

静止立位姿勢動揺の無侵襲評価法開発

Development of an Unrestrained Method for Assessing of Static Standing Posture Sway

酒井英里 (お茶の水女子大) 寺崎志織 (お茶の水女子大) 太田裕治 (お茶の水女子大) 大隅久 (中央大)

Eri SAKAI, Ochanomizu University

Shiori TERASAKI, Ochanomizu University

Yuji OHTA, Ochanomizu University

Hisashi OSUMI, Chuo University

Abstract: The prevention of elderly fall is an important issue all over the world, but the elucidation of the cause of a fall is still insufficient. Thus, the standing posture is measured as a major balance function to figure out why a fall happens. However, the conventional measurements devices cannot be easy to estimate the motion of main joints on the spot because they are expensive, bulky and invasive. Thus, the new system measuring the posture sway is developed by using a 3D distance camera (ToF camera). This camera is small and can perform noninvasively. It is possible to measure three-dimensional posture sway and distortion of the trunk by using the ToF camera system. While various movement intervention for the prevention of a fall has been performed in world, we are newly taking notice of Nordic walking also in it. It is expected that simple evaluation of the Nordic walking can be performed by applying this system to measurement.

Key Words: Posture Sway, ToF Camera, Nordic Walking

1. はじめに

1-1 転倒の現状

現在日本では、高齢者人口の増加に伴い、転倒が大きな社会問題となりつつある。東京消防庁は2006年から2010年に管内で救急搬送された高齢者のうち7~8割は転倒が原因であったことを発表した^[1]。また、高齢者の転倒の半数以上がつまずきや滑りといった外乱によって引き起こされ、骨折やそのまま寝たきりになるなどの重い症状につながる^[2]。しかし、転倒の原因についての解明はまだまだ不十分であり、その予防法については確立していないとって過言ではない。特に、高齢者の転倒メカニズムの解明とその知見に基づく転倒予防についての検討はほとんどみられない。したがって、身体機能データを収集・解析し、転倒リスク指標の構築を行う必要があるといえる。ところが、既存のフィールド研究では足圧中心(CFP)動揺、筋電図(EMG)、角速度センサ等での測定が主流であり、身体動揺(変位)そのものが計測される方法はほとんどない^[3-6]。これは、臨床フィールド計測で用いることが可能な身体動揺測定システムが存在しないからである。そしてその測定の困難さから、バランス制御の中核

となりうる体幹の動きに着目した研究はないとって過言ではない。

1-2 ノルディック・ウォーキング

ヨーロッパを中心にスポーツとして広まりつつあるノルディック・ウォーキングだが、現在、日本ではそれを医療に取り入れ、リハビリに応用していこうという動きがある。ノルディック・ウォーキングはポールによる体重支持のため下肢負担が軽減され、歩行障害がある場合にもある程度の速度での歩行運動が可能となる。しかし、ノルディック・ウォークを用いたリハビリの効果を定量的に評価したものはまだない。

1-3 目的

そこで本研究では、従来の高額巨大かつ測定環境が制限され、操作が複雑であるといった現場で使用しにくい身体機能評価装置ではなく、身体動揺量を簡便に計測するために3次元距離カメラ(Time-of-Flightカメラ)を用いたシステム開発を行い、3次元動揺の臨床計測及びリハビリの定量的評価を行うことを目的とした。

2. 3次元距離カメラを用いた無侵襲評価法

本研究では3次元距離カメラを用いて静止立位時の体幹動揺量を計測する (Fig.1). 3次元距離カメラとは、カメラから赤外線を照射し、物体に当たった反射光と投影光との位相差から物体までの距離を算出する能力をもったカメラである。算出された距離値は、輝度値に変換され、一般的な白黒画像とともに距離画像として2画像が出力される (Fig.2). その2つの画像から得られる情報を用い、現実空間での座標を算出することで、静止立位時の身体動揺を3次的に簡便に計測することが可能である。本研究で用いた3次元距離カメラ (TZG01, Baumer Co. Switzerland) はカメラからの距離2~3m付近において計測変位誤差は0.7mm程度と高い精度が得られていることを確認した。

