

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6154328号  
(P6154328)

(45) 発行日 平成29年6月28日(2017.6.28)

(24) 登録日 平成29年6月9日(2017.6.9)

(51) Int.Cl.

F 1

**A 6 1 B** 5/0402 (2006.01)  
**A 6 1 N** 1/36 (2006.01)A 6 1 B 5/04 3 1 O N  
A 6 1 N 1/36

請求項の数 14 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2013-553054 (P2013-553054)
(86) (22) 出願日	平成24年2月7日(2012.2.7)
(65) 公表番号	特表2014-508586 (P2014-508586A)
(43) 公表日	平成26年4月10日(2014.4.10)
(86) 國際出願番号	PCT/IB2012/050546
(87) 國際公開番号	W02012/110913
(87) 國際公開日	平成24年8月23日(2012.8.23)
審査請求日	平成27年2月5日(2015.2.5)
(31) 優先権主張番号	61/442,312
(32) 優先日	平成23年2月14日(2011.2.14)
(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 エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーネー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (74) 代理人 弁理士 笛田 秀仙 100122769
-----------	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電池式患者接続型医療機器における漏れ電流を制限する電気手段

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者接続型医療機器における漏れ電流を電気的に制限するためのシステムであって、  
一つ以上のスイッチング装置の第1のセットと、  
一つ以上のスイッチング装置の第2のセットとを有し、

前記患者接続型医療機器の電池コンパートメントからの入力電圧が、完全に電池で満たされるときに前記電池コンパートメントによって出力される電圧であるときにのみ、前記一つ以上のスイッチング装置の第1のセットは、前記入力電圧の第1の極性に基づいて、前記電池コンパートメントの第1の電源出力を前記患者接続型医療機器の電子部品の第1の電源入力と選択的に接続し、及び／又は前記一つ以上のスイッチング装置の第2のセットは、前記第1の極性と反対である前記入力電圧の第2の極性に基づいて、前記電池コンパートメントの第2の電源出力を前記電子部品の第2の電源入力と選択的に接続する、システム。

## 【請求項 2】

指定の型の電池が全て前記電池コンパートメントに設置されるとき、電池接続端子がアクセスできないように前記電池コンパートメントが設計される、請求項1に記載のシステム。

## 【請求項 3】

前記第1の電源出力及び／又は前記第2の電源出力が、電界効果トランジスタ、TRIAC、及びリレーの一つ以上を含む一つ以上の電子スイッチを用いて前記第1の電源入力

及び／又は前記第2の電源入力に接続される、請求項1乃至2のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項4】

前記第1の電源出力が前記第1の電源入力と間接的に接続され、及び／又は前記第2の電源出力が前記第2の電源入力と間接的に接続される、請求項1乃至3のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項5】

前記第1の電源出力と前記第1の電源入力が正であり、前記第2の電源出力と前記第2の電源入力が負である、請求項1乃至4のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項6】

前記第1のセットが前記第2の電源出力に基づいて前記第1の電源出力を前記第1の電源入力と選択的に接続し、前記第2のセットが前記第1の電源出力に基づいて前記第2の電源出力を前記第2の電源入力と選択的に接続する、請求項1乃至5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項7】

前記第1のセットが第2のスイッチング装置と直列に第1のスイッチング装置を含み、前記第2のセットが第3のスイッチング装置を含み、前記第1のスイッチング装置が前記第2の電源出力によって制御され、前記第2のスイッチング装置が前記第3のスイッチング装置及び／又は前記第2の電源出力によって制御され、前記第3のスイッチング装置が前記第1のスイッチング装置及び／又は前記第1の電源出力によって制御される、請求項1乃至5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項8】

前記第1のセットが第1のスイッチング装置を含み、前記第2のセットが第3のスイッチング装置と直列に第2のスイッチング装置を含み、前記第1のスイッチング装置が前記第2のスイッチング装置及び／又は前記第3のスイッチング装置によって制御され、前記第2のスイッチング装置が前記第1の電源出力及び／又は前記第1のスイッチング装置によって制御され、前記第3のスイッチング装置が前記第1のスイッチング装置及び／又は前記第1の電源入力によって制御される、請求項1乃至5のいずれか一項に記載のシステム。

