

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

足の甲及び足の裏の少なくとも一方に接触するように構成された指向性振動器と、歩行周期の所定の位相で行なう足の底屈動作及び背屈動作に同調させて、前記指向性振動器に非対称波形の振動を発生させ、動かすべき足に動作方向と動作タイミングとを感知させて足の底屈動作及び背屈動作を指示する振動制御器とを有することを特徴とする歩行補助機。

【請求項 2】

前記振動制御器が、所望の歩行動作となるように予め作成されたプログラムに基づいて、前記非対称波形の振動を制御して発生させることを特徴とする請求項 1 に記載の歩行補助機。

【請求項 3】

前記歩行補助器は、歩行周期中の足の底屈動作及び背屈動作の動作タイミングとなる所定の位相を検知するためのセンサーをさらに有し、前記振動制御器は前記センサーを用いて取得された位相に基づいて、前記非対称波形の振動を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の歩行補助機。

【請求項 4】

前記センサーは、歩行周期中の足裏の加圧状態を検知する圧力センサー、足の角度を検知する角度センサー、又は足の加速度を検知する加速度センサーのいずれかであることを特徴とする請求項 3 に記載の歩行補助機。

【請求項 5】

前記センサーは前記圧力センサーであり、前記圧力センサーが、足裏の踵側とつま先側に對となるように構成され、前記振動制御器は、踵側とつま先側の両者の加圧状態に基づいて、前記非対称波形の振動を制御することを特徴とする請求項 4 に記載の歩行補助機。

【請求項 6】

複数の指向性振動器が、足の甲側及び足の裏側にそれぞれ接触するように構成され、前記複数の指向性振動器が同期して足に動作方向と動作タイミングとを感知させるように、前記振動制御器がそれぞれの指向性振動器の非対称波形の振動を制御することを特徴とする請求項 1 ～ 5 の何れか 1 項に記載の歩行補助機。

【請求項 7】

前記非対称波形の振動は、足の底屈動作又は背屈動作における足の動作方向と同方向の波形が多く、足の動作方向と反対方向の波形が少なくなるように、前記振動制御器により制御されていることを特徴とする請求項 1 ～ 6 の何れか 1 項に記載の歩行補助機。

【請求項 8】

前記足の動作方向と同方向の波形と、前記足の動作方向と反対方向の波形は、同等の波形強度を有するように前記振動制御器により制御されていることを特徴とする請求項 7 に記載の歩行補助機。

【請求項 9】

前記振動制御器は、正弦波の波形を反転することで生成した非対称の振動発生信号を前記指向性振動器に与えることで、前記指向性振動器が非対称波形の振動を発生することを特徴とする請求項 1 ～ 8 の何れか 1 項に記載の歩行補助機。

【請求項 10】

請求項 1 ～ 9 の何れか 1 項に記載の歩行補助機が装着された履物。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、歩行動作の支援を行なうための歩行補助機に関するものである。

【背景技術】

【0002】

基本的な歩行動作は、上げた脚を踏み出して踵から着地し (heel strike: 踵接地期)、踵

10

20

30

40

50

・つま先を着地し（loading response:荷重応答期）、上半身を前向きに荷重移動し脚を真っすぐにして立ち（mid stance:立脚中期）、踵を浮かしつま先に荷重移動し（terminal stance:立脚終期）、地面を蹴ってつま先を浮かし始め（pre swing:前遊脚期）、つま先を浮かして足を上げ（toe off:遊脚初期）、足を踏み出し（mid swing:遊脚中期）、踵を着くように足を前に進める（Terminal swing:遊脚終期）という歩行周期を、左右脚で交互に繰り返すことによって行なわれる。

【0003】

このような歩行動作の中で、健常人・若者であっても疲れればつま先を上げ辛くなり躓きそうになるところ、高齢者の場合は尚更不完全な歩行動作となりやすい。しかも、このような高齢者は、数歩であっても自分でつま先と踵の動作方向と動作タイミングとを取れないことがあり、繰返して正常に近い歩行周期で比較的長い距離を歩行するのは困難を伴うことがある。

【0004】

高齢者の健康維持を目的とする運動促進や、下肢障がい者やリハビリテーション患者の歩行をサポートするのに、様々な歩行支援システムが開示されている。

【0005】

例えば、特許文献1に、装着者の足関節の回動動作を補助する歩行動作補助装置に関する技術が開示されている。この歩行動作補助装置は、駆動モータにより足関節に対して同軸的に回動動作可能となっている。歩行周期における時系列的な足関節角度の変化を表す基本動作パターンが記憶されており、操作者の入力に基づいて基本動作パターンを修正して修正動作パターンを生成し、制御装置が修正動作パターンに基づいて駆動モータの駆動を制御するものである。このような歩行動作補助装置は、多くのリハビリテーション患者の歩行サポートに寄与しているが、駆動源を用いるため重量が重くなる傾向にあり、大きなトルクによる補助は不要な高齢者やフレイルなどの運動促進向きとは言えない。

【0006】

また、特許文献2に、健脚の靴の中敷きに取り付けた圧力スイッチからの信号を無線で送り、歩行補助装置本体（治療器本体）では健脚の運動から患脚の運動タイミングを予測し的確なタイミングで的確な出力包絡線パターンの機能的電気刺激パルスを受脚に与える機能的電気刺激歩行補助装置が開示されている。この機能的電気刺激歩行補助装置は、モータを駆動源とするものよりも軽量化できるが、運動麻痺を起こしている筋肉に電氣的刺激を与えるものであり、運動促進向きとは言えない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2017-217039号公報

【特許文献2】特開2004-313555号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は前記の課題を解決するためになされたもので、自力で歩くことができ健康維持を目的とする運動促進をするのに高齢者等が自発的な歩行の際に正常歩行動作に沿った足の動きを支援するためのもので、小型かつ軽量で簡易な構造であって、動作指向と動作タイミングとを感知させて指示することによって、自発的な歩行を補助し、長期間使用しても疲れず、正常に近い歩行周期で比較的長い距離を歩行できるようにする歩行補助機を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記の目的を達成するためになされた歩行補助機は、足の甲及び足の裏の少なくとも一方に接触するように構成された指向性振動器と、歩行周期の所定の位相で行なう足の底屈動作及び背屈動作に同調させて、前記指向性振動器に非対称波形の振動を発生させ、動かす

