

(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2009-136585

(P2009-136585A)

(43) 公開日 平成21年6月25日(2009.6.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A61N 1/36 (2006.01)	A61N 1/36	4C017
A61N 1/08 (2006.01)	A61N 1/08	4C038
A61B 5/107 (2006.01)	A61B 5/10 3OOD	4C053
A61B 5/022 (2006.01)	A61B 5/02 333Z	4C117
A61B 5/00 (2006.01)	A61B 5/00 1O1M	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-317665 (P2007-317665)  
 (22) 出願日 平成19年12月7日(2007.12.7)

(71) 出願人 504174180  
 国立大学法人高知大学  
 高知県高知市曙町二丁目5番1号  
 (71) 出願人 000109543  
 テルモ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号  
 (74) 代理人 100091292  
 弁理士 増田 達哉  
 (72) 発明者 山▲崎▼ 文靖  
 高知県南国市岡豊町小蓮 国立大学法人  
 高知大学内  
 (72) 発明者 佐藤 隆幸  
 高知県南国市岡豊町小蓮 国立大学法人  
 高知大学内

最終頁に続く

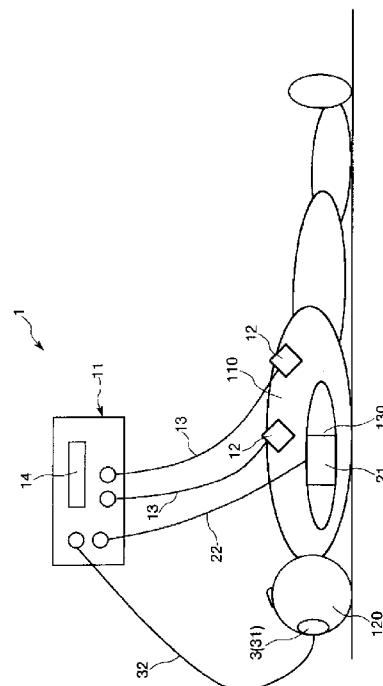
(54) 【発明の名称】 腹筋電気刺激による血圧制御装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 容易に使用することができ、非侵襲で使用者の負担が少なく、確実に血圧を制御することができる腹筋電気刺激による血圧制御装置を提供する。

【解決手段】 血圧制御装置1は、制御部および電気刺激ドライバー回路を有する装置本体11を備えている。また、血圧制御装置1は、使用者の腹部110に着脱自在に装着される1対の電極パッド12と、使用者の腕部130に着脱自在に装着される腕帯21を有する血圧検出手段と、使用者の頭部120に着脱自在に装着される姿勢検出器3とを備えている。制御部は、血圧検出手段の検出結果と、姿勢検出器3の検出結果とに基づき、電気刺激ドライバー回路を介して1対の電極パッド12への通電パターンを調整する電気刺激制御を行なう。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

使用者の血圧を検出する血圧検出手段と、  
前記使用者の姿勢を検出する姿勢検出手段と、  
前記使用者の腹部に着脱自在に装着される電極を有し、該電極に通電して腹筋に電気刺激を与える電気刺激付与手段と、  
前記電気刺激付与手段の作動を制御する制御手段とを備え、  
前記制御手段は、前記血圧検出手段の検出結果と、前記姿勢検出手段の検出結果とに基づいて、前記電極への通電パターンを調整する電気刺激制御を行なうよう構成されていることを特徴とする腹筋電気刺激による血圧制御装置。

10

**【請求項 2】**

前記制御手段は、前記姿勢検出手段により前記使用者が起き上がったことが検出されている状態で、前記電気刺激制御を行なうよう構成されている請求項 1 に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

**【請求項 3】**

前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、目標値または目標範囲内となるように、前記電気刺激の大きさを調整するよう構成されている請求項 1 または 2 に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

**【請求項 4】**

前記制御手段は、前記姿勢検出手段により前記使用者が起き上がったことが検出されると、前記目標値を高くするよう構成されている請求項 3 に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

20

**【請求項 5】**

前記制御手段は、前記電極への通電を開始する際は、前記電気刺激の大きさを漸増させるよう構成されている請求項 3 または 4 に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

**【請求項 6】**

前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、前記目標値よりも小さい場合、該検出された血圧値と該目標値との差が大きいほど、前記電気刺激の大きさの変化率を大きくするよう構成されている請求項 5 に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

30

**【請求項 7】**

前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、該血圧検出手段により過去に検出された血圧値よりも小さい場合、該検出された血圧値と該過去に検出された血圧値との差が大きいほど、前記電気刺激の大きさの変化率を大きくするよう構成されている請求項 5 に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

**【請求項 8】**

前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、前記目標値または前記目標範囲の上限値を超えると、前記電気刺激の付与を停止するか、または前記電気刺激の大きさを減少させるよう構成されている請求項 3 ないし 7 のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

40

**【請求項 9】**

前記電気刺激の大きさの最大値が設定されており、  
前記制御手段は、前記姿勢検出手段により前記使用者が起き上がったことが検出されると、前記電気刺激の大きさの最大値を高くするよう構成されている請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

**【請求項 10】**

前記制御手段は、前記電極への通電を停止する際は、前記電気刺激の大きさを漸減させるよう構成されている請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

**【請求項 11】**

50

前記電気刺激付与手段は、前記電極に対し、パルス状に通電するよう構成されており、前記電気刺激の大きさの調整は、そのパルス波のパルス高、デューティー比および周波数のうちの少なくとも1つを調整するものである請求項1ないし10のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【請求項12】

前記血圧検出手段は、上腕部、手首、大腿部または足首に着脱自在に装着され、対象部位を圧迫し得る圧迫帯と、圧力センサとを有し、該圧迫帯および該圧力センサを用いて非観血的に血圧を測定するよう構成されている請求項1ないし11のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【請求項13】

前記血圧検出手段は、とう骨動脈に留置された観血式血圧計を有し、該観血式血圧計を用いて血圧を測定するよう構成されている請求項1ないし11のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【請求項14】

前記血圧検出手段は、生体に埋め込まれた血圧センサを有し、該血圧センサを用いて血圧を測定するよう構成されている請求項1ないし11のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【請求項15】

前記姿勢検出手段は、上半身に着脱自在に装着される請求項1ないし14のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【請求項16】

前記姿勢検出手段は、加速度センサ、角速度センサおよび角加速度センサのうちの少なくとも1つを有する請求項1ないし15のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、腹筋電気刺激による血圧制御装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

中高年を好発年齢とする進行性の神経変性疾患（パーキンソン病、シャイ・ドレーガー症候群・多系統萎縮症等）や頭頸部腫瘍、外傷による高位脊髄損傷等では、生命維持に極めて重要な血管運動中枢障害や交感神経遠心路障害により、圧反射機能が侵され、重度の起立性（座位性）低血圧や起立性失神発作を起こすようになる。末期には、寝たきり状態となり、生活の質が著しく低下する。さらに、嚥下性肺炎や尿路感染症を繰り返し、死にいたることが多いが、現在のところ治療の手立ては、ほとんどない。

