

# 身体表象操作との関連からみた開眼片脚立位検査の特徴

渡部 雅之\* 滋賀大学 教育学部

平衡性は高齢者の転倒と転倒不安を説明・予測する主要因子である。しかし、代表的な平衡性検査である片脚立位検査が認知機能とどのように関連するかは、十分に明らかになっていない。本研究の目的は、認知機能として身体表象操作に焦点を当て、身体表象の想起と変形がどのように測定されるのかという観点から、開眼片脚立位検査の特徴を示すことであった。68名の健康な高齢者(60-86歳; 平均70.91 ± 5.81歳, 男30名)に対し、開眼片脚立位姿勢もしくは対照条件である閉眼両脚立位姿勢を求め、それぞれの重心動揺の距離や面積を計測した。また、ビデオゲーム形式の身体表象操作検査を行い、身体表象の想起もしくは変形に要する反応時間を測定した。立位検査における重心動揺と身体表象操作検査における反応時間との相関係数から、開眼片脚立位検査における重心動揺の外周面積には身体表象の変形が( $r=0.339$ ,  $p<0.01$ ), 閉眼両脚立位における重心動揺の総軌跡長には身体表象の想起が( $r=0.399$ ,  $p<0.01$ ) 関与することが示された。この傾向は、足蹠形状の影響を除いた偏相関でも変わらなかった。そのため、開眼片脚立位検査に身体表象の変形操作が含まれると結論した。今後は、片脚立位検査の効果的で統一的な検査手法を確立するとともに、他の立位検査とバッテリー化を図ることで、高齢者の運動・認知の両面に対するより正確なスクリーニングを可能とすることが期待される。

キーワード ⇒ 加齢, 姿勢制御, 立位, 身体表象

## 問題

我が国の急速な高齢化が進行している。これに伴い高齢者の健康維持と疾病予防が推奨され、加齢による機能低下を最低限に留めて、自立的な生活を維持することが求められている。特に行動体力の衰えは、日常生活活動の低下を引き起こして高齢者の自立的生活を妨げ、生活の質を悪化させる恐れがある(植屋・小山, 2011)。健康な高齢者でも転倒や骨折によって長期入院を余儀なくされ、要介護に陥るような場合があるからだ。65歳以上の高齢者の年間転倒率は20%以上もあり(鈴木・島田・牧迫・渡辺・鈴木, 2009)、加齢とともに増加する(新野ほか, 1995)。さらに、骨折に至らない転倒経験だけでも、再転倒への不安から外出頻度が減少することも問題である

(Binda, Culham, & Brouwer, 2003)。

転倒を引き起こす要因のうち、平衡性機能の低下によって引き起こされる危険率は他の要因の2.9倍あり、再転倒の危険率に至っては5.0倍に達する(Rubenstein & Josephson, 2002)。また、性、年齢、転倒回数、精神機能、筋力、平衡性機能のうち、再転倒と関連する最も強い予測因子が平衡性機能であったと報告されている(Stalenhoef, Diederiks, Knottnerus, Kester, & Crebolder, 2002)。さらに、平衡性機能の低下は、転倒の恐怖や不安を生じることにも繋がる(Hauck, Carpenter, & Frank, 2008)。このように、平衡性機能は転倒と転倒不安を説明・予測する主要因子である。

平衡性機能は立位姿勢を課すさまざまな検査で測定される。そのうち特に片脚立位検査は、文部科学省の高齢者用新体力テスト項目(65歳~79歳対象, 3ないし4秒以下の1点から120秒以上

\*[連絡先](動)〒520-0862 大津市平津2-5-1

の10点の10段階評価)に含まれるなど、我が国における代表的な平衡性検査である。また日本めまい平衡医学会は、成人を対象に閉眼時10秒、開眼時30秒とする平衡障害のカットオフ値を示している(日本平衡神経科学会, 1994)。さらに近年は、ワーキングメモリの容量が大きい者は認知課題との二重課題下でも片脚立位姿勢が安定していることが示される(Fujita, Kasbuchi, Wakata, Hiyamizu, & Morioka, 2016)など、認知機能との関連に注目が集まっている。それは、軽度認知障害を呈する高齢者は健康高齢者とくらべて、開眼片脚立位保持時間が有意に短いという山川ほか(2016)の報告に見られるように、運動面と認知面の機能が同時に悪化する懸念があるからだ。しかし、逆にその関連を利用して片脚立位検査の成績から加齢に伴う認知機能の変化を推定できれば、認知機能低下の早期発見に繋げる利点も生まれるだろう。そのためには、認知機能との関連から片脚立位検査の特徴を明らかにしておく必要がある。

片脚立位検査では、立位開始直後に立位姿勢を保持する静的平衡性と、身体の動揺が激しくなる立位限界間際において平衡性を回復しようとする動的平衡性とが混在する(望月, 2008)。自身の身体表象を想起しつつ平衡状態を保持し(静的平衡性)、さらに身体表象を変形して乱れた平衡状態を回復しようとする(動的平衡性)これらの働きは、身体表象操作と呼ばれる認知機能に似ている。身体表象操作とは、想起した自身の身体表象を変形したり、空間内を仮想的に移動させたりする心的働きであり、Piaget & Inhelder (1948)が「3つの山問題」を用いて検討した空間的視点取得能力の中核となる機能である。近年は機能的磁気共鳴画像法(fMRI)や近赤外線分光法(NIRS)などの非侵襲型の脳画像化技術により、空間的視点取得に用いられる脳領域が特定されてきた。その結果、側頭頭頂後頭接合部や下頭頂小葉を中心に視覚情報の処理がなされ、後帯状皮質や楔前部が担う体性感覚情報に基づきつつ、側頭頭頂接合

部が身体表象を想起する。そして、運動前野や補足運動野などの運動関連領域が身体表象の変形操作を行っていると考えられている(渡部, 2013)。本研究では、片脚立位検査との深い繋がりが予想されるこの身体表象操作を取り上げ、身体表象の想起と変形の観点から片脚立位検査の特徴を明らかにする。

