

(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  
2015年12月17日(17.12.2015)



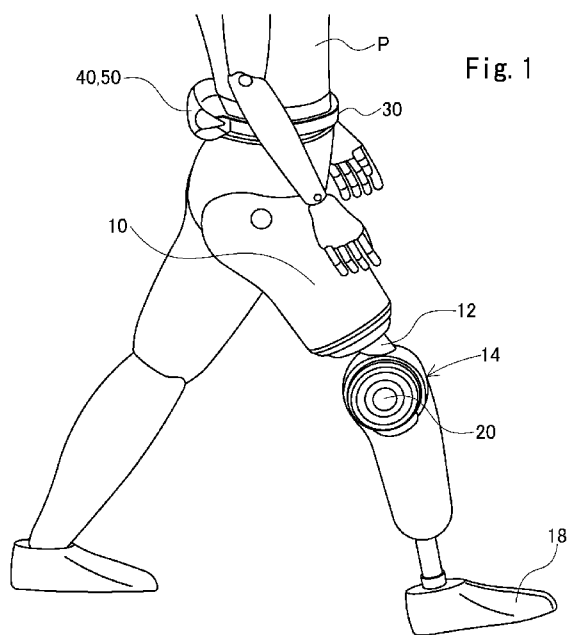
(10) 国際公開番号  
WO 2015/190598 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61F 2/70 (2006.01) B25J 11/00 (2006.01)  
A61F 2/72 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/067034
- (22) 国際出願日: 2015年6月12日(12.06.2015)
- (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 2014-122482 2014年6月13日(13.06.2014) JP
- (71) 出願人: CYBERDYNE株式会社(CYBERDYNE INC.) [JP/JP]; 〒3050818 茨城県つくば市学園南2丁目2番地1 Ibaraki (JP). 国立大学法人筑波大学(UNIVERSITY OF TSUKUBA) [JP/JP]; 〒3058577 茨城県つくば市天王台1-1-1 Ibaraki (JP).
- (72) 発明者: 山海 嘉之(SANKAI, Yoshiyuki); 〒3058577 茨城県つくば市天王台1-1-1 国立大学法人筑波大学内 Ibaraki (JP).
- (74) 代理人: 重野剛, 外(SHIGENO, Tsuyoshi et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿二丁目5番10号日伸ビル9階 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, 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:  
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: WORN-PROSTHETIC-LIMB MOVEMENT ASSISTANCE DEVICE AND WORN MOVEMENT ASSISTANCE DEVICE

(54) 発明の名称: 義肢装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置



(57) Abstract: Provided are a worn movement assistance device and a worn-prosthetic-limb movement assistance device that enable one-foot-one-stair ascending and descending of stairs and are able to smoothly switch between tasks, matching the movement of a wearer. The worn-prosthetic-limb movement assistance device assists in the motion of a knee joint between a prosthesis thigh frame and calf frame, and is provided with: a drive unit that is joined to the thigh frame and calf frame and imparts motive force to the prosthesis; an absolute angle sensor that detects the hip joint angle with respect to the vertical direction; an angle sensor that detects the knee joint angle; a floor rebound force sensor that detects the floor rebound force to the wearer; a data storage unit that stores baseline parameters of task phases; and a control unit that, by comparing the baseline parameters stored in the data storage unit to the hip joint angle, knee joint angle, and floor rebound force, infers the task phase of the wearer, and generates an autonomous command signal for causing the drive unit to generate a motive force that is in accordance with the phase.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2015/190598 A1

---

一足一段での階段昇降を可能とするとともに、装着者の動作に合わせてタスクを円滑に切り替えることができる装着式動作補助装置及び義肢装着式動作補助装置を提供する。義肢装着式動作補助装置は、義足の大腿フレームと下腿フレームとの間の膝関節の動作を支援するものであり、前記大腿フレーム及び下腿フレームに連結され、義足に対して動力を付与する駆動部と、鉛直方向に対する股関節角度を検出する絶対角度センサと、膝関節角度を検出する角度センサと、装着者への床反力を検出する床反力センサと、タスクのフェイズの基準パラメータを格納したデータ格納部と、前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力と、前記データ格納部に格納された基準パラメータとを比較することにより、装着者のタスクのフェイズを推定し、このフェイズに応じた動力を前記駆動部に発生させるための自律指令信号を生成する制御部と、を備える。

## 明 細 書

**発明の名称**： 義肢装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置

### 技術分野

[0001] 本発明は、義肢を装着した装着者の動作を補助する義肢装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置に関する。

### 背景技術

[0002] 下肢は、日常生活において平地歩行や階段昇降といった移動動作を行うために重要な部位であり、事故等により下肢を失うことは移動能力の低下につながる。下肢切断は、足関節と膝関節の間での切断である下腿切断と、膝関節と股関節の間での切断である大腿切断の2つに大別される。

[0003] 下腿切断では、膝関節が残存していることから、下腿義足を使用することによって歩行や階段昇降等の動作が可能である。

[0004] 一方、大腿切断では、失った膝関節を大腿義足で補う必要がある。一般的な大腿義足は、膝継手と呼ばれる義足の膝関節に、バネやダンパの特性をもたせた受動義足である。また、義足の関節を駆動する駆動手段を設け、随意的制御手段により、太腿部から検出される生体信号を用いて装着者の意思に従った動力を駆動手段に発生させたり、装着者の各動作パターンを一連のフェイズ（最小動作単位）からなるタスクとして分類し、自律的制御手段により、膝関節部の回転角や床反力等の物理量を用いて装着者のタスクのフェイズを推定し、このフェイズに応じた動力を駆動手段に発生させたりする装着式動作補助装置が提案されている（例えば特許文献1参照）。

[0005] 特許文献1：特開2009-60946号公報

### 発明の概要

[0006] 上述した従来の義足は、比較的容易に平地歩行を行うことができた。しかし、健常者と同様の、一足一段での階段昇降動作を行うことが困難であった。また、装着者の意思を読み取ることが出来ないため、平地歩行から階段昇降への切り替えや、階段昇降から平地歩行への切り替えを円滑に行うことが

できず、健常者と同等の歩行を実現することは困難であった。

[0007] 本発明は、一足一段での階段昇降を可能とするとともに、平地歩行、階段昇り、及び階段降りの3つのタスクを装着者の動作に合わせて円滑に切り替えることができる義肢装着式動作補助装置及び装着式動作補助装置を提供することを課題とする。

[0008] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置は、義足の大腿フレームと下腿フレームとの間の膝関節の動作を支援する義肢装着式動作補助装置であって、前記膝関節の外側に配置され、前記大腿フレーム及び前記下腿フレームに連結され、前記義足に対して動力を付与する駆動部と、鉛直方向に対する股関節角度を検出する絶対角度センサと、前記駆動部に設けられ、膝関節角度を検出する角度センサと、装着者への床反力を検出する床反力センサと、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位（フェイズ）の各々の基準パラメータを格納したデータ格納部と、前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力と、前記データ格納部に格納された基準パラメータとを比較することにより、前記装着者のタスクのフェイズを推定し、このフェイズに応じた動力を前記駆動部に発生させるための自律指令信号を生成する制御部と、を備える。

[0009] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、階段昇りタスクの屈曲フェイズにおいて、前記義足のつま先が所定の高さの段差を超えられるように、前記大腿フレーム及び前記下腿フレームの長さから逆運動学を用いて膝関節目標角度を算出し、該膝関節目標角度と前記角度センサにより検出される膝関節角度との偏差に基づいて前記自律指令信号を生成することが好ましい。

[0010] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、階段昇りタスクの足裏水平フェイズにおいて、前記股関節角度を用いて足裏が水平になる膝関節目標角度を算出し、該膝関節目標角度と前記角度センサにより検出される膝関節角度との偏差に基づいて前記自律指令信号を生成することが好ましい。

- [0011] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、前記角度センサにより検出される膝関節角度が前記膝関節目標角度に達すると、屈曲フェイズから足裏水平フェイズに遷移することが好ましい。
- [0012] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、階段降りタスク又は平地歩行タスクの支持脚フェイズにおいて、完全伸展角度と前記角度センサにより検出される膝関節角度との偏差にゲインを掛け合わせた値を用いて前記自律指令信号を生成し、屈曲時のゲインは、伸展時のゲインよりも大きいことが好ましい。
- [0013] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、平地歩行タスクの遊脚フェイズにおいて、前記股関節角度から股関節角速度を算出し、所定時間前の股関節角速度にゲインを掛け合わせた値を用いて前記自律指令信号を生成することが好ましい。
- [0014] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力に基づいて、平地歩行タスクと階段昇りタスクの切り替えを行うことが好ましい。
- [0015] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、健足側床反力、義足側床反力、前記絶対角度センサから得られる鉛直方向加速度、及び前記股関節角度に基づいて、平地歩行タスクから階段昇りタスクへの切り替えを行うことが好ましい。
- [0016] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、健足側床反力が所定値以上となり、前記膝関節が屈曲方向に運動している場合、階段昇りタスクから平地歩行タスクへの切り替えを行うことが好ましい。
- [0017] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、義足側床反力が所定値以上となり、前記膝関節が伸展方向に運動している場合、階段昇りタスクから平地歩行タスクへの切り替えを行うことが好ましい。
- [0018] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記装着者の

大腿部における生体信号を検出する生体信号センサをさらに備え、前記制御部は、階段昇りタスクにおいて、該生体信号センサにより検出される伸展側の生体信号の強度が所定値以上となった場合に、屈曲フェイズから足裏水平フェイズに遷移することが好ましい。

[0019] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記制御部は、前記生体信号に応じた動力を前記駆動部に発生させるための随意指令信号を生成し、前記随意指令信号及び前記自律指令信号を合成して合成指令信号を生成し、前記駆動部は、前記合成指令信号に基づいて生成された駆動電流により駆動することが好ましい。

[0020] 本発明の一態様による義肢装着式動作補助装置においては、前記データ格納部は、各タスクのフェイズ毎に設定された前記随意指令信号と前記自律指令信号との合成比を格納し、前記制御部は、推定したフェイズに応じた合成比となるように、前記随意指令信号と前記自律指令信号とを合成して合成指令信号を生成することが好ましい。

[0021] 本発明の一態様による装着式動作補助装置は、一端が装着者の大腿部に装着されるソケットに連結される大腿フレームと、一側が前記大腿フレームに結合される膝関節部と、一端が前記膝関節部の他側に結合される下腿フレームと、前記下腿フレームの他端に結合される足部と、前記膝関節部に設けられ、駆動力の発生により前記大腿フレーム又は前記下腿フレームを回動させる駆動部、及び膝関節角度を検出する角度センサと、前記大腿フレームに設けられ、鉛直方向に対する股関節角度を検出する絶対角度センサと、前記足部に設けられ、装着者への床反力を検出する床反力センサと、タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位（フェーズ）の各々の基準パラメータを格納したデータ格納部と、前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力と、前記データ格納部に格納された基準パラメータとを比較することにより、前記装着者のタスクのフェイズを推定し、このフェイズに応じた動力を前記駆動部に発生させるための自律指令信号を生成する制御部と、を備える。

## 発明の効果

[0022] 本発明によれば、一足一段での階段昇降を可能とするとともに、平地歩行、階段昇り、及び階段降りの3つのタスクを装着者の動作に合わせて円滑に切り替え、健常者と同等の歩行を実現することができる。

## 図面の簡単な説明

- [0023] [図1]本発明の実施形態に係る装着式動作補助装置の外観図である。
- [図2]同実施形態に係る装着式動作補助装置の制御系を示すブロック図である。
- [図3]人の平地歩行の一連の流れを示す図である。
- [図4]図4 aは一足一段での階段昇り動作の例を示す図であり、図4 bは二足一段での階段昇り動作の例を示す図である。
- [図5]階段昇り動作の屈曲フェイズ、足裏水平フェイズ、及び身体押上フェイズを示す図である。
- [図6]図6 aは階段降り動作の支持脚フェイズを示す図であり、図6 bは遊脚フェイズを示す図である。
- [図7]図7 a～7 cは平地歩行タスクと階段昇りタスクとの間でのタスク切り替え状況の例を示す図である。
- [図8]健常者の平地歩行で得られる各パラメータを示す図である。
- [図9]平地歩行動作試験の経路を示す図である。
- [図10]健常者の平地歩行動作試験の速度結果を示す図である。
- [図11]健常者の階段昇り動作試験の速度結果を示す図である。
- [図12]健常者の階段降り動作試験の速度結果を示す図である。
- [図13]平地歩行動作と階段昇降動作が必要な経路を示す図である。
- [図14]健常者のタスク切り替え試験の結果を示す図である。
- [図15]下肢切断者による生体電位計測試験の結果を示す図である。
- [図16]下肢切断者による平地歩行動作試験での、1歩行周期分の膝関節角度、股関節角度、両足の床反力、フェイズ番号を示す図である。
- [図17]下肢切断者による平地歩行動作試験の速度結果を示す図である。

[図18]下肢切断者による階段昇り動作試験での、歩行1周期分の膝関節角度、股関節角度、両足の床反力、フェイズ番号を示す図である。

[図19]下肢切断者による階段降り動作試験での、歩行1周期分の膝関節角度、股関節角度、両足の床反力、フェイズ番号を示す図である。

[図20]下肢切断者による階段昇り動作試験の速度結果を示す図である。

[図21]下肢切断者による階段降り動作試験の速度結果を示す図である。

[図22]下肢切断者によるタスク切り替え試験の結果を示す図である。

[図23]建造物内の模式図である。

[図24]建造物内の各径路の所要時間を示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0024] 以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

[0025] 図1は本発明の実施形態に係る装着式動作補助装置（以下、「動作補助装置」と称する）の外観図である。なお、図1では、装着者Pの切断された右脚の大腿部に装着される動作補助装置を一例として説明する。動作補助装置は、ソケット10、大腿フレーム12、膝関節部14、下腿フレーム16、及び足部18を備えている。

[0026] ソケット10は、内側に右大腿部の形状に合わせた挿入凹部が形成されており、例えば樹脂等により成型される。例えば、ソケット10の挿入凹部に装着者Pの切断された右大腿部の断端を嵌合し、断端とソケット10との間の空気を抜きソケット10に陰圧をかけることで、装着者Pに装着される。

[0027] 大腿フレーム12の一端はアタッチメント（図示せず）を介してソケット10に結合しており、他端は膝関節部14に結合している。大腿フレーム12には、股関節の鉛直方向とのなす角度を検出する絶対角度センサが設けられている。この絶対角度センサは、低周波数の動作では加速度センサ、高周波数の動作ではジャイロを用いて、股関節（大腿）の鉛直方向とのなす絶対角（股関節角度）を算出する。

[0028] 膝関節部14は、装着者Pの右膝関節として機能する。膝関節部14の一侧には大腿フレーム12の他端が結合されており、他側には下腿フレーム1

6の一端が結合されている。膝関節部14は大腿フレーム12及び下腿フレーム16を回動可能に連結している。また、膝関節部14には駆動部20が設けられている。駆動部20は電動モータからなり、膝関節部14を直接駆動する。これにより、膝関節を能動的に屈曲伸展させることができる。駆動部20には、膝関節の角度（屈曲角度）を検出する角度センサ（図示せず）が設けられている。この角度センサは例えばポテンショメータである。

[0029] 下腿フレーム16の他端は足部18に結合されている。足部18には、主にカーボンのプレートによる弾性力によって支持脚時に蓄えられたエネルギーを蹴り出しに利用することが可能なエネルギー蓄積型足部が用いられる。足部18には靴の中敷き状の床反力センサ（図示せず）が設けられている。床反力センサは、装着者Pと床との圧力を計測することで、床から装着者Pへの反力を求める。この床反力センサは、健足側（図1に示す例では左足側）にも設けられる。

[0030] また、装着者Pの右脚大腿部の前後皮膚表面には、右脚大腿部における生体電位（生体信号）を検出する生体信号検出センサ（図示せず）が貼り付けられる。

[0031] 装着者Pの腰には腰ベルト30が装着されており、この腰ベルト30の後側には、各センサから検出結果を取得して駆動部20を制御する制御部40、及び制御部40や各センサに電力を供給するバッテリー50が搭載されている。

[0032] 図2は、動作補助装置の制御系を示すブロック図である。動作補助装置は、生体電位信号検出手段102、関節角度検出手段104、床反力検出手段106、制御装置110、駆動信号生成手段120、及び駆動部20を備える。

