

高齢者の転倒予防を目的とした立位機能評価システム

坂田 茉実^{1,a)} 島 圭介^{1,b)} 島谷 康司^{2,c)}

概要：本発表では、仮想ライトタッチコンタクト (VLTC) を利用した指先への体性感覚刺激に基づく立位機能評価システムについて概説するとともに、高齢者と健常者の立位機能の違いについて議論する。システムでは、VLTC に基づく仮想壁の状態を無作為に変化させ、被験者の立位状態の変化を誘発させることによって立位姿勢の変化を計測し立位機能を定量化できる。提案システムを用いた計測実験を若年者群と高齢者群に対して行った結果、群間で有意差が認められ、提案法の有効性が示された。

1. はじめに

高齢者人口の増加が進む日本においては、高齢者が抱えるリスクの一つである転倒に対する効率的な予防法の確立が重要な課題である。高齢者の介護要因中で転倒が第4位 [1] という点を鑑みても、高齢者が抱える転倒リスクを定量的に評価・把握することが転倒予防につながると考えられる。

従来、転倒問題に関連する運動機能の評価として歩行や立ち上がり動作などのテストを行わせて転倒要因について調査する試み [2] や、頸部に刺激を与える立位機能の定量化法 [3] などが提案されている。また、転倒状況を被験者に再現して転倒リスクを評価する方法 [4] なども提案されているが、これらは検査項目が多岐であることや計測に対する被験者への負担などが懸念される。高齢者に大きな負荷をかけず、簡易的に自身の立位機能を測定・評価することができれば非常に有用である。

我々はこれまでに、高齢者の転倒予防を目的として指先への体性感覚刺激を利用して被験者の立位状態変化を誘発させて立位機能を評価するシステム [5] を提案してきた。提案システムでは、計測中に被験者の身体の周りに仮想インピーダンス壁 (仮想壁) を構成し、仮想壁からの仮想反力の提示状態を無作為に変化させることによって、仮想反力の変化に伴う立位状態の変化を簡便かつ定量的に計測・評価する。本稿では、提案する立位機能評価システムについて概説するとともに、仮想壁の状態変化が立位状態に与え

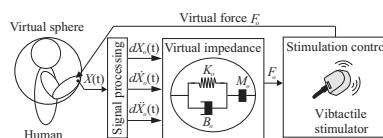


図 1 仮想ライトタッチコンタクト (VLTC)[9]
Fig. 1 Virtual light touch contact (VLTC)[9]

る影響の違いに関して若年者群と高齢者群を比較検討し、高齢者の転倒予防に対する提案法の有効性を議論する。

2. VLTC を用いた立位機能評価法 [5]

人間が壁やカーテンなどに軽い力 (1N 以下) で触れることで立位時や歩行時における姿勢動揺が減少する Light Touch Contact (LTC) という現象が知られている [6], [7], [8]。我々は LTC の効果を仮想的に再現する方法として仮想ライトタッチコンタクト (VLTC: Virtual Light Touch Contact) を提案し [9], 立位や歩行状態を安定化させることに成功している。提案法では、VLTC を利用した高齢者の立位機能評価を実現する。

図 1 に VLTC のシステム構成を示す。VLTC は仮想壁のパラメータを変化させることによって被験者への仮想壁からの反力をコントロールすることができる。そのため、各刺激状態が立位状態に与える影響を評価することで、VLTC の効果の個人差やよるめきなどの不安定な立位状態から動揺の少ない立位への復帰の能力などの立位機能を議論できる可能性がある。

図 2 に提案する立位機能評価システムを用いた実験風景を示す。システムでは、被験者にフォースプレート上に立位させ、Kinect と指先に取り付けられた小型の振動子を用いて身体の周りに構成した仮想壁に触れた状態で姿勢を保持させる。仮想反力を提示している状態から仮想壁のパラメータを様々に変化させ、被験者に生じる変化をフォースプ

