

(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2007-325903

(P2007-325903A)

(43) 公開日 平成19年12月20日(2007.12.20)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 3 B 23/04 (2006.01)	A 6 3 B 23/04	A
A 6 3 B 71/06 (2006.01)	A 6 3 B 23/04	C
	A 6 3 B 71/06	J

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2006-202615 (P2006-202615)	(71) 出願人	304028726 国立大学法人 大分大学 大分県大分市大字旦野原 7 〇 〇 番地
(22) 出願日	平成18年7月25日 (2006. 7. 25)	(72) 発明者	今戸 啓二 大分県大分市大字旦野原 7 〇 〇 番地国立大 学法人大分大学内
(31) 優先権主張番号	特願2006-134232 (P2006-134232)	(72) 発明者	三浦 篤義 大分県大分市大字旦野原 7 〇 〇 番地国立大 学法人大分大学内
(32) 優先日	平成18年5月12日 (2006. 5. 12)	(72) 発明者	永利 益嗣 大分県大分市大字旦野原 7 〇 〇 番地国立大 学法人大分大学内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	工藤 修治 大分県大分市大字旦野原 7 〇 〇 番地国立大 学法人大分大学内

最終頁に続く

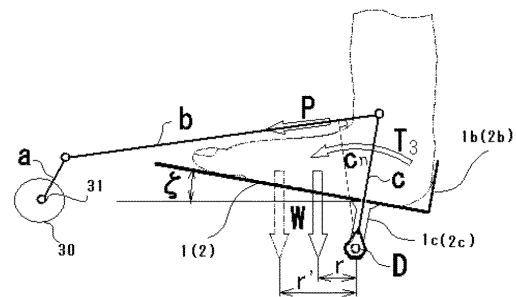
(54) 【発明の名称】 下肢ストレッチ装置

(57) 【要約】

【課題】ペダル板に乗るだけで下肢のストレッチ運動を自動的に行うことが可能な機構を採用し、ペダル板の回転支持軸にかかるトルクの変化から重心の変位を計算し、求めた重心の変位から利用者の柔軟性を定量的に評価・表示する装置を提供するものである。

【解決手段】ペダル板に乗るだけでアキレス腱やふくらはぎを自動的にストレッチする機構を採用し、前記ペダル板に駆動装置の回転力を伝達させるリンク部材に生じる軸力を計測し、これらの情報をパラメータとして重心の変位を計算し、求めた重心の変位から利用者の体の柔軟性を各種の測定値や計算値に基いて定量的に評価・表示する下肢自動ストレッチ装置。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

基部にサポートアームと回転駆動装置と回転支持機構を設置し、利用者が直立状態で両足を乗せるペダル板の踵側の下部を前記回転支持機構の回転支持軸で支持して該ペダル板を該回転支持軸を中心に回転可能にし、前記回転支持機構の回転支持軸に回転伝達アームを固定し、この回転伝達アームにリンクアームを介して前記回転駆動装置の回転駆動アームに連結し、前記回転支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルクを算出する演算回路と、前記演算回路により算出した回転トルクの経時変化を表示する表示装置、又は該回転トルクをペダル板の回転角度（足の背屈角度）との関係で柔軟度を表示する表示装置とを設けたことを特徴とする下肢ストレッチ装置。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、下肢のアキレス腱やふくらはぎをストレッチし、その柔軟性を表示又は評価する下肢ストレッチ装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

各種のスポーツやウェイトトレーニングの準備運動として、あるいは整理運動としてストレッチ体操が普及しつつある。また、運動不足の解消として比較的穏やかな運動としてウォーキングなどが取り入れられている。

20

これらのストレッチ体操やウォーキングにより、筋肉の柔軟性が高まり、関節の可動域が広がり、運動能力が向上する。また、筋肉の収縮、拡大が繰り返されることで血流が増加し、血栓の予防となるとともに疲労の回復にも効果がある。

従来例として特許文献1～特許文献4に示す公知例がある。特許文献1に記載の装置はペダルの角度を可変可能にしておき、可動軸にかかるモーメントをロードセルにて計測して柔軟性を評価する発明である。ただし、ペダルの角度を自動で可変する方法ではないため、自動的にストレッチ運動を行うことはできない。

特許文献2～特許文献4の装置は、自動でペダルの角度が可変する方法を採用しており、自動的にストレッチ運動を行うことができるが評価との関係では記載が無い。特許文献2の装置はモータの回転をウォームギヤでペダルの上下運動に変換し、特許文献4の装置はモータの回転をカム機構でペダルの上下運動に変換している。また、特許文献3の装置は、空気圧を利用してペダルの上下運動を行う方法を採用している。しかし、このいずれも柔軟性の表示や定量評価を行う機能は無い。

30

【特許文献1】特開2000-317013

【特許文献2】登録実用新案第3021043

【特許文献3】特開平4-200481

【特許文献4】特開昭63-147464

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

40

ところが、このようなストレッチ体操やウォーキングは実行に長い時間を必要とするため、多忙な現代では時間の確保が困難となっている。したがって、短時間でストレッチ効果が有り、しかもそれが容易に継続できるストレッチ装置が要求されている。さらに、利用者の希望も多岐になり、このような装置を使用して自らの体の柔軟性を定量的な指標で評価しながら自己の目標値に向けて管理したいとの要求も出ている。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0004】

本発明は、上記の利用者の要求を達成するためになされたものでありその特徴とするところは、基部にサポートアームと回転駆動装置と回転支持機構を設置し、利用者が直立状態で両足を乗せるペダル板の踵側の下部を前記回転支持機構の回転支持軸で支持して該ペダ

50

ル板を該回転支持軸を中心に回動可能にし、前記回動支持機構の回転支持軸に回転伝達アームを固定し、この回転伝達アームにリンクアームを介して前記回転駆動装置の回転駆動アームに連結し、前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルクを算出する演算回路と、前記演算回路により算出した回転トルクの経時変化を表示する表示装置、又は該回転トルクをペダル板の回動角度（足の背屈角度）との関係で柔軟度を表示する表示装置とを設けたことを特徴とする下肢ストレッチ装置にある。

【発明の効果】

【0005】

本発明の下肢ストレッチ装置は、並行回動する一対のペダル板、又は一体物のペダル板に両足で乗り、ペダル板の回動角度範囲や使用時間等を任意に設定して運転するだけで自動的に下肢の足関節を底背屈させアキレス腱やふくらはぎのストレッチ運動を効率的に行うことができると共に、血栓の主な発生部位である下肢の血流を促進するものである。またペダル板の所定角度回動中にペダル板の回動支持軸にかかる回転トルクの変化とペダル板の回動角度との関係等を利用者の身体の柔軟性の評価指標として定量的に表示することにより利用者は、ストレッチの効果を目視により直接確認することができ、日頃の健康管理に役立てる等の継続的效果を生み、多くの人の利用促進につながるものと期待される。また本発明の下肢ストレッチ装置は、評価のなされた柔軟性レベルに応じたストレッチ運動をプログラム制御（ペダル板の回転角・速度、運動時間）することも容易に可能である。

10

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0006】

1. 本発明の原理原則

図3に示す本発明の主要機構部の力学モデルに基づいて本発明の原理原則を説明する。

図3において、本発明の下肢ストレッチ装置は、ペダル板1(2)が回転伝達アームcに固定されており、回転伝達アームcが床から垂直に位置し、すなわちペダル板1(2)が水平に位置するとき、ペダル板1(2)にかかる荷重Wと重心位置rを計測し、これらを基点の1例とする。この時の重心位置r（回転支持軸Dからの距離で表示）は回転支持軸Dに近くにすれば回転伝達アームcにかかる回転トルクが小さくなり駆動装置の負荷を軽減することができる。

