

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6782486号
(P6782486)

(45) 発行日 令和2年11月11日(2020.11.11)

(24) 登録日 令和2年10月22日(2020.10.22)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 G 19/52 (2006.01)	GO 1 G 19/52 Z
A 6 1 B 5/22 (2006.01)	A 6 1 B 5/22 2 0 0
GO 1 L 5/00 (2006.01)	GO 1 L 5/00 L

請求項の数 19 (全 23 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-211942 (P2016-211942)</p> <p>(22) 出願日 平成28年10月28日 (2016.10.28)</p> <p>(65) 公開番号 特開2018-72143 (P2018-72143A)</p> <p>(43) 公開日 平成30年5月10日 (2018.5.10)</p> <p>審査請求日 令和1年10月3日 (2019.10.3)</p> <p>(出願人による申告) 平成28年度 スポーツ庁「ハイパフォーマンスサポート事業 (パラリンピック競技「B研究プロジェクト」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願</p>	<p>(73) 特許権者 501241645 学校法人 工学院大学 東京都新宿区西新宿1丁目24番2号</p> <p>(74) 代理人 110001519 特許業務法人太陽国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 桐山 善守 東京都新宿区西新宿一丁目24番2号 学校法人工学院大学内</p> <p>(72) 発明者 五島 啓吾 東京都新宿区西新宿一丁目24番2号 学校法人工学院大学内</p> <p>審査官 谷垣 圭二</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 力測定装置及び生体力学解析システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

座面の片側を構成する第1座面を有する第1シート部と、
前記第1シート部に並設され、前記座面の他の片側を構成し、かつ、前記第1座面に作用する力に対して独立に力が作用する第2座面を有する第2シート部と、
前記第1座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第1検知部と、
前記第2座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第2検知部と、
を備え、
 前記第1シート部の前記第1座面とは反対側に、前記第1シート部よりも剛性が高い板状に形成され、かつ、前記第1座面に作用する力を伝達する第1力伝達部を介して前記第1検知部が設けられ、
 前記第2シート部の前記第2座面とは反対側に、前記第2シート部よりも剛性が高い板状に形成され、かつ、前記第2座面に作用する力を前記第1力伝達部に対して独立に伝達する第2力伝達部を介して前記第2検知部が設けられている
力測定装置。

【請求項2】

前記第1検知部及び前記第2検知部は、前記第1力伝達部及び前記第2力伝達部の前記第1シート部及び前記第2シート部とは反対側において、前記第1力伝達部及び前記第2力伝達部に対向して配置され、かつ、前記第1シート部及び前記第2シート部よりも剛性が高い板状に形成されたシートベース部に配設されている

請求項 1 に記載の力測定装置。

【請求項 3】

座面の片側を構成する第 1 座面を有する第 1 シート部と、
前記第 1 シート部に並設され、前記座面の他の片側を構成し、かつ、前記第 1 座面に作用する力に対して独立に力が作用する第 2 座面を有する第 2 シート部と、
前記第 1 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 1 検知部と、
前記第 2 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 2 検知部と、
を備え、
前記第 1 検知部は、前記第 1 シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設され、
前記第 2 検知部は、前記第 2 シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設されており、
前記第 1 検知部は、前記第 1 シート部の前記前部及び前記後部に加えて、前記第 1 シート部のシート幅方向一端側の横部に配設され、
前記第 2 検知部は、前記第 2 シート部の前記前部及び前記後部に加えて、前記第 2 シート部のシート幅方向他端側の横部に配設されており、
前記第 1 検知部は、前記第 1 シート部の前記前部、前記後部及び前記横部に配設されたいずれか 1 つの力の検知高さを他の力の検知高さに変え、
前記第 2 検知部は、前記第 2 シート部の前記前部、前記後部及び前記横部に配設されたいずれか 1 つの力の検知高さを他の力の検知高さに変えている
力測定装置。

10

20

【請求項 4】

座面の片側を構成する第 1 座面を有する第 1 シート部と、
前記第 1 シート部に並設され、前記座面の他の片側を構成し、かつ、前記第 1 座面に作用する力に対して独立に力が作用する第 2 座面を有する第 2 シート部と、
前記第 1 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 1 検知部と、
前記第 2 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 2 検知部と、
を備えた力測定装置と、
前記力測定装置の力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、生体の左右の股関節トルクをそれぞれ個別に演算する演算処理部と、
を備えた生体力学解析システム。

30

【請求項 5】

前記第 1 シート部の前記第 1 座面とは反対側に、前記第 1 シート部よりも剛性が高い板状に形成され、かつ、前記第 1 座面に作用する力を伝達する第 1 力伝達部を介して前記第 1 検知部が設けられ、
前記第 2 シート部の前記第 2 座面とは反対側に、前記第 2 シート部よりも剛性が高い板状に形成され、かつ、前記第 2 座面に作用する力を前記第 1 力伝達部に対して独立に伝達する第 2 力伝達部を介して前記第 2 検知部が設けられている前記力測定装置を備えた、
請求項 4 に記載の生体力学解析システム。

【請求項 6】

前記第 1 検知部及び前記第 2 検知部は、前記第 1 力伝達部及び前記第 2 力伝達部の前記第 1 シート部及び前記第 2 シート部とは反対側において、前記第 1 力伝達部及び前記第 2 力伝達部に対向して配置され、かつ、前記第 1 シート部及び前記第 2 シート部よりも剛性が高い板状に形成されたシートベース部に配設されている前記力測定装置を備えた、
請求項 5 に記載の生体力学解析システム。

40

【請求項 7】

前記第 1 検知部は、前記第 1 シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設され、
前記第 2 検知部は、前記第 2 シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設されている前記力測定装置を備えた、
請求項 4 ~ 請求項 6 のいずれか 1 項に記載の生体力学解析システム。

【請求項 8】

50

前記第1検知部は、前記第1シート部の前記前部及び前記後部に加えて、前記第1シート部のシート幅方向一端側の横部に配設され、

前記第2検知部は、前記第2シート部の前記前部及び前記後部に加えて、前記第2シート部のシート幅方向他端側の横部に配設されている前記力測定装置を備えた、請求項7に記載の生体力学解析システム。

【請求項9】

前記第1検知部は、前記第1シート部の前記前部、前記後部及び前記横部に配設されたいずれか1つの力の検知高さを他の力の検知高さに変え、

前記第2検知部は、前記第2シート部の前記前部、前記後部及び前記横部に配設されたいずれか1つの力の検知高さを他の力の検知高さに変えている前記力測定装置を備えた、請求項8に記載の生体力学解析システム。

10

【請求項10】

前記第1検知部、前記第2検知部は、いずれも、3軸方向の力を検知可能とする前記力測定装置を備えた、

請求項4～請求項9のいずれか1項に記載の生体力学解析システム。

【請求項11】

前記第1シート部及び前記第2シート部は、生体の大腿から臀部までの一部が接触するサドル、又は着座用シートである前記力測定装置を備えた、

請求項4～請求項10のいずれか1項に記載の生体力学解析システム。

20

【請求項12】

前記第1シート部及び前記第2シート部のシート前後方向の後側部に並設され、前記第1座面、前記第2座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する第3座面を有する第3シート部と、

前記第3座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第3検知部と、

を更に備えた前記力測定装置を備えた、

請求項4～請求項11のいずれか1項に記載の生体力学解析システム。

【請求項13】

前記第1シート部のシート前後方向の後側部に並設され、前記第1座面、前記第2座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する第4座面を有する第4シート部と、

前記第2シート部のシート前後方向の後側部に並設され、前記第1座面、前記第2座面、前記第4座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する第5座面を有する第5シート部と、

前記第4座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第4検知部と、

前記第5座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第5検知部と、

を更に備えた前記力測定装置を備えた、

請求項4～請求項11のいずれか1項に記載の生体力学解析システム。

30

【請求項14】

座面の片側を構成する第1座面を有する第1シート部と、

前記第1シート部に並設され、前記座面の他の片側を構成し、かつ、前記第1座面に作用する力に対して独立に力が作用する第2座面を有する第2シート部と、

前記第1シート部の前記第1座面とは反対側に設けられ、3軸方向の力を測定することにより、前記第1座面に作用する力の大きさ及び傾き及びこの力の作用位置を検知する第1検知部と、

前記第2シート部の前記第2座面とは反対側に設けられ、3軸方向の力を測定することにより、前記第2座面に作用する力の大きさ及び傾き及びこの力の作用位置を検知する第2検知部と、

を備えた力測定装置。

40

【請求項15】

前記第1検知部は、前記第1シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設され、

前記第2検知部は、前記第2シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設されてお

50

り、

前記第 1 シート部の前記前部に配設された第 1 検知部で検知された力と前記第 1 シート部の前記後部に配設された第 1 検知部で検知された力の各軸毎の合力から、前記第 1 座面に作用する力の大きさ及び傾きを求めると共に、前記第 2 シート部の前記前部に配設された第 2 検知部で検知された力と前記第 2 シート部の前記後部に配設された第 2 検知部で検知された力の各軸毎の合力から、前記第 2 座面に作用する力の大きさ及び傾きを求める、
請求項 1 4 に記載の力測定装置。

【請求項 1 6】

前記第 1 検知部は、前記第 1 シート部の前記前部及び前記後部に加えて、前記第 1 シート部のシート幅方向一端側の横部に配設され、

前記第 2 検知部は、前記第 2 シート部の前記前部及び前記後部に加えて、前記第 2 シート部のシート幅方向他端側の横部に配設されており、

前記第 1 シート部の前記前部に配設された第 1 検知部で検知された力と前記第 1 シート部の前記後部に配設された第 1 検知部で検知された力と前記第 1 シート部の前記横部に配設された第 1 検知部で検知された力の各軸毎の合力から、前記第 1 座面に作用する力の大きさ及び傾きを求めると共に、前記第 2 シート部の前記前部に配設された第 2 検知部で検知された力と前記第 2 シート部の前記後部に配設された第 2 検知部で検知された力と前記第 2 シート部の前記横部に配設された第 2 検知部で検知された力の各軸毎の合力から、前記第 2 座面に作用する力の大きさ及び傾きを求める、

