となって出力される。従って、このパルス信号を計数することで、モータ81の回転数やシャフト82の回転数（回転角を含む）、並びに回転速度を計測することができる。このエンコーダ83とセンサ84とで回転数検出部18aを構成している。

【0070】

85は、フレーム80に固定されたナットであり、このナット85の内側にはシャフト82に形成された雄ねじ82aと螺合する雌ねじ85aが設けられている。従って、フレーム80の移動量を精密にコントロールすることができる。この雄ねじ82aと雌ねじ85aとで回転数/直進運動変換部18bを構成している。

10

【0071】

従って、モータ81が正方向に回転することにより、シャフト82の回転運動がナット85と協働して、フレーム80を矢印86で示す前進する方向に移動させる。そして、その移動する距離はセンサ84から出力されるパルス信号の数で検出することができる。また、移動する速度はセンサ84から出力されるパルス信号の密度（周波数）で検出することができる。

【0072】

即ち、シャフト82の先端は、ナット85を介してフレーム80と連結しているため、モータ81が正回転すると、フレーム80が矢印86方向に前進することになり、押し出し手段17全体を前進させることになる。逆に、モータ81が逆回転すると、フレーム80が矢印86と反対方向に進む（即ち後退）ことになり、押し出し手段17全体を後退させることになる。このようにして、モータ81を正回転、或いは逆回転させることにより、押し出し手段17及びこの押し出し手段17に連結されたカートリッジ15や針14を精密に往復運動させることができる。ここで、モータ81とシャフト82とナット85とエンコーダ83とセンサ84と往復運動を制御する制御部19の一部（図1参照）とで往復運動手段18を形成している。

20

【0073】

また、フレーム80から外側に向かってフレーム凸部80aが形成されており、一方筒体12には、フレーム凸部80aが嵌入するレール87が設けられている。従って、フレーム凸部80aはレール87上を滑動する。即ち、フレーム80（カートリッジ15と針14も同じ）は、矢印86方向或いはその逆方向に往復運動する。このときフレーム凸部80aとレール87の効果により、筒体12との間において回転運動をすることはない。

30

【0074】

また同様に、ピストン78から外側に向かってピストン凸部78aが形成されており、一方フレーム80には、ピストン凸部78aが嵌入するピストンガイド88が設けられている。従って、ピストン凸部78aはピストンガイド88上を滑動する。即ち、ピストン78は、矢印79の方向或いはその逆方向に往復運動する。このときピストン凸部78aとピストンガイド88の効果により、フレーム80との間において回転運動をすることは

40

【0075】

以上のように構成された薬液投与装置11について、以下その動作を説明する。図10において、先ず、ステップ101において薬液投与装置11の電源スイッチをオンする。そして、ステップ102の準備ステップに移り、薬液投与装置11の動作種類の表示として表示部31には「血糖値の測定」の表示がなされる。

【0076】

このとき制御部19では、センサ供給手段35に設けられたコネクタ25d、25eによる短絡信号を検知してセンサ13有り状態の検知と、押し出し手段17の押し出し量によりインスリン16の残量の検知と、当接スイッチ36の皮膚61への当接検知の確認を

50

行なう。これらの検知確認のうち一つでも条件が揃わないときは警報手段 39 で警報するとともに、表示部 31 にその内容を表示する。全ての条件が揃った状態で「OK」の旨を表示部 31 に表示する。そして、患者は「OK」の表示を確認した後、開始ボタン 40 を押下する。すると、ステップ 103 の負圧発生ステップに移行する。

【0077】

ステップ 103 では、負圧手段 37 を動作させて負圧路 92 を介してセンサ 13 の近傍に負圧を加える。この負圧で皮膚 61 とセンサ 13 の下面とを密着させる。また、センサ 13 の貯留部 50 内は空気孔 53 を介して負圧を加える。このようにして皮膚 61 の表面を負圧にして皮膚を緊張状態にすることにより、穿刺を容易にし、ステップ 104 の穿刺ステップに移行する。

