

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3929230号  
(P3929230)

(45) 発行日 平成19年6月13日(2007.6.13)

(24) 登録日 平成19年3月16日(2007.3.16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 3 B 22/06 (2006.01)

A 6 3 B 22/06

H

A 6 1 H 1/02 (2006.01)

A 6 1 H 1/02

N

A 6 3 B 24/00 (2006.01)

A 6 1 H 1/02

Q

A 6 3 B 24/00

請求項の数 22 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2000-125037 (P2000-125037)  
 (22) 出願日 平成12年4月26日(2000.4.26)  
 (65) 公開番号 特開2001-299957 (P2001-299957A)  
 (43) 公開日 平成13年10月30日(2001.10.30)  
 審査請求日 平成18年3月31日(2006.3.31)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 591036457  
 三菱電機エンジニアリング株式会社  
 東京都千代田区九段北一丁目13番5号  
 (74) 代理人 100057874  
 弁理士 曾我 道照  
 (74) 代理人 100110423  
 弁理士 曾我 道治  
 (74) 代理人 100071629  
 弁理士 池谷 豊  
 (74) 代理人 100084010  
 弁理士 古川 秀利  
 (74) 代理人 100094695  
 弁理士 鈴木 憲七  
 (74) 代理人 100077975  
 弁理士 望月 孜郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】運動療法装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

人力により駆動しうる駆動部と、

前記駆動部に一方向クラッチを使用することなく直接動力が伝達される動力伝達機構を介して接続されるアクチュエーターと、

このアクチュエーターの制御を行う制御装置であって、前記アクチュエーターを前記駆動部に対して負荷装置として作動させると共に同一アクチュエーターを使用して人力による前記駆動部の運動に補助力を付与する補助力装置として作動させるよう前記アクチュエーターを人力により駆動しうる前記駆動部若しくはその人力により駆動された前記アクチュエーターの状態を判別し制御する制御装置と、

を備える運動療法装置。

【請求項2】

前記制御装置は、前記アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、補助力のトルクを調節および制限することができる請求項1記載の運動療法装置。

【請求項3】

前記制御装置は、前記アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、前記駆動部の機械摩擦が、これを使用する運動者の力を上回る位置または角度範囲、および運動者の身体的能力により駆動できない位置または角度範囲を基準として補助力を効かせることができる請求項1記載の運動療法装置。

【請求項4】

10

20

前記制御装置は、前記アクチュエーターを負荷装置として使用する際に、運動時の前記駆動部の速度を調節および制限することができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 5】

前記制御装置は、前記アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、前記駆動部の速度を調節および制限することができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 6】

前記制御装置は、前記アクチュエーターを負荷装置として使用する際に、運動時の負荷トルクを調節及び制限することができる請求項 4 記載の運動療法装置。

【請求項 7】

前記制御装置は、前記アクチュエーターの回転停止時や低速回転時に、前記アクチュエーターに電流を供給することにより、回転停止時や低速回転時の負荷を得ることができる請求項 1 記載の運動療法装置。

10

【請求項 8】

前記制御装置は、前記アクチュエーターの定格電流よりも大きな電流を供給することにより、定格負荷よりも大きな負荷を得ることができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 9】

運動者が前記駆動部の運動を行なう際に可動部分の位置あるいは角度を検出する検出部を備え、前記制御装置は、前記検出部の検出位置あるいは角度情報に基づき運動者に与える負荷量を調節することができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 10】

20

前記制御装置は、運動を行なう際に可動部分の位置あるいは角度の基準点を電源遮断時にもバックアップすることができる請求項 9 記載の運動療法装置。

【請求項 11】

前記制御装置によって前記アクチュエーターに流れる電流の方向を逆転することにより正転と逆転の両方で使用することができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 12】

前記制御装置は、定ワットでの負荷制御を行う際に、低速域にて高くなるべき負荷トルクを低く抑えることにより、運動しやすくすることができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 13】

30

前記制御装置は、定ワットでの負荷制御を行う際に、運動者の出せる力を考慮し、個人毎に低速域にて高くなるべき負荷トルクを低く抑えるよう調節することができる請求項 12 記載の運動療法装置。

【請求項 14】

前記制御装置は、速度と負荷の調整手段として、運動者が設定した速度よりも速い速度で運動しようとしても設定速度を保つように負荷を調節することができる請求項 4 記載の運動療法装置。

【請求項 15】

前記制御装置は、速度と負荷の調整手段として、負荷制御の制御パラメータを有し、この制御パラメータにより応答性を調節、決定することができる請求項 14 記載の運動療法装置。

40

【請求項 16】

前記制御装置は、運動者が運動する際の当該運動療法装置の使い心地を、前記負荷制御の制御パラメータを変えることにより設定することができる請求項 15 記載の運動療法装置。

【請求項 17】

前記制御装置は、運動者毎に前記負荷制御の制御パラメータを変えて設定することができる請求項 15 または請求項 16 記載の運動療法装置。

【請求項 18】

前記駆動部の運動を行なう際に可動部分の速度を検出する速度検出部を備え、前記制御

50

装置は、前記速度検出部の検出速度情報に基づき、前記可動部分が機械的限界あるいは電気的限界を越えて動かされるのを防止するための過速度保護機能を有する請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 19】

前記アクチュエーターに流れる電流を検出する電流検出部を備え、前記制御装置は、前記電流検出部の検出電流情報に基づき、前記制御装置を焼損させる過電流を防止するための過電流保護機能を有する請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 20】

前記アクチュエーターに流れる電流を検出する電流検出部を備え、前記制御装置は、前記電流検出部の検出電流情報に基づき、前記アクチュエーターの過大熱量による焼損を防止するための過負荷保護機能を有する請求項 1 記載の運動療法装置。

10

【請求項 21】

前記制御装置は、当該運動療法装置の使い心地を、ばね定数、粘性係数、慣性からなる機械パラメータにより設定、調節することができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【請求項 22】

前記制御装置は、運動者個人が持つ下肢の等価機械パラメータを、ばね定数、粘性係数、慣性のパラメータとして計測することができる請求項 1 記載の運動療法装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

20

この発明は、例えば身体障害者または高齢者が運動療法を行う際に、ペダルの回転運動を補助的に他動で支援することにより、運動機能の回復、および体力の維持を図ることができる運動療法装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

図 14 は、例えば特開平 11 - 169484 号公報に開示された従来の運動療法装置を示す構成図である。図において、201 はペダル 202 に結合したプーリー、203 はプーリー 201 とモータ 207 との間に設けられたプーリー、204 はプーリー 201 とプーリー 203 にかけられたベルト、205 はプーリー 203 と併設されたプーリー、206 はプーリー 205 とモータ 207 にかけられたベルト、208、209 はプーリー 201、205 に取り付けられたマグネット、210、211 はマグネット 208、209 を検知するホール素子、212 はホール素子 210、211 からの信号を入力しプーリー 201 とプーリー 205 との回転数を算出するコンピュータ、213 はこのコンピュータ 212 からの回転数に基づいてモータ 207 の負荷を制御する負荷制御装置である。

30

【0003】

次に、この従来の運動療法装置の動作について説明する。ペダル 202 の回転はこのプーリー 201 とプーリー 203 にかけられたベルト 204 によってプーリー 205 に伝えられて増速され、さらにベルト 206 によりモータ 207 に伝えられる。プーリー 201 とプーリー 205 の 1 回転毎にホール素子 210、211 よりパルスがコンピュータ 212 に出力される。そして、このコンピュータ 212 はこのパルスの数を算出した後、負荷制御装置 213 に出力する。負荷制御装置 213 ではこのパルスの数に基づいて回転数を決定し、モータ 207 の負荷を制御する。

40

【0004】

また、左右のペダル別に負荷を変える場合には、位相角を だけずらして大負荷と小負荷とを繰り返す。すなわち、今右下肢によって踏む場合に最も踏みやすい場所での負荷を大きくし、この位相角から だけ回転させた場所（左下肢によって踏む場合に最も踏みやすい場所）での負荷を小さくすると、左下肢にかかる負荷より右下肢にかかる負荷の方が大きくなり、特に、右下肢を鍛えたい場合等に効果的であった。

【0005】

上記従来の運動療法装置は以上のように構成されているので、ペダル 202 が上死点また

50

は下死点以外の回転角度範囲に位置するときには、ペダル回転負荷が軽減されなかった。したがって、ペダル202の上死点または下死点以外の回転角度範囲において筋力（例えば、大腿四頭筋および股関節伸筋群）の低下または運動麻痺を有している脳障害による身体障害者または高年齢者が運動療法を行う際には、ペダル回転運動を全角度で継続して行うことができなかった。また、身体障害者または高年齢者の運動機能の状態によっては、低回転域での機械系の摩擦負荷が生じている場合には、ペダル回転運動の負荷が大きくなり、ペダル回転運動を全角度で継続して行うことができなかった。このため、身体障害者または高年齢者はエルゴバイク等の運動療法装置による運動機能の回復、および体力の維持を図ることができないなどの問題点があった。

