

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2019年4月11日(11.04.2019)



(10) 国際公開番号

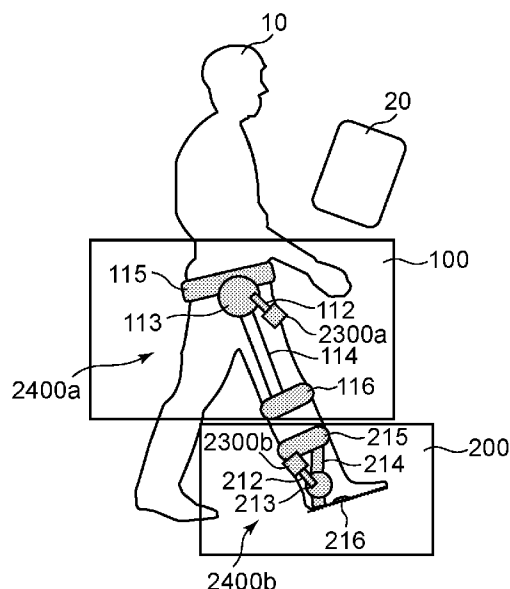
WO 2019/069534 A1

- (51) 国際特許分類:
A61H 3/00 (2006.01) *A63B 21/02* (2006.01)
A61F 2/68 (2006.01) *A63B 24/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/026906
- (22) 国際出願日: 2018年7月18日(18.07.2018)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2017-195272 2017年10月5日(05.10.2017) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人東北大学 (TOHOKU UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 Miyagi (JP). 日本電気株式会社 (NEC CORPORATION) [JP/JP]; 〒1088001 東京都港区芝五丁目7番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 福司 謙一郎 (FUKUSHI, Kenichiro); 〒1088001 東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社内 Tokyo (JP). 関口 雄介 (SEKIGUCHI, Yusuke); 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 大脇 大 (OWAKI, Dai); 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 本田 啓太 (HONDA, Keita); 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP). 出江 紳一 (IZUMI, Shinichi); 〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目1番1号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP).

(54) **Title:** OPTIMUM ELASTIC STRENGTH CALCULATION DEVICE, OPTIMUM ELASTIC STRENGTH CALCULATION SYSTEM, EXERCISE ASSISTANCE SYSTEM, OPTIMUM ELASTIC STRENGTH CALCULATION METHOD, AND OPTIMUM ELASTIC STRENGTH CALCULATION PROGRAM RECORDING MEDIUM

(54) 発明の名称: 最適弾性強度計算装置、最適弾性強度計算システム、運動補助システム、最適弾性強度計算方法および最適弾性強度計算プログラム記録媒体

[図5]



(57) **Abstract:** The present invention facilitates adjustment of the strength of an elastic orthotic that assists the movement of an orthotics user by whom the elastic orthotic is worn. This calculation device for calculating the optimum elastic



WO 2019/069534 A1

〒9808577 宮城県仙台市青葉区片平二丁目 1 番
1 号 国立大学法人東北大学内 Miyagi (JP).

(74) 代理人: 池田 憲保, 外 (IKEDA, Noriyasu et al.);
〒1050003 東京都港区西新橋一丁目 1 9
番 4 号 難波ビル Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS,
MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM,
ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ,
TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ,
DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT,
LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS,
SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM,
GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

strength of an elastic orthotic comprises a storage unit in which elastic strength or kinematic properties established through experiments in which a plurality of people wear elastic orthotics are stored in advance, and a mathematical optimization processing unit that calculates the optimal elastic strength on the basis of a prescribed evaluation index on the basis of the kinematic limitations of an orthotics user and the elastic strength or kinematic properties.

(57) 要約: 装具利用者の身体に装着されて装具利用者の動作を補助する弾性装具の強度調整を容易に行えるようにする。弾性装具の最適弾性強度を計算する計算装置は、複数の人が弾性装具を装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、装具利用者の運動学的制約条件と弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき上記最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

最適弾性強度計算装置、最適弾性強度計算システム、運動補助システム、
最適弾性強度計算方法および最適弾性強度計算プログラム記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、最適弾性強度計算装置、最適弾性強度計算システム、運動補助システム、最適弾性強度計算方法および最適弾性強度計算プログラム記録媒体に関する。

背景技術

[0002] 装具利用者の身体に装着されて、装具利用者の運動（例えば歩行運動）を補助する装置、特に弾性体が発生する力を利用して運動補助する弾性装具が種々提案されている。

[0003] 例えば、特許文献１は、股関節の回転を、弾性体である圧縮バネが発生する力を用いて補助する歩行支援機を記載している。

[0004] また、特許文献２は、足関節の回転を、弾性体であるコイルバネが発生する力を用いて補助する短下肢装具を記載している。

[0005] また、本発明に関連する技術も種々知られている。

[0006] 例えば、特許文献３は、車両搭乗者収容構造内の仮想人体の姿勢を、制約条件の集合に従って決定する方法を開示している。特許文献３では、コンピュータシステムは、評価されるべき車両搭乗者収容体構造（構造）、仮想人体の関節モデルを記述するパラメータ、構造内での仮想人体の動作を限定する制約条件の集合、及び、その構造内に収容される仮想人体が実行すべき１又は複数の身体タスク（操作タスク）を受け取る。姿勢決定システムは、仮想人体の動作に課された制約条件の集合に従いつつ仮想人体の姿勢を決定する。閉形式多目的最適化（ＭＯＯ）技術を使用して初期姿勢が決定される。当該技術は、姿勢を決定する微分運動学モデルを含む。当該技術は、解析的に導出され、リアルタイムで稼働する。

[0007] また、特許文献4は、筋力補助装置の駆動力を算出する技術を開示している。特許文献4において、筋力補助装置は、関節を含む骨格と筋肉とを有する生体（ヒト）によって装着される。各駆動部は、生体（ヒト）の骨格に関節を跨いで固定される。各駆動部は、例えば、伸縮可能な棒状のアクチュエータや、弾性繊維複合型空気圧ゴム人工筋である。駆動力制御部は、駆動力算出装置で算出された駆動力によって、各駆動部を駆動する。駆動力算出装置の筋力算出部は、Crowninshieldが提唱した最適化計算式の評価関数が最小となるように、各筋肉の筋力を最適化している。評価関数による最適化を行うにあたって、拘束条件を加えてもよいとしている。

[0008] さらに、特許文献5は、筋肉を引張っているときの強度及び角度を調整できる足踏み式筋肉引張機を開示している。特許文献5において、弾性ロープ固定ロッドは、主体枠の中央に枢着され、その上端にある弾性ロープ固定ピンが弾性ロープの一端を固定する。弾性ロープ固定ロッドは角度調整具を介して主体枠に固定される。角度調整具によって弾性ロープの抵抗強度を調整できる。角度調整具により、弾性ロープ固定ロッドは弾性ロープの引張力を調整でき、ひいては足踏みの抵抗を調整できる。筋肉を引張っているときの角度を調整できる。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：国際公開第2016／024368号

特許文献2：特許第4156909号公報

特許文献3：特表2015－523544号公報

特許文献4：国際公開第2006／092872号

特許文献5：実用新案登録第3169692号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 上述した特許文献1や特許文献2に開示された装置には、弾性強度を手動

で調整するための調整ネジがあり、装具利用者毎の歩容の個人差、筋力低下状態、麻痺状態等、装具利用者の様々な状態を考慮して適切に設定しなければならない。ここで、「歩容」とは、歩いているときの身体運動の様子のことである。

[0011] しなしながら、その調整は容易ではない。例えば、股関節の屈曲運動を補助する弾性装具の弾性強度を強めたとする。この場合、遊脚期に大腿の振出がより強く補助される。しかし、一方で、立脚中期～後期で弾性エネルギーをためるための抵抗力により股関節伸展角度が減少してしまったり、関節への負担が大きくなったりして、正常な歩行が妨げられることがある。

[0012] さらに、装具の補助効果は直接的に補助する部位に留まらないことも調整を難しくしている。例えば、片麻痺患者に足関節における弾性装具を装着させると、股関節伸展角度をも変動することが知られており、適正な弾性強度を設定しないと却って歩行状態が悪化する場合がある。このように、弾性装具の強度調節を容易に行うことは困難であった。

