

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6057270号  
(P6057270)

(45) 発行日 平成29年1月11日(2017.1.11)

(24) 登録日 平成28年12月16日(2016.12.16)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/11 (2006.01)** A 6 1 B 5/10 3 1 0 A

請求項の数 12 (全 24 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-505336 (P2016-505336)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成27年2月27日 (2015.2.27)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055928</p> <p>(87) 国際公開番号 W02015/129883</p> <p>(87) 国際公開日 平成27年9月3日 (2015.9.3)</p> <p>審査請求日 平成28年4月26日 (2016.4.26)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2014-39341 (P2014-39341)</p> <p>(32) 優先日 平成26年2月28日 (2014.2.28)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 500020287                  マイクロストーン株式会社                  長野県北佐久郡御代田町大字草越1173                  番地1394</p> <p>(73) 特許権者 514052818                  市川 彰                  長野県佐久市鳴瀬941-1</p> <p>(74) 代理人 110001726                  特許業務法人綿貫国際特許・商標事務所</p> <p>(72) 発明者 市川 彰                  長野県佐久市鳴瀬941-1</p> <p>(72) 発明者 白鳥 典彦                  長野県佐久市新子田1934番地                  マイクロストーン株式会社内</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
---	--

(54) 【発明の名称】 歩行状態検出方法及び歩行状態検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

モニタと、  
 被検者の腰部及び胸背部の2か所のそれぞれに取り付けたモーションセンサと、  
 モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段と、  
 算出手段で算出された前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる表示画面作成手段とを具備し、  
 前記モーションセンサは、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサのいずれか又はこれらの組み合わせであり、  
 前記算出手段は、前記モーションセンサが加速度センサの場合には、加速度センサで検出されたデータをフィルタリング処理して振動成分のみを抽出し、抽出した振動成分を積分処理することで動揺加速度、動揺速度、動揺量のいずれかを算出し、  
 前記表示画面作成手段は、前記算出手段によって算出された動揺加速度、動揺速度、動揺量のいずれかに基づいて、水平面内における前記2か所のリサージュ図を作成し、前記2か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させ、2か所のモーションセンサのリサージュ図における同一時点どうしを接続する接続線を表示させ、且つ該接続線を時間経過に伴って移動するように表示させることを特徴とする歩行状態検出装置。

【請求項2】

モニタと、

被検者の腰部及び胸背部の2か所のそれぞれに取り付けたモーションセンサと、  
モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段と、

算出手段で算出された前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる表示画面作成手段とを具備し、

前記モーションセンサは、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサのいずれか又はこれらの組み合わせであり、

前記算出手段は、前記モーションセンサが角速度センサの場合、角速度センサで検出されたデータをフィルタリング処理して振動成分のみを抽出し、抽出した振動成分を積分処理することで動揺角速度、動揺角度のいずれかを算出し、

10

前記表示画面作成手段は、前記算出手段によって算出された動揺角速度、動揺角度のいずれかに基づいて、水平面内における前記2か所のリサージュ図を作成し、前記2か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させ、2か所のモーションセンサのリサージュ図における同一時点どうしを接続する接続線を表示させ、且つ該接続線を時間経過に伴って移動するように表示させることを特徴とする歩行状態検出装置。

【請求項3】

モニタと、

被検者の腰部及び胸背部の2か所のそれぞれに取り付けたモーションセンサと、  
モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段と、

20

算出手段で算出された前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる表示画面作成手段とを具備し、

各前記モーションセンサは、それぞれが3軸加速度センサ及び3軸角速度センサの組み合わせであり、

前記算出手段は、前記3軸加速度センサで検出されたデータから重力方向を検出し、前記3軸角速度センサで検出されたデータから、前記検出した重力方向に基づいて、重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向の3軸直交座標系における各角速度又は角度を算出し、

前記表示画面作成手段は、前記算出手段で算出された、重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向のそれぞれの各角速度又は各角度によるリサージュ図を重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向のそれぞれにおいて、2か所のモーションセンサのリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させ、2か所のモーションセンサのリサージュ図における同一時点どうしを接続する接続線を表示させ、且つ該接続線を時間経過に伴って移動するように表示させることを特徴とする歩行状態検出装置。

30

【請求項4】

モニタと、

被検者の腰部及び胸背部の2か所のそれぞれに取り付けたモーションセンサと、  
モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段と、

算出手段で算出された前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる表示画面作成手段とを具備し、

40

前記表示画面作成手段は、

被験者の両足裏の画像をモニタに表示させ、両足裏の所定箇所を指示されることにより、指示された所定箇所における衝撃値を前記算出手段に算出させ、算出された衝撃値をモニタに表示させることを特徴とする歩行状態検出装置。

【請求項5】

前記モーションセンサは、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサのいずれか又はこれらの組み合わせであることを特徴とする請求項4記載の歩行状態検出装置。

【請求項6】

前記算出手段は、前記モーションセンサが加速度センサの場合には、加速度センサで検

50

出されたデータをフィルタリング処理して振動成分のみを抽出し、抽出した振動成分を積分処理することで動揺加速度、動揺速度、動揺量のいずれかを算出することを特徴とする請求項 5 記載の歩行状態検出装置。

【請求項 7】

前記算出手段は、前記モーションセンサが角速度センサの場合、角速度センサで検出されたデータをフィルタリング処理して振動成分のみを抽出し、抽出した振動成分を積分処理することで動揺角速度、動揺角度のいずれかを算出することを特徴とする請求項 5 記載の歩行状態検出装置。

【請求項 8】

前記算出手段は、前記モーションセンサが角速度センサの場合、角速度センサで検出されたデータを角速度とするか、または角速度センサで検出されたデータを積分処理して角度として算出することを特徴とする請求項 5 記載の歩行状態検出装置。

10

【請求項 9】

前記算出手段は、前記モーションセンサが磁気センサの場合、磁気センサで検出されたデータを角度として算出することを特徴とする請求項 5 記載の歩行状態検出装置。

【請求項 10】

前記表示画面作成手段は、前記算出手段によって算出された動揺加速度、動揺速度、動揺量のいずれかに基づいて、水平面内における前記 2 か所のリサージュ図を作成し、前記 2 か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴とする請求項 6 記載の歩行状態検出装置。

20

【請求項 11】

前記表示画面作成手段は、前記算出手段によって算出された動揺角速度、動揺角度のいずれかに基づいて、水平面内における前記 2 か所のリサージュ図を作成し、前記 2 か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴とする請求項 7 記載の歩行状態検出装置。

【請求項 12】

各前記モーションセンサは、それぞれが 3 軸加速度センサ及び 3 軸角速度センサの組み合わせであり、

前記算出手段は、前記 3 軸加速度センサで検出されたデータから重力方向を検出し、前記 3 軸角速度センサで検出されたデータから、前記検出した重力方向に基づいて、重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向の 3 軸直交座標系における各角速度又は角度を算出し、

30

前記表示画面作成手段は、前記算出手段で算出された、重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向のそれぞれの各角速度又は各角度によるリサージュ図を重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向のそれぞれにおいて、2 か所のモーションセンサのリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴とする請求項 4 記載の歩行状態検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の歩行の状態を検出することができる方法及び装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

歩行状態を解析する場合には、高速度カメラなどを用いて動画撮影を行い、撮影された動画を解析することによって行われることが多かった。

しかしながら、高速度カメラなどの装置が高価であること、また測定範囲が数 m 四方の限定された範囲でしか行えないこと、動画の解析における解析手法が複雑であることが課題として挙げられている。

【0003】

一方、動画撮影をするのではなく、加速度センサなどのモーションセンサを用いて歩行

50

状態を解析する方法も従来より提案されている。

例えば、特許文献 1 に開示されている歩行状態の解析方法によれば、複数のセンサを被検者の両足の股関節、膝関節及び足関節を挟むように取り付け、被検者が歩行した際に、取り付けられたセンサからのデータに基づいて被験者の関節角度やその他の情報を求めている。

【 0 0 0 4 】

また、特許文献 2 に開示されている歩行評価装置によれば、被検者の足首付近の足部に加速度センサを装着し、加速度センサによって計測された足部の加速度データに基づいて加速度信号の周波数スペクトル分析を行い、足の引きずり、すり足等の評価が可能となっている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 2 - 3 4 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 3 - 5 9 4 8 9 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

上述したような従来 of 解析方法等では、センサを用いて歩数や歩行周期（歩行ピッチ）などは容易に測定できる。しかし、歩行時における体幹部の動作状態を詳細に解析することはできない。

20

【 0 0 0 7 】

なお、リハビリテーションの現場において、理学療法士は患者の歩行状態を目視で観測し、歩行状態を判断した結果に基づいて患者に指導を行っている。この際に理学療法士は患者の下部体幹、たとえば下位腰椎や仙骨付近だけではなく、上部体幹の動作における大きさやバランスに着目し、患者に指導を行う。

しかし、四肢の動きだけではなく上・下部体幹の動きに着目して歩行状態を解析することは多くの経験を積む必要があり、このような解析は容易ではなかった。そこで、簡単に上体の動作を含めて歩行状態を解析することができる方法や装置が望まれているという課題がある。

30

【 0 0 0 8 】

そこで、本発明は上記課題を解決すべくなされ、その目的とするところは、リハビリテーション等の医療現場において、用いる機器の複雑な操作等が必要なく、簡単に上部体幹の動きを含めて歩行状態を検出できる歩行状態検出方法及び歩行状態検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明は上記目的を達成すべく、以下の構成を備える。

