

大腿義足で階段昇段可能な膝継手制御システムの開発と歩行データベースに基づく評価

Development of a Control System of Transfemoral Prosthesis for Stair Ascending and Evaluation
Based on a Gait Database

○ 井上恒（香川大） パリプンノチャイ・アナンヤー（香川大院） 和田隆広（立命館大）

Koh INOUE, Kagawa University
Ananya PARIPUNNOCHAI, Kagawa University
Takahiro WADA, Ritsumeikan University

Abstract: Recently, the stability of the gait and multifunctionality of transfemoral prosthetic knees have drastically improved with the use of microprocessor-controlled knees. However, these knees are very expensive. Therefore, the purpose of the present study was to develop a control method for transfemoral prosthetic knees in order to perform level walking and stairs ascending safely, with fewer sensors or simpler procedures. First, we proposed a control algorithm for prosthetic knees with only thigh angular kinematics. Then, an evaluation experiment on the prototype knee, in which the proposed algorithm was implemented, was conducted. As a result, the participant successfully performed level walking, stairs ascending and transition between the two types of gait. The functions of the prosthetic knee changed automatically using the proposed algorithm. Then, the range of application of the algorithm was checked with a gait database. The results showed that the algorithm was applicable to 99.8 % of the population.

Key Words: Transfemoral Prosthesis, Stair Ascending, Gate Database

1. はじめに

大腿切断者が歩行能力を再獲得するためには、大腿義足の果たす役割が重要である。特に膝関節（膝継手）機能は歩行能力を大きく左右する。そのため、これまで多くの膝継手が開発されてきた。近年、C-leg や Genium® (Otto Bock) (1)などの他、他社製品を含めて電子制御による膝継手の開発によって、平地歩行の安定性は著しく改善してきた。しかし、これらは機械式膝継手に比べて非常に高額となっている。それが理由の一つとなり、広く普及するには至っていない。

上述の最新の膝継手が高額になる理由の一つに、それらの膝継手には多くの高額なセンサ類が搭載されていることが挙げられる。そして、これらのセンサによって得られる複数の歩行パラメータを用いて膝継手の制御が行われている。そのため、この問題を解決する方法の一つとして、安価なセンサを少数だけ用いる制御手法の開発がある。しかし、現状の制御手法のままセンサ数や歩行パラメータを減少させれば、膝継手の機能は大幅に制約を受けてしまうと考えられる。特に、大腿切断者にとって最も困難な運動課題の一つに、階段昇段が挙げられる。アクチュエータを搭載した機種以外では、市販品では、唯一、Genium® だけが階段昇段が可能な膝継手であるとされている。このような膝継手の多機能性を実現する、簡易な制御システムの開発が必要である。

大腿義足における膝継手制御のための歩行状態や歩行イベントの検出方法には、さらなる開発の余地が大きい。ウェアラブルな装置による歩行分析では、安価、かつ、取り付け位置の自由度の高さから、慣性計測装置 (IMU: Inertial Measurement Unit) が用いられることが多い(2)(3)。しかし、立位姿勢、座る、歩くなどの行為の識別に関しては研究が行われているが(4)、歩行状態や歩行イベントの検出に関しては、膝継手の制御に応用可能な状態には到達していない。

そこで本研究では、安価なセンサを少数用いて、義足の第一義である平地歩行と、現状で困難とされている階段昇

段の両者を可能にする大腿義足用膝継手における制御システムの開発を目的とした。本研究では、まず、健常者の歩行分析を行い、膝継手の制御手法について検討した。その後、試作機を用いた評価実験を行った。最後に歩行データベースを用いて提案制御手法の適用範囲について検討した。

