(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
2018年3月15日(15.03.2018)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2018/047847 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/11 (2006.01)　*A61H 1/02* (2006.01)
A61B 5/0488 (2006.01)　*A63B 69/00* (2006.01)
A61B 5/107 (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2017/032049

(22) 国際出願日：　2017年9月6日(06.09.2017)

(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 2016-173385　2016年9月6日(06.09.2016)　JP

(71) 出願人: 国立大学法人大阪大学 (OSAKA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 Osaka (JP).

(72) 発明者: 平井 宏明 (HIRAI Hiroaki); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 吉川 史哲 (YOSHIKAWA Fumiaki); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 渡邉 英知 (WATANABE Eichi); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 長川 祐磨 (NAGAKAWA Yuma); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 黒岩 晃 (KUROIWA Akira); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国

(54) **Title:** MOTION ANALYZING DEVICE, MOTION ANALYZING METHOD, AND MOTION ANALYZING PROGRAM

(54) 発明の名称： 運動解析装置、運動解析方法及び運動解析プログラム

[図3]

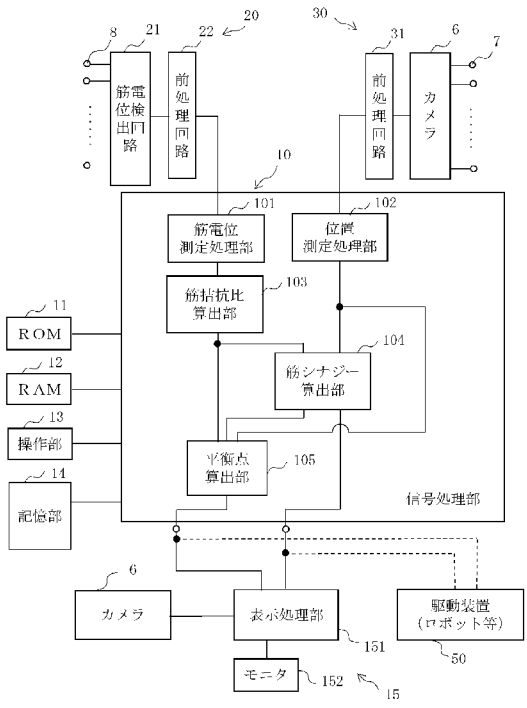


FIG. 3:
6 Camera
10 Signal processing unit
13 Operation unit
14 Storage unit
21 Myogenic potential detection circuit
22, 31 Preprocessing circuit
50 Driving device (robot or the like)
101 Myogenic potential measurement processing unit
102 Position measurement processing unit
103 Antagonistic muscle ratio computing unit
104 Muscle synergy computing unit
105 Equilibrium point computing unit
151 Display processing unit
152 Monitor

(57) **Abstract:** Provided is a motion analyzing device that comprises: a myogenic potential measuring unit (20) and a myogenic potential measurement processing unit (101) that measure the muscular activity of a moving person; a motion measuring unit (30) and a motion position measurement processing unit (102) that measure body motion; and an antagonistic muscle ratio computing unit (103), a muscle synergy computing unit (104), and an equilibrium point computing unit (105) that, from the measured muscular activity and body motion information, compute an equilibrium point of the moving

WO 2018/047847 A1

[続葉有]

立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 植村 充典(UEMURA Mitsunori); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘１番１号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 宮崎 文夫(MIYAZAKI Fumio); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘１番１号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人 楓国際特許事務所 (KAEDE PATENT ATTORNEYS' OFFICE); 〒5400011 大阪府大阪市中央区農人橋１丁目４番３４号 Osaka (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)）

person and muscle synergy which is a basic vector describing the equilibrium point, such computation made on the basis of a constraint condition where an end point position of a limb tip of the moving person and an equilibrium point position match each other in a musculoskeletal model and in a posture held under gravity compensation. Due to this configuration, motion measurement is simplified by eliminating the need for MVC operation, and analysis accuracy is improved.

(57) 要約：運動解析装置は、運動者の筋活動を測定する筋電位測定部（２０）及び筋電位測定処理部（１０１）と、身体運動を測定する運動測定部（３０）及び運動位置測定処理部（１０２）と、測定された筋活動と身体運動情報から、運動者の平衡点及び平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、筋骨格モデル及び重力補償下の姿勢保持において運動者の肢先端の終点位置と平衡点位置とが一致するとの拘束条件に基づいて算出する筋拮抗比算出部（１０３）、筋シナジー算出部（１０４）及び平衡点算出部（１０５）を備えた。これにより、ＭＶＣ動作を不要にして運動計測を簡便にし、かつ解析精度を向上させる。

明　細　書

発明の名称 ：

運動解析装置、運動解析方法及び運動解析プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、身体適所、例えば肢の先端等の動作点の運動制御に関わる特徴量を算出する運動解析技術に関する。

背景技術

[0002] 人口の高齢化が急激に進む現在、人々の健康増進を支援する科学や技術に多くの期待が寄せられている。適切な支援には正しい理論とそれを裏付ける科学的根拠が必要である。力学的に極めて冗長で多自由度の身体運動システムの制御において、中枢神経系がどのように自由度を操作し、筋活動パターンを決定しているのか、また、その制御規範がどのようなものかについては運動制御領域における古典的な未解決問題である。本発明者らは、筋対群の共活性に基づく身体協調性に注目することでヒト随意運動の解析を行ってきた。

[0003] 本発明者らは、効果的な介入を探索し、その科学的根拠を与える運動解析・評価ツールとして、随意運動時の筋電位信号により身体協調性（筋シナジー）を抽出し、運動実現に向けて中枢神経系が選択する運動戦略（平衡点軌道等の符号化された高次変数の操作）を可視化する運動解析方法を提案した（特許文献１、非特許文献１）。特許文献１及び非特許文献１に記載の運動解析方法は、（１）筋骨格モデルを構成する筋の大きさやバランスが等価である、（２）肩、肘等の各関節のモーメントアームが等しい、（３）各筋のＭＶＣ値（最大随意収縮（Maximum Voluntary Contraction））時の筋電位が既知である、という単純化されたモデル（仮定）を用いて生体運動における筋群活動の振る舞いを推定したものである。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開２０１５－１１２４５３公報

非特許文献

[0005] 非特許文献1：H. Hirai, F. Miyazaki, H.Naritomi, K. Koba, T. Oku, K. Uno, M. Uemura, T. Nishi, M. Kageyama and H. I.Krebs, “On the Origin of Muscle Synergies: Invariant Balance in theCo-activation of Agonist and Antagonist Muscle Pairs.” Front. Bioeng.Biotechnol., vol.3, no. 192, pp.1-16, 2015.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 特許文献１及び非特許文献１に記載の運動解析方法は、ある限定された運動については、これらの単純化されたモデルを用いて運動を説明することは可能であるが、一般の生体運動の中には必ずしもこの仮定が充分でない場合がある。特に、前記（３）の仮定は、リハビリテーションを目的とする用途において実用面で一定の限界がある。すなわち、最大随意収縮は、被験者の随意的な最大努力のもとで行う運動である。そのため、出力であるＭＶＣ値には様々な外的、内的要因に伴う個人内、個人間での変動が見られ、その変動は運動推定の結果に影響を及ぼす可能性がある。また、高齢者や患者にとって、最大随意収縮動作は負担となり得る。

[0007] 本発明は、上記に鑑みてなされたもので、ＭＶＣ動作を不要にして運動計測を簡便にし、かつ解析精度を向上させる運動解析装置、運動解析方法及び運動解析プログラムを提供するものである。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明に係る運動解析装置は、運動者の筋電位を検出する筋電位検出部と、前記運動者の肢先端の位置を複数の動作点位置で検出する運動検出部と、前記筋電位検出部で検出された前記筋電位及び前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の

肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算手段とを備え、前記演算手段は、検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出手段と、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出手段と、前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出手段で算出された前記筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出手段とを備えたものである。

[0009] また、本発明に係る運動解析方法は、運動者の筋電位を検出する筋電位検出ステップと、前記運動者の肢先端の位置を複数の動作点位置で検出する運動検出ステップと、前記筋電位検出ステップで検出された前記筋電位及び前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算ステップとを備え、前記演算ステップは、検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出ステップと、前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出ステップで算出された筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出ステップと、前記筋拮抗比算出ステップで算出された筋拮抗比、前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出ステップで算出された筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出ステップとを備えたものである。

[0010] また、本発明に係る運動解析プログラムは、運動者の筋電位を検出する筋電位検出部、及び前記運動者の肢先端の位置を検出する運動検出部に対して、複数の動作点位置で運動者の筋電位及び肢先端の位置の検出を指示する測定指示手段、前記筋電位検出部で検出された前記筋電位及び前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において

前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算手段、として運動解析装置を機能させるもので、前記演算手段は、検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出手段と、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出手段と、前記筋拮抗比算出手段で算出された筋拮抗比、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出手段で算出された筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出手段と備えたものである。

[0011] これらの発明によれば、運動者の筋電位及び肢先端の位置が検出される。演算手段は、検出情報から、運動者の平衡点及び平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーとの２つの特徴量を算出する。２つの特徴量の算出は、筋骨格モデル、及び重力補償下の姿勢保持において運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件に基づいて行われる。そして、前記演算手段の筋シナジー算出手段によって筋シナジーベクトルが算出され、平衡点算出手段によって平衡点が算出される。これによって、従来手法でのＭＶＣの測定を不要にして、運動計測を簡便にし、かつ解析精度を向上させることができる。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、ＭＶＣ動作を不要にして運動計測を簡便にし、かつ解析精度を向上させることができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の運動解析装置の概要を示す構成図で、（Ａ）は運動解析装置の全体構成図、（Ｂ）は動作点位置の一例を示すチャートである。

[図2]上肢の筋骨格モデルである筋と座標系（動径Ｒ、偏角Φ）とを示す図である。

[図3]運動解析装置の一実施形態を示すブロック図である。

[図4]運動解析の手順の一実施形態を示すフローチャートである。

[図5]被験者（Ａ）～（Ｅ）による運動解析の実験結果を示す図である。

[図6]平衡点の変動性を示す推定結果の図で、（Ａ）は内側円周上の点の推定結果、（Ｂ）は中間円周上の点の推定結果を示している。

[図7]上肢を想定した筋骨格アームロボットの構成図である。

[図8]図７の筋骨格アームロボットよる運動制御を説明する図で、（Ａ）は動径方向を、（Ｂ）は偏角方向の運動制御を示している。

[図9]運動タスクの目標位置示す図で、黒点１～２５（２５点）は姿勢維持の目標位置、大サイズの数字０～８（９点）は周期的な到達運動の目標位置を表す。

[図10]周期的な到達運動における手先の実軌道（Ｅｔ）、及び手先位置と平衡点位置との偏差（Ｄｅ）を示す図である。

[図11]周期的な到達運動の様子を示す平面視の連続写真図で、（Ａ）は目標位置２の方向、（Ｂ）は目標位置５の方向に対するものである。

発明を実施するための形態

[0014] 本発明に係る運動解析方法は、中枢神経系からの運動指令を特徴量（筋シナジー、平衡点軌道）で推定する。本発明では、運動者１、ここでは人の身体運動は筋骨格構造の機械系（筋骨格モデル）として捉える。筋骨格モデルの情報は、好ましくは装置に予め記憶されている。運動者１の運動は、筋電位、及び例えば上肢の動作点（手先、終点）の位置として測定される。その結果、運動者１の情報として、筋骨格モデル、筋電位及び肢の位置が得られる。これらの情報を用いて特徴量が推定演算される。特徴量は、身体運動を筋骨格構造の機械系と捉えるとき、筋拮抗比、筋拮抗和の概念を用いて、動作点（手先、終点）の平衡点、及び平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーであり、解析的に求められる。平衡点は、動作点に対する中枢神経系からの位置指令を表している。筋シナジーは、本実施形態では、動径Ｒ方向及び偏角Φ方向（図２参照）の成分で記述される。

