

手先運動の定量的解析を用いた 擬似タッチインタフェースによる認知機能評価の試み

開発学人^{†1,a)} 立川正真^{†1} シュレスタスマン^{†1} 福井克也^{†1} 戸田晴貴^{†1} 陳隆明^{†2}

概要: 我々は、大画面に提示した認知課題をタッチで実施させ、その手先運動を深度カメラでマーカレスに計測できる擬似タッチ型システムを提案した。提案システム上で、視覚探索を伴う数字とひらがなを交互に順番にタッチする課題を実装した。参加者は立位で遂行した。対象は自立高齢者群 10 名と認知機能低下群 10 名であった。課題中の手先位置時系列座標から、ターゲットへの到達区間時間と複数の運動学指標を算出した。群間比較の結果、認知機能低下群は到達区間時間が有意に長いことに加えて、符号変化回数・符号変化レート、最大絶対躍度が有意に大きくなっていった。一方で、最大周波数は有意に低かった。この結果から、認知機能が低下した高齢者はタッチまでの時間が延長していることに加えて、課題間の切り返しや急な速度変化、運動の修正が多いことが示唆された。本システムを用いた認知課題遂行により、所要時間のような単一の時間指標だけでは見えない遂行過程の違いを手先運動の質として定量化できる可能性がある。



図 1 視覚探索を要する認知課題に対してのタッチ操作をモーションキャプチャにより計測、動作特性の違いから認知機能評価を検討する。

1. はじめに

認知機能の評価には、神経心理検査が広く用いられている。神経心理検査は、質問への回答や筆記課題などを通して、記憶・注意・遂行機能といった高次機能を評価する。代表例として、Mini-Mental State Examination (MMSE) や Trail Making Test (TMT) がある[1],[2]。しかし、専門職の立ち会いのもとで実施・採点することが前提であり、外来や健診で反復的に運用するには人的コストが課題となる。また、検査スコアや所要時間で評価するため、課題遂行過程の違いを評価しにくい。したがって、従来の検査を補完し、遂行過程を定量的に評価する手法が重要である。

認知機能低下の影響は、記憶や注意の成績だけでなく身体運動の質にも出現する。特に、手先などの微細運動に着目した評価は、タブレット端末やデジタイザによる描画・

タップ課題が中心である[3],[4],[5],[6]。これらは手指軌跡を取得しやすい一方、主に指先や手首による運動が画面内に限られる。そのため、指先・手関節中心の動作や視線移動を最小化するなど代償的な戦略を取り得ることから、認知機能低下に伴う運動の差が顕在化しない、あるいは差が生じてもその詳細を解釈しにくい可能性がある。

一方、認知機能低下の影響は広い動作範囲を伴う上肢運動にも現れる[7],[8]。到達距離が大きい課題では、単なる手先の移動だけでなく、肩・肘・体幹を連動させる多関節の協調や身体バランスを保つための姿勢制御が不可欠となる。結果として、上半身の協調性の低下や運動のばらつきが生じやすく、動作中の運動指標を計測することで、認知機能低下に伴う遂行過程の変化を具体的に捉えられる可能性がある。

認知機能が低下すると、記憶・注意といった成績の低下に加えて、視空間注意の制御にも影響が及ぶ。有効視野課題では、中央視野の単純課題では差が出にくい一方で、周辺情報を含む条件で反応時間の遅延が生じやすい[9]。さらに、小さな文字で大きな文字を構成する Navon 刺激(階層刺激)を用いた課題では、全体と局所への注意配分特性を評価できる。先行研究では、認知機能が低下すると全体優位性が減弱し、局所情報からの干渉を抑制することが困難になることが報告されている[10],[11]。

これらの先行研究の結果を踏まえて、本研究では低コストで大型の擬似的タッチスクリーンを構築し、広範囲に表示される探索を要する認知課題を用いて上肢運動を引き出す課題設定を示した。本システムは、大画面の上の視覚ターゲットを探索・選択しながら、リーチ動作を含む全身の協調運動で反応する運動課題を提示できる。こうした認知・

