

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6644298号
(P6644298)

(45) 発行日 令和2年2月12日(2020.2.12)

(24) 登録日 令和2年1月10日(2020.1.10)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/11 (2006.01) A 6 1 B 5/11 2 3 0

請求項の数 16 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2016-144833 (P2016-144833)	(73) 特許権者	591079487
(22) 出願日	平成28年7月22日 (2016.7.22)		広島県
(65) 公開番号	特開2018-11890 (P2018-11890A)		広島県広島市中区基町10番52号
(43) 公開日	平成30年1月25日 (2018.1.25)	(73) 特許権者	507234438
審査請求日	平成30年12月25日 (2018.12.25)		公立大学法人県立広島大学
早期審査対象出願			広島県広島市南区宇品東1丁目1番71号
前置審査		(74) 代理人	100091982
			弁理士 永井 浩之
		(74) 代理人	100091487
			弁理士 中村 行孝
		(74) 代理人	100105153
			弁理士 朝倉 悟
		(74) 代理人	100150717
			弁理士 山下 和也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歩行データ取得装置および歩行データ取得システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の足のMP関節軸の周りの屈曲度、足首部の屈曲度および土踏まず部の屈曲度のうちの少なくとも一つを計測する曲げ計測部と、

前記被験者の足裏圧力を計測する圧力計測部と、

前記曲げ計測部から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて曲げデータを作成して出力するとともに、前記圧力計測部から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて圧力データを作成して出力するデータ処理部と、を備え、

前記曲げ計測部は、フォアフットロッカー期間におけるロッカー機能の評価を行うための、前記足の前記MP関節軸の周りの屈曲度を計測するMP曲げセンサを有し、

前記圧力計測部は、前記足の裏側において踵部の圧力を計測する踵圧力センサと、前記足の裏側において足指部の圧力を計測する足指圧力センサと、を有している、歩行データ取得装置。

【請求項2】

前記曲げ計測部は、前記足首部の距腿関節軸の周りの屈曲度を計測する距腿曲げセンサを更に有している、請求項1に記載の歩行データ取得装置。

【請求項3】

前記圧力計測部は、前記足の裏側においてMP関節部の圧力を計測するMP圧力センサを更に有している、請求項1または2に記載の歩行データ取得装置。

【請求項4】

10

20

被験者の足のM P関節軸の周りの屈曲度、足首部の屈曲度および土踏まず部の屈曲度のうちの少なくとも一つを計測する曲げ計測部と、

前記被験者の足裏圧力を計測する圧力計測部と、

前記曲げ計測部から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて曲げデータを作成して出力するとともに、前記圧力計測部から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて圧力データを作成して出力するデータ処理部と、を備え、

前記曲げ計測部は、アンクルロッカー期間におけるロッカー機能の評価を行うための、前記足首部の距腿関節軸の周りの屈曲度を計測する距腿曲げセンサを有し、

前記圧力計測部は、前記足の裏側において踵部の圧力を計測する踵圧力センサと、前記足の裏側においてM P関節部の圧力を計測するM P圧力センサと、を有している、歩行データ取得装置。 10

【請求項 5】

前記曲げ計測部は、前記足の前記M P関節軸の周りの屈曲度を計測するM P曲げセンサを更に有している、請求項 4 に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 6】

前記圧力計測部は、前記足の裏側において足指部の圧力を計測する足指圧力センサを更に有している、請求項 4 または 5 に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 7】

前記曲げ計測部は、前記足首部の距骨下関節軸の周りの屈曲度を計測する距骨曲げセンサを更に有している、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の歩行データ取得装置。 20

【請求項 8】

前記距骨曲げセンサは、前記足首部の内側において前記距骨下関節軸の周りの屈曲度を計測する内側距骨曲げセンサと、前記足首部の外側において前記距骨下関節軸の周りの屈曲度を計測する外側距骨曲げセンサと、のうちの少なくとも一方を含んでいる、請求項 7 に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 9】

前記曲げ計測部は、前記土踏まず部の屈曲度を計測する土踏まず曲げセンサを更に有している、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 10】

前記被験者の下腿部または前記足の加速度を計測する加速度計測部を更に備え、前記データ処理部は、前記加速度計測部から受信した加速度信号を前記計測時間と関連付けて加速度データを作成して出力する、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の歩行データ取得装置。 30

【請求項 11】

前記データ処理部に電力を供給する電源部を更に備えた、請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 12】

前記曲げ計測部が取り付けられ、前記足に装着可能な装身具を更に備えた、請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 13】 40

前記装身具は、靴下、サポータまたは履物である、請求項 12 に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 14】

前記曲げ計測部の前記M P曲げセンサが取り付けられたインソールを更に備えた、請求項 1 乃至 3 および 5 のうちのいずれか一項に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 15】

前記圧力計測部は、前記インソールに取り付けられている、請求項 14 に記載の歩行データ取得装置。

【請求項 16】

請求項 1 乃至 15 のいずれか一項に記載の前記歩行データ取得装置と、 50

前記歩行データ取得装置の前記データ処理部から出力された前記曲げデータを表示する表示装置と、を備えた、歩行データ取得システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、歩行データ取得装置および歩行データ取得システムに関する。

【背景技術】

【0002】

一般的に、ヒトの歩行診断は、1歩行周期にわたる足運びを確認することにより行われる。ここで、一歩行周期は、一側の足Fが床面に接地して離地し、その後と同じ側の足Fが接地するまでの期間をいい、足Fが床面に接地している立脚期と、足Fが床面から離れている遊脚期とに区分けされる。歩行診断には、立脚期においてロッカー機能が正常に働いているか否かの評価や、回内・回外運動が適切に行われているか否かの評価が有効と考えられている。

10

【0003】

高齢者や歩行障害者など歩行に問題がある場合には、理学療法士などのリハビリ専門家が歩行診断を行う。歩行診断では、足運びを目視で確認したり、動画を撮影して確認したりすることが一般的である。しかしながら、目視や動画の確認では、上述したロッカー機能や、回内・回外運動の正確な評価を行うことは困難である。すなわち、ロッカー機能が正常に働いている場合や、回内・回外運動が正常に行われている場合には、足の関節や足首部の足関節が回転するように足と足首部が変形する。このような足の変形と足首部の変形を、目視や動画の観察から正確に捉えることには限界がある。

20

【0004】

ところで、歩行診断に各種センサを用いる方法が知られている（例えば、特許文献1乃至3参照）。

【0005】

このうち、特許文献1においては、加速度センサを用いて足の加速度を測定し、測定された加速度に基づいて蹴り足の強さ、歩行のテンポ、足の高度、歩幅を推定し、歩行状態を評価している。特許文献2においては、歩行機能の評価するための圧力分布センサシステムが開示されている。このシステムでは、足裏の圧力分布や体重の重心移動を計測することに適した位置に複数の感圧素子が配置されている。特許文献3では動作安定支援装置が開示されており、この装置は、圧力センサにより靴底の接地面の圧力を検出し、検出された圧力に基づいて重心位置を算出するように構成されている。そして、算出された重心位置に基づいて転倒の可能性があると判定された場合に安定支持板を展開させて、ヒトの転倒防止を図っている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-000391号公報

【特許文献2】特開2008-256470号公報

【特許文献3】特開2012-11136号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1乃至3に開示された方法では、足の関節や足首部の足関節が回転するような足の変形または足首部の変形を捉えることは困難である。すなわち、ロッカー機能が正常に働いているか否かの評価や、回内・回外運動が適切に行われているか否かの評価を行うようにはなっていない。

【0008】

本発明はこのような点を考慮してなされたものであり、ロッカー機能または回内・回外

50

運動の評価を可能にする歩行データを取得することができる歩行データ取得装置および歩行データ取得システム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】

本発明は、被験者の足のMP関節軸の周りの屈曲度、足首部の屈曲度および土踏まず部の屈曲度のうちの少なくとも一つを計測する曲げ計測部と、前記曲げ計測部から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて曲げデータを作成して出力するデータ処理部と、を備えた、歩行データ取得装置、を提供する。

【0010】

上述した歩行データ取得装置において、前記曲げ計測部は、前記足の前記MP関節軸の周りの屈曲度を計測するMP曲げセンサを有している、ようにしてもよい。

10

【0011】

上述した歩行データ取得装置において、前記曲げ計測部は、前記足首部の距腿関節軸の周りの屈曲度を計測する距腿曲げセンサを有している、ようにしてもよい。

【0012】

上述した歩行データ取得装置において、前記曲げ計測部は、前記足首部の距骨下関節軸の周りの屈曲度を計測する距骨曲げセンサを有している、ようにしてもよい。

【0013】

上述した歩行データ取得装置において、前記距骨曲げセンサは、前記足首部の内側において前記距骨下関節軸の周りの屈曲度を計測する内側距骨曲げセンサと、前記足首部の外側において前記距骨下関節軸の周りの屈曲度を計測する外側距骨曲げセンサと、のうちの少なくとも一方を含んでいる、ようにしてもよい。

20

【0014】

上述した歩行データ取得装置において、前記曲げ計測部は、前記土踏まず部の屈曲度を計測する土踏まず曲げセンサを有している、ようにしてもよい。

【0015】

上述した歩行データ取得装置において、前記被験者の足裏圧力を計測する圧力計測部を更に備え、前記データ処理部は、前記圧力計測部から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて圧力データを作成して出力する、ようにしてもよい。

【0016】

上述した歩行データ取得装置において、前記圧力計測部は、前記足の裏側において踵部の圧力を計測する踵圧力センサを有している、ようにしてもよい。

30

【0017】

上述した歩行データ取得装置において、前記圧力計測部は、前記足の裏側において足指部の圧力を計測する足指圧力センサを有している、ようにしてもよい。

【0018】

上述した歩行データ取得装置において、前記圧力計測部は、前記足の裏側においてMP関節部の圧力を計測するMP圧力センサを有している、ようにしてもよい。

【0019】

上述した歩行データ取得装置において、前記被験者の下腿部または前記足の加速度を計測する加速度計測部を更に備え、前記データ処理部は、前記加速度計測部から受信した加速度信号を前記計測時間と関連付けて加速度データを作成して出力する、ようにしてもよい。

40

【0020】

上述した歩行データ取得装置において、前記データ処理部に電力を供給する電源部を更に備える、ようにしてもよい。

【0021】

上述した歩行データ取得装置において、前記曲げ計測部が取り付けられ、前記足に装着可能な装身具を更に備える、ようにしてもよい。

【0022】

50

上述した歩行データ取得装置において、前記装身具は、靴下、サポータまたは履物である、ようにしてもよい。

【0023】

上述した歩行データ取得装置において、前記曲げ計測部は、前記MP関節軸の周りの屈曲度を計測し、前記歩行データ取得装置は、前記曲げ計測部が取り付けられたインソールを更に備える、ようにしてもよい。

【0024】

上述した歩行データ取得装置において、前記インソールに取り付けられた、前記被験者の足裏圧力を計測する圧力計測部を更に備える、ようにしてもよい。

【0025】

また、本発明は、上述した前記歩行データ取得装置と、前記歩行データ取得装置の前記データ処理部から出力された前記曲げデータを表示する表示装置と、を備えた、歩行データ取得システム、を提供する。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、ロッカー機能または回内・回外運動の評価を可能にする歩行データを取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】図1は、本発明の第1の実施の形態において、歩行データ取得装置を示す斜視図である。

【図2】図2は、図1の歩行データ取得装置を足の裏側から見た図である。

【図3】図3は、図1の歩行データ取得装置を足の前側から見た図である。

【図4】図4は、図1の歩行データ取得装置を足の内側から見た図である。

【図5】図5は、図1の歩行データ取得装置を足の外側から見た図である。

【図6】図6は、図1の歩行データ取得装置を足の後側から見た図である。

【図7】図7は、距腿関節軸および距骨下関節を説明するための、足の上側から見た図である。

【図8】図8は、図1の歩行データ取得装置を含む歩行データ取得システムの構成を示すブロック図である。

【図9】図9は、図1の歩行データ取得装置から取得される複数歩行周期のデータを示すグラフである。

【図10】図10は、ロッカー機能を説明するための図である。

【図11】図11は、歩行時の足裏圧力を説明するための図である。

【図12】図12は、図1の歩行データ取得装置から取得される、踵部の圧力を示す踵圧力データのグラフである。

【図13】図13は、図1の歩行データ取得装置から取得される、MP関節部の圧力を示すMP圧力データのグラフである。

【図14】図14は、図1の歩行データ取得装置から取得される、母趾部の圧力を示す足指圧力データのグラフである。

【図15】図15は、図1の歩行データ取得装置から取得される、MP関節軸の周りの屈曲度を示すMP曲げデータのグラフである。

【図16】図16は、図1の歩行データ取得装置から取得される、距腿関節軸の周りの屈曲度を示す距腿曲げデータのグラフである。

【図17】図17は、回内・回外運動を説明するための図である。

【図18】図18は、図1の歩行データ取得装置から取得される、土踏まず部の屈曲度を示す土踏まず曲げデータのグラフである。

【図19】図19は、図1の歩行データ取得装置から取得される、足首部の内側における距骨下関節軸の周りの屈曲度を示す内側距骨曲げデータのグラフである。

【図20】図20は、図1の歩行データ取得装置から取得される、足首部の外側における

10

20

30

40

50

距骨下関節軸の周りの屈曲度を示す外側距骨曲げデータのグラフである。

【図 2 1】図 2 1 は、図 1 の歩行データ取得装置から取得される、下腿部の上下方向の加速度を示す加速度データのグラフである。

【図 2 2】図 2 2 は、図 1 の歩行データ取得装置から取得される、下腿部の前後方向の加速度を示す加速度データのグラフである。

【図 2 3】図 2 3 は、図 1 の歩行データ取得装置から取得される、下腿部の左右方向の加速度を示す加速度データのグラフである。

【図 2 4】図 2 4 は、図 1 の歩行データ取得装置から取得される、下腿部の上下前後方向加速度 R M S データのグラフである。

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の第 2 の実施の形態における歩行データ取得装置を示す斜視図である。

