簡易歩行評価のための足部ジャイロスコープによる 健常者の歩行事象の解析

峯 岸 由 佳¹, 渡 邊 高 志^{2†}, 古 瀬 則 夫³

¹ 東北大学大学院 工学研究科

² 東北大学大学院 医工学研究科

³ 仙台高等専門学校

キーワード：歩行事象, ジャイロスコープ, 角速度, リハビリテーション, 健康

1. はじめに

運動機能障害に対するリハビリテーションでは, 訓練の効果判定や訓練方法の適切性の評価などを行う必要があり, その客観的判断のために用いる測定機器として, カメラを用いた動作解析装置や, 床反力計, 関節角度計などがある. しかし, これらは高価であったり, 測定準備が大掛かりであったりするなどの理由で, 多くの場合, 目視や計時などの簡便な方法で得られる情報から, 医療スタッフの経験に基づく主観的判断によってその効果判定が行われているといえる. また, 近年では, 中・高齢者が健康維持を目的に, ウォーキングなどの日常でのトレーニングを行う機会も増えており, その運動量の評価や有効な運動指導などを簡単に行えるようにすることも今後必要になると考えられる.

本研究では, 上記の目的に応用可能な小型・軽量で装着が容易, かつ安価である運動計測・評価システムを開発するため, これまで, 歩行運動に着目し, ジャイロスコープを用いた下肢関節角度の簡易計測法を検討してきた^{1,2)}. このような身体装着型の小型センサによる下肢運動の解析については, ジャイロスコープや加速度センサを用いた様々な研究が近年でも多数報告されており³⁻⁸⁾, その関心が高い.

本報告では, 小型センサによる簡易歩行評価のための取得情報の一つとして, 歩行事象(踵離地, 爪先離地, 踵接地, 足底接地)に着目した. そして, 単一のジャイロスコープで歩行事象を検出することを考え, その出力波形の特徴と歩行事象との関連性について, 標準的指標となる健常者の歩行を対象にして解析した.

2. 歩行期の検出方法

2.1 計測方法

本研究では, 圧電式ジャイロスコープ (ENC-03J, Murata.

外形寸法 15.5 × 8.0 × 4.3mm, 重量 1g 以下.) を用いた. これは, 圧電素子に電圧を印加して振動した状態にしておくと, 素子に角速度が加わったときにコリオリの力が発生し, 振動方向と垂直な方向の歪みを生じる. この歪みを検出することで, 回転方向や角速度を求めることができる.

本報告では, 足部の動きの計測からストライド長を求める方法⁹⁾との併用を考慮し, 足背部(足関節と中足指節関節の中間)に装着したジャイロスコープの出力波形における極値やゼロクロスなどの特徴的な点と歩行事象(踵離地, 爪先離地, 踵接地, 足底接地)との対応について解析した. これは, 関節角度を除く簡略化計測の場合にも好都合である. 計測は, 健常男性 3 名 (19-22 歳) で, 普通と感じる速度での歩行 (自由歩行) と, 遅く感じる速度での歩行 (規制歩行) を, 1 試行 6 ストライド以上, それぞれ 12 試行ずつ行った¹⁾. このとき, 図 1 に示すように, 靴の爪先と踵にアルミ電極を装着し, 歩行開始から終了までを床上のアルミ板 (長さ 8m) 上で計測して, アルミ電極とアルミ板との接触状態から 4 種類の歩行事象を識別した. これを参照信号として, ジャイロスコープの出力波形の特徴点から検出した歩行事象を評価した. なお, ジャイロスコープの出力は, 増幅後 (40 倍, 自作), オフセット値調整し, 低域通過フィルタ ($f_c=22.6\text{Hz}$) で処理した後, アルミ電極の接触状態とともにパーソナルコンピュータで記録した (PCI-6224, ナショナルインスツルメンツ. $f_s=120\text{Hz}$).

