

# アシストタイミングを考慮した膝関節用伸展アシスト装具の開発

知能メカトロダイナミクス研究室 1170059 齊藤 弘将

## 1. はじめに

近年、膝に痛みを感じる人が増加していると言われている。痛みが強い場合、室内での移動ですら困難となってしまう、生活に支障が出ることもある。痛みの原因としては加齢による再生力低下によって軟骨がすり減ったことによる変形性膝関節症が挙げられる。その対策として、筋力を鍛えることで症状を緩和する運動療法<sup>(1)</sup>があるが、膝関節に負荷がかかることで痛みが生じてしまうので、患者にとっては運動すること自体が億劫に感じると考えられる。

本研究グループでは歩行中の膝関節の動きに合わせてモータを用いたアシストを行うことで、膝に痛みを感じる人でも運動が行いやすくなるような装具を開発している。膝関節部にモータを取り付け、歩行中の屈曲時にアシストを行うことで膝関節への負荷を低減する。これを実現するために膝関節用アシスト装具の開発を以前より進めてきた<sup>(2)</sup>が、歩行一周期中でどのタイミングでアシストを行うかといったアシストタイミングの決定方法が課題として残されていた。

より快適な歩行アシストのため、アシストタイミングは歩行中に動的・即時的に決定されることが望ましい。そこで、本研究では歩行中の膝関節に負荷が発生するタイミングが適切なアシスト開始時であると仮定し、装具のエンコーダから取得した膝関節角度によって、アシストを行うべき区間であるアシスト区間を歩行中にリアルタイムで決定することを試みる。本報では、アシスト区間を判定するプログラムを作製して装具に組み込み、歩行実験によりアシスト区間が正しく得られているか検証を行う。モーションキャプチャを用いて膝関節モーメントを推定し、提案するアシスト区間において膝関節モーメントが最大値をとることを確認する。

## 2. アシストタイミングの検討

### 2.1 アシスト区間の考え方

開発するアシスト区間判定プログラムをできるだけ簡素化するために、本研究では装着者に既存のアシスト装具以外のセンサやアクチュエータを取り付けないことを前提とする。その場合、運動状態を計測するためのセンサは、膝関節部に取り付けられたエンコーダのみとなる。本研究では、このエンコーダの計測値のみを用いてアシストを開始するタイミングを含めたアシスト区間全体を決定することを試みる。

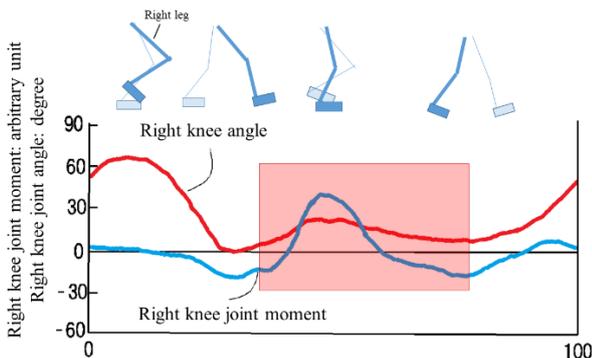


Fig. 1 Angle and moment of knee joint during walking.

(Modify literature 2 in this study)

膝関節モーメントを膝関節にかかる負荷とすると、アシストタイミングをエンコーダの計測値を用いて決定するためには、膝関節モーメントと膝関節角度の関係を知る必要がある。この関係を表す一般的な知見として、歩行一周期分の右脚の膝関節角度と膝関節モーメントを比較したもの<sup>(3)</sup>を図 1 に示す。この図において膝関節モーメントは大腿の筋力等の内力による回転モーメントを表し、伸展方向を正とする。また、膝関節角度は直立時を 0 度とし屈曲方向を正とする。薄赤色で示した区間において、左脚は地面から離れており右脚が支持脚となるので体重は右脚にかかっている。この区間において膝関節モーメントが山型に変化しており、歩行一周期中で最大値をとる。この区間をアシスト区間と仮定し、膝関節角度とその数値微分からこの区間の判定を行うこととした。

