

探索ステップ動作と視線の同時計測

橋本 淳一, 佐藤 秀一

青森県立保健大学 健康科学部 理学療法学科

要旨

本研究は、歩き始めの一要素である探索ステップ動作時の視線の運動学的特性および、下方視覚情報を取得する機序の解明に資することを目的として、三次元動作解析装置と視線計測装置を用いてステップ動作と注視点の同時計測を行った。課題動作は耳眼水平位・前方注視の静止立位から床面のランダムに指定されたマーカーを第一趾で触知する探索ステップ動作とした。探索行動開始から目標を注視する過程（第Ⅰ相）と、ステップ動作開始以降（第Ⅱ相）に相分けして、さらに第Ⅰ相を周辺視で目標を認識する探索期と、中心視で目標に注視点が近接する追跡期に相分けした。探索期から追跡期に移行する変化点と、追跡期で視線が目標に近接する際の注視点の視線角度を算出した。その結果、認知行動学的には探索ステップ動作における視線の動きが、歩き始めの転倒トリガーを回避するための動作遂行能力に関連すると推察された。

キーワード：探索ステップ動作, 視線計測, 動作解析

はじめに

転倒を起こしやすい高齢者は、二重課題動作の遂行能力が低下しており、歩行時のつまずき、滑り、踏み外しが転倒のトリガーとなり、足元の状況判断の誤認が転倒因子となることが多い¹⁻³⁾。

転倒の主要因については、筋力低下や、歩行障害、バランス障害が挙げられる⁴⁻⁵⁾。人は、姿勢保持の静止状態から、姿勢をコントロールしながら身体重心を移動させて運動している。姿勢制御が適切に機能しなかった場合だけではなく、その反応を上回る強い外乱刺激（つまずきやスリップ）がある場合にも転倒は発生する⁶⁻⁹⁾。安定した姿勢を保つための重心移動能力、姿勢制御能力は加齢により低下しやすいこと、転倒は刺激による下肢の運動時間延長に関連していることが報告¹⁰⁻¹¹⁾されている。身体重心を大きく偏位させる外力に対抗する姿勢制御と障害物や危険物を回避する能力の障害により転倒が発生する。

認知行動学的な研究では、転倒しやすい者は足元に視線が集中するのに対して、健常者では、やや前方を注視しながら歩行を行っているとの報告¹²⁾がある。転倒リスクを有する者は、歩行の際に振り出した下肢の位置の確認のため視線が足元に集中して、姿勢が前かがみとなり、自身の歩行動作中の姿勢制御の困難さに影響を及ぼしている。転倒リスクが高い高齢者は、不整路のように正確かつ適切な着地が求められる場面において、着地の正確性が低下する¹³⁾。この傾向は、歩行中の認知的負荷が高いほど

顕著であり¹⁴⁾、視線と下肢の協調性の乱れに原因の一端がある¹³⁾。

生体力学的な手法を加えた研究として、視線計測装置および標点位置計測装置と床反力計を完全同期・同調させた三次元動作解析システムを用いた報告は見当たらない。

今般、標点位置計測装置VICON MT (VICON社)と床反力計OR-2000 (AMTI社)、高速歩容ビデオカメラBONITA (VICON社)、視線計測装置Dikablis (Ergoneers社)の同時キャリブレーションが可能となり完全同期して、さらに標点位置計測装置の制御・解析ソフトウェアNexus2.3で同調が可能となったことから、本研究ではこれらのデバイスから三次元動作解析システムを構築して、運動系と視覚系の同時計測を試みた。本研究では上記の計測システムを用いて、探索ステップ動作時の頭部運動と眼球運動から構成される視線の運動学的特性および、下方視覚情報を取得する機序の解明に資する知見を得ることを目的とした。

対象と方法

1. 対象

健常男子8名（年齢：21.6±0.5歳、身長173.3±4.8cm、体重62.8±8.0kg）とした。

2. 倫理的配慮

研究の実施にあたって、対象者には研究の概要、目的、方法、利益・不利益、個人情報保護の保護につい

て十分な説明を行い、同意を得た後に実施した。収集したデータについては、各個人に対して結果をフィードバックした後に匿名化し、その後はID番号により管理した。なお、本研究は青森県立保健大学研究倫理委員会の承認（承認番号1715）を得て実施した。

