

3次元動作解析システムの開発と パーキンソン病患者歩行検査への適用

井手順子, 後藤和彦*, 杉 剛直†

Development of Three-Dimensional Motion Analysis System
and its Application to Gait Test for Patients with Parkinson's Disease

Junko Ide, Kazuhiko Goto and Takenao Sugi

1 まえがき

日本全体で数多く罹患していると言われ、高齢社会において今後も増加する事が予想される病気に、パーキンソン病 (Parkinson's disease: PD) がある。脳内の大脳基底核の黒質における神経伝達物質ドパミンが不足することによって生じる神経変性疾患がPDであるが、その原因は明確になっていない[1]。PDの主な運動機能障害の特徴は、上下肢の4-6Hzの振戦、筋肉の固縮、動作緩慢(非常に緩慢になる寡動、全く動かなくなる無動)、体のバランスを保てなくなってしまう姿勢反射障害の4つである[1, 2, 3]。PDは進行性の疾患で、重症化すると歩行も困難になり、病気の進行に応じて杖や車いすの利用を行う。

多くのPD患者では、まず最初に上下肢の振せんが認められ、その後歩行障害が生じる[1]。PD患者特有の歩行障害には、歩行の第一歩がでなくなる第一歩障害やすくみ足、歩幅が狭くなる小刻み歩行、つま先歩行などがある。前屈前傾姿勢から一度動き出すと徐々に速足になったり、止まらなくなったりする突進現象も見受けられる[2, 3]。PD特有の書字障害として、文字を書くときとだんだん小さくなる小字症もあり、すくみ現象の一つともいわれる。また、

* 博多メディカル専門学校臨床工学技士科

† 佐賀大学大学院工学系研究科

PD はリズム障害とも言われている。歩行時にメトロノームを鳴らしたり、声や手拍子をかけたり、あるいは下駄をはかせると歩く際に生じる音など聴覚的な外部刺激によるリズム生成を行うことで、障害が緩和されることもある。地面に横線を引いたり、最下部に横棒のついた杖を使うといった視覚的な刺激も有効と言われている。

臨床診断における歩行検査では、まず医師による観察がある。さらに、カメラを用いた3次元運動機能解析、床反力計を用いた計測、筋電図を用いた筋活動の記録などが行われている。歩行検査における評価パラメータとしては、一般的に歩行した距離と要した時間から算出される歩行速度、左右の歩幅を合わせたストライド長、1分間あたりの歩数のケーデンスなどがよく用いられる[4]。PD患者の多くに歩行や姿勢異常障害が生じるため、歩行や姿勢に関する研究は数多く行われている。PD患者と高齢者の歩行解析[5]や、トレッドミルによる歩行計測[6]、立位姿勢制御能力の評価[7]、通常の床とすべりやすい床とで歩行の際の筋活動の違いを定量的に評価する研究[8]、などもある。また、101名の高齢者を対象とした歩行時の足裏センサーや加速度計などを用いた歩行解析システム[9]や、センサーを用いた歩行ステップ毎の加速度応答による解析[10]など、多岐にわたる。

本研究では、被検者に対する歩行検査の映像から、運動機能を定量評価するための3次元動作解析システムを開発した。被検者の全身22ヶ所に記録マーカを取り付け、その状態で歩行動作を4台のカメラで記録した。映像から各マーカの3次元位置座標を算出し、歩行時の運動特徴を捉えた評価パラメータを求めた。本システムを、PD患者の歩行検査に適用し、重症度によって異なる運動特徴が、得られた解析結果や評価パラメータに反映されているかを検証した。