なお、片脚立位検査は閉眼で実施されることもあるが、その場合、70歳以上の高齢者は20歳代にくらべて80パーセントポイント以上成績が低下し、中央値が5秒を下回って測定不能者が多くなるとの報告がある(松原ほか, 2008)。そのため、測定値の分布が広い開眼片脚立位を用いる方が望ましいとされ、実際多くの検査が開眼状態を採用している。そこで、研究成果を実践に応用することを視野に、本研究も片脚立位を開眼で実施する。加えて、静的平衡性の測定を通じて深部感覚障害の診断に利用されることの多い両脚立位(平山, 2010)を対照条件に設定し、静的/動的平衡性の両方を含む片脚立位の特徴がより明確になるよう計画した。ただし、両脚立位は高齢者においても閉眼時に開眼片脚立位と同程度の立位姿勢保持が可能である(Bohannon, Larkin, Cook, Gear, & Singer, 1984)ことから、閉眼で実施することにした。

また、平衡性機能の測定には立位保持時間を指標とすることが多い。しかし、立位姿勢は神経・感覚、筋肉、骨関節などの複合的な働きによって達成されるものである(奈良・内山, 2004)ため、筋力の衰えが平衡性の機能以上に立位保持時間の長短を左右することも起こり得る。これを防ぎ、短時間の測定で平衡性機能の特徴を捉えるため、重心動揺を指標とした。一方、身体表象操作については、これまで他者視点から対象物がどのように見えるのかという問いへの正誤で測られることが多かった。しかし、それでは身体表象操作と、対象物の表象の変形や位置の変換等その時の検査に固有の認知的情報処理とが混在して現れる。そこでWatanabe (2011)は、身体表象操作におい

て反応時間と移動距離との間に一次関数関係が成立することを利用し、身体表象操作のみを分離して測定する手法を考案した。次いで Watanabe & Takamatsu (2014) は、幼児や高齢者にも適用できるようにこれを改良し、隠れん坊を模したビデオゲームを作成した。さらに Watanabe (2016) は、この検査を背もたれのある椅子に座って実施する場合（安定条件）と、不安定な足場の上に立って実施する場合（不安定条件）とを比較し、指標とした反応時間において、安定条件の下では身体表象の変形に関わる機能の関与する割合が、不安定条件の下では身体表象の想起に関わる機能の関与する割合が、それぞれ相対的に大きくなることを指摘した。本研究でもこの身体表象操作検査を採用し、Watanabe (2016) に倣って安定／不安定条件下で実施することで、身体表象操作の想起と変形の区分を可能にする。

さらに、片脚立位検査の成績は加齢とともに低下する (Browne, O'Hare, O'Hare, Finn, & Colin, 2002) が、それは筋肉や関節等の運動器に生じた機能低下のせいばかりではなく、Luria & Meiran (2005) が指摘したように、身体行動の調整や決定に関わる機能の加齢変化によることも多い。そのため、本研究では自立的に日常生活を送る高齢者のみを対象とし、運動器の障害に由来する個人差を極力排除することで、開眼片脚立位と身体表象操作との関連をより明確に示すことを目指す。

---

## 方法

---

### 目的

健康高齢者を対象として、開眼片足立位検査における重心動揺の諸指標と、身体表象操作検査における身体表象の想起あるいは変形に要する反応時間との関連について検討し、片脚立位検査の特徴について明らかにする。

### 参加者

高齢者 68 名 (60-86 歳；平均  $70.91 \pm 5.81$  歳、

男 30 名) を対象とした。自立的生活が可能な高齢者に限定するために、地域のシルバー人材センターに業務委託し、日常的な軽作業に支障のない者を派遣してもらった。そして、検査当日に記入を求めた問診票にて、認知機能ならびに運動機能に著しい障害のないことを確認した。質問は日常生活におけるめまい・運動障害・認知障害の自覚を問う 3 問であり、いずれにも該当しない者は改訂長谷川式簡易知能評価スケール (HDS-R) のカットオフ値 20 点を上回ることが確認されている (Watanabe, 2011; Watanabe & Takamatsu, 2014)。次いで、実験に先だって必要な説明を行い、全ての参加者から口頭にてインフォームドコンセントを得た。実験の中途離脱を希望した者はいなかった。なお、本研究は実施に先立ち、著者が所属する大学の研究倫理審査委員会の承認を受けた (承認番号 2015-3 号)。

### 実験計画

開眼片脚立位姿勢での重心動揺を測定し、これと比較対照するため、閉眼両脚立位姿勢での重心動揺を測定した。加えて、身体表象操作検査を安定／不安定の 2 条件下で参加者に課し、片脚立位検査との関連が条件ごとによどのように異なるのかを検討した。さらに、加齢による足部の構造・機能変化が平衡性機能を低下させる (Mentz, Morris, & Lord, 2005) との指摘や、片脚立位保持時間と足趾筋力が関係するとの報告 (村田ら, 2006) を踏まえ、分析時にこれらの影響を除くために、接地足跡投影装置を使用して足跡の形状等 (足跡形状検査) を、足趾筋力測定器を使用して利き足の足趾筋力 (足趾筋力検査) を計測した。

### 実験手続き

検査は参加者ごとに個別に行った。立位検査、身体表象操作検査、足跡形状検査、足趾筋力検査のそれぞれをランダムな順序で実施した。各検査の内容は次の通りである。

**立位検査** 参加者に重心軌跡測定器 (竹井機器

工業株式会社)の上で開眼片脚立位(one-leg standing)を求めた。測定に先立って一度だけ試行を行い、15秒間の片脚立位が可能であるかを確認した。15秒間の片脚立位が困難だと実験者が判断した場合は、時間を短縮して、10秒間もしくは5秒間のいずれか可能な長さの開眼片脚立位を求めた。保持時間が5秒未満であった6名は分析の対象から除外した。測定サンプリングは10msであった。重心軌跡測定器の中心に軸足を置き、実験者の合図で他方の足を上げるように指示した。閉眼両脚立位(closed eyes standing)は、重心軌跡測定器上で30秒間の閉眼立位姿勢を求めた。重心軌跡測定器の中心を挟んで両脚を5cm離し、両手を体側に自然に垂らして直立するように求めた。開眼片脚立位と閉眼両脚立位の実施順序はカウンターバランスを取った。なお、高齢者を対象とする重心軌跡測定では、再テスト法による信頼性係数が開眼片脚立位で1.0(望月・金子, 2009)、閉眼両脚立位で0.9程度(Bauer, Groger, Rupprechi, & Gabmann, 2008)という報告があり、十分に安定していると考えられたことから、測定はそれぞれ1試行とした。設定した時間内の重心移動に関する諸情報を、重心軌跡測定器に接続したノートパソコン(SONY VAIO VJS1111)で自動計測した。