最初は、回転支持軸Dから距離rの位置にあった荷重Wの作用線は、ペダル板の回転角度（足関節の背屈角度）が大きくなれば下肢のストレッチに伴う足底の接触圧分布の変化のため、圧力中心は爪先方向へ移動してr'になる。足底の接触圧変化は下肢の柔軟性に依存するため、背屈角と重心位置rの関係を調べることで下肢の柔軟性を定量的に評価することができる。すなわち下肢筋肉等の固い人ほど重心位置r'は大きく、逆に柔らかい人は重心位置rから重心位置r'の変化量は小さい。

30

荷重Wによる回転支持軸Dの回りの回転トルクを $T_3$ 、リンクアームbの軸力をP、回転支持軸Dからリンクアームbまでの垂線の距離を $C_n$ とすると、回転支持軸Dの回りのモーメント $T_3$ は数1で算出し、

【0007】

【数1】

$$T_3 = P \cdot C_n = W \cdot r$$

40

軸力Pはひずみゲージなどの力センサーで検出でき、 $C_n$ は各リンク長さと傾きで幾何学的に計算できるため、重心位置rの大きさは数2で算出できる。

【0008】

【数2】

$$r = P \cdot C_n / W$$

これまでの実験から体の筋肉等の固い人は、足関節の背屈角度の変化に伴う重心位置rの変化の大きいことが分かっている。

50

また本装置で数分間ストレッチを行えば柔軟性が増して重心位置 $r$ の変化が小さくなることを確認している。

数2で求めた重心位置 $r$ は次元があり、人の足の大きさによる影響を受ける。そこで、実際には各人の足の大きさ $L_f$ で除して、無次元化した数3により算出した無次元化重心位置 $r^*$ を使う方がよい。

【0009】

【数3】

$$r^* = P \cdot C_n / W / L_f$$

尚、軸力 $P$ を検出するアームとしてリンクアーム42を例にしているが、他に回転伝達アーム $c$ 、回転駆動アーム $a$ でもよい。

【実施例1】

【0010】

以下、本発明の実施例1を図面に基づいて説明する。

1. 本例の下肢ストレッチ装置の機構構造等の概要説明。

図1は、本実施例の全体斜視図である。図1において、本実施例の下肢ストレッチ装置は、両足を載置させる左右一对のペダル板1、2と、このペダル板1、2を並行回動させる回転駆動装置の電動モータ30と、この電動モータ30の回転動力をペダル板1、2に伝達するリンク機構40とペダル板用の回動支持機構を主要構成部とし、これをワンユニットとして基部であるベースフレーム5に設置する。また前記ベースフレーム5はサポートアーム6を一体的に設け、側面的に見てベースフレームとサポートアーム6がL字型をなしている。サポートアーム6の上部バーには、操作パネル7を設けこれには、起動ボタン71、停止ボタン72およびストレッチ強度調整用の回動角度範囲設定ダイヤル73と電動モータ回転速度設定器74、更にタイマー75があり、これらに適宜な値を任意に設定し誰でも簡単に操作が可能である。

例えば、回動角度範囲設定ダイヤル73は、予めペダル板の回動角度を設定し、これと回転支持軸44に設けた図2の回動角度検出器101aに接続して実測値を導入し、該設定値と実測値を比較して電動モータ30を設定値に制御する。

利用者は、ペダル板1、2の上に足を乗せ、電動モータ30を駆動させれば、その動力がリンク機構40を介してペダル板1、2に伝達し、これを所定角度回動させ、下肢の足関節を底背屈させることで下肢のアキレス腱やふくらはぎをストレッチするものである。

【0011】

2. 本例の下肢ストレッチ装置の機構構造等の詳細説明。

図2は、本実施例の主要機構部の側面図である。

図2において、ペダル板1、2は、回転支持軸44の位置を人が乗り易いように低い位置にしてある。一方、電動モータの回転軸31は、回転駆動アーム41が回転するためやや高い位置にある。また、ペダル板1、2は、足底の接触面には滑り止めシート1a、2aを貼り付け、後端部に踵の後ろを支える止め具1b、2bを設置し、踵の直下部にはペダル板用の回動支持機構を設ける。ペダル板用の回動支持機構は、支持桁1c、2cをペダル板に固定接続し、この支持桁1c、2cをペダル板回動用の回転支持軸44に固定支持し、回転支持軸44は軸受44a、44bで位置固定したものである。

下肢ストレッチ装置のリンク機構40は、一对のペダル板1、2の間に配置し、電動モータ30の回転軸31に一端を固定した回転駆動アーム41と、この回転駆動アーム41の動力伝達側の他端と被伝達側の一端を軸接合したリンクアーム42と、このリンクアーム42の動力伝達側の他端と被伝達側の一端を軸接合し他端は電動モータ30の回転軸31と平行に配置の前記回転支持軸44に固定支持した回転伝達アーム43とから構成した4節のリンク機構40にしてある。該回転伝達アーム43は電動モータ30の回転により回転支持軸44を中心にした円弧軌跡上を所定角度回動する。

【0012】

3. 本例の下肢ストレッチ装置の評価装置の詳細説明。

10

20

30

40

50

図1と図2において、下肢ストレッチ装置の評価装置100は、軸力センサー102と、演算回路103と、表示装置104から構成する。

軸力センサー102は、ペダル板の回動角度に応じてリンクアーム42に生じる軸力を検出する歪ゲージ等でありその検出値 $P$ を重心位置算出演算回路103に導入する。演算回路103は、前記軸力検出値と回転支持軸44からリンクアーム42への垂線距離 $C_n$ 、体重 $W$ 等からペダル板1、2の回転軸にかかる回転トルク $T_3$  ( $P \cdot C_n$ )とモーメント( $W \cdot r$ )を求めペダル板に乗った人の重心位置 $r$  ( $P \cdot C_n / W$ )の変化等を算出する。表示装置104は、表示例として、回転トルク $T_3$ とペダル板回転角度との変化表示、ペダル板に乗った人の重心位置 $r$  ( $P \cdot C_n / W$ )の変化、前記軸力(歪ゲージ等でありその検出値) $P$ 、ペダル板の回動角度の変化、血流変化、垂線距離 $C_n$ の変化等を単独或いは複数を組み合わせてそのグラフを印字表示又は画面表示等をする。本例の具体例としては、後述する図4～図11に示すグラフを切り替え画面表示する。

10

<作用効果>

【0013】

図3と図4～図11により本実施例の作用効果を説明する。

図4にペダル回動角度すなわち背屈角度の時間的変化の一例を示す。回動角度の大きさは操作パネル上の回動角度範囲調節などの強度調整ダイヤルにより調整する。

図5に幾何学的計算より求めた背屈角度と回転支持軸Dからリンクアームbまでの垂線距離 $C_n$ の関係を示す。図3の回転駆動アームaや回転伝達アームCの長さを変えたとループ形状も当然違ったものになる。図5は図3の回転駆動アームaを、時計回りに一回転させた場合の結果である。これらの計算結果よりペダル板の任意位置での $c_n$ を求めることができ、数2より重心位置 $r$ を得ることができる。