10

【0078】

ステップ 104 では、モータ 81 を正回転させて、往復運動手段 18 を高速 (0.05 sec) で小距離 (10 mm) 前進させる。針 14 はセンサ 13 のカバー 48 を突き破り、皮膚 61 に傷をつける。そして、ステップ 105 の採血ステップに移行する。ステップ 105 では、前記傷から血液 62 が流出し、この血液 62 で貯留部 50 が満たされる。このとき、貯留部 50 の天面 50a には針 14 で穿刺孔 60 が形成されるので、負圧はこの穿刺孔 60 を介して貯留部 50 内を更に負圧にし、血液の流出を助長する。貯留部 50 を満たした血液 62 は毛細管現象で供給路 51 を律速 (一定の速度) 状態で検出部 52 に至る。そして、ステップ 106 の負圧停止ステップに移行する。

【0079】

ステップ 106 では、血液 62 が検出電極 56 に到達したことを検出して負圧手段 37 の負圧動作を停止させる。従って、血液 62 の採取量は最低となり、患者にかかる負担は最低となる。負圧動作を停止させた後、ステップ 107 の測定ステップに移行する。ここで、予め定められた時間が経過しても、検出電極 56 で血液 62 の流入が検出できないときは、警報手段 39 を動作させ警報するとともに表示部 31 にその旨と今後の処置を表示する。また、これまでのステップにおいて、当接スイッチ 36 がオフになった場合も同様に警報手段 39 を動作させ警報するとともに表示部 31 にその旨と今後の処置を表示する。

20

【0080】

ステップ 107 では、先ずグルコースの測定を行う。即ち、血液中のグルコースとグルコース酸化還元酵素とを一定時間反応させた後、検出電極 55 を作用極、検出電極 57 を対極として、前記両検出電極 55, 57 間に電圧を印加する。そして、グルコースの測定を行う。

30

【0081】

次に、Hct 値の測定をする。検出電極 58 を作用極、検出電極 55 を対極として、両検出電極 55, 58 間に電圧を印加する。このことにより、Hct 値に依存する電流が検出できる。従って、この電流に基づき Hct 値を測定する。

【0082】

そして最後に、血液成分の補正を行なう。即ち、測定した前記 Hct 値を用いて、先に得られたグルコース量を補正する。この補正されたグルコース量はメモリ 38 に格納される。なお、このステップ 107 の後に負圧手段 37 を停止しても良い。この場合、薬液投与装置 11 が血液 62 の測定中の時間皮膚 61 に当接しているので、薬液投与装置 11 の動揺は少なく、試薬 54 による化学反応が安定するので、精密で安定した測定が可能となる。次にステップ 108 の薬液投与ステップに移る。

40

【0083】

ステップ 108 では、モータ 81 を正回転させて、往復運動手段 18 を低速 (0.2 sec) で小距離 (10 mm) 前進させる。そして、モータ 73 を正回転させて、押し出し手段 17 を低速 (0.2 sec) で前記メモリ 38 に格納されたグルコース量に基づいた距離前進させる。このことにより、精密にインスリン 16 の量が投与される。しかも、メモリ 38 に格納された測定値を自動的に用いるので、患者による投与量の設定ミスは生じない。次に、ステップ 109 の待機ステップに移行する。

50

ステップ 109 では、穿刺した状態で 5 秒間待機する。これは投与したインスリン 16 が確実に患者の体内に移行する時間である。そして、ステップ 110 の針 14 の後退ステップに移行する。

【0084】

ステップ 110 では、モータ 81 を逆転させて、往復運動手段 18 を低速 (0.2 sec) で大距離 (20 mm) 後退させる。そして、ステップ 111 の後処理ステップに移行する。

【0085】

ステップ 111 では、測定及び投与した日時、血糖値、投与量等を表示部 31 に表示する。そして、センサ供給手段 35 では、供給板 64 を 4 分の 1 回転させて、使用済みのセンサ 13 を排出 (廃棄) されるとともに、未使用のセンサ 13 を供給孔 64 a に供給 (測定孔 64 b にも未使用のセンサ 13 が供給される) される。そして、ステップ 112 の電源をオフするステップ 112 の終了ステップに移行する。

【0086】

ステップ 112 では、薬液投与装置 11 の電源をオフして全ての動作を終了する。なお、薬液投与装置 11 に送信部を設けておけば、その結果を医療機関等に送信することができる。また、その他にも血液 62 の採取、測定、薬液の投与中に異常が発生した場合は、警報手段 39 で患者に警告するとともに、表示部 31 にその対処方法を表示するようになっている。

