

(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2004-267462
(P2004-267462A)

(43) 公開日 平成16年9月30日(2004.9.30)

(51) Int. Cl.⁷
A61B 17/34

F I
A61B 17/34 310

テーマコード(参考)
4C060

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2003-62050 (P2003-62050)
(22) 出願日 平成15年3月7日(2003.3.7)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 本田 吉隆
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 木村 健一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 石川 学
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

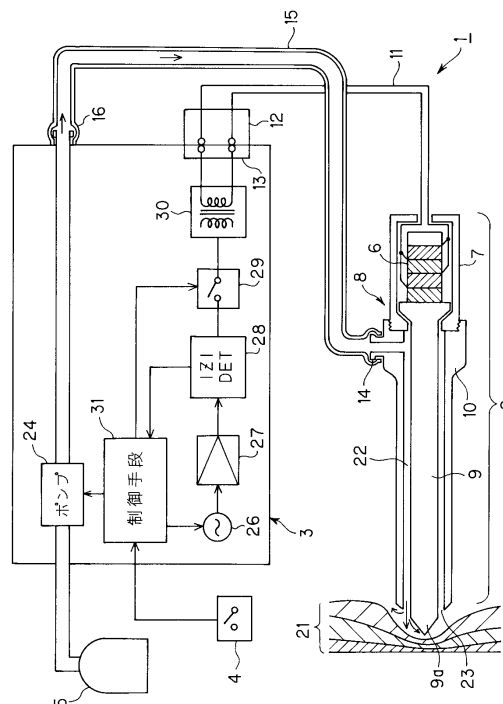
(54) 【発明の名称】 超音波穿刺システム

(57) 【要約】

【課題】 穿刺状況を正確に把握できる超音波穿刺システムを提供すること。

【解決手段】 手元側のハンドピース8内に超音波振動子6を内蔵し、外套管10内に挿通されたプローブ9により超音波で伝達して先端部9aが押しつけられる皮膚組織21に穿刺孔を形成する際、電源装置3内には超音波振動子6に供給される電気エネルギーのインピーダンスを検出する駆動インピーダンス検出回路28により穿刺の終了を検出すると共に、その際外套管10とプローブ9との隙間22を経て先端の開口23に流体を供給し、開口23に体液等の侵入により穿刺の検出精度を低下させる要因を解消し、正確に穿刺状況を把握できるようにした。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、
穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、
プローブを覆い、ハンドピースに装着される外套管と、
上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とを備えた超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、生体壁にプローブを穿刺する際の穿刺状況をインピーダンスにより検出するインピーダンス検出手段と、

外套管とプローブとの先端開口に流体を供給する流体供給手段とを有し、
プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することを特徴とする超音波穿刺システム。

10

【請求項2】

超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、
穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、
プローブを覆い、ハンドピースに装着される外套管と、
上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とを備えた超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、
前記プローブ先端部と、プローブ先端部により穿刺される生体壁に設置された電極とのインピーダンスを検出するインピーダンス検出手段とを有し、
プローブが生体壁を貫通したことを上記インピーダンス検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することを特徴とする超音波穿刺システム。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は腹腔壁等に超音波振動によって穿刺する超音波穿刺システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

腹腔壁等に超音波振動によって穿刺する超音波穿刺システムの従来例として、特開平7-51281号公報、特開2001-104322号公報がある。

特開平7-51281号公報では、先端が鈍であるプローブの超音波振動によって組織に穿孔する超音波トロッカーにおいて、プローブのインピーダンスや出力電圧及び出力電流の位相差を検出する。

30

【0003】

上記検出結果により組織を穿孔したことを判断し、振動している先端部分の超音波振動レベルを停止若しくは不活性なアイドル状態に停止させることによって、穿孔による組織損傷を防止する超音波トロッカーが提供されている。

40

【0004】

一方、特開2001-104322号公報では、超音波プローブ先端が開口した貫通口を形成し、上記貫通口に弾性的に付勢される手段で固定された棒状部材が挿通している。上記プローブの先端が組織に穿孔した際には、棒状部材の移動によってプローブ先端が突き抜けたことが検知されるようにした超音波トロッカーが開示されている。

【0005】

【特許文献1】

特開平7-51281号公報

【0006】

【特許文献2】

50

特開 2001 - 104322 号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特開平 7 - 51281 号公報では、穿刺する際に超音波振動するプローブとプローブの外周を保護する外套管との間に組織や体液が入り込むことで超音波プローブに一定の負荷がかかってしまう。

よって、プローブには一定のインピーダンスが定常的に検出される為、インピーダンス等だけで穿刺が完了した事を判断することは極めて困難である。

【0008】

また、プローブと外套管との間に組織や体液が入り込んだ状態で穿刺が完了した状態におけるインピーダンスと非常に軽い力量で組織に押し当てている時に検出されるインピーダンスの情報は酷似しているため、前記の違いを判別する事は困難であり、組織への押し当て力量が低かったが為に、何度も超音波出力の再開をしなければならないのは非常に煩雑な操作である。

10

【0009】

図 17 を参照して従来例による問題点をより詳細に説明する。

図 17 (A) は、プローブに対して検出される駆動インピーダンスの変化を示す。ここで、太い破線で示す曲線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかった正常状態における駆動インピーダンスの変化を示しており、ケース K1 とする。

【0010】

一方、太い実線で示す曲線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込んだ場合の駆動インピーダンスの変化を示しており、ケース K2 とする。

20

【0011】

図 17 (B) は出力 SW を ON / OFF している期間を示す。また、図 17 (C) は実際に超音波エネルギーが穿刺用の超音波プローブに供給されている超音波出力の期間を示す。

【0012】

横軸に示す時間 t_a の期間は出力 SW が OFF である為、超音波出力もされず、駆動インピーダンスも「0」の期間である。横軸における t_b の期間は出力 SW が ON である為、超音波出力もされており、皮膚組織等にプローブが接触し、穿刺する為に徐々に駆動イン

30

【0013】

ここでケース K1 のようにプローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかった時に穿刺が終了した直後の駆動インピーダンスを閾値 D として設定した場合、ケース K2 のようにプローブと外套管との間に体液や組織が入り込んだ状態で穿刺が終了しても、プローブと外套管との間の異物によって一定の駆動インピーダンスより下がらない場合も存在する。

【0014】

故に図 17 (C) の斜線で示す期間つまり t_c の期間においては、出力 SW を OFF するまで超音波エネルギーが供給されつづける為に、振動している先端部分の超音波振動レベルを停止若しくは不活性なアイドリング状態に停止させることが確実に実現できるとは言いがたい。

40

【0015】

また、図 18 を参照して従来例によるもう一例の問題点を説明する。

図 18 (A) は、検出される駆動インピーダンスの変化を示す。

太い破線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかった正常状態における駆動インピーダンスの変化を示しており、やはりケース K1 とする。一方太い実線は、プローブと外套管との間に体液や組織が入り込まなかったものの穿刺用ハンドピースを皮膚組織へ押し付ける力量を途中で弱めてしまった場合の駆動インピーダンスの変化を示しており、ケース K3 とする。

50

【 0 0 1 6 】

図 1 8 (B) は出力 S W を O N / O F F している期間を示す。また、図 1 8 (C) は実際に超音波エネルギーが穿刺用ハンドピース 2 に供給されている期間を示す。

横軸における t a の期間は出力 S W が O F F である為、超音波出力もされず、駆動インピーダンスも「 0 」の期間である。横軸における t d の期間は出力 S W が O N である為、超音波出力もされていて皮膚組織にプローブが接触し穿刺する為に徐々に駆動インピーダンスが上昇し、ある一定値で定常状態となる。

【 0 0 1 7 】

ここでケース K 1 のようにプローブと外套管との間に体液や組織が入り込まずに、且つ一定の力量で穿刺用ハンドピースを皮膚組織に押し付け穿刺が終了した直後の駆動インピーダンスを閾値 D より十分高い閾値 E として設定している。