20

図6は体重 $W=68$  kgの人が装置によるストレッチ運動を始めた直後の軸力 $P$ と背屈角度の変化を示す。軸力 $P$ は背屈角度の変化に伴い変動しており、ペダル上で立位バランスを保持しようとして複雑に変化しており、背屈角度の増加とともに軸力 $P$ も大きくなるのが分かる。図7と図8は体の固い人と柔らかい人の前記の無次元化重心位置(無次元化モーメント $\mu$ ) $r^*$ を経時的な変化(図7)と背屈角度の変化(図8)との関係で比較したものである。体の固い人の無次元化重心位置 $r^*$ は、柔らかい人の無次元化重心位置 $r^*$ に比べてその平均値と振幅は明らかに大きく、無次元化重心位置 $r^*$ は体の柔軟性を定量的に表す指標として利用できることがわかる。無次元化重心位置 $r^*$ の大きさを予め目標値として装置に記憶させておけば、乗る人の体の固さに合わせたストレッチ強度を装置が自動的に選択してストレッチを実施させることもできる。

30

図9、図10は背屈角度の変化に伴う血流量の変化を示している。血流はレザ血流計を利用して足関節付近で測定した。図9はペダル板を上げて静止させた場合の結果であり、図10はペダル板を回動させた場合の結果である。これらより血流はペダルの運動に連動して大きく変動しており、ペダル板を動かすことで血流が促進されることが分かる。したがって静的ストレッチでは血流促進効果の全くないことが分かる。

図11は、足関節モーメントが0(無限の柔軟性がある場合)の場合と、人がペダルに乗った場合のリンク軸力変化曲線の比較をした結果を示すグラフである。

生体では足関節モーメントがあるため、リンクアーム42(図3のb)の軸力変化曲線は必ず足関節モーメントが0である場合の理論曲線より上になる。したがって斜線部の面積の大きさを評価することで、下肢の柔軟性を定量的に一つの数値で表すことが出来る。この柔軟性は、数1を使って軸力 $P$ をトルク $T_3$ に変換して表しさえすれば斜線部の面積は足関節を背屈するのに消費されたエネルギーを表すことになり実施例2では柔軟度測定値表示器761に表示している通り、物理的にも明確な意味を持つ。

40

【実施例2】

【0014】

以下、本発明の実施例2を図面に基づいて説明する。

1. 本例の下肢ストレッチ装置の機構構造等の概要説明。

図12は、本発明の実施例2を示す概要側面説明図であり、図13は同概要正面説明図で

50

あり、図14は、同概要平面説明図であり、図15は、同概要背面説明図である

図12、図13、図14、図15において、本実施例2の下肢ストレッチ装置は、踵ストッパー103、104付の両足載置用の左右一对のペダル板101、201と、このペダル板101、201を回動させる駆動源とするカバー901内に収容した電動モータ301と、この電動モータ301の回転動力をペダル板101、201に伝達するリンク機構401とを主要構成部とし、これをワンユニットとしてベースフレーム501上に設置し、また前記ベースフレーム501には安全のためのサポートバー601を設置してある。サポートバー601は、正面から見て逆U字型にし、側面から見てベースフレーム501の後部から前方に湾曲立上げさせベースフレームとで逆L字型をなしている。すなわちサポートバー601は、ペダル板101、201上に乗った利用者の左右両側方に、左右両側バー部602、603を斜めに湾曲させて位置させ、その下部の足604、605はベースフレーム501の後端部から前端部に亘っての左右両側に固定し、上端の横バー部604を前方上に張り出してペダル板101、201上に乗った利用者の胸前方に位置させる。これでペダル板101、201上に乗った利用者は、身長や両手の位置に応じた適切な握り位置を左右両側バー部602、603の任意位置に求めることができる。

横バー部604の中央部とベースフレーム501中央部間には操作パネル701付の配線用及び補強用のスタンド800を設け、操作パネル701には電源ボタン702、起動ボタン711、停止ボタン721およびストレッチ強度調整用の回動角度範囲設定ダイヤル731と電動モータ回転速度設定器741、更にタイマー751、回転トルクをペダル板の回動角度(足の背屈角度)との関係で柔軟度を表示する柔軟度測定値表示器761、動作時間表示器781があり、これらに利用者の年齢、性別、健康状態、過去の利用データ等により適宜な値を任意に設定し誰でも簡単に操作が可能である。

例えば、回動角度範囲設定ダイヤル731は、予めペダル板101、201の回動角度を設定し、これと回転支持軸441に設けた回動角度検出器(図2の101a)に接続して実測値を導入し、該設定値と実測値を比較して電動モータ301を設定値に制御する。

利用者は、ペダル板101、201の上に足を乗せ、電動モータ301を駆動させれば、その動力がリンク機構401を介してペダル板101、201に伝達し、これを同時に所定角度回動させ、下肢の足関節を底背屈させることで下肢のアキレス腱やふくらはぎをストレッチするものである。

この実施例2におけるその他の詳細部分は、実施例1と同様なのでその構成と作用効果の説明を省略する。

【産業上の利用可能性】

【0015】

本発明は、前記の優れた効果を呈し、「柔軟性評価装置」及び「ふくらはぎストレッチ装置」として各種スポーツ施設や、個人の健康管理用具として利用され、この種の産業における利用可能性は多大なものがある。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施例1を示す概要図斜視説明図である。

【図2】本発明の実施例1を示す図1の矢視A-Aからの側断面説明図である。

【図3】本発明の原理を説明する図である。

【図4】ペダル角度の時間的変化を示すグラフである。

【図5】背屈角度と垂線距離 $C_n$ の関係を示すグラフである。

【図6】背屈角度と軸力 $P$ の関係を示すグラフである。

【図7】体の固い人と柔らかい人の無次元化重心位置(モメント $A \cdot \mu$ ) $r^*$ の相違を経時的変化により示すグラフである。

【図8】体の固い人と柔らかい人の無次元化重心位置(モメント $A \cdot \mu$ ) $r^*$ の相違を背屈角度に伴う変化により示すグラフである。

【図9】ペダル回動角度位置による血液流量の変化を示すグラフである。

【図10】ペダル回動角度を繰返し変化させた時の血液流量の変化を示すグラフである。

【図11】足関節モメントが0(無限の柔軟性がある場合)の場合と、人がペダルに乗

10

20

30

40

50

った場合のリンク軸力変化曲線の比較をした結果を示すグラフである。

【図 1 2】本発明の実施例2を示す概要側面説明図である。

【図 1 3】実施例2の概要正面説明図である。

【図 1 4】実施例2の概要平面説明図である。

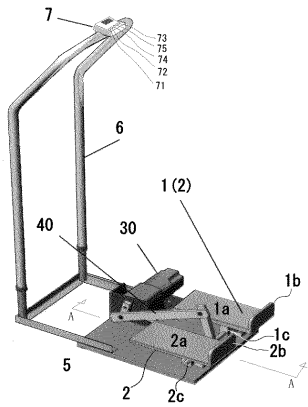
【図 1 5】実施例2の概要背面説明図であり一部を拡大してある。

【符号の説明】

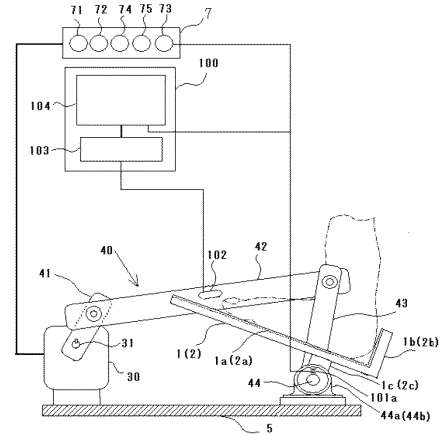
【 0 0 1 7 】

1、 2	左右一対のペダル板	
1b、 2b	止め具	
1c、 2c	支持桁	10
5	ベースフレーム	
30	電動モータ	
40	リンク機構	
31	回転軸	
41	回転駆動アーム	
42	リンクアーム	
43	回転伝達アーム	
44	回転支持軸	
44a、 44b	軸受	
71	起動ボタン、	20
72	停止ボタン	
73	回動角度範囲設定ダイヤル	
74	電動モータ回転速度設定器	
75	タイマー	
102	軸力センサー	
103	重心位置算出演算回路	
104	表示装置	
101a	回動角度検出器	