【0003】

ところで、患者の血圧を制御する血圧制御装置として、脊髄交感神経に電気刺激を与えて、血圧を上昇させる装置が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

【0004】

このような従来の血圧制御装置では、カテーテルの先端部に電極を設けておき、カテーテルの先端部を患者の硬膜外腔内に挿入し、前記電極間にパルス電圧を印加する。これにより、脊髄交感神経に電気刺激が与えられ、これによって、患者の血圧が上昇する。

【0005】

しかしながら、前記従来の血圧制御装置では、患者の硬膜外腔内にカテーテルを挿入する必要があるため、その作業を行うことができるのは、手術室内等における医師に限られてしまい、また、患者の負担も大きいという欠点がある。

【0006】

また、前記従来の血圧制御装置では、患者の姿勢等は、考慮せずに、血圧検出手段により検出された血圧値のみに基づいて制御がなされているので、十分な制御を行なうことは

10

20

30

40

50

できない。

【0007】

【特許文献1】特開2004-65529号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の目的は、容易に使用することができ、非侵襲で使用者の負担が少なく、確実に血圧を制御することができる腹筋電気刺激による血圧制御装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

このような目的は、下記(1)～(16)の本発明により達成される。

(1) 使用者の血圧を検出する血圧検出手段と、

前記使用者の姿勢を検出する姿勢検出手段と、

前記使用者の腹部に着脱自在に装着される電極を有し、該電極に通電して腹筋に電気刺激を与える電気刺激付与手段と、

前記電気刺激付与手段の作動を制御する制御手段とを備え、

前記制御手段は、前記血圧検出手段の検出結果と、前記姿勢検出手段の検出結果とに基づいて、前記電極への通電パターンを調整する電気刺激制御を行なうよう構成されていることを特徴とする腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0010】

(2) 前記制御手段は、前記姿勢検出手段により前記使用者が起き上がったことが検出されている状態で、前記電気刺激制御を行なうよう構成されている上記(1)に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0011】

(3) 前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、目標値または目標範囲内となるように、前記電気刺激の大きさを調整するよう構成されている上記(1)または(2)に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0012】

(4) 前記制御手段は、前記姿勢検出手段により前記使用者が起き上がったことが検出されると、前記目標値を高くするよう構成されている上記(3)に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0013】

(5) 前記制御手段は、前記電極への通電を開始する際は、前記電気刺激の大きさを漸増させるよう構成されている上記(3)または(4)に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0014】

(6) 前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、前記目標値よりも小さい場合、該検出された血圧値と該目標値との差が大きいほど、前記電気刺激の大きさの変化率を大きくするよう構成されている上記(5)に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0015】

(7) 前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、該血圧検出手段により過去に検出された血圧値よりも小さい場合、該検出された血圧値と該過去に検出された血圧値との差が大きいほど、前記電気刺激の大きさの変化率を大きくするよう構成されている上記(5)に記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

【0016】

(8) 前記制御手段は、前記血圧検出手段により検出された血圧値が、前記目標値または前記目標範囲の上限値を超えると、前記電気刺激の付与を停止するか、または前記電気刺激の大きさを減少させるよう構成されている上記(3)ないし(7)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

10

20

30

40

50

## 【0017】

(9) 前記電気刺激の大きさの最大値が設定されており、前記制御手段は、前記姿勢検出手段により前記使用者が起き上がったことが検出されると、前記電気刺激の大きさの最大値を高くするよう構成されている上記(1)ないし(8)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0018】

(10) 前記制御手段は、前記電極への通電を停止する際は、前記電気刺激の大きさを漸減させるよう構成されている上記(1)ないし(9)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0019】

(11) 前記電気刺激付与手段は、前記電極に対し、パルス状に通電するよう構成されており、

前記電気刺激の大きさの調整は、そのパルス波のパルス高、デューティー比および周波数のうちの少なくとも1つを調整するものである上記(1)ないし(10)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0020】

(12) 前記血圧検出手段は、上腕部、手首、大腿部または足首に着脱自在に装着され、対象部位を圧迫し得る圧迫帯と、圧力センサとを有し、該圧迫帯および該圧力センサを用いて非観血的に血圧を測定するよう構成されている上記(1)ないし(11)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0021】

(13) 前記血圧検出手段は、とう骨動脈に留置された観血式血圧計を有し、該観血式血圧計を用いて血圧を測定するよう構成されている上記(1)ないし(11)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0022】

(14) 前記血圧検出手段は、生体に埋め込まれた血圧センサを有し、該血圧センサを用いて血圧を測定するよう構成されている上記(1)ないし(11)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0023】

(15) 前記姿勢検出手段は、上半身に着脱自在に装着される上記(1)ないし(14)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【0024】

(16) 前記姿勢検出手段は、加速度センサ、角速度センサおよび角加速度センサのうちの少なくとも1つを有する上記(1)ないし(15)のいずれかに記載の腹筋電気刺激による血圧制御装置。

## 【発明の効果】

## 【0025】

本発明によれば、腹部に着脱自在に装着される電極に通電して腹筋に電気刺激を与えることで血圧を制御するので、医師によらず、容易に使用することができる。

## 【0026】

また、非侵襲であり、使用者(患者)の負担が少ない。  
また、血圧検出手段の検出結果と、姿勢検出手段の検出結果とに基づいて、電気刺激制御を行なうので、確実に血圧を制御することができる。

## 【0027】

また、使用者が寝た姿勢のときは、問題となるような血圧の低下はほとんど生じないので、特に、血圧検出手段により使用者が起き上がったことが検出されている状態で、電気刺激制御を行なうよう構成されている場合は、必要なときのみ、電気刺激制御が行なわれ、これにより、使用者の負担を軽減することができる。例えば、圧迫帯および圧力センサを用いて非観血的に血圧を測定するよう構成されている場合は、使用者が寝た姿勢のときは、圧迫帯による締め付けは、なされず、これにより、使用者の負担は軽減される。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、本発明の腹筋電気刺激による血圧制御装置を添付図面に示す好適な実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0029】

<第1実施形態>

図1は、本発明の腹筋電気刺激による血圧制御装置の第1実施形態を模式的に示す図、図2は、図1に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置のブロック図、図3は、電極パッドへの通電を開始してから停止するまでの期間の電気刺激を示すグラフである。また、図4~図6は、それぞれ、図1に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置の制御部の制御動作を示すフローチャートであり、図5および図6は、図4中のステップS103の「電気刺激制御」を示すフローチャート（サブルーチン）である。

10

【0030】

これらの図に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置（以下、「血圧制御装置」と言う）1は、使用者（患者）の腹筋（腹部110）への電気刺激により、その腹筋を強制的に収縮（伸縮）させ、腹筋収縮により血圧（血圧値）を制御する装置である。すなわち、腹筋を収縮させると、血圧を上昇（増大）させることができ、血圧制御装置1は、その現象（原理）を利用して、血圧を制御する。なお、血圧は、電気刺激の大きさが大きいほど、急激に（短時間で）、大きい値まで上昇する。

