

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-534762
(P2019-534762A)

(43) 公表日 令和1年12月5日(2019.12.5)

(51) Int.Cl.

A 61 H 1/02 (2006.01)

F 1

A 61 H 1/02
A 61 H 1/02

テーマコード(参考)

A

4 C 0 4 6
N

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 51 頁)

(21) 出願番号 特願2019-531869 (P2019-531869)
 (86) (22) 出願日 平成29年8月23日 (2017.8.23)
 (85) 翻訳文提出日 平成31年4月8日 (2019.4.8)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2017/048227
 (87) 國際公開番号 WO2018/039355
 (87) 國際公開日 平成30年3月1日 (2018.3.1)
 (31) 優先権主張番号 62/378,555
 (32) 優先日 平成28年8月23日 (2016.8.23)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)
 (31) 優先権主張番号 62/431,779
 (32) 優先日 平成28年12月8日 (2016.12.8)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(71) 出願人 518322469
セイスミック ホールディングス インコ
ーポレイテッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
025 メンローパーク レイヴンズウッ
ド アベニュー 333 ビルディング
202
(74) 代理人 100094569
弁理士 田中 伸一郎
(74) 代理人 100103610
弁理士 ▲吉▼田 和彦
(74) 代理人 100109070
弁理士 須田 洋之
(74) 代理人 100095898
弁理士 松下 满

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】携帯用動力付きストレッチ外装スーツのためのシステム及び方法

(57) 【要約】

本明細書では、種々の実施形態による、携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システム及びその方法が記載される。PPSEは、運動競技、リハビリテーション、又はDMD患者の可動性の維持などの治療目的でストレッチルーチンを容易にするのに用いることができる。PPSEは、快適で、脱着が比較的容易であり、着用者の通常の活動の間にPPSEを着用することができるような外形寸法である。PPSEは、電源内蔵式であり、特定のストレッチルーチンを自動的に実施又は補助することができる。PPSEは、運動能力にかかわらず、医療目的又は手術もしくは損傷後のリハビリテーションで1又は2以上の特定のストレッチに対して最適化することができる。

【選択図】図1A

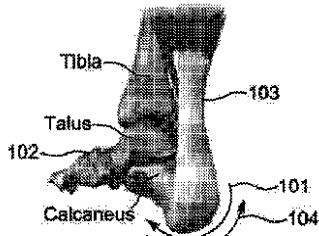


FIG. 1A

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

人間の身体の関節と共に使用する携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システムであって、

前記PPSEシステムが、

内側、外側及び側方取付ポイントを有する支持プレートと、

前記関節に隣接した人間の身体の一部を覆い隠すよう構成された荷重分散及び可撓性グリップ要素(可撓性グリップ)と、

各々が前記支持プレート及び前記可撓性グリップに結合される、第1、第2及び第3の可撓性リニアアクチュエータ(FLA)と、

少なくとも1つの筋活動検出センサと、

前記支持プレートに結合された少なくとも1つの圧力センサと、

前記第1、第2及び第3のFLA、前記少なくとも1つの筋活動検出センサ、及び少なくとも1つの圧力センサに電気的に結合されて、前記関節を伸張させる制御方式を実行するよう作動する制御回路と、

を備え、

前記制御方式が、前記第1、第2及び第3のFLAを選択的にアクティベートして、前記関節に1又は2以上のストレッチ力を加える、ことを特徴とする、システム。

【請求項 2】

前記制御方式が、前記関節のための位置及び時間制御によるストレッチ方式であり、該ストレッチ方式が、その各々の後に固定時間期間の保持位置が続く一連のストレッチ区域を含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 3】

前記ストレッチ方式が、

前記関節を第1のストレッチ位置に引き寄せる第1のストレッチ区域と、

第1の時間期間の間前記第1のストレッチ位置を保持する第1の保持期間と、

前記関節を第2のストレッチ位置に引き寄せる第2のストレッチ区域と、

第2の時間期間の間前記第2のストレッチ位置を保持する第2の保持期間と、

を含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項 4】

前記ストレッチ方式が更に、前記第2のストレッチ位置から前記関節を解放する解放区域を含む、請求項3に記載のシステム。

【請求項 5】

前記FLAは、前記第1及び第2のストレッチ位置に前記関節を配置するのに使用され、前記FLAの各々においてクラッチがアクティベートされて、前記関節を前記第1及び第2のストレッチ位置に保持する、請求項3に記載のシステム。

【請求項 6】

前記制御方式が、粘弾性制御のストレッチ方式である、請求項1に記載のシステム。

【請求項 7】

前記粘弾性制御のストレッチ方式が、

前記第1、第2及び第3のFLAによって生成されるストレッチ力により定められ又は前記関節の測定位置により定められる第1のストレッチ位置に前記関節を引き寄せる第1のストレッチ区域と、

測定された力が第1の閾値に低下するまで、前記関節を第1のストレッチ位置に保持する第1の保持期間と、

前記測定された力が前記第1の閾値を下回ったことに応答して、前記第1、第2及び第3のFLAによって生成される前記ストレッチ力により定められ又は前記関節の測定位置により定められる第2のストレッチ位置に前記関節を引き寄せる第2のストレッチ区域と、

前記測定された力が第2の閾値に低下するまで前記第2のストレッチ位置に前記関節を

10

20

30

40

50

保持する第2の保持期間と、

前記測定された力が前記第2の閾値を下回ったことに応答して、前記関節を前記第2のストレッチ位置から解放する解放区域と、
を含む、請求項6に記載のシステム。

【請求項8】

前記制御方式は、ユーザに筋肉をアクティベートする指示が提供される能動的ストレッチ方式である、請求項1に記載のシステム。

【請求項9】

前記関節が足であり、前記能動的ストレッチ方式の間、前記制御回路が、
ユーザにより受け取られる第1の背屈ストレッチコマンドを送出し、
前記ユーザの足の自発的背屈の動作を監視して、
前記第1、第2及び第3のFLAのうちの少なくとも1つをアクティベートして、前記監視されたユーザの自発的背屈の動作に適合させ、前記ユーザの自発的背屈に連動して足の回転と足首外反のバランスを取り、
ように作動する、請求項8に記載のシステム。

10

【請求項10】

前記制御回路は、
前記ユーザの足の自発的背屈が第1のストレッチ位置に到達したことを検出し、
前記第1、第2及び第3のFLAのうちの少なくとも1つを更にアクティベートして、
増大した力を加えて、前記足を前記第1のストレッチ位置に維持する、
ように作動する、請求項9に記載のシステム。

20

【請求項11】

前記制御回路は、
前記第1のストレッチ位置に到達した後に前記ユーザが前記足を動かしていることを検出し、
前記第1、第2及び第3のFLAのうちの少なくとも1つをアクティベートして、前記監視されたユーザの自発的背屈の動作に適合させ、第2のストレッチ位置までの前記ユーザの足の自発的背屈に連動して足の回転と足首外反のバランスを取り、
前記ユーザの足の自発的背屈が前記第1のストレッチ位置に到達したことを検出し、
前記第1、第2及び第3のFLAのうちの少なくとも1つを更にアクティベートして、
増大した力を加えて、前記足を前記第2のストレッチ位置に維持する、
のように作動する、請求項10に記載のシステム。

30

【請求項12】

前記制御回路は、前記少なくとも1つの筋活動検出センサによって検出される筋活動に応答して前記第1、第2及び第3のFLAを選択的にアクティベートする補助ストレッヂメンを実行するよう作動し、前記制御回路が、前記少なくとも1つの筋活動検出センサ及び前記少なくとも1つの圧力センサを介してユーザアクティベートされた関節運動を処理するときに、前記制御回路は更に、前記ユーザが自己の背屈又は外反ストレッチを実施するのを補助するよう作動する、請求項1に記載のシステム。

40

【請求項13】

少なくとも1つのゴニオメータを更に備え、前記制御回路は、前記少なくとも1つのゴニオメータを監視して、前記関節の可動域及びストレッチ量を測定する、請求項1に記載のシステム。

【請求項14】

前記少なくとも1つの筋活動検出センサが、少なくとも1つの筋電図(EMG)センサを含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項15】

前記少なくとも1つのEMGセンサが、腓腹筋、ヒラメ筋、及び脛骨筋のうちの少なくとも1つの筋活動を検出するよう作動する、請求項14に記載のシステム。

50

【請求項16】

前記関節が足であり、前記人間の身体の一部がふくらはぎであり、前記第1のF L Aが、前記可撓性グリップの外側ふくらはぎ取付ポイント及び前記内側取付ポイントに結合され、前記第2のF L Aが、前記可撓性グリップの内側ふくらはぎ取付ポイント及び前記外側取付ポイントに結合される、請求項1に記載のシステム。

【請求項17】

前記内側及び外側取付ポイントが、前記関節の第5の中足骨の頭部に隣接して位置付けられる、請求項16に記載のシステム。

【請求項18】

前記第1のF L A及び前記第2のF L Aが、脚の前部で交差する、請求項16に記載のシステム。

10

【請求項19】

前記第1及び第2のF L Aのアクティベーションは、前記関節を背屈ストレッチに上向きに引き上げる、請求項16に記載のシステム。

【請求項20】

前記背屈ストレッチは、前記足の足首周りの回転を含む、請求項19に記載のシステム。

20

【請求項21】

前記背屈ストレッチは、前記足の踵への力の印加を含む、請求項16に記載のシステム。

【請求項22】

前記第3のF L Aは、前記可撓性グリップの中央側取付ポイント及び前記側方取付ポイントに結合される、請求項16に記載のシステム。

【請求項23】

前記第3のF L Aのアクティベーションは、前記足の外側を引っ張り、外反ストレッチを実施する、請求項22に記載のシステム。

【請求項24】

前記支持プレートは、前記第1、第2及び第3のF L Aの少なくとも1つによって発生する力に応答して、前記関節の足底面にわたって力を分散させる、請求項1に記載のシステム。

30

【請求項25】

前記関節の足首下部を覆い隠すよう構成された第2の可撓性グリップと、前記支持プレートに結合され、前記第2の可撓性グリップと組み合わせて前記支持プレートを前記関節に固定するストラットと、
を更に備える、請求項1に記載のシステム。

【請求項26】

ベース層を更に備える、請求項1に記載のシステム。

【請求項27】

前記ベース層がソックスである、請求項26に記載のシステム。

【請求項28】

前記関節が足であり、前記支持プレートが、
足の甲及び前記足の足首の前部を支持する輪郭ブロックの第1のセットと、
前記足の足底面を支持する輪郭ブロックの第2のセットと、
前記足の踵を支持する輪郭ブロックの第3のセットと、
前記第1、第2、及び第3のセットの各輪郭ブロックに結合された張力ケーブルと、
を含み、

40

前記支持プレートが解放状態であるときに、前記張力ケーブルが弛緩しており、前記支持プレートが引き締め状態であるときに、前記張力ケーブルが張られている、請求項1に記載のシステム。

【請求項29】

前記張力ケーブルが張られているときに、前記輪郭ブロックの第1のセットは、前記足

50

首の前部に力を加え、前記輪郭ブロックの第2のセットは、前記足の中足指節関節に力を加え、前記輪郭ブロックの第3のセットは、前記踵の後部に力を加える、請求項28に記載のシステム。

【請求項30】

前記支持プレートが、
前記足の周りに巻かれるように構成されたストラップと、
前記ストラップに結合された第1の滑車と、
前記関節の足底面を支持する輪郭ブロックの第1のセットと、
前記輪郭ブロックの第1のセットの端部に結合された第2の滑車と、
前記関節の第2の部分を支持する輪郭ブロックの第2のセットと、
前記第1及び第2のセット及び前記第1及び第2の滑車に結合された張力ケーブルと、
を含み、
前記支持プレートが解放状態であるときに、前記張力ケーブルが弛緩しており、前記支持プレートが引き締め状態であるときに、前記張力ケーブルが張られており、これにより前記ストラップが前記足首の前部に力を加え、前記輪郭ブロックの第1のセットが中足指節関節に力を加え、前記輪郭ブロックの第2のセットが前記踵に力を加えることができるようになり、その組み合わされた力が、前記足首の周りにトルクを発生して背屈時に前記足を回転させるようにする、請求項1に記載のシステム。

10

【請求項31】

前記支持プレートは、該支持プレートが引き締め状態であるときに、前記足の一部に力を選択的に加える輪郭ブロックの第1のセットを含む、請求項1に記載のシステム。

20

【請求項32】

前記輪郭ブロックの第1のセットの少なくとも一部が、半剛性ブロック列で配列される、請求項31に記載のシステム。

【請求項33】

前記半剛性ブロック列が、1つのみの湾曲輪郭に沿って曲げるように構成される、請求項32に記載のシステム。

【請求項34】

前記半剛性ブロック列が、該半剛性ブロック列の第1の面に沿った空隙によって分離される複数のブロック部材を含む、請求項33に記載のシステム。

30

【請求項35】

前記半剛性ブロック列が、2つの湾曲輪郭に沿って曲げるように構成され、前記2つの湾曲輪郭が直交方向にある、請求項32に記載のシステム。

【請求項36】

前記半剛性ブロック列が、
前記半剛性ブロック列の第1の面に沿った空隙によって分離される第1の複数のブロック部材と、
前記半剛性ブロック列の第1の面ではない第2の面に沿った空隙によって分離される第2の複数のブロック部材と、
を含む、請求項35に記載のシステム。

40

【請求項37】

前記半剛性ブロック列が、3つの湾曲輪郭に沿って曲げるように構成される、請求項32に記載のシステム。

【請求項38】

前記支持プレートが長手方向軸及び横軸を有し、前記支持プレートが、前記長手方向軸の周りでねじり柔軟性を示す、請求項1に記載のシステム。

【請求項39】

前記支持プレートが、前記横軸に沿うよりも前記長手方向軸に沿って相対的により剛性がある、請求項38に記載のシステム。

【請求項40】

50

相対的により剛性がある前記長手方向軸は、足底面に対する支持を提供し、背屈足首ストレッチを促進させる、請求項 3 9 に記載のシステム。

【請求項 4 1】

前記ねじり柔軟性が外反ストレッチを容易にする、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 2】

前記ねじり柔軟性が、前記足にわたる荷重バランス取りを可能にする、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記支持プレートが、

踵ストラップと、

第 1 及び第 2 の F L A 取り付け部材を有する F L A アンカーストラップと、

前記第 1 及び第 2 の F L A 取り付け部材及び前記踵ストラップに結合されたケーブルであって、前記ケーブルが前記踵ストラップの周りをループして、前記支持プレートの下方で交差する、ケーブルと、

を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4 4】

前記第 1 の F L A が前記第 1 の F L A 取り付け部材に結合され、前記第 2 の F L A が前記第 2 の F L A 取り付け部材に結合される、請求項 4 3 に記載のシステム。

【請求項 4 5】

前記第 1 及び第 2 の F L A の両方のアクティベーションが、背屈足首ストレッチを実行する、請求項 4 4 に記載のシステム。

【請求項 4 6】

前記第 1 の F L A のみのアクティベーションが外反ストレッチを実行し、前記第 2 の F L A のみのアクティベーションが腓骨ストレッチを実行する、請求項 4 4 に記載のシステム。

【請求項 4 7】

前記支持プレートが、

弛緩状態又は引き締め状態であるように作動するケーブルと、

平坦な相互作用プレートと、

前記ケーブルに各々が結合される複数の輪郭ブロックと、

係合又は非係合状態になるように作動する電気積層クラッチと、

を含み、

前記ケーブルが弛緩状態にあり且つ前記電気積層クラッチが非係合状態にあるときに、前記複数の輪郭ブロックは比較的緩やかであり、前記ケーブルが引き締め状態にあり且つ前記電気積層クラッチが係合状態にあるときに、前記複数の輪郭ブロックは共に結合されて、前記平坦な相互作用プレートに圧力を加える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4 8】

前記ケーブルが弛緩状態にあり且つ前記電気積層クラッチが係合状態にあるときに、前記複数の輪郭ブロックは、共に結合されたままであり、前記平坦な相互作用プレートに圧力を加える、請求項 4 7 に記載のシステム。

【請求項 4 9】

人間の足と共に使用する携帯用動力付きストレッチ外装スーツ (P P S E) システムにおいて実施される方法であって、

人が前記 P P S E を装着したユーザの足に手動のストレッチルーチンを実行する第 1 のプログラミングを実施するステップであって、前記実施するステップが、前記手動のストレッチルーチンの実行の間にセンサデータを記録するステップを含む、ステップと、

前記記録されたセンサデータに基づいて第 2 のプログラミングを生成するステップと、を含み、前記第 2 のプログラミングは、前記 P P S E の動作を制御して、前記手動のストレッチルーチンを模倣する自動ストレッチルーチンを実行する、ことを特徴とする方法。

【請求項 5 0】

10

20

30

40

50

前記記録されたセンサデータが、圧力センサデータ及びゴニオメータデータを含む、請求項49に記載の方法。

【請求項51】

前記記録されたセンサデータが、筋電図(EMG)センサデータを含む、請求項50に記載の方法。

【請求項52】

前記記録されたセンサデータに基づいて前記手動のストレッチルーチンの間に加えられる力を決定するステップと、

前記手動のストレッチルーチンの間に決定された前記加えられた力を自動ストレッチルーチンの実行の間に再現するステップと、

を更に含む、請求項49に記載の方法。

10

【請求項53】

前記自動ストレッチルーチンの実行の間に前記センサデータを記録するステップを更に含む、請求項49に記載の方法。

【請求項54】

前記自動ストレッチルーチンの実行の間に記録された前記センサデータを遠隔のサーバに送るステップを更に含む、請求項53に記載の方法。

20

【請求項55】

前記PPSEに調整された自動ストレッチルーチンを実行させる前記第2のプログラミングを更新するステップを更に含む、請求項49に記載の方法。

【請求項56】

人間の足と共に使用する携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システムであって、

足首領域及びふくらはぎ領域を含むベース層と、

前記ふくらはぎ領域に固定された第1の荷重分散部材と、

前記足首領域に固定された第2の荷重分散部材と、

前記足の平坦面と相互作用するように構成され且つ前記第2の荷重分散部材に結合されたフットプレートであって、第1及び第2の取付ポイントを含むフットプレートと、

前記第1の荷重分散部材及び前記第1の取付ポイントに結合される第1の可撓性リニアアクチュエータ(FLA)と、

30

前記第1の荷重分散部材及び前記第2の取付ポイントに結合された第2のFLAと、複数のセンサと、

前記第1及び第2のFLA及び前記複数のセンサに電気的に結合された制御回路であって、前記第1及び第2のFLAの動作を制御して、前記足にストレッチルーチンを加えるように作動する、制御回路と、

を備える、システム。

40

【請求項57】

前記制御回路は、前記フットプレートと前記第1の荷重分散部材との間の張力を増大するよう前記第1及び第2のFLAに指示するよう作動し、前記フットプレートと前記第1の荷重分散部材との間の張力の増大により、前記足が前記足首の周りに背屈で枢動するようになる、請求項56に記載のシステム。

【請求項58】

前記第2の荷重分散部材と前記フットプレートとの間の結合により、前記足が前記足首の周りに背屈で枢動するようになる、請求項57に記載のシステム。

【請求項59】

前記第1及び第2の取付ポイント並びに前記第2の荷重分散部材に結合されるケーブルを更に備える、請求項58に記載のシステム。

【請求項60】

前記フットプレートは、該フットプレートを前記足に固定するよう構成された少なくとも1つの調整可能ストラップを備え、前記第1及び第2の取付ポイントが、少なくとも

50

1つの調整可能ストラップに含まれる、請求項56に記載のシステム。

【請求項61】

前記フットプレートが更に第3の取付ポイントを含み、前記システムが更に、

前記第1の荷重分散部材及び前記第3の取付ポイントに結合される第3のFLAを更に備え、

前記制御回路が、前記フットプレートの第3の取付ポイントと前記第1の荷重分散部材との間の張力を増大させて、前記足が外反ストレッチを受けるように前記第3のFLAに指示するよう作動する、請求項56に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願)

本出願は、2016年8月23日に出願された米国仮特許出願第62/378,471号、2016年8月23日に出願された米国仮特許出願第62/378,555号、及び2016年12月08日に出願された米国仮特許出願第62/431,779号に対する優先権を主張し、これらの開示内容は、引用により全体が本明細書に組み込まれる。

【背景技術】

【0002】

ストレッチ（伸張）活動は、可動性、運動能力、リハビリテーション及び健康全般にとって有利であることが示されている。ストレッチは、一連のエクササイズ（運動）として最も一般的に実施され、エクササイズ又はリハビリテーションルーチンに、又はヨガなどの自己の活動として組み込まれることが多い。

【0003】

伸張される組織の粘弾性の性質に起因して、単一ストレッチについて推奨される持続時間は、多くの場合、30秒～数分にわたる。ストレッチルーチンが複数の伸張又は反復を含む場合、ストレッチは、極めて時間と手間がかかり、結果として所与のルーチンに対するコンプライアンスが低くなる可能性がある。ノンコンプライアンスは、医療機関、運動環境、又はリハビリテーション環境で特に問題となる可能性があり、ここでは、損傷を避け、回復を達成し、又は疾患の進行による影響を軽減するために、指示されたストレッチが極めて重要となる場合がある。デュシェーヌ型筋ジストロフィー（DMD）の患者の場合、ストレッチは、病気の進行性及びこれに伴う拘縮に起因して、できる限り多くの機能について関節の可動性を維持するために重要である。現在のところ、ストレッチレジメンの指示は、セラピスト及び介護者の感覚に基づいて伝達、指示、及び再現される。この方法の主観的性質は、ストレッチセッション、患者、及びストレッチ提供者間での変動につながる。