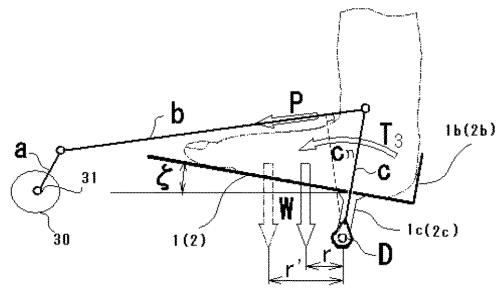
【 図 1 】



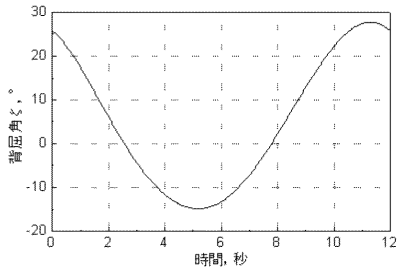
【 図 2 】



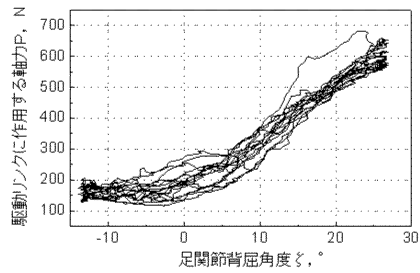
【 図 3 】



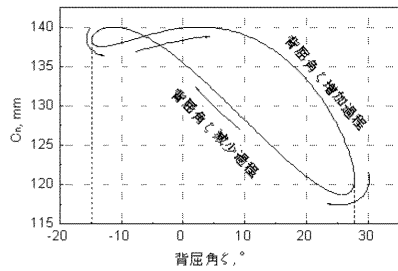
【 図 4 】



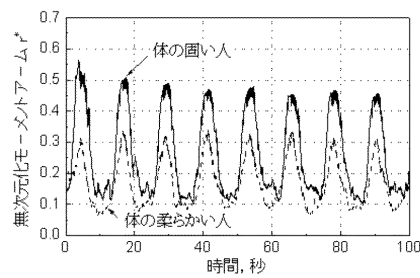
【 図 6 】



【 図 5 】

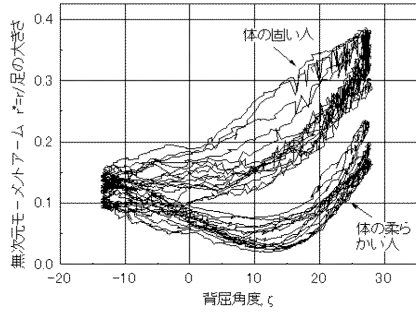


【 図 7 】

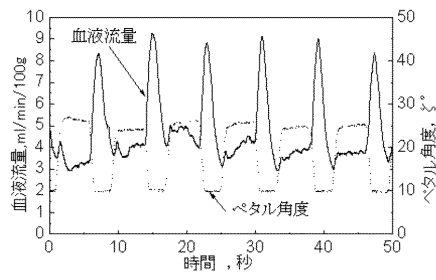




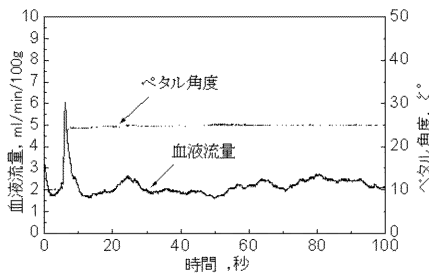
【 図 8 】



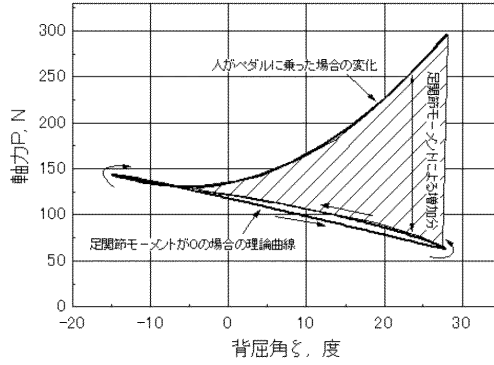
【 図 10 】



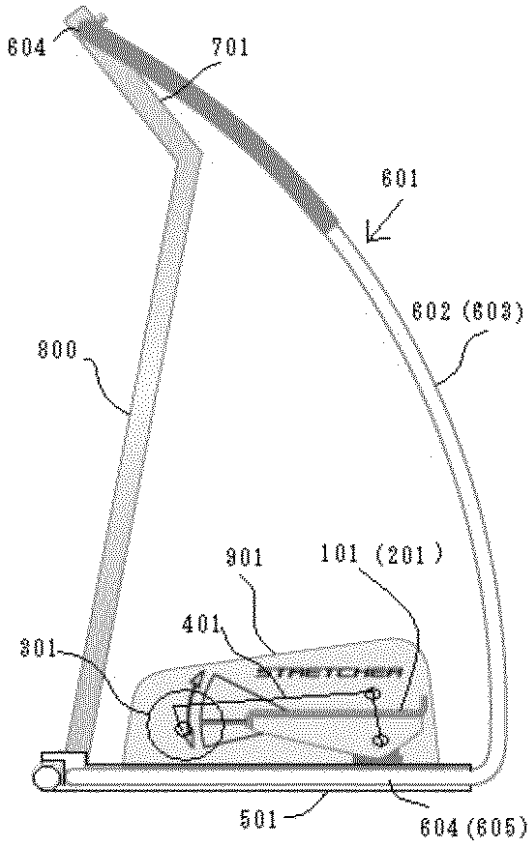
【 図 9 】



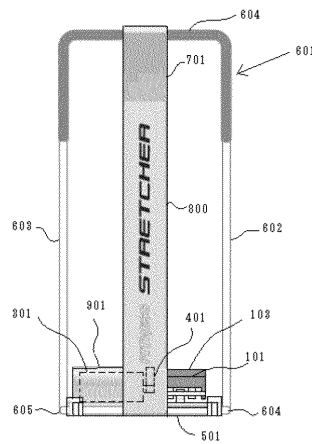
【 図 11 】



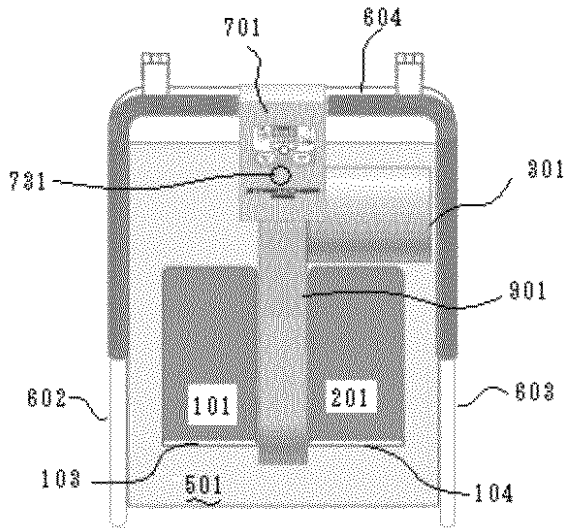
【 図 12 】



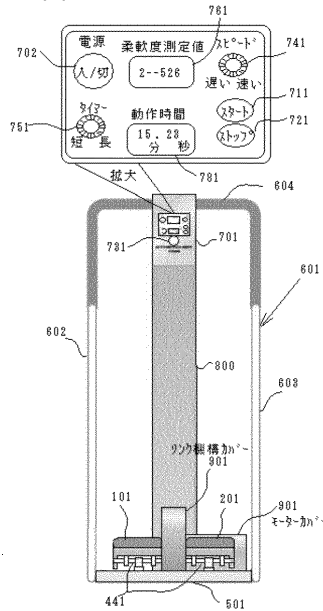
【 図 13 】



【図14】



【図15】



【手続補正書】

【提出日】平成19年2月19日(2007.2.19)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

サポートアームを有する基部において、利用者の両足載置用のペダル板と、このペダル板の両足踵が乗る部分の直下を回転支持軸で支持する回動支持機構と、前記回動支持機構の回転支持軸に一端を固定した回転伝達アームと、前記回転伝達アームの他端に一端を軸接合したリンクアームと、前記リンクアームの他端に一端を軸接合した回転駆動アームと、前記回転駆動アームの他端に回転軸を固定した電動モーターと、前記ペダル板の回動角度を検出する回動角度検出器と、前記リンクアームに掛かる軸力Pを検出する軸力センサーと、ペダル板にかかる荷重Wと前記リンクアームの軸力Pと前記回転支持軸から前記リンクアームまでの垂線の距離Cnと前記回転支持軸からの重心位置までの距離rにより前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルクT3を算出する演算回路と、前記演算回路により算出した回転トルクT3と前記回動角度検出器から回動角度を導入し回動角度をペダル板に乗せた両足の背屈角度としその変化に伴う回転トルクT3又は前記軸力Pの変化との関係で下肢の柔軟性を表示する表示装置とを設けたことを特徴とする下肢ストレッチ装置。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

本発明は、上記の利用者の要求を達成するためになされたものでありその特徴とするところは、次の(1)の通りである。

(1)、サポートアームを有する基部において、利用者の両足載置用のペダル板と、このペダル板の両足踵が乗る部分の直下を回転支持軸で支持する回動支持機構と、前記回動支持機構の回転支持軸に一端を固定した回転伝達アームと、前記回転伝達アームの他端に一端を軸接合したリンクアームと、前記リンクアームの他端に一端を軸接合した回転駆動アームと、前記回転駆動アームの他端に回転軸を固定した電動モーターと、前記ペダル板の回動角度を検出する回動角度検出器と、前記リンクアームに掛かる軸力Pを検出する軸力センサーと、ペダル板にかかる荷重Wと前記リンクアームの軸力Pと前記回転支持軸から前記リンクアームまでの垂線の距離Cnと前記回転支持軸からの重心位置までの距離rにより前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルクT3を算出する演算回路と、前記演算回路により算出した回転トルクT3と前記回動角度検出器から回動角度を導入し回動角度をペダル板に乗せた両足の背屈角度としその変化に伴う回転トルクT3又は前記軸力Pの変化との関係で下肢の柔軟性を表示する表示装置とを設けたことを特徴とする下肢ストレッチ装置。