【0006】

10

そこで、上記問題点を解決するため、特開平11-169484号公報において、身体障害者または高年齢者が運動療法を行う際に、ペダル回転運動を円滑に継続して行えるようにすることにより、運動機能の回復および体力の維持を図ることができるようにした運動療法装置が提案されている。

【0007】

この運動療法装置は、ペダル軸プーリーの回転速度がアシストモータで設定された速度以下に減速したときに、アシスト駆動機構によりペダル軸プーリーを回転させると共に、中間プーリーを回転させる。

【0008】

また、アシスト駆動機構において、アシストモータが予め設定された速度で一方向回りに常時回転し、このアシストモータのモータ軸に固定されたワンウェイクラッチにより、アシストモータが一方向回りに回転するときにはモータ軸に回転自在に取り付けられたプーリーをモータ軸に連動して回転させ、アシストモータが他方向回りに回転するときにはプーリーをモータ軸に対して空転させ、中間プーリーの回転軸に設けられた2次アシストプーリーにより、アシストベルトを介してプーリーと接続され、中間プーリーの回転軸に設けられた1次アシストプーリーにより、1次ベルトを介してペダル軸プーリーと接続される。

20

【0009】

このような構成により、身体障害者または高年齢者が運動療法を行う際に、ペダル回転運動を全角度で継続して行うことができ、運動機能の回復および体力の維持を図ることができ

30

【0010】

さらに、負荷モータの回転によるペダル軸プーリーへの回転運動を解除するワンウェイクラッチを設け、負荷減少駆動機構によりアシストモータを回転させて負荷モータを回転させることにより、低回転域での負荷を減少させることができる。

【0011】

また、特開平10-179660号公報には、運動負荷発生部に交流の発電機を用いて、機械損以下の設定運動負荷の場合には、発電機を直流ブラシレスサーボモータ制御に切り替え、機械損以上の設定運動負荷の場合は、発電機の出力を負荷制御するように構成した運動負荷調節装置が開示されている。この運動負荷調節装置では、1つの発電機しか用いられていないが、この発電機は、主として運動負荷調節を行うものであり、機械損以下の運動負荷の場合に、機械損を補償するように働くだけで、運動者に対して積極的に運動補助力を与えるようには作用しない。

40

【0012】

以上の従来例において、特開平11-169484号公報に記載された運動療法装置では、負荷を発生させる負荷モータと補助力（補助力）を発生するアシストモータとの2台のモータを用いていたため、各モータからペダル軸への動力伝導機構が2系統必要になり、構成が複雑であると共に、部品点数も多くなり、小型化、軽量化、低コスト化を図ることが難しいという問題点があった。

【0013】

50

また、特開平10-179660号公報に記載された運動負荷調節装置では、運動者に対して積極的に運動補助力を与えないため、運動者が体力的に劣る身体障害者または高年齢者である場合等において、ペダルのこぎ始めや、低速回転時等の補助力を要するような場合に、ペダル回転運動を無理なく円滑に継続して行うのに困難を伴うという問題点があった。

【0014】

この発明は上述したような問題点を解決しようとするものであり、身体障害者または高年齢者が運動療法を行う際に、運動者自身の体力に合わせてペダル回転運動を無理なく円滑に継続して行うことができ、これにより運動機能の回復、および体力の維持を図ることができる上、唯1つのアクチュエータを負荷装置および補助力発生装置として兼用することにより、構成が簡素で、小型、軽量で低コストで製造し得る運動療法装置を提供することを目的とする。

10

【0015】

【課題を解決するための手段】

この発明は、人力により駆動しうる駆動部と、前記駆動部に一方向クラッチを使用することなく直接動力が伝達される動力伝達機構を介して接続されるアクチュエーターと、このアクチュエーターの制御を行う制御装置であって、前記アクチュエーターを前記駆動部に対して負荷装置として作動させると共に同一アクチュエーターを使用して人力による前記駆動部の運動に補助力を付与する補助力装置として作動させるよう前記アクチュエーターを人力により駆動しうる前記駆動部若しくはその人力により駆動された前記アクチュエーターの状態を判別し制御する制御装置とを備える運動療法装置である。

20

【0016】

また、前記制御装置は、前記アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、補助力のトルクを調節および制限することができるものである。

【0017】

さらに、前記制御装置は、前記アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、前記駆動部の機械摩擦が、これを使用する運動者の力を上回る位置または角度範囲、および運動者の身体的能力により駆動できない位置または角度範囲を基準として補助力を効かせることができるものである。

【0018】

30

さらにまた、前記制御装置は、前記アクチュエーターを負荷装置として使用する際に、運動時の前記駆動部の速度を調節および制限することができるものである。

【0019】

また、前記制御装置は、前記アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、前記駆動部の速度を調節および制限することができるものである。

【0020】

さらに、前記制御装置は、前記アクチュエーターを負荷装置として使用する際に、運動時の負荷トルクを調節及び制限することができるものである。

【0021】

さらにまた、前記制御装置は、前記アクチュエーターの回転停止時や低速回転時に、アクチュエーターに電流を供給することにより、回転停止時や低速回転時の負荷を得ることができるものである。

40

【0022】

また、前記制御装置は、前記アクチュエーターの定格電流よりも大きな電流を供給することにより、定格負荷よりも大きな負荷を得ることができるものである。

【0023】

さらに、本発明の運動療法装置は、運動を行なう際に可動部分の位置あるいは角度を検出する検出部を備え、前記制御装置は、前記検出部の検出位置あるいは角度情報に基づき運動者に与える負荷量を調節することができるものである。

【0024】

50

さらにまた、前記制御装置は、運動を行なう際に可動部分の位置あるいは角度の基準点を電源遮断時にもバックアップすることができるものである。

【0025】

さらにまた、前記制御装置によって前記アクチュエーターに流れる電流の方向を逆転することにより正転と逆転の両方で使用することができるものである。

【0026】

また、前記制御装置は、定ワットでの負荷制御を行う際に、低速域にて高くなるべき負荷トルクを低く抑えることにより、運動しやすくすることができるものである。

【0027】

さらに、前記制御装置は、定ワットでの負荷制御を行う際に、運動者の出せる力を考慮し、個人毎に低速域にて高くなるべき負荷トルクを低く抑えるよう調節することができるものである。

10

【0028】

さらにまた、前記制御装置は、速度と負荷の調整手段として、運動者が設定した速度よりも速い速度で運動しようとしても設定速度を保つように負荷を調節することができるものである。

【0029】

また、前記制御装置は、速度と負荷の調整手段として、負荷制御の制御パラメータを有し、この制御パラメータにより応答性を調節、決定することができるものである。

【0030】

20

さらに、前記制御装置は、運動者が運動する際の当該運動療法装置の使い心地を、前記負荷制御の制御パラメータを変えることにより設定することができるものである。

【0031】

さらにまた、前記制御装置は、運動者毎に前記負荷制御の制御パラメータを変えて設定することができるものである。

【0032】

また、本発明の運動療法装置は、前記駆動部の運動を行なう際に可動部分の速度を検出する速度検出部を備え、前記制御装置は、前記速度検出部の検出速度情報に基づき、前記可動部分が機械的限界あるいは電氣的限界を越えて動かされるのを防止するための過速度保護機能を有するものである。

30

【0033】

また、本発明の運動療法装置は、前記アクチュエーターに流れる電流を検出する電流検出部を備え、前記制御装置は、前記電流検出部の検出電流情報に基づき、前記制御装置を焼損させる過電流を防止するための過電流保護機能を有するものである。

【0034】

さらに、本発明の運動療法装置は、前記アクチュエーターに流れる電流を検出する電流検出部を備え、前記制御装置は、前記電流検出部の検出電流情報に基づき、前記アクチュエーターの過大熱量による焼損を防止するための過負荷保護機能を有するものである。

【0035】

さらにまた、前記制御装置は、当該運動療法装置の使い心地を、ばね定数、粘性係数、慣性からなる機械パラメータにより設定、調節することができるものである。

40

【0036】

また、前記制御装置は、運動者個人が持つ下肢の等価機械パラメータを、ばね定数、粘性係数、慣性のパラメータとして計測することができるものである。

【0037】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0038】

実施の形態1.