【0087】

以上説明したように、患者は開始ボタン 40 を押下するのみであり、その操作は非常に簡単で容易なものとなり、操作にまつわる負担を著しく軽減することができる。また、血液 62 を採取するための穿刺装置の機能と、前記血液 62 の性質を測定する測定装置の機能と、インスリン 16 を投与するための注射装置の機能とを同一筐体 90 内に有しているので容易に携帯することができる。

【0088】

更に、血液 62 の採取と薬液を投与する針 14、及びこの針 14 を往復運動させる往復運動手段 18 を共用化することができるので、小型化を実現することができる。以上、グルコースの測定を例に説明したが、グルコースの測定の他に乳酸値やコレステロールの血液成分の測定にも有用である。

【産業上の利用可能性】

【0089】

本発明にかかる薬液投与装置は、操作が容易であり十分な訓練を受け難い患者が使用する医療装置等として有用である。

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図 1】本発明の実施の形態 1 における薬液投与装置のブロック図

【図 2】同、センサの断面図

【図 3】(a) は同、基板の平面図 (b) は同、スペーサの平面図 (c) は同、カバーの平面図

【図 4】同、センサの透視平面図

【図 5】同、動作説明のためのセンサとその周辺の説明図

【図 6】(a) は同、センサ供給手段の断面図 (b) は同、供給板の平面図

【図 7】同、血液投与装置の断面図

【図 8】同、エンコーダの平面図

【図 9】同、血液投与装置の要部断面図

【図 10】同、動作フローチャート

【図 11】従来の穿刺装置の外観斜視図

【図 12】同、センサと測定装置の平面図

【図 13】同、注射装置の外観斜視図

10

20

30

40

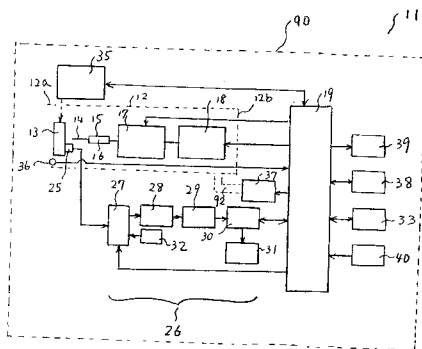
50

【符号の説明】

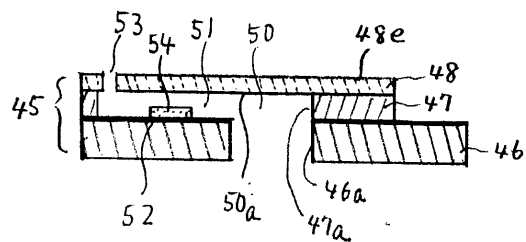
【0091】

- 11 薬液投与装置
- 12 筒体
- 12 a 一方
- 13 センサ
- 14 針
- 15 カートリッジ
- 16 インスリン
- 17 押し出し手段
- 18 往復運動手段
- 19 制御部
- 26 測定回路部
- 38 メモリ
- 40 開始ボタン
- 62 血液
- 90 筐体

【図1】



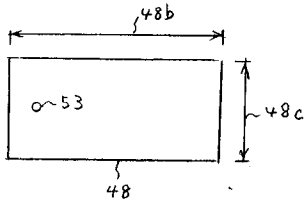
【図2】



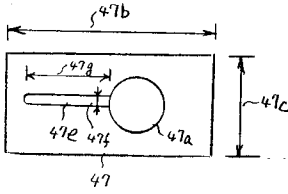
- | | |
|-----------|-----------|
| 11 薬液投与装置 | 18 往復運動手段 |
| 12 筒体 | 19 制御部 |
| 12 a 一方 | 26 測定回路部 |
| 13 センサ | 38 メモリ |
| 14 針 | 40 開始ボタン |
| 15 カートリッジ | 62 血液 |
| 16 インスリン | 90 筐体 |
| 17 押し出し手段 | |

【図 3】

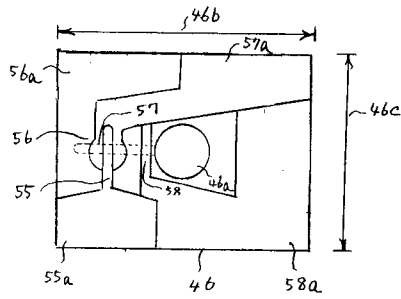
(a)