2 方法

2.1 歩行検査の実施と動作解析の全体手順

本システムを歩行検査で使用する全体手順を、図1に示すが、大きくは[A]歩行検査と[B]動作解析である。[A-1]から[A-4]が検査のための事前準備お

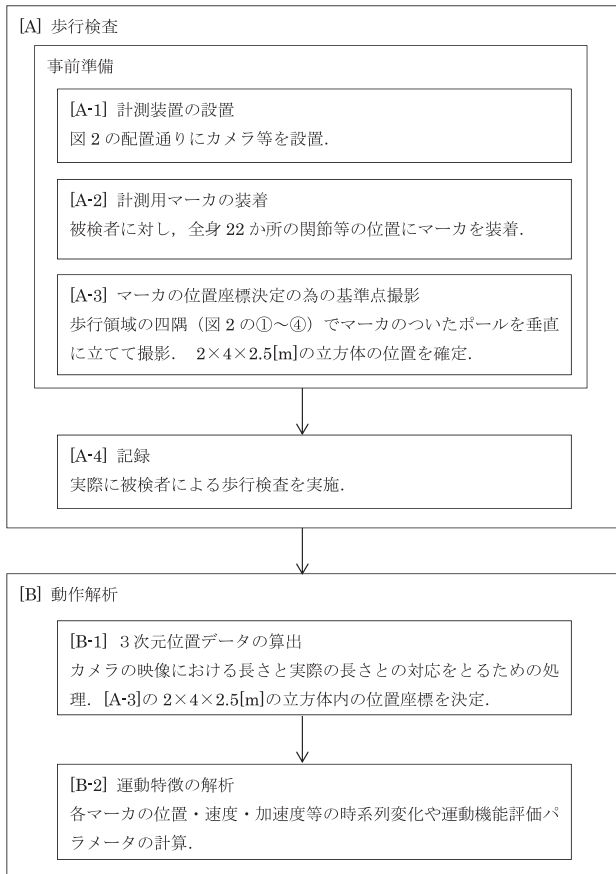


図 1：解析手順の流れを示す。[A]は歩行検査のための準備および検査，[B]は動作解析である。事前準備では，[A-1]計測装置の設置，[A-2]計測用マーカの装着，[A-3]基準点撮影を行い，その後実際に[A-4]記録する。動作解析では，[B-1]3次元位置データの算出を行った後，このデータを用いた[B-2]運動特徴の解析となる。

および記録，[B-1]から[B-2]が動作解析である。まず始めに，計測装置の設置を行った（[A-1]）。次に，計測用マーカを被検者に装着した（[A-2]）。更に，各マーカの位置座標決定の為に，基準点となる撮影を行った（[A-3]）。上記[A-1]から[A-3]の詳細については，2.2において述べる。

事前準備が整った後，被検者に対して実際の歩行検査を実施した（[A-4]）。本研究では被検者に3.1に示す課題を与えた。

検査後は動作解析を行うが、記録映像と基準点の撮影データから、被検者に取り付けたマーカー3次元位置座標を決定した([B-1])。そして、被検者の運動特徴の解析を行った([B-2])。[B-1]の詳細については2.3に、[B-3]については2.4に述べる。

2.2 事前準備

2.2.1 計測装置の設置

歩行検査および動作解析のためのシステムとして、市販の3次元動作解析システム Frame-DIAS V (株式会社 DKH) を採用した。本システムは、設定した3次元領域内において、マーカーの反射光で3次元位置座標を検出するものである。本研究におけるPD患者の歩行検査では、縦4[m]横2[m]の長方形の領域を歩行領域として用意し、その四方に図2に示すように4台のカメラおよびライトを配置した。検査に用いた部屋の広さは約13[m]×5.5[m]で、歩行領域を確保した後、後述する基準点の調整時の高さ2.5[m]のマーカーまで収まる様、カメラをできるだけ後方に下げた。三脚上部の運台に、カメラと照明を設置可能なマルチアームを取り付け、向かい合う照明が逆光となってマーカーの反射光が消えない位置にカメラを配置した。また、4台のカメラの同期を取る

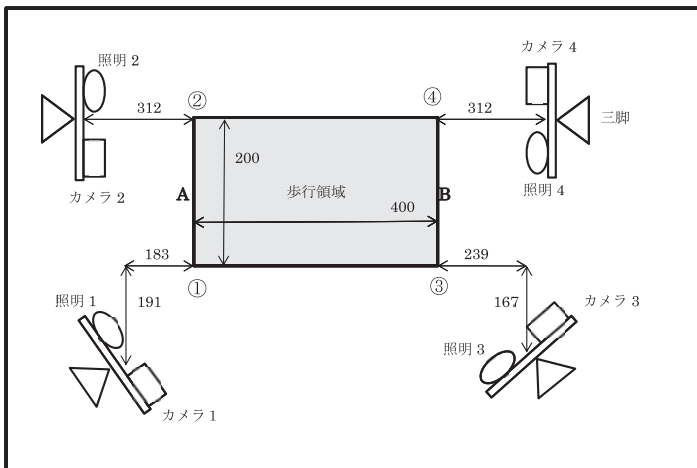


図2：システムの構成図。歩行領域と4台のカメラの配置を示す。単位は[mm]。

為、LED シンクロナイザを接続した。

カメラを同じ高さに揃えるため、三脚は最大に開き、水準器で水平を確認した。歩行検査において、一般的には通常歩行の往復、椅子から立ち上がって歩き椅子まで戻ってくる、といった課題が与えられる。カメラの高さは、これらの動作を捉えることを考慮した。