【請求項9】

患者接続型医療機器であって、  
請求項1乃至8のいずれか一項に記載のシステムと、

一つ以上の電池のための電池コンパートメントであって、前記電池コンパートメントは前記電池を直列接続し、第1の電源出力と第2の電源出力を含む、電池コンパートメントと、

第1の電源入力と第2の電源入力を含む電子部品と、  
を有する、患者接続型医療機器。

【請求項10】

請求項9に記載の患者接続型医療機器における漏れ電流を電気的に制限するための方法であって、

電池を電池コンパートメントに挿入するステップであって、前記電池は前記電池コンパートメントの電源出力及び一つ以上の電池接続端子に電気的に接続され、前記電源出力は第1の電源出力と第2の電源出力の一つである、ステップと、

前記電池接続端子の一つと患者の間に電気伝導経路を確立するステップであって、前記電気伝導経路は、前記患者接続型医療機器を患者に接続する患者接続から独立している、ステップと、

入力電圧があらかじめ選択される動作入力電圧になるまで、前記電源出力と対応する電源入力の間の電流を遮断するステップとを有し、スイッチング装置の第1のセット及び／又は第2のセットが前記電流の遮断を容易にし、前記あらかじめ選択される動作入力電圧が、電池で完全に満たされるときに前記電池コンパートメントによって出力される電圧で

10

20

30

40

50

ある、方法。

**【請求項 1 1】**

第 1 の極性の入力電圧が、完全に電池で満たされるときに前記電池コンパートメントによって出力される電圧であるときに前記第 1 のセットのスイッチング装置を閉じるステップと、

第 2 の極性の入力電圧が、完全に電池で満たされるときに前記電池コンパートメントによって出力される電圧であるときに前記第 2 のセットのスイッチング装置を閉じるステップとを含む、請求項 1\_0 に記載の方法。

**【請求項 1 2】**

前記第 1 のセットが第 2 のスイッチング装置と直列に第 1 のスイッチング装置を含み、10  
前記第 2 のセットが第 3 のスイッチング装置を含み、前記第 1 のスイッチング装置が第 2 の電源出力及び / 又は前記第 3 のスイッチング装置によって制御され、前記第 2 のスイッ  
チング装置が前記第 3 のスイッチング装置及び / 又は第 2 の電源入力によって制御され、  
前記第 3 のスイッチング装置が前記第 1 のスイッチング装置及び / 又は前記第 2 のスイッ  
チング装置によって制御され、前記遮断するステップが、

第 1 の極性の入力電圧が前記あらかじめ選択される動作入力電圧になるまで前記第 1 のスイッチング装置を開くステップと、

第 1 の極性の入力電圧が総入力電圧であり、前記第 1 のスイッチング装置と前記第 3 のスイッ  
チング装置の両方が閉じられるまで前記第 2 のスイッching装置を開くステップと20  
、

第 2 の極性の入力電圧が総入力電圧であり、前記第 1 のスイッching装置が閉じられるまで前記第 3 のスイッching装置を開くステップとを含む、請求項 1\_0 に記載の方法。

**【請求項 1 3】**

前記第 1 のセットが第 1 のスイッching装置を含み、前記第 2 のセットが第 3 のスイッ  
チング装置と直列に第 2 のスイッching装置を含み、前記第 1 のスイッching装置が前記  
第 2 のスイッching装置及び / 又は前記第 3 のスイッching装置によって制御され、前記  
第 2 のスイッching装置が第 1 の電源出力及び / 又は前記第 1 のスイッching装置によ  
って制御され、前記第 3 のスイッching装置が前記第 1 のスイッching装置及び / 又は第 1  
の電源入力によって制御され、

第 1 の極性の入力電圧が総入力電圧であり、前記第 2 のスイッching装置が閉じられる30  
ときに前記第 1 のスイッching装置を閉じるステップと、

第 2 の極性の入力電圧が総入力電圧であるときに前記第 2 のスイッching装置を閉じる  
ステップと、

第 2 の極性の入力電圧が総入力電圧であり、前記第 1 のスイッching装置と前記第 2 のス  
イッching装置の両方が閉じられるときに前記第 3 のスイッching装置を閉じるステ  
ップとを有する、請求項 1\_0 に記載の方法。