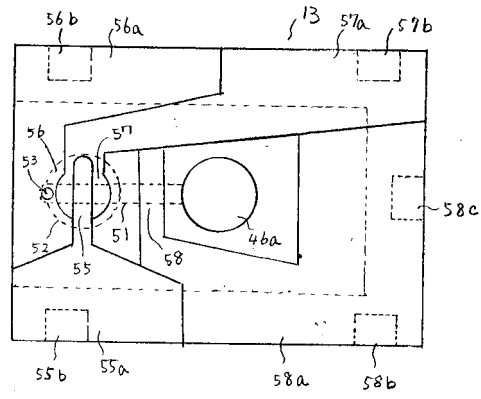
(b)



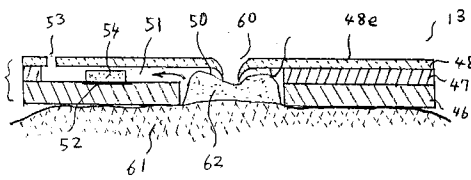
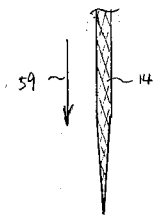
(c)



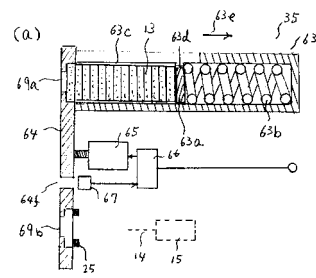
【図 4】



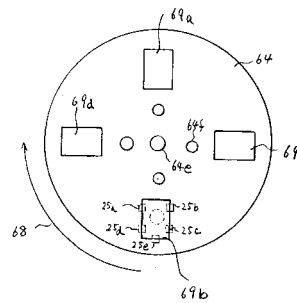
【図 5】



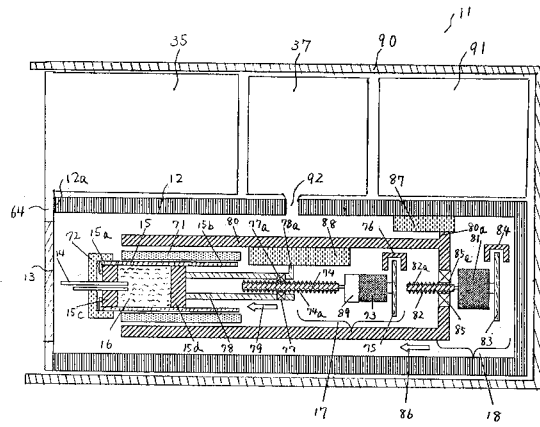
【図 6】



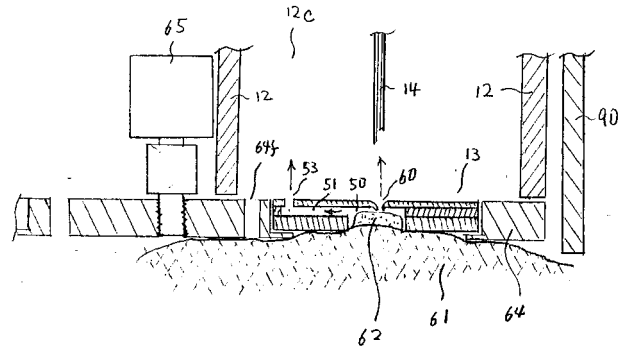
(b)