10

【 0 0 1 8 】

これによって図 1 7 を参照して述べたようなプローブと外套管に体液や組織が入り込んだ状態における駆動インピーダンスの変化を十分検出することが可能となる。

【 0 0 1 9 】

しかし、ケース K 3 のように皮膚組織に対して穿刺する力量を弱めることによって駆動インピーダンスは瞬時に閾値 E を下回ってしまう。

【 0 0 2 0 】

つまり、超音波エネルギーを供給している t e の期間は、本来所望である穿刺終了する期間 t d の終了時より t f の期間だけ短い期間で超音波エネルギーの供給を停止している事

20

【 0 0 2 1 】

これは超音波出力で見ると斜線の部分だけ超音波エネルギーを供給しない期間が存在することとなり、振動している先端部分の超音波振動レベルを停止若しくは不活性なアイドリング状態に停止させることが確実に実現できるとは言えるものの超音波穿刺用ハンドピースがその医学的効能を十分発揮しているとは言いがたい。

一方、特開 2 0 0 1 - 1 0 4 3 2 2 号公報では、超音波プローブの先端部分が超音波振動しない棒状手段であることから、穿刺能力が低減してしまう。

【 0 0 2 2 】

(発明の目的)

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、穿刺状況をより正確に把握判断でき、穿刺処置するのに適した超音波穿刺システムを提供することを目的とする。

30

【 0 0 2 3 】

【 課題を解決するための手段 】

超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、

穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、

プローブを覆い、ハンドピースに装着される外套管と、

上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とを備えた超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、生体壁にプローブを穿刺する際の穿刺状況をインピーダンスにより検出するインピーダンス検出手段と、

40

外套管とプローブとの先端開口に流体を供給する流体供給手段とを有し、

プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することにより、外套管とプローブとの先端開口に組織等が入り込まないようにでき、より正確に穿刺状況を把握できるようにしている。

【 0 0 2 4 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

50

図 1 ないし図 5 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の超音波穿刺システムの全体構成を示し、図 2 は図 1 の内部構成を示し、図 3 は駆動インピーダンス検出回路の構成を示し、図 4 は判別回路の内部構成を示し、図 5 は判別回路各部の波形によりその動作を示す。

【0025】

図 1 に示すように本発明の超音波穿刺システム 1 は、超音波による穿刺を行う超音波穿刺用処置具 2 と、この超音波穿刺用処置具 2 を駆動する高周波の電気エネルギーを供給する電源装置 3 と、この電源装置 3 に接続され、電源装置 3 から超音波穿刺用処置具 2 に供給される電気エネルギーの ON/OFF を行うフットスイッチ等で形成される出力スイッチ 4 と、電源装置 3 に接続され、超音波穿刺用処置具 2 に流体を供給する流体を格納した流体タンク 5 とを備えている。

10

【0026】

超音波穿刺用処置具 2 は、手元側に設けられ、術者により把持される超音波振動子 6 を収納した振動子収納部 7 を有するハンドピース 8 と、このハンドピース 8 にその基端が連結され、円錐形状に尖った先端部 9 a 側に超音波を伝達して穿刺の処置を行う超音波プローブ 9 と、この超音波プローブ 9 を覆い、ハンドピース 8 に着脱自在の外套管 10 とを有する。

【0027】

また、この超音波穿刺用処置具 2 は、ハンドピース 8 の後端から電気ケーブル 11 が延出され、この電気ケーブル 11 の後端に設けた電気プラグ 12 は、電源装置 3 の出力コネクタ 13 に着脱自在に接続され、この接続により電源装置 3 から超音波振動子 6 に高周波の電気エネルギーを供給できるようにしている。

20

【0028】

また、ハンドピース 8 に装着される外套管 10 における後端部の外周面の口金 14 にはチューブ 15 の一端が接続され、このチューブ 15 の他端は電源装置 3 の流体供給コネクタ 16 に着脱自在で接続され、この接続により流体タンク 5 からの流体を外套管 10 の内側を通して超音波プローブ 9 の先端側に送ることができるようにしている。

【0029】

電源装置 3 には、例えばその前面に上述した出力コネクタ 13、流体供給コネクタ 16 の他に電源の ON/OFF を行う電源スイッチ 17 及び出力状態の表示や設定等を行うフロントパネル 18 とが設けてある。

30

【0030】

図 2 は穿刺対象物としての例えば皮膚組織 21 に対して超音波穿刺用処置具 2 により処置する状態での図 1 の内部構成を示す。

ハンドピース 2 を形成する振動子収納部 7 の内部には電気音響変換する機能を有する、例えば円板状の圧電素子が複数、両面に電極を取り付けた状態でボルト締め等して形成された超音波振動子 6 が配置され、電極に接続した電気ケーブル 11 の端部に設けた電気プラグ 12 を電源装置 3 の出力コネクタ 13 に接続することにより、高周波電気エネルギーを超音波振動子 6 に印加して、超音波振動させることができるようにしている。

【0031】

この超音波振動子 6 の前端面には、棒状の超音波プローブ 9 における例えばテーパ状に拡径にした基端部が締結されており、超音波振動子 6 による超音波振動を超音波プローブ 9 の先端部 9 a に伝達する。

40

【0032】

振動子収納部 7 の前端には、外套管 10 の基端部が例えば螺着等により、着脱可能に装着され、この外套管 10 の中空部内に隙間 22 が形成される状態で超音波プローブ 9 が挿通され、この超音波プローブ 9 の尖った形状にした先端部 9 a は外套管 10 の先端の開口 23 から少し突出し、穿刺し易い形状にしている。また、外套管 10 の基端部には口金 14 が設けてあり、チューブ 15 を介して電源装置 3 の流体供給コネクタ 16 に接続される。

50

【0033】

電源装置3には流体タンク5に一端が、流体供給コネクタ16に他端が接続したポンプ24を内蔵し、このポンプ24により流体タンク5の流体を流体供給コネクタ16に接続されたチューブ15を介して外套管10の口金14に供給し、この口金14からさらに超音波プローブ9が挿通された外套管10の隙間22を経てその先端の開口23側に流体を供給可能にしている。

【0034】

また、この電源装置3内には超音波振動子6を超音波励振させるための周波数で発振する発振器26が設けてあり、この発振器26の発振信号は増幅する増幅器27により電力増幅されて振動子駆動用の電気エネルギーとしての振動子駆動信号となる。

10

【0035】

この振動子駆動信号はその電流成分及び電圧成分を検出して超音波穿刺用処置具2の駆動インピーダンスを検出する駆動インピーダンス検出回路28を経てこの振動子駆動信号の給電ライン上に設けられた遮断スイッチ29を経た後、さらに電氣的な絶縁を確保しつつ、振動子駆動信号を二次側に伝達する絶縁トランス30を経て出力コネクタ13から信号ケーブル11を経て超音波振動子6に印加される。

【0036】

また、電源装置3内には、電源装置3全体の動作を制御する制御手段31が設けられている。この制御手段31は出力スイッチ4、ポンプ24、発振器26、駆動インピーダンス検出回路28、遮断スイッチ29と接続されている。

20

そして、出力スイッチ4の操作に応じて、発振器26の発振/発信停止の制御、ポンプ24の動作の制御及び遮断スイッチ29の制御を行うと共に、駆動インピーダンス検出回路28による駆動インピーダンス検出の結果に応じて遮断スイッチ29の(ONから)OFFにより超音波振動子6への電気エネルギーへ供給停止の制御やフロントパネル18での表示制御等を行う。また、この制御手段31は穿刺の処置を行っている場合には、ポンプ24を動作状態に設定する制御を行う。

【0037】

本実施の形態では、超音波穿刺用処置具2を用いて、図2に示すように穿刺対象物としての例えば皮膚組織21に超音波プローブ9の先端部9aにより穿刺を行う場合、その外周面を覆う外套管10内の隙間22を通して流体を供給し、先端部9aの周囲に体液や組織等の異物が入り込まないようにした状態で行うことができる構成にしている。

30

【0038】

このように外套管10の先端の開口23に体液や組織等の異物が入り込まないようにすることにより、穿刺状況を検出するインピーダンス検出の精度を向上できるようにしている。より具体的には、図17のケースK2のようになる要因を排除し、精度良く穿刺状況を検出できるようにしている。