[0013] また、上述した特許文献3～5のいずれも、弾性装具の強度を自動的に調整する技術を開示してはいない。

[0014] すなわち、特許文献3は、単に、仮想人体の姿勢を、制約条件の集合に従って決定する技術を開示しているに過ぎない。特許文献4は、生体の骨格に関節を跨いで固定される駆動部の駆動力を算出するために、所定の評価関数が最小となるように各筋肉の筋力を最適化する技術を開示しているに過ぎない。特許文献5は、弾性ロープの引張力を角度調整具を用いて手動で調整できるようにした足踏み式筋肉引張機を開示しているに過ぎない。

[0015] 本発明の目的は、上記課題を解決し、弾性装具の強度調節を容易に行うことができる、最適弾性強度計算装置、最適弾性強度計算システム、運動補助システム、最適弾性強度計算方法および最適弾性強度計算プログラム記録媒体を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0016] 上記本発明の一実施形態による最適弾性強度計算装置は、装具利用者の動

作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、を備える。

[0017] また、本発明の最適弾性強度計算システムは、装具利用者の運動学的制約条件を入力するための入力装置と、上記最適弾性強度計算装置と、前記最適弾性強度を出力する表示装置と、を備える。

[0018] さらに、本発明の運動補助システムは、装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具と、前記装具利用者の運動学的制約条件を入力するための入力装置と、上記最適弾性強度計算装置と、前記最適弾性強度を入力して前記弾性装具の弾性強度を調整する調整装置と、を備える。

[0019] 本発明の最適弾性強度計算方法は、装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納し、最適化問題処理部が、前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する、ことを含む。

[0020] 本発明の最適弾性強度計算プログラム記録媒体は、装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具の最適弾性強度を、コンピュータに計算させる最適弾性強度計算プログラムを記録した記録媒体であって、前記最適弾性強度計算プログラムは、前記コンピュータに、前記弾性装具を複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納する手順と、前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記最適弾性強度を計算する最適化問題処理手順と、を実行させるためのプログラムである。

[0021] 上記本発明の他の実施形態による最適弾性強度計算装置は、装具利用者の

動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する変換部と、前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、を備える。

[0022] また、本発明の最適弾性強度計算システムは、装具利用者の運動能力評価情報を入力するための入力装置と、上記最適弾性強度計算装置と、前記最適弾性強度を出力する表示装置と、を備える。

[0023] さらに、本発明の運動補助システムは、装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具と、前記装具利用者の運動能力評価情報を入力するための入力装置と、上記最適弾性強度計算装置と、前記最適弾性強度を入力して前記弾性装具の弾性強度を調整する調整装置と、を備える。

[0024] 本発明の最適弾性強度計算方法は、装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納し、変換部が、前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換し、最適化問題処理部が、前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する、ことを含む。

[0025] 本発明の最適弾性強度計算プログラム記録媒体は、装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具の最適弾性強度を、コンピュータに計算させる最適弾性強度計算プログラムを記録した記録媒体であって、前記最適弾性強度計算プログラムは、前記コンピュータに、前記弾性装具を複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納する手順と、前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する変換手順と、前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記最適弾性強度を計算する最適化問題処理手順と、を実行させるためのプログラムである。

発明の効果

[0026] 本発明によれば、弾性装具の強度調節を容易に行うことができるようになる。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]本発明の第1の実施の形態に係る最適弾性強度計算システムの構成の一例を示すブロック図である。

[図2]本発明の第1の実施の形態に係る計算装置の構成の一例を示すブロック図である。

[図3]本発明の第1の実施の形態に係る最適弾性強度計算システムの動作の例を表すフローチャートである。

[図4]本発明の第2の実施の形態に係る運動補助システムの構成の一例を示すブロック図である。

[図5]本発明の第2の実施の形態に係る運動補助システムの外観の一例を示す図である。

[図6]本発明の第2の実施の形態に係る弾性装具の弾性体保持部と調整装置の構成の一例を示す図である。

[図7]本発明の第2の実施の形態に係る運動補助システムの動作の例を表すフローチャートである。

[図8]本発明の第3の実施の形態に係る計算装置の構成の一例を示すブロック図である。

[図9]本発明の第3の実施の形態に係る計算装置の動作の例を表すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0028] [第1の実施の形態]

次に、本発明の第1の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

[0029] 図1は、本発明における第1の実施の形態に係る最適弾性強度計算システム1の構成の一例を表すブロック図である。図1に示す通り、最適弾性強度

計算システム 1 は、入力装置 1100 と、計算装置 1200 と、表示装置 1300 と、を備えている。

[0030] 各装置の接続方法は、例えば LAN (Local Area Network) ケーブルや USB (Universal Serial Bus) ケーブル等を用いて有線接続してもよいし、Bluetooth (登録商標) や Wi-Fi 等を用いて無線接続してもよく、限定されない。

[0031] 入力装置 1100 は、装具利用者の運動学的制約条件を入力するためのユーザーインターフェイスを備える。ここで、「運動学的制約条件」とは、歩行者が歩行中ないしは走行中等の動作中に満たすべき運動学的条件で、関節可動域制限範囲、関節モーメント上限値、筋活動量上限値、などである。入力装置 1100 は、入力された運動学的制約条件を、計算装置 1200 に供給する。

[0032] 計算装置 1200 は、入力装置 1100 から、運動学的制約条件を受ける。計算装置 1200 は、受けた運動学的制約条件を用いて、後述するように最適弾性強度を計算する。計算装置 1200 の具体的な機能構成については、図面を替えて説明を行う。

[0033] 表示装置 1300 は、計算装置 1200 の処理結果である最適弾性強度を表示する手段である。

[0034] (計算装置 1200 の構成)

次に、図 2 を参照して、本第 1 の実施の形態の計算装置 1200 について説明する。図 2 に示す通り、計算装置 1200 は、最適化問題処理部 1210 と、記憶部 1220 と、を備える。

[0035] 計算装置 1200 は、装具利用者の身体に装着されて、装具利用者の動作を補助する弾性装具の最適弾性強度を計算する装置である。

[0036] 最適化問題処理部 1210 は、運動学的制約条件を受け、後述するような処理を行って、最適弾性強度

[数1]

$\hat{x}$

を出力する。

[0037] 本第1の実施の形態では、運動学的制約条件が、次の（A）および（B）である場合について説明する。

（A）股関節、膝関節、足関節の夫々における最大屈曲角度、最大伸展角度、最大関節モーメントの制限値
および、

（B）大臀筋、大腿直筋、内側広筋、半膜様筋、大腿二頭筋、ヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋の夫々における最大筋活動量の制限値。

[0038] なお、運動学的制約条件は前記最大屈曲角度、最大伸展角度、最大関節モーメント、最大筋活動量の制限値に限定されるものではない。例えば、最大伸展角度と最大屈曲角度の和で定義される関節可動域の制限値や、関節の回転の速さを表す関節角速度の制限値、筋の伸長量の制限値、靱帯の引張荷重、を運動学的制約条件として用いる事が考えられる。

[0039] また、関節や筋についても上記の箇所に限定されず、強度調節を行う弾性装具のアシスト対象部位によって適切に選択される。例えば、上肢の動きをアシストする弾性装具の強度調節を行う場合の関節として、胸鎖関節、肩鎖関節、肩甲胸郭関節、肩甲上腕関節、腕尺関節、腕橈関節、遠位および近位橈尺関節、を選択することが考えられる。また、腰の動きを補助する弾性装具の強度調節を行う場合には、腰椎の椎間関節、仙腸関節を選択することが考えられる。