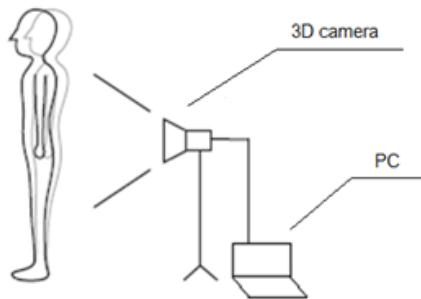


Fig.1 Schematic diagram of a body sway measurement



Fig.2 The picture outputted from a ToF camera

(Left: Image of distance information, Right: Common monochrome picture)

3. 3次元距離カメラを用いた臨床計測

3-1 志木市におけるフィールド計測

埼玉県志木市における高齢者福祉サービスである『カフェ・ランチルーム志木四小』を利用されている方を対象にフィールド計測を行った。被験者である高齢者36名 (73±6.6歳, うち女性31名, 男性5名), 若齢者5名 (21±0.4歳) の静止立位時の背面を、ToFカメラを用いて前後揺動量の計測を行い、また、同時に足圧中心計を用い計測を行った。サンプリングレートはそれぞれ20fpsとし、距離測定領域は頭

部中心 (M1), 頸部 (M2), 両肩峰中心 (M3), 背部 (M4), 腰部 (M5) の各3x3pixelとした (Fig.3).

結果の一例を Fig.4 に示す。Fig.4 は M1~M5 の ToF カメラによるデータ (左軸) と足圧中心 (Center of Pressure, 以下 CoP, 右軸) とで構成される。若齢者は CoP と前後揺動量の波形が概ね一致しているのが見て取れるのに対し、高齢者ではズレが見られる。これは、若齢者がほぼ足関節戦略のみで姿勢を維持しているのに対し、高齢者は足関節戦略及び股関節戦略を用いて姿勢を維持していることを意味すると考えられる。この身体動揺及び CoP のデータを用い、どのような割合で足関節と股関節を利用して姿勢制御しているかを、シミュレーションすることが可能である。

また、ある被験者 (女性, 79歳) の90秒間の記録を Fig.5 に示す。前後に細かく揺れながら徐々に体が傾いていき、ある角度を超えるとフィードバックがかかって元に戻っているのが見て取れる。このフィードバックの原理についても今後研究していく予定である。

このような ToF カメラを用いることで、背部の変形を見ることも可能であり (Fig.6), このカメラを用いた計測の利点のひとつであると言える。



Fig.3 Format of measurement regions

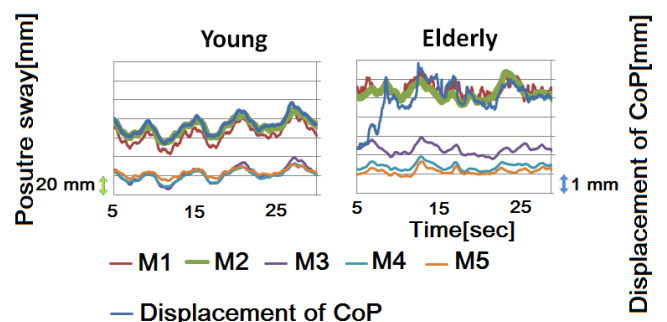


Fig.4 Posture sway and CoP displacement of young or elderly

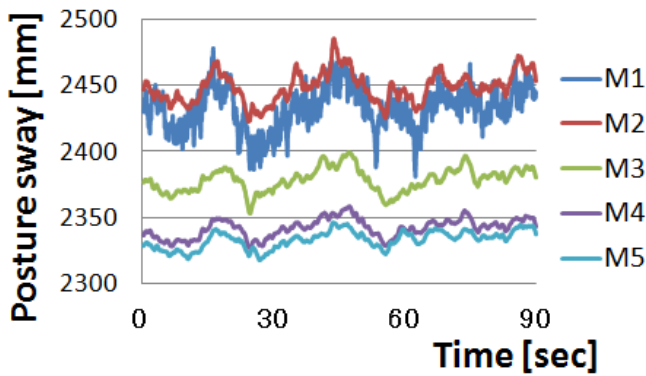


Fig.5 Posture sway of one elderly (age:79, sex: female)