2.2.2 計測用マーカの装着

被検者には、図3に示す様に、頭頂、顎、両肩、両肘、両手首、両手先、両腰、両膝、両膝外側、両くるぶし、両かかと、両つま先の全身22箇所に反射マーカを取り付けた。

カメラで反射マーカを捉えやすくするため、以下の処置を行った。まず、窓にはカーテンを引き、室内灯は消した。白いマーカはコントラストのはっきりした黒いシャツに貼り付け、被検者はそのシャツを着た。関節部分のマーカは、

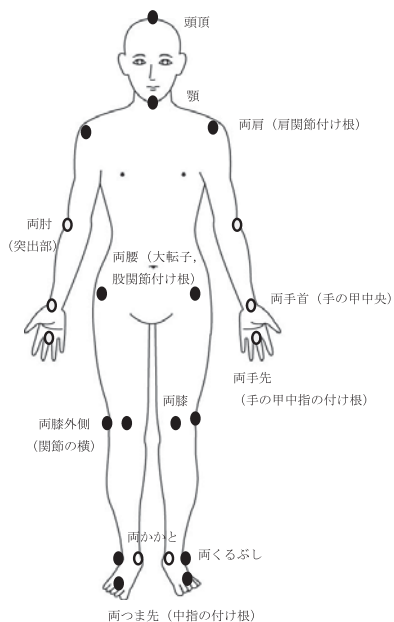


図3：被検者にとりつけるマーカの位置。頭頂や各関節等全身22箇所に取り付けた。表示上身体の後ろ側に隠れるマーカについては、白丸で示した。

肘や膝にテーピングをまき，その上からを貼り付けた。

2.2.3 マーカの位置座標決定の為の基準点撮影

記録映像における距離と実際の距離との対応を取る為，基準点を撮影した。図2の歩行領域の四隅①から④で，0.5[m]間隔でマーカを付した長さ2.5[m]のポールを垂直に立て，この映像を基準点した。ポールの実寸と，記録映像におけるポールの長さを対応させる事で，歩行領域の正確な3次元位置座標を得た。正確を期する為，基準点の撮影は歩行検査の前後で合わせて2回行った。

2.3 3次元位置データの算出

4台のカメラにて撮影された歩行検査の記録映像，ならびに基準点の撮影データを用いて，22点のマーカに対する3次元位置座標データを構築した。理論上は2台のカメラ映像があれば，3次元位置データの算出は可能である。しかし，動作によっては死角が発生し，また撮影距離に応じて計測誤差も変化する。そのため，各点の3次元位置データの算出には，4台のカメラ全ての情報を用い，計測誤差が最小となるようにした。

上記で得られた各点の3次元位置データに基づいて，歩行動作の特徴を反映したパラメータを導出した。

2.4 運動特徴の解析

歩行動作を定量評価するパラメータ（図5，6の(iii)を参照）として，まず，検査時の移動距離を時間で割った“(a) 歩行速度”と，歩行時の左右一歩ずつの歩幅を足した距離“(b) ストライド長”を採用した。ストライド長については，図4(i)に示す通り，片方の足のかかたが再び着地した時，両かかと位置の差で求めた[11]。歩行速度およびストライド長は，高齢者やパーキンソン病等により歩行障害が生じると，いずれも健常者と比較して低下する。

上記2つのパラメータに加えて，更に4つのパラメータを定義した。図4(ii)に，下肢のパラメータ算出に用いたマーカの図を示す。PD患者の歩行特徴に，足やひざが上がらず，すり足状態で歩くというものがある。この点を評