2. 膝継手機能の制御手法の開発

2.1. 歩行イベントに応じた膝継手機能

平地歩行 1 歩行周期における各歩行イベントと、歩行イベントに応じて要求される基本的な膝継手機能を図 1 に示す。安全な平地歩行を行うためには、義足立脚期および義足遊脚期のそれぞれで、膝継手の屈曲および伸張が適切に制御されなければならない。なお、ここでは片脚切断を想定して各種分析を行う。まず、義足立脚期 (Fig. 1 の Phase A から D まで) における膝折れによる転倒を防止する必要がある。これには、義足側の踵接地 (Phase A) から健足側の踵接地 (Phase C) までの間、膝継手の屈曲制限が必要である。健足側の踵接地の後から身体重心は健足側に移動するため屈曲制限は不要になり、膝継手は遊脚の準備 (屈曲制限の解除) を行うことができる (Phase C から D まで)。次に、義足遊脚期中盤においてつま先が最下点を通過するまで (Phase E)、膝継手は振り子のような運動をするため屈曲および伸張可能な状態が必要である (Phase D から E まで)。義足遊脚期のその後は、次の義足踵接地 (Phase A2) に備えて屈曲制限を行うことが可能となる。

階段昇段 1 歩行周期における各歩行イベントと、歩行イベントに応じて要求される基本的な機能は平地歩行時と類似しているが、いくつかの点で異なる。階段昇段では膝継手が屈曲した状態で階段に接地するので、健足側が接地するまでの義足立脚期において (Fig. 2 の Phase F から H まで)、膝継手が伸張する必要がある。その後、義足遊脚期では義足足部が段差に接触しないように膝継手には伸張制限が必要となる (Phase I から J)。

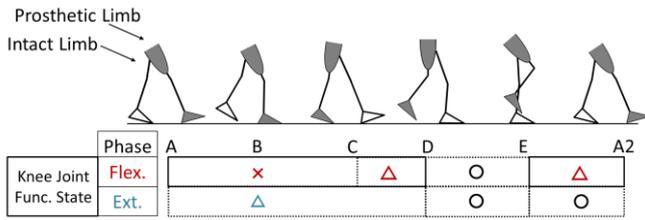


Fig. 1 Gait cycle and knee flexion/extension states that are necessary for level walking with transfemoral prosthesis. (○ indicates the necessity to rotate in the direction; △ corresponds to a state in which the knee joint may be able to rotate toward the direction, but it is not necessary; × indicates that the rotation in the direction must be constrained)

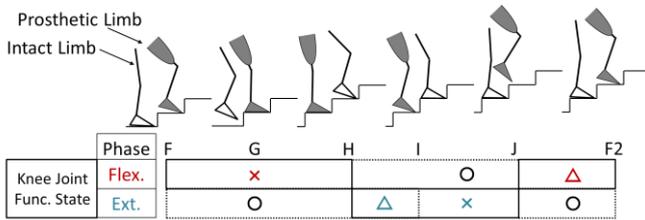


Fig. 2 Gait cycle and knee flexion/extension states that are necessary in stairs ascending. (○ indicates necessity to rotate in the direction; △ corresponds to a state in which the knee joint may be able to rotate toward the direction, but it is not necessary; × indicates that the rotation in the direction must be constrained)

2.2. 膝継手機能切替えの方略

前節より，平地歩行と階段昇段に要求される基本的な膝継手機能（屈曲・伸展の制限（ロック）および解除）が示された。また，1歩行周期においてこれらを切替えるべき二つのタイミングも示された。一つ目は義足立脚期における屈曲制限解除のタイミングである。健足側の踵接地後は身体重心は直ぐに健足側に移動するため，転倒の防止という観点では屈曲制限は不要になる。ここで，本研究では，平地歩行におけるこのタイミングを「伸展条件 1」とし（Fig. 1のPhase C），階段昇段においては「伸展条件 2」とする（Fig. 2のPhase H）。二つ目のタイミングは，義足遊脚期後半に次の踵接地の準備を行うタイミングである。平地歩行におけるこのタイミングを「屈曲条件 1」とし（Fig. 1のPhase E），階段昇段では「屈曲条件 2」とする。したがって，これらの機能切替え条件と歩行状態（平地歩行・階段昇段）を検出することができれば，膝継手機能を適切に制御することが可能となる。

