

【論文】

歩行運動イメージの加齢変化¹ —実際運動能力の個人差との関連性—

小手川 耕 平・寺 本 渉
熊本保健科学大学 熊本大学

Aging in Gait Motor Imagery: An Association with Actual Motor Ability

Kohei KOTEGAWA (Kumamoto Health Science University)
Wataru TERAMOTO (Kumamoto University)

要旨 (Abstract)

Motor imagery that mentally simulates movement without actually moving the body is found to differ for every individual. However, the differences between the individual mechanisms behind motor imagery remains unclear. Previous studies suggest that gait motor imagery change to inaccuracy with aging. In our previous study showed that the time of gait motor imagery was slower, and prefrontal cortex (PFC) activity change in older adults due to individual differences in motor ability. In the present study, we investigated how the gait motor imagery accuracy is associated with individual motor ability. The results showed that compared to participants with lower motor ability, participants with higher motor ability had accurate mental walking times and increased PFC activity when doing more difficult tasks. These results suggest that the older adults' motor imagery accuracy and cortical activation (e.g. PFC activity) during mental walking changes with individual differences in their motor ability.

キーワード (Keywords) : 運動イメージ, 高齢者, 運動機能, 個人差

はじめに

私たちヒトが日常生活における様々な行為を苦もなく遂行できる背景には、脳内における運動の意図・企画、制御、感覚情報処理がそれぞれ密接に連携しながら正常に機能していることが必要である(内藤・水口・上原・雨宮, 2013)。例えば、人通りの多い交差点を横断する場合を考えると、信号の色や人の多さなどの視覚情報を瞬時に処理し、すれ違う人の隙間を通れるのか、青信号を時間内に渡れるのかを瞬時に、意識的あるいは無意識的に判断し、信号を渡るという行為を遂行している。この行為は雨の日や携帯で電話をしている最中など、その時々々の個々の状況あるいは環境によっても多彩に変化する。ヒトはこれらの状況変化に上手く対応し、自己の運動を制御することによって様々

な環境に適応している。

しかしながら、加齢に伴いこれらの運動制御（適応）能力が低下してくることはいうまでもない。例えば、2016年の高齢者における歩行中の死亡事故は約1000人で、これは高齢者の年間死亡事故の7割以上を占める（内閣府, 2017）。また、転倒による高齢者の救急搬送数はここ数年で5万人を超え、救急搬送された高齢者の約8割にも達する（東京消防庁, 2017）。この背景の一因には、行為を遂行するために必要な運動の意図・企画、制御、感覚情報処理の三位一体の循環が加齢に伴って低下している可能性が考えられる（内藤他, 2013）。これらの状況を踏まえて、近年では高齢者や脳損傷患者の運動機能の回復を目指すリハビリテーション（リハビリ）において、主に運動の意図・企画に着目して、運動イメージを用いた介入が試みられている。

運動イメージ

人間には、実際に運動を伴わなくても、心的に運動を想像する能力があり、この心的過程は「運動イメージ」と呼ばれる（内藤他, 2013）。運動イメージとは「行動する主体がある一定の行為をシミュレートするダイナミックな状態」と定義される（Decety & Jeannerod, 1996）。Jeannerod (1994) は、運動イメージは運動を行う意図や内容への意識的な接近の結果を表しており、通常であれば動作の準備中に無意識的に行われるとしている。ここでいう運動を行う意図や内容とは、脳の中に蓄えられている運動制御のための内部モデル（目的の行為を生成するのに必要な運動指令信号である逆モデル、及び行為の感覚フィードバック予測である順モデル）に相当する。Decety & Jeannerod (1996) は、運動準備と運動イメージは異なる脳内過程ではなく、脳内処理の程度（意識もしくは無意識）の差に過ぎないと述べている。事実、運動イメージ中には運動前野、補足運動野、頭頂葉および小脳など実際運動（および内部モデル）に関与する脳領域が、実際の運動を実行せずとも活動する（la Fougere et al., 2010; Hanakawa, Dimyan, & Hallett, 2008）。また、運動イメージを用いた筋力トレーニングのみでも、実際運動には劣るものの筋力増強効果がみられる（Yue & Cole, 1992）。以上は、実際運動と運動イメージは同じような神経基盤によって制御されていることを示唆する。

こうした背景から、リハビリでは運動イメージを用いた介入により機能回復を図り、目的とする動作の再獲得を目指す試みがある。通常のリハビリにおいては、対象者が実際に身体を動かし、身体部位に一定の負荷をかけて動作の再獲得を目指す。一方で、運動イメージを用いた介入は、実際運動を伴わないため、対象者が実際の運動を行うことが困難な場合や転倒リスクが伴う場合にも安全に目的とする動作を獲得させる手段となることが期待されている。しかし、高齢者には様々な機能低下があり、また、個々の機能には大きな個人差がある。例えば、高齢者の歩行能力は加齢とともに低下し（Doherty et al., 2018; Shimada, Makizako, Doi, Tsutsumimoto, & Suzuki, 2015）、加齢に伴って歩行スピードは遅くなる（Tolea et al., 2010）。また、バランスなどを含めた歩行能力の個人差は増加する（Osoba, Rao, Agrawal, & Lalwani, 2019）。加えて、高齢者では歩行能力に依存して実際運動中の脳活動が異なることも示されている（Chen et al., 2017; Godde & Voelcker-Rehage, 2010; Harada, Miyai, Suzuki, & Kubota, 2009）。運動イメージが行為をシミュレートするダイナミックな状態であるならば、高齢者の運動イメージやその神経基盤にも身体機能の加齢変化およびその個人差が反映される可能性が高い。

歩行運動イメージの加齢変化とその個人差

Personnier, Kubicki, Laroche, & Papaxanthis (2010) は、歩行課題を用いて歩行運動イメージの加齢変化を調べた。歩行課題は、若齢者と高齢者を対象に3種類の幅(15, 25, 50 cm)で距離5 mの通路を、はみ出さないように自然なスピードで実際に歩かせる時間(Actual walking time: AWT)と、歩行運動イメージの想起時間(Mental walking time: MWT)を測定している。若齢者を対象とした研究ではAWTとMWTは一致し(Decety & Jeannerod, 1996)、課題が難しくなればAWTもMWTも大きくなることが知られている。実験の結果、若齢者はAWTとMWTに有意な差は認められず、実際歩行と運動イメージの遂行時間はほぼ同様の傾向を示した。一方で、高齢者は実際歩行よりも運動イメージの遂行時間を遅く見積もっていた。したがって、高齢者では自己の実際歩行に対して歩行の運動イメージ時間を過大評価する傾向にあり、身体の動きを正確にイメージできていないことを示唆している。高齢者は身体の動きを正確にイメージできないことは手のリーチ課題でも報告されており(Robinovitch & Cronin, 1999)、身体部位によらず高齢者の運動イメージに歪みが生じることが示唆される。