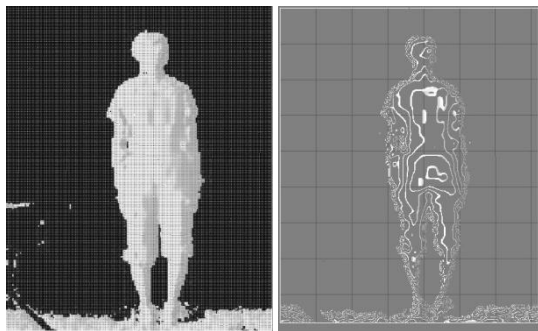


Fig.6 3D image of the back (Left: Mesh, Right: Isolines)

3-2 富士温泉病院におけるフィールド計測（ノルディック・ウォーキングによる介入あり）

富士温泉病院にて運動疾患患者1名（86歳女性，両変形性膝関節症，胸腰椎側湾症，両股関節臼蓋形成不全性股関節症，骨粗鬆症）を対象に，短時間のノルディック・ウォークを実施し，その前後での運動機能を評価した．評価項目は，身長変化，静止立位動揺，足底圧分布などであった．

静止立位時の前後動揺量（ToF カメラによるデータ）を Fig.7 に，足底圧分布を Fig.8 に示す．Fig.7, Fig.8 において，左図は介入前，右図は介入後である．静止立位前後動揺に顕著な違いは見られなかったが，足底圧分布において，介入の結果，左足つま先は介入前 26%（全体重の 26%が左つま先に加わる状態）であったものが，介入後には 15%低下したことがわかる．これはノルディック・ウォーキングによる前傾姿勢が改善され，その結果，圧力が減少したためと考えられる．重心動揺軌跡にもそれは現れており，後方に移動していることがわかる．

この他の効果として，介入後には杖歩行時に右肩が落ちることなく安定して歩行可能であったこと，約 4 cm（144.2 cm → 148.0 cm）の身長増加が得られたこと，20 m 歩行速度が 19.0 秒から 13.9 秒へと向上したことなどが見られた．

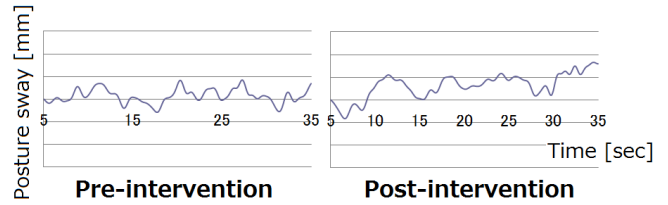


Fig.7 Posture sway of Pre-intervention and Post-intervention

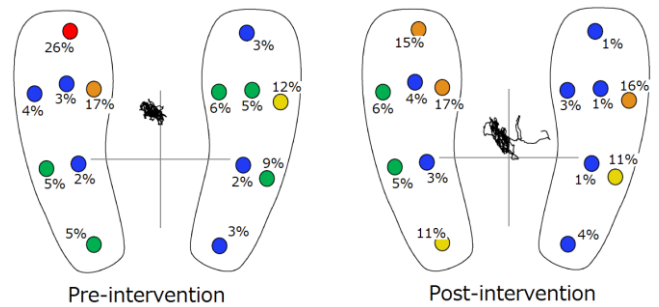


Fig.8 Pressure distribution beneath the foot

4. まとめ

本研究では，まず，3次元身体動揺を簡便に計測するツールを開発することを目的としていた．ToF カメラを用いた3次元計測は十分に利用可能であることが示唆された．背部変形の計測も可能であり，今後も計測・リハビリ分野においての活用が期待される．今後，データの蓄積を行うとともに，モデル化及びシミュレーションをすることで人間の姿勢維持の原理を追っていく予定である．

参考文献

- [1] 東京消防庁：救急搬送4割が高齢者．日本経済新聞 2011.11.5
- [2] 飯島賢一，関根正樹，田村俊世：漸増する水平外乱刺激に対する姿勢応答．生体医工学 47(1):70-76,2009
- [3] 岡田修一：転ばぬ先の杖-転倒予防の科学．神戸大学発達科学部研究紀要,10(4):53-58, 2004
- [4] 飯島賢一，柳田純一，関根正樹，田村俊世：角速度を用いた水平外乱刺激時の姿勢応答の計測．生体医工学シンポジウム, 2007.
- [5] 長谷公隆：立位姿勢の制御．ハビリテーション医学 43:542-553, 2006.
- [6] 岡田修一：加速度外乱に対する高齢者の立位姿勢保持能力．学文社,東京, 2010.