**身体表象操作検査** 参加者はゲーム内でオニの役となり、特徴の異なる9人の子どもを順に1人ずつ見つけ出すように求められた。ゲームの最初の場面で、平屋の家の左右いずれかの窓から1人の子どもが顔をのぞかせ、すぐに窓枠の後ろに隠れた。その直後から画面中央に文字で「3, 2, 1」のカウントダウンが表示され、続けて「スタート」の合図が表示された。「スタート」の合図とともに、子どもが隠れているのは左右どちら側の窓であるのかを、なるべく速く答えるように求められた。ただし、「スタート」の合図直前に、ディスプレイ画面の平面上において反時計回りで45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°のいずれかのランダムな位置(以後「回転角度」と呼ぶ)まで家の画像が

すばやく回転した。例えば180°回転した場合には、家の画像は上下逆さまに提示された。この時、家の画像を正立方向から認識すべく回転角度に相当する身体表象の回転操作が行われると想定されていることから、その反応時間を身体表象操作に要した時間と見なすことができた(渡部・高松, 2014)。コントローラに付属したカメラが参加者の掌に巻いた専用バンドの位置を感知し、ディスプレイ画面内に仮想掌を映し出す仕組みとなっており、解答は仮想掌を家の窓の上に重ねることで行われた。いずれか一方の窓の上に2秒間仮想掌を静止すればその窓を選択したと見なされ、「正答」もしくは「誤答」が画面表示された。「スタート」の合図から解答終了までの時間とその時の反応の正誤が、コントローラによって自動計測された。以上を1試行として、各参加者について、安定(stable)／不安定(unstable)の条件ごとに2試行を実施した。安定条件では、縦横55cm、高さ77cm、座面高42cmの事務用肘掛け椅子に着席させ、両足を揃えてなるべく体を動かさないよう教示した上で、3.5cm幅の肘掛け部に非利き手をゴムバンドで固定して実施した。不安定条件では、平衡性トレーニング器具であるバランスパルーン(リージェント・ファーマーイースト製)の上に素足で立って実施するように求めた。反応時間の算出にあたっては、2試行とも有効であれば第2試行の値を、いずれかが無効であれば有効な試行の値を採用し、双方とも無効であればその者は分析から除外した。

**足跡形状検査** ピドスコープ(パテラ研究所)を用いて足跡の形状を計測した。参加者に、装置の中心を挟んで両脚を5cm離し、両手を体側に自然に垂らして直立するように求めた。姿勢が安定したことを確認後、10秒間の測定に移った。参加者にはできるだけ安定した姿勢を保持し、測定中の目線は前方の目の高さにある目印を注視するよう指示した。土踏まず面積(arch of foot; cm<sup>2</sup>)、土踏まず面積比(arch of foot ratio; 0~1)、土踏まずHライン距離(H-Line; cm)、足跡面積

(footpad area;  $\text{cm}^2$ ), 足蹠の足長 (foot length; cm), 足蹠の足角 (the angle of the inner and outer lines of the foot; 度), 第一趾外反角度 (hallux valgus angle; 度) について, 左右足の値をそれぞれ計測した。

**足趾筋力検査** 足指筋力測定器Ⅱ (竹井機器工業株式会社) で足趾筋力 (toe muscle strength) を測定した。参加者を椅子に着席させ, 利き足の指筋力を2回測定した。

### 分析指標

立位検査は, 重心軌跡測定器によって自動計測された数値のうち, 総軌跡長 (total length; mm), 単位時間軌跡長 (length per second; mm/s), 外周面積 (outer area;  $\text{mm}^2$ ), 矩形面積 (rectangular area;  $\text{mm}^2$ ) を採用した。ただし, 参加者によって開眼片脚立位の保持時間の水準 (duration level) が異なるため, 単位時間軌跡長以外の3つの指標は, 10秒間もしくは15秒間の数値を除いて5秒あたりに換算処理した。また, 開眼片脚立位時の単位時間軌跡長は閉眼両脚立位時の単位時間軌跡長にくらべて有意に長かった ( $t=10.38$ ,  $df=57$ ,  $p<.01$ )。そこで前者から後者を減じた値を単位時間軌跡長差とし, 片脚立位時の平衡性喪失の大きさを示す指標とした。梅本・橋本 (2014) は, 歩行時の転倒リスクを評価するために, 両脚立位から片脚立位への移行時の重心動揺量が有効であることを示唆しており, 単位時間軌跡長差はこれに類する指標と見なすことができる。

身体表象操作検査の分析指標の作成は Watanabe (2016) に倣った。参加者の正中線に対して対称となる位置の反応時間どうしを組み合わせ,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $135^\circ$  の各回転角度に対して2個ずつの測定値が得られたとみなし, ここに  $180^\circ$  位置の1個の測定値も加えた。反応時間と回転角度との間には, 一般に一次関数関係が成立することから, この7個の測定値を用いて回帰直線を計算した。この時の傾きを180倍して  $180^\circ$  位置までの身体表象操作に要した理論的な反応時間を求

