

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4221139号  
(P4221139)

(45) 発行日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(24) 登録日 平成20年11月21日(2008.11.21)

(51) Int.Cl.

A 61 N 1/32 (2006.01)

F 1

A 61 N 1/32

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2000-194228 (P2000-194228)  
 (22) 出願日 平成12年6月28日 (2000.6.28)  
 (65) 公開番号 特開2001-29484 (P2001-29484A)  
 (43) 公開日 平成13年2月6日 (2001.2.6)  
 審査請求日 平成19年6月25日 (2007.6.25)  
 (31) 優先権主張番号 09/345590  
 (32) 優先日 平成11年6月30日 (1999.6.30)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベー・アーティン  
 ドーフェン フルーネヴェウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (72) 発明者 デニス・イー・オチス  
 アメリカ合衆国ワシントン州98008,  
 ベレビュ, ワンハンドレッドセブンティス  
 ・プレイス・サウスイースト・2528

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気療法装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第1の電極及び第2の電極を介して多相電気療法波形を供給するための電気療法装置であって、

電気療法を実施するようにエネルギーを供給するエネルギー源と、

前記第1の電極及び前記第2の電極に対して前記エネルギー源の接続及び遮断をそれぞれ行うように構成されている接続機構と、

電気療法を与えていたる間に前記エネルギー源によって前記電極に供給される前記エネルギーに関連した第1のパラメータを測定するように構成されている第1のセンサと、

前記第1のセンサから前記第1のパラメータを受信するように構成され、前記第1のパラメータを利用して、前記接続機構を作動させ、前記第1の電極及び前記第2の電極から前記エネルギー源を接続及び遮断するよう前記多相波形の位相のスイッチングを行うように構成されているコントローラとを含み、

前記接続機構は、前記第1の電極及び前記第2の電極へ前記エネルギー源によって供給される前記エネルギーを多相電気療法波形の形で供給するための複数のスイッチを有し、

前記多相波形の各位相の持続期間は、前記コントローラによって制御される、電気療法装置。

## 【請求項 2】

電気療法を与えていたる間に前記エネルギー源によって前記電極に供給される前記エネルギーに関連した第2のパラメータを測定するように構成された第2のセンサを更に含み、

10

20

前記コントローラは、前記第2のパラメータを受信するように構成され、かつ前記第2のパラメータを利用して、前記スイッチングを実施するように構成され、

前記第1のパラメータは、前記エネルギー源によって供給され且つ前記第1のセンサによって測定される電圧を含み、

前記第2のパラメータは、前記エネルギー源によって供給され且つ前記第2のセンサによって測定される電流を含み、

前記コントローラは、更に、前記第1のパラメータ及び前記第2のパラメータを利用して、患者インピーダンスを計算するよう動作し、また、前記エネルギー源を制御して、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの選択された1つを供給し、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの前記選択された1つに対応する値を利用して、前記電気療法を提供する構成を含む、請求項1に記載の電気療法装置。 10

#### 【請求項3】

前記コントローラは、更に、前記第1のパラメータに基づいて、時定数を決定するよう動作し、

前記コントローラは、前記エネルギー源を制御して、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの前記選択された1つを供給し、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの前記選択された1つに対応する値を利用して、前記電気療法を実施する構成を含み、

前記コントローラは、前記接続機構を作動させて、前記時定数に基づく電気療法の第1の持続時間を備える第1の位相を実施し、前記接続機構を作動させて、前記時定数に基づく電気療法の第2の持続時間を備える第2の位相を実施する構成を含み、 20

前記第1のパラメータは、前記電気療法を与えていた間に前記エネルギー源によって供給される電流又は電圧を含む、請求項1に記載の電気療法装置。

#### 【請求項4】

前記コントローラは、更に、前記第1のセンサによって前記第1のパラメータの第1の値を測定することから始まり、前記第1のセンサによって前記第1の値の所定の割合に実質上等しい前記第1のパラメータの第2の値を測定することで終わる、第1の時間間隔を決定するよう動作し、

前記コントローラは、前記接続機構を作動させて、前記エネルギー源を前記第1の電極及び前記第2の電極に接続し、当該コントローラによって決定され且つ前記第1の時間間隔に基づく第1の持続時間を有する第2の時間間隔の終了時に、前記エネルギー源を前記第1の電極及び前記第2の電極から遮断する構成を含み、 30

前記第1のパラメータは、前記電気療法を与えていた間に前記エネルギー源によって供給される電流又は電圧を含む、請求項1に記載の電気療法装置。

#### 【請求項5】

前記第1のパラメータは、前記電気療法を与えていた間に前記エネルギー源によって供給される電流を含み、

前記コントローラは、更に、前記第1のパラメータを利用して、前記電気療法を与えていた間に供給される電荷を決定し、前記エネルギー源を前記第1の電極及び前記第2の電極に接続することで始まり、前記電気療法を与えていた間に供給される電荷が所定の値に実質上等しくなることで終わる第1の時間間隔を決定するよう動作し、 40

前記コントローラは、前記接続機構を作動させて、前記エネルギー源を前記第1の電極及び前記第2の電極に接続し、当該コントローラによって決定され且つ前記第1の時間間隔に基づく第1の持続時間を有する第2の時間間隔の終了時に、前記エネルギー源を前記第1の電極及び前記第2の電極から遮断する構成を含む、請求項1に記載の電気療法装置。

#### 【請求項6】

エネルギー源、第1のセンサ、電極及びコントローラを含む電気療法装置の動作を制御する方法であって、

複数のスイッチを備える接続機構を用いて、前記エネルギー源から前記電極へ多相電気 50

療法波形の形でエネルギーを供給するステップと、

前記エネルギー源によって供給されるエネルギーに関連した第1のパラメータを、前記多相電気療法波形の供給の間に前記第1のセンサによって測定するステップと、

前記電極から前記エネルギー源を結合及び遮断するよう前記接続機構を作動させることによって前記多相電気療法波形の位相の持続期間を決定するように、前記コントローラを利用して、前記第1のパラメータに基づき前記多相電気療法波形の位相のスイッチングを実施するステップとを含む方法。

#### 【請求項7】

前記エネルギー源から前記電極へ供給されるエネルギーに関連した第2のパラメータを前記多相電気療法波形の供給の間に当該電気療法装置の第2のセンサを介して測定するステップを更に含み、

