

膝アシスト装具における加速度センサを活用したアシストタイミングの判定

システム工学群

知能メカトロダイナミクス研究室 1180177 山本 光亮

1. 緒言

関節の痛み悩まされている高齢者は数多い。関節痛の主な原因として変形性関節症がある。これは関節のクッションである軟骨がすり減ってしまうことで関節の痛みなどを引き起こす病気である。重症化すると日常生活に影響が出る程の激しい関節痛を引き起こしてしまう。この病気の治療法の一つに運動療法がある。関節周りの筋肉を鍛えることで関節が安定、関節への負荷が低減される効果や運動で新陳代謝がよくなり、症状の抑制や病気の予防となる等の効果がある。しかし関節の痛みから患者が運動療法を拒否してしまう場合が多いという問題がある。

本研究グループでは膝関節に注目し、病気が軽く痛みの弱い段階で患者が進んで運動療法が行えるように膝関節の負荷を低減するアシスト装具を開発することを目的としている。

図1は歩行中の膝関節角度と膝関節モーメントを示すグラフである。先行研究では関節モーメントの大きさで膝への負担を評価し、伸展方向の関節モーメントが最大となる図1の高負荷区間をアシストタイミングとした。しかし既存のアシストタイミングの判定方法には装具のセンサが破損する可能性があること、装具が使いにくいという問題、歩行速度変化や個人差に対応できないという問題があった。これらの問題に対して本研究では配置を工夫した小型軽量な加速度センサを用いて接地と離地に伴う加速度変化をタイミング判定に利用することで上記の問題を回避し判定方法を考案する。接地から離地まで(図1の水色部分)をアシストタイミングとすると関節モーメントがマイナスとなる区間を含むが、この区間では筋活動は行われていないためアシストに影響は少ないと考えている。

2. アシスト装具について

図2に装具のシステム構成を示す。本システムでは既存の装具に6軸センサモジュール(GY-521)を2個追加し、体幹(腰部背面)と膝部外側側面の加速度を計測する。また膝部

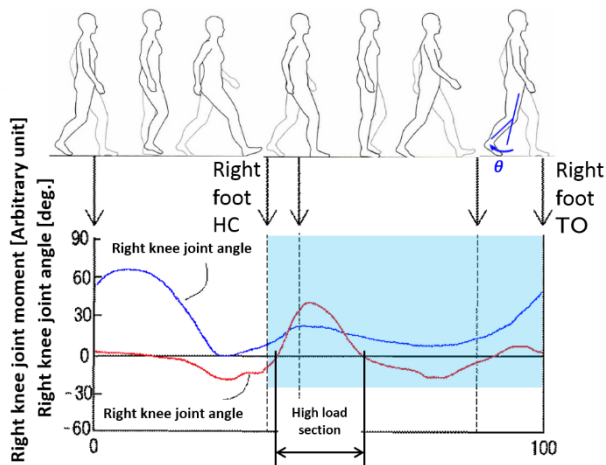


Fig. 1 Knee joint angle and joint moment in a gait cycle

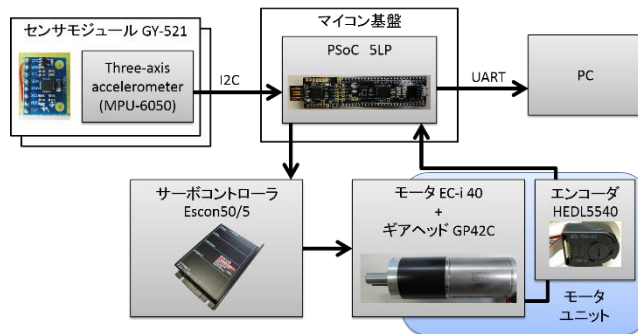


Fig. 2 Assist system configuration

Table 1 Specification of MPU-6050

Range of acceleration	±2 G
Resolution	16 bit
Output	I2C
Power Supply	3.3V

のモータと一体化したエンコーダにより膝関節の角度を計測する。これらのセンサは制御用マイコン PSoC 5LP (Cypress 社製) に接続される。

使用したセンサモジュール GY-521 は 3 軸加速度センサと 3 軸ジャイロセンサの機能を持つ MPU-6050 (InvenSense 社製) を搭載しており、本システムでは加速度センサのみを使用した。図3に示すように膝用のセンサは装具のフレームに直接装着し、体幹用のセンサは腰の背面へ、ベルトとベルクロを用いて貼りつけた。各センサは加速度の進行方向成分を X 軸、鉛直方向成分を Z 軸として座標を設定した。