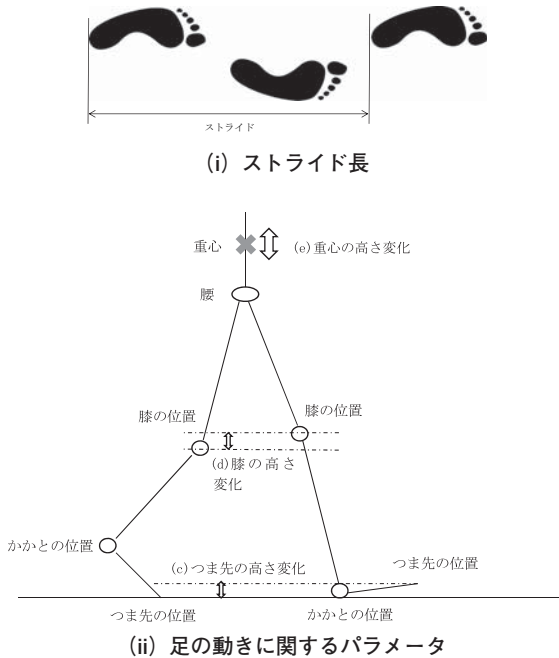


図4：(i) 片方の足のかかとはが再度着地した時の両かかとの位置の差をストライド長とした。(ii) 足の動きに関するパラメータとして、つま先の高さ変化、膝の高さ変化を算出した。重心の高さの変化も求めた。

価できることを念頭に、“(c) つま先の高さ変化”と“(d) 膝の高さ変化”をパラメータとした。いずれの値も小さい程、足があがらず、すり足の状態といえる。

PD患者の特徴であるすり足状態の場合、ほとんど上下の重心変化はなく、歩行リズムの変動も大きい。また、PD患者は重心が沈み込むとも言われている。そこで、歩行時の重心移動を見るパラメータとして“(e) 重心の高さ変化”を求めた。左右のくるぶしの中心と頭長の中点の位置を重心と想定し、その高さの最大値と最小値の差分を算出した。上下のリズム変動がなければ、パラメータの値は小さくなる。

最後に、手の振りに関する特徴を把握した。PD患者は、腕を振らずに歩く

傾向がある為，“(f) 手先平均速度”を，右手先の速度の平均で得た．腕をふって歩行できていれば大きな値であり，手が触れなければ0となる．

3 結果

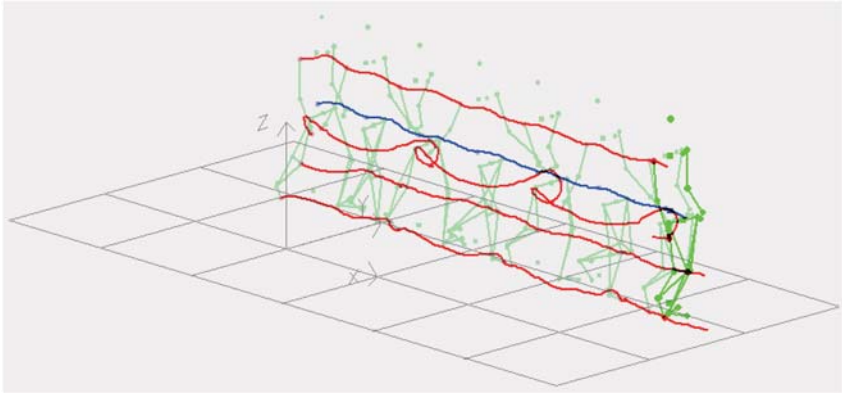
3.1 被検者および課題

パーキンソン病の運動症状改善手段に，脳深部刺激 (Deep Brain Stimulation: DBS) [12, 13] と呼ばれる手術がある．DBS の手術効果状況により異なるが，DBS の電気刺激が行われている状態 (DBS on 時) の PD 患者は通常，振せんはほぼ消失し，歩行動作も健常者と同程度まで改善する．対して，電気刺激を止めると (DBS off 時)，手術前とほぼ同じ歩行動作に戻る．従って，DBS on 時は健常者の通常歩行，DBS off 時は歩行障害状態と想定しうる．そこで，本研究で提案した3次元動画解析システムが，健常者から歩行障害のある被検者まで適応可能かを検証するため，PD 患者の DBS on 時と off 時の歩行動作を検査した．