【0039】

次に図3を参照して駆動インピーダンス検出回路28の構成を説明する。

増幅器27の出力信号は駆動インピーダンス検出回路28を構成する電流検出回路33に入力され、この電流検出回路33により振動子駆動信号における電流成分の位相及び振幅が検出される。

40

【0040】

また電圧検出回路34により振動子駆動信号における電圧成分の位相及び振幅が検出され、両検出回路33, 34の出力信号は割り算器35に入力され、検出された電圧を電流で割り算して駆動インピーダンスが検出され、この割り算器35で検出された駆動インピーダンスは制御手段31の判別回路36に入力される。なお、電圧検出回路34を経た振動子駆動信号は遮断スイッチ29側に伝達される。

【0041】

図4は駆動インピーダンス検出回路28により検出された駆動インピーダンス及び出力スイッチ4の操作信号が入力される(制御手段31における)判別回路36の構成を示す。

50

【0042】

出力スイッチ4による操作信号(a)は比較器41の一方の入力端に印加される。出力スイッチ4はOFF状態ではGNDレベルにプルダウンされ、ONされることにより、電源端等の所定の電圧が発生するように設定されており、比較器41は、他方の入力端に印加される(前記所定の電圧より低く設定された)基準電圧42と比較することにより、出力スイッチ4のON/OFF操作を判別した判別信号(b)を出力する。

【0043】

この比較器41による判別信号(b)はANDゲート43の一方の入力端及びD型フリップフロップ50のプリセット端子PRに印加される。そして、この判別信号(b)がHロジックである場合のみ、フリップフロップ50をイネーブル(動作状態)に設定する。

10

【0044】

また、インピーダンス検出回路28(の割り算器35)から入力されるインピーダンス信号(c)は比較器44の一方の入力端に印加され、他方の入力端に印加された基準インピーダンス45(図4では簡単化のため、電圧源で示している)と比較した比較結果(判別結果)の判別信号(d)を出力する。この基準インピーダンスは超音波プローブ9の先端部9aが皮膚組織21を貫通した場合を判断する閾値A(図5参照)に設定されている。

【0045】

そして、検出されるインピーダンスの値がこの閾値A以下になった場合には、皮膚組織21を貫通したと判断する判別信号(d)を出力し、図5で説明するように超音波振動子6へのエネルギー供給を停止させるようにしている。

20

【0046】

この判別信号(d)は、入力信号を反転する反転ゲート46を経て反転信号(e)となり、ANDゲート47に入力される。また、この判別信号(d)は可変抵抗48及び可変コンデンサ49により信号波形の立ち上がり及び立ち下がり遅延を遅らしたローパスフィルタ(LPF)を通した(或いは積分された)信号(f)となり、ANDゲート47の他方の入力端に印加される。

【0047】

このANDゲート47は反転信号(e)と積分信号(f)との論理積を取った信号(g)を生成し、この信号(g)はANDゲート43の他方の入力端に印加される。このANDゲート43は判別信号(b)と信号(g)の論理積を取った信号(h)を生成し、この信号(h)はD型フリップフロップ50のクロック端子CLに印加され、その立ち上がりエッジで入力端Dで取り込んだ信号を出力する。

30

【0048】

また、このD型フリップフロップ50では入力端Dは反転出力端に接続され、この反転出力端から出力信号(i)を遮断スイッチ29及び発振器26とに出力する。

【0049】

このような構成による本実施の形態の超音波穿刺用処置具2で生体壁、具体的には腹部等の皮膚組織21に対し、図2に示すように設定して硬性内視鏡や処置具を挿入するための穿刺用の孔を設ける場合の動作を説明する。

【0050】

この場合、出力スイッチ4をONにすると、制御手段31は発振器26を発振状態に設定すると共に、遮断スイッチ29を閉状態(ON)状態に設定し、超音波振動子6にはこの超音波振動子6を駆動する駆動エネルギーが供給される。

40

【0051】

すると、駆動インピーダンス検出回路28は、その際のインピーダンスを検出し、図5に示す判別回路36に送り、判別回路36は入力されるインピーダンスにより超音波プローブ9の先端部9aが皮膚組織21を穿刺している際の穿刺状況を判断する。そして、以下に説明するように検出されるインピーダンスが閾値A以下になると、遮断スイッチ29等をOFFにし、超音波振動子6に供給されている駆動エネルギーを停止する。

【0052】

50

図 4 に示す駆動インピーダンス検出回路 28 による動作における各部の信号波形を図 5 に示す。

時刻 t0 における各信号の初期値及び初期状態は信号 (a) が OFF、信号 (b) が L ロジック、信号 (c) が 0 V、信号 (d) が L ロジック、信号 (e) が H ロジック、信号 (f) が L ロジック、信号 (g) が L ロジック、信号 (h) が L ロジック、信号 (i) L ロジックである。

【0053】

そして、時刻 t1 のタイミングで出力スイッチ 4 が押下されると、信号 (a) が ON に遷移する。これによって比較器 41 の出力信号 (b) は H ロジックに遷移する。信号 (b) が H ロジックに遷移することによって D 型フリップフロップ 50 はリセットされるので信号 (i) は H ロジックとなる。

10

信号 (i) が接続される発振器 26 がイネーブルになり、若しくは遮断手段 29 は閉極（導通状態）となる。

【0054】

時刻 t2 のタイミングで駆動インピーダンスが上昇し、基準インピーダンス 45 の設定値、つまり閾値 A を超えると、比較器 44 の出力信号 (d) が H ロジックに遷移する。

【0055】

その結果、反転ゲート 46 を介した信号 (e) は L ロジックとなる。また信号 (d) は可変抵抗 48 及び可変コンデンサ 49 にて構成される LPF を介する為、t3 まで徐々に電位が上昇する。

20

【0056】

この状態では、期間 t4 にて穿刺力量が減少することに伴う駆動インピーダンスの低下が発生しても、十分低い値に閾値 A を設定している為に、比較器 44 の出力信号 (d) が L ロジックに遷移することはない。

【0057】

その後、時刻 t5 では、超音波穿刺用処置具 2 による超音波プローブ 9 の先端部 9a が皮膚組織 21 を貫通し、駆動インピーダンスが十分下がった事を閾値 A と比較し判断する。その判断結果の信号 (d) は L ロジックに遷移する。

これに伴って反転ゲート 46 を介した信号 (e) は H ロジックに遷移する。

【0058】

30

一方で可変抵抗 48 及び可変コンデンサ 49 にて構成される LPF を介した信号 (f) のレベルは徐々に低下し、AND ゲート 47 における L と H レベルとの閾値 A 以下に下がることになる。

【0059】

そして、信号 (g) は信号 (e) と信号 (f) が共に H ロジックの場合のみ H ロジックとなる為、時刻 t5 から t6 までの期間のみ H ロジックとなる。また、信号 (h) は信号 (g) と信号 (b) が共に H ロジックの場合のみ H ロジックとなる為、時刻 t5 から t6 までの期間、H ロジックとなる。最終段の D 型フリップフロップ 50 は信号 (h) がアップエッジとなった瞬間に出力信号 (i) を L ロジックに遷移させる。

【0060】

40

故に信号 (i) が接続される発振器 26 がディゼーブルになり、若しくは遮断スイッチ 29 は開極（非導通状態）となり、超音波振動子 6 に供給されていた駆動エネルギーは停止される。

【0061】

従って本実施の形態は以下の効果を有する。

超音波プローブ 9 と外套管 10 との間に流体を供給する事によってプローブ 9 の先端部 9a と外套管 10 の間に体液や組織等の異物が混入する事が無い為、穿刺している際の超音波穿刺用処置具 2 の駆動インピーダンスを忠実に検出することができ、精度良く穿刺状況を検出することができる。

また、超音波穿刺用処置具 2 が穿刺したことを検出・判断・停止する回路を簡易且つ安価

50

に構成することができる。

【0062】

(第2の実施の形態)