【0031】

20

図1に示すように、血圧制御装置1は、装置本体11と、使用者の腹部（腹）110に着脱自在に装着される1対の電極パッド（電極）12と、使用者の腕部（腕）130に着脱自在に装着される腕帯（カフ）（圧迫帯）21と、使用者の頭部（頭）120に着脱自在に装着される姿勢検出器（姿勢検出手段）3とを備えている。

【0032】

また、図1および図2に示すように、装置本体11は、報知手段である表示部（表示手段）14と、操作部15と、制御部（制御手段）16と、メモリー（記憶手段）17と、1対の電極パッド12にそれぞれ通電する電気刺激ドライバー回路（電気刺激出力部）18と、各部に電力を供給する図示しない電源部とを有している。また、装置本体11には、例えば、プリンター、パーソナルコンピュータ等の外部装置が、着脱自在に電氣的に接続し得るようになっている。

30

【0033】

各電極パッド12は、それぞれ、ケーブル（導線）13を介して装置本体11の電気刺激ドライバー回路18に電氣的に接続されており、制御部16の制御により、電気刺激ドライバー回路18から各電極パッド12にそれぞれ通電して、その電極パッド12から使用者の腹筋（腹部110）に電気刺激を与えることが可能なように構成されている。

【0034】

なお、前記各電極パッド12、各ケーブル13および電気刺激ドライバー回路18により、使用者の腹筋に電気刺激を与える電気刺激付与手段が構成される。

【0035】

40

各電極パッド12としては、それぞれ、例えば、粘着型電極等、種々の形態のものを用いることができる。なお、各電極パッド12が使用者の腹部110から離脱してしまうのを防止する離脱防止手段を設けてもよい。

【0036】

また、装置本体11は、腕帯21内に空気を注入（導入）するコンプレッサー（空気注入部）23と、腕帯21内の空気を排出するリーク弁（流路開閉部）24と、腕帯21内の圧力を検出（測定）する圧力センサ（圧力計）25とを有している。

【0037】

腕帯21は、使用者の腕部130（特に上腕部）に巻き付けられて使用されるものであり、空気を収納（導入）し得るよう袋状をなしている。この腕帯21は、その内部に空

50

気が注入（導入）されることにより拡張し、使用者の腕部 130 を締め付けることができるようになっている。また、腕帯 21 には、マジックテープ（「マジックテープ」は登録商標）等が設けられており、そのマジックテープにより、使用者の腕部 130 に腕帯 21 を巻き付けた状態で固定し得るようになっている。

【0038】

なお、圧迫帯としては、腕帯 21 に限らず、例えば、手首、大腿部、足首等に巻き付けられ（着脱自在に装着され）、対象部位を圧迫し得るものを用いてもよい。

【0039】

また、腕帯 21 には、チューブ 22 の一端側が接続されており、そのチューブ 22 の他端側には、装置本体 11 のリーク弁 24 を介してコンプレッサー 23 に対して着脱自在に接続される接続部（図示せず）が設けられている。これにより、コンプレッサー 23 の作動によって、腕帯 21 内に空気を注入することができ、また、リーク弁 24 を開くことによって、腕帯 21 内の空気を外部に排出することができる。

10

【0040】

制御部 16 は、コンプレッサー 23 およびリーク弁 24 をそれぞれ作動させ、圧力センサ 25 により、腕帯 21 内の圧力を検出し、その検出値に基づいて、使用者の血圧を求める。本実施形態では、このように非観血的に血圧を測定するので、使用者の負担を軽減することができる。

【0041】

ここで、本発明（本明細書）における血圧（血圧値）は、最高血圧（収縮期血圧）と、最低血圧（拡張期血圧）との平均値とする。

20

【0042】

なお、前記腕帯 21、チューブ 22、コンプレッサー 23、リーク弁 24 および圧力センサ 25 により、使用者の血圧（血圧値）を検出する血圧検出手段が構成される。

【0043】

姿勢検出器（姿勢検出手段）3 は、互いに直交する X 軸、Y 軸および Z 軸の回りの角速度をそれぞれ検出するジャイロセンサ（ジャイロスコープ）31 を有しており、使用者の頭部 120 に着脱自在に装着し得るようになっている。ジャイロセンサ 31 は、ケーブル（導線）32 を介して装置本体 11 の制御部 16 に電氣的に接続されており、制御部 16 は、ジャイロセンサ 31 の検出値に基づいて使用者の姿勢（例えば、寝た状態、起き上がった状態等）を求める。

30

【0044】

なお、姿勢検出手段は、前記の構成のものには限定されず、姿勢検出手段のセンサとしては、例えば、加速度センサ、角速度センサ、角加速度センサ等が挙げられ、これらのうちの 1 つ、または 2 以上を組み合わせて用いることができる。また、複数個所に、センサが設けられていてもよい。

【0045】

また、姿勢検出手段のセンサの設置部位は、使用者の頭部 120 には限定されず、例えば、使用者の肩部等の上半身の所定部位や、使用者の衣類の頭部 120 に近い部位や、使用者が電動式ベッドを使用している場合のその電動式ベッド等が挙げられる。

40

【0046】

制御部 16 は、例えば、マイクロコンピュータや CPU 等で構成されており、表示部 14、メモリー 17、電気刺激ドライバー回路 18、コンプレッサー 23、リーク弁 24 等、血圧制御装置 1 全体の駆動（作動）を制御する。

【0047】

例えば、制御部 16 は、電気刺激ドライバー回路 18 を介して、各電極パッド 12 への通電を制御する（通電パターンを調整する電気刺激制御を行なう）。すなわち、各電極パッド 12 への通電 / 切電（電気刺激の ON / OFF）の切替、各電極パッド 12 へ印加する電圧や流す電流のパルス高（振幅）、デューティー比、周波数等の調整等を行なう。

【0048】

50

従って、制御部 16 により、電気刺激付与手段の作動を制御、すなわち、各電極パッド 12 への通電パターンを調整する電気刺激制御を行なう制御手段の主機能が達成（構成）される。

【0049】

また、メモリー 17 は、例えば、ROM、フラッシュメモリー、EPROM、EEPROM、RAM のような半導体メモリー等で構成される。このメモリー 17 には、例えば、血圧制御装置 1 の制御動作を実行するためのプログラム等の各種プログラムや、各種データ等が記憶（記録）される。これらプログラムやデータは、必要時に、メモリー 17 から読み出される。

【0050】

また、表示部 14 は、例えば、液晶表示パネル、EL 表示パネル等で構成される。

また、操作部 15 には、例えば、血圧制御装置 1 の電源スイッチや、種々の操作を行なうための各操作スイッチ、種々の設定を行なうための各設定スイッチやダイヤルが、それぞれ、設けられている。この操作部 15 から出力された各信号は、それぞれ、制御部 16 に入力され、制御部 16 は、それに応じて所定の処理を実行する。