【手続補正書】

【提出日】平成19年8月10日(2007.8.10)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

サポートアームを有する基部において、立位の利用者の左右の両足を揃えて乗せる一体物又は一对に分離したペダル板と、このペダル板の両足踵が乗る部分の直下に固定した支持桁を回転支持軸で固定支持する回動支持機構と、前記回動支持機構の回転支持軸に一端を固定し回転支持軸を介して前記ペダル板を回動させる回転伝達アームと、前記回転伝達アームの他端に一端を軸接合したリンクアームと、前記リンクアームの他端に一端を軸接合した回転駆動アームと、前記回転駆動アームの他端に回転軸を固定した電動モーターと、前記ペダル板の回動角度を検出する回動角度検出器と、前記リンクアームに設けられ同リンクアームに掛かる軸力Pを検出する軸力センサーとを設置し、更に次の(1)の演算回路と表示装置を設けるか又は(2)の演算回路と表示装置とを設けてなる下肢ストレッチ装置。

(1)、各リンク長さ及び傾きで幾何学的に求めた前記回転支持軸から前記リンクアームまでの垂直距離Cnと前記リンクアームの軸力Pとにより前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルクT3を算出する演算回路と、前記回動角度検出器からの回動角度をペダル板に乗せた両足関節の背屈角度とし、背屈角度と前記軸力P又は回転トルクT3との関係により描く前記軸力P又は回転トルクT3の変化曲線と足関節モーメントが0である場合に描く前記軸力P又は回転トルクT3の変化曲線とにより形成する図形の面積を数値として求めてその数値で下肢の柔軟性を表示する表示装置。

(2)、各リンク長さ及び傾きで幾何学的に求めた前記回転支持軸から前記リンクアームまでの垂直距離Cnと前記リンクアームの軸力Pとにより前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルクT3を算出し、この回転トルクT3(P・Cn)を利用者の体重Wと足の大きさLFで除して利用者の無次元化重心位置r\*を算出する演算回路と、前記回動角度検出器からの回動角度をペダル板に乗せた両足関節の背屈角度とし、背屈角度と

前記利用者の無次元化重心位置  $r^*$  との関係、又は背屈角度 と前記軸力  $P$  との関係、又は背屈角度 と前記回転トルク  $T_3$  との関係の図形により下肢の柔軟性を表示する表示装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、下肢のアキレス腱やふくらはぎをストレッチし、その柔軟性を表示又は評価する下肢ストレッチ装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

各種のスポーツやウェイトトレーニングの準備運動として、あるいは整理運動としてストレッチ体操が普及しつつある。また、運動不足の解消として比較的穏やかな運動としてウォーキングなどが取り入れられている。

これらのストレッチ体操やウォーキングにより、筋肉の柔軟性が高まり、関節の可動域が広がり、運動能力が向上する。また、筋肉の収縮、拡大が繰り返されることで血流が増加し、血栓の予防となるとともに疲労の回復にも効果がある。

従来例として特許文献 1～特許文献 4 に示す公知例がある。特許文献 1 に記載の装置はペダルの角度を可変可能にしておき、可動軸にかかるモーメントをロードセルにて計測して柔軟性を評価する発明である。ただし、ペダルの角度を自動で可変する方法ではないため、自動的にストレッチ運動を行うことはできない。

特許文献 2～特許文献 4 の装置は、自動でペダルの角度が可変する方法を採用しており、自動的にストレッチ運動を行うことができるが評価との関係では記載が無い。特許文献 2 の装置はモータの回転をウォームギヤでペダルの上下運動に変換し、特許文献 4 の装置はモータの回転をカム機構でペダルの上下運動に変換している。また、特許文献 3 の装置は、空気圧を利用してペダルの上下運動を行う方法を採用している。しかし、このいずれも柔軟性の表示や定量的な評価を行う機能は無い。