[0040] 最適弾性強度

[数2]

$$\hat{x}$$

は、次式（数3）の制約付き最適化問題の解である。

[数3]

$$\begin{aligned}
 \max \quad & v(\mathbf{x}), \mathbf{x} = [x_1, x_2, \dots, x_N] \\
 \text{s. t.} \quad & \theta_l(\mathbf{x}) \leq \bar{\theta}_l & l = \{\text{股関節、膝関節、足関節}\} \\
 & \phi_l(\mathbf{x}) \leq \bar{\phi}_l & m = \{\text{大臀筋、大腿直筋、内側広筋、半膜様筋、} \\
 & \tau_l(\mathbf{x}) \leq \bar{\tau}_l & \text{大腿二頭筋、ヒラメ筋、腓腹筋、前脛骨筋}\} \\
 & MVC_m(\mathbf{x}) \leq \overline{MVC_m}
 \end{aligned}$$

[0041] ここで、 x_i は i 番目の弾性装具の弾性強度である。 $v(x)$ は各弾性装具の弾性強度 x が与えられた場合の、歩行速度の予測値である。歩行速度の予測値は、弾性強度が x に設定された弾性装具を装着したときの歩行速度を計測する実験を、予め十分な人数に対して行って集めた学習データに基づいて、機械学習あるいは統計的手法（例えば平均値や中間値）で計算される。

[0042] 尚、上記数3中の変数は、それぞれ、次の数4および数5を表す。

[数4]

$\bar{\theta}_l$ は、関節 l の最大屈曲角度の制限値である。
 $\bar{\phi}_l$ は、関節 l の最大伸展角度の制限値である。
 $\bar{\tau}_l$ は、関節 l の最大関節モーメントの制限値である。
 $\overline{MVC_m}$ は、筋肉 m の最大筋活動量の制限値である。

[数5]

$\theta_l(\mathbf{x})$ は、弾性強度を $\mathbf{x}$ に設定した時の、関節 l の最大屈曲角度の予測値である。
 $\phi_l(\mathbf{x})$ は、弾性強度を $\mathbf{x}$ に設定した時の、関節 l の最大伸展角度の予測値である。
 $\tau_l(\mathbf{x})$ は、弾性強度を $\mathbf{x}$ に設定した時の、関節 l の最大関節モーメントの予測値である。
 $MVC_m(\mathbf{x})$ は、弾性強度を $\mathbf{x}$ に設定した時の、筋肉 m の最大筋活動量の予測値である。

[0043] 前記予測値は歩行速度 v と同様にして、弾性強度が x に設定された弾性装具を装着したときの最大屈曲角度、最大伸展角度、最大関節モーメント、最大筋活動量を計測する実験を、予め十分な人数に対して行って集めた学習データに基づいて、機械学習あるいは統計的手法（例えば平均値や中間値）で計算される。

[0044] 上記では、最適化の一例として、装具利用者の歩行速度 v を最大化すると

いう評価指標（第１の指標）に基づき定式化した、歩行速度の最大化に限定されることはない。例えば、関節可動域の向上を目的としたリハビリテーションであれば、関節の最大伸展角度と最大屈曲角度の和で定義される関節可動域を最大化する評価指標（第２の指標）が考えられる。また、関節負荷を最小にすることを重視する場合は、最大関節モーメントを最小化する評価指標（第３の指標）を用いる事も考えられる。さらに、前記に例示したような複数の評価指標（第１乃至第３の指標）の重み付き平均値を評価指標（第４の指標）として用いてもよい。このように、最適化の評価指標は、運動補助の目的やリハビリテーションの進行段階等の状況に応じて適切に設定される。

[0045] 記憶部１２２０は、弾性強度・運動学的特性を格納している。ここで、「弾性強度・運動学的特性」とは、装具利用者の動作を補助する弾性装具を、前述のように複数の十分な人数に装着して収集した学習データに基づいて計算された、歩行速度の予測値 $v(x)$ 、関節 l の最大屈曲角度の予測値 $\theta_l(x)$ 、関節 l の最大伸展角度の予測値 $\phi_l(x)$ 、関節 l の最大関節モーメントの予測値 $\tau_l(x)$ 、筋肉 m の最大筋活動量の予測値 $MVC_m(x)$ のことである。

[0046] 最適化問題処理部１２１０は、上記運動学的制約条件と上記弾性強度・運動学的特性とから、上記所定の評価指標に基づき上記最適弾性強度を計算する。

[0047] [動作の説明]

次に、本第１の実施の形態の最適弾性強度計算システム１の動作について、図面を参照して説明する。

[0048] 図３は、本実施形態の最適弾性強度計算システム１の動作の例を表すフローチャートである。

[0049] まず、入力装置１１００が、運動学的制約条件を入力する（ステップＳ１０１）。そして入力装置１１００は、入力された運動学的制約条件を計算装置１２００に供給する。

[0050] 計算装置１２００は、入力装置１１００から、運動学的制約条件を受ける

。計算装置１２００は、受けた運動学的制約条件と上記弾性強度・運動学的特性とを用いて、上記所定の評価指標に基づき最適弾性強度を計算する（ステップＳ１０２）。計算装置１２００は、計算した最適弾性強度を表示装置１３００に供給する。

[0051] 表示装置１３００は、計算装置１２００の処理結果である最適弾性強度を表示する（ステップＳ１０３）。

[0052] このように、本第１の実施の形態によると、最適弾性強度が計算されることにより、弾性装具の強度調節を容易に行うことができるようになる。

[0053] 尚、計算装置１２００の各部は、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせを用いて実現可能である。ハードウェアとソフトウェアとを組み合わせた形態では、ＲＡＭ（random access memory）に最適弾性強度計算プログラムが展開され、該最適弾性強度計算プログラムに基づいて制御部（ＣＰＵ（central processing unit））等のハードウェアを動作させることによって、各部を各種手段として実現する。また、該最適弾性強度計算プログラムは、記録媒体に記録されて頒布されても良い。当該記録媒体に記録された最適弾性強度計算プログラムは、有線、無線、又は記録媒体そのものを介して、メモリに読込まれ、制御部等を動作させる。尚、記録媒体を例示すれば、オプティカルディスクや磁気ディスク、半導体メモリ装置、ハードディスクなどが挙げられる。

[0054] 上記第１の実施の形態を別の表現で説明すれば、計算装置１２００として動作させるコンピュータを、ＲＡＭに展開された最適弾性強度計算プログラムに基づき、最適化問題処理部１２１０、および記憶部１２２０として動作させることで実現することが可能である。

[0055] [第２の実施の形態]

次に、本発明の第２の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

[0056] なお、本第２の実施の形態に係る運動補助システムは、装具利用者の歩行など下肢の動作を補助してもよいし、物を持ち上げるなど上肢や腰の動作をア

シストしてもよく、限定されない。

[0057] 以下の説明では、一例として、歩行運動を補助するとして説明する。そのため、以下の説明では、下肢、特に股関節と足関節に取り付ける弾性装具が用いられることを前提とする。ただし、これは、上記の通り、本第2の実施の形態を歩行運動および下肢に限定するものではない。

[0058] [構成の説明]

図4は、本発明における第2の実施の形態に係る運動補助システム2の構成の一例を表すブロック図である。図4に示す通り、運動補助システム2は、入力装置1100と、計算装置1200と、調整装置2300と、弾性装具2400と、を備えている。

[0059] 入力装置1100と計算装置1200は、図1に示した最適弾性強度計算システム1のものと同一動作を行う。

[0060] 調整装置2300は、計算装置1200から、最適弾性強度を受ける。調整装置2300は、弾性装具2400の弾性強度が、受けた最適弾性強度に一致するように、弾性装具2400の弾性体の締め付け力を制御することにより、弾性強度を調整する。

[0061] 弾性装具2400は、装具利用者の身体に装着される。そして、弾性装具2400は、ばねやゴム等の弾性体を使用して力またはトルクを生成して、対象者の歩行を補助する。弾性装具2400の弾性強度は、前記調整装置2300により調整される。

[0062] 図5は、本第2の実施の形態に係る運動補助システム2の外観の一例を示す図である。図5に示す運動補助システム2は、端末20と、第1の運動補助装置100と、第2の運動補助装置200と、を備えている。

[0063] 端末20は、入力装置1100と、計算装置1200と、を備えている。端末20は、キーボードやタッチパネル等のインターフェースを通して、運動学的制約条件を入力し、最適弾性強度を調整装置2300に供給する。端末20と調整装置2300とは、有線または無線で接続する。端末20に運動学的制約条件を入力する人は、装具利用者10に限らず、医師、理学療法