図 1 歩行計測時のセンサ装着位置 (矢印は正の角速度)。

2009 年 4 月 2 日受付 2009 年 8 月 28 日受理

[†]〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-11 総合研究棟 901-7

東北大学大学院医工学研究科

渡邊 高志

Tel&Fax: 022-795-4861

E-mail: nabet@bme.tohoku.ac.jp

2.2 ジャイロスコープによる歩行事象の検出方法

足背部に装着したジャイロスコープの出力波形とアルミ電極により検出した歩行事象との対応の一例を図2に示す。踵離地、爪先離地、踵接地、足底接地との対応関係を解析するため、図2にみられるようなジャイロスコープの出力波形の極値やゼロクロスに着目して、以下のような検出条件を設定し、参照信号との検出時間差を評価した。ここで、踵離地と静止については、角速度波形の特徴との対応が見られなかったため、出力値の閾値処理で検出する条件とした。各検出条件での閾値は、爪先離地と足底接地では、角速度の測定結果をもとに、歩行事象を確実に検出できる値として決定し、踵離地と静止については、適切な検出結果が得られる値を試行錯誤的に決定した。なお、各試行では測定開始直後は静止しているため、最初の0.5s間の平均値を0deg/sとした。

① 踵離地

- 条件1：静止検出後、-25deg/s以下で、直前の時刻との角速度差が-1.5deg/s以下を満たした時
条件2：静止検出後、-25deg/s以下で、直前の時刻との角速度差が-1.5deg/s以下を2時刻連続で満たした時の1時刻目

② 爪先離地

- 条件1：踵離地後、-65deg/s以下の第1極小値
条件2：踵離地後、負領域での最小値検出後のゼロクロス
条件3：第1極小値とゼロクロスの中間点
条件4：極値に対する最初の半値点

図2 足背部の角速度と歩行事象との対応の例（被験者A、自由歩行の最初の3ストライド）。歩行事象は、(a)踵離地、(b)爪先離地、(c)踵接地、(d)足底接地を示す。歩行期は、1：足底接地～踵離地、2：踵離地～爪先離地、3：爪先離地～踵接地、4：踵接地～足底接地を表す（3が遊脚期、1, 2, 4が立脚期になる）。

③ 踵接地

- 条件1：爪先離地後、正領域での最大値検出後のゼロクロス
条件2：ゼロクロスとその後の負の第1極値との中間点

④ 足底接地

- 条件1：踵接地後、-70deg/s以下の第1極小値
条件2：踵接地後、-70deg/s以下の最小値
条件3：踵接地後、-70deg/s以下の最終極小値
条件4：負極値の最初の半値点
条件5：第1極小値と最初の半値点の中間点

⑤ 静止

- 条件1：足底接地後、3時刻連続で角速度の絶対値が20deg/s以下を満たした時
条件2：足底接地後、2時刻連続で角速度の絶対値が25deg/s未満で、角速度差の絶対値が1.5deg/s以下を満たした時

3. 解析結果

自由歩行では6～7ストライド、規制歩行では7～8ストライドが計測されたが、最後のストライドは停止になるために歩行の状態が異なり、アルミ電極でも歩行事象を適切に検出できない場合があったことから、それを除いて、自由歩行では1～5ストライド目、規制歩行では1～6ストライド目を解析した。1ストライド目も他のストライドとは異なる状態であるが、検出精度に大きな違いがなかったため含めて解析した。なお、参照信号から歩行周期（踵接地から同側の次の踵接地までの時間）を求めたところ、被験者Aで自由歩行 $1.22 \pm 0.05s$ 、規制歩行 $1.64 \pm 0.09s$ 、被験者Bで $1.18 \pm 0.06s$ と $1.75 \pm 0.11s$ 、被験者Cで $1.26 \pm 0.06s$ と $1.69 \pm 0.08s$ であった。