め, これを指標とした (以後「表象操作時間」と呼ぶ)。もし表象操作時間の値が負となった場合は, 解答にあたって身体表象操作以外の方略を使用するか, もしくは著しく注意が分散していた可能性が考えられた。2試行ともこれに該当した2名を分析から除外した。さらに, 正答数が6問以下 (9問中) であった場合にも, 課題の理解が不十分であるか, あるいは課題に集中できていなかったことが危惧されたため, 該当者2名を分析から除外した。その結果, 立位検査で除外した6名を含め, 計10名が分析から除かれ, 最終的に分析対象となった者は58名 (60-79歳; 平均  $70.24 \pm 5.42$  歳, 男性26名) であった。また, 不安定条件の平均表象操作時間は安定条件よりも有意に速く ( $t=3.07$ ,  $df=57$ ,  $p<.01$ ), 個人内で不安定条件の表象操作時間が安定条件の値より小さかった者も58人中38人と有意に過半数を占めた ( $p<.05$ )。これは, 不安定条件下で表象操作時間が短縮されたことを意味している。そこで, 安定条件の値から不安定条件間の値を減じて「表象操作時間差」とし, 体性感覚刺激の増加による身体表象操作の活性化効果 (activation effect; Watanabe, 2016) を意味する指標とした。

足蹠形状検査では, 各種の測定値における左右足の平均値を算出し, 足趾筋力検査では2試行の平均筋力 (kg) を算出した。

## 結果

### 立位検査成績の特徴

立位検査で使用した諸指標の平均値・標準偏差を Table 1 に示した。これについて, 開眼片脚立位時と閉眼両脚立位時の重心動揺量の違いを見るために, 比較が可能な単位時間軌跡長について t 検定を行ったところ, 開眼片脚立位時の重心動揺が有意に大きかった ( $t=10.38$ ,  $df=57$ ,  $p<.01$ )。

開眼片脚立位検査において設定された保持時間は, 15秒, 10秒, もしくは5秒のいずれかであった。保持時間と立位検査の重心動揺量との関連を

Table 1 Descriptive statistics for standing tests.

	Mean ± SD	Minimum	Maximum
<i>One-leg standing</i>			
Total length †	153.35 ± 76.98	63.4	467.4
Length per s ††	30.41 ± 14.01	12.7	93.5
Outer area †††	591.75 ± 1234.25	92.6	9163.0
Rectangular area ††††	1035.70 ± 2169.51	149.4	15510.2
<i>Closed eyes standing</i>			
Total length †	343.96 ± 161.36	154.2	882.3
Length per s ††	11.47 ± 5.38	5.1	29.4
Outer area †††	408.59 ± 353.69	58.3	1929.5
Rectangular area ††††	635.89 ± 528.41	100.0	2754.9

Note. †: mm, ††: mm/s, †††: mm<sup>2</sup>, ††††: mm<sup>2</sup>  
 \*\*: p<.01

Table 2 Means and standard deviations for the indexes of one-leg standing test in three duration levels.

	Total length †	Length per s ††
<i>Duration levels</i>		
5 seconds	190.01 ± 103.28	38.66 ± 20.57
10 seconds	179.13 ± 106.99	32.92 ± 13.21
15 seconds	126.62 ± 30.76	25.33 ± 6.15
<i>Outer area †††</i>		
<i>Duration levels</i>		
5 seconds	1228.25 ± 2166.82	2282.79 ± 3758.30
10 seconds	571.41 ± 533.07	931.27 ± 896.55
15 seconds	259.33 ± 131.22	402.55 ± 196.78

Note. †: mm, ††: mm/s, †††: mm<sup>2</sup>, ††††: mm<sup>2</sup>  
 \*: p<.05, \*\*: p<.01

見るために、保持時間を要因とし、総軌跡長、単位時間軌跡長、外周面積、もしくは矩形面積を变量とする一要因分散分析を行った。総軌跡長 ( $F=4.88, df=2/55, p<.05$ )、単位時間軌跡長 ( $F=6.01, df=2/55, p<.01$ )、外周面積 ( $F=3.68, df=2/55, p<.05$ )、矩形面積 ( $F=4.63, df=2/55, p<.05$ ) の全てにおいて有意な主効果が示され、多重比較からは、保持時間のより長い方が重心動揺の値も有意に小さいことが示された (Table 2)。

次に、立位検査と足の特徴に関する諸指標との間で、Pearson の積率相関係数を算出した (Table 3)。閉眼両脚立位において、外周面積と土踏まず面積比との間 ( $r=-.271, p<.05$ )、総軌跡長、単位時間軌跡長、外周面積と土踏まず H ライン距離

との間 ( $r=-.269, p<.05; r=-.270, p<.05; r=-.268, p<.05$ )、総軌跡長、単位時間軌跡長、外周面積、矩形面積と足跡面積との間 ( $r=.345, p<.05; r=.346, p<.05; r=.323, p<.05; r=.302, p<.05$ )、そして総軌跡長、単位時間軌跡長と足跡の足長との間 ( $r=.267, p<.05; r=.277, p<.05$ ) に弱い正の相関が見られたが、開眼片脚立位と足の特徴との間には関連が示されなかった。村田ほか (2006) は、30秒間の片脚立位に困難を示した者は、30秒間の片脚立位が可能であった者にくらべて、足趾筋力が弱いことを報告している。そこで同様に、30秒間の片脚立位が可能であった者と15秒間もしくは5秒間に短縮した者との間で、足の特徴に関する値について t 検定を行った。第一趾外反角度

Table 3 Pearson product-moment correlation coefficients between the indexes of standing tests and characteristics of foot configuration.