前記スイッチングを実施するステップは、前記第2のパラメータの利用を含み、

前記第1のパラメータは、前記エネルギー源から前記電極へ供給される電流を含み、前記第2のパラメータは、前記エネルギー源から前記電極へ供給される電圧を含む、請求項6に記載の方法。

#### 【請求項8】

前記スイッチングを実施するステップは、前記第1のパラメータを利用して、時定数を決定するステップを含み、

前記第1のパラメータは、前記多相電気療法波形の供給の間に前記エネルギー源から前記電極へ供給される電流又は電圧を含む、請求項6に記載の方法。

#### 【請求項9】

前記第1のパラメータは、前記多相電気療法波形の供給の間に前記エネルギー源から前記電極へ供給される電流を含み、

前記スイッチングを実施するステップは、前記第1のパラメータを利用して、前記エネルギー源から前記電極へ供給される電荷を決定するステップと、前記電極に対して前記エネルギー源を接続することで始まり、所定の値に実質上等しい電荷を前記エネルギー源から前記電極へ供給することで終わる第1の時間間隔を決定するステップとを含み、

前記エネルギー源を遮断するステップは、前記スイッチングによって決定され且つ前記第1の時間間隔に基づく第1の持続時間を有する第2の時間間隔の終了時に、前記エネルギー源を遮断するステップを含む、請求項6に記載の方法。

#### 【請求項10】

前記第1のパラメータを測定するステップは、前記第1のパラメータの第1の値及び前記第1のパラメータの第2の値を測定するステップを含み、

前記スイッチングを実施するステップは、前記第1のパラメータの前記第1の値を測定することで始まり、前記第1のパラメータの前記第1の値の所定の割合に実質上等しい、前記第1のパラメータの前記第2の値を測定することで終わる、第1の時間間隔を決定するステップを含み、

前記スイッチングを実施するステップは、前記第1の時間間隔に基づいて前記第2の時間間隔を決定するステップを含み、

前記電極から前記エネルギー源を遮断するステップは、前記第2の時間間隔の終了時に行われる、請求項6に記載の方法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は、電気療法の分野に関するものである。より詳細には本発明は、電気療法装置のハードウェアによる実施、及び電気療法装置を利用するための方法に関するものである。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

電気療法を施すために利用される電気療法装置には、患者に対して行われるリアルタイムのインピーダンス測定に応答して、患者に印加される電気療法波形を動的に制御するもの

10

20

30

40

50

がある。これらの電気療法装置のハードウェア実施例では、患者に供給される電荷、又は患者に印加される電気療法波形の電圧といったパラメータを測定して、インピーダンスを推定する。これらの測定に応答して、電気療法装置は、患者に供給される電気療法波形に調整を加え、電気療法の有効性を向上させる。

#### 【0003】

患者に印加される電気療法波形を動的に制御する電気療法装置は、ハードウェアにおいてしきい値比較機能を実施してきた。このハードウェアには、電圧基準を利用して、測定パラメータがいつしきい値に達したかを判定するコンパレータのようなものが含まれている。しきい値比較の実施に必要とされるハードウェアを単純化することができれば、コスト節約及び信頼性の向上を実現することが可能である。

10

#### 【0004】

##### 【発明が解決しようとする課題】

したがって本発明の目的は、ハードウェアの複雑性が低減した電気療法装置を提供することにある。

#### 【0005】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明によって、ハードウェアの減少した電気療法装置の実施例、及び電気療法装置を利用するための方法が示される。第1の電極及び第2の電極を介して患者に電気療法を施すための電気療法装置には、電気療法を実施するためのエネルギーを供給するエネルギー源と、それぞれ第1の電極及び第2の電極に対してエネルギー源の接続及び遮断を行うように構成された接続機構が含まれている。また電気療法装置には、エネルギー源によって患者に供給されるエネルギーに関連した第1のパラメータを測定するように構成されている第1のセンサが含まれている。さらに電気療法装置には、第1のセンサから第1のパラメータを受信するように構成されているコントローラも含まれている。コントローラは、第1のパラメータを利用して、接続機構を作動させて第1の電極から及び第2の電極からエネルギー源を遮断する操作を行うように構成されている。

20

#### 【0006】

電気療法装置には、エネルギー源とコントローラが含まれている。患者に電気療法を施すための方法には、エネルギー源を患者に接続することが含まれている。またこの方法には、患者に供給されるエネルギーに関連した第1のパラメータを測定することが含まれている。さらにこの方法には、コントローラを利用して、第1のパラメータに基づく操作を施すことが含まれている。この方法には、さらに前記操作に基づいて、患者からエネルギー源を遮断することも含まれている。

30

#### 【0007】

第1の電極及び第2の電極を介して患者に多相波形を供給するデフィブリレータ(defibrillator)には、第1の端子及び第2の端子を備えるコンデンサが含まれている。コンデンサは、患者に多層波形を供給するために用いられる電荷を蓄積する。さらにデフィブリレータには、コンデンサによって患者に供給されるエネルギーに関連した第1のパラメータを測定するように構成された第1のセンサが含まれている。さらにデフィブリレータには、コンデンサの第1の端子及び第2の端子と第1の電極及び第2の電極との間に接続、結合される接続機構が含まれている。接続機構によって、コンデンサの第1の端子を第1の電極及び第2の電極の一方を選択的に接続することが可能になり、またコンデンサの第2の端子を第1の電極及び第2の電極の一方に選択的に接続することが可能になる。またデフィブリレータには、センサから第1のパラメータを受信するように構成されているコントローラが含まれている。コントローラは、第1のパラメータを利用して、接続機構を作動させて第1の電極及び第2の電極からコンデンサを遮断する操作を実施するように構成されている。またデフィブリレータには、コントローラによって決定された初期電圧まで、コンデンサを充電するように構成された電源が含まれている。

40

#### 【0008】

##### 【発明の実施の形態】

50

本発明をより理解するために、添付の図面に関連させて以下に詳細な説明を行う。

#### 【0009】

本発明は、本明細書に開示の実施態様に制限されるものではない。外部デフィブリレータに関連して、電気療法装置の例示的な実施態様について論述するが、例示される原理は、内部デフィブリレータにも適用可能である。さらに電気療法装置の例示的な実施態様の1つは、二相電気療法波形を供給するように構成されているが、例示される原理は、単相電気療法波形、多相電気療法波形、減衰正弦電気療法波形等のような他の電気療法波形を供給する電気療法装置にも適用可能である。