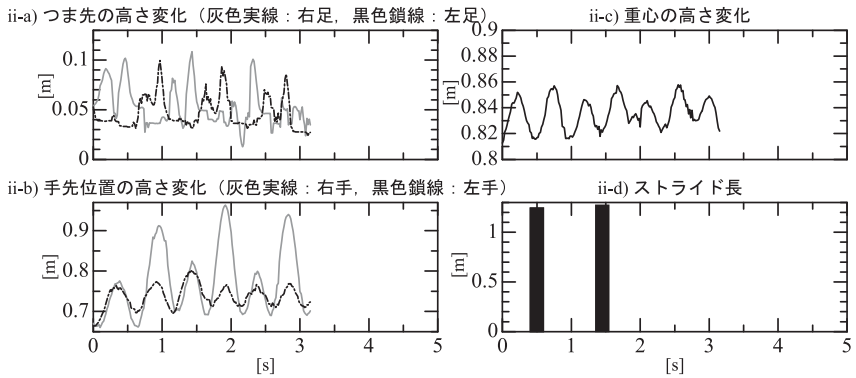
検査対象は，DBS 手術を受けた PD 患者 1 名 (58 歳，女性) である．PD 患者は DBS 手術後 1 ヶ月が経過しており，刺激の強さと頻度の調整中であったため，服薬中であった．なお，PD 患者は，ブックスクリニック福岡 (福岡市博多区) のパーキンソン病外来にて，投薬に関する治療を受けていた．DBS 手術後は電気刺激の強さと頻度を調整した後，薬は極力減量し，常時刺激を与え続ける (DBS on の状態)．検査にあたっては，担当医および著者からその目的と意図を被検者に対して十分に説明し，口頭での同意を事前に得た．

被検者は，図 2 のシステム構成図の歩行領域内の A から B に向かって歩行し，方向転換した後，A まで再度歩行した．通常歩行，小走り，後ろ向き歩行を数往復繰り返す課題を与えた．先に，DBS on の状態で歩行検査を行った．大きな歩幅でなめらかに動き出し，歩行速度も大きかった．左右の手の振り幅には多少違いがあったが，大きく手を振り，リズムよく歩行を行った．その後，DBS を off にし，21 分経った後に検査を再開した．被検者は，やや下向きで足元を確認しながら歩行を開始した．歩幅は小さく，歩行速度も遅く，手の振りも小さくなった．

(i) 各マーカを0.5秒ごとで連続描画



(ii) マーカの時系列表示およびストライド長

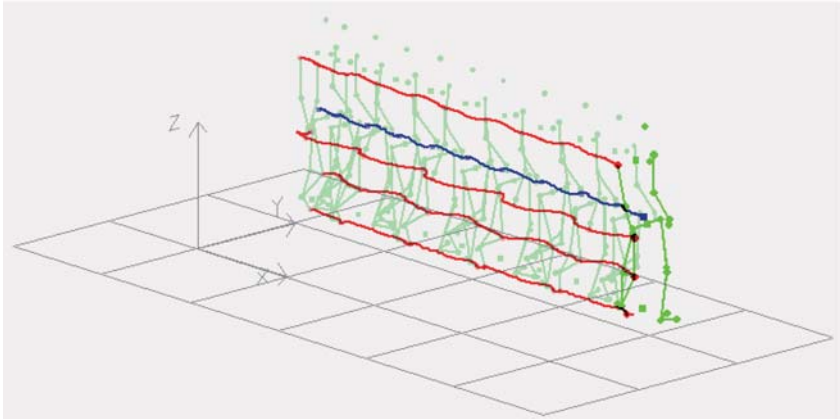


(iii) 評価パラメータの値

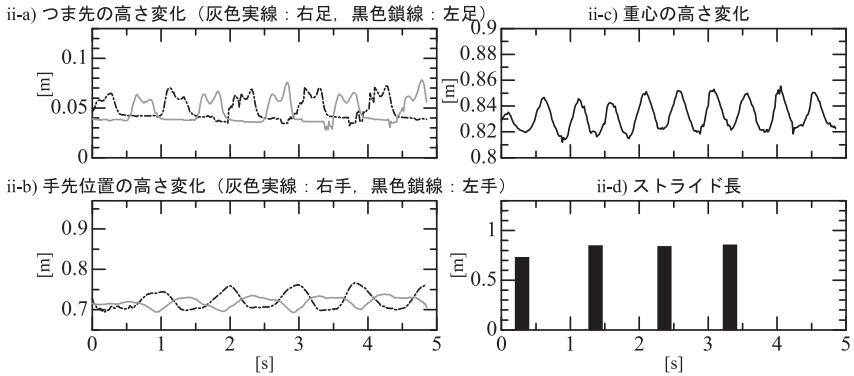
(a) 歩行速度	(b) ストライド長	(c) つま先の高さ変化	(d) 膝の高さ変化	(e) 重心の高さ変化	(f) 手先平均速度
[m/s]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m/s]
1.38	1.28	0.10	0.10	0.045	1.19