【0004】

ストレッチを促進させるために、装具が一般的に利用可能である。Ultraflex Systems（ペンシルバニア州Pottstown所在）及びCascade Daf（ワシントン州Ferndale所在）により提供されるものなどの短下肢装具（AFO）は、足首のストレッチを促進するためにDMD患者用に一般的に指示されている。AFOは、弾性又はバネ荷重ストラップを利用して、前足を上方に引き上げ、足関節の背屈ストレッチを補助することができる。これらのAFOは、受動的弾性構成要素を利用しているので、伸張力を加えるためにマニュアルで係合又は係合解除しなくてはならず、特定のストレッチの反復が厄介なものとなる。加えて、AFOの剛性要素により装置が大きくなり、患者の使用を妨げて、ストレッチレジメンのコンプライアンスを低下させる可能性がある。一部のユーザによっては、夜間に着用したAFOは耐容性が良好ではなく、ユーザがAFOを脱ぐことが多い。AFOを着用している間夜間に浴室に歩くことができないことについて不平を言う人もいる。現在、どれくらいの期間又はどれくらいの頻度でAFOが使用されているかについての文書は存在しない。足首背屈を誘起するつま先ストラップ又はスタラップは通常、足が解放されて伸張状態に戻すことを可能にする弹性セク

10

20

30

40

50

ションを有する。現在、どれくらいの期間又はどれくらいの頻度で足が弾性部分に押し付けているかについての文書は存在しない。

【0005】

Rehabtek LLC(イリノイ州Willmette所在)により開発されたIntellistretchなど、ストレッチ補助のための動力付き装置が知られている。これらのシステムは通常、大型の固定フレーム、コンピュータ及び機器を備える。これらの装置のサイズは通常、それら装置が1つの場所に留まり、使用するために着用者がシステムに出入りすることが必要とされる。場合によっては、患者は、このようなシステムが設けられた臨床環境に移動することが必要となることがある。

【0006】

関節の受動的可動域(ROM)は、損傷、手術又は変性の変化が生じた結果として減少することが多い。このようなストレッチ運動レジメンは、場合によっては治療と連動してROMを回復するよう指定されることが多い。上述のように、ストレッチレジメンは退屈である可能性があり、コンプライアンスが不十分であることが多い。手術後にROMが減少した場合、一般的には、持続的他動運動(CPM)装置が指示される。CPM装置は通常、大型で、壁コンセントを利用し、睡眠時又は他の何れかの活動を実施している間に着用するようには指示されない。CPM装置はまた、通常は、関節の実際のROM又は進行を感知する何らかの能力なしで、指定可動域を通じて作動する。改善されたシステムは、携帯可能であり、一体化されたバッテリ又は電源を備えていれば、睡眠中又は他の活動を実施している間に着用することが可能となり、また、関節の可動域又は運動学を感知及び測定して、関節を適切にストレッチ(伸張)し、ROMを指定通りに増大させることができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第9,266,233号明細書

【特許文献2】国際特許出願PCT/US/16/19565

【特許文献3】米国仮特許出願第62/378,555号明細書

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0008】

本明細書では、種々の実施形態による、携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システム及びその方法が記載される。PPSEは、運動競技、リハビリテーション、又はDMD患者の可動性の維持などの治療目的でストレッチルーチンを容易にするのに用いることができる。PPSEは、快適で、脱着が比較的容易であり、着用者の通常の活動の間にPPSEを着用することができるような外形寸法である。PPSEは、電源内蔵式であり、特定のストレッチルーチンを自動的に実施又は補助することができる。PPSEは、運動能力にかかわらず、医療目的又は手術もしくは損傷後のリハビリテーションで1又は2以上の特定のストレッチに対して最適化することができる。1つの実施例として、一般的にDMD患者に指定される、足首背屈及び外反ストレッチを含む。

40

【0009】

PPSEは、ストレッチのバイオメカニクス及び患者に対してセラピストによって実施されるストレッチレジメンのパラメータを測定及び記録することによって、個人に対してセラピストにより指定されたストレッチを「学習」することができる。PPSEは、ストレッチセッションにわたりストレッチのバイオメカニクスを再現することができる。PPSEは、ストレッチのバイオメカニクス及びストレッチレジメンのパラメータを中央データベースと通信することができる。PPSEは、格納されたデータを用いて、プログラミングステップの際にストレッチレジメンを提案し、ユーザ及びセラピストがデータベースにアクセスして、同様のユーザに対する良好な治療レジメンを探すことを可能にすることができます。PPSEは、治療の新しい手法を定量的に記録して共有して、個々の治療の指

50

導、指定された治療の新しい手法の取り込み、医薬品、遺伝子、又は徒手理学療法の影響の評価をする結果判定法、及び開業医師を指導するための関節健康の改善の文書化、及び保険金の払い戻しの通知に用いることができる。

【課題を解決するための手段】

【0010】

1つの実施形態において、人間の身体の関節と共に使用する携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システムが提供される。PPSEシステムは、内側、外側及び側方取付ポイントを有する支持プレートと、関節に隣接した人間の身体の一部を覆い隠すよう構成された荷重分散及び可撓性グリップ要素(可撓性グリップ)と、各々が支持プレート及び可撓性グリップに結合される、第1、第2及び第3の可撓性リニアアクチュエータ(FLA)と、を含むことができる。本システムは、少なくとも1つの筋活動検出センサと、支持プレートに結合された少なくとも1つの圧力センサと、第1、第2及び第3のFLA、少なくとも1つの筋活動検出センサ、及び少なくとも1つの圧力センサに電気的に結合されて、関節を伸張させる制御方式を実行するよう作動する制御回路と、を備え、制御方式は、第1、第2及び第3のFLAを選択的にアクティベートして、関節に1又は2以上のストレッチ力を加える。10

【0011】

別の実施形態において、人間の足と共に使用する携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システムにおいて実施される方法が提供される。本方法は、人が前記PPSEを装着したユーザの足に手動のストレッチルーチンを実行する第1のプログラミングを実施するステップであって、実施するステップが、手動のストレッチルーチンの実行の間にセンサデータを記録するステップを含む、ステップと、記録されたセンサデータに基づいて第2のプログラミングを生成するステップと、を含み、第2のプログラミングは、PPSEの動作を制御して、手動のストレッチルーチンを模倣する自動ストレッチルーチンを実行する。20

【0012】

更に別の実施形態において、人間の足と共に使用する携帯用動力付きストレッチ外装スーツ(PPSE)システムが提供される。本システムは、足首領域及びふくらはぎ領域を含むベース層と、ふくらはぎ領域に固定された第1の荷重分散部材と、足首領域に固定された第2の荷重分散部材と、足の平坦面と相互作用するように構成され且つ第2の荷重分散部材に結合されたフットプレートであって、第1及び第2の取付ポイントを含むフットプレートと、を含むことができる。本システムは、記第1の荷重分散部材及び第1の取付ポイントに結合される第1の可撓性リニアアクチュエータ(FLA)と、第1の荷重分散部材及び第2の取付ポイントに結合された第2のFLAと、複数のセンサと、第1及び第2のFLA及び複数のセンサに電気的に結合された制御回路であって、第1及び第2のFLAの動作を制御して、足にストレッチルーチンを加えるように作動する、制御回路とを含むことができる。30

【0013】

開示された主題の様々な目的、特徴、及び利点は、同じ参照符号が同じ要素を表す添付図面と関連して考慮されるとき、開示された主題の以下の詳細な説明を参照することによってより十分に理解することができる。40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1A】PPSEの説明で使用される足の運動学及び動きに関連する用語を例示する図である。

【図1B】PPSEの説明で使用される足の運動学及び動きに関連する用語を例示する図である。

【図1C】PPSEの説明で使用される足の運動学及び動きに関連する用語を例示する図である。

【図2A】本開示の幾つかの実施形態による、足首ストレッチを補助するためのPPSE

10

20

30

40

50

の概念を示す図である。

【図 2 B】本開示の幾つかの実施形態による、足首ストレッチを補助するための P P S E の概念を示す図である。

【図 2 C】本開示の幾つかの実施形態による、足首ストレッチを補助するための P P S E の概念を示す図である。

【図 2 D】本開示の幾つかの実施形態による、足首ストレッチを補助するための P P S E の概念を示す図である。

【図 2 E】本開示の幾つかの実施形態による、足首ストレッチを補助するための P P S E の概念を示す図である。

【図 2 F】本開示の幾つかの実施形態による、足首ストレッチを補助するための P P S E の概念を示す図である。 10

【図 3 A】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E の作動制御の要素を例示する図である。

【図 3 B】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E の作動制御の要素を例示する図である。

【図 3 C】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E の作動制御の要素を例示する図である。

【図 4 A】本開示の特定の実施形態による、作動時に所望のプロファイルを形成し、非作動時に柔軟性を可能にするよう弛緩することができる輪郭ロックのシステムを例示する図である。 20

【図 4 B】本開示の特定の実施形態による、作動時に所望のプロファイルを形成し、非作動時に柔軟性を可能にするよう弛緩することができる輪郭ロックのシステムを例示する図である。

【図 4 C】本開示の特定の実施形態による、作動時に所望のプロファイルを形成し、非作動時に柔軟性を可能にするよう弛緩することができる輪郭ロックのシステムを例示する図である。

【図 5 A】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 5 B】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。 30

【図 5 C】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 5 D】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 5 E】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 5 F】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 5 G】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。 40

【図 5 H】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 5 J】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチ P P S E で使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示する図である。

【図 6 A】本開示の特定の実施形態による、輪郭ロック及び電気積層クラッチを有するフットプレートを例示する図である。

【図 6 B】本開示の特定の実施形態による、輪郭ロック及び電気積層クラッチを有するフットプレートを例示する図である。

【図 7】本開示の特定の実施形態による、P P S E の例示的な利用モデルのフローチャートである。 50

【図 8】本開示の特定の実施形態による、ストレッチを「学習する」P P S E を例示する図である。

【図 9 A】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 B】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 C】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 D】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 E】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 F】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 G】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 9 H】本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを促進するため足関節に牽引力を加えるカフスを例示する図である。

【図 10 A】本開示の特定の実施形態による、足に作用する荷重の分散を感じてストレッチバイオメカニクスを制御するため半剛性組立体に一体化された圧力センサアレイを例示する図である。

【図 10 B】本開示の特定の実施形態による、足に作用する荷重の分散を感じてストレッチバイオメカニクスを制御するため半剛性組立体に一体化された圧力センサアレイを例示する図である。

【図 10 C】本開示の特定の実施形態による、足に作用する荷重の分散を感じてストレッチバイオメカニクスを制御するため半剛性組立体に一体化された圧力センサアレイを例示する図である。

【図 11 A】本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動式 3D 構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示する図である。

【図 11 B】本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動式 3D 構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示する図である。

【図 11 C】本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動式 3D 構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示する図である。

【図 11 D】本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動式 3D 構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示する図である。

【図 11 E】本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動式 3D 構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示する図である。

【図 11 F】本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動式 3D 構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示する図である。

【図 12 A】本開示の特定の実施形態による、P P S E のラピッドプロトタイピング及びフィッティングのための完全且つ迅速に構成変更可能なシステムを例示する図である。

【図 12 B】本開示の特定の実施形態による、P P S E のラピッドプロトタイピング及びフィッティングのための完全且つ迅速に構成変更可能なシステムを例示する図である。

【図 12 C】本開示の特定の実施形態による、P P S E のラピッドプロトタイピング及びフィッティングのための完全且つ迅速に構成変更可能なシステムを例示する図である。

【図 12 D】本開示の特定の実施形態による、P P S E のラピッドプロトタイピング及びフィッティングのための完全且つ迅速に構成変更可能なシステムを例示する図である。

【図 13 A】本開示の特定の実施形態による、P P S E のプログラミング及び使用の際にP P S E によって測定され、算出され、又はP P S E に入力されたデータ、並びにこれらのデータの用途を記載した図である。

【図13B】本開示の特定の実施形態による、PPSEのプログラミング及び使用の際にPPSEによって測定され、算出され、又はPPSEに入力されたデータ、並びにこれらのデータの用途を記載した図である。

【図14】種々の実施形態による、PPSE並びにPPSEと通信するよう構成されたシステムを例示する図である。

【図15】種々の実施形態による、PPSEの制御方式の概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下の詳細な説明では、開示された主題の理解を完全にするために、開示された主題のシステム、方法及び媒体並びにこのようなシステム、方法及び媒体が作動することができる環境について、多くの具体的な詳細事項が記載される。しかしながら、開示された主題は、かかる具体的な詳細事項がなくとも実施することができ、また、当業者には周知の特定の特徴は、開示された主題が複雑になるのを避けるために詳細には説明されないことは、当業者には理解されるであろう。加えて、以下で提供される実施例は例証であり、開示された主題の範囲内にある他のシステム、方法及び媒体が存在することが企図されることは理解されるであろう。

【0016】

PPSEは通常、「補助外装スーツシステムのためのシステム及び方法」という名称の米国特許出願に記載される、補助外装スーツの要素を含み、本願の内容は引用により本明細書に組み込まれる。PPSEは通常、1又は2以上の可撓性リニアアクチュエータ(FLA)を含む。FLAは、所与のストローク長にわたって2つの取付ポイントの間に収縮力を発生させることができる動力付きアクチュエータである。FLAは、例えば体表面の周りの輪郭を辿ることができるよう可撓性であり、従って、取付ポイントにおける力は必ずしも整列されない。一部の実施形態では、米国特許第9,266,233号に記載されているように、1又は2以上のFLAは、1又は2以上のツイストストリングアクチュエータ又はフレックスドライブ(Flexdrive)を備え、本特許の内容は、引用により本明細書に組み込まれる。以下の記載において、FLAは、作動時に収縮力を作用する、収縮する又は短くなる可撓性のリニアアクチュエータを指す。FLAは、機械的クラッチと共に使用することができ、該機械的クラッチは、所定の位置においてFLAによって生成された張力をロックして、FLAモータが所望の引張力を維持するために電力を消費する必要がないようにする。このような機械的クラッチの実施例について、以下で検討する。FLAはまた、米国特許第9,266,233号に記載されている電気積層クラッチと関連して使用することができる。電気積層クラッチ(例えば、静電気引力を使用して、クラッチ要素間に制御可能な力を発生させるように構成されたクラッチ)は、FLAが同じ力を維持することを必要とせずに引張力をロックすることによって電力節減を提供することができる。

【0017】

一部の実施形態において、PPSEは、快適で且つ邪魔にならないように、並びに所望の補助を提供するため1又は2以上のFLAから着用者の身体に荷重を快適且つ効率的に伝達するよう適合することができる。PPSEは、これらの目的を達成するため1又は2以上の異なる材料タイプを含むことができる。弾性材料は、着用者の身体に合致するようコンプライアンスを提供し、また、幾らかの範囲の動きを可能にすることができます。最も内側の層は、通常、着用者の皮膚、下着又は衣類を持ち、ストレッチ(伸張)荷重が加わったときにPPSEが滑らないように適合されている。実質的に非伸張性の材料を使用して、着用者の身体に荷重を伝達するのが好ましい。これらの材料は、一軸では実質的に非伸張性ではあるが、他の軸では、荷重伝達が好ましい経路に沿うように可撓性又は伸張性とすることができます。荷重伝達経路は、着用者の身体の領域にわたって荷重を分散させ、着用者が感じる力を最小限にしながら、最小損失で且つPPSEの滑りを引き起こさずに効率的な荷重伝達を可能にするよう最適化することができる。全体として、この荷重伝達構成は、可撓性グリップ(Flexgrip)と呼ぶことができる。更なる詳細及び

10

20

30

40

50

実施形態は、名称が「F l e x g r i p（可撓性グリップ）」である国際特許出願P C T / U S / 1 6 / 1 9 5 6 5に記載されており、その内容は、引用により本明細書に組み込まれる。可撓性グリップは、着用者の身体のある領域にわたって荷重を分散させる要素を意味し、荷重分散部材と呼ばれることがある。

【0018】

(足部運動学)

図1A～1Cは、PPSEの説明で使用される足の運動学及び動きに関する用語を例示している。図1A～1Cに例示した足は、例証の目的で右足である。また、身体の全ての関節についてこのPPSEの他の例証が実施可能であり、PPSEは、各関節の固有のバイオメカニクスに従ってカスタマイズすることができ、更に、足に関するこの記載は一例であることは、当業者には理解される。10

【0019】

(図1A：内反及び外反)

図1Aは、足の内反及び外反を例示している。内反とは、足首(103)又は踵の周りでの足(102)の内転(101)を指す。外反とは、足首(103)又は踵の周りでの足(102)の外転(104)を指す。足首の周りでの内反及び外反は、本明細書では足首外反及び足首内反と呼ばれることがある。

【0020】

(図1B：中足部回転、回内及び回外)

図1Bは、中足部(105)の回転を例示している。回内とは、通常はアーチ(107)を平坦化することに対応する、中足部(105)の内転(106)を指す。回外とは、通常はアーチ(107)を上げることに対応する、中足部(105)の外転(108)を指す。20

【0021】

(図1C：背屈)

図1Cは、足の背屈を例示している。背屈とは、脛骨(109)又は皮膚に向かう足(102)の上向き又は背側運動を指す。背屈は、足首(103)周りの足の回転(110)と同時に、脛骨(109)内での回転中心(112)の位置に起因した足首(103)に対する足(102)の前方又は前側並進(111)を含む。前方並進(111)は、アキレス腱のストレッチ(伸張)を表すことができる。従って、背屈回転は、足首(103)の周りを足が回転するときにアキレス腱を伸張することができる。30

【0022】

(足ストレッチPPSE概念)

図2A～2Fは、本開示の特定の実施形態による、背屈及び外反を含む足首/足ストレッチを補助するPPSEの概念を例示している。足首ストレッチPPSEの概念の3つの「層」：電源層、センサ及び制御層、並びにベース層が示される。これらの層は、別個の画像にて示されているが、一体化されたシステムを形成する。

【0023】

(図2A～2B：電源層，足首PPSE)

図2Aは、足首ストレッチPPSEの側面又は外側の図を示す。図2Bは、足首ストレッチPPSEの内側又は内部の図を示す。電源層は、3つのFLAを備える。第1のFLA(201)は、第1の端部において、ふくらはぎ上部の外側上の可撓性グリップ(202)に動作可能に結合され、及び他方の端部において、第1中足骨の頭部付近で足の内側(203)でフットプレート(206)に動作可能に結合される。第2のFLA(204)は、第1の端部において、ふくらはぎ上部の内側上の可撓性グリップ(202)に動作可能に結合され、及び他方の端部において、第5中足骨の頭部付近で足の外側(205)でフットプレート(206)に動作可能に結合される。共に作動されると、第1及び第2のFLA(201, 204)は、足を上方に引き上げて背屈伸張状態にする。第1及び第2のFLAは脚の前部にて交差(207)し、作動時の安定性を提供する。これらの駆動装置の異なる作動は、ストレッチが安全且つ意図したように加えられるように、足に加わ40

10

20

30

40

50

る力の制御及びバランス取りを可能にする。

【0024】

第3のFLA(208)は、第1の端部において、ふくらはぎ上部の可撓性グリップ(202)の中央側に動作可能に結合され、及び反対側の端部において、中足部(209)の側方側にてフットプレート(206)に動作可能に結合される。第3のFLA(208)を作動させると、足の外側が引き寄せられ、外反ストレッチを実施する。ふくらはぎ上部の周りの可撓性グリップ(202)は、脚が滑り落ちるのを抑制しながら、FLA(201, 204, 208)の荷重を支持して、FLAによって発生する力をふくらはぎの周りに均等に分散させる。

【0025】

フットプレート(206)は、足の足底面の周りにFLAによって発生した力を分散させる。フットプレートのスティフネス又は剛性は、足の足底筋膜を伸張させるのではなく足首を伸張させる背屈トルクを力が発生させるのを確保するため、及び快適さの両のために、足全体にわたってこれらの荷重を分散させる。すなわち、フットプレート(206)は、足のアーチを支持することができ、背屈又は外反ストレッチが足に加わったときに足底筋膜を伸張しないように十分な剛性がある。ストラット(214)は、足首下にてフットプレート(206)を可撓性グリップ(215)に接続し、フットプレートが足に確実に結合されるようにする。フットプレート(206)と可撓性グリップ(215)との間の結合は、PPSEが足に背屈ストレッチを加えるときに、足首が足の前部に向かって前方に引き寄せられる(つま先方向に)のを確実にすることができます。足の後部又は踵骨の上方の領域をフットプレート(206)に固定する他の多くの機構が実施可能であり、以下でより詳細に検討する。

