

ワイヤレスモーションセンサを用いたパーキンソン病患者の歩行障害評価

Evaluation of Gait Disorder in Parkinson's Disease Patient Using Wireless Motion Sensor

○関根正樹(大阪電気通信大学) 須田雄貴(千葉大学) 内山智之(獨協医科大学)

樋口佳則(千葉大学) 田村俊世(大阪電気通信大学) 吉田正樹(大阪電気通信大学)

Masaki SEKINE, Osaka Electro-Communication University

Yuki SUDA, Chiba University

Tomoyuki UCHIYAMA, Dokkyo Medical University

Yoshinori HIGUCHI, Chiba University

Toshiyo TAMURA, Osaka Electro-Communication University

Masaki YOSHIDA, Osaka Electro-Communication University

Abstract: In this study, we attempted to develop a wireless motion sensor and to evaluate gait disorder in Parkinson's disease patient. This sensor was consisted of a tri-axial accelerometer, three gyroscopes, a Bluetooth module, a battery. Three sensors were fixed to the patient's waist and both thighs, respectively. Six Parkinson's disease patients performed 10 m walking test at three conditions including "off medication and off deep brain stimulation", "on medication" and "on deep brain stimulation". To evaluate gait disorder, rotation angle of body, flexion-extension angle and flexion-extension angular velocity were calculated from information of relative angles obtained from the gyroscope signals. As a result, these parameters were improved at the "on medication" and "on deep brain stimulation" conditions, compared with those at "off medication and off deep brain stimulation" condition. The parameters obtained by the wireless motion sensor could evaluate gait disorder in Parkinson's disease patients.

Key Words: wireless motion sensor, Parkinson's disease, gait disorder

1. はじめに

パーキンソン病(以下 PD)は脳内のドパミン欠乏により発症し、安静時振戦、筋固縮、無動、姿勢反射障害がその4大徴候である。これらの徴候は腕の振りが悪い、小刻みで引きずり気味になる、速く歩けない、小走りで見まらなくなる、なかなか足が出ないといった歩行動作に現れる。

これらの症状は薬物療法により緩和することが可能であるが、長期の薬物使用による効果継続時間の短縮、薬効の日内変動、不随意運動といった副作用が現れる。そこで、薬物療法における問題の解決手段として近年は視床下核脳深部刺激療法(deep brain stimulation, 以下 DBS)が広まっている[1]。DBSには投薬の代替となるため、投薬量を減らすことができ、副作用の抑制が可能である。また、薬物療法時以上の改善は望めないが、症状の変動を緩和し、安定させる効果がある。これらの治療の評価には、Hoehn-Yahrの重症度分類やUPDRS(Unified Parkinson's Disease Rating Scale)が広く用いられている。しかし、これらの評価は、医師の主観と経験に基づいた判断に頼るところが大きく、定量的な評価も必要であると考えられる。

そこで本研究では小型・軽量のワイヤレスモーションセンサを開発し、得られる情報から歩行障害を定量的に評価することを試みた。

2. 方法

2-1 計測装置

開発したワイヤレスモーションセンサは、3軸加速度センサ(MMA7260Q, Freescale, TX, USA)、3つの角速度センサ(ENC-03RC・ENC-03RD, 村田製作所; XV-3500, Epson Toyocom), CPU(dsPIC30F3013, Microchip), Bluetoothモジュール(ZEAL-S01, ADC Technology), リチウムイオン充電池(定格電圧3.7V, 容量740mAh)を内蔵し、各センサ出力を12bitでAD変換した後、デジタルデータを無

線でPCに送信する。加速度センサと角速度センサの感度は、対象とする被験者や動作に応じてそれぞれ $\pm 1.5/\pm 2/\pm 4/\pm 8$ g, $\pm 80/\pm 100/\pm 200/\pm 400$ dpsから選択できる。連続動作時間は、サンプリング周波数100Hzで動作した場合、およそ13時間である。被験者に取り付けるセンサユニットの外形寸法と重量はそれぞれ $55 \times 52 \times 18$ mm, 約55gであり、小型軽量であることから本システムを用いて簡便な動作計測が可能である。