Godde & Voelcker-Rehage (2010) は、高齢者51名を運動能力により高機能群と低機能群に分け、簡単な歩行と難しい歩行運動イメージ中の脳活動についてfMRIを用いた測定した。その結果、難しい歩行運動イメージ中に高機能群では補足運動野がより賦活したのに対し、低機能群では背外側前頭前野(dorsolateral prefrontal cortex: dorsolateral PFC)の賦活がみられたことを報告している。Kotegawa, Yasumura, & Teramoto (2021) はPersonnier et al. (2010) の歩行課題を用いて高齢者の歩行運動イメージの特性とイメージ中の脳活動についてfNIRSを用いて調べた。その結果、歩行課題における実際歩行時間の総和(Σ AWT)を歩行運動機能の指標としたところ、歩行運動能力の低い高齢者は若齢者と同様にPFCが活動した一方、歩行運動能力の高い高齢者は特に難しい課題の場合には両側のPFCの活動が低下した。これらの結果は、高齢者においては実際運動能力の個人差によって運動イメージ中の脳活動(PFC活動)が異なることを示唆している。

しかし、Kotegawa et al. (2021) では、運動イメージの正確性を示す指標であるIP (Index of performance: $(\text{AWT} - \text{MWT}) / \text{AWT} \times 100$; Personnier et al., 2010) の個人差は、 Σ AWTでは説明できなかった。運動イメージの個人差を測る指標には、IPのほか、主観的な質問紙を用いてイメージの鮮明さを確認する方法(Isaac, Marks, & Russell, 1986)や、身体図形を用いた心的回転(Mental Rotation: MR)課題(Parsons, 1987, 1994; Sekiyama, 1982)などがある。その中でもIPは運動イメージの個人差に比較的敏感な指標である(小手川・寺本・積山, 2019)。にもかかわらず、高齢者の運動機能とIPとの間に関連性が見られなかったことは、運動機能の指標である Σ AWTは高齢者の運動機能が十分に反映されていない可能性を示すものである。歩行課題におけるAWTは(通路幅のバリエーションはあるものの)単純に5 mを歩く速度を表すものであり、日常の歩行機能の個人差を十分反映したものとは必ずしもいえないのかもしれない。そこで本研究では、より広範な歩行機能の指標であるTimed Up & Go Test (TUG; Podsiadlo & Richardson, 1991)を用いて、高齢者における運動イメージの正確性の特徴を、実際歩行能力の個人差で捉えることができるのかを探ることを目的とした。TUGは、歩行スピードだけでなく、立位バランスや筋力、日常生活活動、転倒リスクとも関連することが知られており、高齢者の身体能力を包括的に測定できるとされる(我満他, 2014; Podsiadlo & Richardson, 1991)。このTUGの成績を基準として高齢者を2群に分け、運動イメージの正確さ、および運動イメージ中のPFC活動の個人差を調べた。また、若齢者を追加して比較することで、加齢による変化が高齢者に特有のものかを調べた。TUGを指標とした実際歩行能力の低い高齢者はそうでない個人と比較して、

運動イメージがより不正確になると予測された。高齢者の身体能力をより客観的な手法（TUG）で捉えた際の、運動イメージの変質に関する個人差が明らかになることで、運動イメージを用いたりハビリテーションにおける身体能力の個人差に応じた介入方法の提案に繋がる可能性がある。

方法

対象および倫理的配慮

特に既往歴のない健常な右利き若齢者と高齢者を対象とし、若齢者は24名（平均年齢22.2歳, $SD = 2.0$, 男性11名, 女性13名）、高齢者は24名（平均年齢73.8歳, $SD = 3.9$, 男性10名, 女性14名）であった。なお、若齢者と高齢者の一部には、我々の先行研究（Kotegawa et al., 2020, 2021）と同じ対象者が含まれていた。

事前に本研究への参加は対象者の自由意志によることを説明し、研究内容および個人情報の保護について口頭と書面にて十分に説明をおこない、書面にて同意を得られた者を対象とした。また、本研究の実施にあたっては熊本大学倫理委員会の承認を得た（承認番号：44, 2018）。

実施方法

認知機能および運動機能の測定 高齢者の全般的認知機能を測定するために Mini Mental State Examination（Folstein, F., Folstein, E., & Mchugh, 1975）（MMSE）を用いた。また、歩行を含めた包括的な身体機能を測定するためTUGを用いた。TUGは「運動器の機能向上マニュアル」（厚生労働省, 2009, p. 59）において定める方法で実施した。具体的には、対象者は椅子から立ち上がり3 m先の目印を折り返し、再び椅子に着座するまでの時間を計測した。スタート肢位は椅子の背もたれに背中をつけた姿勢とし、実験者の声かけに従い、転倒しない程度なるべく速く回らせた。測定は対象者の背中が離れたときから、立ち上がって再び着座するまでの時間（10 msまで記録）をストップウォッチにて測定した。また、2回測定を行い、より速い方を採用した。なお、指示は「できるだけ速く回って下さい」に統一した（小走りも可能であるが、転倒に十分気をつけた速度）。

歩行運動イメージの測定 Personnier et al. (2010) の歩行課題を参考に、熊本大学および熊本保健科学大学の静かな場所に作成された歩行課題を用いた（Figure 1）。歩行課題は黒い線が引かれた3種類の異なる幅（15, 25, 50 cm）で、長さが一定（5 m）の通路を、実験参加者に線からはみ出さないように、なるべく自然なスピードで実

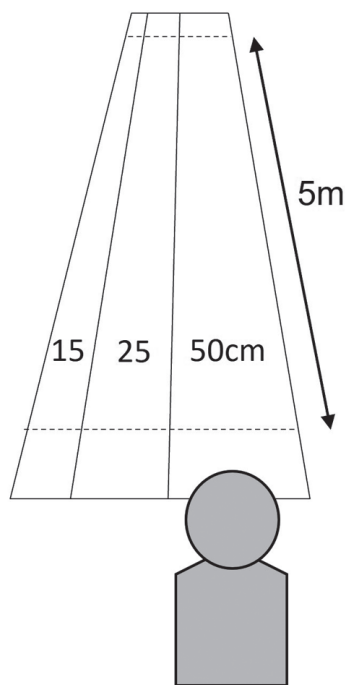


Figure 1. 実験に用いた歩行課題。黒い線が引かれた3種類の異なる幅（15, 25, 50 cm）で、長さが一定（5 m）の通路を用いた。

際に歩く、もしくは歩く運動イメージをさせ、それぞれの課題遂行時間 (AWT, MWT) を計測した。課題は2種類 (実際歩行、歩行運動イメージ) を異なる通路幅 (15, 25, 50 cm) で、各通路幅で6試行ずつ計36試行を、課題内でランダムに呈示した。時間計測は実験参加者の右手にストップウォッチを持たせ、実際歩行 (もしくは、歩行運動イメージ) 開始時および、身体すべてがゴール位置を超えたら (もしくは、イメージの終了時)、それぞれストップウォッチを実験参加者自身に押させた (10 ms まで記録)。なお、運動イメージは自分が実際に歩行課題を行っているように見たり感じたりする一人称イメージで想起させた。