3. 方法

3-1. 計測装置

標点位置計測装置VICON MT（赤外線カメラ8台：VICON社製）および歪みゲージ式床反力計OR-2000（4枚：AMTI社製）、視線計測装置Dikablis（暗瞳孔法：Ergoneers社製）をサンプリング周波

数100Hzで同期・同調させた三次元動作解析システム（図1）を用いた。

3-2. 身体モデル化（デジタル・ヒューマン・モデリング）

標点位置計測装置VICON MTのシステム制御・解析ソフトウェアNexus2.3の国際規格化されたモデルプレートPlug-In-Gait（Full Body）Aiに準拠して、赤外線反射マーカー39個を体表面に貼付して身体を14リンク剛体モデル（頭部・体幹部・両上腕部・両前腕部・両手部・両大腿部・両下腿部・両足部）と定義した（図2）。

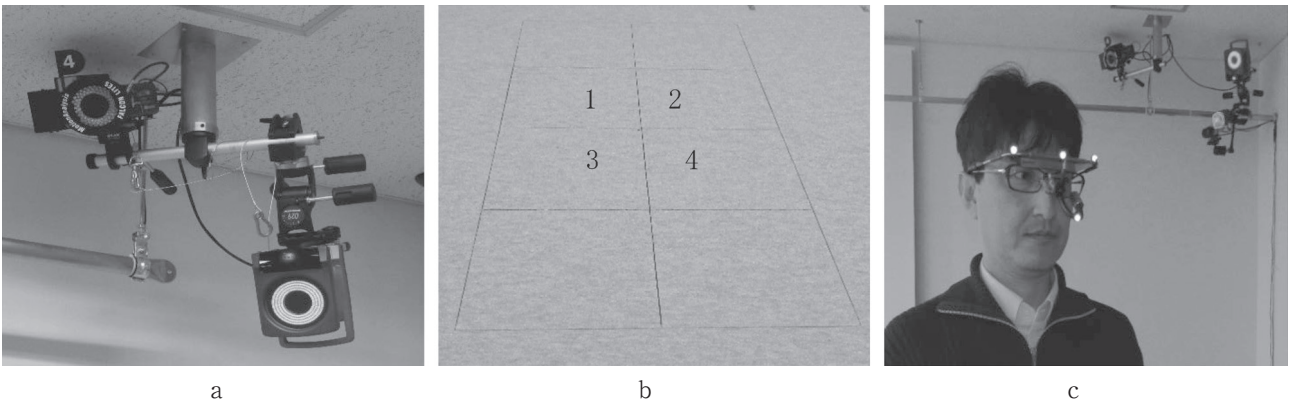


図1 3次元動作解析システム

- a. 標点位置計測装置VICON MT（Vicon社製）赤外線カメラ8台
- b. 歪みゲージ式床反力計（AMTI社製）4枚
- c. 視線計測装置Dikablis（Ergoneers社製）