士が入力して良い。また、インターフェースはキーボードやタッチパネルに限定されることはなく、例えばインターネット回線を通じて遠隔地から運動学的制約条件のデータを取得してもよい。

[0064] 第1の運動補助装置100は、第1の調整装置2300aと、第1の弾性装具2400aと、を備える。

[0065] 第1の弾性装具2400aは、第1の弾性体保持部112、第1のアシスト部113、第1のシャフト114、腰部バンド115、および膝部バンド116を備えている。

[0066] 第1の弾性体保持部112は、第1の運動補助力を発生するための弾性体（ばね、ゴム等）を内部に保持する。第1のアシスト部113は、前記第1の運動補助力を動力として装具利用者10の股関節の回転をアシストするため、装具利用者10の大転子の横の所定の位置に配置されている。なお、大転子とは、大腿骨近位端の、外側に突起した出っ張り部分である。腰部バンド115は、第1の運動補助装置100を、装具利用者10の腰部に固定する。第1のシャフト114は、第1のアシスト部113が発生した第1の運動補助力を膝上部または膝下部に伝達する。第1のシャフト114は、第1のアシスト部113を中心として回転する。つまり、第1のシャフト114は、装具利用者10の大腿部の外骨格に相当する。膝部バンド116は、第1のアシスト部113の第1の運動補助力を膝上部または膝下部に伝達する。そのため、膝部バンド116は、第1のシャフト114の遠位端に設けられている。

[0067] 第1の調整装置2300aは図5において第1の弾性体保持部112の先端に取り付けられており、第1の弾性体保持部112の内部にある弾性体の締め付け力を調整することで、第1の弾性装具2400aの弾性強度を調整する。

[0068] 第2の運動補助装置200は、第2の調整装置2300bと、第2の弾性装具2400bと、を備える。

[0069] 第2の弾性装具2400bは、第2の弾性体保持部212、第2のアシス

ト部 2 1 3、第 2 のシャフト 2 1 4、脛部バンド 2 1 5、および足底板 2 1 6 を備えている。

[0070] 第 2 の弾性体保持部 2 1 2 は、第 2 の運動補助力を発生するための弾性体（ばね、ゴム等）を内部に保持する。第 2 のアシスト部 2 1 3 は、前記第 2 の運動補助力を動力として装具利用者 1 0 の足関節の回転をアシストするため、装具利用者 1 0 の足関節の横の所定の位置に配置されている。第 2 のシャフト 2 1 4 は、第 2 のアシスト部 2 1 3 を中心として回転する。つまり、第 2 のシャフト 2 1 4 は、装具利用者 1 0 の下腿部の外骨格に相当する。脛部バンド 2 1 5 および足底板 2 1 6 は、それぞれ、第 2 の運動補助装置 2 0 0 を脛部および足部に固定する役割を持つ。足底板 2 1 6 は、第 2 のアシスト部 2 1 3 の第 2 の運動補助力を足部に伝達する。

[0071] 第 2 の調整装置 2 3 0 0 b は図 5 において第 2 の弾性体保持部 2 1 2 の先端に取り付けられており、第 2 の弾性体保持部 2 1 2 の内部にある弾性体の締め付け力を調整することで、第 2 の弾性装具 2 4 0 0 b の弾性強度を調整する。

[0072] 第 1 および第 2 の調整装置 2 3 0 0 a、2 3 0 0 b が弾性体の締め付け力を調整する方法は、特に制限されない。例えば、図 6 に示すように、弾性装具 2 4 0 0 の弾性体の締め付け力をサーボモータで制御する機構が考えられる。

[0073] 図 6 は、第 1 および第 2 の弾性体保持部 1 1 2、2 1 2 と第 1 および第 2 の調整装置 2 3 0 0 a、2 3 0 0 b を図 5 の方向から見た断面図である。

[0074] 第 1 および第 2 の弾性体保持部 1 1 2、2 1 2 には、弾性体として、バネ 1 2 0 が保持されている。バネが発生する押圧力は、押圧受け部 1 2 1 に印加され、第 1 および第 2 のアシスト部 1 1 3、2 1 3 に伝達される。第 1 および第 2 の調整装置 2 3 0 0 a、2 3 0 0 b は、サーボモータ 2 3 1 0 と、シャフト 2 3 2 0 と、シャフト 2 3 3 0 と、固定部材 2 3 4 0 とから成る。

[0075] 固定部材 2 3 4 0 は、サーボモータ 2 3 1 0 と、第 1 および第 2 の弾性体保持部 1 1 2、2 1 2 を固定する。サーボモータ 2 3 1 0 は、図中の矢印 A

の方向にシャフト２３２０を回転させる力を生ずる。シャフト２３２０のサーボモータ２３１０とは反対側の先端にはギア２３５０が取り付けられており、サーボモータ２３１０の回転力をシャフト２３３０に伝達する。シャフト２３３０のサーボモータ２３１０側の先端はギア２３６０になっており、シャフト２３２０からの回転力を受けて図中の矢印Ｂの方向に回転する。シャフト２３３０の弾性体１２０側の先端と、第１および第２の弾性体保持部１１２、２１２のシャフト２３３０側の先端とは、それぞれ、雄ネジ２３７０および雌ネジ１２３になっており、互いに嵌合している。

[0076] シャフト２３３０が回転することにより、シャフト２３３０が第１および第２の弾性体保持部１１２、２１２に入る長さが増減し、それによって弾性体（バネ）１２０の締め付け力が調整される。なお、シャフト２３３０のギア２３６０の回転軸方向の長さは、シャフト２３３０が第１および第２の弾性体保持部１１２、２１２に入っていく事による位置変動を考慮して、十分長くすることが望ましい。

[0077] [動作の説明]

次に、本第２の実施の形態の運動補助システム２の動作について、図面を参照して説明する。

[0078] 図７は、本第２の実施の形態の運動補助システム２の動作の例を表すフローチャートである。

[0079] まず、入力装置１１００が、運動学的制約条件を入力する（ステップＳ２０１）。そして入力装置１１００は、入力された運動学的制約条件を計算装置１２００に供給する。

[0080] 計算装置１２００は、入力装置１１００から、運動学的制約条件を受ける。計算装置１２００は、受けた運動学的制約条件を用いて、上述したように最適弾性強度を計算する（ステップＳ２０２）。計算装置１２００は、計算した最適弾性強度を調整装置２３００に供給する。

[0081] 調整装置２３００は、計算装置１２００から、最適弾性強度を受ける。調整装置２３００は、弾性装具２４００の弾性強度が、受けた最適弾性強度に

一致するように、弾性強度を調整する（ステップ203）。

[0082] 以上では、下肢、特に股関節と足関節に取り付ける弾性装具を例に説明したが、他の部位を補助してもよく、限定されない。例えば、上肢、指、腰部の関節の運動補助にも適用可能である。

[0083] このように、本第2の実施の形態によると、弾性装具2400の強度調節がさらに容易になる。その理由は、調整装置2300の働きによって、弾性装具2400の弾性強度調節が自動的に行われて、手動で調整する手間が省けるからである。

[0084] [第3の実施の形態]

次に、本発明の第3の実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

[0085] [構成の説明]

図8は、本発明における第3の実施の形態に係る計算装置3200の構成の一例を表すブロック図である。図8に示す通り、計算装置3200は、最適化問題処理部1210と、記憶部1220と、変換部3230と、を備える。

[0086] 最適化問題処理部1210と、記憶部1220とは、図2に示した計算装置1200のものと同一動作を行う。

[0087] 変換部3230は、運動能力評価情報を入力する。ここで、「運動能力評価情報」とは、装具利用者の運動能力を定量的に示す指標であり、一例として、TUG（Timed Up and Go）テスト、6分間歩行テスト、開眼片脚起立時間などがある。変換部3230は、入力された運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換し、最適化問題処理部1210に供給する。