すなわち、本発明にかかる歩行状態検出方法によれば、被検者の歩行状態を検出する際に、被検者の腰部及び胸背部の少なくとも 2 か所における動作状況を測定することによって被検者の歩行状態を検出することを特徴としている。

40

この方法によれば、腰部と胸背部における動作状況により、特に被検者の上体の状況が把握できるので、実際にリハビリテーションの現場などで、多くの経験を積まなくても的確な判断が可能となる。

【 0 0 1 0 】

また、前記腰部は下位腰椎から仙骨平面上付近であり、前記胸背部は胸椎の後弯の頂点付近であることを特徴としてもよい。

このように少なくとも下位腰椎から仙骨平面上付近と胸椎の後弯の頂点付近の 2 か所の動作状況を検出することにより、被検者の歩行状態が的確に判断できる。

【 0 0 1 1 】

50

また、前記少なくとも2か所における動作状況は、加速度、速度、位置、角速度、角度、のいずれか又はこれらの組み合わせであることを特徴としてもよい。

【0012】

また、前記少なくとも2か所における動作状況は、高速度カメラによって撮影された画像を解析することによって測定されることを特徴としてもよい。

この構成によれば、被検者にセンサ等を取り付けなくてもよく被検者の負担を軽減できる。

【0013】

また、前記少なくとも2か所における動作状況は、前記少なくとも2か所に装着したモーションセンサによって計測されたデータに基づいて測定されることを特徴としてもよい。

10

【0014】

さらに、前記モーションセンサは、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサのいずれか又はこれらの組み合わせであることを特徴としてもよい。

【0015】

本発明にかかる歩行状態検出装置によれば、モニタと、被検者の腰部及び胸背部の少なくとも2か所のそれぞれに取り付けたモーションセンサと、モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段と、算出手段で算出された前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる表示画面作成手段とを具備することを特徴としている。

20

この構成を採用することによって、腰部の動作状況と胸背部の動作状況が容易に視覚に基づいて確認することができるので、実際にリハビリテーションの現場などで、多くの経験を積まなくても的確な判断が可能となる。

【0016】

また、前記モーションセンサは、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサのいずれか又はこれらの組み合わせであることを特徴としてもよい。

【0017】

また、前記算出手段は、前記モーションセンサが加速度センサの場合には、加速度センサで検出されたデータをフィルタリング処理して振動成分のみを抽出し、抽出した振動成分を積分処理することで動揺加速度、動揺速度、動揺量のいずれかを算出することを特徴

30

としてよい。

このように、加速度センサで検出された加速度データから振動成分のみを抽出することで、歩行方向への移動変位を排除できるため、歩行状態の正確な把握ができる。

【0018】

また、前記算出手段は、前記モーションセンサが角速度センサの場合、角速度センサで検出されたデータをフィルタリング処理して振動成分のみを抽出し、抽出した振動成分を積分処理することで動揺角速度、動揺角度のいずれかを算出することを特徴として

としてよい。

このように、角速度センサで検出された角速度データから振動成分のみを抽出することで、歩行方向への移動変位を排除できるため、歩行状態の正確な把握ができる。

40

【0019】

また、前記算出手段は、前記モーションセンサが角速度センサの場合、角速度センサで検出されたデータを角速度とするか、または角速度センサで検出されたデータを積分処理して角度として算出することを特徴として

【0020】

また、前記算出手段は、前記モーションセンサが磁気センサの場合、磁気センサで検出されたデータを角度として算出してもよい。

【0021】

さらに、前記表示画面作成手段は、前記算出手段によって算出された動揺加速度、動揺速度、動揺量のいずれかに基づいて、水平面内における前記2か所のリサージュ図を作成

50

し、前記2か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、被験者の特に腰部と胸背部の歩行状態を視覚的にきわめて明確に確認することができる。

【0022】

さらに、前記表示画面作成手段は、前記算出手段によって算出された動揺角速度、動揺角度のいずれかに基づいて、水平面内における前記2か所のリサージュ図を作成し、前記2か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、被験者の特に腰部と胸背部の歩行状態を視覚的にきわめて明確に確認することができる。

【0023】

また、各前記モーションセンサは、それぞれが3軸加速度センサ及び3軸角速度センサの組み合わせであり、前記算出手段は、前記3軸加速度センサで検出されたデータから重力方向を検出し、前記3軸角速度センサで検出されたデータから、前記検出した重力方向に基づいて、重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向の3軸直交座標系における各角速度又は角度を算出し、前記表示画面作成手段は、前記算出手段で算出された、重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向のそれぞれの各角速度又は各角度によるリサージュ図を重力方向、水平面内の歩行方向、水平面内の左右方向のそれぞれにおいて、2か所のモーションセンサのリサージュ図を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、歩行状態をさらに確実に確認することができる。

【0024】

また、前記算出手段は、被験者の静止している状態における基準姿勢時から、被験者の静止している状態における通常の姿勢時に至るときの前記2か所の動作状況を算出し、前記表示画面作成手段は、モーションセンサによって計測されたデータに基づいて前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる際に、前記算出手段によって算出された基準姿勢時から被験者の静止している状態における通常の姿勢時に至るときの前記2か所の動作状況を補正してモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、モーションセンサどうしの位置関係（すなわち、位置のずれ、傾斜、ねじれ等）を算出することができ、被験者の体がもともとどちらかの肩が下がっていたり、または猫背であるなど、歩行時以外の身体的特徴を判断できる。そして、歩行時の動作状況を表示させる際に、これらの身体的特徴についても合わせてモニタに表示することで、特にリハビリテーションなどでの確な判断ができる。

なお、本明細書中でいう基準姿勢とは、被験者の左右方向のほぼ中心における鉛直方向の軸線上に2つのモーションセンサが配置され、且つ2つのモーションセンサの軸方向が一致している状態の姿勢をいう。

【0025】

また、前記算出手段は、被験者の歩行中において、被験者の鉛直方向に沿った中心軸からの各前記モーションセンサのセンサ位置を算出し、前記表示画面作成手段は、モーションセンサによって計測されたデータに基づいて前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる際に、前記算出手段によって算出された各前記モーションセンサのセンサ位置を補正してモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、歩行時におけるモーションセンサどうしの位置関係（すなわち、位置のずれ、傾斜、ねじれ等）を算出することができ、被験者の体がもともとどちらかの肩が下がっていたり、または猫背であるなど、歩行時以外の身体的特徴を判断できる。そして、歩行時の動作状況を表示させる際に、これらの身体的特徴についても合わせてモニタに表示することで、特にリハビリテーションなどでの確な判断ができる。

【0026】

また、前記表示画面作成手段は、2か所のモーションセンサのリサージュ図における同一時点どうしを接続する接続線を表示させ、且つ該接続線を時間経過に伴って移動するよ

10

20

30

40

50

うに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、被験者の特に腰部と胸背部の連動した動きがわかりやすく表示される。

【0027】

また、前記表示画面作成手段は、被験者の両足裏の画像をモニタに表示させ、両足裏の所定箇所を指示されることにより、指示された所定箇所における衝撃値を前記算出手段に算出させ、算出された衝撃値をモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、足裏にかかる衝撃値も左右の足ごとに把握することができるので、歩行状態の確認をさらに確実に行うことができる。

【0028】

本発明にかかる歩行状態検出装置によれば、モニタと、被検者の腰部及び胸背部の少なくとも2か所のそれぞれに取り付けたマーカと、各前記マーカを撮影する複数の高速度カメラと、各前記高速度カメラによって撮影された各前記マーカの動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる表示画面作成手段とを具備することを特徴としている。

この構成を採用することによって、腰部の動作状況と胸背部の動作状況が容易に視覚に基づいて確認することができるので、実際にリハビリテーションの現場などで、多くの経験を積まなくても的確な判断が可能となる。

【0029】

また、被検者の腰部及び胸背部の少なくとも2か所のそれぞれに取り付けたモーションセンサと、モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段とを具備し、前記表示画面作成手段は、各前記高速度カメラによって撮影された各前記マーカの動作状況を重ね合わせてモニタに表示させるとともに、算出手段で算出された前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、高速度カメラによって撮影された各マーカの動作状況と、モーションセンサによって計測された動作状況の双方に基づいて、腰部及び胸背部の動作状況が容易に視覚に基づいて確認することができる。

【0030】

また、前記算出手段は、各前記高速度カメラによって被験者の静止時に撮影された各前記モーションセンサどうしの位置関係を算出し、前記表示画面作成手段は、モーションセンサによって計測されたデータに基づいて前記2か所の動作状況を重ね合わせてモニタに表示させる際に、前記算出手段によって算出された各前記モーションセンサどうしの位置関係に基づいて動作状況を補正してモニタに表示させることを特徴としてもよい。

この構成によれば、静止時におけるモーションセンサどうしの位置関係（すなわち、位置のずれ、傾斜、ねじれ等）を算出することで、被験者の体がもともとどちらかの肩が下がっていたり、または猫背であるなど、歩行時以外の身体的特徴を判断できる。そして、歩行時の動作状況を表示させる際に、これらの身体的特徴についても合わせてモニタに表示することで、特にリハビリテーションなどでの的確な判断ができる。