### 2.2 アシスト区間の定義

アシスト区間を決定するため、装具のエンコーダから取得した膝関節角度とその数値微分である角速度に最適なしきい値を定義する。

使用する装具の概略を図 2 に示す。装具は既報<sup>(1)</sup>で開発されたものと同型のものを使用し、モータはなく膝関節部分にエンコーダのみが取り付けられている。膝関節角度および膝関節モーメントは 2.1 節と同様に定義する。

図 1 を参考にして、膝関節モーメントが歩行一周期のピークをとる部分を含むようにアシスト区間を定義する。エンコーダから取得する膝関節角度のみでは、立脚期以外での変化もアシスト区間として反応してしまうので、角度の数値微分である角速度も併用してしきい値を設ける。しきい値で検出する範囲が図 1 の薄赤色部分全体となるように角度  $\theta$  deg、角速度  $\omega$  deg/s を以下のように定義した。

$$\left. \begin{aligned} 11 < \theta < 30 & \quad [\text{deg}] \\ -400 < \omega < 150 & \quad [\text{deg/s}] \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

## 3. 装具を用いた歩行実験

### 3.1 実験概要

2 章で定義したしきい値を基に作成したアシスト区間判定プログラムを用いて、実際の歩行でのアシスト区間判定実験を行った。

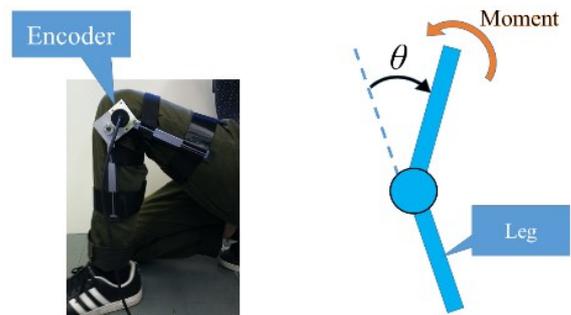


Fig. 2 Schematic of motor assisting device

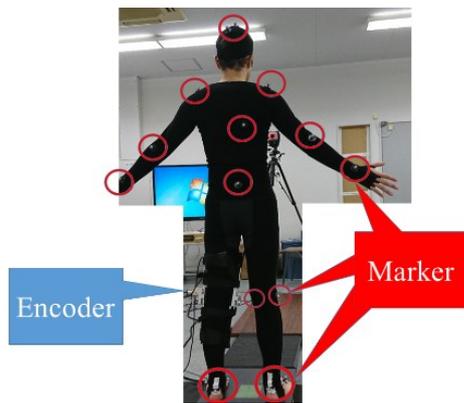


Fig. 3 distribution of reflective markers for torque estimation

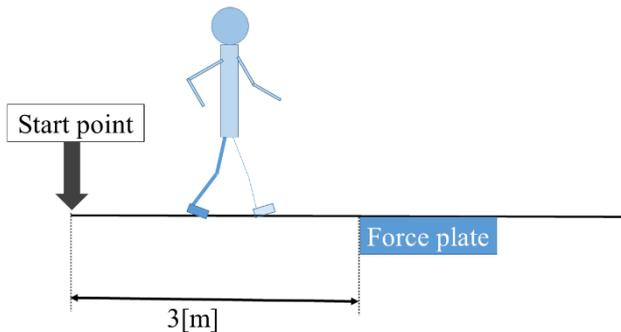


Fig. 4 Schematic diagram in walking test

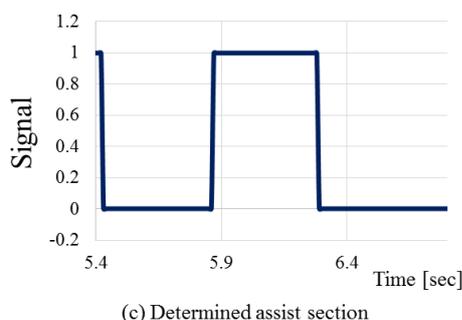
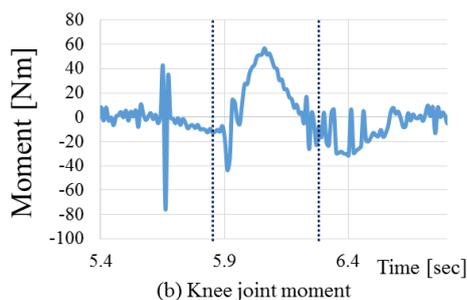
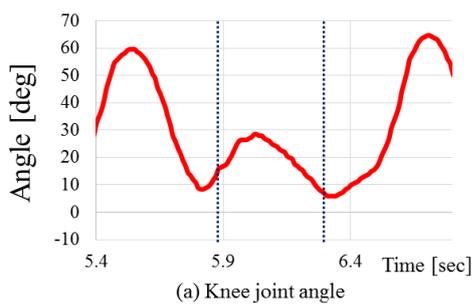