【図 2 6】図 2 6 は、本発明の第 3 の実施の形態における歩行データ取得装置を示す平面図である。

【図 2 7】図 2 7 は、図 2 6 に示すインソールの断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0029】

(第 1 の実施の形態)

図 1 乃至図 2 4 を参照して、本発明の第 1 の実施の形態における歩行データ取得装置および歩行データ取得システムについて説明する。

【0030】

図 1 に示すように、本実施の形態における歩行データ取得装置 1 は、被験者の足 F に装着可能な装身具 10 と、曲げ計測部 20 と、圧力計測部 30 と、データ処理部 50 と、を備えている。本実施の形態では、装身具 10 が靴下 11 である例について説明する。曲げ計測部 20 および圧力計測部 30 は、靴下 11 に取り付けられている。曲げ計測部 20 は、被験者の足 F の M P 関節軸 100 (図 2 参照) の周りの屈曲度、足首部 A の屈曲度および土踏まず部 101 (図 2 参照) の屈曲度を計測する。圧力計測部 30 は、被験者の足裏圧力を計測する。

【0031】

図 1 乃至図 6 に示すように、靴下 11 は、被験者の足指部 102 を覆う靴下爪先部 11a と、足裏を覆う靴下足底部 11b と、足甲を覆う靴下足甲部 11c と、踵部 103 を覆う靴下踵部 11d と、足首部 A から下腿部 L に延びる靴下脚部 11e と、を有している。靴下爪先部 11a、靴下足底部 11b、靴下足甲部 11c、靴下踵部 11d および靴下脚部 11e は、別々に形成された布地が縫い合わされていてもよく、あるいは、一体に形成された布地からなってもよく、靴下 11 の構成は任意である。また、靴下 11 のサイズは、靴下 11 に取り付けられた各曲げセンサ 21 ~ 24 (後述) および各圧力センサ 31 ~ 33 (後述) が被験者の足 F と足首部 A の変形を精度良く計測することが可能なように、被験者の足 F のサイズに応じたサイズとすることが好ましい。

【0032】

曲げ計測部 20 は、M P 曲げセンサ 21 と、距腿曲げセンサ 22 と、土踏まず曲げセンサ 23 と、距骨曲げセンサ 24 と、を有している。

【0033】

M P 曲げセンサ 21 は、図 2 に示すように、被験者の足 F の M P 関節軸 100 の周りの屈曲度を計測する。より具体的には、M P 曲げセンサ 21 は、足 F の裏側において足 F の第二趾 104 と踵点 105 との間の部分における M P 関節軸 100 の周りの屈曲度を計測する。M P 曲げセンサ 21 により計測される屈曲度は、足長軸 106 を含む矢状面内における M P 関節軸 100 の周りの屈曲度であることが好ましい。この場合、M P 関節軸 100 のうち、比較的屈曲度の変化が大きく現れる部分における屈曲度の変化を捉えることが可能になる。ここで、M P 関節軸 100 とは、脛側中足点 107 と腓側中足点 108 とを

10

20

30

40

50

結ぶ直線を意味する。このうち脛側中足点107とは、第1中足骨109の最も内側（脛骨110の側）に突出した点であり、腓側中足点108とは、足指部102の側において第5中足骨111の遠位端の最も外側（腓骨112の側）に突出した点である。足長軸106とは、足Fを裏側から見たときの、踵点105と第二趾104の先端とを結ぶ直線を意味する。矢状面とは、左右相称な被験者の体の正中に対し平行に体を左右に分ける面であって、足Fが床面に接地した場合には、この床面に垂直になる面を意味する。

【0034】

MP曲げセンサ21は、細長状に形成され、靴下11の靴下足底部11bの内面に配置される。歩行データ取得装置1が装着された被験者の足Fを裏側から見たときに、MP曲げセンサ21は、足長軸106上に配置されるとともに、MP曲げセンサ21の長手方向中心がMP関節軸100上に配置されることが好ましい。このことにより、足長軸106を含む矢状面内におけるMP関節軸100の周りの屈曲度を精度良く計測することができる。

10

【0035】

距腿曲げセンサ22は、図3に示すように、被験者の足首部Aの距腿関節軸113の周りの屈曲度を計測する。より具体的には、距腿曲げセンサ22は、被験者の足Fの内踝点114と外踝点115との中間位置における距腿関節軸113の周りの屈曲度を計測する。この場合、距腿関節軸113のうち、比較的屈曲度の変化が大きく現れる部分における屈曲度の変化を捉えることが可能になる。ここで、距腿関節軸113とは、図3、図6および図7に示すように、足首部Aにおいて背屈底屈方向（前後方向）の回転を可能にする距腿関節の軸である。ここで、内踝点114とは、内踝116のうち最も内側に突出した点を意味し、外踝点115とは、外踝117のうち最も外側に突出した点を意味する。

20

【0036】

距腿曲げセンサ22は、細長状に形成され、靴下11の靴下足甲部11cの内面から靴下脚部11eの内面にわたって延びるように配置される。より好適には、靴下足甲部11cの内面から靴下脚部11eの内面に延びる第1ポケット12が設けられており、この第1ポケット12の靴下脚部11eの側の端部に開口12aが設けられ、この開口12aから、第1ポケット12内に距腿曲げセンサ22が挿入されて収容されている。歩行データ取得装置1が装着された被験者の足Fを前側（足指部102の側）から見たときに、距腿曲げセンサ22は、被験者の足Fの内踝点114と外踝点115との中間位置に配置されるとともに、当該中間位置と第二趾104の先端とを結ぶ線X1上に配置されることが好ましい。また、距腿曲げセンサ22の長手方向中心が、前脛骨下点118上に配置されることが好ましい。このことにより、内踝点114と外踝点115との中間位置における距腿関節軸113の周りの屈曲度を精度良く計測することができる。ここで、前脛骨下点118とは、脛骨110の前下端の点であって、足根骨と接する点を意味する。足根骨とは、足首部Aの足関節に続く短骨（後述の舟状骨121等）の総称である。

30

【0037】

土踏まず曲げセンサ23は、図2に示すように、被験者の足Fの土踏まず部101の屈曲度を計測する。より具体的には、土踏まず曲げセンサ23は、足Fの裏側において、足Fの母趾119の先端と踵点105とを結ぶ線X2よりも足Fの内側の位置における土踏まず部101の屈曲度を計測する。この場合、土踏まず部101のうち、比較的屈曲度の変化が大きく現れる部分における屈曲度の変化を捉えることが可能になる。

40

【0038】

土踏まず曲げセンサ23は、細長状に形成され、靴下11の靴下足底部11bの内面に配置される。歩行データ取得装置1が装着された被験者の足Fを裏側から見たときに、土踏まず曲げセンサ23は、母趾119の先端と踵点105とを結ぶ線X2に沿って（略平行に）、当該線X2よりも足Fの内側に配置されることが好ましい。また、土踏まず曲げセンサ23は、土踏まず曲げセンサ23の長手方向中心が、土踏まず部101の最大高さ位置（例えば、舟状骨粗面120の前端から前方に約15mmの位置）に配置されることが好ましい。このことにより、被験者の母趾119の先端と踵点105とを結ぶ線X2よ

50

りも内側の位置における土踏まず部 1 0 1 の屈曲度を精度良く計測することができる。ここで舟状骨粗面 1 2 0 とは、舟状骨 1 2 1 の最も内側に突出した点を意味する。

【 0 0 3 9 】

距骨曲げセンサ 2 4 は、図 4 乃至図 6 に示すように、被験者の足首部 A の距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を計測する。より具体的には、距骨曲げセンサ 2 4 は、足首部 A の内側において距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を計測する内側距骨曲げセンサ 2 4 a と、足首部 A の外側において距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を計測する外側距骨曲げセンサ 2 4 b と、を含んでいる。内側距骨曲げセンサ 2 4 a は、足首部 A の内側において距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を計測し、外側距骨曲げセンサ 2 4 b は、足首部 A の外側において距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を計測する。この場合、距骨下関節軸 1 2 2 のうち、比較的屈曲度の変化が大きく現れる部分における屈曲度の変化を、足首部 A の内側と外側から捉えることができる。ここで、距骨下関節軸 1 2 2 とは、図 4、図 6 および図 7 に示すように、足首部 A において左右方向の回転（回内、回外）を可能にする距骨下関節の軸である。

10

【 0 0 4 0 】

図 4 および図 6 に示す内側距骨曲げセンサ 2 4 a は、細長状に形成され、足首部 A の内側において、靴下 1 1 の靴下足甲部 1 1 c の内面から靴下足底部 1 1 b の内面にわたって延びるように配置される。より好適には、靴下足甲部 1 1 c の内面から靴下足底部 1 1 b の内面に延びる第 2 ポケット 1 3 が設けられており、この第 2 ポケット 1 3 の靴下脚部 1 1 e の側の端部に開口 1 3 a が設けられ、この開口 1 3 a から、第 2 ポケット 1 3 内に内側距骨曲げセンサ 2 4 a が挿入されて収容されている。歩行データ取得装置 1 が装着された被験者の足 F を内側から見たときに、内側距骨曲げセンサ 2 4 a は、内踝点 1 1 4 と舟状骨粗面 1 2 0 とを結ぶ線 X 3 上に配置されるとともに、内側距骨曲げセンサ 2 4 a の前端が、舟状骨粗面 1 2 0 上若しくはその近傍に配置されることが好ましい。また、内側距骨曲げセンサ 2 4 a の長手方向中心は、距骨下関節軸 1 2 2 を矢状面に投影した投影線と線 X 3 との交点上に配置されることが好ましい。このことにより、足首部 A の内側において距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を精度良く計測することができる。

20

【 0 0 4 1 】

図 5 および図 6 に示す外側距骨曲げセンサ 2 4 b は、細長状に形成され、足首部 A の外側において、靴下 1 1 の靴下足甲部 1 1 c の内面から靴下足底部 1 1 b の内面にわたって延びるように配置される。より好適には、靴下足甲部 1 1 c の内面から靴下足底部 1 1 b の内面に延びる第 3 ポケット 1 4 が設けられており、この第 3 ポケット 1 4 の靴下脚部 1 1 e の側の端部に開口 1 4 a が設けられ、この開口 1 4 a から、第 3 ポケット 1 4 内に外側距骨曲げセンサ 2 4 b が挿入されて収容されている。歩行データ取得装置 1 が装着された被験者の足 F を外側から見たときに、外側距骨曲げセンサ 2 4 b は、外踝点 1 1 5 と第 5 中足骨粗面 1 2 4 とを結ぶ線 X 4 上に配置されるとともに、外側距骨曲げセンサ 2 4 b の前端が、第 5 中足骨粗面 1 2 4 上若しくはその近傍に配置されることが好ましい。また、外側距骨曲げセンサ 2 4 b の長手方向中心は、距骨下関節軸 1 2 2 を矢状面に投影した投影線と線 X 4 との交点上に配置されることが好ましい。このことにより、足首部 A の外側において距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度を精度良く計測することができる。ここで、第 5 中足骨粗面 1 2 4 とは、踵側において第 5 中足骨 1 1 1 の近位端の最も外側に突出した点を意味する。

30

40

【 0 0 4 2 】

ここで、各曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 は、計測部位の屈曲度を計測可能であれば任意の構成とすることができるが、例えば、弾力性を有する細長状の導電体を有する構成とすることができる。この場合、この細長状の導電体の抵抗値が屈曲度に応じて変化することを利用して、ゼロ点（0 点）に対する相対的な屈曲度を計測することができる。ゼロ点は、任意に設定することができるが、静止立位で計測した値をゼロ点としてもよい。この姿勢では両足接地となるため足部 F の変形が少ない状態でゼロ点を設定することができる。あるいは、座位で膝および足関節を 9 0 度にした状態をゼロ点としてもよい。この場合、足部 F

50

に荷重がかかることを防止するとともに距骨下関節の中間位をゼロ点に設定することができる。なお、曲げセンサの一例としては、Spectra symbol社製のフレックスセンサ (Flex Sensor) が挙げられる。