【0051】

前述したように、血圧制御装置 1 は、制御部 16 の制御により、電気刺激ドライバー回路 18 から各電極パッド 12 にそれぞれ通電して、その電極パッド 12 から使用者の腹筋に電気刺激を与えることができるようになっており、血圧検出手段の主要部を構成する圧力センサ 25 の検出結果、すなわち、検出された使用者の血圧値（血圧の検出値）と、姿勢検出手段の主要部を構成する姿勢検出器 3 の検出結果、すなわち、検出された使用者の姿勢とに基づいて、各電極パッド 12 への通電パターンを調整する電気刺激制御を行なうよう構成されている。

【0052】

この場合、電極パッド 12 から使用者の腹筋に電気刺激を与える際に、定電圧駆動、すなわち、1 対の電極パッド 12 間に、所定の電圧を印加して電流を流すように構成されていてもよく、また、定電流駆動、すなわち、1 対の電極パッド 12 間に、直接、所定の電流を流すように構成されていてもよい。

【0053】

また、各電極パッド 12 に対し、パルス状に通電するのが好ましい。すなわち、1 対の電極パッド 12 間に、電圧を印加して電流を流す場合は、印加する電圧は、パルス電圧が好ましい。同様に、1 対の電極パッド 12 間に、直接、電流を流す場合も、その電流は、パルス電流が好ましい。

【0054】

さて、この血圧制御装置 1 では、使用者が起き上がったことが検出されている状態で（起き上がった姿勢のとき）、電気刺激制御を行なう。すなわち、使用者が寝ていることが検出されている状態で（寝た姿勢のとき）は、電気刺激制御を行なわない。

【0055】

その理由は、使用者が寝た姿勢のときは、問題となるような血圧の低下はほとんど生じないので、問題はない。そして、使用者が寝た姿勢のときは、電気刺激制御を行なわないことにより、血圧検出のための腕帯 21 による腕部 130 の締め付けがなされず、これにより、使用者の負担が軽減される。

【0056】

なお、起き上がった姿勢には、立ち上がった姿勢のみならず、座った姿勢も含まれる（少なくとも上半身が起き上がった姿勢である）。

【0057】

電気刺激制御においては、連続的または間欠的（例えば、定期的）に、使用者の血圧を検出（測定）し、検出された血圧値（血圧の検出値）が、目標値または目標範囲内となるように、電気刺激の大きさを調整する。本実施形態では、定期的、使用者の血圧を検出し、その検出値が、目標値となるように、電気刺激の大きさを調整する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 8 】

この制御方式としては、特に限定されないが、フィードバック制御を用いるのが好ましく、例えば、比例（P）制御、比例（P）制御と積分（I）制御とを併用したPI制御、比例（P）制御と微分（D）制御とを併用したPD制御、比例（P）制御と積分（I）制御と微分（D）制御とを併用したPID制御等が挙げられる。

## 【 0 0 5 9 】

また、電気刺激制御においては、血圧の検出値が目標値または目標範囲の下限値よりも低い場合は、電極パッド12に通電して使用者の腹筋に電気刺激を与え、血圧を上昇させる。そして、血圧の検出値が目標値または目標範囲の上限値を超えると、電極パッド12への通電を停止して電気刺激の付与を停止するか、または電気刺激の大きさを減少させる。これにより、使用者の血圧は、徐々に減少（下降）する。

10

## 【 0 0 6 0 】

電極パッド12にパルス状に通電する場合は、電気刺激の大きさを調整するには、パルス電圧やパルス電流（パルス波）のパルス高（振幅）、デューティ比（パルス幅）および周波数のうちの少なくとも1つを調整する。これらのうちでは、パルス高と周波数とのいずれか一方または両方を調整するのが好ましい。これにより、電気刺激による痛みを防止（または抑制）することができる。

## 【 0 0 6 1 】

なお、パルス高、デューティ比および周波数が大きいほど、それぞれ、電気刺激の大きさが大きくなり、血圧は、急激に（短時間で）、大きい値まで上昇する。

20

## 【 0 0 6 2 】

ここで、電極パッド12にパルス電圧を印加する場合、印加するパルス電圧のパルス高（電圧値）は、5～100V程度であるのが好ましく、20～80V程度であるのがより好ましい。また、周波数は、10～200Hz程度であるのが好ましく、30～80Hz程度であるのがより好ましい。また、パルス幅は、0.1～0.4msec程度であるのが好ましく、0.2～0.3msec程度であるのがより好ましい。また、このときのデューティ比（パルス幅デューティ比）は、0.001～0.1程度であるのが好ましく、0.005～0.05程度であるのがより好ましい。また、このデューティ比は、諸条件に応じて適宜変更することができる。

## 【 0 0 6 3 】

また、電極パッド12にパルス電流を流す場合、流すパルス電流のパルス高（電流値）は、1～60mA程度であるのが好ましく、10～40mA程度であるのがより好ましい。また、周波数は、10～200Hz程度であるのが好ましく、30～80Hz程度であるのがより好ましい。また、パルス幅は、0.1～0.4msec程度であるのが好ましく、0.2～0.3msec程度であるのがより好ましい。また、このときのデューティ比は、0.001～0.1程度であるのが好ましく、0.005～0.05程度であるのがより好ましい。また、このデューティ比は、諸条件に応じて適宜変更することができる。

30

## 【 0 0 6 4 】

これにより、使用者の腹筋に対し、安全かつ確実に、十分な大きさの電気刺激を与えることができる。

40

## 【 0 0 6 5 】

本実施形態では、電気刺激制御においては、血圧の検出値が目標値よりも低い場合は、電極パッド12に通電して使用者の腹筋に電気刺激を与え、血圧を上昇させる。この場合、検出値と目標値との差（差分値）がゼロになるような大きさの電気刺激を与える。そして、血圧の検出値が目標値を超えると、電極パッド12への通電を停止して電気刺激の付与を停止し、また、血圧の検出値が目標値に到達した場合も、電気刺激の付与を停止する。なお、血圧の検出値と目標値との差と、その差に応じて付与する電気刺激の大きさとの関係を示すテーブルや演算等の検量線は、予め、実験的に求められ、メモリー17に記憶されており、必要時に読み出される。

50

## 【 0 0 6 6 】

図 3 に示すように、電気刺激の付与を開始する際、すなわち、電極パッド 1 2 への通電を開始する際は、電気刺激の大きさを漸増させるようになっている。これにより、電気刺激の大きさが急激に増大するのを防止することができ、これによって、電気刺激による痛みを防止（または抑制）することができる。なお、電気刺激の大きさの変化率（傾き）は、一定であってもよく、また、経時的に変化していてもよい。

## 【 0 0 6 7 】

ここで、前記漸増させる電気刺激の大きさの変化率は、下記の通りであるのが好ましい。

## 【 0 0 6 8 】

電極パッド 1 2 にパルス電圧を印加する場合において、印加するパルス電圧のパルス高を調整する場合は、 $0.1 \sim 300 \text{ V} / \text{秒}$ 程度であるのが好ましく、 $10 \sim 100 \text{ V} / \text{秒}$ 程度であるのがより好ましい。また、周波数を調整する場合は、 $1 \sim 600 \text{ Hz} / \text{秒}$ 程度であるのが好ましく、 $10 \sim 200 \text{ Hz} / \text{秒}$ 程度であるのがより好ましい。また、パルス幅を調整する場合は、 $0$ （パルス幅の変化なし） $\sim 2 \text{ msec} / \text{秒}$ 程度であるのが好ましく、 $0.1 \sim 1 \text{ msec} / \text{秒}$ 程度であるのがより好ましい。