2.3. 機能切替え条件と歩行状態（平地・階段）の検出

前述の機能切替え条件と歩行状態（平地歩行・階段昇段）を検出が可能か検討するため，健常者の歩行分析を行った。被験者は成人男性 1 名（年齢 22 歳，身長 167 cm，体重 65 kg）であった。被験者は，歩行速度等に特に指示のない自然歩行で，平地歩行と階段昇段を行った。実験に用いた歩行路と階段を図 3 に示す。被験者の歩行動作を 3 次元モーションキャプチャシステム（ライブラリー社製）と床反力計（テック技販社製）を用いて計測した。サンプリング周波数はそれぞれ 100 Hz とした。本節における以降の動作解析では，大腿切断者が随意的に運動させることができる大腿部の運

動に着目した。本研究で用いた角度定義を図 4 に示す。

平地歩行 1 歩行周期における大腿角度とつま先の鉛直位置を図 5 に示す。立脚期において，反対側の踵接地が起こるまで大腿角度は減少し続け，その後，反対側の爪先離地前に増加をはじめた。図 1 に示される平地歩行における膝継手機能より，「伸展条件 1」は図 1 における Phase C で検出されるべきであるが，その後の膝継手機能を考慮すると，同条件の検出は Phase D までに行われればよい。したがって，図 5 における反対側の踵接地（○）とつま先離地（×）の間を検出できればよいことになる。このとき大腿角度は最小値を迎える。そこで，この瞬間を「伸展条件 1」の基準とすることが可能である。次に，遊脚期中盤において，つま先鉛直位置は大腿角度が 2.05 rad 付近のときに最下点を迎えていた。大腿角度はその後増加を続けるため，この大腿角度を「屈曲条件 1」としても検出に失敗する恐れがないと考えられる。

階段昇段 1 歩行周期における大腿角度と膝関節角度を図 6 に示す。大腿角度の変化のパターンは平地歩行時のものと類似している。図 2 では Phase H から I までは膝屈曲が必要であるが，足関節の運動がない大腿義足の場合，膝屈曲とつま先離地はほぼ同時に起こる。したがって，階段昇段時の「伸展条件 2」も，平地歩行時の「伸展条件 1」と同様に反対側の踵接地（○）とつま先離地（×）の間で検出できればよい。そのため，大腿角度が最小値を迎える瞬間を「伸展条件 2」の基準とすることが可能である。次に，図 5 より，遊脚期において膝関節が伸展を始めた直後に大腿角度は最大値を迎えた。これらの瞬間は図 2 の Phase J 付近に相当し，このとき，つま先は越えるべき段差を越えている。そのため，大腿角度が最大になる瞬間を「屈曲条件 2」の基準とすることができる。

次に，平地歩行か階段昇段のどちらを行っているか，歩行状態について検討する。平地でも階段でも立脚期に要求される膝継手機能はほぼ同じであるが，遊脚期では異なっていた。したがって，義足立脚期において，次の義足遊脚（次の一歩）が平地で行われるか階段で行われるか検出する必要がある。図 5 と図 6 の大腿角度の最小値をみると，平地歩行では 1.5 rad よりも大きく，階段昇段では 1.5 rad を下回った。したがって，義足立脚期中のこの角度を歩行状態検出の基準に採用することとした。以上の動作解析から，本研究で提案する歩行状態の検出とそれに伴う膝継手機能の切替えのアルゴリズムを図 7 に示す。このアルゴリズムにより，義足側の大腿角度をモニタするだけで平地歩行と階段昇段に必要な義足機能切替えが行えることが示された。また，このとき，義足接地の状態を検出するような力覚センサは不要であった。

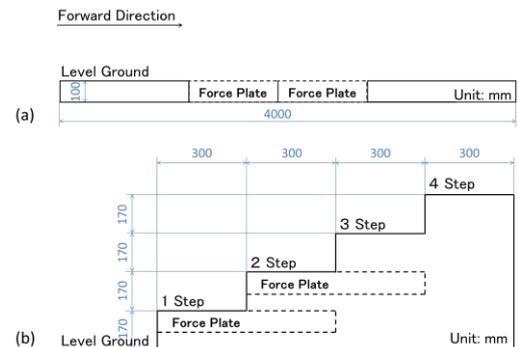


Fig. 3 Level view of the walk way (a) and stair profile (b) used for the gait analysis.