[0015] 図１（Ａ）において、運動者１（被験者）は、平面視で示すように、作業机２上に向かって椅子３に着席している。運動者１の面前となる作業机２上

には、動作点位置を示すチャート４が固定配置されている。チャート４は、例えばシート体で構成され、表面に後述するように複数の動作点位置４１（図１（Ｂ）参照）が所定の配列で表記されている。チャート４には、図１（Ｂ）に示すように、所定数、例えば２５点の動作点位置４１が表記されている。動作点位置４１の配置は、種々の態様が考えられるが、本実施例では、図１（Ｂ）に示すように、中心の「１」と、内側の円周上の「２」～「９」と、中間の円周上の「１０」から「１７」と、外側の円周上の「１８」から「２５」が動作点位置として配置されている。各円周の径は、例えば内側から５ｃｍ、１０ｃｍ、１５ｃｍである。

[0016] 運動者１の右前腕は、カート５（台車；cart）上に支持され、結束具５ａで固定されている。カート５によって、運動者の右前腕は作業机２上で重力の影響を取り除かれた状態で、スライド可能にされている。なお、重力の影響を取り除く手段として、カート５に代えて、例えば吊り下げ部材を利用する等、種々の態様が採用可能である。

[0017] 運動解析の対象部位となる被験筋は、本実施例では、水平面内の上肢運動で主要な役割を担う３対６筋（うち１対は二関節筋）である。被験筋と座標系の定義は、図２に示している。また、カート５は水平に延設する部位を有し、その先端部に立設した棒状体からなるグリップ部（図では見えていない）が設けられている。運動者１は、このグリップ部を右手で把持することで、手首の向きが固定される。

[0018] 本実施形態では、撮像手段であるカメラ６を配置したモーションキャプチャー等の光学トラッキングシステム（位置測定部３０、図３参照）を採用している。上方から観測可能な位置、本実施例では、運動者１の左肩、右肩、右肘の関節中心、及び前記したグリップ部の棒状体の頂部の計４箇所には、マーカ７が貼着乃至は装着されている。マーカ７は、特定色、例えば遠赤外光を発する部材、あるいは発光素子を採用してもよい。カメラ６は、各マーカ７をカメラ視野内で位置情報を表す輝点として撮像するものである。カメラ６は、好ましくはチャート４の真上又は運動者１の真上乃至は真上近傍か

ら下方を撮像する構成とすることが好ましい。運動者１の左肩、右肩の関節中心の各マーカ７及びカート５のグリップ部の棒状体頂部に取り付けられたマーカ７は、偏角Φ情報を計測するために使用される。カート５のグリップ部の棒状体頂部に取付けられたマーカ７は運動者１の右上肢の手先位置とされて、運動者１の右肩のマーカ７とによって、動径Ｒ情報を計測するために使用される。なお、カート５のグリップ部の棒状体は、下端側が作業机２上近くまで延設されて、チャート４上での視認による位置決めを容易にし、あるいは下向きに位置決め用のレーザポインタを設けた構造としてもよい。計測処理は、位置測定部３０で行われる。なお、他のカメラ６は、所望する多方向から運動者１の運動中の画像を撮影し、運動計測精度を向上させるためのものであり、必須ではない。

[0019] 運動者１の右上肢の皮膚上には、複数の電極８が貼着されている。複数の電極８は、図２に示す筋肉の表面側に貼着されて、対応する筋に発生する筋電位を検出する。図２において、ヒトの上肢モデルを模した３対６筋の筋骨格システムは、右肩（Shoulder）から右肘（Elbow）までの、三角筋後部ms,ext、三角筋前部ms,flx、上腕三頭筋長頭mse,ext、上腕二頭筋長頭mse,flx、上腕三頭筋外側頭me,ext、腕橈骨筋me,flxである。ここで、筋ms,extとms,flx、筋mse,extとmse,flx、筋me,extとme,flxとは拮抗筋対という。図中のＲ，Φは、右肩を原点とした極座標系における動径と偏角を示している。

[0020] 筋電位は、ＥＭＧ（筋活動を直接計測する筋電図：electromyography）計測で得られ、概念として、筋協調の最小単位と考える拮抗する筋同士の活動の比（筋拮抗比）と、拮抗する筋同士の活動の和（筋拮抗和）とを導入している。

[0021] 図１に戻って、運動解析装置は、各電極８の筋電位を検出する筋電位測定部２０、パーソナルコンピュータの制御部を構成する信号処理部１０～記憶部１４、及びモニタ１５２を備えている。

[0022] 次に、図３において、運動解析装置は、運動者１の筋電位を電極８を介し

て検出する筋電位測定部２０と、運動者１に取り付けたマーカ７を介して運動位置を検出する位置測定部３０と、それぞれの測定した情報に基づいて所定の信号処理を施すマイクロコンピュータ等で構成される信号処理部１０と、信号処理部１０における処理に関連する各部１１～１５を備える。

[0023] 筋電位測定部２０は、６個の電極８と、各電極８に生じる電気信号を検出する筋電位検出回路２１と、検出された電気信号に対して所定の前処理を施す前処理回路２２とを備える。体表で得られる筋電位信号は、レベルが数十μＶ～数百μＶ、周波数が５Hz～５００Hz程度の交流信号である。そこで、前処理回路２２は、筋電位を処理可能なレベル（数千倍）まで増幅するアンプ、筋電位の主要周波数帯の信号のみを通過させるバンドパスフィルタ、及び全波整流回路を備えている。また、前処理回路２２は、筋電位信号をデジタルで処理するべく、出力側にＡＤ変換部を備えている。

[0024] 位置測定部３０は、マーカ７を検出する例えば真上のカメラ６と、真上のカメラ６からの撮像信号から輝点を検出する前処理回路３１とを備え、検出された輝点の位置座標情報を計測する等の所定の前処理を施す。なお、位置測定部３０は、光学的な位置測定の他、磁気発生器と磁気センサとから構成される３次元上の位置と向きが検出可能な公知の測定器を採用してもよい。

[0025] 信号処理部１０は、ＣＰＵを有するマイクロコンピュータで構成されており、本発明に係る信号処理のための処理プログラムを記憶するＲＯＭ１１、処理途中のデータを一時的に記憶するＲＡＭ１２、所要の指示を行うためのテンキーやマウス等で構成される操作部１３、及び記憶部１４を備えている。記憶部１４は、各種の演算プログラム、人体筋骨格モデルのデータその他の所要のデータを記憶する。なお、人体筋骨格モデルのデータは、ＲＯＭ１１又はＲＡＭ１２内に格納される態様でもよい。

[0026] 信号処理部１０には表示部１５が接続されている。表示部１５は、表示処理部１５１とモニタ１５２とを備える。モニタ１５２は、ここでは操作部１３からの入力情報の確認や処理結果を表示すると共に、カメラ６による撮影映像を表示するものである。表示処理部１５１は、信号処理部１０での処理

結果とカメラ６からの映像とを対応付けてモニタ１５２に出力し、必要に応じて運動者１に提示している。

[0027] 信号処理部１０は、ＲＯＭ１１からＲＡＭ１２に読み出した処理プログラムを実行することによって、電極８の測定処理を周期的に実行する筋電位測定処理部１０１と、マーカ７の測定処理を周期的に実行する位置測定処理部１０２と、筋電位測定処理部１０１で得られた信号から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出部１０３と、位置測定処理部１０２及び筋拮抗比算出部１０３の出力と筋骨格モデルのデータとから筋シナジーを算出する筋シナジー算出部１０４と、位置測定処理部１０２、筋拮抗比算出部１０３及び筋シナジー算出部１０４の出力から平衡点を算出する平衡点算出部１０５として機能する。また、筋電位測定処理部１０１と位置測定処理部１０２とは、対応する情報を取得するべく、同期して計測動作を行う。以下、各機能処理の説明に関連して運動解析の方法について説明する。

[0028] 従来の解析手法では、動作点における動径方向と偏角方向の平衡点の位置を、$p_{EP}=(R_{EP}, \Phi_{EP})^{T}$としたとき、変位$\Delta p_{EP}$は、筋拮抗和から成る関数（筋シナジー）$S^{T}$と筋拮抗比偏差$\Delta r_{j}$，（ｊ＝ｓ，ｓｅ，ｅ）の線形結合として、式（１）のように表される（宇野かんな、奥貴紀、古場啓太郎、植村充典、平井宏明、宮崎文夫：水平面内におけるヒト上肢運動時のＥＭＧ信号を利用した筋シナジー、平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案、”日本ロボット学会誌、vol.32, no.7, pp. 603-614, 2014.）。

[0029] [数1]

【数１】

$$\begin{bmatrix}\Delta R_{EP}\\ \Delta\Phi_{EP}\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}C_R & 0\\ 0 & C_\Phi\end{bmatrix}S^{T}\underbrace{\begin{bmatrix}\Delta r_s\\ \Delta r_{se}\\ \Delta r_e\end{bmatrix}}_{(A)} \quad \cdots (1)$$

[0030] 但し、筋シナジーS^{T}は、$[S_{R,s}\ S_{R,se}\ S_{R,e}]$と$[S_{\Phi,s}\ S_{\Phi,se}\ S_{\Phi,e}]$の動径方向と偏角方向の筋シナジーベクトルからなり、筋拮抗和のバランス

、すなわち拮抗筋の共活性による関節剛性のバランスという物理的な量で定義されている。また、$[\Delta r_s \Delta r_{se} \Delta r_e]^T$は、各筋拮抗比$r_j$，（ｊ＝ｓ，ｓｅ，ｅ）の時間標本平均からの偏差であり、C_R，C_Φは、筋骨格系の特性（各筋の特性、リンク長、関節のモーメントアームの径）によって決まる定数である。なお、文中において、行列の添え字Ｔは、転置行列を示す。

[0031] これに対して、本発明に係る解析手法では、上記の式（１）の$[\Delta r_s \Delta r_{se} \Delta r_e]^T$を姿勢保持時の各拮抗筋対のＥＭＧ（筋電位）$m_{j.ext}$，$m_{j.flx}$、ＭＶＣ値$M_{j.ext}$，$M_{j.flx}$，（ｊ＝ｓ，ｓｅ，ｅ）を用いて、式（２）、式（３）、式（４）を利用して、式（５）を得る。

[0032] [数2]

【数２】

$$M_j' = \frac{M_{j,\mathrm{ext}}}{M_{j,\mathrm{flx}}} \qquad r_j' = \frac{m_{j,\mathrm{ext}}}{m_{j,\mathrm{flx}}} \qquad (j = s, se, e) \quad \cdots (2)$$

$$r_j = \frac{r_j'}{r_j' + M_j'} \quad \cdots (3)$$

$$r_i^2 \approx \frac{1}{M_j'} \cdot \frac{r_j'}{4} \quad \cdots (4)$$

$$r_i \approx \frac{1}{\sqrt{M_j'}} \cdot \frac{\sqrt{r_j'}}{2} \quad \cdots (5)$$

[0033] そして、式（５）を式（１）に代入すると、式（６）の関係が得られる。

[0034]

[数3]

【数３】

$$\begin{bmatrix}\Delta R_{EP}\\ \Delta \Phi_{EP}\end{bmatrix} \approx \underbrace{\begin{bmatrix}C_R & 0\\ 0 & C_\Phi\end{bmatrix} \boldsymbol{S}^T \overbrace{\begin{bmatrix}\frac{1}{\sqrt{M'_s}} & 0 & 0\\ 0 & \frac{1}{\sqrt{M'_{se}}} & 0\\ 0 & 0 & \frac{1}{\sqrt{M'_e}}\end{bmatrix}}^{(A)}}_{(B:未知変数)} \underbrace{\begin{bmatrix}\Delta\frac{\sqrt{r'_s}}{2}\\ \Delta\frac{\sqrt{r'_{se}}}{2}\\ \Delta\frac{\sqrt{r'_e}}{2}\end{bmatrix}}_{(C:計測可能変数)} \quad \cdots (6)$$

$$= \underbrace{\boldsymbol{S'^T}}_{(B:未知変数)} \begin{bmatrix}\Delta\frac{\sqrt{r'_s}}{2}\\ \Delta\frac{\sqrt{r'_{se}}}{2}\\ \Delta\frac{\sqrt{r'_e}}{2}\end{bmatrix} \quad \cdots (7)$$