図5: PD患者(DBS on時)の歩行の様子を示す。(i)は、各マーカを0.5秒ごとで連続描画し、その中で指定したマーカ(右肩, 右手, 右膝, 右つま先および重心)を色付きで結線した。(ii)は、各マーカ(右つま先, 右手先, 重心)の時系列変化およびストライド長を示す。(iii)は、評価パラメータ。

(i) 各マーカを 0.5 秒ごとで連続描画



(ii) マーカの時系列表示およびストライド長



(iii) 評価パラメータの値

(a) 歩行速度	(b) ストライド長	(c) つま先の高さ変化	(d) 膝の高さ変化	(e) 重心の高さ変化	(f) 手先平均速度
[m/s]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m/s]
0.83	0.85	0.04	0.0	0.033	0.78

図 6 : PD 患者 (DBS off 時) の歩行の様子を示す。(i) は、各マーカを 0.5 秒ごとで連続描画し、その中で指定したマーカ (右肩, 右手, 右膝, 右つま先および重心) を色付きで結線した。(ii) は、各マーカ (右つま先, 右手先, 重心) の時系列変化およびストライド長を示す。(iii) は、評価パラメータ。

3.2 歩行検査の特徴

図5にDBS on時の歩行検査の結果を示す。図5(i)には、マーカの3次元位置変化を0.5秒間隔で連続描画し、右肩、右手、右膝、右足つま先の変化を赤の実線で、重心の変化を青の実線で提示した。左奥から右手前に向かって歩行している様子で、時間の経過したものは、薄く表示した。床面にグリッド表示した1マスは、1辺が1[m]である。右手は大きく弧を描く様に動き、大きく振っている様子が見て取れる。被検者は手先をしなやかに動かす癖があった為、手を振る方向が反転する際に円を描く様な結果となった。肩や膝の位置はゆるやかに上下していた。足が接地した際には、小さな上下の動きが認められた。図5(ii)には、ii-a)つま先の高さ変化、ii-b)手先位置の高さ変化、ii-c)重心の高さ変化および、ii-d)ストライド長を示す。横軸は時間で、縦軸はそれぞれの位置および大きさである。ii-a)、ii-b)は、灰色実線で右足と右手の動きを、黒色破線で左足と左手の動きを表した。ii-a)では、つま先の高さが4[cm]程度で、一番高い位置まで振り上げた際には9[cm]程度になった。ii-b)では、右手は70[cm]の位置から90[cm]を超える高さまで20[cm]変化し、左手は70[cm]から75[cm]まで上下した。両手足をしっかりとふり、リズムよく動いている様子が見て取れた。ii-c)の重心も上下にリズムよく推移していた。ii-d)のストライド長は、歩行区間が4[m]と短く2ストライドしか計測できなかったが、いずれも1.2[m]以上あり、大きな動きが実現できていた。図5(iii)には、評価パラメータの値を示す。歩行速度は1.38[m/s]、ストライド長も1.28[m]と、大きな歩幅で速やかな歩行がうかがえる。(i)、(ii)で見受けられた通り、つま先の高さや膝の高さ変化のパラメータも10[cm]であった。重心の高さ変化は4.5[cm]で、手先平均速度も1.19[m/s]と、歩行速度に合わせてしっかり振れていた。

図6には、PD患者DBS off時の様子を示すが、図の見方は図5と同じである。図6(i)では0.5秒ごとに描画したマーカが多くなり、移動に時間がかかっていることがわかった。右手が大きく弧を描くことはなく、右足接地時の上下移動も小さかった。図6 ii-a)を見ると、つま先が4[cm]から7[cm]程度まで上がり、ii-b)の手先位置も、70[cm]から75[cm]以下までで、手がしっ

かり振れていない様子が見てとれた。ii-c) の重心の高さ変化の図を見ると、歩行中のリズム変化は認められなかった。図6 (iii) の評価パラメータの値では、歩行速度は0.83[m/s]、手先平均速度は0.78[m/s]、ストライド長も0.85[m]と短く、(i) (ii) で捉えられたゆっくりした動きが伺えた。つま先の高さは4[cm]の変化があったが、膝の高さは0[m]であった。いずれも視察における運動特徴と概ね合致した。

4 考察

4.1 パーキンソン病患者の運動特徴抽出

本研究で開発したシステムによって、PD患者のDBS on時とDBS off時の、それぞれの歩行特徴は、定量的に評価できていた。これより、健常者から重度のPD患者までの、様々な動きの特徴を、解析評価できることが把握された。

