ライトタッチ現象の再現を目指した
Sensory Reweightingに基づくヒト立位制御モデル坂田 茉実^{*,**}・島 圭介^{*}・島谷 康司^{***}

A Novel Postural Control Model Based on Light Touch Contact and Sensory Reweighting

Mami SAKATA^{*,**}, Keisuke SHIMA^{*} and Koji SHIMATANI^{***}

Light touch contact (LTC) proposed by Jeka in 1997 can reduce unstability in human standing by the user lightly touching a curtain or similar with fingertips. However, the potential contribution of LTC to human posture control strategy has not yet been elucidated. This paper proposes a novel human standing control model designed to reproduce the influence of LTC on sensory reweighting which is a principle of control strategy for human standing posture. The approach allows us to represent time-series changes in sensory weights caused by LTC and express body sway in a standing state. Simulation using the proposed model indicated its capacity to reproduce human sway more accurately than a previous model, and experimental results suggested that sensory reweighting was influential in standing attitude control.

Key Words: light touch contact, human standing control model, sensory reweighting

1. はじめに

近年の高齢者人口の増加は著しく、今後の継続的な高齢者割合の上昇は言及するまでもない。高齢者が抱える大きなリスクに転倒があることを考慮すると、転倒事故を未然に防止できる方法論が必要不可欠である。

高齢者の転倒予防には杖や歩行器などを用いた身体保持のみならず、壁やカーテンなどに軽く触れることによるライトタッチコンタクト (LTC)¹⁾ が有効である。われわれもヒトの周りに仮想的な壁 (仮想壁) を構成し、壁に触れた反力を振動による体性感覚刺激として指先に与えて姿勢保持の支援を行なう方法として仮想ライトタッチコンタクト (VLTC: Virtual Light Touch Contact) を提案してきた²⁾。VLTC はライトタッチコンタクト (LTC) 現象を仮想的に再現したものであり、立位や歩行時に姿勢動揺を低減できることを明らかにしている^{2), 3)}。ただし、LTC や VLTC がヒトの姿勢制御戦略にどのように寄与するかは明らかにされていない。

それに対してわれわれは、指先への皮膚感覚刺激が立位姿勢

制御戦略に及ぼす影響を知覚心理実験によって評価し、LTC 現象が自己の身体位置知覚能力の向上に寄与し、その結果として立位時の重心動揺が低下することを明らかにした⁴⁾。そしてその結果に基づいたライトタッチ型ヒト立位制御モデルを提案し、実際のヒトと同様に重心動揺が低減することを示している。本論文では、LTC 現象が皮膚感覚のみならず位置覚にも影響を与えると捉え、LTC 現象を皮膚感覚と姿勢/位置覚へ影響を与える体性感覚刺激として定義する。ここで、立位や歩行の姿勢制御に視覚・体性感覚・前庭感覚のそれぞれが寄与していることを考えれば、ヒト立位制御モデルには各感覚入力の変動を表現する構造が必要である。

ヒトの姿勢制御戦略に寄与する原理の1つとして、立位に寄与する3感覚系の再重み付け (Sensory reweighting) が挙げられる。Sensory reweighting はヒトが状況に応じて各感覚の重みづけを調整することで姿勢を維持する現象であり、これまでに感覚刺激を与えた際の姿勢動揺の変化から Sensory reweighting にかかる時間を評価する試み⁵⁾ などがなされている。またわれわれも感覚重みの時系列評価を目的として Sensory visualization 法を提案しており、ヒト立位状態へ感覚刺激が与える影響を評価できる可能性を示した⁶⁾。これらの結果に基づき、立位時の LTC が Sensory reweighting に及ぼす影響を評価できれば、LTC の原理の解明に大きく貢献できる可能性がある。

本論文では、LTC が Sensory reweighting に及ぼす影響の再現を目指した新しいヒト立位制御モデルを提案する。まず Sensory visualization 法を用いて立位時における開眼・閉眼条件の変化や LTC が与える各感覚系への影響を議論すると

* 横浜国立大学大学院工学府 横浜市保土ヶ谷区常盤台 79-5

** 日本学術振興会 東京都千代田区麹町 5-3-1

*** 県立広島大学保健福祉学部 三原市学園町 1-1

* Graduate School of Engineering, Yokohama National University, 79-5 Tokiwadai, Hodogaya-ku, Yokohama

** Japan Society for the Promotion of Science, 5-3-1 Kojimachi, Chiyoda-ku, Tokyo

*** Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima, 1-1 Gakuen-cho, Mihara

(Received February 15, 2019)

(Revised April 21, 2019)