請求項 1 5 に記載の力測定装置。

【請求項 1 7】

サドル又は着座用シートが左右に分割された右側の第 1 シート部であって、座面の片側を構成する第 1 座面を有する第 1 シート部と、

前記サドル又は前記着座用シートが左右に分割された左側の第 2 シート部であって、前記第 1 シート部に並設され、前記座面の他の片側を構成し、かつ、前記第 1 座面に作用する力に対して独立に力が作用する第 2 座面を有する第 2 シート部と、

前記第 1 シート部の前記第 1 座面とは反対側に設けられ、操作者の右側大腿から臀部の右側までの一部から前記第 1 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 1 検知部と、

前記第 2 シート部の前記第 2 座面とは反対側に設けられ、前記操作者の左側大腿から臀部の左側までの一部から前記第 2 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 2 検知部と、

を備えた力測定装置。

【請求項 1 8】

座面の片側を構成する第 1 座面を有する第 1 シート部と、

前記第 1 シート部に並設され、前記座面の他の片側を構成し、かつ、前記第 1 座面に作用する力に対して独立に力が作用する第 2 座面を有する第 2 シート部と、

前記第 1 シート部の前記第 1 座面とは反対側に設けられ、前記第 1 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 1 検知部と、

前記第 2 シート部の前記第 2 座面とは反対側に設けられ、前記第 2 座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第 2 検知部と、

を備え、

前記第 1 シート部は、前記第 1 検知部で検知される前記第 1 の座面に作用する力の検知精度に影響を与える撓みを生じることがない剛性を有していると共に、前記第 2 シート部は、前記第 2 検知部で検知される前記第 2 の座面に作用する力の検知精度に影響を与える撓みを生じることがない剛性を有している、力測定装置。

【請求項 1 9】

前記第 1 シート部の前記第 1 検知部側を、軽金属材料又は金属材料で構成すると共に、前記第 2 シート部の前記第 2 検知部側を、軽金属材料又は金属材料で構成した
請求項 1 8 に記載の力測定装置。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、力測定装置及び生体力学解析システムに関し、特に分割されたシートの複数箇所に作用する力をそれぞれ検知可能な力測定装置及びこの力測定装置を含んで構成される生体力学解析システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

サイクリング人口の増加と健康志向の高まりから、ペダリング時における身体情報を取得する技術が開発されている。例えば、身体情報は生体力学解析によって求められ、生体力学解析には身体に作用する反力及び反力の作用位置の測定が不可欠である。

10

【0003】

例えば、生体力学解析では、エルゴメータ (Ergometer) を用いて、股関節の力学的負担や運動性能を評価することができる。評価に際して、サドル下に6軸センサ (力3軸、モーメント3軸) が装着される。6軸センサでは、大腿又は臀部との接触によりサドルに生じる力 (荷重) 及びこの力の作用位置が測定可能である。

また、サドル表面上にシート型の圧力センサが装着されると、圧力センサにより大腿又は臀部とサドルとの接触部の圧力分布 (力及び力の作用位置) が測定可能である。

なお、エルゴメータに関しては、例えば、下記特許文献1に固定式自転車トレーニング装置が開示されている。

20

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献1】特開平6 - 134046号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、6軸センサを用いる測定方法では、サドルの座面全体に加わる力が一体的に測定されている。このため、左右大腿や臀部からの合力が測定されるものの、各部位からの力を個別に測定することができないので、逆動力学計算を実行して生体力学解析を正確に行うことができない。従って、左右の股関節の力学的負担や運動性能を正確に評価するためには、改善の余地があった。

30

一方、圧力センサを用いる測定方法では、サドルの座面に対して鉛直方向に作用する力及び力の作用位置は測定可能であるものの、股関節に作用する三次元的な力を測定することができない。このため、同様に生体力学的解析を用いて、左右の股関節の力学的負担や運動性能を正確に評価するためには、改善の余地があった。

【0006】

本発明は、上記課題を考慮し、シートの左右等の座面の複数箇所にそれぞれ作用する力及びこの力の作用位置を個別に検知することができる力測定装置を提供する。

さらに、本発明は、上記力測定装置から得られる検知結果に基づいて、左右の股関節の力学的負担や運動性能を正確に評価することができる生体力学解析システムを提供する。

40

【課題を解決するための手段】**【0007】**

上記課題を解決するため、本発明の第1実施態様に係る力測定装置は、座面の片側を構成する第1座面を有する第1シート部と、第1シート部に並設され、座面の他の片側を構成し、かつ、第1座面に作用する力に対して独立に力が作用する第2座面を有する第2シート部と、第1座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第1検知部と、第2座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第2検知部と、を備える。

【0008】

第1実施態様に係る力測定装置では、シートが第1シート部と第2シート部とに分離さ

50

れ、かつ、第1シート部に第2シート部が並設される。第1シート部は座面の片側を構成する第1座面を有する。第2シート部は、座面の他の片側を構成し、第1座面に作用する力に対して独立に力が作用する第2座面を有する。

【0009】

ここで、力測定装置には、第1検知部及び第2検知部が設けられる。第1検知部では、第1座面に作用する力及びこの力の作用位置が検知される。第2検知部では、第2座面に作用する力及びこの力の作用位置が、第1座面に作用する力に対して独立に検知される。このため、第1座面に作用する力及び力の作用位置、第2座面に作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。

【0010】

本発明の第2実施態様に係る力測定装置では、第1実施態様に係る力測定装置において、第1シート部の第1座面とは反対側に、第1シート部よりも剛性が高い板状に形成され、かつ、第1座面に作用する力を伝達する第1力伝達部を介して第1検知部が設けられ、第2シート部の第2座面とは反対側に、第2シート部よりも剛性が高い板状に形成され、かつ、第2座面に作用する力を第1力伝達部に対して独立に伝達する第2力伝達部を介して第2検知部が設けられている。

【0011】

第2実施態様に係る力測定装置によれば、第1検知部は第1シート部の第1座面とは反対側に第1力伝達部を介して設けられ、第1力伝達部は第1シート部よりも剛性が高い板状とされる。第1座面に作用する力は第1力伝達部を介して第1検知部により検知されるので、正確に力を測定することができる。一方、第1シート部をシートに適した剛性に形成することができる。

同様に、第2検知部は第2シート部の第2座面とは反対側に第2力伝達部を介して設けられ、第2力伝達部は第2シート部よりも剛性が高い板状とされる。第2座面に作用する力は、第1座面に作用する力に対して独立に第2力伝達部を介して第2検知部により検知されるので、正確に力を測定することができる。一方、第2シート部をシートに適した剛性に形成することができる。

【0012】

本発明の第3実施態様に係る力測定装置では、第1実施態様又は第2実施態様に係る力測定装置において、第1検知部及び第2検知部は、第1力伝達部及び第2力伝達部の第1シート部及び第2シート部とは反対側において、第1力伝達部及び第2力伝達部に対向して配置され、かつ、第1シート部及び第2シート部よりも剛性が高い板状に形成されたシートベース部に配設されている。

【0013】

第3実施態様に係る力測定装置によれば、第1シート部及び第2シート部よりも剛性が高い板状に形成されたシートベース部に第1検知部及び第2検知部が配設される。このため、シートベース部が剛性の高い、第1検知部及び第2検知部の共通の土台となっており、第1検知部、第2検知部のそれぞれにより力が検知されるので、正確に力を検知することができる。

【0014】

本発明の第4実施態様に係る力測定装置では、第1実施態様～第3実施態様のいずれか1つに係る力測定装置において、第1検知部は、第1シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設され、第2検知部は、第2シート部のシート前後方向の前部及び後部に配設されている。

【0015】

第4実施態様に係る力測定装置によれば、第1検知部は第1シート部の前部及び後部に配設されるので、複数の第1検知部により第1座面に作用する力及び力の作用位置を検知することができる。同様に、第2検知部は第2シート部の前部及び後部に配設されるので、複数の第2検知部により第2座面に作用する力及び力の作用位置を検知することができる。

10

20

30

40

50

【0016】

本発明の第5実施態様に係る力測定装置では、第4実施態様に係る力測定装置において、第1検知部は、第1シート部の前部及び後部に加えて、第1シート部のシート幅方向一端側の横部に配設され、第2検知部は、第2シート部の前部及び後部に加えて、第2シート部のシート幅方向他端側の横部に配設されている。

【0017】

第5実施態様に係る力測定装置によれば、第1検知部は第1シート部の前部、後部及び横部に配設されるので、複数の第1検知部により第1座面に作用する力及び力の平面上の作用位置を検知することができる。同様に、第2検知部は第2シート部の前部、後部及び横部に配設されるので、複数の第2検知部により第2座面に作用する力及び力の平面上の作用位置を検知することができる。

10

【0018】

本発明の第6実施態様に係る力測定装置では、第5実施態様に係る力測定装置において、第1検知部は、第1シート部の前部、後部及び横部に配設されたいずれか1つの力の検知高さを他の力の検知高さを変え、第2検知部は、第2シート部の前部、後部及び横部に配設されたいずれか1つの力の検知高さを他の力の検知高さを変えている。

【0019】

第6実施態様に係る力測定装置によれば、複数箇所に配設された第1検知部のいずれか1つの力の検知高さを変えることにより、第1座面に作用する力の高さ方向の作用位置を検知することができる。同様に、複数箇所に配設された第2検知部のいずれか1つの力の検知高さを変えることにより、第2座面に作用する力の高さ方向の作用位置を直接検知することができる。

20

【0020】

本発明の第7実施態様に係る力測定装置では、第1実施態様～第6実施態様のいずれか1つに係る力測定装置において、第1検知部、第2検知部は、いずれも、3軸方向の力を検知可能とする。