【特許文献 1】特開 2000-317013

【特許文献 2】登録実用新案第 3021043

【特許文献 3】特開平 4-200481

【特許文献 4】特開昭 63-147464

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところが、このようなストレッチ体操やウォーキングは実行に長い時間を必要とするため、多忙な現代では時間の確保が困難となっている。したがって、短時間でストレッチ効果が有り、しかもそれが容易に継続できるストレッチ装置が要求されている。さらに、利用者の希望も多岐になり、このような装置を使用して自らの体の柔軟性を定量的な指標で評価しながら自己の目標値に向けて管理したいとの要求も出ている。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明は、上記の利用者の要求を達成するためになされたものでありその特徴とするところは、次の通りである。

サポートアームを有する基部において、立位の利用者の左右の両足を揃えて乗せる一物体又は一対に分離したペダル板と、このペダル板の両足踵が乗る部分の直下に固定した支持桁を回転支持軸で固定支持する回動支持機構と、前記回動支持機構の回転支持軸に一端を固定し回転支持軸を介して前記ペダル板を回動させる回転伝達アームと、前記回転伝達

アームの他端に一端を軸接合したリンクアームと、前記リンクアームの他端に一端を軸接合した回転駆動アームと、前記回転駆動アームの他端に回転軸を固定した電動モーターと、前記ペダル板の回動角度を検出する回動角度検出器と、前記リンクアームに設けられ同リンクアームに掛かる軸力 $P$ を検出する軸力センサーとを設置し、更に次の(1)の演算回路と表示装置を設けるか又は(2)の演算回路と表示装置とを設けてなる下肢ストレッチ装置。

(1)、各リンク長さ $C_n$ と傾きで幾何学的に求めた前記回転支持軸から前記リンクアームまでの垂直距離 $C_n$ と前記リンクアームの軸力 $P$ とにより前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルク $T_3$ を算出する演算回路と、前記回動角度検出器からの回動角度をペダル板に乗せた両足関節の背屈角度とし、背屈角度と前記軸力 $P$ 又は回転トルク $T_3$ との関係により描く前記軸力 $P$ 又は回転トルク $T_3$ の変化曲線と足関節モーメントが0である場合に描く前記軸力 $P$ 又は回転トルク $T_3$ の変化曲線とにより形成する図形の面積を数値として求めてその数値で下肢の柔軟性を表示する表示装置。

(2)、各リンク長さ $C_n$ と傾きで幾何学的に求めた前記回転支持軸から前記リンクアームまでの垂直距離 $C_n$ と前記リンクアームの軸力 $P$ とにより前記回動支持機構の回転支持軸に掛かるペダル板の回転トルク $T_3$ を算出し、この回転トルク $T_3(P \cdot C_n)$ を利用者の体重 $W$ と足の大きさ $LF$ で除して利用者の無次元化重心位置 $r^*$ を算出する演算回路と、前記回動角度検出器からの回動角度をペダル板に乗せた両足関節の背屈角度とし、背屈角度と前記利用者の無次元化重心位置 $r^*$ との関係、又は背屈角度と前記軸力 $P$ との関係、又は背屈角度と前記回転トルク $T_3$ との関係の図形により下肢の柔軟性を表示する表示装置。

【発明の効果】

【0005】

本発明の下肢ストレッチ装置は、所定の回動角度の範囲を揃って往復回動する一对のペダル板、又は所定の回動角度の範囲を往復回動する一体物のペダル板に利用者が左右の両足で乗って立ち、ペダル板の回動角度範囲や使用時間等を任意に設定して運転するだけで自動的に下肢の足関節を底背屈させアキレス腱やふくらはぎのストレッチ運動を効率的に行うことができると共に、血栓の主な発生部位である下肢の血流を促進するものである。

またペダル板の所定角度回動中にペダル板の回動支持軸にかかる回転トルクの変化とペダル板の回動角度との関係等を利用者の身体の柔軟性の評価指標として定量的に表示することにより利用者は、ストレッチの効果を目視により直接確認することができ、日頃の健康管理に役立てる等の継続的效果を生み、多くの人の利用促進につながるものと期待される。また本発明の下肢ストレッチ装置は、評価のなされた柔軟性レベルに応じたストレッチ運動をプログラム制御(ペダル板の回転角・速度、運動時間)することも容易に可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

1. 本発明の原理原則

図3に示す本発明の主要機構部の力学モデルに基づいて本発明の原理原則を説明する。

図3において、本発明の下肢ストレッチ装置は、ペダル板1(2)が回転伝達アーム $c$ に固定され、ペダル板1(2)が水平に位置するとき、ペダル板1(2)にかかる体重 $W$ より重心位置 $r$ を計測し、これらを基点とする。この時の重心位置 $r$ (回転支持軸 $D$ からの距離で表示)は回転支持軸 $D$ の近くにすれば回転伝達アーム $c$ にかかる回転トルクが小さくなり駆動装置の負荷を軽減することができる。

最初は、回転支持軸 $D$ から距離 $r$ の位置にあった体重 $W$ の作用線は、ペダル板の回転角度(足関節の背屈角度)が大きくなれば下肢のストレッチに伴う足底の接触圧分布の変化のため、圧力中心は爪先方向へ移動して $r'$ になる。足底の接触圧変化は下肢の柔軟性に依存するため、背屈角と重心位置 $r$ の関係を調べることで下肢の柔軟性を定量的に評価することができる。すなわち下肢筋肉等の固い人ほど重心位置 $r'$ は大きく、逆に柔らかい人は重心位置 $r$ から重心位置 $r'$ の変化量は小さい。

体重Wによる回転支持軸Dの回りの回転トルクをT3、リンクアームbの軸力をP、回転支持軸Dからリンクアームbまでの垂線の距離をCnとすると、回転支持軸Dの回りの回転トルクT3は数1で算出し、

【0007】

【数1】

$$T3 = P \cdot Cn = W \cdot r$$

軸力Pはひずみゲージなどの力センサーで検出でき、前記垂直距離Cnの長さは、各リンク長さとして幾何学的に計算できるため、重心位置rの大きさは数2で算出できる。

【0008】

【数2】

$$r = P \cdot Cn / W$$

これまでの実験から体の筋肉等の固い人は、足関節の背屈角度の変化に伴う重心位置rの変化の大きいことが分かっている。

また本装置で数分間ストレッチを行えば柔軟性が増して重心位置rの変化が小さくなることを確認している。

下肢筋肉が無限に柔らかくて足関節モーメントが0である理想的な場合は、ペダル板が水平位置（背屈角 = 0）にあるときの重心位置rと利用者の体重Wを使えば、ペダル板が任意角度に傾いた場合の体重Wによる回転トルクT3や軸力Pは、ペダル板が回転支持軸を中心とした円弧運動を行っているため通常の静力学的な計算により一意的に求めることができる。

数2で求めた重心位置rは次元があり、人の足の大きさによる影響を受ける。そこで、実際には各人の足の大きさLfで除して、無次元化した数3により算出した無次元化重心位置r\*を使う方が良い。