ともに、各感覚重みを推定するモデルを提案する。そして、ライトタッチ型ヒト立位制御モデルに Sensory reweighting モデルを導入することで、シミュレーションにより重心動揺の実測データを再現できるか検証する。これにより LTC 現象の機序の 1 つの表現を目指す。

2. 感覚状態の可視化と Sensory reweighting モデル

従来、ヒトの姿勢制御戦略に寄与する感覚系に対してさまざまな検討がなされている。たとえば健常者と前庭障害やパーキンソン病などの患者の重心動揺の比較から各感覚系が制御する周波数帯域が数多く調査されており^{7)~9)}、Nagy らはこれらの研究に基づいて視覚系は 0~0.3 Hz、前庭系・触覚は 0.3~1 Hz、位置覚は 1~3 Hz の身体動揺を制御すると報告している¹⁰⁾。さらに感覚刺激に対するゲインの変化から感覚の重み変化を評価する研究¹¹⁾など Sensory reweighting に対する検討も行なわれているが、ヒトの重心動揺からヒトの感覚重みの時系列変化を推定できる方法論は存在しない。

2.1 Sensory visualization⁶⁾

LTC などの感覚刺激がヒトの各感覚系の状態に与える影響を評価するために、重心動揺計を用いて計測した足圧中心 (center of pressure : COP) に対して Wavelet 解析を行なって身体動揺制御の周波数成分を評価する。矢状面方向と前額面方向の COP を c_x , c_y 、ノルムを $x(t) = \sqrt{c_x^2 + c_y^2}$ とすると、Wavelet 解析は次式で定義される。

$$W(b, a) = -\frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dx \quad (1)$$

ここで $\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$ はマザーウェーブレットであり、本手法では Morlet ウェーブレットを用いる。 a はスケール、 b は時刻を表わすパラメータである。さらに計測する COP のサンプリング周期 Δ とマザーウェーブレットの中心周波数 f_c を用いて擬似周波数 f を次式で算出する。

$$f = \frac{f_c}{a\Delta} \quad (2)$$

このとき、 $W(b, a)$ から時間 t の周波数 f におけるウェーブレットパワー $P(f, t)$ を算出する。さらに Nagy らの報告¹⁰⁾に基づき、立位にかかわる各感覚が制御に寄与する各周波数帯域のウェーブレットパワーの総和値 $S(t) = [S_e(t), S_{vt}(t), S_p(t)] = (S_i)_{1 \leq i \leq 3}$ を算出することで、各感覚系制御状態の時系列変化を評価する。

$$S_e(t) = \sum_{f=0}^{0.3} P(f, t) \quad (3)$$

$$S_{vt}(t) = \sum_{f=0.3}^1 P(f, t) \quad (4)$$

$$S_p(t) = \sum_{f=1}^3 P(f, t) \quad (5)$$

これにより、各感覚系由来の動揺変化を捉え、感覚刺激などの外部刺激が各感覚系に与える影響を評価する。さらに

静止立位時などの基準状態におけるパワー平均値 $S^m = [S_e^m, S_{vt}^m, S_p^m] = (S_i^m)_{1 \leq i \leq 3}$ を用いて、各感覚系のゲイン $G = [G_e, G_{vt}, G_p] = (G_i)_{1 \leq i \leq 3}$ を算出する。

$$G_i = \frac{S_i}{S_i^m} \quad (6)$$

ゲイン値を用いることで基準状態からの感覚系への影響の変化を定量的に評価することが可能である。たとえば視覚ゲイン G_e が 1 以下の場合には基準状態よりも視覚系由来の動揺が低減していることを示す。

2.2 ライトタッチが感覚系へ及ぼす影響の評価

2.2.1 実験条件

健常な男子大学生 5 名 (A~E; 22 歳) に対して行なった姿勢保持効果の検証実験データを用いて、ライトタッチが感覚系へ及ぼす影響の検証を行なう。実験では、立位時の姿勢動揺をフォースプレート 2 台 (TF-3040, テック技販社, サンプリング周波数: 5000 Hz) を用いて計測した。被験者には隙間なく並べた 2 台のフォースプレート上で、目を閉じた状態でタンデム (右足のかかとに左足の第 1 指をつけた立位) 姿勢をとらせた。タスクはそれぞれ、(i) 両手が身体に触れない状態で自然にタンデム姿勢をとる (NC), (ii) 紙に対する LTC (ハンガーラックにテープで取り付けた紙を軽く触り続ける), (iii) VLTC (右手の第 2 指の指腹付近に小型の振動子を取り付けて振動刺激を与える。詳細は付録参照。) を 30 秒間維持するものとした。計測回数は各 12 試行とし、各条件を無作為な順序で実施・計測した。また疲労が実験結果に与える影響を考慮し、各試行の間には被験者に十分な休憩をとらせた。なお、実験は倫理委員会の承認の下に実施した。また COP のサンプリング周期は $\Delta = 2.0 \times 10^{-4}$ s であり、マザーウェーブレットの中心周波数は従来研究に基づき $f_c = 6$ ¹²⁾ としてゲイン値を算出した。