#### 【0010】

患者間におけるインピーダンスの相違、変動の補償には、患者に供給されるエネルギーに10関連した1つ以上のパラメータの測定が必要とされる。これらのパラメータには、例えば電気療法装置によって患者に供給される電圧又は電流が含まれる。測定パラメータ又は測定パラメータに対する計算結果が、しきい値と比較される。この比較結果に基づき、患者間のインピーダンス変動を補償するため、その施療中に、電気療法波形の調整が行われる。以前はパラメータの測定値としきい値の比較が、コンパレータを利用することによって、専用ハードウェアを用いて実施されている。さらにしきい値自体、一般に電圧基準のような専用ハードウェアを利用して設定されている。電圧基準は、分圧器、ツェナーダイオード又は集積回路電圧基準を利用するといった、さまざまやり方で実施されている。

#### 【0011】

ハードウェアの複雑性の低減は、プログラムブルハードウェアを利用して、パラメータに操作を施すことによって実現可能である。ファームウェア又はソフトウェアを利用して、コードで指定されるしきい値でハードウェアを制御することによって、しきい値比較機能の実施に必要となるであろう追加ハードウェアの複雑性が解消される。プログラム制御下において得られるさらなる利点は、複数のエネルギーレベルの1つを供給するように、電気療法装置を簡単に構成し得る点である。プログラム制御下において、パラメータに対して実施される操作は選択されたエネルギーレベルによって調整され、ソフトウェア又はファームウェアによって符号化することが可能であるしきい値は容易に選択される。20

#### 【0012】

プログラム制御下における実施のさらにもう1つの利点は、必要なハードウェアを減少させることによって信頼性の向上が達成される点である。複数のしきい値を利用して、複数の可能性のあるエネルギーレベルの1つを患者に供給するハードウェアの実施例は、複数の基準値を設定するための追加ハードウェア、及び比較を行うための複数のコンパレータを必要とすることになる。代替的にはスイッチング機構を利用して、複数の基準値を单一コンパレータに選択的に接続することが可能である。この複雑性の増大によって、電気療法装置の信頼性が低下する。30

#### 【0013】

図1には、デフィブリレータのような電気療法装置30の高レベルのブロック図が示されている。電気療法装置30は、患者に電気療法を施し、患者に適用される電気療法波形を動的に制御することによって、患者間のインピーダンス変動を補償する。図1に示す電気療法装置30の実施例は、ハードウェアが減少した実施例である。従来、電気療法装置30において、専用ハードウェアを用いて実施されていた機能は、プログラム制御下においてコントローラ38で実施される操作によって達成されるので、電気療法装置30に必要なハードウェアの複雑性が低減される。40

#### 【0014】

電気療法装置30には、電気療法波形用のエネルギーを供給するエネルギー源32が含まれている。エネルギー源32には、例えば単一コンデンサ又は単一コンデンサのような働きをするように構成されたコンデンサバンクを含む。接続機構34は、そのインピーダンスが本明細書において抵抗負荷37として表される、患者に接触する一対の電極36に対するエネルギー源32の接続及び遮断を選択的に行う。接続機構34は、エネルギー源32を抵抗負荷、患者インピーダンス37に選択的に接続し、電気療法波形を患者に供給する。接続機構34は、工50

エネルギー源32のいずれかの側を電極36のいずれか一方に選択的に接続し、いずれかの極性の電気療法波形を供給することが可能である。コントローラ38は、接続機構34を作動させて、エネルギー源32を電極36に接続するか、又はエネルギー源32を電極36から遮断する、すなわち切り離す。

**【0015】**

電気療法装置30は、単相電気療法波形、切頭指数関数形二相波形 (truncated exponential bi-phasic waveform)、減衰正弦波形等のようなさまざまな電気療法波形を患者に供給するように構成することが可能である。エネルギー源32、接続機構34及びコントローラ38は、これらのタイプの電気療法波形の内の任意の1つを患者に選択的に供給できるように設計することが可能である。さらに電気療法波形は、コントローラ38によって設定された複数のエネルギーレベルの内の選択された1つを利用して、エネルギー源32によって供給することが可能である。10

**【0016】**

コントローラ38は、センサ42に接続され、そのセンサが発生する出力を受信する。センサ42は、患者に供給されているエネルギーに関連した1つ以上のパラメータを測定する。センサ42は、例えば電圧センサ、電流センサとすることもできるし、あるいはセンサ42が、電圧と電流の両方を測定するように構成することも可能である。コントローラ38は、センサ42によって供給される1つ以上のパラメータ値を利用して、接続機構34を制御する。コントローラ38によって実施される操作には、しきい値とセンサ42から受信した出力との比較を含むことができる。この比較結果に基づいて、コントローラ38は、接続機構34を作動させて抵抗負荷37に適用される電気療法波形の持続時間を制御する。接続機構34を作動させ、前記操作に基づいて、エネルギー源32を患者電極36に接続、結合するか、又はエネルギー源32を患者電極36から遮断、切り離すことが可能である。前記操作には、比較結果に基づいて、電気療法波形の持続時間を直接決定することも含まれている。代替的に、コントローラ38によってセンサ42から受信される1つ以上のパラメータ値に対して施される操作には、センサ42によって測定される電流を積算し、患者に供給される電荷を決定することを含むことも可能である。あるいは前記操作には、患者インピーダンスを決定すること、時定数を計算すること、あるいは電圧や電流が初期電圧や初期電流の所定の割合に実質上等しくなるのに必要な時間を決定することも可能である。この代替例の場合、前記操作には、これらの計算結果とコントローラ38によってアクセスされるしきい値の比較も含まれる。20

**【0017】**

プログラム制御下で動作するコントローラ38を利用し、センサ42から出力される値及びしきい値を利用した操作を実施することによって、電気療法装置30の実施に必要とされるハードウェアが単純化される。例えば電気療法装置の従来の実施例の場合には、積算がアナログ積算器を利用してハードウェアで実施されていた。積算の結果は、専用ハードウェアを利用して、しきい値と比較されていた。コントローラ38を利用してプログラム制御下において積算を行い、しきい値との比較を実施することによって、専用ハードウェアが排除される。プログラム制御下における積算の実施によるもう1つの利点は、専用ハードウェアを利用した場合よりも容易に積算のダイナミックレンジを拡大することができるという点にある。この結果、専用ハードウェア積算器の場合に比べて、より正確に、より広い範囲の値について、より単純に実施可能である、(例えば、患者に供給される電荷によって指定することが可能な)しきい値を利用する、電気療法波形の動的制御が可能になる。同様に、患者インピーダンス、時定数、あるいは電圧や電流が所定のしきい値に実質上等しくなるのに必要な時間の決定は、専用ハードウェアを利用するよりも、コントローラ38を利用する操作を実施することによって、広い範囲のエネルギーレベルにわたってより容易に行われる。40