†1 兵庫県立福祉のまちづくり研究所

†2 兵庫県立総合リハビリテーションセンター

a) kaihotsu@assistech.hwc.or.jp

運動の複合課題は、Carrubbaらが介入における有効性を報告した[12]。本研究においても同様に効果的な介入を視野にに入れる。

本研究の目的は、大画面に表示した認知課題に対して上肢運動を伴うタッチを行う課題において、認知機能低下がある高齢者と自立高齢者の手先の運動特性を比較することである(図1)。これにより、擬似タッチインタフェースを用いることで遂行時間だけでは捉えにくい課題遂行過程を、手先の運動学指標に基づいて定量化することで認知機能評価に対する有用性を検証する。

2. 関連研究

2.1 運動課題における認知負荷設定

TMTは、探索と順序保持、および交互選択を同時に要求する課題であり、意思決定や計画更新が増えることで、所要時間や動作にも停止や修正として影響が現れる。TMTの課題構造を実装した例として、Trail Making Peg testおよびDigital Trail Making Peg testは、課題の完了時間と認知機能の関連がある[13],[14]。さらに、Reciprocal Trail Making Taskにおける手の軌跡に基づく運動指標は、アルツハイマー病(AD: Alzheimer's disease)患者の日常生活動作課題の所要時間との関連がある[15]。

運動中に認知課題を同時に付加する二重課題アプローチも報告されている。Toosizadehらは、上肢反復運動と教え下げ課題を組み合わせたUpper Extremity Function二重課題を用い、軽度認知障害(MCI: Mild Cognitive Impairment)および早期ADで肘の角速度や変動性が変化することを示した[16],[17]。Ehsaniらも、上肢二重課題における不安定性指標を提示し、MCIや早期ADの識別との関連を報告した[18]。

本研究は、TMTの課題構造を大画面上のリーチ課題に組み込み、迷い・停止・修正といった遂行過程の差を引き出すことを意図した課題として設計した。

2.2 遂行過程を捉える運動学指標

遂行過程を定量化する運動学指標は、到達時間のような結果指標に対し、運動中の速度変動、軌跡の滑らかさ、修正の出現を捉えることができる。

符号変化回数および符号変化レートは、到達中の速度の正負反転を数えることで、繰り返しや一時停止を伴う修正運動の出現を簡便に捉える指標である。高齢者の到達運動では、目標近傍での微小な位置合わせや姿勢調整が増え、減速、停止、再加速といった速度調整が挿入されやすくなるため、速度の反転回数が増加することが報告されている[19]。

周波数解析は、速度の時間変化を周波数成分(スペクトル)として表し、低周波帯への偏りや高周波成分の混在といった速度変動の分布を要約する[20]。また、視覚フィードバック下の連続追従運動では、停止や微小な修正を含む間

欠的な速度変動がスペクトル形状として現れる[21]。そこで本研究では、スペクトルの代表値として最大周波数に加え、中心傾向を表す平均周波数および中央周波数を用い、中心帯域と分布の広がりを併せて確認した。

躍度指標は、躍度最小モデルに基づき、滑らかな運動ほど躍度が小さくなる[22]。探索負荷が高い状況では急な再加速や急停止が混在しやすく、局所的な変化が躍度として表れる。

以上より、認知機能低下高齢者の認知課題中のタッチ動作を解析するため、修正頻度(符号変化)、局所的な変化(躍度)、速度波形の分布(周波数特性)を用い、遂行過程の違いを定量化することを検討した。

3. 方法

3.1 対象

対象は、地域在住の高齢者(以下、自立高齢者群)と、認知機能の低下により神経内科クリニックに通院中の高齢者(以下、認知機能低下群)とした。自立高齢者群は、兵庫県障害者スポーツ交流館トレーニング室の利用者から募集した。認知機能低下群は神経内科クリニックを受診している者のうち、MMSEの得点が27点以下の者とした[1]。

除外基準は以下の通りとした：(1) 課題遂行に必要な視認性を確保できない、(2) 上肢挙上が困難である、(3) 短時間の立位保持が困難である、(4) 重篤な神経疾患を有する、(5) 医師により精神疾患と診断され治療中である。