【0026】

追加のFLAを図2A～2DのPPSEに付加することができる点は理解されたい。例えば、1又は2以上のFLAを追加して、中足部の回内及び/又は回外をもたらすことができる。別の実施例として、追加のFLAは、FLA201, 204, 又は208のうちの1又は2以上と並列に配置され、所望のストレッチ(例えば、背屈又は外反)を実施するため追加の張力を提供することができる。

【0027】

(図2C～2D：センサ及び制御層、足首PPSE)

図2C～2Dは、足首ストレッチを実施するためPPSEのセンサ及び制御層の要素を例示している。筋電図(EMG)センサ(210)は、腓腹筋、ヒラメ筋及び脛骨筋における筋活動を検出する。圧力センサ(211)は、足の下に分散配置されて、FLAにより足に加わる圧力分布を検出する。圧力センサは、ストレッチ中に加わる力のバランスを感じるために、足の中央側及び側方側に力検出抵抗器のペアを含むことができる。FLAに一体化された力センサ(212)は、FLAによって発生する力を検出する。ゴニオメータ(213)は、足関節の動作を検出する。全体として、これらのセンサにより、FALAの制御された作動が、所望のストレッチを安全に加えることを可能にする。

【0028】

1つの実施例において、第1及び第2のFLA(201, 204)が同時に作動され、背屈ストレッチを実施する。指定されたストレッチに基づいて、FLAは、第1及び第2のFLAにて一体化された力センサ(212)によって測定された力の合計に相当する特定の合力を加える。制御ハードウェアは、足底の圧力センサ(211)を監視し、FLAによって加えられる力が適切にバランス取りされ、必要に応じて各FLAを調整するのを確保する。ゴニオメータ(213)の出力が監視されて、実際の可動域及び達成したストレッチ量を測定する。別の実施例において、着用者は、自分の筋肉を使用して、自己の能力の及ぶ限りまで背屈又は外反のストレッチを開始する。EMGセンサ(210)は、この活動を検出して、FLAは、着用者が開始したストレッチをサポートするよう作動され、バランス取りを維持し、疲労の防止を助ける。更に別の実施例において、第1、第2、及び第3のFAL(201, 204, 及び208)が同時に作動されて、組み合わされ

10

20

30

40

50

た背屈及び踵外反ストレッチを実施する。制御ハードウェアは、圧力センサ(211)及びゴニオメータ(213)を監視し、十分な力及び効率的な可動域でストレッチが加えられていることを確保する。

【0029】

(図2E～2F：ベース層，足首PPSE)

図2E～2Fは、足首ストレッチPPSEベース層の要素を例示している。ベース層は、足からふくらはぎ上部に延びるソックス(216)を含むことができる。ソックスは、通気性のある弾性材料から構成することができ、快適さを求めてシームレスとすることができます。一部の実施形態において、ベース層は、人間の皮膚に対して比較的良好な接着性を提供する摩擦係数を有することができる。ふくらはぎ上部及び足首下部(202, 215)にある可撓性グリップは、ソックスに取り付けられ、ベース層と一体化されて、ストレッチ活動の際に荷重を着用者の身体に快適且つ効率的に伝達する。PPSEの着脱を容易にするために、閉鎖要素(217)が設けられる。閉鎖要素は、面ファスナー、スナップ、ジッパー、ボタン、又は同様のものを含むことができる。或いは、ベース層は、特定の閉鎖要素なしで着用者がPPSEを簡単に着脱することができるほど十分な弹性コンプライアンスを有することができる。閉鎖要素の性質は、着用者の障害又は手先の器用さに基づいて選択することができる。例えば、良好な器用さを有する着用者は、何らかの閉鎖要素なしでPPSEを着脱することができ、他方、器用さが限定された患者は、PPSEを独力で着脱するには大きなループ状の引き手を有するジッパーを必要とする可能性がある。

10

20

30

【0030】

(ストレッチプロファイル)

(図3A～3C：ストレッチのための作動制御)

図3A～3Cは、本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチPPSEの作動制御の要素を例示している。各制御方式は、2段ストレッチ及び保持方式を有し、結合組織における塑性変形の量を最大化し、このことは可動域の増大につながる。各制御方式は、時間(全てのグラフにおいて水平軸)の番号付き区域で記載されている。ストレッチ及び保持動作は、FLAによって作動されてクラッチにより保持され、その制御は、時間、アクチュエータ力、足の反応力、足関節位置、及び筋肉の筋電図検査の測定によって有効にされる(図2を参照)。特定のカレベル及び関節位置レベルは、以下の説明で示されるように、プログラミングステップ(図7を参照)で予め設定される。PPSEは、足及び足首の3つのバイオメカニクス的自由度を制御し(図1及び図2を参照)、明確にするために、ここでの関節位置は、同時に制御されることになる3つの全ての自由度におけるストレッチを表す。各ストレッチ区域全体にわたり、関節位置は、プログラミングで設定された安全閾値位置(307)を超えることはない。

【0031】

(図3A：位置制御されるストレッチのための制御方式)

図3Aは、1つの制御システム、すなわち、位置制御ストレッチを例示している。縦軸(301)は、相対足関節位置であり、静止位置が開始位置(302)として示されている。正の方向(303)は、相対背屈、すなわちトウアップを示し、及び負の方向(304)は、足底屈、すなわちトウダウンを示す。第1のストレッチ区域(320)は、静止位置(302)からストレッチ1位置(305)までの、FLAによって作動される位置における緩やかな傾斜部である。ストレッチ傾斜時間の時間的継続は、ストレッチしている人の筋肉の伸張反射をトリガしないようなものとすることができます。必要に応じて、EMGセンサを用いて筋肉を監視し、伸張反射が発生していないことを確保することができる。ストレッチの制御を担う制御ハードウェアは、引張力の立ち上がりの速度を記録して、伸張反射が検出されたかどうかに応じて、当該速度を変更することができる。例えば、伸張反射が検出された場合、制御ハードウェアは、より長い時間期間にわって力の増大が生じるように、立ち上がり時間を調整することができる。ストレッチ1位置(305)は、プログラミングの際に設定される。第2のストレッチ区域(321)は、設定された時

40

50

間期間でのストレッチ 1 位置（305）の保持である。保持位置（305）の設定された時間期間は、あらゆる好適な時間期間とすることができます。一部の実施形態において、設定された時間期間は、足の組織の十分なストレッチを確保するのに十分な長さとすることができます。例えば、足の内部の組織が十分に伸張されるのを確保するためには、少なくとも 4 又は 5 分の時間期間が必要とされることが分かっている。従って、P P P S E の利点は、ストレッチの持続時間全体を通して必要なストレッチ力を維持できることである。対照的に、セラピスト又はストレッチ処置を受ける人間は、長い時間間にわたり一定の力を提供する能力において P P S E に適合させることができない。F L A のモータ、機械クラッチ、又は電気積層クラッチによって保持を作動させることができる。第 3 のストレッチ区域（322）は、F L A によって作動される関節位置において緩やかな傾斜部とすることができます、この位置で、クラッチ（もしあれば）が解放される。関節位置ストレッチ 2（306）は、プログラミングの際に設定することができ、ストレッチ 2（306）を上回る可能性がある。第 4 のストレッチ区域（323）は、ストレッチ 2 位置（306）の保持であり、機械クラッチ又は電気積層クラッチによって作動することができる。保持の持続時間は、プログラミングの際に設定され、保持の持続時間は、あらゆる好適な時間期間とすることができます（例えば、20～30秒、数分、又は 5 分以上）。第 5 のストレッチ区域（324）は、静止姿勢（302）に戻る緩やかな傾斜部の位置とすることができます。これは、アクチュエータの緩慢な反転又は制御された解放によって作動することができる。必要に応じて、解放区域（324）は、静止姿勢（302）への瞬時的な段階的変化を達成できる点で、比較的高速とすることができます。ストレッチルーチンの間のいつでも、ユーザは、足が静止姿勢（302）に戻るように、P P S E に係合解除を指示することができる点を理解されたい。更に、ユーザはまた、必要に応じて張力及び保持持続時間を調整する機会を提供することができる。

【0032】

（図 3B：粘弾性トリガストレッチ用の制御方式）

図 3B は、力センサを用いて関節の応力緩和を測定して、測定した応力緩和に基づいてストレッチを保持する時間を決定することに基づいた、ストレッチ制御システムを例示している。この制御方式により、日毎のストレッチを同じ力により決定することができる。ユーザの関節がよりきつくなった日には、より小さい距離のストレッチが適用される。また、この制御方式により、可動域を最も良好に増大させると考えられる粘弾性又は塑性の変形を最大化するようにして、ストレッチを実施することが可能となる。上のグラフでは、図 3A と同様に、縦軸（301）は、相対足関節位置であり、静止位置が開始位置（302）として示されている。正の方向（303）は、相対背屈、すなわちトウアップを示し、及び負の方向（304）は、足底屈、すなわちトウダウンを示す。下のグラフでは、縦軸（310）は、関節における相対ストレッチ力であり、ゼロ（311）にて静止位置である。

【0033】

第 1 のストレッチ区域（340）は、静止位置（302）から、ストレッチ力がプログラム通りに特定のレベル（313）に達する位置によって定められる終了位置（312）までの、F L A によって作動される位置における緩やかな傾斜部である。ストレッチ力は、F L A によって加えられる接触器の力によって決定することができ、或いは、センサを用いて測定することができる。1つの実施形態において、特定のレベル（313）は、ユーザによってオンザフライで設定することができる。例えば、ストレッチ力は、一定の割合で増大させることができ、ユーザは、ユーザインターフェースに入力を提供することにより、P P S E に対してストレッチ力の増大を停止するよう指示することができる。第 1 のストレッチ区域はまた、最大で定義された力レベルまでの力の傾斜部とすることができます、これは、力が、位置の傾斜部に対して指數関数的に増大するとみられるためである。第 2 のストレッチ区域（341）は、位置（312）の保持である。この位置の保持の間、関節は、粘弾性的に弛緩するとみなされる。プログラム段階で設定されたプログラムレベル（314）まで力が弛緩すると、第 3 のストレッチ区域（342）が始まる。第 3 のスト

10

20

30

40

50

レッチ区域は、第1のストレッチ区域用にプログラムされたのと同じ力レベル(313)が生じる位置までの位置の傾斜部である。第2のストレッチ区域の間の粘弾性弛緩に起因して、力レベル(313)は、第1のストレッチ区域(340)の間に到達した関節位置(312)と比べて、より背屈した関節位置(315)にて生じるとみなされる。第4のストレッチ区域(343)は、力弛緩の測定を伴う、プログラムされた力レベル(313)によって定められる位置(315)での保持である。測定された応力がプログラムされたレベル(314)に達すると、第5の区域(344)が始まる。第5の区域において、クラッチを解放し、アクチュエータを反転又は解放することにより、関節が緩慢に解放されて静止位置に戻る。コラーゲンの粘弾性の時定数は、約100秒である。従って、ストレッチのおおよその時間は、標準指數関数関係に従う最大ストレッチ力と目標弛緩力レベル(314)の比により予測することができ、すなわち、

【数1】

$$t = -\tau \cdot \ln \left(\frac{F_{target}}{F_{max}} \right)$$

である。最大力の61%までの低下が50秒にわたって起こることができ、Fmaxの36%までの低下が100秒にわたって起こることができ、Fmaxの13%までの低下が200秒にわたって起こることができる。従って、この制御モードは、数分から30分続くストレッチシーケンスが発生する可能性がある。

【0034】

必要に応じて、ストレッチ及び保持区域は、ストレッチセッションの間に何度も繰り返すことができる。ストレッチ力、位置、保持区域は、関節(例えば、足)及び組織の粘弾性パラメータをターゲットとするように選択される。

【0035】

(図3C: EMGを用いた能動的ストレッチの制御方式)

図3Cは、ストレッチを補助するため、ユーザによる関節での筋肉の活性化に加えて、作動ストレッチ及び保持、粘弾性弛緩の測定を伴う上述のシステムをベースとしたストレッチ制御システムを例示している。能動的ストレッチは、機械的補助(アクチュエータと並行して筋肉を引っ張る)及び神経相反性抑制によって、関節をより深いストレッチに引っ張ることができる。相反性抑制では、関節における1つの動作での筋肉のアクティベーション(活性化)は、関節における反対の動作での筋肉のアクティベーションを抑制する(拮抗筋)。足首の場合、前脛骨筋及び他の背屈筋のアクティベーションは、腓腹筋、ヒラメ筋及び他の足底屈筋の動作を抑制することができる。ユーザは、電話/タブレットアプリケーションを通じて筋肉をアクティベーションするタイミングの指示を受けることができ、アクティベーションは、デバイスにおけるEMGセンサ(図2C~2Dを参照)を用いて測定することができる。相反性抑制は、ストレッチされる筋肉、この実施例では腓腹筋及びヒラメ筋のEMG測定によって検証することができる(図2C~2Dを参照)。

【0036】

図3A及び3Bと同様に、上のグラフは、相対的関節位置を示している。縦軸(301)は、相対足関節位置であり、静止位置が開始位置(302)として示されている。中央のグラフでは、図3Bと同様に、縦軸(301)は、関節における相対ストレッチ力(トルク)であり、ゼロ(311)にて無荷重静止位置である。下のグラフの縦軸は、アクチュエータ(340)における相対的な力を示す。

【0037】

第1のストレッチ区域(361)において、ユーザは、ストレッチの方向(と同じ方向での作動)に対して主動筋である筋肉(足首では、前脛骨筋及び他の背屈筋)を電話/タブレットアプリケーションのキーで最大近くの作動力又は許容レベルまでアクティブにする。アクチュエータは、自発的な背屈動作に適合し、足の回転と足首外反のバランスを取りための作動力を提供する(図2A~2Bを参照)。これらの2つの自由度は、神経筋疾患のユーザにとって自発的に制御することはより困難である。別個の自由度の作動は、

10

20

30

40

50

グラフにおいて別々に表されている。第1のストレッチ区域(361)は、最大自発的位置(342)に達したときに終了し、これは、プリセットレベル又は小さな時間範囲(例えば、300ミリ秒)にわたりそれ以上の増大が無いことによって定められる。第1のストレッチ区域(361)の終わりでは、筋肉がアクチュエータと並列に引っ張っているので、アクチュエータ力が小さい(341)にも関わらず、関節におけるストレッチ力は大きい。第2のストレッチ区域(362)において、関節位置(342)は、背屈筋肉のアクティベーションを継続して、機械クラッチを用いるなどでアクチュエータにより保持される。第3のストレッチ区域(363)において、同じ関節位置は保持され(342)、背屈筋肉は弛緩されており、デバイスは、増大した力を提供する(344)。第4のストレッチ区域(364)において、第1のストレッチ区域(361)と同様に、背屈筋が自発的にアクティベートされて、実施可能な最大ストレッチ位置に到達する。このストレッチ位置は、その前の保持位置(342)の上方であるか、上方でないこともある。モータはまた、背屈位置に適合し、足及び足首の回転自由度を制御するようバランス力を提供する。関節におけるストレッチ力は増大し(343)、作動力は低いままである(341)。ストレッチ区域(365)において、区域(362)と同様に、デバイスは、例えば、クラッチにより関節位置を保持し、ユーザは、主動筋の自発的アクティベーションを継続する。ストレッチ力は、粘弾性弛緩(347)と共に低下する。ストレッチ区域(366)において、ストレッチ区域(363)と同様に、ユーザは、背屈筋を弛緩し、デバイスは、関節位置を保持して、作動力は増大する(344)。区域(363)及び(366)の終わりは、図3Bの区域(341)及び(343)と同様に関節力レベル(347)によって、或いは、図3Aの区域(321)及び(323)と同様に時間によってトリガすることができる。最終区域(367)において、関節が緩く弛緩されて、静止位置に戻る。

10

20

30

40

50

【0038】

(輪郭プロック(足首))

図4A～4Cは、本開示の特定の実施形態による、作動時に所望のプロファイルを形成し、非作動時に柔軟性を可能にすることができる輪郭プロックのシステムを例示している。輪郭プロックのシステムは、脱着の柔軟性を可能にしながら、足の足底面などの解剖学的構造を適切に支持するPPSE用途で用いることができる。

【0039】

(図4A：輪郭プロック(解放))

図4Aは、輪郭プロックのシステムを例示している。複数のプロック(401)がケーブル(402)上で張られている。ケーブルは、最初は弛んだ状態にされ、輪郭プロックのシステムが緩く柔軟性があるようになる。これにより、システムは、大きな抵抗もなく身体(例えば、足)に又は身体から容易に着脱することができる。輪郭プロックは、あらゆる好適な材料から構成することができる。例えば、輪郭プロックは、発泡材料又は荷重を受けて圧縮することができる材料から構成することができる。別の実施例として、輪郭プロックは、プラスチック、金属、布地、木、発泡体、又はこれらの何れかの組み合わせから構成することができる。輪郭プロックは、より高密度のプロックが低密度のプロックよりも安定性又は剛性を提供するように、異なる密度を有して構成することができる。

【0040】

(図4B：輪郭プロック(引き締め))

図4Bは、引き締め時の図4Aの輪郭プロックのシステムを例示している。ケーブル(402)に張力(T)を加えることにより、着用者の解剖学的構造を支持する輪郭面を輪郭プロックが共に形成するように、輪郭プロック(401)が共に引き合わされる。この実施例において、第1の輪郭部(403)は、足の甲と足首の前部を支持し、第2の輪郭部(404)は、足の足底面を支持し、また、第3の輪郭部(405)は、踵又は踵骨を支持する。ケーブル(402)への張力(T)の印加は、FLAで実現することができる。FLAが作動すると、ケーブル(402)が引き締められ、これは、同時に輪郭プロック(401)を引き寄せて輪郭面(403, 404, 405)を形成し、またストレッチ

のため足を背屈に引き込む。この実施例では、ケーブルは連続しており、足の前部にて滑車(406)の周りを通過して、踵にて輪郭を支持するブロックまで後方に延びる。従って、FLAが作動したときのように、輪郭ブロックと共に引き合わせることに加えて、足首の前部、中足指節(MTP)関節の下方及び踵の後部で圧縮力(410, 411, 412)が発生し、これらが全体として足首の回転中心(408)の周りにトルクを発生させて、背屈にて足を回転させる。図4Bには図示されていないが、追加の輪郭ブロックを追加して別のFLAに接続し、踵の外反ストレッチを提供することができる。

【0041】

図4Cは、足首PPSEにおいて輪郭ブロックを利用した代替の実施形態を例示している。図4Bと同様に、輪郭ブロック(401)は、足底面及び踵骨又は踵を支持する輪郭面(403, 404, 405)を生成する。上述のように、ケーブルは、足の前部にて滑車(406)の周りをループする。加えて、ケーブルは、踵付近で第2の滑車(409)の周りをループして、足首(413)の前部のストラップ又は輪郭ブロックに向けて前方に通過する。図4Bの実施例と同様に、ケーブル(402)の張力は、輪郭ブロック(401)を引き寄せて輪郭面(404, 405)を生成し、また足首の前部、MTP関節の下方及び踵の後部で圧縮力(410, 411, 412)を発生させ、これらが全体として足首の回転中心(408)の周りにトルクを発生させて、背屈にて足を回転させる。

10

【0042】

(フットプレート、ケーブル支持)

図5A～5Jは、本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチPPSEで使用するケーブル支持のフットプレートの概念を例示している。

20

【0043】

(図5A：足及びケーブル支持フットプレートの上方正面図)

図5Aは、足及び足首ストレッチPPSEで使用するケーブル支持フットプレートの上方正面図を例示している。フットプレート(501)は、足の最も幅広の点の側部を少し越えて延びているのが分かる。5つのMPSは、破線(502)にほぼ沿った中足骨(MT)と趾節骨(P)の間の関節である。フットプレート(501)は、フットプレート(501)の中心(505)にて上方の力及び端部(560及び570)にて下向きの力を加えるバネ付勢が内蔵されるように構成される。ケーブル(503)は、端部(560)に取り付けられ、同じケーブル(503)が他方の端部(570)に取り付けられる。第1のFLA(図示せず)は、端部(560)に結合することができ、第2のFLA(図示せず)は、端部(570)に結合することができる。

30

【0044】

(図5B～5C：非荷重ケーブル支持フットプレート)

図5B～5Cは、MTP関節(MTP)の断面を通る非荷重状態のケーブル支持フットプレートの正面図を例示している。フットプレート(501)を支持するケーブル(503)は、緩く弛緩されて、フットプレート(501)が足の足底面(504)に最小圧力を加え、MTP及びMTP間の結合組織(CT)が弛緩状態又は遊離状態にあるようになる。

40

【0045】

(図5D～5E：加荷重ケーブル支持フットプレート)

図5D～5Eは、MTP関節(MTP)の断面を通る加荷重状態のケーブル支持フットプレートの正面図を例示している。フットプレート(501)を支持するケーブル(503)は、ここでは引き締められ、フットプレート(501)が足の足底面(504)に圧力を加え、MTP間の結合組織(CT)が伸張状態にあるようになる。従って、ケーブルに張力を加えると、MTP間の結合組織(CT)を伸張し、ケーブルの配置によっては、背屈又は外反において足首も伸張することができる。ケーブル(503)が端部(560)及び(570)を引き上げていても、上向きの付勢力550が依然として加わる。この力の組み合わせは、足のMTP関節がフットプレート(501)の幅にわたって伸張され、外側MTP関節が、足の所有者に不快感を与えるような方法で中心MTP関節(例えば、M