【発明の効果】

【0031】

本発明にかかる歩行状態検出方法及び装置によれば、実際にリハビリテーションの現場などで、多くの経験を積まなくても的確な判断が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】歩行状態検出方法における被験者を示す説明図である。

【図2】第1の実施形態の歩行状態検出装置の説明図である。

【図3】無線通信機能による歩行状態検出装置の説明図である。

【図4】無線通信機能による歩行状態検出装置の他の実施形態の説明図である。

【図5】第1の実施形態の歩行状態検出装置によって表示されるリサジュー図の概念図である。

10

20

30

40

50

【図 6】第 1 の実施形態の歩行状態検出装置によって表示されるリサージュ図の概念図である。

【図 7】第 1 の実施形態の歩行状態検出装置によって表示されるリサージュ図の概念図である。

【図 8】第 2 の実施形態の歩行状態検出装置の説明図である。

【図 9】角速度データに基づいて表示される画面の例を示す説明図である。

【図 10】角度データに基づいて表示される画面の例を示す説明図である。

【図 11】第 3 の実施形態の歩行状態検出装置の説明図である。

【図 12】第 4 の実施形態の歩行状態検出装置の説明図である。

【図 13】第 4 の実施形態の歩行状態検出装置によって表示される、各モーションセンサの設定画面の説明図である。 10

【図 14】第 4 の実施形態の歩行状態検出装置によって表示される、各モーションセンサからの計測データを表示する画面の説明図である。

【図 15】第 4 の実施形態の歩行状態検出装置によって表示される、各モーションセンサからの計測データを解析して表示する画面の説明図である。

【図 16】第 4 の実施形態の歩行状態検出装置によって表示される、図 15 の解析結果を比較表示する画面の説明図である。

【図 17】第 5 の実施形態の歩行状態検出装置の説明図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】 20

(第 1 の実施形態)

以下、本発明の好適な実施の形態を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図 1 に、本実施形態の歩行状態検出方法における被験者を示す。図 2 は、歩行状態検出装置の概略説明図である。

本実施形態では、歩行状態の検出対象となる被検者 10 の腰部 12 と胸背部 14 の 2 か所で動作状況を計測する。腰部 12 の具体的位置としては、被検者の下位腰椎から仙骨付近とするとよい。仙骨は、脊椎の下部に位置しており骨盤を構成する部位である。また、胸背部 14 としては、胸椎の後弯の頂点付近にするとよい。胸椎は、脊椎を構成する部位の 1 つであり肩甲骨付近に位置する。なお、動作状況の計測位置は、少なくともこの 2 か所が必要個所であるが、他の箇所でも計測して、頭部など 3 か所以上の計測箇所であっても 30

【0034】

このように、歩行状態を検出する場合に、脚ではなく、腰部と胸背部の少なくとも 2 か所で動作状況を計測することによって、特に上部体幹の動作を容易に把握することができ、歩行状態を正確に把握可能である。

【0035】

本実施形態の歩行状態検出装置 30 は、被検者の腰部 12 及び胸背部 14 のそれぞれに取り付けられたモーションセンサ 18, 20 と、装置本体 31 と、モニタ 32 とを備えている。

【0036】 40

本実施形態では、腰部 12 及び胸背部 14 のそれぞれに、モーションセンサの一例として 3 軸加速度センサ 18, 20 を装着し、腰部 12 及び胸背部 14 の動作状況を計測している。

3 軸加速度センサ 18, 20 によって水平面内の左右方向を x 軸方向とし、水平面内の歩行方向を y 軸方向とし、鉛直方向を z 軸方向とした場合における装着個所の各軸方向の加速度が計測できる。

【0037】

2 つの 3 軸加速度センサ 18, 20 は歩行状態検出装置 30 の装置本体 31 にデータ通信可能に接続されている。3 軸加速度センサ 18, 20 と装置本体 31 との間は、データ通信ケーブル 33 等によって接続され、データの送受信が可能となっている。 50

## 【 0 0 3 8 】

次に、歩行状態検出装置 30 の装置本体 31 の具体的な構成について説明する。

装置本体 31 としては、一般的なコンピュータを採用することができる。

コンピュータ 31 は、制御プログラムに基づいて動作する制御部 42 を具備している。制御部 42 は、図示しない CPU、ROM および RAM 等から構成されている。制御部 42 は、内部バス 43 を介して、ハードディスクドライブ等の記憶装置 44 と接続されている。ただし、記憶装置 44 としては、ハードディスクドライブに限定するものではない。

## 【 0 0 3 9 】

なお、制御部 42 には、内部バス 43 を介して入力装置であるキーボード 46 およびマウス 48 等のポインティングデバイスが接続されている。

10

## 【 0 0 4 0 】

制御部 42 は、3 軸加速度センサ 18、20 からの加速度データに基づいて 2 か所の運動状況を算出する算出手段 34 を実現する。

さらに、制御部 42 は、算出手段 34 で算出された 2 か所の動作状況を重ね合わせてモニタ 32 に表示させる表示画面作成手段 36 を実現する。

## 【 0 0 4 1 】

算出手段 34 には、2 か所の 3 軸加速度センサ 18、20 からの加速度データが入力される。

算出手段 34 は、2 か所で計測された加速度データをフィルタリング処理するハイパスフィルタ 35 を備えている。ハイパスフィルタ 35 によって、加速度データのうちの低周波成分を除去し、高周波成分のみを残している。

20

## 【 0 0 4 2 】

このようにフィルタリング処理する理由は以下の通りである。加速度データの場合、歩行時の移動変位が含まれているので、歩行時の移動変位を除いたデータで歩行状態を判断したいという要望がある。このため、算出手段 34 では、加速度データをハイパスフィルタ 35 によって低周波成分である歩行時の移動変位を除去し、高周波成分である振動成分のみを抽出している。

なお、算出手段 34 において低周波成分である歩行時の移動変位を除去するのはハイパスフィルタに限定するものではなく、角速度および / または磁気センサからの信号を併用したカルマンフィルタなど他のフィルタリング手段であってもよい。

30

## 【 0 0 4 3 】

また、算出手段 34 は、積分器 37 を備えており、フィルタリング処理によって抽出された振動成分を積分処理してもよい。

なお、本明細書および特許請求の範囲では、加速度データの振動成分（積分処理しないもの）を動揺加速度、加速度データの振動成分を 1 回積分処理したものを動揺速度、加速度データの振動成分を 2 回積分処理したものを動揺量とする。

## 【 0 0 4 4 】

本実施形態の表示画面作成手段 36 は、算出手段 34 によって算出された動揺加速度、動揺速度または動揺量に基づいて、水平面内における 2 か所のリサージュ図を作成し、2 か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタ 32 に表示させるように動作する。

40

## 【 0 0 4 5 】

リサージュ図は、互いに垂直の方向に単振動を合成して描かれる曲線である。

本実施形態では、上述してきたように算出手段 34 によって振動成分を抽出しているので、リサージュ図が作成できるのである。

## 【 0 0 4 6 】

図 3 及び図 4 に、歩行状態検出装置の他の実施形態の概略説明図を示す。なお、図 2 の実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付し、説明を省略する場合もある。

図 3 の場合においては、3 軸加速度センサ 18、20 と装置本体 31 との間は、データ通信ケーブル等ではなく、無線通信機能によってデータの送受信が可能となっている。

3 軸加速度センサ 18、20 にはそれぞれデータ送信部 22、24 が設けられており、

50

検出された加速度データを無線送信可能である。また、装置本体 3 1 にはデータ受信部 2 9 が設けられており、各データ送信部 2 2、2 4 から送信されてきた加速度データを受信することができる。

無線通信機能としては、Bluetooth（登録商標）などを採用することができる。

#### 【0047】

図 4 の場合も、3 軸加速度センサ 1 8、2 0 と装置本体 3 1 との間は、無線通信機能によってデータの送受信を可能としたものであるが、3 軸加速度センサ 1 8、2 0 は 1 つのデータ送信部 2 5 に接続され、2 つの 3 軸加速度センサ 1 8、2 0 からのデータを 1 つのデータ送信部 2 5 で送信可能としている。

10

装置本体 3 1 にはデータ受信部 2 9 が設けられており、データ送信部 2 5 から送信されてきた加速度データを受信することができる。

#### 【0048】

表示画面作成手段 3 6 によって作成されたりサジュー図の概念図を図 5 ~ 図 7 に示す。

ここでいうリサジュー図は、横軸を水平面の左右方向、縦軸を歩行方向とした場合の、腰部 1 2（仙骨付近）と胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の動揺量を示している。

図 5 では、腰部 1 2（仙骨付近）と胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の動揺量は、2 つともほぼ同じ大きさの横長の円形となっている。また、2 つの横長の円形は、左右方向にはほぼズレがなく同じ位置である。歩行方向に対しては、腰部 1 2（仙骨付近）の横長の円形がやや歩行方向に出ており、胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の横長の円形がやや後ろ側にある。

20

このように、腰部 1 2（仙骨付近）と胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の動揺量がほぼ同じ大きさであって、左右方向にもほぼズレが無い場合には、良好な歩行状態であるということが判断できる。

#### 【0049】

図 6 では、腰部 1 2（仙骨付近）の動揺量は、やや小さい横長の円形となっている。胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の動揺量は腰部 1 2（仙骨付近）の動揺量とその内側に含む大きい横長の円形である。そして、胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の動揺量は、腰部 1 2（仙骨付近）の動揺量よりも左側に大きく膨らんでいる。