[0035] ここで、式（１）は全て未知の変数で、その最終項（Ａ）は、式（６）の右辺の３項目と４項目に該当する。４項目は計測可能な変数である。従って、（Ｂ）項が未知変数として残り、この部分をまとめて、式（７）に示すように、Ｓ’^{T}とおく。

[0036] さらに、式（７）を、Ｓ’^{T}を求める式に置換すると、式（８）となる。なお、行列の添え字＃は、擬似逆行列を示す。

[0037]

[数4]

【数４】

$$S'^{T} \approx \begin{bmatrix} \Delta R_{EP} \\ \Delta \Phi_{EP} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \frac{\sqrt{r_s'}}{2} \\ \Delta \frac{\sqrt{r_{se}'}}{2} \\ \Delta \frac{\sqrt{r_e'}}{2} \end{bmatrix}^{\#} \quad \cdots (8)$$

姿勢保持時には、終点位置と平衡点位置とが一致する。

$$\begin{bmatrix} R_{EP} \\ \Phi_{EP} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R \\ \Phi \end{bmatrix} \quad \cdots (9)$$

$$S'^{T} \approx \begin{bmatrix} \Delta R \\ \Delta \Phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta \frac{\sqrt{r_s'}}{2} \\ \Delta \frac{\sqrt{r_{se}'}}{2} \\ \Delta \frac{\sqrt{r_e'}}{2} \end{bmatrix}^{\#} \quad \cdots (10)$$

[0038] ここで、水平面内の姿勢保持時（静止時）には、手先の終点位置と平衡点位置とが一致するという物理的拘束条件に従って、式（９）が成立するから、この関係を式（８）に適用すると、式（１０）が得られる。

[0039] 本発明に係る解析手法では、筋電位測定部２０と位置測定部３０とによる計測は、チャート４上の所定位置で運動者１が手先を静止させている状態で行う。計測に際して、運動者１は動作点に、チャート４上の、例えば動作点「１」から順番に動作点「２５」まで手先を移動する。ある動作点に移動したら、その動作点で静止し、その間に、信号処理部１０からの計測指令を受ける等して筋電位測定部２０と位置測定部３０とによる計測が行われる。その動作点での計測が終了すると、次の動作点に向けて手先を移動し、同様に静止して測定を行う。以下、最終の動作点「２５」まで同様な動作が繰り返される。

[0040] 式（１１）は、動作点が１～ｎ（本実施例では、２５点）に拡張された場合の式で、式（１２）は式（１０）を拡張したものである。

[0041] [数5]

【数５】

n点における終点位置と筋電情報を用いて

$$\begin{bmatrix}\Delta R_1 & \cdots & \Delta R_n \\ \Delta \Phi_1 & \cdots & \Delta \Phi_n\end{bmatrix} \approx S'^{T} \begin{bmatrix} \Delta(\frac{\sqrt{r'_{s,1}}}{2}) & \cdots & \Delta(\frac{\sqrt{r'_{s,n}}}{2}) \\ \Delta(\frac{\sqrt{r'_{se,1}}}{2}) & \cdots & \Delta(\frac{\sqrt{r'_{se,n}}}{2}) \\ \Delta(\frac{\sqrt{r'_{e,1}}}{2}) & \cdots & \Delta(\frac{\sqrt{r'_{e,n}}}{2}) \end{bmatrix} \quad \cdots (11)$$

$$S'^{T} \approx \begin{bmatrix}\Delta R_1 & \cdots & \Delta R_n \\ \Delta \Phi_1 & \cdots & \Delta \Phi_n\end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Delta(\frac{\sqrt{r'_{s,1}}}{2}) & \cdots & \Delta(\frac{\sqrt{r'_{s,n}}}{2}) \\ \Delta(\frac{\sqrt{r'_{se,1}}}{2}) & \cdots & \Delta(\frac{\sqrt{r'_{se,n}}}{2}) \\ \Delta(\frac{\sqrt{r'_{e,1}}}{2}) & \cdots & \Delta(\frac{\sqrt{r'_{e,n}}}{2}) \end{bmatrix}^{\#} \quad \cdots (12)$$

[0042] Δは、それぞれの時間標本平均からの変位である。説明上、詳細は省略するが、幾らかの代数計算を経て、筋シナジーは、式（１３）、式（１４）で示すように表現することができる。そして、Ｓ’ＴＴが分かれば、Ａ値及びＢ値が分かり、それによって、筋シナジーＳＴが求まることになる。このように、前記拘束条件を適用することで、式（７）の（Ｂ）項である未知変数の部分を統計的に推定することで、尤もらしいし筋シナジーを導出することができる。

[0043]

[数6]

【数６】

$$S^T = \frac{1}{A+B+AB}\begin{bmatrix} -A & A & B+AB \\ \frac{A}{2}+AB & \frac{A}{2}+B & -\frac{B}{2}+\frac{AB}{2} \end{bmatrix} \quad \cdots (13)$$

$$\left.\begin{aligned} A &= \frac{-\frac{S'_{\Phi,s}}{S'_{R,s}}+\frac{S'_{\Phi,e}}{S'_{R,e}}}{\frac{S'_{\Phi,se}}{S'_{R,se}}-\frac{S'_{\Phi,e}}{S'_{R,e}}} \\ B &= \frac{-\left(\frac{S'_{\Phi,s}}{S'_{R,s}}+\frac{S'_{\Phi,se}}{S'_{R,se}}\right)\left(\frac{S'_{\Phi,s}}{S'_{R,s}}-\frac{S'_{\Phi,e}}{S'_{R,e}}\right)}{2\left(\frac{S'_{\Phi,s}}{S'_{R,s}}-\frac{S'_{\Phi,se}}{S'_{R,se}}\right)\frac{S'_{\Phi,e}}{S'_{R,e}}} \end{aligned}\right\} \quad \cdots (14)$$

[0044] ここで、式（１３）には、M’$_j$，（ｊ＝ｓ，ｓｅ，ｅ）が含まれていないことが認められる。すなわち、本手法は、徒手検査法等（ H.Hislop, J. Montgomery、”新・徒手筋力検査法”原著第８版、協同医書出版社, 2008.）を用いて予めＭＶＣ値を取得する必要がない。しかも、統計解析より運動者固有の筋力バランスを考慮した筋シナジーを推定する点において利点を有している。

[0045] このように、本手法は、ＭＶＣ測定とは異なり、比較的大きな筋力を必要としない姿勢保持時の筋電位を利用するものあり、かつ、かかる姿勢保持における終点位置と平衡点位置との普遍な物理的関係性（前記拘束条件）を利用することから、従来の課題を克服している。従って、本手法による解析装置は実用性の高いものとなる。特にＭＶＣの計測を不要とすることは、作業の簡易化、推定精度の向上、被験者の負担軽減に貢献する。

[0046] なお、図３に示す駆動ロボット５０は、例えば、機構体の所要部位を運動させるための複数のアクチュエータを有するもので、電気信号に応じて空圧を調整し、空気圧ゴムチューブを伸張、収縮可能にするMcKibben型人工筋肉

等で構成されており、前記特徴量に応じた信号が受信（移植）されて、動作を行う。アクチュエータは、McKibben型人工筋肉に限定されず、電気信号で、あるいは電気信号を変換した別の力によって機械的運動に変える電気機械変換素子、例えば電磁ソレノイド、圧電素子、モータ等であってもよい。制御対象が、人工筋アームを備えた筋骨格ロボット、例えば上肢筋骨格ロボットである場合、人体の場合と同様に目標手先運動を実現する人工筋活動コマンドを生成するメカニズムが必要となる。

[0047] 図４は、運動解析処理の手順を示すフローチャートである。まず、動作点の番号を表す変数ｉがｉ＝０にセットされ（ステップＳ１）、次いで、変数ｉが１だけインクリメントされて（ステップＳ３）、最初の動作点に対して筋電位測定部２０、位置測定部３０から筋電位の検出信号、運動位置の信号が取り込まれ（ステップＳ５）、これらの信号から筋電位の測定処理、運動位置等の測定処理が実行される（ステップＳ７）。

[0048] 続いて、変数ｉ＞２５、すなわち全ての動作点（例えば２５点）について、計測処理が終了したか否かが判断される（ステップＳ９）。計測処理が終了していない場合、ステップＳ３に戻って次の動作点に手先が移動され、静止が確認された状態で、例えばマニュアルによる計測指示がなされて計測が実行される。一方、計測処理が終了した場合、全ての動作点で測定された筋電位信号から拮抗筋毎の筋拮抗比が算出される（ステップＳ１１）。

[0049] 続いて、筋拮抗比及び運動位置の情報と筋骨格モデルのデータとを用いて、筋シナジー算出部１０４より特徴量の１つである筋シナジーが算出される（ステップＳ１３）。さらに、筋拮抗比、運動位置及び筋シナジーの情報に基づいて、平衡点算出部１０５より特徴量の他の１つである平衡点が算出される（ステップＳ１５）。これら算出された２つの特徴量は、表示処理部１５１に出力されて（ステップＳ１７）、モニタ１５２に表示される。

[0050] 次に、効果確認のための実験Ｉについて説明する。

[0051] （１）実験Ｉ

実験設備は、図１に示す装置を用いる。５人（Ａ～Ｅ）の被験者のそれぞ

れに、図１の装置を用いてチャート４の２５点に対して、１番から２５番まで順番に手先を移動させ、静止するように指示した。静止中に筋電位測定部２０及び位置測定部３０を動作させて、各筋のＥＭＧと手先位置とを計測した。各所定位置で姿勢保持した静止時における筋電位測定部２０及び位置測定部３０の計測は、例えば１００Ｈｚで、１０秒で行った。

[0052] （２）結果

図５（Ａ）～図５（Ｅ）は、上半部（ａ）に各被験者の運動に対する筋シナジーを示し、下半部（ｂ）に各動作点（１～２５点）における終点位置と対応する平衡点の位置とを示している。筋シナジーは、左側に動径Ｒ方向成分を、右側に偏角φ方向成分を示すと共に、それぞれについて、肩（Shoulder）、肩及び肘（Shoulder & Elbow）、肘（Elbow）の各成分を示している。

[0053] 平衡点の位置は、筋シナジーと筋拮抗比とを用いて算出した。図５（Ａ）～図５（Ｅ）より、今回推定された筋シナジーベクトルは、従来手法によって推定された筋シナジーベクトル（（宇野かんな、奥貴紀、古場啓太郎、植村充典、平井宏明、宮崎文夫：水平面内におけるヒト上肢運動時のＥＭＧ信号を利用した筋シナジー、平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案、”日本ロボット学会誌、vol.32, no.7, pp. 603-614, 2014.））と同符号であるが、そのバランスが異なっていた。図５（Ａ）～図５（Ｅ）より、終点位置と平衡点位置とが概ね近い場所にあることが確認できた。なお、平衡点位置は、例えば図６に示すように平衡点の変動性（振れ）を考慮して、複数回計測された計測値の平均値として算出されている。

[0054] （３）考察

推定された筋シナジーベクトルは、被験者固有の筋力バランスを考慮して推定できているため、筋がすべて等価としていた従来手法とは異なるバランスになったと考えられる。

[0055] また、推定される筋シナジーは、無理な仮定を置くことなく、統計的なデータ解析から運動を説明する尤もらしい値として算出される。本結果は、（１）冗長筋群を制御するヒトの運動理解、（２）リハビリテーションを目的