**【請求項 1 4】**

前記遮断するステップが、  
前記第 1 のセットのスイッching装置及び前記第 2 のセットのスイッching装置の基板  
ダイオードを通る意図せぬ復路を遮断するステップを含む、請求項 1\_0 乃至 1\_3 のいずれ  
か一項に記載の方法。40

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0 0 0 1】**

本願は概して電池式患者接続型医療機器に関する。これは特に患者接続型医療機器のための漏れ電流の制限と併せて応用され、特にそれに関して記載される。しかしながら、他の使用シナリオにも応用され、必ずしも上述の応用に限定されないことが理解される。

**【背景技術】**

**【0 0 0 2】**

患者接続型医療機器は一般に患者に対する漏れ電流を制限する安全基準を満たさなければ50

ばならない。例えば、世界中の医療市場は国際標準 IEC 60601-1、第2版、1988-12を医療用品の承認基準として使用する。IEC 60601-1は医療機器の露出した通電部品が患者接続から絶縁されることを要求し、必要な絶縁の水準を規定する。例えば10マイクロアンペアが心臓機能(CF)指定装置に対する患者漏れ電流の制限である。漏れ電流に対する制限はとりわけ、皮膚インピーダンスが漏れ電流を制限しない内部接続を持つ患者と、生命維持装置であり得る繊細な医療インプラントを持つ患者にとって重要である。

#### 【0003】

一つ以上の電池を含む電源を持つ医療機器において電池を交換するとき、まだ設置されていない電池用の電池接続端子は接触可能であり、既に設置された電池の直列接続のために通電している可能性がある。医療機器に接続されている患者が万一これらの電池接続端子の一つと接触するとしたら、結果として生じる漏れ電流は安全限度を超える可能性がある。電流に対する唯一の制限は電池の電源インピーダンス、患者インピーダンス、間接経路インピーダンス、及び患者接続インピーダンスである。通電している電池接続端子との接触は、患者が直接、若しくは電池を交換している介護者を通じて間接的に、電池接続端子に触れることから生じ得る。

#### 【0004】

患者漏れ電流を制限するために、電池接続端子へのアクセスを妨げる機械的手段が採用され得る。しかしながら、機械的手段はユーザにとって煩わしく製造コストがかかる。患者漏れ電流を制限する別の方法は、患者接続インピーダンスを増加することであり得る。しかしながら呼吸などの一部の患者パラメータ測定は、必然的に低い入力インピーダンスを要する。患者漏れ電流を制限するさらに別の考えられる方法は、変圧器及び/又は光アイソレータなどのガルバニック手段によって患者入力を絶縁することであり得る。しかしながら、これらのアプローチは高価で、電力を消費し、貴重な空間を要する。これらは小型で軽量の電池式医療機器の大きな利点を無効にする。

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

本願は上述の問題などを克服する電気手段を利用する新たな改良されたシステムと方法を提供する。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

別の態様によれば、患者接続型医療機器における漏れ電流を電気的に制限するためのシステムが提供される。システムは患者接続型医療機器の電池コンパートメントの第1の電源出力を電池コンパートメントからの入力電圧の第1の極性に基づいて患者接続型医療機器の電子部品の第1の電源入力と選択的に接続する一つ以上のスイッチング装置の第1のセットを含む。システムは患者接続型医療機器の電池コンパートメントの第2の電源出力を入力電圧の第2の極性に基づいて電子部品の第2の電源入力と選択的に接続する一つ以上のスイッチング装置の第2のセットをさらに含み、第1の極性は第2の極性と反対である。

#### 【0007】

一態様によれば、患者接続型医療機器における漏れ電流を電気的に制限するための方法が提供される。患者接続型医療機器は患者接続型医療機器の電池コンパートメントの第1の電源出力を電池コンパートメントからの入力電圧の第1の極性に基づいて患者接続型医療機器の電子部品の第1の電源入力と選択的に接続する一つ以上のスイッチング装置の第1のセットと、電池コンパートメントの第2の電源出力を入力電圧の第2の極性に基づいて電子部品の第2の電源入力と選択的に接続する一つ以上のスイッチング装置の第2のセットとを含む。第2の極性は第1の極性と反対である。さらに、患者接続型医療機器の患者は一つ以上の患者接続を介して電子部品に電気的に接続される。方法は電池が電池コンパートメントの電源出力及び一つ以上の電池接続端子に電気的に接続されるように電池コ

