

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-183896

(P2013-183896A)

(43) 公開日 平成25年9月19日(2013.9.19)

(51) Int.Cl.
A61F 2/64 (2006.01)

F I
A61F 2/64

テーマコード (参考)
4C097

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2012-51306 (P2012-51306)
(22) 出願日 平成24年3月8日 (2012.3.8)

(71) 出願人 304028346
国立大学法人 香川大学
香川県高松市幸町1番1号
(74) 代理人 100089222
弁理士 山内 康伸
(74) 代理人 100134979
弁理士 中井 博
(74) 代理人 100175400
弁理士 山内 伸
(72) 発明者 和田 隆広
香川県高松市林町2217番地20 国立
大学法人香川大学工学部内
(72) 発明者 原田 龍一
香川県高松市林町2217番地20 国立
大学法人香川大学工学部内

最終頁に続く

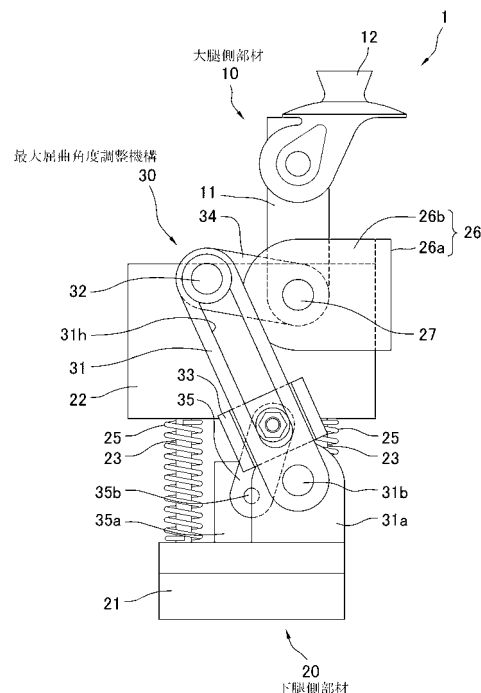
(54) 【発明の名称】 膝継手

(57) 【要約】

【課題】 自然な昇段を可能とする膝継手を提供する。

【解決手段】 大腿側部材10と、大腿側部材10に対して回動可能に連結された下腿側部材20と、大腿側部材10に対する下腿側部材20の最大屈曲角度を、床反力の増加に従い小さくし、床反力の減少に従い大きくする最大屈曲角度調整手段30とを備える。床反力の増加に従い最大屈曲角度が小さくなるので、床反力がかかる立脚期において屈曲角度が制限され、膝折れを防止できる。膝継手1に体重が移るに従い伸展モーメントが発生し、昇段を補助できる。これにより、自然な昇段が可能となる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

大腿側部材と、
該大腿側部材に対して回動可能に連結された下腿側部材と、
前記大腿側部材に対する前記下腿側部材の最大屈曲角度を、床反力の増加に従い小さくし、床反力の減少に従い大きくする最大屈曲角度調整手段と、を備えることを特徴とする膝継手。

【請求項 2】

前記最大屈曲角度調整手段は、
当接部と、
制限部と、を備え、
前記当接部が、前記大腿側部材に対する前記下腿側部材の屈曲角度が大きくなるに従い前記制限部に接近し、該屈曲角度が小さくなるに従い該制限部から離間し、
前記制限部が、床反力の増加に従い前記当接部に接近し、床反力の減少に従い該当接部から離間する、ように構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の膝継手。

10

【請求項 3】

前記下腿側部材は、
基部と、
該基部に対して昇降可能に連結され、前記大腿側部材に対して回動可能に連結された昇降部と、
前記基部に対して前記昇降部を上昇させる方向に付勢する弾性体と、を備え、
前記最大屈曲角度調整手段は、
前記大腿側部材とともに回動し、一端に前記当接部が連結された第 1 リンクと、
一端が前記基部に対して回動可能に連結され、他端が前記制限部に連結された第 2 リンクと、
一端が前記基部に対して回動可能に連結されたガイドロッドと、を備え、
前記当接部および前記制限部は、前記ガイドロッドに沿って移動可能に設けられていることを特徴とする請求項 2 記載の膝継手。

20

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0001】**

本発明は、膝継手に関する。大腿切断患者（膝より上の大腿部を切断した患者）は、膝継手が組み込まれた大腿義足を使用する。本発明は、主にこのような大腿義足に組み込まれる膝継手に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年の大腿義足の機構や制御方法の進歩により、ある程度自由な平地歩行が実現されている。その一方で、大腿義足による階段の昇降、特に昇段（階段の昇り）は困難であることが知られている。

40

大腿義足による昇段の課題として以下の 2 点がある。

(1) 大腿義足の立脚期において、膝継手が予期せず折れる（膝折れ）。これは、立脚期の初期においては、膝継手が屈曲した状態で床反力がかかることに起因する。

(2) 大腿義足の立脚期において、膝の伸展モーメントが発生しないため、身体に大きな負担がかかる。

【0003】

上記の課題を解決するために、アクチュエータを搭載した膝継手が考案されている（例えば、非特許文献 1）。

しかし、このような膝継手は非常に高価であるにも関わらず、不自然な足取りとなり歩行者の負担が大きいという問題があった。

50

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】M. Ninomiya, "Development of a Knee Joint for a Trans-femoral Prosthesis that can ascend and descend slopes and stairs", Proceedings of International Society for Prosthetics and Orthotics 2004 World Congress, 2004

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は上記事情に鑑み、自然な昇段を可能とする膝継手を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

第1発明の膝継手は、大腿側部材と、該大腿側部材に対して回動可能に連結された下腿側部材と、前記大腿側部材に対する前記下腿側部材の最大屈曲角度を、床反力の増加に従い小さくし、床反力の減少に従い大きくする最大屈曲角度調整手段と、を備えることを特徴とする。

第2発明の膝継手は、第1発明において、前記最大屈曲角度調整手段は、当接部と、制限部と、を備え、前記当接部が、前記大腿側部材に対する前記下腿側部材の屈曲角度が大きくなるに従い前記制限部に接近し、該屈曲角度が小さくなるに従い該制限部から離間し、前記制限部が、床反力の増加に従い前記当接部に接近し、床反力の減少に従い該当接部から離間する、ように構成されていることを特徴とする。

20

第3発明の膝継手は、第2発明において、前記下腿側部材は、基部と、該基部に対して昇降可能に連結され、前記大腿側部材に対して回動可能に連結された昇降部と、前記基部に対して前記昇降部を上昇させる方向に付勢する弾性体と、を備え、前記最大屈曲角度調整手段は、前記大腿側部材とともに回動し、一端に前記当接部が連結された第1リンクと、一端が前記基部に対して回動可能に連結され、他端が前記制限部に連結された第2リンクと、一端が前記基部に対して回動可能に連結されたガイドロッドと、を備え、前記当接部および前記制限部は、前記ガイドロッドに沿って移動可能に設けられていることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0007】

第1発明によれば、床反力の増加に従い最大屈曲角度が小さくなるので、床反力がかかる立脚期において屈曲角度が制限され、膝折れを防止できる。また、膝継手に体重が移るに従い伸展モーメントが発生し、昇段を補助できる。これにより、自然な昇段が可能となる。

第2発明によれば、床反力の増加に従い制限部が当接部に接近するので、最大屈曲角度が小さくなる。また、床反力の減少に従い制限部が当接部から離間するので、最大屈曲角度が大きくなる。そのため、床反力がかかる立脚期において屈曲角度が制限され、膝折れを防止できる。また、膝継手に体重が移るに従い伸展モーメントが発生し、昇段を補助できる。これにより、自然な昇段が可能となる。