図1は本発明の運動療法装置の概略構成を示す側面図、図2はその要部の斜視図である。

50

図 1 において、20 はペダル 22 が予め設定された回転速度以下になった回転角度範囲において補助的に働くアシスト駆動機能と、低回転域での機械系の動摩擦負荷を低減させることができる負荷減少駆動機能と、中、高回転域において運転者によるペダル 22 の回転に対して負荷を与える負荷付与機能とを備えた運動療法本体部である。この運動療法本体部 20 には、駆動部としてのペダル 22 を有するペダル軸プーリー 21 と、アクチュエータとしてのサーボモータ 25 と、サーボモータ 25 の回転力をペダル軸プーリー 21 へ伝える動力伝達機構 T と、サーボモータ 25 を制御する制御装置としてのサーボアンプ 27 とが内蔵されており、動力伝達機構 T は、中間軸 23 の両端に固着された中間プーリー 23 a、23 b とそれら中間プーリー 23 a、23 b とペダル軸プーリー 21 およびサーボモータ 25 とに懸回されたベルト 24、26 とにより構成される。また、サーボモータ 25 には、その回転速度を検出するエンコーダ等よりなる速度検出部としての速度センサ 25 a が内蔵されている。28 は運動療法本体部 20 に設けられたハンドルボールである。動力伝達機構 T を構成するベルト 24、26 はチェーンでもよい。

#### 【0039】

29 は運動者が体を支えるためにハンドルボール 28 に設けられたハンドル、30 はハンドル 29 の上方でかつ運動者に向けて装着された表示部及び操作部であり、ペダリング運動を行なうにあたって、各種の負荷や、プログラム内容、アシスト駆動モードか零負荷駆動モード等の設定を行うことができる。31 は運動療法本体部 20 に対面して設けられたリクライニング式のイスであり、スライドレバー 32 を操作することにより、イス土台 33 上を表示部 30 に対して前後にスライドさせることができる。34 は運動療法本体部 20 とイス 31 とを一体化するレールベースであり、長さ方向の端部には移動用の車輪 35 が設けられている。

#### 【0040】

また、サーボモータ 25 はアシスト駆動機能、負荷減少駆動機能、負荷付与機能を兼用するものであり、アシスト駆動機能或いは負荷減少駆動機能を遂行させる場合には、反時計回りにトルクを発生し、負荷付与機能を遂行させる場合には時計回りにトルクを発生する。

#### 【0041】

図 3 は、サーボモータ 25 の動作を制御する制御装置としてのサーボアンプ 27 の機能的構成を示すブロック図である。

#### 【0042】

図 3 において、一点鎖線内の機能ブロックが、通常のサーボ制御にプラスされた本発明独特の制御機能部分である。また、電流の + / - の極性の扱いは、正転状態において、アシスト時は「+」、運動中（負荷時）は「-」としており、そうした意味で、負荷算出部の符号に「-」（マイナス）が付けてある。

#### 【0043】

次に、図 3 を参照して、制御装置としてのサーボアンプ 27 の制御動作について説明する。通常のサーボアンプ 27 及びサーボモータ 25 の使用形態として速度運転モードにて使用する場合、与えられた速度指令はその時点に於けるサーボモータ 25 の実速度フィードバック値  $N_{FB}$  との差がなくなるよう速度制御部 51 にて制御される。この速度制御部 51 により計算された指示値は、サーボモータ 25 に流す電流指令であるが、サーボアンプ 27 およびサーボモータ 25 の最大許容電流を越えて破損することのないよう、電流制限部 52 により制限を加えられて保護される。また、本発明では、電流制限部 52 は、本発明装置の使用者に過大な補助力が加わらないように電流指令を制限するように作用する。ちなみに速度制御部 51 からの電流指令  $I_{CMD}$  を制限する判断基準を、サーボアンプ 27 及びサーボモータ 25 の保護レベルではなく、使用する人に対するトルク制限として使用することにより、アシスト時のトルクを使用者に応じて調節することができる。

#### 【0044】

電流制限部 52 のチェックをパスした電流指令  $I_{CMD}$  は、電流比較部 53 で零電流と比較され、 $I_{CMD} < 0$  であれば、指令電流制御部 54 で零に制御され、 $I_{CMD} = 0$  であれば、そ

10

20

30

40

50

のまま加算部 55 へ出力され、そこで後述する負荷制御系の出力と加算されて、減算部 56 へ送られる。

【0045】

減算部 56 では、加算部 55 の出力が、サーボモータ 25 を制御する後述のトランジスタ 58 の出力電流を検出する電流検出部 59 からのフィードバック出力により減算されて電流制御部 57 へ送られる。

【0046】

電流制御部 57 では、先程の速度と同様に、減算部 56 の出力に基づいて、その時点に於けるサーボモータ 25 に流れる実電流値（フィードバックされる電流値）との差がなくなるよう電流制御され、この制御結果に基づいて、サーボモータ 25 に流す電流をコントロールするトランジスタ 58 をオン、オフする。トランジスタ 58 には外部より電源電圧  $V_p$  が加えられており、オン時にサーボモータ 25 に電流を流してサーボモータ 25 を駆動する。

【0047】

なお、この際、正転時にサーボモータ 25 に流れる電流の方向（＝電流指令の向き）として、停止からアシスト速度までの加速時を「+」とすると、アシスト速度より高い速度からアシスト速度までの減速時は「-」となる。サーボモータ 25 が逆転すると極性が逆になるが、説明の便宜上、これ以降正転を基準として説明する。

【0048】

今、本発明装置に対しても、通常のサーボアンプと同様の制御のみを行い、アシスト駆動（補助力駆動）しようとした場合、サーボモータ 25 により回転駆動されるペダル 22 は、速度指令の速度をとり続けるよう制御されるため、人が速く回わそうとしたり、人の力で回す（＝負荷をとりながら運動する）ことができない。

【0049】

また一方、サーボモータ 25 を負荷として使用する際は、先述の電流方向を基準として考えると、逆向きに流すことにより反力を得ることができる。この場合、先述の速度制御（アシスト制御）がなければ、後述する負荷制御モードに従って指示された負荷トルクがサーボアンプ 27 の電流指令として入力されればよい。

【0050】

そこで、負荷とアシストとを両立させた制御を実現するために、電流の極性に着目して、図 3 に示すブロック図のように、それぞれの指令が電流制御部 57 へ入力される部分を構成することによって可能となる。

【0051】

すなわち、サーボモータ 25 の実速度を表す実速度フィードバック値  $N_{FB}$  がアシスト指令速度  $N_{AST}$  以下の状態（ $N_{FB} \leq N_{AST}$ ）であれば、人の足には負荷がかからずにアシスト指令速度  $N_{AST}$  に増速する必要があるため、速度制御部 51 から指示された電流指令  $I_{CMD}$  が電流制御部 57 に入力されるとともに負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  をキャンセルするようにする。

【0052】

また、サーボモータ 25 の現在速度（実速度フィードバック値） $N_{FB}$  がアシスト指令速度  $N_{AST}$  を越えている状態（ $N_{FB} > N_{AST}$ ）であれば、人の足に負荷が加わるとともに速度制御系からの制御でアシスト指令速度  $N_{AST}$  に下がるよう速度制御系からの電流指令  $I_{CMD}$  をキャンセルする（ $I_{CMD} = 0$ ）とともに、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を電流制御部 57 に入力する。

【0053】

具体的には、現在速度  $N_{FB}$  がアシスト指令速度  $N_{AST}$  以下の状態（ $N_{FB} \leq N_{AST}$ ）であれば、速度制御部 51 から出力される電流指令  $I_{CMD}$  の極性は「+」のため電流制御部 57 にそのまま入力されるが、現在速度  $N_{FB}$  がアシスト指令速度  $N_{AST}$  以上の状態（ $N_{FB} > N_{AST}$ ）であれば、速度制御部 51 から出力される電流指令  $I_{CMD}$  の極性は「-」となるため、これが電流制御部 57 に入らないよう零にする（ $I_{CMD} = 0$ ）。

10

20

30

40

50



## 【 0 0 5 4 】

一方、負荷制御系は、現在速度  $N_{FB}$  がアシスト指令速度  $N_{AST}$  以下の状態 ( $N_{FB} \leq N_{AST}$ ) であれば、負荷が加わらないよう負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を零にし、現在速度  $N_{FB}$  がアシスト指令速度  $N_{AST}$  を越える状態 ( $N_{FB} > N_{AST}$ ) であれば、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を出力する。

## 【 0 0 5 5 】

ここで、負荷制御について説明する。負荷制御方法には、図 3 に示すように、等速度制御モード、定ワット（運動量）制御モード、定トルク制御モードの 3 種類が一般的に存在する。

## 【 0 0 5 6 】

等速度制御モードは、目標となるペダル回転速度を人の漕ぎ方によらず一定に維持させるモードで、目標速度以下の状態では負荷を加えず軽くすることで加速し易くし、目標速度を少しでも越えるとその力の量に応じて負荷を与え、目標速度に拮抗させる。

## 【 0 0 5 7 】

等速度制御モードの制御方法としては幾つかのものがあるが、本発明では、ペダル 2 2 すなわちサーボモータ 2 5 の目標速度（指令速度）と現在速度との偏差を減算部 6 0 で求めて、この偏差に応じて負荷が決まるように、等速制御部 6 1 で偏差に制御ゲイン ( $G_P + G_I + G_D$ ) を乗じて負荷（トルク指令値）を算出する方法を採用している。ここで、 $G_P$  は比例ゲイン、 $G_I$  は積分ゲイン、 $G_D$  は微分ゲインである。すなわち、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  は、

$$T_{CMD} = - (G_P + G_I + G_D)$$

により求める。この等速度制御モードにおける負荷トルクとペダル回転速度との関係の一例を図 4 の (C) に示す。この図において、ペダル回転速度が所定回転速度  $N$  以下では、負荷トルクは略メカロス分と等しい値に制御され、所定回転速度  $N$  を越えると急峻に増大する。