アシスト装具はフックの法則に従うばね効果をモータにより再現し、膝関節角度に比例したトルクを出力してアシストを行う。屈曲方向を正とする膝関節角度 θ [deg], バネのトルク T_s [Nm], バネ定数 K [Nm/deg] とすると式(1)が成り立つ。

$$T_s = K\theta \quad (1)$$

3. アシストタイミングの判定シミュレーション

3.1 概要

本システムではアシストタイミングを足の接地と離地により判定する。判定方法として加速度センサとエンコーダか

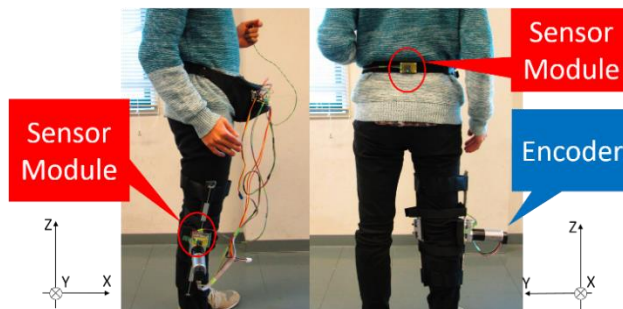


Fig. 3 Placement of sensor

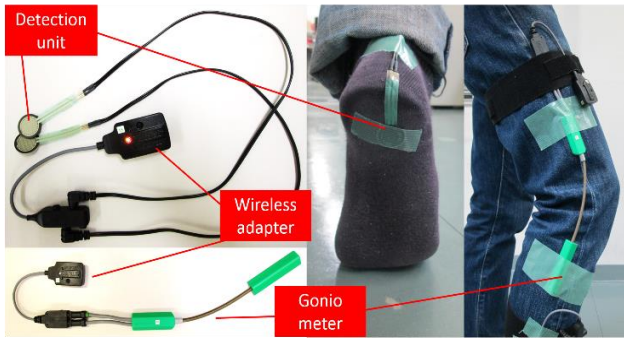


Fig. 4 Foot sensor and Goniometer

ら得られた情報に閾値を設けて接地と離地のタイミングをそれぞれ検出する方法を考案し、条件の妥当性をシミュレーションにより検証する。

3.2 データの取得

シミュレーションに用いるデータは歩行実験を行って取得した。歩行時の加速度と膝関節角度および接地状況を計測した。

歩行実験の方法と使用した機器を示す。接地状況の計測には DELSYS 社製のフットセンサ (Toringo FSR sensor) を用いた (図 4 左上)。フットセンサは足で踏む等圧力の変化を計測し、計測値は 0[%] を基準として 100[%] までの値で出力される。図 4 中央のように圧力の計測部を足裏に貼り付けて使用した。膝関節角度の計測には Biometrics 社製のゴニオメータ (図 4 左下) を使用した。

歩行時の加速度は DELSYS 社製の 3 軸加速度センサ (Wireless EMG Sensor) を使用した。これらのセンサは DELSYS 社製のセンサシステム (Toringo Wireless System) の一部であり、各センサは無線で親機の Base station と接続され、親機と接続された PC 上の同社製の制御ソフト (EMGworks) により制御と計測値の記録が行われる。

実験は右足にフットセンサ、右膝にゴニオメータ、体幹部と右膝外側に加速度センサを各 1 個装着した被験者の男性 1 名 (21 歳) の自由歩行を 10[s] 計測する方法で行った。実験は計 3 回行い、各センサのサンプリング周波数は 148.15[Hz] に統一した。加速度センサの座標は進行方向を X 軸、鉛直方向を Z 軸とした。

図 5 は歩行実験で測定した体幹部の進行方向加速度、右膝部の鉛直方向加速度、右膝関節角度、右足の踵とつま先の接地状況を示すグラフである。体幹部の加速度が接地タイミングでピークとなり、膝部の加速度は接地と離地のタイミング