脳活動の測定 運動イメージ中のPFCの脳活動測定には、functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS, OEG-16; Spectratech社、東京、日本) を用いた。装置は前頭部に装着し、プローブの中心はFpz (国際10-20法) に合わせた。歩行イメージ課題の脳活動計測は、実験参加者をスタート位置に立たせ、提示した通路をはみ出さないように自然なスピードで歩く運動イメージ中のPFCの活動を記録した。課題は、何も考えずに前方の点 (6 m先に目の高さで提示した黒い丸印) を注視する安静20秒と、提示した通路の歩行運動イメージを行う課題20秒 (課題中の歩行運動イメージは通路5 mを越えても真っ直ぐに歩き続けるイメージ) を6試行ずつ交互に行わせたものを1ブロックとし、各通路幅を異なるブロックで行った。なお、課題と休憩は口頭で指示し、提示する通路幅の順番は実験参加者ごとにランダムとした。得られた16チャンネルのoxy-Hb値は、各チャンネルで、線形補正を実施したうえで、試行ごとに安静時の最後の5秒をベースラインとして正規化し (z-score)、ブロック内の6試行分を加算平均処理した。加えて、得られた1-6チャンネルの平均を右PFC (right PFC: rPFC)、7-10チャンネルの平均を前頭極 (frontal pole: FP)、11-16チャンネルの平均を左PFC (left PFC: lPFC) の活動とした (Kotegawa et al., 2020のFigure 1参照)。なお、歩行課題と歩行運動イメージ中のPFC活動測定は、歩行課題、PFC活動測定の順で同日に実施した。

分析方法 得られたデータに対してShapiro-Wilk検定を行い、正規分布に従うことを確認した。歩行課題の行動学的指標においては、各通路幅 (15, 25, 50 cm) ごとAWTとMWTの平均時間を算出した。まず、本研究で得られた高齢者のデータが、運動イメージに関する先行研究 (Decety & Jeannerod, 1996; Kotegawa et al., 2021; Personnier et al., 2010) と一致するのかを確認するため、若齢者のデータを追加して分析した。歩行課題における若齢者と高齢者のAWTおよびMWTを比較するため、群 (若齢者、高齢者) と課題条件 (AWT, MWT)、通路幅 (15, 25, 50 cm) において3要因の混合計画分散分析を行った。また、通路幅ごとに運動イメージの正確さを検討するため、指標であるIPを計算した。 $IP = (AWT - MWT / AWT) \times 100$ で算出され、0に近いほどAWTとMWTに差がなく、運動イメージがより正確にできているとされる (Personnier et al., 2010)。IPの数値が正になるとAWTよりMWTを短く見積もっており歩行運動イメージ時間を過小に評価する傾向、数値が負になるとAWTよりMWTを遅く見積もっており歩行運動イメージ時間を過大に評価する傾向であるとされる。若齢者および高齢者の評価傾向を明らかにするため、2群 (若齢者、高齢者) におけるすべての通路幅のIPを従属変数として2要因の混合計画分散分析を行った。また、通路幅のIPごとにゼロとの間で1標本によるt検定を行った。加えて、AWTとMWTの関連を調べるために、通路幅ごとにピアソン積率相関係数を算出し、有意性検定を実施した。

さらに、高齢者における実際運動能力の個人差と運動イメージの正確さの関係を明らかにするため、

TUGの測定結果をもとに高齢者を2群に分けた。すなわち、高齢者をTUGの遂行時間が速い順に並べたうえで、前半と後半それぞれ12名ずつに分け、TUGの遂行時間が速い群を高運動機能群 (Old-high)、遅い群を低運動機能群 (Old-low) とした。高齢者2群間における運動イメージの正確さを比較するために若齢者 (Young) のデータを追加し、歩行課題の遂行時間 (AWT, MWT) を従属変数として、3群 (Young, Old-high, Old-low) と課題 (AWT, MWT) と通路幅 (15, 25, 50 cm) における3要因の混合計画分散分析を行った。また、すべての通路幅のIPを従属変数として、3群 (Young, Old-high, Old-low) と通路幅 (15, 25, 50 cm) における2要因の混合計画分散分析を行った。さらに、IPについて高齢者2群 (Old-high, Old-low) の通路幅ごとにゼロとの間で1標本による t 検定を行った。加えて、高齢者2群におけるAWTとMWTの関連をそれぞれ調べるために、通路幅ごとにピアソン積率相関係数を算出し、有意性検定を実施した。

歩行運動イメージ中のPFC活動の群間差を検討するため、課題中のoxy-Hb (z-score) を従属変数として、3群 (Young, Old-high, Old-low) と脳部位 (rPFC, FP, IPFC) と通路幅 (15, 25, 50 cm) における3要因の混合計画分散分析を行った。

各分散分析では、球形性の仮定がMauchlyの球面性検定で満たされているかどうかを計算した。また、球形性の仮定が棄却された場合、Greenhouse-Geisserのイプシロンを使用して自由度の調整を行った。

結果

認知機能および運動機能の測定結果

全高齢者におけるMMSEの得点は 29.04 ± 0.21 ($M \pm SE$) で、本研究に参加した高齢者の全般的認知機能は保たれていた。一方で、TUGの遂行時間は、若齢者 5.14 ± 0.10 秒、高齢者 6.30 ± 0.20 秒で2群間に有意差が認められた ($t(46) = 4.82, p < .001, r = .58$)。したがって、高齢者は若齢者と比較して、歩行スピードや立位バランス、筋力などの実際運動能力が有意に低下している可能性が示された。