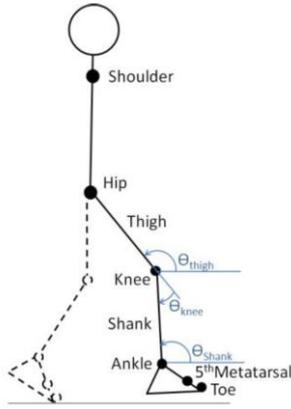


Fig. 4 Definitions of the angles.

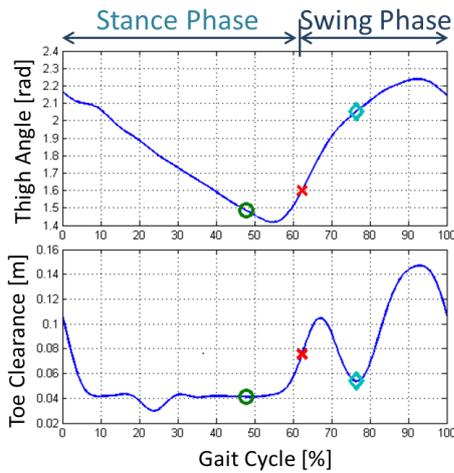


Fig. 5 Thigh angle in the sagittal plane and vertical position of the toe (i.e., toe clearance) during level walking. (Markers in this figure indicate gait events: \circ is heel contact of the other side: \times is toe take off: \diamond is toe minimum clearance during the swing phase.)

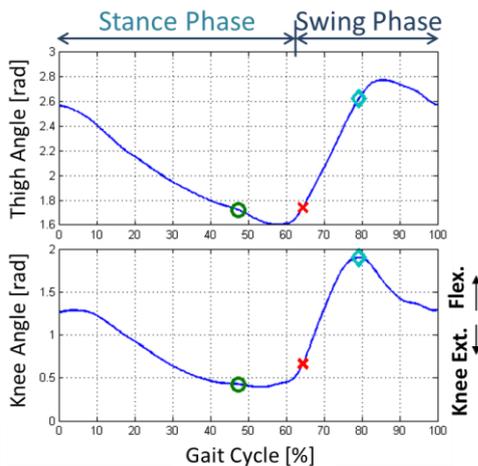


Fig. 6 Thigh and knee angles during stairs ascending in the sagittal plane. (Markers in this figure indicate gait events: \circ is heel contact of the other side: \times is toe take off: \diamond is maximum knee flexion during the swing phase.)

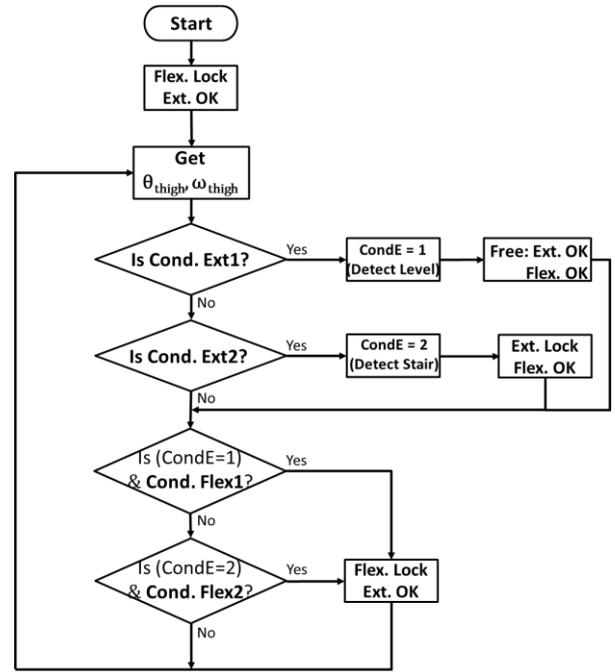


Fig. 7 Flowchart of the proposed algorithm used to detect the gait conditions and modes only with thigh angular motion.