【 0 0 4 3 】

各曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 の好適な長さについて説明する。

【 0 0 4 4 】

被験者の足 F の M P 関節軸 1 0 0 の周りの屈曲度を、M P 曲げセンサ 2 1 の前端の位置を変えながら (M P 曲げセンサ 2 1 の長手方向中心を M P 関節軸 1 0 0 上に配置した状態で) 計測し、屈曲度の変化を明瞭に捉えることができる M P 曲げセンサ 2 1 の前端の位置を調べた。この際、M P 曲げセンサ 2 1 は、足長軸 1 0 6 上に配置させ、M P 曲げセンサ 2 1 の前端を M P 関節軸 1 0 0 よりも前側に配置させた。すると、M P 関節軸 1 0 0 から M P 曲げセンサ 2 1 の前端までの距離が、2 0 mm ~ 4 0 mm の位置に配置される場合に、屈曲度の変化が比較的明瞭に現れることが確認できた。このときの被験者の足長が 2 5 6 mm であることから、当該距離を、日本人の 6 0 歳代の女性の 5 パーセントイル値と 3 0 歳代の男性の 9 5 パーセントイル値の足長範囲 (2 2 2 . 9 mm ~ 2 6 6 mm) (出典 : 日本人の人体計測データベース 1992-1994) に比例換算すると、当該距離の好適な範囲は、1 7 . 4 mm ~ 4 1 . 6 mm となる。この距離を満たすような M P 曲げセンサ 2 1 の長さは、M P 曲げセンサ 2 1 の長手方向中心を M P 関節軸 1 0 0 上に配置する場合には 3 4 . 8 mm ~ 8 3 . 2 mm となり、この場合に、M P 関節軸 1 0 0 の周りの屈曲度の変化を明瞭に現わすことができると考えられる。この長さの範囲から、足 F のサイズに応じて適宜選択することが好ましい。

【 0 0 4 5 】

これと同様にして、距腿関節軸 1 1 3 の周りの屈曲度の変化についても調べたところ、当該屈曲度の変化が明瞭に計測できる範囲は、距腿曲げセンサ 2 2 の前端が、前脛骨下点 1 1 8 から前側に 1 0 mm ~ 4 0 mm の位置に配置される場合であることが確認できた。このため、前述の足長範囲に比例換算すると、前脛骨下点 1 1 8 から距腿曲げセンサ 2 2 の前端までの好適な距離は 8 . 7 mm ~ 4 1 . 6 mm となる。この距離を満たすような距腿曲げセンサ 2 2 の長さは、距腿曲げセンサ 2 2 の長手方向中心を前脛骨下点 1 1 8 上に配置する場合には 1 7 . 4 mm ~ 8 3 . 2 mm となる。この場合に、距腿関節軸 1 1 3 の周りの屈曲度の変化を明瞭に現わすことができると考えられる。この長さの範囲から、足 F のサイズに応じて適宜選択することが好ましい。

【 0 0 4 6 】

土踏まず部 1 0 1 の屈曲度については、当該屈曲度の変化が明瞭に計測できる範囲は、土踏まず曲げセンサ 2 3 の前端が、土踏まず部 1 0 1 の最大高さ位置から前側に 2 0 ~ 5 0 mm の位置に配置される場合であることが確認できた。このため、前述の足長範囲に比例換算すると、土踏まず部 1 0 1 の最大高さ位置から土踏まず曲げセンサ 2 3 の前端までの距離は 1 7 . 4 mm ~ 5 2 . 0 mm となる。この距離を満たすような土踏まず曲げセンサ 2 3 の長さは、土踏まず曲げセンサ 2 3 の長手方向中心を土踏まず部 1 0 1 の最大高さ位置上に配置する場合には、3 4 . 5 mm ~ 1 0 4 mm となる。この場合に、土踏まず部 1 0 1 の屈曲度の変化を明瞭に現わすことができると考えられる。この長さの範囲から、足 F のサイズに応じて適宜選択することが好ましい。

【 0 0 4 7 】

距骨下関節軸 1 2 2 の周りの屈曲度については、足首部 F の内側において当該屈曲度の変化が明瞭に計測できる範囲は、内側距骨曲げセンサ 2 4 a の前端が、所定の点 (距骨下関節軸 1 2 2 を矢状面に投影した投影線と、内踝点 1 1 4 と舟状骨粗面 1 2 0 とを結ぶ線 X 3 との交点) から前側に 2 0 ~ 4 0 mm の位置に配置される場合であることが確認できた。このため、前述の足長範囲に比例換算すると、当該交点から内側距骨曲げセンサ 2 4 a の前端までの距離は 1 7 . 4 mm ~ 4 1 . 6 mm となる。この距離を満たすような内側距骨曲げセンサ 2 4 a の長さは、内側距骨曲げセンサ 2 4 a の長手方向中心を当該交点上に配置する場合には 3 4 . 8 ~ 8 3 . 2 mm となる。この場合に、距骨下関節軸 1 2 2 の

周りの屈曲度の変化を明瞭に現わすことができると考えられる。この長さの範囲から、足 F のサイズに応じて適宜選択することが好ましい。なお、外側距骨曲げセンサ 2 4 b については、内側距骨曲げセンサ 2 4 a と同様とすることができ、ここでは詳細な説明は省略する。

【 0 0 4 8 】

なお、各曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 は、上述したように細長状に形成されているが、センサ 2 1 ~ 2 4 の長手方向両端を靴下 1 1 に固定して（例えば、テープ等で貼り付けて）もよく、あるいは当該長手方向の両端のうち一端を靴下 1 1 に固定して、他端を靴下 1 1 に固定しないようにしてもよい。後者の場合、曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 を被験者の足 F と足首部 A の変形にスムーズに追従させることができ、取得される歩行データの精度を向上させることができる。

10

【 0 0 4 9 】

図 1 および図 2 に示すように、圧力計測部 3 0 は、踵圧力センサ 3 1 と、MP 圧力センサ 3 2 と、足指圧力センサ 3 3 と、を有している。

【 0 0 5 0 】

踵圧力センサ 3 1 は、図 2 に示すように、被験者の足 F の裏側において踵部 1 0 3 の圧力を計測する。より具体的には、踵圧力センサ 3 1 は、靴下 1 1 の靴下踵部 1 1 d の内面に取り付けられる（例えば、テープ等で貼り付けられる）。歩行データ取得装置 1 が装着された被験者の足 F を裏側から見たときに、踵圧力センサ 3 1 は、踵部 1 0 3 のうち床面に接地する位置に配置される。このことにより、被験者の足 F の裏側において踵部 1 0 3 の圧力を精度良く計測することができ、後述する踵接地時点 T 1 および踵離地時点 T 3 を精度良く特定することができる。

20

【 0 0 5 1 】

MP 圧力センサ 3 2 は、被験者の足 F の裏側において MP 関節部 1 2 3 の圧力を計測する。より具体的には、MP 圧力センサ 3 2 は、足 F の裏側において、足長軸 1 0 6 よりも足 F の外側における MP 関節部 1 2 3 の圧力を計測する。このような MP 圧力センサ 3 2 は、靴下 1 1 の靴下足底部 1 1 b の内面に取り付けられる（例えば、テープ等で貼り付けられる）。歩行データ取得装置 1 が装着された被験者の足 F を裏側から見たときに、MP 圧力センサ 3 2 は、MP 関節軸 1 0 0 上であって、足長軸 1 0 6 よりも足 F の外側に配置されることが好ましい。このことにより、足 F の裏側において足長軸 1 0 6 よりも足 F の外側における MP 関節部 1 2 3 の圧力を精度良く計測することができ、後述する MP 接地時点 T 2 を精度良く特定することができる。

30

【 0 0 5 2 】

足指圧力センサ 3 3 は、被験者の足 F の裏側において母趾 1 1 9（足指部 1 0 2 の一例）の圧力を計測する。より具体的には、足指圧力センサ 3 3 は、靴下 1 1 の靴下爪先部 1 1 a の内面に取り付けられる（例えば、テープ等で貼り付けられる）。歩行データ取得装置 1 が装着された被験者の足 F を裏側から見たときに、足指圧力センサ 3 3 は、母趾 1 1 9 のうち床面に接地する位置に配置されることが好ましい。このことにより、被験者の足 F の裏側において母趾 1 1 9 の圧力を精度良く計測することができ、後述する足指離地時点 T 4 を精度良く特定することができる。なお、足指圧力センサ 3 3 は、母趾 1 1 9 の圧力に限られることはなく、第二趾 1 0 4 などの他の足指の圧力を計測するようにしてもよい。

40

【 0 0 5 3 】

ここで各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 は、計測部位の圧力を計測可能であれば任意の構成とすることができるが、例えば、圧電素子により構成することができる。圧力センサの一例としては、Interlink Electronics社製の F S R センサが挙げられる。

【 0 0 5 4 】

図 1 に示すように、本実施の形態における歩行データ取得装置 1 は、被験者の下腿部 L の加速度を計測する加速度センサ 4 0（加速度計測部）を更に備えている。本実施の形態においては、加速度センサ 4 0 は、後述するボックス 6 3 内に収容されて、靴下 1 1 の靴

50

下脚部 11e にベルト 64 によって取り付けられている。この加速度センサ 40 は、3 軸方向の加速度を計測可能に構成されており、下腿部 L の上下方向加速度、前後方向加速度および左右方向（足 F の内外方向）加速度を計測する。なお、加速度センサ 40 は、被験者の下腿部 L に取り付けられることに限られることはなく、被験者の足 F に取り付けられるようにしてもよい。

【0055】

ここで加速度センサ 40 は、計測部位の加速度を計測可能であれば任意の構成とすることができるが、例えば、加速度センサには、Kionix 社製の KXS D9 - 2050 を好適に用いることができる。

【0056】

次に、図 1 および図 8 を用いて、データ処理部 50 について説明する。データ処理部 50 は、曲げ計測部 20 から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて曲げデータを作成して出力するとともに、圧力計測部 30 から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて圧力データを作成して出力する。本実施の形態におけるデータ処理部 50 は、図 8 に示すように、マイクロコンピュータ 51 と、データ出力部 52 と、を有している。

【0057】

マイクロコンピュータ 51 には、MP 曲げセンサ 21、距腿曲げセンサ 22、土踏まず曲げセンサ 23、距骨曲げセンサ 24（内側距骨曲げセンサ 24a および外側距骨曲げセンサ 24b）、踵圧力センサ 31、MP 圧力センサ 32、足指圧力センサ 33 および加速度センサ 40 が、センサ配線 60 を介して接続されている。そして、これらのセンサから、マイクロコンピュータ 51 に計測値が信号として送信される。マイクロコンピュータ 51 は、各センサから受信した信号を計測時間と関連付けてデータを作成し、作成したデータをデータ出力部 52 に送信する。

【0058】

より具体的には、マイクロコンピュータ 51 は、MP 曲げセンサ 21 から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて MP 曲げデータを作成する。すなわち、マイクロコンピュータ 51 は、MP 曲げセンサ 21 から連続的に屈曲度信号を受信し、受信した屈曲度信号から所定の時間間隔で計測値を抽出し、抽出された計測値を、当該計測値が計測された計測時間（計測開始からの経過時間）と関連付けて、MP 曲げデータを作成する。

【0059】

同様に、マイクロコンピュータ 51 は、距腿曲げセンサ 22 から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて距腿曲げデータを作成し、土踏まず曲げセンサ 23 から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて土踏まず曲げデータを作成し、距骨曲げセンサ 24 から受信した屈曲度信号を計測時間と関連付けて距骨曲げデータ（内側距骨曲げデータおよび外側距骨曲げデータ）を作成する。また、マイクロコンピュータ 51 は、踵圧力センサ 31 から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて踵圧力データを作成し、MP 圧力センサ 32 から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて MP 圧力データを作成し、足指圧力センサ 33 から受信した圧力信号を計測時間と関連付けて足指圧力データを作成する。さらに、マイクロコンピュータ 51 は、加速度センサ 40 から受信した各方向の加速度信号を計測時間と関連付けて上下方向加速度データ、前後方向加速度データおよび左右方向

【0060】

データ出力部 52 は、マイクロコンピュータにより作成されたデータを出力する。本実施の形態では、データ出力部 52 は、データ記録部 52a と、データ送信部 52b と、を含んでいる。このうちデータ記録部 52a は、マイクロコンピュータ 51 により作成されたデータを記録して保存する。このようなデータ記録部 52a としては、任意の構成とすることができるが、例えば、固定式のメモリであってもよい。あるいは、データ記録部 52a は、記録媒体と、記録媒体を抜き差し可能に保持してデータを書き込む書込部（いずれも図示せず）と、を含むように構成されていてもよい。ここで、記録媒体の例としては、メモリカード（例えば、SD カードなど）、USB メモリ等を挙げることができる。

10

20

30

40

50

【0061】

データ送信部52bは、データ記録部52aに記録されている、上述のMP曲げデータと、距腿曲げデータと、土踏まず曲げデータと、内側距骨曲げデータと、外側距骨曲げデータと、踵圧力データと、MP圧力データと、足指圧力データと、各方向の加速度データを送信して出力する。本実施の形態では、データ送信部52bは、データ記録部52aに記録された各データを、後述する表示装置71に送信(出力)する。