Fig. 5 Estimated torque and assist signal in experiment

判定の妥当性を確認するために三次元動作解析システムを用いて膝関節モーメントの推定を行い、プログラムによって判定された区間における膝関節モーメントの傾向を調べ、ピークとなる区間が含まれているか確認する。

### 3.2 実験方法

作成したアシスト区間判定プログラムによって判定された区間での膝関節モーメントを推定するため、モーションキャプチャ(MAC3D System: Motion Analysis Corporation 製)および床反力計(TF-4060: テック技販製)を含む三次元動作解析システムと、解析ソフト(KinTools RT: Motion Analysis Corporation 製)を使用した歩行実験を行った。膝関節モーメント推定のため、図 3 に示すよう被験者の全身にマーカーを貼り付けた。歩行距離は 5 m とし、床反力計を踏んでいる間のみ関節モーメントの計測が可能であるので、図 4 に示すようにスタート地点から 3 m の位置に床反力計を置き、定常歩行の一步分を計測できるようにした。被験者にはモーションキャプチャ用マーカーと膝関節角度取得用のエンコーダ付き装具を装着してもらい、図 4 に示すスタート地点から歩行開始とし、床反力計を通過後に歩行終了とする。作成したプログラムによってアシスト区間の判定を行うと同時に、モーションキャプチャによる膝関節モーメントの推定を行う。被験者は成人男性 3 名とし、サンプリング周波数はエンコーダ、モーションキャプチャ共に 100 Hz とした。

### 3.3 実験結果

装具のエンコーダより読み取った歩行中の膝関節角度と、モーションキャプチャによって推定した膝関節モーメント、および作成したプログラムによってアシスト区間と判定された区間を図 5 に示す。図 5(b)より、支持脚期となる 5.9s~6.3s において図 1 と同様の傾向を持つ膝関節モーメントが発生していることがわかる。(c)は、プログラムで判定したアシスト区間を 1、それ以外を 0 で表しており、1 と判定された区間を (a)(b)の点線で示した。この区間は膝関節モーメントがピークとなる区間を含んでいるので、本プログラムで設定したアシスト区間で膝関節モーメントが歩行一周期中でピークをとることが示された。よって、本研究にてリアルタイムで設定したアシスト区間においてアシストを行うことで、本研究グループの狙いである膝関節負荷を低減するアシストが可能であることが示された。

## 4 おわりに

本報では、膝関節角度の変化から膝関節モーメントのピークとなる区間を推定するシステムの開発について論じた。膝関節部に取り付けられたエンコーダから角度を取得し、角速度を導出し、角度と角速度にしきい値を設けることで、歩行中に膝関節モーメントの値がピークとなる区間、すなわち膝関節への負荷が大きい区間を判定することができた。

## 文献

- (1) 日本・世界の研究から見る変形性膝関節症と痛み 膝が痛い.com (参照 2017/02/13)  
<http://www.kansetsu-itai.com/joint/speak/spe004.php>
- (2) 三宅雄大, 芝田京子, 園部元康, 井上喜雄 “歩行中の膝関節への負荷を低減するアシスト装具の開発(モータ制御による受動的なアシストの検討)”, バイオメディカル・ファジィ・システム学会第 29 回年次大会, 講演番号 C2-3 2016
- (3) 小木曾隆, 野木森巨, 安藤充宏, アイシン精機株式会社, “歩行補助装置”, 特開 2011-143002 号, 2011-7-28