3. 膝継手機能制御システムの開発とその評価

3.1 膝継手機能制御システムの試作

一般的な電子制御式膝継手で制御対象になっているのは関節粘性（ダンパ係数）である。しかし、本研究のこれまでに示した膝継手機能と、より安価な部品での構成を考慮して、膝継手機能を実現する為にラチェットギアを用いた。試作したラチェット式膝継手を図8に示す。市販のラチェットレンチの柄の部分切断し膝継手に組み込んだ。ラチェットの回転方向の切り換えにはサーボモータ（SC-0254MG, SAVÖX 製）を用い、①屈曲ロック、②伸展ロック、③フリー（両方向に回転可）の3種類のモードを選択可能にした。義足の大腿部の運動（角度および角速度）を検出するために、慣性計測装置（IMU）（MPU9150, InvenSense 社製）を大腿ソケットに取り付けた。また、膝継手機能の制御には用いないが、義足の膝関節角度の計測には、ポテンショメータ（SV01L103AEA11T00, 村田製）を取り付けた。各センサの信号は Arduino Due マイコンボード（Arduino 社製）に入力した。ボードのマイクロコントローラで慣性計測装置（IMU）からのデータを用いて大腿部の角度および角速度を算出し、図7のアルゴリズムでサーボモータをコントロールし、ラチェット機構のロック状態を切替えた（図9）。

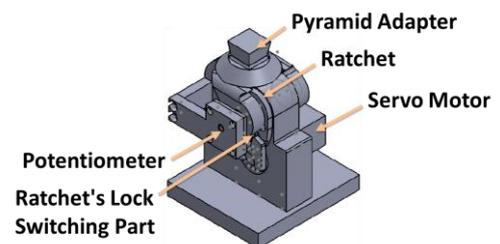


Fig. 8 Structure of the prosthetic knee using a ratchet gear prototype in the present study.

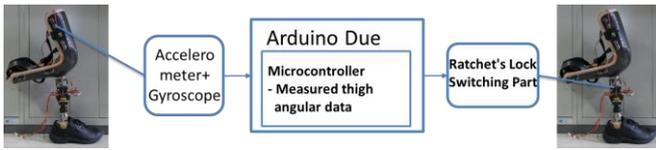


Fig. 9 Control system of the prosthetic knee.

3.2 歩行実験による評価

前章で提案した制御アルゴリズムを実装した制御システムを試作し（前節参照），それを用いて評価実験を行った．成人男性一名（年齢23歳，身長170 cm，体重50 kg）を対象に10メートルの平地歩行を行い，その後，連続して11段の階段昇段を行った（図10参照）．平地歩行の一步目，および，階段の一段目は共に健足側とした．歩行動作中の義足側の大腿角度，膝屈曲角度，ラチェット切替えの状態を記録した．また，歩行を開始する前に義足に取り付けたIMUの初期角度のキャリブレーションを行うため，被験者に10秒間静止立位を維持させた．

その結果，平地歩行と階段昇段，および，それらの連続的な移行に成功した．義足側の大腿角度と膝屈曲角度を平地歩行から階段昇段の連続した4歩行周期を図11に示す．図11より，図7に示す機能切替えアルゴリズムの設計通り，歩行状態の検出が自動で行われ，各歩行動作に適した膝継手機能の切換えが行われたことが示された．これにより，義足立脚期における膝折れが防止され，平地歩行と階段昇段が安全に行なわれた．また，階段昇段時の義足遊脚における，義足足部と階段との衝突も回避された．

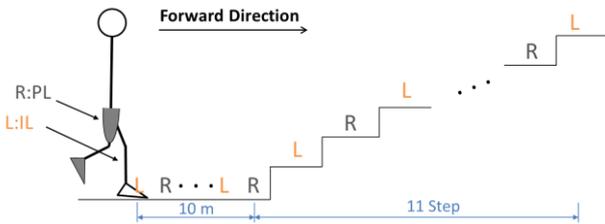


Fig. 10 Experimental setting for the evaluation of the proposed control system of the prosthetic knee. (PL: prosthetic limb; IL: intact limb)