【0062】

ところで、データ処理部50のマイクロコンピュータ51には、電源部61が接続されている。この電源部61は、乾電池や充電電池などを用いてマイクロコンピュータ51に電力を供給するように構成されている。このことにより、外部電源を用いることなく、被験者が歩行している間であってもマイクロコンピュータ51に電力を供給することができる。電力が不所望のときにマイクロコンピュータ51に電力が供給されることを防止するために、電源部61とマイクロコンピュータ51との間に入切スイッチ62が設けられていることが好適である。例えば、入切スイッチ62は、図示しないが、後述するボックス63の表面に取り付けられる。

【0063】

図1に示すように、加速度センサ40、データ処理部50および電源部61は、靴下11の靴下脚部11eに配置される。本実施の形態では、加速度センサ40、データ処理部50および電源部61は、ボックス63内に収容されており、このボックス63がベルト64に取り付けられている。歩行データ取得装置1が被験者に装着される際には、このベルト64が靴下脚部11eを介して下腿部Lに巻き付けられ、ボックス63が被験者の下腿部Lに取り付けられる。なお、加速度センサ40、データ処理部50および電源部61の取付け構造は、このような構成に限られることはなく、ベルト64を用いることなく、靴下脚部11eに直接的に取り付けられるようにしてもよい。また、加速度センサ40、データ処理部50および電源部61は、被験者の下腿部Lに取付可能であれば、ボックス63に収容されることに限られない。

【0064】

次に、本実施の形態における歩行データ取得システム70について説明する。

【0065】

図8に示すように、本実施の形態による歩行データ取得システム70は、上述した歩行データ取得装置1と、歩行データ取得装置1のデータ出力部52のデータ送信部52bに接続される表示装置71と、を備えている。表示装置71の例としては、パーソナルコンピュータや、携帯情報端末(携帯電話、スマートホン、タブレット端末などを含む)を挙げることができる。この表示装置71とデータ送信部52bは、無線接続されることが好適である、なお、表示装置71とデータ送信部52bは、有線接続されるようにしてもよい。

【0066】

表示装置71は、データ送信部52bから送信された各データを受信して表示する。より具体的には、表示装置71は、データ送信部52bから複数周期のデータが送信される場合には、後述する図9のような全周期のデータを表示するように構成されていてもよく、あるいは、全周期のうちの任意の一つの、あるいは複数の歩行周期のデータを選択的に表示可能に構成されていてもよい。任意の1歩行周期のデータを表示する場合、例えば、後述する図15のようにMP曲げデータを表示するとともに、図16のように距腿曲げデータを表示する。また、表示装置71は、後述する図18のように土踏まず曲げデータを表示し、図19のように内側距骨曲げデータを表示し、図20のように外側距骨曲げデータを表示する。また、表示装置71は、後述する図12乃至図14のように、踵圧力データ、MP圧力データおよび足指圧力データを表示する。さらに、表示装置71は、後述する図21乃至図23のように、上下方向加速度データ、前後方向加速度データおよび左右方向加速度データを表示する。

【0067】

なお、表示装置 7 1 は、基準となる正常波形のグラフと、被験者のグラフとを同時に表示するように構成してもよく、あるいは、被験者のグラフだけを表示するように構成してもよい。また、表示装置 7 1 は、各種データを選択的に表示するように構成してもよく、あるいは、複数種のデータを同時に表示するように構成してもよい。

【 0 0 6 8 】

次に、このような構成からなる本実施の形態の作用について説明する。ここでは、被験者の歩行データを取得する方法について説明する。

【 0 0 6 9 】

まず、図 1 に示す歩行データ取得装置 1 が、被験者に装着される。この場合、被験者の少なくとも一方の足 F に歩行データ取得装置 1 の靴下 1 1 が装着される。このことにより、各センサは、被験者の足 F または下腿部 L の所望の位置に配置される。すなわち、MP 曲げセンサ 2 1 は、足 F を裏側から見たときに、足長軸 1 0 6 上に配置されるとともに、MP 曲げセンサ 2 1 の長手方向中心が MP 関節軸 1 0 0 上に配置される。距腿曲げセンサ 2 2 は、内踝点 1 1 4 と外踝点 1 1 5 との中間位置に配置されるとともに、当該中間位置と第二趾 1 0 4 の先端とを結ぶ線 X 1 (図 3 参照) 上に配置される。土踏まず曲げセンサ 2 3 は、母趾 1 1 9 の先端と踵点 1 0 5 とを結ぶ線 X 2 (図 2 参照) に沿って、当該線 X 2 よりも内側に配置されるとともに、土踏まず曲げセンサ 2 3 の長手方向中心が土踏まず部 1 0 1 の最大高さ位置に配置される。内側距骨曲げセンサ 2 4 a は、内踝点 1 1 4 と舟状骨粗面 1 2 0 とを結ぶ線 X 3 (図 4 参照) 上に配置されるとともに、内側距骨曲げセンサ 2 4 a の前端が、舟状骨粗面 1 2 0 上若しくはその近傍に配置される。外側距骨曲げセンサ 2 4 b は、外踝点 1 1 5 と第 5 中足骨粗面 1 2 4 とを結ぶ線 X 4 (図 5 参照) 上に配置されるとともに、外側距骨曲げセンサ 2 4 b の前端が、第 5 中足骨粗面 1 2 4 上若しくはその近傍に配置される。踵圧力センサ 3 1 は、踵部 1 0 3 のうち床面に接地する位置に配置され、MP 圧力センサ 3 2 は、MP 関節軸 1 0 0 上であって、足長軸 1 0 6 よりも足 F の外側に配置され、足指圧力センサ 3 3 は、母趾 1 1 9 のうち床面に接地する位置に配置される。

【 0 0 7 0 】

また、上述したボックス 6 3 が取り付けられたベルト 6 4 が、被験者の靴下 1 1 の靴下脚部 1 1 e を介して下腿部 L に巻き付けられ、加速度センサ 4 0 は下腿部 L に配置される。

【 0 0 7 1 】

被験者の歩行データを取得する際、まず、入切スイッチ 6 2 が入れられる。このことにより、電源部 6 1 からマイクロコンピュータ 5 1 に電力が供給され、マイクロコンピュータ 5 1 が作動し、各センサによる計測が開始する。

【 0 0 7 2 】

続いて、被験者が歩行を行う。この間、各センサにより計測された計測値が信号としてマイクロコンピュータ 5 1 に送信され、マイクロコンピュータ 5 1 は、各信号を計測時間に関連付けてデータを作成する。作成されたデータはデータ記録部 5 2 a に記録される。

【 0 0 7 3 】

計測終了後、表示装置 7 1 がデータ送信部 5 2 b に無線接続される。このことにより、データ記録部 5 2 a に記録された歩行データがデータ送信部 5 2 b から送信 (出力) される。このようにして、被験者の歩行データを取得することができる。データ送信部 5 2 b から送信された歩行データは、表示装置 7 1 に送信される。

【 0 0 7 4 】

その後、表示装置 7 1 において、受信した各データが表示される。表示装置 7 1 に送信された各データは、被験者が複数周期の歩行を行った場合には、図 9 に示すようなデータになっている。なお、図 9 では、一例として、(a) 踵圧力データ、(b) MP 圧力データ、(c) 足指圧力データ、(d) MP 曲げデータ、(e) 距腿曲げデータ、(f) 上下方向加速度データ、(g) 前後方向加速度データおよび (h) 左右方向加速度データを示す。図 9 における各グラフの横軸は無次元時間を示し、(a) ~ (c) の縦軸は圧力を示

10

20

30

40

50

し、(d)および(e)の縦軸は屈曲度を示し、(f)~(h)の縦軸は加速度を示している。

【0075】

本実施の形態では、表示装置71では、この複数周期のデータから任意の1周期のデータが表示される。より具体的には、後述する図121乃至図16、図18乃至図24に示すような波形のグラフが表示される。このようにして、理学療法士などのリハビリ専門家は、被験者の歩行データを見ることができる。ここで、図12乃至図16、図18乃至図24に示すグラフの横軸は、1歩行周期を100としたときの無次元時間を示し、図12乃至図14に示すグラフの縦軸は無次元圧力を示している。図15、図16、図18、図19、および図20に示すグラフの縦軸は屈曲度を示し、図21乃至図24に示すグラフ

10

【0076】

ここで、図9、図12乃至図14に示す圧力データのグラフは、後述する第3の実施の形態におけるインソール90に各圧力センサ31~33を取り付けて歩行試験を行った結果取得されたデータの一例である。図9および図15に示すMP曲げデータのグラフは、インソール90にMP曲げセンサ21を取り付けて歩行試験を行った結果取得されたデータの一例である。図9および図16に示す距腿曲げデータのグラフは、後述する第2の実施の形態における靴80に距腿曲げセンサ22を取り付けて歩行試験を行った結果取得されたデータの一例である。図18に示す土踏まず曲げデータのグラフは、上述した靴下11に土踏まず曲げセンサ23を取り付けて歩行試験を行った結果取得されたデータの一例

20

【0077】

また、図9および図21乃至図23に示す加速度データのグラフは、加速度センサ40

30

を下腿部Lに取り付けて歩行試験を行った結果取得されたデータの一例である。

【0078】

圧力センサ31~33、MP曲げセンサ21を靴下11や靴80に取り付けた場合にこれらのセンサ31~33、21から取得されるデータの図示は省略しているが、これらのグラフと同様のデータを靴下11や靴80に取り付けられたセンサ31~33、21からも取得することができる。また、距腿曲げセンサ22および距骨曲げセンサ24(内側距骨曲げセンサ24aおよび外側距骨曲げセンサ24b)を靴下11に取り付けた場合に取得されるデータの図示も省略しているが、この場合であっても同様のデータを取得することができる。なお、図12乃至図16および図18乃至図24においては、一例として正常者の波形と被験者の波形を表示しているが、図9においては、図面を明瞭にするために

40

、正常者の波形の表示を省略し、被験者の波形を示している。

【0079】

次に、上述のようにして取得された歩行データを用いて、被験者の歩行診断を行う方法について説明する。すなわち、リハビリ専門家は、表示装置71において表示された各データを見て、被験者の足運びを確認する。本実施の形態による歩行データ取得装置1から取得されたデータからは、ロッカー機能が正常に働いているか否かの評価と、回内・回外運動が適切に行われているか否かの評価を行うことができる。

【0080】

まず、ロッカー機能について説明する。

【0081】

50

1 歩行周期は、足 F が床面に接地している立脚期と、足 F が床面から離れている遊脚期と、に区分けされる。このうち立脚期は、図 10 に示すように、ヒールロッカー期間（立脚初期）と、アングルロッカー期間（立脚中期）と、フォアフットロッカー期間（立脚終期）とに区分けされる。

【 0 0 8 2 】

ヒールロッカー期間は、図 10 および図 11 に示すように、床面に踵部 103 が接地してから、MP 関節部 123 が床面に接地するまでの期間である。より具体的には、ヒールロッカー期間は、踵部 103 の圧力が正の値になった時点（踵接地時点 T1）から、MP 関節部 123 の圧力が正の値になった時点（MP 接地時点 T2）までの期間となる。通常、MP 接地時点 T2 では、母趾 119 は接地しておらず、母趾 119 の圧力はゼロである。ヒールロッカー期間では、図 10 に示すように、主として踵部 103 を軸にして、足 F の全体が床面に接地する方向に足 F および下腿部 L が回転するように変形する。

10

【 0 0 8 3 】

アングルロッカー期間は、MP 関節部 123 が床面に接地してから、踵部 103 が床面から離れるまでの期間である。より具体的には、アングルロッカー期間は、MP 関節部 123 の圧力が正の値になった時点（MP 接地時点 T2）から、踵部 103 の圧力がゼロになった時点（踵離地時点 T3）までの期間となる。通常、踵離地時点 T3 では、MP 関節部 123 は接地し、MP 関節部 123 の圧力は正の値になる。アングルロッカー期間では、図 10 に示すように、主として足首部 A の距腿関節軸 113 を中心にして、足 F の全体が床面に接地されながら、下腿部 L が前側に回転するように足首部 A が変形する。

20

【 0 0 8 4 】

フォアフットロッカー期間は、踵部 103 が床面から離れてから、母趾 119 が床面から離れるまでの期間である。より具体的には、フォアフットロッカー期間は、踵部 103 の圧力がゼロになった時点（踵離地時点 T3）から、母趾 119 の圧力がゼロになった時点（足指離地時点 T4）までの期間となる。通常、足指離地時点 T4 では、MP 関節部 123 が離地し、MP 関節部 123 の圧力はゼロになる。フォアフットロッカー期間では、図 10 に示すように、主として MP 関節軸 100 を中心にして、足指部 102 が床面に接地されながら、踵部 103 が持ち上げられる方向に足 F が回転するように変形する。

【 0 0 8 5 】

このようなロッカー機能が正常に働いているか否かは、例えば、図 15 に示す MP 曲げデータおよび図 16 に示す距腿曲げデータを見ることにより評価することができる。