## 【 0 0 5 8 】

定ワット制御モードは、ペダル 2 2 を回す速度によらずワット（運動量）を一定にする負荷制御方法である。物理的にワット（運動量）は、

$$\text{ワット} = \text{速度} \times \text{トルク} \times \text{比例定数}$$

の方程式の関係があることより、定ワット制御部 6 3 により、ペダル回転速度に反比例して負荷トルクを与える制御を行う。すなわち、上記方程式より、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  は、

$$T_{CMD} = -k * W_{CMD} / N_{FB}$$

として求められる。ここで、 $-k$  は比例定数、 $W_{CMD}$  はワット指令値である。一例として、定ワット制御モードにおける負荷トルクとペダル回転速度との関係を図 4 の (A) に示す。この例では、負荷トルクはペダル回転速度が増大するに従って 2 次曲線的に減少していき、ペダル回転速度が 1 2 0 r p m に達するとメカロス分に相当する値に減少する。

## 【 0 0 5 9 】

定トルク制御モードは、負荷トルク一定でサーボアンプ 2 7 の電流制御に指令を与えればよいが、設定方式をワット（運動量）指示とするために、規定速度  $N_{CMD}$  という値を設定し、ワット指示値  $W_{CMD}$  を規定速度  $N_{CMD}$  で除して負荷トルクを算出する方式をここでは採用している。すなわち、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  は、

$$T_{CMD} = -k * W_{CMD} / N_{CMD}$$

として求められる。この場合の負荷トルクとペダル回転速度との関係を図 4 の (B) に示す。

## 【 0 0 6 0 】

また、負荷制御系では、サーボモータ 2 5 の実速度フィードバック値  $N_{FB}$  を積分部 6 7 により積分して求めたペダル位置データにより負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を変更すれば、ペダル角度に応じた負荷を得ることができる。

## 【 0 0 6 1 】

10

20

30

40

50

このため、定ワット制御部 63 により得られた負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  は、第 1 角度変更部 69 により変更制御され、また、定トルク制御部 65 により得られた負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  は、第 2 角度変更部 71 により変更制御される。例えば、使用者のペダル駆動力が最大となるペダル位置（使用者の両脚が揃った状態で、脚に対して 90 度の位置）では、負荷ゲインを 100% にして、使用者のペダル駆動力が最小となるペダル位置（使用者の両脚が揃った状態で、脚に対して 0 度或いは 180 度の位置）では、負荷ゲインを 0% に設定し、駆動力最大ペダル位置から駆動力最小ペダル位置へは、負荷ゲインが、例えばコサイン曲線に沿って徐々に減少し、一方、駆動力最小ペダル位置から駆動力最大ペダル位置へは、負荷ゲインが、例えばサイン曲線に沿って徐々に増大するように制御する。

【0062】

そして、等速制御部 61、第 1 角度変更部 69、第 2 負荷変更部 71 の出力  $T_{CMD}$  を後述する切替部 73 により運転モードに応じて切替制御して負荷トルク比較部 75 に出力し、そこで負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  が零以下か判定する。負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  が零より大きければ（ $T_{CMD} > 0$ ）、負荷トルク制御部 77 で負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を零にし（ $T_{CMD} = 0$ ）、一方、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  が零以下であれば（ $T_{CMD} \leq 0$ ）、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  をそのまま速度比較部 79 へ出力する。速度比較部 79 では、速度フィードバック値  $N_{FB}$  をアシスト速度指令値  $N_{AST}$  と比較して、 $N_{FB} \leq N_{AST}$  であれば、負荷トルク制御部 81 で負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を零にし、一方  $N_{FB} > N_{AST}$  であれば、そのまま、負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  を加算部 55 へ出力する。

【0063】

加算部 55 では負荷制御系の出力である負荷トルク指令値  $T_{CMD}$  とアシスト制御系の出力である電流指令値  $I_{CMD}$  とを加算して、減算部 56 へ出力する。減算部 56 では、加算部 55 の出力（ $T_{CMD} + I_{CMD}$ ）をトランジスタ 58 からフィードバックされた出力（サーボモータ 25 への供給電流）で減算して、電流制御部 57 へ出力する。電流制御部 57 は、減算部 56 からの出力に応じてトランジスタ 58 をオンオフ制御して、サーボモータ 25 の電流を制御する。

【0064】

以上から明なように、本発明によれば、サーボモータ 25 を運動の補助力装置として使用する際に、電流制限部 52 等により補助トルクを調節および制限することができるので、運動する個人の許容レベル毎に補助トルクを調整し、明らかに危険な力を制限することにより、絶対的および個人に合わせて安全性を確保することができる。また、補助トルクを弱めに調節すれば、ある程度自分で力を出さないと動作しないため、完全に機械に頼るのではなく、運動を助長することができる。

【0065】

さらに、サーボモータ 25 を運動の補助力装置として使用する際に、運動療法装置の機械摩擦が、これを使用する運動者の力を上回る位置または角度範囲、および運動者の身体的能力によりペダリングできない位置または角度範囲を基準として補助力を効かせることができるので、ペダルー一回転内の全ての領域で機械摩擦の補償をするのではなく、人がペダルを廻せない範囲のみを補償することにより、機械摩擦の重さに対して運動者の力が不足している区間および片麻痺などの身体的能力低下等により、ペダリングできない区間があるために連続的にペダリングできない運動者に対し、連続的に運動できるようにすることが可能である。

【0066】

また、サーボモータ 25 の回転停止時や低速回転時に、サーボモータ 25 に電流を供給することにより、回転停止時や低速回転時の負荷を得ることができるので、従来の機器のように、回転停止時や低速回転時の十分な発電エネルギーを得ることができない状態でも負荷を発生することができる。従って、老人や疾病患者など運動者の身体的能力により、低速でしか運動できない者の使用に対して、有効な負荷制御範囲を得て使用させることが可能であり、また、健常者に対してもこれまで実施できなかった速度範囲での運動を開拓することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 7 】

さらにまた、サーボアンプ 27 を使用することでサーボモータ 25 の定格電流よりも大きな電流を供給することができるので、定格負荷よりも大きな負荷を得られる。つまり、発電エネルギーに依存する従来方式では、最大でも定格負荷までしか取ることができないのに対し、本発明では、同一アクチュエータ（サーボモータ 25）にてそれ以上の負荷を取ることができる。このため、アクチュエータとして定格負荷の小さなサーボモータ 25 が使用できるため、装置全体を一層小型化することができる。

## 【 0 0 6 8 】

さらに、本発明によれば、運動を行なう際に可動部分としてのペダル 22 の位置あるいは角度を検出する検出部としての速度センサ 25a を備え、これからの検出位置あるいは角度情報に基づいて、第 1 および第 2 負荷変更部 69、71 により運動者に与える負荷量を調節することができるので、従来機器では、1 回転内の位置に応じて負荷を変えることができなかったのに対し、本発明では、これを可能とすることができる。従って、ペダル 22 の位置（角度）によって、これを回転させるのに活躍する筋肉が異なるが、角度毎に負荷を変えることにより、鍛えたい筋肉毎に負荷調節することが可能となり、効果的なトレーニングが可能となる。また、片麻痺などの身体的能力低下の問題により、ペダリングできない区間がある運動者に対しても、廻すことができる範囲とそうでない範囲とに区別した負荷設定をすることで、連続的な運動が可能になる。

## 【 0 0 6 9 】

実施の形態 2 .

図 5 は、使用者個人の許容負荷  $T_{PAS}$  等に応じて定ワット制御部 63 の出力を調整する負荷トルク調整部 83 を設けた例を示している。負荷トルク調整部 83 は、実施の形態 1 の図 3 において定ワット制御部 63 と第 1 角度変更部 69 との間、或いは第 1 角度変更部 69 と切替部 73 との間に挿入され、定ワット制御部 63 の出力或いは第 1 角度変更部 69 の出力を調整するものである。すなわち、サーボモータ 25 の現在速度（実速度フィードバック値  $N_{FB}$ ）により、負荷トルクの割合を調節、決定するものである。この調節方法の一例としては、第 1 の所定速度  $N_{LOW}$  の場合には、負荷トルク = 0 つまり負荷ワット = 0 として、停止時からの踏み始めで漕ぎにくくしないようにする。また、第 1 の所定速度  $N_{LOW}$  よりも大きな第 2 の所定速度  $N_{HIGH}$  までの間についても、負荷をかけつつも踏みやすさを得るため本来加えるべき力の割合を徐々に増加させる。

## 【 0 0 7 0 】

図 6 は負荷トルク調整部 83 の動作を示すもので、図 6 の（A）は負荷トルク調整部 83 の動作内容を示すフローチャートであり、（B）はペダル回転速度と負荷率との関係を示す特性図であり、破線（a）は定ワット制御部 63 の出力、一点鎖線（b）は定ワット制御部 63 の出力  $T_{CMD}$  に乗算される負荷率、実線（c）は負荷トルク調整部 83 の出力をそれぞれ表しており、（C）は負荷トルクが個人許容負荷  $T_{PAS}$  を越えないように調整された状態を表す特性図である。