各歩行事象の検出時間差（検出時刻の差の絶対値 [ms]） T_{diff} とジャイロスコープによる検出が早かった回数の割合EDRを求めた結果を表1に示す。踵離地については、条件2（2時刻連続）に比べて条件1（1時刻分）で大幅に早く検出してしまうことが1回あったが（被験者B）、全体としては条件1と2でほとんど差がなかった。爪先離地については、条件1、2よりも条件3、4の方が検出時間差が小さくなっており、また、早期検出率が条件1で最も高く、条件2で最も低くなっていることがわかる。この結果から、爪先離地は、極小値とゼロクロスの間にあることがわかる。踵接地については、自由歩行での検出時間差は条件1の方が小さく、規制歩行では条件2の方が小さくなった。自由歩行ではゼロクロス付近にあり、規制歩行ではゼロクロスより遅れて生じていたといえる。足底接地については、条件5が全ての被験者で対応がもっとも良かった。条件2（最小値）や条件3（最終極小値）でも良い対応を示したが、被験者Cの検出時間差が条件3の自由歩行を除いて大幅に大きくなった。

表1 歩行事象のジャイロスコープによる検出と電極検出との比較結果. 検出時間差(絶対値) Tdifの平均と標準偏差 [ms], 電極検出よりも早期の検出率 EDR[%]を示す.

歩行事象	検出条件	自由歩行 (5 ストライド×12 試行)						規制歩行 (6 ストライド×12 試行)					
		被験者 A		被験者 B		被験者 C		被験者 A		被験者 B		被験者 C	
		T _{dif}	EDR	T _{dif}	EDR	T _{dif}	EDR	T _{dif}	EDR	T _{dif}	EDR	T _{dif}	EDR
踵 離 地	条件 1	22 ± 21	25.0	30 ± 45	33.3	11 ± 14	16.7	19 ± 17	20.8	40 ± 44	16.7	31 ± 41	4.2
	条件 2	22 ± 19	25.0	27 ± 41	30.0	10 ± 14	15.0	20 ± 17	16.7	41 ± 50	11.1	31 ± 42	2.8
爪先離地	条件 1	56 ± 15	98.3	60 ± 70	100.0	45 ± 16	98.3	67 ± 26	98.6	103 ± 13	100.0	71 ± 26	100.0
	条件 2	33 ± 15	1.7	40 ± 80	0.0	45 ± 10	0.0	27 ± 11	0.0	35 ± 13	6.9	35 ± 13	100.0
	条件 3	14 ± 90	86.7	11 ± 70	93.3	8 ± 90	55.0	22 ± 13	86.1	34 ± 11	100.0	21 ± 90	86.1
	条件 4	13 ± 50	86.7	8 ± 70	60.0	6 ± 80	8.3	18 ± 80	86.1	19 ± 12	72.2	11 ± 90	72.2
踵 接 地	条件 1	13 ± 12	25.0	13 ± 12	51.7	10 ± 12	53.3	31 ± 24	84.7	30 ± 19	90.3	41 ± 32	87.5
	条件 2	21 ± 10	3.3	18 ± 11	15.0	11 ± 60	1.7	18 ± 15	12.5	13 ± 18	34.7	13 ± 14	52.8
足底接地	条件 1	28 ± 18	90.0	35 ± 17	88.3	71 ± 17	100.0	44 ± 22	86.1	83 ± 20	100.0	143 ± 48	100.0
	条件 2	14 ± 11	5.0	6 ± 70	5.0	39 ± 30	96.7	12 ± 10	20.8	15 ± 15	3.9	83 ± 54	97.2
	条件 3	28 ± 19	3.3	29 ± 22	5.0	23 ± 14	93.3	13 ± 11	12.5	20 ± 20	52.8	42 ± 35	79.2
	条件 4	23 ± 17	35.0	31 ± 80	0.0	37 ± 80	0.0	27 ± 70	9.7	64 ± 17	1.4	36 ± 15	13.9
	条件 5	15 ± 14	13.3	18 ± 70	0.0	12 ± 90	36.7	17 ± 80	13.9	28 ± 12	2.8	33 ± 31	73.6