30

【 0 0 8 6 】

まず、MP 曲げデータおよび距腿曲げデータを見る前に、踵圧力データ、MP 圧力データおよび足指圧力データから、ヒールロッカー期間、アングルロッカー期間およびフォアフットロッカー期間が定められる。この場合、図 12 に示す踵圧力データのグラフから、踵部 103 の圧力がゼロから正の値になる踵接地時点 T1 が特定される。また、図 13 に示す MP 圧力データのグラフから、MP 関節部 123 の圧力がゼロから正の値になる MP 接地時点 T2 が特定される。そして、図 12 に示す踵圧力データのグラフから、踵部 103 の圧力が正の値からゼロになる踵離地時点 T3 が特定され、図 14 に示す足指圧力データのグラフから、母趾 119（足指部 102）の圧力が正の値からゼロになる足指離地時点 T4 が特定される。これらの特定された時点 T1 ~ T4 により、ヒールロッカー期間、アングルロッカー期間およびフォアフットロッカー期間を定めることができる。なお、図 12 乃至図 16、図 18 乃至図 24 には、便宜上、各時点 T1 ~ T4 が表示されている（図 19 および図 20 においては、正常者の T2 と被験者の T2 は重なっている）。T1 ~ T4 は、表示装置 71 において演算処理を行ってこれらの図のように表示させるようにしてもよいが、ロッカー機能または回内・回外運動の評価を行うことができれば、T1 ~ T4 の表示は省略してもよい。

40

【 0 0 8 7 】

各圧力データは、各ロッカー期間の特定以外にも、足 F の左右のバランス能力や、荷重バランスなどを評価するために用いることもできる。また、複数周期の圧力データから、

50

ヒールロッカー期間、アングルロッカー期間およびフォアフットロッカー期間の量的、時間的変動を評価することもできる。例えば、ヒールロッカー期間やアングルロッカー期間が長くなる場合には、床面にそろりと足Fを接地させるような歩き方をしていると判断することができる。また、各ロッカー期間が短い若しくは消失されている場合には、足Fに荷重がかかるときに痛みを感じていると判断することも可能である。

【0088】

続いて、ロッカー機能の評価が行われる。

【0089】

例えば、MP関節曲げデータから、フォアフットロッカー期間におけるロッカー機能の評価が行われる。すなわち、ロッカー機能が正常に働いている場合には、図10に示すように、MP関節軸100の周りを、母趾119（足指部102）が床面に接地されながら踵部103が持ち上げられる方向に足Fが回転するように変形する。このことが、図15の実線に示されている。すなわち、フォアフットロッカー期間においてMP関節軸100の周りの屈曲度が増大し、MP関節軸100の周りで足Fが回転するように変形していることがわかる。

10

【0090】

しかしながら、ロッカー機能が正常に働いていない場合には、このような足Fの変形が小さくなる。例えば、被験者の歩行がすり足である場合には、ロッカー機能が正常に働くことができない傾向にある。この場合、図15において破線で示すように、フォアフットロッカー期間におけるMP関節軸100の周りの屈曲度がそれほど増大しなくなる。このことにより、リハビリ専門家は、このMP曲げデータから、フォアフットロッカー期間における足Fの変形が不十分であることを認識することができ、被験者のロッカー機能が正常に働いていない、と評価することができる。

20

【0091】

また、ロッカー機能の評価の他の例として、距腿曲げデータから、アングルロッカー期間におけるロッカー機能の評価が行われる。すなわち、ロッカー機能が正常に働いている場合には、図10に示すように、距腿関節軸113の周りを、足裏が全体的に床面に接地されながら、下腿部Lが前側に回転するように足首部Aが変形する。このことが、図16の実線に示されている。すなわち、アングルロッカー期間において距腿関節軸113の周りの屈曲度が増大し、下腿部Lが前側に回転するように足首部Aが変形していることがわかる。

30

【0092】

しかしながら、ロッカー機能が正常に働いていない場合には、このような足首部Aの変形が小さくなり得る。例えば、被験者の歩行がすり足である場合には、ロッカー機能が正常に働くことができない傾向にある。この場合、図16において破線で示すように、アングルロッカー期間における距腿関節軸113の周りの屈曲度がそれほど増大しなくなる。このことにより、リハビリ専門家は、この距腿曲げデータから、アングルロッカー期間における足首部Aの変形が不十分であることを認識することができ、被験者のロッカー機能が正常に働いていない、と評価することができる。

40

【0093】

また、ロッカー機能が正常に働いていない場合には、図16の破線で示すように、アングルロッカー期間における距腿関節軸113の周りの屈曲度の増大が遅延する傾向がある。この点においても、リハビリ専門家はアングルロッカー期間における下腿部Lの前側への回転が困難になっていることを認識することができ、被験者のロッカー機能が正常に働いていない、と評価することができる。この屈曲度の増大の遅延は、図15の破線でも認識することができる。

【0094】

次に、回内・回外運動について説明する。

【0095】

回内・回外運動とは、図17に示すように、歩行時に距骨下関節軸122を中心とした

50

左右方向の捻り運動を意味する。このうち、回内運動は、立脚期において下腿部Lが内側に回旋する運動であり、回外運動は、遊脚期において下腿部Lが外側に回旋する運動である。立脚期では、足Fと足首部Aの変形は回内位範囲であるが、歩行時点に応じて回内方向への変形の度合いが異なり、回外位範囲に近い変形状態になる場合がある。

【0096】

より具体的には、図17に示すように、踵接地時点T1では、足Fと足首部Aは回外位にあり、そこから回内運動を開始する。踵接地時点T1からMP接地時点T2に向かって、回内方向への変形が強まり、MP接地時点T2では回内方向への変形が比較的大きくなる。MP接地時点T2から足指離地時点T4にわたって、回内方向への変形は弱まり、回外位範囲に近づいていき、足指離地時点T4では、足Fと足首部Aは回外位になる。このようにして、立脚期では踵接地時点T1および足指離地時点T4を除き回内位範囲内ではあるものの、足Fと足首部Aの変形は変化し、足Fおよび足首部Aが左右にねじられるように変形する。

10

【0097】

このような回内・回外運動が正常に行われているか否かは、例えば、図18に示す土踏まず曲げデータ、図19に示す内側距骨曲げデータおよび図20に示す外側距骨曲げデータを見ることにより評価することができる。

【0098】

まず、上述したロッカー機能の評価と同様にして、踵圧力データ、MP圧力データおよび足指圧力データから、踵接地時点T1、MP接地時点T2、踵離地時点T3および足指離地時点T4が特定される。

20

【0099】

続いて、回内・回外運動の評価が行われる。

【0100】

例えば、土踏まず曲げデータから、回内運動の評価が行われる。すなわち、回内運動が正常に行われている場合には、図18の実線に示すように、回内運動が行われている間であっても、土踏まず部101は、正の値の屈曲度を有しており、土踏まず部101のアーチ形状が、消失されることなく維持される。

【0101】

しかしながら、回内運動が正常に行われない場合、例えば、回内運動が過剰に行われる場合には、土踏まず部101が平坦化され、アーチ形状が消失される。このことが、図18の破線で示されている。このことにより、リハビリ専門家は、この土踏まず曲げデータから、回内運動が過剰に行われていることを認識することができ、被験者の回内運動が正常に行われていない、と評価することができる。

30

【0102】

また、ロッカー機能の評価の他の例として、内側距骨曲げデータおよび外側距骨曲げデータから、回内運動の評価が行われる。すなわち、回内運動が正常に行われている場合には、足首部Aの内側における距骨下関節軸122の周りの屈曲度は、図19の実線に示すような波形となり、足首部Aの外側における距骨下関節軸122の周りの屈曲度は、図20の実線に示すような波形となる。

40

【0103】

しかしながら、回内運動が正常に行われない場合、例えば、回内運動が過剰に行われる場合には、足首部Aの内側における距骨下関節軸122の周りの回内方向への屈曲度は、図19の破線に示すように増大し、足首部Aの外側における距骨下関節軸122の周りの回内方向への屈曲度は、図20の破線に示すように増大する。このことにより、リハビリ専門家は、これらの距骨曲げデータから、回内運動が過剰に行われていることを認識することができ、被験者の回内運動が正常に行われていない、と評価することができる。

【0104】

また、本実施の形態では、加速度センサ40により、歩行中の被験者の下腿部Lの3軸方向の加速度が計測され、上下方向加速度データ、前後方向加速度データおよび左右方向

50

加速度データが表示装置 7 1 に表示される。これらの加速度データからは、遊脚期における足 F の速度変化を見ることができる。すなわち、リハビリ専門家は、各軸方向における足 F の振り出しの勢いを見ることができ、この点においても被験者の歩行診断を行うことができる。

【 0 1 0 5 】

例えば、上下方向加速度データから、上下方向における足 F の振り出しの勢いを評価することができる。すなわち、遊脚期において足 F の振り出しの勢いが十分である場合には、足 F の上方向の加速度が大きくなる。このことが、図 2 1 の実線に示されている。すなわち、遊脚期において足 F の上方向の加速度が大きくなり、足 F の振り出しの勢いが十分であることを認識することができる。

10

【 0 1 0 6 】

しかしながら、遊脚期において足 F の振り出しの勢いが不十分である場合には、図 2 1 の破線に示されているように、足 F の上方向の加速度が小さくなる。このことにより、リハビリ専門家は、この上下方向加速度データから、足 F の振り出しの勢いが不十分であることを認識することができる。

【 0 1 0 7 】

同様にして、図 2 2 および図 2 3 に示す加速度データから、遊脚期における各方向の足 F の加速度を確認して、足 F の振り出しの勢いが十分であるか否かを評価することができる。

【 0 1 0 8 】

また、図 2 1 に示す上下方向加速度と、図 2 2 に示す前後方向加速度とから上下前後方向 RMS (二乗平均平方根) を算出して、足 F の振り出しの勢いの評価を行うこともできる。この場合、例えば、表示装置 7 1 において、上下方向加速度と、前後方向加速度とをそれぞれ二乗して得られた値の平均値を上下前後方向 RMS としてもよい。このようにして算出された上下前後方向 RMS (図 2 4 参照) は、加速度の変化の絶対値を表すことができる。すなわち、歩行時には下腿部 L の動きにより加速度計の軸が絶対空間に対して変化するが、この上下前後方向 RMS を用い足 F の振り出しの勢いを評価することにより、加速度計の軸の変化の影響を排除することができ、評価精度を向上させることができる。また、各方向の加速度データから、遊脚期における床面への躓き(床面への接触)や、立脚期におけるスリップなども評価することができる。

20

30

【 0 1 0 9 】

なお、図 1 2 乃至図 1 6 および図 2 1 乃至図 2 4 に示すように、実線で示された各時点 T 1 ~ T 4 よりも破線で示された各時点 T 1 ~ T 4 が遅延しており、実線のグラフよりも破線のグラフにおいて立脚期が長くなっている。このような現象も、各データを見たりリハビリ専門家は認識することができ、被験者の歩行の安定性および安全性に問題がある、と評価することができる。

【 0 1 1 0 】

このように本実施の形態によれば、曲げ計測部 2 0 により計測された被験者の足 F の MP 関節軸 1 0 0 の周りの屈曲度、足首部 A の周りの屈曲度および土踏まず部 1 0 1 の屈曲度が、計測時間と関連付けられて曲げデータが作成されて、出力される。このことにより、ロッカー機能および回内・回外運動の評価を可能にする歩行データを取得することができる。すなわち、リハビリ専門家は、出力された曲げデータから、歩行中の被験者の足 F と足首部 A の変形を捉えることができる。このため、ロッカー機能が正常に働いているか否かの評価や、回内・回外運動が適切に行われているか否かの評価を行うことができる。この結果、ヒト(とりわけ、高齢者や歩行障害者など)の歩行診断精度を向上させることができるとともに診断を効率良く行うことができる。

40

【 0 1 1 1 】

また、本実施の形態によれば、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 が靴下 1 1 に取り付けられている。このことにより、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 を、予め靴下 1 1 の所望の位置に配置させておくことができ、この靴下 1 1 を被験者の足 F に履かせた場

50

合に、所望の位置に容易に配置させることができる。このため、精度の良い曲げデータおよび圧力データを取得することができ、ロッカー機能および回内・回外運動の評価を精度良く行うことができる。

【0112】

なお、上述した本実施の形態においては、装身具10の一例としての靴下11に、曲げ計測部20および圧力計測部30が取り付けられている例について説明した。しかしながら、装身具10は、足Fを覆うことができれば、靴下11に限られることはなく、足Fを覆うサポータや、ストッキングなどであってもよい。この場合であっても、サポータやストッキングに、曲げ計測部20および圧力計測部30を取り付けることができる。

【0113】

また、上述した本実施の形態においては、歩行データ取得装置1が加速度センサ40を備えている例について説明した。しかしながら、ロッカー機能または回内・回外運動の評価を行うことができれば、歩行データ取得装置1は加速度センサ40を備えることなく、加速度の計測は省略してもよい。