40

第3発明によれば、床反力の増加に従い昇降部とともに当接部が下降することによりガイドロッドが傾倒し、制限部が当接部に接近するので、最大屈曲角度が小さくなる。また、床反力の減少に従い昇降部とともに当接部が上昇することによりガイドロッドが起立し、制限部が当接部から離間するので、最大屈曲角度が大きくなる。そのため、床反力がかかる立脚期において屈曲角度が制限され、膝折れを防止できる。また、膝継手に体重が移るに従い伸展モーメントが発生し、昇段を補助できる。これにより、自然な昇段が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

50

【図 1】本発明の一実施形態に係る膝継手の左側面図である。

【図 2】同膝継手の正面図である。

【図 3】同膝継手の背面図である。

【図 4】同膝継手の動作説明図であり、(a)荷重がかかっておらず伸展した状態、(b)荷重がかかっておらず屈曲した状態、(c)荷重がかかっており伸展した状態、(d)荷重がかかっており屈曲した状態を示す。

【図 5】同膝継手が組み込まれた大腿義足の昇段運動の説明図であり、(a)立脚期の初期、(b)大腿義足に体重が移ったときを示す。

【図 6】同膝継手の力学的な説明図である。

【図 7】大腿部角度および膝関節角度の説明図である。

10

【図 8】昇段試験における昇段運動の説明図である。

【図 9】平均膝関節角度に対する平均大腿部角度の関係を示すグラフである。

【図 10】平均床反力の時間変化を示すグラフである。

【図 11】実施例の立脚期における、膝関節モーメント、膝関節角度、膝関節モーメントパワーの一例を示すグラフである。

【図 12】比較例 1 の立脚期における、膝関節モーメント、膝関節角度、膝関節モーメントパワーの一例を示すグラフである。

【図 13】比較例 3 の立脚期における、膝関節モーメント、膝関節角度、膝関節モーメントパワーの一例を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

20

【0009】

つぎに、本発明の実施形態を図面に基づき説明する。

図 1、図 2 および図 3 に示すように、本発明の一実施形態に係る膝継手 1 は、大腿側部材 10 と、下腿側部材 20 と、最大屈曲角度調整機構 30 とから構成されている。

膝継手 1 は、図 1 における右側(図 2)が膝頭であり、図 1 における左側(図 3)が膝裏である。以下では、図 1 の右側を前、図 1 の左側を後とし、図 1 の紙面に対して垂直な方向(図 2 および図 3 の左右)を左右とする。

なお、最大屈曲角度調整機構 30 は、特許請求の範囲に記載の最大屈曲角度調整手段に相当する。

【0010】

30

大腿側部材 10 は、一对の大腿リンク 11、11 と、大腿切断患者の大腿部に装着される大腿ソケット(図示せず)が取り付けられるアダプタ 12 とからなる。大腿リンク 11 は長尺の板部材であり、一对の大腿リンク 11、11 が所定間隔を開けて左右に配置されている。アダプタ 12 は、一对の大腿リンク 11、11 の上端同士に掛け渡され、固定されている。

【0011】

下腿側部材 20 は、基部 21 と、昇降部 22 とを備えている。基部 21 は、その底面に大腿義足の下腿部(図示せず)が取り付け可能となっている。

基部 21 には、その前後に一对のスライドピン 23、23 が立設されており、それぞれ昇降部 22 の底面に穿設されたスライド穴 24、24 に挿入されている。スライドピン 23 はスライド穴 24 に沿って褶動可能であり、これにより、昇降部 22 は基部 21 に対して昇降可能に連結されている。

40

【0012】

また、各スライドピン 23 にはスプリング 25 が挿入されており、このスプリング 25 により基部 21 に対して昇降部 22 を上昇させる方向に付勢されている。

なお、スプリング 25 としては、後述の屈曲制限機能と伸展機能に適したバネ定数を有するものが採用される。また、スプリング 25 は特許請求の範囲に記載の弾性体に相当する。

【0013】

昇降部 22 の前面には軸受部 26 が固定されている。軸受部 26 は、基板 26a と、基

50

板 2 6 a の左右両端に立設した一对の舌片 2 6 b、2 6 b とから平面視コ字形に形成されている。そして、基板 2 6 a の左右中央が昇降部 2 2 の前面に固定されており、一对の舌片 2 6 b、2 6 b の間に昇降部 2 2 が配置されている。

【0014】

軸受部 2 6 の舌片 2 6 b、2 6 b には、軸受を介して膝関節軸 2 7、2 7 が軸支されている。膝関節軸 2 7、2 7 は、その一端が内側（昇降部 2 2）に向かうように、左右方向に水平に設けられており、その端部に大腿リンク 1 1、1 1 の下端が固定されている。これにより、下腿側部材 2 0 を構成する昇降部 2 2 が大腿側部材 1 0 に対して回動可能に連結され、膝関節が構成されている。

なお、一对の大腿リンク 1 1、1 1 の間隔は、昇降部 2 2 の左右の厚みより広く設けられており、一对の大腿リンク 1 1、1 1 の下端部の間に昇降部 2 2 が配置されている。

【0015】

膝継手 1 には、左右一对の最大屈曲角度調整機構 3 0、3 0 が設けられている。これらの最大屈曲角度調整機構 3 0、3 0 は左右対称の構成である。最大屈曲角度調整機構 3 0 は、ガイドロッド 3 1 と、そのガイドロッド 3 1 に沿って移動可能に設けられた当接軸 3 2 および制限部 3 3 とを備えている。なお、当接軸 3 2 は、特許請求の範囲に記載の当接部に相当する。

【0016】

基部 2 1 には、支持部 3 1 a が立設されており、その支持部 3 1 a に軸受を介して支持軸 3 1 b が軸支されている。支持軸 3 1 b は左右方向に水平に設けられており、その端部にガイドロッド 3 1 の下端が固定されている。そのため、ガイドロッド 3 1 は、基部 2 1 に対して前後に回動可能に連結されている。

【0017】

ガイドロッド 3 1 には、長孔 3 1 h が形成されており、その長孔 3 1 h に当接軸 3 2 の一端が挿入されている。当接軸 3 2 はこの長孔 3 1 h に沿って褶動可能となっている。当接軸 3 2 の他端は第 1 リンク 3 4 の一端に固定されている。この第 1 リンク 3 4 の他端は膝関節軸 2 7 に固定されている。ここで、大腿リンク 1 1 および第 1 リンク 3 4 は、側面視において略直交して、ともに膝関節軸 2 7 に固定されている。そのため、互いの角度を一定に維持した状態で膝関節軸 2 7 周りに回動可能となっている。

【0018】

基部 2 1 には、支持部 3 5 a が立設されており、その支持部 3 5 a に軸受を介して支持軸 3 5 b が軸支されている。支持軸 3 5 b は左右方向に水平に設けられており、その端部に第 2 リンク 3 5 の下端が固定されている。そのため、第 2 リンク 3 5 は、基部 2 1 に対して前後に回動可能に連結されている。第 2 リンク 3 5 の上端にはピン 3 5 c が左右方向に水平に設けられており、このピン 3 5 c の先端に制限部 3 3 が回動可能に連結されている。

【0019】

制限部 3 3 は、中央に溝を有した断面 U 字形の部材であり、その溝にガイドロッド 3 1 が嵌めこまれている。そして、制限部 3 3 はガイドロッド 3 1 に沿って褶動可能となっている。