10

20

30

40

50

べき足に動作方向と動作タイミングとを感知させて足の底屈動作及び背屈動作を指示する振動制御器とを有することを特徴とする。

【0010】

この歩行補助機は、前記振動制御器が、所望の歩行動作となるように予め作成されたプログラムに基づいて、前記非対称波形の振動を制御して発生させるというものであってもよい。

【0011】

この歩行補助機中、前記歩行補助器は、歩行周期中の足の底屈動作及び背屈動作の動作タイミングとなる所定の位相を検知するためのセンサーをさらに有し、前記振動制御器は前記センサーを用いて取得された位相に基づいて、前記非対称波形の振動を制御するというものであってもよい。

10

【0012】

この歩行補助機中、前記センサーは、例えば、歩行周期中の足裏の加圧状態を検知する圧力センサー、足の角度を検知する角度センサー、又は足の加速度を検知する加速度センサーのいずれかであるというものである。

【0013】

この歩行補助機中、前記センサーは前記圧力センサーであり、前記圧力センサーが、足裏の踵側とつま先側に対となるように構成され、前記振動制御器は、踵側とつま先側の両者の加圧状態に基づいて、前記非対称波形の振動を制御するものであると好ましい。

【0014】

この歩行補助機中、複数の指向性振動器が、足の甲側及び足の裏側にそれぞれ接触するように構成され、前記複数の指向性振動器が同期して足に動作方向と動作タイミングとを感知させるように、前記振動制御器がそれぞれの指向性振動器の非対称波形の振動を制御するものであることが好ましい。

20

【0015】

この歩行補助機中、前記非対称波形の振動は、足の底屈動作又は背屈動作における足の動作方向と同方向の波形が多く、足の動作方向と反対方向の波形が少なくなるように、前記振動制御器により制御されているものであってもよい。

【0016】

この歩行補助機中、前記足の動作方向と同方向の波形と、前記足の動作方向と反対方向の波形は、同等の波形強度を有するように前記振動制御器により制御されていることが好ましい。

30

【0017】

この歩行補助機中、前記振動制御器は、正弦波の波形を反転することで生成した非対称の振動発生信号を前記指向性振動器に与えることで、前記指向性振動器が非対称波形の振動を発生するようにしていてもよい。

【0018】

前記の目的を達成するためになされた履物は、前記の歩行補助機が装着されていることを特徴とする。

【発明の効果】

40

【0019】

本発明の歩行補助機は、それを装着した使用者、特に高齢者等の筋肉や関節を直接動作させたり筋肉や関節を補助力によって直接補助したりするものではなく、自発的に脚特に足を正常状態と同様に動作できるように、指向性振動によって動作指向と動作タイミングとを指示して、筋肉や関節を適切に動作させるように補助することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】 本発明を適用する歩行補助機の一例を示す一部断面図である。

【図2】 本発明を適用する歩行補助機における非対称波形に関する概要図である。

【図3】 本発明を適用する歩行補助機に用いる指向性振動器の最適装着位置及び最適周波

50

数について検討した結果を示す図である。

【図4】本発明を適用する歩行補助機の実施の具体的態様を示す概要図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明を実施するための形態を詳細に説明するが、本発明の範囲はこれらの形態に限定されるものではない。

【0022】

本発明の歩行補助機1について、実施の形態の一例の概略を示す図1を参照して説明する。この歩行補助機1は、図1に示すように足20の部位の足の甲21及び足の裏24に接触するように装着される指向性振動器11a・11bと、指向性振動器11a・11bに接続され、それらの指向性振動の発生・停止を制御する振動制御器31と、足の裏24の踵23側とつま先22側との夫々の荷重を検知する圧力センサー12a・12bとを、有している履物10となっている。本実施の形態では、靴底となる履物ソール17の上に、圧力センサーを収容するためのセンサー用インソール16と指向性振動器を収容するための振動器用インソール15が順に設けられている。なお、指向性振動器11a・11bは、それぞれ足の甲21及び足の裏24に装着されるのが好ましいが、何れか一方でもよい。

【0023】

足の甲21側の指向性振動器11aは足の甲21に好ましくは足親指の付け根辺りに接触するように配置され、履物ソール17に繋がる振動器固定ベルト14に固定されている。足の裏24側の指向性振動器11bは、足の裏24に好ましくは足拇趾球辺りに接触するように配置され、振動器用インソール15の足拇趾球対応部位辺りに開けられた穴に収容されている。

【0024】

圧力センサー12a・12bは、振動器用インソール15と接触するようにしながら、センサー用インソール16の踵対応部位辺りと足拇趾球部位辺りとに開けられた穴に収容されている。なお、図1では圧力センサー12bが指向性振動器11bと接触しているが、このような構成としても構わない。センサー用インソール16は、振動器用インソール15と履物ソール17との間に挟まれ、剥がれないように接着又は熱融着等によって固定されている。振動器用インソール15、センサー用インソール16と履物ソール17とは、一般的なゴムスポンジのインソールからなっている。振動器固定ベルト14と、履物ベルト13a・13bとで、サンダル型の履物が脱げ落ちないように足20に固定されるが、履物は靴であってもよい。

【0025】

圧力センサー12a・12bからの圧力感知信号を伝える配線12c・12dが振動制御器31に接続されている。振動制御器31は、踵23側とつま先22側の圧力を圧力センサー12a・12bで検知し、それらの圧力に基づいて振動発生信号を生成する。振動制御器31は、指向性振動器11a・11bに非対称波形の振動を与えるための振動発生信号を生成するように、制御回路を有している。振動制御器31からの振動発生信号を伝える配線11c・11dが指向性振動器11a・11bに接続されている。