10

20

30

40

50

ンパートメントへ電池を挿入するステップを含む。電源出力は第1の電源出力と第2の電源出力のうちの一方である。方法は電池接続端子の一つと患者を電気的に接続するステップをさらに含む。電気接続は患者接続から独立している。さらに、方法は電源出力と対応する電源入力の間の電流を入力電圧が総入力電圧になるまで遮断するステップを含む。第1のセット及び／又は第2のセットは電流の遮断を容易にする。

【0008】

別の態様によれば、患者接続型医療機器が提供される。患者接続型医療機器は一つ以上の電池のための電池コンパートメントを含む。電池コンパートメントは電池を直列接続し、第1の電源出力と第2の電源出力を含む。さらに、システムは第1の電源出力を電池コンパートメントからの入力電圧の第1の極性に基づいて第1の電源入力と選択的に接続する一つ以上のスイッチング装置の第1のセットを含む。さらに、システムは第2の電源出力を入力電圧の第2の極性に基づいて第2の電源入力と選択的に接続する一つ以上のスイッチング装置の第2のセットを含む。第1の極性は第2の極性と反対である。

10

【0009】

一つの利点は患者に対する漏れ電流の制限にある。

【0010】

別の利点は任意の数の電池に対する適応性にある。

【0011】

別の利点は電池が任意の順序で挿入されるときの機能性にある。

20

【0012】

別の利点は一つ以上の電池が適切に配向されていない場合であっても患者が保護されることにある。

【0013】

別の利点は低コストの製造技術に従うことにある。

【0014】

別の利点は小型さにある。

【0015】

別の利点は使いやすさにある。

【0016】

別の利点は低インピーダンス患者接続での機能性にある。

30

【0017】

別の利点は低電力消費にある。

【0018】

本発明のさらなる利点は以下の詳細な説明を読んで理解することで当業者に理解される。

【0019】

本発明は様々な構成要素と構成要素の配置、様々なステップとステップの配置で具体化し得る。図面は好適な実施形態を例示する目的に過ぎず、本発明を限定するものと解釈されない。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本開示の態様にかかる患者接続型医療機器の概念図である。

【図2】図1の患者接続型医療機器の一実施形態の詳細図である。

【図3】図1の患者接続型医療機器の別の実施形態の詳細図である。

【図4】図1の患者接続型医療機器のさらに別の実施形態の詳細図である。

【図5】本開示の態様にかかる漏れ電流を制限する方法を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0021】

図1を参照すると、本開示の態様にかかる患者接続型医療機器100の概念図が提供される。患者接続型医療機器100は生命維持機能を観察及び／又は提供するために適切に

50

利用される。さらに、患者接続型医療機器 100 は適切には移動式であり、患者の身体に装着される。特定の実施形態において、患者接続型医療機器 100 は患者モニタ、ペースメーカー、及び同様のものの一つであることが考えられる。

#### 【0022】

患者接続型医療機器 100 は一つ以上の患者接続 106 を介して患者 104 に接続される電子部品 102 を含む。患者接続 106 はセンサ及び／又は電極 108 の一つ以上を介して患者 104 に接続することが考えられる。特定の実施形態において、電子部品 102 は患者接続 106 から患者データを受信する。付加的に若しくは代替的に、特定の実施形態において、電子部品 102 は患者接続 106 へ信号を与える。例えば、患者 104 が律動不整を患っている場合、患者の心臓にショックを与え適切な心拍を維持するように、センサ及び／又は電極 108 の関連電極を制御する信号が患者接続 106 の一つに供給され得る。10

#### 【0023】

患者接続型医療機器 100 の電池コンパートメント 110 は、一つ以上の電池 112 を受容し、電池 112 から患者接続型医療機器 100 の電子部品 102 へ電力を供給する。適切に、電池コンパートメント 110 は電池 112 の端子とインターフェースして電池 112 を直列接続する一つ以上の電池接続端子 114 を含む。特定の実施形態において、電池 112 が電池コンパートメント 110 に挿入されるとき、電池接続端子 114 は外部からアクセスできない。つまり、電池コンパートメント 110 の外側から電池 112 の電池接続端子 114 にアクセスすることができない。これは典型的には電池コンパートメント 110 の物理的設計で実現されるが、これを実現する機械的及び／又は電気機械的アプローチもまた考慮される。20