【0009】

【数3】

$$r^* = P \cdot Cn / W / Lf$$

【実施例1】

【0010】

以下、本発明の実施例1を図面に基づいて説明する。

1. 本例の下肢ストレッチ装置の機構構造等の概要説明。

図1は、本実施例の全体斜視図である。図1において、本実施例の下肢ストレッチ装置は、立位者が左右の両足を載置させ所定の回動角度の範囲を揃って往復回動させる左右一对のペダル板1、2と、このペダル板1、2を回動させる回転駆動装置の電動モータ30と、この電動モータ30の回転動力をペダル板1、2に伝達するリンク機構40とペダル板用の回動支持機構を主要構成部とし、これをワンユニットとして基部であるベースフレーム5に設置する。また前記ベースフレーム5はサポートアーム6を一体的に設け、側面的に見てベースフレームとサポートアーム6がL字型をなしている。サポートアーム6の上部バーには、操作パネル7を設けこれには、起動ボタン71、停止ボタン72およびストレッチ強度調整用の回動角度範囲設定ダイヤル73と電動モータ回転速度設定器74、更にタイマー75があり、これらに適宜な値を任意に設定し誰でも簡単に操作が可能である。

例えば、回動角度範囲設定ダイヤル73は、予めペダル板の回動角度を設定し、これと回転支持軸44に設けた図2の回動角度検出器101aに接続して実測値を導入し、該設定値と実測値を比較して電動モータ30を設定値に制御する。

利用者は、ペダル板1、2の上に足を乗せ、電動モータ30を駆動させれば、その動力がリンク機構40を介してペダル板1、2に伝達し、これを所定角度回動させ、下肢の足関節を底背屈させることで下肢のアキレス腱やふくらはぎをストレッチするものである。

【0011】

2. 本例の下肢ストレッチ装置の機構構造等の詳細説明。

図2は、本実施例の主要機構部の側面図である。

図2において、ペダル板1、2は、回転支持軸44の位置を人が乗り易いように低い位置にしてある。一方、電動モータの回転軸31は、回転駆動アーム41が回転するためやや高い位置にある。また、ペダル板1、2は、足底の接触面には滑り止めシート1a、2aを貼り付け、後端部に踵の後ろを支える止め具1b、2bを設置し、踵の直下部にはペダル板用の回動支持機構を設ける。ペダル板用の回動支持機構は、支持桁1c、2cをペダル板に固定接続し、この支持桁1c、2cをペダル板回動用の回転支持軸44に固定支持し、回転支持軸44は軸受44a、44bで位置固定したものである。

下肢ストレッチ装置のリンク機構40は、一对のペダル板1、2の間に配置し、電動モータ30の回転軸31に一端を固定した回転駆動アーム41と、この回転駆動アーム41の動力伝達側の他端と被伝達側の一端を軸接合したリンクアーム42と、このリンクアーム42の動力伝達側の他端と被伝達側の一端を軸接合し他端は電動モータ30の回転軸31と平行に配置の前記回転支持軸44に固定支持した回転伝達アーム43とから構成した4節のリンク機構40にしてある。該回転伝達アーム43は電動モータ30の回転により回転支持軸44を中心にした円弧軌跡上を所定角度回転する。

【0012】

3. 本例の下肢ストレッチ装置の評価装置の詳細説明。

図1と図2において、下肢ストレッチ装置の評価装置100は、軸力センサー102と、演算回路103と、表示装置104から構成する。

軸力センサー102は、ペダル板の回動角度に応じてリンクアーム42に生じる軸力を検出する歪ゲージ等でありその検出値 $P$ を重心位置算出演算回路103に導入する。演算回路103は、前記軸力検出値と回転支持軸44からリンクアーム42への垂線距離 $C_n$ 、体重 $W$ 等からペダル板1、2の回転軸にかかる回転トルク $T_3$  ( $P \cdot C_n$ )を求めペダル板に乗った人の重心位置 $r$  ( $P \cdot C_n / W$ )の変化等を算出する。表示装置104は、表示例として、回転トルク $T_3$ とペダル板回転角度との変化表示、ペダル板に乗った人の重心位置 $r$  ( $P \cdot C_n / W$ )の変化、前記軸力(歪ゲージ等からの検出値) $P$ 、ペダル板の回動角度の変化、血流変化、垂線距離 $C_n$ の変化等を単独或いは複数を組み合わせてそのグラフを印字表示又は画面表示等をする。本例の具体例としては、後述する図4～図11に示すグラフを切り替え画面表示する。

<作用効果>

【0013】

図3と図4～図11により本実施例の作用効果を説明する。

図4にペダル回動角度、すなわち背屈角度の時間的変化の一例を示す。回動角度の大きさは操作パネル上の回動角度範囲調節などの強度調整ダイヤルにより調整する。

図5に幾何学的計算より求めた背屈角度と回転支持軸Dからリンクアームbまでの垂線距離 $C_n$ の関係を示す。図3の回転駆動アームaや回転伝達アームcの長さを変えたとル-プ形状も当然違ったものになる。図5は図3の回転駆動アームaを、時計回りに一回転させた場合の結果である。これらの計算結果よりペダル板の任意位置での前記垂線距離 $C_n$ を求めることができ、数2より重心位置 $r$ を得ることができる。

図6は体重 $W=68$  kgの人が装置によるストレッチ運動を始めた直後の軸力 $P$ と背屈角度の変化を示す。軸力 $P$ は背屈角度の変化に伴い変動しており、ペダル上で立位バランスを保持しようとして複雑に変化しており、背屈角度の増加とともに軸力 $P$ も大きくなること分かる。図7と図8は体の固い人と柔らかい人の前記の無次元化重心位置(無次元化モ-メントア-ム) $r^*$ を経時的な変化(図7)と背屈角度の変化(図8)との関係で比較したものである。体の固い人の無次元化重心位置 $r^*$ は、柔らかい人の無次元化重心位置 $r^*$ に比べてその平均値と振幅は明らかに大きく、無次元化重心位置 $r^*$ は体の柔軟性を定量的に表す指標として利用できること分かる。無次元化重心位置 $r^*$ の大きさを予め目標値として装置に記憶させておけば、乗る人の体の固さに合わせたストレッチ強度を装置が自動的に選択してストレッチを実施させることもできる。

図9、図10は背屈角度の変化に伴う血流量の変化を示している。血流はレザ-血流量計を利用して足関節付近で測定した。図9はペダル板を上げて静止させた場合の結果であり、図10はペダル板を回動させた場合の結果である。これらより血流はペダルの運動に連動して大きく変動しており、ペダル板を動かすことで血流が促進されることが分かる。したがって静的ストレッチでは血流促進効果の全くないことが分かる。

図11は、前記した足関節モ-メントが0（無限の柔軟性がある場合）の場合のリンク軸力変化曲線 $P_t$ と、人がペダルに乗った場合に足関節モ-メントによる増加分を示すリンク軸力変化曲線 $P_a$ との比較をした結果を示すグラフである。

生体では足関節モ-メントがあるため、リンクアーム42（図3のb）のリンク軸力変化曲線 $P_a$ は、足関節モ-メントが0である場合の理論曲線のリンク軸力変化曲線 $P_t$ より必ず上になる。したがって図11のリンク軸力変化曲線 $P_a$ とリンク軸力変化曲線 $P_t$ で形成する斜線部の面積の大きさを評価することで、下肢の柔軟性を定量的に一つの数値で表すことが出来る。この柔軟性は、数1を使って軸力 $P$ をトルク $T_3$ に変換して表しさえすれば斜線部の面積は足関節を背屈するのに消費されたエネルギーを表すことになり実施例2では柔軟度測定値表示器761に表示している通り、物理的にも明確な意味を持つ。