[0088] 運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する計算の一例として、TUGと開眼片脚起立時間を変数とした、以下の数6で表される二変数線形関数がある。なお、TUGは、椅子に腰かけた状態から立ち上がり、3mを快適速度で歩行し、折り返して着座するまでの所要時間である。開眼片脚起立時

間は、目を開けた状態で片脚立ちを開始してから、バランスを崩すまでの時間である。

[数6]

$$\overline{MVC_m} = \alpha \times TUG + \beta \times \text{開眼片脚起立時間} + \gamma$$

ここで、

[数7]

$$\overline{MVC_m}$$

は前記のように筋肉mの最大筋活動量の制限値である。また、 α 、 β 、 γ は係数である。各係数は、TUGと開眼片脚起立時間と最大筋活動量とをセットで計測する実験を、十分多くの人数に対して行って得たデータを用いて、最大筋活動量を目的変数、TUGおよび開眼片脚起立時間を説明変数とする、重回帰分析を実施することで得られる。

[0089] 運動能力評価情報の別の例として、MMT (Manual Muscle Test : 徒手筋力テスト) がある。MMTは、筋力の低下状態を評価するテストであり、0～5の6段階の離散値を取る。検査方法は、被検査者が対象となる筋または筋群を収縮させた状態で、検査者（医師や理学療法士）が伸張方向の抵抗を徒手によって加え、その筋または筋群の収縮保持能力を評価する。このMMTを説明変数とした以下の数8で表される線形関数がある。

[数8]

$$\overline{MVC_j} = \alpha \times MMT + \beta$$

[0090] ここで、 α 、 β は係数である。各係数は、MMTと最大筋活動量とをセットで計測する実験を、十分多くの人数に対して行って得たデータを用いて、最大筋活動量を目的変数、MMTを説明変数とする、単回帰分析を実施することで得られる。

[0091] [動作の説明]

次に、本第3の実施の形態の計算装置3200の動作について、図面を参照して説明する。

[0092] 図9は、本第3の実施の形態の計算装置3200の動作の例を表すフローチャートである。

[0093] まず、変換部3230が、入力装置1100から、運動能力評価情報を受ける。変換部3230は、運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する（ステップS301）。そして変換部3230は、変換した運動学的制約条件を最適化問題処理部1210に供給する。

[0094] 最適化問題処理部1210は、変換部3230から、運動学的制約条件を受ける。最適化問題処理部1210は、受けた運動学的制約条件を用いて、上述したように最適弾性強度を計算する（ステップS302）。

[0095] 本第3の実施の形態によると、運動学的制約条件の代わりに運動能力評価情報を入力できるようになることで、リハビリテーションで一般的に実施される検査項目の値をそのまま使用でき、システムの利便性が向上する効果を奏する。

[0096] 尚、計算装置3200の各部は、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせを用いて実現可能である。ハードウェアとソフトウェアとを組み合わせた形態では、RAM（random access memory）に最適弾性強度計算プログラムが展開され、該最適弾性強度計算プログラムに基づいて制御部（CPU（central processing unit））等のハードウェアを動作させることによって、各部を各種手段として実現する。また、該最適弾性強度計算プログラムは、記録媒体に記録されて頒布されても良い。当該記録媒体に記録された最適弾性強度計算プログラムは、有線、無線、又は記録媒体そのものを介して、メモリに読込まれ、制御部等を動作させる。尚、記録媒体を例示すれば、オプティカルディスクや磁気ディスク、半導体メモリ装置、ハードディスクなどが挙げられる。

[0097] 上記第3の実施の形態を別の表現で説明すれば、計算装置3200として動作させるコンピュータを、RAMに展開された最適弾性強度計算プログラ

ムに基づき、最適化問題処理部 1210、記憶部 1220、および変換部 3230として動作させることで実現することが可能である。

[0098] [第3の実施の形態の変形例]

計算装置 3200の最適化問題処理部 1210は、運動学的制約条件に加えて、さらにリハビリテーション計画情報を入力してもよい。

[0099] ここで、「リハビリテーション計画情報」とは、リハビリテーションの進行段階に応じて設定される計画のことである。例えば、リハビリ患者の運動能力評価情報と、それに応じた最適化の評価指標を対応付けたテーブルが考えられる。歩行リハビリを例にとると、リハビリ初期段階（運動能力評価値が低い）では関節に過度な負担がかからない事が重視されることから、最大関節モーメントを最小にする評価指標が適していると考えられる。しかし、リハビリテーションが進行し運動能力評価値が改善した段階では、日常生活での自立を目的として、歩行速度を最大にする評価指標がより適している。

[0100] 本変形例の最適化問題処理部は、入力されたりハビリテーション計画情報を参照して、現在のリハビリ患者の運動能力評価情報に対応する最適化の評価指標を取得し、最適弾性強度を計算する。

[0101] このようにすることで、リハビリテーション段階に応じた最適弾性強度が計算されるようになることにより、システムの利便性がさらに向上する効果を奏する。

[0102] 以上、本発明の実施の形態を、図面を参照しつつ説明してきたが、当業者であれば、他の類似する実施形態を使用することができること、また、本発明から逸脱することなく適宜形態の変更又は追加を行うことができることに留意すべきである。

[0103] 上記の実施形態は、以下の付記のようにも記載されうるが、以下には限られない。

[0104] （付記1）装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、

前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、

を備えることを特徴とする、最適弾性強度計算装置。

[0105] (付記2) 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、付記1に記載の最適弾性強度計算装置。

[0106] (付記3) 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、付記1又は2に記載の最適弾性強度計算装置。

[0107] (付記4) 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、付記1乃至3のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置。

[0108] (付記5) 装具利用者の運動学的制約条件を入力するための入力装置と、
付記1乃至4のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を出力する表示装置と、
を備えることを特徴とする最適弾性強度計算システム。

[0109] (付記6) 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具と、
前記装具利用者の運動学的制約条件を入力するための入力装置と、
付記1乃至4のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を入力して前記弾性装具の弾性強度を調整する調整装置と、
を備えることを特徴とする運動補助システム。

[0110] (付記 7) 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納し、

最適化問題処理部が、前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する、

ことを含む、最適弾性強度計算方法。

[0111] (付記 8) 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、付記 7 に記載の最適弾性強度計算方法。

[0112] (付記 9) 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、付記 7 又は 8 に記載の最適弾性強度計算方法。

[0113] (付記 10) 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第 1 の指標、関節可動域を最大化する第 2 の指標、最大関節モーメントを最小化する第 3 の指標、および前記第 1 乃至第 3 の指標の重み付き平均をとった第 4 の指標の中から選択された 1 つから成る、付記 7 乃至 9 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算方法。

[0114] (付記 11) 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具の最適弾性強度を、コンピュータに計算させる最適弾性強度計算プログラムを記録した記録媒体であって、前記最適弾性強度計算プログラムは、前記コンピュータに、

前記弾性装具を複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納する手順と、

前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記最適弾性強度を計算する最適化問題処理手

順と、を実行させるための最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[0115] (付記 1 2) 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、付記 1 1 に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[0116] (付記 1 3) 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、付記 1 1 又は 1 2 に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[0117] (付記 1 4) 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第 1 の指標、関節可動域を最大化する第 2 の指標、最大関節モーメントを最小化する第 3 の指標、および前記第 1 乃至第 3 の指標の重み付き平均をとった第 4 の指標の中から選択された 1 つから成る、付記 1 1 乃至 1 3 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[0118] (付記 1 5) 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、

前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する変換部と、

前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、

を備えることを特徴とする、最適弾性強度計算装置。

[0119] (付記 1 6) 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、付記 1 5 に記載の最適弾性強度計算装置。