このようなりサジュー図が表示される場合には、胸椎付近の変位が左側によっていることから、左足を接地したときに身体の上部が大きく左に傾いているということが推定できる。したがって、左足の立脚期（左足が地面に接地している期間）に問題があるということがわかる。

30

#### 【0050】

図 7 では、腰部 1 2（仙骨付近）の動揺量は、やや小さい横長の円形となっている。胸背部 1 4（胸椎 6 番付近）の動揺量は腰部 1 2（仙骨付近）の動揺量とその内側に含み、左右方向にかなり広がっている大きい横長の円形である。図 6 とは異なり、いずれの動揺量も左右方向に偏移してはいない。

このようなりサジュー図が表示される場合には、胸椎付近の変位が極めて大きい（特に左右方向に）ことがわかる。したがって、下部体幹筋が低下して上体を大きく振ることで推進力を得ている歩行であるということが推定できる。

40

#### 【0051】

なお、図 5 ~ 図 7 に示したりサジュー図は、動揺量（加速度データをフィルタリング処理して得られた振動成分を 2 回積分したものを）を図示したものであるが、上述したように動揺加速度、動揺速度であつてもリサジュー図として表示することができる。

#### 【0052】

（第 2 の実施形態）

上述した第 1 の実施形態は、モーションセンサとして 3 軸加速度センサを採用したものであるが、モーションセンサとして 3 軸角速度センサを採用した実施形態を図 8 に基づいて説明する。

50

なお、上述した実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付し、説明を省略する場合もある。

【0053】

モーションセンサとして3軸角速度センサを採用した場合も、腰部12及び胸背部14のそれぞれに取り付けられ、検出された角速度データを算出手段34に送信する。

【0054】

算出手段34には、2か所の3軸角速度センサ38、40からの角速度データが入力される。

算出手段34は、2か所で計測された角速度データをフィルタリング処理するハイパスフィルタ35を備えている。ハイパスフィルタ35によって、角速度データのうちの低周波成分を除去し、高周波成分のみを残している。

10

【0055】

また、算出手段34は、積分器37を備えており、フィルタリング処理によって抽出された振動成分を積分処理している。

なお、本明細書および特許請求の範囲では、角速度データの振動成分(積分処理しないもの)を動揺角速度、角速度データの振動成分を1回積分処理したものを動揺角度とする。

【0056】

なお、3軸加速度センサ38、40と装置本体31との間は、データ通信ケーブル等ではなく、無線通信機能によってデータの送受信を行ってもよい。この場合、無線通信機能については、図3、図4に示すような構成と同様の構成となるので、ここでは詳細な説明は省略する。

20

【0057】

本実施形態の表示画面作成手段36は、算出手段34によって算出された動揺角速度、動揺角度に基づいて、水平面内における2か所のリサージュ図を作成し、2か所のリサージュ図を重ね合わせてモニタ32に表示させるように動作する。

なお、ここではリサージュ図における例は図示しないが、第1の実施形態で示した図5~図7と同じような図形が表示される。

【0058】

なお、角速度データの場合、歩行時の移動変位の影響が加速度データと比較して少ないことがある。

30

したがって、角速度データが入力された算出手段34では、フィルタリング処理を行わず、また積分処理を行わずに、そのままの角速度データに基づいて表示画面作成手段36は、2か所の角速度データを重ね合わせてモニタ32に表示させるように動作してもよい。

なお、この場合、制御部42内の算出手段34は存在していなくてもよい。

【0059】

フィルタリング処理及び積分処理を行わない場合の角速度データによるモニタの表示画面の例を図9に示す。

図9に示すグラフの横軸は「時間(秒)」であり、縦軸は「角速度(deg/sec)」である。

40

このグラフを見ると、大きく山が4つ確認できる。1歩歩くと1つの山が出現するため、このグラフでは、被験者が4歩歩いているということになる。

この被験者の例では、仙骨付近の角速度が小さいので、少なくとも腰付近をねじってはいないが、胸椎付近の回転が大きいので、上部体幹をねじって歩いているということが判断できる。

【0060】

また、角速度データが入力された算出手段34では、フィルタリング処理を行わず、1回積分処理を行って角度データとし、この角度データに基づいて表示画面作成手段36は、動作状況をモニタ32に表示させるように動作してもよい。

50

## 【 0 0 6 1 】

フィルタリング処理を行わず、1回積分処理を行った場合の角度データによるモニタの表示画面の例を図10に示す。

図10の表示例では、円形の中心から右方向及び左方向の4本の針を表示させ、図面上方向を進行方向とし、円の中心から右側及び左側に30度、60度、90度の目盛を振っている。

## 【 0 0 6 2 】

4本の針のうち、2本は腰部における角度であり、他の2本は胸背部における角度である。腰部、胸背部の2本の針はそれぞれ、右方向及び左方向への最大角度を指している。

これにより、歩行時における上体のねじれが判断できる。

10

## 【 0 0 6 3 】

(第3の実施形態)

モーションセンサとして3軸磁気センサを採用した実施形態を図11に基づいて説明する。

なお、上述した実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付し、説明を省略する場合もある。

## 【 0 0 6 4 】

磁気センサは、北方向の地磁気の磁界が大きいということを利用し、動作部分の角度成分を検出することができる。したがって、本実施形態における3軸磁気センサも検出されるデータは角度データである。

20

## 【 0 0 6 5 】

モーションセンサとして3軸磁気センサ39, 41を採用した場合も、腰部12及び胸背部14のそれぞれに取り付けられ、検出された角度データを制御部42に送信する。

本実施形態では、角度データをそのまま使用し、表示画面作成手段36が2か所の角度データを重ね合わせてモニタ32に表示させるように動作してもよい。

このため、データをフィルタリング処理及び積分処理する算出手段は設けなくてもよい。

## 【 0 0 6 6 】

なお、3軸磁気センサ39, 41と装置本体31との間は、データ通信ケーブル等ではなく、無線通信機能によってデータの送受信を行ってもよい。この場合、無線通信機能については、図3、図4に示すような構成と同様の構成となるので、ここでは詳細な説明は省略する。

30

## 【 0 0 6 7 】

角度データによるモニタの表示画面の例は、図10と同様の例が考えられ、ここでは説明を省略する。

## 【 0 0 6 8 】

(第4の実施形態)

モーションセンサとして、3軸加速度センサと3軸角速度センサを組み合わせた実施形態を説明する。

すなわち、仙骨付近に取り付けられるモーションセンサ56に3軸加速度センサと3軸角速度センサが組み合わされており、胸椎付近に取り付けられるモーションセンサ58にも3軸加速度センサと3軸角速度センサが組み合わされている。

40

## 【 0 0 6 9 】

図12に、本実施形態の歩行状態検出装置の説明図を示す。

なお、上述してきた実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付し、説明を省略する場合もある。

モーションセンサ56、58にはそれぞれデータ送信部22、24が設けられており、検出されたデータを無線送信可能である。また、装置本体31にはデータ受信部29が設けられており、各データ送信部22、24から送信されてきた加速度データを受信することができる。無線通信機能としては、Bluetooth(登録商標)などを採用するこ

50

とができる。

【0070】

装置本体31としては、一般的なコンピュータを採用することができる。コンピュータ31は、制御プログラムに基づいて動作する制御部42を具備している。

制御部42において、あらかじめ記憶された制御プログラムを起動すると、モニタ32には、図13に示す操作画面が表示される。この操作画面は、各モーションセンサ56、58における設定及び校正を行うための画面である。

【0071】

各モーションセンサ56、58の接続設定は、図13の左上に表示される接続設定ボタン60をマウス48などの操作で押下することで、制御部42が実行する。

接続設定ボタン60の近傍には、センサ切断ボタン61が設けられている。

【0072】

図13の操作画面の右側には、校正についての表示がなされている。

この校正では、重力方向及び重力方向に直交する水平方向を確実に検出することを目的としており、操作者は、簡易補正又は標準補正のいずれかを選択可能となっている。

簡易校正及び標準校正ともに、各モーションセンサ56、58を水平面に載置して重力方向を検出する。校正は、校正実行ボタン62をマウス48などの操作で押下することで制御部42が実行する。校正実行ボタン62の隣には、各モーションセンサ56、58ごとにおける校正データ収集ランプが設けられている。

【0073】

次に、実際の計測動作について説明する。

被験者の仙骨付近にモーションセンサ56を取り付け、胸椎6番付近にモーションセンサ58を取り付け、被験者が歩行すると制御部42では自動的に所定時間の歩行データを収集する。

なお、各モーションセンサ56、58の被験者への取付けにおいては、各モーションセンサ56、58に表示されている方向に合わせて取り付けることが必要である。すなわち、各モーションセンサ56、58には、X方向が右向き、Y方向が上向き、Z方向が進行方向となるような表示がされており、被験者には各モーションセンサ56、58が、表示されている方向となるように取り付けられる。

【0074】

仙骨付近のモーションセンサ56からは、所定間隔（例えば5ms）おきにX軸方向の加速度データ、Y軸方向の加速度データ、Z軸方向の加速度データ、X軸方向の角速度データ、Y軸方向の角速度データ、Z軸方向の角速度データがデータ受信部29に送信されてくる。

同様に胸椎6番付近のモーションセンサ58からも、所定間隔（例えば5ms）おきにX軸方向の加速度データ、Y軸方向の加速度データ、Z軸方向の加速度データ、X軸方向の角速度データ、Y軸方向の角速度データ、Z軸方向の角速度データがデータ受信部29に送信されてくる。