[0033] 生体電位信号検出手段102は、上述した生体信号検出センサからなる。関節角度検出手段104は、上述した絶対角度センサや駆動部20に設けられた角度センサからなる。床反力検出手段106は、上述した床反力センサからなる。

- [0034] 制御装置 110 は、随意制御手段 112、自律制御手段 114、データ格納手段 116、及び指令信号合成手段 118 を有し、図 1 の制御部 40 に対応する。
- [0035] 随意制御手段 112 は、生体電位信号検出手段 102 により検出された生体電位信号に対して、フィルタ処理（スムージング処理）及び増幅を含む信号処理を行う。そして、随意制御手段 112 は、信号処理を施した生体電位信号を用いて、装着者 P の意思に従った動力を駆動部 20 に発生させるための随意指令信号を生成する。
- [0036] データ格納手段 116 は、装着者 P のタスクのフェイズを特定するための基準パラメータデータベースと、特定されたフェイズに応じて駆動部 20 の駆動トルクを制御する方法についての情報とを格納する。タスクとは、人間の主要な動作パターンを分類したものである。フェイズとは、各タスクを構成する一連の最小動作単位である。人間の一般的な動作を分析すると、各フェイズにおける各関節の角度や重心の移動等の典型的な動作パターンが決まっていることが分かる。そこで、人間の多数の基本動作（タスク）を構成する各フェイズについて、典型的な関節角度の変位や重心移動の状態等を経験的に求め、それらを基準パラメータデータベースに格納しておく。タスク及びフェイズについては後述する。
- [0037] 自律制御手段 114 は、関節角度検出手段 104 により検出された関節角度及び床反力検出手段 106 により検出された床反力等の装着者 P の動作の状態をあらわすパラメータと、データ格納手段 116 に格納された基準パラメータとを比較して、装着者 P の動作のタスク及びフェイズを特定する。自律制御手段 114 は、特定したフェイズに応じた動力を駆動部 20 に発生させるための自律指令信号を生成する。
- [0038] 指令信号合成手段 118 は、随意制御手段 112 により生成された随意指令信号と、自律制御手段 114 により生成された自律指令信号とを合成し、合成指令信号を駆動信号生成手段 120 へ出力する。
- [0039] 随意指令信号と自律指令信号との合成比（ハイブリッド比）を各タスクの

フェイズ毎に予め設定してデータ格納手段 116 に格納しておいてもよい。このハイブリッド比は、各タスクのフェイズ毎に、装着者 P の動作を違和感なくアシストできるように予め設定される。指令信号合成手段 118 は、特定されたフェイズに応じたハイブリッド比となるように随意指令信号と自律指令信号とを合成し、合成指令信号を生成する。

[0040] 合成指令信号は、動作の開始から終了まで変化する随意的制御による動力と、フェイズ毎の自律的制御による動力とを合成した動力を駆動部 20 に発生させる波形を有する。

[0041] 駆動信号生成手段 120 は、合成指令信号に応じた駆動信号（駆動電流）を生成し、駆動部 20 に供給することにより、駆動部 20 を駆動する。駆動部 20 は、駆動信号に応じたアシスト力（動力）を装着者 P に付与する。

[0042] 装着者 P の皮膚が汗で濡れる等により生体電位信号検出手段 102 が生体電位信号を検出できない場合には、随意制御手段 112 による随意指令信号の生成は行わず、自律制御手段 114 により生成された自律指令信号に基づく動力を駆動部 20 に発生させてもよい。

[0043] 次に、タスク及びフェイズと、自律制御手段 114 による駆動部 20 への指令トルクの制御方法について説明する。装着者 P の動作を分類するタスクとしては、例えば、平地歩行動作、階段昇り動作、階段降り動作などがある。

[0044] [平地歩行動作]

図 3 に人の平地歩行の一連の流れを示す。人の歩行状態は遊脚期と支持脚期の 2 つに大別される。遊脚期は足が地面から離れ下腿を振り出す動作の期間である。支持脚期は足が地面に接地し自重を支えている期間である。平地歩行タスクは、遊脚フェイズと支持脚フェイズにより構成される。

[0045] 遊脚フェイズでは、支持脚フェイズから遊脚フェイズへ遷移した直後に膝関節が屈曲する。股関節は次の 1 歩のために屈曲し、立脚中期から膝関節は遅れて伸展を始める。このように遊脚フェイズでは大腿の動きに遅れて下腿が連動して屈曲伸展する。本実施形態では、遊脚フェイズにおいて大腿の動

きに遅れて下腿が連動して動くように、絶対角度センサから得られる股関節角速度から駆動部20への指令トルクを算出する。遊脚フェイズにおける指令トルクの算出式は以下の数式(1)のようになる。

[数1]

$$\tau_{command} = K_{hip} \cdot \dot{\theta}_{hip}(t - T) \cdots (1)$$

$$\begin{cases} K_{hip} = K_{fl}: (\dot{\theta}_{hip}(t - T) > 0) \\ K_{hip} = K_{ex}: (\dot{\theta}_{hip}(t - T) \leq 0) \end{cases}$$

$\tau_{command}$ は指令トルク、  
 $\dot{\theta}_{hip}(t)$ は股関節角速度、  
 $K_{hip}$ はゲイン、  
 $T$ は遅延時間

[0046] 遅延時間Tは例えば100ms程度である。また、ゲイン $K_{fl}$ と $K_{ex}$ とは異なる値である。

[0047] 遊脚フェイズにおけるトルク制御は、フィードフォワードの制御系を構成している。そのため、誤って平地歩行タスクの遊脚フェイズへ遷移しても、大腿部を随意的に屈曲伸展しない限り膝関節は駆動しない。

[0048] 支持脚フェイズにおけるトルク制御は、後述する階段降り動作でのトルク制御と同じである。つまずきなどによる膝折れを防止するため、支持脚フェイズでは、完全伸展位を目標角度とした位置制御を行う。義足が遊脚フェイズから支持脚フェイズへ遷移する際に完全伸展位で着床することで、ハードウェアの構造的に支持脚期での膝折れを防止できる。支持脚フェイズにおけるトルク制御は、後述する階段降り動作でのトルク制御と同一のものとした。平地歩行動作の支持脚フェイズのまま階段を降りることで、タスクの切り替えが不要となり、プログラムを単純化できる。

[0049] このような遊脚フェイズ、支持脚フェイズのトルク制御を繰り返すことで、平地歩行動作が実現される。

[0050] [階段昇り動作]

次に、階段昇り動作でのトルク制御について説明する。本実施形態における階段昇り動作は、一足一段での昇り動作である。図4 aに一足一段(Step-Over-Step)での階段昇り動作の例を示し、図4 bに二足一段(Step-By-Step)での階段昇り動作の例を示す。一足一段は、健常者が階段昇降を行う際の一般的な昇降方法であり、一段ずつ交互の脚で昇降する。二足一段は、下肢に障害や損傷のある場合の昇降方法であり、両足を同じ段へ配置した後、片脚で昇降動作を行う。

[0051] 階段昇りタスクは、図5に示すように、屈曲フェイズ(phase1)、足裏水平フェイズ(phase2)、身体押上フェイズ(phase3)の3つのフェイズから構成される。それぞれのフェイズ毎に目的の軌道を生成し、その軌道を追従するようにトルク制御を行う。軌道生成には、人のリーチング動作に近いとされる躍度最小モデル(Minimum Jerk Trajectory)を使用し、人の滑らかな運動を再現する。

[0052] 屈曲フェイズ(phase1)では、足部18のつま先が階段の段差に当たりつまずかないように膝関節を屈曲させる。建築基準法において、階段の蹴上寸法は230mm以下と定められているため、蹴上寸法が230mmの段差を超えられるように装着者Pの大腿部、下腿部のリンク長から逆運動学を用いて一步目の膝関節目標角度を算出する。装着者Pは、足部18のつま先が足裏水平フェイズ(phase2)での伸展動作で段差に当たらないように、膝関節が屈曲するタイミングに合わせて股関節を屈曲させる。膝関節屈曲角度が目標角度になると、足裏水平フェイズ(phase2)に遷移する。あるいはまた、生体信号検出センサにより検出される伸展側の生体電位信号強度が所定値以上となった場合に足裏水平フェイズ(phase2)に遷移してもよい。

[0053] 足裏水平フェイズ(phase2)では、足裏が地面と水平となるように膝関節を制御する。絶対角度センサから得られる大腿部の角度から、足裏が水平になるように膝関節目標角度を算出し、膝関節屈曲角度が目標角度となるようにトルクを制御する。足裏水平フェイズ(phase2)による伸展動作が終了し

た後、装着者Pは動作補助装置側の足部18で段差に体重を乗せる。体重を一定の割合でかけると、身体押上フェイズ (phase3) に遷移する。

[0054] 身体押上フェイズ (phase3) では、動作補助装置が支持脚になると、完全伸展位を目標角度としてトルク制御を行う。膝関節が完全伸展した後、動作補助装置の足部18を離床させると、屈曲フェイズ (phase1) に遷移する。

[0055] 屈曲フェイズ (phase1)、足裏水平フェイズ (phase2)、身体押上フェイズ (phase3) の3つのフェイズを繰り返すことによって、階段を昇ることができる。各フェイズのいずれもPID制御によって制御器を構成し、PIDゲインは試行錯誤的に決定する。階段昇り動作における指令トルクの算出式は以下の数式(2)、(3)のようになる。

[数2]

$$e(t) = \theta(t)_{knee\_ref} - \theta(t)_{knee} \cdots (2)$$

$$\tau_{command} = K_p \cdot e(t) + K_D \cdot \dot{e}(t) + K_I \cdot \int e(t) dt \cdots (3)$$

$\theta(t)_{knee}$  は膝関節角度、  
 $\theta(t)_{knee\_ref}$  は膝関節目標角度、  
 $e(t)$  は膝関節角度と目標角度との偏差、  
 $K_p$  はPゲイン、 $K_D$  はDゲイン、 $K_I$  はIゲイン

[0056] [階段降り動作]

次に、階段降り動作でのトルク制御について説明する。なお、階段降り動作についても、上述の階段昇り動作と同様に、一足一段での降り動作である。図6a、6bに示すように、階段降り動作は、支持脚フェイズ (図6a) と遊脚フェイズ (図6b) により構成される。

[0057] 図6aに示す支持脚フェイズでは、自重を支えながらゆっくり膝関節を屈曲させる。このとき、外力Fによって膝関節は屈曲し、外力Fとは反対の伸展方向に自重を支えるトルク $\tau_k$ が出力される。

[0058] 図6 bに示す遊脚フェイズでは、外力Fによる影響がないため、膝関節を滑らかに伸展させるために、支持脚フェイズと比較して小さいトルク $\tau_k$ を伸展方向に出力する。

[0059] 支持脚フェイズ、遊脚フェイズ共に伸展方向にトルクを出力している点で共通している。そのため、完全伸展角度を目標角度として膝関節の制御を行う。支持脚フェイズでは大きいトルクを必要とし、遊脚フェイズでは必要となるトルクが小さいため、屈曲側と伸展側とでゲインを別々に設定し、現在の膝関節の回転方向に応じてゲインを切り換える。階段降り動作における指令トルクの算出式は以下の数式(4)のようになる。なお、この指令トルクの算出方法は、平地歩行動作の支持脚フェイズにおける指令トルクの算出方法と同じである。

[数3]

$$\tau_{command} = K_P \cdot (\theta_{knee_{ref}} - \theta_{knee}(t)) - K_D \cdot \dot{\theta}_{knee} \dots (4)$$

$$\begin{cases} K_P = K_{P_{fl}}, K_D = K_{D_{fl}}: (\dot{\theta}_{knee}(t) > 0) \\ K_P = K_{P_{ex}}, K_D = K_{D_{ex}}: (\dot{\theta}_{knee}(t) \leq 0) \end{cases}$$

$\tau_{command}$ は指令トルク、  
 $\theta_{knee}(t)$ は膝関節速度、  
 $\dot{\theta}_{knee}(t)$ は膝関節角速度  
 $\theta_{knee_{ref}}$ は膝関節目標角度  
 $K_P, K_D$ はゲイン

[0060] 屈曲時のゲイン $K_{P_{ft}}, K_{D_{ft}}$ を大きく設定し、支持脚フェイズにおいて動作補助装置に体重を預けることで、膝関節がゆっくり屈曲する。また、伸展時のゲイン $K_{P_{ex}}, K_{D_{ex}}$ を小さく設定することで、遊脚フェイズにおいて膝関節が滑らかに伸展する。この支持脚フェイズと遊脚フェイズを繰り返すことで、階段を降りることができる。

[0061] [タスクの切り替え]

図7 a~7 cは、上述した平地歩行タスクと階段昇りタスクとの間でのタ

スク切り替え状況の例を示す。図7 aは、平地歩行タスクから階段昇リタスクへ健足側の脚から昇り始める場合を示す。図7 bは、階段昇リタスクから平地歩行タスクへ遷移する際に、動作補助装置側（義足側）の脚から歩行を開始する場合を示す。図7 cは、図7 bとは逆に、階段昇リタスクから平地歩行タスクへ遷移する際に、健足側の脚から歩行を開始する場合を示す。

[0062] 図7 aの場合では、事前に健常者による予備実験を行い、その結果からタスク切り替え条件を決定する。

[0063] 例えば、予備実験では、右脚に模擬大腿ソケットを使用して動作補助装置を装着した健常者1名が平地歩行タスクで平地歩行を行い、蹴上寸法180mmの段差に健足側から昇る動作を行う。これにより得られるデータの一例を図8に示す。グラフの横軸は時間[s]、縦軸はそれぞれ健足側床反力(FRF Left)、動作補助装置側床反力(FRF Right)、絶対角度センサから得られる鉛直方向加速度(Acceleration Z)、股関節角度(Hip Angle)である。

[0064] 健足側から階段を昇ることにより、健足側が支持脚、動作補助装置側が遊脚となり、FRF Leftが増大し、FRF Rightが減少する。さらに、健足側の脚で段差を一段昇ることによる鉛直方向の加速度が発生することによってAcceleration Zが瞬間的に増大する。さらに、前方に段差があることから動作補助装置側の股関節は鉛直方向からの角度に対して下を向いていることがHip Angleからわかる。

[0065] 以上の特徴を考慮して各パラメータに閾値を設定し、これらの条件を満たした際に歩行タスクから階段昇リタスクへ切り替える。

[0066] 人の歩き始めでは、歩き始める脚と反対側の後脚つま先に大きな床反力が発生する。そのため、図7 bの場合、健足側の床反力が大きく発生し（所定値以上となり）、動作補助装置側の脚が屈曲方向に運動していることをタスクの切り替え条件とする。また、図7 cの場合、動作補助装置側の床反力が大きく発生し（所定値以上となり）、動作補助装置側の脚が伸展方向に運動していることをタスクの切り替え条件とする。

[0067] なお、階段降りタスクと平地歩行タスクの支持脚フェイズとは同一のトル

ク制御が行われ、歩行タスクの支持脚フェイズのまま階段を降りることができる。そのため、平地歩行タスクと階段降りタスクとの間では、タスクを切り替える必要がない。

[0068] このように、本実施形態に係る動作補助装置によれば、平地歩行タスクの遊脚フェイズにおいて、絶対角度センサが検出した大腿絶対角度から角速度を算出し、この角速度を用いて、股関節に連動して膝関節を屈曲させる。そのため、健常者と同等の平地歩行を実現することができる。

[0069] また、階段昇りタスクの屈曲フェイズでは、建築基準法において定められた階段の蹴上寸法の上限度差を超えられるように、装着者Pの大腿部、下腿部のリンク長から逆運動学を用いて一步目の膝関節目標角度を算出し、この膝関節目標角度を用いて膝関節を屈曲させる。膝関節屈曲角度が目標角度になるか、又は伸展側の生体電位信号が所定値以上となった場合、屈曲フェイズから足裏水平フェイズに遷移し、絶対角度センサから得られる大腿部の角度から、足裏が水平になるように膝関節目標角度を算出し、この膝関節目標角度を用いて膝関節を屈曲させる。動作補助装置側の足部18にかかる体重が所定値に達すると足裏水平フェイズから身体押上フェイズに遷移し、完全伸展位を目標角度として膝関節を屈曲させる。そして、動作補助装置の足部18が離床すると、身体押上フェイズから屈曲フェイズへ遷移する。このような膝関節目標角度を用いた膝関節の制御により、一足一段での階段昇りを実現することができる。