50

T P 関節 1) の周りを極端に回転しないようにする。従って、フットプレート(5 0 1)による張力を受けた状態では、M T P 関節は、フットプレート(5 0 1)にわたって広がり、これにより背屈及び踵の外反ストレッチに理想的なバランスの取れた荷重位置に足を配置する。

【 0 0 4 6 】

(図 5 F ~ 5 G : 足底及び足首ストレッチ)

図 5 F 及び 5 G は、足の前部に加わる上向きの力が足底筋膜の伸張(5 F)又は背屈における足首の伸張(5 G)をどのようにして行うことができるかを例示している。図 5 F 及び 5 G の両方において、上向きの力(F)が M T P の領域において足の前部に加えられる。図 5 F において、足底面(5 0 4)は支持されておらず、上向きの力(F)により、足自体が上向きに曲がり、足のアーチ(5 0 6)に作用して、足底筋膜をストレッチ(伸張)する。図 5 G において、足底面(5 0 4)は、フットプレート又は輪郭ブロックなどで支持され、上向きの力(F)により、足首がその回転中心(5 0 8)の周りで背屈の方に回転(5 0 7)するが、アーチ(5 0 6)は実質的に影響を受けない。足首が回転(5 0 7)すると、踵(5 0 9)はまた、前方に移動する(アキレス腱の伸張を補助する)。

10

【 0 0 4 7 】

(図 5 H ~ 5 I : フットプレート特性)

図 5 H は、長手方向軸(5 1 1)及び横軸(5 1 2)を有するフットプレート(5 1 0)を示す。フットプレートは、異なる軸にて異なる曲げ及びねじり剛性を有するように設計される。異なる剛性は、埋め込み纖維配向などの材料選択又は特性を通じて、或いは設計外形形状によって達成することができる。この足首ストレッチ P P S E の実施例では、フットプレート(5 1 0)は、長軸(5 1 1)の周りにねじり柔軟性(5 1 3)を有し、外反ストレッチを容易にし、並びに足にわたってバランスがとれた荷重を可能にすることができます。フットプレート(5 1 0)は、長手方向軸(5 1 1)に沿った屈曲(5 1 4)又は横軸(5 1 2)の周りの曲げ(5 1 5)の抵抗を提供するより剛性がある。長手方向軸(5 1 1)に沿った剛性は、上述のように、背屈における足首の伸張と足底筋膜の伸張において足底面に対する支持を提供する。一部の実施形態において、フットプレート(5 0 1)は、足の長さ全体にわたる必要はなく、足先から踵骨の始まりまでにわたることができます。

20

【 0 0 4 8 】

図 5 I は、足の原位置での図 5 H のフットプレート(5 1 0)を例示している。ケーブル(5 1 6)は、フットプレート(5 1 0)の下方に縫い込むように装着されている。通常は 1 又は 2 以上の F L A によってケーブルに加えられる上向きの力(F)は、足首の回転中心(5 0 8)の周りに背屈トルクを生成し、足首がストレッチのため背屈で回転するようになる。この実施例において、ケーブル(5 1 6)は、フットプレート(5 1 0)の真下を通過して、踵ストラップ(5 1 7)を通って踵の背後にループする連続ループである。従って、上向きの力(F)によって生じるケーブルの張力はまた、踵に対して圧縮力(5 1 8)を生成し、足首背屈ストレッチを補助する。F L A は、フットプレート上に存在する取付ポイントを引き寄せることができ、これにより上向きの力(F)を引き起こし、これもまた圧縮力(5 1 8)になる。

30

【 0 0 4 9 】

(図 5 J : フットプレート及びケーブルへの F L A のカップリング)

図 5 J は、図 5 I のフットプレート(5 1 0)及びケーブル(5 1 6)への F L A (5 2 1)のカップリングを例示している。F L A の動作は、ツイストストリングの回転に依存することができる。回転のためのアンカーポイント(5 2 2)はストラップ(5 2 3)によって設けられる。ケーブル(5 1 6)は、アンカーポイント(5 2 2)に取り付けられ、該アンカーポイントは、ストラップ(5 2 2)を通って固定されるシカゴスクリュー(Chicago screw)とすることができる。ストラップ(5 2 3)は、第 1 及び第 2 の F L A アンカーポイント又は取り付け部材(その 1 つのみが図 5 J に示されている)を含むことができる。第 1 の F L A は、第 1 の F L A アンカーポイント(5 2 2)に

40

50

結合することができ、第2のFLAは、第2のFLAアンカーポイント（図示せず）に結合することができる。FLA（521）の線形張力は、FLA（521）の張力がケーブル（516）を張った状態で引っ張るが、ストラップ（523）は依然として僅かに緩いようなストラップ及びケーブルの相対長さを構成することにより、アンカーポイント（522）を介してケーブル（516）に伝達される。第2のFLA（図示せず）の線形張力は、第2のFLAの張力がケーブル（516）を張った状態で引っ張るが、ストラップ（523）は依然として僅かに緩いようなストラップ及びケーブルの相対長さを構成することにより、第2のアンカーポイントを介してケーブル（516）に伝達される。両方のFLAが係合されると、フットプレート510は、背屈ストレッチを実施することができる。第1のFLAのみがアクティベートされるときには（例えば、足の内側部のアンカーポイントに取り付けられたFLAなど）、フットプレート510は、外反ストレッチを実施することができる。第2のFLAのみがアクティベートされるときには（例えば、足の外側部のアンカーポイントに取り付けられたFLAなど）、フットプレート510は、腓骨ストレッチを実施することができる。

10

【0050】

（輪郭ブロック及び電気積層クラッチを備えたフットプレート）

図6A～6Bは、本開示の特定の実施形態による、輪郭ブロック及び電気積層クラッチを備えたフットプレートを例示している。

20

【0051】

（輪郭ブロック及び電気積層クラッチを備えた緩い／弛緩したフットプレート）

図6Aは、緩い又は弛緩した状態の輪郭ブロック（602）を有するフットプレート（601）を例示している。輪郭ブロックを縫い込むようにされたケーブル（603）は、緩く又は弛緩している。フットプレートの電気積層クラッチ（604）が係合解除され、輪郭ブロックがケーブルに沿って分離するように解放される。これによりPPSEの脱着が容易になると共に、ストレッチが実施されていないときに足底に圧力を加えないことにより、着用者を快適にすることができる。

30

【0052】

（図6B：輪郭ブロック及び電気積層クラッチを有する、引き締められ／作動したフットプレート）

図6Bは、作動又は引き締められた状態の輪郭ブロック及び電気積層クラッチを備えたフットプレートを例示している。力（F）がケーブル（603）に加えられる。力（F）は、背屈ストレッチを補助する、足の前部に対する上向きの力、又は独立した力とすることができます。力（F）は、ケーブル（603）を締め付け、輪郭ブロック（602）をフットプレート（601）の底部に引き寄せる。フットプレート（601）に対する輪郭ブロック（602）の圧力により、フットプレートは、変形されていない輪郭部（606）から離れて曲げられて、輪郭ブロック（601）のプロファイルに共形となる。この状態で電気積層クラッチ（604）を係合すると、ケーブル（602）の張力が解放されている場合でも、輪郭ブロックをこの構成で維持することができる。

40

【0053】

（使用モデル）

（図7：例示的な使用モデルのフローチャート）

図7は、本開示の特定の実施形態による、PPSEの例示的な使用モデルのフローチャートを示す。PPSEは、臨床医、理学療法士（セラピスト）、又は医師などの参照提供者によって指示を受けることができる（701）。PPSEは、通常は、指示されているサイズ、所要の力又は特定のストレッチなどのパラメータについて着用者を評価することができる矯正医によって、個々の着用者にフィッティングする（702）ことができる。次いで、PPSEは、標準の構成要素のセットから矯正医によって、又は例えばカスタム構成要素が必要とされる場合は製造施設において個々の着用者のために準備（703）する。

50

【0054】

次いで、PPSEは、着用者用に指示される特定のストレッチに対してプログラムされる。第1のプログラミングステップ(704)において、PPSEは、セラピストによって実施されるときにストレッチを「学習」している。例えば、セラピストは、背屈足首ストレッチをマニュアルで実施し、トレーニング及び着用者の要求の熟知に基づいて、適切な量の力又は抵抗を適用することができる。PPSEは、例えば、フットプレートの圧力センサ、足関節のゴニオメータ、又はセンサ及び制御層の他の要素を用いてストレッチの際に加えられる力を検出することができる。これにより、PPSEは、センサ及び制御層を介してセラピストによって実施されるストレッチを再現することが可能となる。第2のプログラミングステップ(705)において、ストレッチの持続時間及び頻度を含む、ストレッチャジメン又はルーチンがプログラムされる。次いで、着用者は、PPSEを用いて、例えば、システムを着脱する方法、デバイスの清掃及び手入れ、並びにPPSEを用いたストレッチャジメンの何れか特定のガイドライン又は手法についてトレーニング(706)を受ける。

10

【0055】

次に、着用者が解放されて、自宅で独立したストレッチ補助のためPPSEを使用する(707)。指定されたストレッチ及び着用者の能力に応じて、PPSEは、睡眠中、余暇時間の間、又は所与のストレッチャーケンスの他の適切な設定の際にストレッチのために着用することができる。自宅で使用している際に、PPSEのセンサ及び制御層は、レジメンに対する着用者のコンプライアンス、PPSEステータス、並びに可動域及び関節スタイルフィネスのようなストレッチに関連する分析を含む、ストレッチャジメンに関するデータのログを取り。これらのデータは、ログ取りされて、臨床医、セラピスト、介護者又は他の個人又はサービスに報告される(708)。これらのデータに基づいて、ストレッチャジメンプログラミングが必要に応じて調整される。

20

【0056】

(図8: PPSE学習)

図8は、本開示の特定の実施形態による、ストレッチを「学習」しているPPSEを例示している。セラピスト(801)は、足首ストレッチPPSE(803)を着用している患者(802)に足首背屈ストレッチをマニュアルで実施している。PPSE(803)のセンサ及び制御層は、ゴニオメータを介して可動域、フットプレートの圧力センサを介して足圧力分布、又はPPSEの他の力又は動作のようなストレッチのパラメータを検出する。次に、PPSEは、センサ及び制御層によって制御されるFLAなどの電源層構成要素(804)によってこのストレッチを再現することができる。

30

【0057】

(足首牽引力カフス)

牽引力は通常、関節の可動域を増大させてストレッチを容易にし、ストレッチの有効性を向上させることができる。図9A~9Hは、本開示の特定の実施形態による、足首ストレッチを容易にするため足関節に牽引力を加えるカフスを例示している。

【0058】

(図9A: 足首の足首牽引力カフス)

図9Aは、足首の足首牽引力カフス(901)を例示している。足首牽引力カフスは、端部セクション(904)よりも中心セクション(903)でより大きな直径を有する、略バーレル形である。1又は2以上のケーブル(905)は、足首の周りを囲み、通常は、カフスの周りで略円周配列でカフス(906)の本体を通って埋め込まれ又は紐付けされる。1又は2以上のケーブルに張力を加えることにより、カフスの中央のバーレル部分を収縮して、カフス全体を伸長し、足関節に牽引力を加えるようにする。

40

【0059】

(図9B~9E: カフス本体)

図9Bは、カフス本体(906)を例示している。カフスは、上側開口(907)、下側開口(908)、及び中心チャネル(909)を有する。カフスは、非変形状態に戻るよう実質的に弾性特性を有する変形可能材料から作られる。この非変形状態では、カフ

50

スは、上述のようなバレル形構成を有する。張力が1又は2以上のケーブルに加えられると、カフスは、中心セクションに沿って中心が縮小した変形プロファイルに収縮される。

【0060】

図9Cは、カフス本体(906)の断面と、カフス本体を収縮して変形させる1又は2以上のケーブルによって加えられる圧縮力を例示している。図9Dは、変形プロファイル(910)及び非変形プロファイル(912)両方におけるカフス本体(906)を例示している。より大きい非変形直径(D0)がより小さい変形した直径(D1)に収縮されるにつれて、より短い非変形長さ(L0)がより長い変形した長さ(L1)まで伸長して、牽引力を発生する。図9Eは、接触領域(913, 914)を例示している。

【0061】

(図9F～9H：カフスケーブル構成)

図9F及び9Gは、1又は2以上のケーブルの実施可能な構成を例示している。図9Fは、略平行の円周方向構成の1又は2以上のケーブル(905)を例示している。図9Fは、交差構成の、この実施例では、足首の側部のポイント(915)にて交差している1又は2以上のケーブル(905)を例示している。交差構成は、足首が屈曲したときにカフスがより多くの可動域で曲げることを可能にすると共に、カフスのスティフネス又変形パターンの最適化を可能にすることができます。図9Hは、全てのケーブルを締め付け及び解放し、牽引及び解放の自動プログラミングシーケンスを可能にする自動締め付け機構(916)を例示している。

【0062】

(図10：足の荷重分布を感じてストレッチバイオメカニクスを制御する半剛性組立体に一体化された圧力センサアレイ)

図10A～10Cは、本開示の特定の実施形態による、(1)較正ステップの際にストレッチバイオメカニクスを測定すること、及び(2)ストレッチの適用の際に作動荷重及び荷重のバランス取りを制御することを目的として、足又は足首にかかる荷重の分布を感じるのに使用される、軟質及び半剛性組立体に一体化された圧力センサアレイを例示している。

【0063】

ストラップ(1000)に一体化された単一の圧力感知領域(力感知抵抗、FSR)(1001)を例示している。ストラップは、センサをPPSEに一体化するため及び荷重用途のために用いることができ、非導電性ウェビング又は低伸展性の同様の細幅布で作ることができる。圧力感知材料は、加えられた圧力により電気抵抗を変化させ、力感知抵抗(FSR)を形成する。FSR(1001)は、導電性糸と非導電性糸の組み合わせを用いて所定位置に縫い付けられて、4つの全ての側部の周りに機械的接触部及び2つの対向する側部に沿って電気的接続部(1002)を形成する。電気的接続部(1002)は、FSRに接触する側部上に導電性糸及び対向する側部(1003)上に非導電性糸でFSRを縫い付けることにより形成される。FSRの周囲の残りの部分(1004)は、非導電性糸(NCT)で縫い付けられ、導電性糸の間で電気的接触をすることなく、FSRとストラップとの間に機械的接続を提供する。導電性糸(1003)の縫い付けは、FSRとの各接触部から電気的接觸がなされる位置(1005)(この場合はストラップの端部)まで続く。FSR領域(1001)及び導電性糸(1003)は、ラミネーション(1010)によって電気的に絶縁される。ラミネーション層(1007)は、導電性糸の一部を露出させて、電気的接觸部(1005)を形成する。力感知抵抗組立体は、足又は脚の特定の位置でウェアラブルデバイスに一体化することができ、結果として得られる抵抗は、例えば、分圧回路を用いて読み出しセンサとして使用される。

【0064】

図10Bは、足首内反／外反及び中足部回転に加えられる荷重を制御する目的で、半剛性プレート(1007)及びストラップ(1008)を有する組立体に一体化されて足の異なる領域にわたって相対圧力を測定する圧力センサの空間アレイを例示している。この実施例では、2つの圧力センサ領域(FSR)(1001)がある。足のアーチの内側と

10

20

30

40

50

側面との間、又は足の母指球の中央側と側方側との間の圧力の差を感じることにより、デバイスは、所望の量の足首外反及び中足部回転を感じし制御することができる。FSRは、所望の輪郭形状にされるパッド(1015)入りの半剛性プレート(1011)及びPPSEとの一体化及び荷重用途のためのストラップ(1008)の組立体内にある。プレートは、アレイにわたる力の差異を、この実施例では中央側及び側方側でより繰り返し測定するため、足の局所的スティフネスの不均質さをバランス取りする役割を果たす。プレートは、上述のように所望の表面輪郭の形状にすることができる(例えば、図5A~J、6A~6Bを参照)。

【0065】

FSR(1001)は、これらを電気的に接続してコモングラントとして使用される1つの共通導電性糸(1006)で縫い付けられる。各FSRは、他のFSRには接続されていない、導電性糸(1009)と別個の電気的接触を有する。図10Aと同様に、FSRは、導電性糸と非導電性糸の組み合わせを用いて縫い付けられて、全周囲の周りに機械的接触部及び2つの対向する側部に沿って電気的接続部(1002)を形成する。導電性糸(1003)は、FSRを接続する基材の側にのみある。基材の対向する側部は、非導電性糸を有する。FSR及び導電性糸を有するストラップの側部は、導電性糸の端部を電気的接触のために開放したままにして(1005)、電気的絶縁のためラミネート処理(1010)される。

【0066】

図10Cは、図10Bの組立体の層の実施形態を例示している。プレート(1011)は、所望のプロファイルの形状にされ、パッド付きスリーブ(1015)で覆われている。このパッド付きプレートは、足(1017)の表面に接している。FSR(1001)は、FSRに接触して導電性糸(1003)で及び対向する側部上で非導電性糸(1016)でストラップ(1008)上に縫い付けられる。電気的絶縁は、ラミネート(1010)により達成される。この実施例においては、FSRは、足の何れかの側部でストラップにより加えられる相対荷重を感じする。有利であれば、層は、異なる組み合わせの順序にすることができる点は理解することができる。例えば、足表面(1017)とプレート(1011)との間のFSRの位置付けは、足の何れかの側部上で圧力のより高感度な検出を提供することができる。

【0067】

(図11.輪郭ブロック：関節可動性、安定化及び圧縮のためのケーブル作動3D構造)

図11A~11Fは、本開示の特定の実施形態による、ケーブル作動3D構造である輪郭ブロックのための設計パラメータを例示している。輪郭ブロックは、関節可動性、安定化及び圧縮のために用いることができる。分離されたブロック(図11F)又は接続されたブロック列(図11A~11E)は、ブロックを貫通して通るチャネル内に配置されるケーブルを有する。ケーブル荷重下の最終的な立体構成が定められるように、3次元特徴部がブロック内に設計される。ケーブル張力は、FLA又は例えばボーデンケーブルを通して接続された遠隔アクチュエータなどのアクチュエータにより達成することができる。ケーブル張力が加えられて目的の立体構成が達成されると、輪郭ブロックの配列は、上述のように身体上の圧力分布及び把持ポイントを制御するのに用いることができる(例えば、図4A~4C、6A~6Bを参照)。材料は、実施可能な不均一材料特性を有する、シリコーン又は硬質発泡体のような硬質(分離ブロック)から半剛性(ブロック列)までが想定されている。

【0068】

図11Aは、単一の曲率運動で作動するケーブル作動輪郭ブロックの動作機構を例示している。本図は、ケーブル(1102)が荷重を受けていない状態のブロック列(1101)を示している。ケーブルは、列内の空隙(1104)を通過するように、断面内に位置付けられたブロック列内のチャネル(1103)を通って延在している。圧縮力を発生可能にするために、ブロック列の縁部は、一方の端部(1105)にて反力で保持され、ケーブルは、ブロック列の他方の端部にてクランプ(1106)によってブロックを滑動

10

20

30

40

50

しないようにされる。

【0069】

図11Bは、ケーブル(1102)が荷重を受けた図11Aのブロック列(1101)を例示している。ケーブルの張力及び反力(1105, 1106)に起因して、空隙(1104)が閉じて、列の断面(1107)の狭い部分が所望の輪郭に沿って曲げられる。

【0070】

図11Cは、より複雑な曲率を生成するため、対向する方向に特徴部を有するブロック列(1121)を例示している。この実施例は、4つの作動空隙、すなわち、一方の側部に2つ(1122)及び反対の側部に2つ(1123)を有し、ケーブル(1101)は、ブロックのチャネル(1124)を通過し、4つの空隙全てを交差している。列及びケーブル上の反応ポイント(1105, 1106)が必要であるが、明確にするために図では省略されている。

10

【0071】

図11Dは、ケーブルが張力を受けた状態の図11Cのブロック列を例示し、S字曲線を示している。図11Bと同様に、ケーブル張力により、空隙(1122, 1123)が閉じて、対向する側部上の小さな断面領域が所望の輪郭に沿って曲がるようになる。空隙の幾何形状及び位置により、結果として生じる曲げの形状及び荷重変位関係(スティフネス)が制御される。列及びケーブル上の反応ポイント(1105, 1106)が必要であるが、明確にするために図では省略されている。

20

【0072】

図11Eは、1つの平面における制御された曲率のため輪郭ブロックチェーン(1131)の設計パラメータを例示している。列の狭い部分(1132)は、曲げビームとしてモデル化することができる。より長い空隙長さL(1133)では、最大張力を受けた連続ブロック間の結果として生じる角度は増大し、曲げスティフネスは減少する。より短い空隙深さD(1134)では、曲線半径が短縮され、最大張力を受けた連続ブロック間の結果として生じる角度は増大する。ビーム曲げ軸線(1136)からストリング位置(1137)までの増大した距離S(1135)では、列を曲げるのに必要な張力は減少し、構造体を曲げるのに必要なストローク長は増大する。