	† Strength	Arch	Ratio	H-Line	Footpad
<i>One-leg standing</i>					
Total length	0.084	0.147	0.089	-0.035	0.089
Length per s	0.076	0.118	0.067	-0.042	0.086
Outer area	-0.018	0.046	0.011	-0.102	0.048
Rectangular area	-0.057	0.036	0.003	-0.090	0.043
<i>Closed eyes standing</i>					
Total length	0.157	-0.141	-0.242	-0.269 *	0.345 **
Length per s	0.158	-0.141	-0.243	-0.270 *	0.346 **
Outer area	0.159	-0.194	-0.271 *	-0.268 *	0.323 *
Rectangular area	0.173	-0.172	-0.245	-0.248	0.302 *
<i>Discrepancy</i>	0.015	0.175	0.162	0.062	-0.048
	† Length	Angle	Hallux		
<i>One-leg standing</i>					
Total length	0.163	-0.046	-0.125		
Length per s	0.161	-0.123	-0.136		
Outer area	0.018	-0.096	-0.068		
Rectangular area	0.021	-0.125	-0.092		
<i>Closed eyes standing</i>					
Total length	0.276 *	0.147	0.051		
Length per s	0.277 *	0.147	0.051		
Outer area	0.197	0.146	-0.014		
Rectangular area	0.188	0.125	-0.016		
<i>Discrepancy</i>	0.055	-0.182	-0.158		

Note. H-Line means a line drawn toward the center of the second finger from the intersection of the outer line and the inner line of the sole.

†: Strength; toe muscle strength, Arch; arch of foot, Ratio; arch of foot ratio, Footpad; footpad area, Length; foot length, Angle; the angle of the inner and outer lines of the foot, Hallux; hallux valgus angle

\* :  $p < .05$ , \*\* :  $p < .01$

において有意差が示され ( $t=2.17$ ,  $df=40.5$ ,  $p<.05$ ), 30秒の立位が可能だった者の平均値 ( $5.27^\circ$ ) は正常範囲とされる  $-13 \sim 6$  度未満に収まったが, 30秒間の片脚立位が困難であった者の平均値 ( $11.23^\circ$ ) は軽度外反母趾とされる  $6 \sim 12$  度未満に位置した。村田ほか (2006) が同時に指摘した足趾筋力による違いは見られなかった。

#### 身体表象操作検査成績の特徴

身体表象操作検査での表象操作時間の平均値・標準偏差を Table 4 に示した。安定条件が  $\bar{X}=1246.5$  ms ( $SD=925.2$ ), 不安定条件が

$\bar{X}=808.5$  ms ( $SD=685.9$ ) であった。本研究で使用した身体表象操作検査は臨床医学場面でも使用され, 安定条件での表象操作時間を指標として脳機能障害の有無を判定する場合には, カットオフ値が 1800 ms であるとされている (渡部・片木・石川・川村, 2011)。加えて, 大学生等の若年成人のほとんどは 800 ms 以内で反応できるとの報告がある (渡部・高松, 2014)。これらに基づき, 参加者を表象操作時間が 800 ms 未満の「健常群」 ( $N=22$ ), 800 ms 以上で 1800 ms 未満の「境界群」 ( $N=22$ ), そして機能低下が疑われる 1800 ms 以上の「低下群」 ( $N=14$ ) の 3 群に分類した。なお,

Table 4 Descriptive statistics for body image operation tests.

	Mean ± SD	Minimum	Maximum
Stable	1246.49 ± 925.16	117.00	4244.00
Unstable	808.49 ± 685.92	100.00	4083.33
Activation †	908.65 ± 528.41	-88.67	3422.33

Note. †: activation effect indicating the discrepancies between the stable and unstable conditions

Table 5 Pearson product-moment correlation coefficients between postural sway of standing tests and response time of body image operation test.

	Stable	Unstable	Activation †
<i>One-leg standing</i>			
Total length	0.222 ( 0.273 * )	-0.090 -0.056	0.248 0.290 * )
Length per s	0.270 * ( 0.225 )	-0.088 -0.056	0.287 * 0.251 )
Outer area	0.339 ** ( 0.340 ** )	-0.056 -0.039	0.327 * 0.328 * )
Rectangular area	0.316 * ( 0.318 * )	-0.072 -0.049	0.317 * 0.319 * )
<i>Closed eyes standing</i>			
Total length	0.098 ( 0.098 )	0.399 ** 0.369 **	-0.170 -0.148 )
Length per s	0.097 ( 0.097 )	0.400 ** 0.370 **	-0.172 -0.150 )
Outer area	0.062 ( 0.059 )	0.306 * 0.272 *	-0.172 -0.151 )
Rectangular area	0.093 ( 0.092 )	0.274 * 0.240	-0.094 -0.070 )
<i>Discrepancy</i>	0.236	-0.245	0.359 **

Note. The values in the parentheses for the one-leg standing condition indicate the partial correlation coefficients except for the hallux valgus angle. The values in the parentheses for the closed-eyes standing condition indicate the partial correlation coefficients except for the footpad area.

†: activation effect indicating the discrepancies between the stable and unstable conditions

\*\* :  $p < .01$ , \* :  $p < .05$

開眼片脚立位が5秒未満しかできず分析から除いた6名は、境界群3名と低下群3名であった。身体表象操作能力の低い者ほど表象操作時間差が表す活性化効果が顕著であるとする指摘(Watanabe, 2016)を確認するため、表象操作時間の3群を要因とし、表象操作時間差を変量とする一要因分散分析を行った。有意な主効果が示さ

れ ( $F=20.78, df=2/55, p<.01$ )、低下群 ( $\bar{X}=1667.4, SD=935.6$ ) が他の2群 (健常群 :  $\bar{X}=109.9, SD=348.4$ , 境界群 :  $\bar{X}=203.6, SD=1031.8$ ) よりも1%水準で有意に大きな値であった。

#### 立位検査と身体表象操作検査の関連

立位検査の9種の指標 (開眼片脚立位時の総軌

跡長、単位時間軌跡長、外周面積、矩形面積と、閉眼両脚立位時の総軌跡長、単位時間軌跡長、外周面積、矩形面積、ならびに単位時間軌跡長差)と身体表象操作検査の3種の指標(安定条件の表象操作時間と不安定条件の表象操作時間、ならびに表象操作時間差)との間で、Pearsonの積率相関係数を算出した(Table 5)。立位検査の開眼片脚立位で、単位時間軌跡長、外周面積ならびに矩形面積が、身体表象操作検査における安定条件の表象操作時間ならびに表象操作時間差との間に弱い正の相関を示した。重心動揺が小さい者ほど表象操作時間が短く、表象操作時間差が小さいことを意味した。また、立位検査の閉眼両脚立位時の4つの指標全て(総軌跡長、単位時間軌跡長、外周面積、矩形面積)が、身体表象操作検査における不安定条件の表象操作時間との間に弱い正の相関を示し、重心動揺が小さい者ほど表象操作時間が短いことを意味した。さらに、単位時間軌跡長差と表象操作時間差の間にも弱い正の相関が示された。これは、単位時間軌跡長差が小さい者ほど表象操作時間差が小さいことを意味した。