若齢者と高齢者における歩行運動イメージの比較

歩行課題のAWTとMWTにおける遂行時間について全実験参加者の平均値をFigure 2A、各通路幅のIPの平均値をFigure 2Bに示す。各課題の遂行時間 (AWT, MWT) を従属変数とした3要因混合計画分散分析の結果、群には主効果はみられず、課題条件と通路幅には主効果がみられた (群, $F(1, 46) = 1.14, p = .291, \eta^2 = .01$; 課題条件, $F(1, 46) = 5.85, p = .020, \eta^2 = .03$; 通路幅, $F(1.07, 49.05) = 53.27, p < .001, \eta^2 = .09$)。また、群と通路幅における交互作用がみられ ($F(1.07, 49.05) = 8.86, p = .004, \eta^2 = .02$)、下位検定の結果、通路幅15 cmに群の単純効果が認められた (15 cm, $F(1, 46) = 4.21, p = .046, \eta^2 = .05$; 25 cm, $F(1, 46) = 0.23, p = .631, \eta^2 < .01$; 50 cm, $F(1, 46) = 0.01, p = .932, \eta^2 < .01$)。よって、高齢者は若齢者と比較して、15 cm通路幅においてAWTおよびMWTが有意に遅いことが分かった。

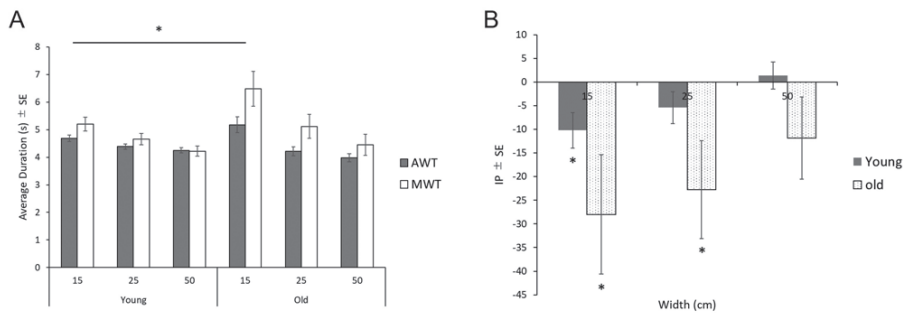


Figure 2. (A) 本研究における歩行課題の結果。値は実際歩行時間 (Actual Walking Time: AWT) と歩行運動イメージ時間 (Mental Walking Time: MWT) の通路幅ごとの全実験参加者 (Young, Old) の平均値である。(B) 全実験参加者 (Young, Old) の歩行課題における運動イメージの正確性 (Index of Performance: IP) の平均。通路幅 15 cm と 25 cm 条件の有意差は、ゼロとの間で 1 標本による t 検定の結果を示す。誤差棒は標準誤差を示す。* $p < .05$

次に、全通路幅のIPを従属変数とした2要因混合計画分散分析の結果、通路幅に主効果がみられたが、群の主効果および群と通路幅の交互作用は認められなかった (群, $F(1, 46) = 2.16, p = .149, \eta^2 = .04$; 通路幅, $F(1.38, 63.55) = 13.09, p < .001, \eta^2 = .02$; 交互作用, $F(1.38, 63.55) = 0.42, p = .584, \eta^2 < .01$)。この通路幅の効果に関する多重比較検定の結果、全ての通路幅間において有意差がみられた (15 cm と 50 cm, $t(46) = 4.00, p < .001, r = .51$; 25 cm と 50 cm, $t(46) = 3.26, p = .002, r = .43$; 15 cm と 25 cm, $t(46) = 2.79, p = .008, r = .38$)。よって、若齢者および高齢者ともに運動イメージの正確さを示すIPの傾向は、すべての通路幅間で異なることが分かった。

各通路幅IPの1標本による t 検定の結果、若齢者では15 cm通路幅においてIP = 0との間に有意差が認められた (15 cm, $t(23) = 2.68, p = .013, r = .49$; 25 cm, $t(23) = 1.56, p = .133, r = .31$; 50 cm, $t(23) = 0.46, p = .652, r = .09$)。一方で、高齢者では15 cmと25 cm通路幅でも有意差がみられた (15 cm, $t(23) = 2.18, p = .040, r = .41$; 25 cm, $t(23) = 2.15, p = .042, r = .41$; 50 cm, $t(23) = 1.34, p = .193, r = .27$)。すなわち、若齢者は15 cm通路幅において運動イメージ時間を過大評価し、高齢者では15 cmに加えて25 cm通路幅でも運動イメージ時間を過大評価することが分かった。さらに、通路幅ごとのピアソン積率相関係数の有意性検定の結果、若齢者ではすべての通路幅においてAWTとMWTとの間に有意な正の相関が認められたが (15 cm, $r = .75, p < .001$; 25 cm, $r = .76, p < .001$; 50 cm, $r = .77, p < .001$)、高齢者ではすべての通路幅において有意な相関がみられなかった (15 cm, $r = .32, p = .128$; 25 cm, $r = .32, p = .125$; 50 cm, $r = .39, p = .057$)。これらの結果により、高齢者では若齢者と異なり、各個人間のAWTとMWTが関連していないことが分かった。

高齢者の実際運動能力の個人差と歩行運動イメージの比較

高齢者における実際運動能力の個人差と歩行運動イメージの正確さの関係を明らかにするため、TUGの測定結果をもとに高齢者を2群に分けた。その結果、TUGの遂行時間が速い群であるOld-highは 5.66 ± 0.08 秒、遅い群であるOld-lowは 6.94 ± 0.30 秒で、両群に有意差が認められた ($t(22) = 3.30, p = .002$)。また、Old-high群では男性9名、女性3名、Old-low群では男性1名、女性11名で、両群に男女比の有意差がみられた ($\chi^2(1) = 8.4, p = .004$)。高齢者2群 (Old-high, Old-low) に若齢者を追

加した各通路幅における歩行課題の遂行時間 (AWT, MWT) の平均値, およびIPの平均値をFigure 3とFigure 4にそれぞれ示す。すべての通路幅のAWTとMWTを従属変数とした3要因混合計画分散分析の結果, 課題条件および通路幅の主効果が認められたが, 群の主効果はみられなかった (群, $F(2, 45) = 3.10, p = .055, \eta^2 = .06$; 課題条件, $F(1, 45) = 7.88, p = .007, \eta^2 = .04$; 通路幅, $F(1.07, 47.99) = 60.64, p < .001, \eta^2 = .11$)。

また, 群と通路幅の交互作用が認められた ($F(2.13, 47.99) = 4.45, p = .015, \eta^2 = .02$)。下位検定の結果, 15 cm通路幅における群の単純効果がみられ (15 cm, $F(2, 45) = 3.79, p = .030, \eta^2 = .09$; 25 cm, $F(2, 45) = 2.68, p = .080, \eta^2 = .06$; 50 cm, $F(2, 45) = 2.85, p = .068, \eta^2 = .07$), 群の単純効果に関する多重比較検定の結果, 若齢者とOld-low間には有意差がみられたが, 若齢者とOld-highおよびOld-highとOld-low間には有意差がみられなかった (若齢者とOld-

low, $t(45) = 2.74, p = .026, r = .38$; Old-highとOld-low, $t(45) = 1.78, p = .081, r = .25$; 若齢者とOld-high, $t(45) = 0.68, p = .497, r = .10$)。すなわち, 歩行課題の遂行時間においては, すべての通路幅でTUGを基準とした高齢者2群間 (Old-high, Old-low) の差はみられないことが分かった。