10

## 【 0 0 6 9 】

また、電極パッド 1 2 にパルス電流を流す場合において、流すパルス電流のパルス高を調整する場合は、 $1 \sim 180 \text{ mA} / \text{秒}$ 程度であるのが好ましく、 $10 \sim 40 \text{ mA} / \text{秒}$ 程度であるのがより好ましい。また、周波数を調整する場合は、 $1 \sim 600 \text{ Hz} / \text{秒}$ 程度であるのが好ましく、 $10 \sim 200 \text{ Hz} / \text{秒}$ 程度であるのがより好ましい。また、パルス幅を調整する場合は、 $0$ （パルス幅の変化なし） $\sim 2 \text{ msec} / \text{秒}$ 程度であるのが好ましく、 $0.1 \sim 1 \text{ msec} / \text{秒}$ 程度であるのがより好ましい。

20

## 【 0 0 7 0 】

また、前記電気刺激の大きさの変化率は、諸事情に応じて変更するのが好ましい。その構成例としては、下記（1）および（2）の構成が挙げられる。

## 【 0 0 7 1 】

## （構成 1）

血圧の検出値と目標値との差が大きいほど、電気刺激の大きさの変化率を大きくする。血圧の検出値と目標値との差が大きい場合は、使用者の血圧を、早く、目標値、すなわち、正常値に回復させたいという要望があるが、これにより、その要望を実現することができる。

30

## 【 0 0 7 2 】

## （構成 2）

血圧の検出値をメモリー 1 7 に記憶しておき、メモリー 1 7 から過去に検出された血圧の検出値を読み出し、その値と今回検出された血圧の検出値とを比較する。そして、今回検出された血圧の検出値が、過去に検出された血圧の検出値よりも小さい場合、今回検出された検出値と過去に検出された検出値との差が大きいほど、電気刺激の大きさの変化率を大きくする。今回検出された血圧の検出値と過去に検出された血圧の検出値との差が大きい場合は、使用者の血圧を、早く、目標値、すなわち、正常値に回復させたいという要望があるが、これにより、その要望を実現することができる。

40

## 【 0 0 7 3 】

過去に検出された血圧の検出値としては、例えば、前回検出された血圧の検出値と、前々回検出された血圧の検出値との平均値等が挙げられる。

## 【 0 0 7 4 】

また、電気刺激には、その大きさの最大値  $a_{MAX}$  が設定されており、電気刺激の大きさが最大値  $a_{MAX}$  に達すると、その最大値  $a_{MAX}$  が持続する。これにより、安全性が向上する。なお、電気刺激の大きさが、最大値  $a_{MAX}$  に達する前に、目標の値に達した場合は、その目標の値が持続する。

## 【 0 0 7 5 】

50

また、電気刺激の付与を停止する際、すなわち、電極パッド12への通電を停止する際は、電気刺激の大きさを漸減させるようになっている。これにより、電気刺激の大きさが急激に減少するのを防止することができ、これによって、使用者の血圧が急激に減少するのを防止することができる。なお、電気刺激の大きさ変化率（傾き）は、一定であってもよく、また、経時的に変化していてもよい。

【0076】

ここで、前記漸減させる電気刺激の大きさの変化率は、下記の通りであるのが好ましい。

【0077】

電極パッド12にパルス電圧を印加する場合において、印加するパルス電圧のパルス高を調整する場合は、0.1～300V/秒程度であるのが好ましく、10～100V/秒程度であるのがより好ましい。また、周波数を調整する場合は、1～600Hz/秒程度であるのが好ましく、10～200Hz/秒程度であるのがより好ましい。また、パルス幅を調整する場合は、0（パルス幅の変化なし）～2msec/秒程度であるのが好ましく、0.1～1msec/秒程度であるのがより好ましい。

10

【0078】

また、電極パッド12にパルス電流を流す場合において、流すパルス電流のパルス高を調整する場合は、1～180mA/秒程度であるのが好ましく、10～40mA/秒程度であるのがより好ましい。また、周波数を調整する場合は、1～600Hz/秒程度であるのが好ましく、10～200Hz/秒程度であるのがより好ましい。また、パルス幅を調整する場合は、0（パルス幅の変化なし）～2msec/秒程度であるのが好ましく、0.1～1msec/秒程度であるのがより好ましい。

20

【0079】

このように、1回の電気刺激、すなわち、電極パッド12への通電を開始してから停止するまでの期間は、その大きさが漸増する第1の期間（刺激漸増期間）と、大きさが一定の第2の期間（刺激一定期間）と、大きさが漸減する第3の期間（刺激漸減期間）とを有している。なお、途中で、使用者の血圧が検出され、それに応じて、電気刺激の大きさが調整された場合は、それに応じたパターンになることは、言うまでもない。

【0080】

また、使用者が起き上がったことが検出されると、血圧の目標値を、座位または立位時の血圧の目標値よりも高くするよう構成されているのが好ましい。その理由は、使用者が起き上がった直後は、血圧が急激に減少することがあり、これに対応することができるためである。

30

【0081】

この場合、血圧の目標値をどの程度高くするかは、特に限定されないが、座位または立位時の血圧の目標値よりも5～30%程度高くするのが好ましく、10～20%程度高くするのがより好ましい。

【0082】

同様の理由で、使用者が起き上がったことが検出されると、電気刺激の大きさの最大値  $a_{MAX}$  を、座位または立位時の電気刺激の大きさの最大値よりも高くするよう構成されているのが好ましい。

40

【0083】

この場合も、電気刺激の大きさの最大値  $a_{MAX}$  をどの程度高くするかは、特に限定されないが、座位または立位時の電気刺激の大きさの最大値よりも100～200%程度高くするのが好ましく、120～150%程度高くするのがより好ましい。

【0084】

なお、座位または立位時よりも高い値に設定された血圧の目標値および電気刺激の大きさの最大値  $a_{MAX}$  は、それぞれ、途中、例えば、使用者が起き上がったことが検出されたときからの経過時間が所定時間に到達したときに、座位または立位時（通常時）の値に変更される（戻される）。以下、前記座位または立位時を、「通常時」または「通常」と

50

言う。

【 0 0 8 5 】

次に、血圧制御装置 1 の作用（動作）を、図 4 ~ 図 6 に示すフローチャートに基づいて説明する。

【 0 0 8 6 】

血圧制御装置 1 を使用する際は、図 1 に示すように、使用者の腹部に 1 対の電極パッド 1 2 を装着し、頭部 1 2 0 に姿勢検出器 3 を装着し、腕部 1 3 0 に腕帯 2 1 を巻き付け、固定する。そして、血圧制御装置 1 の操作部 1 5 の図示しない電源スイッチがオンの状態で、図示しない開始スイッチをオンすると、図 4 ~ 図 6 に示すフローチャート（プログラム）が実行される。なお、図示しない終了スイッチをオンすると、このプログラムを終了する。