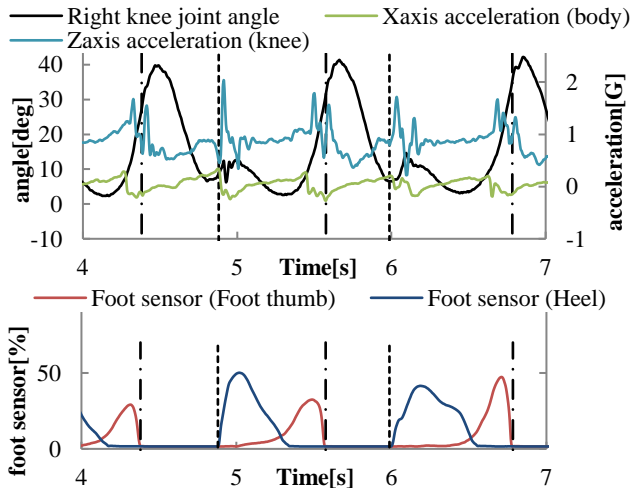


Fig. 5 Result of walking experiment

Table 2 Assist timing determination condition

	Assist ON	Assist OFF
Angle	$\theta < 30$	
Change of angle	$\Delta\theta \geq 0$	$\Delta\theta \geq 0$
Acceleration	$A_x > 0.15$ [G]	$A_z > 1.30$ [G]
Delay condition	0.03[s] from Assist OFF	0.135[s] from Assist ON

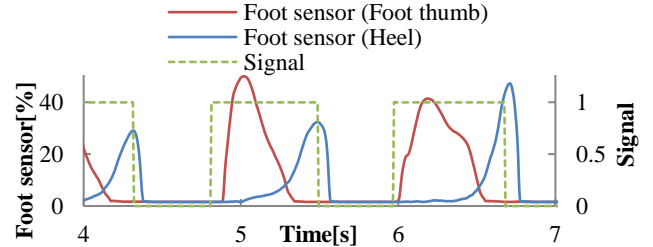


Fig. 6 Assist determination result

付近でピークが存在していることが分かる。

3.3 アシスト判定条件の設定

アシスト開始タイミングは足の接地を検出して判定する。膝関節角度 θ [deg] と体幹部の進行方向加速度 A_x [G] および膝関節角度の増減傾向 $\Delta\theta$ を用いる。 $\Delta\theta$ は現在の関節角度 $\theta(t)$ と直前の関節角度 $\theta(t-\Delta t)$ の差である (式 2)。

$$\Delta\theta = \theta(t) - \theta(t - \Delta t) \quad (2)$$

アシストの終了は離地を検出して判定する。接地と同様に増減傾向 $\Delta\theta$ および膝部のセンサから取得した鉛直方向加速度 A_z [G] を用いる。

アシストタイミングの判定条件は表 2 のように定義した。判定ミス避ける為、開始と終了の各タイミングは直前の判定から一定時間以上経過した後でなければ判定を行わないようにする遅延条件を設定した。

A_x は接地タイミング付近のピークを、 A_z は離地タイミング付近のピークをそれぞれアシストタイミングの判定に利用する。歩行時の傾向から目的のピークだけが閾値を超えるように設定した。

3.4 シミュレーションの結果

3.2 節の歩行実験で取得したデータと C 言語で記述したプログラムを使用して上記の条件でアシストタイミング判定が可能か PC 上のシミュレーションで検証を行った。シミュレーションには Visual Studio を使用した。

図 6 にシミュレーションの結果を示す。Signal が 1 となっている区間がシミュレーションによってアシストタイミングと判定された区間である。アシスト終了判定が離地より先行しているが、この時期では関節モーメントのピークは過ぎているためアシストに影響はないと考えられる。

4. 結言

本研究では角度と加速度情報を用いて接地と離地のタイミングを判定する方法について考案した。今後は考案したアシストタイミング判定を含むシステム全体による歩行アシストが実際の歩行においても有効に機能することを検証する必要がある。

文献

- (1) 三宅雄大 他, “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 2