**【0018】**

電気療法装置30において、電気療法装置30によって供給される最大許容可能電流(短絡の可能性を示す)又は最小電流(開路の可能性を示す)といった他のパラメータに関するし50

きい値は、ソフトウェア又はファームウェアで操作するコントローラ38によって実現することが可能である。プログラム制御下においてこれらの比較を実施することによって、過電流又は不足電流検出機能の実施に必要とされるハードウェアを削減することが可能になる。以前は、(動的波形制御に必要とされるもの以外に)専用ハードウェアを利用して、過電流及び不足電流検出が実施されていた。

#### 【0019】

図2には、図1に示すハードウェアを利用して、電気療法を施す方法の高レベルのフローダイヤグラムが示されている。まずステップ100において、コントローラ38は、抵抗負荷37に対する電気療法波形の供給に備えて、エネルギー源32の初期設定を行う。次にステップ102において、コントローラ38は、接続機構34を作動させ、電極36を介して、エネルギー源32を抵抗負荷37に接続する。さらにステップ104において、センサ42は、抵抗負荷37に供給されるエネルギーに関連した1つ又は複数のパラメータを測定する。次にステップ106において、コントローラ38は、センサ42から受信する出力に対して操作を施し、接続機構34の制御を決定する。この操作には、患者に供給される電荷を決定すること、患者インピーダンスを決定すること、時定数を決定すること、又は電流や電圧が初期電圧や初期電流の所定の割合に実質上等しくなるのに必要とされる時間を決定することを含む。さらにステップ108において、コントローラ38は、接続機構34を作動させ、電極36からエネルギー源32を遮断して、パラメータに基づいて、抵抗負荷37(患者インピーダンスを表す)に適用される電気療法波形を制御する。この遮断は、患者間のインピーダンス変動を補償するため、前記操作に基づいて実施される。

10

20

#### 【0020】

図3には、電気療法装置30を利用して患者に適用される可能性のある例示的な電気療法波形が示されている。図3に示す典型的な電気療法波形は二相波形であるが、電気療法装置30は、単相波形又は三相以上の電気療法波形を供給するように構成することが可能であるという点が認識されなければならない。

#### 【0021】

図4は、ファームウェア制御下において動作する電気療法装置30の実施例を示す略プロック図である。図4に示す電気療法装置30の実施態様は、図3に示す二相波形のように、患者に対して多相電気療法波形を供給するように構成することが可能である。図4には、施療する特定の電気療法装置が示されているが、開示される原理は、あまねく電気療法装置に適用することが可能である。

30

#### 【0022】

患者に複数エネルギーレベルを供給するために複数のしきい値を利用する専用ハードウェアの実施例における制限は、必要とされる専用ハードウェアの複雑性にある。この性能を実現するには、複数のしきい値を設定する専用ハードウェア、及びセンサからの出力としきい値を選択的に比較する専用ハードウェアが必要になる。しかしながら図4に示す電気療法装置30の実施態様の場合、これらの機能は、コントローラ212を操作するファームウェアによって容易に実施される。

#### 【0023】

図4に示す電気療法装置30の実施態様には、第1の電極204及び第2の電極206を介して、コンデンサ200によって患者インピーダンス202に供給される電圧及び電流を測定するセンサが含まれている。コンデンサによって供給される電圧の測定は、電圧センサ208によって実施される。例えば電圧センサ208は、分圧器ネットワークと、分圧器に接続されている緩衝増幅器を利用して実施することできる。分圧器は、緩衝増幅器に対するスケーリングを施したバージョンの電圧をコンデンサ200に発生する。分圧器からの電圧は、緩衝増幅器に接続される。コンデンサ200によって供給される電流の測定が、電流センサ210によって実施される。例えば電流センサ210は、コンデンサ200に直列に接続されているセンス抵抗器、及びセンス抵抗器の両端に接続されている増幅器を利用して実施することが可能である。センス抵抗器は、コンデンサ200から流出する電流に比例した電圧を発生する。

40

増幅器から出力される電圧は、センス抵抗器の両端における電圧のスケーリングを施した

50

バージョンである。電圧センサ208及び電流センサ210は、それぞれコントローラ212に接続される。コントローラ212は、これらのセンサのそれぞれからの出力を測定する。コントローラ212は、電圧センサ208及び電流センサ210によって測定されたパラメータ値を利用して、患者に供給される電気療法波形を動的に制御することが可能である。動的制御は、患者に供給される電流、患者に供給される電荷、患者に供給される電圧、又はこれらの組み合わせに基づく。

#### 【 0 0 2 4 】

コントローラ212は、電圧センサ208及び電流センサ210の一方又は両方から受信するパラメータ値に操作を施す。この操作に基づいて、スイッチSW1、SW2、SW3、SW4及びSW5が開閉し、第1の電極204及び第2の電極206を介して、多相電気療法波形が患者インピーダンス202に供給される。多相波形の各位相の持続時間は、電圧センサ208及び電流センサ210の一方又は両方から受信するパラメータ値に対してコントローラ212によって施される操作によって決定される。位相の持続時間を制御することによって、電気療法装置30の実施態様は、患者に対して形状の異なる電気療法波形を供給することができる。各位相の持続時間を決定するコントローラ212によって施される操作は、測定パラメータの値を利用する計算によって実施可能になる。代替的には各位相の持続時間を決定するコントローラ212によって施される操作は、測定パラメータの値を利用して、コントローラ212がルックアップテーブルの値にアクセスすることによって実施可能になる。