次に図6及び図7を参照して本発明の第2の実施の形態を説明する。図6は本発明の第2の実施の形態における電源装置3B内の主要部の内部構成を示す。本実施の形態における電源装置3Bでは、インピーダンス検出回路28は、増幅器27より出力される駆動信号の電流成分を検出する電流検出手段34と、その電圧成分を検出する電圧検出手段35と、各検出回路34, 35それぞれのアナログデータをデジタルデータに変換するA/Dコンバーター51、52とから構成されている。

【0063】

また、制御手段31は、A/Dコンバーター51、52からそれぞれ電流及び電圧のデジタルデータが入力されるCPU53と、このCPU53に接続され、その動作プログラムやその動作に関連するデータを格納(記憶)したROM54及びCPU53の作業エリアとして使用されたり、処理のために一時的にデータが格納されるRAM55とから構成されている。

【0064】

そして、図7で詳細に説明するように、CPU53は電流検出手段34及び電圧検出手段35により検出され、A/Dコンバーター51、52により変換されたデジタルデータを取り込み、そのインピーダンスを算出する演算を行い、そのインピーダンスが第1の実施の形態で説明した閾値A等と比較する演算等を行って確実に穿刺したかの判断処理を行う。

【0065】

その他、超音波穿刺用処置具2等の構成は第1の実施の形態と同様であるのでその説明を省略する。

このような構成における駆動インピーダンスの検知方法、つまりCPU53にて実行される処理手順を図7のフローチャートを参照して説明する。

【0066】

超音波穿刺用処置具2を電源装置2Bに接続し、電源スイッチをONにすることにより、ステップS1の処置開始となる。

次のステップS2では、出力スイッチとしての出力スイッチ4にて超音波出力が開始されるステップである。また、このステップでフラグE及びデータI、V、Zに0を代入し初期処理を行なう。

【0067】

ここで、データIは電流用のデータ、Vは電圧用のデータ、Zはインピーダンス用データがそれぞれ格納される例えばCPU53内の格納用レジスタである。(RAM55に設定した記憶領域を用いても良い)。

【0068】

次のステップS3で、CPU53はA/Dコンバーター51を経て検出される電流データをIに保存する。また、次のステップS4で、検出される電圧データをVに保存する。電流データIと電圧データVとを取り込むと、CPU53は次のステップS5で、保存した電流データI及び電圧データVを用いてインピーダンス算出の演算、つまりV/Iの演算を行い、その結果をZに保存する。

その後、ステップS6で、CPU53はフラグEがE=0であるか判別し、その判別結果により、ステップS3若しくはステップS9に遷移する。

【0069】

つまり、ステップS6での判断がYESであった場合、次のステップS7でZが閾値Aより大きいかが判断する。そして、その判断結果によりステップS8若しくはステップS3に遷移する。

ステップS7での判断がYESであった場合、ステップS8では、フラグEに1を代入する。

10

20

30

40

50

【0070】

ステップS7での判断がNOであった場合は、ステップS3に戻り、ステップS3～S7までの処理を繰り返す。この処理を繰り返すことにより、演算で検出される駆動インピーダンスは大きくなり、閾値Aを越えることになる。そして、この閾値Aを越えたことをステップS7で判別すると、ステップS8に移り、フラグEが1にセットされた後、ステップS3に戻る。

この場合にはステップS6において、E = 1であるので、ステップS9へ遷移することになる。

【0071】

ステップS9では、CPU53は演算により検出されたZが閾値Bより小さいか判断する。判断結果によりステップS3若しくはステップS10に遷移する。本ステップS9は穿刺時に駆動インピーダンスZが上昇し、皮膚組織21を貫通した際に駆動インピーダンスZが一定値以下になったことを判断するようにしている。

ステップS9では、演算により検出されたZが閾値Bより大きい場合には、ステップS3に戻りステップS3～S6の処理を行い再びS9で判断する。

【0072】

判断結果により駆動インピーダンスZが閾値B以下になったことを判断すると、ステップS10に移り、このステップS10で、超音波出力を停止させる。そして次のステップS11で電源スイッチをOFFにする等して超音波による穿刺処置を終了する。

【0073】

従って、本実施の形態は以下の効果を有する。

本実施の形態は第1の実施の形態の効果に加えて、ソフトウェアで設計できる為、温度特性やバラツキに左右されない設計ができ、且つ定数の変更やデータ検出のタイミングなど設計に柔軟性を持たせることができる。

【0074】

また、出力する超音波エネルギーの大きさや穿刺用ハンドピースの形状によって閾値A、閾値Bの関係にある関数にあてはめた相関関係を持たせてもよく、また閾値を2個以上設けることによって更に様々な処置を実行できることは言うまでもない。

【0075】

次に図8により本実施の形態の第1変形例を説明する。図8は第1変形例の超音波穿刺システム1Cを示す。この超音波穿刺システム1Cは図2の超音波穿刺システム1において、その電源装置3(より厳密には図6の電源装置3B)に内蔵していたポンプ24を別体にして電源装置61とポンプ装置62とに分けた構成にしている。

【0076】

つまり、この電源装置61は図2に示すように電源装置3からポンプ24を削除した構成である。

また、ポンプ装置62は、電源装置61とは別体で流体を供給及び遮断するポンプ装置であり、このポンプ装置62は、ポンプ装置62の全体制御を司る制御手段63と流体の供給及び遮断を司るポンプ24を備えた構成である。

【0077】

また出力スイッチ4は、SW信号を伝達可能となるよう1対のケーブル64a、64b及びその端部の各コネクタを介して電源装置61とポンプ装置62(の制御手段31, 63)に接続される。

そして、出力スイッチが押下してONにする事によって超音波穿刺用処置具2に対して電源装置61が超音波エネルギーを、ポンプ装置62が流体を供給する。その他は第2の実施の形態と同様の構成である。

【0078】

本変形例の作用効果は第2の実施の形態とほぼ同様である。

さらに本変形例の効果として、既に所有している(図8の構成の)電源装置61若しくはポンプ装置62により、対にして出力スイッチ4を追加する事で実現が可能となる。つま

10

20

30

40

50

り、より柔軟に適用ができる。

【0079】

図9は第1変形例を変形した第2変形例の超音波穿刺システム1Dを示す。この超音波穿刺システム1Dでは、図8のように別体の電源装置61Bとポンプ装置62Bを有する。図8では出力スイッチ4から延出した2本のケーブル64a、64bを電源装置61とポンプ装置62に接続していたが、本実施の形態では出力スイッチ4は1本のケーブル64aのみを電源装置61Bの制御手段に接続すれば良い構成にしている。

【0080】

このため、本実施の形態では、制御手段31には通信手段66を設けている。なお、図9では制御手段31としてCPU53及び通信手段66のみを示しているが、図6のようにさらにROM54及びRAM55を有する。 10

【0081】

また、ポンプ装置62Bは制御手段63として、ポンプ24を制御するCPU67の他にメモリ68と、上記通信手段66と通信を行う通信手段69とを有し通信ケーブル70により、通信手段66、69は接続され、通信を行える構成にしている。

【0082】

このシステム1Dでは、電源装置61Bが超音波穿刺用処置具2に超音波出力する電気エネルギーを供給するタイミングに同期若しくは前後してポンプ装置62Bが流体を供給開始する信号を通信手段66及び通信手段69の送受信によって実現する。

なお、本システム1Dでは出力スイッチ4を電源装置61Bに接続しているが、ポンプ装置62Bに接続しても同様の機能を実現できる。 20

【0083】

通信の経路に関しては、ケーブル70による有線の信号伝送手段の他に、発光及び受光素子を用いた光学的な信号伝送手段、電波を放射及び受信する無線による信号伝送手段など、他の信号伝送手段を採用する形態でもよい。

【0084】

この第2変形例は以下の効果を有する。

上述した図8のシステム1Cとほぼ同様の効果であるが、さらに本変形例によれば出力スイッチ4を両電源装置61とポンプ装置62とも接続しなくても一方のみに接続することで、同様の機能を実現できることになり、より使い易いシステム構成を実現できる。 30

【0085】

(第3の実施の形態)