なお、開眼片脚立位30秒の保持が可能か否かに第一趾外反角度が関連するとの結果が得られていたので、第一趾外反角度の影響を除く開眼片脚立位と身体表象操作との偏相関係数を算出した(Table 5)。開眼片脚立位時の単位時間軌跡長と身体表象操作における安定条件の表象操作時間ならびに表象操作時間差との間に見られた相関が有意ではなくなり、代わりに開眼片脚立位時の総軌跡長と身体表象操作検査における安定条件の表象操作時間ならびに表象操作時間差との間に有意な正の相関が示された。いずれも、重心動揺が小さい者ほど表象操作時間が短く、表象操作時間差が小さいことを意味している。また、閉眼両脚立位検査の4つの指標全てと足蹠面積との間に有意な相関が見られたため、足蹠面積の影響を除く閉眼両脚立位と身体表象操作との偏相関係数を算出したが、身体表象操作検査の不安定条件と関連することを示す結果にほぼ変化はなかった。

## 考 察

立位検査成績の特徴分析を通じて、Bohannon et al. (1984)の報告通り、閉眼両脚立位時よりも開眼片脚立位時の重心動揺が大きいこと、また片脚立位検査の指標として重心動揺も保持時間に相当する有効性を有することを確認した。次いでMentz et al. (2005)の報告通り、足部の構造・機能と平衡性機能が関連することも一部確認した。表象操作時間に関しては、安定条件下での高齢者の表象操作時間の平均値を1048.5 msと報告したWatanabe & Takamatsu (2014)や、1391.3 msとしたWatanabe (2016)と、ほぼ同水準の値が得られた。さらにWatanabe (2016)が指摘したように、表象操作時間差は身体表象操作能力の低さを意味することも確認した。これらより、本研究で得られた測定値はいずれもが妥当なものであると認められた。

その上で立位検査と身体表象操作検査の関連を分析した結果、片脚立位検査は身体表象操作検査の安定条件ならびに条件間の差分との間に有意な相関を示し、不安定条件とは無相関であった。逆に、閉眼両脚立位は身体表象操作検査の不安定条件とのみ有意に相関した。これらより、重心動揺を指標とした場合の開眼片脚立位検査には身体表象の変形に類する心的操作が、閉眼両脚立位には身体表象の想起が主に関与することがわかった。片脚立位検査には静的平衡と動的平衡が混在する(望月, 2008)が、高齢期には姿勢保持能力が低下して重心動揺が大きくなる(橋詰・伊東・丸山・齋藤・石川, 1986)ことから、立位限界近くまで動揺した姿勢を回復しようとして頻繁に動的平衡が必要とされた可能性が高い。一方、閉眼両脚立位時には視性情報が失われた中で深部感覚系による姿勢制御を行う必要があるため、静的平衡の関与が大きかったと考えられる。そのため、開眼片脚立位検査は身体表象の変形操作を共通項として身体表象操作検査の安定条件と結びつき、一方閉眼両脚立位検査は身体表象の想起を共通項として

身体表象操作検査の不安定条件と結びついたと推測できる。さらに、転倒経験者の片脚立位保持時間が未経験者より有意に短いことや (Thomas & Lane, 2005), 保持時間 5 秒未満の者で転倒リスクが著しく高まること (Vellas et al., 1997) から、片脚立位検査の成績が転倒リスクを予測することはすでにわかっている。これに本研究で見出した、片脚立位に身体表象の変形操作が関与するとの知見を加えると、高齢者が転倒しやすくなる主要な要因の 1 つが、身体表象の変形機能の低下にあるとの推論が成り立つ。片脚立位検査は、この機能を敏感に捉えることに特徴があると言えるだろう。両脚立位から片脚立位に移行する際の重心動揺量に相当すると仮定した単位時間軌跡長差が、表象操作時間差と有意な相関を示したことも、本研究で取り上げた身体表象操作という認知機能が、歩行時の転倒リスクに関係する可能性を示すものである。

本研究では、片脚立位検査の指標に重心動揺を用いることで、上述のような新たな示唆を得ることができた。一方、一般的な片脚立位検査では依然として立位保持時間を指標とすることが多い。その場合、片脚立位開始直後の静的平衡性と立位限界間際の動的平衡性が混在する (望月, 2008) ことから、認知機能との関連は曖昧になりがちである。しかし、日常場面における片脚立位検査の多様なニーズを勘案すると、立位保持時間が有用な指標の 1 つであり続けることに変わりはない。そのため、検査目的に応じて適切な指標を選択できるように、指標ごとの特徴を明らかにしておく作業が必要になる。また、今回使用した重心動揺も、その指標の全てが身体表象操作と関連したわけではない。指標ごとに特性は異なるため、片脚立位時の重心動揺指標の特性分析を進めて、検査手続きの標準化を図る必要があるだろう。