10

【 0 0 8 7 】

図 4 に示すように、プログラムが開始すると、まず、姿勢検出器 3 により、使用者の姿勢を検出する（ステップ S 1 0 1）。このステップ S 1 0 1 では、姿勢検出器 3 からの検出値により、使用者が、寝た状態と、起き上がった状態とのいずれの状態であるかを求める。

【 0 0 8 8 】

次いで、使用者が起き上がった状態である否かを判断し（ステップ S 1 0 2）、起き上がった状態ではないと判断した場合は、すなわち、寝た状態と判断した場合は、ステップ S 1 0 1 に戻り、再度、ステップ S 1 0 1 以降を実行する。

20

【 0 0 8 9 】

一方、ステップ S 1 0 2 において、起き上がった状態と判断した場合には、図 5 および図 6 に示す電気刺激制御を行なう（ステップ S 1 0 3）。

【 0 0 9 0 】

図 5 に示すように、まずは、フラグを「 1 」に設定する（フラグ = 1）（ステップ S 2 0 1）。

【 0 0 9 1 】

次いで、タイマー A をリセットし、時間の計測を開始する（ステップ S 2 0 2）。このタイマー A は、使用者が起き上がった直後からの経過時間が所定時間に到達したか否かを判断するために使用されるものである。

30

【 0 0 9 2 】

次いで、血圧の目標値を通常時よりも高い値に設定する（ステップ S 2 0 3）。

次いで、電気刺激の大きさの最大値  $a_{MAX}$  を通常時よりも高い値に設定する（ステップ S 2 0 4）。

【 0 0 9 3 】

次いで、使用者の血圧を検出する（ステップ S 2 0 5）。このステップ S 2 0 5 では、コンプレッサ 2 3 およびリーク弁 2 4 をそれぞれ作動させ、圧力センサ 2 5 により、腕帯 2 1 内の圧力を検出し、その検出値に基づいて、使用者の血圧を求める。この血圧検出では、要した時間を計測し、その時間をメモリー 1 7 に記憶する。

40

【 0 0 9 4 】

次いで、血圧の検出値と目標値とを比較し、検出値が目標値よりも低いかなかを判断し（ステップ S 2 0 6）、検出値が目標値よりも低いと判断した場合は、その検出値が目標値となるように、電気刺激の大きさを調整する。

すなわち、まずは、血圧の目標値と検出値との差を求める（ステップ S 2 0 7）。

【 0 0 9 5 】

次いで、血圧の目標値と検出値との差に基づいて、付与する電気刺激の大きさを求め、設定する（ステップ S 2 0 8）。例えば、電極パッド 1 2 にパルス電圧を印加する場合は、このステップ S 2 0 8 では、パルス電圧のパルス高、デューティー比および周波数を設定する。この場合、前述したように、パルス電圧のパルス高、デューティー比および周波数のうちのいずれか 1 つまたは 2 つを固定し、残りを調整するようにしてもよく、また、

50

3つすべてを調整するようにしてもよい。

【0096】

次いで、電極パッド12への通電を開始する際に電気刺激の大きさを漸増させるときのその変化率を設定する(ステップS209)。このステップS209では、前述したように、例えば、血圧の目標値と検出値との差が大きいほど、電気刺激の大きさの変化率を大きい値に設定する。または、例えば、今回検出された血圧の検出値と、前回検出された血圧の検出値と前回検出された血圧の検出値との平均値との差を求め、その差が大きいほど、電気刺激の大きさの変化率を大きい値に設定する。

【0097】

次いで、電極パッド12への通電を開始する(ステップS210)。

次いで、姿勢検出器3により、使用者の姿勢を検出する(ステップS211)。このステップS211では、姿勢検出器3からの検出値により、使用者が、寝た状態と、起き上がった状態とのいずれの状態であるかを求める。

【0098】

次いで、使用者が寝た状態である否かを判断し(ステップS212)、寝た状態ではないと判断した場合、すなわち、起き上がった状態と判断した場合は、フラグ=1か否かを判断する(ステップS213)。

【0099】

ステップS213において、フラグ=1と判断した場合は、タイマーAの計測時間が所定時間に到達したか否かを判断し(ステップS214)、所定時間に到達していないと判断した場合には、使用者が起き上がった直後からの経過時間が所定時間に到達しておらず、タイマーBをリセットし、時間の計測を開始する(ステップS218)。このタイマーBは、定期的にステップS205の血圧検出を実行するために、時間計測を行うものである。

【0100】

次いで、タイマーBの計測時間と、ステップS205の血圧検出に要した時間とを加算し(ステップS219)、その合計値が所定時間に到達したか否かを判断し(ステップS220)、合計値が所定時間に到達していないと判断した場合は、ステップS219に戻り、再度、ステップS219以降を実行し、合計値が所定時間に到達したと判断した場合は、ステップS205に戻り、再度、ステップS205以降を実行する。このようにして、定期的に、使用者の血圧が検出される。

【0101】

また、前記ステップS214において、タイマーAの計測時間が所定時間に到達したと判断した場合には、使用者が起き上がった直後からの経過時間が所定時間に到達しており、フラグを「0」に設定する(フラグ=0)(ステップS215)。

【0102】

次いで、血圧の目標値を通常の変更に(ステップS216)、電気刺激の大きさの最大値 $a_{MAX}$ を通常の変更に(ステップS217)、前記ステップS218に移行し、そのステップS218以降を実行する。したがって、ステップS206~S210では、それぞれ、その変更後の血圧の通常の変更に、変更後の電気刺激の大きさの通常の変更に、各処理がなされる。

【0103】

また、前記ステップS213において、フラグ=1ではない、すなわち、フラグ=0と判断した場合は、既に、血圧の目標値が通常の変更に、電気刺激の大きさの最大値 $a_{MAX}$ が通常の変更にされているので、前記ステップS218に移行し、そのステップS218以降を実行する。

【0104】

また、前記ステップS206において、血圧の検出値が目標値以上である、すなわち、検出値が目標値を超えているか、または、検出値と目標値とが等しいと判断した場合は、電極パッド12への通電を停止し(ステップS221)、前記ステップS211に移行し

10

20

30

40

50

、そのステップ S 2 1 1 以降を実行する。

【 0 1 0 5 】

また、前記ステップ S 2 1 1 において、使用者が寝た状態であると判断した場合は、電極パッド 1 2 への通電を停止し（ステップ S 2 2 2 ）、この電気刺激制御を終了し、図 4 に示すステップ S 1 0 1 に戻り、再度、ステップ S 1 0 1 以降を実行する。

【 0 1 0 6 】

以上説明したように、この血圧制御装置 1 によれば、使用者の腹部 1 1 0 に着脱自在に装着される電極パッド 1 2 に通電して腹筋に電気刺激を与えることで血圧を制御するので、医師によらず、容易に使用することができる。