#### 【0024】

電子部品 102 と電池コンパートメント 110 の間に配置され、患者接続型医療機器 100 は一つ以上のスイッチング装置 118 の第 1 のセット 116 と一つ以上のスイッチング装置 122 の第 2 のセット 120 を含む。スイッチング装置 118, 122 の各々は電界効果トランジスタ (FET)、TRIAC (Triodes for Alternating Current)、リレー、及び同様のものなどの一つ以上の電子スイッチを含む。さらに、典型的には、第 1 のセット 116 のスイッチング装置 118 が直列接続されるか、及び／又は第 2 のセット 120 のスイッチング装置 122 が直列接続される。30

#### 【0025】

第 1 のセット 116 と第 2 のセット 120 は、電池 112 を設置する順序及び／又は電池 112 の極性（正確若しくは不正確）にかかわらず、電流が電池接続端子 114 のいずれからも患者 104 へ誤って流れることを防ぐように配線される。第 1 のセット 116 は電池コンパートメント 110 の第 1 の電源出力 124 を電子部品 102 の第 1 の電源入力 126 へ直接若しくは間接的に、選択的に接続し、第 2 のセット 120 は電池コンパートメント 110 の第 2 の電源出力 128 を電子部品 102 の第 2 の電源入力 130 へ直接若しくは間接的に、選択的に接続する。間接的に接続することによって、抵抗器などの追加電子部品がスイッチング装置 118, 122 の一方と電源入力 126, 130 の一つ以上、電源出力 124, 128 とスイッチング装置 118, 122 の他方との間に配置されることが考えられる。典型的に、第 1 の電源出力 124 と第 1 の電源入力 126 は正で第 2 の電源出力 128 と第 2 の電源入力 130 は負である。しかしながら、特定の実施形態において、電池 112 の極性は反転でき、それによって第 1 の電源出力 124 と第 1 の電源入力 126 が負になり、第 2 の電源出力 128 と第 2 の電源入力 130 が正になり得る。40

#### 【0026】

第 1 のセット 116 と第 2 のセット 120 は、全ての電池 112 が設置されるまでセット 116, 120 がそれらの各々の電源入力をそれらの各々の電源出力と接続しないように、総入力電圧の異極性によって電子的に制御される。つまり、第 1 のセット 116 は総入力電圧の第 1 の極性によって電子的に制御され、第 2 のセット 120 は総入力電圧の第 1 の極性と反対の第 2 の極性によって電子的に制御される。総入力電圧は全ての電池 1150

2で完全に満たされるときに電池コンパートメント110によって出力される電圧（すなわち、第1の電源出力124と第2の電源出力128にかかる電圧）である。特定の実施形態において、この制御は図示の通り、第1のセット116を電池コンパートメント110の第2の電源出力128で、第2のセット120を電池コンパートメント110の第1の電源出力124で制御することによって実施される。

#### 【0027】

スイッチング装置118, 122がなく、全数未満の電池112が電池コンパートメント110に設置されると仮定すると、患者104は電池接続端子114の一つと接触する可能性があり、漏れ電流が生じ得る。例えば、電池112の三つ目132が設置されなかつた場合、電池112の他のもの134から患者へ第1の経路136及び患者接続106の一つを通って電流が流れる可能性がある。第1の経路136は、患者104が電池112の三つ目132の電池接続端子114の一つ138に直接接触することから、又は例えば介護者が電池接続端子114の一つ138と患者104に同時に触れることによって間接的に生じ得る。

#### 【0028】

図2を参照すると、本開示の態様にかかる患者接続型医療機器の詳細な実施形態が提供される。第1のセット116は第1のスイッチング装置140を含み、第2のセット120は第2のスイッチング装置142を含む。第1のスイッチング装置140は逆並列接続される二つのpチャネルFET144と抵抗器146を含み、第2のスイッチング装置142は逆並列接続される二つのnチャネルFET148と抵抗器150を含む。FET144, 148の各々は、開・閉にかかわらずFETを通る一方に電流が流れることを可能にする基板ダイオード152を含むので、FET144, 148はスイッチング装置140, 142を通る両方向に電流が流れるのを防ぐために逆並列接続される。抵抗器146, 150はFET144, 148にバイアスをかけるために基板ダイオード152と併用される。