[0070] また、階段降りタスクでは、屈曲時の駆動トルクのゲインを伸展時の駆動トルクのゲインよりも大きく設定することで、支持脚フェイズにおいて膝関節がゆっくり屈曲するとともに、遊脚フェイズにおいて膝関節が滑らかに伸展し、一足一段での階段降りを実現することができる。

[0071] また、床反力や股関節角度等に基づいて平地歩行タスクと階段昇りタスクの切り替えを行い、階段降りタスクと平地歩行タスクの支持脚フェイズとで同一のトルク制御を行い、歩行タスクの支持脚フェイズのまま階段を降りることができるようにしているため、スイッチなどの特殊な装置を用いること

なく、装着者Pの動作に合わせてシームレスに平地歩行、階段昇り、階段降りの3つのタスクの切り替え行うことができる。そのため、健常者と同等の歩行を実現することができる。

[0072] 上記実施形態による装着式動作補助装置は、市販の義肢（義足）に取り付ける義肢装着式であってもよい。この場合、例えば、市販の義足部品により、大腿フレームと、下腿フレームと、足部と、大腿フレーム及び下腿フレームを回動可能に連結する関節とが構成される。駆動部20は、大腿フレーム及び下腿フレームに連結され、回転軸が関節の回動中心と一致し、同軸となるように取り付けられる。義肢装着式動作補助装置は、外付けタイプの駆動部20、床反力センサ、生体信号検出センサ、絶対角度センサ及び制御部40を備える。

[0073] [健常者による試験]

#### タスク毎の試験

動作補助装置のソケット10を模擬大腿ソケットとし、健常者による試験を行った。被験者は動作補助装置を装着していない状態と装着した状態で、平地歩行動作、階段昇り動作、階段降り動作のそれぞれについて試験を行った。被験者は動作補助装置を装着していない状態では快適速度（Comfortable speed）で歩行し、装着した状態では快適速度と最大努力速度（Maximum speed）で歩行した。これら3つの条件のもとで以下に説明する試験をそれぞれ5回試行し比較した。本試験の階段昇降では、蹴上げ高さが180mm、幅1400mm、奥行き280mm、14段の階段を使用した。

[0074] (1) 平地歩行動作試験

平地歩行動作試験では、10m歩行試験を行った。被験者は図9に示す経路のA地点からD地点までを歩行し、B地点からC地点までの10mの歩行に要する時間を計測した。A地点からB地点、C地点からD地点はどちらも3mの助走区間とした。

[0075] (2) 階段昇り動作試験

階段昇り動作試験では、1段目から11段目までの計10段の段差を昇る

のに要する時間を計測した。

[0076] (3) 階段降り動作試験

階段降り動作試験では、1 2 段目から2 段目までの計10 段の段差を降りるのに要する時間を計測した。

[0077] 平地歩行動作試験、階段昇り動作試験、階段降り動作試験において、上記実施形態によるトルク制御によって、それぞれの動作が実現できることが確認できた。階段の昇降動作においては、健常者と同じ歩行様式である一足一段での階段昇降動作の実現を確認できた。平地歩行動作試験、階段昇り動作試験、階段降り動作試験の速度結果をそれぞれ図10、図11、図12に示す。

[0078] 図10より、平地歩行動作試験では、動作補助装置における快適速度と健常者の快適速度が同程度の結果となった。動作補助装置の最大努力速度は健常者の快適速度よりも1.3 倍速い結果となった。以上より、下肢切断者が動作補助装置を使用することで健常者と同等な速度で平地歩行を行えると考えられる。

[0079] 図11より、階段昇り動作では、動作補助装置の快適速度と最大努力速度の両方で、健常者の快適速度より遅い結果となった。動作補助装置の最大努力速度が健常者の快適歩行速度の61%の速度であるという結果となった。以上より、下肢切断者が動作補助装置を使用することで、健常者の60%程度の速度で階段を昇ることができると考えられる。階段昇り動作の速度が健常者より遅くなったのは、動作補助装置では足首が固定され、つま先が段差にあたらなような軌道を生成するために、健常者より大きな軌道を描く必要があるためと考えられる。

[0080] 図12より、階段降り動作では、動作補助装置の快適速度が健常者の快適速度と同程度の結果となった。動作補助装置の最大努力速度が健常者の快適速度より1.3 倍速い結果となった。以上より、下肢切断者が動作補助装置を使用することで健常者と同等な速度で階段を降りることができると考えられる。

[0081] タスクの切り替え試験

図13に示す平地歩行動作と階段昇降動作が必要な経路を、動作補助装置を装着した健常1名が歩行し、状況に応じたタスクの切り替えを確認した。使用する階段は5段と3段の段差がそれぞれ両側にあり、5段側の蹴上寸法は120mm、3段側の蹴上寸法は200mmである。図13のA地点から歩行し、B-C区間の階段を昇り、C-D区間の階段を降り、E地点まで歩行する。その後、A地点まで同じ経路を引き返す。

[0082] 図14にこのタスク切り替え試験の結果を示す。図14は、動作の様子と、動作補助装置の膝関節角度と、タスク番号とを示す。タスク番号は、0番が平地歩行タスク、1番が階段昇りタスク、2番が階段降りタスクを示す。上記実施形態によるタスク切り替え制御によって、イチチなどの特殊な装置を用いることなく、装着者の運動意思を読み取り、状況に応じたタスクの切り替えが円滑に行われることを確認した。

[0083] [下肢切断者による試験]

下肢切断者1名の協力のもと試験を実施した。試験協力者は交通事故により右大腿と左下腿をそれぞれ切断している50代の男性である。右脚側の膝関節屈曲伸展に必要な筋群の一部が残存しており、随意的に力を入れることができる。試験では、右脚側に動作補助装置を装着し、左脚側には市販されている下腿義足を装着した。義足使用歴は10年であり、平時はインテリジェント義足を使用して、大腿義足の膝関節を屈曲伸展させて平地歩行することができる。

[0084] 動作補助装置は、健足側の情報としては床反力のみを使用するため、片大腿切断の患者だけでなく、両下肢切断の本試験協力者にも適用可能である。

[0085] 生体電位計測試験

動作補助装置の制御に必要な右脚側膝関節の生体電位信号を計測した。試験協力者へ膝関節を屈曲伸展するように力を入れるよう指示し、その際に膨張した筋肉の皮膚表面に生体電位計測用の電極を貼り付けた。動作補助装置によって生体電位の計測を行うと同時に、試験協力者へのフィードバックと

して以下の数式（５）に基づく随意制御を行った。

[数4]

$$\tau_{BES} = K_{fl} \cdot E_{fl} - K_{ex} \cdot E_{ex} \cdots (5)$$

[0086]  $\tau_{BES}$ は随意制御による指令トルク、 $E_{fl}$ 、 $E_{ex}$ はそれぞれ屈曲伸展に伴う生体電位信号の強度、 $K_{fl}$ 、 $K_{ex}$ はそれぞれ屈曲伸展の生体電位信号から膝関節指令トルクへ変換するゲインである。これにより、試験協力者の生体電位信号に基づいて、動作補助装置の膝関節を屈曲伸展させることができる。

[0087] 本試験では、試験協力者に膝関節を屈曲伸展させるように指示し、その際に得られた生体電位信号の波形変化と、随意制御によって動作補助装置の膝関節が指示通りに屈曲伸展するかを確認した。

[0088] 生体電位計測試験の結果を図15に示す。図15において、Knee Angleが動作補助装置の膝関節の角度変化を表し、BES ExtensionとBES Flexionがそれぞれ伸展と屈曲の生体電位信号の強度を示す。生体電位信号の計測結果には100%MVC法を適用した。

[0089] 屈曲伸展の指示に対応した生体電位信号を取得することができた。図15より、随意制御によって動作補助装置の膝関節を交互に屈曲伸展できること、同時収縮がなく屈曲伸展で独立して生体電位信号を取得できることが確認された。さらに、試験協力者より「自分の脚のように動かせる」、「自分の脚が戻ったみたいだ」との感想を得た。

[0090] 以上の結果より、試験協力者の随意的な生体電位信号を取得できることが確認できた。さらに、動作補助装置を制御するにあたって十分な生体電位信号の信号強度であることを確認できた。

[0091] 平地歩行動作試験

下肢切断者が動作補助装置を使用した場合の平地歩行を試験した。本試験では、上述した健常者による試験と同様に、10m歩行試験を行った。図9に示す経路のA地点からD地点までを歩行し、B地点からC地点までの10

の歩行に要する時間を計測した。A地点からB地点、C地点からD地点はどちらも3 mの助走区間とした。

[0092] 比較のために、動作補助装置を使用した場合と、普段使っている義足(The prosthetic leg used in daily life)を使用した場合の両方で10 m歩行試験を行った。

[0093] 試験協力者には動作補助装置と普段使っている義足の両方で快適速度での歩行を指示した。十分な練習と制御パラメータの調整を行った後に試験を行った。

[0094] 10歩行試験によって、下肢切断者が動作補助装置を使用して平地歩行ができることが確認できた。図16に動作補助装置を使用した際の1歩行周期分の膝関節角度、股関節角度、両足の床反力、フェイズ番号を示す。膝関節を屈曲伸展させ、支持脚フェイズと遊脚フェイズでフェイズを切り替えながら歩行できていることが確認できた。

[0095] 図17に、本試験における動作補助装置と普段使っている義足の10 m歩行試験に要する時間から算出した速度結果を示す。動作補助装置では39 [s]、普段使っている義足では38 [s]という結果であった。図17から、動作補助装置と普段使っている義足とで、同程度の歩行速度であることがわかる。

[0096] 本試験によって、下肢切断者が動作補助装置を使用した場合でも同様に平地歩行を実現することができたことを確認した。普段使っている義足と同程度の速度結果であったことから、日常生活で使用できる歩行速度を実現したと考えられる。

#### [0097] 階段昇降動作試験

下肢切断者が動作補助装置を使用した場合の階段昇降を試験した。本試験では、上述した健常者による試験と同じ階段を使用した。階段昇り動作試験では、1段目から11段目までの計10段の段差を昇るのに要する時間を計測した。階段降り動作試験では、12段目から2段目までの計10段の段差を降りるのに要する時間を計測した。片側の手すりは使用可能とした。比較

のために、動作補助装置と普段使っている義足の両方で昇降動作時の所要時間の計測を行った。試験協力者にはどちらも快適速度での歩行を指示した。普段使っている義足での試験では、平時での昇降方法が二足一段昇降であるため、二足一段昇降で階段を昇降した。

[0098] 本試験によって、下肢切断者が動作補助装置を使用して一足一段での階段昇降動作ができることを確認した。図18に階段昇り動作試験において動作補助装置を使用した際の歩行1周期分の膝関節角度、股関節角度、両足の床反力、フェイズ番号を示す。また、図19に階段降り動作試験において動作補助装置を使用した際の歩行1周期分の膝関節角度、膝関節角速度、股関節角度、両足の床反力を示す。

[0099] 動作補助装置と普段使っている義足の速度結果を図20、図21に示す。図20は階段昇り動作試験の速度結果、図21は階段降り動作試験の速度結果を示す。計測した時間と昇降した階段の段数から、1分間の昇降段数であるケーデンス[steps/min]を算出した。

[0100] 図20に示す階段昇り動作試験の結果では、動作補助装置と普段使っている義足の両方で同程度の速度結果となった。

[0101] 図21に示す階段降り動作試験の結果では、動作補助装置使用時の方が、普段使っている義足使用時よりも1.7倍速い結果となった。

[0102] 階段昇り動作試験において、一般的な受動義足では二足一段であった歩容が、動作補助装置を使用することによって一足一段で階段を昇ることができ、より健常者に近い歩容を実現できた。また、試験協力者から「階段の昇り降りができて楽しい」との感想を得た。これにより、今まで階段を昇ることに対して抱いていた精神的負荷を和らげることができると考えられる。

[0103] 階段昇り動作において、動作補助装置と普段使っている義足の速度結果における比較では同程度の結果であった。同程度の速度結果となった要因の1つに“慣れ”が考えられる。本試験は1回につき2時間、最短で1週間に1回の頻度で実施した。1回の試験の中で内容説明、装着、生体電位の計測、パラメータの調整などを行うため、訓練にあてる時間はより制限される。日

常的な訓練を行うことでより健常者に近い速度で階段を昇ることができるようになると考えられる。別の要因としては、試験協力者が両下肢切断であったことが考えられる。階段昇降動作では、平地歩行に比べて足関節が大きく動作する。両下肢切断の場合には、両脚の足関節の可動域に制限があるため、片大腿切断を模擬した上述の健常者による試験の結果より遅くなったものと考えられる。片大腿切断者が動作補助装置を使用する場合には、健常者による試験結果に近い速度で階段を昇ることができると考えられる。

[0104] 階段降り動作において、動作補助装置の方が、普段使っている義足より速く降りることができた。これは、普段使っている義足では二足一段であった歩容が、動作補助装置では一足一段での歩容に変わったところが多いと考えられる。さらに、足裏の土踏まず周辺を段差の角に当て、段差の角を中心に回転させて降りることで足関節の役割を果たし、足関節の可動域が制限されている問題を解決している。

[0105] タスクの切り替え試験

図13に示す平地歩行動作と階段昇降動作が必要な経路を、動作補助装置を装着した下肢切断者が歩行し、状況に応じたタスクの切り替えを確認した。使用する階段は5段と3段の段差がそれぞれ両側にあり、5段側の蹴上寸法は120mm、3段側の蹴上寸法は200mmである。図13のA地点から歩行し、B-C区間の階段を昇り、C-D区間の階段を降り、E地点まで歩行する。その後、A地点まで同じ経路を引き返す。

[0106] 図22にこのタスク切り替え試験の結果を示す。図22は、動作の様子と、動作補助装置の膝関節角度と、タスク番号と、フェイズ番号とを示す。タスク番号は、0番が平地歩行タスク、1番が階段昇りタスクを示す。タスク番号とフェイズ番号の両方が0の状態では階段を降りる。これは上記実施形態で説明したように、平地歩行タスクの支持脚フェイズと階段降りタスクとで同一のトルク制御としたためである。

[0107] 図22から、試験協力者が平地歩行と階段昇降の必要な試験用の経路を歩行可能であることが確認できた。さらに、スイッチなどの特殊な装置を用い

ることなく、タスクが状況に応じて切り替わり、所望の動作を実現できたことが確認できた。

[0108] このように、平地歩行に加え、階段昇降の必要な経路において、下肢切断者が単独で歩行可能なことが確認できた。

[0109] 屋内での使用を想定した歩行試験

日常生活における屋内での使用を想定し、実際の建造物内における平地歩行動作と階段昇降動作の必要な経路を歩行可能か否か確認した。建造物内の模式図を図23に示す。歩行する経路は、A地点から歩行を開始し、Walk 1、Ascend、Walk 2、Descend、Walk 3の順に建造物内を巡回し、A地点へ再び戻ってくるまでの時間を計測した。比較のために、動作補助装置を使用した場合と、普段使っている義足を使用した場合の両方でこの経路を歩行した。普段使っている義足での試験では、平時での昇降方法が二足一段昇降であるため、二足一段昇降で階段を昇降した。

[0110] 動作補助装置を使用した場合と普段使っている義足を使用した場合の両方において図23に示す建造物内の歩行を達成した。動作補助装置を使用した場合には、一足一段での階段昇降を行い、試験経路の歩行を達成した。

[0111] 所要時間は、動作補助装置を使用した場合には160 [s]、普段使っている義足を使用した場合には165 [s]であった。動作補助装置を使用した方が5 [s] 速い結果となった。

[0112] 図24に、動作補助装置を使用した場合と、普段使っている義足を使用した場合の、各経路の所要時間を示す。Walk 1とWalk 3に関しては、両者でほとんど差がなかった。AscendとWalk 2では動作補助装置の方が遅い結果となった。Descendに関しては動作補助装置の方が速い結果となった。