【 0 1 0 7 】

また、非侵襲であり、使用者の負担が少ない。

また、使用者が起き上がった姿勢のときに電気刺激制御を行ない、使用者が寝た姿勢のときは、電気刺激制御を行なわないので、使用者の負担が軽減される。この場合、使用者が寝た姿勢のときは、問題となるような血圧の低下はほとんど生じないので、問題はない。

【 0 1 0 8 】

なお、本発明では、使用者が、起き上がった状態に限らず、例えば、寝た状態でも、電気刺激制御を行なうように構成されていてもよい。

【 0 1 0 9 】

< 第 2 実施形態 >

以下、本発明の腹筋電気刺激による血圧制御装置の第 2 実施形態について説明するが、前述した第 1 実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【 0 1 1 0 】

第 2 実施形態は、血圧検出手段の構成が異なること以外は前記第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 1 1 】

第 2 実施形態の腹筋電気刺激による血圧制御装置（以下、「血圧制御装置」と言う）1 では、血圧検出手段は、使用者のとう骨動脈に留置された図示しない観血式血圧計を有し、この観血式血圧計を用いて血圧を検出（測定）するよう構成されている。

この血圧制御装置 1 によれば、前述した第 1 実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 1 1 2 】

そして、この血圧制御装置 1 では、間欠的（例えば、定期的）のみでなく、連続的にも使用者の血圧を検出することができる。

【 0 1 1 3 】

電気刺激制御において、連続的に、使用者の血圧を検出し、検出された血圧値（血圧の検出値）が、目標値または目標範囲内となるように、電気刺激の大きさを調整する場合は、例えば、図 4 ~ 図 6 に示すフローチャートのステップ S 2 1 8 ~ S 2 2 0 を省略すればよい。

【 0 1 1 4 】

< 第 3 実施形態 >

以下、本発明の腹筋電気刺激による血圧制御装置の第 3 実施形態について説明するが、前述した第 1 実施形態との相違点を中心に説明し、同様の事項はその説明を省略する。

【 0 1 1 5 】

第 3 実施形態は、血圧検出手段の構成が異なること以外は前記第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 1 6 】

第 3 実施形態の腹筋電気刺激による血圧制御装置（以下、「血圧制御装置」と言う）1 では、血圧検出手段は、使用者（生体）に埋め込まれた図示しない血圧センサを有し、この血圧センサを用いて血圧を検出（測定）するよう構成されている。

【 0 1 1 7 】

10

20

30

40

50

この血圧制御装置 1 によれば、前述した第 1 実施形態と同様の効果が得られる。

そして、この血圧制御装置 1 では、間欠的（例えば、定期的）のみでなく、連続的にも使用者の血圧を検出することができる。

【0118】

電気刺激制御において、連続的に、使用者の血圧を検出し、検出された血圧値（血圧の検出値）が、目標値または目標範囲内となるように、電気刺激の大きさを調整する場合は、例えば、図 4 ~ 図 6 に示すフローチャートのステップ S 2 1 8 ~ S 2 2 0 を省略すればよい。

【0119】

以上、本発明の腹筋電気刺激による血圧制御装置を、図示の実施形態に基づいて説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、各部の構成は、同様の機能を有する任意の構成のものに置換することができる。また、本発明に、他の任意の構成物が付加されていてもよい。

10

【0120】

また、本発明は、前記各実施形態のうちの、任意の 2 以上の構成（特徴）を組み合わせただのものであってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0121】

【図 1】本発明の腹筋電気刺激による血圧制御装置の第 1 実施形態を模式的に示す図である。

20

【図 2】図 1 に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置のブロック図である。

【図 3】電極パッドへの通電を開始してから停止するまでの期間の電気刺激を示すグラフである。

【図 4】図 1 に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置の制御部の制御動作を示すフローチャートである。

【図 5】図 1 に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置の制御部の制御動作を示すフローチャート（サブルーチン）である。

【図 6】図 1 に示す腹筋電気刺激による血圧制御装置の制御部の制御動作を示すフローチャート（サブルーチン）である。

【符号の説明】

30

【0122】

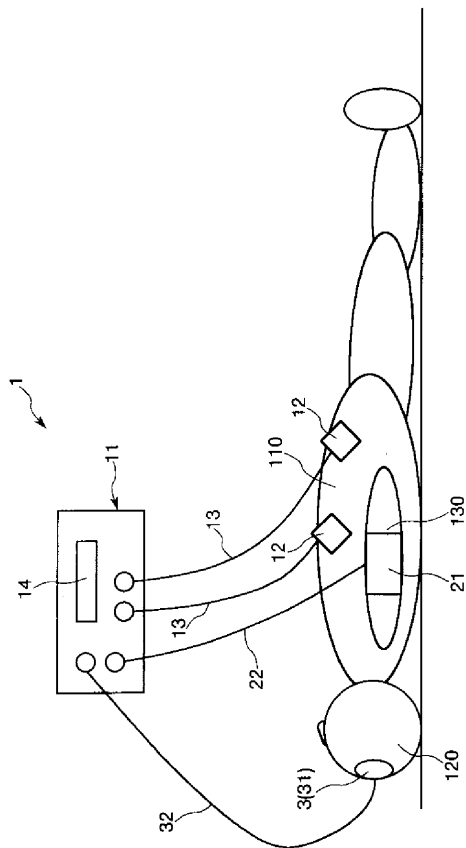
- 1 血圧制御装置
- 1 1 装置本体
- 1 2 電極パッド
- 1 3 ケーブル
- 1 4 表示部
- 1 5 操作部
- 1 6 制御部
- 1 7 メモリー
- 1 8 電気刺激ドライバー回路
- 2 1 腕帯
- 2 2 チューブ
- 2 3 コンプレッサー
- 2 4 リーク弁
- 2 5 圧力センサ
- 3 姿勢検出器
- 3 1 ジャイロセンサ
- 3 2 ケーブル
- 1 1 0 腹部
- 1 2 0 頭部