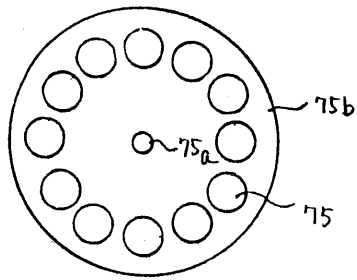
【圖 7】



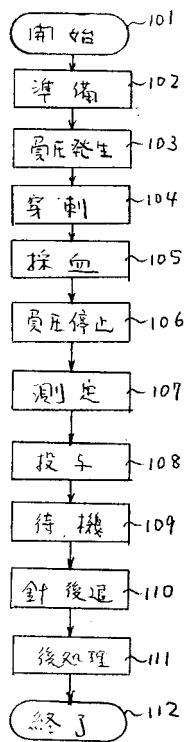
【圖 9】



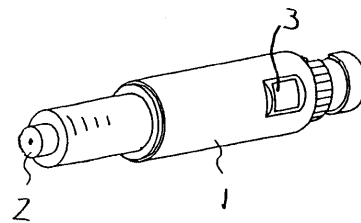
【圖 8】



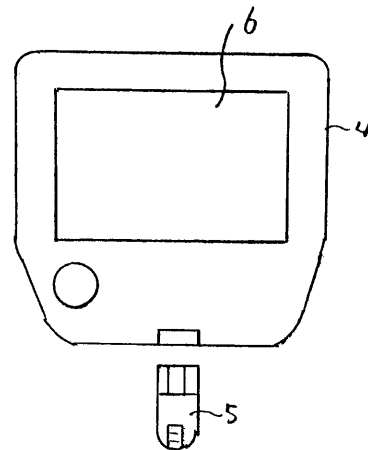
【圖 10】



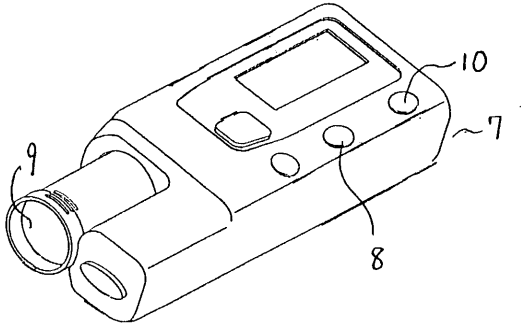
【圖 11】



【圖 12】



【図 13】



【手続補正書】

【提出日】平成19年1月11日(2007.1.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】図面

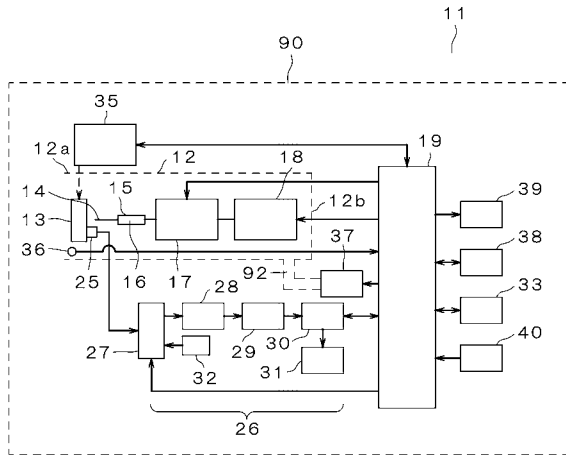
【補正対象項目名】全図

【補正方法】変更

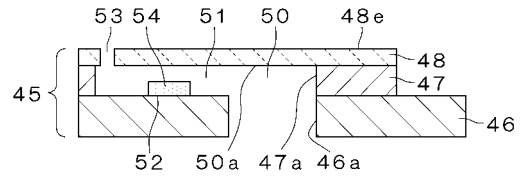
【補正の内容】

【 図 1 】

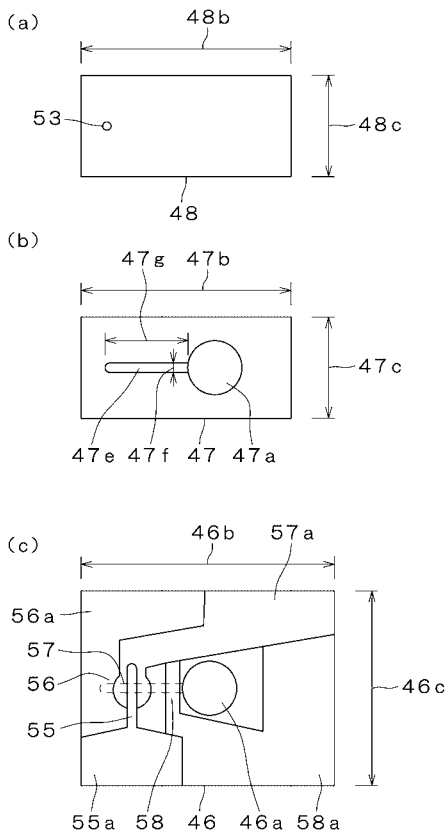
- | | |
|-----------|-----------|
| 11 薬液投与装置 | 18 往復運動手段 |
| 12 筒体 | 19 制御部 |
| 12a 一方 | 26 測定回路部 |
| 13 センサ | 38 メモリ |
| 14 針 | 40 開始ボタン |
| 15 カートリッジ | 90 筐体 |
| 16 インスリン | |
| 17 押し出し手段 | |