次に図10を参照して本発明の第3の実施の形態を説明する。図10は本発明の第3の実施の形態の超音波穿刺システム1Eを示す。

この超音波穿刺システム1Eは、図8等に示すようにポンプ24を内蔵しない電源装置61Eを採用している。このため、本実施の形態では、例えば図2で示した(チューブ15を接続する)口金14を設けてないで、電氣的に絶縁性、つまり非導電性部材で形成された外套管10Bを採用した超音波穿刺用処置具2Bにしている。

【0086】

また、本実施の形態では、第1及び第2の実施の形態とは異なるインピーダンス検出手段71を採用している。 40

前述した実施の形態では、増幅器27と遮断スイッチ29との間にインピーダンス検出手段28を設けていたが、本実施の形態では図10に示すように異なる位置に設けている。また、更に本実施の形態におけるインピーダンス検出手段71は、検出判断手段72と絶縁手段73とを備えて構成されている。

【0087】

絶縁手段73を形成する絶縁トランスの一端は、絶縁トランス30の一端に接続され、超音波穿刺用処置具2Bの超音波振動子6の一方の電極に接続され、かつその一方の電極は接続ライン74によりプローブ9と電氣的に接続されている。また、この絶縁手段73を形成する絶縁トランスの他端は、プローブ9の先端で穿刺の処置が行われる部位付近の皮 50

膚組織 21 に取り付けた（貼り付けた）電極 75 に接続されている。

【0088】

前述した実施の形態ではポンプ 24 より流体が外套管 10 に供給され、プローブ先端部 9a にて排出される為、体液や組織がプローブ 9 と外套管 10 の間に入り込まないように供給されていて、供給される流体としては非導電性液体及び気体を用いることが望まれ、この制約があったが、本実施の形態では上記のような構成とすることに流体を供給することを不用にして、穿刺の処置の際の穿刺処置の終了を精度良く検出できるようなインピーダンス検出手段 71 を形成している。

【0089】

なお、振動子収納部 7 の前端内側には体液等が侵入しないように Oリング 76 等でシール 10 されている。

その他の構成は上述した実施の形態と同様であり、同一の構成要素には同じ符号を付け、その説明を省略する。

【0090】

本実施の形態では上記のように流体を供給することを不用にしたインピーダンス検出手段 71 を形成していることが特徴となっている。

より具体的には、本実施の形態においてはインピーダンス検出手段 71 は、プローブ 9 と電極 75 との間のインピーダンスを検出している。この場合におけるプローブ 9 と電極 75 との間にはプローブ 9 の先端部 9a で穿刺の処置がされるため先端部 9a が接触される皮膚組織 21 が介在しており、プローブ 9 の先端部 9a が皮膚組織 24 を突き抜けて（穿刺が行われた瞬間に皮膚組織 24 と）接触がなくなった時に非常に高いインピーダンスとなる。 20

【0091】

そのインピーダンスの変化を検出判断手段 72 にて捉え、制御手段 31 に超音波エネルギー遮断の為の信号を送信する作用を行うようにしている。

【0092】

図 11 は検出判断手段 72 の内部構成の一例を示す。

この検出判断手段 72 は、発振器 81、抵抗 82、整流平滑手段 83、比較器 84 及び基準電圧 85 にて構成されている。

【0093】

発振器 81 にて生成される交流波形はプローブ 9 と電極 75 との間のインピーダンスを経て絶縁手段 73 にて変換され、抵抗 82 と分圧される。分圧された交流信号は整流平滑手段 83 に伝達され、整流平滑された信号（j）となり、比較器 84 の一方の入力端に印加される。そして、この信号（j）は比較器 84 の他方の入力端に印加されている基準電圧 85 の電圧値と比較され、この比較器 84 から比較結果の信号（k）が出力される。 30

【0094】

図 12 は整流平滑回路 83 から比較器 84 への入力信号（j）と比較器 84 の出力信号（k）の動作波形を示している。

プローブ 9 と電極 75 との間のインピーダンスが（j）の実線のように変化し、穿刺が終了した時点で急激に非常に高い値に遷移する。それを基準電圧 85 にて実現する閾値 C と比較した結果、出力信号（k）のロジックは Lロジックから Hロジックに遷移し、この Hロジックの信号を受けると制御手段 31 は発振器 26 の発振を停止させたり、遮断スイッチ 29 を開にして、超音波出力を停止する。 40

【0095】

また図示していないが、比較器 84 と基準電圧 85 をアナログデジタル変換する A/Dコンバータに置き換えることによって、制御手段 31 の受信手段が CPU のようなプログラマブルなデジタル手段であった場合にインターフェースとして都合がよければならず、検出したデジタルデータ処理を様々に変形できうることは言うまでも無い。

【0096】

従って、本実施の形態は以下の効果を有する。 50

前述した実施の形態の効果に加えて、プローブ9を皮膚組織21に押し付ける力量変動がインピーダンスの検出結果に影響しない為、操作方法に影響なく穿刺を終了した事を精度良く検出できる。

【0097】

図13は第1変形例における超音波穿刺用処置具2Cを示し、この超音波穿刺用処置具2Cにより図10における超音波穿刺用処置具2Bと電極75の機能を備えた構成にしている。

【0098】

この超音波穿刺用処置具2Cは、図10における超音波穿刺用処置具2Bにおいて、非導電部材で形成した外套管10Bの代わりに、非導電部材で形成した円筒状の内筒86を内側に設けた導電性部材で形成され、電極87の機能を持つ外套管10Cとしている。つまり、プローブ9は、その外周に配置された導電性部材で形成された内筒86により電氣的に絶縁され、生体組織がプローブ9の外周面に入り込んでも、インピーダンス検出に影響を及ぼさないようにして、精度よく穿刺の終了、つまり貫通状態を検出できる構成にしている。

そして、この電極87はケーブルを介して電源装置61Eの絶縁手段73に接続される。

【0099】

これによって電極87とプローブ9との間に皮膚組織21が存在しなくなった場合に穿刺が終了したことを判断でき、この判断を精度よく行える。

【0100】

本変形例は以下の効果を有する。

前述した実施の形態の効果に加えて、電極87が外套管10と一体化したことによって、配線がすっきりすると共に、電極を別途患者に貼る煩雑さがなくなる。

【0101】

更に電極87とプローブ9との実質距離が近づくことからインピーダンス検出にあたってインピーダンス検出手段から供給しなければならない電力を低減する事が可能になる。

【0102】

図14は第3の実施の形態の第3変形例の超音波穿刺システム1Fを示す。本システム1Fでは流体を供給するポンプ24を内蔵した電源装置61Fと、これに対応して口金14を設けた外套管10Fを用いた超音波穿刺用処置具2Fを採用している。

【0103】

また、この電源装置61Fは図10の電源装置61Eにおいて、ポンプ24を内蔵した構成にしている。そしてチューブ15を介して超音波穿刺用処置具2Fに流体を供給できるようにしている。

【0104】

つまり、本システム1Fは、図10のシステム1Eにおいて、ポンプ24により流体を外套管10Fに供給し、プローブ9の先端部9aにて排出されるようにし、これにより体液や組織がプローブ9と外套管10Fとの間に入り込まないような構成にしている。この場合、供給される流体は非導電性液体及び気体が望ましい。

【0105】

インピーダンス検出は図10のシステム1Eと同様に、プローブ9と電極75との間のインピーダンスを検出して、プローブ9の先端部9aが突き抜け、皮膚組織21との接触がなくなった時に非常に高いインピーダンスとなることを検出する。

そして、インピーダンスの変化を検出判断手段72にて捉え、制御手段31に超音波出力の電気エネルギーを遮断する為の信号を送信する作用である。

【0106】

ここで重要なのは、穿刺中のプローブ9と皮膚組織21との接触による低いインピーダンスと比較し、穿刺終了時に十分高いインピーダンスとする為に、プローブ9と皮膚組織21が体液若しくは組織にて導通しないことが望まれる。