解析は、計測を完了できた参加者のうち、有効な計測データが取得できた試行のみを対象とした。本研究は兵庫県立福祉のまちづくり研究所倫理審査委員会の承認を受け(承認番号：R2302)、全員から文書同意を得た。

3.2 計測装置

図2(a)に計測装置を示す。システムは、組み込み用PC(NUCXI7, MINISFORUM)、大型スクリーン、超短焦点プロジェクタ(PJ WX4153N, RICOH)で構成した。PCとプロジェクタをスクリーン背面に設置し、視覚探索を要する認知課題を投影した。スクリーンには乳白色の半透明アクリル板を用い、サイズは1800×1300mm、板厚は2mm、下辺の床上高さは600mmとした。動作計測には深度カメラ(Azure Kinect DK, Microsoft)を用い[23]、スクリーン上端からさらに300mm上方に下向きに設置して左右手先部の三次元座標を取得した。カメラは広角モード(WFOV 2×2 Binned)で動作し、最小動作距離は約250mmであるため、本構成では身長約195cmまでの被験者を理論上計測可能とした。深度カメラはPCに接続し、課題提示と同期して計測した。

以後、指先座標は図2(b)に示したカメラ座標系(X,Y,Z)で扱う。本研究では、X-Z平面をスクリーン平面、Y軸をスクリーン垂直方向として定義する(図2(c))。表示面はアクリル板でありタッチセンサを搭載しないため物理押下

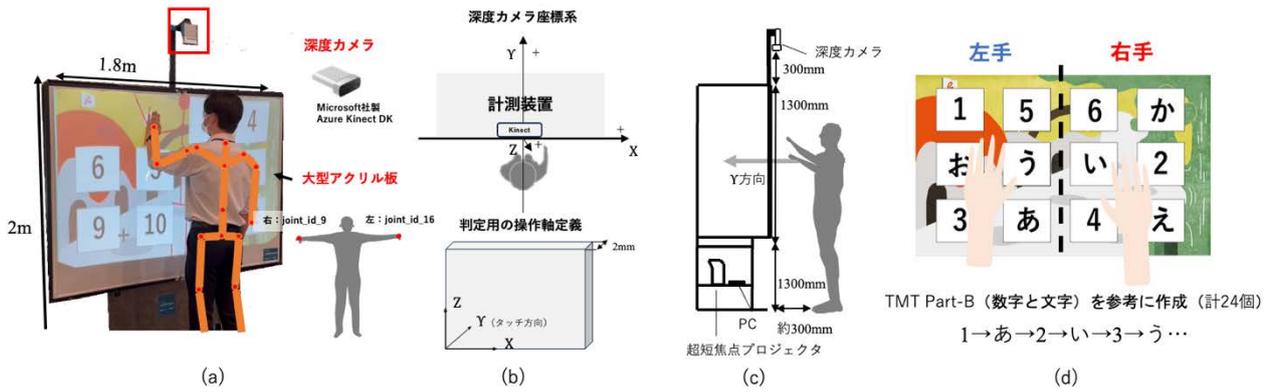


図2 (a)計測装置, (b) 深度カメラの座標系と判定用の座標, (c)装置側面図, (d)実施課題イメージ

は検出しない。このため取得判定は、指先の三次元位置に基づき、(i) スクリーン平面上で指先座標がターゲット矩形内に入ること、(ii) スクリーン垂直方向成分が近接閾値を満たすこと、の両方を満たした時点とした。スクリーンへのタッチ閾値は予備計測で定めたスクリーンから5cmとして参加者間で共通に用いた。自動判定が不確実な区間に備え、システムが取得と判定した時刻（取得時刻ログ）も記録し、到達区間抽出の補助情報として用いた。また、ターゲットの提示順序・提示位置も記録した。

3.3 課題内容

課題は、日本語版 TMT [24]を参考に作成した交互取得課題を用いた。課題イメージを図 2(d)に示す。我々の先行研究では、数字のみ課題と数字と仮名の交互課題、ならびに一括提示と逐次提示を比較し、交互課題か一括提示が課題負荷を高めやすいことを確認した[25]。そこで本研究では、数字と仮名を交互に取得する課題を、一括提示で実施した。

