

ウェアラブルセンサを用いた片麻痺患者の歩行評価

Assessment of Walking in Hemiplegic Patients Using Wearable Motion Sensor

○ 関根正樹 (千葉大学) 桑江 豊 (千葉大学) 田村俊世 (千葉大学)
 貴嶋芳文 (藤元早鈴病院) 東 祐二 (藤元早鈴病院) 藤元登四郎 (藤元早鈴病院)

Masaki SEKINE, Graduate School of Engineering, Chiba University
 Yutaka KUWAE, Graduate School of Engineering, Chiba University
 Toshiyo TAMURA, Graduate School of Engineering, Chiba University
 Yoshifumi KIJIMA, Fujimoto Hayasuzu Hospital, Yoka Association
 Yuji HIGASHI, Fujimoto Hayasuzu Hospital, Yoka Association
 Toshiro FUJIMOTO, Fujimoto Hayasuzu Hospital, Yoka Association

Key Words: Hemiplegic patients, Walking, Wearable motion sensor

1. はじめに

歩行は、日常生活動作能力水準全体に大きな影響を与え、理学療法士が関与する基本動作においても自立度判定を検討する上でより多くの検討材料を有していると考えられている⁽¹⁾。現在、脳卒中片麻痺患者の自立度判定は、理学療法士の観察と経験に基づいた判断に頼るところが大きい。この経験に基づく判断は、熟練者においては極めて柔軟性の高い判断が即時に行われるという利点があるが、評価者ごとに質と量が異なるため、主観が介入し評価基準が異なるリスクが生じる⁽²⁾。そこで、客観的な動作の計測と定量的な評価方法を臨床に導入することは不可欠である⁽³⁾。

従来の歩行の定量的な評価方法としては、主に歩行周期や立脚時間率などの時間因子の平均値や変動係数、歩行速度などが用いられている。また、その多くは歩行開始・終了から数 m の予備区間を除く定常区間を評価対象としている。しかし臨床においては、歩行開始や終了時に転倒のリスクが高く監視歩行となる患者も多く見受けられる。

そこで本研究では、モーションセンサを組み合わせたウェアラブル動作計測システムを用いて片麻痺患者の歩行を計測し、歩行開始直後の数歩の情報が自立度判定を行う上で有用であるかを検討した。

2. ウェアラブル動作計測システム

ウェアラブル動作計測システムは、モーションセンサユニット、送信機、バッテリー、および受信機を装備した PC で構成される。センサユニットは、3 軸加速度センサ (MMA7260Q, Freescale Semiconductor) と 3 つの角速度センサ (ENC-03RC & ENC-03RD, Murata, XV-3500, Epson Toyocom), マイコン (PIC16F88, Microchip) を内蔵し、各センサの値を 10bit で AD 変換しデジタルデータをシリアル通信で出力する。またセンサユニットは、送信機と通信する親機と親機と通信する子機の 2 つの種類を作成した。子機は親機のデータ取得命令により自機内のセンサ出力を AD 変換し親機に送信する。親機は 10ms 毎に子機に命令を出すと同時に自機内のセンサ出力を AD 変換し、全てのセンサの値を統合した後、送信機 (ZEAL-S01, ADC Technology) と受信機 (PTM-UBT5, Princeton) 介して PC にデータで送信する。親機と子機の大きさ・重量は、それぞれ 40×55×20mm・37g, 40×30×20mm・22g である。

送信機と受信機は Bluetooth ver. 2.0+EDR Class1 に対応しており、理論上の通信距離は見通し距離でおよそ 100m で

ある。また、通信プロトコルは SPP とし、ボーレートは 115200bps とした。機器の動作時間は、バッテリーに容量 200mAh の 006P 型充電電池 (DLG-MW6288JF, DLG) を利用し、親機 1 台と子機 2 台をサンプリング周波数 100Hz で実行した場合、およそ 2 時間 30 分程度である。