20

【0073】

図11Fは、3次元の曲率を発生させる特徴部を備えた輪郭ブロックを例示している。各ブロックのx軸は、チャネルとして定められる。この実施例において、1つのブロック(1141)は、合わせ面(1142)がz軸の周りで僅かに回転するような形状にされる。隣接ブロック(1143)は、y軸の周りで僅かに回転された角度を有する合わせ面(1144)を有する。従って、ケーブルが張力を受けたときには、ブロック(1143)のx軸は、ブロックのy軸及びz軸の両方の周りでブロック(1141)のx軸に対して回転することができる。

30

【0074】

この実施例では、ブロックは、例証で明確にするために分離されているが、無負荷条件下で構造体の有効曲げスティフネス及び位置を制御するため、任意の形状及び角度を有して狭い区域により接続することができる。ブロックはまた、異なる方向で複数のチャネルと組み合わせて、制御可能な輪郭及び圧力分布を有する輪郭ブロックのネットワークを生成することができる。

40

【0075】

(図12A～12D：PPSEのラピッドプロトタイピング及びフィッティングのための構成変更可能なシステム)

図12A～12Dは、本開示の特定の実施形態による、PPSEをラピッドプロトタイピング及びフィッティングするための完全且つ迅速な構成変更可能なシステムを例示している。図12Aは、使用中の構成変更可能なシステムの側面図、図12Bはその上面図、及び図12Cはその内側図である。ソックス(1201)及び脚ラップ(1202)は、肌に向けて着用する滑り止め面と、面ファスナーの閉鎖部のフック側を付着させることができる。

50

できる外側の面とを有して布地から作られる。FLA(1203)は、名称が「Flex grip(可撓性グリップ)」である国際特許出願PCT/US/16/19565及び名称が「Systems and Methods for Assistive exosuit system(補助外装スーツシステムのためのシステム及び方法)」である米国仮特許出願第62/378,555号に記載されるように、可撓性グリップのプロトタイプを製作するために面ベースの「シダテープ」(1204)によって取り付けられる。

【0076】

図12Dは、ソックスの漸変パターンを例示している。パターン要素は、足指(1205)、漸変中足部(1206)、踵底部(1207)、踵後部(1208)、内側足首ラップ(1209)及び外側足首ラップ(1210)を含む。
10

【0077】

(図13：測定及び算出データのテーブル)

図13は、本開示の特定の実施形態による、PPSEのプログラミング及び使用時にPPSEによって測定又は計算され、或いはPPSEに入力されたデータ及びこれらのデータの用途を記載している。これらのデータは、ストレッチレジメンのバイオメカニクス及びプログラミング詳細事項を含み、複数の用途のためこれらのデータを格納するデータベースに接続することができる。

【0078】

複数の直接測定は、上述のようにPPSEに一体化された埋込センサによって実施され、限定ではないが、皮膚ストレッチ(1301)、関節位置(1302)、FLA力(1304)、足圧力(1305)、及び筋活動(1307)を含む。複数の算出値は、この測定値から計算され、限定ではないが、関節位置(1302)、直接測定又は計算の何れかとすることができる)、関節速度(1303)、及び関節トルク(1306)を含む。プログラミングステップにおいて、関節スティフネス(1309)と所望のストレッチ位置及びトルク(1310)とが測定され、ストレッチレジメンパラメータが入力されて、PPSE及びデータベースにも局所的に記録される。測定値、算出値及び入力値は、ストレッチレジメンの区域位置、力、及び持続時間(例えば、図3で見られるような)を制御するのに用いることができる。反復可能なストレッチを実行するためにPPSEを制御する能力は、ストレッチを実行する人によるストレッチバイオメカニクスの感じ及びストレッチ持続時間に基づいた、現行の再現性基準に対する改善である。
20
30

【0079】

必要に応じて、算出データの一部又は全ては、ユーザ及びセラピストに報告されて、疾患の進行又は治療効果を追跡することができる。進行を追跡するための一次読み出し情報は、関節スティフネス(1309)であり、また、伸長反射又は相反性抑制(1307)を含む、他の測定又は算出データの何れかの経時的な変化を含むことができる。PPSEは、ストレッチレジメン及びユーザのバイオメカニクスを記述するパラメータを記憶することができる。

【0080】

集合的センサから検出することができる事象は、デバイスに対するユーザの取り組み(1308)、及び筋肉における伸長反射又は相反性抑制(1307)を含む。デバイスに対するユーザの取り組み(1308)又は伸張反射(1312)の検出は、ストレッチの速度又は力を低減すべきであること、及び/又はストレッチの持続時間を増大すべきであることを示すことができ、他方、相反性抑制(1313)の検出は、ストレッチレジメンに対する有益な神経筋反応を示すことができる。これらの事象は、データベースに格納されている収集した経験に基づいてストレッチレジメンを変更する提案と共に、セラピスト及びユーザに報告することができる。
40

【0081】

PPSEは、これらの格納されたデータを用いて、プログラミングステップの際にストレッチレジメンを提案し、ユーザ及びセラピストがデータベースにアクセスし、同様のユ
50

ーザに対する良好な治療レジメンを探すことを探すことを可能にすることができる。収集されたデータは、個々の治療の指導、指定された治療の新しい手法の取り込み、医薬品、遺伝子、又は徒手理学療法の影響の評価、開業医師を指導するための関節健康の改善の文書化、及び保険金の払い戻しの通知に用いることができる。

【0082】

(P P S E の制御及び適用方法)

P P S E は、P P S E 上又はその内部に配置されるか、或いはP P S E と無線又は有線通信する電子コントローラによって作動させることができる。電子コントローラは、P P S E を作動させて、P P S E の機能を有効にするように様々な方法で構成することができる。電子コントローラは、P P S E の要素において又はP P S E と直接的又は間接的に通信する他のシステムにおいて格納されるコンピュータ可読プログラムにアクセスして実行することができる。コンピュータ可読プログラムは、P P S E を作動させる方法を記述することができ、或いは、P P S E 又はP P S E の着用者についての他の動作を記述することができる。

10

【0083】

図14は、アクチュエータ1401、センサ1403、及びP P S E 1400の要素(例えば、1401, 1403)を作動させてP P S E 1400の機能を有効にするよう構成されたコントローラを含む例示的なP P S E 1400を例示している。コントローラ1405は、ユーザインタフェース1410と無線通信するよう構成される。ユーザインタフェース1410は、ユーザ(例えば、P P S E 1400の着用者)及び可携性外装スツのコントローラ1405又は他のシステムに情報を提示するよう構成されている。ユーザインタフェース1410は、P P S E 1400の要素からの情報の制御及び/又はアクセスに関与することができる。例えば、ユーザインタフェース1410によって実行されているアプリケーションは、センサ1403からのデータにアクセスし、アクチュエータ1401の作動(例えば、背屈ストレッチを加える)を算出し、算出した動作をP P S E 1400に伝達することができる。ユーザインタフェース1410は更に、他の機能を有効にするように構成することができ、例えば、ユーザインタフェース1410は、携帯電話、ポータブルコンピュータ、娛樂端末として用いるように構成され、或いは、他のアプリケーションに従って作動するように構成することができる。

20

【0084】

ユーザインタフェース1410は、P P S E 1400に取り外し可能に取り付けられる(例えば、ストラップ、マグネット、Velcro、充電及び/又はデータケーブルにより)ように構成することができる。或いは、ユーザインタフェース1410は、P P S E 1400の一部として、通常動作中は取り外されないように構成することができる。一部の実施例において、ユーザインタフェースは、ユーザインタフェース1810を用いてP P S E 1400に関する情報を制御及び/又はアクセスすることに加えて、P P S E 1400の一部として組み込むことができる(例えば、P P S E 1400のスリーブに一体化されたタッチスクリーン)、また、P P S E 1400に関する情報を制御及び/又はアクセスするのに用いることができる。一部の実施例において、コントローラ1805又はP P S E 1400の他の要素は、標準プロトコル(例えば、Bluetooth(登録商標)、ZigBee、Wi-Fi、LTEもしくは他のセルラー規格、IRDA、Ethernet)による無線又は有線通信を有効にし、このような機能を有効にするために補完通信要素及びコンピュータ可読プログラムで構成されたときに、ユーザインタフェース1410として様々なシステム及びデバイスを作動させることができるように構成される。

30

【0085】

P P S E 1400は、本明細書の例示的な実施形態又は用途に応じた他の方法で記載されるように構成することができる。P P S E 1400は、様々なアプリケーションを有効にするように作動することができる。P P S E 1400は、着用者の動作を検出して(例えば、センサ1403を用いて)、これに応答してトルク及び/又は力を着用者の身体に加えて(例えば、アクチュエータ1401を用いて)、着用者が身体及び/又は環境に作

40

50

用させることができることにより、着用者の強度を増強するよう作動することができる。PPSE1400は、特定の身体活動を実行するために、着用者をトレーニングするように作動することができる。例えば、PPSE1400は、着用者のリハビリテーション療法を有効にするよう作動することができる。PPSE1400は、着用者がリハビリテーション療法のプログラムを成功裏に完了できるようにするために、療法を受ける着用者によってもたらされる動作及び／又は力を増幅するように作動することができる。これに加えて、又は代替として、PPSE1400は、着用者の障害のある動作を妨げるように作動し、及び／又はアクチュエータ1801及び／又は他の要素（例えば、触覚フィードバック要素）を用いて、実行すべき動作又は動き、及び／又は実行すべきでない又は終了すべき動作又は動きを着用者に示すように作動することができる。同様に、身体トレーニング（例えば、ダンス、スケート、他の運動競技活動、職業トレーニング）の他のプログラムは、PPSE1400の作動により有効にされて、着用者によって生成される動作、トルク又は力を検出し、及び／又は力、トルク、又は他の触覚フィードバックを着用者に加えるようにすることができる。PPSE1400及び／又はユーザインタフェース1410の他の用途が予想される。

10

【0086】

加えて、ユーザインタフェース1410は、通信ネットワーク1420と通信することができる。例えば、ユーザインタフェース1410は、Wi-Fi無線機、LTEトランシーバー又は他のセルラー通信機器、有線モデム、又はユーザインタフェース1410及びPPSE1400がインターネットと通信できるようにする他の何れかの要素を含むことができる。ユーザインタフェース1410は、通信ネットワーク1420を通じてサーバ1430と通信することができる。サーバ1430との通信により、ユーザインタフェース1410及びPPSE1400の機能を有効にすることができます。一部の実施例において、ユーザインタフェース1410は、遠隔測定データ（例えば、位置、PPSE1400の要素1401, 1403の構成、PPSE1400の着用者に関する生理学的データ）をサーバ1430にアップロードすることができる。

20

【0087】

一部の実施例において、サーバ1430は、PPSE1400の要素（例えば、1401, 1403）からの情報に対して制御及び／又はアクセスして、PPSE1400の何れかのアプリケーションを有効にするよう構成することができる。例えば、サーバ1430は、着用者が負傷した、意識を失った、又は他の理由で自分で動けなくなった場合に着用者を危険な状況から救い出すためにPPSE1400の要素を作動させ、及び／又はPPSE1400及びユーザインタフェース1410自体を危険な状況から救い出すためにPPSE1400及びユーザインタフェース1410を作動させることができます。PPSEと通信するサーバの他の用途が予想される。

30

【0088】

ユーザインタフェース1410は、第2の可撓性外装スーツ1440と通信状態にあり且つ第2の可撓性PPSE1440を作動させるよう構成された第2のユーザインタフェース1445と通信するよう構成することができる。このような通信は、直接的なものとすることができる（例えば、トランシーバー又は他の要素を用いて、ユーザインタフェース1410と第2のユーザインタフェース1445との間で直接の無線又は有線リンクを介して情報を送受する）。これに加えて、又は代替として、ユーザインタフェース1410と第2のユーザインタフェース1445との間の通信は、1又は複数の通信ネットワーク1420及び／又は1又は複数の通信ネットワーク1420を通じてユーザインタフェース1410及び第2のユーザインタフェース1445と通信するよう構成されたサーバ1430により容易にすることができます。

40

【0089】

ユーザインタフェース1410と第2のユーザインタフェース1445との間の通信は、PPSE1400及び第2のPPSE1440のアプリケーションを有効にすることができます。一部の実施例において、PPSE1400及び第2の外装スーツ1440及び／

50

又は P P S E 1 4 0 0 及び第 2 の P P S E 1 4 4 0 の着用者らの動きは、協調させることができる。例えば、P P S E 1 4 0 0 及び第 2 の P P S E 1 4 4 0 は、着用者らによる重量物の持ち上げを協調するよう作動することができる。持ち上げのタイミング、並びに着用者及び / 又は P P S E 1 4 0 0 及び第 2 の P P S E 1 4 4 0 の各々によって提供される支持の程度は、重量物が運ばれた際の安定性を向上させるよう、又は着用者らの負傷リスクを低減するよう、或いは他の何らかの考慮事項に応じて制御することができる。P P S E 1 4 0 0 及び第 2 の P P S E 1 4 4 0 及び / 又はこれらの着用者らの動きの協調は、着用者及び / 又は着用者の環境の要素に対して協調（タイミング、大きさ、又は他の特性）された力及び / 又はトルクを加えること、及び / 又は触覚フィードバック（外装スーツ 1 4 0 0 , 1 4 4 0 のアクチュアリーを通じて、専用の触覚フィードバック要素を通じて、又は他の方法によって）を着用者らに提供し、協調した動きに着用者らを誘導することを含むことができる。10

【 0 0 9 0 】

P P S E 1 4 0 0 及び第 2 の P P S E 1 4 4 0 の協調動作は、様々な方式で実施することができる。一部の実施例において、一方の P P S E （及びその着用者）がマスターとして働くことができ、P P S E 1 4 0 0 及び 1 4 4 0 の動作が協調されるように、他方の P P S E にコマンド又は他の情報を提供する。例えば、P P S E 1 4 0 0 , 1 4 4 0 は、着用者らが協調してダンス（又は他の何らかの運動競技活動に参加）できるように作動することができる。P P S E の一方は、「リード」として働き、「リード」の着用者によって実施される動きに関するタイミング又は他の情報を他方の P P S E に送り、協調したダンス動作を他方の装着者が実行できるようになる。一部の実施例において、第 1 の外装スーツの第 1 の着用者は、トレーナーとして働き、第 2 の外装スーツの第 2 の着用者が実行することを習得できる動作又は身体活動をモデル化することができる。第 1 の外装スーツは、第 1 の着用者によって実行される動作、トルク、力、又は他の身体活動を検出することができ、検出した活動に関連する情報を第 2 の外装スーツに送ることができる。次いで、第 2 の外装スーツは、第 2 の着用者の身体に力、トルク、触覚フィードバック、又は他の情報を提供し、第 1 の着用者によってモデル化された動作又は他の身体活動を第 2 の着用者が学習できるようにすることができる。一部の実施例において、サーバ 1 4 3 0 は、コマンド又は他の情報を P P S E 1 4 0 0 及び 1 4 4 0 に送り、P P S E 1 4 0 0 及び 1 4 4 0 の協調動作を可能にすることができる。20

【 0 0 9 1 】

P P S E 1 4 0 0 は、着用者の動きに関する情報、着用者の環境、及び P P S E 1 4 0 0 の着用者に関する他の情報を伝達及び / 又は記録するように作動することができる。一部の実施例において、着用者の動作及び動きに関連する運動学をサーバ 1 4 3 0 に記録及び / 又は送信することができる。これらのデータは、医療、科学、エンターテイメント、ソーシャルメディア、又は他の用途のために収集することができる。データは、システムを作動させるのに用いることができる。例えば、P P S E 1 4 0 0 は、ユーザによって生成された動作、力、及び / 又はトルクをロボットシステム（例えば、ロボットアーム、脚、胴体、人間の形をした身体、又は他の何れかのロボットシステム）に伝達するよう構成することができ、該ロボットシステムは、着用者の活動を模擬し、及び / 又は着用者の活動をロボットシステムの要素の動作、力又はトルクにマッピングするよう構成することができる。別の実施例において、データは、着用者の仮想アバターを作動させるのに用いることができ、アバターの動作は、着用者の動作に正確に反映され、又は何らかの形で関連づけられるようになる。仮想アバターは、仮想環境にてインスタンスが作成され、着用者が通信している個人又はシステムに提示され、又は他の何れかのアプリケーションに従って構成及び作動することができる。40

【 0 0 9 2 】

逆に、P P S E 1 4 0 0 は、触覚又は他のデータを着用者に提示するように作動することができる。一部の実施例において、アクチュエータ 1 4 0 1 （例えば、ツイストストリングアクチュエータ、外装腱）及び / 又は触覚フィードバック要素（例えば、E P A M 触

覚要素)は、着用者に機械的情報又は他の情報を示すために、着用者の身体に加えられる力を提供及び/又は調整するように作動することができる。例えば、PPSE1400の特定の位置に配置されたPPSE1400の触覚要素の特定のパターンのアクティベーションは、着用者が、電話、電子メール又は他の通信を受け取ったことを示すことができる。別の実施例において、ロボットシステムは、着用者によって生成されてPPSE1400によりロボットシステムに送られる動作、力及び/又はトルクを用いて作動することができる。ロボットシステムの環境及び動作の力、モーメント、及び他の状態は、PPSE1400に伝達されて、着用者に提示(アクチュエータ1401又は他の触覚フィードバック要素を用いて)され、ロボットシステムの着用者の動作に関連する力フィードバック又は他の触覚の感覚を経験できるようにすることができる。別の実施例において、着用者に提示される触覚データは、仮想環境、例えば、PPSE1400によって検出されている着用者に関する動作又は他のデータに基づいて動作している着用者のアバターを含む環境によって生成することができる。

【0093】

図14に例示されるPPSE1400は、本明細書で記載される制御電子機器、ソフトウェア、又はアルゴリズムによって作動することができるPPSEの1つの実施例に過ぎない点に留意されたい。本明細書で記載される制御電子機器、ソフトウェア、又はアルゴリズムは、より多くの、より少ない、又は異なるアクチュエータ、センサ又は他の要素を有する可撓性外装スーツ又は他のメカトロニクス及び/又はロボットシステムを制御するよう構成することができる。更に、本明細書で記載される制御電子機器、ソフトウェア、又はアルゴリズムは、例示のPPSE1400と同様に又は異なるように構成されたPPSEを制御するよう構成することができる。更に、本明細書で記載される制御電子機器、ソフトウェア、又はアルゴリズムは、再構成可能ハードウェア(すなわち、アクチュエータ、センサ又は他の要素を付加又は取り外すことができる外装スーツ)を有する可撓性外装スーツを制御するよう構成され、及び/又は様々な方法を用いて可撓性外装スーツの現在のハードウェア構成を検出するよう構成することができる。

【0094】

(PPSEの制御のためのソフトウェア階層)

PPSEのコントローラ及び/又はコントローラによって実行されるコンピュータ可読媒体は、可撓性外装スーツの機能及び/又は構成要素のカプセル化を提供するよう構成することができる。すなわち、コントローラの一部の要素(例えば、サブルーチン、ドライバ、サービス、デーモン、ファンクション)は、PPSEの特定の要素(例えば、ツイストストリングアクチュエータ、触覚フィードバック要素)を作動させるよう構成され、コントローラの他の要素(例えば、他のプログラム)が特定の要素を作動させ及び/又は特定の要素に抽象的アクセスを提供(例えば、コマンド方向にアクチュエータを配向するコマンドを、コマンド方向にアクチュエータを配向するのに十分なコマンドのセットに変換)できるように構成することができる。このカプセル化により、様々なサービス、ドライバ、デーモン、又は他のコンピュータ可読プログラムを可撓性外装スーツの様々な用途のために開発するようにすることができる。更に、可撓性外装スーツの機能を一般的でアクセス可能な方法でのカプセル化を提供することにより(例えば、アプリケーションプログラミングインターフェース(API)又は他のインターフェース規格を特定し実装することにより)、コンピュータ可読プログラムが作成され、一般的なカプセル化された機能と相互作用して、これによりコンピュータ可読プログラムは、可撓性外装スーツの単一タイプ又はモデルとしてではなく、様々な異なるように構成されたPPSEとしての作動モード又は機能を可能にすることができます。例えば、仮想アバター通信プログラムは、標準外装スーツAPIにアクセスすることにより、可撓性外装スーツの着用者の姿勢についての情報にアクセスすることができる。異なるように構成された外装スーツは、異なるセンサ、アクチュエータ及び他の要素を含むことができるが、APIによる同一フォーマットでの姿勢情報を提供することができる。可撓性外装スーツ又は他のロボット型、外骨格型、補助型、触覚型又は他のメカトロニクスシステムの他の機能及び特徴は、APIによって、