[0113] 階段昇り動作において動作補助装置の方が遅くなった原因としては、本試験では3つのタスク全てに意識を向けなければならず、フェイズの切り替えの多い階段昇りタスクにおいて多少時間がかかったものと考えられる。本試験の経路のような平地歩行と階段昇降の必要な経路についての訓練を続ける

ことで、より無意識的に動作補助装置を使うことができるようになり、移動速度が向上すると考えられる。

[0114] 本発明を特定の態様を用いて詳細に説明したが、本発明の意図と範囲を離れることなく様々な変更が可能であることは当業者に明らかである。

本出願は、2014年6月13日付で出願された日本特許出願2014-122482に基づいており、その全体が引用により援用される。

### 符号の説明

- [0115] 10 ソケット  
12 大腿フレーム  
14 膝関節部  
16 下腿フレーム  
18 足部  
20 駆動部  
30 腰ベルト  
40 制御部  
50 バッテリ  
102 生体電位信号検出手段  
104 関節角度検出手段  
106 床反力検出手段  
110 制御装置  
120 駆動信号生成手段

## 請求の範囲

- [請求項1] 義足の大腿フレームと下腿フレームとの間の膝関節の動作を支援する義肢装着式動作補助装置であって、
- 前記膝関節の外側に配置され、前記大腿フレーム及び前記下腿フレームに連結され、前記義足に対して動力を付与する駆動部と、
- 鉛直方向に対する股関節角度を検出する絶対角度センサと、
- 前記駆動部に設けられ、膝関節角度を検出する角度センサと、
- 装着者への床反力を検出する床反力センサと、
- タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位（フェーズ）の各々の基準パラメータを格納したデータ格納部と、
- 前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力と、前記データ格納部に格納された基準パラメータとを比較することにより、前記装着者のタスクのフェイズを推定し、このフェイズに応じた動力を前記駆動部に発生させるための自律指令信号を生成する制御部と、
- を備える義肢装着式動作補助装置。
- [請求項2] 前記制御部は、階段昇りタスクの屈曲フェイズにおいて、前記義足のつま先が所定の高さの段差を超えられるように、前記大腿フレーム及び前記下腿フレームの長さから逆運動学を用いて膝関節目標角度を算出し、該膝関節目標角度と前記角度センサにより検出される膝関節角度との偏差に基づいて前記自律指令信号を生成することを特徴とする請求項1に記載の義肢装着式動作補助装置。
- [請求項3] 前記制御部は、階段昇りタスクの足裏水平フェイズにおいて、前記股関節角度を用いて足裏が水平になる膝関節目標角度を算出し、該膝関節目標角度と前記角度センサにより検出される膝関節角度との偏差に基づいて前記自律指令信号を生成することを特徴とする請求項1又は2に記載の義肢装着式動作補助装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記角度センサにより検出される膝関節角度が前記

膝関節目標角度に達すると、屈曲フェイズから足裏水平フェイズに移移することを特徴とする請求項2に記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項5] 前記制御部は、階段降りタスク又は平地歩行タスクの支持脚フェイズにおいて、完全伸展角度と前記角度センサにより検出される膝関節角度との偏差にゲインを掛け合わせた値を用いて前記自律指令信号を生成し、

屈曲時のゲインは、伸展時のゲインよりも大きいことを特徴とする請求項1乃至4のいずれかに記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項6] 前記制御部は、平地歩行タスクの遊脚フェイズにおいて、前記股関節角度から股関節角速度を算出し、所定時間前の股関節角速度にゲインを掛け合わせた値を用いて前記自律指令信号を生成することを特徴とする請求項1乃至5のいずれかに記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項7] 前記制御部は、前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力に基づいて、平地歩行タスクと階段昇りタスクの切り替えを行うことを特徴とする請求項1乃至6のいずれかに記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項8] 前記制御部は、健足側床反力、義足側床反力、前記絶対角度センサから得られる鉛直方向加速度、及び前記股関節角度に基づいて、平地歩行タスクから階段昇りタスクへの切り替えを行うことを特徴とする請求項7に記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項9] 前記制御部は、健足側床反力が所定値以上となり、前記膝関節が屈曲方向に運動している場合、階段昇りタスクから平地歩行タスクへの切り替えを行うことを特徴とする請求項7又は8に記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項10] 前記制御部は、義足側床反力が所定値以上となり、前記膝関節が伸展方向に運動している場合、階段昇りタスクから平地歩行タスクへの切り替えを行うことを特徴とする請求項7乃至9のいずれかに記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項11] 前記装着者の大腿部における生体信号を検出する生体信号センサをさらに備え、

前記制御部は、階段昇りタスクにおいて、該生体信号センサにより検出される伸展側の生体信号の強度が所定値以上となった場合に、屈曲フェイズから足裏水平フェイズに遷移することを特徴とする請求項1乃至10のいずれかに記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項12] 前記制御部は、前記生体信号に応じた動力を前記駆動部に発生させるための随意指令信号を生成し、前記随意指令信号及び前記自律指令信号を合成して合成指令信号を生成し、

前記駆動部は、前記合成指令信号に基づいて生成された駆動電流により駆動することを特徴とする請求項11に記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項13] 前記データ格納部は、各タスクのフェイズ毎に設定された前記随意指令信号と前記自律指令信号との合成比を格納し、

前記制御部は、推定したフェイズに応じた合成比となるように、前記随意指令信号と前記自律指令信号とを合成して合成指令信号を生成することを特徴とする請求項12に記載の義肢装着式動作補助装置。

[請求項14] 一端が装着者の大腿部に装着されるソケットに連結される大腿フレームと、

一側が前記大腿フレームに結合される膝関節部と、

一端が前記膝関節部の他側に結合される下腿フレームと、

前記下腿フレームの他端に結合される足部と、

前記膝関節部に設けられ、駆動力の発生により前記大腿フレーム又は前記下腿フレームを回動させる駆動部、及び膝関節角度を検出する角度センサと、

前記大腿フレームに設けられ、鉛直方向に対する股関節角度を検出する絶対角度センサと、

前記足部に設けられ、装着者への床反力を検出する床反力センサと

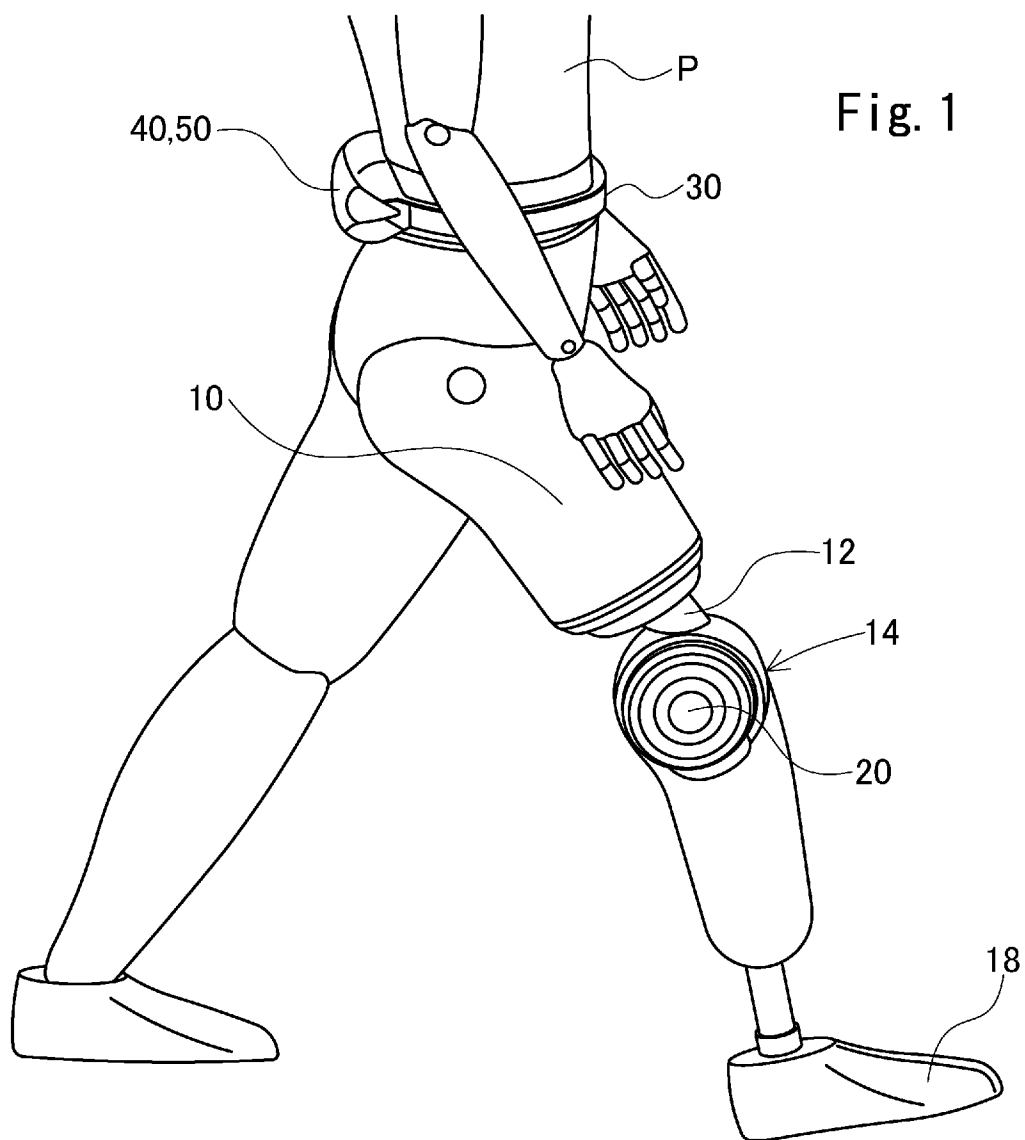
、

タスクとして分類した装着者の動作パターンを構成する一連の最小動作単位（フェーズ）の各々の基準パラメータを格納したデータ格納部と、

前記股関節角度、前記膝関節角度、及び前記床反力と、前記データ格納部に格納された基準パラメータとを比較することにより、前記装着者のタスクのフェイズを推定し、このフェイズに応じた動力を前記駆動部に発生させるための自律指令信号を生成する制御部と、

を備える装着式動作補助装置。

[図1]



[図2]

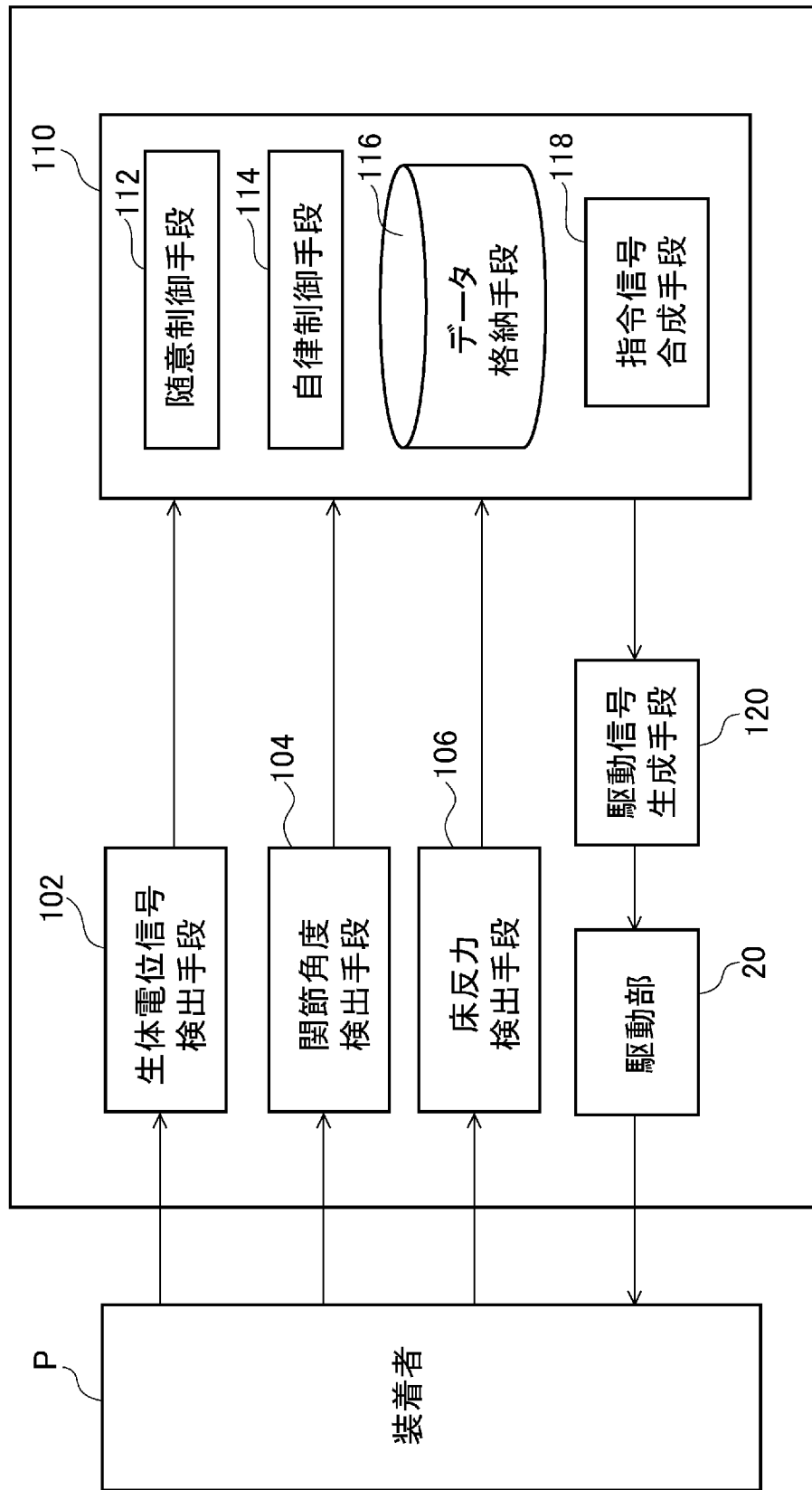
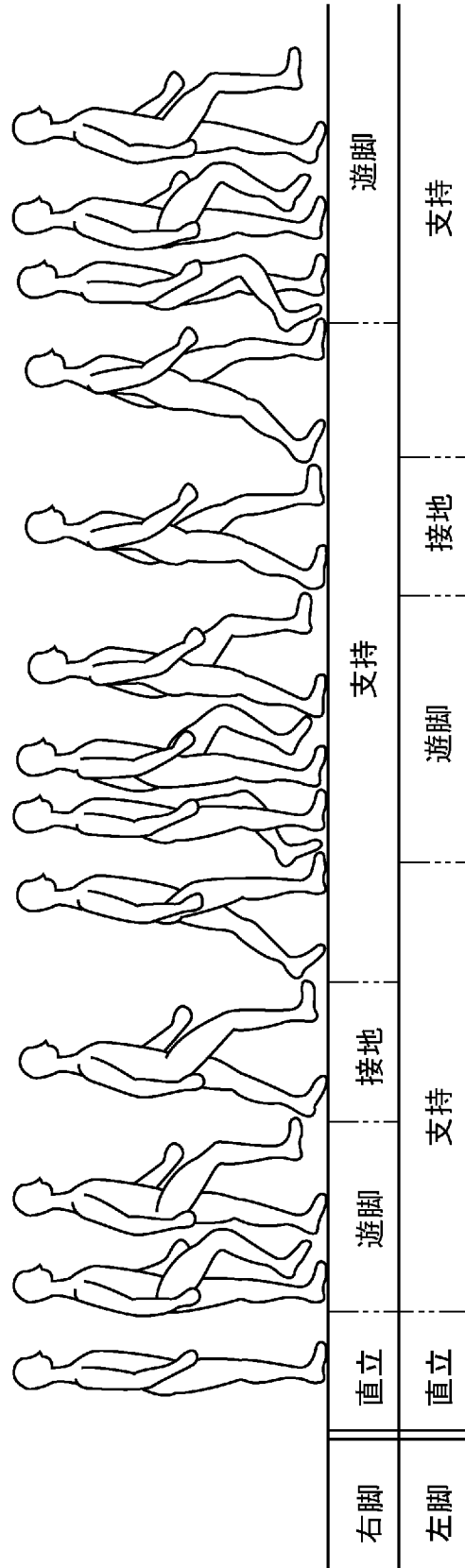


Fig. 2

[図3]