3. 実験方法

本システムを用いて、介助なしで 10m 歩行可能な脳卒中片麻痺患者 35 名を対象に、屋内廊下にて 10m 歩行の計測を行った。対象者 35 名中 20 名は歩行能力が屋内歩行自立レベルであり (59.5±12.3 歳, 161.7±8.7cm, 60.1±9.0kg, Br. stage IV : 15 名, V : 5 名, 自立群), 残り 15 名は歩行に監視が必要な片麻痺患者 (66.0±12.8 歳, 161.5±10.7cm, 62.6±8.9kg, Br. stage III : 5 名, IV : 5 名, V : 5 名, 監視群) であった。なお計測の際には、被験者は当日のリハビリテーションで用いた短下肢装具および杖を使用した。

今回計測では、体幹部と両下肢それぞれの動作に着目し、センサユニットの装着部位を腰部 (第 2 腰椎近傍) と両大腿部外側とした。本研究は当該倫理委員会の承認を得た後、被験者から書面にて同意を得て実施した。

4. 評価方法

本研究では、加速度波形と角速度波形からそれぞれ角度波形の低周波成分と高周波成分を算出し、両成分を加算することで角度波形を求めた。角度波形の低周波成分を算出の際には、カットオフ周波数 0.2Hz の 1 次ローパスフィルタを加速度波形に適用した。また、角度波形の高周波成分を算出の際には、積分した角速度波形にカットオフ周波数 0.2Hz の 1 次ハイパスフィルタを適用した。

得られた大腿部のピッチ角度波形から 1 歩ごとの最大屈曲に対応するピークを求め、ピークから次のピークまでの期間を 1 歩行周期とした (Fig.1)。また 1 歩行周期中の最

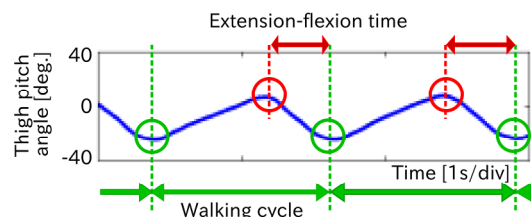


Fig. 1 Detection of extension and flexion peaks

Table 1 Sensitivities and positive predictive ratios in each parameters

	Mean \pm SD		Sensitivity	Positive predictive ratio
	IG	SG		
Steady Walking Cycle [s]	1.46 \pm 0.32	2.05 \pm 0.48	0.47	0.88
Initial Walking Cycle [s]	1.71 \pm 0.42	2.87 \pm 1.32	0.60	0.90
Steady extension-flexion ratio [%]	32.4 \pm 4.6	27.3 \pm 8.5	0.47	1.00
Initial extension-flexion ratio [%]	29.0 \pm 4.7	22.1 \pm 8.7	0.47	1.00
Steady repeatability at hemiplegic site	0.95 \pm 0.03	0.87 \pm 0.07	0.53	0.89
Whole repeatability at hemiplegic site	0.94 \pm 0.04	0.84 \pm 0.08	0.67	0.91
Steady repeatability at control site	0.94 \pm 0.04	0.83 \pm 0.09	0.80	0.86
Whole repeatability at control site	0.93 \pm 0.04	0.81 \pm 0.08	0.80	0.92

IG : independent group, SG : supervised group

大伸展に対応するピークを求め、歩行周期に対する大腿部最大伸展から最大屈曲までの時間の割合（伸展-屈曲時間率）を算出した。今回の実験では、両脚それぞれにおいて歩行開始3歩目から歩行終了2歩前までを定常歩行区間とし、定常歩行区間の歩行周期と伸展-屈曲時間率の中央値をそれぞれ定常歩行周期、定常伸展-屈曲時間率とした。また、歩行開始1歩目と2歩目の歩行周期の最大値と伸展-屈曲時間率の最小値をそれぞれ初期歩行周期、初期伸展-屈曲時間率とした。

さらに、各下肢のピッチ方向角度波形に対して1歩行周期ずらした波形の相関係数を求め、下肢運動の再現性を評価した。今回の実験では、歩行開始3歩目から歩行終了3歩前までの波形と歩行開始4歩目から歩行終了2歩前までの相関係数を定常再現性とした。また、歩行開始1歩目から歩行終了3歩前までの波形と歩行開始2歩目から歩行終了2歩前までの相関係数を全区間再現性とした。なお、相関係数を求める2つの波形のデータ長が異なる際には、データ長を短い波形に揃えた。