## 【 0 0 7 1 】

次に、この負荷トルク調整部 83 の動作について図 6 を参照して説明する。

まず、サーボモータ 25 の現在速度（実速度フィードバック値  $N_{FB}$ ）が第 1 の所定回転速度  $N_{LOW}$  より小さいかを判定し（ステップ S1）、「YES」であれば定ワット制御部 63 の出力  $T_{CMD}$  に負荷率「0」を掛けて零に設定して出力し（ $T_{CMD} = 0$ ）（ステップ S2）、「NO」であれば、次いで  $N_{FB}$  が第 1 の所定回転速度  $N_{LOW}$  より大きな第 2 の所定回転速度  $N_{HIGH}$  より大きいかを判定し（ステップ S4）、「NO」であれば、 $T_{CMD}$  を次式により調整する。

## 【 0 0 7 2 】

$$T_{CMD} = T_{CMD} \times (N_{FB} - N_{LOW}) / (N_{HIGH} - N_{LOW})$$

ここで、 $(N_{FB} - N_{LOW}) / (N_{HIGH} - N_{LOW})$  は負荷率である。例えば負荷率は、図 6（B）に一点鎖線（b）で示すように、回転速度が零から  $N_{LOW}$  迄は 0%、 $N_{LOW}$  から  $N_{HIGH}$  の間では一定の勾配で増大し、 $N_{HIGH}$  以上では 100% に設定される。この結果、負荷率

10

20

30

40

50

を掛けて調整された出力  $T_{CMD}$  は、図 6 ( B ) に実線 ( c ) で示すような曲線を描く。

【 0 0 7 3 】

ステップ S 3 で「 Y E S 」であれば、ステップ S 4 をスキップして、或いはステップ S 4 に続いて、ステップ S 5 で、 $T_{CMD}$  が  $T_{PAS}$  より大きい (  $T_{CMD} > T_{PAS}$  ) を判定し、図 6 ( C ) に示すように、「 N O 」であれば  $T_{CMD}$  をそのまま出力し ( ステップ S 6 )、「 Y E S 」であれば、 $T_{CMD}$  を  $T_{PAS}$  でクリップして (  $T_{CMD} = T_{PAS}$  ) 出力する ( ステップ S 7 )。

【 0 0 7 4 】

また、サーボモータ 2 5 を負荷装置として使用する際に、負荷トルク調整部 8 3 により運動時の速度を調節および制限することができるので、運動時に運動者にとって過度の速度でペダリングすることを防ぐことができる。従って、運動者が過度の速度を出すことがなくなるため、足の筋を痛める等、急激な運動による疾病を予防ことが可能である。

10

【 0 0 7 5 】

さらに、サーボモータ 2 5 を運動の補助力装置として使用する際に、駆動部の速度を調節および制限することができるので、運動の速度と相関関係を持った速度を設定するとともに、明らかに危険な速度を出なくすることにより、絶対的および個人に合わせた安全性の確保が可能となる。また、補助トルクが発生する速度を運動させたいペダリング速度より低く設定すると、疲労や身体的能力によりペダリングしない区間のみ補助力を有効とし、自分で運動できる区間は自力で運動できるようにすることができる。

【 0 0 7 6 】

20

ところで、運動時のペダリング速度を一定にするためには、ペダル反力 ( 負荷 ) を加えられた力に拮抗させて対抗することが必要であるが、本発明によれば、サーボモータ 2 5 を負荷装置として使用する際に、負荷トルク調整部 8 3 により運動時の負荷トルクを調節及び制限することができるので、この制御の力の限界を制限することにより、明らかに危険な力を発生させないようにして、運動者に危険が及ぶのを未然に防止するとともに、個人レベルに合わせた安全性を確保することができる。

【 0 0 7 7 】

以上の説明では、負荷トルク調整部 8 3 を定ワット制御部 6 3 と第 1 角度変更部 6 9 との間に設けたものとして説明したが、負荷トルク調整部 8 3 を第 1 角度変更部 6 9 と切替部 7 3 との間に設けてもよく、この場合にも、負荷トルク調整部 8 3 は第 1 角度変更部 6 9 の出力に対して略同様に作用する。

30

【 0 0 7 8 】

実施の形態 3 .

図 7 は本発明の実施の形態 3 に係る運動療法装置の動作を示すブロック図である。この実施の形態 3 では、負荷制御には直接関与しないが、現在の運動状態を判別して異常な速度 ( 過速度 ) 時には、使用者に警報 ( アラーム ) するようにした処理を、実施の形態 1 で説明した処理とは別にサーボアンプ 2 7 内に設けたものである。具体的には、図 7 のフローチャートに示すように、ペダル回転速度が所定の制限速度より速いか否かを判定し ( ステップ S 1 1 )、「 Y E S 」の場合には、使用者に「過速度」を警告する過速度アラーム処理を行い ( ステップ S 1 2 )、「 N O 」の場合には、警報を発しないで現状の制御を許容する ( ステップ S 1 3 )。過速度アラーム処理としては、過速度アラームとして運動者にその旨のメッセージを表示して、人の運動制御の下にペダリングの速度を落とす方法や、過速度時に負荷を徐々に重くしていき、負荷が重くなることにより、速い速度で漕げなくする方法等により、運動時の速度を調節、制限することが考えられる。

40

【 0 0 7 9 】

また、この過速度アラーム処理としては、運動者が設定した速度よりも速い速度で運動しようとしても設定速度を保つように負荷を調節するようにしてもよい。

【 0 0 8 0 】

実施の形態 4 .

図 8 は本発明の実施の形態 4 に係る運動療法装置の動作を示すブロック図で、この実施の

50

形態４では、基本的には等速度制御モード以外の運動モード使用時に、過速度となった場合には等速度制御モードへ移行する機能を設けたものであり、例えばこの機能を実施の形態１の切替部７３により実行させることにより、各制御モードを切り替えるようにしてもよい。

#### 【００８１】

具体的には、図８のフローチャートに示すように、先ず、サーボアンプ２７への入力（目標速度、指令ワット、規定速度）から等速度制御モードか否かを判定し（ステップＳ２１）、目標速度の入力があれば（「ＹＥＳ」の場合）等速度制御モードを実行し、目標速度の入力が無ければ（「ＮＯ」の場合）、次いでサーボアンプ２７への入力（目標速度、指令ワット、規定速度）から定ワット制御モードか否かを判定し（ステップＳ２３）、指令ワットの入力があれば（「ＹＥＳ」の場合）、次にサーボモータ２５の現在速度が設定速度より速いか否かを判定し（ステップＳ２４）、「ＹＥＳ」であれば等速度制御モードを実行し（ステップＳ２２）、「ＮＯ」であれば定ワット制御モードを実行する（ステップＳ２５）。また、ステップＳ２３で指令ワットの入力が無ければ（「ＮＯ」の場合）、サーボモータ２５の現在速度が設定速度より速いか否かを判定し（ステップＳ２６）、「ＹＥＳ」であれば等速度制御モードを実行し（ステップＳ２２）、「ＮＯ」であれば定トルク制御モードを実行する（ステップＳ２７）。

10

#### 【００８２】

尚、ステップＳ２５の定ワット制御及びステップＳ２７の定トルク制御は一例を示したものであり、他の制御モードを設ければ、それを実行するようにしてもよい。

20

#### 【００８３】

実施の形態５．

図９は本発明の実施の形態５に係る運動療法装置の動作を示すブロック図で、この実施の形態５では、図３の実施の形態１のサーボアンプ２７の等速制御部６１の各制御パラメータ（比例ゲイン $G_p$ 、積分ゲイン $G_i$ 、微分ゲイン $G_d$ ）を調整する設定入力部６２を設け、この設定入力部６２の入力操作により等速制御部６１の各制御パラメータを変更制御し得るようにしたものであり、これにより負荷トルクを制御して、装置の応答性を調整することができる。

#### 【００８４】

すなわち、図９に示すように、等速制御部６１は、目標速度とサーボモータ２５の現在速度（実速度フィードバック値 $N_{FB}$ ）の偏差に比例ゲイン $G_p$ を乗算し、また偏差を積分（累積）したものに積分ゲイン $G_i$ を乗算し、更に偏差を微分したものに微分ゲイン $G_d$ を乗算して、それらを加算して負荷トルク値として出力するが、設定入力部６２に「かたい」、「ふつう」、「やわらかい」等の指令を操作ボタン、キーボード、マウス等の入力手段により入力することにより、比例ゲイン $G_p$ 、積分ゲイン $G_i$ 、微分ゲイン $G_d$ を変更して、負荷トルクを調節することにより装置の応答性を調整することができる。例えば、「かたい」を入力することにより、各ゲインを大きくし負荷トルクを急激に変化させて応答性を良くしたり、「やわらかい」を入力して各ゲインを小さくすることにより負荷トルクをゆっくり変化させて装置の応答性を緩やかに変えることができる。