【0026】

振動制御器31は、踵23側とつま先22側の圧力を圧力センサー12a・12bでそれぞれ検知し、それらの圧力に基づいて振動発生信号を生成する。また、振動制御器31からの振動発生信号を伝える配線11c・11dが指向性振動器11a・11bに接続されている。具体的には、振動制御器31は制御回路を有しており、圧力センサー12a・12bからの圧力検知信号を伝える配線12c・12dが、振動制御器31の制御回路に接続されており、その信号に基づいて、振動制御器31の制御回路は指向性振動器11a・11bに非対称波形の振動を与えるための振動発生信号を生成する。

【0027】

本実施の形態では、振動制御器31は振動制御器カバー32に収容されている。振動制御

器カバー 32 には、指向性振動器 11a・11b 及び振動制御器 31 を駆動させる電源（不図示）を有している。振動制御器カバー 32 が固定された振動制御器ベルト 33 は、足首に取り付けられる。なお、足首に取り付ける代わりに、振動制御器 31 及び電源を、履物ソール 17 に収容してもよく、足又は脚や、腰や、上半身に装着していてもよい。履物ソール 17 には、ヒールが設けられ、ヒールに振動制御器 31 が収容されていてもよい。

【0028】

ここで、所定の動作タイミングで足に動作方向を指示する指向性振動器について説明する。指向性振動器 11a・11b は、例えばボイスコイル型アクチュエータのような振動スピーカが挙げられる。ボイスコイル型アクチュエータは、バネで可動する永久磁石とコイルとで構成されるもので、コイルに電流を流すと磁界が発生して、永久磁石が可動するというものである。その際、周期信号に相当する電圧変化をコイルに与えると、コイルに流れる電流が周期信号に相当する形で変化し、それにより磁界が経時的に変化し、永久磁石の引き寄せ・反発によって、振動を生じさせる。

【0029】

このとき、コイルに流す電流（コイルに印加する電圧）を、調整することにより、図 2（a）に示すように、波形が正方向に偏っている正非対称波形の振動、又は波形が負方向に偏っている負非対称波形の振動にすることができる。具体的な調整方法について図 2（b）を基に説明する。図 2（b）は図 2（a）の正非対称波形の振動が発生する場合の例であり、非対称波形の一連の繰返しサイクル（1 周期）について経過時間とコイルに印加する電圧との相関関係に示す図である。印加する電圧に応じた基準電圧 V_{basic} （例えば、印加最高電圧と印加最低電圧との平均、若しくは正非対称波形又は負非対称波形の変曲点での電圧）を上回る電圧を振動スピーカのコイルに印加することによって正方向に、基準電圧 V_{basic} を下回る電圧を振動スピーカのコイルに印加することによって負方向に、振動スピーカの振動板を変位させることができる。図 2（b）に示すように正方向に振動する電圧を多く、負方向に振動する電圧を少なくなるように経時的に電圧を変化させることにより、図 2（a）に示すような正非対称波形の振動を得ることができる。なお、図 2（b）では電圧を Pulse Code Modulation（PCM）的に段階的に増減させているが、アナログ的に連続的に増減させてもよい（不図示）。

【0030】

非対称波形で振動する振動スピーカを用いることで、1 方向に牽引あるいは押される力を知覚することが知られている（Tanabe et al. 「Properties of Proprioceptive Sensation with a Vibration Speaker-type Non-grounded Haptic Interface」 IEEE HAPTICS SYMPOSIUM '16 APRIL 8-11, 2016）。本実施の形態でも、指向性振動器 11a・11b として振動スピーカを用い、非対称波形の振動を与えることで、装着者に所定方向に牽引あるいは押される感覚を感じさせることにより、動作方向を指示することができる。なお、指向性振動器 11a・11b に印加する電圧は増幅器であるアンプで適度に増幅することができ、装着者の感性に合せて振動の強度（波形の大きさ）を変化させることができる。

【0031】

続いて本実施の形態に関して振動スピーカの効果を確かめるための検討実験について説明する。

足の甲のつま先寄りと足の裏のつま先よりの位置となるように指向性振動器（振動スピーカ）を設けたサンダルを、22～25 歳で身長 167～179 cm で体重 52～72 kg の成人男性被験者 4 人に履いてもらい、振動スピーカに非対称波形の振動を与えたときの動作方向の感知の変化を調べた。非対称波形の振動としては、図 3（c）のように正弦波の波形を反転させて得られた、正方向への波形の時間領域数が 2～5 回、負方向への波形の時間領域数が 1 回を 1 サイクルとして繰り返した正非対称波形の振動を用いた。また、比較例として正負対称波形（通常の正弦波）の振動も用いた。周波数 100 Hz の振動を与えて、被験者が振動スピーカの指向性（1 方向に牽引あるいは押される力）を極めて明確に感知できた場合を 4、指向性を十分に感知できた場合を 3、指向性をやや感知

10

20

30

40

50

できた場合を2、指向性を僅かに感知できた場合を1、指向性を全く感知できなかった場合を0とする5段階で評価した結果を表1に示す。

【0032】

【表1】

表 1

正非対称波形 であるとした波形 (正負の時間領域数比)	1 : 1	2 : 1	3 : 1	4 : 1	5 : 1
被験者 1	0	3	4	3	3
被験者 2	0	3	3	2	2
被験者 3	0	2	4	3	2
被験者 4	0	3	4	3	3
平均	0	2.75	3.75	2.75	2.50

10

【0033】

表1から明らかな通り、比較例とした正負の時間領域数比が1:1（正弦波）の場合には、全く指向性を感じないのに対して、振動スピーカーに非対称波形の振動を与えることにより、指向性を感じることが確かめられた。特に、正負の時間領域数比を3:1とする波形の非対称波形の振動を与えた場合に、それを2:1、4:1又は5:1とした場合よりも、全被験者で有意に指向性感知スコアが向上していた。

20

【0034】

さらに、本発明者らの検討実験では、前記したように、正方向への波形が複数回、負方向への波形が1回の組み合わせによる、非対称波形の振動を用いることで、正方向へ押される感覚を感じ易くなるのに対して、波形が正方向のみからなる正非対称波形の振動では、正方向へ押される感覚を感じ難いことが分かった。また、図2(d)のように、正方向への波形強度と、負方向への波形強度とが不均等であると、同等である場合よりも、正方向へ押される又は牽引される感覚を感じ難い。このため、正方向への波形強度と、負方向への波形強度とで同等の波形強度を有するような正非対称波形の振動とすることが好ましい。