課題は、1画面目に4×3配置で12個を一括提示し、これら12個をすべて正しい順序で取得し終わると、2画面目として残りの12個を同様に提示した。参加者は数字と仮名を交互に、所定の系列に従って順次タッチした(1→あ→2→い→3→う...11→さ→12→し)。正しく取得されたターゲットはその都度消去して候補数を順次減少させた。ターゲット位置は、各画面の提示範囲内でランダム配置とした。計測は立位で行った。操作の偏りを抑えるため使用手の規則を設定し、画面右半分は右手、左半分は左手で取得するよう指示した。誤取得時は実験者が正しいターゲットを口頭で指示し、再取得を促した。視認性と到達可能性、課題理解を確認するため練習1試行後に本試行1回を実施した。ターゲットの配置位置は参加者間でランダム化して学習効果を抑制した。

3.4 解析手法

3.4.1 前処理

深度カメラにより推定された左右中指の指先部の時系列3次元座標データを用いた。タッチ動作では手先がスクリーンに向かって移動するため、スクリーン垂直方向の変位が他方向に比べて大きくなる。この特性を利用し、スクリーン垂直方向成分の手先位置の時系列座標におけるピークをタッチ判定候補として検出した。

一部の試行でタッチ動作が行われても取得として反応しない事例が認められた。そこで、タッチ候補時刻と提示順序・提示位置ログ、取得時刻ログを併用して取得時刻と取得ターゲットを確定した。具体的には、各ピーク候補時刻における手先のスクリーン平面内2次元位置から所属ターゲット領域を判定し、ターゲット順および使用手の規則と整合する最初のピークを取得時刻として採用した。判定は時系列に沿って逐次行い、取得時刻を確定するたびに次ターゲットへ進め、24個すべての取得時刻を確定した。次ターゲットの探索開始は取得時刻ログを基準とし、ピークで確定した場合でも取得時刻ログが後に存在するときはログ時刻以降から探索を再開して重複検出や取り違いを避けた。ピークが検出されない場合は取得時刻ログを代替として用い、取得時刻ログに欠損はなかった。到達区間はターゲット*i*の取得時刻からターゲット*i+1*の取得時刻までと定義した。

手先位置の時系列座標のスクリーン直線方向成分を評価対象とした。到達区間抽出後、タイムスタンプに基づき30Hzにリサンプリングし、線形補間を用いて欠測を補完した。中央差分で速度を算出し、Butterworthローパスフィルタ(2次, カットオフ周波数5Hz)で平滑化し指標を算出した。

3.4.2 到達区間時間

到達区間時間は、ターゲット*i*の取得時刻 t_i からターゲット $i+1$ の取得時刻 t_{i+1} までの差 $\Delta t_i = t_{i+1} - t_i$ と定義した ($i = 1, \dots, 23$)。

3.4.3 符号変化回数

ターゲット取得までの過程における軌道修正の頻度を評価するため、速度ベクトルの符号変化回数を算出した。速度 $v_Y(t)$ の隣接差分 $d[n]$ を求め、 $d[n]$ の符号が正負間で切り替わった回数をカウントした。また、到達区間時間で正規化したレート（回/秒）も算出した。

3.4.4 周波数

速度 $v_Y(t)$ に対して FFT を用いて周波数解析を行い、区間動作の滑らかさを定量化した。区間は短く非周期的であるため、区間切り出しに伴う直流成分の影響を抑え、運動の微小修正に関連する周波数特性をより適切に評価する目的で、速度信号から区間平均を差し引いた。さらに端点不連続によるスペクトルリークを抑制するため、Hanning 窓を適用した[26]。各区間でパワースペクトルから次の 3 指標を算出した。

- 最大周波数：パワーが最大の周波数
- 平均周波数：パワーで重み付けした周波数の平均
- 中央値周波数：累積パワーが 50% に達する周波数

3.4.5 躍度

手先位置の時系列座標を中央差分により速度・加速度の算出を行い、さらに時間差分して躍度 $j_Y(t)$ を得た。各区間について以下の 3 指標を用いた。

- RMS 躍度 (RMS jerk) : $j_Y(t)$ の二乗平均平方根
- 平均絶対躍度 (Mean |jerk|) : $|j_Y(t)|$ の時間平均
- 最大絶対躍度 (Max |jerk|) : $|j_Y(t)|$ の最大値