踵離地前の静止については、条件1で検出できないことが被験者Bの自由歩行で1回あったが、この場合でも条件2では検出された。また、一方の条件だけでは静止が1時刻分しか検出されない場合もあり、2つの条件を合わせる方が、静止を検出するには確実であることが確認された。

本報告での歩行事象の検出条件については、歩行評価の観点からオフライン処理を含めて検討した。機能的電気刺激(FES)による歩行補助・再建への応用など、リアルタイム検出が必要になる場合には、2点の中間を取る方法や、最小や最終の極値を用いる方法などは適用しにくくなる。そ

こで、歩行事象と角速度波形との対応関係の結果から、健常者の各歩行事象に適切に対応した条件を選ぶと、①踵離地：条件1、②爪先離地：条件4、③踵接地：条件2(リアルタイム処理では条件1)、④足底接地：条件5(リアルタイム処理では条件4)、⑤静止：条件1と条件2の論理和となる。これらの条件について、サンプリング周期(1/120s)を考慮した検出時間差として、34ms以内、42ms以内、50ms以内の各歩行事象の検出率を求めた結果を図3に示す。オフライン処理まで含めた検出条件では、時間差50ms以内ではいずれの歩行事象も90%以上、34ms以内で77%以上の検出となった。リアルタイム処理に限定した場合には、50ms以内の時間差の場合でも、規制歩行の足底接地を除いて83%以上の検出となった。自由歩行に限定すれば、いずれの処理条件でも、42ms以内の時間差で90%以上、34ms以内でも80%以上が対応していた。

4. 考察

歩行事象の検出精度については、ジャイロスコープと感圧抵抗を用いて3km/hで歩いた場合の三次元動作解析装置での検出に対する遅れ時間の平均値が、踵離地で40ms、爪先離地で35ms、踵接地で70ms、足底接地で70ms程度であった報告がある¹⁰⁾。また、足部や下腿部の加速度や角速度で検出し、フットスイッチと比較した差の平均値について、健常者の踵接地が-11~-14ms、爪先離地が15~23ms、脊髄損傷者の踵接地が-15~-24ms、爪先離地が22~28msであった報告もある⁵⁾。一方、前述のオフライン処理で適切に対応した条件での検出時間差(絶対値)の平均値は、踵離地で11~40ms、爪先離地で6~19ms、踵接地で11~21ms、足底接地で12~33msであった。また、遊脚期と立脚期を爪先離地と踵接地で検出する場合、オフライン処理での90%以上の検出率は、歩行速度によらず、爪先離地で25ms以内(歩行周期を1.2sとした場合、その約2.1%)、

図3 検出時間差に対する歩行事象の検出率. オフライン処理を含めた検出条件(a)とリアルタイム処理に限定した検出条件(b)の検出率について、自由歩行(normal)、規制歩行(slow)での結果を示す.

踵接地で 34ms 以内（歩行周期を 1.2s とした場合、その約 3.5%）となった。これらの結果から、足部ジャイロスコープの出力波形と歩行事象とは、比較的良好な対応関係があるといえる。

リアルタイム処理を想定した条件での検出率が低くなった一因は、足底接地の検出率が規制歩行時に低かったことである（図 3(b)）。被験者 A や B では条件 2 や 3、すなわち、負の最小値付近が良く対応していた。一方、被験者 C では、条件 5 や 4 の方が検出時間差が小さくなっており、最終極小値（条件 3）でも早期検出率が高いことから、最終極小値よりも遅れて足底接地が生じていたといえる。被験者 C の踵接地から足底接地までの時間が他の 2 名に比べて長くなっていた（通常歩行で約 1.4 倍、規制歩行で約 1.5 倍）ことから、他の被験者と歩行状態が異なっていたと推察される。このように、個人差がある場合にも同一条件を適用したために、検出精度の低下が生じたと考えられる。足底接地時には複数の極小値が生じる場合が多いため、個人差を解消するためには詳細な検討が必要になると考えられる。