すべての通路幅のIPを従属変数とした2要因混合計画分散分析の結果, 群および通路幅の主効果が認められたが, 交互作用はみられなかった (群, $F(2, 45) = 3.53, p = .038, \eta^2 = .12$; 通路幅, $F(1.32, 59.46) = 13.32, p < .001, \eta^2 = .02$; 交互作用, $F(2.64, 59.46) = 0.95, p = .412, \eta^2 < .01$)。このうち群の効果に関する多重比較検定の結果, 若齢者とOld-low間およびOld-highとOld-low間には有意差がみられ

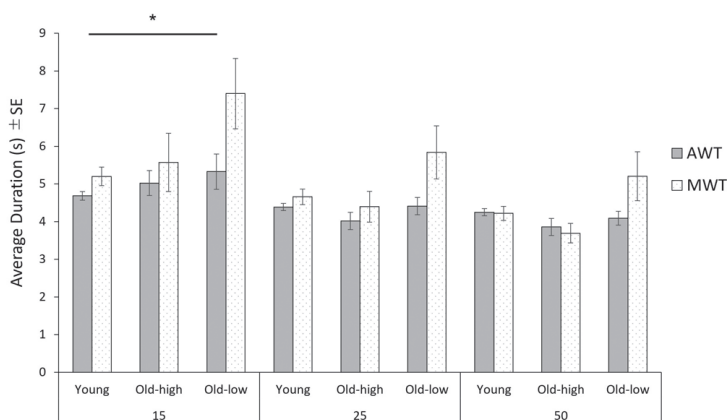


Figure 3. 各群 (Young, Old-high, Old-low) の歩行課題の結果。値は実際歩行時間 (Actual Walking Time: AWT) と歩行運動イメージ時間 (Mental Walking Time: MWT) の通路幅ごとの平均値である。誤差棒は標準誤差を示す。* $p < .05$

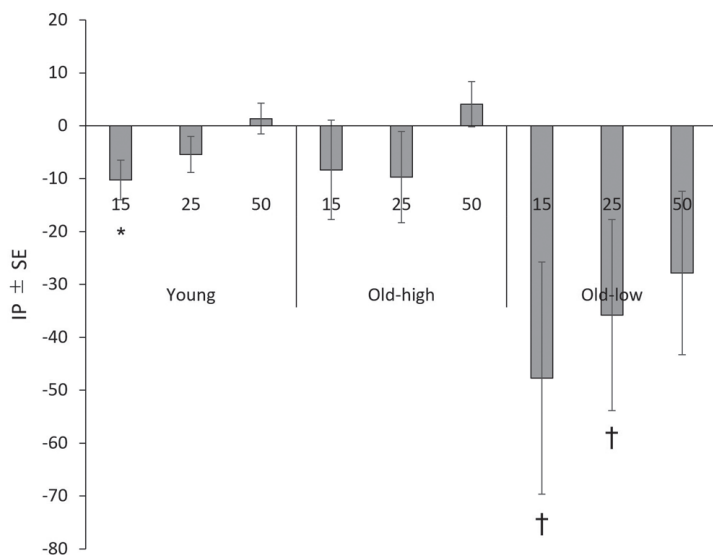


Figure 4. 各群 (Young, Old-high, Old-low) の歩行運動イメージにおける正確性 (Index of Performance: IP) の平均。誤差棒は標準誤差を示す。15 cm と 25 cm 条件の有意差は, ゼロとの間で1標本による t 検定の結果を示す。† $p < .10$, * $p < .05$

たが、若齢者とOld-high間には有意差が認められなかった（若齢者とOld-low, $t(45) = 2.50, p = .048, r = .35$; Old-highとOld-low, $t(45) = 2.17, p = .048, r = .31$; 若齢者とOld-high, $t(45) = 0.01, p = .992, r < .01$ ）。したがって、TUGを基準とした低運動機能の高齢者は高運動機能の高齢者や若齢者と比較してIPの傾向が異なることが示された。

そこで、Old-highとOld-low群における各通路幅のIPの1標本による t 検定の結果、Old-low群のみ15 cmと25 cm通路幅でIPが有意に小さい傾向、すなわち、運動イメージ時間を有意に過大評価する傾向がみられた（15 cm, $t(11) = 2.08, p = .062, r = .53$; 25 cm, $t(11) = 1.90, p = .085, r = .50$; 50 cm, $t(11) = 1.72, p = .113, r = .46$ ）（Figure 4）。さらに、通路幅ごとのピアソン積率相関係数の有意性検定の結果、Old-high群ではすべての通路幅においてAWTとMWTとの間に有意な正の相関が認められたが（15 cm, $r = .70, p = .011$; 25 cm, $r = .63, p = .028$; 50 cm, $r = .79, p = .003$ ）、Old-low群ではすべての通路幅において有意な相関がみられなかった（15 cm, $r = -.01, p = .996$; 25 cm, $r = .06, p = .850$; 50 cm, $r = .24, p = .456$ ）（Figure 5）。したがって、Old-low群はOld-high群と比較して、各個人間のAWTとMWTは関連しておらず、実際歩行と歩行運動イメージの遂行時間は関連していないことが分かった。すなわち、高齢者においては実際運動能力の個人差によって運動イメージの正確さが異なり、高機能群は若齢者とほぼ変わらず歩行運動イメージは実際歩行と対応する一方、低運動機能群は歩行運動イメージ時間を過大視する傾向があり、歩行運動イメージが実際歩行時とは必ずしも対応しないことが示された。