とした運動の診断、（３）ヒトの筋骨格構造を模したロボットの運動制御の発展に貢献するものと考えられる。

[0056] さらに、表１に示すように、本解析法で抽出された被験者Ａ～Ｅの各筋シナジーベクトルは、５名の被験者間でそれぞれ高い一致を示した（動径Ｒ方向について内積０．９９６±０．００５、偏角φ方向について内積０．９８７±０．０１７）。

[0057] [表1]

【表１】

TABLE I

ELEMENT VALUES OF SYNERGY VECTORS

	$S_R^T = [S_{R,s}\ S_{R,se}\ S_{R,e}]$			$S_\phi^T = [S_{\phi,s}\ S_{\phi,se}\ S_{\phi,e}]$		
Subject	Shoulder	Shoulder and elbow	Elbow	Shoulder	Shoulder and elbow	Elbow
A	-0.707	0.707	0.020	0.595	0.798	-0.102
B	-0.703	0.703	-0.114	0.397	0.885	-0.244
C	-0.700	0.700	-0.142	0.561	0.818	-0.129
D	-0.707	0.707	0.032	0.603	0.792	-0.094
E	-0.707	0.707	-0.034	0.384	0.888	-0.252
mean	-0.705(±0.003)	0.705(±0.003)	-0.048(±0.078)	0.508(±0.109)	0.836(±0.047)	-0.164(±0.078)

TABLE II

INNER-PRODUCT VALUES BETWEEN SYNERGY VECTORS

	S_R^T	S_ϕ^T
Inter-individual variations	0.996 (±0.005)	0.987 (±0.017)

[0058] これにより、この筋シナジー抽出法には被験者間の個人差がほとんど反映されないと考えられ、換言すれば一般性が高いことがわかった。

[0059] また、図６は、平衡点の変動性（振れ）を示す図で、複数の動作点位置を例示している。図６（Ａ）は、内側円周上の動作点位置３，５，７，９に対応する平衡点の変動（図中、ＥＰ（３），ＥＰ（５），ＥＰ（７），ＥＰ（

９）で示す。）についてのものであり、図６（Ｂ）は、中間円周上の動作点位置１１，１３，１５，１７に対応する平衡点の変動（図中、ＥＰ（１１），ＥＰ（１３），ＥＰ（１５），ＥＰ（１７）で示す。）についてのものである。

[0060] 動作点に対する平衡点は、所望の運動を実現するための中枢神経系由来の運動指令を反映した生体信号であって、変動性を有している。この変動性は、運動指令に関する特徴量の変化傾向として捉えることができる。変動性は、平衡点のばらつきの大小として現れ、例えば患者の症状、治癒（リハビリテーション含む）状況に関連するものと考えられ、変動性、またその時間方向の変化を観察することで、治療に適用することが可能となる。

[0061] 平衡点算出部１０５は、動作点毎の複数の計測情報における平衡点を算出し、表示処理部１５１を介して、図６に示すようにモニタ１５２に表示するようにしてもよい。

[0062] 次に、ヒト上肢モデルを模した３対６筋の筋骨格アームロボットを用いて、推定した筋シナジーベクトルの妥当性を検証した。なお、筋骨格アームロボット５０１として、例えば図３に示す駆動ロボット５０を適用した。より詳細には、筋骨格アームロボット５０１は、図７に示すように、固定部と肩（Shoulder）との間に筋$m_{s,ext}$と$m_{s,flx}$が、肩と肘（Elbow）との間に筋$m_{se,ext}$と$m_{se,flx}$が、肘と手先（EndPoint）との間に筋$m_{e,ext}$と$m_{e,flx}$が設けられた構造を有する。

[0063] なお、より詳細な構成は、以下の通り、

モーメントアーム：すべて48[mm]

アームの長さ：すべて264[mm]

全体の質量：1.7[kg]

人工筋：すべてMcKibben型空気圧式人工筋（神田通信工業製のタイプ1.0[inch]）

空気圧制御装置：フェスト社（株）の空気圧サーボシステム

エアコンプレッサー：JUN-AIR, JUNAIR12-25

DAボード：PCI-3346A,PCI3522A（インターフェイス（株））

空気圧の制御には空気圧制御装置を用いた。この空気圧制御装置は入力する電圧に応じて空気圧をコントロールするサーボ電磁弁を搭載しており、供給圧力を制御するためにコンピュータからの指令電圧をDAボードを介して空気圧制御装置へ送った。また、圧縮空気の供給にはエアコンプレッサーを使用した。

[0064] 筋骨格アームロボット５０１に筋シナジーS^Tの動径Ｒ成分[$S_{R,s}$ $S_{R,se}$ $S_{R,e}$]と偏角Φ成分 [$S_{\Phi,s}$ $S_{\Phi,se}$ $S_{\Phi,e}$]の移植を行い、動径・偏角方向の筋シナジー活性係数をそれぞれ制御した際の、手先の変位を計測した。

[0065] 図８（Ａ）、（Ｂ）は、動径方向と偏角方向の筋シナジー活性係数をそれぞれ制御した際の結果を示している。各方向の筋シナジー活性係数を個別に制御することで、筋骨格アームロボット５０１を選択した方向へほぼ線形に制御することができた。

[0066] なお、図８（Ａ）の、動径方向の筋シナジーベクトル[$S_{R,s}$ $S_{R,se}$ $S_{R,e}$]制御において、（１）は、筋シナジー活性係数W_Φ＝－０．２の場合、（２）は、筋シナジー活性係数W_Φ＝０の場合、（３）は、筋シナジー活性係数W_Φ＝０．２の場合である。W_Rを線形に制御し、その間、W_Φは一定とした。また、図８（Ｂ）の、偏角方向の筋シナジーベクトル[$S_{\Phi,s}$ $S_{\Phi,se}$ $S_{\Phi,e}$]制御について、（１）は、筋シナジー活性係数W_R＝－０．２の場合、（２）は、筋シナジー活性係数W_R＝０の場合、（３）は、筋シナジー活性係数W_R＝０．２の場合である。W_Φを線形に制御し、その間、W_Rは一定とした。従って、図８（Ａ）（Ｂ）の結果は本手法の妥当性を示しており、推定した筋シナジーベクトルが、動径・偏角方向に対して確かに機能していることが分かる。なお、図８（Ａ）（Ｂ）の左端の各図は、筋シナジー活性係数W_Φ、筋シナジー活性係数W_Rがある値を採ったときの、動作点（手先、終点）の移動（３点）状況の一例を示したものである。

[0067] 上記において、筋シナジー活性係数W_RとW_Φとは、式（１５）で求められる。なお、平衡点R_{EP}とΦ_{EP}は、式（１６）より筋シナジー活性係数W_RとW

$_{\Phi}$とを用いて推定される。ここで、K_RとK_Φはゲイン係数であり、R_0とΦ_0は時間標本平均としての初期位置である。

[0068] [数7]

【数７】

$$\begin{bmatrix} w_R \\ w_\Phi \end{bmatrix} = \boldsymbol{S}'^{T} \begin{bmatrix} \Delta(\frac{\sqrt{r_s'}}{2}) \\ \Delta(\frac{\sqrt{r_{se}'}}{2}) \\ \Delta(\frac{\sqrt{r_e'}}{2}) \end{bmatrix} \quad \cdots (15)$$

[0069] [数8]

【数８】

$$\left.\begin{aligned} R_{EP} &= k_R w_R + R_0 \\ \Phi_{EP} &= k_\Phi w_\Phi + \Phi_0 \end{aligned}\right\} \quad \cdots (16)$$

[0070] ところで、先に説明した実験Ｉは、静止時の平衡点推定の効果確認に対するものであったが、次に、運動時の平衡点推定の効果の有無を確認する実験ＩＩについて説明する。

[0071] （１）実験ＩＩ

実験設備は、図１に示す装置を用いた。５人（Ａ～Ｅ）の被験者のそれぞれに、図１の装置を用いて行った。使用するチャートは、本実施形態では、図９に示すチャート４０とした。このチャート４０は、図１（Ｂ）のチャート４の中心位置と最外周の目標位置とに大サイズの数字０～８が併記されたものを用いた。

[0072] （２）手順

運動態様としては、一般的な、周期的な到達運動を採用した。実験ＩＩは、チャート４０の大サイズの数字０で示す中心位置０と各数字１～８で示す目標位置１～８との間での到達運動（往復運動）とした。すなわち、被験者

は、中心位置０と各目標位置１～８と間での連続的な到達運動を行った。詳細には、到達運動は、まず、中心位置０と目標位置１との間で往復運動し、かかる動作を中心位置０と目標位置２，３，…，８との間で順番に変更しながら連続的に行った。往動、復動は、一般的な速度で、例えばメトロノーム（６０もしくは８０ｂｍｐ）に合わせて行った。

[0073] （３）アルゴリズム

姿勢保持の実験Ｉで、中心の動作点位置１及び動作点位置１８～２５（実験ＩＩにおける中心位置０及び目標位置１～８と一致する位置）での筋シナジーＳ’^{T}を推定し、次いで、姿勢保持の場合と運動中の場合とで筋シナジーが変わらないことを利用して、平衡点算出部１０５によって、姿勢保持の実験Ｉより推定された筋シナジーＳ’^{T}と、実験ＩＩの到達運動中から得られる筋拮抗比ｒ$_{j}$’とを用いて、式（１５）及び式（１６）より、運動時の平衡点を推定した。基本的には、姿勢保持の場合と同じあり、使用される筋拮抗比ｒ$_{j}$’が姿勢保持時の筋拮抗比から、到達運動時の筋拮抗比に置換された点で相違する。

[0074] （３）結果

図１０は、周期的な到達運動における、中心位置０と各目標位置１～８との間の往復での実軌道Ｅｔと、到達運動中に周期的に得た平衡点軌道Ｄｅとを示したものである。実軌道Ｅｔは手先の実軌道を表し、矢印で示す平衡点軌道Ｄｅは手先の平衡点位置の手先位置からの偏差を表している。図１１は、ある被験者１の周期的な到達運動途中における、平面視の連続写真を示すもので、（Ａ）は中心位置０と目標位置２との間の１往復の運動中、（Ｂ）は中心位置０と目標位置５との間の１往復分の運動中における、例えば０．４ミリ秒間隔でのコマ写真である。図中、点ｈｐは被験者１の手先位置を、点ｅｐは平衡点位置を示している。なお、平衡点位置ｅｐは手先位置ｈｐに先行し、手先の動的影響を補償するように運動計画されていることが確認された。また、図１０、図１１の特徴は、他の被験者についても同様に得られた。

[0075] （４）考察

周期的な到達運動中、平衡点軌道は、運動の動的影響を受ける手先実軌道Ｅｔが直線性を満たすように歪められていた。これは、図１０において平衡点位置を示す矢印Ｄｅが概ね目標方向を指し示すものの、正確にはその方向が運動相（例えば、中心位置０からいずれかの目標位置への到達運動中における初期、中期、後期の相をいう）毎にわずかに逸れていることから確認できる。本結果は、運動中に動的影響を受ける実軌道Ｅｔが、直線的になるなどの所望の条件を満足するように、予め平衡点軌道Ｄｅが計画されており、実軌道Ｅｔに先行して運動することを示している。換言すれば、人の運動制御において、中枢神経系は動的環境の内部モデルを形成し、運動計画を行っていることを示唆している。本発明によれば、内部処理（筋シナジー、平衡点軌道）を可視化することが可能になる。例えば、先行研究（非特許文献１）で脳卒中患者の回復過程における筋シナジー、平衡点軌道の変化を示しているが、本発明では、ＭＶＣ値を計測することなく、簡便に、同等の解析が可能になり、臨床での運動診断や治療に有益となる。

[0076] なお、本実施形態及び実験Ｉ，ＩＩでは、動作点位置等の個数、配置を図１（Ｂ）、図９のように示したが、これに限定されず、種々の個数、配置が採用可能である。例えば、所望の肢の運動範囲を偏りなくカバーする十分な個数があればランダムな配置でもよい。