3.4.6 統計解析

解析には Python 3.10 を用いた (numpy, pandas, SciPy, scikit-learn)。各参加者について、全 24 試行の指標の中央値を代表値として算出した。各指標の群間比較において、Mann-Whitney の U 検定を用い、有意水準は 5% とした。

4. 結果

4.1 対象者の概要

表 1 は対象者の特徴を示す。自立高齢者群 10 名と認知機能低下群 10 名を対象とした。

表 1 参加者の特徴

	認知機能低下群	自立高齢者群
年齢 (歳)	74 (7.6)	76 (4.0)
MMSE Score (点)	23.6 (2.6)	-
性別, n (%)		
男性	3 (30)	4 (40)
女性	7 (70)	6 (60)

4.2 運動滑らかさ指標の群間比較

図 3 は、各指標における両群のグラフを示す。群間比較の結果、認知機能低下群は、到達区間時間が有意に長く ($p<0.001$)、符号変化回数 ($p<0.001$) と符号変化レート

($p<0.001$)、最大絶対躍度 ($p=0.03$) が有意に大きかった。一方で、最大周波数 ($p=0.01$) は有意に低かった。平均周波数、中央周波数、RMS 躍度、平均絶対躍度では有意差が認められなかった。

5. 議論

本研究では、視覚探索と交互選択を伴う大画面リーチ課題中の手先運動をマーカレスで計測した。課題遂行過程を表す運動学指標を分析した結果、認知機能低下に伴う特徴を捉えられる可能性を示した。

認知機能低下群は、到達区間時間が長かった。時間の増加は、TMT 構造の課題において所要時間が注意・遂行機能や処理速度と関連するという先行研究[13]の結果と一致した。したがって到達区間時間の増加は、探索と交互選択に伴うターゲット同定、選択の切替え、運動計画の更新が、各区間に反映されたものと解釈できる。

認知機能低下群における符号変化回数および符号変化レートの増加は、動作の切り返しや停止を伴う修正の増加を示唆する[19]。探索と交互選択を要する状況では、ターゲット選択や運動計画の更新が増えることで、迷い・停止・修正等が遂行過程として現れる。到達区間時間の延長と併せて考察すると、単に動作が遅いだけでなく、修正を挟みながら次のターゲットに到達していた可能性が示唆された。

周波数指標では、最大周波数が認知機能低下群で低かった。速度のパワースペクトルは、到達区間内の速度波形がどの周期で繰り返されやすいかを要約する。本研究の代表例スペクトルでも、自立高齢者ではピークが比較的まとまる一方で、認知機能低下高齢者ではピークが複数立つ広帯域化した形状が観察された (図 4)。これは、停止・再加速や細かな軌道修正が重なることにより、複数の速度周期が混在してピークが分散した可能性がある。この結果は、認知機能低下群では運動の滑らかさが損なわれていることを示唆する。

認知機能低下群において最大絶対躍度は大きかった。これは、運動中に突発的な軌道修正が生じたことを示唆する。一般に、2 点間の到達運動は躍度最小モデルに従い、単峰性の滑らかな速度波形を描くことが知られている[22]。したがって、運動が当初の計画で完遂されず、途中で再計画や修正が生じたことで滑らかさの低下を反映したと解釈できる。加えて、到達区間時間や符号変化指標も同方向の群差を示しており、修正動作の増加の解釈と一致する。

一方で、本研究はサンプルサイズが限定的であり、本研究の結果は探索的所見として位置づける必要がある。また、年齢・身体機能・視機能などの交絡要因の影響は解析に含めず、ボディトラッキング精度や区間抽出・前処理条件が指標に与える影響も考慮する必要がある。今後は対象者数の拡大に加え、運動指標が注意・遂行機能をどの程度反映するかを検証するため、TMT 等の神経心理検査成績との関連を評価し、既存検査を補完するスクリーニング手法の開発を進める。