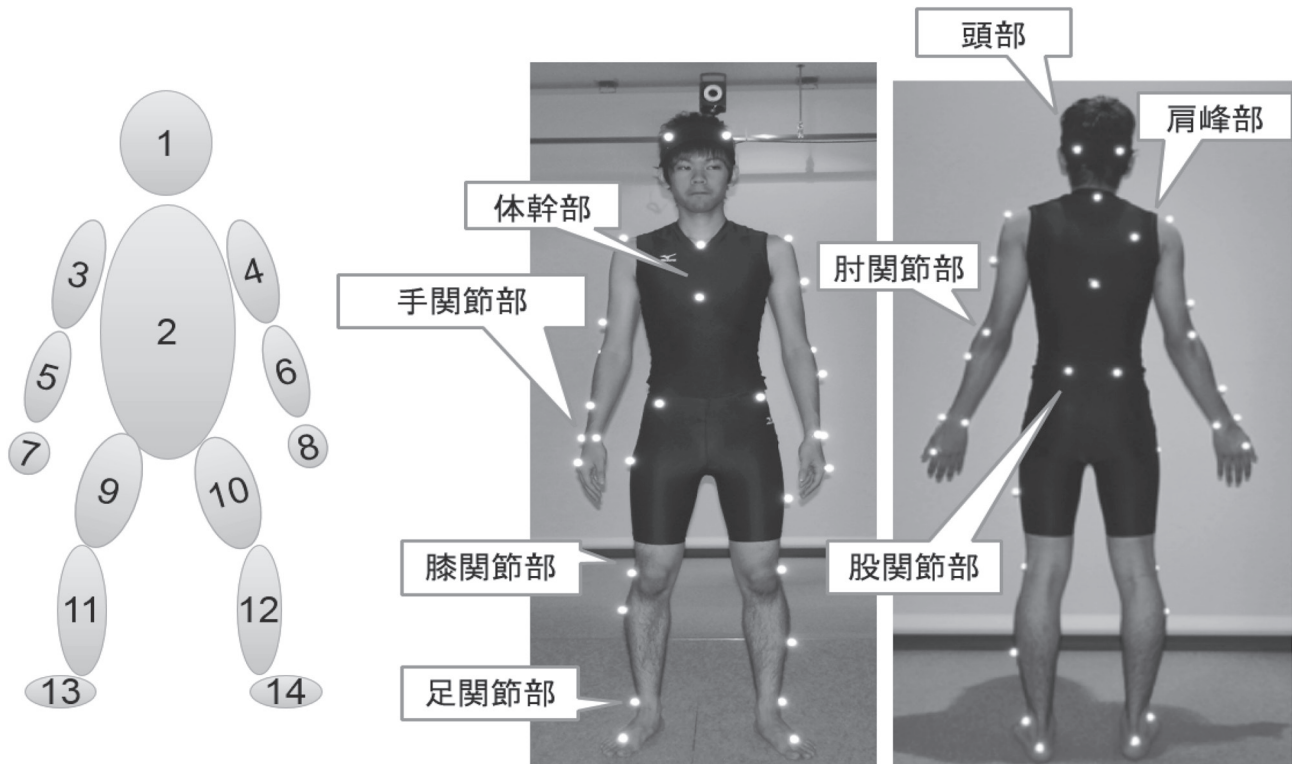


図2 身体モデル化（14リンク剛体モデル）

赤外線反射マーカーを39ヶ所に貼付して、身体を14リンク剛体モデルに定義した。

3-3. 課題動作

課題動作は、耳眼水平位・前方注視の静止立位から床面の3箇所に配置した目標マーカーのうち、レーザーポインターでランダムに指定された目標マーカーの位置を探索して、前方ステップにより振り出した一側下肢の第一趾で触知する探索ステップ動作とした。その際、眼球運動と頭部運動は自然な協働運動とした。

3つの目標マーカーは、①前方中央マーカー：棘果長（上前腸骨棘から内果までの距離）の50%前方、②右前方マーカー：①の右側50%棘果長、③左前方マーカー：①の左側50%棘果長の位置に設置した。各々のマーカーに対する動作を、前方中央・探索ステップ動作（図3）、右前方・探索ステップ動作（図4）、左前方・探索ステップ動作（図5）とした。振り出す下肢は、普段、ボールを蹴る側とした。

探索ステップ動作は、一側下肢を軸足として他側下肢を伸展位にして前方に振り出します。股関節を回転中心とする下肢のリーチ動作であり、下肢長の個人差と目標マーカーへの距離を標準化するために、被験者ごとに下肢長の50%間隔に目標マーカーを配置しました。棘果長を下肢長とした根拠は、標点位置計測装置の制御・解析ソフトウェアに実装されている世界標準規格のPLUG-IN-GAITテンプレートが、体表マーカーから股関節中心点を算出するパラメータに棘果長が採用されていることである。PLUG-IN-GAITの計測法に準拠して、上前腸骨棘から内果までをマルチン式人体測定器を用いた線計測値を用いることにより、メジャーで計測することによる体表面変形による影響を回避した。

3-4. 時間的相分け

探索行動開始から目標マーカーの位置を認識する過程（第Ⅰ相）と、ステップ動作開始以降（第Ⅱ相）に相分けし、さらに、第Ⅰ相を周辺視で目標マーカーを認識する探索期と、中心視で目標マーカーに注視点が近接する追跡期に相分けした。第Ⅰ相の時間は1秒（条件1）と0.5秒（条件2）の2条件として、探索期から追跡期に移行する変化点と、追跡期で注視点が目標に最も近接した時の、頭部と眼球の上下方向の矢状面角度および、両者を合計した視線角度を算出した。変位点と注視点は眼球および頭部の変位角度を意味する。