2.2.2 結果と考察

被験者 A の Sensory visualization の例を Fig. 1 に示す。各ゲインは計測開始から 3 秒間を基準状態としたときの平均値 S_i^m を用いて算出した。また図中の陰影部は、ゲインが 1 以下の領域を示している。NC 条件 (Fig. 1 (a)) では視覚ゲイン G_e は計測終了まで 1 付近であり、視覚由来の動揺は基準状態と同程度を維持していることがわかる。これに対して前庭・触覚ゲイン G_{vt} 、位置覚ゲイン G_p は、基準状態より大きい状態が計測終了まで継続している。このように、閉眼タンデム立位姿勢では特に体性感覚 (触覚、位置覚) 由来の動揺が継続的に大きく現れることがわかる。これは、タンデム立位姿勢が閉脚立位姿勢と比較して体性感覚情報の精度が悪くなり上手く利用できないことが原因として考えられる。これに対して LTC・VLTC 条件 (Fig. 1 (b), (c)) では、各感覚ゲインは全体的に 1 付近または 1 以下を維持している。このことから LTC や VLTC が体性感覚情報として作用し、体性感覚由来の動揺を低減させることがわかる。このように Sensory visualization により各感覚系由来の動揺の時系列変化が視覚的に把握可能となる。

Fig. 1 Example of sensory visualization

Fig. 2 Results of gain evaluation

つぎに全被験者における LTC, VLTC の各感覚系への影響を比較するために、感覚系ゲインの計測時間全体の平均値の比較を行なった。結果を Fig. 2 に示す。縦軸は NC 条件の平均値で正規化した値である。図より LTC, VLTC 条件と

もにすべての感覚系で NC 条件と比較してゲイン値の低減がみられた。特に VLTC 条件において前庭・触覚ゲイン (G_{vt}) で 55% の低減がみられ、Steel 法を用いて多重検定を行なった結果、有意水準 1% で有意差が認められた。

このように Sensory visualization の結果より LTC や VLTC がタンデム立位時に引き起こされる体性感覚由来の動揺を低減させ、安定状態を維持させることが示された。ヒトがタンデム立位や LTC の有無に応じて感覚重みを調整していると考え、各感覚系由来の動揺の時系列変化は感覚の重み変化に寄与すると考えられる。

2.2.3 Sensory reweighting モデル

前項の結果に基づき、各感覚系の制御量を用いて Sensory reweighting を表現することを考える。立位状態において各感覚系で取得する情報の信頼性を I_i とすると、感覚遮断や感覚刺激などによって I_i は変化する。たとえば基準 (開眼立位) 状態を I_i とすると、視覚で取得する情報の信頼性は開眼状態で $I_e = 1$ 、被験者自身の重心動揺の位置をさらに視覚フィードバックする方法論¹³⁾などによって $I_e \geq 1$ となり、閉眼状態では視覚が遮断されて信頼性が低くなるため $0 < I_e < 1$ となると考えられる。このように、 I_i に応じて感覚重み w_i が変化すると考えると、 I_i と G_i の関係から w_i を推定できる可能性がある。

まず開眼状態などのように視覚情報の信頼性が高い状態 ($I_e \geq 1$) について考えると下記のように立位状態を解釈できる。

- 視覚ゲイン G_e が 1 以下 ($G_e < 1$) であれば、視覚情報に上手く頼って視覚由来の動揺を低減できているために視覚重み w_e は大きい状態である。
- G_e が 1 以上 ($G_e > 1$) であれば、視覚情報を上手く使わずに視覚由来の動揺が大きいため w_e は小さい状態である。

つぎに閉眼状態の ($0 < I_e < 1$) については以下と仮定できる。

- G_e が 1 以下 ($G_e < 1$) であれば閉眼時の不確かな情報を使わずに視覚由来の動揺を低減できているために w_e が小さい状態である。
- G_e が 1 以上 ($G_e > 1$) である場合は、不確かな視覚情報に頼り視覚由来の動揺が大きいため w_e が大きい状態である。