#### 【0029】

電池コンパートメント110の第2の電源出力128からの制御信号154はpチャネルFET144を電子的に制御し、電池コンパートメント110の第1の電源出力124からの制御信号156はnチャネルFET148を電子的に制御する。言い換えれば、スイッチング装置140, 142に対する制御信号154, 156は総入力電圧の異極性に交差結合される。全ての電池112が電池コンパートメント110に設置されるときの総入力電圧がFET144, 148のゲートソース立ち上がり電圧を超える限り、電流が流れることができる。FET144, 148の制御信号154, 156を交差結合することで、患者104を通って電池102へ戻る完全な経路があり得ないように制御信号154, 156を絶縁する。

#### 【0030】

図2で提供されるFETを利用することの一つの問題は、意図せぬ復路があることである。例えば、電池112の三つ目132が設置されず患者が電池接続端子114の一つ138に触れるとしたら、電流が第1の電源入力126から基板ダイオード152の一つ158と第1のスイッチング装置140の抵抗器146を通って第2の電源出力128へ流れ出す可能性がある。従って、この実施形態は主に電池接続端子114へのアクセスを遮るために機械的インターロック若しくは構成とともに使用されるか、又は心臓機能(CF)指定でない装置において使用される。解決法が図3及び4において後述される。考えられる意図せぬ復路は基板ダイオード152の結果であり、そのため他の電子スイッチには必ずしも適用できないことが理解される。

#### 【0031】

図2と併せて開示されるスイッチング装置140, 142はFETに合わせてあるが、リレー及びTRIACなどの他の電子スイッチがFETの代わりに利用され得ることが理解される。さらに、他の電子スイッチが利用されるとき、スイッチング装置140, 142を具体化する回路は図示のものとは異なることが理解される。例えば、他の電子スイッ

チとFET144, 148の間に1対1のマッピングがあるとは限らない。基板ダイオード152は一方向の電流を可能にするので、スイッチング装置140, 142の各々は複数のFETを持つ。リレーなど他の電子スイッチはこうした制限に悩まされない可能性があり、そのため単一の電子スイッチのみが必要になり得る。

#### 【0032】

図3を参照すると、本開示の態様にかかる患者接続型医療機器100の別の詳細な実施形態が提供される。第1のセット116は第2のスイッチング装置162と直列に第1のスイッチング装置160を含み、第2のセット120は第3のスイッチング装置164を含む。第1のスイッチング装置160と第2のスイッチング装置162は各々、逆並列接続される二つのpチャネルFET166、抵抗器168、及び任意のキャパシタ170を含む。さらに、第3のスイッチング装置164は逆並列接続される二つのnチャネルFET172、抵抗器174、及び任意のキャパシタ176を含む。FET166, 172の各々は、開・閉にかかわらずFETを通る一方向に電流が流れることを可能にする基板ダイオード178を含むので、FET166, 172はスイッチング装置160, 162, 164を通る両方向に電流が流れるのを防ぐために逆並列接続される。抵抗器168, 174はFET166, 172にバイアスをかけるために基板ダイオード178と併用される。キャパシタ170, 176はスイッチング動作を安定させるために任意に含まれる。

#### 【0033】

電池コンパートメント110の第2の電源出力128からの制御信号180は第1のスイッチング装置160のpチャネルFET166を電子的に制御し、第1のスイッチング装置160の出力若しくは入力（電流に依存）からの制御信号182は第3のスイッチング装置164のnチャネルFET172を電子的に制御する。さらに、第3のスイッチング装置164の出力若しくは入力（電流に依存）からの制御信号184は第2のスイッチング装置162のpチャネルFET166を電子的に制御する。言い換えれば、第1のセット116は第2のセット120と反対の総入力電圧の極性によって電子的に制御される。全ての電池112が電池コンパートメント110に設置されるときの総入力電圧がFET166, 172のゲートソース立ち上がり電圧を超える限り、電流が流れることができる。

#### 【0034】

上記の通り、図2の実施形態は基板ダイオード152のためにFETを利用するときに意図せぬ復路に悩まされる。本実施形態は追加のスイッチング装置を利用することによってこれらの意図せぬ復路を防止する。例えば、電池112の三つ目132が設置されておらず患者が電池接続端子114の端子138に触るとしたら、第3のスイッチング装置164のために、第1の電源入力126から基板ダイオード178の一つ186と第2のスイッチング装置162の抵抗器168を通って第2の電源出力128へ電流が流れ出すことはできない。