今回採用した評価パラメータでは、通常の歩行検査で用いられている歩行速度、ストライド長に加え、つま先や膝、重心の高さ変化、手先の平均速度を算出した。図5と図6の運動の違いをパラメータにより表現できた事により、PD患者独自の運動特徴を定量的に評価可能と考えられる。PD患者の歩行の特徴として、最初の一步がでなくなる第一歩障害やすくみ足、歩幅が小さくなる小刻み歩行や、前かがみのまま床を足でするようなすり足歩行、体が前のめりになって止まれなくなる突進現象などが挙げられる。今回採用したパラメータ“(a) 歩行速度”、“(b) ストライド長”は、一般的な歩行解析で採用されているパラメータであるが、突進現象にともなう歩行速度の変化や小刻み歩行の評価も期待される。“(c) つま先の高さ変化”、“(d) 膝の高さ変化”では、膝やつま先が十分に上がらず、小刻みに動いたり、すり足歩行といった足の動きを十分表現しうる。前屈姿勢の結果重心が下がる現象や、歩行のリズムを捉える為に“(e) 重心の高さ変化”が適用される。また、歩行時の上肢(両手)の振りの欠如もパーキンソン病患者の特徴であるが、“(f) 手先平均速度”により、表現できうる。今回パラメータとして評価していないが、第一歩障害など足を出そうとしてなかなか踏み出せず、いきなり動き出してしまう様子は、つま先や膝の加速度で得られることが予想される。本研究で採用した評価パラメータ

により、PD 患者特有の歩行障害を表現しうると考えられる。

4.2 歩行動作の視覚化

本システムは、図 5, 6 (i) に示した通り、各マーカ位置の経時変化を 3次元のアニメーションとして表示可能である。また、その表示形式や方向なども自由に変更できる。

歩行動作を 3次元のあらゆる方向からアニメーションとして視覚化することで、医師や患者、およびその家族に対する説明が容易になる。また、手術効果の評価につながることも予想される。

4.3 本システムの応用

被検者の動作を 4台のカメラで撮影する本システムは、被検者にとってマーカをとりつけるだけの軽い負担と考えられる。検査を行った結果から、高精度な 3次元位置座標を検出し、様々な運動の特徴を把握できる。今後は、PD 患者および健常者の対象を増やして検査を行い、その運動特徴を評価するための解析を進めていく。PD 患者の DBS on 時および off 時それぞれの運動特徴の違いを比較することにより、手術効果の評価法としての利用も考えられる。小刻み歩行や突進現象、リズム障害といった PD 患者特有の歩行障害パターンを定量的に評価するために、これらの運動特徴そのものを明確に捉えたパラメータを算出する。被検者ごとで歩行開始時刻をそろえて解析区間を広げることで、どの時間帯にどういった運動特徴が認められたかといったレポートの作成も可能と考えられる。また、定期的な検査を実施することで、PD 患者の症状を定期診断可能となる。

更に、今後の高齢社会において、PD だけではなく、その予備軍、加齢による運動特徴の変化の把握などへの適用も十分考えられる。

4.4 本システムの利点

3次元動作解析において使われるマーカの取付位置として、臨床歩行分析研究会推奨の DIFF15[14]があり、そこでは両肩、両手首、両腰、両膝、両足首、

両かかと、両足への取り付けが述べられている。これらとは別に、本研究では、頭頂、顎、両手先、両膝外側を新たにマーカとして採用した。頭頂は、歩行速度の変化を時系列表示で視覚的に捉えやすく、顎は振せんの影響や、頭頂との位置関係からうつむき加減を評価しうる。両膝外側に関しては、膝の動きをマーカで捉える際、位置検出精度を上げる効果があった。手先のマーカでは、PD患者の手先の震え（振せん）や固縮による手の握りこみなどの評価が直接できる。

一般的な動作解析システムには、インターリハの VICON や Motion Analysis の MAC3D などが、高性能で普及しているシステムであるが、いずれも高価である。本研究にて提案したシステムは、比較的安価で簡単に検査を行うに適したものと見える。今後の研究の発展として、歩行時の足裏にかかる力の計測を行うことも考えられるが、その際にも、本システムがそのまま応用できる。また、本システムにおける全マーカの3次元位置座標は、CSV形式で保存可能であるため、更に複雑な解析への利用もできる。