【0020】

つぎに、膝継手 1 の動作について説明する。

図 4 (a) および (b) に示すように、大腿側部材 1 0 が下腿側部材 2 0 に対して回動し、膝関節軸 2 7 周りに屈曲すると、当接軸 3 2 は大腿側部材 1 0 とともに回動し、ガイドロッド 3 1 に沿って下降する。ここで、大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の屈曲角度が大きくなるに従い、当接軸 3 2 が制限部 3 3 に接近する。そして、当接軸 3 2 が制限部 3 3 に上方から当接すると、制限部 3 3 により当接軸 3 2 の下降が制限される（図 4 (b) 参照）。これにより、さらなる屈曲が制限される。

【0021】

逆に、大腿側部材 1 0 が下腿側部材 2 0 に対して回動し、膝関節軸 2 7 周りに伸展する

10

20

30

40

50

と、当接軸 3 2 は大腿側部材 1 0 とともに回動し、ガイドロッド 3 1 に沿って上昇する。ここで、大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の屈曲角度が小さくなるに従い、当接軸 3 2 が制限部 3 3 から離間する。そして、当接軸 3 2 がガイドロッド 3 1 上端に達すると、当接軸 3 2 の上昇が制限される（図 4 (a) 参照）。これにより、大腿側部材 1 0 が逆向き（図 4 (a) における右向き）に屈曲することが制限される。

【 0 0 2 2 】

また、図 4 (c) に示すように、下腿側部材 2 0 に荷重がかかると、その荷重の大きさに従い昇降部 2 2 が下降する（昇降部 2 2 が基部 2 1 に接近する）。このとき、昇降部 2 2 がどの程度下降するか、すなわち昇降部 2 2 と基部 2 1 との間の距離の変位は、スプリング 2 5 のバネ定数と、荷重の大きさによる。

10

【 0 0 2 3 】

当接軸 3 2 は、荷重の増加に従い昇降部 2 2 とともに下降する。ここで、大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の屈曲角度が一定であるとすると、当接軸 3 2 はその水平方向の位置を変えずにまっすぐ下降する。また、当接軸 3 2 は、ガイドロッド 3 1 の支持軸 3 1 b と前後方向にずれて配置されている。そのため、当接軸 3 2 が下降することによりガイドロッド 3 1 が後ろに傾倒する。そうすると、制限部 3 3 はガイドロッド 3 1 に沿って上昇する。このように、制限部 3 3 は、下腿側部材 2 0 にかかる荷重の増加に従い上昇する（当接軸 3 2 に接近する）。また、昇降部 2 2 とともに当接軸 3 2 が下降することによっても、当接軸 3 2 と制限部 3 3 との間の距離が短くなる。

20

【 0 0 2 4 】

図 4 (d) に示すように、下腿側部材 2 0 に荷重がかかった状態で、大腿側部材 1 0 を下腿側部材 2 0 に対して屈曲させると、当接軸 3 2 は大腿側部材 1 0 とともに回動し、ガイドロッド 3 1 に沿って下降する。そして、当接軸 3 2 が制限部 3 3 に上方から当接すると、制限部 3 3 により当接軸 3 2 の下降が制限される。ここで、下腿側部材 2 0 に荷重がかかった状態では、制限部 3 3 はガイドロッド 3 1 に沿って上昇しており、当接軸 3 2 に接近しているので、下腿側部材 2 0 に荷重がかかっていない状態（図 4 (b) 参照）に比べて、当接軸 3 2 の可動範囲が狭くなっている。そのため、下腿側部材 2 0 に荷重がかかった状態では、屈曲がさらに制限される。このように、下腿側部材 2 0 にかかる荷重の増加に従い、大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の最大屈曲角度が小さくなる。

30

【 0 0 2 5 】

逆に、下腿側部材 2 0 にかかる荷重の減少に従い昇降部 2 2 とともに当接軸 3 2 が上昇する。大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の屈曲角度が一定であるとすると、当接軸 3 2 が上昇することによりガイドロッド 3 1 が起立する。そうすると、制限部 3 3 はガイドロッド 3 1 に沿って下降する。このように、制限部 3 3 は、下腿側部材 2 0 にかかる荷重の増加に従い下降する（当接軸 3 2 から離間する）。また、昇降部 2 2 とともに当接軸 3 2 が上昇することによっても、当接軸 3 2 と制限部 3 3 との間の距離が長くなる。

そうすると、下腿側部材 2 0 にかかる荷重の減少に従い、大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の最大屈曲角度が大きくなる。

【 0 0 2 6 】

つぎに、上記膝継手 1 が組み込まれた大腿義足を用いた昇段（階段の昇り）運動について説明する。

40

図 5 に示すように、大腿義足 T P は、膝継手 1 と、膝継手 1 のアダプタ 1 2 に取り付けられた大腿ソケット T と、膝継手 1 の基部 2 1 に取り付けられた下腿部 L と、下腿部 L の下端に取り付けられた足部 F とから構成されている。

【 0 0 2 7 】

図 5 (a) に示すように、昇段運動において、大腿義足 T P の立脚期（足部 F が地面に接している期間）の初期においては、床反力（下腿側部材 2 0 にかかる荷重）の大きさに従って大腿側部材 1 0 に対する下腿側部材 2 0 の最大屈曲角度が制限されている。そのため、膝継手 1 の屈曲角度が予期せず大きな角度にならず、膝折れを防止できる（屈曲制限機能）。

50

【0028】

つぎに、図5(b)に示すように、大腿義足TPに体重が移るに従い、床反力(下腿側部材20にかかる荷重)が増加し、最大屈曲角度がさらに小さくなるように制限される。このとき、膝継手1の屈曲角度が最大屈曲角度に達しているとする、床反力が増加するに従い、膝継手1が伸展する(伸展機能)。

より詳細には、下腿側部材20にかかる荷重が増加するに従い制限部33がガイドロッド31に沿って上昇し、当接軸32を押し上げる。これにより、大腿側部材10および大腿ソケットTを伸展方向(図5(b)における右回り)に回動させる伸展モーメントが発生し、膝継手1が伸展する。この伸展モーメントにより、昇段を補助できる。

【0029】

以上のように、膝継手1は、昇段運動において、膝折れを防止でき、伸展できるので、自然な昇段が可能となる。

【0030】

つぎに、膝継手1の屈曲制限機能および伸展機能を力学的に説明する。

図6に、伸展モーメントが発生する典型例を示す。

力のつり合いより、数1が得られる。

【数1】

$$-F_{gr} + f_{lmt} + f_{sp} = 0$$

ここで、 F_{gr} は床反力を示す。 $-F_{gr}$ は静的な状態における大腿ソケットTに働く力と等しくなる。また、 f_{lmt} は制限部33により当接軸32に働く力を示し、 $f_{sp} = [f_{sp}^x, f_{sp}^y]^T$ はスプリング25により働く力を示す。

【0031】

スプリング25により働く力 f_{sp} の垂直方向の成分 f_{sp}^y は、フックの法則により数2の通りに表される。

【数2】

$$f_{sp}^y = kD$$

ここで、 k はスプリング25のばねバネ定数を示す。また、 D はスプリング25の変位、すなわち基部21と昇降部22との間の距離の変位を示す。

【0032】

また、モーメントのつり合いより数3が得られる。

【数3】

$$M_{skt} + \mathbf{r} \times \mathbf{f}_{lmt} = 0$$

ここで、 M_{skt} は、 $-F_{gr}$ により発生するモーメントを含んだ、大腿ソケットTにより働く膝関節軸27回りのモーメントを示す。また、 \mathbf{r} は膝関節軸27から制限部33により働く力 f_{lmt} の力点までの相対的な位置ベクトルを示す。