30

【0035】

また、図2(a)～(c)では正弦波の波形を反転することで得られる非対称波形の振動の例を挙げたが、図2(e)に示すように、三角波、矩形波、鋸波の何れかからなる非対称の波形の振動を使っても良い。ただし、図2(a)～(c)に示す正弦波の波形を反転することで得られる非対称波形の振動を用いると、最も感知し易いので特に好ましい。これらの非対称の波形の中でも、正弦波は非常にクリアに方向を検知し、矩形波はある程度検知できるため、正弦波又は矩形波であることが好ましく、正弦波であると一層好ましい。

40

【0036】

次に、足の甲の第一中足骨上、足の土踏まず、足の踵にそれぞれ、指向性振動器（振動スピーカー）を装着しサポータで固定し、それぞれの固定位置において振動スピーカーの周波数を変化させたときの指向性感知の変化について確かめた。非対称波形の振動として正と負の時間領域数比が3:1となる正非対称波形の振動と、正と負の時間領域数比が1:3となる負非対称波形の振動を用いた。振動周波数を20～110Hzまで10Hzおきに与え、3人の被験者により、先の検討実験と同様に0から4の5段階で指向性の感知度を評価した。図3に評価結果を示す。振動スピーカーに正非対称波形の振動を与えることで上向きの、負非対称波形の振動を与えることで下向きの力が感知されるように振動スピーカーは固定している。感知度の評価レベル(Perception Rateと表示)は3人の平均値と

50

して算出した。

【0037】

図3のPerception Rateから分かるように、足の甲(Instepと表示)では、正又は負の非対称波形の振動を何れも30～50Hzで敏感かつ正確に感知でき(Suitable Rangeと表示)、下向き(Downと表示)の非対称波形の振動の方が、上向き(Upと表示)のそれよりも、顕著に感知できることが分かった。土踏まず(Archと表示)では、振動を感知できたが正又は負の非対称波形の振動の向きを何れも感知し難かった。一方、足の裏の母指球(Ballと表示)では、正又は負の非対称波形の振動を何れも30～50Hzで敏感かつ正確に感知でき、上向きの非対称波形の振動の方が、下向きのそれよりも、顕著に感知できることが分

10

かった。なお正又は負の非対称波形の振動を何れも、足の甲、母指球とも80～110Hzで振動を感知できたが向きを感知できなかった(Can't distinguishと表示)。このことから、歩行動作で足の動作方向を指示する場合には、指向性振動器を足の甲や足の裏の母指球付近に設置することが望ましいこと、足の甲、足の裏の母指球付近共に牽引する方向ではなく押す方向に感知できるような非対称波形の振動を用いること、及び周波数として30～50Hzを用いることが望ましいことが分かった。

【0038】

以上の実験結果から分かるように、指向性振動器11a・11bは、足の底屈動作及び背屈動作に合わせて動かすべき足に動作方向と動作タイミングとを足20に感知させることができる。

【0039】

20

図1に記載の歩行補助機1は、振動制御器31によって、底屈動作補助と背屈動作補助におけるそれぞれの動作方向と動作タイミングとを、足20の底屈動作及び背屈動作に同調させるように、指向性振動器11a・11bの非対称波形の振動を制御している。

【0040】

具体的には底屈動作の時に、踵23を地面から浮かしつつ足20のつま先を地面に押し付けて蹴り出すために押し付け方向である動作方向、即ち下方向に感知されるように指向性振動器11a・11bを制御する必要がある。このため、指向性振動器11aは足の甲21を押し付けているように感知させるための非対称波形の振動を、指向性振動器11bは足の裏24を引っ張っているように感知させるための非対称波形の振動を発生するように振動制御器31によって制御される。

30

【0041】

一方、背屈動作の時に、つま先22を踵23よりも引き上げるために引き上げ方向である動作方向、即ち上方向に感知されるように指向性振動器11a・11bを制御する必要がある。このため指向性振動器11aは足の裏24を押し付けているように感知させるための非対称波形の振動を、指向性振動器11bは足の甲21を引っ張っているように感知させるための非対称波形の振動を発生するように振動制御器によって制御される。

【0042】

この歩行補助機は、指向性振動器11a・11bの一对が、片足毎に足の甲21側及び足の裏24側に装着され、同期して低屈方向、あるいは背屈方向を指示している。図4に示す検討実験で説明したとおり、一つの指向性振動器で上方向と下方向を感知させることができるため、指向性振動器11a・11bの何れか一方のみでも、低屈方向と背屈方向を感知させることは可能である。しかし、指向性振動器11a・11bを一对として用いることで、感知度の高い押す方向の振動を底屈方向と背屈方向の両方に作用させることができるため、より好ましい態様であると言える。

40

【0043】

指向性振動器11a・11bは、非対称波形の指向性振動を筋肉に向けて与えるよりも、骨に向けて与えて骨振動で感知させるほうが、感度が良い。従って指向性振動器11aは、足の甲21で趾骨中でも足親指の第一基節骨及び／又は第一中足骨に向けられていることが好ましい。一方、指向性振動器11bは、足の裏24で第一基節骨及び／又は第一中足骨特に拇趾球にある第一中足骨の種子骨に向けられていることが好ましい。

50

【0044】

指向性振動器 11a・11b としては、例えば 5 cm 前後の振動スピーカーを用いることができ、20～110 Hz の範囲の周波数を用いることができる。ただし、周波数が低すぎると、振動を感じ難くなり、周波数が高すぎると、振動の指向性を感じ難くなるので、足に対して動作方向を指示する場合は、図 3 の検討実験でも示したように、好ましくは 30～50 Hz の周波数を用いるのが良い。

【0045】

圧力センサー 12a・12b は、押圧で抵抗が下がる感圧導電性ゴム型圧覚センサーを用いることができる。これは、絶縁体ゴムに導電体材料粒子を含有させ、圧力が加えられることによって導電体材料粒子が密着し、圧力に応じて抵抗が下がるものである。押圧で抵抗が下がる感圧導電性ゴム型圧覚センサーと不変抵抗が直列接続された回路に電圧（例えば 5 V）を掛け、不変抵抗の電圧（例えば 0～5 V）を測定することによって、圧力を検知することができる。圧力センサーとしては、加えられた圧力によって生じる静電容量の変化によって圧覚を検知するいわゆる静電容量型圧覚センサーを用いても良い。

