体幹と脚の運動に関する慣性センサ情報を用いた 日常生活動作推定手法の検討 階段昇降動作のオンライン推定

Motion Estimation Method Using Inertia Sensors
Based on the Motion of a Trunk and Legs

○ 学 齋 木 拓 也 (九大), 正 山 本 元 司 (九大)

Takuya Saiki, Kyushu University, saiki@ctrl.mech.kyushu-u.ac.jp
Motoji YAMAMOTO, Kyushu University

In recent years, some walk-assistive robotic system has been studied and developed, for better human-care or rehabilitation. Such robotic system should work as human's intension and should not disturb human's natural motion. When considering control of the robotic system, the human's motion estimation becomes very important for such reasons. This paper, thus, proposes an estimation method for human motion of daily living using inertia sensors. In the paper, joint angle for hip and knee, and vertical distance is measured by for the motion estimation. Especially, the stepping motion detection is focused in the paper.

Key Words : Walk assistive robotic system, Stepping motion estimation, Inertia Sensors

1. 諸 言

近年高齢者の自立支援のため、様々な自立支援機器に関する研究開発が行われている [1][2]。これらの自立支援機器においては、使用者の動作や意図を認識し、その動作や意図に応じた制御が望まれる。このため、人の日常生活動作に関する動作状態推定は重要な問題となる。

特に歩行アシスト装置を装着している場合で、例えば平地歩行から階段昇降動作に移る時、歩行と階段昇降では下肢関節の最屈曲角や最伸展角は異なり、また必要なアシスト力の大きさも適応的に変えるべきと考えられる。また、アシスト時でのアシスト制御が適切でないと歩行アシスト装置が装着者の動作と干渉し、躓きや転倒の原因となることが考えられる。

従って、連続的に遷移する日常動作で用いる自立支援装置では、実時間での動作制御変更が要求されるため、動作推定は人の動作の遷移に対して即応性が求められる。本研究では特に人の階段昇降動作に注目し、歩行から階段昇降動作への遷移、およびその逆の遷移を検出するための、実時間の動作推定手法を提案する。

人の日常動作推定手法に関連し、体幹の加速度を計測し機械学習を用いてパターン認識を行い推定する方法が提案されている [3]。しかし、この方法では推定に時間を要し、階段昇降においては階段を2, 3歩上ったのちに認識することになり、その間に支援装置装着者の意図に反するをする可能性がある。また、歩行と階段昇降動作を分類する方法として、股関節や膝関節の角度変化から判別するものが考えられる [4]。しかし、関節角度変化の情報のみでは、似たような動作、例えば、階段昇降ともも上げ運動を区別できない。さらに、体幹の鉛直方向加速度を計測し、これを二階積分することで体幹の移動量を算出し平地歩行と階段昇降を判別する方法が考えられるが、エレベータ内等、脚上げ動作を伴わない場合と階段昇降を区別できない。

そこで本研究では、体幹と脚の運動情報を用いた階段昇降動作推定手法を提案する。提案手法により、平地歩行から階段昇降動作への遷移を検出できることを実験により検証し、遷移動作検出に要する時間についても考察する。

2. 体幹と脚の運動に基づいた歩行動作と

その類似運動分類

2.1 脚の関節角と体幹移動量の定義

人の股関節の動きは3次元であるが、平地歩行や階段昇降動作においては股関節の運動は、外転、内転の運動に比べて矢状面内の運動の方がかなり大きい。そこで股関節角度 θ_{hip} (ここでは、この角は鉛直軸を基準に反時計回りを正として定義した) と、膝関節屈曲角 θ_{knee} を、矢状面内で図1のように定義する。さらに股関節最屈曲角 θ_{hf} 、股関節最伸展角 θ_{he} とし、屈曲方向を正として股関節角度変化の平均値 θ_{ave} を以下で計算する。