Fig. 3



[図4]

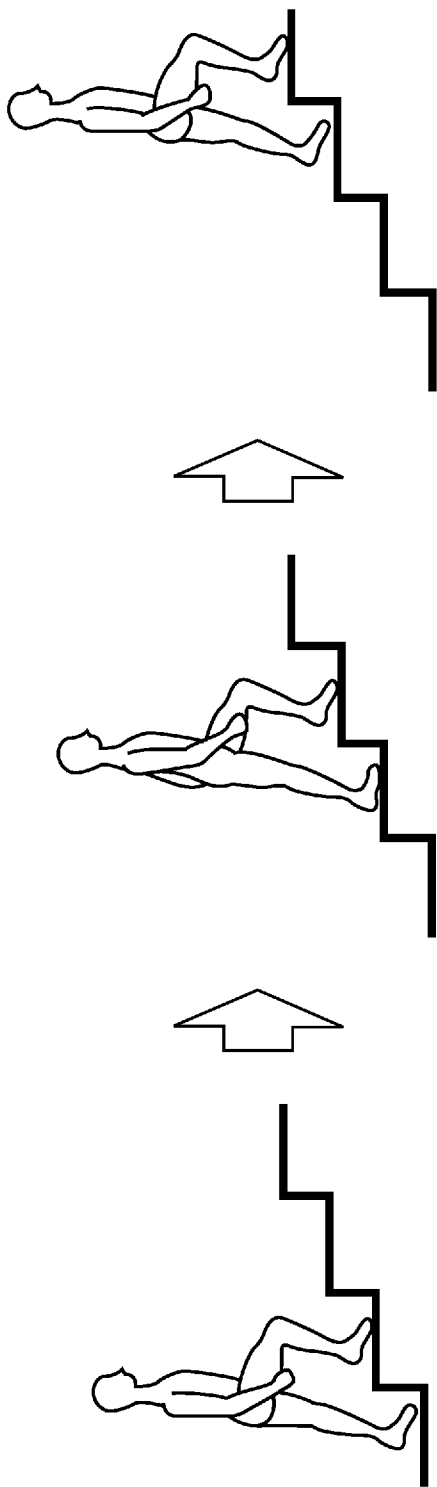


Fig. 4a

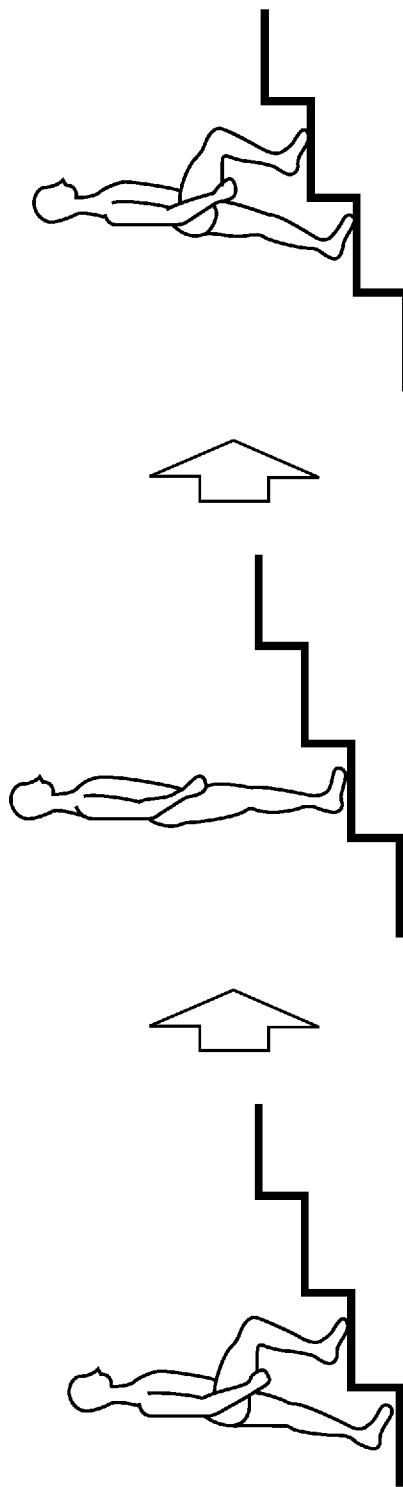


Fig. 4b

[図5]

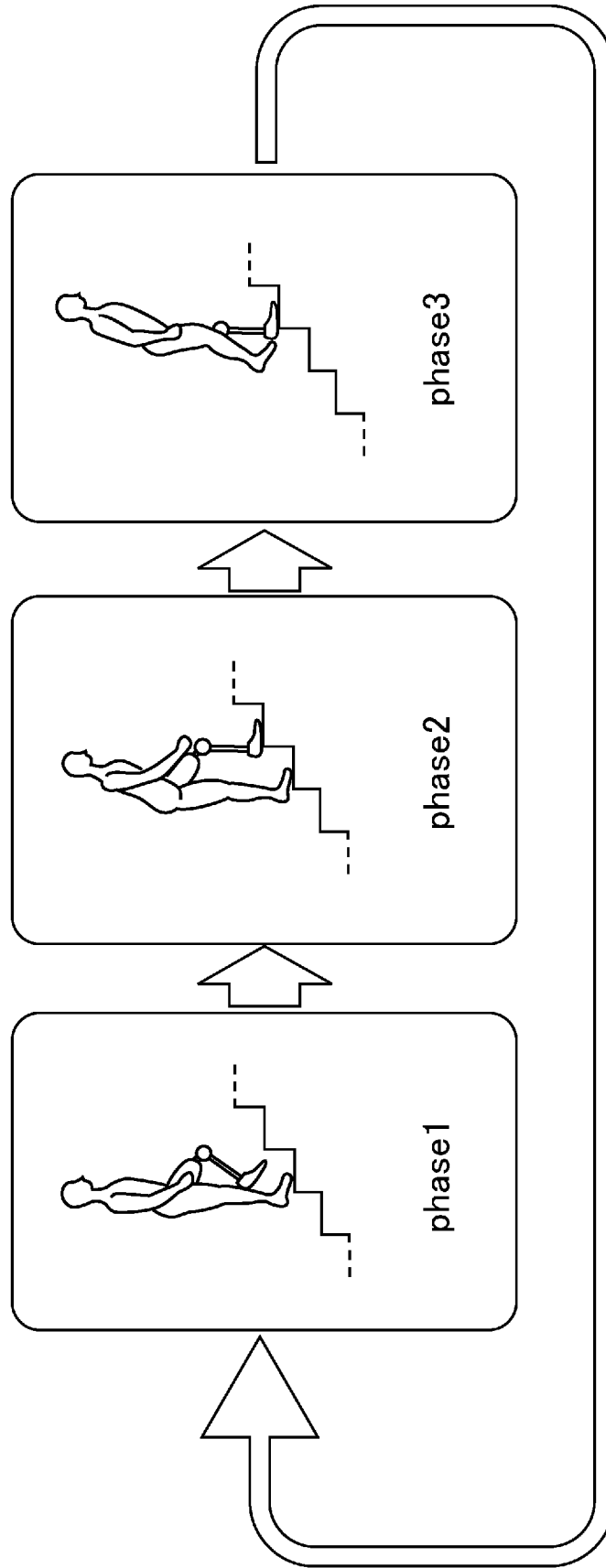
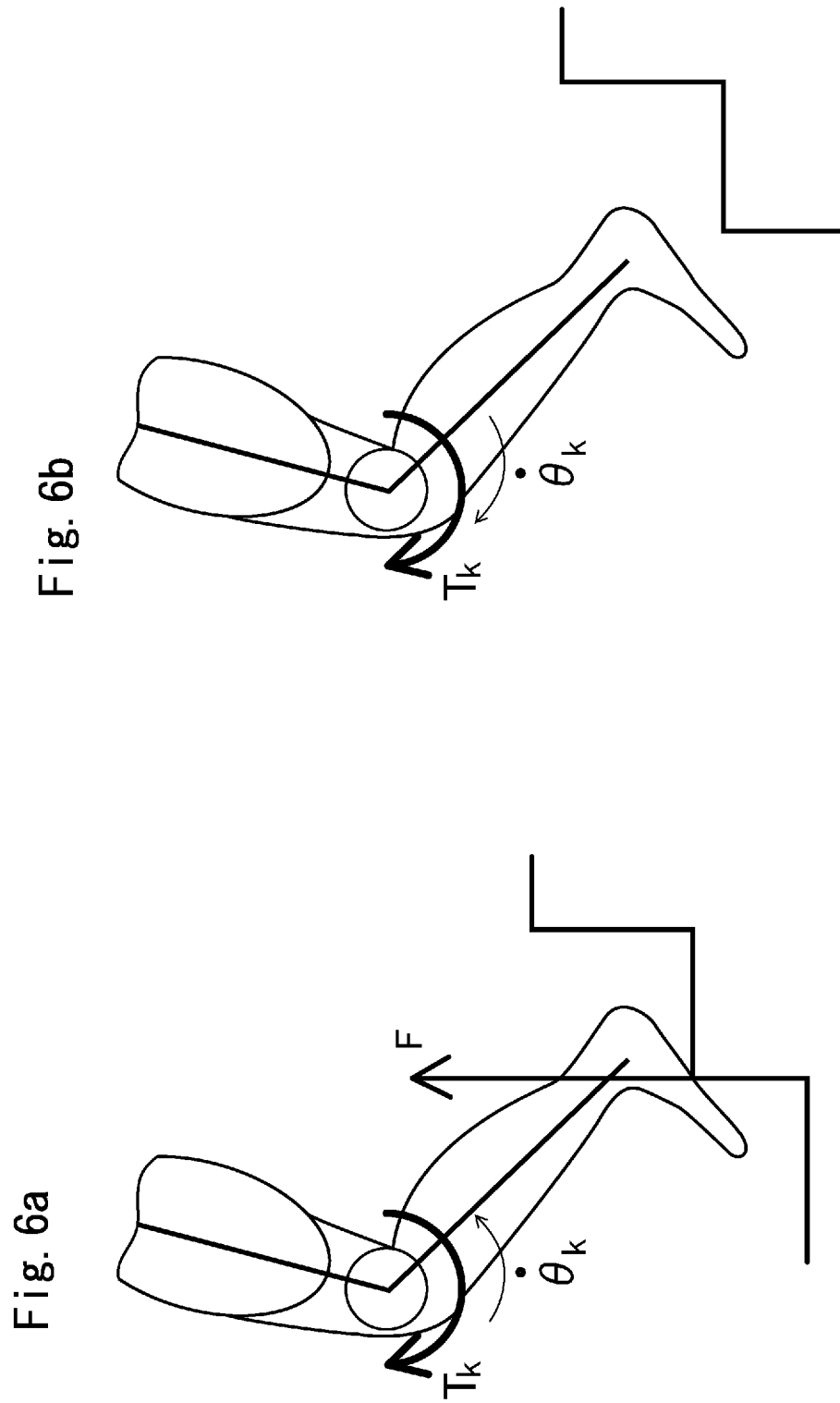


Fig. 5

[図6]



[図7]