【0021】

第7実施態様に係る力測定装置によれば、第1検知部、第2検知部はいずれも3軸方向の力を検知可能とするので、X軸方向、Y軸方向及びZ軸方向に作用する力及び力の作用位置を検知することができる。この検知情報に基づいて、第1座面、第2座面のそれぞれに作用する力の大きさ及び力の作用方向(ベクトル)を別々に取得することができる。

30

【0022】

本発明の第8実施態様に係る力測定装置は、第1実施態様～第7実施態様のいずれか1つに係る力測定装置において、第1シート部及び第2シート部は、生体の大腿から臀部までの一部が接触するサドル、又は着座用シートである。

【0023】

第8実施態様に係る力測定装置では、第1シート部及び第2シート部がサドル又は着座用シートとされる。例えば、エルゴメータ若しくは自転車のサドルとされる場合、ペダリング時における左右の股関節の力学的負担や運動性能の評価に必要とされる力及び力の作用位置を第1検知部及び第2検知部により検知することができる。

40

また、例えば、ローイングマシン若しくはローイングボートに設けられる着座用シートとされる場合、ローイング時における左右の股関節の力学的負担や運動性能の評価に必要とされる力及び力の作用位置を第1検知部及び第2検知部により検知することができる。

【0024】

本発明の第9実施態様に係る力測定装置は、第1実施態様～第8実施態様のいずれか1つに係る力測定装置において、第1シート部及び第2シート部のシート前後方向の後側に並設され、第1座面、第2座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する第3座面を有する第3シート部と、第3座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第3検知部と、を更に備える。

【0025】

50

第9実施態様に係る力測定装置は、第3シート部及び第3検知部を更に備える。第3シート部は、第1シート部及び第2シート部の後側部に並設され、第3座面を有する。第3座面には、第1座面、第2座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する。このため、第1座面に作用する力及び力の作用位置、第2座面に作用する力及び力の作用位置、第3座面に作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。特に、第1座面及び第2座面に作用する力及び力の作用位置と、第3座面に作用する力及び力の作用位置とを別々に検知することができる。

【0026】

本発明の第10実施態様に係る力測定装置は、第1実施態様～第8実施態様のいずれか1つに係る力測定装置において、第1シート部のシート前後方向の後側部に並設され、第1座面、第2座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する第4座面を有する第4シート部と、第2シート部のシート前後方向の後側部に並設され、第1座面、第2座面、第4座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する第5座面を有する第5シート部と、第4座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第4検知部と、第5座面に作用する力及びこの力の作用位置を検知する第5検知部と、を更に備える。

10

【0027】

第10実施態様に係る力測定装置は、第4シート部及び第4検知部と、第5シート部及び第5検知部とを更に備える。第4シート部は、第1シート部の後側部に並設され、第4座面を有する。第4座面には、第1座面、第2座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する。第5シート部は、第2シート部の後側部に並設され、第5座面を有する。第5座面には、第1座面、第2座面、第4座面のそれぞれに作用する力に対して独立に力が作用する。

20

このため、第1座面に作用する力及び力の作用位置、第2座面に作用する力及び力の作用位置、第4座面に作用する力及び力の作用位置、第5座面に作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。特に、第4座面に作用する力及び力の作用位置と、第5座面に作用する力及び力の作用位置とを別々に検知することができる。

【0028】

本発明の第11実施態様に係る生体力学解析システムは、第1実施態様～第10実施態様のいずれか1つに記載の力測定装置と、力測定装置の力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、生体の左右の股関節トルクをそれぞれ個別に演算する演算処理部と、を備える。

30

【0029】

第11実施態様に係る生体力学解析システムは、力測定装置と、演算処理部とを備える。力測定装置では、第1座面に作用する力及びこの力の作用位置、第2座面に作用する力及びこの力の作用位置の少なくともそれぞれが別々に検知される。演算処理部では、力測定装置の力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、例えば生体の左右の股関節トルクがそれぞれ個別に演算される。このため、左右の股関節の力学的負担や運動性能を評価することができる。

また、演算処理部では、力測定装置の力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、例えば左右大腿とサドルの座面との接触による股関節に作用する剪断力を取得することができる。このため、股関節に作用する三次元的な力を取得することができるので、左右の股関節の力学的負担や運動性能を評価することができる。

40

【発明の効果】

【0030】

本発明によれば、シートの左右等の座面の複数箇所にそれぞれ作用する力及びこの力の作用位置を個別に検知することができる力測定装置を提供することができる。

また、本発明によれば、上記力測定装置から得られる検知結果に基づいて、左右の股関節の力学的負担や運動性能を正確に評価することができる生体力学解析システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 3 1 】

【図 1】本発明の第 1 実施の形態に係る力測定装置及びこの力測定装置を備える生体力学解析システムを示す正面図である。

【図 2】図 1 に示される力測定装置を示す分解斜視図である。

【図 3】図 1 に示される力測定装置の主として右側を示す図 1 の一部拡大図である。

【図 4】図 2 及び図 3 に示される力測定装置のシート（サドル）を示す平面図である。

【図 5】図 2 及び図 3 に示される力測定装置のシート下に配設される力伝達部を示す平面図である。

【図 6】図 2 及び図 3 に示される力測定装置の力伝達部下に配設されるシートベース部を示す平面図である。

10

【図 7】図 2 に示される力測定装置の測定原理を説明する図であり、(A) は力の X 軸 - Y 軸面上の作用位置の測定原理を示す説明図、(B) は力の高さ方向 (Y 軸 - Z 軸面上) の作用位置の測定原理を示す図 3 の一部を用いた説明図である。

【図 8】本発明の第 2 実施の形態に係る力測定装置及び生体力学解析システムを説明する図であり、(A) は力測定装置のサドルを示す平面図、(B) は力測定装置の力伝達部を示す平面図、(C) は力測定装置のシートベース部を示す平面図である。

【図 9】本発明の第 3 実施の形態に係る力測定装置及び生体力学解析システムを説明する図であり、(A) は力測定装置のサドルを示す平面図、(B) は力測定装置の力伝達部を示す平面図、(C) は力測定装置のシートベース部を示す平面図である。

【発明を実施するための形態】

20

【 0 0 3 2 】

(第 1 実施の形態)

図 1 ~ 図 7 を用いて、本発明の第 1 実施の形態に係る、エルゴメータに適用された力測定装置及びこの力測定装置を含んで構成される生体力学解析システムを説明する。ここで、図中、適宜示される矢印 X 方向はエルゴメータの幅方向左側を示し、矢印 Y 方向はエルゴメータの前後方向前側を示している。また、矢印 Z 方向はエルゴメータの上下方向下側を示している。

【 0 0 3 3 】

[生体力学解析システムの全体の概略構成]

図 1 に示されるように、本実施の形態に係る生体力学解析システム 10 は、エルゴメータ 12 に適用され、力測定装置 50 と、演算処理部 62 とを含んで構成されている。

30

【 0 0 3 4 】

エルゴメータ 12 は、エルゴメータ本体 14 と、ハンドル 18 と、ペダル 24 と、シートとしてのサドル 30 とを含んで構成されている。ハンドル 18 はエルゴメータ本体 14 の前方上部から上方へ向かって立設されたハンドルサポート 16 を介して装着されている。ハンドル 18 はエルゴメータ 12 の操作者により把持される部位である。

【 0 0 3 5 】

エルゴメータ本体 14 の前後方向中間部には、左右幅方向を軸方向とするクランク軸 20 が設けられている。このクランク軸 20 にはクランクアーム 22 の一端部が連結されている。クランクアーム 22 はクランク軸 20 を中心としてクランク軸 20 の軸周りを回転する構成とされている。クランクアーム 22 の他端側にはペダル 24 が回転可能に取付けられている。ペダル 24 は、クランクアーム 22 の回転に従って回転する構成とされ、操作者の足部からペダリング力を作用させる部位である。クランクアーム 22 及びペダル 24 は、図 1 では左側しか示されていないが、左側に対して回転角度が 180 度オフセットされた状態において、右側にも同様に配設されている。

40

【 0 0 3 6 】

サドル 30 はエルゴメータ本体 14 の後方上部から上方へ向かって立設されたサドルサポート 26 を介して装着されている。図 1 及び図 3 に示されるように、サドルサポート 26 の上部には回転調整部 28 を介してシートベース (サドルベース) 部 36 が取付けられている。回転調整部 28 は、シートベース部 36 の下部において、シートベース部 36 の

50

前後方向及び左右幅方向の中間部に取付けられている。回動調整部 28 は、シートベース部 36 の取付角度を調整可能な構成とされている。サドル 30 はシートベース部 36 上に装着されている。サドル 30 は例えば硬質樹脂材料により形成されている。シートベース部 36 は、サドル 30 よりも剛性が高く、操作者から作用する力では力の検知精度に影響を与える撓みやねじれを生じることがない、板材により形成されている。ここでは、シートベース部 36 は、例えばアルミニウム合金等の軽金属材料により形成されている。

【0037】

図 6 に一点鎖線により示されるシート前後方向（矢印 Y 方向）の中間線 A - A を下底とすると、平面視において、シートベース部 36 の中間線 A - A よりも前方部位 36 A は、下底よりも脚の長さが長い略台形状に形成されている。一方、中間線 A - A を一辺とすると、平面視において、シートベース部 36 の中間線 A - A よりも後方部位 36 B は、上記一辺の長さが最も長い略八角形状に形成されている。また、図 6 に一点鎖線により示されるシート左右幅方向（矢印 X 方向）の中間線 B - B を中心として、シートベース部 36 は線対称に形成されている。ここで、サドル 30 のシート前後方向、シート左右幅方向のそれぞれは、エルゴメータ 12 の前後方向、左右幅方向のそれぞれに一致させている。

【0038】

[力測定装置の構成]

図 1、図 2 及び図 3 に示されるように、力測定装置 50 は、サドル 30 と、サドル 30 下に配設された力伝達部 40 と、図 1、図 2、図 3 及び図 5 に示されるサドル 30 に力伝達部 40 を介して設けられた第 1 検知部 46 及び第 2 検知部 48 とを含んで構成されている。