2-2 実験方法

本システムを用いて、介助なしで歩行可能なPD患者6名(69.3 ± 4.9 歳, 152.8 ± 7.1 cm, 49.2 ± 11.6 kg)を対象に、屋内廊下にて10m歩行を計測した。

今回計測では、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。腰部センサユニットの加速度センサと角速度センサの感度はそれぞれ ± 4 gと ± 200 dps, 大腿部センサユニットの加速度センサと角速度センサの感度はそれぞれ ± 4 gと ± 400 dpsとした。3軸加速度センサの感度方向は、被験者が立位姿勢においてそれぞれ前方向、左方向、上方向を正とした。また、角速度センサの感度方向は、各加速度の正方向に対して右ネジ方向を正とした。

計測は、療法無し(Off)、薬物療法時(On)、視床下核脳深部刺激療法時(DBS)の3状態で行った。Onの計測は薬(レボドパ製剤)を服用してから一定時間後、DBSの場合は刺激を入れてから一定時間後に神経内科医の判断で効果が得られていることを確認した後に実施した。

なお、本研究は千葉大学大学院工学研究科、千葉大学医学部付属病院倫理委員会の承認を得て実施した。

2-3 評価方法

PD患者の特有の腕振りの減少、小刻みで引きずり気味になる、速く歩けないという特徴に着目し、体幹の回旋角度、下肢の屈曲-伸展角度、屈曲-伸展角速度を評価項目と

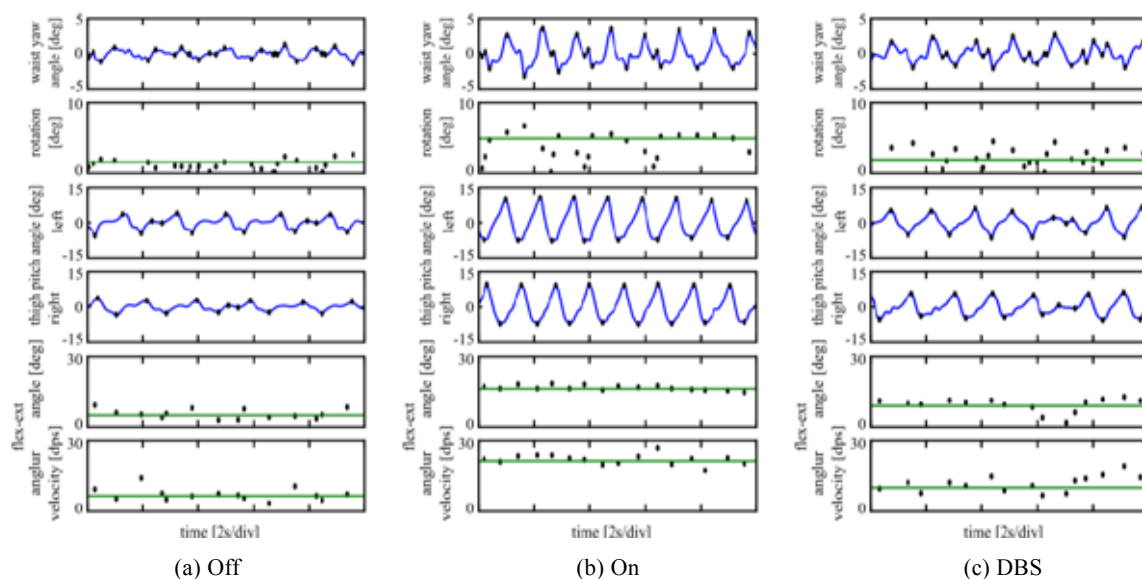


Fig. 1 Typical examples of relative angles, rotation, flex-ext angle and flex-ext angular velocity (subj #3)