$$\theta_{ave} = (\theta_{hf} - \theta_{he})/2 \quad (1)$$

また体幹(代表点)の鉛直方向移動量 Δh は、ある時間間隔 $[t, t + \Delta T]$ における移動量とし、次式で表す。

$$\Delta h(t) = h(t + \Delta T) - h(t) \quad (2)$$

ここで $h(t)$ は基準時刻 t における慣性座標系での体幹の高さである。

Fig. 1 Definition of the motion parameters

2.2 平地歩行と階段昇降動作間の遷移

平地歩行から階段昇降動作への遷移を図2に示す。図2を見ると θ_{ave} の増減により動作の遷移を検出できると予想

できるが、 θ_{ave} の増減だけでは、平地歩行から腰を落とす動作への遷移や、平地歩行から歩行停止への動作遷移と区別できない。

平地歩行と階段昇降動作間の遷移では θ_{ave} の増減後に鉛直方向の体幹の移動が生じる。そこでこの体幹の移動量 Δh を計測することで体幹の移動がない足踏みや歩行停止、体幹移動量が階段昇降動作と比べて大きいしゃがむ動作や立ち上がりを区別することができる。

しかしながら、この2つの情報のみでは階段昇降動作と坂道歩行を区別することが難しい。階段昇降動作は坂道歩行と比べて膝関節の屈曲角が大きくなることから膝関節角度 θ_{knee} を用いて階段昇降動作と坂道歩行を区別できると考えられる。

以上から θ_{ave} , θ_{knee} , Δh の3つの動作情報を用い、平地歩行から起こりうる動作遷移は表1に示すように分類できる。表中の「-」は該当動作がないことを示す。

Fig. 2 Stepping motion

3. 股関節・膝関節角度と体幹の移動量の算出方法

3.1 股関節・膝関節角度の測定

多様な自立支援装置に適用可能な動作推定システムとするため、股関節・膝関節角度の計測には小型、軽量で装着が容易なジャイロセンサ(ここでは1軸タイプを2つ)を用い、次式により股関節角速度と膝関節角速度を計測する。

$$\dot{\theta}_{hip} = \dot{\theta}_{th} \quad (3)$$

$$\dot{\theta}_{knee} = \dot{\theta}_{th} - \dot{\theta}_{lt} \quad (4)$$

ここで $\dot{\theta}_{hip}$ は股関節角速度、 $\dot{\theta}_{knee}$ は膝関節角速度、 $\dot{\theta}_{th}$, $\dot{\theta}_{lt}$ はそれぞれ大腿部、下腿部に装着したジャイロセンサより計測される角速度である。直立時を初期値 0[deg] として得られた角速度を1回積分することで θ_{hip} , θ_{knee} を計算する。

一般に慣性センサはドリフトにより積分誤差が累積する問題がある。しかし、人の歩行に関しては、脚はほぼ周期的運動であるため、適切なタイミングで周期的にその値を初期化すれば、累積する誤差の影響は小さいと考えられる。このタイミングの設定は重要であり、次の節でその方法を示す。算出した θ_{hip} の1周期内での最大値を θ_{hf} , 最小値を θ_{he} とする。さらに股関節平均角 θ_{ave} を式(1)より計算する。

3.2 股関節・膝関節角度の補正方法

ジャイロセンサと加速度センサを積分して得られる関節角度と移動量はセンサのドリフトのため誤差が大きい。しかし、脚動作や体幹動作は周期的なので、周期的な特定タイミングでその初期化をおこない、誤差の累積を防ぐ。そのときの初期化タイミングは以下のようにする。

1. 股関節角度 θ_{hip} を初期化するタイミング

平地歩行においては図3に示すように右足のつま先が接地したとき左足の股関節角度はおよそ 0[deg] になることが知られている[5]。人の階段昇降動作を観察すると、図3に示すように階段上りでは右足のつま先が接地したとき左足の股関節角度はおよそ 0[deg] になり、階段下りでは右足のつま先が接地したときに右足の股関節角度がおよそ 0[deg] になる。ここでは、つま先の接地を検出し、 $\theta_{hip}=0[deg]$ として股関節角度の初期化を行う。つま先接地タイミング検出方法は後述する。