---

### 実践へのサジェスション

---

開眼片脚立位は、高齢期における運動機能の低

下、特に変形性関節症や神経・筋肉等の疾患による運動器不安定症のスクリーニングに使用されることが多い。また近年は、要介護とその前段階のフレイルに至る前兆として、筋量・筋力の低下を意味するサルコペニアが注目され、立位能力と下肢筋力との関連等について検討が進んでいる (宮崎ほか, 2004)。だが、高齢者の立位保持時間や安定度が低下する要因は多様であり、中でも再転倒と関連する最も強い予測因子が平衡性機能であったこと (Stalenhoef, et al., 2002) を忘れてはならない。外見から判断できる運動器の疾患や筋肉量の減少だけではなく、特に動的平衡の維持に不可欠な身体運動の制御機能 (身体表象の変形機能) には十分な注意を払う必要がある。この機能は、主に大脳皮質の運動関連領域によって担われ (渡部, 2013)、脳卒中急性期リハビリテーションにおける回復度を反映することもわかっている (渡部ほか, 2011)。すなわち開眼片脚立位は、指標や手続きの工夫次第で、高齢者の運動機能に関する多面的な情報を引き出すことができる検査であると言える。

また片脚立位検査は、実施の簡便性や転倒等を予測する基準連関妥当性が高く評価され、近年は高齢者の認知機能スクリーニング検査としても有望視されている (村田ほか, 2009)。例えば Tabara et al. (2015) は、開眼片脚立位が 20 秒以下だった者に、脳小血管疾患や認知機能低下のリスクが高まることを報告している。だが、片脚立位検査だけで認知機能障害に対する信頼性の高いスクリーニングを行うことは、現時点では難しい。北村・今井 (2000) は、我が国の代表的認知症スクリーニング検査である HDS-R に、WAIS-R の理解問題と積木問題を組み合わせて実施することにより、認知症初期患者の判別率が向上して 82.5% に至ったと報告している。また、Shimada, Makizako, Doi, SungChul, & Sangyoon (2017) は、単一の領域よりも複数の領域における認知機能低下がその後の認知症発症を予測することを指摘している。境界例や多様な症状に対応するには、こ

これらの例のように片脚立位を含む検査のバッテリー化が不可欠である。片脚立位検査の効果的で統一的な検査手法を確立するとともに、他の立位検査とバッテリー化を図ることで、高齢者の運動・認知の両面に対するより正確なスクリーニングが可能になると期待される。

## 引用文献

- Bauer, C., Grogger, I., Rupprecht, R., & Gahmann, G. K. 2008 Intrasection reliability of force parameters in community-dwelling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **89**, 1977-1983. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.02.033
- Binda, S. M., Culham, E. G., & Brouwer, B. 2003 Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults. *Experimental Aging Research*, **29**, 205-219. DOI: 10.1080/03610730303711
- Bohannon, R. W., Larkin, P. A., Cook, A. C., Gear, J., & Singer, J. 1984 Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical Therapy*, **64**, 1067-1070.
- Browne, J., O'Hare, N., O'Hare, G., Finn, A., & Colin, J. 2002 Clinical assessment of the quantitative posturography system. *Physiotherapy*, **88**, 217-223. DOI: 10.1016/S0031-9406(05)60413-0
- Fujita, H., Kasbuchi, K., Wakata, S., Hiyamizu, M., & Morioka, S. 2016 Role of the frontal cortex in standing postural sway tasks while dual tasking: A functional near-infrared spectroscopy study examining working memory capacity. *BioMed Research International*, **2016**, Article ID 7053867. DOI: 10.1155/2016/7053867
- 橋詰謙・伊東元・丸山仁司・齋藤宏・石川誠 1986 立位保持能力の加齢変化 日本老年医学会雑誌, **23**, 85-92. DOI: 10.3143/geriatrics.23.85
- Hauck, J. L., Carpenter, G. M., & Frank, S. J. 2008 Task-specific measures of balance efficacy, anxiety, and stability and their relationship to clinical balance performance. *Gait & Posture*, **27**, 676-682. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.09.002
- 平山恵造 2010 神経症候学：改訂第二版Ⅱ 文光堂
- 北村世都・今井幸充 2000 WAIS-R を用いた軽度痴呆鑑別の試み 老年精神医学, **11**, 289-297.
- Luria, R., & Meiran, N. 2005 Increased control demand results in serial processing: evidence from dual-task performance. *Psychological Sciences*, **16**, 833-840. DOI: 10.1111/j.1467-9280.2005.01622.x
- 松原建史・柳川真美・黒柳洋介・幸田貴美子・江上裕子・小池城司・神宮純江 2008 福岡市とその近郊に居住する者の性別・年齢階級別における体力レベルの実態と加齢変化ならびに評価基準 日本公衆衛生雑誌, **55**, 11-18. DOI: 10.11236/jph.55.1\_11
- Mentz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. 2005 Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, **60**, 1546-1552. DOI: 10.1093/gerona/60.12.1546
- 宮崎純弥・山下輝昭・寺本咲子・根岸志保・相馬正之・小野武也・吉村茂和 2004 下肢筋力が片脚立位保持と重心動揺に及ぼす影響について 理学療法学 Supplement, **32**. DOI: 10.14900/cjpt.2004.0.A1094.0
- 望月久 2008 バランス能力測定法としての直立検査 理学療法—臨床・研究・教育, **15**, 2-8.
- 望月久・金子誠喜 2009 基本バランス能力テストの考案と信頼性・妥当性・臨床的実用性の検討 理学療法科学, **24**, 329-336. DOI: 10.1589/rika.24.329
- 村田伸・甲斐義浩・溝田勝彦・山崎先也・弓岡光徳・大田尾浩・武田功 2006 地域在住高齢者の開眼片脚立ち保持時間と身体機能との関連 理学療法科学, **21**, 437-440. DOI: 10.1589/rika.21.