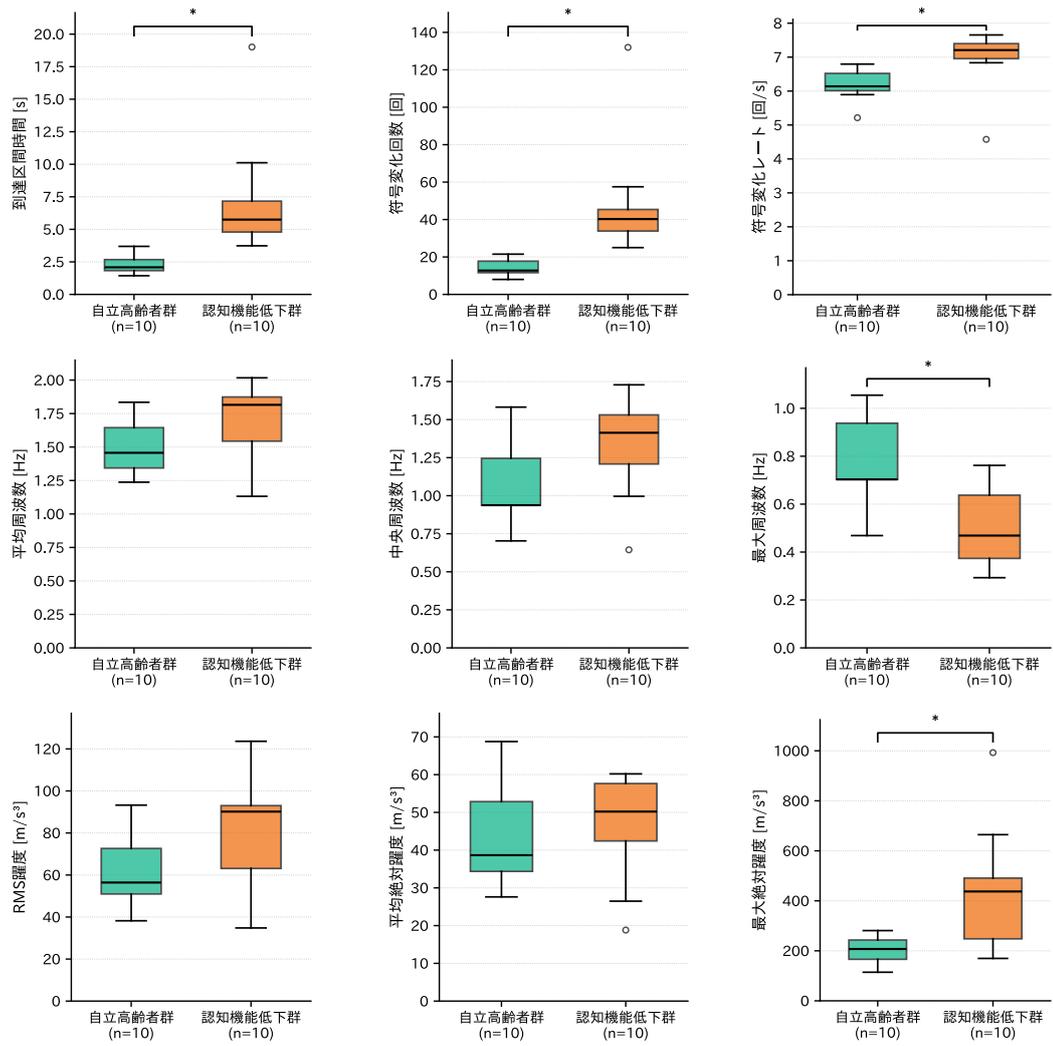


図 3 各指標の群間比較 (箱ひげ図). 対象者について全 24 試行の指標の中央値を代表値として算出し, 自立高齢者群 (n=10) と認知機能低下群 (n=10) で比較した. 群間差の検定には Mann-Whitney の U 検定を用いた. 図中のアスタリスク (*) は有意差 ($p < 0.05$) を示す.