【0114】

また、上述した本実施の形態においては、圧力計測部30が、踵圧力センサ31と、MP圧力センサ32と、足指圧力センサ33と、を有している例について説明した。しかしながら、このことに限られることはなく、圧力計測部30は、MP圧力センサ32を有していなくてもよい。この場合においても、立脚期と遊脚期の特定を容易に行うことができる。さらに、圧力計測部30は、MP圧力センサ32だけでなく足指圧力センサ33を有していなくてもよい。この場合に、踵圧力センサ31から取得される踵圧力データのみによって、1歩行周期の特定を容易に行うことができる。

【0115】

また、上述した本実施の形態においては、歩行データ取得装置1が圧力計測部30を備えている例について説明した。しかしながら、圧力計測部30は、備えられていなくてもよい。すなわち、図15、図16、図18、図19および図20に示す曲げデータを見る際に、踵接地時点T1、MP接地時点T2、踵離地時点T3および足指離地時点T4が特定されていない場合であっても、リハビリ専門家は、曲げデータを示すグラフから、ロッカー機能または回内・回外運動の評価を行うことができる。このため、時点T1～T4の特定を省略することができ、圧力計測部30による足裏圧力の計測を省略することができる。

【0116】

また、上述した本実施の形態においては、曲げ計測部20が、MP曲げセンサ21と、距腿曲げセンサ22と、土踏まず曲げセンサ23と、距骨曲げセンサ24と、を有している例について説明した。しかしながら、このことに限られることはなく、曲げ計測部20は、これらの曲げセンサ21～24のうちの少なくとも一つを有していればよい。この場合であっても、リハビリ専門家は、MP曲げデータ、距腿曲げデータ、土踏まず曲げデータおよび距骨曲げデータのうちの少なくとも一つから、ロッカー機能または回内・回外運動の評価を行うことができる。

【0117】

さらに、上述した本実施の形態においては、評価精度を向上させるために、距骨曲げセンサ24は、内側距骨曲げセンサ24aと外側距骨曲げセンサ24bの両方を含むように構成されている例について説明したが、このことに限られることはなく、いずれか一方のセンサだけを含むように構成されていてもよい。この場合であっても、当該一方のセンサによって取得される距骨曲げデータから、回内・回外運動の評価を行うことができる。

【0118】

また、上述した本実施の形態においては、歩行データ取得装置1のデータ送信部52bに表示装置71が接続される例について説明した。しかしながら、このことに限られることはない。例えば、データ記録部52aが、上述した記録媒体と、記録媒体を抜き差し可能に保持してデータを書き込む書込部とを含む場合には、データ送信部52bと表示装置

10

20

30

40

50

71は接続されなくてもよい。この場合、マイクロコンピュータ51により作成されたデータは、書込部によって記録媒体に書き込まれて記録され、データを記録した記録媒体を、計測終了後に書込部から抜き出して表示装置71の読取部(図示せず)に挿入してもよい。このことにより、記録媒体のデータが表示装置71に読み取られ、各データを表示することができる。なお、この場合、記録媒体によってデータを表示装置71に読み込ませることができるため、データ出力部52は、データ送信部52bを含んでいなくてもよい。

【0119】

また、上述した本実施の形態においては、計測終了後に表示装置71がデータ送信部52bに接続されて、データ記録部52aに記録された各データが表示装置71に送信される例について説明した。しかしながら、このことに限られることはなく、計測中に表示装置71がデータ送信部52bに接続されて、データ記録部52aに記録されたデータが随時表示装置71に送信されるようにしてもよい。この場合、表示装置71に受信されたデータは、表示装置71内に集積されて表示されるようにしてもよい。なお、この場合、マイクロコンピュータ51により作成されたデータは、データ記録部52aに記録されることなくデータ送信部52bに送信されるようにしてもよいが、データ記録部52aにバックアップとしてデータを記録するようにしてもよい。

【0120】

さらに、各曲げセンサ21~24は、上述した位置に配置されることが好ましいが、各曲げセンサ21~24の上述した位置は厳密で限定的な位置を示しているのではない。すなわち、被験者の足Fのサイズによって各曲げセンサ21~24がある程度位置ずれした場合であっても、ロッカー機能および回内・回外運動の評価を可能にする歩行データを取得することは可能である。各圧力センサ31~33についても同様である。

【0121】

(第2の実施の形態)

次に、図25を用いて、第2の実施の形態における歩行データ取得装置および歩行データ取得システムについて説明する。

【0122】

図25に示す第2の実施の形態においては、装身具が靴である点が主に異なり、他の構成は、図1乃至図24に示す第1の実施の形態と略同一である。なお、図25において、図1乃至図24に示す第1の実施の形態と同一部分には同一符号を付して詳細な説明は省略する。

【0123】

図25に示すように、本実施の形態における歩行データ取得装置1の装身具10は、靴80(履物)になっている。すなわち、図25に示す歩行データ取得装置1は、曲げ計測部20および圧力計測部30が取り付けられた靴80を備えている。図25に示す靴80は、靴底80aと、靴底80a上に設けられた靴本体部80bと、足首部Aを覆う靴脚部80cと、を有している。

【0124】

靴80は、靴底80aを含めて、被験者の足Fや足首部Aの変形にスムーズに追従可能に形成されていることが好適である。例えば、靴80は、ゴムなどの弾力性を有している靴底を備えた繊維素材の柔軟な靴(靴下のような靴)であることが好適であり、このような靴の例としては、ルナエピックフライニット(ナイキ社の商品名、「FLYKNIT」は登録商標)、チュブラードゥーム(アディダス社の商品名、「TUBULAR」はアディダス社の登録商標)、レイトアップ Rate Up(デバイスクリエイション株式会社の商品名)を挙げることができるが、これに限られることはない。また、靴80のサイズは、靴80に取り付けられた各曲げセンサ21~24および各圧力センサ31~33が被験者の足Fと足首部Aの変形を精度良く計測することが可能なように、被験者の足Fのサイズに応じたサイズとすることがよい。

【0125】

各曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 および各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 は、図 1 乃至図 6 に示す靴下 1 1 が被験者の足 F に装着された場合に配置される位置と同様の位置で靴 8 0 に取り付けられている。より具体的には、MP 曲げセンサ 2 1 および土踏まず曲げセンサ 2 3 は、靴底 8 0 a の上面（靴 8 0 の内面）の所望の位置に取り付けられている。踵圧力センサ 3 1、MP 圧力センサ 3 2 および足指圧力センサ 3 3 は、靴底 8 0 a の上面の所望の位置に取り付けられている。

【 0 1 2 6 】

距腿曲げセンサ 2 2 は、第 1 の実施の形態における距腿曲げセンサ 2 2 と同様に、靴本体部 8 0 b の内面に設けられた第 1 ポケット 8 1 内に收容されている。距骨曲げセンサ 2 4（内側距骨曲げセンサ 2 4 a および外側距骨曲げセンサ 2 4 b）は、図示を省略するが、第 1 の実施の形態における距骨曲げセンサ 2 4 と同様に、靴本体部 8 0 b の内面に設けられた第 2 ポケットや第 3 ポケット（いずれも図示せず）に收容されている。

10

【 0 1 2 7 】

加速度センサ 4 0、データ処理部 5 0 および電源部 6 1 は、第 1 の実施の形態と同様にボックス 6 3 に收容されており、このボックス 6 3 が取り付けられたベルト 6 4 が靴 8 0 の靴脚部 8 0 c を介して下腿部 L に巻き付けられることによって、ボックス 6 3 が被験者の下腿部 L に取り付けられる。

【 0 1 2 8 】

なお、図 2 5 に示す靴本体部 8 0 b には、靴 8 0 をスムーズに着脱させるためのファスナーなどの締結具（図示せず）が設けられていることが好適である。この場合、着脱時に、靴 8 0 の開口を大きくすることができ、各曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 および各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 が位置ずれすることを防止できるとともに、これらのセンサ 2 1 ~ 2 4、3 1 ~ 3 3 に損傷を与えることを防止できる。このような締結具は、靴 8 0 の開口を大きくすることができれば、任意の位置に設けることができる。

20

【 0 1 2 9 】

このように本実施の形態によれば、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 が靴 8 0 に取り付けられている。このことにより、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 を、予め靴 8 0 の所望の位置に配置させておくことができ、この靴 8 0 を被験者の足 F に履かせた場合に、所望の位置に容易に配置させることができる。このため、精度の良い曲げデータおよび圧力データを取得することができ、ロッカー機能および回内・回外運動の評価を精度良く行うことができる。

30

【 0 1 3 0 】

なお、上述した本実施の形態においては、靴 8 0 が、靴脚部 8 0 c を有している例について説明した。しかしながら、このことに限られることはなく、靴 8 0 は、靴脚部 8 0 c を有することなく、被験者の足首部 A（より詳細には、内踝点 1 1 4 および外踝点 1 1 5）が露出するように構成されていてもよい。この場合には、距腿曲げセンサ 2 2 は、靴 8 0 に取り付けられることなく、被験者の足 F にテープ等で貼り付けられるようにしてもよい。

【 0 1 3 1 】

また、上述した本実施の形態においては、靴 8 0 に土踏まず曲げセンサ 2 3 が取り付けられている例について説明した。しかしながら、靴底 8 0 a が土踏まず部 1 0 1 の変形に追従が困難である場合には、土踏まず曲げセンサ 2 3 は靴 8 0 に取り付けられていなくてもよい。この場合には、例えば、土踏まず曲げセンサ 2 3 は、被験者の足 F の土踏まず部 1 0 1 にテープ等で貼り付けられるようにしてもよい。

40

【 0 1 3 2 】

（第 3 の実施の形態）

次に、図 2 6 および図 2 7 を用いて、第 3 の実施の形態における歩行データ取得装置および歩行データ取得システムについて説明する。

【 0 1 3 3 】

図 2 6 および図 2 7 に示す第 3 の実施の形態においては、曲げ計測部がインソールに取

50

り付けられている点が主に異なり、他の構成は、図 1 乃至図 2 4 に示す第 1 の実施の形態と略同一である。なお、図 2 6 および図 2 7 において、図 1 乃至図 2 4 に示す第 1 の実施の形態と同一部分には同一符号を付して詳細な説明は省略する。

【 0 1 3 4 】

図 2 6 に示すように、本実施の形態における歩行データ取得装置 1 は、装身具 1 0 の代わりにインソール 9 0 (中敷き)を備えている。このインソール 9 0 に、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 が取り付けられている。インソール 9 0 は、被験者の足裏に面するソール本体 9 0 a と、ソール本体 9 0 a から突出するように延びる延長部 9 0 b と、を有している。インソール 9 0 は、被験者の足 F の変形にスムーズに追従可能であれば特に限られることはないが、柔軟な材料から形成されていることが好適である。

10

【 0 1 3 5 】

M P 曲げセンサ 2 1 および各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 は、図 1 乃至図 6 に示す靴下 1 1 が被験者の足 F に装着された場合に配置される位置と同様の位置でインソール 9 0 に取り付けられている。より具体的には、M P 曲げセンサ 2 1 は、ソール本体 9 0 a の上面(足 F に面する面)の所定の位置に取り付けられている。踵圧力センサ 3 1、M P 圧力センサ 3 2 および足指圧力センサ 3 3 は、ソール本体 9 0 a の上面の所定の位置に取り付けられている。

【 0 1 3 6 】

距腿曲げセンサ 2 2、土踏まず曲げセンサ 2 3 および距骨曲げセンサ 2 4 (内側距骨曲げセンサ 2 4 a および外側距骨曲げセンサ 2 4 b)は、インソール 9 0 に取り付けられていない。この場合、これらの曲げセンサ 2 2 ~ 2 4 は、被験者の足 F にテープなどで貼り付けられることが好適である。この場合、距腿曲げセンサ 2 2、土踏まず曲げセンサ 2 3 および距骨曲げセンサ 2 4 は、インソール 9 0 が入れられた靴 9 5 を被験者が履いた後に、被験者の足 F または足首部 A の所望の位置に貼り付けられる。なお、靴 9 5 は、第 2 の実施の形態における靴 8 0 のような柔軟な靴であることが好ましいが、これに限られることはなく、任意の靴 8 0 を用いることができる。

20

【 0 1 3 7 】

加速度センサ 4 0、データ処理部 5 0 および電源部 6 1 は、第 1 の実施の形態と同様に、ボックス 6 3 に收容されており、このボックス 6 3 が取り付けられたベルト 6 4 (図 1 参照)が被験者の下腿部 L に巻き付けられることによって、ボックス 6 3 が被験者の下腿部 L に取り付けられる。なお、このボックス 6 3 は、インソール 9 0 の延長部 9 0 b に取り付けられるようにしてもよい。

30

【 0 1 3 8 】

本実施の形態におけるインソール 9 0 は、図 2 7 に示すように、靴 9 5 の靴底 9 5 a の側に配置される第 1 ソール層 9 1 と、第 1 ソール層 9 1 上に設けられ、靴 9 5 の靴本体部 9 5 b の側に配置される第 2 ソール層 9 2 とが積層された構造を有していることが好適である。このうち第 2 ソール層 9 2 が、足 F に面する側(図 2 7 における上側)に配置される。第 1 ソール層 9 1 は、第 2 ソール層 9 2 よりも硬い材料から形成されていることが好適である。この場合、接地時にかかる圧力によって各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 がインソール 9 0 の第 2 ソール層 9 2 内に沈み込んだ場合であっても、離地時に圧力から解放されると、圧力センサ 3 1 ~ 3 3 が沈み込んだ状態を迅速に解消することができる。このため、離地直後の足裏圧力の計測精度を向上させることができる。