10

#### 【 0 0 2 5 】

電圧センサ208及び電流センサ210によって測定されるパラメータ値に対してコントローラ212が施す操作は、動的電気療法波形制御を実施するために選択される方法によって決まる。例えばコントローラ212は、電気療法波形を適用した後、ある時間期間にわたって供給される電圧又は電流を測定して、時定数を計算することが可能である。時定数は、コンデンサ200の値及びこのキャパシタンスと直列をなす抵抗によって決まる。直列抵抗には、コンデンサの放電経路内にある患者インピーダンス及び抵抗が含まれる。時定数値に基づく電気療法波形の制御には、コンデンサ200によって供給される電圧又は電流のどちらかをサンプリングし、これらの値から電気療法波形の時定数を計算し、さらに計算された時定数を使用して波形を動的に制御することが必要とされる。時定数値を決定する方法の1つでは、患者に適用される電気療法波形に関する電圧対時間の対数曲線の勾配を計算することが必要とされる。電気療法波形の位相の持続時間は、時定数値を利用して、コントローラ212によってルックアップテーブルから選択されるか又は計算される。二相電気療法波形の場合、ルックアップテーブルの情報は、時定数値の範囲に対応する第1の位相の持続時間を備えている。第2の位相の持続時間も、第1の位相の持続時間に基づいて、ルックアップテーブルで指定されるか又は計算される。

20

30

30

#### 【 0 0 2 6 】

代替的には、患者に供給される電圧又は電流が、電気治療波形の適用中に測定される電圧又は電流の所定の割合に実質上等しくなるのに必要とする時間間隔に基づいて、コントローラ212によって施される操作が、患者に適用される電気療法波形の動的制御を可能とする。この電圧又は電流の値は、電気療法波形の開始直後に測定される電圧又は電流のピーク値とすることができます。あるいはこの電圧又は電流値は、電気治療波形の適用中における他の時間に測定することも可能である。例えばこの電圧又は電流値は、ピーク電流又は電圧が発生した直後に測定することが可能である。

40

#### 【 0 0 2 7 】

電圧センサに208による測定結果に基づく動的波形制御の場合、コントローラ212は、コンデンサ200が患者インピーダンス202に接続される時点において、電圧センサ208によって測定される電圧（患者インピーダンス202に印加される電圧にはほぼ等しい、コンデンサ200の両端における電圧）を読み取ることが可能である。これは、電気療法波形の適用中に、患者に供給される電圧のピーク値に対応する。代替的にはコントローラ212が、コンデンサ200に充電する初期電圧の選択に利用されるので、コントローラ212は、コンデンサ200によって供給されるピーク電圧として、コンデンサ200の選択された初期電圧値を利用するこ

50

50

ともできる。もう1つの代替案では、コントローラ212によって、ピーク電圧発生後におけるコンデンサ200の電圧が測定されて、操作の実施に利用され得る。コントローラ212によって施される操作には、コンデンサ200の電圧値（測定又は選択された）の所定の割合として、しきい値を計算することが含まれる。コンデンサ200の両端における電圧がしきい値に実質上等しくなるのに必要とされる時間間隔は、患者インピーダンス202の大きさに応じて変化する。この時間間隔は、高インピーダンスの患者より、低インピーダンスの患者のほうが短くなる。この時間間隔に基づいて、コントローラ212によって施される操作には、二相波形の第1の位相又は第2の位相のような、多相電気療法波形の位相の持続時間を計算すること、又はルックアップテーブルから選択することが含まれている。

## 【0028】

10

電気療法波形の動的制御は、コンデンサ200によって供給される電流が、コンデンサ200によって供給される電流のピーク値の所定の割合に実質上等しくなるのに必要とされる時間間隔を決定することによっても実施され得る。これを実施するために、コントローラ212は、電流センサ210によって測定される、コンデンサ200から供給される電流の値を読み取って、患者インピーダンス202に供給されるピーク電流を決定することになる。一般に電気療法が施される場合、患者インピーダンス202に供給される電流は、コンデンサ200が患者に接続された直後に、ゼロからピーク値まで上昇する。ゼロからピーク値までの上昇時間は、電流が通る経路におけるインダクタンスによって制限、画定される。ピーク値に達すると、電流は、主としてコンデンサ200の値と直列抵抗（患者インピーダンス202を含む）によって決まる速度で、割合で、ゼロに向かって減衰する。コントローラ212によって施される操作には、電流のピーク値の所定の割合としてしきい値を計算することが含まれる。ピーク電流を測定してしきい値を計算する代わりに、コントローラ212は、ピーク電流の発生後にコンデンサ200によって供給される電流の測定値を読み取ることが可能である。しきい値は、この測定電流の所定の割合として計算されることになる。

## 【0029】

20

患者インピーダンス202に供給される電流が、電流のしきい値に実質上等しくなるのに必要とされる時間間隔は、患者インピーダンス202の大きさに応じて変化する。時間間隔は、高インピーダンスの患者より低インピーダンスの患者のほうが短くなる。コントローラ212によって施される操作には、さらにコンデンサ200によって供給される電流がしきい値に実質上等しくなるのに必要とされる時間間隔を決定することも含まれる。この時間間隔に基づき、コントローラ212によって施される操作には、二相電気療法波形の第1の位相及び第2の位相というような、多相電気療法波形の位相の持続時間を計算すること、又はルックアップテーブルから選択することも含まれる。

## 【0030】

30

さらにもう1つの動的電気療法波形制御技法では、コントローラ212によって施される操作に、患者インピーダンス202の値を求めることが必要になる。コントローラ212は、それぞれ電圧センサ208及び電流センサ210から電圧値及び電流値を読み取る。コントローラ212によって施される操作には、電圧値及び電流値に基づく患者インピーダンス202の値を計算することが含まれる。コントローラ212による患者インピーダンス202の計算は、実質上同時に測定される単一電圧値及び単一電流値を利用して、あるいはまた電気療法波形の開始後の種々の時間においての実質上同時に測定される複数対の電圧値及び電流値を利用して実施することが可能である。

## 【0031】

40

複数対の電圧値及び電流値は、コントローラによって利用され、電気療法波形を適用中の患者インピーダンスの複数瞬時値が計算される。コントローラ212によって施される操作には、これらの患者インピーダンス値を平均することを含むことができる。インピーダンス値の平均をとることによって、電圧及び電流の単一測定値から得られる値に比べて、より正確な患者インピーダンスの測定値が得られる。患者インピーダンスの測定及び計算は、電気療法波形の適用時に比較的容易に実施され、それによってその結果を利用して、計算された患者インピーダンスに基づいて、電気療法波形に調整を加えることができる。ま

50

た計算されたインピーダンス値に基づき、コントローラ212によって施される操作には、二相電気療法波形の第1の位相及び第2の位相のような、多相電気療法波形の位相の持続時間を計算すること、又はルックアップテーブルから選択することが含まれる。