¹ 横浜国立大学
Yokohama National University

² 県立広島大学
Prefectural University of Hiroshima

a) sakata-mami-dz@ynu.jp

b) shima@ynu.ac.jp

c) shimatani@pu-hiroshima.ac.jp

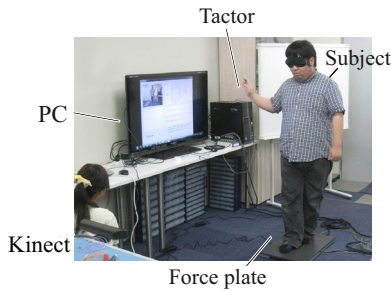


図 2 仮想壁を利用した立位機能評価システム

Fig. 2 A standing-function evaluation system using virtual partition

レートと Kinect によって計測，評価する．以下，システムの詳細について説明する．

2.1 信号計測・処理部

空中へ仮想壁を設置するために，被験者の体幹と指先の位置を計測する．まず Kinect を用いて被験者の全身の関節位置を N_{knt} 点計測する．体幹の中心を原点とする指先の 3 次元位置ベクトル $X(t) \in \mathbb{R}^3$ を算出し，手先位置 $X(t)$ のユークリッドノルム $|X(t)|$ ，および微分フィルタを用いた速度情報 $\dot{X}(t)$ ，加速度情報 $\ddot{X}(t)$ を算出して被験者の運動情報を得る．また計測した被験者の関節（頭，首，肩，手など）の 3 次元位置とリンク長から，身体重心 (center of mass : COM) の 3 次元座標 $c_M(t) \in \mathbb{R}^3$ を推定する．

2.2 仮想反力推定・提示部 [9]

仮想反力推定・提示部では，計測した体幹および指先の位置，指先の速度，加速度から非接触インピーダンスに基づいて仮想壁の配置と接触に伴う反力推定とフィードバックを行う．まず被験者の体幹位置を原点とし，仮想慣性 M_o ，仮想粘性 B_o ，仮想剛性 K_o を有する内径 r ，外径 R の仮想的な中空球の壁を配置する．ここで，仮想インピーダンス壁の内球表面から手先への法線ベクトル $dX_o(t)$ は，

$$dX_o(t) = X(t) - rn(t) \quad (1)$$

で与えられる．ただし，ベクトル $n(t) \in \mathbb{R}^3$ は，

$$n(t) = \frac{X(t)}{|X(t)|} \quad (2)$$

と定義する．手先が仮想インピーダンス壁に侵入 ($r \leq |X(t)| < R$) したとき，仮想インピーダンス壁から手先に加わる仮想反力 $F_o(t)$ は，ベクトル $dX_o(t)$ ，速度ベクトル $d\dot{X}_o(t)$ ，加速度ベクトル $d\ddot{X}_o(t)$ を用いて次式により算出する．

$$F_o(t) = -(M_o d\ddot{X}_o(t) + B_o d\dot{X}_o(t) + K_o dX_o(t)) \quad (3)$$

$r > |X(t)|$ のときは $F_o(t) = 0$ とする．被験者への反力提示には，被験者の指先に取り付けた小型の振動刺激装置（以下，振動子）を用いる．振動子は最大振幅 A_{max} （振動周波

数： f_l [Hz]）以下の任意の振幅で制御可能である．本論文では， f_l は一定とし，振幅 $A(t)$ を仮想反力ベクトル $F_o(t)$ の大きさと比例させて次式のように算出する．

$$A(t) = \begin{cases} \alpha |F_o(t)| & (\alpha |F_o(t)| < A_{\text{max}}) \\ A_{\text{max}} & (\alpha |F_o(t)| \geq A_{\text{max}}) \end{cases} \quad (4)$$

なお， α は振動振幅調整用のゲインであり， $\alpha |F_o(t)|$ が A_{max} が A_{max} を超えた場合には， A_{max} が最大振幅になるよう制御する．これにより，仮想壁に触れた際の反力を空中で簡易的に提示する．

2.3 仮想反力制御部

被験者に与える仮想反力 $F_o(t)$ は，VLTC[9] に基づいて被験者の周りに構成した仮想壁から次式で算出する．

$$F_o(t) = -(M_o d\ddot{X}_o(t) + B_o d\dot{X}_o(t) + K_o dX_o(t)) \quad (5)$$

ここで $dX_o(t)$ は仮想インピーダンス壁への手先の浸入量を表す法線ベクトル， $d\dot{X}_o(t)$ は速度ベクトル， $d\ddot{X}_o(t)$ は加速度ベクトル， M_o ， B_o ， K_o はそれぞれ仮想インピーダンス壁の仮想慣性，仮想粘性，仮想剛性である．提案法では， M_o ， B_o ， K_o のセットを $P_n = \{M_o^n, B_o^n, K_o^n\}$ として， N 個の状態をあらかじめ用意しておく． T 秒の計測時間中に， $P_n (n = 1, \dots, N)$ を無作為に $(N - 1)$ 回切り替えることで仮想壁の状態を変化させる． P_n 状態の壁の提示時間を $T_n \leq T_{\text{th}}$ とし， T_{th} は最小の提示時間を表す閾値とする．システムでは，仮想壁の状態変化によって生じる立位状態の変化に関して評価を行う．例えば $P_n = \{0.0, 0.0, 0.0\}$ とした場合には，仮想壁からの反力がない状態となる．