以上の仮説を基に感覚情報の信頼性 I_i に対する重み更新量 Δw_i を以下の式で表現する。

$$\Delta w_i = \begin{cases} I_i / (\beta_i G_i) & (I_i \geq 1) \\ I_i \beta_i G_i & (0 < I_i < 1) \end{cases} \quad (7)$$

ここで β_i は被験者ごとに設定する重み調整係数である。そして $w_i(0)$ を初期重みとし、以下の式で時刻 t における感覚重み $w_i(t)$ を Sensory reweighting モデルとして定義する。

$$w_i(t) = w_i(0) + \Delta w_i(t-1) \quad (8)$$

さらに感覚系の重みの総和が 1 となるように、次式で各感覚

系の重み $\hat{w}_i$ を算出する.

$$\hat{w}_i = \frac{w_i}{\sum_{i=1}^3 w_i} \quad (9)$$

(7)~(9) 式により, 特定の感覚重みが大きくなった場合には残りの感覚重みが相対的に小さくなる. これにより感覚重みの時系列変化の表現が可能である.

次章よりわれわれがこれまでに提案してきたライトタッチ型ヒト立位制御モデル⁴⁾に Sensory reweighting モデルを導入したモデルについて説明する.

3. Sensory reweighting を導入したライトタッチ型ヒト立位制御モデル

ヒトの姿勢制御戦略には視覚, 前庭覚, 体性感覚が寄与しており, 個々の感覚が身体位置と運動に関する特有の情報を中枢神経系に提供している¹⁴⁾. たとえば体性感覚には触覚などを知覚する表在感覚と身体的位置などを知覚する深部感覚があり, 支持基底面を基準とした身体位置や動きの知覚や床面の情報を把握して安定して荷重できるかの判断などの役割を果たしている^{14), 15)}. 森岡らは, ヒトが体性感覚により知覚する身体位置関係の正確な認識能力が立位姿勢制御能力の高さと関連すると報告している¹⁵⁾. このとき, LTC や VLTC のような指先への体性感覚刺激が立位時の重心動揺を低下させることを考えると, 体性感覚刺激が身体的位置知覚へ何らかの影響を与える可能性が示唆される. 立位姿勢制御においては身体重心を足底支持面内に保持することが必要であり, ヒトは体の傾きなどの情報を元に身体重心をコントロールすると考えられる. このことからわれわれは, LTC のような指先への体性感覚刺激による立位姿勢支援効果が, 刺激によって身体的位置や身体の動揺・傾きなどの情報を正確に推定可能となったことに起因するという仮説を導き, 基礎実験によってその可能性を示唆した⁴⁾. 本論文では, この仮説に基づいて構築したライトタッチ型ヒト立位制御モデルに Sensory reweighting モデルを導入する. 以下, 提案モデルに関して述べる.

ヒトは頭部が重く不安定であるため, 一般に立位姿勢制御は倒立振子でモデル化される. 倒立振子の運動方程式は次式で表わされる.

$$I\ddot{\theta} = mgh \sin \theta + \tau \quad (10)$$

I は倒立振子の足関節周りの慣性モーメント, θ は鉛直方向に対する体の傾き, m は質量, g は重力加速度, h は重心から足関節までの距離, τ は足関節周りに働くトルクである. 立位姿勢制御では τ を操作して θ を制御することで重心を支持面上に保持している. **Fig. 3** に Peterka らのヒト立位モデル¹⁶⁾を参考に提案した制御モデルのブロック図を示す. 制御系はトルク生成部と位置取得部で構成される. 以下より各制御部の詳細を示す.

3.1 トルク生成部⁴⁾

トルクは時間遅延の生じるアクティブトルクと遅延のないパッシブトルクの和で表わされる¹⁶⁾. 制御量は身体重心

Fig. 3 Control block diagram

(Center of Mass : COM) の矢状面方向での位置 y であり, 次式で定義する.

$$y = y_0 - y_E \quad (11)$$

ここで, y_0 は目標値, y_E は位置取得部で計算された重心位置である. 提案モデルでは, トルクは時間遅延の生じるアクティブトルク τ_a , 遅延のないパッシブトルク τ_p , トルクノイズ τ_n の和とした.

$$\tau = \tau_a + \tau_p + \tau_n \quad (12)$$

アクティブトルクは PID 制御で生成され, K_P は比例ゲイン, K_D は微分ゲイン, K_I は積分ゲインである. むだ時間要素 e^{-Ls} は神経伝達時間を表わす. アクティブトルクでは間欠制御を行っており¹⁷⁾, 次式のように ON/OFF の場合分けを行なう.

$$\tau_a(s) = \begin{cases} y(K_P + K_D s + \frac{1}{K_I s})e^{-Ls} & (y(\dot{y} - ay) > 0 \wedge y^2 + \dot{y}^2 > r^2) \\ 0 & (\text{otherwise}) \end{cases} \quad (13)$$