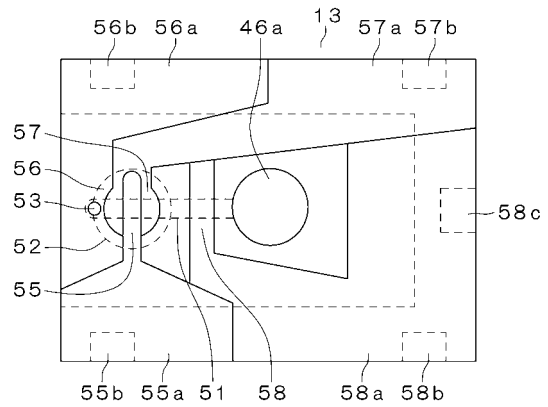
【 図 2 】



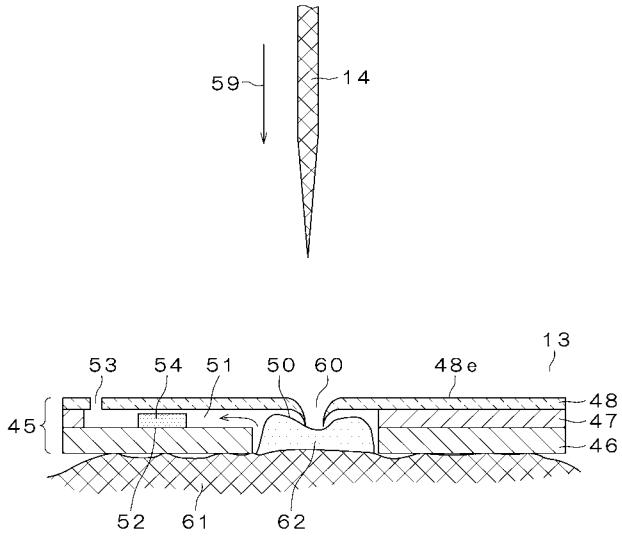
【 図 3 】



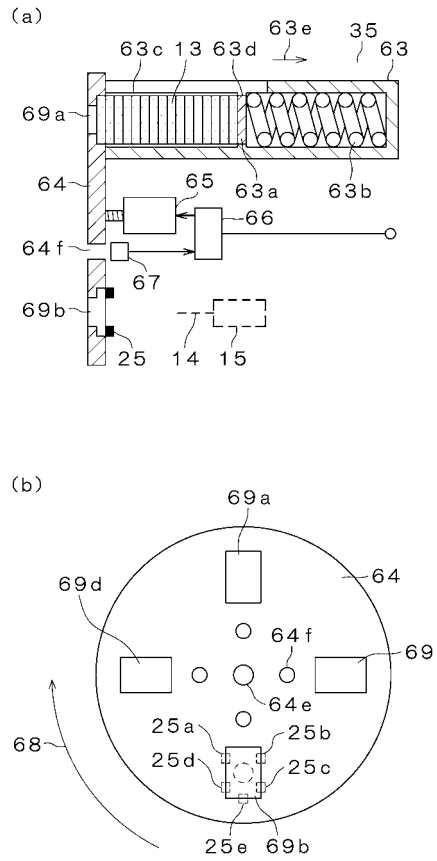
【 図 4 】



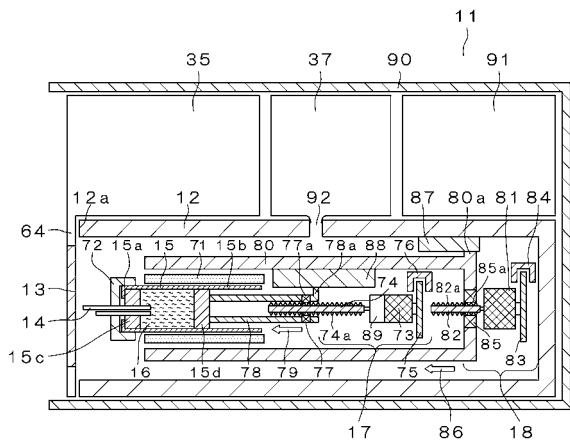
【 図 5 】



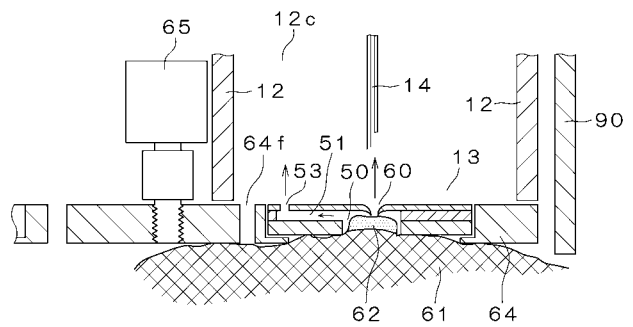
【 図 6 】



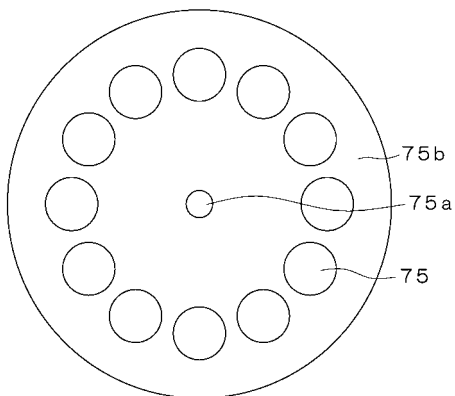
【 図 7 】