- 437  
 村田伸・太田尾浩・村田潤・堀江淳・宮崎純弥・溝田勝彦 2009 地域在住高齢者の転倒と身体・認知・心理機能に関する前向き研究 理学療法科学, **24**, 807-812. DOI: 10.1589/rika.24.807
- 奈良勲・内山靖 (編) 2004 姿勢調節障害の理学療法 医歯薬出版
- 新野直明・安村誠司・芳賀博・上野春代・太島美栄子・樋口洋子 1995 農村部在宅高齢者を対象とした転倒調査: 季節別にみた転倒者の割合と転倒発生状況 日本公衆衛生雑誌, **42**, 975-981.
- 日本平衡神経科学会 1994 平衡機能検査の実際 南山堂
- Piaget, J. & Inhelder, B. 1948 *La représentation de l'espace chez l'enfant*, Paris: Presses Universitaires de France. (F. J. Langdon & J. L. Lunzer, Trans. The child's conception of space. London: Routledge & Kagan Paul.)
- Rubenstein, L. Z., & Josephson, K. Z. 2002 The Epidemiology of falls and syncope. *Clinics in Geriatric Medicine*, **18**, 141-158. DOI: 10.1016/S0749-0690(02)00002-2
- Shimada, H., Makizako, H., Doi, T., SungChul, L., & Sangyoon, L. 2017 Conversion and reversion rates in Japanese older people with mild cognitive impairment. *Journal of the American Medical Directors Association*, **18**, 808.e1-808.e6. DOI: 10.1016/j.jamda.2017.05.017
- Stalenhoef, A. P., Diederiks, J. P., Knottnerus, A. J., Kester, D. A., & Crebolder, F. H. 2002 A risk model for the prediction of recurrent falls in community-dwelling elderly: A prospective cohort study. *Journal of Clinical Epidemiology*, **55**, 1088-1094. DOI: 10.1016/S0895-4356(02)00502-4
- 鈴川芽久美・島田裕之・牧迫飛雄馬・渡辺修一郎・鈴木隆雄 2009 要介護高齢者における転倒と骨折の発生状況 日本老年医学会雑誌, **46**, 334-340. DOI: 10.3143/geriatrics.46.334
- Tabara, Y., Okada, Y., Ohara, M., Uetani, E., Kido, T., Ochi, N., Nagai, T., Igase, M., Miki, T., Matsuda, F., & Kohara, K. 2015 Association of postural instability with asymptomatic cerebrovascular damage and cognitive decline: The Japan Shimanami health promoting program study. *Stroke*, **46**, 16-22. DOI: 10.1161/STROKEAHA.114.006704
- Thomas, I. J., & Lane, V. J. 2005 A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of fall risk in frail elderly patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **86**, 1636-1640. DOI: 10.1016/j.apmr.2005.03.004
- 植屋清見・小山慎一 2011 文部科学省新体力テストに関する高齢者の体力・ADL・QOL と日常生活実態の関連 帝京科学大学紀要, **7**, 25-34.
- 梅本かほり・橋本伸也 2014 片脚立位移行時の重心動揺変化について 藤女子大学 QOL 研究所紀要, **9**, 45-52.
- Vellas, B. J., Wayne, S. J., Romero, L., Baumgartner, R. N., Rubenstein, L. Z., & Garry, P. J. 1997 One-leg balance is an important predictor of injurious falls in older persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, **45**, 735-738. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb01479.x
- Watanabe, M. 2011 Distinctive features of spatial perspective-taking in the elderly. *International Journal of Aging and Human Development*, **72**, 225-241. DOI: 10.2190/AG.72.3.d
- 渡部雅之 2013 空間的視点取得の脳内機序と生涯発達 心理学評論, **56**, 357-375.
- Watanabe, M. 2016 Developmental changes in the embodied self of spatial perspective taking. *British Journal of Developmental Psychology*, **34**, 212-225. DOI: 10.1111/bjdp.12126
- 渡部雅之・片木良典・石川王泰・川村渉 2011 脳卒中急性期リハビリテーションによる認知的回復 滋賀大学教育学部紀要, **60**, 7-10.

渡部雅之・高松みどり 2014 空間的視点取得における仮想的身体移動の幼児期から成人期に至る変化 発達心理学研究, **25**, 111-120.

Watanabe, M, & Takamatsu, M. 2014 Spatial perspective taking is robust in later life. *International Journal of Aging and Human Development*, **78**, 277-297. DOI: 10.2190/AG.78.3.d

山川瑠奈・安彦哲平・大杉紘徳・足立愛実・井上椋大・二階堂素子・窓場勝之・阿波邦彦・白岩加代子・堀江淳・村田伸 2016 軽度認知機能障害に該当する高齢者の身体機能・活動能力・精神機能の特徴 ヘルスプロモーション理学療法研究, **6**, 59-64. DOI: 10.9759/hppt.6.59

#### 謝辞

松田繁樹氏（滋賀大学准教授）より足蹠形状と足趾筋力の測定への協力と論文執筆時の貴重なご助言を頂戴しました。感謝申し上げます。

#### 付記

本研究は JSPS 科研費 JP 15K04060 の助成を受けたものです。

## Features of the one-leg standing test with eyes open focusing on the body image operation

Postural balance function is an important factor which explains and predicts falls or fall anxiety in older adults. The relationship between the one-leg standing test and cognitive measures is not sufficiently clear. In this study, we focused on body image operation as a cognition measure and aimed to examine the relationship between the one-leg standing test with eyes open and the body image operation test, in order to elucidate the features of the one-leg standing test from the point of how the retrieval and transformation of body representation can be measured. Sixty-eight adults aged 60–86 years ( $70.91 \pm 5.81$  years, 30 males) were evaluated in postural sway tests under two conditions, standing on one leg with their eyes open and standing on both legs with their eyes closed. Movement distance and area of body sway were automatically measured by the posturography. They also participated in a video game test of body image operation, which measured the response time of recall or transformation of their body image. The correlation coefficient between the area of body sway in the one-leg standing test and the response time in the body image operation test was significant ( $r=.339$ ,  $p<.01$ ). On the other hand, the correlation coefficient between the length of body sway in the closed eyes standing test and the operational speed in body image operation test was significant ( $r=.399$ ,  $p<.01$ ). These results did not change when partial correlation coefficients were calculated excluding the effect of the shape of the sole. We conclude that the one-leg standing test with eyes open includes body image operation. The one-leg standing test may be an important contribution to the screening of both motor and cognitive functions, after standardizing the test and developing a test battery to examine the equilibrium function of older adults.

**Key words** ⇒ aging, postural balance, standing position, body image

### Author

WATANABE Masayuki (Faculty of Education, Shiga University)