#### 【0032】

電気療法波形の動的制御に関するもう1つの技法では、患者に供給される電荷に基づいて、多相電気療法波形の位相の持続時間が決定される。コントローラ212は、患者に対する電気療法波形の適用後に、電流センサ210によって測定される電流値を読み取る。コントローラ212によって施される操作には、これらの電流値を積算して測定がなされた時間にわたって患者に供給された電荷を求めることが含まれる。コントローラ212によって施される操作には、さらに患者に所定量の電荷を供給するのに必要とされる時間間隔を決定することが含まれる。またこの時間間隔に基づき、コントローラ212によって施される操作には、二相電気療法波形の第1の位相及び第2の位相のような、多相電気療法波形の位相の持続時間を計算すること、又はルックアップテーブルから選択することが含まれる。10

#### 【0033】

高電圧電源214のようなエネルギー源を利用して、コントローラ212によって決定される初期電圧までコンデンサ200の充電が行われる。コンデンサ200に充電される初期電圧によって、患者インピーダンス202に適用される電気療法波形のエネルギーレベルが設定される。初期電圧は、可能性のある複数の初期電圧値の内の1つからコントローラ212によって選択される。コンデンサ200に充電するための複数の初期電圧値からの選択は、オペレータ入力に応答して行われる。電気療法は、心臓又は小児患者に対して施されることになるので、オペレータが初期電圧を選択する必要がある。20

#### 【0034】

コントローラ212は、センサによって供給されるパラメータに基づいて、患者インピーダンス202に適用される電気療法波形を動的に制御する。電気療法波形の動的制御によって、広範囲にわたるインピーダンスを備えた複数の患者が、最適レベルのエネルギーを受容することが可能になる。動的波形制御を実施するために利用される技法に基づいて、コントローラ212によって施される操作は、種々のインピーダンスを備える患者に対して最適レベルのエネルギーを供給するため、コンデンサ200に充電される初期電圧を考慮しなければならない可能性がある。コントローラ212によって施される操作に利用されるしきい値は、コンデンサ200に充電される初期電圧に応じて変化することがある。操作を施す際30、コントローラ212は、複数の初期電圧値のうちから選択された1つに対応するしきい値を利用する。この操作に基づく動的電気療法波形制御に対して、コントローラ212によって利用されるしきい値は、患者に加えられるエネルギーレベルにしたがって、計算されるか又はルックアップテーブルから選択されることになる。コンデンサ200に充電することが可能な複数の初期電圧のそれぞれに対して、コントローラ212によって施される操作に利用される、対応するしきい値が存在する。複数のしきい値が利用されるのは、コントローラ212のファームウェアによって、異なるしきい値が選択されるためである。

#### 【0035】

動的電気療法波形制御以外に、図4に示す電気療法装置30の実施態様は、電気療法の施療中ににおける過電流状態及び不足電流状態の検出にもうまく適合する。電流センサ210は、電気療法波形の適用後、最初の100マイクロ秒の終了時にコンデンサ200によって供給される電流を測定し、過電流又は不足電流状態を検出する。過電流状態又は不足電流状態のどちらかの存在を表示するしきい値は、電気療法に利用されるエネルギーレベルとともに変化する。40

#### 【0036】

過電流又は不足電流状態のどちらかの状態を検出すると、電気療法波形が終了されることになる。不足電流状態の存在は、電極が損傷している可能性、又は電極が患者に接続されていない可能性があることを表している。過電流状態の存在は、短絡の可能性があることを表している。過電流及び不足電流を検出するためのしきい値は、コンデンサ200に充電される初期電圧から計算することができる。初期電圧は、電圧センサ208の出力を読み取50

ることによって得られる。代替的には過電流及び不足電流を検出するためのしきい値は、コンデンサ200に充電される初期電圧に基づいて、ルックアップテーブルから選択することも可能である。しきい値は、患者インピーダンス202の予測値の上限及び下限（それぞれ180オーム及び25オーム）を利用し、可能性のある測定エラーを考慮して、わずかな値の減算又は加算を施すことにより、コントローラ212で計算される。電流センサ210から読み取られる測定電流値は、コントローラ212によって対応するしきい値と比較され、過電流状態又は不足電流状態の有無が判定される。

#### 【 0 0 3 7 】

スイッチSW5が絶縁ゲートバイポーラトランジスタであり、スイッチSW1～SW4がシリコン制御整流器である場合の、図4に示す電気療法装置30の実施態様の動作について解説することにする。しかしながら認識しておくべきは、他のタイプの電子式又は電気機械式スイッチを利用して、電気療法波形を供給することも可能であるという点である。他のタイプのスイッチング装置の場合、スイッチSW1～SW5が作動する順序は、異なる可能性がある。さらに適用される多相波形に二相波形が含まれる場合の、電気療法装置30の実施態様の働きについて解説することにする。

10

#### 【 0 0 3 8 】

二相電気療法波形の供給に備えて、コントローラ212は、選択された初期電圧までコンデンサ200に充電するように高電圧電源214を構成する。次にコントローラ212は、二相波形の第1の位相による供給に備えて、スイッチSW5を閉じる。次にスイッチSW1及びSW4を開じて、二相電気療法波形の第1の位相が開始される。第1の位相の開始後、電圧センサ208が、コンデンサ200の両端における電圧を測定し、電流センサ210が、コンデンサ200によって供給される電流を測定する。コントローラ212は、電圧と電流のいずれかの値又は両方の値に基づいて操作を施し、第1の位相及び第2の位相の持続時間を決定する。第1の位相に関して決定された時間間隔が終了すると、コントローラ212はスイッチSW5を開く。これによって、スイッチSW1及びSW4を通る電流が遮断され、これらのスイッチが開いて、第1の位相が完了する。400マイクロ秒後、コントローラ212は、スイッチSW5を開じて、二相波形の第2の位相による供給に備える。その50マイクロ秒後に、スイッチSW2及びSW3が閉じて、第2の位相が開始される。第2の位相に関して決定された時間間隔が終了すると、コントローラ212はスイッチSW5を開く。これによって、スイッチSW2及びSW3を通る電流が遮断され、これらのスイッチが開いて、第2の位相が完了する。