【0039】

図 2 及び図 4 に示されるように、中間線 B - B を中心として、サドル 30 は左右に 2 分割されている。サドル 30 の分割された右側は第 1 シート部（第 1 サドル分割部）32 とされている。第 1 シート部 32 の上面部位及び側面部位の右側は、サドル 30 の座面の片側を構成する第 1 座面 32 A とされている。第 1 座面 32 A には、サドル 30 に着座した状態において操作者の右側大腿から臀部の右側までの少なくとも一部が接触し、この接触による荷重が作用する。

サドル 30 の分割された左側は、第 1 シート部 32 に接触しない程度のクリアランスを持って並設された第 2 シート部（第 2 サドル分割部）34 とされている。第 2 シート部 32 の上面部位及び側面部位の左側は、サドル 30 の座面の他の片側を構成する第 2 座面 34 A とされている。第 2 座面 34 A には、操作者の左側大腿から臀部の左側までの少なくとも一部が接触し、この接触による荷重が第 1 座面 32 A に作用する荷重に対して独立に作用する。第 2 シート部 34 は、中間線 B - B を中心線として、第 1 シート部 32 の線対称形状に形成されている。

【0040】

図 3 に示されるように、第 1 シート部 32 は、支持部材 38 A を介して力伝達部 40 の一方の第 1 力伝達部 42 に支持されると共に、この第 1 力伝達部 42 に取付けられている。特に限定されるものではないが、ここでは、支持部材 38 A は、前後方向の両端部が上方側へ斜めに折曲げられた棒状の金属材料により形成されている。支持部材 38 A の前方側の一端部 38 A 1 は、第 1 シート部 32 の前部において第 1 座面 32 A とは反対側の下面部分にインサート成形により一体的に形成され、かつ、固定されている。支持部材 38 A の後方側の他端部 38 A 2 は、第 1 シート部 32 の後部の下面部分に、一端部 38 A 1 と同様に一体的に形成され、かつ、固定されている。支持部材 38 A の前後方向の中間部 38 A 3 は、第 1 力伝達部 42 の上面に取付けられた挟持部（クランプ部）38 B に挟持され、かつ、位置を固定されている。

ここで、挟持部 38 B は、締結材 38 1 を用いて、中間部 38 A 3 を上下から締付けて挟持する構成とされている。中間部 38 A 3 は前後方向に延設された直線部位を備えているので、締結材 38 1 の締付けを緩めれば、挟持部 38 B に対して中間部 38 A 3 が前後方向に移動可能となる。すなわち、第 1 シート部 32 の前後方向の位置の調整が可能とさ

10

20

30

40

50

れる。操作者の好みや競技ルールに応じて前後方向の位置は適宜調整される。

【 0 0 4 1 】

図 2 及び図 5 に示されるように、力伝達部 4 0 は、平面視において、図 2 及び図 6 に示されるシートベース部 3 6 の平面形状と同様の形状に形成されている。第 1 力伝達部 4 2 は、中間線 B - B を中心として左右に 2 分割された力伝達部 4 0 の右側の一方の部位である。第 1 力伝達部 4 2 は、サドル 3 0 よりも剛性が高く、操作者から作用する力では力の検知精度に影響を与える撓みやねじれを生じることがない、板材により形成されている。第 1 力伝達部 4 2 は平面視において、シートベース部 3 6 上に重なり合う位置に配設され、第 1 力伝達部 4 2 はシートベース部 3 6 に対向して配置されている。ここでは、第 1 力伝達部 4 2 は、シートベース部 3 6 と同様に例えばアルミニウム合金等の軽金属材料により形成され、シートベース部 3 6 の板厚と同等の板厚に形成されている。なお、力伝達部 4 0 は、薄肉材料により形成され、平面状又は曲面状に形成された剛体であれば適用できる。

10

【 0 0 4 2 】

一方、図 2 及び図 4 に示される第 2 シート部 3 4 は、図 3 では省略されているが、第 1 シート部 3 2 と同様に、支持部材 3 8 A を介して図 2 及び図 5 に示される力伝達部 4 0 の他方の第 2 力伝達部 4 4 に支持されると共に、この第 2 力伝達部 4 4 に取付けられている。支持部材 3 8 A は、第 2 力伝達部 4 4 の上面に取付けられた図 3 と同様の挟持部 3 8 B に挟持されている。

【 0 0 4 3 】

図 2 及び図 5 に示されるように、第 2 力伝達部 4 4 は、中間線 B - B を中心として分割された力伝達部 4 0 の左側の他方の部位であり、第 1 力伝達部 4 2 の左側に接触しない程度の適度なクリアランスを持って並設されている。第 2 力伝達部 4 4 の材料及び板厚は、第 1 力伝達部 4 2 の材料及び板厚と同一に設定されている。第 2 力伝達部 4 4 は、中間線 B - B を中心として、第 1 力伝達部 4 2 の線対称形状に形成されている。

20

【 0 0 4 4 】

図 2、図 3 及び図 5 に示されるように、第 1 力伝達部 4 2 はシートベース部 3 6 に装着された第 1 検知部 4 6 に連結されている。詳しく説明すると、第 1 検知部 4 6 は、少なくとも 2 個の第 1 検知部 4 6 A 及び第 1 検知部 4 6 B を含んで構成され、ここでは更に第 1 検知部 4 6 C を加えた合計 3 個により構成されている。

30

【 0 0 4 5 】

第 1 検知部 4 6 A は、シートベース部 3 6 の前方部位 3 6 A の前端部右側（第 1 シート部 3 2 のシート前後方向の前部）に図 3 に示される台座 3 6 D を介して下端側を固着し、第 1 力伝達部 4 2 の前方端部 4 2 A に上端側を固着している。ここで、台座 3 6 D は、例えば第 1 力伝達部 4 2 と同様の材料により形成され、かつ、第 1 力伝達部 4 2 の板厚と同等の板厚か、又は第 1 力伝達部 4 2 の板厚よりも薄い板厚に設定されている。第 1 検知部 4 6 A は、台座 3 6 D を介してシートベース部 3 6 に例えばねじ等の締結部材を用いて固定され、第 1 力伝達部 4 2 に同様に締結部材を用いて固定されている。

第 1 検知部 4 6 B は、シートベース部 3 6 の後方部位 3 6 B の後端部右側（第 1 シート部 3 2 のシート前後方向の後部）に図 3 に示される台座 3 6 D を介して下端側を固着し、第 1 力伝達部 4 2 の後方端部 4 2 B に上端側を固着している。台座 3 6 D の構成や第 1 検知部 4 6 B の取付け方法は第 1 検知部 4 6 A と同様である。

40

【 0 0 4 6 】

第 1 検知部 4 6 C は、シートベース部 3 6 の後方部位 3 6 B の右端部 3 6 E（第 1 シート部 3 2 のシート幅方向一端側の横部）に下端側を固着し、第 1 力伝達部 4 2 の右端部 4 2 C に図 3 に示されるスペーサ 3 6 S を介して上端側を固着している。ここで、スペーサ 3 6 S は、台座 3 6 D と同様の材料及び板厚により形成されている。第 1 検知部 4 6 C は、シートベース部 3 6 に締結部材を用いて固定され、第 1 力伝達部 4 2 に締結部材を用いてスペーサ 3 6 S を介して固定されている。

すなわち、シートベース部 3 6 の上面を基準面とすると、第 1 検知部 4 6 A 及び第 1 検

50

知部 4 6 B は同一の力の検知高さ位置に配設されている。そして、第 1 検知部 4 6 A 及び第 1 検知部 4 6 B の力の検知高さ位置に対して、第 1 検知部 4 6 C は、台座 3 6 D の板厚分、低い位置に配設され、力の検知高さ位置を低く設定している。なお、第 1 検知部 4 6 A 及び第 1 検知部 4 6 B と第 1 検知部 4 6 C との力の検知高さ位置関係は反対であってもよい。また、力の検知高さ位置の違いによる高さ情報が必要とされない場合には、第 1 検知部 4 6 はすべて同一の力の検知高さ位置に設定される。

【 0 0 4 7 】

また、台座 3 6 D はここではシートベース部 3 6 と別部材として形成されているが、シートベース部 3 6 に突出部位を形成してこの突出部位が台座とされてもよい。スペーサ 3 6 S についても同様である。さらに、第 1 検知部 4 6 A 等の第 1 力伝達部 4 2 への固着やシートベース部 3 6 の固着に接着剤が使用されてもよい。

10

【 0 0 4 8 】

本実施の形態では、第 1 検知部 4 6 A、第 1 検知部 4 6 B、第 1 検知部 4 6 C には、いずれも、X 軸（矢印 X 方向）、Y 軸（矢印 Y 方向）及び Z 軸（矢印 Z 方向）の 3 軸方向の力が測定可能な 3 軸力センサが使用されている。なお、3 軸力センサとして、圧電素子の電気変化を利用して荷重を検知するセンサ、静電容量の変化を利用して荷重を検知するセンサ、歪みゲージの電気抵抗の変化を利用して荷重を検知するセンサ等の各種センサが使用可能である。

【 0 0 4 9 】

図 1、図 2 及び図 5 に示されるように、第 2 力伝達部 4 4 はシートベース部 3 6 に装着された第 2 検知部 4 8 に固定されている。第 1 検知部 4 6 と同様に、第 2 検知部 4 8 は、少なくとも 2 個の第 2 検知部 4 8 A 及び第 2 検知部 4 8 B を含んで構成され、ここでは更に第 2 検知部 4 8 C を加えた 3 個により構成されている。

20

【 0 0 5 0 】

第 2 検知部 4 8 A は、シートベース部 3 6 の前方部位 3 6 A の前端部左側（第 2 シート部 3 4 のシート前後方向の前部）に図 3 に示されるものと同様の台座 3 6 D を介して下端側を固定し、第 2 力伝達部 4 4 の前方端部 4 4 A に上端側を固定している。第 2 検知部 4 8 B は、シートベース部 3 6 の後方部位 3 6 B の後端部左側（第 2 シート部 3 4 のシート前後方向の後部）に図 3 に示されるものと同様の台座 3 6 D を介して下端側を固定し、第 2 力伝達部 4 4 の後方端部 4 4 B に上端側を固定している。第 2 検知部 4 8 A、第 2 検知部 4 8 B のそれぞれの構成及び取付け方法は、第 1 検知部 4 6 A、第 1 検知部 4 6 B のそれぞれの構成及び取付け方法と同様である。