40

【 0 1 3 9 】

このように本実施の形態によれば、曲げ計測部 2 0 の M P 曲げセンサ 2 1 および圧力計測部 3 0 の各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 がインソール 9 0 に取り付けられている。このことにより、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 を、予めインソール 9 0 の所望の位置に配置させておくことができ、このインソール 9 0 を入れた靴 9 5 を被験者の足 F に履かせた場合に、所望の位置に容易に配置させることができる。このため、精度の良い曲げデータおよび圧力データを取得することができ、ロッカー機能および回内・回外運動の評価を精度良く行うことができる。

50

【 0 1 4 0 】

以上、本発明の実施の形態について詳細に説明してきたが、本発明による歩行データ取得装置および歩行データ取得システムは、上記実施の形態に何ら限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。また、当然のことながら、本発明の要旨の範囲内で、これらの実施の形態を、部分的に適宜組み合わせることも可能である。

【 0 1 4 1 】

なお、上述した各実施の形態においては、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 が装身具 1 0 またはインソール 9 0 に取り付けられている例について説明した。しかしながら、このことに限られることはなく、曲げ計測部 2 0 および圧力計測部 3 0 は、装身具 1 0 にもインソール 9 0 にも取り付けられていなくてもよい。この場合、曲げ計測部 2 0 の各曲げセンサ 2 1 ~ 2 4 と、圧力計測部 3 0 の各圧力センサ 3 1 ~ 3 3 は、図 1 乃至図 6 に示す靴下 1 1 が被験者の足 F に装着された場合に配置される位置と同様の位置で、被験者の足 F または足首部 A にテープ等で貼り付けられるようにしてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 4 2 】

上述した本発明によれば、ロッカー機能および回内・回外運動の評価を可能にする歩行データを取得して、ヒト（例えば、高齢者や歩行障害者など）の歩行診断精度を向上させることができるとともに診断を効率良く行うことができる、歩行データ取得装置および歩行データ取得システムを提供することができる。このため、本発明は産業上利用可能な発明である。例えば、本発明は、電気機器産業、ソフトウェア産業、靴下製造業、靴製造業、インソール製造業、医療やリハビリテーション分野などの様々な分野で利用可能である。

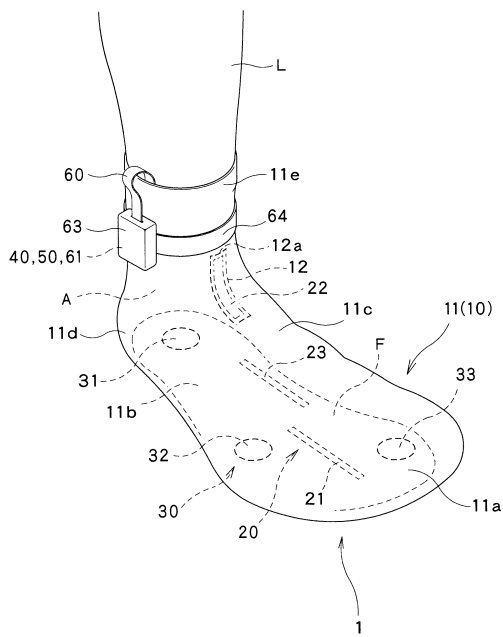
【 符号の説明 】

【 0 1 4 3 】

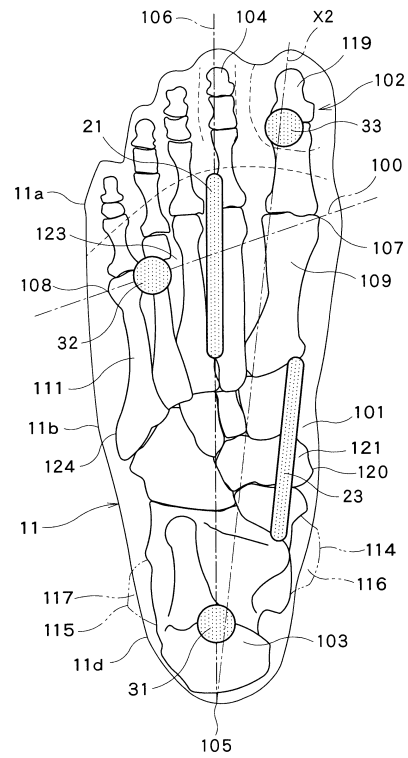
1	歩行データ取得装置	
1 0	装身具	
1 1	靴下	
2 0	曲げ計測部	
2 1	M P 曲げセンサ	30
2 2	距腿曲げセンサ	
2 3	土踏まず曲げセンサ	
2 4	距骨曲げセンサ	
2 4 a	内側距骨曲げセンサ	
2 4 b	外側距骨曲げセンサ	
3 0	圧力計測部	
3 1	踵圧力センサ	
3 2	M P 圧力センサ	
3 3	足指圧力センサ	
4 0	加速度センサ	40
5 0	データ処理部	
6 1	電源部	
7 0	歩行データ取得システム	
7 1	表示装置	
8 0	靴	
9 0	インソール	
1 0 0	M P 関節軸	
1 0 1	土踏まず部	
1 0 2	足指部	
1 0 3	踵部	50