ここで定数 a は ON/OFF の切り替え領域を決定する. 定数 r は人間が知覚できる動揺の変位の限界を決定する係数であり, 条件を満たしていないときには重心は安定な状態にある, もしくは人間が知覚できない程度しか変位していないため, アクティブトルクは 0 となる. また神経伝達時間による遅延が生じるため, 不安定な状態でなければあえて制御を行わない. パッシブトルクは筋の剛性 k と粘性 b より生成される.

$$\tau_p(s) = y(k + bs) \quad (14)$$

3.2 位置取得部⁴⁾

位置取得部ではヒトの各感覚系から得られる情報を用いて重心位置 y_E を得る．ここで、モデルでは Sensory reweighting を表現するために、視覚、前庭覚、体性感覚それぞれから取得する重心位置情報を y_e, y_v, y_s として、重心位置 y_E を次式の重み付け総和で定義する．

$$y_E = (\mathbf{y}^T \hat{\mathbf{w}} + \mathbf{n}^T (\text{pos}) \mathbf{w}) \quad (15)$$

ただし、各感覚の位置情報ベクトルを $\mathbf{y} = [y_e, y_v, y_s]^T$ 、各感覚の重み係数ベクトルを $\hat{\mathbf{w}} = [\hat{w}_e, \hat{w}_v, \hat{w}_s]^T = (\hat{w}_i)_{1 \leq i \leq 3}$ と表わす．ここで、 $\hat{w}_i > 0, \sum_{i=1}^3 \hat{w}_i = 1$ である．LTC が感覚再重み付けに及ぼす影響を表現するため、体性感覚刺激時に重み係数 $\hat{w}_i$ を変化させることで制御モデルを体性感覚情報主体の制御に切り替える．また、各感覚系から取得する $\mathbf{y}$ には知覚誤差が含まれることから知覚ノイズベクトル $\mathbf{n} \mathbf{y} = [{}^n y_e, {}^n y_v, {}^n y_s]^T = ({}^n y_i)_{1 \leq i \leq 3}$ (n はノイズを意味する添え字) を用いて表現する． $\mathbf{n} \mathbf{y}$ は次式で表わす平均 0、分散 σ_i の正規分布に基づくホワイトノイズとした．

$$\sigma_i = D e_i \quad (16)$$

ここで D をノイズの標準偏差、各感覚系のノイズ係数を $\mathbf{e} = [e_e, e_v, e_s]^T = (e_i)_{1 \leq i \leq 3}$ とする．LTC のような体性感覚情報が与えられた状態は、 e_s を小さくし体性感覚の知覚誤差を低減させる．また $(\text{pos}) \mathbf{w} = [(\text{pos}) w_e, (\text{pos}) w_v, (\text{pos}) w_s]^T = ((\text{pos}) w_i)_{1 \leq i \leq 3}$ は知覚ノイズが COM の算出に及ぼす影響を表わす重みである．

3.2.1 Sensory reweighting に基づく感覚重み更新

本論文では Sensory reweighting を考慮するために、Sensory reweighting モデル ((7)~(9) 式) を用いてヒトから実測した感覚ゲインの変化から感覚重みを時系列的に調整する．ここで閉眼状態や LTC 条件では前庭覚に感覚遮断や外乱刺激などは与えないことから、本論文では簡易化のために前庭重み $\hat{w}_v$ を一定値 $\hat{w}_v = \hat{w}_v(0)$ と仮定し、体性感覚重み $\hat{w}_s$ は、前庭・触覚ゲイン G_{vt} と位置覚ゲイン G_p からそれぞれ算出される前庭・触覚重み $\hat{w}_{vt}$ と位置覚重み $\hat{w}_p$ の総和値とする ($\hat{w}_s = \hat{w}_{vt} + \hat{w}_p$)．また、位置覚は体幹や四肢の位置や動きを察知し、視覚や前庭覚と協調して空間認知を行なっている¹⁸⁾ことから、知覚ノイズに対する重みは $(\text{pos}) w_i = \hat{w}_p$ とした．