30

【 0 0 5 1 】

第 2 検知部 4 8 C は、シートベース部 3 6 の後方部位 3 6 B の左端部 3 6 F（第 2 シート部 3 4 のシート幅方向他端側の横部）に下端側を固定し、第 2 力伝達部 4 4 の左端部 4 4 C に図 3 に示されるものと同様のスペーサ 3 6 S を介して上端側を固定している。第 2 検知部 4 8 C の構成及び取付け方法は、第 1 検知部 4 6 C の構成及び取付け方法と同様である。

【 0 0 5 2 】

[生体力学解析システムの構成]

図 1 に戻って、本実施の形態では、前述の力測定装置 5 0 を用いて、生体力学解析システム 1 0 が構築されている。この生体力学解析システム 1 0 は、前述の力測定装置 5 0 及び演算処理部 6 2 を含んで構成され、更に入力部 6 0 と、出力部 6 4 とを備えている。力測定装置 5 0、演算処理部 6 2、入力部 6 0、出力部 6 4 のそれぞれは、ケーブル 6 6 を介して相互に接続されている。ここで、ケーブル 6 6 は有線であるが、相互の接続に無線が使用されてもよいし、有線及び無線の双方が使用されてもよい。

40

【 0 0 5 3 】

入力部 6 0 は、生体力学解析システム 1 0 の起動、操作、演算に必要な情報の入力、停止等を司る。例えば図示が省略されたモーションキャプチャシステム（Motion capture system）を併用する生体力学解析システム 1 0 が構築される場合、入力部 6 0 は、例えば

50

キーボード、マウス、タッチパネル等の入力デバイスにより構成されている。一方、出力部 64 は、生体力学解析システム 10 の動作状態、操作状態、演算結果等を出力可能な表示パネルやプリンタ等の出力デバイスにより構成されている。

【 0 0 5 4 】

演算処理部 62 では、力測定装置 50 により取得された力（荷重）及び力の作用位置の情報に基づいて、サドル 30 の第 1 座面 32 A に作用する図 2 及び図 3 に示される力（ベクトル） F_{R1} 及び力 F_{R1} の作用位置と、第 2 座面 34 A に作用する、図 2 に示される力（ベクトル） F_{R2} 及び力 F_{R2} の作用位置とを別々に少なくとも演算することができる。この説明は後述する。そして、本実施の形態の演算処理部 62 では、更に操作者（生体）の左右の股関節トルクをそれぞれ個別に演算することができる。さらに、演算処理部 62 では、演算された左右の股関節トルクに基づいて、例えば腰の関節トルクを演算することができる。

10

【 0 0 5 5 】

演算処理部 62 には例えばパーソナルコンピュータが使用されている。演算処理部 62 における股関節トルクの演算方法は、簡単に説明すると、以下の通りである。

関節トルクの演算には逆動力学計算法が使用される。操作者は、例えば身体セグメントパラメータ（BSP：Body Segment Parameter）モデルに基づいてモデル化される。例えば、操作者は、剛体と見なされる 1 以上の自然数 N 個のセグメント（segment）とセグメント間を連結する $N - 1$ 個の関節（joint）を持つ構造にモデル化される。

【 0 0 5 6 】

最初に、下肢の足部において、床との接触による反力、セグメントの加速度及び角加速度が測定される。反力は床反力計を用いて測定される。加速度及び角加速度は、ここでは図示が省略されたモーションキャプチャシステムを用いて測定される。これらの測定結果は演算処理部 62 に入力され、演算処理部 62 では、測定結果に基づいて、足首関節に生じる見かけの力及びモーメントが算出される。この算出には、並進運動及び回転運動の運動方程式を用いた算出法、具体的にはニュートンオイラー法（Newton Euler method）が使用される。並進運動の運動方程式から足首関節の見かけの力が算出される。また、回転運動の運動方程式から足首関節の関節トルクが算出される。

20

【 0 0 5 7 】

次に、演算処理部 62 において、足首関節の関節トルクの情報を反力の情報として利用し、同様の運動方程式から下腿の膝関節の関節トルクが算出される。

30

【 0 0 5 8 】

次に、演算処理部 62 において、膝関節の関節トルクの情報と、力測定装置 50 により検知された大腿から臀部までの一部からサドル 30 の座面に作用する力（ベクトル）及び力の作用位置を股関節に作用する反力の情報として利用し、同様の運動方程式から股関節の関節トルクが算出される。なお、サドル 30 に対する股関節の相対位置はモーションキャプチャシステムにより取得される。

ここで、本実施の形態に係る力測定装置 50 では、図 1 ~ 図 6 に示されるように、サドル 30 が第 1 シート部 32 及び第 2 シート部 34 に分割され、第 1 シート部 32 に第 1 検知部 46 が設けられ、第 2 シート部 34 に第 2 検知部 48 が設けられている。このため、演算処理部 62 では、力測定装置 50 からの力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、右側大腿から臀部の右側までの一部から第 1 座面 32 A に作用する図 2 及び図 3 に示される例えば単一のベクトルとして力 F_{R1} 及び力 F_{R1} の作用位置を算出し、右側股関節に作用する反力の情報が算出される。

40

同様に、演算処理部 62 では、力測定装置 50 からの力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、左側大腿から臀部の左側までの一部から第 2 座面 34 A に作用する図 2 に示される力 F_{R2} 及び力 F_{R2} の作用位置を力 F_{R1} に対して個別に算出し、左側股関節に作用する反力の情報が算出される。

【 0 0 5 9 】

なお、本実施の形態に係る生体力学解析システム 10 は、力測定装置 50 から取得され

50

る、サドル 30 に作用する力及び力の作用位置を表示するサイクルコンピュータとして構築可能である。サイクルコンピュータに適用される場合でも、生体力学解析システム 10 には入力部 60、演算処理部 62 及び出力部 64 が必要とされる。サイクルコンピュータがエルゴメータ 12 のハンドル 18 やその近傍に装着されると、操作者において、ペダリング中に、サドル 30 に作用する力及び力の作用位置が確認可能となる。

【0060】

[本実施の形態の作用及び効果]

本実施の形態に係る力測定装置 50 では、図 3 及び図 4 に示されるように、シートとしてのサドル 30 が第 1 シート部 32 と、第 2 シート部 32 とに分離され、かつ、第 1 シート部 32 に第 2 シート部 34 が並設される。第 1 シート部 32 は座面の片側を構成する第 1 座面 32A を有する。第 1 座面 32A には、操作者の下肢の右側大腿から臀部の右側までの少なくとも一部からの力（荷重）が作用する。第 2 シート部 34 は、第 1 座面 32A に作用する力に対して独立に力が作用する第 2 座面 34A を有する。第 2 座面 34A には、操作者の下肢の左側大腿から臀部の左側までの少なくとも一部からの力（荷重）が作用する。

10

【0061】

ここで、図 1、図 2、図 3 及び図 5 に示されるように、第 1 シート部 32 には第 1 検知部 46 が設けられ、第 2 シート部 34 には第 2 検知部 48 が設けられる。第 1 検知部 46 では、第 1 座面 32A に作用する力であるベクトル F_{R1} がその延長上の第 1 力伝達部 42 にベクトル F_{S1} として加わるので、このベクトル F_{S1} 及びこの作用位置が検知される。ここで、「ベクトル」は単に「力」という場合がある。

20

【0062】

図 7 (A) に力測定装置 50 の測定原理を説明する説明図が示されている。図 2、図 3 及び図 5 に示される第 1 力伝達部 42 をセンサ面とすると、センサ面には、第 1 シート部 32 の第 1 座面 32A に作用するベクトル F_{R1} が、支持部材 38A 及び挟持部 38B を介してベクトル F_{S1} として上方から下方に向かって伝達される。ベクトル F_{S1} の Y 軸 - Z 軸面内における Z 軸方向分力 F は、センサ面の左側一端において分力 F とは逆向きの反力 F_1 として第 1 検知部 46A により検知され、センサ面の右側他端において同様に反力 F_2 として第 1 検知部 46B により検知される。分力 F と反力 F_1 及び反力 F_2 と間には、下記 (1) 式が成立する。

30

$$F = F_1 + F_2 \quad \dots (1)$$

【0063】

上記 (1) 式から、反力 F_1 と反力 F_2 とが検知されると、分力 F を求めることができる。この分力 F と、第 1 検知部 46C により検知されるベクトル F_{S1} の Z 軸方向分力との合力が、センサ面に作用するベクトル F_{S1} の Z 軸方向力である。同様に、第 1 検知部 46A、第 1 検知部 46B 及び第 1 検知部 46C により検知される X 軸方向分力の合力、Y 軸方向分力の合力のそれぞれから X 軸方向力、Y 軸方向力のそれぞれが求められる。そして、これらの Z 軸方向力、X 軸方向力及び Y 軸方向力の合力から、ベクトル F_{S1} (大きさ及び傾き) が求められる。

40

【0064】

次に、ベクトル F_{S1} の X 軸 - Y 軸面 (水平面) 上の作用位置は以下の通り求められる。図 7 (A) において、第 1 検知部 46A と第 1 検知部 46B との離間距離 L_1 は既知であるが、分力 F のセンサ面上での作用位置 (Y 軸方向上での作用位置) は未知である。第 1 検知部 46B から分力 F までの作用位置を距離 L_2 とすると、モーメントに関して、下記 (2) 式が成立する。

$$F_1 \times (L_1 - L_2) = F_2 \times L_2 \quad \dots (2)$$

上記 (2) 式を距離 L_2 について解くと、下記 (3) 式が得られる。

$$L_2 = F_1 \times L_1 / (F_2 + F_1) \quad \dots (3)$$

すなわち、センサ面上では、2 個の第 1 検知部 46A 及び第 1 検知部 46B の Z 軸方向の反力 F_2 及び反力 F_1 が検知されると、分力 F 及びこの分力 F の Y 軸方向における作用