次に、各群における通路幅ごとの歩行運動イメージ中のPFC活動について、oxy-Hb (z-score) の平

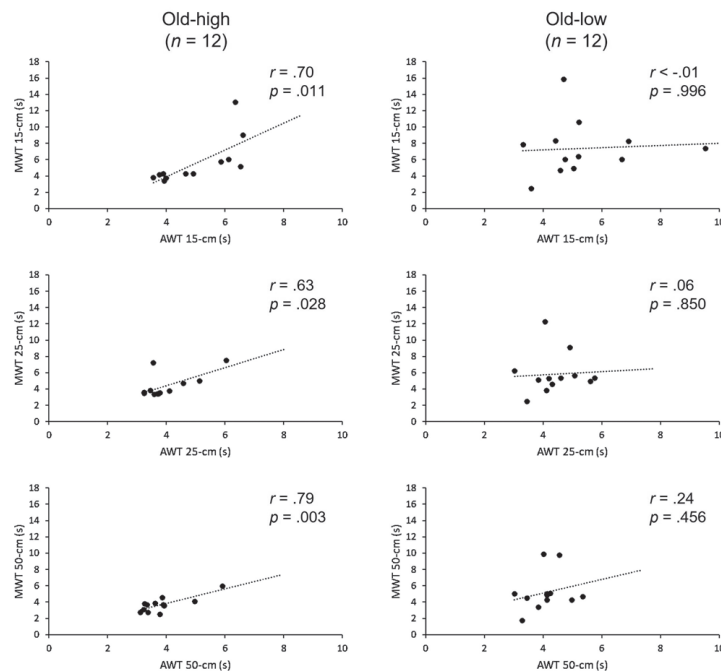


Figure 5. 高齢者2群 (Old-high, Old-low) における各通路幅の実際歩行時間 (Actual Walking Time: AWT) と歩行運動イメージ時間 (Mental Walking Time: MWT) の関連。

均値をFigure 6に示す。課題中のoxy-Hb (z-score) を従属変数とした3要因混合計画分散分析の結果、すべての要因において主効果はみられなかったが(群, $F(2, 45) = 1.48$, $p = .238$, $\eta^2 = .02$; 脳部位, $F(1.56, 3.13) = 2.28$, $p = .121$, $\eta^2 = .01$; 通路幅, $F(1.92, 86.59) = 0.25$, $p = .773$, $\eta^2 = .03$), 群と通路幅の交互作用がみられた($F(3.85, 86.59) = 3.37$, $p = .014$, $\eta^2 = .03$)。下位検定の結果、15 cm通路幅における群の単純効果がみられ(15 cm, $F(2, 45) = 3.35$, $p = .044$, $\eta^2 = .07$; 25 cm, $F(2, 45) = 1.19$, $p = .314$, $\eta^2 = .03$; 50 cm, $F(2, 45) = 1.62$, $p = .210$, $\eta^2 = .04$)、多重比較検定の結果、Old-highとOld-low間に有意差がみられた(Old-highとOld-low, $t(45) = 2.58$, $p = .034$, $r = .36$; 若齢者とOld-high, $t(45) = 1.67$, $p = .101$, $r = .24$; 若齢者とOld-low, $t(45) = 1.30$, $p = .199$, $r = .19$)。したがって、TUGを基準とした高運動機能の高齢者は低運動機能の個人と比較して、歩行運動イメージ中のPFC活動が有意に増加することが示された。

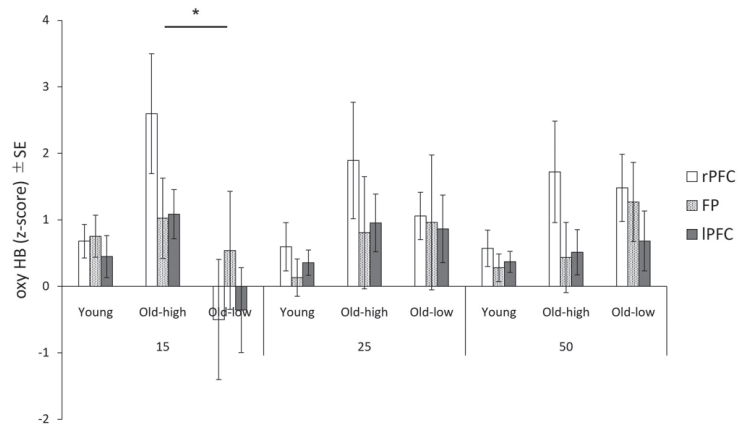


Figure 6. 各群(若齢者, Old-high, Old-low)の歩行運動イメージ中におけるPFCの活動量。値は全実験参加者のoxy-Hb (z-score)の平均値である。PFCの部位(rPFC, FP, IPFC)と通路幅(15, 25, 50cm)ごとに示している。誤差棒は標準誤差を示す。
* $p < .05$

考察

若齢者と高齢者における歩行運動イメージの違い

本研究では、歩行課題(Personnier et al., 2010)を用いて、高齢者の歩行運動イメージの正確さ(IP)と運動機能の関連を明らかにするため、高齢者の運動機能をより広範な歩行機能の指標であるTUGを用いて測定し、IPとの関連や、PFC活動について若齢者も含めて分析した。その結果、全高齢者は若齢者と比較して難しい通路幅(15 cm)では実際歩行のみならず歩行運動イメージの遂行時間も有意に遅くなることが分かった。また、運動イメージの正確さを示すIPにおいては、若齢者および高齢者ともにすべての通路幅においてIPの傾向が異なり、若齢者では15 cmのみ歩行運動イメージの過大評価傾向がみられたが、高齢者では15 cmに加えて25 cmでも過大評価が認められた。これは、高齢者においては歩行運動イメージの過大評価傾向がみられることを示した先行研究とも類似する結果となった(Kotegawa et al., 2021; Personnier et al., 2010)。

実際歩行においては、課題の難易度によって若齢者と高齢者間の遂行能力に差がみられることが知られている。Takeuchi et al. (2016)は、若齢者16名(平均年齢25.9歳, $SD = 4.4$, 男性11名, 女性5名)と高齢者15名(平均年齢71.7歳, $SD = 3.3$, 男性10名, 女性5名)を対象に、スマートフォンのゲーム(Touch the Numbers: 5×5 のマトリクス内にランダムに表示された1~25の数字をなるべく速く順番に押す課題)を用いて、座って課題を実施した際の成績と、トレッドミル上を歩いた際の歩行ス

ピード、より難易度の高い歩行と課題を同時に実施（二重課題）した際の課題成績と歩行スピードをそれぞれ比較した。その結果、若齢者では座った状態と二重課題を実施した際の成績には差がみられなかったが、高齢者では二重課題時に成績が有意に低下することが分かった。加えて、著者らは歩行スピードの二重課題による影響を調べるため歩行加速度を測定し、高齢者では若齢者と比較して、二重課題による歩行加速度の干渉量が有意に大きい（歩行スピードが二重課題の干渉を受けやすい）ことを報告した。これは、高齢者は若齢者と比較して課題成績や実際歩行能力において、課題難易度の影響がより現れることを示しており、本研究の歩行運動イメージにおいても同様に狭い通路幅（15, 25 cm）、すなわち難易度の高い課題において、高齢者は実際運動と比較して運動イメージが不正確になりやすいことを示唆している。