その為にはポンプ24にて流体を供給しフラッシュする必要がある。

10

20

30

40

50

【0107】

本実施の形態は以下の効果を有する。

前述した実施の形態の効果に加えて、穿刺中のプローブ9と皮膚組織21との接触による低いインピーダンスと比較し穿刺終了時に十分高いインピーダンスとすることを目的として、プローブ9と皮膚組織21が体液若しくは組織にて導通しない為に、更に精度良く穿刺を終了した事を検出できる。

【0108】

図15は図14の超音波穿刺システム1Fに使用されている超音波穿刺用処置具2Fの変形例の超音波穿刺用処置具2Gを示す。

この超音波穿刺用処置具2Gは図13に示した超音波穿刺用処置具2Cにおいて、口金14を設けた構造に対応する。 10

【0109】

具体的には、図14の超音波穿刺用処置具2Fにおいて、外套管10Fの代わりに非導電部材で形成した内筒86を内側に設けた導電性部材で形成され、電極87の機能を持つ外套管10Gとしている。

【0110】

そして、この電極87はケーブルを介して電源装置61Fの絶縁手段73に接続される。

【0111】

この構成により、電極87とプローブ9との間に皮膚組織21が存在しなくなった場合に穿刺が終了したと判断できる。 20

本変形例は前述した図13等と同様の効果を有する。

【0112】

なお、図16に示す超音波穿刺用処置具2Hのように、プローブ9と外套管10の間に円筒状(で保護部材として機能する)シース91を設け、このシース91の基端をコイルバネ92で前方(先端側)に突出させるように付勢し、通常はこのシース91の基端の例えばフランジ部93をロック部材94の爪部に係合させて突出しないようにロックすると共に、その基端に駆動部95を設けてロック機構を形成するようにしても良い。

【0113】

この超音波穿刺用処置具2Hはケーブル96により電源装置97に接続される。

【0114】

そして、上述した各実施の形態のように先端が尖った先端部9aが腹壁等の皮膚組織21を貫通したことを電源装置97側でのインピーダンス検出回路でのインピーダンス変化により、検出した場合に駆動部95に(ロック解除の)信号を送り、駆動部95はロック機構を構成するロック部材94をモータで外側方向に移動させたり、回転して前方に移動させる等してシース91のフランジ部93と係合したロック状態を解放にする。

このロック機構の解放により、シース91はコイルバネ92の付勢力で2点鎖線で示すようにその先端がプローブ9の先端部9aより前方に突出し、内部の臓器等にプローブ先端部9aが接触等しないようにしても良い。

【0115】

なお、図16ではロック機構により、このロック機構を解除した場合にコイルバネ92の付勢力でシース91を前方に(その先端がプローブ9の尖った先端より前方に)突出させるようにしているが、これに限定されるものでなく、例えばインピーダンス検出回路の出力で皮膚組織21を貫通した場合には電磁石に電流を流してプランジャを駆動し、このプランジャによりシース91を前方に突出させるようにしても良い。 40

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる実施の形態等も本発明に属する。

【0116】

[付記]

1. 超音波発生手段としての超音波振動子と収納したハンドピースと、
穿刺しようとする生体壁に超音波を伝達する穿刺用のプローブと、 50

プローブを覆い、ハンドピースに着脱自在な外套管と、
上記超音波振動子を駆動するエネルギーを供給する超音波電源装置とで構成される超音波穿刺システムにおいて、

上記超音波電源装置は超音波振動子へのエネルギー供給を停止する停止手段と、
生体壁にプローブを穿刺する際の穿刺状況を検出するインピーダンス検出手段とを有し、
プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギーの供給を停止することを特徴とする超音波穿刺システム。

【0117】

2. 外套管とプローブの間には、プローブ基端部からプローブ先端部に開放される空間を有し、

10

超音波電源装置は上記空間に対して流体を供給する流体供給手段を有し、
プローブが生体壁を貫通したことを上記検出手段にて検出し、その検出出力により超音波振動子へのエネルギー供給を停止することを特徴とする付記1に記載する超音波穿刺システム。

【0118】

3. インピーダンス検出手段が、超音波振動子に供給されるエネルギーの電流成分を検出する電流検出手段と、

上記エネルギーの電圧成分を検出する電圧検出手段と、

上記電流及び電圧検出手段の検出結果からインピーダンスを導き出す演算手段と、

演算手段の結果により、プローブが生体壁の貫通を判断する判断手段とからなることを特徴とする付記1に記載の超音波穿刺システム。

20

4. 上記電流検出手段と上記電圧検出手段には検出結果をデジタルデータに変換するA/Dコンバーターが設けられている事を特徴とする上記付記3に記載の超音波穿刺システム。

【0119】

5. 超音波電源には第1の電極と第2の電極が設けられ上記電極の内、一方がプローブと導通するよう接続されており、

上記電極間のインピーダンスを変換し、インピーダンス検出手段にて検出した結果を判断する判別手段と、からなることを特徴とする付記1に記載の超音波穿刺システム。

6. 上記外套管が非導電性部材と導電性部材にて構成されており、

30

非導電性部材は、上記外套管内空面のプローブと接触する面に配置されており、

上記外套管の導電性部材には第2の電極が電氣的に接続される事を特徴とする付記5に記載の超音波穿刺システム。

【0120】

7. 振動子にエネルギー供給する手段と外套管とプローブ間の空間に流体を供給する流体供給手段が個別の装置であり、各々の装置が連動して動作せしめる通信手段を有し、

上記通信手段を介して振動子にエネルギー供給に連動して流体供給手段が流体供給することを特徴とする付記1に記載の超音波穿刺システム。

【0121】

8. プローブと外套管との間にさらにシースを配置し、インピーダンス検出手段によりプローブ先端部が生体壁を貫通したことを検出した出力により、シースの先端をプローブ先端部より前方に突出させる手段を設けたことを特徴とする付記1に記載の超音波穿刺システム。

40

【0122】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、精度良く穿刺状況を把握判断でき、穿刺処置に適した超音波穿刺システムを提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

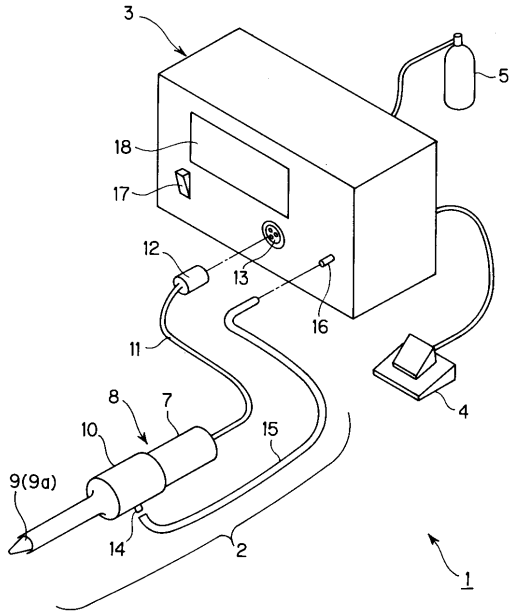
【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波穿刺システムの全体構成を示す斜視図。