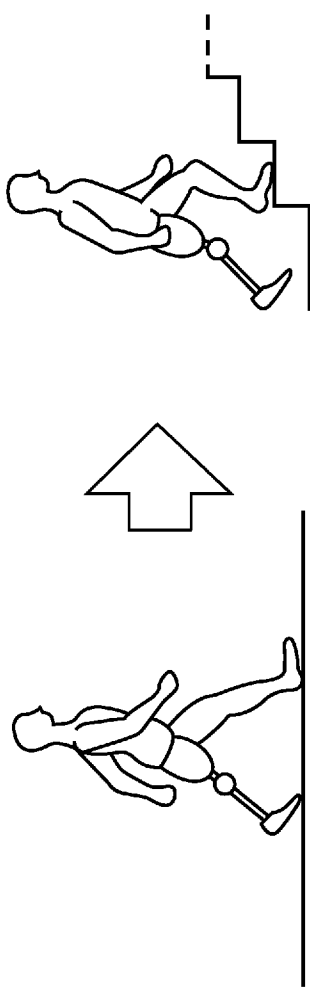


Fig. 7a

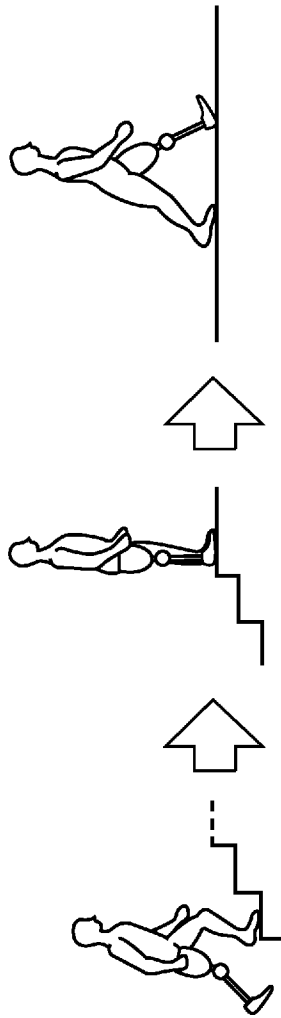


Fig. 7b

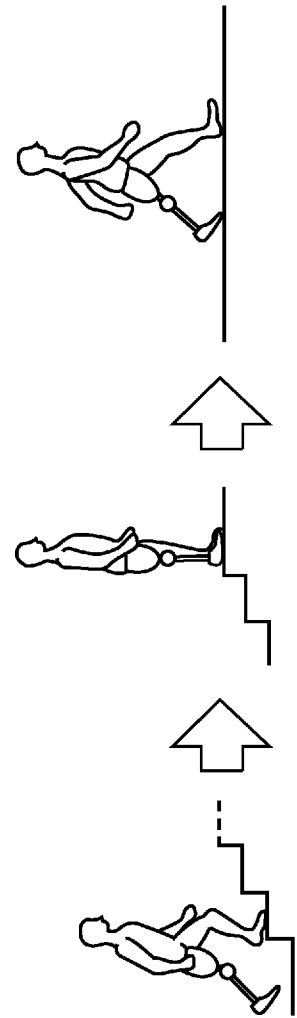
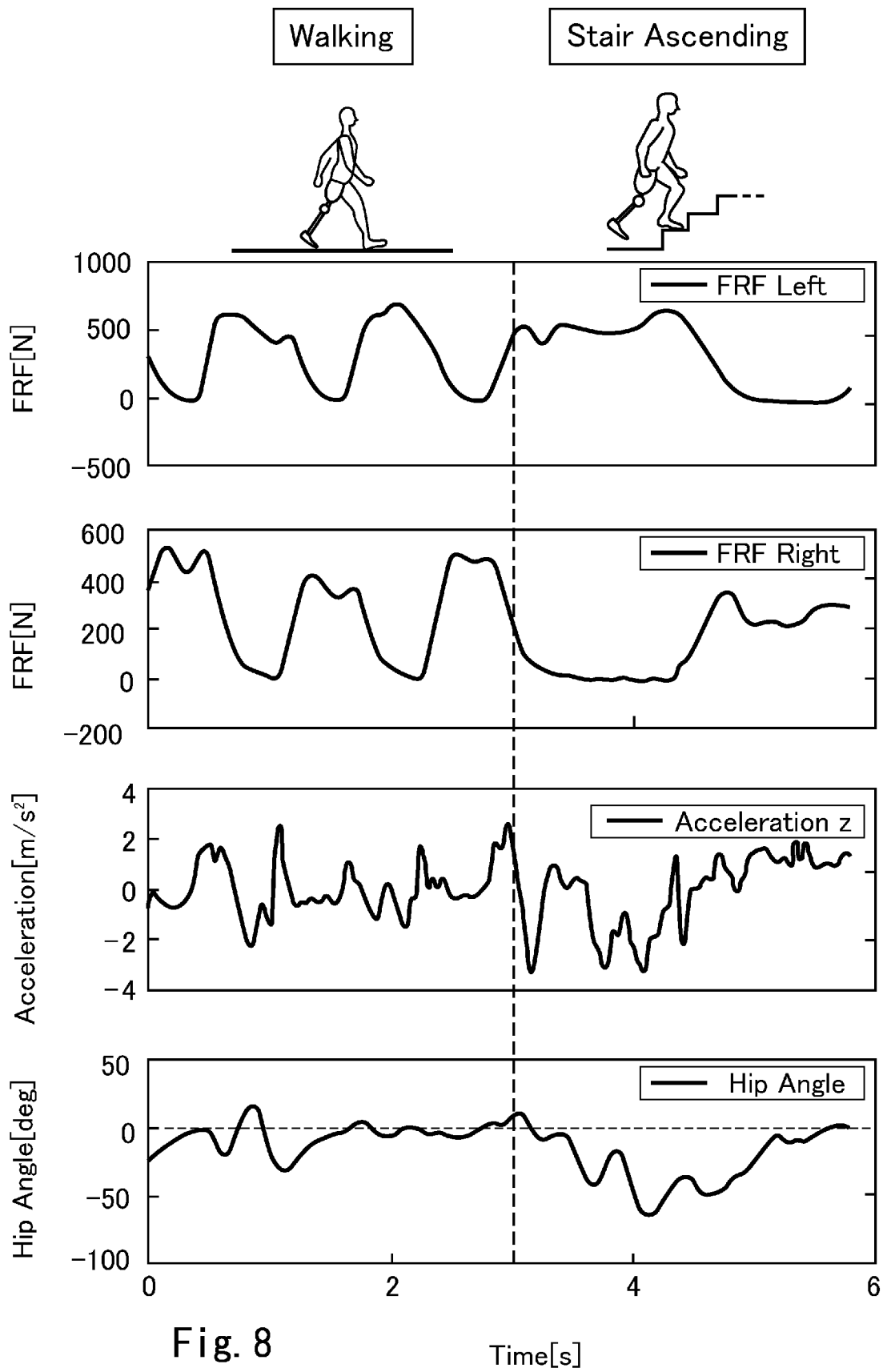
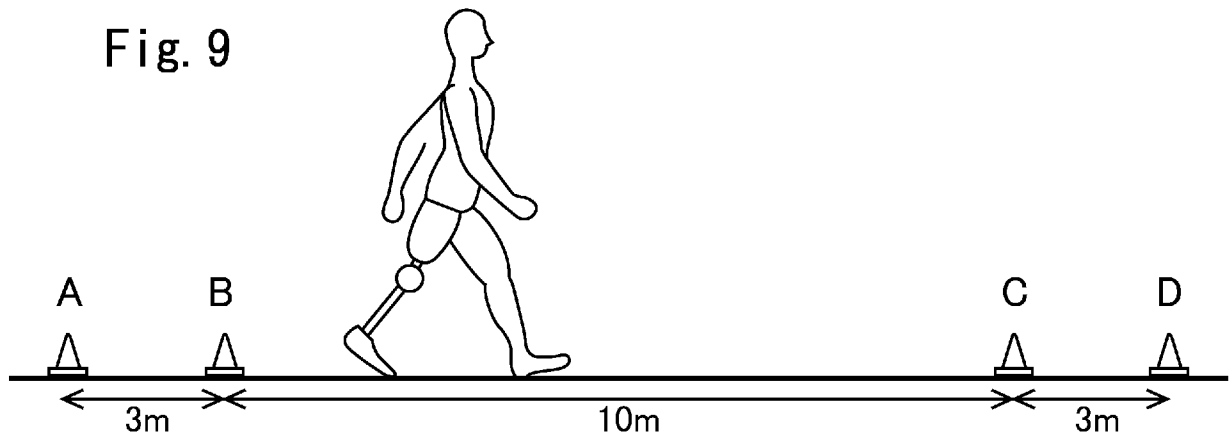


Fig. 7c

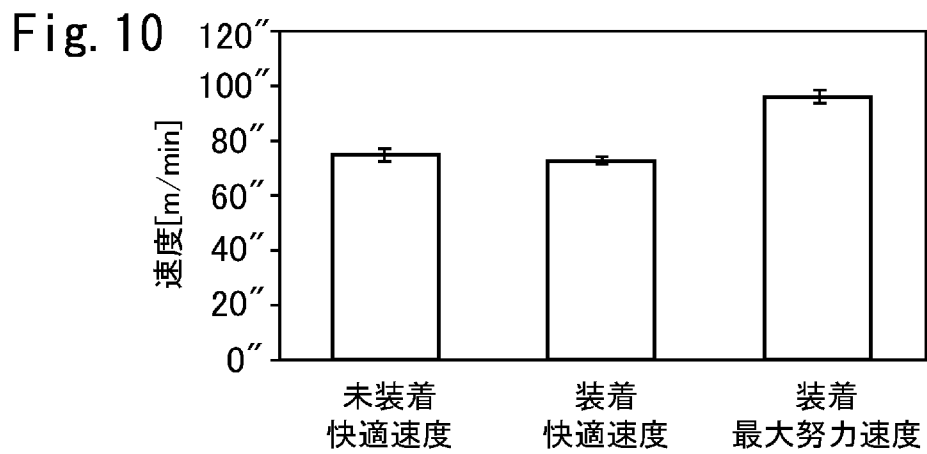
[圖8]



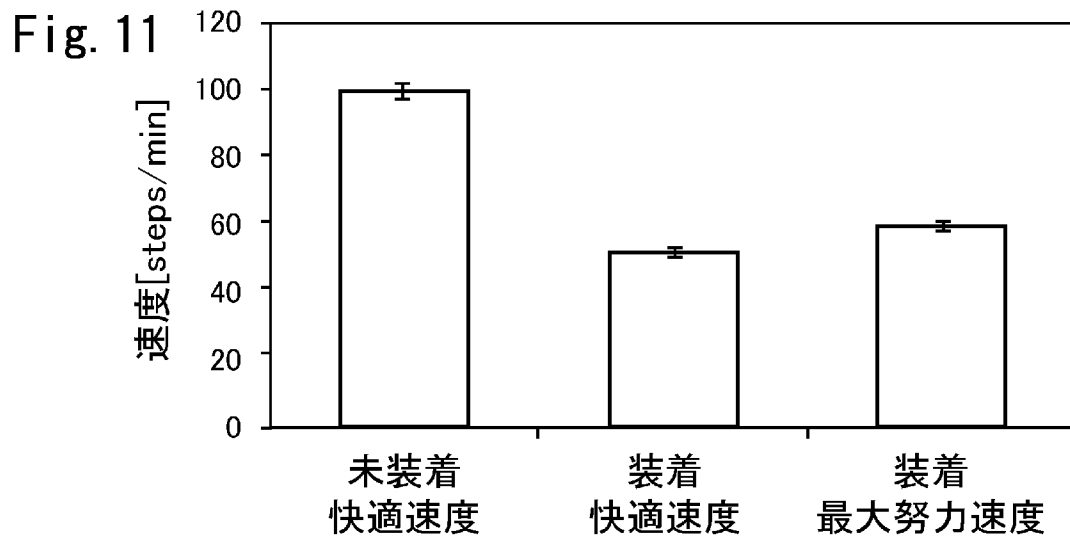
[图9]



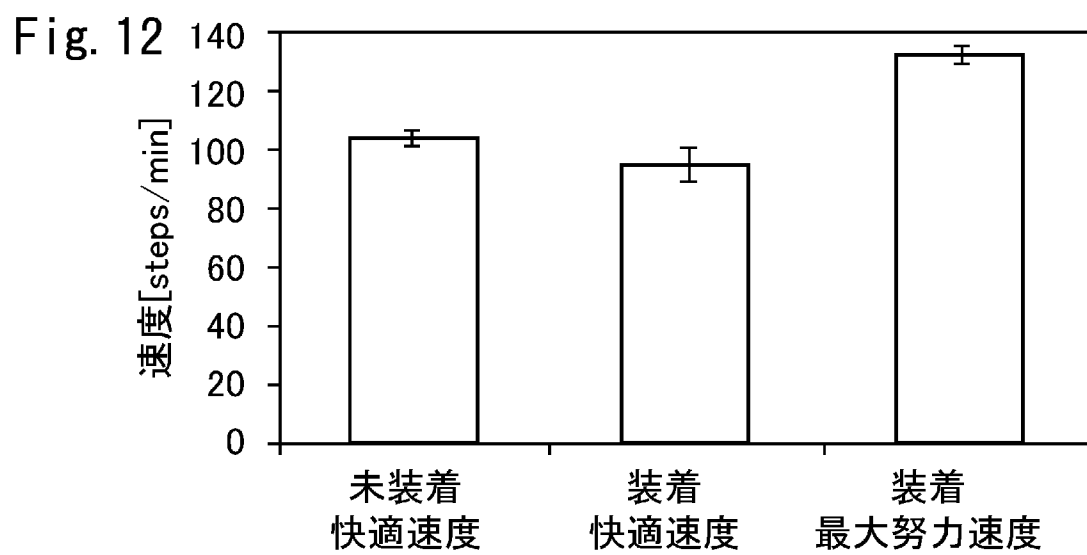
[图10]



[图11]

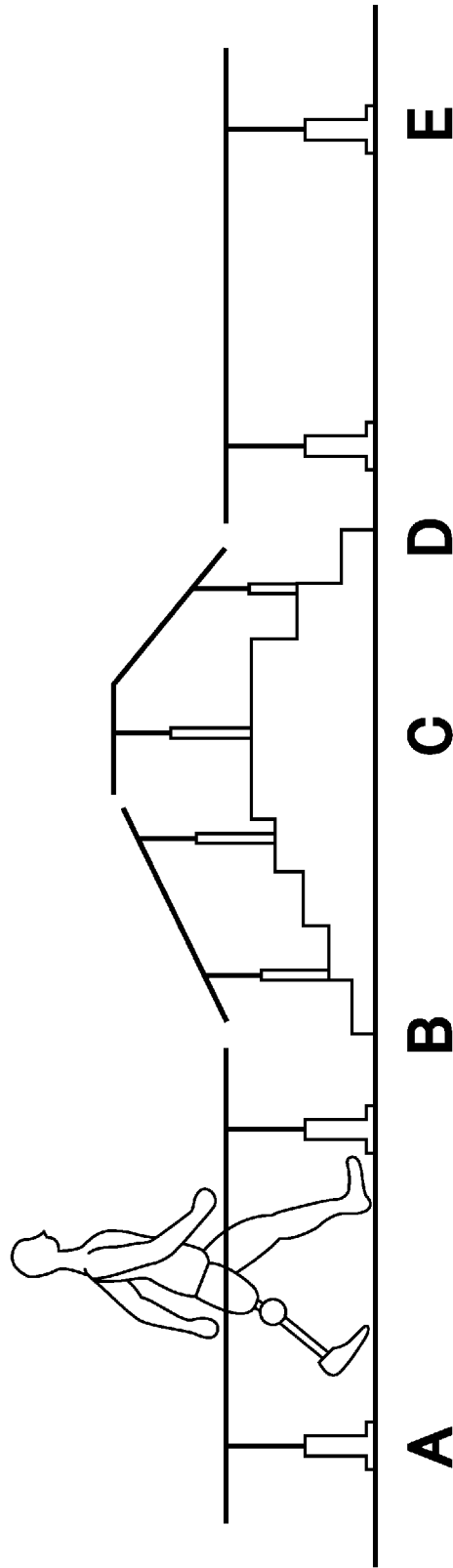


[図12]



[図13]

Fig. 13



[14]

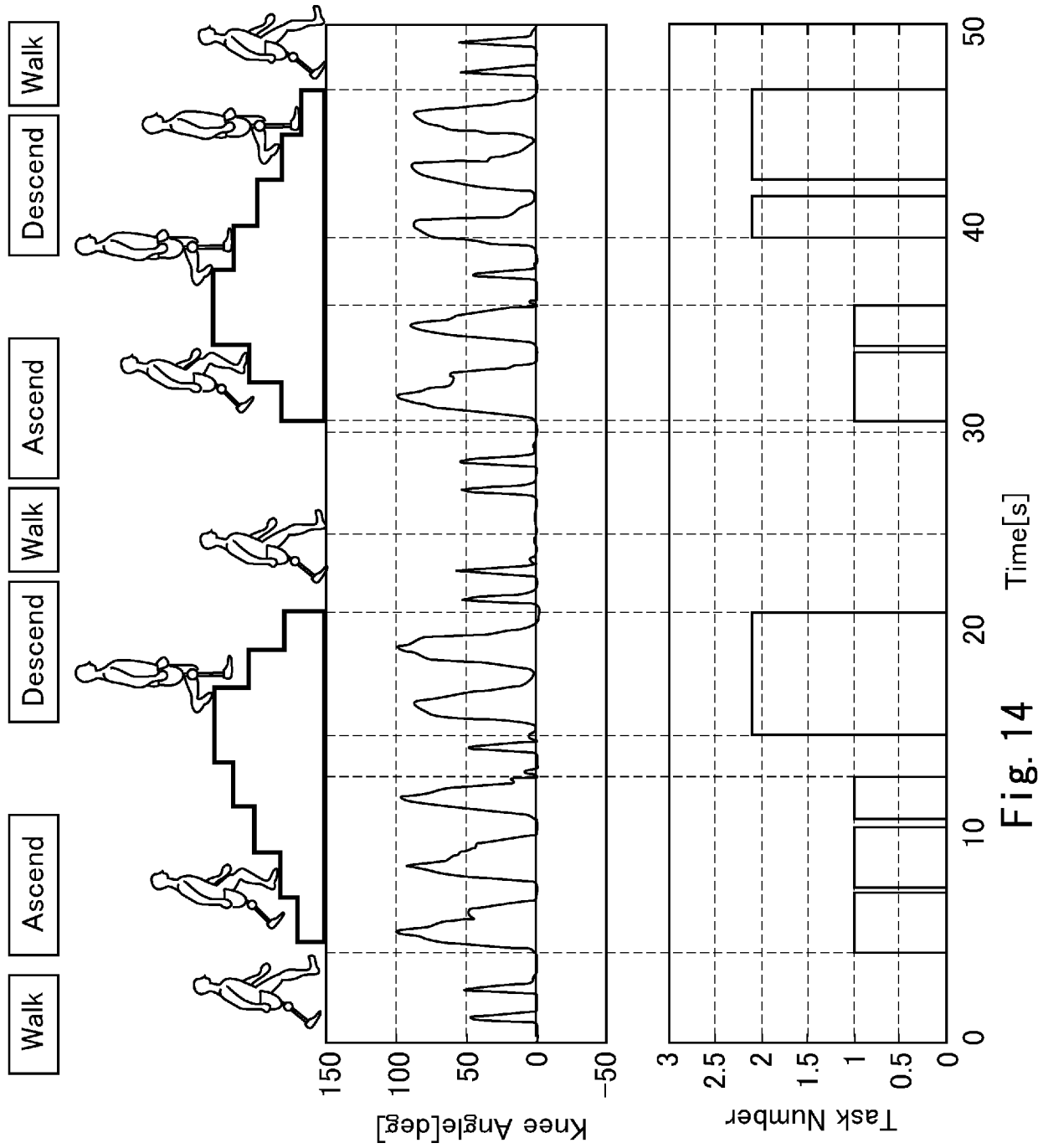


Fig. 14

[15]