【0046】

振動制御器 31 は、指向性振動器 11a・11b に非対称波形の振動を与える振動発生信号を生成する制御回路と、圧力センサー 12a・12b から送られてきた圧力感知信号を基に圧力がかかっているか否か（高圧力か低圧力か）を判定する比較回路を有している。また、圧力センサー 12a・12b にかかる圧力に基づいて底屈補助又は背屈補助を判断したり、所望の動作タイミングで振動発生信号を生成し、指向性振動器 11a・11b に指示するために、所定のプログラムで動作するプロセッサを有している。なお、これらの機能は、上記例に限られることなく、適宜周知の電子回路やプロセッサを用いて実現することができる。

【0047】

次に、図 4（a）～（c）を参照しながら両脚の歩行周期と底屈補助及び背屈補助について説明する。図 4（a）は、左右足各 1 歩を 1 歩行周期とする中で、右足の動きを捨象して表したものである。1 歩行周期は、足が接地し荷重される状態の立脚期と、足が空中に浮いた状態の遊脚期の二つに分けられる。そして、図 4（a）に示すように、立脚期として踵接地期、荷重応答期、立脚中期、立脚終期から前遊脚期まで、遊脚期として前遊脚期、遊脚初期、遊脚中期から遊脚終期（＝踵接地期）までの、歩行動作に基づく複数の位相に区分けすることができる。一般的な歩行動作では、立脚終期から前遊脚期にかけて足の底屈動作が行なわれ、遊脚期初期から遊脚中期にかけて足の背屈動作が行なわれる。なお、図 4（a）では、立脚期当初の踵接地時の位相を 0 %、遊脚期終了の踵接地時を 100 %（次の 1 歩行周期における踵接地時の 0 %）として表している。

【0048】

図 4（b）は、圧力センサーで感知した、歩行周期中の踵及びつま先の荷重変化を表す図である。横軸の歩行位相は、図 4（a）と同じく、立脚期当初の踵接地時の位相を 0 %、遊脚期終了の踵接地時を 100 %（次の 1 歩行周期における踵接地時の 0 %）としている。実線が踵側、破線がつま先側の荷重変化である。先に説明した押圧で抵抗が下がる感圧導電性ゴム型圧覚センサーを用いている。縦軸は不変抵抗の測定電圧を表しており、測定電圧が高いほど圧力がかかっている（荷重されている）ことを表す。図 4（b）で分かるように、つま先側の圧力センサー 12a、踵側の圧力センサー 12b 共に、歩行動作中に概ね高い圧力の領域と低い圧力の領域の 2 種類に切り分けられる。つま先側の圧力センサー 12a、踵側の圧力センサー 12b のそれぞれの検知圧力と、歩行動作中の歩行位相との関係を表 2 に示す。

【0049】

10

20

30

40

【表 2】

表 2

歩行動作	歩行位相 (%)	つま先側圧力	踵側圧力
踵接地期～荷重応答期	0 ～ 25	低圧力	高圧力
荷重応答期～立脚終期	25 ～ 50	高圧力	高圧力
立脚終期～前遊脚期	50 ～ 70	高圧力	低圧力
前遊脚期～遊脚期終了	70 ～ 100	低圧力	低圧力

10

【0050】

図4(c)を基に底屈補助と背屈補助について説明する。まず、上げた脚を踏み出して踵から着地する踵接地期では、つま先22側の圧力センサー12aは低荷重を検知し、踵23側の圧力センサー12bは高荷重を検知する。このように、つま先側低圧力、踵側圧力の場合は、底屈や背屈の補助は行なわない。

【0051】

次に、踵・つま先を着地する荷重応答期から、上半身を前向きに荷重移動し脚を真っすぐにして立つ立脚中期までは、つま先22側の圧力センサー12aも踵23側の圧力センサー12bも高荷重（高圧力）を検知する。この段階でも底屈や背屈の補助は行なわない。

【0052】

次いで、踵を浮かしつま先に荷重移動する立脚終期から、つま先を浮かし始める前遊脚期までは、つま先22側の圧力センサー12aは高荷重（高圧力）を検知し、踵23側の圧力センサー12bは低荷重（低圧力）を検知する。このような組み合わせで荷重を検知した時に、この立脚終期から前遊脚期までの間の底屈補助を行なうために、振動制御器31で調節することによって、押し付け方向である動作方向、即ち下向きに、指向性振動器11a・11bで足20に対して非対称波形の振動を与える。

20

【0053】

続いて、つま先を浮かして足を上げる遊脚初期から、足を踏み出す遊脚中期までは、つま先22側の圧力センサー12aも踵23側の圧力センサー12bも低荷重（低圧力）を検知する。このような組み合わせで荷重を検知した時に、遊脚初期から遊脚中期までの間の背屈補助を行なうために、振動制御器31で調節することによって、引き上げ方向である動作方向、即ち上向きに、指向性振動器11a・11bで足20に対して非対称波形の振動を与える。

30

【0054】

そして、踵を着くように足を前に進める遊脚終期（次の歩行周期の踵接地期に相当）において、つま先22側の圧力センサー12aは低荷重を検知し、踵23側の圧力センサー12bは高荷重を検知する。ここで、背屈補助を停止する。

【0055】

以上説明したように、つま先22側の圧力センサー12aと踵23側の圧力センサー12bで歩行動作の各位相に対応した荷重（圧力）の変化を検知し、検知した圧力の組合せによって得られる動作タイミングを基に足の底屈動作補助及び背屈動作補助を適切に行なうことが可能となる。

40

【0056】

図4(a)～(c)では、右脚のみの歩行周期を捨象して示したが、左右脚で交互に踵接地期から遊脚終期までを繰り返すので、左脚についても同様に底屈補助・背屈補助を行うことになる。