3.2.2 体性感覚情報に基づく重心取得法⁴⁾

体性感覚が位置覚へ与える影響を考慮するため、体性感覚情報から推定する重心位置は指先の位置・関節角度および腕の長さから順運動学を用いて推定する．このときの推定重心座標 y_s は次式で表現する．

$$y_s = \sum_{i=1}^N (l_i + l_n) \sin(\theta_i + \theta_n) \quad (17)$$

l_i は手・前腕・上腕の長さおよび肩から重心までの距離、 θ_i は手首・肘・肩関節角度および肩と重心間の角度であり、 $N = 4$

Fig. 4 ODE simulation scenes

とする． l_n, θ_n はそれぞれリンクと角度の知覚誤差とし、平均 0、分散 $\hat{\sigma}$ の正規分布に基づくホワイトノイズである．ただし、ヒトの知覚する腕の長さは時間が経つにつれて変化していることから¹⁹⁾、体性感覚刺激がない場合には誤差は時間の経過に伴って大きくなると考えられる．そのため $\hat{\sigma}$ は、

$$\hat{\sigma} = \begin{cases} s_1 + s_2 t_l & (0 \leq t_l < t_{max}) \\ s_1 + s_2 t_{max} & (t_{max} \leq t_l) \end{cases} \quad (18)$$

と表現する． t_l は指先に加わっていた振動が消えてからの経過時間、 s_1, s_2 は定数である．LTC では指先に刺激が加わるたびに $t_l = 0$ とする．これは体性感覚刺激によって正確な指先位置を再取得することを表わす．誤差は $t_l = t_{max}$ で最大をとり、それ以上は増加しないものとする．さらに、体性感覚刺激が与えられた際に $\hat{\sigma}$ を小さくすることで知覚誤差を低減させる．以上の機構により、体性感覚刺激の情報を用いて、 y_s と実際の重心座標 y_0 の誤差が小さくなる現象を表現する．

3.3 実験

3.3.1 シミュレーション条件

Sensory reweighting モデルの効果を検証するために、2.2.1 項で用いた被験者の立位状態から実測した重心動揺データ、およびわれわれが提案している感覚重みが一定値のシミュレーションモデル (以下、従来モデルと呼ぶ)⁴⁾ との比較を行なった．ただし今回用いた被験者の実測データには COM が含まれていないため、ヒトの静止立位状態において COM と COP の位置や波形が一致するという Murray らによる報告²⁰⁾に基づき、被験者から実測した COP と各モデルから得られる COM の比較を行なった．Fig. 4 に動力学計算エンジンである Open Dynamics Engine を用いて開発したモデルのシミュレーション図を示す．サンプリング周波数は 50 Hz で 30 秒間の立位姿勢制御シミュレーションを各条件で 10 回ずつ行なった．シミュレーションで用いたパラメータ値を Table 1 に示す．各パラメータは両モデルで同じ値とした．なお各パラメータ値に関しては従来研究^{16), 17), 21)}を参考に決定し、閉眼時の動揺を表現するために視覚の位置取得ノイズ e_v はほかの感覚系よりも大きく設定した．Sensory visualization によるゲイン値は健康な男子大学生 5 名 (22 歳) に対して行なった姿勢保持効果の検証実験データの矢状面方向の COP を用いて算出し、3.2.1 項より感覚重み $\hat{w}_i$ を調整した．また従来モデルのシミュレーションでは、感覚重み $\hat{w}_i$ の平均値を用いた．

Table 1 Simulation parameters

Parameter	NC	LTC/VLTC
f_s	sampling frequency	50.0
T	measuring time	30.0
K_P	proportional gain	100.0
K_D	derivative gain	10.0
K_I	integral gain	50.0
k	muscle stiffness	241.0
b	muscle viscosity	1.97
L	neurotransmission time[s]	0.20
y_0	control target	0.0
$w_e(0)$	eye weight coefficient	0.10
$w_v(0)$	vestibular weight coefficient	0.25
$w_s(0)$	somatosensory weight coefficient	0.65
e_e	Position noise for visual sense	2.0
e_v	Position noise for vestibular sense	0.01
e_s	Position noise for somatosensory	0.1
s_1	deviation coefficient1	0.05
s_2	deviation coefficient2	0.05
t_{max}	deviation limit time[s]	1.0
a	intermittent coefficient1	-0.1
r	intermittent coefficient2	0.005

Table 2 Weight adjustment coefficients

	Sub. A		Sub. B		Sub. C		Sub. D		Sub. E	
	β_e	β_s	β_e	β_s	β_e	β_s	β_e	β_s	β_e	β_s
NC	0.1	0.1	0.04	0.04	0.05	0.05	0.01	0.01	0.05	0.05
LTC	0.05	0.05	0.03	0.03	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
VLTC	0.03	0.01	0.01	0.01	0.15	0.15	0.01	0.01	0.01	0.01