【0075】

データ受信部29で受信した各データは表示画面作成手段36によって、そのままの計測データとしても表示される。

計測データの表示例を図14に示す。

図14では、仙骨付近のモーションセンサ56の加速度センサによる、X軸方向の加速度 $A_x$ 、Y軸方向の加速度 $A_y$ 、Z軸方向の加速度 $A_z$ について、横軸を時間（秒）、縦軸を加速度（ $m/s^2$ ）としたグラフ64に表示させている。

また、仙骨付近のモーションセンサ56の角速度センサによる、X軸方向の $W_x$ 角速度、Y軸方向の角速度 $W_y$ 、Z軸方向の角速度 $W_z$ について、横軸を時間（秒）、縦軸を角速度（ $rad/s$ ）としたグラフ65に表示させている。

【0076】

胸骨6番付近のモーションセンサ58の加速度センサによる、X軸方向の加速度 $A_x$ 、

10

20

30

40

50

Y軸方向の加速度 $A_y$ 、Z軸方向の加速度 $A_z$ について、横軸を時間(秒)、縦軸を加速度( $m/s^2$ )としたグラフ66に表示させている。

また、胸骨6番付近のモーションセンサ58の角速度センサによる、X軸方向の $W_x$ 角速度、Y軸方向の角速度 $W_y$ 、Z軸方向の角速度 $W_z$ について、横軸を時間(秒)、縦軸を角速度( $rad/s$ )としたグラフ67に表示させている。

【0077】

図14の各グラフの右側には、計測開始から計測終了までの時間を設定できる設定欄68が設けられている。設定欄68の下方には、計測中の残り時間を表示する残り時間表示欄69が設けられている。また、計測開始又は計測停止を指示するための計測開始・停止ボタン70が設けられている。

なお、図14のグラフは計測中のデータをリアルタイムで表示させることができるが、過去に計測したデータについても表示可能である。過去に計測したデータが記憶されているときは、保存済み計測データボタン71を押下し、保存済み(過去に計測して記憶しておいた)データを読み出して、各グラフ64~67に表示させるようにできる。

【0078】

図15には、図14で示したデータを解析した結果を表示させる画面を示す。

まず算出手段34は、モーションセンサ56、58ごとに、X軸方向の加速度 $A_x$ 、Y軸方向の加速度 $A_y$ 、Z軸方向の加速度 $A_z$ のそれぞれをハイパスフィルタ35で低周波成分を除去する。そして、算出手段34の積分器37によって、フィルタリング処理によって抽出された動揺加速度それぞれを1回積分して動揺速度を算出し、2回積分して動揺量を算出する。

【0079】

図15の左上のグラフ72は、仙骨付近のモーションセンサ56の変位をX軸方向、Y軸方向、Z軸方向のそれぞれについて表示している。このグラフ72の縦軸は変位(mm)で、横軸は時間(秒)である。

このグラフ72では、縦軸の変位は、停止位置を基準(0)として、3軸の各方向への変位を示している。

【0080】

図15の左下のグラフ74は、仙骨付近のモーションセンサ56の変位をリサジュー図にしたものであり、縦軸が上下方向の変位(mm)、横軸が左右方向の変位(mm)である。

【0081】

図15の右上のグラフ76は、胸椎6番付近のモーションセンサ58の変位をX軸方向、Y軸方向、Z軸方向のそれぞれについて表示している。このグラフ76の縦軸は変位(mm)で、横軸は時間(秒)である。

このグラフ76では、縦軸の変位は、停止位置を基準(0)として、3軸の各方向への変位を示している。

【0082】

図15の右下のグラフ78は、胸椎6番付近のモーションセンサ58の変位をリサジュー図にしたものであり、縦軸が上下方向の変位(mm)、横軸が左右方向の変位(mm)である。

【0083】

図15のリサジュー図による軌跡のグラフ74、78については、X-Y、Y-Z、X-Zいずれの平面から見たグラフにするかを、変更ボタン79を押下することにより変更することができる。図15では、X-Y平面を前額面として、表示しているが、変更ボタン79の押下によりY-Z平面(矢状面)、X-Z平面(水平面)のいずれの面における表示も実行できる。

【0084】

また、図15の各軌跡のグラフ74、78の表示データとしては、実際に測定されたデータの歩行周期のうち、いつからいつまでの歩行周期をグラフとして表示するかを選択で

10

20

30

40

50

きる。歩行周期の選択は、選択画面 80 によって行われる。図 15 では、1 周期目から 2 周期分と表示されているが、歩行が安定している途中段階の周期を選択することが好ましい。また、選択画面 80 によって選択された歩行周期の範囲は、各モーションセンサ 56、58 の変位のグラフ 72、76 において 2 本の太い縦線 81 の範囲として表示される。

#### 【0085】

なお、算出手段 34 は、計測された各モーションセンサ 56、58 から得られたデータに基づく動揺量から、歩行ピッチを算出することができる。歩行ピッチとは、所定の足が着地してから、同じ足の次の着地までの間のことを指している。

算出された歩行ピッチは、抽出結果欄 83 に表示される。また、算出手段 34 は、操作者が操作可能な上限設定欄 85 で設定された歩行ピッチの上限範囲内の歩行ピッチを算出する。

10

#### 【0086】

図 15 で表示された各グラフにおける計測データ及び解析条件は、保存ボタン 96 を押下することによって、記憶装置 44 に記憶させることができる。計測データ及び解析条件は、例えば CSV ファイル等で記憶させておくことができる。

#### 【0087】

図 16 に、表示画面作成手段 36 が最終的にユーザ向けに作成する画面を示す。

図 16 では、各モーションセンサ 56、58 により算出された仙骨付近と胸椎 6 番付近の変位によるリサジュー図を、Y-Z 平面（矢伏面）100、X-Y 平面（前額面）102、X-Z 平面（水平面）104 の 3 つを同時に表示させているところに特徴がある。

20

なお、図 16 では 2 つの各データに対する 3 つのリサジュー図を左右両側に対比させるように配置しているが、1 つのデータに対しての表示を行ってもよい。

#### 【0088】

表示画面作成手段 36 は、2 か所のモーションセンサ 56、58 のリサジュー図における同一時点どうしを接続する接続線 82 を表示させ、且つ接続線 82 を時間経過に伴って移動するように表示することができる。

接続線 82 の表示は、操作者が画面右側のフェーズボタン 89 を押下することにより、表示画面作成手段 36 が行う。また、フェーズボタン 89 の下方には、再生ボタン 92 が設けられている。再生ボタン 92 が押下されると、表示画面作成手段 36 は、時間経過に合わせて接続線 82 を移動させながら再生表示させる。また、接続線 82 の再生表示は、倍速表示欄 93 内の数字を変更することにより、再生速度を変更できる。倍速表示欄 93 内の数字が 1.0 の場合、実時間での再生となり、数字が 0.5 の場合、実時間の半分の時間での再生となる。

30

#### 【0089】

なお、Y-Z 平面（矢伏面）100、X-Y 平面（前額面）102、X-Z 平面（水平面）104 の各リサジュー図の隣には、各リサジュー図における動揺幅及び軌跡長が表示される表示欄 105 が、それぞれのリサジュー図ごとに設けられている。

表示欄 105 において、Y-Z 平面（矢伏面）100 に対しては、表示画面作成手段 36 が前後幅（mm）と上下幅（mm）と軌跡長（mm）を算出して表示する。

表示欄 105 において、X-Y 平面（前額面）102 に対しては、表示画面作成手段 36 が左右幅（mm）と上下幅（mm）と軌跡長（mm）を算出して表示する。

40

表示欄 105 において、X-Z 平面（水平面）104 に対しては、表示画面作成手段 36 が左右幅（mm）と前後幅（mm）と軌跡長（mm）を算出して表示する。

#### 【0090】

また、各リサジュー図の下部に示すように、左右の足裏図 84a、84b が表示され、左右の足裏の任意の点を指示すると、この指示した点における足裏にかかる衝撃値（ $m/s^2$ ）を表示させる表示欄 86a、86b が設けられている。各足裏図 84a、84b の隣には、足裏の任意の点を指示するための指示バー 87a、87b が設けられており、操作者はこの指示バー 87a、87b を操作することによって、足裏の任意の点を指示することができる。

50

## 【 0 0 9 1 】

操作者が、指示バー 8 7 a、8 7 b を操作すると、算出手段 3 4 は、指示バー 8 7 a、8 7 b における指示された位置における、モーションセンサ 5 6 における上下方向の加速度値を算出し、表示画面作成手段 3 6 は表示欄 8 6 a、8 6 b に算出した加速度値を衝撃値として表示する。

なお、足裏の位置については、モーションセンサ 5 6 における X - Z 平面（水平面）のリサジュー図の横 8 の字（無限大印）の最後部をかかと着地時とし、最前部をつま先の離地時とすることによって、把握することができる。

## 【 0 0 9 2 】

図 1 6 に示した解析結果は、保存ボタン 9 5 を押下することにより、記憶装置 4 4 内に記憶させることができる。解析結果は、例えば CSV ファイル等で記憶させておくことができる。