#### 【実施例2】

##### 【0014】

以下、本発明の実施例2を図面に基づいて説明する。

#### 1. 本例の下肢ストレッチ装置の機構構造等の概要説明。

図12は、本発明の実施例2を示す概要側面説明図であり、図13は同概要正面説明図であり、図14は、同概要平面説明図であり、図15は、同概要背面説明図である。図12、図13、図14、図15において、本実施例2の下肢ストレッチ装置は、踵ストッパー103、104付の両足載置用の左右一対のペダル板101、201と、このペダル板101、201を所定の回動角度の範囲を揃って往復回動させる駆動源とするカバー901内に収容した電動モータ301と、この電動モータ301の回転動力をペダル板101、201に伝達するリンク機構401とを主要構成部とし、これをワンユニットとしてベースフレーム501上に設置し、また前記ベースフレーム501には安全のためのサポートバー601を設置してある。サポートバー601は、正面から見て逆U字型にし、側面から見てベースフレーム501の後部から前方に湾曲立上げさせベースフレームとで逆L字型をなしている。すなわちサポートバー601は、ペダル板101、201上に乗った利用者の左右両側方に、左右両側バー部602、603を斜めに湾曲させて位置させ、その下部の足604、605はベースフレーム501の後端部から前端部に亘っての左右両側に固定し、上端の横バー部604を前方上に張り出してペダル板101、201上に乗った利用者の胸前方に位置させる。これでペダル板101、201上に乗った利用者は、身長や両手の位置に応じた適切な握り位置を左右両側バー部602、603の任意位置に求めることができる。

横バー部604の中央部とベースフレーム501中央部間には操作パネル701付の配線用及び補強用のスタンド800を設け、操作パネル701には電源ボタン702、起動ボタン711、停止ボタン721およびストレッチ強度調整用の回動角度範囲設定ダイヤル731と電動モータ回転速度設定器741、更にタイマー751、回転トルクをペダル板の回動角度（足の背屈角度）との関係で柔軟度を表示する柔軟度測定値表示器761、動作時間表示器781があり、これらに利用者の年齢、性別、健康状態、過去の利用データ等により適宜な値を任意に設定し誰でも簡単に操作が可能である。

例えば、回動角度範囲設定ダイヤル731は、予めペダル板101、201の回動角度を設定し、これと回転支持軸441に設けた回動角度検出器（図2の101a）に接続して実測値を導入し、該設定値と実測値を比較して電動モータ301を設定値に制御する。

利用者は、ペダル板101、201の上に足を乗せ、電動モータ301を駆動させれば、その動力がリンク機構401を介してペダル板101、201に伝達し、これを同時に所定角度回動させ、下肢の足関節を底背屈させることで下肢のアキレス腱やふくらはぎをストレッチするものである。

この実施例2におけるその他の詳細部分は、実施例1と同様なのでその構成と作用効果の



説明を省略する。

【産業上の利用可能性】

【0015】

本発明は、前記の優れた効果を呈し、「柔軟性評価装置」及び「ふくらはぎストレッチ装置」として各種スポーツ施設や、個人の健康管理用具として利用され、この種の産業における利用可能性は多大なものがある。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施例1を示す概要図斜視説明図である。

【図2】本発明の実施例1を示す図1の矢視A-Aからの側断面説明図である。

【図3】本発明の原理を説明する図である。

【図4】ペダル角度の時間的変化を示すグラフである。

【図5】背屈角度と垂線距離 $C_n$ の関係を示すグラフである。

【図6】背屈角度と軸力 $P$ の関係を示すグラフである。

【図7】体の固い人と柔らかい人の無次元化重心位置(モ-メント $A-\mu$ ) $r^*$ の相違を経時的変化により示すグラフである。

【図8】体の固い人と柔らかい人の無次元化重心位置(モ-メント $A-\mu$ ) $r^*$ の相違を背屈角度に伴う変化により示すグラフである。

【図9】ペダル回動角度位置による血液流量の変化を示すグラフである。

【図10】ペダル回動角度を繰返し変化させた時の血液流量の変化を示すグラフである。

【図11】足関節モ-メントが0(無限の柔軟性がある場合)の場合と、人がペダルに乗った場合のリンク軸力変化曲線の比較をした結果を示すグラフである。

【図12】本発明の実施例2を示す概要側面説明図である。

【図13】実施例2の概要正面説明図である。

【図14】実施例2の概要平面説明図である。

【図15】実施例2の概要背面説明図である。

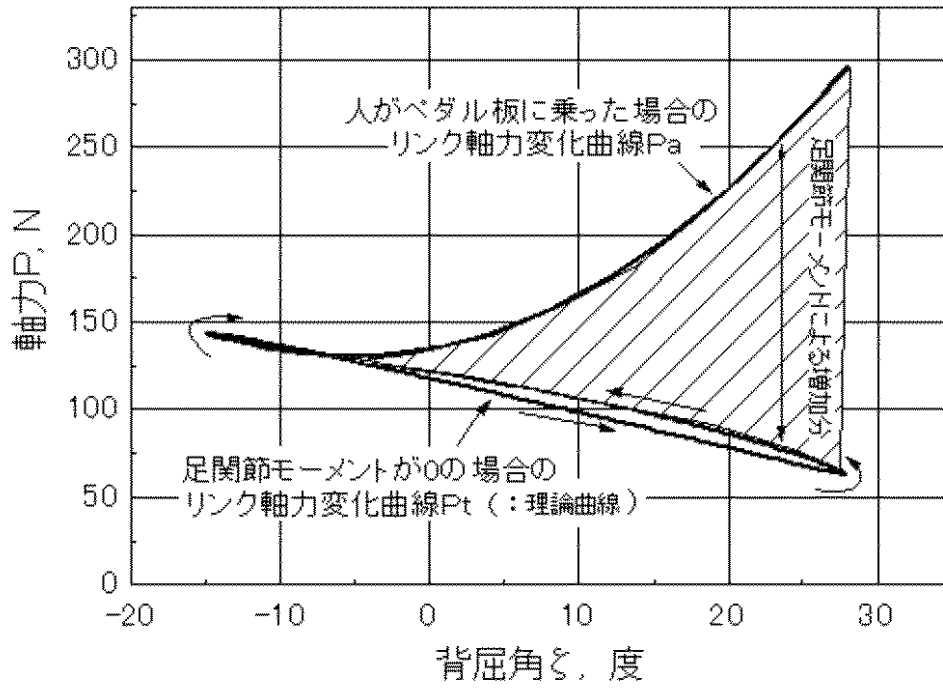
【符号の説明】

【0017】

- |         |              |
|---------|--------------|
| 1、2     | 左右一対のペダル板    |
| 1b、2b   | 止め具          |
| 1c、2c   | 支持桁          |
| 5       | ベースフレーム      |
| 30      | 電動モータ        |
| 40      | リンク機構        |
| 31      | 回転軸          |
| 41      | 回転駆動アーム      |
| 42      | リンクアーム       |
| 43      | 回転伝達アーム      |
| 44      | 回転支持軸        |
| 44a、44b | 軸受           |
| 71      | 起動ボタン、       |
| 72      | 停止ボタン        |
| 73      | 回動角度範囲設定ダイヤル |
| 74      | 電動モータ回転速度設定器 |
| 75      | タイマー         |
| 102     | 軸力センサー       |
| 103     | 重心位置算出演算回路   |
| 104     | 表示装置         |
| 101a    | 回動角度検出器      |

【手続補正3】

- 【補正対象書類名】図面
- 【補正対象項目名】図 1 1
- 【補正方法】変更
- 【補正の内容】
- 【図 1 1】



フロントページの続き

(72)発明者 後藤 英文  
東京都渋谷区猿楽町30-8