各被験者の視覚と体性感覚の重み調整係数 β_e, β_s を **Table 2** に示す。ここで、ヒトは閉眼立位状態では視覚情報を用いずに足裏などの体性感覚情報を最も利用して立位状態を保つと考えられるため、被験者データから (7)~(9) 式により推定した視覚重み $\hat{w}_e$ が 0.5 未満、かつ体性感覚重み $\hat{w}_s$ が 0.5 より大きい状態を保つように β_i を設定した。また、シミュレーションにおいて倒立振子が転倒せずに立位状態を保つことができるかどうかを個別に評価し、最も各被験者の実際の重心動揺に近い挙動が得られた値を適用している。

3.3.2 結果

Fig. 5 に被験者 A から推定した感覚重み $\hat{w}_i$ を用いたときの各モデルにおける矢状面方向の COM のシミュレーション値と COP の実測値データの比較の一例を示す。実線はシミュレーションによる COM 波形、点線は被験者 A から実測した COP である。図中の陰影部は、実測値において 1 秒間で 20 mm 以上の比較的大きな身体動揺が生じた時刻を示している。重みを一定値に固定した従来研究モデル条件 (**Fig. 5 (a)**) では、シミュレーションによる COM 波形は実測値と比較して振幅が大幅に大きい。またシミュレーションによる COM 波形が大幅に変位している箇所は陰影部とは一致しておらず、動揺の大きさや大きな動揺のタイミングともに再現できていない。これに対して提案法を用いた場合 (**Fig. 5 (b)**) には、実測値と大きな動揺のタイミングにズレはあるものの大きな揺れをある程度再現できている。

全被験者の結果を検証するために重心動揺の値から矢状面

Fig. 5 Examples of COP/COM

方向の最大動揺幅 COM_w 、身体重心偏差 COM_r 、身体重心速度 COM_v を算出した。被験者 5 名の比較結果を **Fig. 6** に示す。図より従来モデルの各指標値と標準偏差は多くの条件で実測値よりも大きい。このことから従来モデルでは被験者の重心動揺を精度良く再現できていない。これに対して提案モデルでは、 COM_v 以外の全条件の指標値と標準偏差で実測値に近い値が得られ、被験者の姿勢制御をより精度良く再現できている。

3.3.3 考察

Fig. 5 の結果では、被験者の実測 COP から推定した感覚重み $\hat{w}_i$ を用いた場合、提案モデルにおける COM 値と実測 COP 値が近い値をとり、従来モデル⁴⁾よりヒトに生じる重心動揺に近い挙動が得られることがわかる。さらに **Fig. 6** より、全被験者の最大動揺幅、身体重心偏差それぞれにおいて実測値に近い値が得られ、提案モデルが被験者の姿勢制御をより精度良く表現できることが明らかとなった。これは Sensory Reweighting モデルによる感覚系の重み変化が立位姿勢

Fig. 6 COP/COM evaluation results

制御に大きく寄与することを意味し、提案法によってヒトの Sensory Reweighting 現象を立位姿勢制御に導入できる可能性を示唆している。ただし、 COM_v に関しては、筋パラメータ値として閉眼片足立位で計測された値を用いたことや筋収縮などの実際のヒトの運動機構を導入していないことが原因で再現できなかった可能性が考えられる。また、実験において設定した重み調整係数 β_i は感覚重み変化のしやすさを表わすパラメータであり、個人差が大きくみられたことから今後は適切な調整法の検討が必要となるだろう。

ここで従来、ヒトが多感覚から得られる情報をどのように統合して物体の認識や把持などの動作を実現しているかについて検討がなされている^{22), 23)}。多感覚統合理論においては感覚系から得られる情報の不確かさを考慮して重み付け統合されると考えられており、Landy らは各感覚系の重みが入力情報の不確かさ σ^2 の逆数（情報の信頼性）を用いて表現できるとし、不確かさが最も低くなるような次式で感覚重み w_i の統合を行なうことで、姿勢制御などの精度が向上すると述べている²³⁾。

$$r_i = \frac{1}{\sigma^2} \quad (19)$$

$$w_i = \frac{r_i}{\sum_{j=1}^n r_j} \quad (20)$$

ここで i は各感覚を示し、 n は統合する感覚数である。本論文で提案した Sensory reweighting モデルは各感覚入力情報の信頼性の大小によって各感覚統合の重みが変わると捉えており、ヒトが立位姿勢制御において感覚情報の不確かさを最小化するように感覚重みを再調整していることを裏付けていることにほかならない。

これらの結果から、提案法を用いることでヒトの LTC 時に生じる身体動揺低減効果を従来モデルより良い精度で再現できることが示された。さらに提案モデルによってヒトの感