50

位置となる距離 L_2 を求めることができる。

【 0 0 6 5 】

図 7 (A) において紙面の奥行き方向、すなわち X 軸方向において、ベクトル F_{S1} の作用位置を求める場合には、同様の測定原理により、第 1 検知部 4 6 A 又は第 1 検知部 4 6 B と第 1 検知部 4 6 C との少なくとも 2 個の第 1 検知部 4 6 が使用される。

Y 軸方向、X 軸方向のそれぞれにおいてベクトル F_{S1} の作用位置が検知されると、センサ面上に作用する力の作用位置が算出される。この算出には図 1 に示される演算処理部 6 2 が使用される。

【 0 0 6 6 】

同様の測定原理に基づいて、第 2 座面 3 4 A に作用するベクトル F_{R2} が第 2 力伝達部 4 4 (センサ面) へベクトル F_{S2} として伝達され、第 2 検知部 4 8 ではベクトル F_{S2} の各軸方向力が検知される。そして、演算処理部 6 2 では、各軸方向力に基づいてベクトル F_{S2} が算出され、更にベクトル F_{S2} の作用位置が算出される。

従って、力測定装置 5 0 では、下肢の右側大腿から臀部の右側までの一部から作用するベクトル F_{S1} の作用位置、左側大腿から臀部の左側までの一部から作用するベクトル F_{S2} の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。

【 0 0 6 7 】

また、本実施の形態に係る力測定装置 5 0 では、図 3 及び図 5 に示されるように、第 1 検知部 4 6 は第 1 シート部 3 2 の第 1 座面 3 2 A とは反対側に第 1 力伝達部 4 2 を介して設けられ、第 1 力伝達部 4 2 は第 1 シート部 3 2 よりも剛性が高い板状とされる。第 1 座面 3 2 A に作用する力は剛性の高い第 1 力伝達部 4 2 を介して第 1 検知部 4 6 により検知されるので、正確に力を検知することができる。一方、第 1 シート部 3 2 はシート (サドル 3 0) に適した剛性 (柔らかさ) に形成することができる。

同様に、図 1、図 2 及び図 5 に示されるように、第 2 検知部 4 8 は正確に力を測定することができ、第 2 シート部 3 4 はシートに適した剛性に形成することができる。

【 0 0 6 8 】

さらに、本実施の形態に係る力測定装置 5 0 では、図 2 ~ 図 6 に示されるように、第 1 シート部 3 2 及び第 2 シート部 3 4 よりも剛性が高い板状に形成されたシートベース部 3 6 に第 1 検知部 4 6 及び第 2 検知部 4 8 が配設される。このため、シートベース部 3 6 が剛性の高い、第 1 検知部 4 6 及び第 2 検知部 4 8 の共通の土台となっており、第 1 検知部 4 6、第 2 検知部 4 8 のそれぞれにより力が検知されるので、正確に力を検知することができる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施の形態に係る力測定装置 5 0 では、図 3 に示されるように、第 1 シート部 3 2 の複数箇所に配設された第 1 検知部 4 6 のうち第 1 検知部 4 6 C の力の検知高さ位置が、他の第 1 検知部 4 6 A 及び第 1 検知部 4 6 B の力の検知高さ位置に対して変えられている。このため、第 1 座面 3 2 A に作用する力 F_{R1} の Z 軸方向 (高さ方向) の作用位置を直接検知することができる。

【 0 0 7 0 】

図 7 (B) に力測定装置 5 0 の高さ方向の (Y 軸 - Z 軸面における) 作用位置の測定原理を示す説明図が示されている。第 1 シート部 3 2 の第 1 座面 3 2 A に作用するベクトル F_{R1} の Y 軸方向分力 F_H は、支持部材 3 8 A 及び挟持部 3 8 B (図 3 参照) を介して前方から後方に向かって第 1 力伝達部 4 2 に伝達される。分力 F_H は、図 7 (B) の右側に示されるように、分力 F_H とは逆向きの反力 F_3 として第 1 検知部 4 6 B (又は図 3 に示される第 1 検知部 4 6 A) により検知され、かつ、反力 F_4 として第 1 検知部 4 6 C により検知される。上記 (1) 式と同様に、分力 F_H と反力 F_3 及び反力 F_4 と間には、下記 (4) 式が成立する。

$$F_H = F_3 + F_4 \quad \dots (4)$$

【 0 0 7 1 】

図 7 (B) において、第 1 検知部 4 6 B と第 1 検知部 4 6 C との離間距離 L_3 は既知で

10

20

30

40

50

あるが、第1座面32Aでの分力 F_H の高さ方向の作用位置は未知である。第1検知部46Cから分力 F_H の高さ方向の作用位置までを距離 L_4 とすると、上記(2)式と同様に、モーメントに関して、下記(5)式が成立する。なお、距離 L_3 、距離 L_4 のそれぞれは、本測定原理の理解を助けるために、図7(B)において実寸法よりも拡大して示されている。

$$F_3 \times (L_4 - L_3) = F_4 \times L_4 \quad \dots (5)$$

上記(5)式を距離 L_4 について解くと、下記(6)式が得られる。

$$L_4 = -F_3 \times L_3 / (F_4 - F_3) \quad \dots (6)$$

すなわち、図7(A)に示される測定原理と同様に、第1検知部46Bと高さ位置が異なる第1検知部46CとのY軸方向の反力 F_3 及び反力 F_4 が検知されると、分力 F_H の高さ方向の作用位置となる距離 L_4 を求めることができる。つまり、第1座面32Aに作用するベクトル F_{R1} の高さ方向の作用位置が直接検知される。

【0072】

図3に示されるものと同様に、第2シート部34の複数箇所に配設された第2検知部48のうち図2及び図5に示される第2検知部48Cの力の検知高さ位置が、他の第2検知部48B(又は第2検知部48A)の力の検知高さ位置に対して変えられている。このため、第2座面34Aに作用する力 F_{R2} の高さ方向の作用位置を直接検知することができる。力 F_{R1} 、力 F_{R2} のそれぞれの高さ方向の作用位置の算出には、図1に示される演算処理部62が使用される。

なお、第1検知部46では、第1検知部46A又は第1検知部46Bの力の検知高さ位置を他に比べて変えてもよい。第2検知部48についても同様である。

【0073】

さらに、本実施の形態では、図2及び図3に示される、第1シート部32の第1座面32Aに作用する単一のベクトルとしての力 F_{R1} 及び第1座面32A上への力 F_{R1} の作用位置が別の方法を用いて算出されてもよい。この算出には演算処理部62が使用される。演算処理部62は、力 F_{S1} 及び力 F_{S1} の作用位置と、第1座面32Aの高さとセンサ面(第1力伝達部42の下面)の高さとの差と、力 F_{S1} の作用方向(傾き)とに基づいて、第1座面32Aに作用する力 F_{R1} 及び力 F_{R1} の作用位置を算出する。

詳しく説明すると、図3に示されるように、第1力伝達部42に作用する力 F_{S1} は第1座面32Aに作用する力 F_{R1} と同じ大きさと同様傾きである。そして、演算処理部62では、第1力伝達部42に作用する力 F_{S1} の作用位置から、この力 F_{S1} の作用方向の延長上であって第1座面32Aの表面と交差する位置が、第1座面32Aに作用する力 F_{R1} の作用位置として算出される。

同様に、図2に示される、第2シート部34の第2座面34Aに作用する単一のベクトルとしての力 F_{R2} は第2力伝達部44に作用する力 F_{S2} と同じ大きさと同様傾きである。第2座面34A上への力 F_{R2} の作用位置は、力 F_{S2} の延長上に、力 F_{R1} 及び力 F_{R1} の作用位置に対して独立に算出することができる。

【0074】

また、本実施の形態に係る力測定装置50では、第1シート部32及び第2シート部34がエルゴメータ12のサドル30とされる。このため、ペダリング時における股関節の力学的負担や運動性能の評価に必要とされる力及び力の作用位置を第1検知部46及び第2検知部48により個別に測定することができる。

ここで、力測定装置50は、自転車のサドル、特に競技レベルに適した自転車に、エルゴメータ12と同様に適用可能である。この場合、本実施の形態に係る力測定装置50では、エルゴメータ12に適用された場合に得られる作用及び効果と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0075】

さらに、本実施の形態に係る生体力学解析システム10は、図1に示されるように、力測定装置50と、演算処理部62とを備える。力測定装置50では、右側大腿から臀部の右側までの一部から作用する力及びこの力の作用位置、左側大腿から臀部の左側までの一

10

20

30

40

50

部から作用する力及びこの力の作用位置のそれぞれが別々に検知される。演算処理部 62 では、力測定装置 50 の力及び力の作用位置の検知結果に基づいて、図 2 及び図 3 に示される第 1 座面 32A に作用する力 F_{R1} 及び力 F_{R1} の作用位置、図 2 に示される第 2 座面 34A に作用する力 F_{R2} 及び力 F_{R2} の作用位置が算出される。演算処理部 62 では、更に力 F_{R1} 及び力 F_{R2} をサドル 30 から生体に作用する反力として利用し、逆動力学計算を実行して生体力学解析が行われ、股関節トルクが演算される。股関節トルクは左右別々に演算し取得される。このため、股関節トルクの演算結果に基づいて、左右の股関節の力学的負担や運動性能を評価することができる。

加えて、演算処理部 62 では、股関節トルクを反力として利用して、例えば腰の各関節トルクを更に算出することができる。

【0076】

また、演算処理部 62 では、力 F_{R1} 及び力 F_{R1} の作用位置、第 2 座面 34A に作用する力 F_{R2} 及び力 F_{R2} の作用位置が算出されるので、左右大腿と第 1 座面 32A、第 2 座面 34A のそれぞれとの接触による左右の股関節に作用する剪断力を演算し取得することができる。このため、生体の左右の股関節に作用する三次元的な力を測定することができるので、逆動力学計算を実行して生体力学解析を行い、左右の股関節の力学的負担や運動性能を評価することができる。