[0077] また、前記実施形態等では、上肢を机上で運動させる態様で説明したが、運動部位は、上肢の他、下肢でもよく、また上肢と下肢との双方を連動させた全身運動を含む広範な運動にも適用可能である。すなわち、本解析方法及び装置は、重力補償下の姿勢保持における動作点と同動作点における平衡点とが一致する条件に基づき、より広範な運動に対し、さらに運動状態に対して中枢神経系が選択する運動戦略（運動学習度や個人差に依存）を明確な基準の下、客観的かつ定量的に使用者へ提示し、運動学習支援のための具体的な手段を提供し得る。動作例としては、用途に応じて種々想定され得るが、各種スポーツの動きや技の学習、また、スポーツ以外の動きや立ち振る舞い

の習得等にも適用可能である。すなわち、目標課題に対する効果的な運動訓練法や運動介入法の確立へ向けた運動学習支援方法、装置への適用では、例えば、予め模範者の運動時に特徴量を取得しておき、これを参考にして練習者は自己の特徴量を模範者に近づけるよう練習する練習支援である。あるいは、自己の特徴量の練習毎の変化を観察しながら練習する練習支援である。

[0078] また、前述の運動解析方法及び装置は、健常者や例えば脳疾患患者の運動生成機序や運動学習機序の解明へ向けた運動制御の評価方法、装置にも適用可能である。中枢神経系の運動指令に基づき推定される上記２つの特徴量から運動技能を診断評価し、附加的フィードバックを介して運動学習の促進を図る態様は、スポーツ分野及びリハビリテーション分野において有効的である。このように、本解析方法により得られた２つの特徴量は、運動制御評価、運動学習支援に効果的に利用され得る。

[0079] また、ヒトと物理的な相互作用を伴う機械、道具及び環境の設計と評価を目的としたインタフェース評価装置にも適用可能である。

[0080] 以上説明したように、本発明に係る運動解析装置は、運動者の筋電位を検出する筋電位検出部と、前記運動者の肢先端の位置を複数の動作点位置で検出する運動検出部と、前記筋電位検出部で検出された前記筋電位及び前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算手段とを備え、前記演算手段は、検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出手段と、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出手段と、前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出手段で算出された前記筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出手段とを備えることが好ましい。

[0081] また、本発明に係る運動解析方法は、運動者の筋電位を検出する筋電位検

出ステップと、前記運動者の肢先端の位置を複数の動作点位置で検出する運動検出ステップと、前記筋電位検出ステップで検出された前記筋電位及び前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算ステップとを備え、前記演算ステップは、検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出ステップと、前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出ステップで算出された筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出ステップと、前記筋拮抗比算出ステップで算出された筋拮抗比、前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出ステップで算出された筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出ステップとを備えることが好ましい。

[0082] また、本発明に係る運動解析プログラムは、運動者の筋電位を検出する筋電位検出部、及び前記運動者の肢先端の位置を検出する運動検出部に対して、複数の動作点位置で運動者の筋電位及び肢先端の位置の検出を指示する測定指示手段、前記筋電位検出部で検出された前記筋電位及び前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算手段、として運動解析装置を機能させるもので、前記演算手段は、検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出手段と、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出手段と、前記筋拮抗比算出手段で算出された筋拮抗比、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出手段で算出された筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出手段と備えることが好ましい。

[0083] これらの発明によれば、従来手法でのＭＶＣの測定を不要にして、運動計測を簡便にし、かつ解析精度を向上させることが可能となる。

[0084] また、前記筋電位検出部及び前記運動検出部は、予め定めた複数の動作点位置で、前記運動者の筋電位及び肢先端の位置を検出することが好ましい。この構成によれば、複数の位置での測定情報を利用することで統計的推定を経て特徴量の算出精度は向上する。

[0085] また、前記筋電位検出部及び前記運動検出部は、前記運動者の筋電位及び肢先端の位置を前記姿勢保持の間に周期的に検出するものであり、前記演算手段は、検出毎の平衡点を算出することが好ましい。この構成によれば、肢先端の位置における平衡点の変動性の情報を得ることができ、例えばリハビリテーションの治療や治療状況の判断に活用することが可能となる。

[0086] また、前記筋電位検出部及び前記運動検出部は、前記運動者の肢先端の位置が前記複数の動作点位置のうちの１つの動作点位置と他の１つの動作点位置との間で運動を行う運動中に、前記運動者の筋電位及び肢先端の位置を周期的に検出し、前記筋拮抗比算出手段は、前記運動中に周期的に検出された前記筋電位から筋拮抗比の算出を行い、前記平衡点算出手段は、前記筋シナジー算出手段で算出された前記筋シナジー、前記肢先端の位置及び前記運動中に得られた筋拮抗比から、動作中における平衡点を算出するものであることが好ましい。この構成によれば、所定の複数の位置で静止した状態で得た筋シナジーと、運動者の肢先端の位置が複数の位置の間を運動する運動中に得られる筋拮抗比とを利用して、運動中における平衡点を得ることが可能となり、汎用性が向上する。

[0087] また、本発明は、前記運動者の肢は上肢であり、前記筋拮抗モデルは、肩から肘までの上肢モデルを模した３対６筋の筋骨格システムであることが好ましい。この構成によれば、上肢運動を実現する中枢神経系からの運動指令の状況を数値によって認識することができる。

符号の説明

[0088] ６　カメラ

８　電極

１０　信号処理部（測定指示手段）

２０　筋電位測定部（筋電位検出部）

３０　位置測定部（運動検出部）

１０１　筋電位測定処理部（筋電位検出部）

１０２　位置測定処理部（運動検出部）

１０３　筋拮抗比算出部（演算手段）

１０４　筋シナジー算出部（演算手段）

１０５　平衡点算出部（演算手段）

請求の範囲

[請求項1] 運動者の筋電位を検出する筋電位検出部と、

前記運動者の肢先端の位置を複数の動作点位置で検出する運動検出部と、

前記筋電位検出部で検出された前記筋電位及び前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算手段とを備え、

前記演算手段は、

検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出手段と、

前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出手段と、

前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出手段で算出された前記筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出手段とを備えた運動解析装置。

[請求項2] 前記筋電位検出部及び前記運動検出部は、予め定めた複数の動作点位置で、前記運動者の筋電位及び肢先端の位置を検出することを特徴とする請求項１に記載の運動解析装置。

[請求項3] 前記筋電位検出部及び前記運動検出部は、前記運動者の筋電位及び肢先端の位置を前記姿勢保持の間に周期的に検出するものであり、前記演算手段は、検出毎の平衡点を算出することを特徴とする請求項１又は２に記載の運動解析装置。

[請求項4] 前記筋電位検出部及び前記運動検出部は、前記運動者の肢先端の位置が前記複数の動作点位置のうちの１つの動作点位置と他の１つの動

作点位置との間で運動を行う運動中に、前記運動者の筋電位及び肢先端の位置を周期的に検出し、

前記筋拮抗比算出手段は、前記運動中に周期的に検出された前記筋電位から筋拮抗比の算出を行い、

前記平衡点算出手段は、前記筋シナジー算出手段で算出された前記筋シナジー、前記肢先端の位置及び前記運動中に得られた筋拮抗比から、動作中における平衡点を算出する請求項１～３のいずれかに記載の運動解析装置。

[請求項5] 前記運動者の肢は上肢であり、前記筋骨格モデルは、肩から肘までの上肢モデルを模した３対６筋の筋骨格システムであることを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の運動解析装置。

[請求項6] 運動者の筋電位を検出する筋電位検出ステップと、

前記運動者の肢先端の位置を複数の動作点位置で検出する運動検出ステップと、

前記筋電位検出ステップで検出された前記筋電位及び前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算ステップとを備え、

前記演算ステップは、

検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出ステップと、

前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出ステップで算出された筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出ステップと、

前記筋拮抗比算出ステップで算出された筋拮抗比、前記運動検出ステップで検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出ステッ

プで算出された筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出ステップとを備えた運動解析方法。

[請求項7] 運動者の筋電位を検出する筋電位検出部、及び前記運動者の肢先端の位置を検出する運動検出部に対して、複数の動作点位置で運動者の筋電位及び肢先端の位置の検出を指示する測定指示手段、

前記筋電位検出部で検出された前記筋電位及び前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置から、前記運動者の平衡点及び前記平衡点を記述する基底ベクトルである筋シナジーを、重力補償下の姿勢保持において前記運動者の肢先端の位置と前記平衡点位置とが一致する拘束条件及び筋骨格モデルに基づいて算出する演算手段、として運動解析装置を機能させるもので、

前記演算手段は、

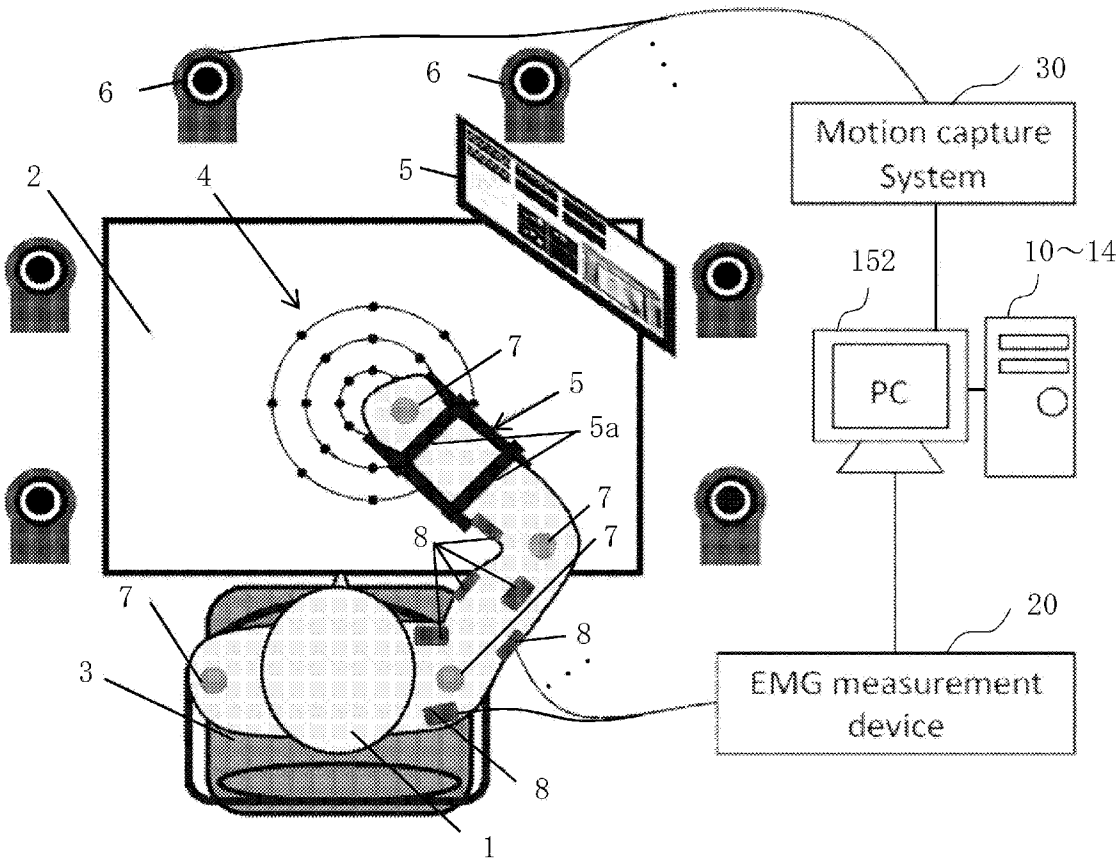
検出された前記筋電位から筋拮抗比を算出する筋拮抗比算出手段と、

前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋拮抗比算出手段で算出された前記筋拮抗比から筋シナジーを算出する筋シナジー算出手段と、

前記筋拮抗比算出手段で算出された筋拮抗比、前記運動検出部で検出された前記肢先端の位置及び前記筋シナジー算出手段で算出された筋シナジーから前記平衡点を算出する平衡点算出手段と備えた運動解析プログラム。