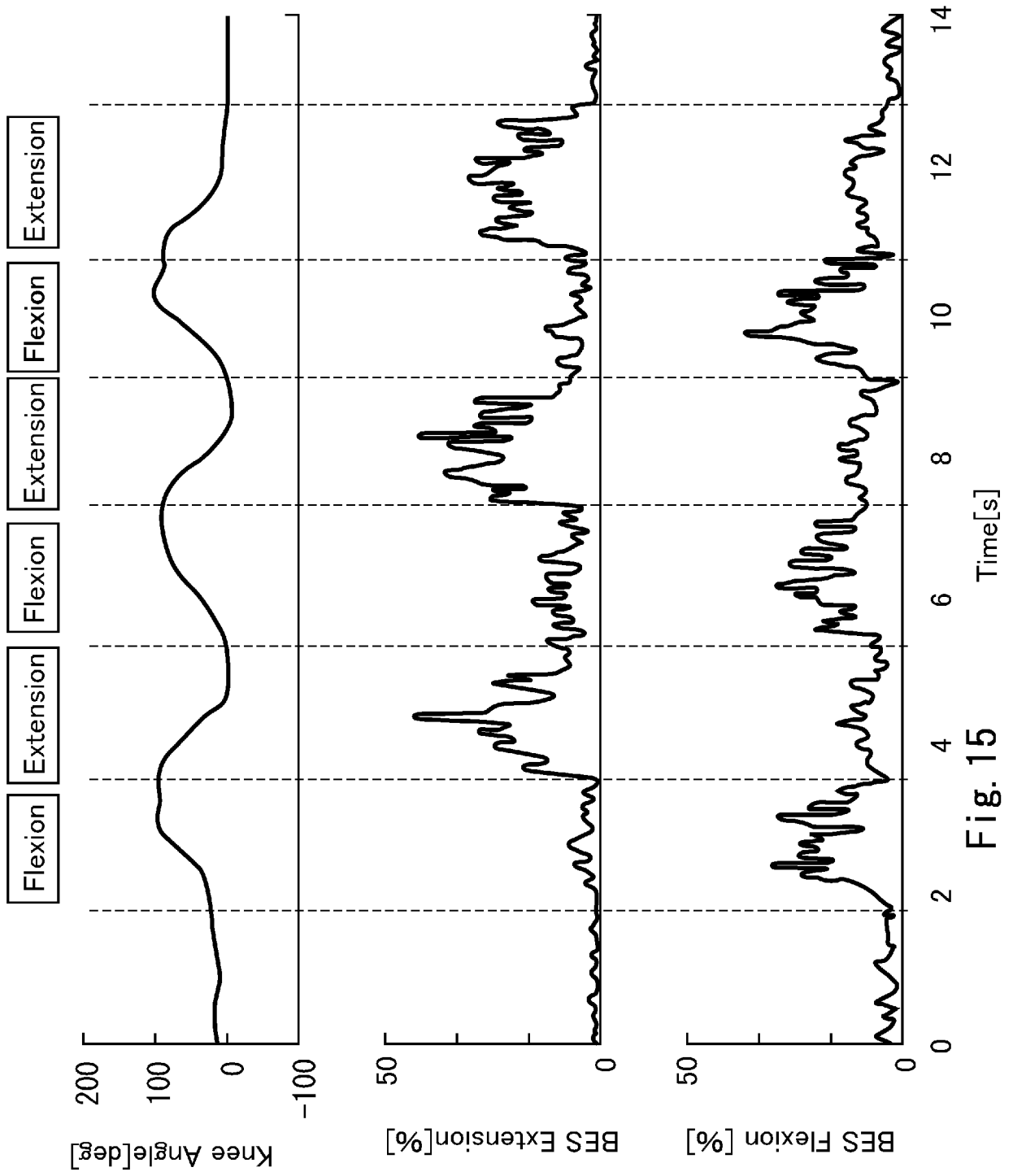


Fig. 15

[図16]

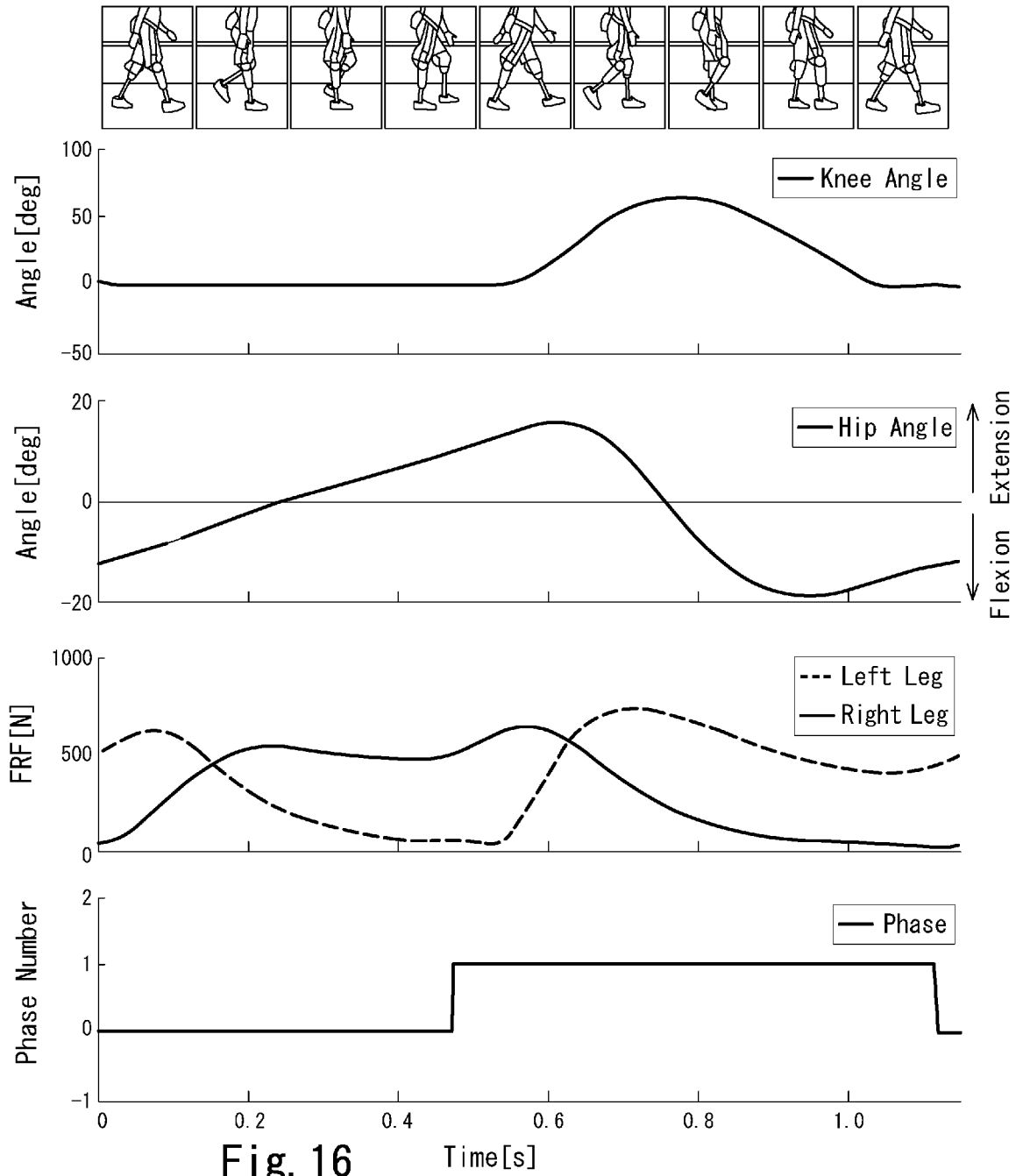
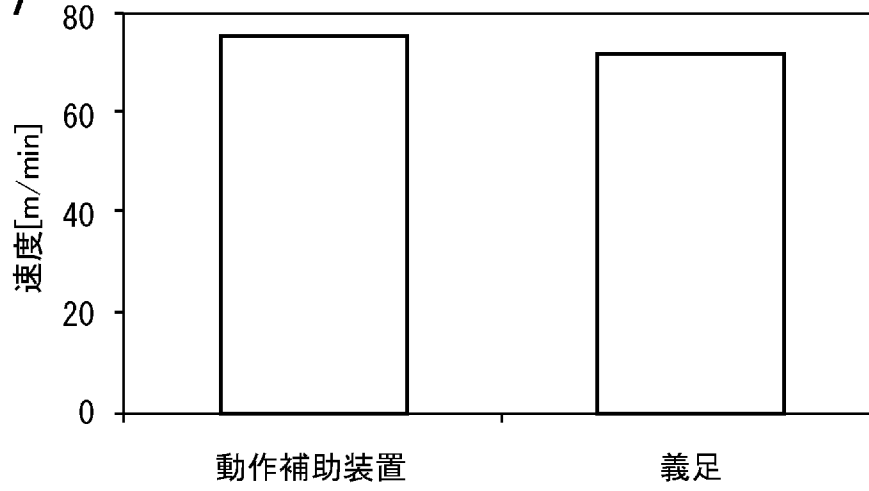


Fig. 16

Time[s]

[図17]

Fig. 17



[18]

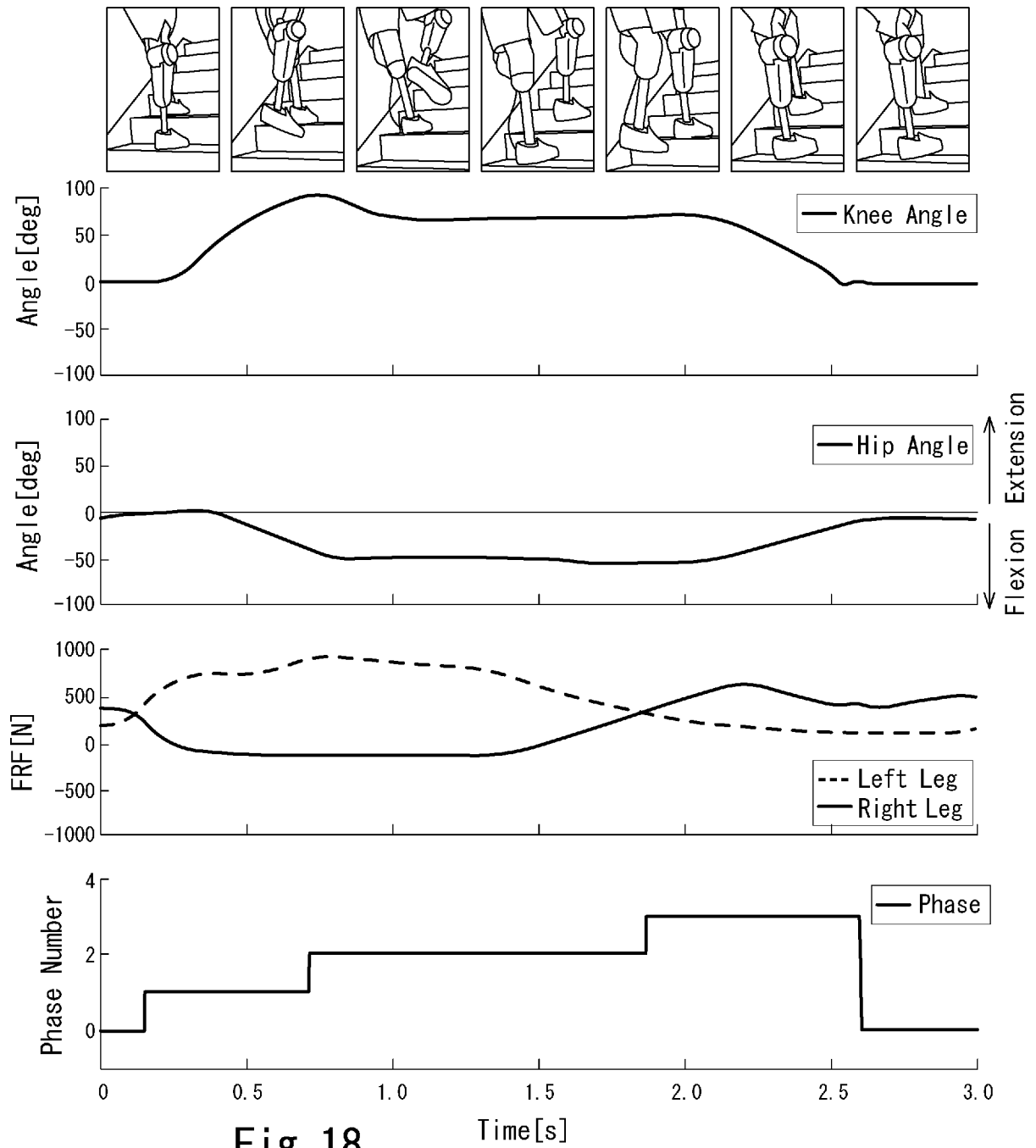


Fig. 18

[図19]

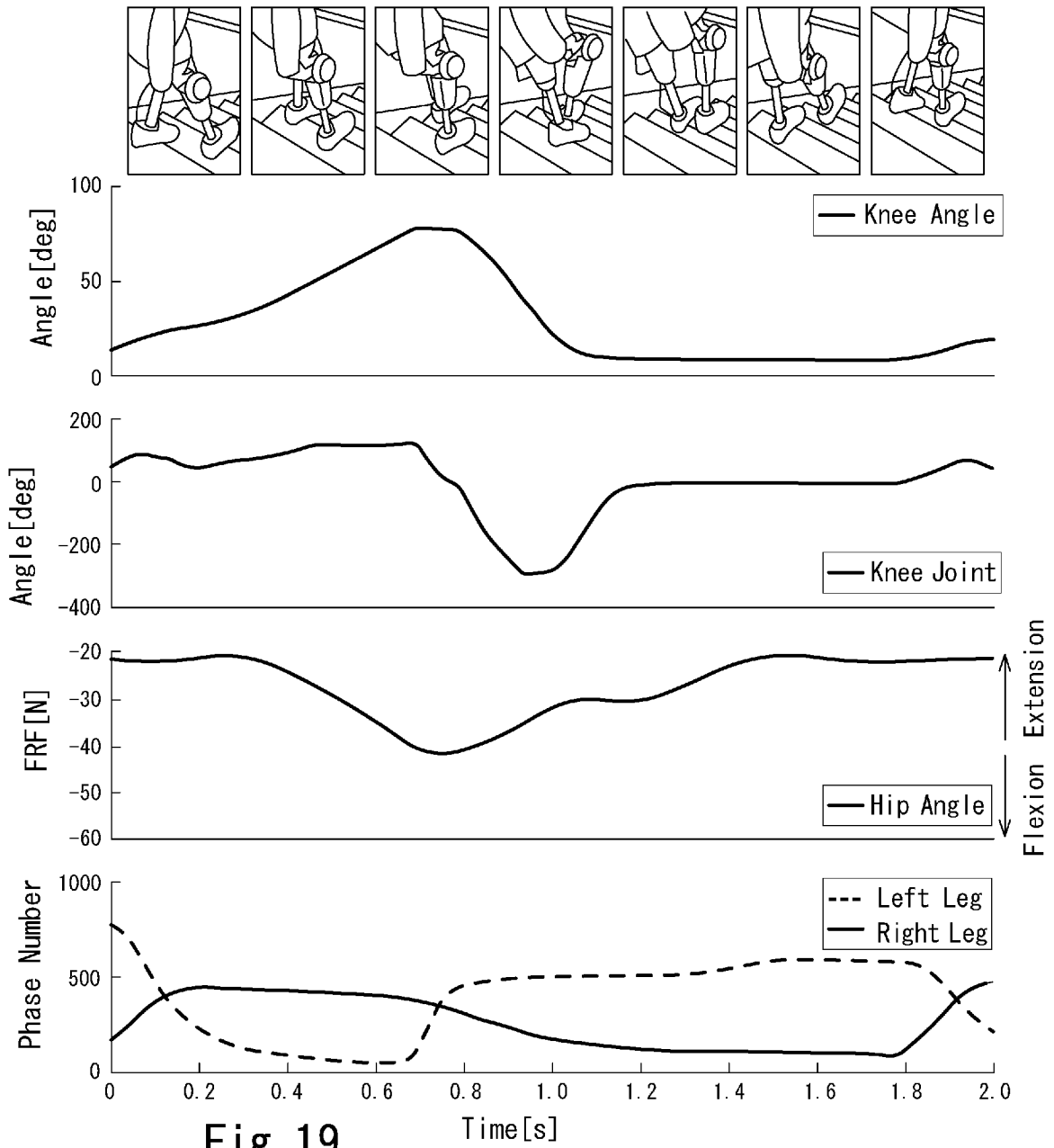
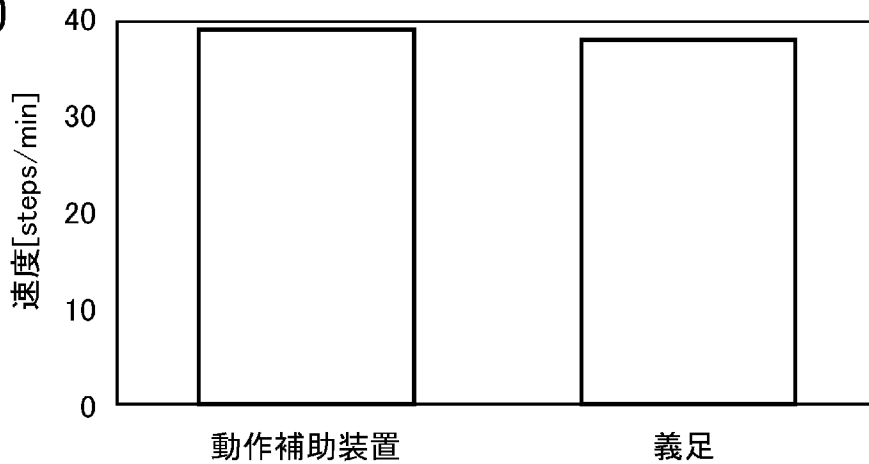