第Ⅰ相の時間は1秒（条件1）と0.5秒（条件2）の2条件としたのは、探索行動の「早い」「遅い」の時間的影響、すなわち遂行時間の違いがどのように視線の変化点と注視点に影響にしているのかをみるために二重課題探索ステップ動作とした。実際に自験的に試行した上で動作可能な遂行時間から判断して、感性的かつ便宜的に1秒と0.5秒に設定した。

3-5. 取得データと計算処理

頭部の運動データ（kinematic data）および、眼球の運動データは、各々、頭部に貼付した4つのφ

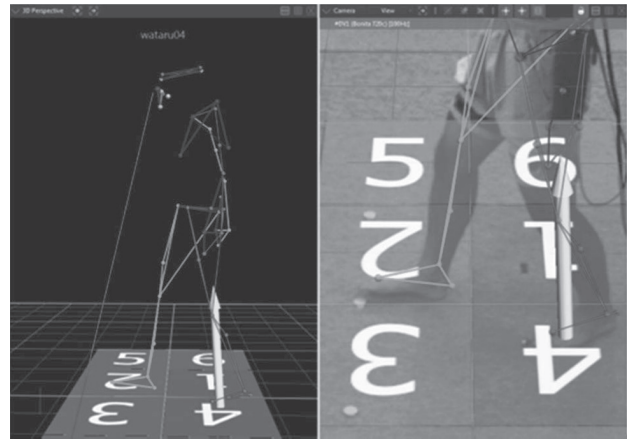


図3 前方中央・探索ステップ動作

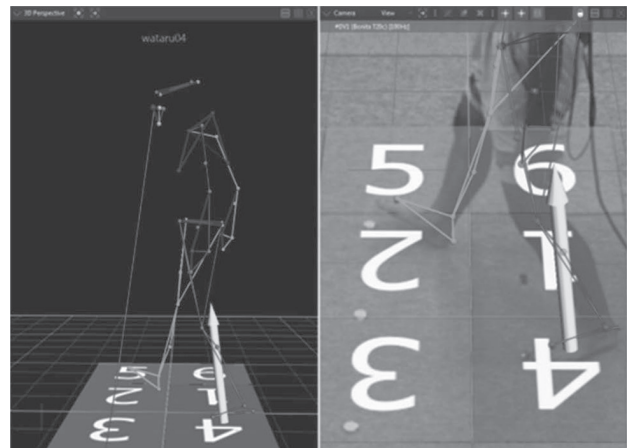


図4 右前方・探索ステップ動作

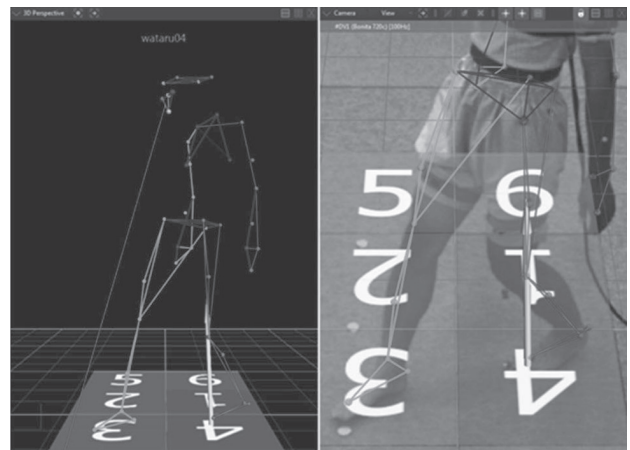


図5 左前方・探索ステップ動作

14mmマーカーおよび、注視点計測装置のヘッドユニットに装着された4つのφ9mmマーカーの空間座標データと瞳孔の偏位データを取得して、解析ソフトウェアのNexus2.3で三次元姿勢表現のオイラー角を算出して、ACOS関数でアークコサイン（逆コサイン）を算出し、DEGREES関数でラジアンから度に変換して、各々の矢状面角度を算出した。視線角度は眼球運動と頭部運動との矢状面角度の合計値とした。