- [0120] (付記 1 7) 前記運動能力評価情報は、前記装具利用者の運動能力を定量的に示す指標から成る、付記 1 5 又は 1 6 に記載の最適弾性強度計算装置。
- [0121] (付記 1 8) 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、付記 1 5 乃至 1 7 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算装置。
- [0122] (付記 1 9) 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第 1 の指標、関節可動域を最大化する第 2 の指標、最大関節モーメントを最小化する第 3 の指標、および前記第 1 乃至第 3 の指標の重み付き平均をとった第 4 の指標の中から選択された 1 つから成る、付記 1 5 乃至 1 8 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算装置。
- [0123] (付記 2 0) 装具利用者の運動能力評価情報を入力するための入力装置と、
付記 1 5 乃至 1 9 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を出力する表示装置と、
を備えることを特徴とする最適弾性強度計算システム。
- [0124] (付記 2 1) 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具と、
前記装具利用者の運動能力評価情報を入力するための入力装置と、
付記 1 5 乃至 1 9 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を入力して前記弾性装具の弾性強度を調整する調整装置と、
を備えることを特徴とする運動補助システム。
- [0125] (付記 2 2) 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納し、
変換部が、前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換し、
最適化問題処理部が、前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算す

る、

ことを含む、最適弾性強度計算方法。

[0126] (付記 2 3) 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、付記 2 2 に記載の最適弾性強度計算方法。

[0127] (付記 2 4) 前記運動能力評価情報は、前記装具利用者の運動能力を定量的に示す指標から成る、付記 2 2 又は 2 3 に記載の最適弾性強度計算方法。

[0128] (付記 2 5) 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、付記 2 2 乃至 2 4 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算方法。

[0129] (付記 2 6) 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第 1 の指標、関節可動域を最大化する第 2 の指標、最大関節モーメントを最小化する第 3 の指標、および前記第 1 乃至第 3 の指標の重み付き平均をとった第 4 の指標の中から選択された 1 つから成る、付記 2 2 乃至 2 5 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算方法。

[0130] (付記 2 7) 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具の最適弾性強度を、コンピュータに計算させる最適弾性強度計算プログラムを記録した記録媒体であって、前記最適弾性強度計算プログラムは、前記コンピュータに、

前記弾性装具を複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納する手順と、

前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する変換手順と、

前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記最適弾性強度を計算する最適化問題処理手順と、

を実行させるための最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

- [0131] (付記 28) 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、付記 27 に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。
- [0132] (付記 29) 前記運動能力評価情報は、前記装具利用者の運動能力を定量的に示す指標から成る、付記 27 又は 28 に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。
- [0133] (付記 30) 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、付記 27 乃至 29 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。
- [0134] (付記 31) 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第 1 の指標、関節可動域を最大化する第 2 の指標、最大関節モーメントを最小化する第 3 の指標、および前記第 1 乃至第 3 の指標の重み付き平均をとった第 4 の指標の中から選択された 1 つから成る、付記 27 乃至 30 のいずれか 1 つに記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。
- [0135] 以上、実施形態を参照して本願発明を説明したが、本願発明は上記実施形態に限定されるものではない。本願発明の構成や詳細には、本願発明のスコープ内で当業者が理解し得る様々な変更をすることができる。

産業上の利用可能性

- [0136] 本発明の活用例として、片麻痺患者および高齢者の歩行リハビリに適用できる。さらに、本発明の運動補助システムは、健常者およびスポーツ選手の歩行および走行フォームの矯正にも適用可能である。
- [0137] この出願は、2017 年 10 月 5 日に提出された日本出願特願 2017-195272 を基礎とする優先権を主張し、その開示の全てをここに取り込む。

符号の説明

- [0138] 1 最適弾性強度計算システム

2 運動補助システム

1 0 装具利用者

2 0 端末

1 0 0 第1の運動補助装置

1 1 2 第1の弾性体保持部

1 1 3 第1のアシスト部

1 1 4 第1のシャフト

1 1 5 腰部バンド

1 1 6 膝部バンド

1 2 0 弾性体（バネ）

1 2 1 押圧受け部

1 2 3 雌ネジ

2 0 0 第2の運動補助装置

2 1 2 第2の弾性体保持部

2 1 3 第2のアシスト部

2 1 4 第2のシャフト

2 1 5 脛部バンド

2 1 6 足底板

1 1 0 0 入力装置

1 2 0 0 計算装置（最適弾性強度計算装置）

1 2 1 0 最適化問題処理部

1 2 2 0 記憶部

1 3 0 0 表示装置

2 3 0 0 調整装置

2 3 0 0 a 第1の調整装置

2 3 0 0 b 第2の調整装置

2 3 1 0 サーボモータ

2 3 2 0 シャフト

- 2 3 3 0 シャフト
- 2 3 4 0 固定部材
- 2 3 5 0 ギア
- 2 3 6 0 ギア
- 2 3 7 0 雄ネジ
- 2 4 0 0 弾性装具
- 2 4 0 0 a 第 1 の弾性装具
- 2 4 0 0 b 第 2 の弾性装具
- 3 2 0 0 計算装置（最適弾性強度計算装置）
- 3 2 3 0 変換部

請求の範囲

- [請求項1] 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、
- 前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、
- を備えることを特徴とする、最適弾性強度計算装置。
- [請求項2] 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、請求項1に記載の最適弾性強度計算装置。
- [請求項3] 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、請求項1又は2に記載の最適弾性強度計算装置。
- [請求項4] 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、請求項1乃至3のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置。
- [請求項5] 装具利用者の運動学的制約条件を入力するための入力装置と、
- 請求項1乃至4のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置と、
- 前記最適弾性強度を出力する表示装置と、
- を備えることを特徴とする最適弾性強度計算システム。
- [請求項6] 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具と、
- 前記装具利用者の運動学的制約条件を入力するための入力装置と、

請求項1乃至4のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を入力して前記弾性装具の弾性強度を調整する調整装置と、
を備えることを特徴とする運動補助システム。

[請求項7] 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納し、

最適化問題処理部が、前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する、
ことを含む、最適弾性強度計算方法。

[請求項8] 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、
請求項7に記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項9] 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、請求項7又は8に記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項10] 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、請求項7乃至9のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項11] 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具の最適弾性強度を、コンピュータに計算させる最適弾性強度計算プログラムを記録した記録媒体であって、前記最適弾性強度計算プログラムは、前記コンピュータに、

前記弾性装具を複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納する手順と、

前記装具利用者の運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記最適弾性強度を計算する最適化問題処理手順と、を実行させるための最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[請求項12] 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、請求項11に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[請求項13] 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、請求項11又は12に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[請求項14] 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、請求項11乃至13のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[請求項15] 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め格納した記憶部と、

前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する変換部と、

前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する最適化問題処理部と、

を備えることを特徴とする、最適弾性強度計算装置。

[請求項16] 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、請求項15に記載の最適弾性強度計算装置。

[請求項17] 前記運動能力評価情報は、前記装具利用者の運動能力を定量的に示す指標から成る、請求項15又は16に記載の最適弾性強度計算装置。

[請求項18] 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、請求項15乃至17のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置。

[請求項19] 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、請求項15乃至18のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置。

[請求項20] 装具利用者の運動能力評価情報を入力するための入力装置と、
請求項15乃至19のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を出力する表示装置と、
を備えることを特徴とする最適弾性強度計算システム。

[請求項21] 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾性装具と、
前記装具利用者の運動能力評価情報を入力するための入力装置と、
請求項15乃至19のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算装置と、
前記最適弾性強度を入力して前記弾性装具の弾性強度を調整する調

整装置と、

を備えることを特徴とする運動補助システム。

[請求項22] 装具利用者の動作を補助する弾性装具を、複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納し、

変換部が、前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換し、

最適化問題処理部が、前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記弾性装具の最適弾性強度を計算する、

ことを含む、最適弾性強度計算方法。

[請求項23] 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、請求項22に記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項24] 前記運動能力評価情報は、前記装具利用者の運動能力を定量的に示す指標から成る、請求項22又は23に記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項25] 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、請求項22乃至24のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項26] 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、請求項22乃至25のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算方法。