2.4 立位機能評価部

立位機能の評価には，2 台のフォースプレートを用いて計測した足圧中心 (center of pressure : COP)，および Kinect を用いて推定した COM を用いる．本稿では，仮想壁の状態変化に伴う立位状態を評価する指標を文献 [10]などを参考にし，以下のように決定した．

d_1 : 総軌跡長 L_{COP}

d_2 : 矩形面積 S_{rect}

d_3 : 外周面積 S_{peri}

d_4 : 動揺速度平均 $\overline{v_{\text{COP}}}$

d_5 : 平均動揺ベクトル長 \bar{L}

d_6 : COM の総軌跡長 L_{COM}

d_{7-9} : COM 平均速度 $\overline{v_{\text{COM}x}}$ ， $\overline{v_{\text{COM}y}}$ ， $\overline{v_{\text{COM}z}}$

d_{10-12} : 仮想壁状態変化前後の評価指標差

d_{10-12} は矩形面積の評価指標に対して切り替え前後の評価指標値の差分をとることで評価した．また各評価指標に関して，各評価指標値 $d_l (l = 1, \dots, 9 + (N - 1))$ に対する基準被験者のデータの平均値 μ^l と標準偏差 σ^l を用いて，標準化インデックス I_l を算出する．これにより，計測デー

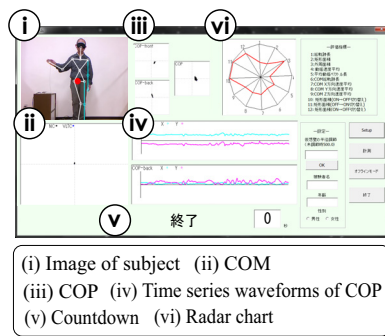


図 3 システム画面
Fig. 3 System screen

タが基準被験者群と比較してどの程度離れているかを評価可能である。

2.5 表示部

システム画面は図 3 のように出力される。(i) では、Kinect から得られる被験者の映像および、スケルトントラッキングによって推定した被験者の各関節と COM の位置に描画が行われる。(ii) には、Kinect より得られた COM の軌跡、(iii) には被験者の右足と左足の COP の軌跡が描画され、2 つを合成した COP があわせて描画される。(iv) は、各足の COP の X 方向と Y 方向の時系列変化がプロットされ、(v) では P_n の仮想反力状態の継続時間が表示される。(vi) では、 T 秒間の計測が終了した後に、12 個の評価インデックスがレーダーチャートとして出力される。計測終了後には動画の再生や計測データの閲覧やスケール変更などが可能であり、電子カルテとして利用することができる。

3. 実験

3.1 実験条件

健康な大学生 6 名 (A-F: 男性, 平均年齢 23.6 ± 3.2 歳) と高齢者 6 名 (G-J: 男性, K, L: 女性, 平均年齢 75.6 ± 7.7 歳) に対して提案システムを用いた立位機能の評価実験を行った。プロトタイプには、Kinect (Microsoft 社製, サンプル周波数: 30Hz) とフォースプレート (TF-3040, テック技研社製, サンプル周波数: 5kHz) 2 台を使用した。実験のタスクは閉眼、開眼の閉脚立位姿勢とし、60 秒間の立位を評価した ($T=60$)。また、仮想壁状態数 $N=4$, $T_{th}=5$ として、 $T_n \geq 5$ となるように乱数を用いて各状態の時間を設定した。閉眼時には、アイマスクを着用させた。60 秒間の計測を 1 試行とし、被験者 A-F は計 7 試行、G-L は被験者の状態を見ながら 2~3 試行実施した。また、振動子を被験者の右手の第 2 指の指腹付近に取り付けて計測を行った。本研究の目的や計測に関しては事前に被験者に十分な説明を行い、書面による同意書の提出を受けることでインフォームド・コンセントを取得した。

仮想反力のパラメータ P_n は $n=4$ とし、 $P_1 = P_3 = \{1.0, 10.0, 50.0\}$, $P_2 = P_4 = \{0.0, 0.0, 0.0\}$ となるように