【0077】

(第 2 実施の形態)

図 8 を用いて、本発明の第 2 実施の形態に係る力測定装置及び生体力学解析システムを説明する。なお、本実施の形態並びに後述する実施の形態において、第 1 実施の形態に係る力測定装置 50 及び生体力学解析システム 10 の構成要素と同一構成要素又は実質的に同一構成要素には同一符号を付し、重複する説明は省略する。

【0078】

図 8 (A)、図 8 (B) 及び図 8 (C) に示されるように、本実施の形態に係る力測定装置 50 では、サドル 30 及び力伝達部 40 がそれぞれ 3 分割されている。

【0079】

詳しく説明すると、サドル 30 は、第 1 シート部 32 及び第 2 シート部 34 に加えて、第 3 シート部 300 を備えている。第 3 シート部 300 は、第 1 シート部 32 及び第 2 シート部 34 と分離され、第 1 シート部 32 及び第 2 シート部 34 の後側部に並設されている。表現を代えと、第 3 シート部 300 は、第 1 シート部 32 の後方部位及び第 2 シート部 34 の後方部位を一体に形成したものである。第 3 シート部 300 が形成されているので、第 1 シート部 32 及び第 2 シート部 34 の前後方向の長さは、第 1 実施の形態の第 1 シート部 32 及び第 2 シート部 34 の前後方向の長さよりも短く形成されている。

【0080】

第 1 シート部 32 の第 1 座面 32A には操作者の右側大腿からの力が主に作用する。第 2 シート部 34 の第 2 座面 34A には、左側大腿からの力が第 1 座面 32A に作用する力に対して独立に作用する。そして、第 3 シート部 300 は表面上に第 3 座面 300A を有する。第 3 座面 300A には、臀部からの力が第 1 座面 32A、第 2 座面 34A のそれぞれに作用する力に対して独立に作用する。

【0081】

力伝達部 40 は、サドル 30 の分割に対応させて、第 1 力伝達部 42 及び第 2 力伝達部 44 に加え、第 3 力伝達部 400 を備えている。サドル 30 の分割と同様に、第 3 力伝達部 400 は、第 1 力伝達部 42 及び第 2 力伝達部 44 の後端部に並設され、第 3 シート部 300 を支持する。第 3 力伝達部 400 では、第 1 力伝達部 42、第 2 力伝達部 44 のそれぞれにより伝達される力に対して、第 3 座面 300A に作用する力が独立に伝達される。

【0082】

そして、図 8 (B) 及び図 8 (C) に示されるように、シートベース部 36 には、第 3 力伝達部 400 に対応する位置に、第 3 座面 300A に作用する力及び力の作用位置を検

10

20

30

40

50

知する第3検知部402が配設されている。第3検知部402は、第3力伝達部400の右端部に配設された第3検知部402Aと、第3力伝達部400の左端部に配設された第3検知部402Bとを備え、更に第3力伝達部400の後端部に配設された第3検知部402Cを備えている。第3検知部402Cは、第3検知部402A及び第3検知部402Bの力の検知高さとは異なる力の検知高さで設定されている。第3検知部402は、第1検知部46、第2検知部48のそれぞれと同様に、例えば3軸力センサにより構成されている。

【0083】

本実施の形態に係る生体力学解析システム10は、力測定装置50からの検知結果の情報量が増えるだけで、第1実施の形態に係る生体力学解析システム10と同様の構成である。このため、ここでの生体力学解析システム10の説明は省略する。

10

【0084】

[本実施の形態の作用及び効果]

本実施の形態に係る力測定装置50は、図8(A)、図8(B)及び図8(C)に示されるように、サドル30が3分割されて第3シート部300及び第3検知部402を更に備える。第3シート部300は、第1シート部32及び第2シート部34と分離され、かつ、第1シート部32及び第2シート部34の後側部に並設され、第3座面300Aを有する。第3座面300Aには臀部からの力が作用する。このため、操作者の右側大腿から作用する力及び力の作用位置、左側大腿から作用する力及び力の作用位置、臀部から作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。特に、大腿から作用する力及び力の作用位置、臀部から作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。

20

【0085】

また、本実施の形態に係る力測定装置50及び生体力学解析システム10では、第1実施の形態に係る力測定装置50及び生体力学解析システム10により得られる作用及び効果と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0086】

(第3実施の形態)

図9を用いて、本発明の第3実施の形態に係る力測定装置及び生体力学解析システムを説明する。

30

【0087】

図9(A)、図9(B)及び図9(C)に示されるように、本実施の形態に係る力測定装置50では、サドル30及び力伝達部40がそれぞれ4分割されている。

【0088】

詳しく説明すると、サドル30は、第1シート部32及び第2シート部34に加えて、第4シート部302及び第5シート部304を備えている。第4シート部302は、第1シート部32及び第2シート部34と分離され、第1シート部32の後側部に並設されている。第5シート部304は、第1シート部32及び第2シート部34と分離され、第2シート部34の後側部に並設されている。また、第5シート部304は、第4シート部302と分離され、第4シート部302の左側部に並設されている。表現を代えると、第4シート部302及び第5シート部304は、第2実施の形態の第3シート部300を左右幅方向に2分割して形成したものである。

40

【0089】

第4シート部302は第4座面302Aを有し、第4座面302Aには操作者の臀部の右側からの力が作用する。第4座面302Aには、第1座面32A、第2座面34Aのそれぞれに作用する力に対して、力が独立に作用する。第5シート部304は第5座面304Aを有し、第5座面304Aには臀部の左側からの力が作用する。第5座面304Aには、第1座面32A、第2座面34A、第4座面302Aのそれぞれに作用する力に対して、力が独立に作用する。

【0090】

50

力伝達部 40 は、サドル 30 の分割に対応させて、第 1 力伝達部 42 及び第 2 力伝達部 44 に加え、第 4 力伝達部 404 及び第 5 力伝達部 406 を備えている。サドル 30 の分割と同様に、第 4 力伝達部 404 は第 1 力伝達部 42 の後端部に並設され、第 5 力伝達部 406 は第 2 力伝達部 44 の後端部に並設されている。

【0091】

そして、図 9 (B) 及び図 9 (C) に示されるように、シートベース部 36 には、第 4 力伝達部 404 に対応する位置に、第 4 座面 302A に作用する力及び力の作用位置を検知する第 4 検知部 408 が配設されている。さらに、シートベース部 36 には、第 5 力伝達部 406 に対応する位置に、第 5 座面 304A に作用する力及び力の作用位置を検知する第 5 検知部 410 が配設されている。

10

【0092】

第 4 検知部 408 は、左右幅方向の中間側において、第 4 力伝達部 404 の前端部に配設された第 4 検知部 408A と、第 4 力伝達部 404 の後端部に配設された第 4 検知部 408B とを備えている。第 4 検知部 408 は、更に第 4 力伝達部 404 の右端部に配設された第 4 検知部 408C を備えている。第 4 検知部 408C は、第 4 検知部 408A 及び第 4 検知部 408B の力の検知高さとは異なる力の検知高さに設定されている。

第 5 検知部 410 は、左右幅方向の中間側において、第 5 力伝達部 406 の前端部に配設された第 5 検知部 410A と、第 5 力伝達部 406 の後端部に配設された第 5 検知部 410B とを備えている。第 5 検知部 410 は、更に第 5 力伝達部 406 の左端部に配設された第 5 検知部 410C を備えている。第 5 検知部 410C は、第 5 検知部 410A 及び

20

第 5 検知部 410B の力の検知高さとは異なる力の検知高さに設定されている。

【0093】

本実施の形態に係る生体力学解析システム 10 は、力測定装置 50 からの検知結果の情報量が増えるだけで、第 1 実施の形態に係る生体力学解析システム 10 と同様の構成である。このため、ここでも生体力学解析システム 10 の説明は省略する。

【0094】

[本実施の形態の作用及び効果]

本実施の形態に係る力測定装置 50 は、図 9 (A)、図 9 (B) 及び図 9 (C) に示されるように、サドル 30 が 4 分割されて、第 4 シート部 302 及び第 4 検知部 408 と、第 5 シート部 304 及び第 5 検知部 410 とを更に備える。第 4 シート部 302 は、第 1 シート部 32 と分離され、かつ、第 1 シート部 32 の後側部に並設され、第 4 座面 302A を有する。第 4 座面 302A には臀部の右側からの力が作用する。第 5 シート部 304 は、第 2 シート部 34 と分離され、かつ、第 2 シート部 34 の後側部に並設され、第 5 座面 304A を有する。第 5 座面 304A には臀部の左側からの力が作用する。

30

このため、操作者の右側大腿から作用する力及び力の作用位置、左側大腿から作用する力及び力の作用位置、臀部の右側から作用する力及び力の作用位置、臀部の左側から作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。特に、臀部の左右から作用する力及び力の作用位置のそれぞれを別々に検知することができる。

40

【0095】

また、本実施の形態に係る力測定装置 50 及び生体力学解析システム 10 では、第 1 実施の形態に係る力測定装置 50 及び生体力学解析システム 10 により得られる作用及び効果と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0096】

(その他の実施の形態)

本発明は、上記実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において、種々変形可能である。例えば、本発明は、力測定装置において、サドルに撓みを生じない適度な剛性があれば、力伝達部を省略してもよい。具体的には、サドルの座面部分を硬質樹脂材料により形成し、サドルの検知部側を軽金属材料や金属材料により一体的に

50

成形してもよい。このようなサドルは例えばインサート成形により製造可能である。

【0097】

また、本発明は、エルゴメータや自転車に限定されるものではなく、股関節の力学的負担や運動性能を評価する要望がある、例えば乗馬用の鞍(サドル)、或いはローイングマシン若しくはローイングボートの着座用シートに力測定装置を装着してもよい。勿論、力測定装置に少なくとも演算処理部を備えて、生体力学解析システムを構築することができる。