【図2】図1の内部構成を示すブロック図。

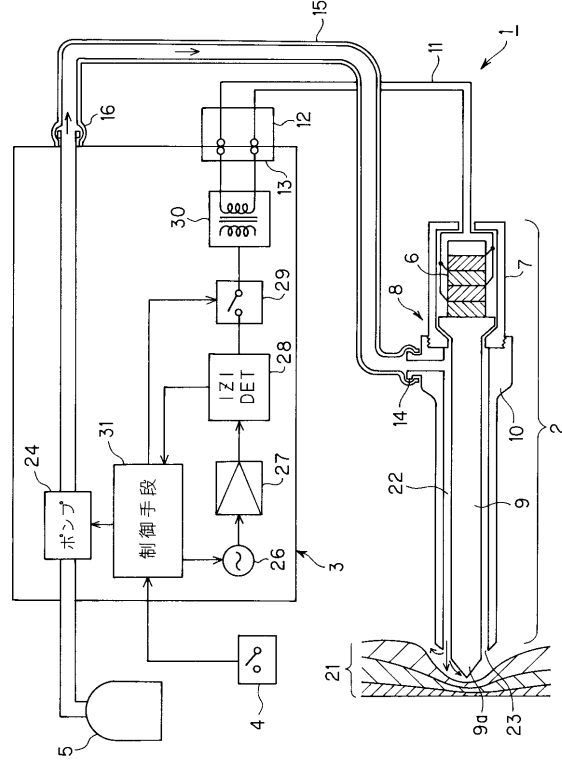
50

- 【図 3】 駆動インピーダンス検出回路の構成を示すブロック図。
- 【図 4】 判別回路の内部構成を示す回路図。
- 【図 5】 判別回路各部の波形によりその動作説明図。
- 【図 6】 本発明の第 2 の実施の形態における電源装置内の主要部のブロック図。
- 【図 7】 動作説明用のフローチャート図。
- 【図 8】 第 1 変形例の超音波穿刺システムの構成図。
- 【図 9】 第 2 変形例の超音波穿刺システムの構成図。
- 【図 10】 本発明の第 3 の実施の形態の超音波穿刺システムの全体構成図。
- 【図 11】 検出判断手段の内部構成を示す回路図。
- 【図 12】 検出判断手段による動作説明図。 10
- 【図 13】 第 1 変形例の超音波穿刺用処置具の構成図。
- 【図 14】 第 3 変形例の超音波穿刺システムの全体構成図。
- 【図 15】 第 3 変形例の超音波穿刺システムに使用される超音波穿刺用処置具の構成図。
- 【図 16】 ロック機構を設けた超音波穿刺用処置具の概略の構成図。
- 【図 17】 従来例による動作説明図。
- 【図 18】 従来例による動作説明図。
- 【符号の説明】
- 1 ... 超音波穿刺システム
- 2 ... 超音波穿刺用処理具
- 3 ... 電源装置 20
- 4 ... 出力スイッチ
- 5 ... 流体タンク
- 6 ... 超音波振動子
- 7 ... 振動子収納部
- 8 ... ハンドピース
- 9 ... 超音波プローブ
- 10 ... 外套管
- 11 ... 電気ケーブル
- 15 ... チューブ
- 21 ... 皮膚組織 30
- 22 ... 隙間
- 23 ... 開口
- 24 ... ポンプ
- 26 ... 発振器
- 27 ... 増幅器
- 28 ... 駆動インピーダンス検出回路
- 29 ... 遮断スイッチ
- 30 ... 絶縁トランス
- 31 ... 制御手段
- 33 ... 電流検出回路 40
- 34 ... 電圧検出回路
- 35 ... 割り算器
- 36 ... 判別回路
- 41 , 44 ... 比較器
- 43 , 47 ... AND ゲート
- 50 ... フリップフロップ