リアルタイム処理の条件の場合、規制歩行時の踵接地も検出率が低かった。ゼロクロス（条件 1）では早期検出率がかなり高く、ゼロクロスとその後の負極値との中間点で早期検出率が減少して検出が改善していることから、踵接地はゼロクロスとその後の負極値の間に位置し、リアルタイム検出では高精度の検出は難しいと考えられる。フットスイッチでの計測ではアルミ電極での接触よりも歩行事象の検出が遅れるために精度が改善することも考えられるが¹¹⁾、本研究では、足部の動きを計測することでストライド長を計測する⁹⁾ことも視野に入れ、アルミ電極による床面と足部との接触状態を参照信号として評価を行った。ジャイロセンサ等により足部の動きを直接計測することで、さらに詳細な評価が可能になると期待されるが、積分処理などで生じる誤差や初期値の設定方法の解決法も合わせて開発する必要がある¹²⁾。

踵離地については、角速度波形で特徴的な点が生じなかったため、閾値処理で検出した結果について評価した。検出時間差が小さい場合でも検出率の大幅な低下はなかったが、歩行速度や個人差によって閾値条件が変動したため、検出時間差の平均値を小さくすることが難しかった。また、静止状態との区別が困難な場合もあり、検出精度をさらに改善するためには、歩行速度や個人差を考慮するとともに、静止状態との識別法も検討する必要があると考えられる。

踵離地前の足部の静止の検出については、歩行事象の解析としては必ずしも必要なわけではないが、踵離地検出前の確認や、歩行状態の評価、足部の加速度計測によるストライド長計測⁹⁾などには有効な情報になると考えられる。単純な閾値処理で可能であれば、歩行事象や歩行期検出の補助としても有効であるが、静止状態の開始から終了までが連続して検出されない場合もあったので、検討が必要である。

5. まとめ

本報告では、リハビリテーションや日常運動での簡易歩行解析のための情報取得を目的として、足背部に装着したジャイロスコープの出力波形の特徴的な点と歩行事象との対応について健常者の歩行を対象にして解析を行った。その結果、足部で計測した角速度波形から、踵離地、爪先離地、踵接地、足底接地の 4 つの歩行事象に対して比較的良好に対応する条件が得られることを確認した。オフライン処理であれば、いずれの歩行事象についても、時間差 50ms 以内（歩行周期 1.2s の約 4.2%）で 90% 以上が対応した。また、自由歩行に限定すれば、リアルタイム検出の条件を含めても、42ms 以内（歩行周期 1.2s の約 3.5%）の時間差で 90% 以上が対応した。リハビリテーションなどへの応用では、歩行の状態が異なるために、本報告での方法をそのまま使用することは難しいと考えられるが、健常者の歩行と比較する場合など、着目すべき特徴点の抽出には有効であろう。また、同一センサでストライド長の計測が可能になれば、リハビリテーション以外にも、運動評価の情報を提供できる。個人差や歩行速度の違いなどを考慮し、歩行事象や歩行期と角速度波形の特徴点との対応をさらに詳細に検討することも必要になると考えられる。

謝辞

本研究の一部は、文部科学省知的クラスター創成事業（先進予防型健康社会仙台クラスター）、文部科学省科学研究費補助金（基盤研究（C））の補助を受けた。記して感謝する。