【0057】

本実施の形態では、振動制御器31が圧力センサー12a・12bによる圧力に応じて動作タイミングを判定し、指向性振動器11a・11bを制御して非対称波形の振動を与え、足20の底屈動作及び背屈動作を補助する例を示した。しかし、予め理想的な歩行周期

50

となる動作タイミングに基づいてタイムスケジュールを設定し、その動作タイミングに基づいて振動制御器 31 が指向性振動器 11a・11b を制御して非対称波形の振動を与え、足 20 の底屈動作及び背屈動作を補助するようにしても良い。

【0058】

また、本実施の形態では、歩行周期中の足の底屈動作及び背屈動作の動作タイミングとなる歩行位相を判断するためのセンサーとして、つま先と踵それぞれの荷重を検知する圧力センサーを用いたが、これらに代えて、足 20 の角度を角度センサーで検知して、それに同調させるように、振動制御器が、非対称波形の振動を制御するものであってもよい。具体的には、立脚終期から前遊脚期までの間に、足の甲 21 又は足の裏 24 に取り付けた角度センサーで足 20 の角度が略水平よりも下がったときに、底屈動作補助を行わせるようにし、遊脚初期から遊脚中期までの間に、角度センサーで足 20 の角度が水平方向に戻りかけたときや略水平に戻ったときに、背屈動作補助を行なわせるようにすることができる。

10

【0059】

さらに、圧力センサーや角度センサーに代えて、つま先や踵付近に加速度センサーを装着し、加速度の変化を基に各位相を判断し、底屈動作補助や背屈補助を行なわせるようにしてもよい。その他、センサーとしては、周知の力覚センサー、歪センサー、ロータリーエンコーダ、又はポテンショメータを用いてもよい。

【0060】

このように、各種センサーで脚の底屈動作及び背屈動作を検知して、これらセンサーの情報から位相を判断し、その位相に応じて指向性振動器から指向性振動を与えることにより、現実の歩行者毎・歩行速度毎の歩行周期に応じて無理なく、正常時のような歩行の補助を行わせることができる。

20

【産業上の利用可能性】

【0061】

本発明の歩行補助機は、高齢者等が、自発的な歩行の際に正常な足の動きにして、訓練・リハビリテーション・転倒予防をするために用いたり、健常人でも転倒予防・疲労時のサポートを行って、正常時の歩行を再現できるようにするために用いたりすることができる。

【0062】

またこの歩行補助機は、高齢者らの運動不足による血栓形成ないしそれに基づく脳内血管閉塞に起因する脳卒中を引き起こさないように、運動促進に寄与できる。この歩行補助機は軽量であるため、重いモータで補助力を与える必要がないから、底屈、背屈の望ましいタイミング（歩行位相）も設定することができ、設定された歩行周期からメトロノームのようにリズムを与えそれに応じて脚を動かそうとする結果、健全に歩行できるようするために用いることができる。