- 1 1 3 距腿關節軸
- 1 2 2 距骨下關節軸
- 1 2 3 M P 關節部
- F 足
- A 足首部
- L 下腿部

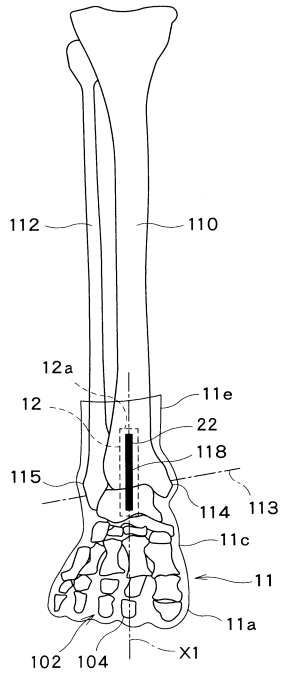
【 図 1 】



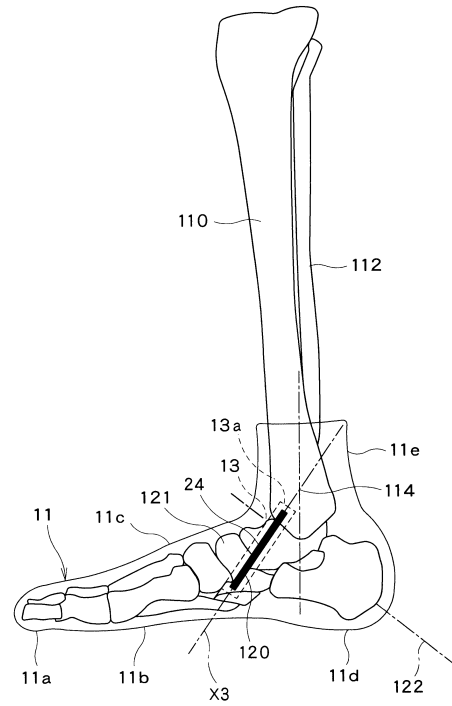
【 図 2 】



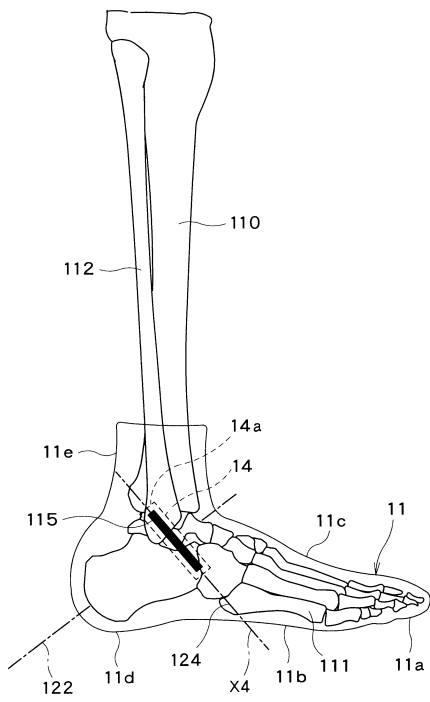
【図3】



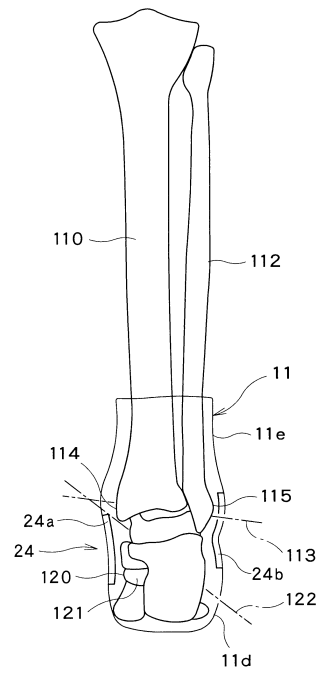
【図4】



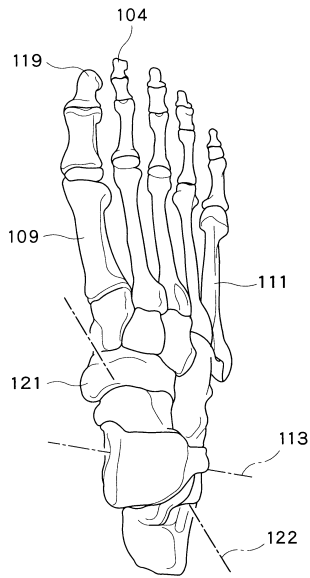
【図5】



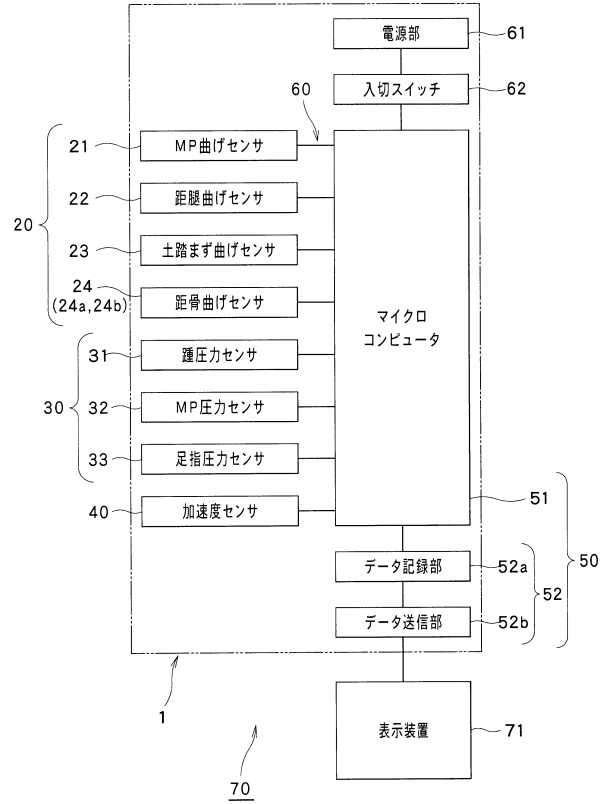
【図6】



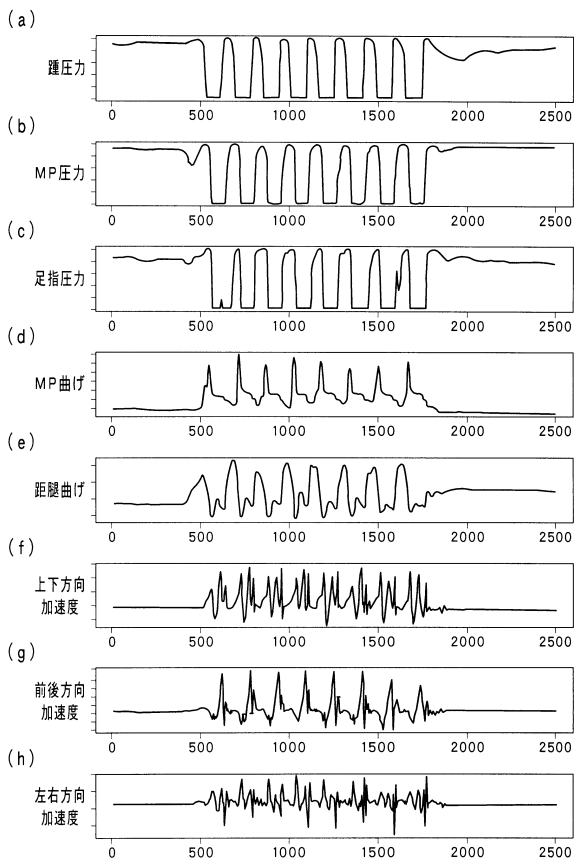
【図7】



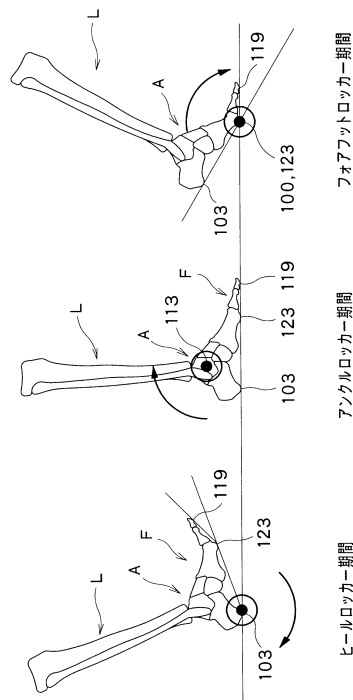
【図8】



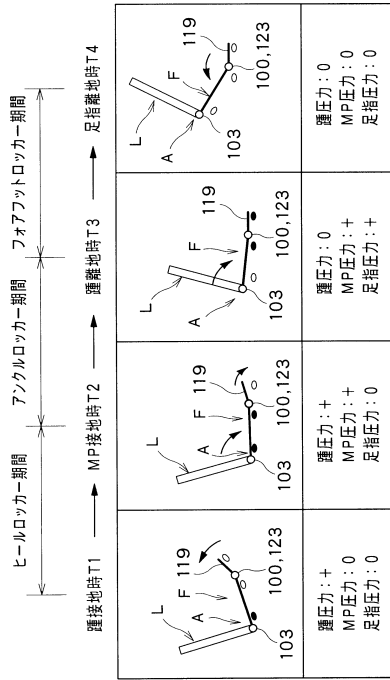
【図9】



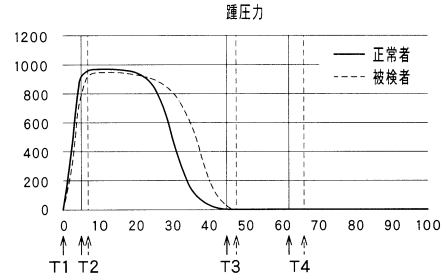
【図10】



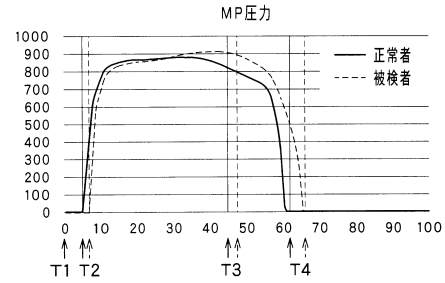
【図 1 1】



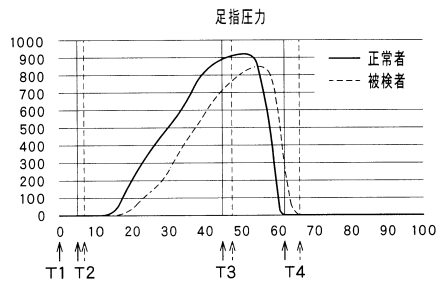
【図 1 2】



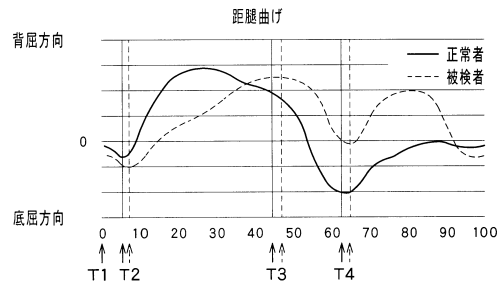
【図 1 3】



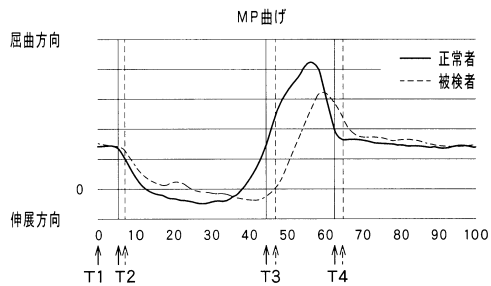
【図 1 4】



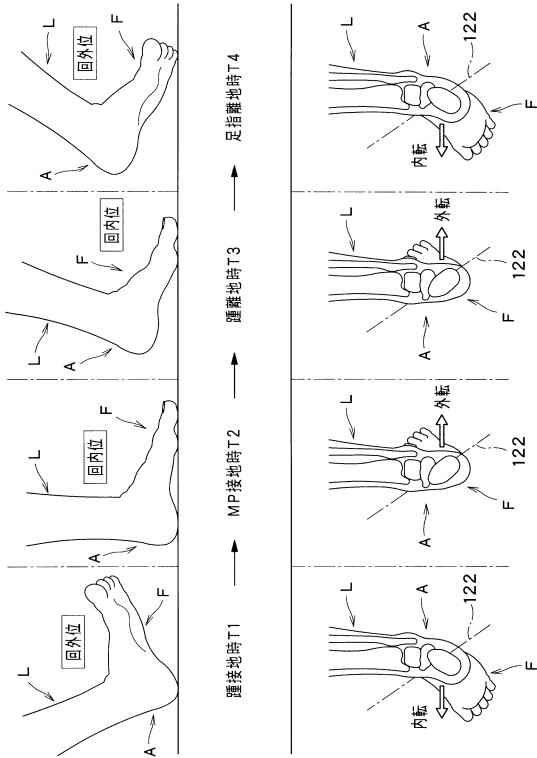
【図 1 6】



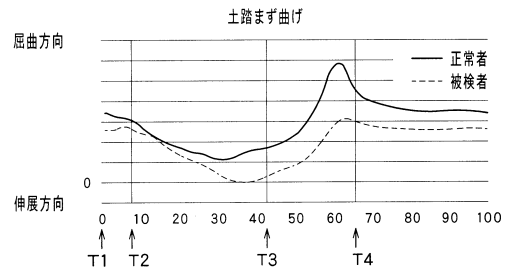
【図 1 5】



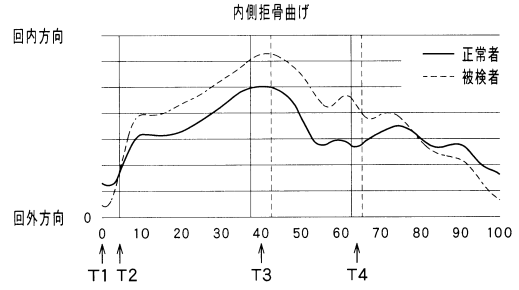
【図17】



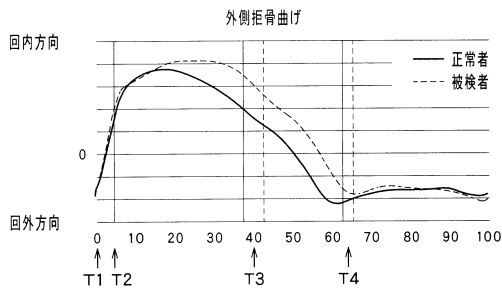
【図18】



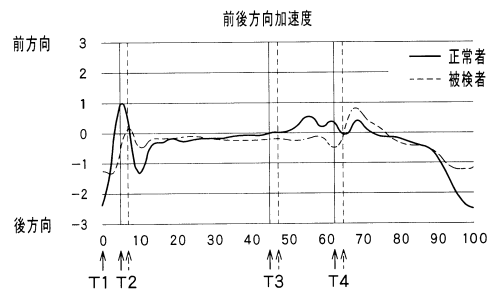
【図19】



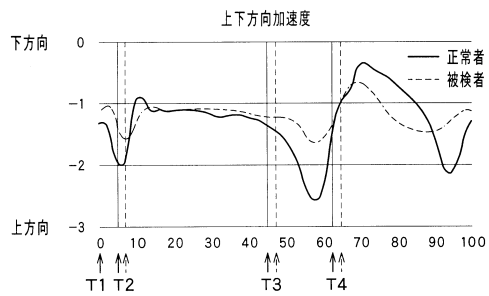
【図20】



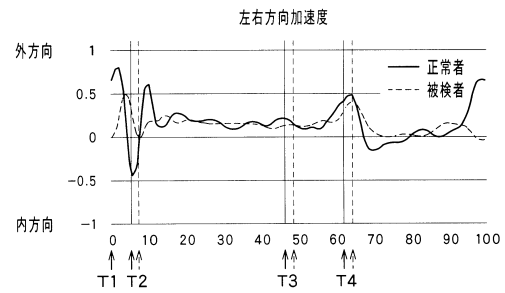
【図22】



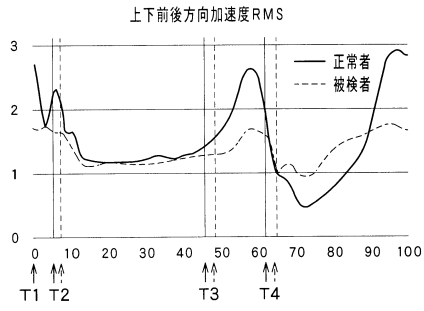
【図21】



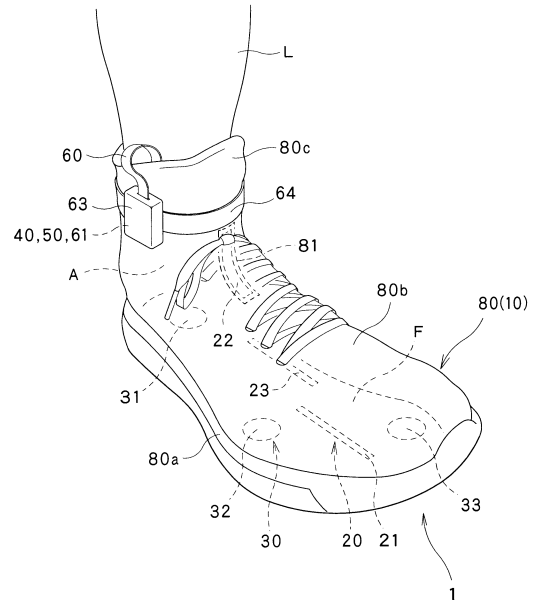
【図23】



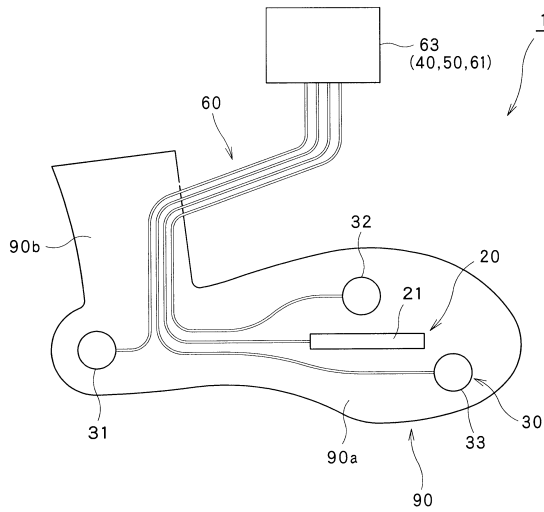
【 図 2 4 】



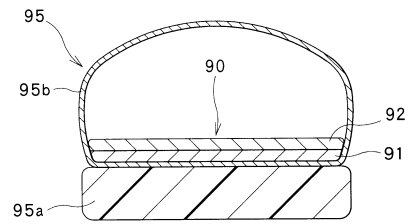
【 図 2 5 】



【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



フロントページの続き

- (72)発明者 横山 詔常
 広島県東広島市鏡山三丁目13番26号 広島県立総合技術研究所 西部工業技術センター生産技術アカデミー内
- (72)発明者 弓場 憲生
 広島県東広島市鏡山三丁目13番26号 広島県立総合技術研究所 西部工業技術センター生産技術アカデミー内
- (72)発明者 小玉 龍
 広島県東広島市鏡山三丁目13番26号 広島県立総合技術研究所 西部工業技術センター生産技術アカデミー内
- (72)発明者 門藤 至宏
 広島県東広島市鏡山三丁目13番26号 広島県立総合技術研究所 西部工業技術センター生産技術アカデミー内
- (72)発明者 長谷川 正哉
 広島県三原市学園町1番1号 公立大学法人県立広島大学内

審査官 清水 裕勝

- (56)参考文献 特開2004-329280(JP,A)
 特開2009-000391(JP,A)
 特表2014-520638(JP,A)
 特開2008-256470(JP,A)
 特開2012-011136(JP,A)
 特開2008-298486(JP,A)
 特表2009-500141(JP,A)
 米国特許出願公開第2015/0260514(US,A1)
 高嶋 孝倫, 歩行中のヒト足部に着目した力学モデル解析とその応用に関する研究, 早稲田大学大学院理工学研究科博士論文, 日本, 2003年 3月
 松原 忠志 ほか, 複数柔軟ポリマー曲率センサによる足部構造変化の動的計測, 生体医工学, 日本, 一般社団法人日本生体医工学会, 2015年 4月10日, 53巻2号, p.63-68
 三田 隆広 ほか, 足部MP関節可動域計測装置の開発に関する研究, 第20回バイオフィリアリハビリテーション学会予稿集, 日本, バイオフィリア リハビリテーション学会, 2016年 10月29日, p.19

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/11-5/113
 A61H 1/00-5/00
 A43D 1/00