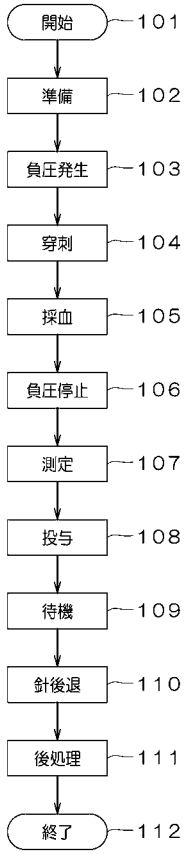
【 図 9 】



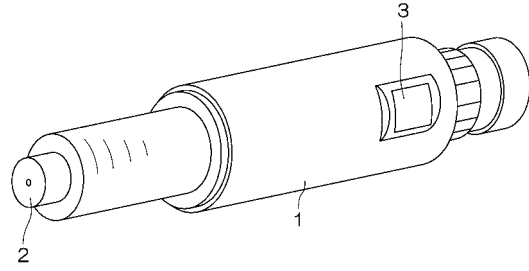
【 図 8 】



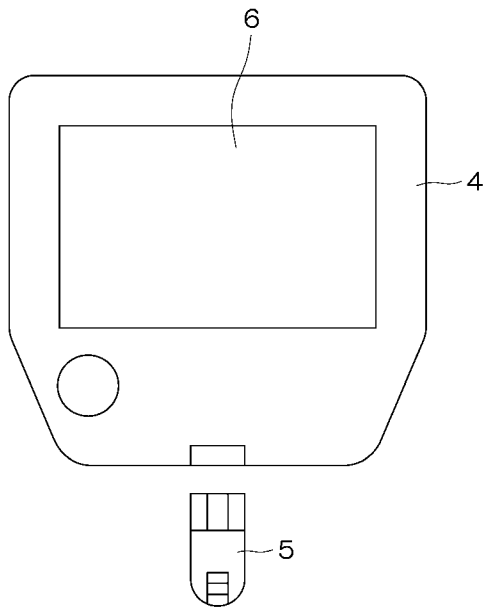
【 図 1 0 】



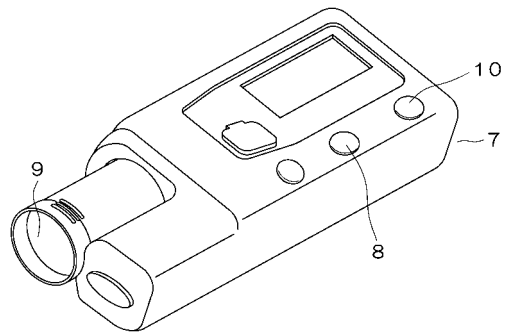
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C038 KK10 KL05 KL09 KX01 TA02 UE07 UH00
4C066 AA10 BB01 CC01 DD06 DD12 QQ32