20

#### 【 0 0 3 9 】

本発明のいくつかの実施態様が開示されたが、付属の請求項の範囲を逸脱することなく、さまざまな修正を加えることが可能である。

#### 【 0 0 4 0 】

以下においては、本発明の種々の構成要件の組み合わせからなる例示的な実施態様を示す。

#### 【 0 0 4 1 】

1. 第1の電極及び第2の電極を介して、患者に電気療法を施すための電気療法装置であつて、

電気療法を実施するようにエネルギーを供給するエネルギー源（32、214、200）と、前記第1の電極（36、204）及び前記第2の電極（36、206）に対してエネルギー源（32、214、200）の接続及び遮断をそれぞれ行うように構成されている接続機構（34、SW1～SW4）と、

40

前記エネルギー源（32、214、200）によって前記患者（37、202）に供給される前記エネルギーに関連した第1のパラメータを測定するように構成されている第1のセンサ（42、208）と、

前記第1のセンサ（42）から前記第1のパラメータを受信するように構成され、前記第1のパラメータを利用して、前記接続機構（34、SW1～SW4）を作動させ、前記第1の電極（36、204）及び前記第2の電極（36、206）から前記エネルギー源（32、214、200）を遮断する操作を行う（106）ように構成されているコントローラ（38、212）とを含む電気療法

50

装置。

【0042】

2. さらに、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される前記エネルギーに関連した第2のパラメータを測定するように構成された第2のセンサ(210)が含まれ、前記コントローラ(38、212)が、前記第2のパラメータを受信するように構成され、かつ前記第2のパラメータを利用して、前記操作を実施する(106)ように構成され、前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される電圧を含み、前記第2のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される電流を含み、前記操作が、前記第1のパラメータ及び前記第2のパラメータを利用して、患者インピーダンスを求めるなどを含み、さらに前記コントローラ(38、212)が、前記エネルギー源(32、214、200)を制御して、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの選択された1つを供給し、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの前記選択された1つに対応する値を利用して、前記操作を実施する構成を含む、1項に記載の電気療法装置。  
10

【0043】

3. 前記操作が、前記第1のパラメータに基づいて、時定数を決定することを含み、前記コントローラ(38、212)が、前記エネルギー源(32、214、200)を制御して、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの前記選択された1つを供給し、前記電気療法のための複数のエネルギーレベルの前記選択された1つに対応する値を利用して、前記操作を実施する構成を含み、  
20

前記コントローラ(38、212)が、前記接続機構(34、SW1～SW4)を作動させて、前記操作に基づく電気療法の第1の持続時間を備える第1の位相を実施し、前記接続機構(34、SW1～SW4)を作動させて、前記操作に基づく電気療法の第2の持続時間を備える第2の位相を実施する構成を含み、

前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される電流又は電圧を含む、1項に記載の電気療法装置。

【0044】

4. 前記操作が、前記第1のセンサ(42、208)によって前記第1のパラメータの第1の値を測定することから始まり、前記第1のセンサ(42、208)によって前記第1の値の所定の割合に実質上等しい前記第1のパラメータの第2の値を測定することで終わる、第1の時間間隔を決定することを含み、  
30

前記コントローラ(38、212)が、前記接続機構(34、SW1～SW4)を作動させて、前記エネルギー源(32、214、200)を前記第1の電極(36、204)及び前記第2の電極(36、206)に接続し、前記操作によって決定され、前記第1の時間間隔に基づく第1の持続時間有する第2の時間間隔の終了時に、前記エネルギー源(32、214、200)を前記第1の電極(36、204)及び前記第2の電極(36、206)から遮断する構成を含み、

前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者に供給される電流又は電圧を含む、1項に記載の電気療法装置。

【0045】

5. 前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される電流を含み、  
40

前記操作が、前記第1のパラメータを利用して、前記患者(37、202)に供給される電荷を決定し、前記エネルギー源(32、214、200)を前記第1の電極(36、204)及び前記第2の電極(36、206)に接続することで始まり、前記患者(37、202)に供給される電荷が所定の値に実質上等しくなることで終わる第1の時間間隔を決定することを含み、

前記コントローラ(38、212)が、前記接続機構(34、SW1～SW4)を作動させて、前記エネルギー源(32、214、200)を前記第1の電極(36、204)及び前記第2の電極(36、206)に接続し、前記操作によって決定され、前記第1の時間間隔に基づく第1の持続時間有する第2の時間間隔の終了時に、前記エネルギー源(32、214、200)を前記第1の電極(36、204)及び前記第2の電極(36、206)から遮断する構成を含む、1項に記載の電気  
50

療法装置。

【0046】

6. エネルギー源及びコントローラを含む電気療法装置によって、患者に電気療法を施すための方法であって、

前記エネルギー源(32、214、200)を前記患者(37、202)に接続するステップ(102)と、

前記患者(37、202)に供給されるエネルギーに関連した第1のパラメータを測定するステップ(104)と、

前記コントローラ(38、212)を利用して、前記第1のパラメータに基づく操作を実施するステップ(106)と、

前記操作に基づいて、前記患者(37、202)から前記エネルギー源(32、214、200)を遮断するステップ(108)とを含む方法。10

【0047】

7. さらに、前記エネルギー源(32、214、200)を前記患者(37、202)に接続した後、前記患者(37、202)に供給されるエネルギーに関連した第2のパラメータを測定するステップを含み、前記操作を実施するステップ(106)が、前記第2のパラメータの利用を含み、前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(27、202)に供給される電流を含み、前記第2のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(27、202)に供給される電圧を含み、前記操作を実施するステップ(106)が、前記第1のパラメータ及び前記第2のパラメータを利用して、患者インピーダンスを決定することを含む、6項に記載の方法。20

【0048】

8. 前記操作を実施するステップ(106)が、前記第1のパラメータを利用して、時定数を決定するステップを含み、

前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される電流又は電圧を含む、6項に記載の方法。

【0049】

9. 前記第1のパラメータが、前記エネルギー源(32、214、200)によって前記患者(37、202)に供給される電流を含み、

前記操作を実施するステップ(106)が、前記第1のパラメータを利用して、前記患者(37、202)に供給される電荷を決定することと、前記患者(37、202)に対して前記エネルギー源(32、214、200)を接続するステップ(102)に始まり、前記患者(37、202)に対して所定の値に実質上等しい電荷を供給することで終わる第1の時間間隔を決定することを含み、30