Table 1 Rotation, flex-ext angle and flex-ext angular velocity

	rotation [deg]			flex-ext angle [deg]			flex-ext angular velocity [dps]		
	Off	On	DBS	Off	On	DBS	Off	On	DBS
subj #1	5.1	5.8	6.6	14.7	24.0	20.4	24.4	45.1	30.4
subj #2	3.0	11.9	4.4	3.7	29.9	14.8	7.2	68.1	39.0
subj #3	1.6	4.9	1.9	4.9	16.2	8.9	6.6	21.5	10.1
subj #4	3.4	7.8	6.6	25.8	29.3	29.9	41.5	54.6	63.3
subj #5	5.3	5.9	5.6	27.5	34.2	32.8	42.3	67.0	55.5
subj #6	4.2	4.7	5.2	13.9	29.1	20.9	40.9	45.0	23.0

した。角度変位は、センサから得られた角速度を感度方向ごとに積分した後、通過帯域 0.2-10Hz の 2 次バンドパスフィルタを適用し算出した。つまり、この角度変位は静止座標系の絶対な値ではなく、歩行開始時を基準とした相対な値となる。

健常者の場合、歩行中の腰部ヨー方向角度変位波形は、腰部の回旋にともない極大値と極小値をステップごとに交互にとる。そこで、ステップごとに対応する極大値-極小値の振幅を算出し、それらの中央値を回旋角度とした。

また、歩行中の大腿部ピッチ方向角度変位波形は、ストライドごとに最大屈曲を示す極小値、最大伸展を示す極大値をとる。そこで、ストライドごとに対応する極大値-極小値の振幅を算出し、それらの中央値を屈曲-伸展角度とした。さらに、極大値-極小値の時間間隔を算出し、屈曲-伸展角度を除することで屈曲-伸展角度速度を算出した。

3. 結果

算出した回旋角度、屈曲-伸展角度、屈曲-伸展角度速度の典型例を Fig. 1 に示す。被験者や療法によっては腰部ヨー方向角度変位波形と大腿部ピッチ方向角度変位波形の極大値と極小値は大きく変動する場合もみられた。その結果、極大値-極小値の振幅も変動していたが、中央値を代表値とすることで PD 患者の傾向を捉えることは可能であった。

療法無し (Off)、薬物療法時 (On)、脳深部刺激療法時 (DBS) の 3 状態における回旋角度、屈曲-伸展角度、屈曲-伸展角度速度を Table 1 に示す。回旋角度、屈曲-伸展角度においては、被験者ごとに増減の大きさは異なるが、全被

験者とも療法時に増加傾向を示した。屈曲-伸展角度速度においては、1 名の脳深部刺激療法時を除き増加傾向を示した。また、薬物療法と脳深部刺激療法を比較すると、薬物療法の方が大きな効果が得られる傾向がみられた。

4. 考察

PD 患者の歩行では、すり足やすくみ、加速歩行などの原因で、ステップやストライドに対応していないと推察される角度変位の極大値と極小値もみられた。このような動きはモーションキャプチャなどの他の計測装置や医師においても歩行であるかを判断することは極めて困難であると考えられる。このような PD 患者特有の歩行障害が生じている状況においても、中央値を代表値とすることで歩容の傾向を捉えることは可能であり、療法による改善効果を定量的に評価することが可能であると考えられた。なお、1 名の患者において脳深部刺激療法時に屈曲-伸展角度速度が減少したが、これは療法無しの場合に歩行周期が 0.6s と極端に短いことに起因するものと考えられた。

また本研究で得られた結果は、脳深部刺激療法は薬物療法時以上の改善は望めないという臨床での意見と一致し、妥当であると示唆された。

参考文献

- (1) 谷口真, 高橋宏, 横地房子, 沖山亮一, 浜田生馬, パーキンソン病に対する視床下核刺激療法, 脳神経外科ジャーナル, vol. 13, no. 5, pp. 368-375, 2004