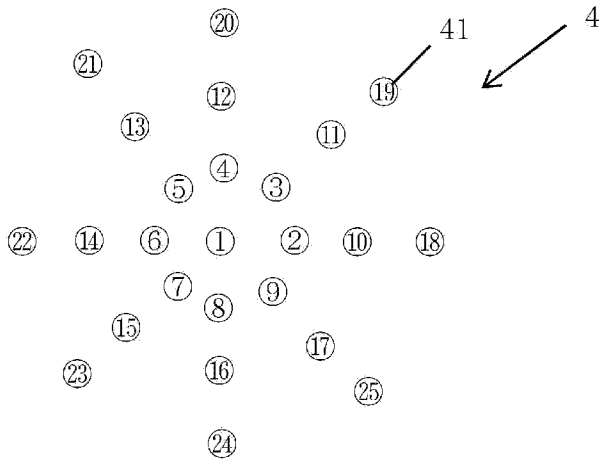
[図1]

(A)

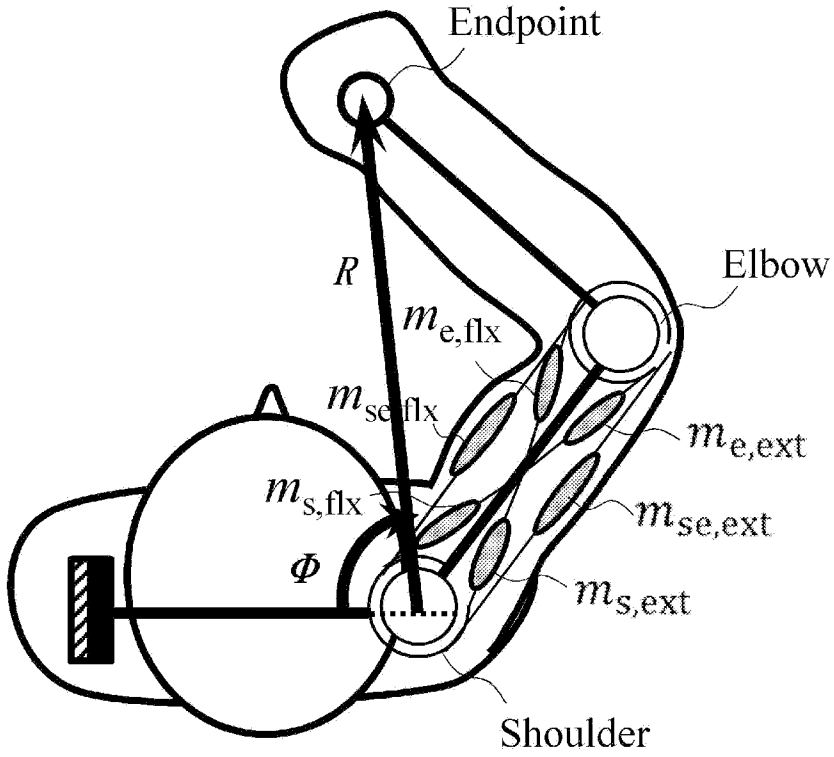


Schematic of system configuration

(B)

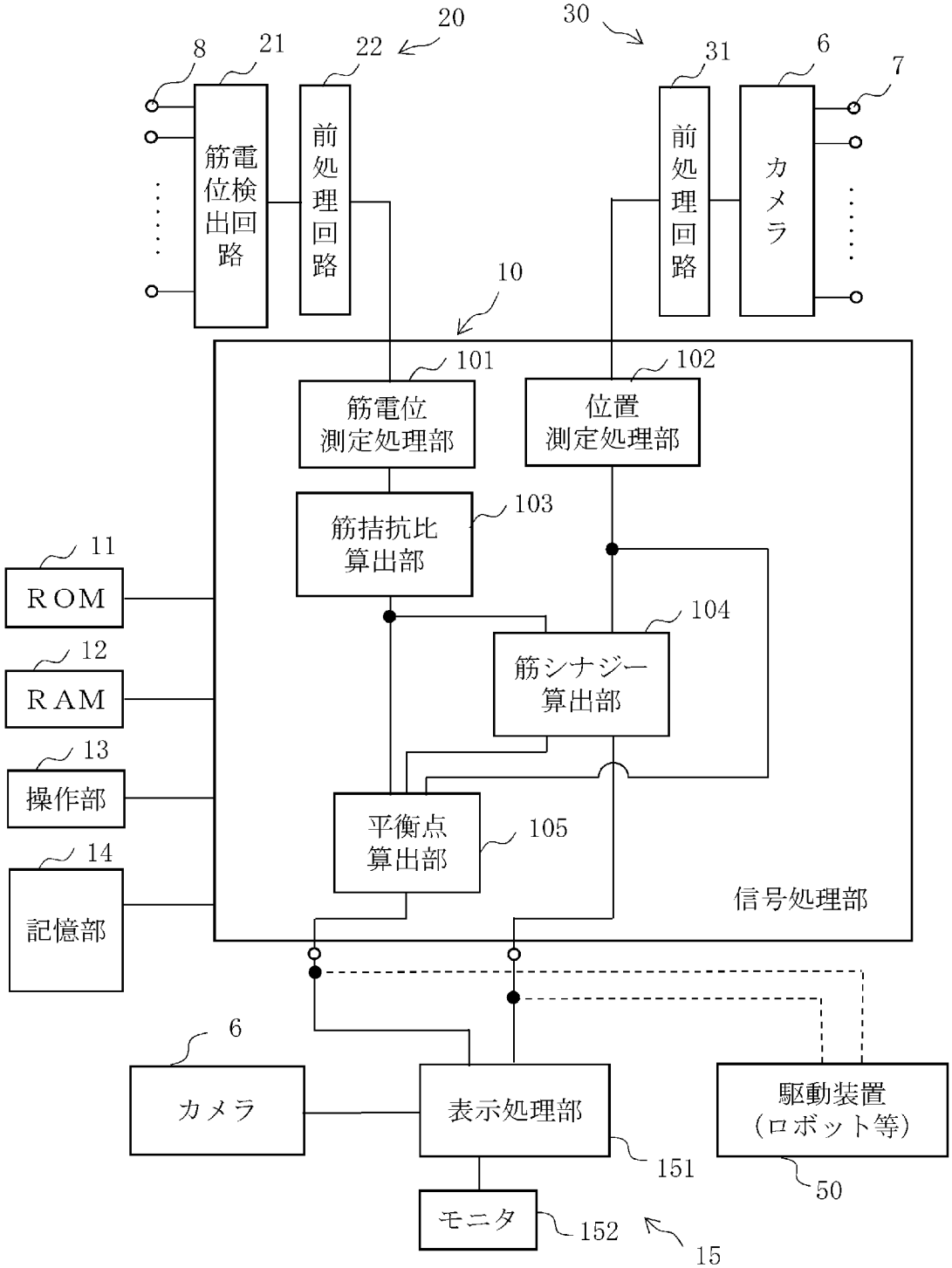


[図2]

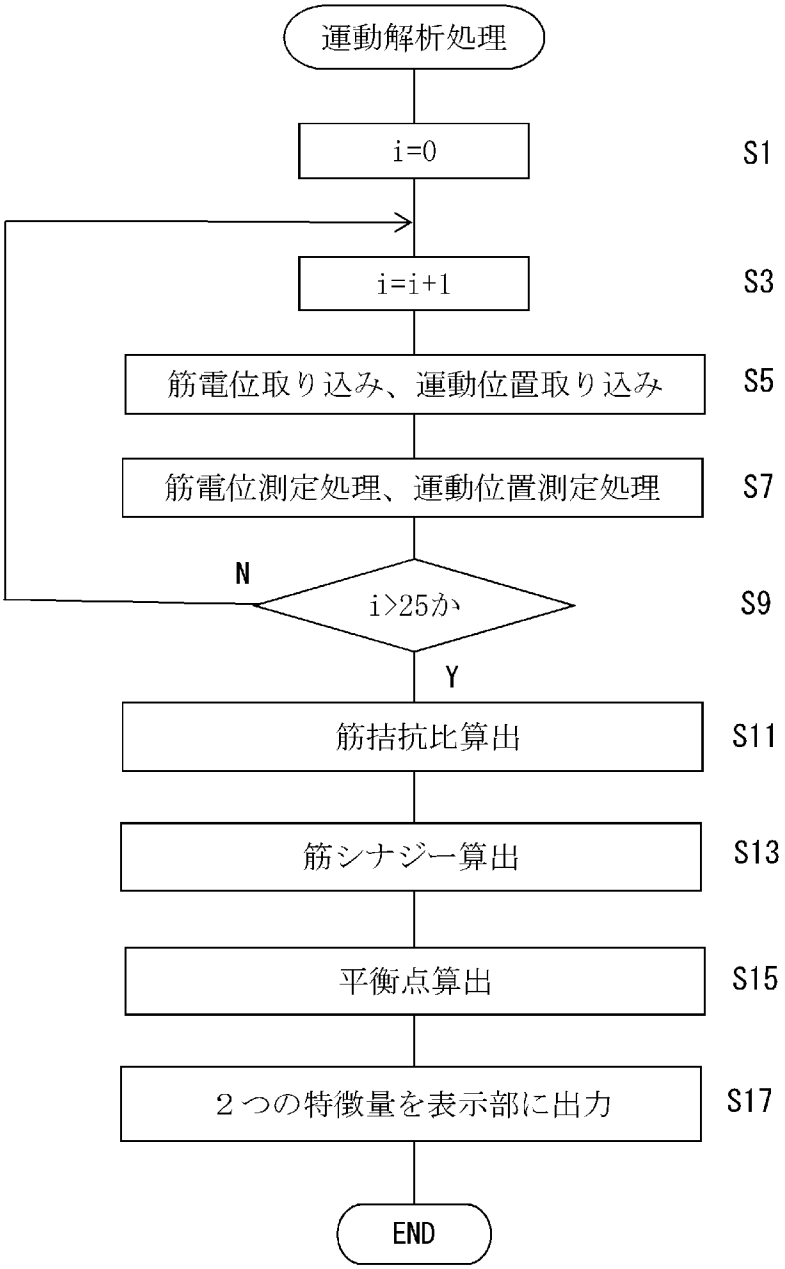


ms, ext ：三角筋後部
ms, flx ：三角筋前部
mse, ext ：上腕三頭筋長頭
mse, flx ：上腕二頭筋長頭
me, ext ：上腕三頭筋外側頭
me, flx ：腕橈骨筋