10

20

30

40

50

又は他の標準コンピュータアクセス及び制御インターフェース方式に従ってカプセル化することができる。

【0095】

図15は、PPSE1500の要素及びPPSE1500の制御又は動作の階層を示す概略図である。可撓性PPSEは、それぞれ、PPSE1500、PPSE1500の着用者、及び／又は着用者の環境に力及び／又はトルクを加え、及びこれらの1又は2以上の特性を検出するように構成されたアクチュエータ1520及びセンサ1530を含む。PPSE1500は更に、ハードウェアインターフェース電子機器1540を使用してアクチュエータ1520及びセンサ1530を作動させるように構成されるコントローラ1510を含む。ハードウェア電子機器インターフェース1540は、アクチュエータ1520及びセンサ1530を作動させるのに使用される信号を用いて、コントローラ1510との間の信号をインターフェースするように構成される電子機器を含む。例えば、アクチュエータ1520は外装腱を含むことができ、ハードウェアインターフェース電子機器1540は、外装腱をクラッチで接続及びクラッチで切断するために、及び外装腱の長さを報告するために、高電圧発電機、高電圧スイッチ及び高電圧容量計を含むことができる。ハードウェアインターフェース電子機器1540は、電圧レギュレータ、高電圧発電機、増幅器、電流検出器、エンコーダ、磁気計、スイッチ、制御電流源、DAC、ADC、フィードバックコントローラ、ブラシレスモータコントローラ、又は他の電子的及びメカトロニクス要素を含むことができる。

10

【0096】

コントローラ1510は更に、PPSE1500のユーザ及び／又は着用者に情報を提示するように構成されるユーザインターフェース1550と、コントローラ1510と他の何れかのシステムとの間の情報伝達（例えば、無線信号を伝達することにより）を促進するよう構成された通信インターフェース1560と、を作動させる。これに加えて、又は代替として、ユーザインターフェース1550は、通信インターフェース1560を使用してコントローラ1510との間でユーザインターフェース情報を送受信するよう構成された別個のシステムの一部とすることができます（例えば、ユーザインターフェース1550はセルラホンの一部とすることができます）。

20

【0097】

コントローラ1510は、可撓性外装スーツ1512の機能を記述するコンピュータ可読プログラムを実行するよう構成される。コントローラ1510により実行されるコンピュータ可読プログラムの中には、オペレーティングシステム1512、アプリケーション1514a, 1514b, 1514c及び較正サービス1516がある。オペレーティングシステム1512は、コントローラ1510のハードウェア資源（例えば、I/Oポート、レジスタ、タイマー、インターラプト、周辺機器、メモリ管理ユニット、直列及び／又は並列通信ユニット）を管理し、ひいては、PPSE1500のハードウェア資源を管理する。オペレーティングシステム1512は、ハードウェアインターフェース電子機器1540、及びひいては、PPSE1500のアクチュエータ1520及びセンサ1530に直接アクセスできるコントローラ1510によって実行される唯一のコンピュータ可読プログラムである。

30

【0098】

アプリケーション1514a, 1514b, 1514cは、PPSE1500の一部の機能、複数の機能、動作モード、又は複数の作動モードを記述するコンピュータ可読プログラムである。例えば、アプリケーション1514aは、着用者の仮想アバターを更新するために着用者の姿勢についての情報を伝達するプロセスを記述することができ、該プロセスは、オペレーティング1512からの着用者の姿勢に関する情報にアクセスすること、通信インターフェース1560を使用して遠隔システムと通信を維持すること、姿勢情報をフォーマットすること、及び姿勢情報を遠隔システムに送ることを含む。較正サービス1516は、PPSE1500の着用者、アクチュエータ1520及び／又はセンサ1530の特性を記述するパラメータを記憶するため、着用者がPPSE1500を使用して

40

50

いるときに、アクチュエータ 1520 及び / 又はセンサ 1530 の動作に基づいてこれらのパラメータを更新するため、パラメータをオペレーティングシステム 1512 及び / 又はアプリケーション 1514a, 1514b, 1514c が利用可能にするため、及びパラメータに関係する他の機能のためのプロセスを記述するコンピュータ可読プログラムである。アプリケーション 1514a, 1514b, 1514c 及び較正サービス 1516 は、PPSE 1500 の機能又は作動モードを可能にするためコントローラ 1510 のオペレーティングシステム 1512 により実行できるコンピュータ可読プログラムの実施例として意図されている点に留意されたい。

【0099】

オペレーティングシステム 1512 は、ハードウェア（例えば、1520、1530、1540）の低レベル制御及びメンテナンスを提供することができる。一部の実施例において、オペレーティングシステム 1512 及び / 又はハードウェアインタフェース電子機器 1540 は、PPSE 1500、着用者及び / 又は 1 又は 2 以上のセンサからの着用者環境についての情報を一定の指定速度で検出することができる。オペレーティングシステム 1512 は、検出された情報を使用して、PPSE 1500 又はその構成要素の 1 又は 2 以上の状態又は特性の推定を生成することができる。オペレーティングシステム 1512 は、一定の指定速度と同じ速度か又はより低速で生成された推定を更新することができる。生成された推定は、ノイズを除去するため、又は間接的に検出された特性の推定を生成するため、もしくは他の何らかの用途に応じたフィルタを使用して検出された情報から生成することができる。例えば、オペレーティングシステム 1512 は、ノイズを除去するため、及び 2 以上のセンサを使用して PPSE 1500、着用者及び / 又は着用者の環境の単一の直接的又は間接的に測定された特性の推定を生成するために、カルマンフィルタを使用して検出された情報から推定を生成することができる。一部の実施例において、オペレーティングシステムは、複数の時点から検出された情報に基づいて、着用者及び / 又は PPSE 1500 についての情報を決定することができる。例えば、オペレーティングシステム 1500 は、外反ストレッチ及び背屈ストレッチを決定することができる。

【0100】

一部の実施例において、オペレーティングシステム 1512 及び / 又はハードウェアインタフェース電子機器 1540 は、アクチュエータ 1520 の動作に関連するサービスを動作及び / 又は提供することができる。すなわち、アクチュエータ 1520 の作動が、ある時間期間にわたる制御信号の生成、アクチュエータ 1520 の 1 又は複数の状態についての知識、又は他の考慮事項を必要とする場合には、オペレーティングシステム 1512 及び / 又はハードウェアインタフェース電子機器 1540 は、アクチュエータ 1520 を作動させる単純なコマンド（例えば、アクチュエータ 1520 のツイストストリングアクチュエータ（TSA）を使用して特定レベルの力を生成するコマンド）を、単純なコマンドを実行するために必要なハードウェアインタフェース電子機器 1540 及び / 又はアクチュエータ 1520 に対して複雑な及び / 又は状態ベースのコマンド（例えば、オペレーティングシステム 1500 により決定されて格納されたロータの開始位置、エンコーダを使用して検出されたモータの相対位置、及びロードセルを使用して検出された TSA により生成される力に基づいて、TSA のモータ巻線に加えられる電流シーケンス）に変換することができる。

【0101】

一部の実施例において、オペレーティングシステム 1512 は更に、PPSE 1500 の構成に従って、システムレベルの単純なコマンド（例えば、着用者のフットプレートに加えられた張力のコマンドレベル）を複数のアクチュエータのコマンドに変換することにより、PPSE 1500 の動作をカプセル化することができる。このカプセル化により、PPSE の特定のモデル又はタイプを作動させるよう構成されることなく（例えば、オペレーティングシステム 1512 及びハードウェアインタフェース電子機器 1540 が、フットプレートに対して命令された力生成プロファイルをアクチュエータ 1520 に適用させるのに十分なアクチュエータコマンドに変換することができる単純なトルク生成プロフ

10

20

30

40

50

イルを生成するように構成されることにより)、PPSEの機能を実行させることができる(例えば、PPSEの着用者が脚を伸張することができる)汎用アプリケーションの生成を可能にすることができる。

【0102】

オペレーティングシステム1512は、様々なメカトロニクス、生体医学、ヒューマンインターフェース、トレーニング、リハビリテーション、通信、及び他の用途を可能にするために、様々な異なるハードウェア構成を有する様々なPPSEの使用を可能にする標準の多目的プラットフォームとしての機能を果たすことができる。オペレーティングシステム1512は、センサ1530、アクチュエータ1520、又はPPSE1500の他の要素もしくは機能を、PPSE1500と通信する遠隔システム(例えば、通信インターフェース1560を使用して)及び/又は様々なアプリケーション、デーモン、サービス、又はオペレーティングシステム1512によって実行される他のコンピュータ可読プログラムが利用できるようにすることができる。オペレーティングシステム1512は、アクチュエータ、センサ、又は他の要素もしくは機能を(例えば、API、通信プロトコル、又は他のプログラムインターフェースを介して)標準方式で利用できるようにし、これによりアプリケーション、デーモン、サービス、又は他のコンピュータ可読プログラムは、様々な異なる構成を有する様々な可撓性外装スーツの機能又は動作モードを可能にするようにインストールされ、実行され、及び動作されるように作成することができる。オペレーティングシステム1512により利用可能となったAPI、通信プロトコル又は他のプログラムインターフェースは、PPSE1500の動作をカプセル化、変換、又は抽象化し、広範囲の異なるように構成された可撓性外装スーツの機能を可能にするように作動することができるこのようなコンピュータ可読プログラムの作成を可能にすることができる。

10

20

30

40

【0103】

これに加えて、又は代替として、オペレーティングシステム1512は、モジュール式の可動性外装スーツシステム(すなわち、可撓性外装スーツの作動モード又は機能を可能にするために、アクチュエータ、センサ又は他の要素を可撓性外装スーツに付加し、又は可撓性外装スーツから取り除くことができる、可撓性外装スーツシステム)を作動させるように構成することができる。一部の実施例において、オペレーティングシステム1512は、PPSE1500のハードウェア構成を動的に決定することができ、また、PPSE1500の決定された現在のハードウェア構成に対して、PPSE1500の動作を調整することができる。この動作は、オペレーティングシステム1512により提示される標準プログラムインターフェースを介してPPSE1500の機能にアクセスするコンピュータ可読プログラム(例えば、1514a、1514b、1514c)には「不可視の」方法で実施することができる。例えば、コンピュータ可読プログラムは、標準プログラムインターフェースを介して、特定レベルのトルクがPPSE1500の着用者の足首に加えられるべきであったことをオペレーションシステム1512に示すことができる。オペレーティングシステム1512は、PPSE1500の決定されたハードウェア構成に基づいて、特定レベルのトルクを着用者の足首に加えるのに十分なアクチュエータ1520の作動パターンを応答可能に決定することができる。

【0104】

一部の実施例において、オペレーティングシステム1512及び/又はハードウェイインターフェース電子機器1540は、PPSE1500が、着用者の負傷及び/又はPPSE1500の要素の損傷を直接引き起こすように動作しないことを確保するように、アクチュエータ1520を作動させることができる。一部の実施例において、これは、アクチュエータ1520が、ある最大閾値を超えるような力及び/又はトルクを着用者の身体に加えるように動作をしないことを含む。このことは、(例えば、コントローラ1510により実行されたときに)アクチュエータ1520により加えられている力を(例えば、アクチュエータ1520に送られるコマンドの監視、及び/又はセンサ1530を使用して検出される力又は他の特性の測定値の監視によって)監視するように構成され、及び着用者の負傷を防止するためにアクチュエータ1520の動作を無効及び/又は変更するよう

50

に構成することができるウォッヂドッグプロセス又は他のコンピュータ可読プログラムとして実施することができる。これに加えて、又は代替として、ハードウェアインターフェース電子機器1540は、過剰な力及び/又はトルクが着用者に加えられるのを防止する回路を含むことができる（例えば、TSAにより生成された力を測定するように構成されたロードセルの出力をコンパレータにチャネリングし、及び力がある特定レベルを上回ったときに、TSAのモータへの供給動力を切断するようにコンパレータを構成することによって）。

【0105】

一部の実施例において、PPSE1500がそれ自体を損傷しないことを確保するようにアクチュエータ1520を作動させることは、PPSE1500の要素に対して損傷を生じる可能性がある過電流、過負荷、過回転又は他の状態が発生するのを防止するようにウォッヂドッグプロセス又は回路を構成することを含むことができる。例えば、ハードウェアインターフェース電子機器1540は、モータの巻線に加えられる電圧及び/又は電流を制限するように構成された金属酸化物バリスタ、ブレーカ、シャントダイオード、又は他の要素を含むことができる。

10

【0106】

オペレーティングシステム1512により有効となるように記載された上記機能は、これに加えて、又は代替として、コントローラ1500により実行されるアプリケーション1514a, 1514b, 1514c、サービス、ドライバ、デーモン、又は他のコンピュータ可読プログラムにより実施できる点に留意されたい。アプリケーション、ドライバ、サービス、デーモン、又は他のコンピュータ可読プログラムは、これらの使用を可能にして上記機能を有効にするための特別なセキュリティ権限又は他の特性を有することができる。

20

【0107】

オペレーティングシステム1512は、他のコンピュータ可読プログラム（例えば、アプリケーション1514a, 1514b, 1514c、較正サービス1516）による、ユーザ（ユーザインターフェース1550を介して）による、及び/又は他のシステム（すなわち、通信インターフェース1560を介してコントローラ1510と通信するよう構成されたシステム）による使用のために、ハードウェアインターフェース電子機器1540、アクチュエータ1520、及びセンサ1530をカプセル化することができる。PPSE1500の機能のカプセル化は、アプリケーションプログラムインターフェース（API）の形態、すなわち、コントローラ1510上で実行しているアプリケーションがPPSE1500の要素の機能にアクセスするのに使用できる関数呼び出し及びプロシージャーのセットの形態をとることができる。一部の実施例において、オペレーティングシステム1512は、コントローラ1510により実行されるアプリケーションが標準「PPSE API」を利用できるようにすることができます。「PPSE API」は、PPSEの要素（例えば、アクチュエータ1520、センサ1530）を作動させるのに必要な複雑で時間依存の信号を生成するようにアプリケーション1514a, 1514b, 1514cにより生成された単純なコマンドを実行するのに十分なハードウェアインターフェース電子機器1540又はPPSE1500の他の要素へのコマンド信号を発生させることができるようになる（例えば、センサ1530により検出された情報に基づいて着用者の足が地面に接触したかどうかを決定し、これに応答してユーザの足首に跨る外装腱に高電圧を印加する）。

30

【0108】

「PPSE API」は、アプリケーション1514a, 1514b, 1514cがオペレーティングシステム1512に単純なコマンド（例えば、「着用者の足が地面に接触したときに、着用者の足首からの機械エネルギーを蓄え始める」）を送ることを可能にし、これにより、オペレーティングシステム1512は、これらのコマンドを解釈して、アプリケーション1514a, 1514b, 1514cにより生成された単純なコマンドを実行するのに十分なハードウェアインターフェース電子機器1540又はPPSE1500の他の要素へのコマンド信号を発生させることができるようになる（例えば、センサ1530により検出された情報に基づいて着用者の足が地面に接触したかどうかを決定し、これに応答してユーザの足首に跨る外装腱に高電圧を印加する）。

40

50

【 0 1 0 9 】

「 P P S E A P I 」は、業界標準（例えば、I S O 標準）、専用標準、オープンソース標準、又はP P S E の用途を作り出すことができる個人が利用可能なものとすることができます。「 P P S E A P I 」は、様々な異なるタイプ及び構成により実施される標準の「 P P S E A P I 」と連動するように構成することによって、様々な異なるタイプ及び構成のP P S E を作動させることができるアプリケーション、ドライバ、サービス、デーモン、又は他のコンピュータ可読プログラムを作成可能にすることができます。これに加えて、又は代替として、「 P P S E A P I 」は、個々のP P S E に特有のアクチュエータ（すなわち、特定の身体区域に力を加えるアクチュエータであって、この場合、異なるように構成されたP P S E は、同一の特定の身体区域に力を加えるアクチュエータを含まない場合がある）の標準カプセル化を提供することができ、また、P P S E が提供する「 P P S E A P I 」の構成に関する情報にアクセスするための標準インタフェースを提供することができる。「 P P S E A P I 」にアクセスするアプリケーション又は他のプログラムは、P P S E の構成についてのデータ（例えば、アクチュエータにより生成される身体区域間の位置及び力、アクチュエータの仕様、センサの位置及び仕様）にアクセスすることができ、アプリケーションにより生成されたP P S E のモデルに基づいて、及びP P S E の構成についてアクセスされたデータに関する情報に基づいて、個々のアクチュエータ（例えば、50ミリ秒の間に30ニュートンの力を生成する）のための単純なコマンドを生成することができる。追加の又は代替の機能は、用途に応じて「 P P S E A P I 」によりカプセル化することができる。10

【 0 1 1 0 】

アプリケーション1514a, 1514b, 1514cは、個々に本明細書に記載された可撓性外装スーツの機能及び作動モードの全て又は一部を個々に有効にすることができます。例えば、アプリケーションは、姿勢、力、トルク及びP P S E 1500の着用者の活動についての他の情報を伝達することにより、及びロボットシステムから受け取った力及びトルクを着用者に加えられる触覚フィードバック（すなわち、アクチュエータ1520及び／又は触覚フィードバック要素により着用者の身体に加えられる力及びトルク）に変換することによって、ロボットシステムの触覚制御を可能にすることができます。別の実施例では、アプリケーションは、（例えば、A P I を介して）オペレーティングシステム1512にコマンドを送出及びオペレーティングシステム1512からデータを受信することによって、着用者がより効率的に運動することを可能にし、これによりP P S E 1500のアクチュエータ1520は、ユーザの動きを補助し、着用者の運動のフェーズからマイナスの仕事を抽出し、着用者の運動の他のフェーズ又はP P S E 1500の他の作動方法に対して蓄えられた仕事を注入するようとする。アプリケーションは、様々な方法により、コントローラ1510上及び／又はP P S E 1500に含まれるコンピュータ可読記憶媒体上にインストールすることができる。アプリケーションは、取り外し可能なコンピュータ可読な媒体から、又は通信インタフェース1560を介してコントローラ1510と通信するシステムからインストールすることができる。一部の実施例において、アプリケーションは、ウェブサイトから、インターネット上のコンパイルされた又はコンパイルされていないプログラムのリポジトリから、オンラインソース（例えば、G o o g l e P l a y 、 i T u n e s A p p S t o r e ）から、又は他の何らかのソースからインストールすることができる。更に、アプリケーションの機能は、コントローラ1510が遠隔システムと連続的に又は周期的に通信（例えば、更新を受信する、アプリケーションを認証する、現在の環境条件についての情報を提供するため）することを条件とすることができます。20

【 0 1 1 1 】

図15に示されるP P S E 1500は、例示的な実施例であることを意図している。可撓性外装スーツの他の構成、並びにオペレーティングシステム、カーネル、アプリケーション、ドライバ、サービス、デーモン又は他のコンピュータ可読プログラムの他の構成が予想される。例えば、P P S E を作動させるように構成されたオペレーティングシステム30

10

20

30

40

50

は、 P P S E の要素を作動させるために低レベルコマンドを生成するように構成されたりアルタイムオペレーティングシステム構成要素と、 P P S E に格納されたコンピュータ可読プログラムを更新する、ユーザインタフェース上のクロックのような時間依存の少ない機能又は他の機能を可能にする非リアルタイム構成要素と、を含むことができる。 P P S E は、 2 以上のコントローラを含むことができ、これらのコントローラの一部は、リアルタイムアプリケーション、オペレーティングシステム、ドライバ、又は他のコンピュータ可読プログラム（例えば、これらのコントローラは、非常に短いインターパトサービスルーチン、非常に速いスレッドスイッチング、又はレイテンシーの影響を受ける計算に関係する他の特性及び機能を有するように構成される）を実行するように構成することができ、他のコントローラは、可撓性外装スーツの時間依存性の少ない機能を可能にするように構成される。 P P S E の更なる構成及び動作モードが予想される。更に、本明細書に記載されるように構成された制御システムは、これに加えて、又は代替として、 P P S E 以外のデバイス及びシステムの動作を可能にするように構成することができ、例えば本明細書に記載される制御システムは、ロボット、剛性外装スーツ又は外骨格、補助デバイス、人工装具又は他のメカトロニクスデバイスを作動させるように構成することができる。

10

【 0 1 1 2 】

(P P S E の機械的動作のコントローラ)

P P S E のアクチュエータの制御は、様々な制御方式に従って様々な方法で実施することができる。一般に、 1 又は 2 以上のハードウェア及び / 又はソフトウェアコントローラは、可撓性外装スーツの状態、 P P S E の着用者、及び / 又は P P S E の環境についての情報を P P S E 上又はその内部に配置されたセンサ及び / 又は P P S E と通信する遠隔システムから受け取ることができる。次に、 1 又は 2 以上のハードウェア及び / 又はソフトウェアコントローラは、 P P S E の命令された状態を実行するため及び / 又は他の何らかの用途を可能にするために、 P P S E のアクチュエータにより実行することができる制御出力を生成することができる。 1 又は 2 以上のコントローラは、オペレーティングシステム、カーネル、ドライバ、アプリケーション、サービス、デーモン、又は P P S E に含まれるプロセッサによって実行される他のコンピュータ可読プログラムの一部として実施することができる。

20

【 0 1 1 3 】

(代替的用途及び実施形態)