30

#### 【００８５】

また、設定入力部６２のこのような動作は、「かたい」、「ふつう」、「やわらかい」等の所定の入力に対応する比例ゲイン $G_p$ 、積分ゲイン $G_i$ 、微分ゲイン $G_d$ の変更を予めテーブル等においていたり、パターン化して記憶しておくことにより行うことができる。

40

#### 【００８６】

また、このような制御パラメータの変更は、患者等の使用者各人に合わせて予め設定しておき、操作ボタン、キーボード、マウス等の入力手段により「患者１設定」、「患者２設定」等を入力することを行うようにしてもよい

#### 【００８７】

実施の形態６．

図１０は本発明の実施の形態６に係る運動療法装置の動作を示すブロック図で、この実施

50

の形態 6 では、負荷制御には直接関与しないが、現在の電流状態を判別して異常な電流（過電流度）時には、使用者に警報（アラーム）するようにした処理を、実施の形態 1 で説明した処理とは別にサーボアンプ 27 内に設けたものである。具体的には、図 10 のフローチャートに示すように、サーボモータ 25 への供給電流（トランジスタ 58 の出力）が所定の制限電流より大きいかなかを判定して（ステップ S31）、「YES」の場合には、使用者に「過電流」を警告する過電流アラーム処理を行い（ステップ S32）、「NO」の場合には、警報を発しないで現状の制御を許容する（ステップ S33）。

#### 【0088】

過電流アラーム処理の具体例としては、サーボモータ 25 への供給電流（トランジスタ 58 の出力）が所定の制限電流より大きい場合に、例えば、電流制限部 57（図 3 参照）により、トランジスタ 58 への供給電流を減少させたりオフにして、サーボモータ 25 の動作を制御する。

#### 【0089】

図 11 は、サーボアンプ 27 内に使用されているトランジスタ 58 等の半導体電子部品およびサーボモータ 25 の耐熱特性を示すもので、耐熱限界付近における電流と時間との関係を表している。この図において、実線は半導体電子部品の耐熱特性（加熱保護協調カーブ）で、点線はサーボモータ 25 の耐熱特性（加熱保護協調カーブ）を示している。この図から明らかなように、過度の瞬時電流が流れるような場合には、サーボモータ 25の方が半導体電子部品よりも耐熱性に優れるが、過度の連続負荷による温度上昇（電流が長時間継続して流れている）ような場合には、逆に半導体電子部品の方が耐熱性に優れている。

#### 【0090】

従って、このような耐熱特性を考慮して、サーボモータ 25 へ供給する電流を制御することにより、運動時に機器にとって過度の瞬時電流が流れることを防止して過度の瞬時過電流による半導体電子部品等の焼損や損傷を未然に防いだり、或いは運動時に機器にとって過度の連続負荷（オーバロード）による温度上昇を防止して、過負荷によるサーボモータ 25 等の焼損や損傷を防ぐことができる。

#### 【0091】

実施の形態 7 .

図 12 は本発明の実施の形態 6 に係る運動療法装置の動作を示すブロック図で、この実施の形態 7 では、当該運動療法装置の使い心地を、ばね定数、粘性係数、慣性からなる機械パラメータにより設定、調節することができるようにしたものである。すなわち、負荷トルクをばね力、粘性力、慣性力に分解して捉えて、これらの合力として表すことにより、負荷トルクをばね定数  $K$ 、粘性係数  $B$ 、慣性係数  $M$  よりなる機械パラメータにより設定、調節し得るようにしたものである。

#### 【0092】

図 12 において、制御装置としてのサーボアンプ 27 は、基準位置（停止位置）と速度センサ出力（サーボモータ 25 の実速度フィードバック値  $N_{FB}$ ）を積分して得た現在位置（位置  $F_B$ ）との差分より位置変位を検出し、その位置変位にばね定数  $K$  を乗算し、また、速度センサ出力（速度  $F_B$ ）に粘性係数  $B$  を乗算し、更に、速度センサ出力（速度  $F_B$ ）を微分した値に慣性係数  $M$  を乗算して、これらの演算値を加算して負荷トルクとして出力するパラメータ演算制御部を有する。

#### 【0093】

このように、パラメータ演算制御部は、サーボモータ 25 の現在位置の基準位置に対する偏差に基づいて負荷トルクを演算するものであり、パラメータ  $K$ 、 $B$ 、 $M$  を変更することにより、出力される負荷トルクを調節することができ、これにより運動療法装置の使い心地を調節することができる。

#### 【0094】

実施の形態 8 .

図 13 は本発明の実施の形態 8 に係る運動療法装置の構成を示すブロック図である。この

10

20

30

40

50

実施の形態 8 は、上記実施の形態 7 のパラメータ演算制御部を組み込むことにより、運動者個人が持つ、下肢の等価機械パラメータを、ばね定数  $K$ 、粘性係数  $B$ 、慣性係数  $M$  の各パラメータとして計測することができるようにしたものである。

【0095】

図 13 において、符号 21 乃至 27 は上記実施の形態 1 と同様の構成要素を表している。この実施の形態 8 の制御装置は、サーボモータ 25 の動作を制御するサーボアンプ 100 と、上記各パラメータを計測するためのパラメータ計測部 121 とを有する。

【0096】

サーボアンプ 100 は、外部より位置指令を入力される位置指令部 101 と、その位置指令部 101 の出力と後述する偏差累積部 117 の出力との偏差を求める減算部 103 と、減算部 103 の出力に基づいてサーボモータ 25 の位置を制御する位置制御部 105 と、位置制御部 105 の出力と速度センサ 25a の出力との偏差を求める減算部 107 と、減算部 107 の出力に基づいてサーボモータ 25 の速度を制御するための電流値を出力する速度制御部 109 と、速度制御部 109 の出力と後述する電流検出部 115 の出力との偏差を求める減算部 111 と、減算部 111 の出力に基づいてサーボモータ 25 への供給電流を制御する電流制御部 113 と、電流制御部 113 からサーボモータ 25 へ供給される電流を検出する電流検出部 115 と、速度センサ 25a の出力を累積（積分）してサーボモータ 25 の回転位置を求める偏差累積部 117 とを含む。

【0097】

また、パラメータ計測部 121 は、位置指令部 101 の出力と偏差累積部 117 の出力との偏差を求める減算部 123 と、減算部 123 の出力に基づいてサーボモータ 25 の位置変位量を求める位置変位部 125 と、速度センサ 25a の出力を微分する微分部 127 と、位置変位部 125 の出力にばね定数  $K$  を乗算し、速度センサ 25a の出力に粘性係数  $B$  を乗算し、微分部 127 の出力に慣性係数  $M$  を乗算するゲイン乗算部 129 と、ゲイン乗算部 129 の各出力を加え合わせる加算部 131 と、加算部 131 の出力と速度センサ 25a の出力とを比較してその偏差を出力する比較部 133 と、比較部 133 の出力が零になる迄各パラメータ（ゲイン  $K$ 、 $B$ 、 $M$ ）を変更調節するゲイン調整部 135 とを含む。

【0098】

サーボアンプ 100 は通常の位置ループ制御のサーボアンプとして制御されるもので、位置指令部 101 に与えられる固定パターンによる位置変動指令により作動される。その際の、サーボモータ 25 の位置、速度、電流の各フィードバックを測定して記憶し、運動結果の電流フィードバックと機械モデルのゲイン  $K$ 、 $B$ 、 $M$  の値を変えて得られる出力ができるだけ一致する  $K$ 、 $B$ 、 $M$  の値を最小 2 乗法などにより計算する。得られた  $K$ 、 $B$ 、 $M$  の値を測定値として扱う。

【0099】

尚、この実施の形態 8 の説明では、負荷トルクを制御する必要がないため、負荷制御系は省略されているが、図 3 に示した実施の形態 1 と同様の負荷制御系をサーボアンプ 100 に追加してもよく、このようにすれば負荷トルクの制御を行うことができる共に、負荷制御系に対する制御入力を無し（零）にして、サーボアンプ 100 とパラメータ計測部 121 を作動させれば、上述したように、運動者個人の下肢の等価機械パラメータを、ばね定数  $K$ 、粘性係数  $B$ 、慣性係数  $M$  の各パラメータとして計測することができる。

【0100】

【発明の効果】

この発明による運動療法装置は、人力により駆動しうる駆動部と、前記駆動部に一方向クラッチを使用することなく直接動力が伝達される動力伝達機構を介して接続されるアクチュエータと、このアクチュエータの制御を行う制御装置であって、前記アクチュエータを前記駆動部に対して負荷装置として作動させると共に同一アクチュエータを使用して人力による前記駆動部の運動に補助力を付与する補助力装置として作動させるよう前記アクチュエータを人力により駆動しうる前記駆動部若しくはその人力により駆動された前記アクチュエータの状態を判別し制御する制御装置とを備えるので、従来のよう

10

20

30

40

50

に、負荷用モータ（発電機）と補助力用モータの2つのアクチュエーターを必要とすることなく、唯1個のアクチュエーターにより負荷用モータとアシスト用モータとを兼用することができ、装置全体の構成を簡素化できる上、小型化、低コスト化が可能であるという効果を奏する。