[請求項27] 装具利用者の身体に装着されて前記装具利用者の動作を補助する弾

性装具の最適弾性強度を、コンピュータに計算させる最適弾性強度計算プログラムを記録した記録媒体であって、前記最適弾性強度計算プログラムは、前記コンピュータに、

前記弾性装具を複数の人の身体に装着して実験によって求められた弾性強度・運動学的特性を予め記憶部に格納する手順と、

前記装具利用者の運動能力評価情報を運動学的制約条件に変換する変換手順と、

前記運動学的制約条件と前記弾性強度・運動学的特性とから、所定の評価指標に基づき、前記最適弾性強度を計算する最適化問題処理手順と、

を実行させるための最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

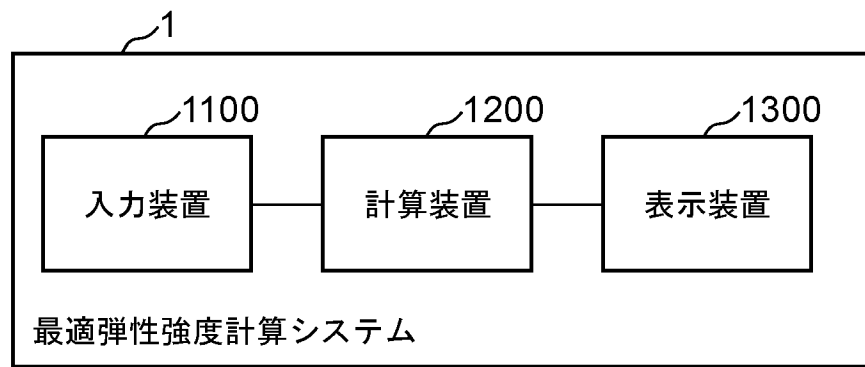
[請求項28] 前記弾性強度・運動学的特性は、前記弾性装具を、前記複数の人の身体に装着して実験によって求められた歩行速度の予測値、関節の最大屈曲角度の予測値、関節の最大伸展角度の予測値、関節の最大関節モーメントの予測値、および筋肉の最大筋活動量の予測値から成る、請求項27に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[請求項29] 前記運動能力評価情報は、前記装具利用者の運動能力を定量的に示す指標から成る、請求項27又は28に記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

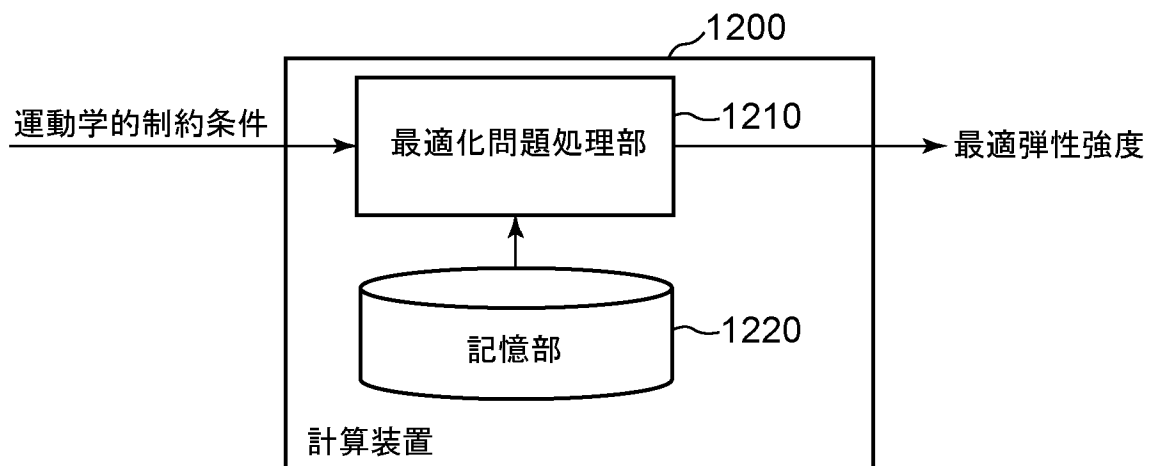
[請求項30] 前記運動学的制約条件は、前記装具利用者である歩行者が動作中に満たすべき運動学的条件から成る、請求項27乃至29のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

[請求項31] 前記所定の評価指標は、前記装具利用者の歩行速度を最大化する第1の指標、関節可動域を最大化する第2の指標、最大関節モーメントを最小化する第3の指標、および前記第1乃至第3の指標の重み付き平均をとった第4の指標の中から選択された1つから成る、請求項27乃至30のいずれか1つに記載の最適弾性強度計算プログラム記録媒体。

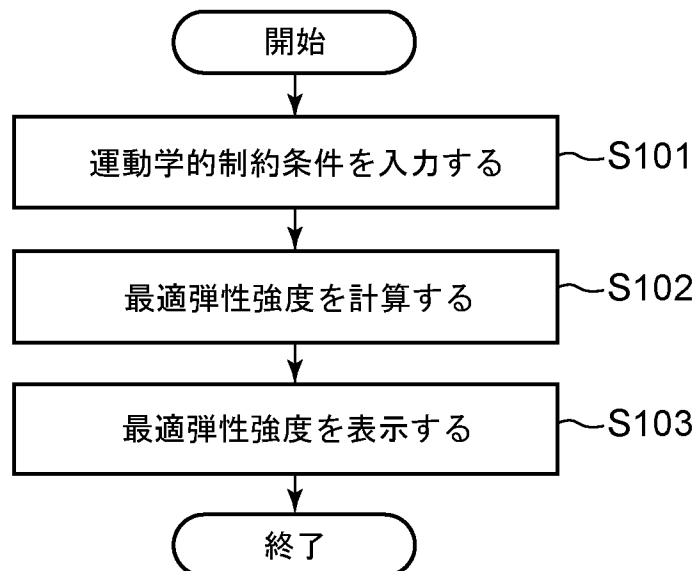
[図1]



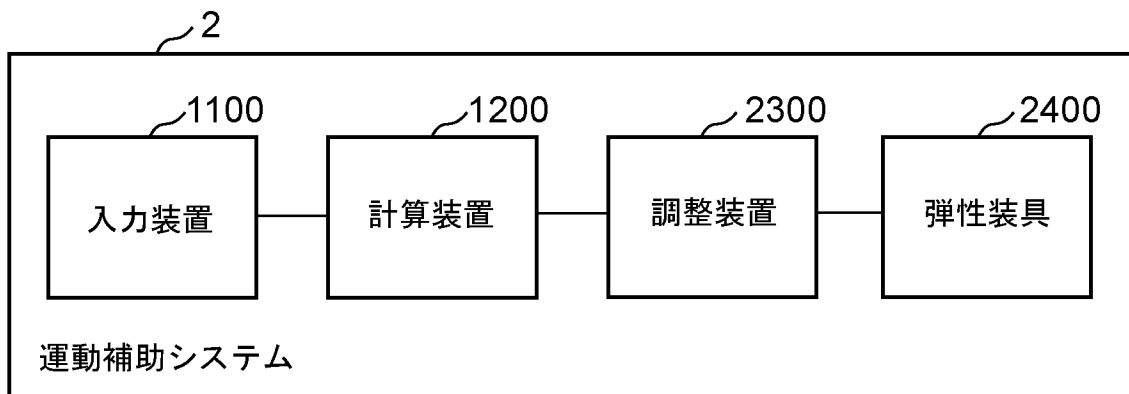
[図2]