10

また、図 1 6 の各リサジュー図のスケールは、スケール表示欄 9 7 の数字を変更することによって変更可能である。

## 【 0 0 9 3 】

なお、表示画面作成手段 3 6 は、各モーションセンサ 5 6、5 8 により算出された仙骨付近と胸椎 6 番付近の Y - Z 平面（矢状面）の変位、X - Y 平面（前額面）の変位、X - Z 平面（水平面）の変位に基づいて、被験者が 3 次元的に動作している様子を表す動画（アニメーション）を作成することもできる。

## 【 0 0 9 4 】

20

なお、上述してきた各実施形態において、モーションセンサどうしの位置を測定し、この位置関係に基づいてリサジュー図を補正してもよい。

例えば、被験者の静止時において、被験者を強制的に基準姿勢を取らせる。基準姿勢を取らせるには、補助者が姿勢を正してもよいし、宛木などを被験者にあててもよい。その後、被験者にはリラックスしてもらい、被験者が楽な姿勢にさせる。すると、基準姿勢から、被験者のもともとの姿勢（身体的特徴）に移行する際の動揺量が算出手段 3 4 によって算出される。すなわち、胸背部のモーションセンサと腰部のモーションセンサの位置のずれ、傾斜、ねじれなどが判明する。例えば、被験者の右肩がもともと下がっていれば、胸背部のモーションセンサが腰部のモーションセンサよりも右に傾いており、被験者が猫背であれば胸背部のモーションセンサが腰部のモーションセンサよりも前方に傾いている

30

## 【 0 0 9 5 】

算出手段 3 4 が算出する動揺量により、例えば、胸背部のモーションセンサが腰部のモーションセンサよりも 1 cm 右にずれていることなどが判明した場合、そして、表示画面作成手段 3 6 は、胸背部における動揺量のリサジュー図を右に 1 cm ずらすように補正する。

このようにすれば、リサジュー図を見ただけで、歩行時にかかわらず被験者のもともとの身体的特徴も確認することができる。

## 【 0 0 9 6 】

なお、静止時における被験者の身体的特徴ではなく、歩行時における身体的特徴を考慮してリサジュー図を表示させるようにしてもよい。すなわち、静止時には基準姿勢であっても、歩行時には姿勢が悪くなったり、又は歩行時には姿勢が正しくなる場合なども考えられるためである。

40

## 【 0 0 9 7 】

この場合、算出手段 3 4 は、被験者の歩行中の各モーションセンサの直交座標系における位置ずれを算出し、歩行時における被験者の身体的特徴を算出する。

そして、表示画面作成手段 3 6 は、身体的特徴に基づいて動揺量のリサジュー図を補正する。このようにすれば、リサジュー図を見ただけで、歩行時の身体的特徴も確認することができる。

## 【 0 0 9 8 】

50

(第5の実施形態)

モーションセンサを用いずに高速度カメラで撮影された画像に基づいて、動作状況を測定する実施形態について、図17に基づいて説明する。

なお、上述した実施形態と同一の構成要素については同一の符号を付し、説明を省略する場合もある。

【0099】

高速度カメラ55は、一秒間に数十フレームを連続撮影できるカメラであり、公知のものを採用することができる。高速度カメラ55は、複数台設け、異なる位置で撮影することが測定の精度を上げることができる。

腰部12及び胸背部14のそれぞれにはマーカー50, 52が取り付けられる。各高速度カメラ55は、このマーカー50, 52を撮影する。

10

【0100】

撮影された画像データは、装置本体31に入力される。

装置本体31では、制御部42が実現する表示画面作成手段36が入力された画像データにおけるマーカー50, 52の動作状況をモニタ32に表示させる。このとき、複数の高速度カメラ55によって、異なる位置からの画像データが装置本体31に入力されるが、マーカー50, 52の位置が3次的に動作する状況、すなわち各マーカー50, 52の移動軌跡を表示させるとよい(図示せず)。

【0101】

なお、本実施形態において、マーカー50, 52の位置に、上述してきた各実施形態におけるモーションセンサを配置し、モーションセンサによって計測されたデータに基づいて、前記2か所の動作状況を算出する算出手段を具備してもよい(図示せず)。

20

このとき、表示画面作成手段36は、高速度カメラ55によって撮影されたマーカー50, 52の移動軌跡を重ね合わせてモニタ32に表示させるとともに、算出手段で算出された2か所の動作状況を重ね合わせてモニタ32に表示させるようにできる。

【0102】

さらに、高速度カメラ55を用いて、被験者の静止時におけるモーションセンサどうしの位置関係を測定してもよい。このモーションセンサの位置関係とは、胸背部のモーションセンサと腰部のモーションセンサの位置のずれ、傾斜、ねじれなどがある。例えば、被験者の右肩がもともと下がっていれば、胸背部のモーションセンサが腰部のモーションセンサよりも右に傾いており、被験者が猫背であれば胸背部のモーションセンサが腰部のモーションセンサよりも前方に傾いている。

30

【0103】

高速度カメラ55によって、被験者が静止している状態でモーションセンサの位置を撮影することで、モーションセンサの上記のような位置関係が判明する。表示画面作成手段36では、各モーションセンサの位置関係に基づいて、モーションセンサによって計測された動揺量のリサージュ図を補正してモニタ32に表示できる。例えば、胸背部のモーションセンサが腰部のモーションセンサよりも1cm右にずれている場合であれば、胸背部における動揺量のリサージュ図を右に1cmずらすように補正する。

このようにすれば、リサージュ図を見ただけで、歩行時にかかわらず被験者のもとの身体的特徴も確認することができる。

40

【0104】

なお、被験者の測定箇所として、被検者10の腰部12と胸背部14の2か所で動作状況を計測する実施形態について説明してきたが、そのほかにも頭部など、測定箇所を追加して3か所以上の箇所で測定を行ってもよい。

【0105】

なお、上述してきた各実施形態では、加速度センサのみ、角速度センサのみ、磁気センサのみの場合のそれぞれについて説明してきたが、加速度センサ、角速度センサ、磁気センサを組み合わせて用いてもよい。

この場合、検出される物理量としては、加速度、速度、位置、角速度、角度の組み合わ

50

せが検出されうる。

【0106】

また、上述してきた各実施形態において、モニタ32を大型モニタとし、被験者が自身の姿勢を見ながら歩行するようにしてもよい。

このようにすれば、被験者は自身の歩行を矯正しながら歩くことができ、バイオフィードバック効果を得られる。

【0107】

さらに、表示画面作成手段36は、リサージュ図の解析結果などをもとに、CGなどのアニメーションで擬人化した表示をモニタ32に表示させるようにしてもよい。この方法によれば、被験者にわかりやすく結果表示を行うことができる。

10

【0108】

(歩行状態検出装置の用途)

上述してきた歩行状態検出装置により、被験者の腰部と胸背部における動作状況が判明するため、シューズのインソールの効果を確認することが可能となる。

シューズのインソールは、現在さまざまなメーカーで開発がなされ、ランニング、登山、ウィンタースポーツなど様々な用途に適した材質及び形状となっている。

【0109】

図16では、2つのデータを左右両側に配置しており、それぞれのデータは読み込みボタン90を押下することにより、変更することができる。したがって、被験者は、インソールの装着の有無又はインソールを代えて複数回各モーションセンサのデータを収集し、条件が異なる2つのデータをモニタ32に表示させることができる。

20

条件を変えたデータを図16のように1つの画面上で同時に表示することにより、一目で条件を変えた場合の歩行状態が把握できる。

【0110】

図16の例では、右側のデータ2の方が、前後、左右、上下の3方向のぶれが大きく、左側のデータ1の条件の方が好ましい歩行状態であると判断できる。

従来であれば、インソールの効果については、被験者が歩きやすいかどうかなどの被験者の主観的な判断しかできなかったが、歩行状態検出装置を用いることにより、客観的な判断がきわめて容易に行うことができる。

【0111】

30

(歩行状態検出装置の他の用途)

歩行状態検出装置は、インソールの効果確認だけでなく、シューズの良し悪しについても確認することができる。被験者は、シューズを代えて複数回各モーションセンサのデータを収集することにより、いずれのシューズが好ましい歩行状態であるかが、客観的に容易に判断できる。

【0112】

歩行状態検出装置は、さらにリハビリテーションの効果確認をすることができる。リハビリテーションを行う前後に、各モーションセンサのデータを収集することにより、リハビリテーションの効果が上がって好ましい歩行状態であるかが、客観的に容易に判断できる。

40

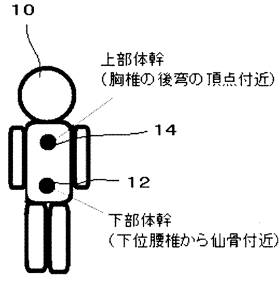
【0113】

歩行状態検出装置は、さらにトレーニングやストレッチの効果確認をすることができる。トレーニングやストレッチを行う前後に、各モーションセンサのデータを収集することにより、トレーニングやストレッチの効果が上がって好ましい歩行状態であるかが、客観的に容易に判断できる。