【0033】

一方、膝関節軸27周りの伸展モーメント τ_k は数4の通りに表される。

【数4】

$$\tau_k = \mathbf{r} \times \mathbf{f}_{lmt}$$

ここで、ベクトル f_{lmt} の方向はガイドロッド31の長尺方向と一致する。したがって、 f_{lmt} は数5の通りに表される。

10

20

30

40

【数 5】

$$\mathbf{f}_{\text{limt}} = |f_{\text{limt}}| \mathbf{e}_{\text{limt}}$$

ここで、 $\mathbf{e}_{\text{limt}} = [e_{\text{limt}}^x, e_{\text{limt}}^y]^T$ はガイドロッド 3 1 の長尺方向を表す単位ベクトルである。

【0034】

数 5 を数 1 に代入すると、垂直方向の力のつり合いは数 6 の通りに表される。

【数 6】

$$\frac{e_{\text{limt}}^y}{\mathbf{r} \times \mathbf{e}_{\text{limt}}} \tau_k - f_{gr}^y + f_{spr}^y = 0$$

10

また、数 2 を数 6 に代入すると数 7 が得られる。

【数 7】

$$\frac{e_{\text{limt}}^y}{\mathbf{r} \times \mathbf{e}_{\text{limt}}} \tau_k - f_{gr}^y + kD = 0$$

【0035】

数 7 より、変位 D が一定のとき、床反力が増加すれば伸展モーメントが発生することが分かる。すなわち、膝継手 1 の屈曲が制限され、屈曲制限機能の実現されていることが分かる。

20

また、床反力 f_{gr} (下腿側部材 20 にかかる荷重) が増加して変位 D が増加したときには、伸展モーメントが大きくなることが分かる。すなわち、伸展機能の実現されていることが分かる。

【0036】

(その他の実施形態)

上記実施形態では、リンク機構により最大屈曲角度調整手段を実現したが、他の機構により最大屈曲角度調整手段を実現してもよい。

例えば、床反力を検出する検出手段と、サーボモータなどのアクチュエータにより最大屈曲角度を調整する機構を設け、検出手段により検出された床反力をもとにアクチュエータを制御して、床反力の増加に従い最大屈曲角度を小さくし、床反力の減少に従い最大屈曲角度を大きくするように構成してもよい。

30

【0037】

また、本発明の膝継手は、床反力の増加に従い伸展モーメントが発生し伸展できることから、大腿義足に限られず、下肢のパワーアシストスーツに利用することもできる。

【実施例】

【0038】

つぎに、大腿義足を用いた昇段試験について説明する。

試験には、インフォームドコンセントを受けた 2 人の健康な (大腿部を切断していない) 男性 (21 才、22 才) が参加した。健常肢を屈曲させた状態で保持する擬似ソケットを作成し、その擬似ソケットに膝継手が組み込まれた大腿義足を取り付けた。試験参加者は、擬似ソケットを右足に装着して昇段運動を行った (実施例、比較例 1、比較例 2)。また、比較のために、義足を付けていない状態での昇降運動も行った (比較例 3)。

40

【0039】

試験には、以下の 3 つの膝継手を用いた。

- ・実施例：上記の本発明に係る膝継手 1
- ・比較例 1：3R95 (Otto Bock 社製)
- ・比較例 2：3R15 (Otto Bock 社製) (膝伸展用バネを除去している)

なお、足部として 1S49 (Otto Bock 社製) を用いた。

【0040】

50

試験には、2つの床反力計が設けられた3段の階段が用いられた。床反力計は地面と最初の段に設けられた。また、モーションキャプチャシステムで、義足（右足）のつま先、くるぶし、膝関節、左足のつま先、くるぶし、膝関節、および両側の大転子の3次元位置を測定した。

また、図7に示すように、大腿部角度および膝関節角度（屈曲角度）を定義した。

【0041】

図8に示すように、試験参加者は、義足（右足）から昇段を開始し、両方の足が3段目に達したときを終了とした。昇段の速さは指示せずに試験参加者の判断で行った。実施例、比較例1、比較例2のそれぞれについて3回の昇段を行った。その後、義足を取り外して健常肢による昇段（比較例3）を行った。

10

【0042】

図9に、試験参加者の同一歩行周期における平均膝関節角度に対する平均大腿部角度の関係を示す。ここで、破線は遊脚期、実線は立脚期を示す。

図9に示すように、健常肢の場合（比較例3）、膝関節角度は遊脚期と立脚期の両方において大きく屈曲されていることが分かる。また、単脚立脚期の始点における膝関節角度は義足を用いた場合（実施例、比較例1、比較例2）よりも大きいことが分かる。

実施例は、比較例1および比較例2よりも立脚期における膝関節角度が大きいことが分かる。これは、比較例1と比較例2においては、単脚立脚期において膝折れを防止するために膝関節角度を小さくしなければならないからであると考えられる。

20

【0043】

図10に、同一試験参加者の平均床反力を示す。健常肢の場合（比較例3）は平均床反力がすぐに増加するのに対して、義足を用いた場合（実施例、比較例1、比較例2）は平均床反力が徐々に増加した。実施例、比較例1、比較例2の間では、平均床反力のピークに大きな違いが見られた。そして、実施例は、健常肢の場合（比較例3）の床反力と同じ大きさの床反力が発生し、単脚立脚期において大きな膝屈曲を伴った昇段が実現できることが分かった。これにより、本発明に係る膝継手は屈曲制限機能が実現されていることが分かる。

【0044】

図11～図13に、それぞれ実施例、比較例1、比較例3の立脚期における、膝関節モーメント、膝関節角度、膝関節モーメントパワーの一例を示す。

30

比較例1の場合（図12参照）、膝関節モーメントが単脚立脚期において発生し、膝関節モーメントパワーが負である。これは、3R95のダンピングが原因であると考えられる。これに対して実施例の場合（図11参照）、膝関節モーメントが立脚期において発生して、膝関節モーメントパワーが正である。これは、健常肢（比較例3）の場合（図13参照）と似た傾向である。これより、本発明に係る膝継手は、昇段において正の力が発生し、伸展機能が実現されていることが分かる。

【0045】

なお、実施例の場合には手摺なしで昇段が可能であったのに対して、比較例1および比較例2の場合には手摺なしでの昇段が不可能であり、手摺ありで昇段を行っている。このことから、本発明に係る膝継手は、伸展機能が実現されていることが分かる。