参考文献

- 1) 古瀬則夫, 渡邊高志, 星宮 望: 圧電式ジャイロスコープを用いた下肢関節角度の簡易計測法, 生体医工学, 43(4), 538-543, (2005).
- 2) 古瀬則夫, 渡邊高志: 圧電式ジャイロスコープによる歩行中の股・膝・足関節角度の測定, 電子情報通信学会技術研究報告, 106(370), MBE2006-78, 49-52, (2006).
- 3) Findlow, A., Goulermas, J.Y., Nester, C., Howard, D. and Kenney, L.P.: Predicting lower limb joint kinematics using wearable motion sensors, *Gait & Posture*, 28(1), 120-126, (2008).
- 4) Lau, H.Y., Tong, K.Y. and Zhu, H.: Support vector machine for classification of walking conditions using miniature kinematic sensors, *Med. Biol. Eng. Comput.*, 46, 563-573, (2008).
- 5) Jasiewicz, J.M., Allum, J.H., Middleton, J.W., Barriskill, A., Condie, P., Purcell, B. and Li, R.C.: Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals, *Gait & Posture*, 24(4), 502-509, (2006).
- 6) Kavanagh, J.J., Morrison, S., James, D.A. and Barrett, R.:

- Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system, *J. Biomech.*, 39(15), 2863-2872, (2006).
- 7) Dejnabadi, H., Jolles, B.M. and Aminian, K.: A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52(8), 1478-1484, (2005).
- 8) Selles, R.W., Formanoy, M.A., Bussmann, J.B., Janssens, P.J. and Stam, H.J.: Automated estimation of initial and terminal contact timing using accelerometers; development and validation in transtibial amputees and controls, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 13(1), 81-88, (2005).
- 9) 峯岸由佳, 渡邊高志, 古瀬則夫, 吉澤 誠: 圧電式ジャイロスコプを用いた足底接地期の検出に関する基礎的検討, 第29回バイオメカニズム学術講演会予稿集, 19-22, (2008).
- 10) Pappas, I.P.I., Popovic, M.R., Keller, T., Dietz, V. and Morari, M.: A reliable gait phase detection system, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 9(2), 113-125, (2001).
- 11) Sabatini, A.M., Martelloni, C., Scapellato, S. and Cavallo, F.: Assessment of walking features from foot inertial sensing, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 52(3), 486-494, (2005).
- 12) Achmad Arifin, Hiroki Saito, Takashi Watanabe: An Error Reduction Method of Portable, Low-Cost Joint Angle Sensor System for Human Movement Measurement and Control, 電子情報通信学会技術研究報告, 108(314), MBE2008-69, 31-34, (2008).

Gait Event Analysis of Normal Gait by Using a Gyroscope Attached on the Foot for Simplified Gait Evaluation

Yuka MINEGISHI¹, Takashi WATANABE^{2†}, Norio FURUSE³

¹Graduate School of Engineering

²Tohoku University, Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University

³Sendai National College of Technology

Abstract In this study, we aimed to realize a simplified method of gait evaluation using a wearable sensor system intended to be used in motor function rehabilitation or daily exercise for healthcare. This paper focused on gait event analysis by using a single gyroscope attached on the instep. Characteristic points such as a turning value or a zero-crossing of the angular velocity waveform measured with the gyroscope were compared with the actual time points of gait events (heel off, toe off, heel contact and foot flat) detected by aluminum electrode sets for normal speed and slow speed walking of three healthy subjects. By using detection rules that could be applied to the offline processing, more than 90% of the gait events were detected within the difference in detection time of 50ms. For the normal speed walking, more than 90% of the gait events were detected within the difference of 42ms by detection rules both in offline and real time processing. These results showed that the characteristic points of the angular velocity waveform corresponded well to the four gait events, allowing to be detected by a single sensor.

Key Words: gait event, gyroscope, angular velocity, rehabilitation, health

Received Apr 2, 2009 Accepted Aug 28, 2009

[†] Takashi WATANABE

Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University
Complex Build 901-7, 6-6-11 Aramaki-aza-Aoba, Aoba-ku, Sendai 980-8579, Japan
Tel: +81-22-795-4861
E-mail: nabet@bme.tohoku.ac.jp