【0101】

また、本発明によれば、アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、補助力のトルクを調節および制限することができるので、運動する個人の許容レベル毎に補助トルクを調整し、明らかに危険な力を制限することにより、絶対的および個人に合わせた安全性の確保が可能である。また、補助トルクを弱めに調節すれば、ある程度自分で力を出さないと動作しないため、完全に機械に頼るのではなく、運動を助長することが可能である。

10

【0102】

さらに、本発明によれば、アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、運動療法装置の機械摩擦が、これを使用する運動者の力を上回る位置または角度範囲、および運動者の身体的能力によりペダリングできない位置または角度範囲を基準として補助力を効かせることができるので、ペダルー一回転内の全ての領域で機械摩擦の補償をするのではなく、人がペダルを廻せない範囲のみを補償することにより、機械摩擦の重さに対して運動者の力が不足している区間および片麻痺などの身体的能力低下等により、ペダリングできない区間があるために連続的にペダリングできない運動者に対し、連続的に運動できるようにすることが可能である。

20

【0103】

さらにまた、本発明によれば、アクチュエーターを負荷装置として使用する際に、運動時の速度を調節および制限することができるので、運動時に運動者にとって過度の速度でペダリングすることを防ぐことができる。従って、運動者が過度の速度を出すことがなくなるため、足の筋を痛める等、急激な運動による疾病を予防することが可能である。

【0104】

また、本発明によれば、アクチュエーターを運動の補助力装置として使用する際に、駆動部の速度を調節および制限することができるので、運動の速度と相関関係を持った速度を設定するとともに、明らかに危険な速度を出なくすることにより、絶対的および個人に合わせた安全性の確保が可能となる。また、補助トルクが発生する速度を運動させたいペダリング速度より低く設定すると、疲労や身体的能力によりペダリングしない区間のみ補助力を有効とし、自分で運動できる区間は自力で運動できるようにすることが可能である。

30

【0105】

さらに、運動時のペダリング速度を一定にするためには、ペダル反力（負荷）を加えられた力に拮抗させて対抗することが必要であるが、本発明によれば、アクチュエーターを負荷装置として使用する際に、運動時の負荷トルクを調節及び制限することができるので、装置の応答性を高める程、運動者はより高い瞬発力を発生する必要があるが、この制御の力の限界を制限することにより、明らかに危険な力を発生させないようにして、運動者に危険が及ぶのを未然に防止するとともに、個人レベルに合わせた安全性を確保することが可能である。

40

【0106】

さらにまた、本発明によれば、アクチュエーターの回転停止時や低速回転時に、アクチュエーターに電流を供給することにより、回転停止時や低速回転時の負荷を得ることができるので、従来の機器のように、アクチュエータを負荷として機能させるために発電エネルギーを消費する必要はなく、目的とする負荷に対して十分な発電エネルギーを得ることができない状態でも負荷を発生することができる。従って、老人や疾病患者など運動者の身体的能力により、低速でしか運動できない者の使用に対して、有効な負荷制御範囲を得て使用させることが可能であり、また、健常者に対してもこれまで実施できなかった速度範囲での運動を開拓することができる。

【0107】

50



また、本発明によれば、アクチュエーターの定格電流よりも大きな電流を供給することにより、定格負荷よりも大きな負荷を得ることができるので、発電エネルギーに依存する従来方式では、最大でも定格負荷までしか取ることができないのに対し、本発明では、同一アクチュエータにてそれ以上の負荷を取ることができる。このため、アクチュエータとして定格負荷の小さなモータが使用できるため、装置を一層小型化することが可能である。

【0108】

さらに、本発明によれば、運動を行なう際に可動部分の位置あるいは角度を検出する機構を備え、これからの検出位置あるいは角度情報に基づき運動者に与える負荷量を調節することができるので、従来機器では、1回転内の位置に応じて負荷を変えることができなかったのに対し、本発明では、これを可能とすることができる。従って、ペダルの位置（角度）によって、これを回転させるのに活躍する筋肉が異なるが、角度毎に負荷を変えることにより、鍛えたい筋肉毎に負荷調節することが可能となり、効果的なトレーニングが可能となる。また、片麻痺などの身体的能力低下の問題により、ペダリングできない区間がある運動者に対しても、廻すことができる範囲とそうでない範囲とに区別した負荷設定をすることで、連続的な運動が可能になる。

10

【0109】

さらにまた、本発明によれば、運動を行なう際に可動部分の位置あるいは角度の基準点を電源遮断時もバックアップすることができるので、角度による負荷変更を行うなどの場合、一回転内のどこかに必ず基準点を設ける必然性があるが、電源をオフしても前回決定した基準点を記憶し、再使用することができる。従って、電源再投入後に基準点再セットを不要とすることができるため、角度の基準点を、電源オンする度に設定する煩わしさをなくすることができると共に、前回の基準を再使用することで、再現性を確保することが可能である。

20

【0110】

また、本発明によれば、アクチュエーターに流れる電流の方向を逆転することにより正転と逆転の両方で使用することができるので、従来では、ワンウェイクラッチ等により補助力駆動と負荷運動の両立を実現化していたため、逆回転ではワンウェイクラッチが機能せず、使用不可であったのを、本発明では、これを可能とするのができる。従って、逆回転運動にも使用することができ、これにより、運動形態として使用する筋肉が異なるため、正転とは別の筋肉のトレーニングが可能になる。

30

【0111】

さらに、定ワット負荷制御では、ペダリングの速度が遅くなるほど負荷トルクを大きくする必要があるので、ペダリングの速度が遅くなるほど負荷トルクを大きくする必要があり、この制御を正しく行おうとすれば、微速時になるほど、より大きなトルク（力）が必要となり、筋力限界により近くなるため、漕ぎにくい状況となるが、本発明では、定ワットでの負荷制御を行う際に、低速域にて高くなるべき負荷トルクを低く抑えることにより、運動しやすくすることができ、漕ぎやすくなる効果がある。

【0112】

さらにまた、本発明によれば、定ワットでの負荷制御を行う際に、運動者の出せる力を考慮し、個人毎に低速域にて高くなるべき負荷トルクを低く抑えるよう調節することができるので、筋力限界の個人差を解消し、個人毎に漕ぎやすい設定を得ることができる。従って、運動者の個人筋力レベルに合わせて設定できるため、一般健常人から低体力者までさまざまな人にとって、漕ぎやすさを提供することができる。

40

【0113】

また、本発明によれば、速度と負荷の調整手段として、設定した速度よりも速い速度で運動しようとしても設定速度を保つように負荷を調節することができるので、運動時のペダリング速度を一定にさせて、運動条件を均一に規定することができる。また、過度の速度を出すことがなくなるので、足の筋を痛める等、急激な運動による疾病を予防することが可能である。

【0114】

50

さらに、負荷制御を行うためには、目標速度と現在速度との偏差に応じて出力トルクを変える制御が必要であるが、その応答性を一義的にしか決められない場合、調整しにくくなるが、本発明によれば、速度と負荷の調整手段として、負荷制御の制御パラメータを有し、この制御パラメータにより応答性を調節、決定することができるので、簡単に応答性を変更することが可能である。

【0115】

さらにまた、上述した応答性は、人の運動に対しては踏み心地として評価されるものであるが、本発明によれば、運動する際の当該運動療法装置の使い心地を、前記負荷制御の制御パラメータを変えることにより設定することができるので、応答性を単なる数値ではなく、人の感覚として設定することができる。従って、数値の意味が判らない人でも、設定変更が可能となり、調節が行い易い。

10

【0116】

また、運動する運動者毎に前記負荷制御の制御パラメータを変えて設定することができるので、個人毎の運動能力や筋力などによって異なる、踏み心地としての応答性の最適値を個人毎に合わせることができる。従って、一般健常者の漕ぎ易さに合わせると、低体力者にとっては漕ぎ難いものとなるが、個人毎の運動能力や筋力などに合わせることができるので、低体力者でも漕ぎやすい機器を提供することができる。

【0117】

さらに、本発明によれば、運動を行なう際に可動部分の速度を検出する速度検出部を備え、この速度検出部の検出速度情報に基づき、前記可動部分が機械的限界あるいは電氣的限界を越えて動かされるのを防止するための過速度保護機能を有するので、運動時に機器にとって過度の速度でペダリングすることを防止することができ、機器を過度の速度による損傷から防ぐことが可能である。

20

【0118】

さらにまた、本発明によれば、前記アクチュエーターに流れる電流を検出する電流検出部を備え、この電流検出部の検出電流情報に基づき、前記制御装置を焼損させる過電流を防止するための過電流保護機能を有するので、運動時に機器にとって過度の瞬時電流が流れることを防止することができ、機器を過度の瞬時過電流による損傷から防ぐことが可能である。

【0119】

また、本発明によれば、前記アクチュエーターに流れる電流を検出する電流検出部を備え、この電流検出部の検出電流情報に基づき、前記アクチュエーターの過大熱量による焼損を防止するための過負荷保護機能を有するので、運動時に機器にとって過度の連続負荷による温度上昇を防止することができ、機器を過度の負荷（オーバーロード）による損傷から防ぐことが可能である。