Fig. 19

[図20]

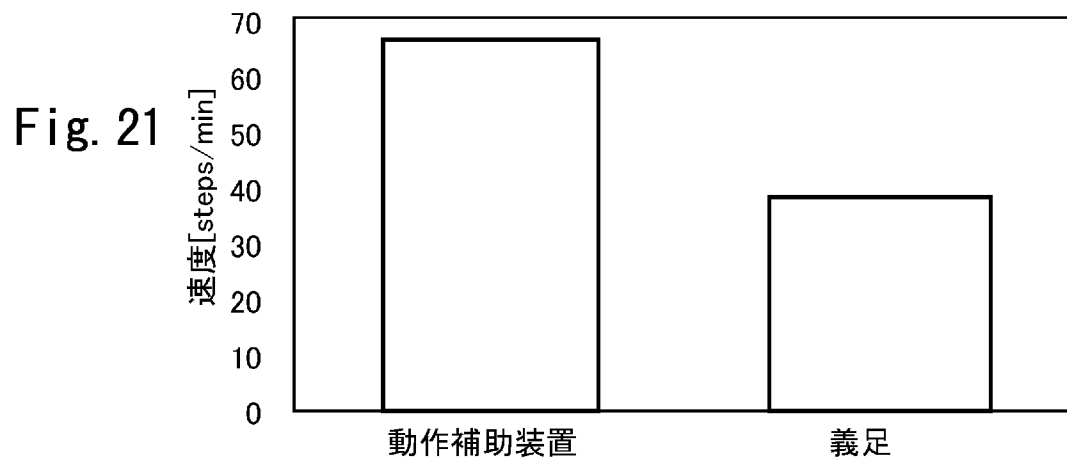
Fig. 20



動作補助装置

義足

[図21]



[22]

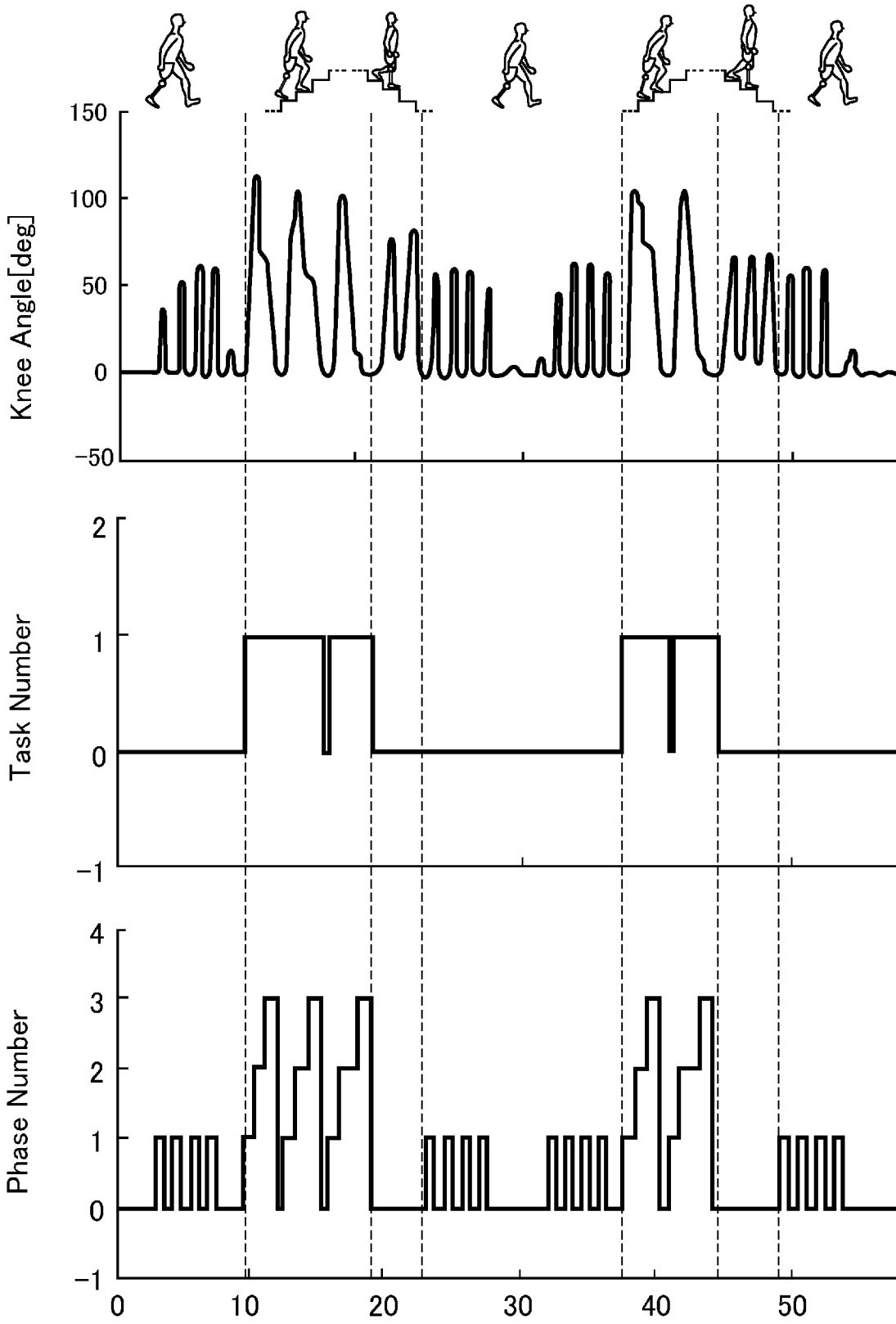


Fig. 22

Time[s]

[23]

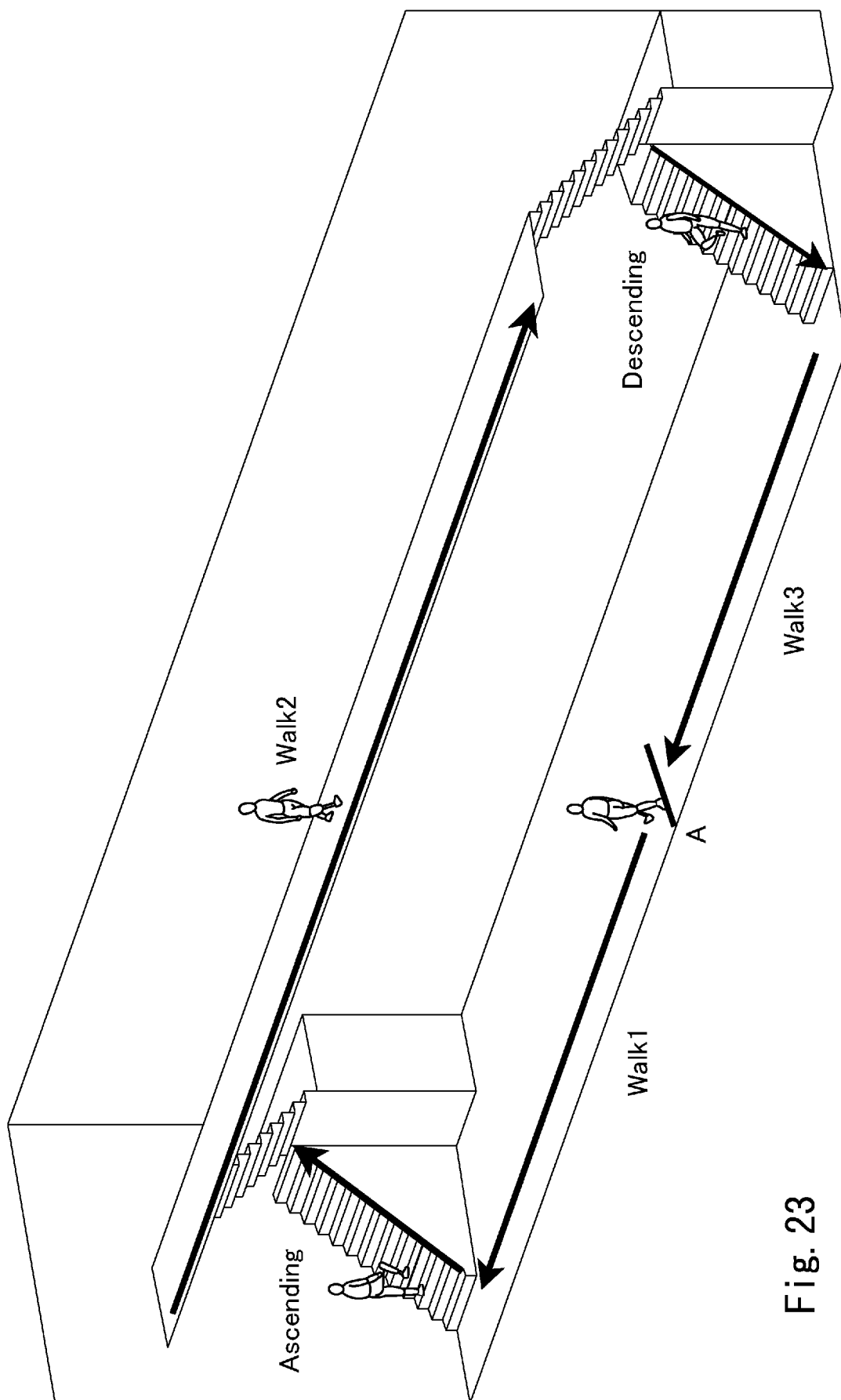


Fig. 23

[図24]

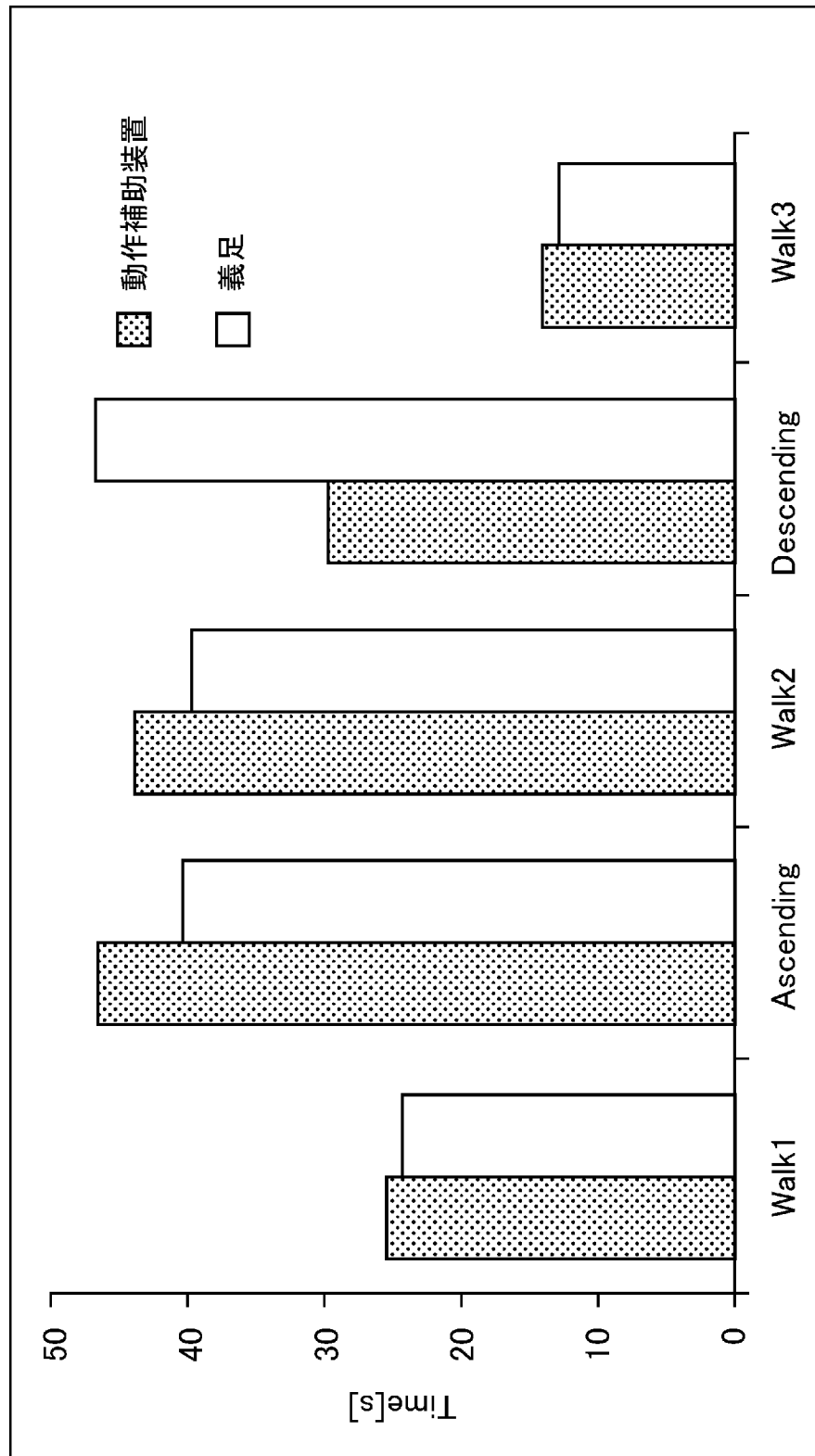


Fig. 24

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/067034

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61F2/70(2006.01)i, A61F2/72(2006.01)i, B25J11/00(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) A61F2/70, A61F2/72, B25J11/00		
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 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015		
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 Y A	JP 2009-60946 A (University of Tsukuba), 26 March 2009 (26.03.2009), paragraphs [0013] to [0015], [0054] to [0086]; fig. 1 to 3, 7 to 12 (Family: none)	1, 14 2-4, 7, 9-10 5-6, 8, 11-13
Y A	Takumi TAKETOMI et al., Stair Ascent assistance for Cerebral Palsy with Robot Suit HAL, System Integration (SII), 2012 IEEE/SICE International Symposium on, 2012, 331-336	2-4, 7, 9-10 1, 5-6, 8, 11-14
Y A	Kenta SUZUKI et al., Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, Advanced Robotics, 2007, Vol. 21, No. 12, 1441-1469	2-4, 7, 9-10 1, 5-6, 8, 11-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 14 July 2015 (14.07.15)		Date of mailing of the international search report 28 July 2015 (28.07.15)
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/JP2015/067034

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-17390 A (University of Tsukuba), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2013-510603 A (Otto Bock Healthcare Products GmbH), 28 March 2013 (28.03.2013), entire text; all drawings & US 2012/0232673 A1 & WO 2011/057790 A1 & DE 102009052888 A1	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61F2/70(2006.01)i, A61F2/72(2006.01)i, B25J11/00(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. A61F2/70, A61F2/72, B25J11/00		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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 Y A	JP 2009-60946 A (国立大学法人 筑波大学) 2009.03.26, [0013]-[0015], [0054]-[0086], 図 1-3, 7-12 (ファミリーなし)	1, 14 2-4, 7, 9-10 5-6, 8, 11-13
Y A	Takumi TAKETOMI et al., Stair Ascent assistance for Cerebral Palsy with Robot Suit HAL, System Integration (SII), 2012 IEEE/SICE International Symposium on, 2012, 331-336	2-4, 7, 9-10 1, 5-6, 8, 11-14
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 14.07.2015	国際調査報告の発送日 28.07.2015	
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） 寺澤 忠司 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	3 I 5 5 7 0

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 A	Kenta SUZUKI et al., Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL, Advanced Robotics, 2007, Vol. 21, No. 12, 1441-1469	2-4, 7, 9-10 1, 5-6, 8, 11-14
A	JP 2010-17390 A (国立大学法人 筑波大学) 2010.01.28, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2013-510603 A (オットー・ボック・ヘルスケア・プロダクツ・ゲーエムベーハー) 2013.03.28, 全文, 全図 & US 2012/0232673 A1 & WO 2011/057790 A1 & DE 102009052888 A1	1-14