40

【符号の説明】

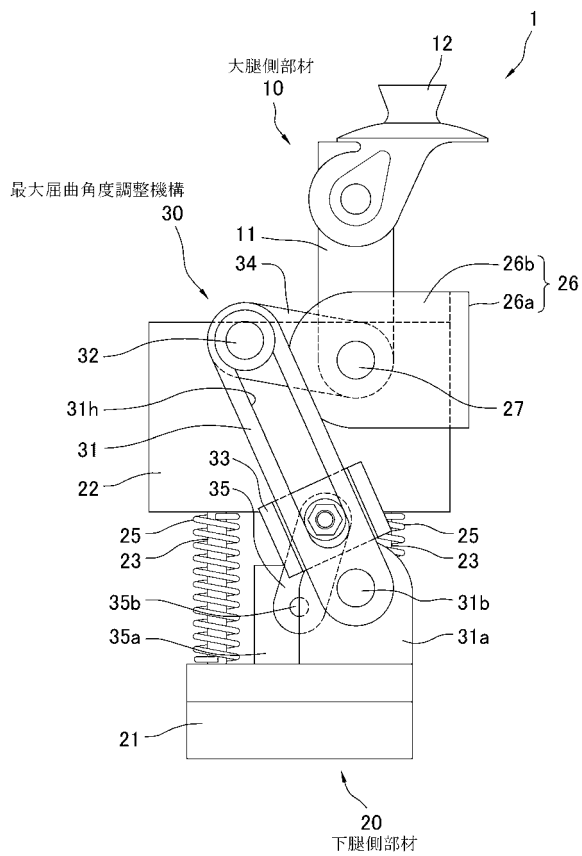
【0046】

- 1 膝継手
- 10 大腿側部材
- 11 大腿リンク
- 12 アダプタ
- 20 下腿側部材
- 21 基部
- 22 昇降部
- 23 スライドピン

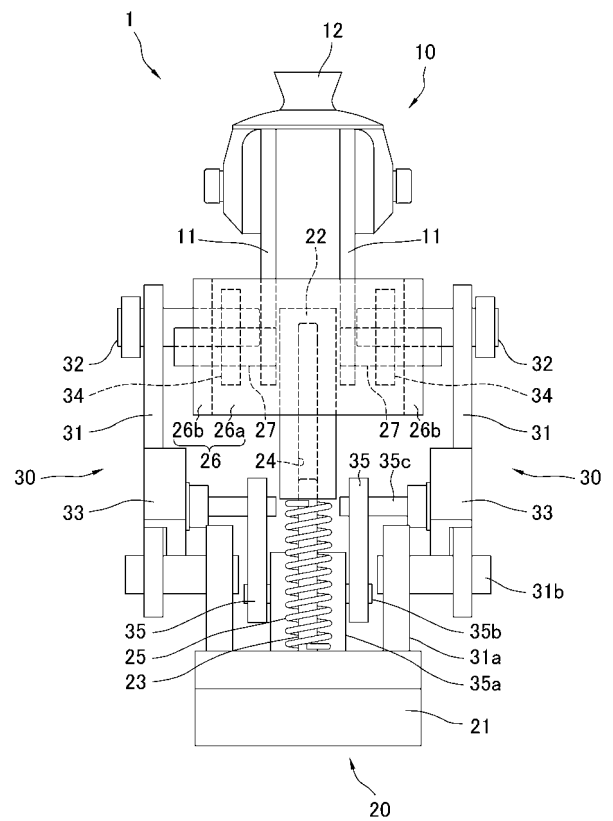
50

- 24 スライド穴
- 25 スプリング
- 26 軸受部
- 27 膝関節軸
- 30 最大屈曲角度調整機構
- 31 ガイドロッド
- 32 当接軸
- 33 制限部
- 34 第1リンク
- 35 第2リンク