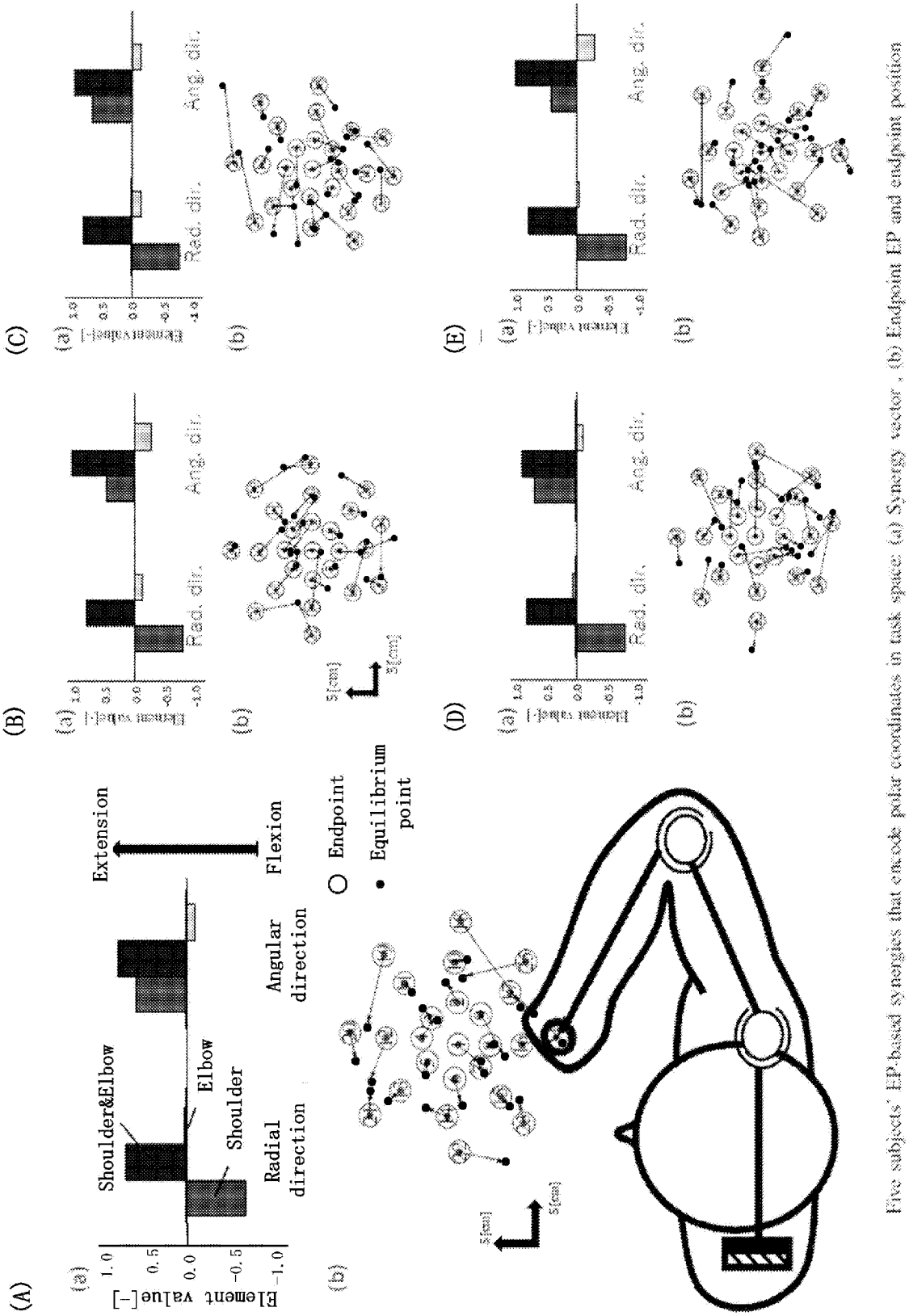
[図3]


20
30
8
21
22
31
6
7
筋電位検出回路
前処理回路
前処理回路
カメラ
10
101
102
筋電位測定処理部
位置測定処理部
103
筋拮抗比算出部
11
ROM
104
筋シナジー算出部
12
RAM
13
操作部
平衡点算出部
105
14
記憶部
信号処理部
6
カメラ
表示処理部
駆動装置（ロボット等）
151
50
モニタ
152
15

[図4]

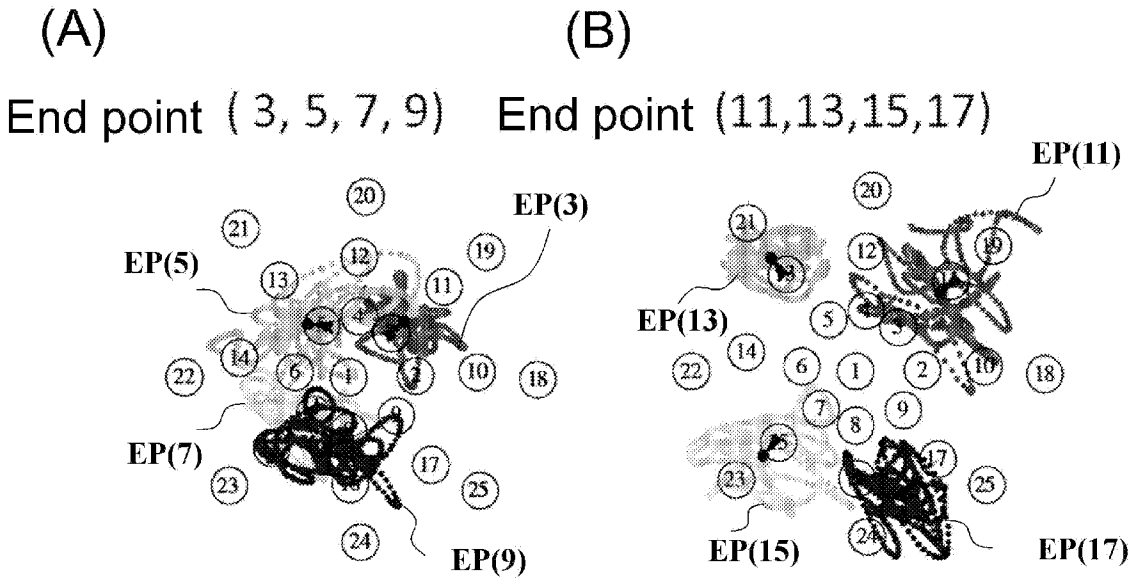

運動解析処理
i=0
S1
i=i+1
S3
筋電位取り込み、運動位置取り込み
S5
筋電位測定処理、運動位置測定処理
S7
N
i>25か
S9
Y
筋拮抗比算出
S11
筋シナジー算出
S13
平衡点算出
S15
２つの特徴量を表示部に出力
S17
END

[図5]



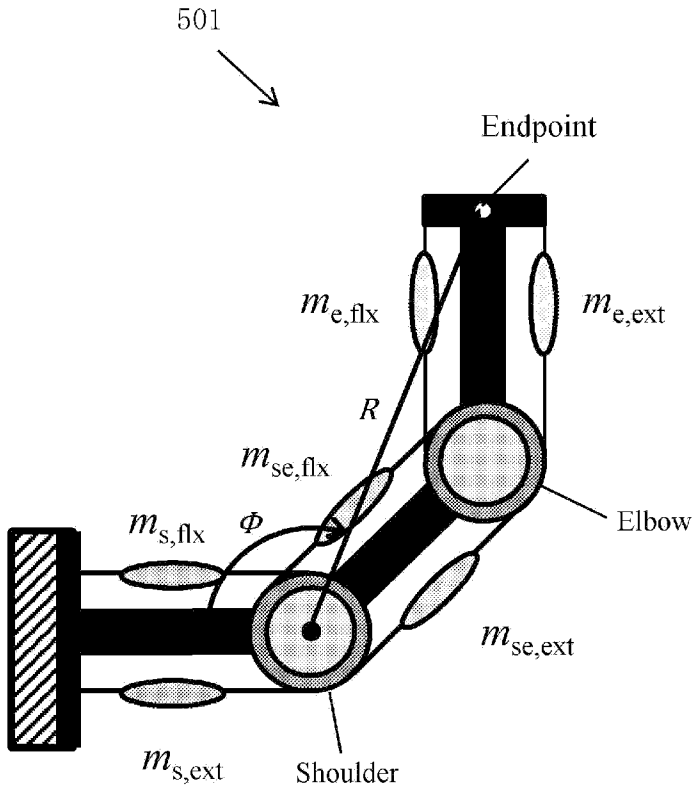
Five subjects' EP-based synergies that encode polar coordinates in task space. (a) Synergy vector , (b) Endpoint EP and endpoint position

[図6]

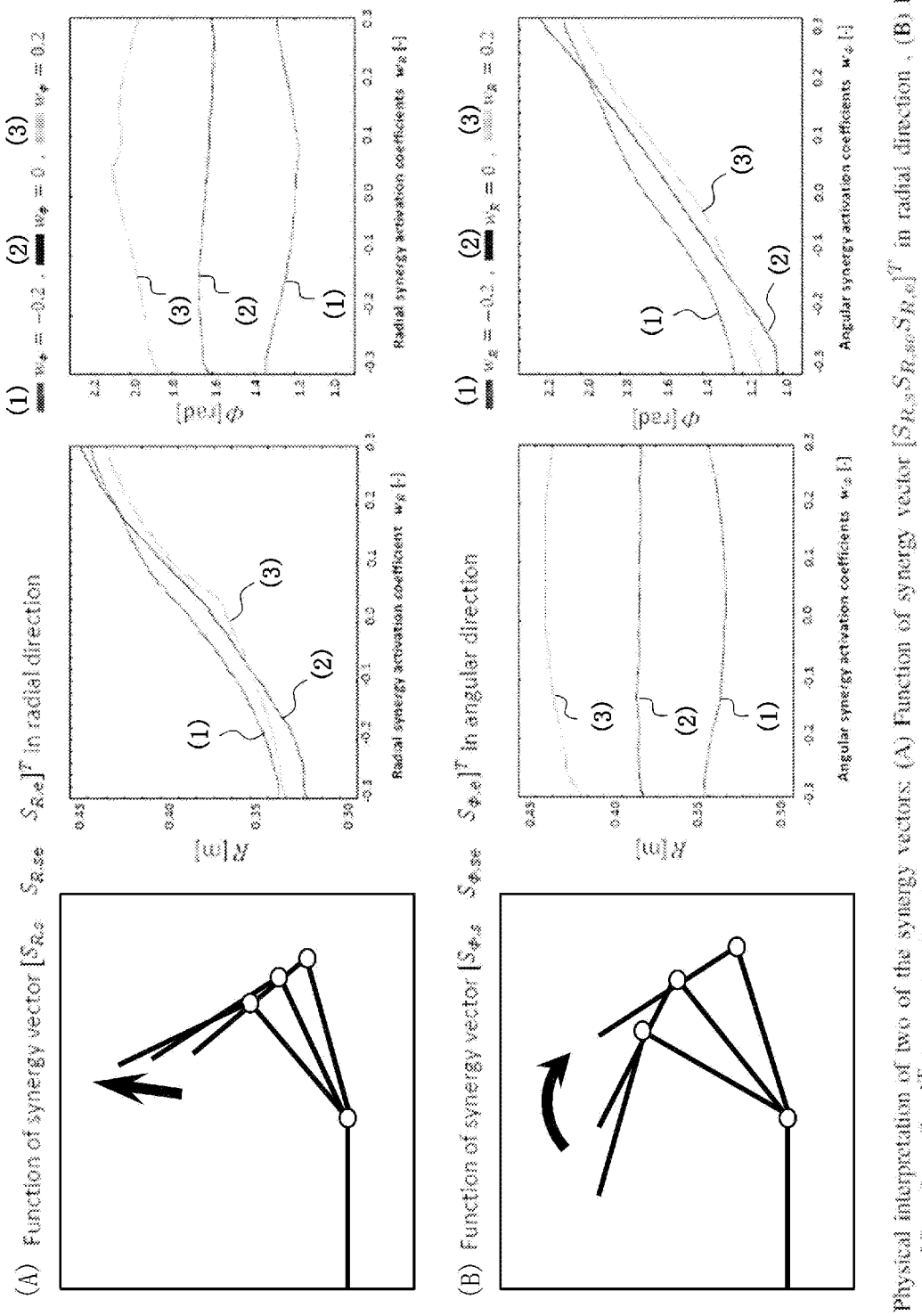


Variability of endpoint EP at representative endpoint positions: (A) Innermost circle, (B) Middle circle

[図7]