振り出した一側下肢の第一趾が目標マーカーに触

知したことを判断するために、第一趾の床反力データ (kinetic data) を取得した。

3-6. 統計処理

各要因間の比較には、条件1 (1秒) での目標マーカー位置 (要因1: 右・中央・左の3水準)、目標マーカー認識力 (要因2: 変化点・注視点の2水準) の6項目および条件2 (0.5秒) の6項目について、それぞれ2元配置分散分析および多重比較検定を用いた。統計処理には、SPSS21J for Windows (IBM社) を使用した。

3-7. 再現性

被験者8名に同一計測を2回実施し (test-retest)、ピアソンによる積率相関を用いて計測値の再現性を確認した。

結果

1. 再現性

条件1 (1秒) での目標マーカー位置 (要因1: 右・中央・左の3水準)、目標マーカー認識力 (要因2: 変化点・注視点の2水準) の6項目および条件2 (0.5秒) の6項目、計12項目の角度データについて、ピアソンによる積率相関係数を用いて再現性を確認した。相関係数は $r=0.873\sim 0.942$ であり、相関すなわち再現性が認められたため、解析には2回目

の計測値を採用した。なお、振り出し脚は全員、右側であった。

2. 視線の変化点と注視点の角度

2-1. 条件1における視線の変化点と注視点の角度 (表1)

条件1の変化点と注視点は、目標マーカー位置が中央で $41.9\pm 12.6^\circ$ と $48.1\pm 12.7^\circ$ であり、変化点に比し注視点に有意な高値が示された ($p<0.05$)。

2-2. 条件2における視線の変化点と注視点の角度 (表2)

条件2の変化点と注視点は、目標マーカー位置が中央で $36.5\pm 11.3^\circ$ と $47.7\pm 12.2^\circ$ 、右で $38.0\pm 12.3^\circ$ と $47.9\pm 8.7^\circ$ 、左で $29.1\pm 12.6^\circ$ と $48.9\pm 11.2^\circ$ であり、全てにおいて変化点に比し注視点に有意な高値が示された ($p<0.05$)。

考察

歩き始めの一要素である前方ステップ動作は、認知行動学的には、下方情報としての地面または床面の状況把握により、歩行の安定性を保証するための重要な行動である。振り出し脚の方向が前方中央および、前方右側、前方左側の3通りあり、ランダムに指定される環境下では、探索行動に瞬時性が要求され、方向認識後の目標への注視の時間、すなわち

表1 視線の変化点と注視点の角度 (条件1: 1秒)

単位: deg

目標マーカー位置	変化点	注視点
中央	41.9 ± 12.6	48.1 ± 12.7
右	43.6 ± 10.2	52.7 ± 15.2
左	47.6 ± 10.7	47.0 ± 11.1

※ 変化点: 視線変位角度

平均±標準偏差 * : $p<0.05$ n=8

表2 視線の変化点と注視点の角度 (条件2: 0.5秒)

単位: deg

目標マーカー位置	変化点	注視点
中央	36.5 ± 11.3	47.7 ± 12.2
右	38.0 ± 12.3	47.9 ± 8.7
左	29.1 ± 12.6	48.9 ± 11.2

※ 変化点: 視線変位角度

平均±標準偏差 * : $p<0.05$ n=8

追跡期が相対的に短くなることが明らかとなった。さらに、振りだし脚の第一趾の目標への軌跡が長い順、すなわち前方左側、前方右側、前方中央の順に確実な探索行動による目標位置の把握が要求される。必然的に探索期から追跡期に移行する変化点については、眼球運動よりも運動範囲が広い頭部の三次元空間でのkinematicな移動への依存性が高まり、眼球運動と頭部運動から構成される視線ベクトルの偏位における頭部運動への依存性が高まると考えられた。