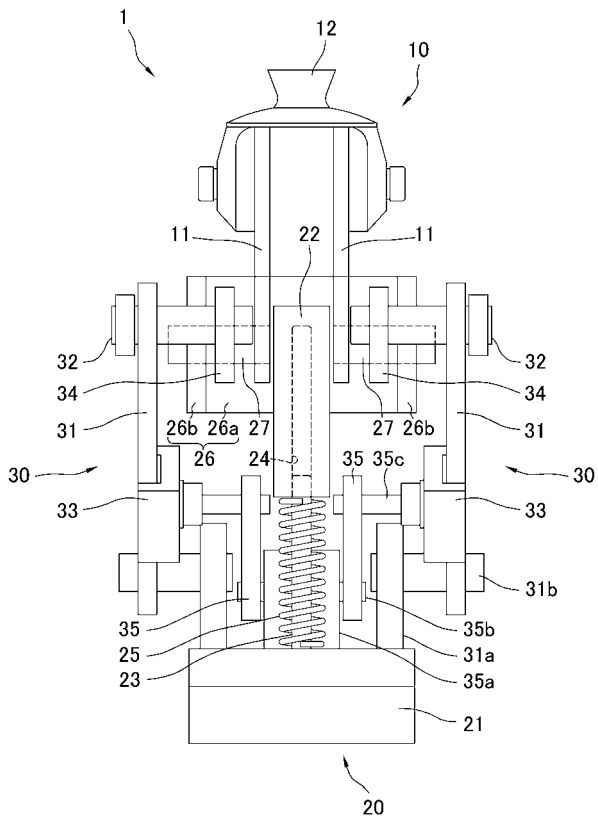
【図1】



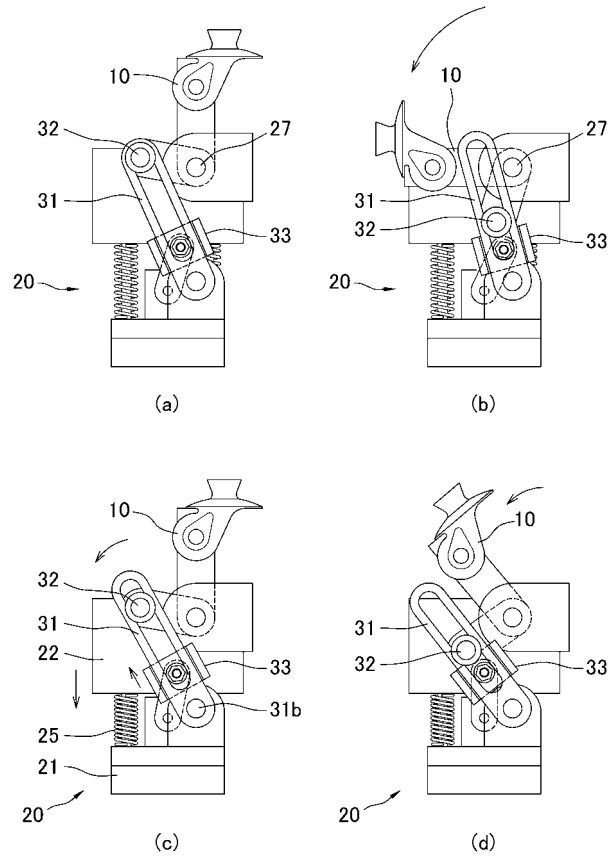
【図2】



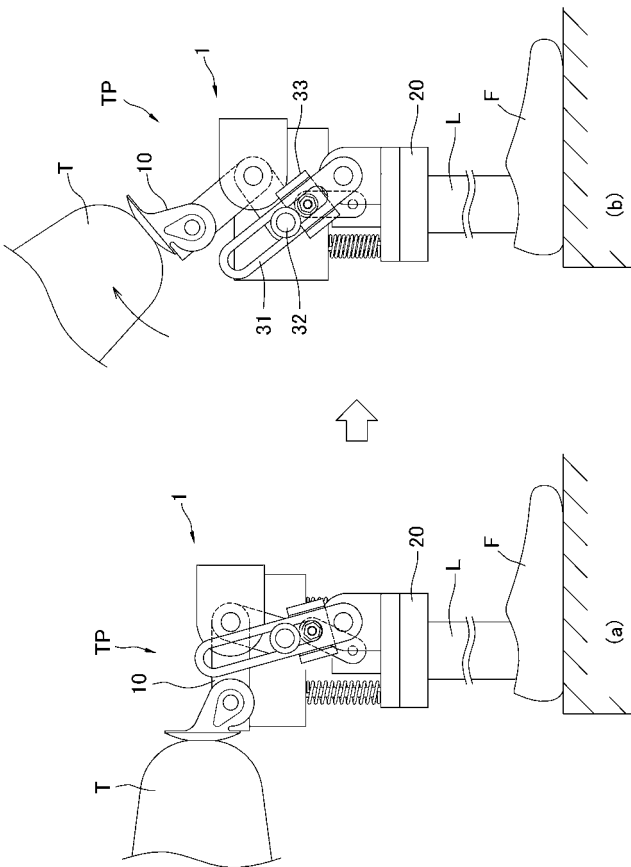
【 図 3 】



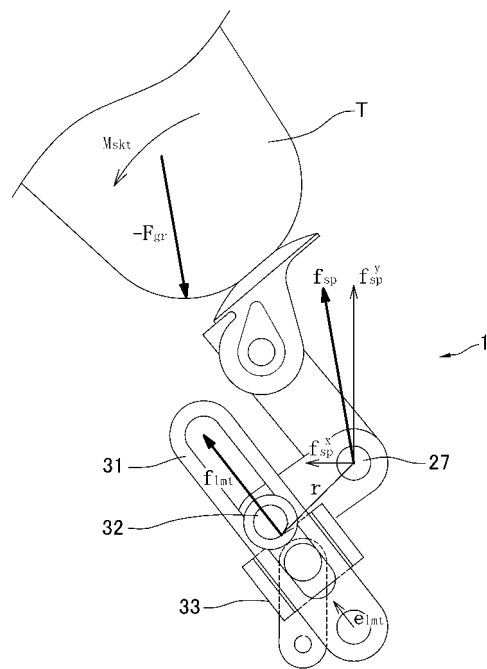
【 図 4 】



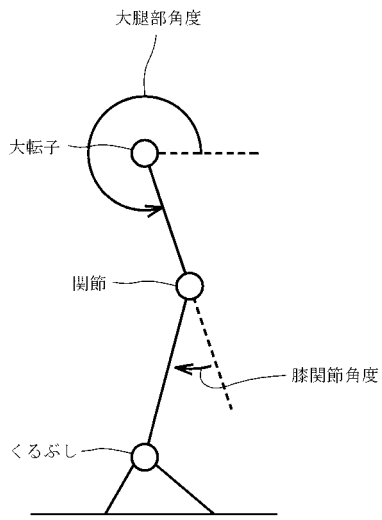
【 図 5 】