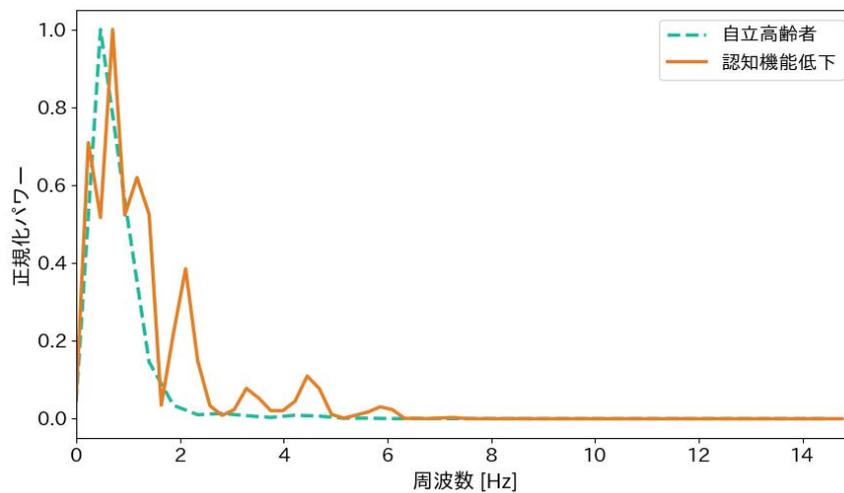


図 4 パワースペクトルの代表例. 課題順 3 番目における到達区間のスクリーン垂直方向速度 $v_y(t)$ から算出した正規化パワースペクトルを示す. 自立高齢者 1 名 (76 歳) と認知機能低下高齢者 1 名 (80 歳, MMSE 24 点) の例である. パワースペクトルは総パワーで正規化し, 相対分布として示した.

6. 結論

本研究では、視覚探索課題と上肢運動を統合的に評価可能な大型擬似タッチパネルシステムを提案した。認知機能低下高齢者は、広範囲な視覚探索と交互選択を伴う課題では、迷い・修正を含む運動の質的变化が指標として現れることを手先の運動指標により示した。

将来的には、本システムを施設等で日常的に運用可能なスクリーニング手法として確立する。加えて、認知・運動複合トレーニングを用いたリハビリテーション等の運動支援にも適用可能なシステムへ拡張し、評価と支援をつなぐ枠組みの構築を目指す。