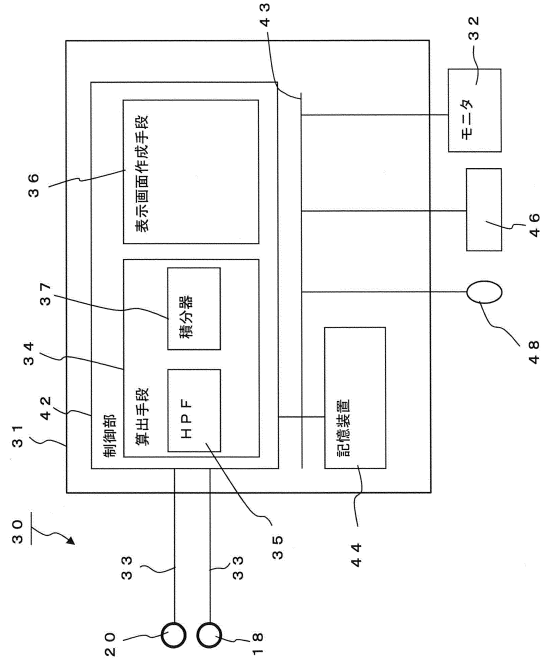
【0114】

以上本発明につき好適な実施例を挙げて種々説明したが、本発明はこの実施例に限定されるものではなく、発明の精神を逸脱しない範囲内で多くの改変を施し得るのはもちろんである。