#### 【0035】

図3に関連して開示されるスイッチング装置160, 162, 164はFETに合わせてあるが、リレー及びTRIACなど、他の電子スイッチがFETの代わりに利用され得ることが理解される。さらに、他の電子スイッチが利用されるとき、スイッチング装置160, 162, 164を具体化する回路は図示のものとは異なることが理解される。例えば、他の電子スイッチとFET166, 172の間に必ずしも1対1のマッピングがあるとは限らない。基板ダイオード178は一方向の電流を可能にするので、スイッチング装置160, 162, 164の各々は複数のFETを要する。リレーなどの他の電子スイッチはこうした問題に悩まされない可能性があり、そのため単一の電子スイッチのみが必要になり得る。

#### 【0036】

図4を参照すると、本開示の態様にかかる患者接続型医療機器100のさらに別の詳細な実施形態が提供される。第1のセット116は第1のスイッチング装置188を含み、第2のセット120は第3のスイッチング装置192と直列に第2のスイッチング装置1

10

20

30

40

50

90を含む。第1のスイッチング装置188は逆並列接続される二つのpチャネルFET194、抵抗器196、及び任意のキャパシタ198を含む。さらに、第2のスイッチング装置190と第3のスイッチング装置192は各々、逆並列接続される二つのnチャネルFET200、抵抗器202、及び任意のキャパシタ204を含む。FET194, 200の各々は、開・閉にかかわらずFETを通る一方に電流が流れることを可能にする基板ダイオード206を含むので、FET194, 200はスイッチング装置188, 190, 192を通る両方向に電流が流れるのを防ぐために逆並列接続される。抵抗器196, 202はFET194, 200にバイアスをかけるために基板ダイオード206と併用される。キャパシタ198, 204はスイッチング動作を安定させるために任意に含まれる。

10

#### 【0037】

第2のスイッチング装置190の出力若しくは入力(電流に依存)からの制御信号208は第1のスイッチング装置188のpチャネルFET194を電子的に制御する。さらに、電池コンパートメント110の第1の電源出力124からの制御信号210は第2のスイッチング装置190のnチャネルFET200を電子的に制御し、第1のスイッチング装置188の出力若しくは入力(電流に依存)からの制御信号212は第3のスイッチング装置192のnチャネルFET200を電子的に制御する。言い換えれば、第1のセット116は第2のセット120と反対の総入力電圧の極性によって電子的に制御される。全ての電池112が電池コンパートメント110に設置されるときの総入力電圧がFET194, 200のゲートソース立ち上がり電圧を超える限り、電流が流れることができる。

20

#### 【0038】

上記の通り、図2の実施形態は基板ダイオード152のためにFETを利用するときに意図せぬ復路に悩まされる。本実施形態は追加のスイッチング装置を利用することによってこれらの意図せぬ復路を防止する。例えば、電池112の三つ目132が設置されておらず患者が電池接続端子114の一つ138に触るとしたら、第1のスイッチング装置188及び/又は第2のスイッチング装置190のために、第1の電源入力126から第3のスイッチング装置192の基板ダイオード206の一つ214を通って第1の電源出力124及び/又は第2の電源出力128へ電流が流れ出すことはできない。

30

#### 【0039】

図4に関連して開示されるスイッチング装置188, 190, 192はFETに合わせてあるが、リレー及びTRIACなど、他の電子スイッチがFETの代わりに利用され得ることが理解される。さらに、他の電子スイッチが利用されるとき、スイッチング装置188, 190, 192を具体化する回路は図示のものとは異なることが理解される。例えば、他の電子スイッチとFET194, 200の間に必ずしも1対1のマッピングがあるとは限らない。基板ダイオード206は一方向の電流を可能にするので、スイッチング装置188, 190, 192の各々は複数のFETを要する。リレーなどの他の電子スイッチはこうした問題に悩まされない可能性があり、そのため単一の電子スイッチのみが必要になり得る。