30

【符号の説明】

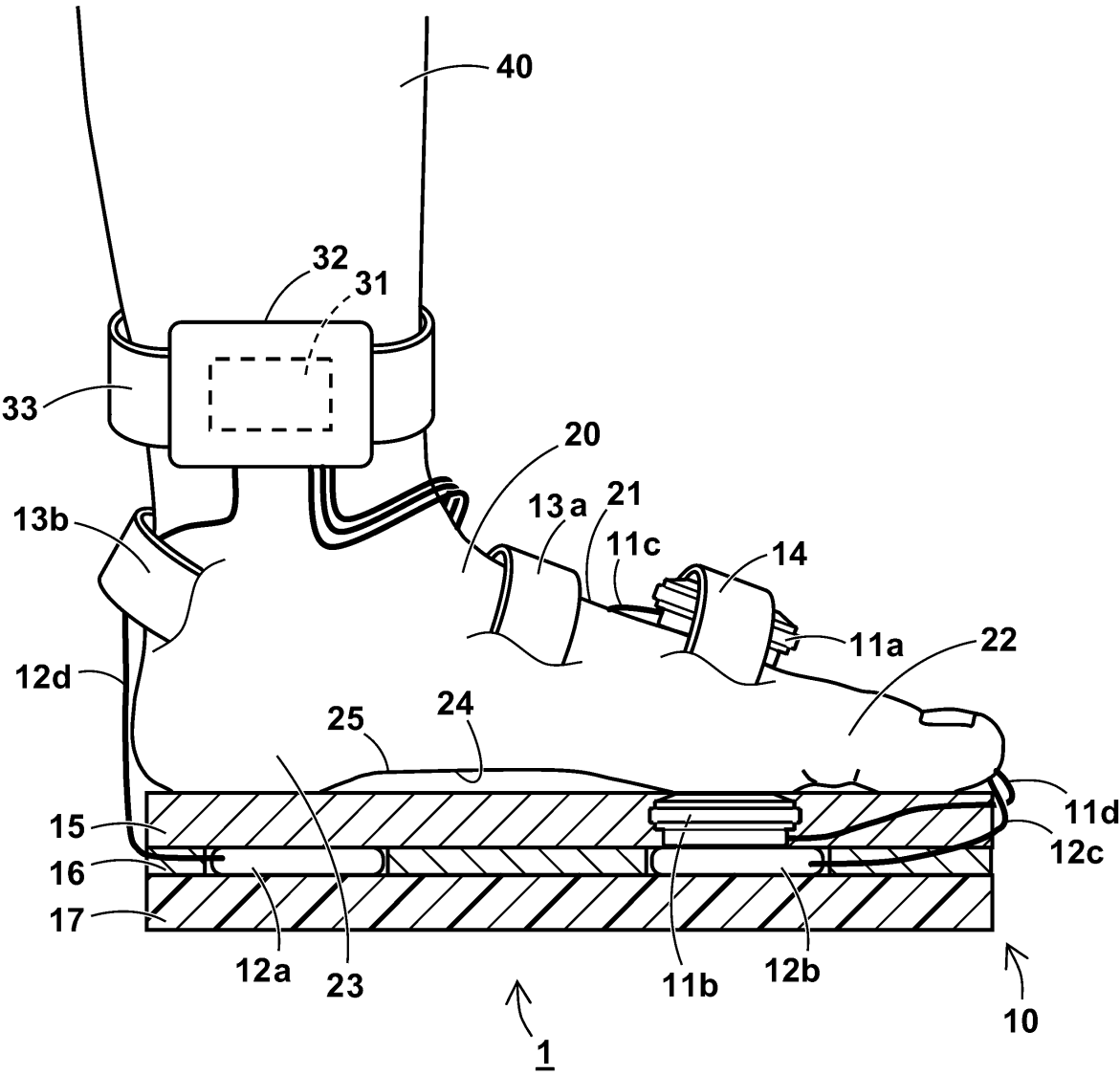
【0063】

1 は歩行補助機、10 は履物、11a・11b は指向性振動器、11c・11d は配線、12a・12b は圧力センサー、12c・12d は配線、13a・13b は履物ベルト、14 は振動器固定ベルト、15 は振動器用インソール、16 はセンサー用インソール、17 は履物ソール、20 は足、21 は足の甲、22 はつま先、23 は踵、24 は足の裏、25 は土踏まず、31 は振動制御器、32 は振動制御器カバー、33 は振動制御器ベルト、40 は脚である。