さらに、若齢者と高齢者のAWTとMWTの関連を分析した結果、若齢者ではいずれの通路幅においてもAWTとMWTに関連がみられたが、高齢者ではすべての通路幅において両者には関連が認められなかった。若齢者においては、実際運動と運動イメージの遂行時間がほぼ一致するが、高齢者では両者が解離することが歩行運動イメージのみならず（Decety & Jeannerod, 1996; Kotegawa et al., 2021; Personnier et al., 2010）、上肢のポインティング課題や（Skoura et al., 2005）リーチ課題によって明らかにされている（Robinovitch & Cronin, 1999）。本研究の高齢者における実際歩行と歩行運動イメージの解離は、これらの先行研究の結果とも一致する。

高齢者の実際運動能力の個人差と歩行運動イメージの関連

高齢者の実際運動能力の個人差と歩行運動イメージの関連を明らかにするため、歩行スピードのみならず立位バランスや筋力などの運動機能を包括的に測定できるとされるTUG（我満他, 2014; Podsiadlo & Richardson, 1991）の結果を基に高齢者を2群に分けて、歩行運動イメージの正確さを比較した。その結果、若齢者と高齢者の低運動機能群間のIPに有意差がみられ、高齢者の高運動機能群と低運動機能群間のIPにも有意差がみられた。一方で、若齢者と高齢者の高運動機能群間のIPには有意差が認められなかった。また、高齢者各群のAWTとMWTの関連をそれぞれ確認したところ、高運動機能群ではAWTとMWTに関連がみられたが、低運動機能群では両者に有意な関連が認められなかった。すなわち、高齢者の低運動機能群は若齢者や高運動機能群とは異なり、実際歩行と歩行運動イメージが一致しておらず、運動イメージがより不正確であることが分かった。

高齢者の歩行スピードやバランスなどを含めた歩行能力の個人差は増加することが分かっている（Osoba et al., 2019）。また、実際歩行においても歩行能力の低い高齢者は、歩行能力の高い個人と比較すると、脳活動が異なることが報告されている（Harada et al., 2009）。運動イメージは行為をシミュレートするダイナミックな状態で（Decety & Jeannerod, 1996）、実際運動と運動イメージは密接に関連しており、高齢者の特に低運動機能群における歩行運動イメージの不正確さはTUGで捉えた各個人の実際運動能力の低下と関係している可能性がある。

歩行運動イメージ中の脳活動と個人差および先行研究（Kotegawa et al., 2021）との比較

本研究における歩行運動イメージ中のPFC活動の個人差を分析した結果、TUGを基準とした高運動機能群の高齢者は低運動機能群の個人や若齢者と比較して、歩行運動イメージ中のPFC活動が有意に増加することが分かった。すなわち、高運動機能の高齢者は低運動機能の個人と比較して、運動イ

メージの正確性は若齢者と同様で、PFC活動は増加していることが示された。Cabeza (2002) は、ワーキングメモリ課題において、若齢者や高齢者の低成績群では片側PFCが活動するような課題でも、好成績の高齢者では両側PFCが賦活することで、課題の遂行能力を高めていることを示している。この結果は、高齢者において行動学的な機能を維持するために特定の脳部位を過活動させて代償していることを示唆している。このことから、本研究においても、高運動機能の高齢者は歩行運動イメージを正確に想起するため、イメージ中の脳内過程に負荷がかかり、PFCがより賦活した可能性がある。

しかし、高齢者において高運動機能群より低運動機能群の方がPFCがより賦活するとの報告もある。Harada et al. (2009) は、15名の高齢者を歩行能力で2群に分け、歩くスピードを変えながら、歩行中の脳活動を測定した。その結果、歩行能力の高い群は低い群と比較して、両側の補足運動野がより賦活しており、歩行能力の低い群は高い群と比較して左PFCがより賦活していることが分かった。著者らは、補足運動野やPFCは他の運動領域と連動しながら歩行を制御しており、これらの領域における活動の変化は高齢者の歩行スピードの低下と関連していることを示唆している。また、我々の先行研究 (Kotegawa et al., 2021) においても、歩行課題中の歩行スピード (Σ AWT) で高齢者を2群に分けた際には、運動イメージの正確性を示す指標であるIPには群間差がみられず、歩行運動イメージの遂行時間 (MWT) に差がみられ、歩行スピードの速い群は遅い群と比較して有意にPFC活動が減弱した。一方で、本研究のTUGを用いて高齢者を2群に分けた際には、AWTおよびMWTに群間差はみられず、IPに差がみられた。したがって、本研究と先行研究 (Kotegawa et al., 2021) のように異なる運動機能の指標 (Σ AWTとTUG) を用いて捉えた歩行運動イメージ中のPFC活動は、高齢者の運動イメージの異なる脳内表現の側面を捉えている可能性がある (例えば、運動イメージの速さ、または正確性の側面)。あるいは、身体機能の個人差によって、運動イメージ中に賦活する領域が異なることを踏まえると (Godde & Voelcker-Rehage, 2010)、高齢者の運動機能の個人差によってみられる歩行運動イメージ中の脳活動の差は、PFCのみでは十分に捕捉できていない可能性があり、例えば、補足運動野や他の運動領域との連動を考慮する必要があるかもしれない。

本研究の限界と今後の展望

本研究では、TUGを用いて高齢者の運動機能の個人差を捉え、歩行運動イメージの正確性やPFC活動との関連を調べた。その結果、高運動機能の高齢者は低運動機能の個人と比較して運動イメージが正確で、PFCがより賦活していることが分かった。これは、高齢者の歩行能力を他の指標 (Σ AWT) で捉えた際と異なる。先行研究によると高齢者を身体機能で2群に分け、運動イメージ中の脳活動を測定した研究において、高身体機能群では補足運動野がより賦活したのに対し、低身体機能群では背外側PFCの賦活がみられたことが報告されている (Godde & Voelcker-Rehage, 2010)。また、運動イメージの正確性には、個人が持ちうる実行機能・ワーキングメモリ能力および実際運動能力などの個人因子や、文脈および課題内容、課題難易度などの環境因子を含めた様々な要因が影響することが示唆されている (Guillot et al., 2012)。加えて、運動イメージ能力には性差がみられる (女性が男性と比較して運動イメージ能力が低い) ことも報告されている (Campos, 2014)。本研究においても、TUGを用いて高齢者を2群に分けた際には性差がみられた (TUGの遂行時間が速い群には男性が多い)。したがって、高齢者においては性差や運動機能の個人差、測定環境の差によって、運動イメージ中に賦活している脳領域が異なることが示唆される。本研究では、先行研究 (Kotegawa et al., 2021) に従い脳活動