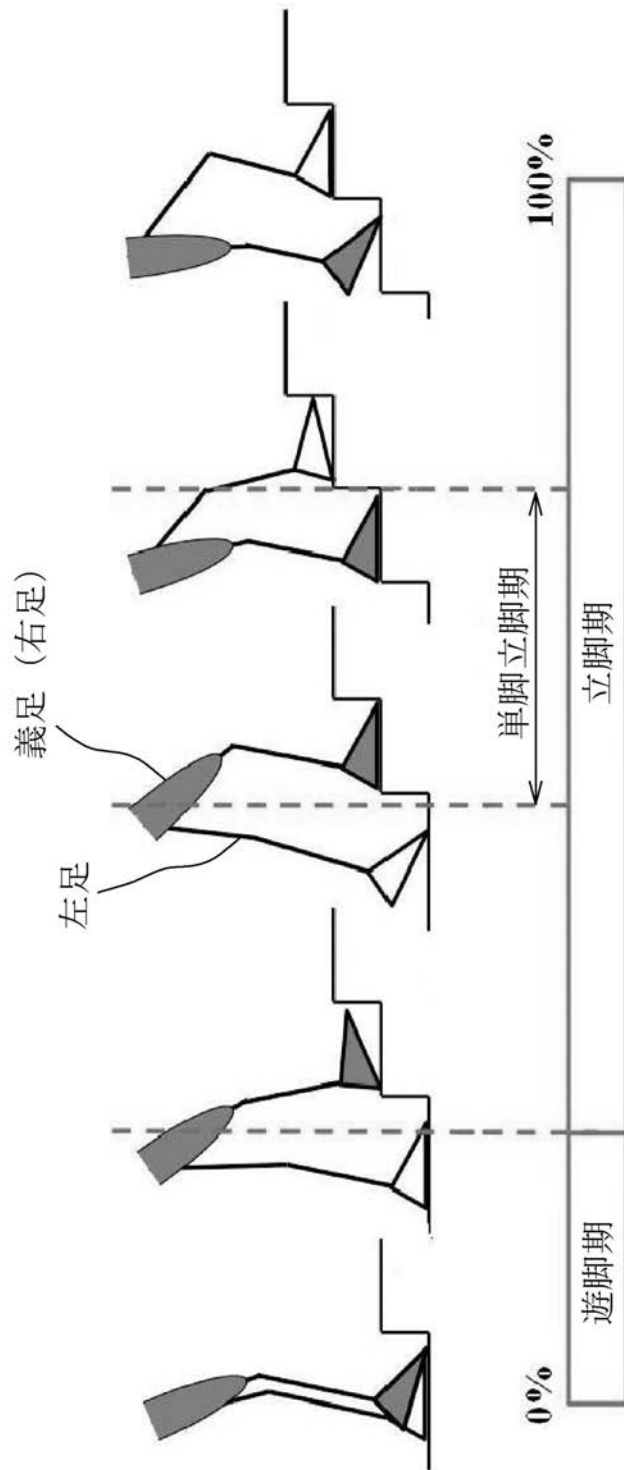
【 図 6 】



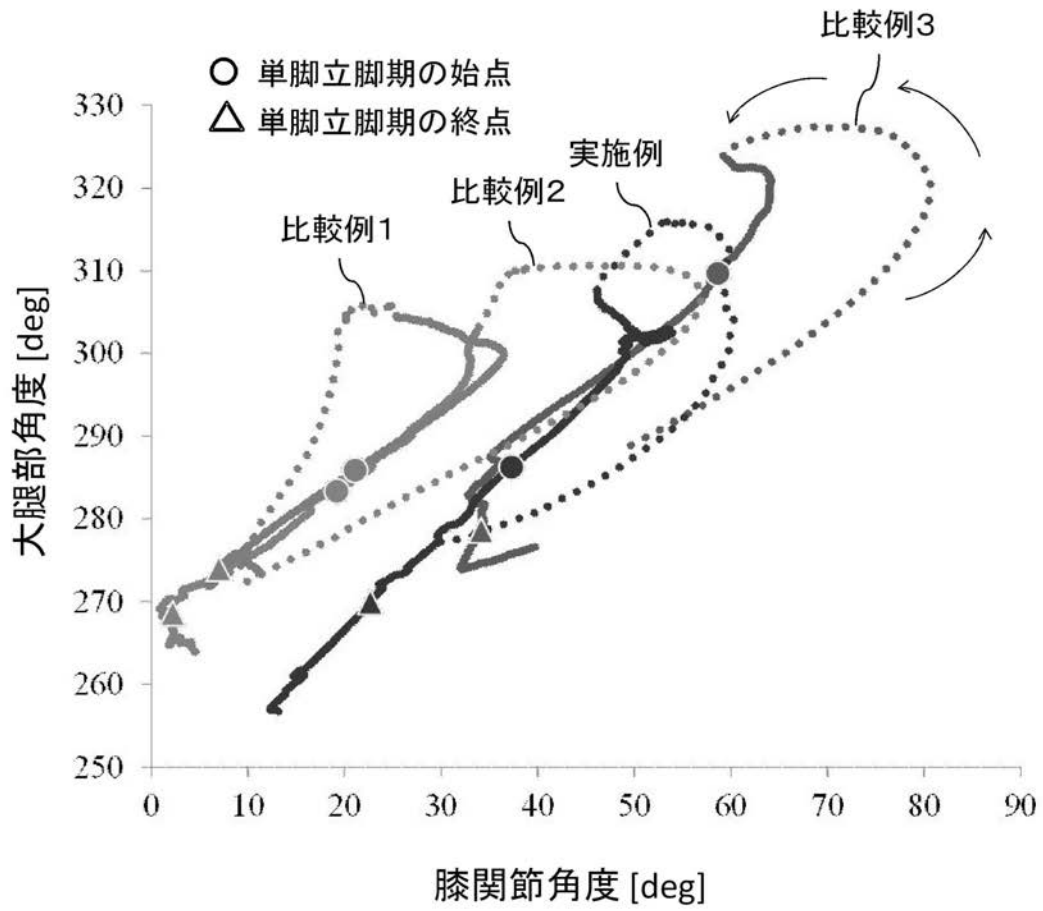
【 図 7 】



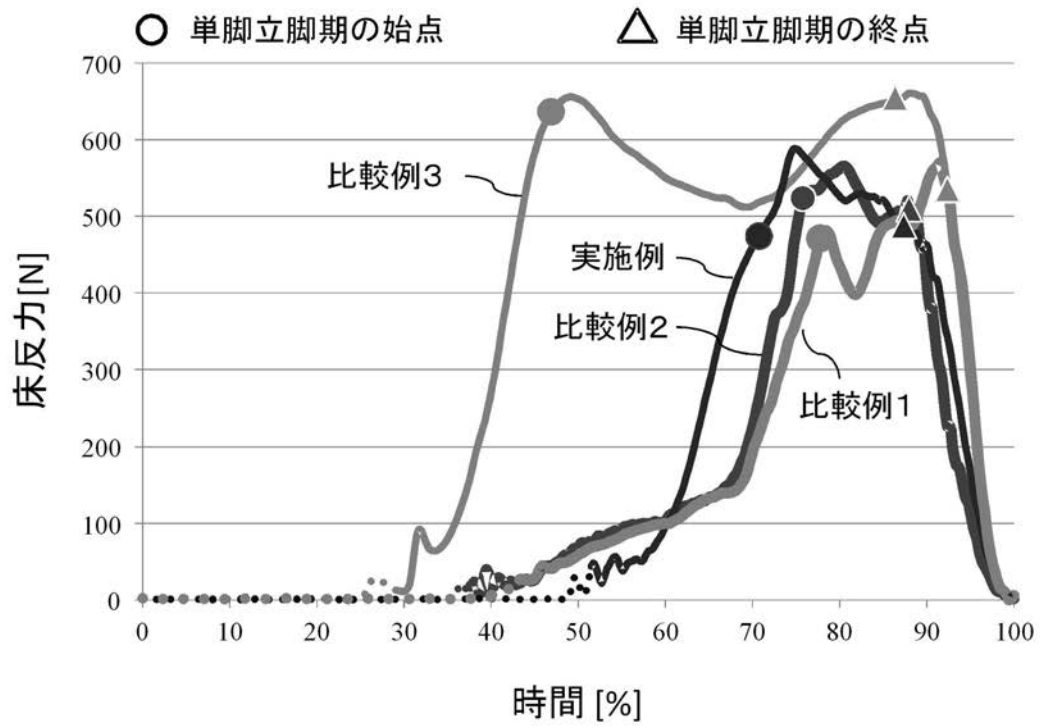
【 図 8 】



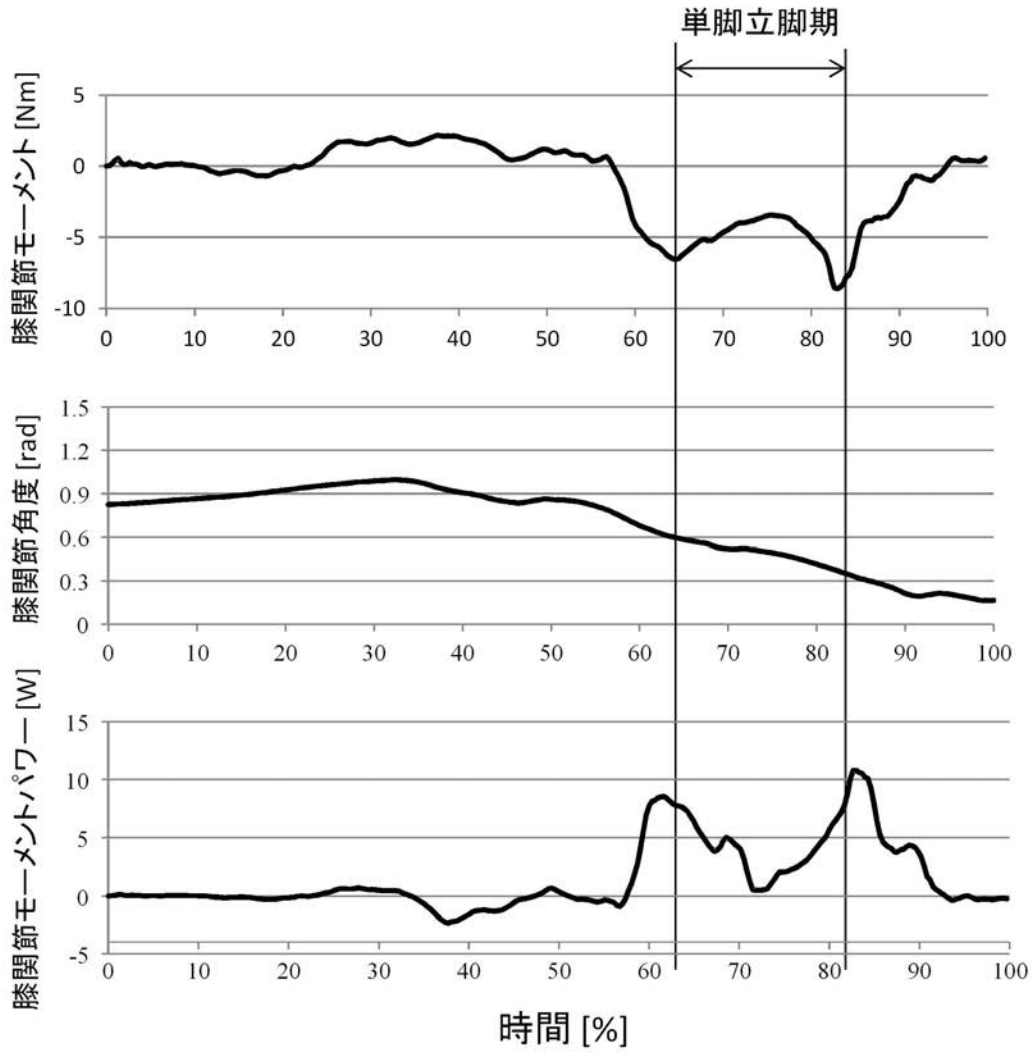
【 図 9 】



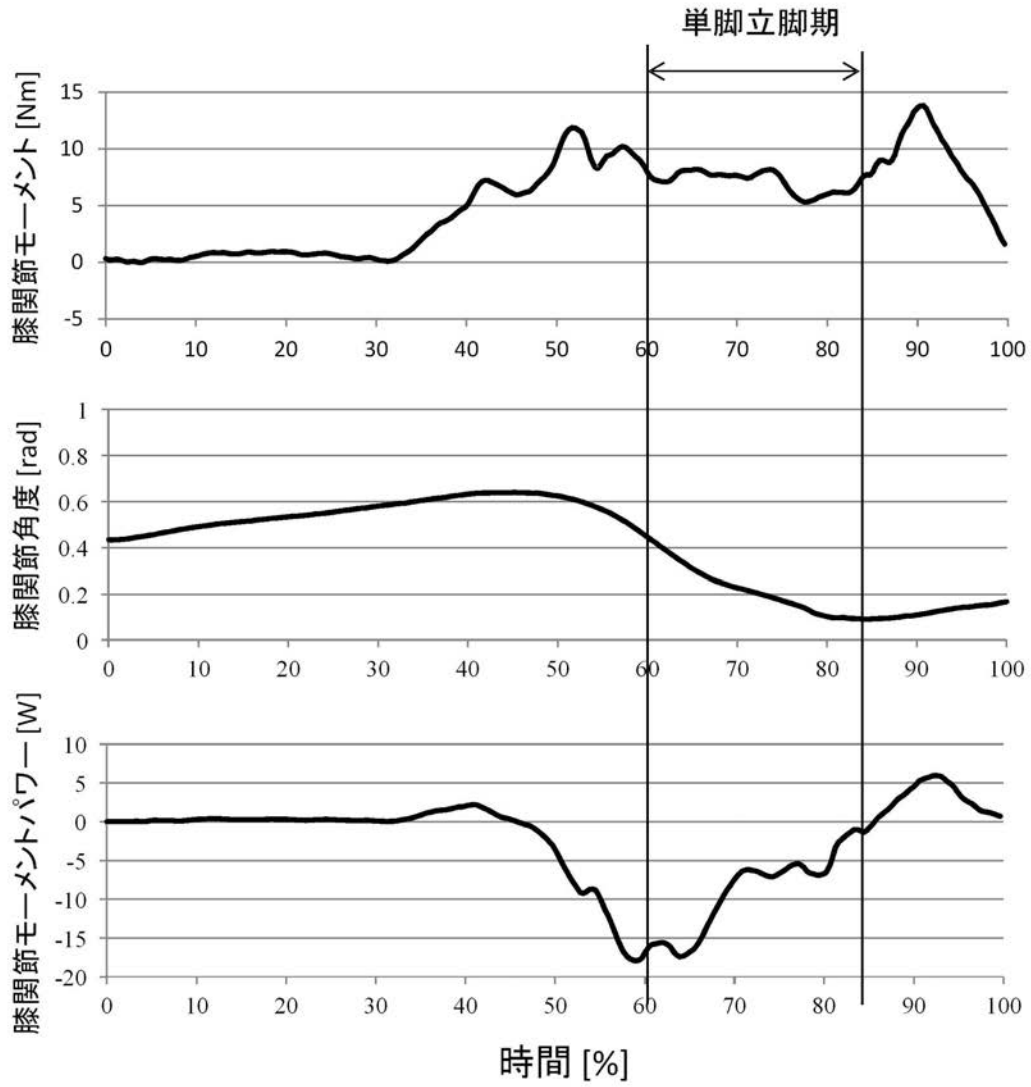
【図10】



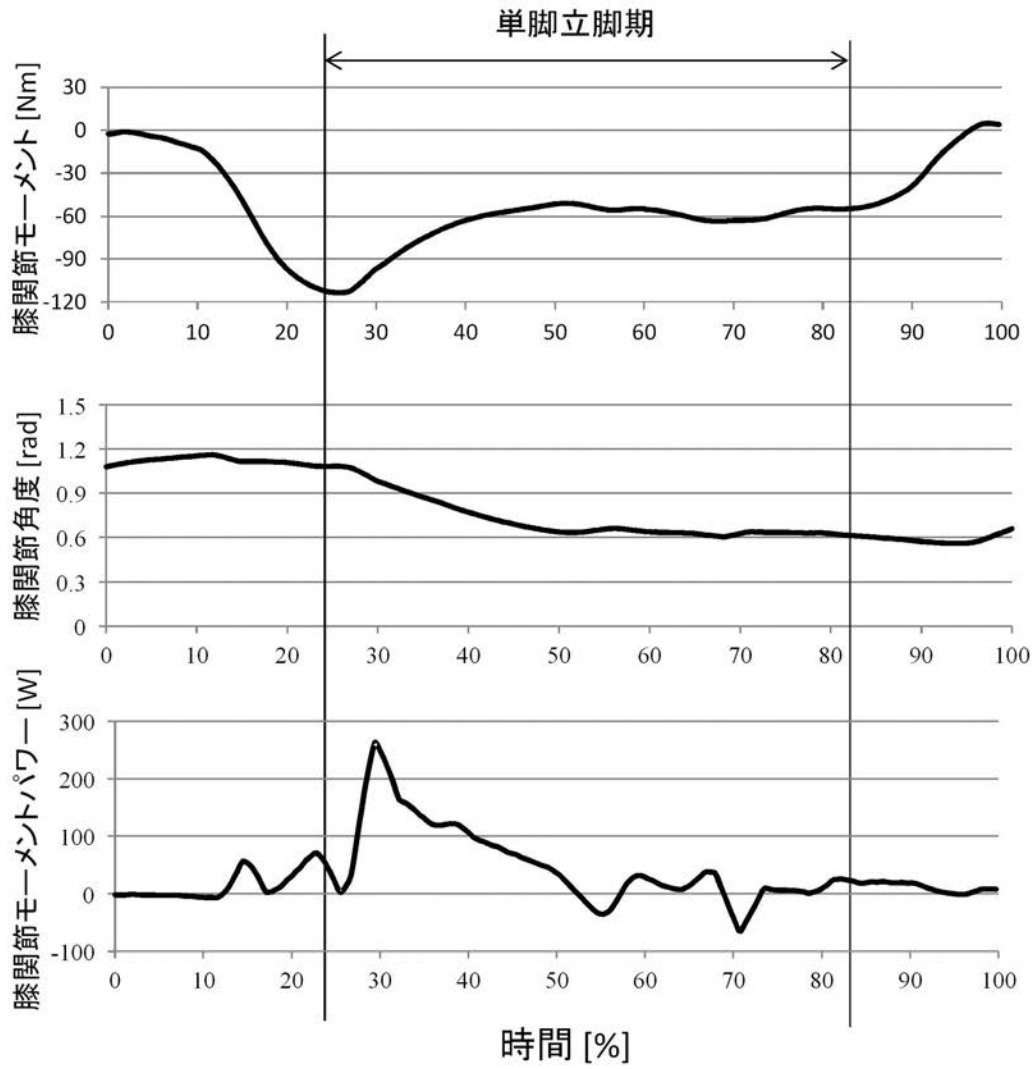
【図 1 1】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 立和名 慎一

香川県高松市林町2 2 1 7番地2 0 国立大学法人香川大学工学部内

(72)発明者 井上 恒

香川県高松市林町2 2 1 7番地2 0 国立大学法人香川大学工学部内

Fターム(参考) 4C097 AA07 BB02 BB06 BB09 CC18 DD02 DD09 SC08 SC09 TA06
TB01 TB05 TB09 TB12 TB14 TB17