【0098】

その他、本発明は、一輪車、スクータ、自動二輪車、自動車、介護用車両等において、股関節の力学的負担や運動性能を評価する場合に広く適用可能である。

10

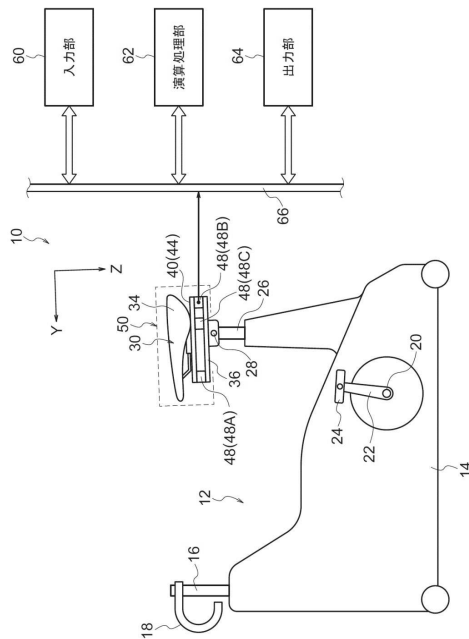
【符号の説明】

【0099】

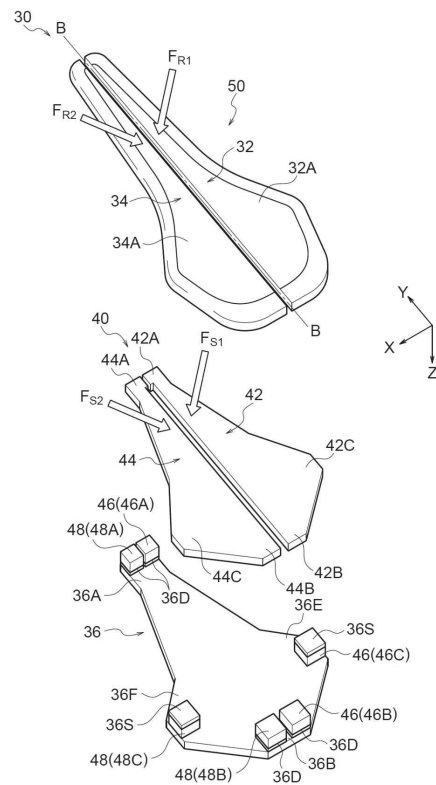
10 ... 生体力学解析システム、12 ... エルゴメータ、30 ... サドル、32 ... 第1シート部、32A ... 第1座面、34 ... 第2シート部、34A ... 第2座面、36 ... シートベース部、300 ... 第3シート部、300A ... 第3座面、302 ... 第4シート部、302A ... 第4座面、304 ... 第5シート部、304A ... 第5座面、40 ... 力伝達部、42 ... 第1力伝達部、44 ... 第2力伝達部、46 ... 第1検知部、48 ... 第2検知部、400 ... 第3力伝達部、402 ... 第3検知部、404 ... 第4力伝達部、406 ... 第5力伝達部、408 ... 第4検知部、410 ... 第5検知部、50 ... 力測定装置、60 ... 入力部、62 ... 演算処理部、64 ... 出力部。

20

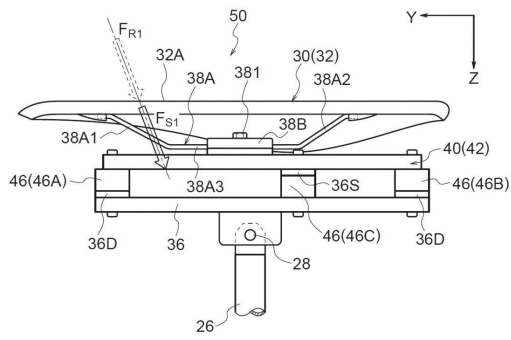
【図1】



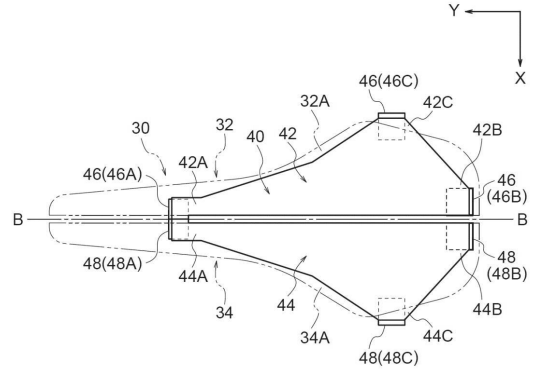
【図2】



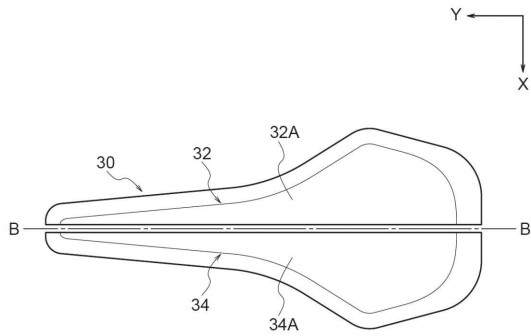
【図3】



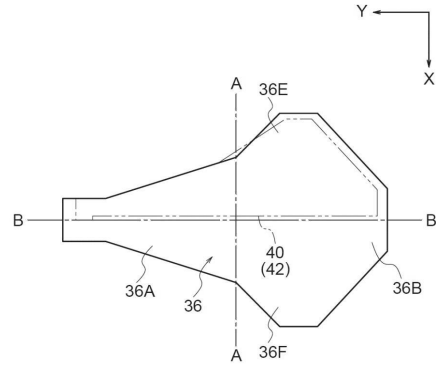
【図5】



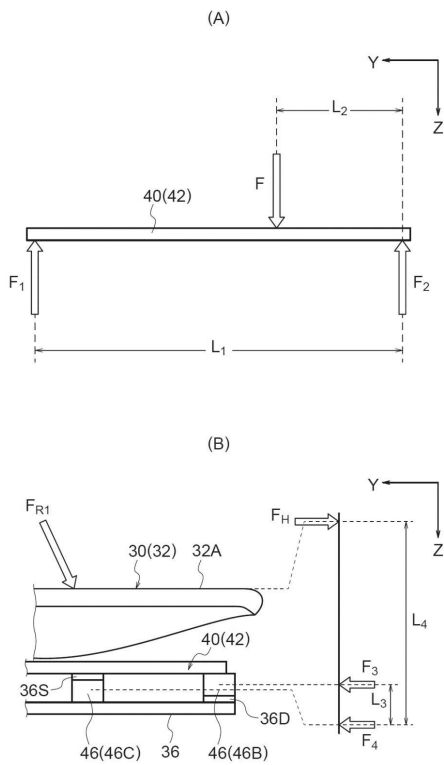
【図4】



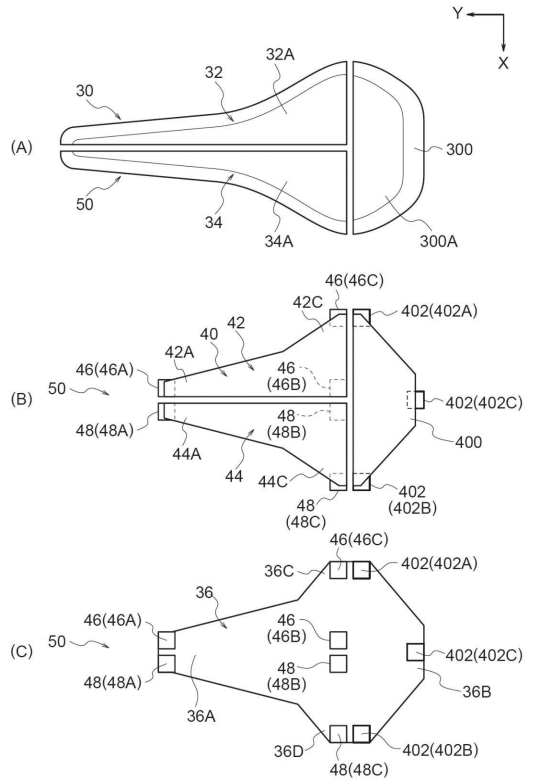
【図6】



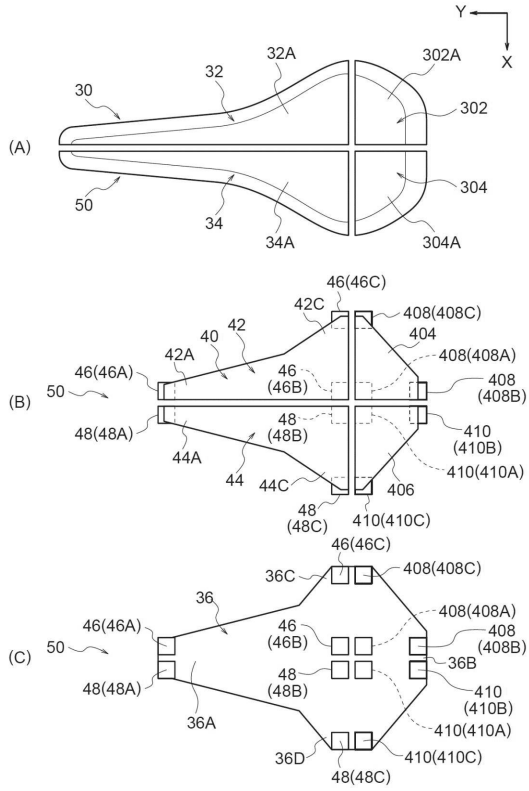
【図7】



【図8】



【 図 9 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平05 - 337021 (JP, A)
特表2001 - 502986 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G 0 1 G 1 9 / 5 2

A 6 1 B 5 / 2 2

G 0 1 L 5 / 0 0

A 6 3 B

A 4 7 C