はPFCの賦活差に着目したが、運動イメージの個人差に関する神経基盤を捉えきれない可能性があることが分かった。今後の研究では実際歩行やイメージ中に差がみられている補足運動野等の領域（Godde & Voelcker-Rehage, 2010; Harada et al., 2009）を追加して、運動イメージの変質に関する個人差（例えば、性差や実行機能・ワーキングメモリ能力）を神経基盤も含めて探ることで、運動イメージを用いたりハビリにおける身体能力の個人差に応じた介入方法の提案に繋げていきたい。

注

¹本論文は、第1著者が令和2年度に熊本大学大学院社会文化科学教育部に提出した博士後期課程の学位論文の一部にデータを追加し、加筆・修正を加えたものである。

引用文献

- Cabeza, R. (2002) . Hemispheric asymmetry reduction in older adults: the HAROLD model. *Psychology and Aging*, 17, 85-100.
- Campos, A. (2014) . Gender differences in imagery. *Personality and Individual Differences*, 59, 107-111.
- Chen, M., Pillemer, S., England, S., Izzetoglu, M., Mahoney, J. R., & Holtzer, R. (2017) . Neural correlates of obstacle negotiation in older adults: An fNIRS study. *Gait & Posture*, 58, 130-135.
- Decety, J., & Jeannerod, M. (1996) . Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitts's law hold in motor imagery? *Behavioural Brain Research*, 72, 127-134.
- Doherty, T. M., Connolly, M. P., Giudice, G. D., Flamaing, J., Goronzy, J. J., Grubeck-Loebenstein, B., ...Pasquale, A. D. (2018) . Vaccination programs for older adults in an era of demographic change. *European Geriatric Medicine*, 9, 289-300.
- Folstein, F., Folstein, E., & Mchugh, R. (1975) . "Mini-Mental State" . A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12, 189-198.
- la Fougere, C., Zwergal, A., Rominger, A., Forster, S., Fesl, G., Dieterich, M., ...Jahn, K. (2010) . Real versus imagined locomotion: A [18F] -FDG PET-fMRI comparison. *Neuroimage*, 50, 1589-1598.
- 我満 衛・奥本 怜子・西畑 満純・伊藤 紀恵・埴山 ゆかり・大和 優子...大瀧 美恵 (2014) . Timed Up & Go test に影響を与える運動機能因子の検討 総合健診, 41, 586-590.
- Godde, B., & Voelcker-Rehage, C. (2010) . More automation and less cognitive control of imagined walking movements in high-versus low-fit older adults. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 2, 1-13.
- Guillot, A., Hoyek, N., Louis, M., & Collet, C. (2012) . Understanding the timing of motor imagery: recent findings and future directions. *International Review of Sport and Exercise Psychology*, 5, 3-22.
- Hanakawa, T., Dimyan, M., & Hallett, M. (2008) . Motor Planning, Imagery, and Execution in the Distributed Motor Network: A Time-Course Study with Functional MRI. *Cerebral Cortex*, 18, 2775-2788.
- Harada, T., Miyai, I., Suzuki, M., & Kubota, K. (2009) . Gait capacity affects cortical activation patterns related to speed control in the elderly. *Experimental Brain Research*, 193, 445-454.
- Isaac, A., Marks, D.F., & Russell, D. G. (1986) . An instrument for assessing imagery of movement: the vividness of movement imagery questionnaire (VMIQ) . *Journal of Mental Imagery*, 10, 23-30.
- Jeannerod, M. (1994) . The representing brain, neural correlates of motor intention and imagery. *Journal of Behavioral and Brain Science*, 17, 187-245.
- 小手川 耕平・寺本 渉・積山 薫 (2019) . 高齢者のもつ運動イメージ——質問紙調査法JMIQ-Rとポイントイン
グ課題の比較—— 認知心理学研究, 17, 1-10.
- Kotegawa, K., Yasumura, A., & Teramoto, W. (2020) . Changes in prefrontal cortical activation during motor imagery of precision gait with age and task difficulty, *Experimental Brain Research*, 23, 221-228.
- Kotegawa, K., Yasumura, A., & Teramoto, W. (2021) . Changes in prefrontal cortical activation during motor imagery of precision gait with age and task difficulty. *Behavioural Brain Research*, 399, 113046. doi: 10.1016/j.bbr.2020.113046.
- 厚生労働省 (2009) . 運動器の機能向上マニュアル (改訂版)
- 内閣府 (2017) . 平成29年交通安全白書
- 内藤 栄一・水口 暢章・上原 信太郎・雨宮 薫 (2013) . 運動イメージにおける脳内機構——リハビリテーショ

ンへの応用を目指して—— 脳科学とリハビリテーション, 13, 1-10.

- Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2019) . Balance and gait in the elderly: a contemporary review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 4, 143-153.
- Parsons, L. M. (1987) . Imagined spatial transformation of one's hands and feet. *Cognitive Psychology*, 19, 178-241.
- Parsons, L. M. (1994) . Temporal and Kinematic Properties of Motor Behavior Reflected in Mentally Simulated Action. *Journal of Experimental Psychology*, 20, 709-730.
- Personnier, P., Kubicki, A., Laroche, D., & Papaxanthis, C. (2010) . Temporal features of imagined locomotion in normal aging. *Neuroscience Letters*, 476, 146-149.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991) . The Timed "Up & Go" : a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39, 142-148.
- Robinovitch, S. N., & Cronin, T. (1999) . Perception of postural limits in elderly nursing home and day care participants. *Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 54B, 124-130.
- Skoura, X., Papaxanthis, C., Vinter, A., & Pozzo, T. (2005) . Mentally represented motor actions in normal aging I . Age effects on the temporal features of overt and covert execution of actions. *Behavioural Brain Research*, 165, 229-239.
- Sekiya, K. (1982) . Kinesthetic aspects of mental representation in the identification of left and right hands. *Perception & Psychophysics*, 32, 89-95.
- Shimada, H., Makizako, H., Doi, T., Tsutsumimoto, K., & Suzuki, T. (2015) . Incidence of disability in frail older persons with or without slow walking speed. *Journal of the American Medical Directors Association*, 16, 690-696.
- Takeuchi, N., Mori, T., Suzukamo, Y., Tanaka, N., & Izumi, S. (2016) . Parallel processing of cognitive and physical demands in left and right prefrontal cortices during smartphone use while walking. *BMC Neuroscience*, 17, doi: 10.1186/s12868-016-0244-0.
- 東京消防庁 (2017) . 救急搬送データからみる日常生活事故の実態
- Tolea, M. I., Costa, P. T., Terracciano, A., Griswold, M., Simonsick, E. M., Najjar, S. S., ...Ferrucci, L. (2010) . Sex-specific correlates of walking speed in a wide age-ranged population. *Journal of Gerontology: Psychological Sciences*, 65B, 174-184.
- Yue, G., & Cole, K. J. (1992) . Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions. *Journal of Neurophysiology*, 67, 1114-1123.