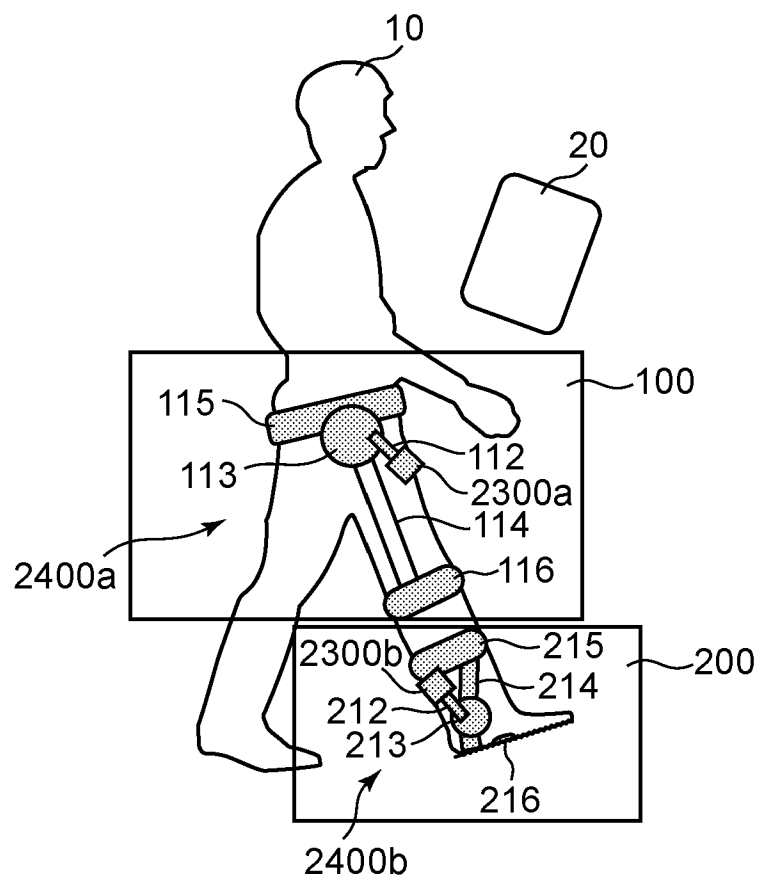
[図3]



[図4]



[図5]

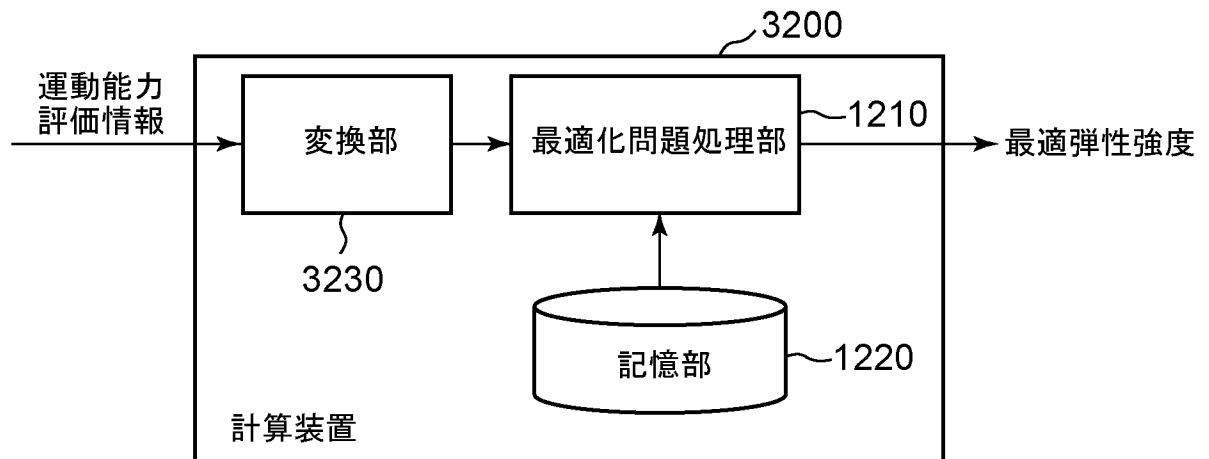


This diagram shows a cross-sectional view of a mechanical assembly. A vertical shaft (2310) passes through a base (2320) and a component (2330). A spring (120) is mounted on the shaft, with its top end (121) fixed to a housing (112, 212) and its bottom end (123) connected to a rotating component (2340). The rotating component (2340) is shown with vertical lines indicating its rotation. A dashed line (2360) indicates the axis of rotation. A curved arrow (A) shows the rotation of the shaft, and a curved arrow (B) shows the rotation of the component (2340). A component (2350) is also shown on the shaft, and a component (2370) is shown on the right side of the assembly.

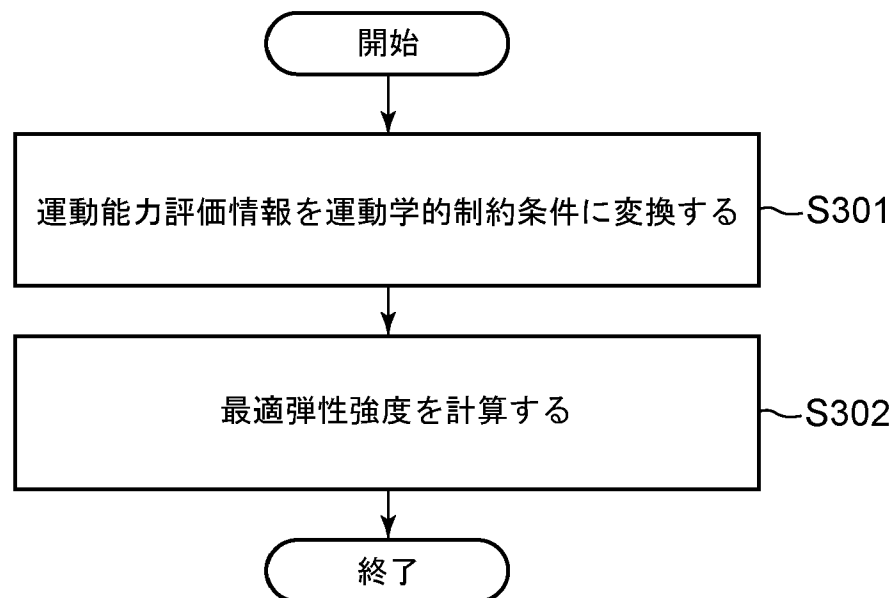
```
graph TD; Start([開始]) --> S201[運動学的制約条件を入力する]; S201 --> S202[最適弾性強度を計算する]; S202 --> S203[弾性装具の弾性強度を調整する]; S203 --> End([終了]);
```

The flowchart illustrates the process of adjusting the elastic strength of an elastic device. It begins with a start node (開始), followed by three sequential steps: S201 (運動学的制約条件を入力する), S202 (最適弾性強度を計算する), and S203 (弾性装具の弾性強度を調整する). The process concludes with an end node (終了).

[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/026906

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61H3/00(2006.01) i, A61F2/68(2006.01) i, A63B21/02(2006.01) i, A63B24/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61H3/00, A61F2/68, A63B21/02, A63B24/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2016-182666 A (JTEKT CORPORATION) 20 October 2016, paragraphs [0052], [0053], [0061]-[0090], fig. 10, 11, 13 & US 2016/0262969 A1, paragraphs [0102], [0103], [0111]-[0140], fig. 10, 11, 13 & DE 102016104200 A1	1, 3-7, 9-11, 13-15, 17-22, 24-27, 29-31 2, 8, 12, 16, 23, 28

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 27.09.2018	Date of mailing of the international search report 09.10.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/026906

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2016/006432 A1 (OSAKA UNIVERSITY) 14 January 2016, paragraph [0040] (Family: none)	1, 3-7, 9-11, 13-15, 17-22, 24-27, 29-31
A	US 2017/0119615 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 04 May 2017 & JP 2017-87415 A & EP 3165209 A1 & CN 106618970 A	1-31

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61H3/00(2006.01)i, A61F2/68(2006.01)i, A63B21/02(2006.01)i, A63B24/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61H3/00, A61F2/68, A63B21/02, A63B24/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2016-182666 A（株式会社ジェイテクト）2016.10.20, 段落 [0052]-[0053], [0061]-[0090], 図 10-11, 13 & US 2016/0262969 A1, 段落[0102]-[0103], [0111]-[0140], 図 10-11, 13 & DE 102016104200 A1	1, 3-7, 9-11, 13-15, 17-22, 24-27, 29-31
A		2, 8, 12, 16, 23, 28

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

27.09.2018

国際調査報告の発送日

09.10.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

佐藤 智弥

3E

3735

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2016/006432 A1 (国立大学法人大阪大学) 2016.01.14, 段落 [0040] (ファミリーなし)	1, 3-7, 9-11, 13-15, 17-22, 24-27, 29-31
A	US 2017/0119615 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 2017.05.04, & JP 2017-87415 A & EP 3165209 A1 & CN 106618970 A	1-31