謝辞 本研究はJSPS 科研費 24K15063 の助成を受けたものです。

参考文献

- [1] 杉下 森弘, 他. MMSE-J (精神状態短時間検査-日本版) 原法の妥当性と信頼性. 認知神経科学. Vol. 20 No. 2 2018.
- [2] H. Suzuki et al., "Normative data of the Trail Making Test among urban community-dwelling older adults in Japan," *Front. Aging Neurosci.*, vol. 14, p. 832158, May 2022.
- [3] C. Cubillos and A. Rienzo, "Digital cognitive assessment tests for older adults: Systematic literature review," *JMIR Ment. Health*, vol. 10, p. e47487, Dec. 2023.
- [4] J. Y. C. Chan et al., "Evaluation of digital drawing tests and paper-and-pencil drawing tests for the screening of mild cognitive impairment and dementia: A systematic review and meta-analysis of diagnostic studies," *Neuropsychol. Rev.*, vol. 32, no. 3, pp. 566–576, Sept. 2022.
- [5] Y. Yamada et al., "Automated analysis of drawing process to estimate global cognition in older adults: Preliminary international validation on the US and Japan data sets," *JMIR Form. Res.*, vol. 6, no. 5, p. e37014, May 2022.
- [6] Yan JH, et al. Alzheimer's disease and mild cognitive impairment deteriorate fine movement control. *Journal of Psychiatric Research*. 2008.
- [7] E. H. Franssen, L. E. Souren, C. L. Torossian, and B. Reisberg, "Equilibrium and limb coordination in mild cognitive impairment and mild Alzheimer's disease," *J. Am. Geriatr. Soc.*, vol. 47, no. 4, pp. 463–469, Apr. 1999.
- [8] A. G. Mitchell et al., "Peripheral reaching in Alzheimer's disease and mild cognitive impairment," *Cortex*, vol. 149, pp. 29–43, Apr. 2022.
- [9] Y. Tamaru, S. Inada, N. Ideguchi, S. Kagino, Y. Katsuhara, and Y. Higashi, "Visual field-based reaction time as a novel indicator for early detection of mild cognitive impairment," *Sci. Rep.*, pp. 1–9, Dec. 2025.
- [10] M. J. Slavin, J. B. Mattingley, J. L. Bradshaw, and E. Storey, "Local-global processing in Alzheimer's disease: an examination of interference, inhibition and priming," *Neuropsychologia*, vol. 40, no. 8, pp. 1173–1186, 2002.
- [11] A. Álvarez-San Millán, J. Iglesias, A. Gutkin, and E. I. Olivares, "Progressive attenuation of visual global precedence across healthy aging and Alzheimer's disease," *Front. Aging Neurosci.*, vol. 14, p. 893818, Sept. 2022.
- [12] C. Carrubba, M. M. Torre, A. Langeard, and J.-J. Temprado, "Enhancing cognition in older adults with interactive wall exergames," *Sci. Rep.*, vol. 15, no. 1, p. 37104, Oct. 2025.
- [13] 阿部巧, 他. Trail Making Peg (TMP) test の妥当性と信頼性. 日本老年医学会雑誌. vol. 52. no. 1. pp. 71–78, 2015.
- [14] 井上大樹, 他. Digital Trail Making Peg test (DTMP) と認知機能の関連. vol. 59. no. 3. pp. 331–338. 2022.
- [15] P. Gulde et al., "Step by step: Kinematics of the reciprocal trail making task predict slowness of activities of daily living performance in Alzheimer's disease," *Front. Neurol.*, vol. 9, p. 140, Mar. 2018.
- [16] N. Toosizadeh et al., "Upper-extremity dual-task function: An innovative method to assess cognitive impairment in older adults," *Front. Aging Neurosci.*, vol. 8, p. 167, July 2016.
- [17] N. Toosizadeh, H. Ehsani, C. Wendel, E. Zamrini, K. O. Connor, and J. Mohler, "Screening older adults for amnesic mild cognitive impairment and early-stage Alzheimer's disease using upper-extremity dual-tasking," *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, p. 10911, July 2019.
- [18] H. Ehsani et al., "Can motor function uncertainty and local instability within upper-extremity dual-tasking predict amnesic mild cognitive impairment and early-stage Alzheimer's disease?," *Comput. Biol. Med.*, vol. 120, no. 103705, p. 103705, May 2020.
- [19] L. Fradet, G. Lee, and N. Dounskaia, "Origins of submovements in movements of elderly adults," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 5, no. 1, p. 28, Nov. 2008.
- [20] G. Corneec et al., "Measurement properties of movement smoothness metrics for upper limb reaching movements in people with moderate to severe subacute stroke," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 21, no. 1, p. 90, May 2024.
- [21] D. Susilaradeya, W. Xu, T. M. Hall, F. Galán, K. Alter, and A. Jackson, "Extrinsic and intrinsic dynamics in movement intermittency," *Elife*, vol. 8, no. e40145, p. e40145, Apr. 2019.
- [22] T. Flash and N. Hogan, "The coordination of arm movements: an experimentally confirmed mathematical model," *J. Neurosci.*, vol. 5, no. 7, pp. 1688–1703, July 1985.
- [23] Microsoft Corporation. Azure Kinect DK ,<https://azure.microsoft.com/ja-jp/products/kinect-dk> (2025年12月アクセス)
- [24] Trail Making Test 日本版 (TMT-J) : 2019年1月発行. https://shinkoh-igaku.jp/cgi-bin/order_inspection/tmt-j/ordermail.cgi (2025年10月アクセス)
- [25] 開発学人, 他. 擬似タッチパネルを用いた視覚探索課題中の上肢運動計測システムの開発. 第24回システムインテグレーション部門講演会 (SI2023) 講演論文集. 3089-3091. 2023.
- [26] Harris FJ. On the use of windows for harmonic analysis with the discrete Fourier transform. *Proceedings of the IEEE*. 1978;66(1):51–83.