40

#### 【0040】

図5を参照すると、患者接続型医療機器100における漏れ電流を電気的に制限するための方法500が図示される。電池112が電池コンパートメント110の電源出力124, 128及び一つ以上の電池接続端子114に電気的に接続されるように、電池112が電池コンパートメント110に挿入される(502)。電源出力124, 128は第1の電源出力124と第2の電源出力128の一つである。挿入(502)と同時に若しくはその後で、電池接続端子114の一つが患者104と接続され(504)、ここで電気接続は患者接続106から独立している。例えば、電池114を交換しながら看護士が電池接続端子と患者104に触れる。別の例として、患者104が誤って電池接続端子に触れる。その後、電源出力124, 128と対応する電源入力126, 130の間の電流が、入力電圧が総入力電圧になるまで遮断される(506)。典型的には、第1のセット1

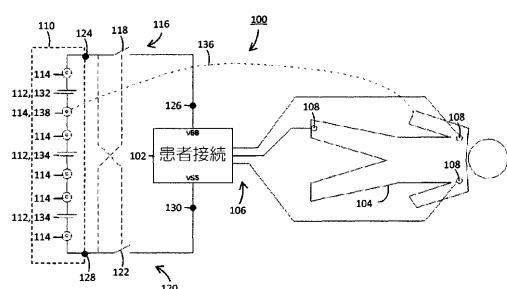
50

16及びノ又は第2のセット120は総入力電圧が総入力電圧であるときに関連するスイッチング装置を閉じることのみによって電流の遮断を容易にする。さらに、総入力電圧は電池を満載するときに電池コンパートメント110によって出力される電圧である。

【 0 0 4 1 】

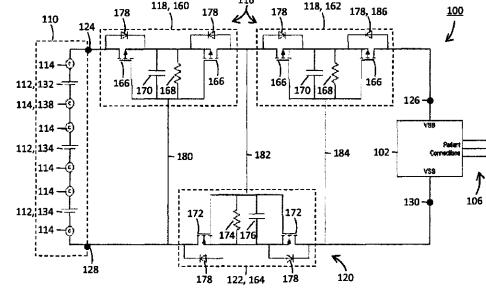
本発明は好適な実施形態を参照して記載されている。修正及び変更は先の詳細な説明を読んで理解することで想到され得る。本発明はかかる修正及び変更が添付の請求項若しくはその均等物の範囲内にある限り全て含むものと解釈されることが意図される。

( 1 )



【图2】

( 3 )

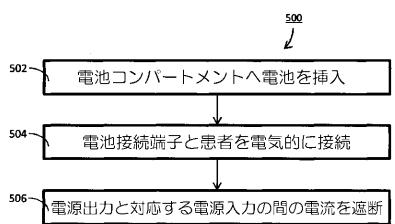


【图4】

The diagram illustrates a complex circuit board assembly with the following key components and connections:

- Left Column:** Features vertical stacks of resistors labeled 110, 114, 112, 114, 112, 114, and 112.
- Top Center:** Contains a central component labeled 206, with two smaller components labeled 118, 188 positioned above it. A dashed box encloses the 206 component.
- Middle Column:** Includes a component labeled 194, with two smaller components labeled 196, 196 positioned below it. A dashed box encloses the 194 component.
- Bottom Column:** Features vertical stacks of resistors labeled 128, 200, 200, 200, 202, 204, 206, 206, 214, 122, 192, and 206.
- Right Column:** Shows a component labeled 116, a component labeled 126 connected to a "Pulse Counter" block containing "V55", and a component labeled 106.
- Bottom Right:** A dashed box encloses a stack of resistors labeled 130, 120, 206, 214, 122, 192, and 206.

【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 フィンレイソン ダナ チャールズ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

(72)発明者 クナップ アンドレアス リッチモンド  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

(72)発明者 マキー フランシス クスティ  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
4 4

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 米国特許第0 4 4 2 3 4 5 6 (U.S., A)  
特開平0 5 - 1 9 2 3 0 0 (J.P., A)  
国際公開第2 0 0 2 / 0 4 7 5 4 8 (WO, A 1)  
特公昭4 7 - 0 4 1 5 9 1 (J.P., B 1)  
特開平0 7 - 2 9 6 8 5 6 (J.P., A)  
特開平0 5 - 0 2 4 3 1 5 (J.P., A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 4 - 5 / 0 5