30

【0120】

さらに、本発明によれば、当該運動療法装置の使い心地を、ばね定数、粘性係数、慣性からなる機械パラメータにより設定、調節することができるので、運動時の踏み心地となる応答性を機械モデルとして捉え制御することにより、機械モデルのパラメータとして扱えるため、物理的意味が認識しやすくなる。

40

【0121】

また、本発明によれば、運動者個人が持つ、下肢の等価機械パラメータを、ばね定数、粘性係数、慣性のパラメータとして計測することができるので、運動者を機械モデルとして捉えることにより、運動者の運動能力を機械モデルとして解析することが可能となり、疾患による機械パラメータの特徴などの相関関係を分析できる可能性がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施の形態1に係る運動療法装置の側面図である。

【図2】 本発明の実施の形態1の要部の斜視図である。

【図3】 本発明の実施の形態1のサーボアンプのブロック図である。

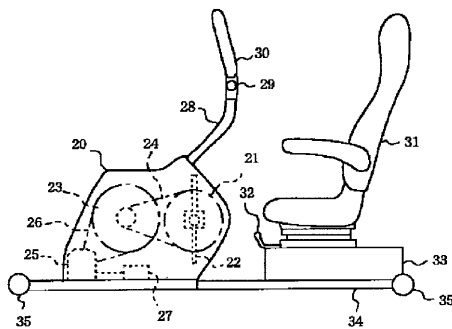
【図4】 本発明の実施の形態1の負荷トルク制御モードを表す特性図である。

50

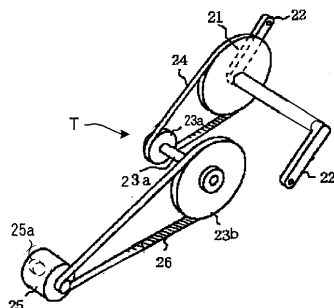
- 【図 5】 本発明の実施の形態 2 のサーボアンプの要部のブロック図である。
- 【図 6】 本発明の実施の形態 2 の動作を表すフローチャートである。
- 【図 7】 本発明の実施の形態 3 の動作を表すフローチャートである。
- 【図 8】 本発明の実施の形態 4 動作を表すフローチャートである。
- 【図 9】 本発明の実施の形態 5 の動作を表すフローチャートである。
- 【図 10】 本発明の実施の形態 6 動作を表すフローチャートである。
- 【図 11】 半導体電子部品およびサーボモータ 25 の耐熱特性を示す特性図である。
- 【図 12】 本発明の実施の形態 7 動作を表すフローチャートである。
- 【図 13】 本発明の実施の形態 8 の動作を表すフローチャートである。
- 【図 14】 従来の運動療法装置の概略構成図である。
- 【符号の説明】
- 22 ペダル（駆動部）、25 サーボモータ（アクチュエータ）、27 サーボアンプ（制御装置）。

10

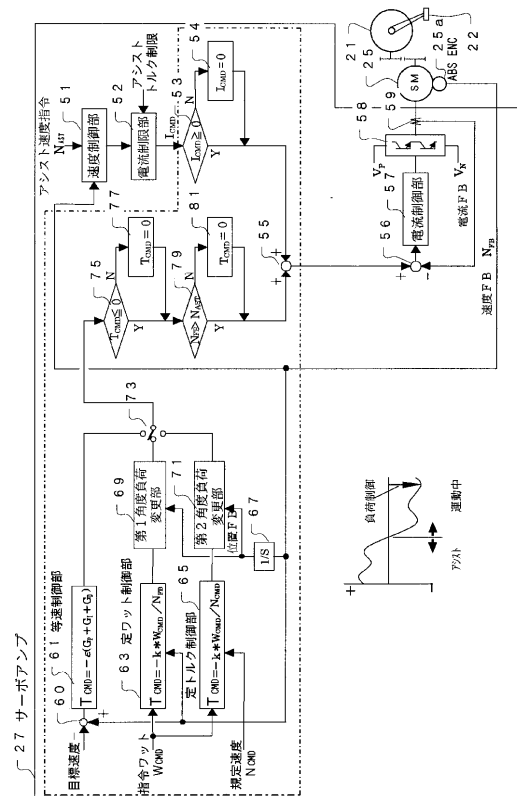
【図 1】



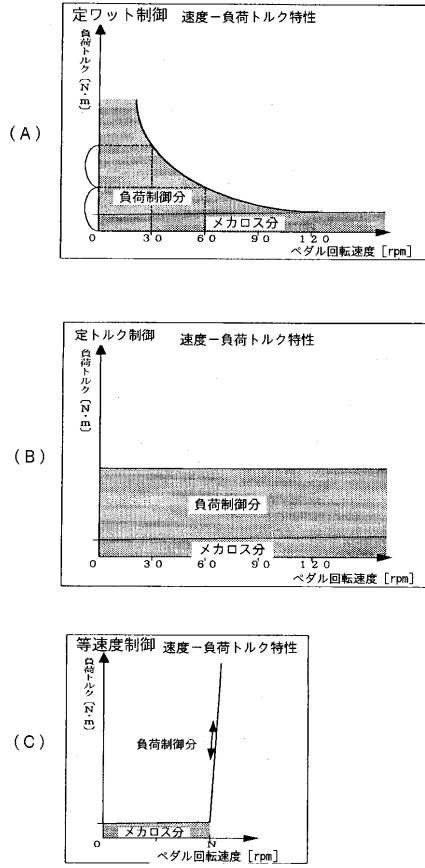
【図 2】



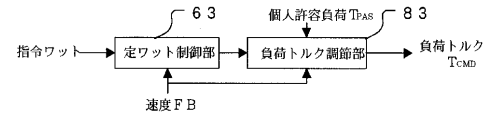
【図 3】



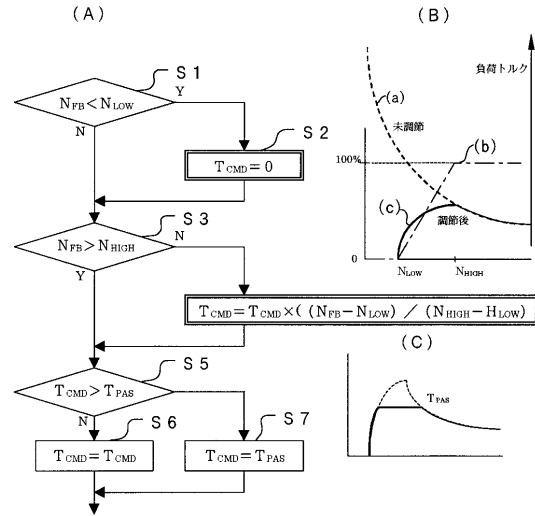
【図 4】



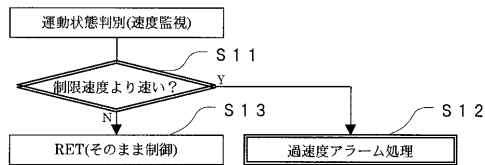
【図 5】



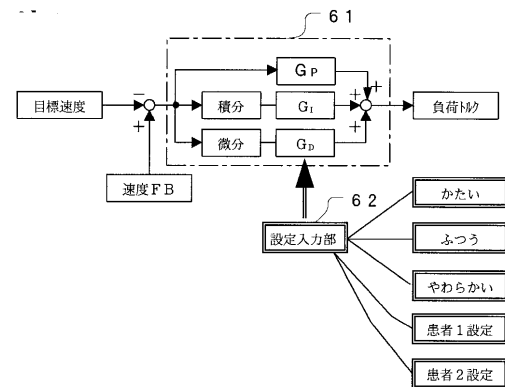
【図 6】



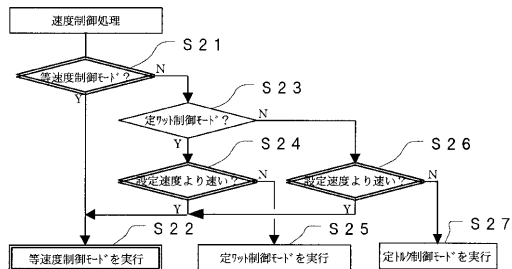
【図 7】



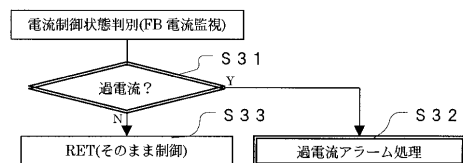
【図 9】



【図 8】



【図 10】





---

フロントページの続き

(72)発明者 鈴木 浩徳

東京都千代田区大手町二丁目 6 番 2 号 三菱電機エンジニアリング株式会社内

審査官 酒井 保

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 6 9 4 8 4 ( J P , A )

特開平 1 0 - 2 0 3 4 6 7 ( J P , A )

特開平 1 0 - 2 4 3 9 7 9 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A63B 22/06

A61H 1/02

A63B 24/00