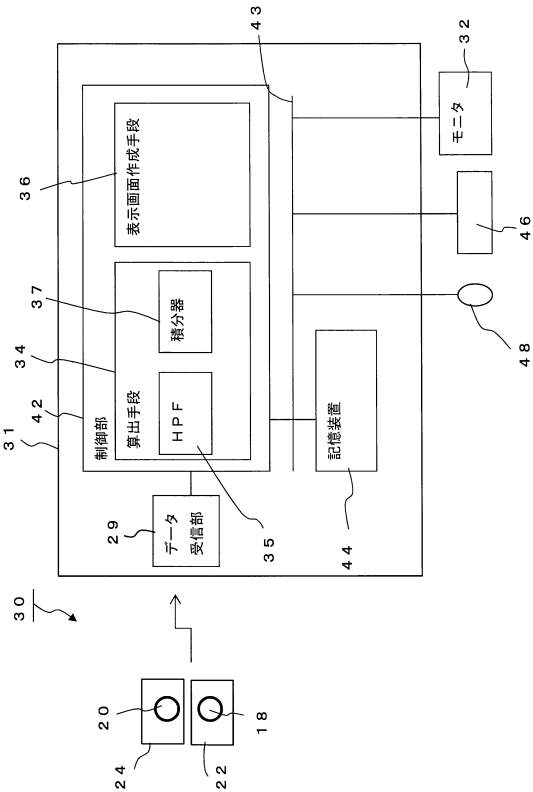
【図 1】



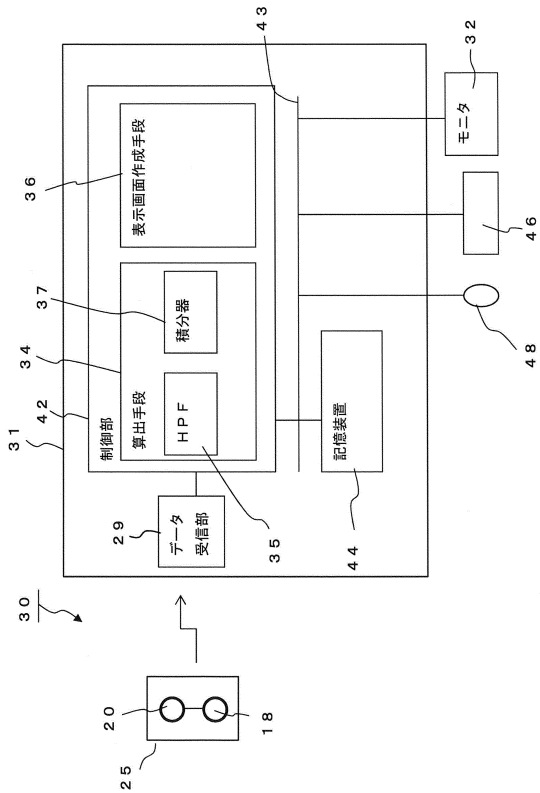
【図 2】



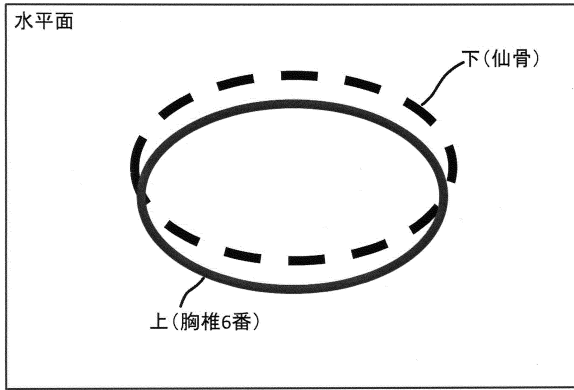
【図 3】



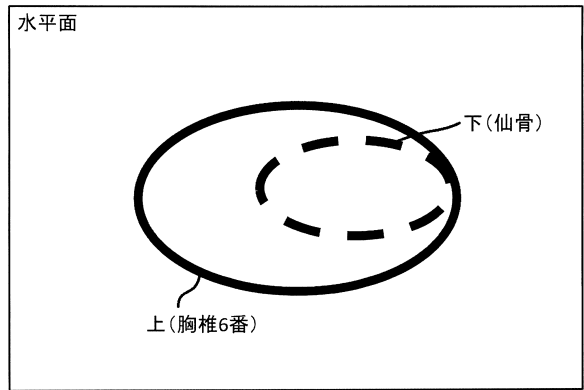
【図 4】



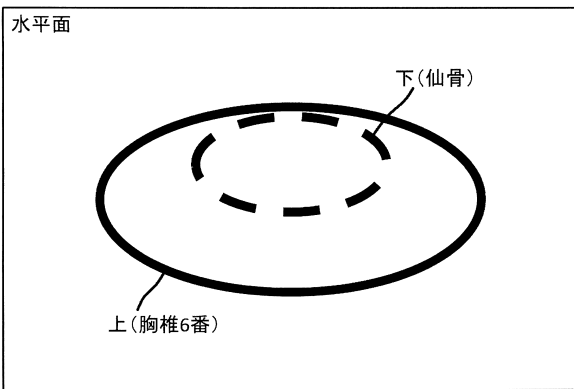
【図5】



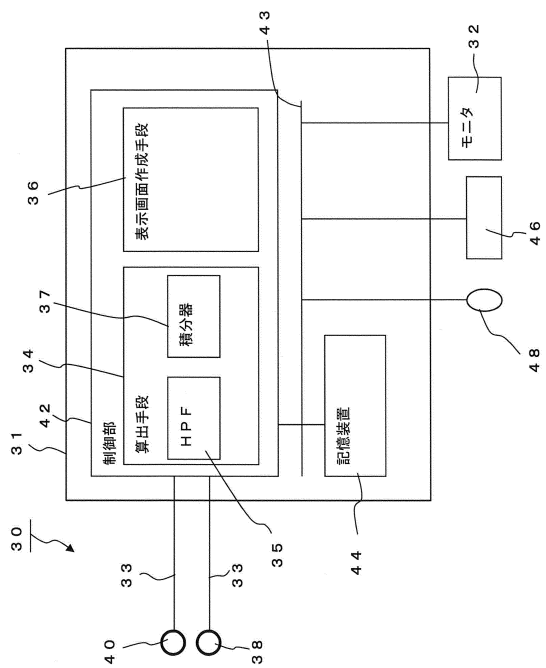
【図6】



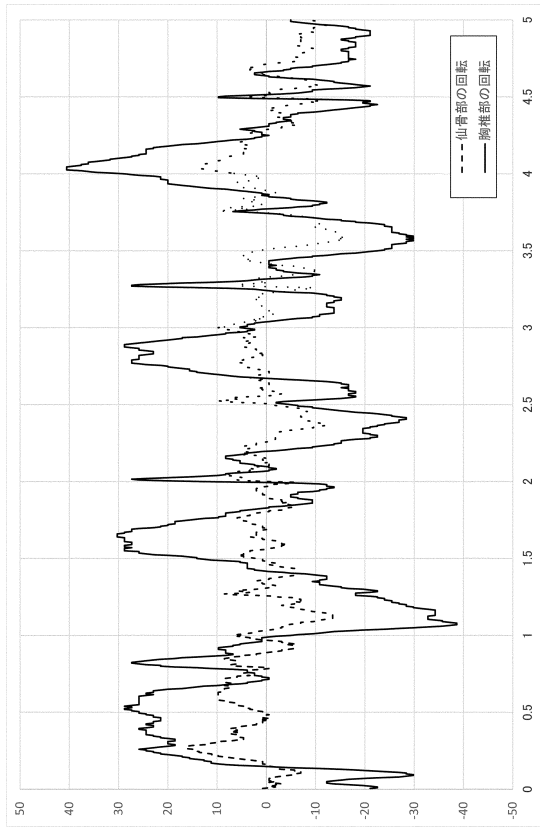
【図7】



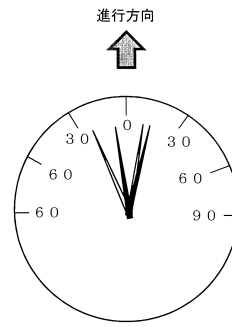
【図8】



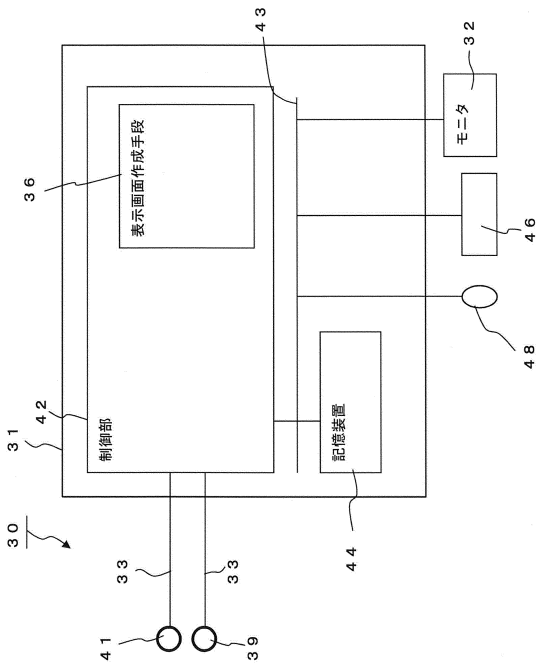
【図 9】



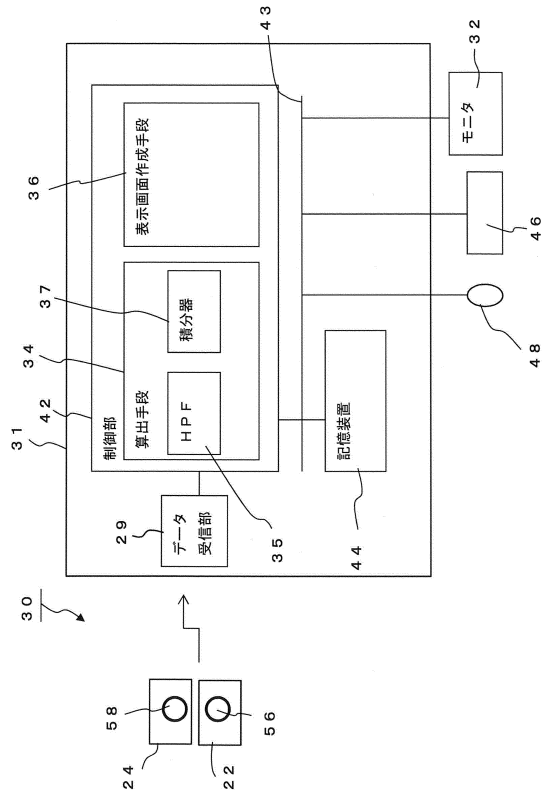
【図 10】



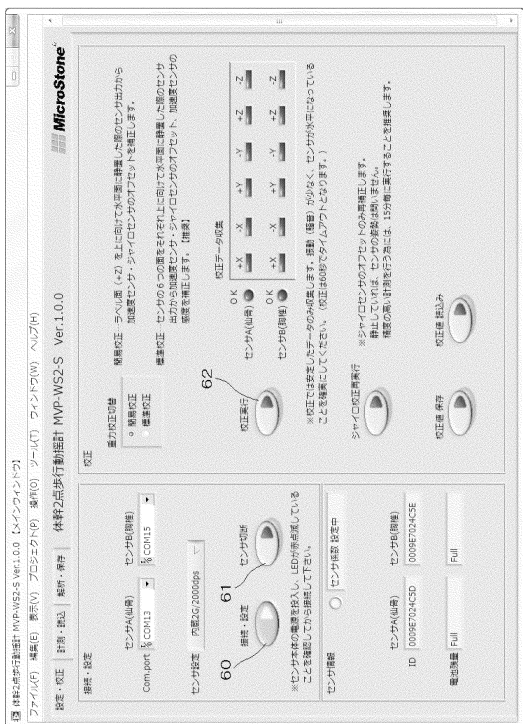
【図 11】



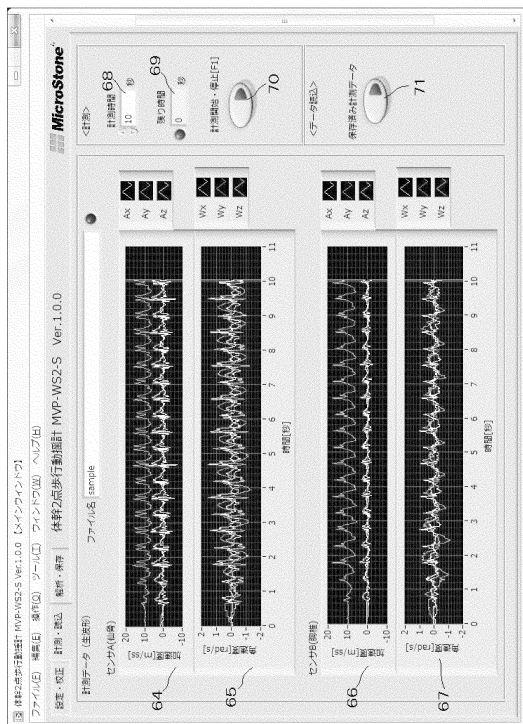
【図 12】



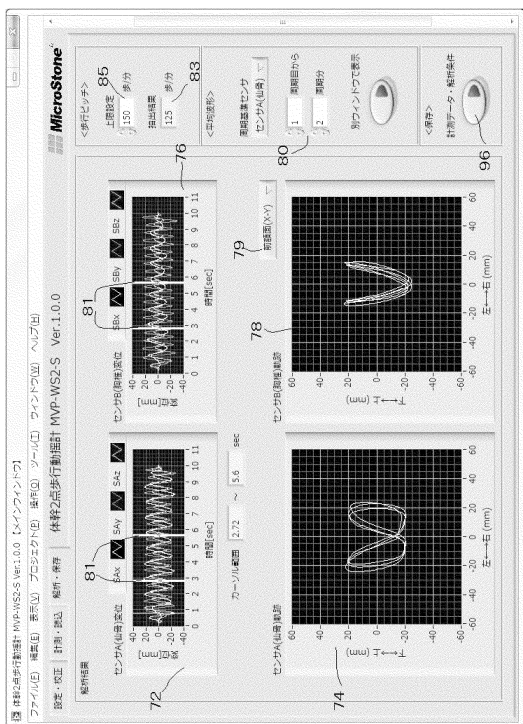
【 図 1 3 】



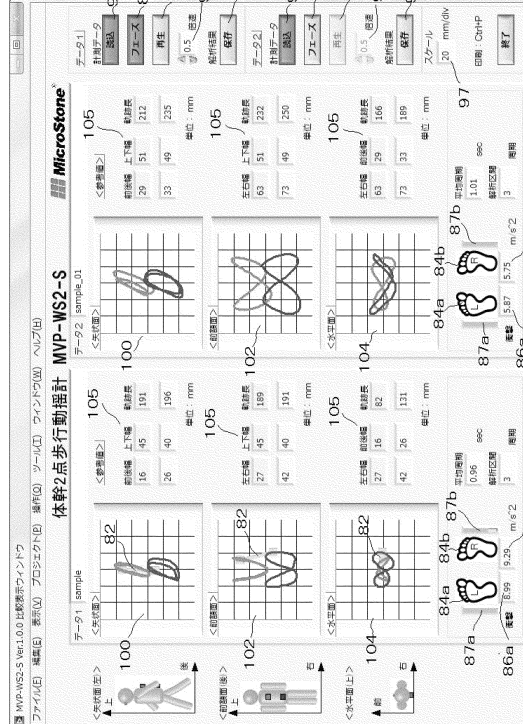
【 図 1 4 】



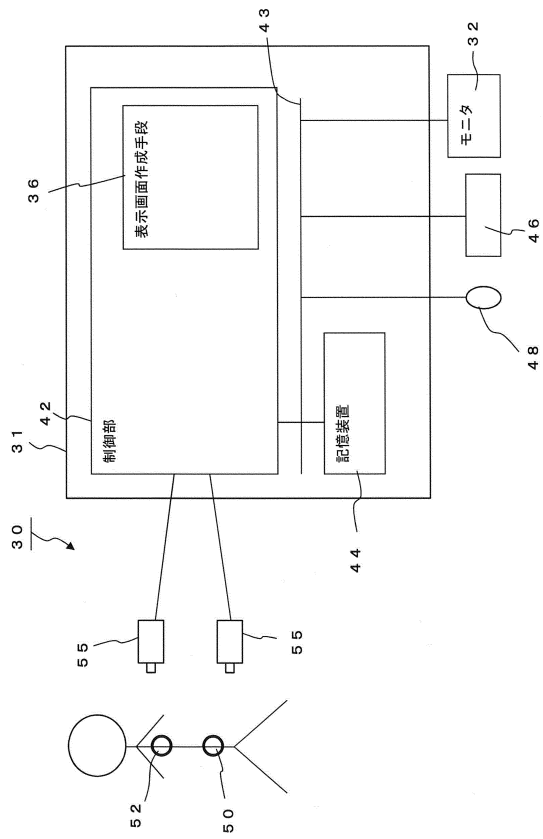
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【図17】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 岡田 恵也  
長野県佐久市新子田1934番地 マイクロストーン株式会社内
- (72)発明者 野澤 秀隆  
長野県佐久市新子田1934番地 マイクロストーン株式会社内

審査官 福田 裕司

- (56)参考文献 特開2009-106377(JP,A)  
米国特許第05146929(US,A)  
特開2010-193977(JP,A)  
特開2012-024449(JP,A)  
特開2008-307207(JP,A)  
特表2014-504932(JP,A)  
特開2009-106391(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/11