40

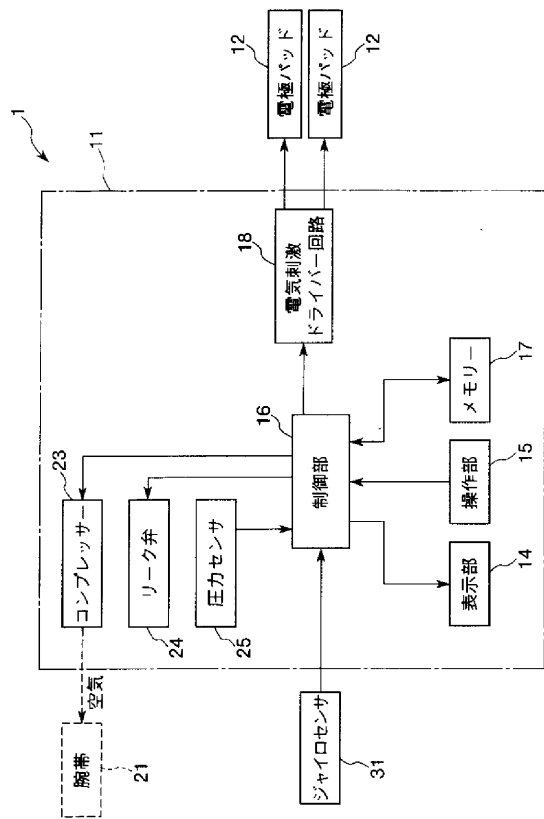
50

130 腕部  
S101~S103 ステップ  
S201~S222 ステップ

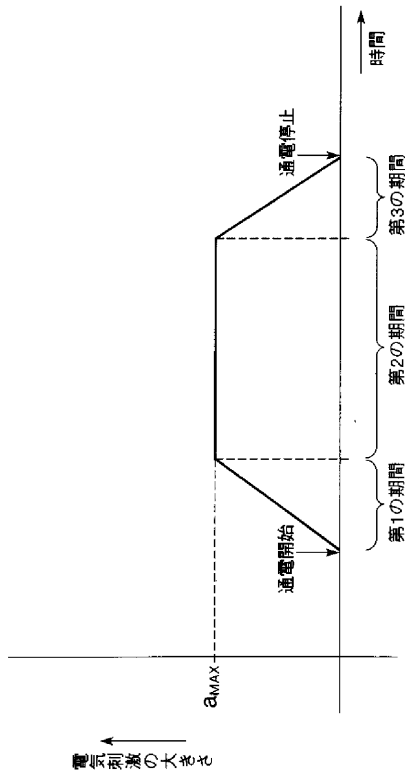
【図1】



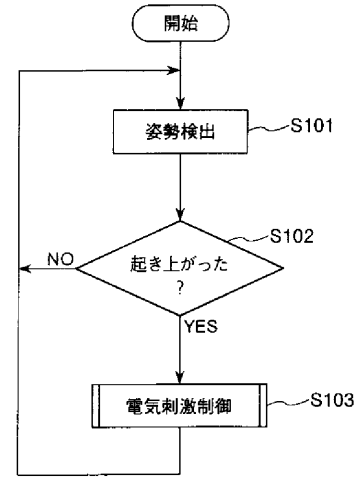
【図2】



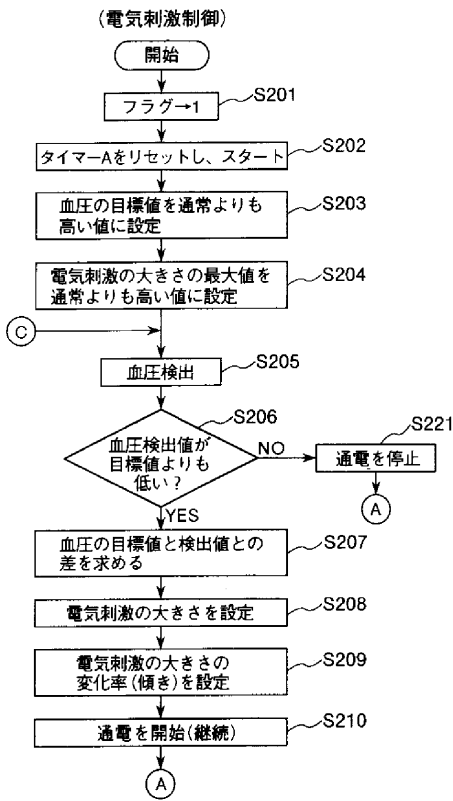
【 図 3 】



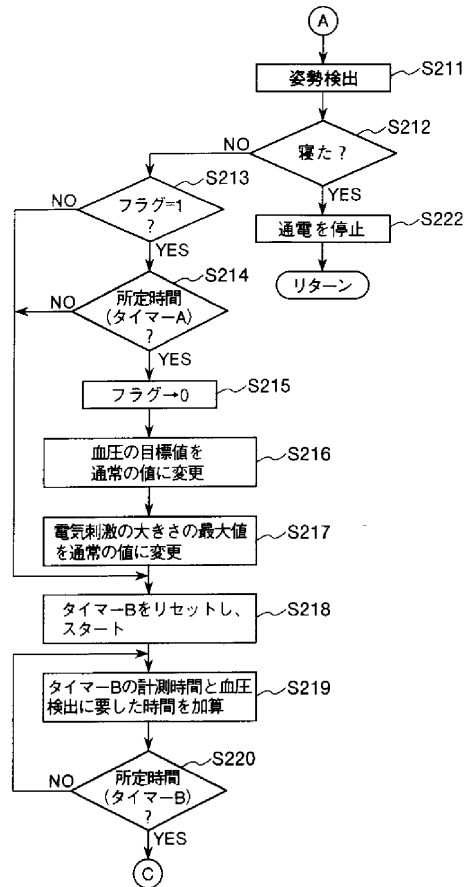
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 三澤 裕

神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA08 AB01 AC03 AD01 BC14

4C038 VA20 VB02 VC09

4C053 BB02 FF04 JJ01 JJ04 JJ06 JJ11 JJ18 KK03 KK08

4C117 XA01 XB01 XC21 XE15 XJ13 XJ42

专利名称(译)	血压控制装置通过腹肌电刺激		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009136585A</a>	公开(公告)日	2009-06-25
申请号	JP2007317665	申请日	2007-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人高知大学 泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人高知大学 泰尔茂株式会社		
[标]发明人	山崎文靖 佐藤隆幸 三澤裕		
发明人	山▲崎▼ 文靖 佐藤 隆幸 三澤 裕		
IPC分类号	A61N1/36 A61N1/08 A61B5/107 A61B5/022 A61B5/00		
FI分类号	A61N1/36 A61N1/08 A61B5/10.300.D A61B5/02.333.Z A61B5/00.101.M A61B5/02.631.Z A61B5/022.100.Z A61B5/107.300		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AB01 4C017/AC03 4C017/AD01 4C017/BC14 4C038/VA20 4C038/VB02 4C038/VVC09 4C053/BB02 4C053/FF04 4C053/JJ01 4C053/JJ04 4C053/JJ06 4C053/JJ11 4C053/JJ18 4C053/KK03 4C053/KK08 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC21 4C117/XE15 4C117/XJ13 4C117/XJ42		
代理人(译)	增田达也		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种通过腹肌的电刺激来提供的血压控制装置，该装置易于使用，无创，对使用者的负担小并且可以可靠地控制血压。血压控制装置（1）包括具有控制单元和电刺激驱动器电路的装置主体（11）。此外，血压控制装置1包括：一对电极垫12，其以可拆装的方式安装于使用者的腹部110；以及血压检测单元，其具有臂带21，该臂带21以可拆装的方式安装于使用者的手臂130。姿势检测器3可拆卸地附接到用户的头部120。控制单元基于血压检测装置的检测结果和姿势检测器3的检测结果，进行电刺激控制，以经由电刺激驱动电路对一对电极垫12调整通电模式。 [选型图]图1