Fig. 3 Timing of initializing hip joint angle

2. 膝関節角度 θ_{knee} を初期化するタイミング

平地歩行においては図4に示すように股関節が最伸展するとき膝関節はおよそ 0[deg] となることが知られている[5]。人の階段昇降動作を観察すると、図4に示すように股関節が最伸展するとき膝関節はおよそ 0[deg] となる。そこで股関節角度が最小となるとき、 $\theta_{knee}=0[deg]$ として角度の初期化を行う。

Fig. 4 Timing of initializing knee joint angle

Table 1 Classification by motion of hip joint, knee joint and trunk

	θ_{ave} 小かつ θ_{knee} 小	θ_{ave} 小かつ θ_{knee} 大	θ_{ave} 大かつ θ_{knee} 小	θ_{ave} 大かつ θ_{knee} 大
体幹移動がない	歩行停止			腿上げ運動
体幹が小さく上昇			坂道上り	階段上り
体幹が大きく上昇	エレベータでの移動			屈伸運動
体幹が小さく下降	坂道下り	階段下り		
体幹が大きく下降	エレベータでの移動			腰を落とす動作

3.3 体幹の鉛直方向移動量の算出

腰椎部を体幹の代表点として加速度センサ（ここでは3軸タイプ）を取り付け、体幹の鉛直（Z軸）方向移動量を求める。加速度センサから得られる加速度は、運動によるZ軸方向加速度と重力加速度の和となるため、Z軸方向のみの加速度抽出（姿勢による補正）と重力加速度の成分除去の必要がある。人の歩行や階段昇降動作の観察から体幹の傾きは小さいと考えられるので、ここでは体幹と鉛直方向となす角がほぼ0[deg]である仮定し、姿勢による補正は行わず、単純に計測した加速度から9.80665[m/s²]を減じることとする。得られた加速度を2回積分して体幹の鉛直方向移動量を算出・推定する。

実際に計測される加速度には歩行時の踵接地等による衝撃が加わるため、前述の Δh の計算のみでは誤差が大きくなる。従って、ここでは Δh を算出する区間は踵接地の衝撃を避けて設定する。体幹の移動は股関節が伸展方向に回転しているときに生じることが図2より分かる。そこで股関節角度が極大となる時点から積分を始め、次のつま先接地直前までの体幹移動量を算出して動作推定に用いる。

3.4 つま先接地タイミングの検出方法

股関節角度 θ_{hip} 、体幹移動量 Δh を初期化するためにはつま先接地の検出が必要である。20歳代の男性の被験者に、図5のように加速度センサを腰椎に、ジャイロセンサを大腿部に取り付け、平地歩行と階段の昇降動作において運動計測を行ったところ、つま先接地時にY軸方向（前後方向）で特徴的な加速度のピークが生じることが分かった。ここではこのピークを検出して、つま先接地タイミングとする。

Fig. 5 Positions of sensors

4. 動作推定手法

表1に示す、平地歩行を基準とした日常動作の遷移は、主に股関節角度、膝関節角度、体幹移動量の3つの情報の組み合わせにより分類することができる。そこで各動作の遷移について股関節角度、膝関節角度、体幹移動量に関する条件を設け、それらを満たした場合に動作の遷移が生じたと判定し、動作遷移を検出する法を提案する。

例えば、平地歩行から階段上りへの動作遷移は、股関節の屈曲角が大きいこと、膝関節の屈曲角が大きいこと、体幹位置が上昇したことの3つの条件を満たしたときにその動作遷移を検出することができる。提案手法により動作推定を行うためには、膝関節の屈曲角が大きいと判断する膝関節角度の閾値と、体幹の上昇、下降を判断する体幹移動量の閾値が必要となる。

4.1 膝関節角度 θ_{knee} と体幹移動量 Δh の閾値

前節で述べたように動作推定には θ_{knee} と Δh の閾値が必要である。本研究では階段昇降動作前後の種動作遷移推定を目的としているため、ここでは階段昇降動作を推定するための閾値について述べる。