30

上述の P P S E の実施形態は、全体的に、典型的には D M D の患者に指示されるストレッチを実施することにより足首の柔軟性を改善するための足首ストレッチ P P S E に関する。しかしながら、 P P S E の用途は、 D M D の患者のための足首ストレッチに限定されないことは、容易に理解することができる。 1 つの代替の実施形態において、 P P S E は、損傷リハビリテーションの際に、持続的他動運動 (C P M) 機械の代わりに用いることができる。上述のシステムは、例えば、手術又は関節炎の場合に足首の R O M を回復するために用いることができる。足首 R O M P P S E は更に、足首の足底屈を誘起するため、腓筋を近似する F L A を含むことができる。 C P M 装置は単に、プリセットの R O M を繰り返すだけであるが、 P P S E は、関節 R O M の変化に適応的に対処することができる。足首の R O M は、例えば、 1 又は 2 以上のゴニオメータ又は力センサを介してセンサ及び制御層によって感知することができ、これにより P P S E は、ある時間にわたって R O M を漸次的に増大させるレジメンを適用するようになる。

40

【 0 1 1 4 】

P P S E は、他の関節及び筋肉群に対しても最適化することができる。例えば、 P P S E は、拘縮が生じた場合の関節又は筋肉の回転可動域を増大させるために、前腕及び手首を回内又は回外せるように適応することができる。膝を屈伸するのに適合された P P S E は、前十字靭帯 (A C L) 再建又は関節全置換術などの術後の膝の可動域を増大させるために、 C P M 装置の代替として使用することができる。

【 0 1 1 5 】

ストレッチレジメンを実施することに加えて、 P P S E の実施形態は、補助機能を実施

50

するのにも適合することができる。例えば、上述の足首ストレッチ P P S E は、下垂足の患者を補助するのに用いることができる。足首ストレッチ P P S E のようなシステムのセンサ及び制御層は、例えば、1又は2以上の慣性測定ユニット(I M U)を介して着用者の歩行サイクルの位相を検出することができる。当該情報を用いると、P P S E は、遊脚フェーズの間に足首の背屈を開始して、下垂足の着用者の歩行を補助することができる。

【 0 1 1 6 】

一部の実施形態において、主として補助機能向けの動力付き補助外装スーツはまた、P P S E の機能を実施するよう適合することができる。1つの実施形態において、補助機能に使用される、出願の名称が「 Systems and Methods for Assistive exosuit system (補助外装スーツシステムのためのシステム及び方法) 」の米国特許出願で記載された実施形態と同様の補助外装スーツは、P P S E 機能を実施するよう適合することができる。このような補助外装スーツの実施形態は通常、股関節屈筋、臀部 / 股関節伸筋、脊椎伸筋、又は腹筋などの筋肉群を近似するF L A を含む。これら外装スーツの補助モードにおいて、これらのF L A は、立位と着座位の間の移動、ウォーキング及び姿勢安定などの活動の補助を提供する。このような外装スーツシステム内の特定のF L A の作動はまた、伸張補助を提供することができる。通常、筋肉群を近似する1又は2以上のF L A のアクティベーションは、拮抗筋を伸張することができる。例えば、腹筋を近似する1又は2以上のF L A のアクティベーションは、脊椎伸筋を伸張することができ、又は臀部 / 股関節伸筋を近似する1又は2以上のF L A のアクティベーションは、股関節屈筋を伸張することができる。外装スーツは、着用者が伸張を開始する準備ができた時点を検出して、自動ストレッチレジメンを実施するよう適合することができ、或いは、着用者は、外装スーツにストレッチレジメンを開始するように指示することができる。

10

20

30

【 0 1 1 7 】

開示された主題は、本出願において詳細な説明に記載され又は図面に例示された構成要素の構成事項及び配置に限定されない点を理解されたい。開示された主題は、他の実施形態が可能であり、及び種々の方法で実行及び実施することができる。また、本明細書で用いた表現及び用語は、説明を目的としたものであり、限定としてみなされるべきではない点を理解されたい。

【 0 1 1 8 】

従って、開示事項のベースとなる概念は、本発明の開示された主題の幾つかの目的を実行する他の構造、方法、及び / 又はシステムを設計するための根拠として容易に利用することができることは、当業者であれば理解されるであろう。

【 0 1 1 9 】

本発明の開示された主題は、上述の例示的な実施形態において記載及び例示されてきたが、本発明の開示は、例証に過ぎず、開示された主題の技術的思想及び範囲から逸脱することなく、開示された主題の実施の詳細事項の多くの変更が可能であることは理解される。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 0 】

1 0 1 内転

1 0 2 足

1 0 3 足首

1 0 4 外転

T i b i a : 胫骨

T a l u s : 距骨

C a l c a n e u s : 跗骨

40

【図 1 A】

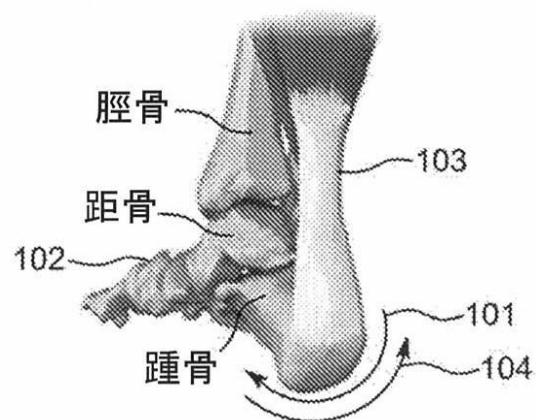


FIG. 1A

【図 1 B】

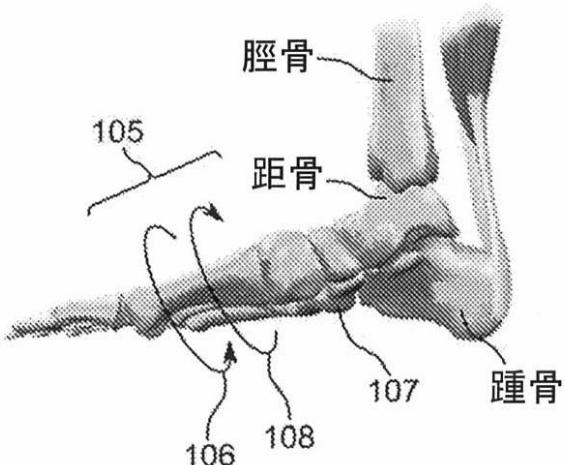


FIG. 1B

【図 1 C】

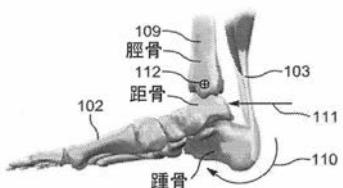


FIG. 1C

【図 2 A】

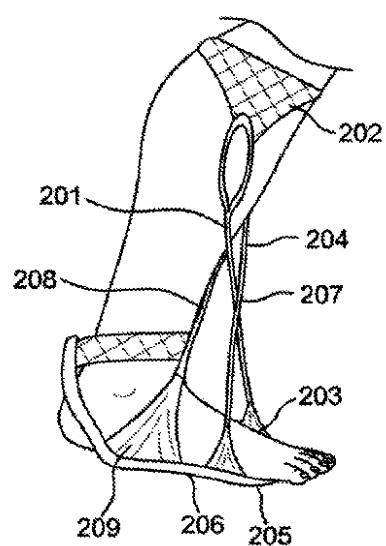


FIG. 2A

【図 2 B】

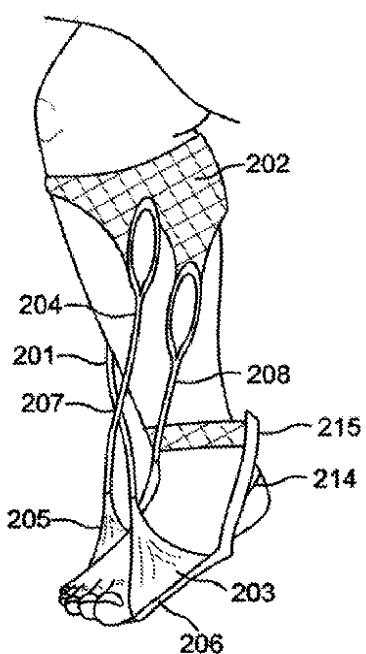


FIG. 2B

【図 2 C】

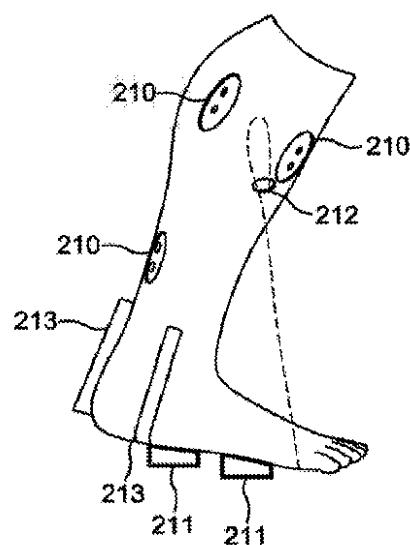


FIG. 2C

【図 2 D】

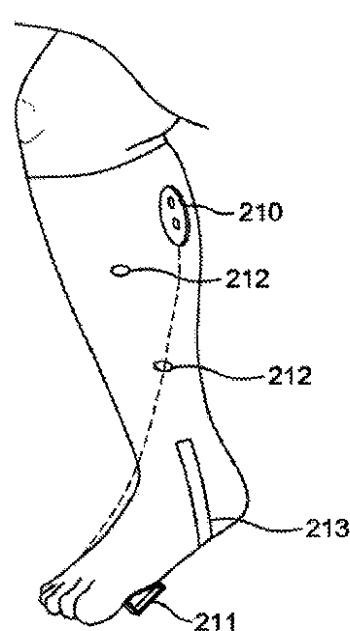


FIG. 2D

【図 2 E】

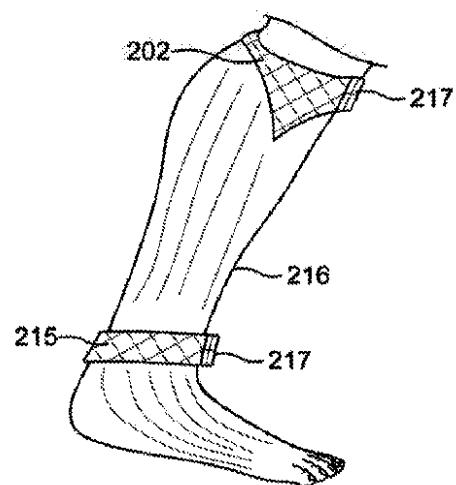


FIG. 2E

【図 2 F】

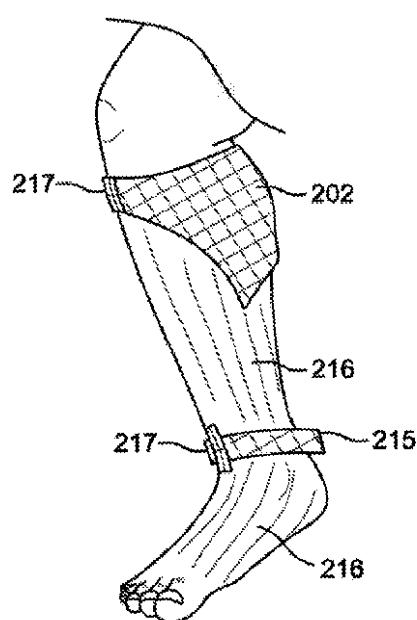


FIG. 2F

【図 3 A】

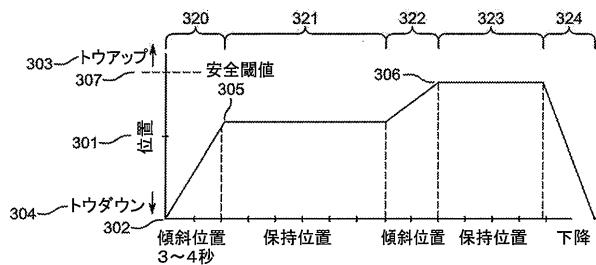


FIG. 3A

【図 3 B】

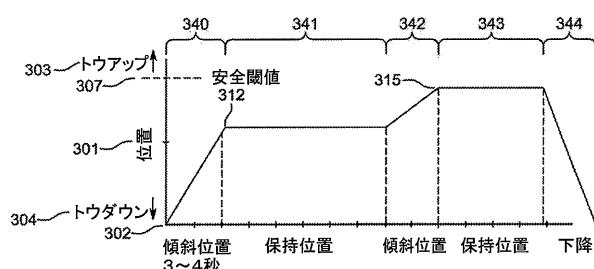
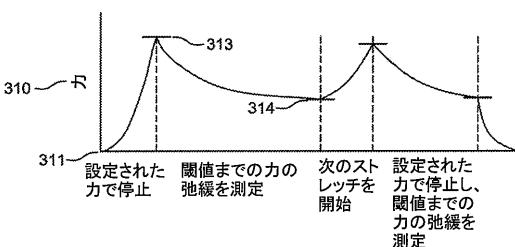


FIG. 3B



【図 3 C】

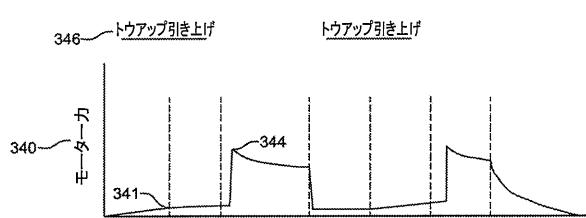
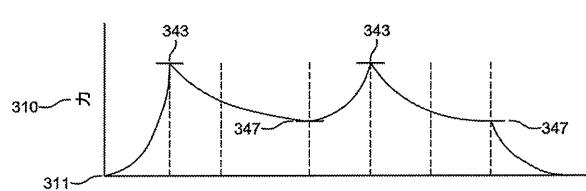
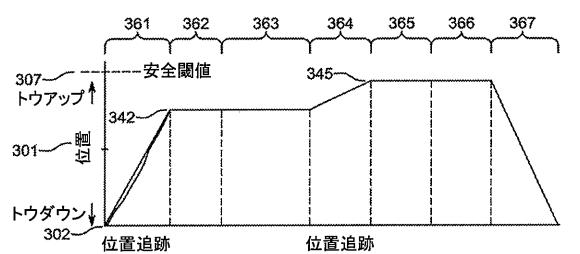


FIG. 3C

【図 4 A】

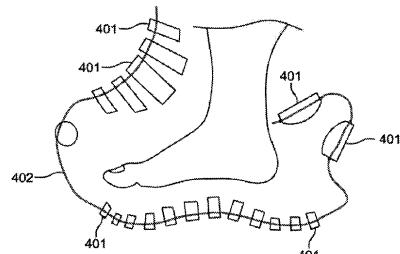


FIG. 4A

【図 4 B】

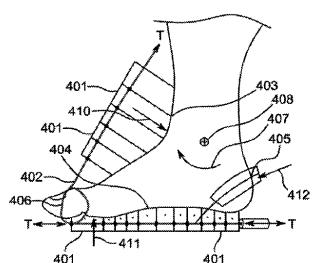


FIG. 4B

【図 4 C】

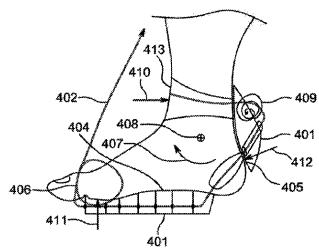


FIG. 4C

【図 5 A】

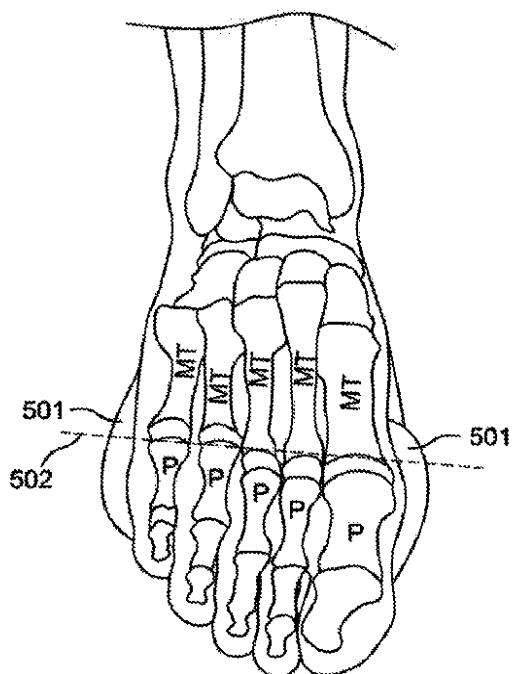


FIG. 5A

【図 5 B】

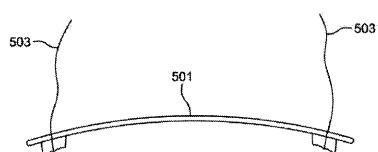


FIG. 5B

【図 5 E】

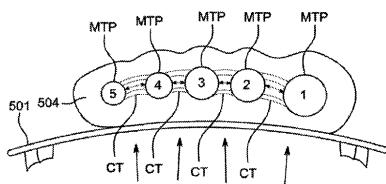


FIG. 5E

【図 5 C】

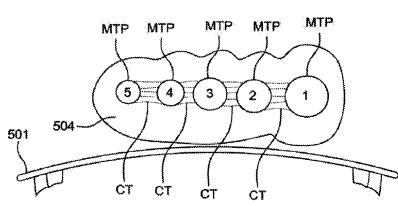


FIG. 5C

【図 5 F】

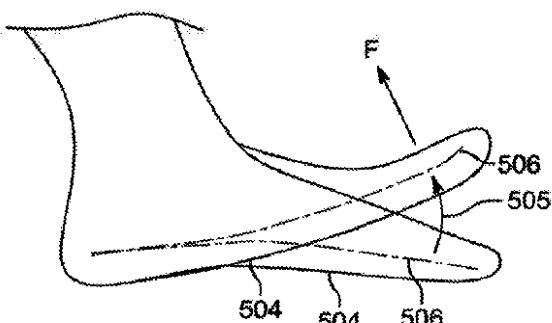


FIG. 5F

【図 5 D】

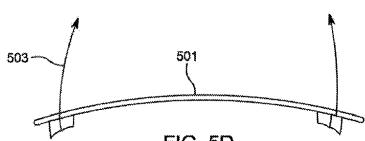


FIG. 5D

【図 5 G】

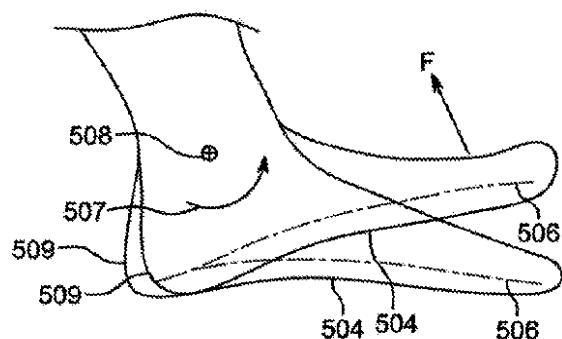


FIG. 5G

【図 5 H】

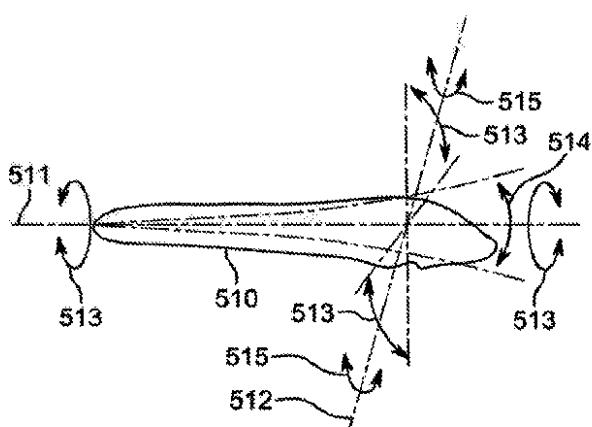


FIG. 5H

【図 5 I】

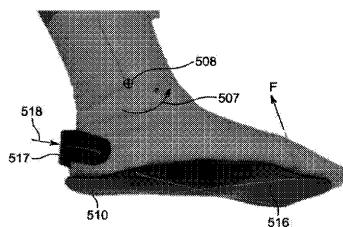


FIG. 5I

【図 5 J】

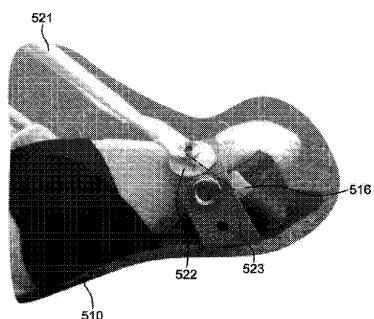


FIG. 5J

【図 6 B】

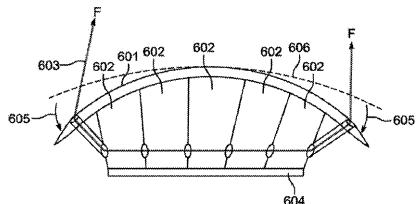


FIG. 6B

【図 6 A】

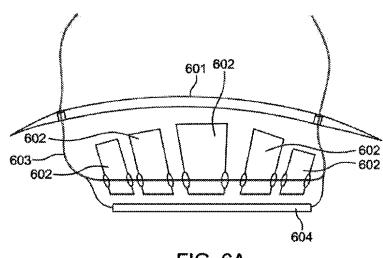


FIG. 6A

【図7】

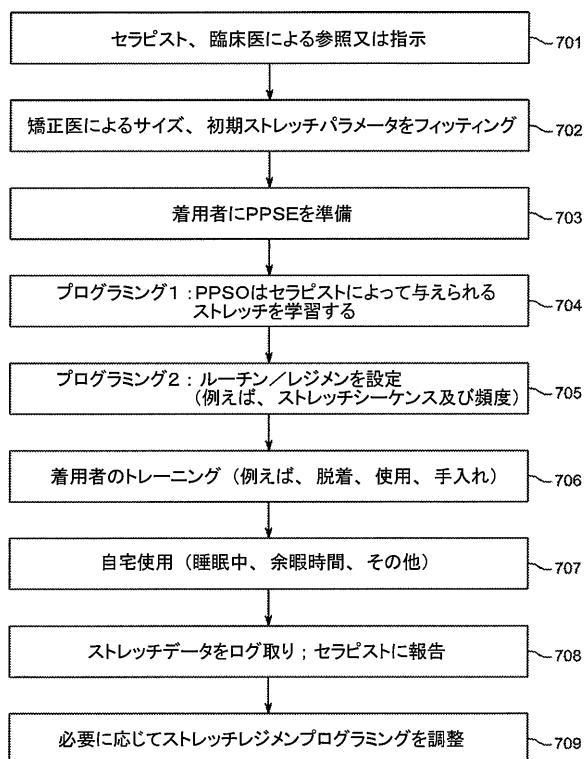


FIG. 7

【図8】

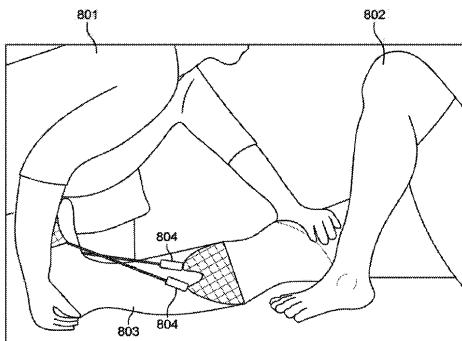
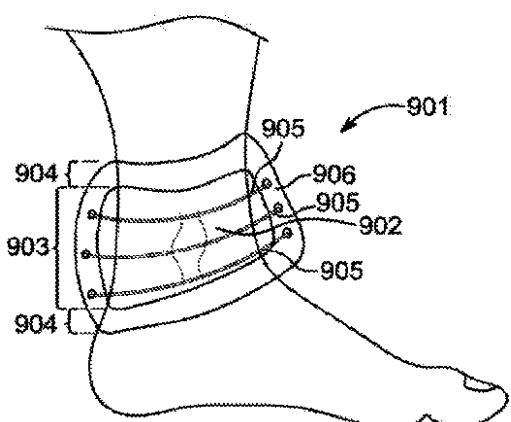