前記エネルギー源(32、214、200)を遮断するステップ(108)が、前記操作によって決定され、前記第1の時間間隔に基づく第1の持続時間を有する第2の時間間隔の終了時に、前記エネルギー源(32、214、200)を遮断することを含む、6項に記載の方法。

【0050】

10. 前記第1のパラメータを測定するステップ(104)が、前記第1のパラメータの第1の値及び前記第1のパラメータの第2の値を測定することを含み、40

前記操作を実施するステップ(106)が、前記第1のパラメータの前記第1の値を測定することで始まり、前記第1のパラメータの前記第1の値の所定の割合に実質上等しい、前記第1のパラメータの前記第2の値を測定することで終わる、第1の時間間隔を決定することを含み、

前記操作を実施するステップ(106)が、前記第1の時間間隔に基づいて前記第2の時間間隔を決定することを含み、

前記患者(37、202)から前記エネルギー源(32、214、200)を遮断するステップ(108)が、前記第2の時間間隔の終了時に行われる、6項に記載の方法。

【0051】

【発明の効果】

10

20

30

40

50

本発明の電気療法装置（30）は、患者（37、202）に接触するための一対の電極（36、204～206）とエネルギー源（32、214、200）との間を接続する接続機構（34、SW1～SW4）を含む。エネルギー源（32、214、200）に接続されているコントローラ（38、212）は、複数のエネルギーレベルの内から選択された1つのエネルギーレベルを供給するように、エネルギー源（32、214、200）を構成する。コントローラ（38、212）は、接続機構（34、SW1～SW4）を作動して、エネルギー源（32、214、200）を電極（36、204、206）に接続する。コントローラ（38、212）に接続されているセンサ（42、208、210）は、電極（36、204、206）を介して患者（37、202）に供給されるエネルギーに関連した1以上のパラメータを測定する。コントローラ（38、212）は、センサ（42、208、210）から受信する出力をを利用して、操作を実施する（106）。操作（106）に基づいて、コントローラ（38、212）は、接続機構（34、SW1～SW4）を作動し、エネルギー源（32、214、200）を電極（36、204、206）から遮断する。<sup>10</sup> 電気療法装置（30）の一実施態様では、エネルギー源（32、214、200）は、複数の初期電圧の内の選択された1つの電圧までコンデンサ（200）を充電するための高電圧源（214）を含む。センサ（42、208、210）は、コンデンサ（200）の両端の電圧を測定するための電圧センサ（208）と、コンデンサ（200）によって供給される電流を測定するための電流センサ（210）とを含む。接続機構（34、SW1～SW4）は、コンデンサ（200）と電極（36、204、206）との間を接続する電気スイッチ（SW1～SW4）を含み、どちらの極性にも電気療法波形（図3）を適用可能とする。コントローラ（38、212）は、測定された電圧及び電流を利用して、電気スイッチ（SW1～SW4）を制御して操作を実施する。この操作は、患者インピーダンスを計算すること、電圧及び電流の時定数を決定すること、患者に供給される電荷量を決定すること、あるいは電流や電圧が電圧や電流の所定の割合に実質上等しくなるのに必要とされる時間を決定することを含む。<sup>20</sup>

【図面の簡単な説明】

【図1】電気療法装置の高レベルのブロック図である。

【図2】図1に示す電気療法装置を利用して、患者に電気療法を施すための方法に関する高レベルのフローダイヤグラムである。

【図3】図1に示す電気療法装置を利用して、患者に適用することが可能な、例示的な電気療法波形を示す図である。

【図4】図1に示す電気療法装置の実施態様に関する単純化された概略図である。

【符号の説明】<sup>30</sup>

30 電気療法装置

32、214 エネルギー源

34 接続機構

36 第1、第2の電極

37、202 患者

38、212 コントローラ

42 第1のセンサ

200 コンデンサ

204 第1の電極

206 第2の電極

208 第1のセンサ

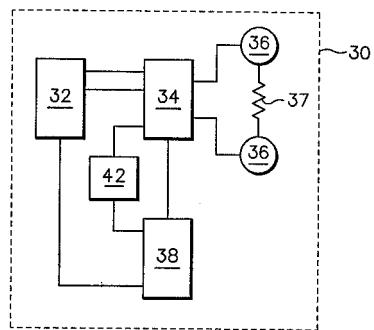
210 第2のセンサ

SW1、SW2、SW3、SW4 接続機構

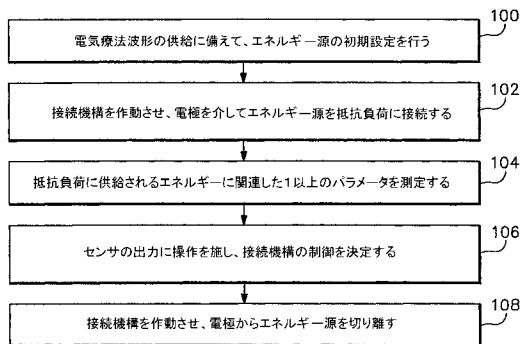
30

40

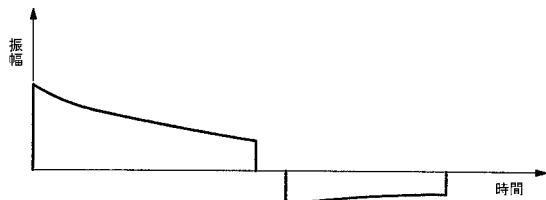
【図1】



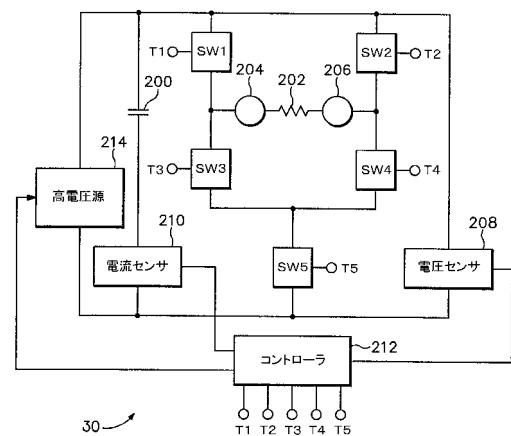
【図2】



【図3】



【図4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ダニエル・ジェイ・パワーズ

アメリカ合衆国ワシントン州98027, イサクター, スクアク・マウンテン・ループ・サウスウェスト・2145

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開平10-057508(JP,A)

特開平05-337203(JP,A)

特開平03-060676(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61N 1/32