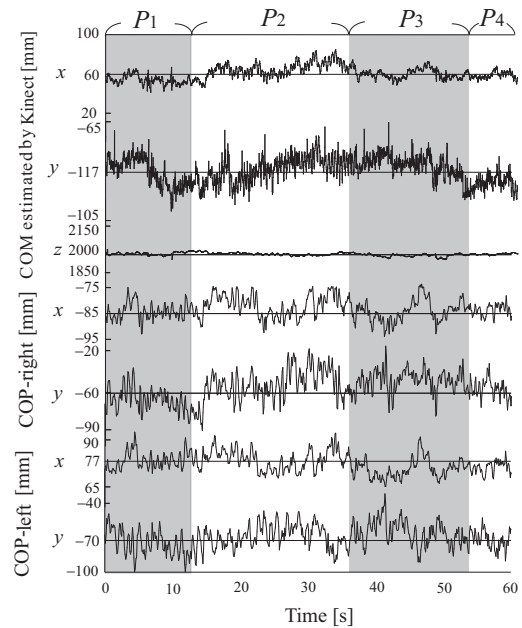


図 4 高齢者の計測例

Fig. 4 An example of measured data of elderly subject

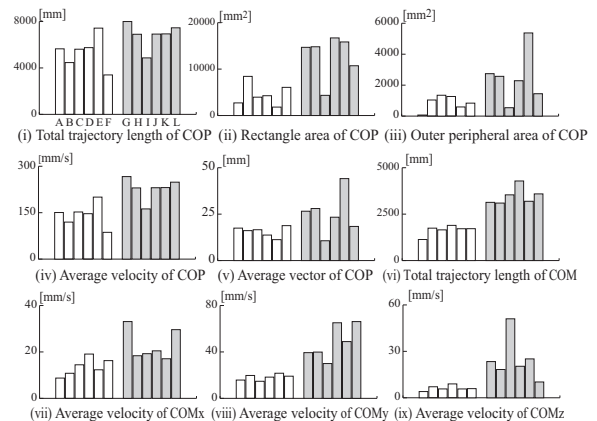


図 5 評価指標値の一例

Fig. 5 Examples of evaluation indices

値を設定した。 P_1, P_3 は仮想反力を提示している状態 (仮想壁提示状態と呼ぶ), P_2, P_4 は仮想反力を提示しない状態 (仮想壁非提示状態と呼ぶ) となる。

3.2 結果と考察

図 4 に高齢者の 60 秒間の閉眼閉脚立位条件の計測において被験者から測定した COM と COP の一例を示す。図は上から COM の X 成分, Y 成分, Z 成分, 被験者の右足の COP (COP-right と呼ぶ) の X 成分と Y 成分, 左足の COP (COP-left と呼ぶ) の X 成分と Y 成分である。計測例では、開始から 12 秒, 36 秒, 54 秒で仮想壁の提示/非提示状態が変化しており、陰影部分が仮想壁提示状態を示している。

開眼条件の仮想壁非提示状態における若年者と高齢者の各指標値の比較を図 5 に示す。高齢者群は若年者群と比較

表 1 開眼閉眼差の t 検定

Table 1 T test of the comparison
between eye closing and opening

評価指標	p 値
総軌跡長: L_{COP}	0.4037
矩形面積: S_{rect}	0.1734
外周面積: S_{peri}	0.1044
動揺速度平均: v_{COP}	0.7310
平均動揺ベクトル長: \bar{L}	0.0699 *
COM 総軌跡長: L_{COM}	5.14e-04 ***
COM _x の平均速度: $\overline{v_{COMx}}$	0.1485
COM _y の平均速度: $\overline{v_{COMy}}$	0.0943 *
COM _z の平均速度: $\overline{v_{COMz}}$	0.0114 **
仮想壁状態変化前後の評価指標差 (1)	0.0236 **
仮想壁状態変化前後の評価指標差 (2)	0.0997 *
仮想壁状態変化前後の評価指標差 (3)	0.118

(*** : $p < 0.01$, ** : $p < 0.05$, * : $p < 0.1$)

して各指標値が大きく、特に COM の指標 ($d_6 \sim d_9$) に関して差がみられた。

次に開閉眼状態の変化に伴う立位機能の変化を評価するため、閉眼条件から開眼条件の指標値を差分することで、被験者群間で比較した。t 検定の結果 (表 1) より、COM に関連する指標に有意差が認められた。これは、高齢者は閉眼時に開眼時よりも特に身体の揺れが大きくなり、若年者はその傾向が小さいことを意味すると考えられる。