5 まとめ

本研究では、被検者の歩行の様子を捉える為の3次元動作解析システムの開発を行った。効率よく、精度の高い検査および解析のために、マーカの装着位置、カメラの台数とその配置に関して最適な検査法を提案した。検出したマーカの位置座標から、被検者の歩行動作評価のためのパラメータを算出した。実際にPD患者1名に適用して、2つの異なる運動特徴が、解析結果やパラメータに反映されている事が確認できた。マーカの位置変化を3次元アニメーション表示することで、歩行動作の視覚化を行い、動きを俯瞰することが可能となった。また、評価パラメータの値によっても、歩行の運動特徴を表現した。本システムの将来に向けた発展や、PD患者のDBS手術効果の評価法といった有用性についても述べた。今後の高齢社会において、PD患者だけではなく、その予備軍などの検出や定期診断、加齢による運動特徴の変化の把握などへの適用も考えられる。

謝辞

本研究を進めるにあたり、パーキンソン病に関する知識提供やDBS手術に関する詳細な解説、PD患者の歩行検査実施等に多大なるご尽力を頂いた故島史雄先生（ブックスクリニック福岡）に、深く、感謝申し上げます。なお、本研究は、2015（平成27）年度西南学院大学研究インキュベートプログラムの助成（研究期間：2015年4月1日～2018年3月31日）を受けたものです。

参考文献

- [1] 山本光利：“パーキンソン病診断ハンドブック”，pp. 7-21, pp. 51-63 ライフ・サイエンス，2001年4月
- [2] 山本光利：“パーキンソン病-臨床の諸問題-”，pp. 2-44，中外医学社，2006年3月
- [3] 水野美邦，近藤智善：“よくわかるパーキンソン病のすべて”，pp. 3-20，永井書店，2005年4月
- [4] 月城慶一，山本澄子，江原義弘，盆子原秀三訳，Kirsten Gots-Neumann：“観察による歩行分析（Gehen Verstehen Ganganalyse in der Physiotherapie）”，pp. 5-39 医学書院，2005年6月
- [5] T. Egerton, D. R. Williams and R. Ianssek, “Comparison of gait in progressive supranuclear palsy, Parkinson’s disease and healthy older adults”, *BMC Neurology*, 12, 116/122, 2012
- [6] E. Pelosin, E. Faelli, F. Lofrano, L. Avanzino, L. Marinelli, M. Bove, P. Ruggeri and G. Abbruzzese, “Effects of treadmill training on walking economy in Parkinson’s disease: a pilot study”, *Neurol Sci*, 30, 499/504, 2009
- [7] 佐橋健斗，堀場充哉，山下豊，田中照洋，和田郁雄：“進行期パーキンソン病の動的立位姿勢制御”，愛知県理学療法学会誌，23，No. 2，2011年12月
- [8] M. W. Whitmore, L. J. Hargrove, Gait Characteristics When Walking on Different Slippery Walkways, *IEEE Trans: Biomedical Engineering*, Vol.63, No.1, 228/239, January 2016
- [9] A. Rampp, J. Barth, A. Schüle, K. Gaußmann, J. Klucken and B. M. Eskofier, “Inertial Sensor-Based Stride Parameter Calculation From Gait Sequences in Geriatric Patients”, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.62, No.4, 1089/1097, April 2015
- [10] C. Soaz and K. Diepold, “Step Detection and Parameterization for Gait Assessment Using a Single Waist-Worn Accelerometer”, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol.63, No.5, 933/942, May 2016

- [11] 武田功統括監訳者, Jacquelin Perry: “ペリー 歩行分析—正常歩行と異常歩行— (GAIT ANALYSIS Normal and Pathological Function)”, pp. 2-4, 医歯薬出版株式会社, 2007年5月
- [12] G. Deuschl, P. Bain, “Deep brain stimulation for tremor [correction of trauma]: patient selection and evaluation”, *Movement disorders*, vol. 17, suppl3, 102/111, 2002
- [13] 日本神経学会監修: “パーキンソン病治療ガイドライン”, pp. 230-258, 医学書院, 2004年9月
- [14] 田中和哉, 廣江圭史, 平賀 篤, 大平功路, 山村俊一: “脳卒中片麻痺患者における脚 clearance 戦略についての一考察 第2報~麻痺側立脚期の身体重心位置が pre-swing 時の重心移動速度に与える影響~”, Vol. 40, Suppl., No. 2 (第48回日本理学療法学会大会抄録集)

西南学院大学人間科学部社会福祉学科