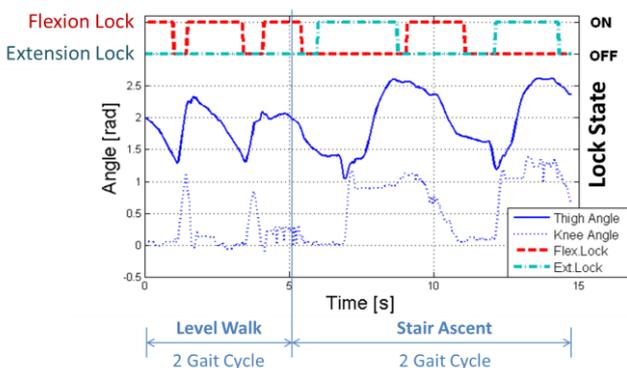


Fig. 11 Leg motion of the prosthetic side and functional state of the prosthetic knee during the sequential steps from level walking to stairs ascending.

3.3 歩行データベースによる提案手法の適用範囲の評価

本研究による提案アルゴリズムでは，大腿角度の最小値を用いて歩行状態（平地・階段）の検出を行った．義足立脚期における大腿角度において 1.5 rad を基準として，大腿角度の最小値がそれを下回る場合，平地歩行を行っている，もしくは，次の一步が平地歩行であると判定している．この検出方法の適用範囲を評価する為に，同アルゴリズムが「AIST 歩行データベース 2015」⁽⁵⁾においてどの程度，平地歩行を検出できるか検討した．このデータベースは健全な成人男女 202 名（年齢 50.7 ± 19.0 歳，身長 162.8 ± 8.7 cm，体重 59.7 ± 11.5 kg）の平地における自然歩行が対象となっている．

本研究の歩行状態検出方法を歩行データベースに適用した結果，202 名中 200 名の平地歩行検出に成功した．大腿角度の最小値が正規分布していると仮定すれば，この結果は母集団の 99.8% の平地歩行を正確に検出することを示している（図 13）．したがって，大腿切断者の平地歩行においても同様な正確さで検出可能であると考えられる．

本節における適用範囲の評価では，平地歩行のみを対象に行っており，階段昇段からは検討していない．しかし，このことが適用範囲の評価の妥当性を損なうものではない．大腿義足による階段昇段では，大腿角度が最小値を迎えるとき，膝継手の性質上，義足使用者は義足大腿部をほぼ垂直（1.57 rad）で静止させる．そのため，階段昇段時の大腿角度最小値は基本的にこの角度を下回らない．

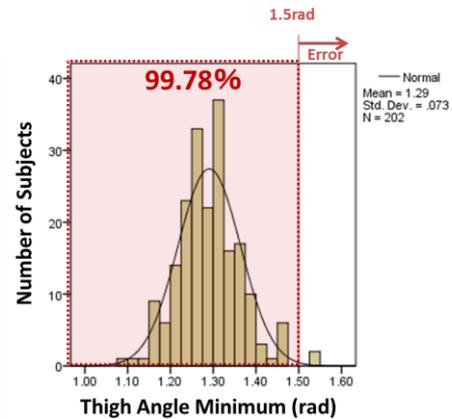


Fig. 12 Histogram of the minimum value of the thigh angle during the stance phase in level walking.

参考文献

- (1) OttoBock.com [Web site]. Otto Bock Quality for Life; <http://www.ottobock.com/>
- (2) Bocksch M, Seitz J, Jahn J. Pedestrian Activity Classification to Improve Human Tracking and Localization. IPIN, pp.667-671, 2013.
- (3) Kwapisz J, Weiss GM, Moore SA. Activity recognition using cellphone accelerometers. ACM SIGKDD Explorations Newsletter, vol. 12, pp. 74-82, 2010.
- (4) Abhayasinghe K, Murray I. Human Activity Recognition Using Thigh Angle Derived from Single Thigh Mounted IMU Data. IPIN, pp. 111-115, 2014.
- (5) Kobayashi Y, Hobara H, Helderom TA, Kouchi M, Mochimaru M. Age-independent and age-dependent sex differences in gait pattern determined by principal component analysis. Gait and Posture, Vol. 46, pp. 11-17, 2016.