また、若年者と高齢者の姿勢動揺誘発に対する違いを比較するために、仮想反力非提示状態と提示状態の評価指標値の和に対して若年者 6 名分のデータで標準化を行った。結果を図 6 に示す。図は実線が若年者の平均値、2 本の点線がそれぞれ若年者の標準偏差の 2 倍と 5 倍を示している。図より高齢被験者は若年者よりも標準化値が大きい指標が多く、特に COM の指標 ($d_6 \sim d_9$) や仮想壁状態変化前後の矩形面積 ($d_{10} \sim d_{12}$) において違いが見られた。このことから、高齢者に関しては姿勢動揺を誘発させた場合には若年者よりも身体動揺が大きいことが示唆され、これらをレーダーチャートの形状や大きさから評価可能なことがわかる。

最後に標準化した 12 個の評価指標に対し、絶対値総和をとった場合には若年者群が 9.47 ± 2.59 、高齢者群が 67.9 ± 16.7 となり、有意水準 1% で有意差が認められた。以上から、被験者の立位機能を定量的に評価できるインデックスとして提案法を使用できる可能性がある。ただし、今回の実験では主に高齢者と若年者の機能の違いについて議論したため、今後は高齢者群内の立位機能の差異と転倒歴の有無やその他の運動機能との関連性などについて詳細に議論する必要がある。

4. まとめ

本稿では、高齢者の転倒予防を目的として我々が提案し

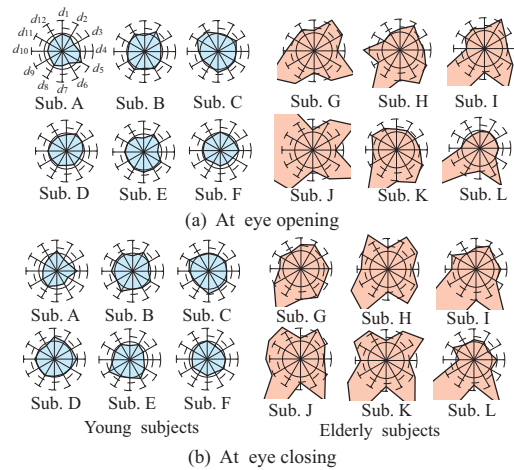


図 6 標準化によるレーダー結果

Fig. 6 Standardization results of index values

ている仮想ライトタッチコンタクトに基づく立位機能評価システムについて述べるとともに、若年者群と高齢者群間の比較によって、高齢化によって生じる立位機能の変化について議論した。今後は大規模な計測実験を実施して被験者数を増加させ、転倒歴の有無と各評価指標との関係性について検証する。

参考文献

- [1] 厚生労働省：平成 25 年国民生活基礎調査 (2013).
- [2] A. Bergland, T B Wyller : Risk factors for serious fall related injury in elderly women living at home, *Inj Prev*, vol.10, no.5, pp.308-313 (2004)
- [3] Yuri P. Ivanenko, Grasso R, Lacquaniti F : Effect of gaze on postural responses to neck proprioceptive and vestibular stimulation in humans, *Journal of Physiology*, vol.519, no.1, pp.301-314 (1999)
- [4] 大淵 修一：高齢者の転倒と予防, *バイオメカニズム学会誌*, vol.27, no.1, pp.2-5 (2003).
- [5] 坂田 菜実, 白樫 公介, 島圭 介, 島谷 康司：仮想ライトタッチコンタクトを利用した立位機能評価システム, 第 15 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会論文集 (SI2014), pp.2700-2703 (2014).
- [6] J.J. Jeka : Light Touch Contact as a Balance Aid, *Physical Therapy*, vol.77, no.5, pp.476-487 (1997).
- [7] K. Shimatani *et al.* : Effect of Differences in Room Brightness on Postural Control during Light Touch Contact, *Journal of Physical Therapy Science*, vol.24, no.3, pp.223-226 (2012).
- [8] F. Tremblay, A.C. Mireault, L. Dessureault, H. Manning, H. Sveistrup : Postural stabilization from fingertip contact: I. Variations in sway attenuation, perceived stability and contact forces with aging, *Exp Brain Res*, 188-1, 275/285 (2004)
- [9] K. Shima : Virtual Light Touch Contact: a Novel Concept for Mitigation of Body Sway, 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), vol.10, no.1, pp.108-111, 2013
- [10] 出村 慎一, 山次 俊介, 野田 政弘, 北林 保, 長澤 吉則 : 静止立位姿勢における足圧中心動揺の評価変数の検討 - 試行間信頼性と変数相互の関係の観点から -, *Equilibrium Res*, vol.60, no.11, pp.44-55 (2001)