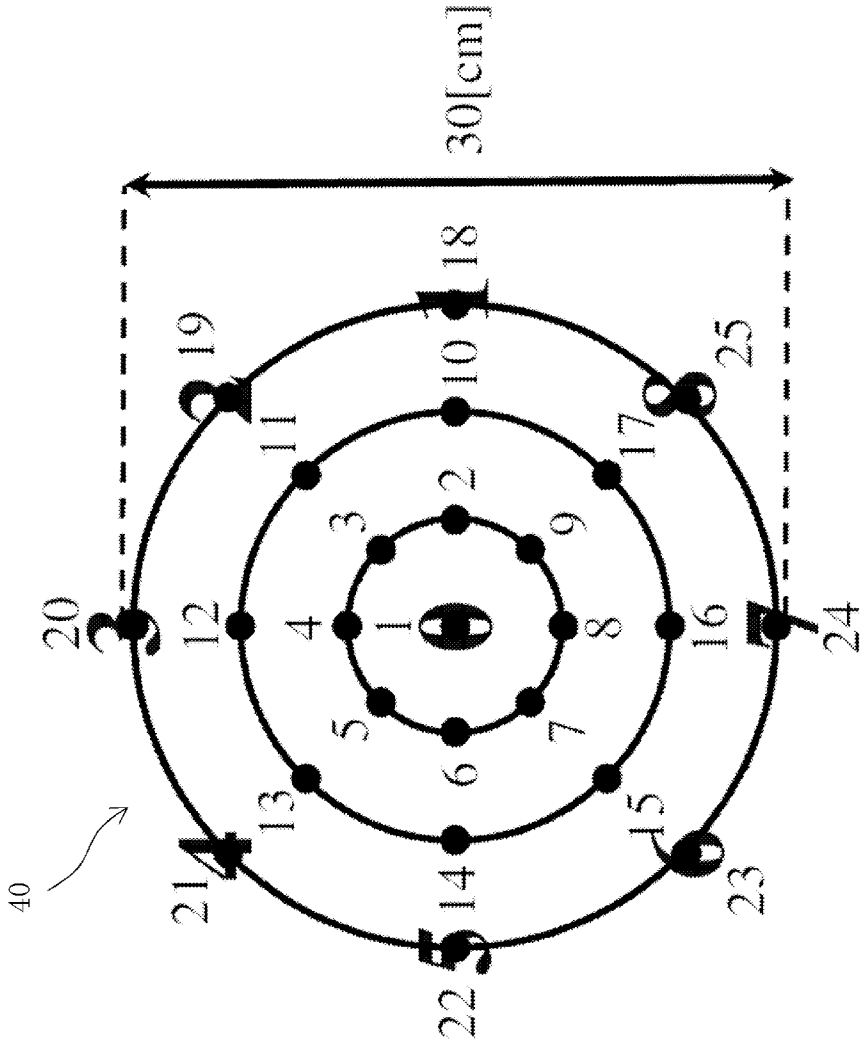

501
Endpoint
$m_{e,flx}$
$m_{e,ext}$
R
$m_{se,flx}$
$m_{s,flx}$
Φ
Elbow
$m_{se,ext}$
$m_{s,ext}$
Shoulder

[図8]

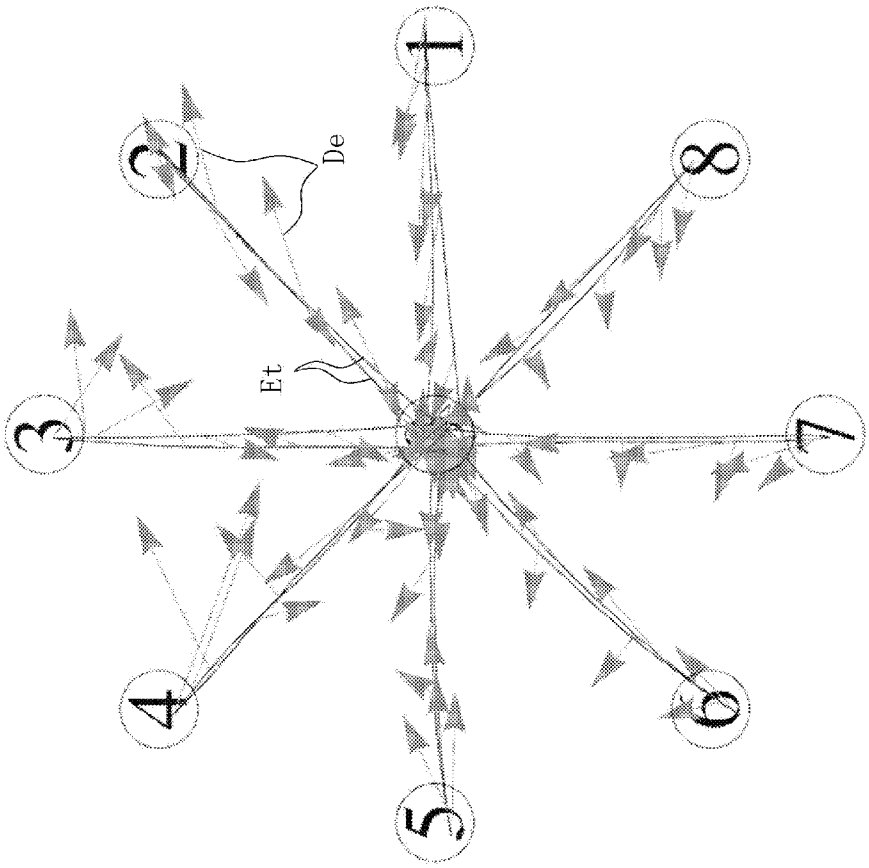


Physical interpretation of two of the synergy vectors. (A) Function of synergy vector $[S_{R,a}S_{R,se}S_{R,e}]^T$ in radial direction. (B) Function of synergy vector $[S_{\Phi,a}S_{\Phi,se}S_{\Phi,e}]^T$ in angular direction

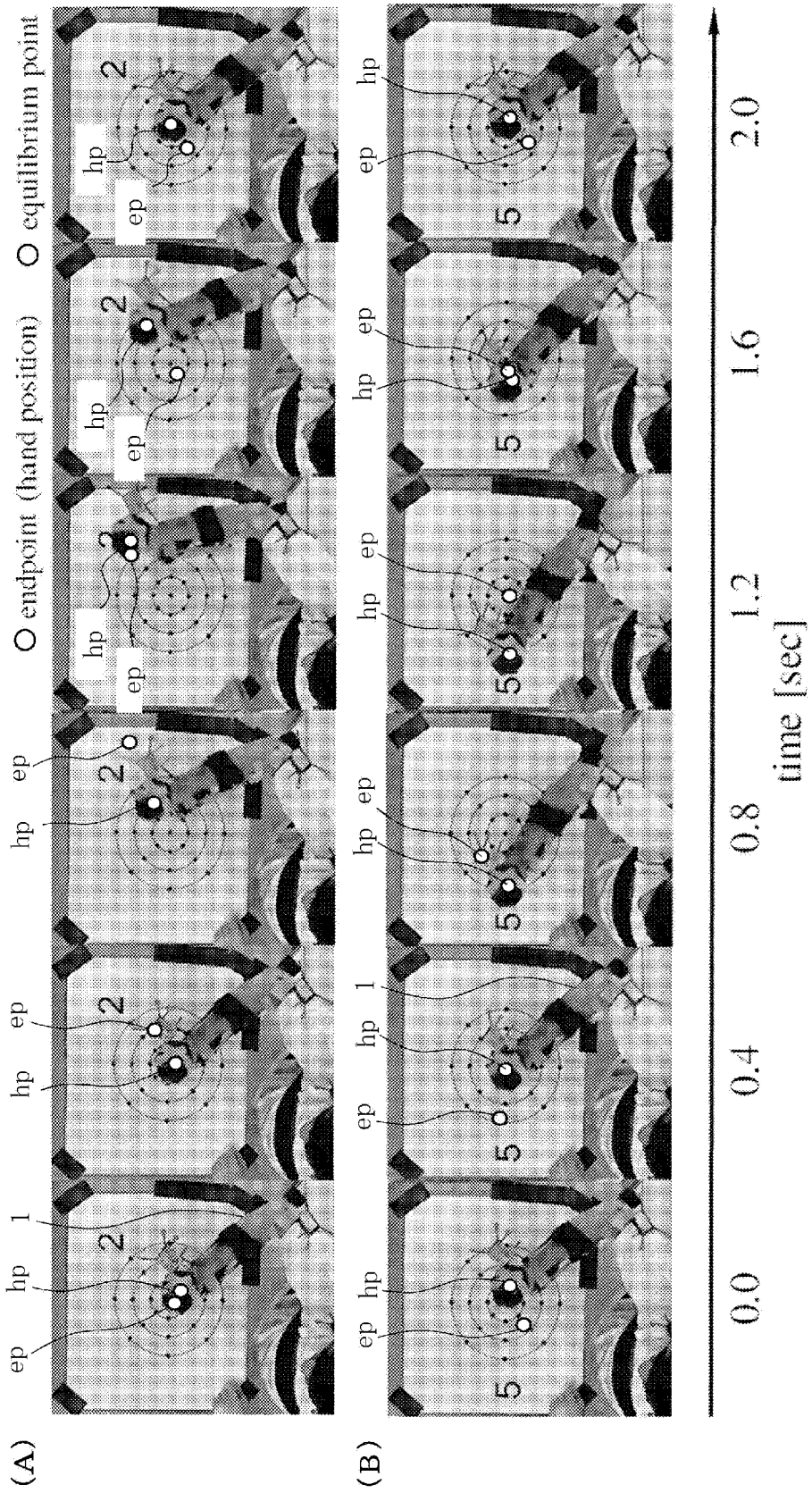
[図9]



[図10]



[図11]


O endpoint (hand position)
O equilibrium point
(A)
(B)
ep
hp
1
2
3
5
0.0
0.4
0.8
1.2
1.6
2.0
time [sec]

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/032049

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/11(2006.01)i, *A61B5/0488*(2006.01)i, *A61B5/107*(2006.01)i, *A61H1/02*(2006.01)i, *A63B69/00*(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)
A61B5/04-5/0496, A61B5/06-5/22, A61H1/02, A63B69/00-69/40

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
X	JP 2015-112453 A (Osaka University), 22 June 2015 (22.06.2015), paragraphs [0022] to [0097] & US 2016/0324436 A1 paragraphs [0030] to [0088]	1-7
X	Kanna UNO, "Muscle Synergies, Equilibrium-point Trajectory and Endpoint Stiffness during Human Upper-limb Movements on a Horizontal Plane: an Approach using EMG Signals", Journal of the Robotics Society of Japan, 15 September 2014 (15.09.2014), vol.32, no.7, page 29 to 40, particularly, page 30, right column, line 24 to page 37, right column, line 10	1-7

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

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"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)
"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
"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
"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
"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
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
30 October 2017 (30.10.17)	07 November 2017 (07.11.17)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/032049

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/030781 A1 (Osaka University), 17 March 2011 (17.03.2011), entire text & US 2012/0172745 A1	1-7
A	JP 2015-73805 A (Riken, Japan), 20 April 2015 (20.04.2015), entire text & US 2015/0106023 A1 & EP 2859844 A1	1-7

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１７／０３２０４９

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/11(2006.01)i, A61B5/0488(2006.01)i, A61B5/107(2006.01)i, A61H1/02(2006.01)i, A63B69/00(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.　A61B5/04-5/0496,
A61B5/06-5/22,
A61H1/02, A63B69/00-69/40

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	１９７１－２０１７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１７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
X	JP 2015-112453 A (国立大学法人大阪大学) 2015.06.22, 段落［００２２］－［００９７］ & US 2016/0324436 A1, 段落［００３０］－［００８８］	1-7
X	宇野　かんな，水平面内におけるヒト上肢運動時のＥＭＧ信号を利用した筋シナジー，平衡点軌道および手先剛性の新しい評価法の提案，日本ロボット学会誌，2014.09.15，第３２巻　第７号，ｐ．２９－４０，特に、ｐ．３０右欄第２４行－ｐ．３７右欄第１０行	1-7

☑　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	国際調査報告の発送日
３０．１０．２０１７	０７．１１．２０１７

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　３２１３
荒井　隆一
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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
A	WO 2011/030781 A1 (国立大学法人大阪大学) 2011.03.17, 全文 & US 2012/0172745 A1	1-7
A	JP 2015-73805 A (独立行政法人理化学研究所) 2015.04.20, 全文 & US 2015/0106023 A1 & EP 2859844 A1	1-7