周辺視による目標の位置を認識した後の追跡期では、足を運ぶところへ視線を移動させるための中心視が重要な行動となる。探索期と追跡期から構成される第Ⅰ相では、振り出し脚の軌跡が長いほど、かつ、時間が短いほど（1秒より0.5秒）、探索ステップ動作時の視覚情報をフィードフォワード的に活用すると推測された。視線は目標への十分な認知行動が遂行されない状態で、第Ⅱ相に移行することが要求されると判断された。その状況を補完するために、例えば、目標マーカー位置が前方左側で相の時間が0.5秒間の条件では、視線移動のみならず、振り出し脚の運動を確認するための認知行動学的な行為が含まれていることが示唆された。

探索ステップ動作の視覚的な行動特性では、探索期における視野機能である周辺視が、追跡期の中心視よりも安定した動作遂行に果たす役割が大きいと考えられた。探索ステップ動作における頭部の動きが、歩き始めの転倒トリガーの回避に寄与すると推察された。

文献

- 1) 上田雄義, 秋山庸子, 泉佳伸ら: 視線計測を用いた二重課題条件下での歩行の検討. ライフサポート, 21(4), 149-157, 2009
- 2) 清野諭, 藪下典子, 金美芝ら: 地域での転倒予防介入で焦点となる転倒関連要因. 体力科学, 59(4), 415-426, 2010
- 3) 甲田宗嗣, 新小田幸一: 地域在住高齢者における起立-歩行動作のバイオメカニクスと運動能力および転倒経験との関連. 理学療法科学, 23(1), 125-131, 2008
- 4) 角田亘, 安保雅博: 転倒をなくすために: 転倒の現状と予防対策. 東京慈恵会医科大学雑誌, 123(6), 347-371, 2008
- 5) 神崎恒一: 老化と老年疾患-研究・臨床の最前線 認知症と骨・運動器の障害. 医学のあゆみ, 253(9), 843-849, 2015
- 6) 古名丈人, 島田裕之: 高齢者の歩行と転倒-疫学的調査から-. バイオメカニクス学会誌, 30(3), 132-137, 2006
- 7) 本田啓太, 松原誠仁: 二重課題条件が歩行時の運動適応反応に及ぼす影響. 理学療法科学, 30(4), 599-603, 2015
- 8) 泉キヨ子: 重心動揺ならびに歩行分析による高齢者における転倒予測因子に関する研究. 金沢大学十全医学会雑誌, 105(5), 603-616, 1996
- 9) 丸田和夫: 立ち上がり動作時における体幹前傾姿勢の類型化. 理学療法科学, 19(4), 291-298, 2004
- 10) 田中勇治, 峯島孝雄, 山中利明ら: 高齢者の転倒に関する下肢反応時間および運動時間の検討. 理学療法科学, 16(4), 167-171, 2001
- 11) 西村美帆, 成瀬九美: 高齢者の運動パフォーマンスに認知課題が及ぼす影響. 奈良女子大学スポーツ科学研究, 14, 37-43, 2012
- 12) 伊藤納奈, 福田忠彦: 歩行時の下方視覚情報への依存における加齢効果: 眼球運動の時系列的変化. 人間工学, 40(5), 239-247, 2004
- 13) G. J. Chapman, M. A. Hollands: Evidence for a link between changes to gaze behaviour and risk of falling in older adults during adaptive locomotion. Gait & Posture, 24(3), 288-294, 2006
- 14) G. J. Chapman, M. A. Hollands: Evidence that older adult fallers prioritise the planning of future stepping actions over the accurate execution of ongoing steps during complex locomotor tasks. Gait & Posture, 26(1), 59-67, 2007
- 15) 吉岡陽介, 一色高志, 岡崎甚幸: 探索歩行時にみられる特徴的行動と中心視および周辺視. 人間工学, 39(1), 9-15, 2003
- 16) 吉岡陽介, 岡崎甚幸: 廊下および階段歩行時に活用されている視野範囲. 人間工学, 38(2), 104-111, 2003
- 17) 足立啓, 赤木徹也, 小林敏子: 痴呆性老人の屋内探索歩行時における連続的誘導情報の有効性について. 日本建築学会計画系論文集, 63(514), 87-93, 1998
- 18) 福田亮子, 佐久間美能留, 中村悦夫ら: 注視点の定義に関する実験的検討. 人間工学, 32(4), 197-204, 1996
- 19) A. E. Patla, J. N. Vickers: Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path?. Neuroreport, 8(17), 3661-3665, 1997