1. 体幹移動量 Δh の閾値の設定

平地歩行での鉛直方向の動揺の大きさはおよそ5[cm]であり、階段の段差はおよそ15[cm]前後である。そこで体幹の上昇を判断する閾値を10[cm]、体幹の下降を判断する閾値を-10[cm]とする。

2. 膝関節角度 θ_{knee} の閾値の設定

階段昇降動作と坂道歩行を区別するための膝関節角度の閾値を設定する。図5に示すようにセンサを装着してトレッドミル上を歩行し、坂道上りにおける斜度と θ_{knee} の最大値との関係を調べた。図6に斜度ごとに坂道上り5歩分の θ_{knee} の最大値の平均と標準偏差を示す。また段差が15[cm]の階段昇降において θ_{knee} を計測すると θ_{knee} の最大値は75~100[deg]であった。日常で遭遇する坂道の斜度は20%未満であるので θ_{knee} の閾値を70[deg]と設定して階段昇降と坂道歩行の区別に用いる。

5. 動作推定手法の検証

提案手法により平地歩行から階段上りへの遷移と平地歩行から階段下りへの遷移を検出できるか実験により検証した。ジャイロセンサ2個、加速度センサ1個を図5のように体に装着し、各動作遷移前後の運動計測を行った。

得られた θ_{hip} と θ_{knee} 、 Δh 、さらに各閾値を図7、および8に示す。図中のRTO, RHC, LHCはそれぞれ右つま先接地時、右踵接地時、左踵接地時を示す。図7より平地歩行から階段上りへの遷移は1段目の階段に足が接地してから1歩行周期のおよそ50%で推定することができ、階段の2段目に足が接地する前に遷移動作推定が可能であることがわかった。

Fig. 6 The maximum value of the knee joint angle during walking up the slope

また図8に示す実験結果から、平地歩行から階段下り動作については、階段1段目に足が付く直前に θ_{ave} の減少と Δh が閾値を超えること、膝関節は閾値を超えていないことがわかる。しかし他方の脚の膝関節を測定していれば θ_{knee} が大きく屈曲したことがわかる。したがって左右両方の足を計測していれば平地歩行から階段下りへの遷移は1段目を降りる直前に推定することが可能である。

さらに階段上り動作と同様に股関節と膝関節の屈曲が大きくなる動作において誤認識が生じないことを確認するために、平地歩行中に高さ20[cm]の障害物を跨ぐ動作を計測し遷移動作推定性能を評価した。得られた θ_{hip} と θ_{knee} 、 Δh 、さらに各閾値を図9に示す。障害物を跨ぐとき、股関節と膝関節の屈曲が大きくなったことが検出されるが、体幹の移動が検出されないため階段上りへの遷移と誤認識していないことがわかる。

Fig. 7 Estimation of walking up stairs

Fig. 8 Estimation of walking down stairs

Fig. 9 Estimation of walking down stairs

6. 結 言

本研究では、体幹の鉛直方向移動量と脚の運動を装着容易な慣性センサにより計測し、その計測データから歩行と階段昇降の動作推定手法を提案した。実験により提案手法により階段昇降動作前後の動作遷移が推定が可能であることを示した。今後他の動作を含む遷移タイミング推定についても検討していく予定である。

文 献

- [1] 李秀雄, 山海嘉之: “装着型下肢用パワーアシストシステムによる振り運動での仮想インピーダンス調整に関する研究”, 日本機械学会論文集 (C 編), 71 巻, 705 号, pp.1686-1695, 2005
- [2] 張霞, 橋本稔: “神経振動子を用いたモーションアシストのための同調制御・同調性・アシスト降下の実験的検証”, 日本機械学会北信越支部 第46期総会・講演会 講演論文集, pp.235-236, 2009
- [3] Kerem Altun, Billur Barshan, Orkun Tuncel: “Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors”, Pattern Recognition, Volume 43, Issue 10, October 2010, Pages 3605–3620
- [4] 岩崎修也, 佐々木大輔: “空気圧ゴム人工筋を用いた歩行支援装置”, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集 2012, “1P1-M11”, 2012
- [5] 筋骨格系のキネシオロジー, 医歯薬出版