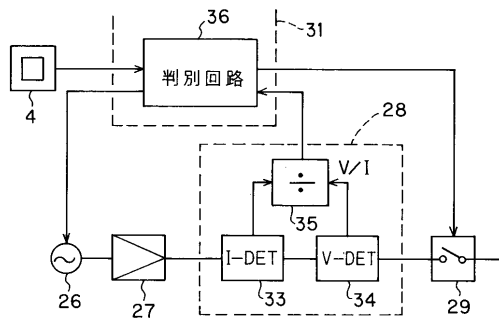
【 図 1 】



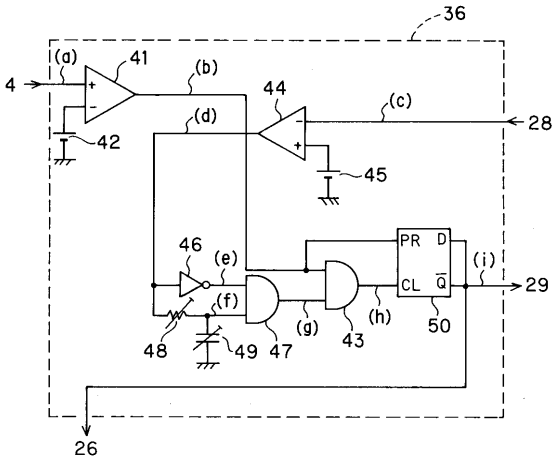
【 図 2 】



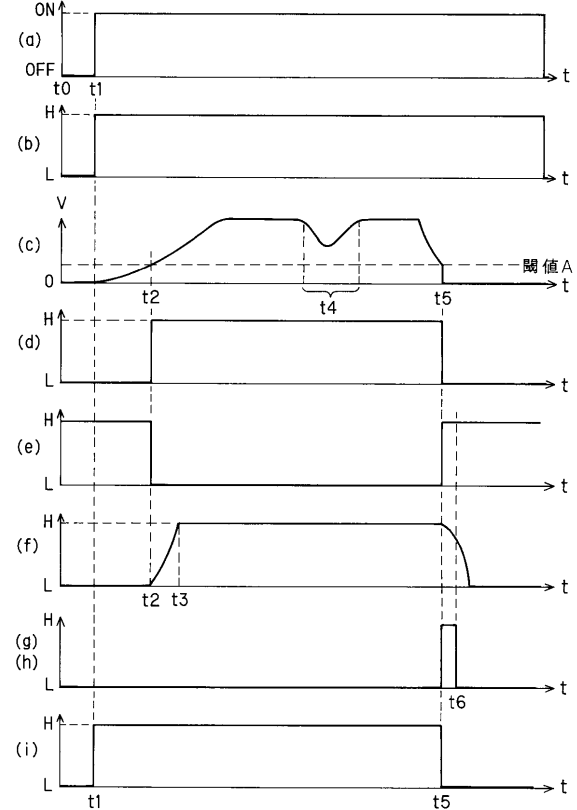
【 図 3 】



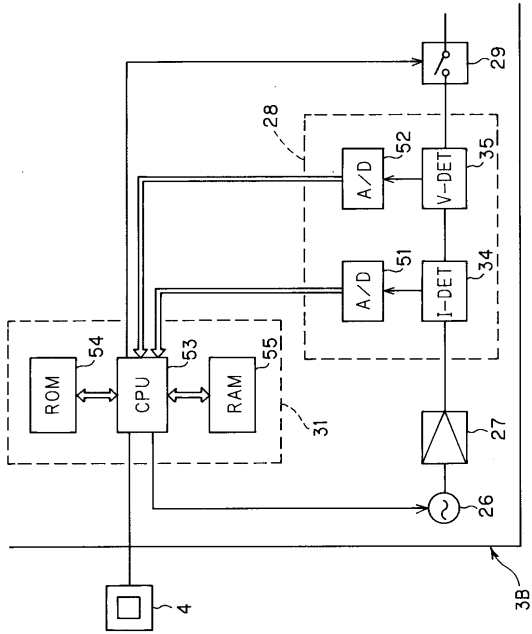
【 図 4 】



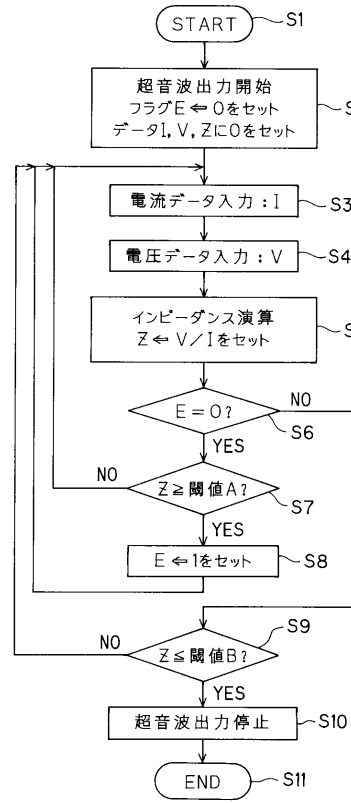
【 図 5 】



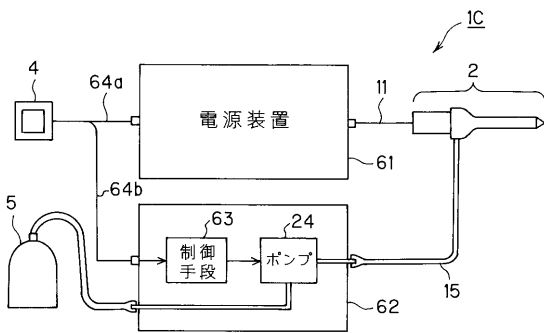
【図6】



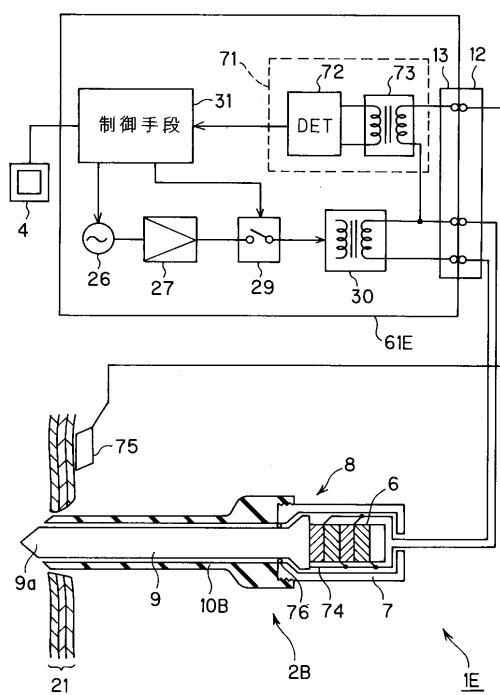
【図7】



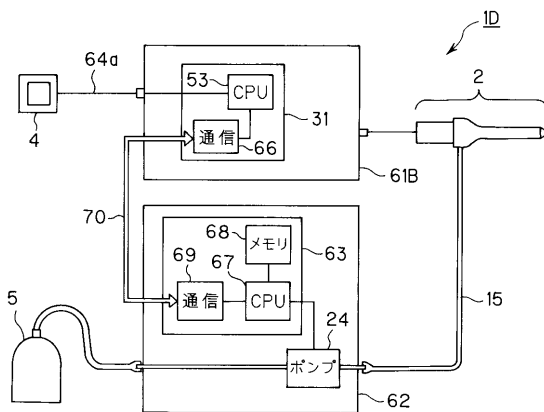
【図8】



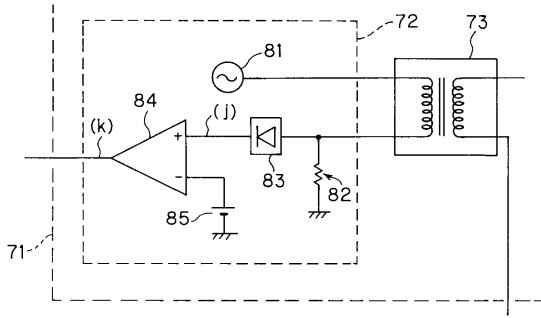
【図10】



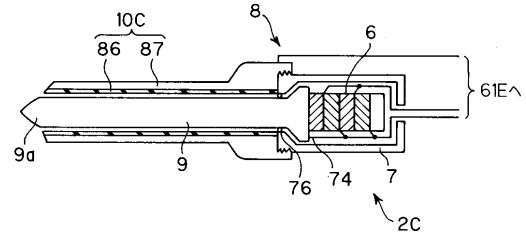
【図9】



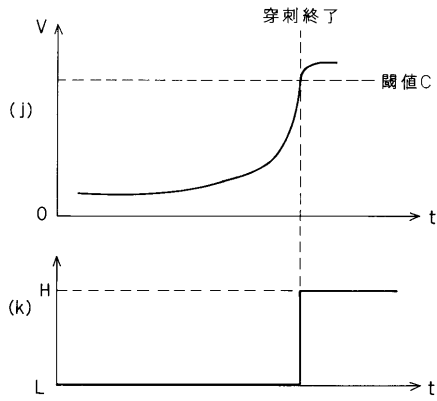
【図 1 1】



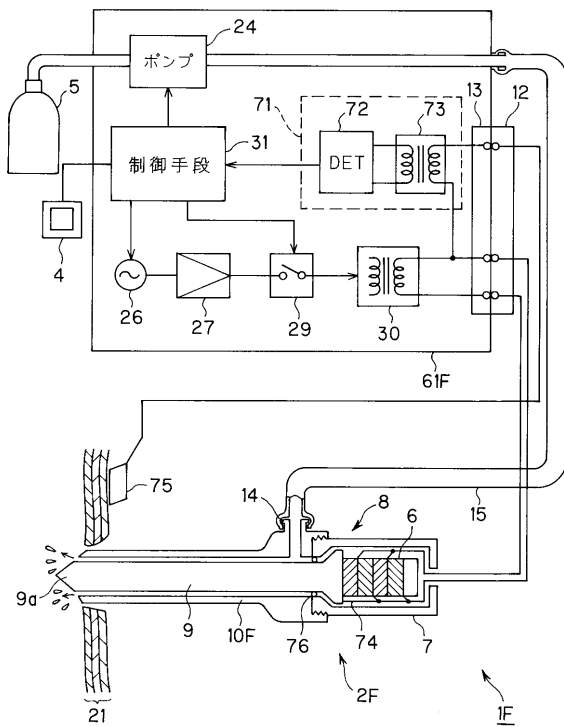
【図 1 3】



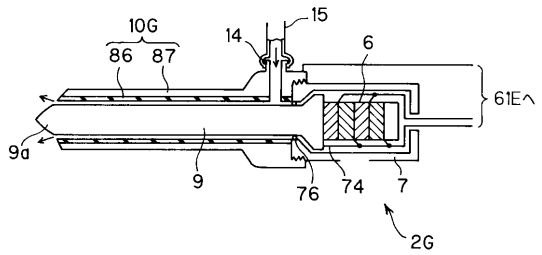
【図 1 2】



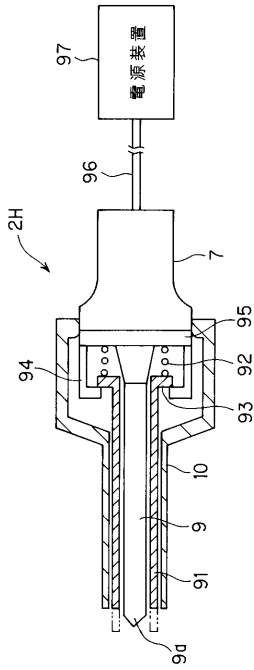
【図 1 4】



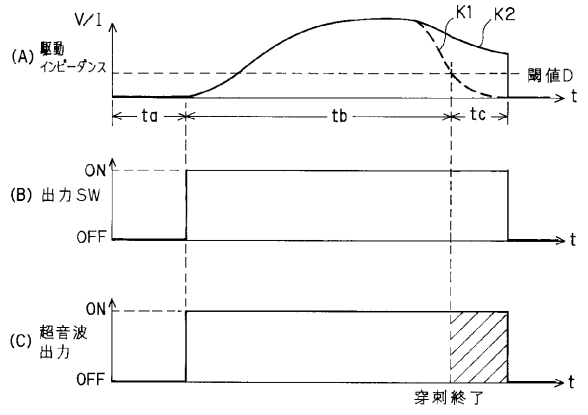
【図 1 5】



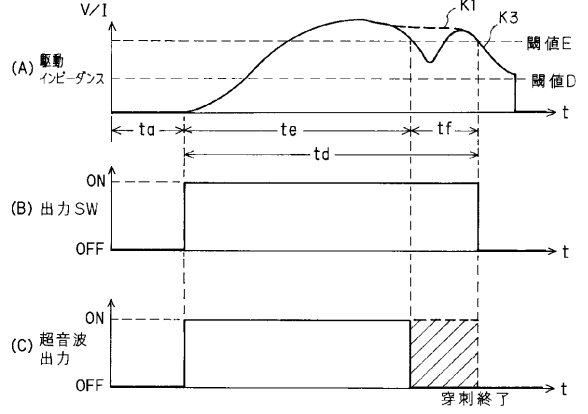
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

- (72)発明者 野田 賢司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 佐野 大輔
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 木村 修一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- Fターム(参考) 4C060 FF31