各パラメータの歩行自立度判定への有用性は、自立群の平均値と標準偏差（SD）から基準値を設定し、感度と陽性的中度によって評価した。ここで、感度とは監視歩行（陽性）の正診率であり、陽性的中度は陽性の場合の監視歩行の確率である。歩行周期、伸展-屈曲時間率、再現性に対する基準値は、それぞれ平均値+2SD、平均値-2SD、平均値-2SDとした。

5. 結果

自立群と監視群の各パラメータの平均値と標準偏差、感度、陽性的中度を Table 1 に示す。歩行周期に着目すると、初期歩行周期の感度と陽性的中率は定常歩行周期と比較して高い値を示した。なお、定常歩行周期が陽性と判断された監視群7名中6名は初期歩行周期においても陽性と判断されたが、残り1名は陰性となった。伸展-屈曲時間率では、定常と初期伸展-屈曲時間率の間に感度と陽性的中率の差はみられず、さらに陽性となった被験者も同一であった。

患側の定常再現性と全区間再現性の比較では、全区間再現性の感度と陽性的中率が高い値を示した。なお、定常再現性で陽性と判断された全ての監視群被験者は全区間再現性においても陽性と判断された。一方、健側の定常再現性と全区間再現性の比較においては、両者の感度に差がみられないものの陽性的中率は全区間再現性の方が高い値を示した。定常再現性で陽性と誤って判断された自立群被験者2名中1名は、全区間再現性において陰性と判断された。

6. 考察

今回の実験結果では、定常歩行周期に比べて初期歩行周期の感度と陽性的中率は高い値を示したことから、1-2歩目の歩行周期は監視歩行の判断に有用であると考えられる。しかしながら、定常歩行周期で陽性と判断され、初期歩行周期で陰性と判断される監視歩行の被験者も存在した。同じ歩行周期という時間因子であっても捉える情報は異なり、感度と陽性的中率は高い初期歩行周期だけではなく、定常歩行周期も監視歩行の判断に有用であると考えられた。

非麻痺側の伸展-屈曲時間率は遊脚時間率、つまり麻痺側の単脚支持時間率に関連すると考えられる。定常伸展-屈曲時間率と初期伸展-屈曲時間率は共に自立群に比べて監視群で減少する傾向がみられ、監視群の麻痺側の支持性の低下が評価可能と考えられる。

全区間再現性は、両下肢とも自立群と監視群を判別する感度、陽性的中度が定常再現性と同等以上になった。全区間再現性と定常再現性の相違点は、再現性を算出する際に1-2歩目を含めるか否かである。したがって、全区間再現性における監視群の感度、陽性的中度の向上は歩行初期の影響であり、その情報は監視歩行の判別に有用であると考えられる。

7. まとめ

本研究では、片麻痺患者を対象にウェアラブルモーションセンサを用いて歩行を計測し、歩行開始直後の数歩の情報が自立度判定を行う上で有用であるかを検討した。今回検討した歩行周期、伸展-屈曲時間率、下肢運動の再現性においては、歩行開始直後の数歩の情報は自立群と監視群を判別する感度、陽性的中度共に同等以上となり、その有用性が示唆された。

参考文献

- (1) 植松光俊, 新垣盛宏, 梶原史恵, 酒井美園, 大森圭貢, 森岡周, 歩行自立度判定(生活支援に向けた理学療法: 専門性を活かす視点), 理学療法学, vol. 32, no. 4, pp. 201-206, 2005.
- (2) 東祐二, 山越憲一, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世, Time Up and Go Testの動作フェーズの検出に関する検討, 生体医工学, vol. 44, no. 4, 739-746, 2006.
- (3) 正門由久, 里宇明元, 木村彰男, 脳卒中治療ガイドラインの概要と展望, 理学療法ジャーナル, vol. 40, no. 4, pp. 253-258, 2006.