40

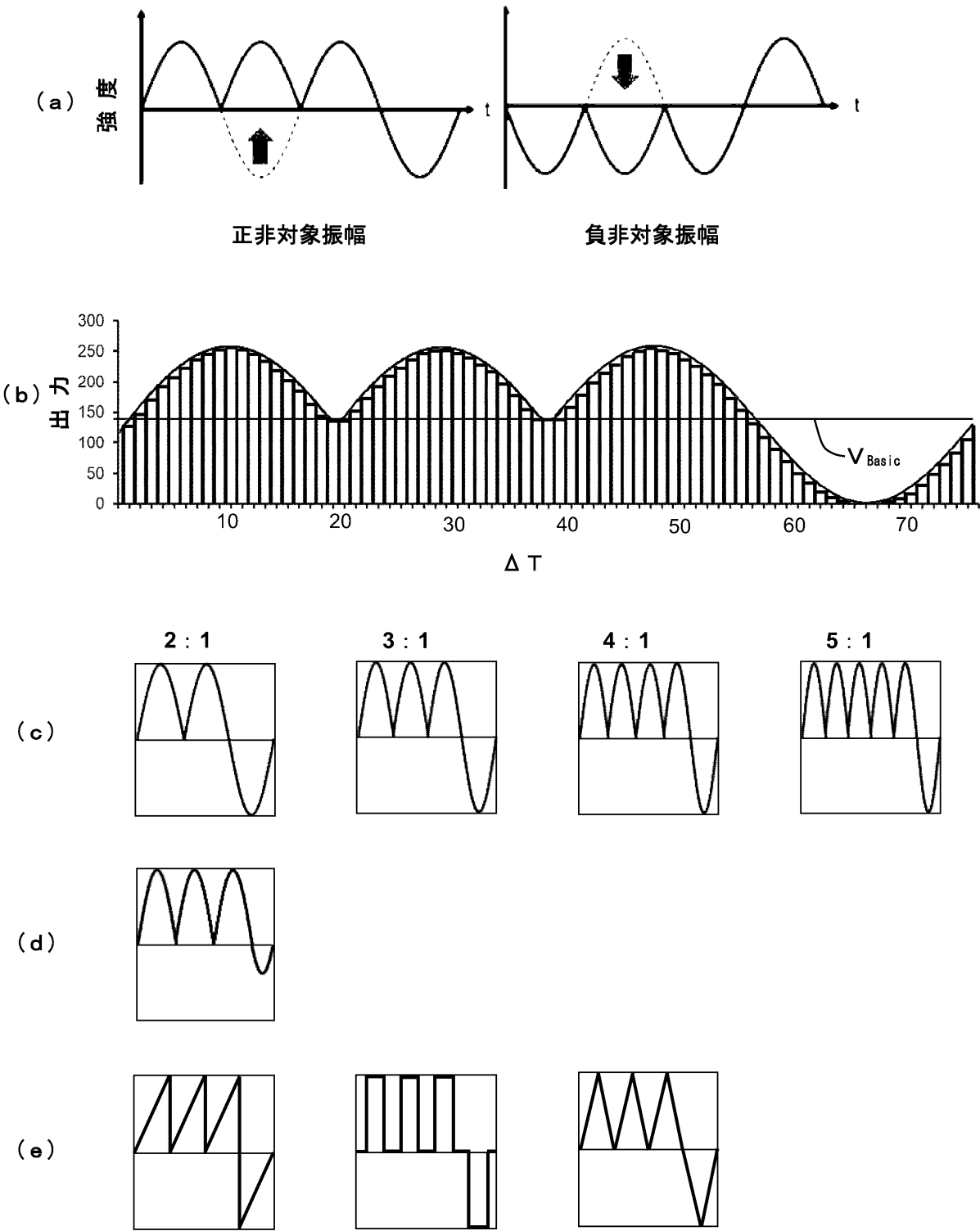
【図 1】

図 1



【図 2】

図 2



10

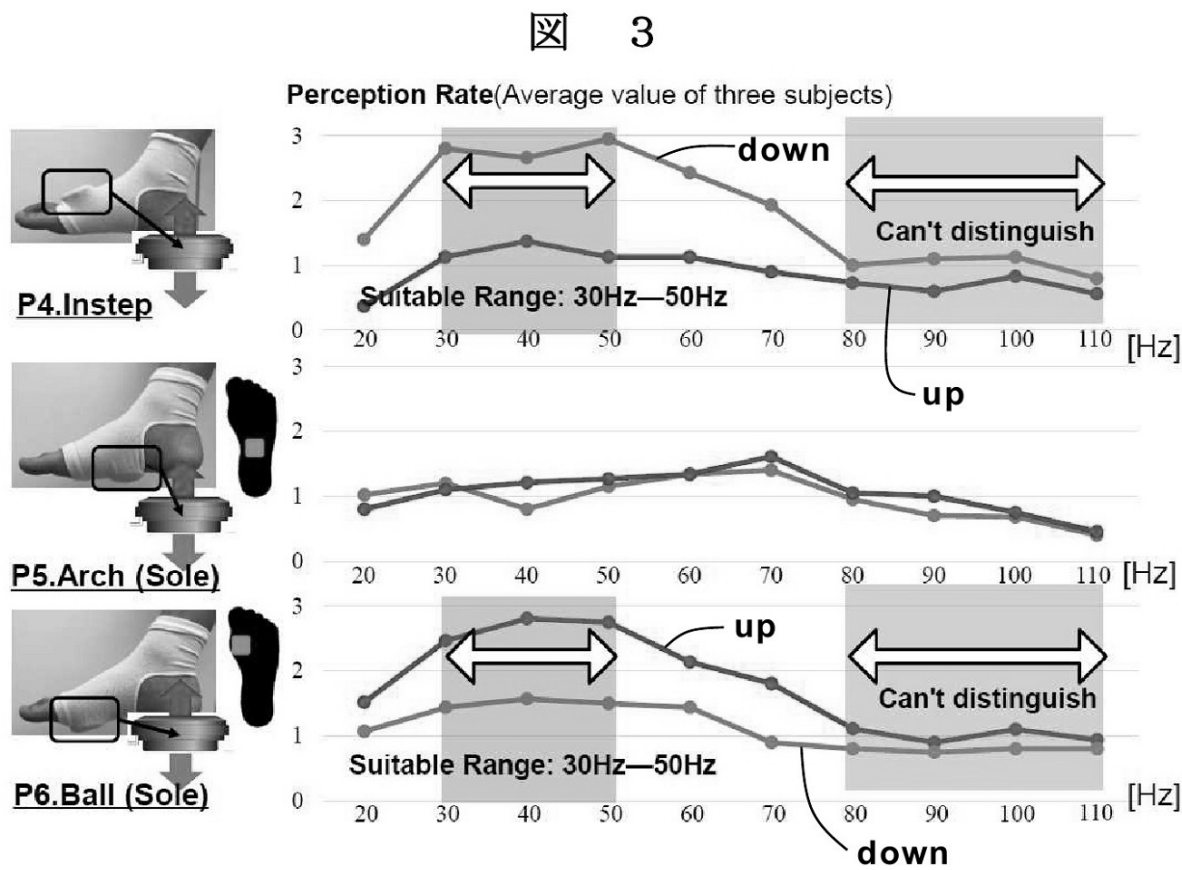
20

30

40

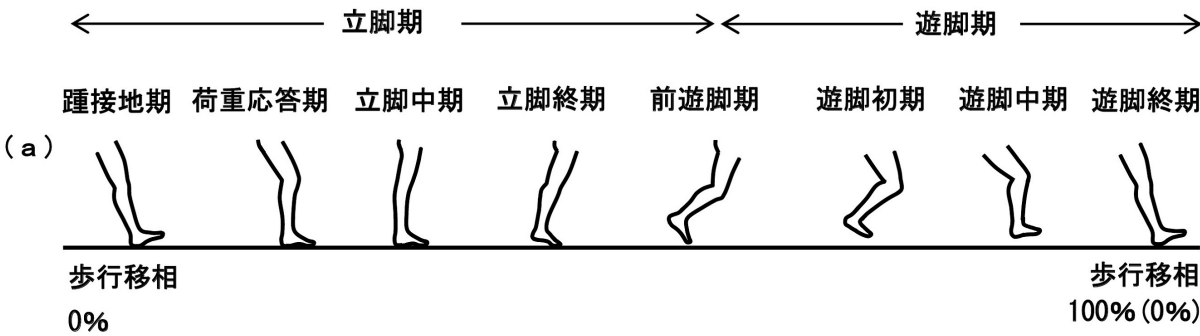
50

【図 3】

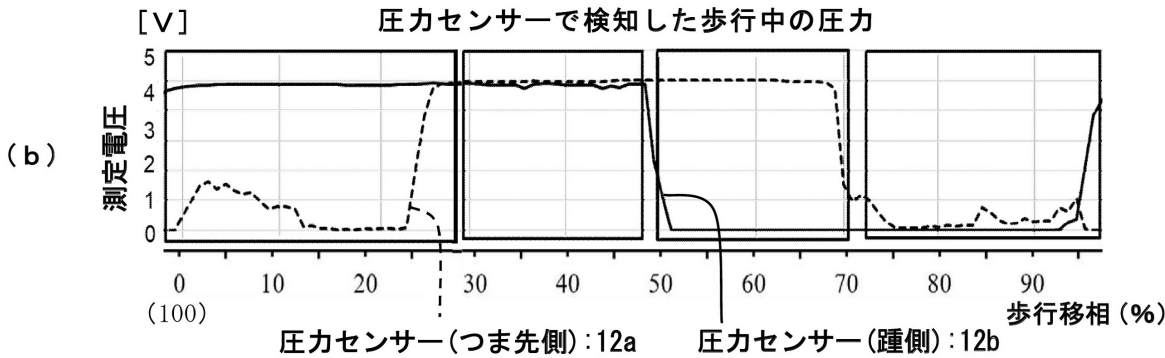


【図 4】

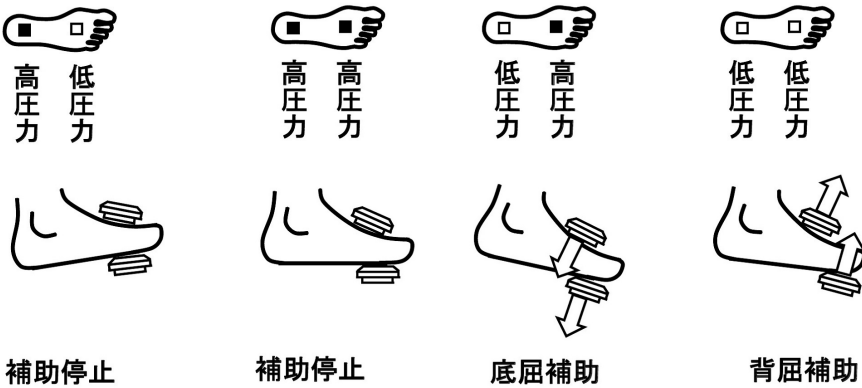
図 4



10



20



30

40

50