FIG. 8

【図9A】



【図9B】

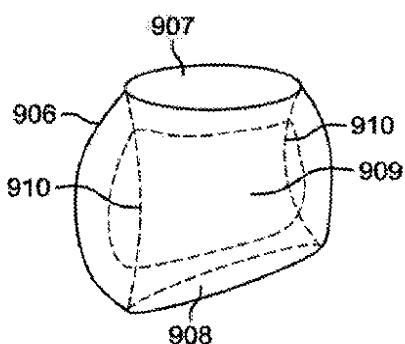


FIG. 9B

FIG. 9A

【図 9 C】

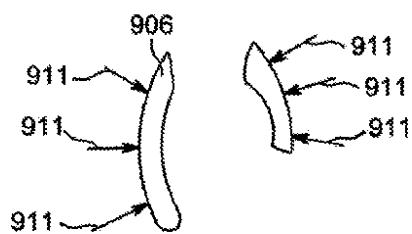


FIG. 9C

【図 9 E】

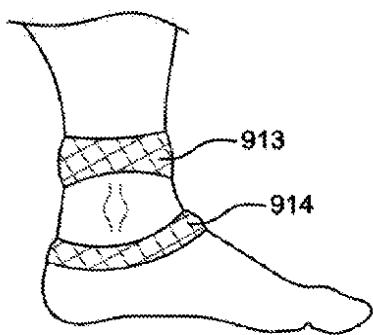


FIG. 9E

【図 9 D】

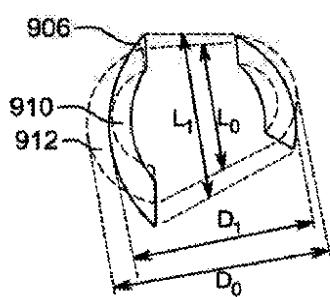


FIG. 9D

【図 9 F】

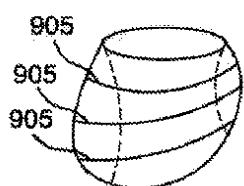


FIG. 9F

【図 9 G】

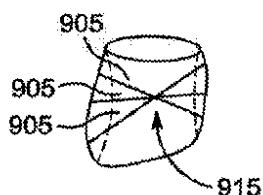


FIG. 9G

【図 10 A】

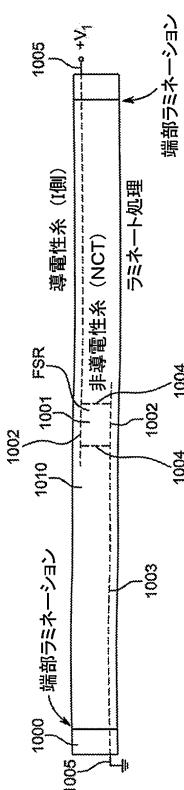


FIG. 10A

【図 9 H】

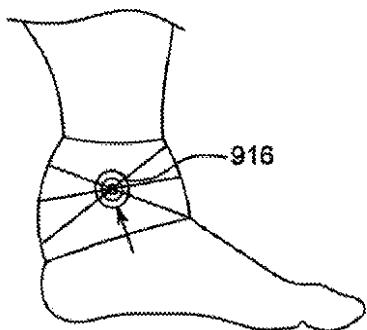
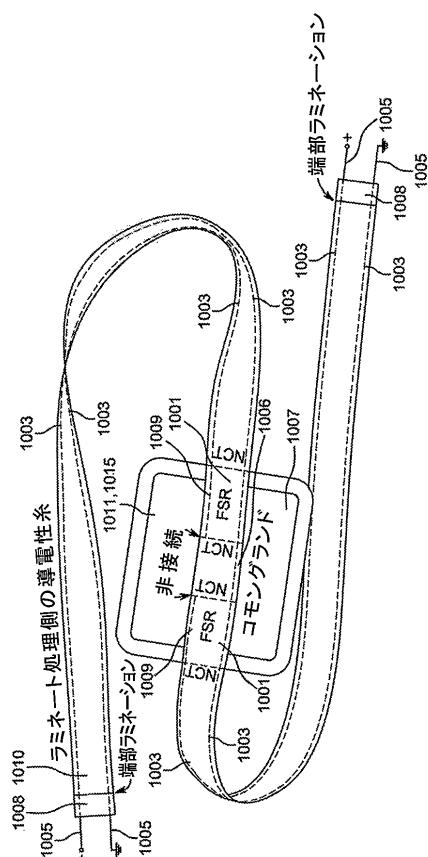


FIG. 9H

【 図 1 0 B 】



【図10C】

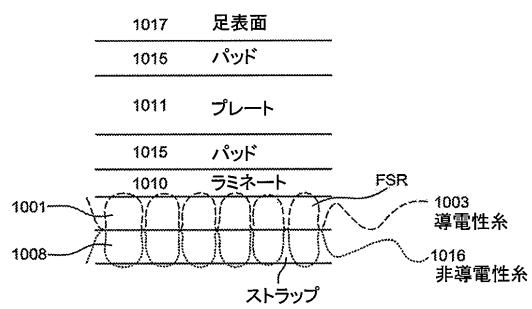


FIG. 10C

【 図 1 1 A 】

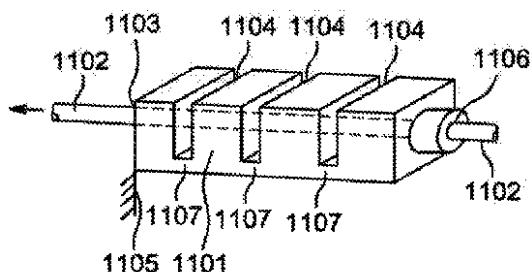


FIG. 11A

【 図 1 1 B 】

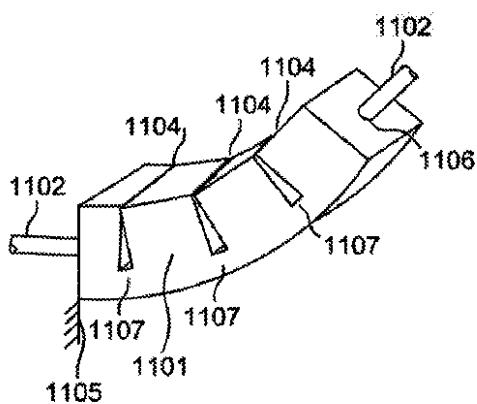


FIG. 11B

【 図 1 1 C 】

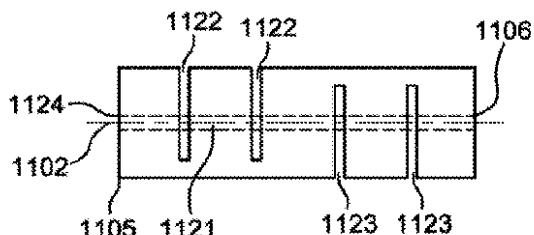


FIG. 11C

〔 図 1 1 D 〕

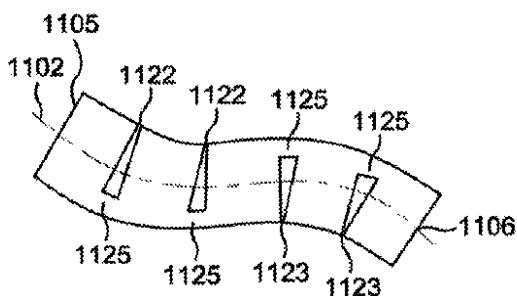


FIG. 11D

【図 1 1 E】

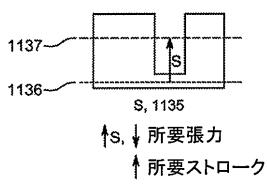
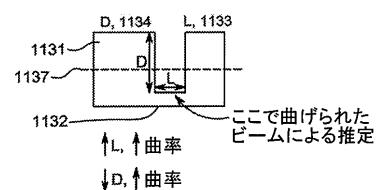


FIG. 11E

【図 1 1 F】

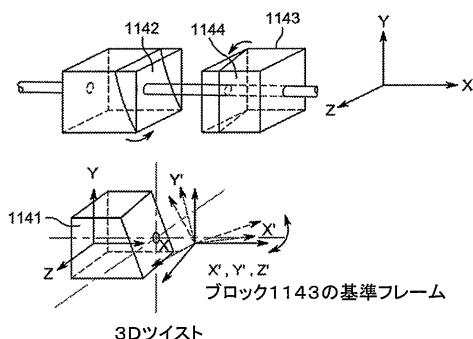


FIG. 11F

【図 1 2 A】

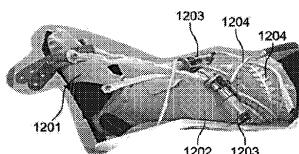


FIG. 12A

【図 1 2 B】

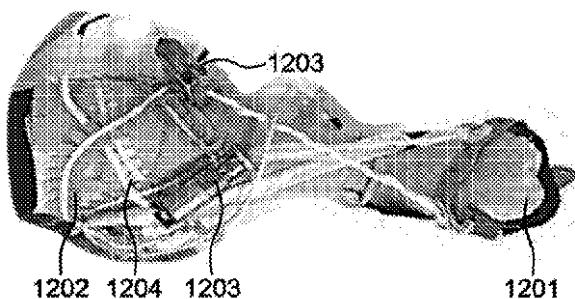


FIG. 12B

【図 1 2 C】

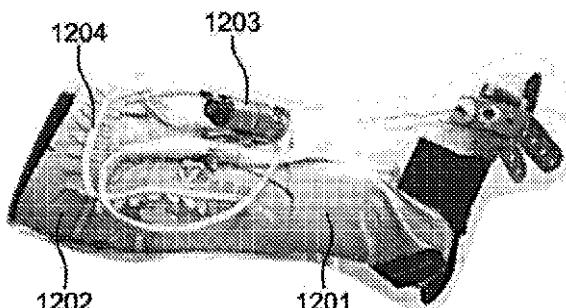


FIG. 12C

【図 1 2 D】

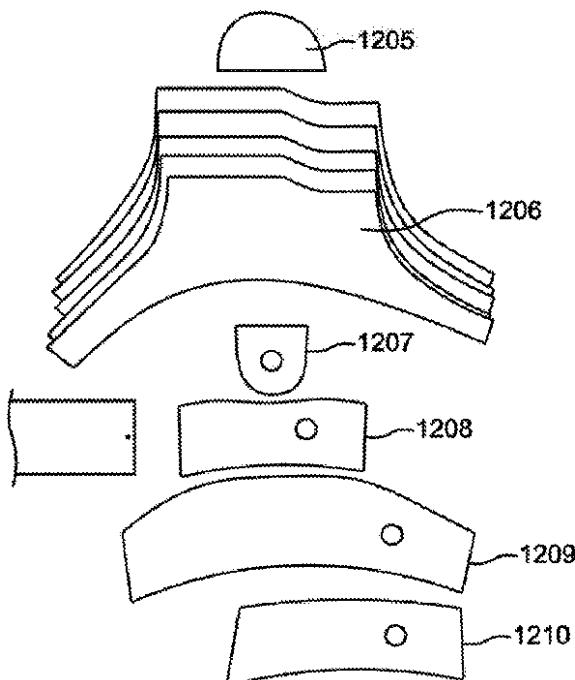


FIG. 12D

【図 13A】

	データ	測定又は計算	用途
1301	PPSOストレッチアクセス関節	ストレッチセンサによる測定	• 関節位置を計算
1302	関節位置	ゴニオメータによる測定又は複数のストレッチセンサ又はIMUからの計算。PPSOによってターゲットされた関節の全ての自由度を含む	• 可動域の測定 • 関節角度-受動スティフネス曲線を計算 • ストレッチ位置を制御 • プログラミング中の所望の位置を測定
1303	関節速度	関節位置及びタイマーからの計算	• ストレッチ速度を制御 • 伸張反射を計算
1304	フレックスドライブ力	フレックスドライブとインラインのFSRによる測定	• フレックスドライブ力を制御 • 関節トルクを測定 • 応力緩和を測定 • デバイスに対するユーザの作動力を測定
1305	足圧力のレベル及び分布	フトプレートFSRアレイによる測定	• フレックスドライブ力のレベル及び分布を制御 • プログラミング中の所望のストレッチ力を測定 • デバイスに対するユーザの作動力を測定
1306	関節トルク	フレックスドライブ力及びPPSO形状寸法から計算	• 関節角度-受動スティフネス曲線を計算 • ストレッチトルクを制御
1307	筋活動	筋電図検査による測定	• 能動的ストレッチを制御 • 伸張反射及び相反性抑制を検出 • デバイスに対するユーザの作動力を検出
1312	伸張反射	筋活動及び関節速度からの計算	• 能動的ストレッチを制御 • 個々の治療決定を指導することができる
1313	相反性抑制	拮抗筋での筋活動からの計算	• 能動的ストレッチを制御 • 個々の治療決定を指導することができる

FIG. 13A

【図 13B】

	データ	測定又は計算	用途
1308	デバイスに対する作動力	フレックスドライブ力、足圧力及び筋活動から計算	• フレックスドライブ力、足圧力及び筋活動から計算 • ユーザ及びセラピストに報告 • データベースに格納
1309	関節位置の関数としての関節スティフネストルク	関節トルク及び関節位置から計算	• 括弧ステータスを追跡するため経時的に記録 • ユーザ及びセラピストに報告 • 治療の研究及び新しい手法を知らせるためデータベースに格納
1310	プログラムされたストレッチ位置及びストレッチトルク	プログラミングステップでの関節スティフネスから計算	• 全てのセラピスト及びユーザにわたり記録 • 治療の研究及び新しい手法を知らせるためデータベースに格納
1311	プログラムされたストレッヂメンバーメータ	プログラミングステップでの入力(詳細は図3)	• 全てのセラピスト及びユーザにわたり記録 • 治療の研究及び新しい手法を知らせるためデータベースに格納

FIG. 13B

【図 14】

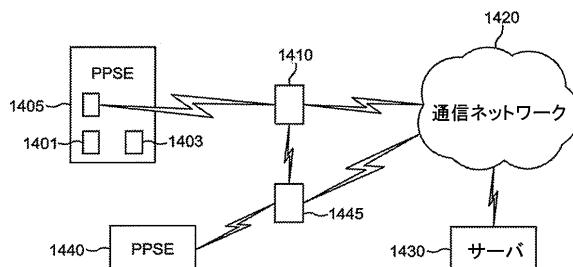


FIG. 14

【図 15】

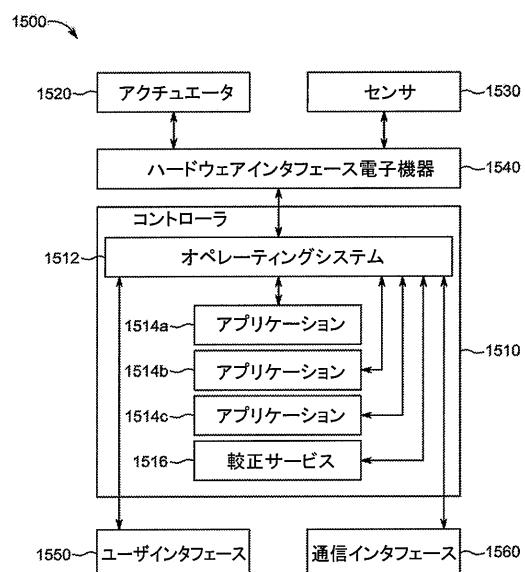


FIG. 15

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2017/048227
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61F 2/60; A61F 2/68; A61F 2/70; A61F 5/01; A61H 1/00; A61H 1/02; A61H 3/00 (2017.01) CPC - B25J 9/0006; A61H 1/024; A61H 1/0244; A61H 3/00; A61H 2201/1215; A61H 2201/165; A61H 2201/5061; A61H 2201/5069 (2017.08)		
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) <i>See Search History document</i>		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched USPC - 601/1; 601/5; 601/23; 601/33; 601/34; 602/1; 623/24; 700/245 (keyword delimited)		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) <i>See Search History document</i>		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2014/0277739 A1 (SRI INTERNATIONAL) 18 September 2014 (18.09.2014) entire document	1-61
A	US 2016/0058644 A1 (ELWHA LLC) 03 March 2016 (03.03.2016) entire document	1-61
A	US 2006/0211956 A1 (SANKAI) 21 September 2006 (21.09.2006) entire document	1-61
A	US 9,149,938 B1 (SUMMER et al) 06 October 2015 (06.10.2015) entire document	1-61
A	US 9,351,900 B2 (WALSH et al) 31 May 2016 (31.05.2016) entire document	1-61
<input 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 "B" 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		
Date of the actual completion of the international search 14 October 2017		Date of mailing of the international search report 02 NOV 2017
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300		Authorized officer Blaire R. Copenheaver <small>PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774</small>

フロントページの続き

(31) 優先権主張番号 62/378,471

(32) 優先日 平成28年8月23日(2016.8.23)

(33) 優先権主張国・地域又は機関

米国(US)

(81) 指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, T, J, TM), EP(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, R, O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. V E L C R O

2. Z I G B E E

3. i T u n e s

(74) 代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(74) 代理人 100130937

弁理士 山本 泰史

(74) 代理人 100170634

弁理士 山本 航介

(72) 発明者 クローミー メリンダ ジェイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94025 メンロー パーク ライヴ オーク アヴェニュー 333 アパートメント 5

(72) 発明者 ウィザースプーン キャサリン ゴス

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94063 レッドウッド シティ ベイ ロード 350 5

(72) 発明者 グラント メーガン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94131 サンフランシスコ ビーミス ストリート 2 32

(72) 発明者 カーンバウム ニコール イダ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94086 サニーベイル ノース フランシズ ストリート 160

(72) 発明者 マホニー リチャード

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94024 ロスアルトス ベンヴェニュー アヴェニュー 447

(72) 発明者 タイソン - フレデリック マロリー エル

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94610 オークランド ベイツ ロード 1277

(72) 発明者 フィールディング ルイス カルヴィン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94070 サン カルロス モントゴメリーストリート 1057

(72) 発明者 リグス ヴァイオレット

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94110 サンフランシスコ エルシー ストリート 3 13 #2

(72) 発明者 シャホイアン エリク

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95476 ソノマ サウス セントラル アヴェニュー
23299

(72)発明者 ホーグ メアリー エリザベス

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94110 サンフランシスコ トリート アヴェニュー
1140

F ターム(参考) 4C046 AA09 AA46 BB09 DD05 DD39 EE06 EE12 FF25