覚重みの時系列変化を捉え、立位モデルにおける感覚系の重み変化に対応づけることで LTC や VLTC が多感覚統合における感覚入力の不確かさを低減するように感覚重みを変化させていることが示唆された。

4. おわりに

本論文ではこれまでに提案してきたライトタッチ型ヒト立位制御モデルと感覚再重み付け (Sensory Reweighting) を組み合わせた新しいヒト立位制御モデルを提案した。提案モデルではライトタッチコンタクトなどによって生じる感覚重みの時系列変化を表現可能であり、ヒトの立位時の身体動揺を表現できる。提案モデルを用いたシミュレーションにより、先行研究において提案されている感覚重みが一定値の制御モデル⁴⁾と比較してヒトの重心動揺をより良い精度で再現することが可能であり、Sensory Reweighting を立位姿勢制御に導入できる可能性を示した。Sensory Reweighting モデルに基づいてヒトの立位状態から感覚重み変化を推定・評価することで、転倒リスクと感覚重みの関係性を評価できる可能性があると考えられる。

ただし COM_v に関しては実測値を再現できなかったことから、筋収縮などの実際のヒトの運動機構を加える必要があると考えられる。またモデルに含まれる重み調整係数 β_i は被験者に応じて試行錯誤的に調整する必要があるため、適切な調整法の検討を行なう予定である。さらに今回シミュレーションに用いた実測値データは健康若年者のみであり、高齢者や転倒歴がある被験者データに対する検証は行っていない。そのため今後は高齢者データとの比較を行なう。

謝辞 本研究の一部は JSPS 科研費 (16H05914 および 17J11171) の助成を受けたものであり、ここで謝意を示します。

参考文献

- 1) J.J. Jeka: Light Touch Contact as a Balance Aid, *Physical Therapy*, **77**-5, 476/487 (1997)
- 2) K. Shima, K. Shimatani, A. Sugie, Y. Kurita, R. Kohno and T. Tsuji: Virtual Light Touch Contact: A Novel Concept for Mitigation of Body Sway, 7th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), **10**-1, 108/111 (2013)
- 3) 山下, 島, 島谷: 転倒予防のための仮想ライトタッチ型歩行デバイスと筋骨格モデルに基づく歩行解析, 第 18 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講演論文集 (SI2017), 2210/2212 (2017)
- 4) 島, 坂田, 島谷: ヒトのライトタッチ効果に基づく倒立振子型立位制御モデル, 第 19 回システムインテグレーション部門講演会講演論文集, 1530/1532 (2018)
- 5) D.J.A. Eikema, V. Hatzitaki, V. Konstantakos and C. Papaxanthis: Elderly adults delay proprioceptive reweighting during the anticipation of collision avoidance when standing, *Neuroscience*, **234**, 22/30 (2013)
- 6) M. Sakata, K. Shima, K. Shimatani, H. Izumi and T. Nagara: Simplified Standing Function and Sensory Evaluation System for Fall Prevention, *Proceedings of the 1st The IEEE Life Sciences Conference (LSC2017)*, 170/173 (2017)

- 7) E. Golomer, P. Dupui and P. Bessou: Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes, *Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.*, **102**-3, 225/229 (1994)
- 8) E. Golomer, J. Cremieux, P. Dupui, B. Isableu and T. Ohlmann: Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers, *Neuroscience Letters*, **267**-3, 189/192 (1999)
- 9) U. Oppenheim, R. Kohen-Raz, D. Alex, A. Kohen-Raz and M. Azarya: Postural characteristics of diabetic neuropathy, *Diabetes Care*, **22**-2, 328/332 (1999)
- 10) E. Nagy, K. Toth, G. Janositz, G. Kovacs, A. Feher-Kiss, L. Angyan and G. Horvath: Postural control in athletes participating in an ironman triathlon, *European Journal of Applied Physiology*, **92**, 407/413 (2004)
- 11) S. Hwang, P. Agada, T. Kiemel and J.J. Jeka: Dynamic reweighting of three modalities for sensor fusion, *PLOS ONE*, **9**-1, e88132 (2014)
- 12) C. Torrence and P.C. Gilbert: A practical guide to wavelet analysis, *Bull. Am. Meteorol. Soc.*, **79**, 61/78 (1998)
- 13) S.M. Freitas and M. Duarte: Joint coordination in young and older adults during quiet stance: Effect of visual feedback of the center of pressure, *Gait and Posture*, **35**-1, 83/87 (2012)
- 14) 板谷 厚: 感覚と姿勢制御のフィードバックシステム, *バイオメカニズム学会誌*, **39**-4, 197/203 (2015)
- 15) 川崎, 森岡: 身体位置関係の認識と立位姿勢バランス能力の関連性, *理学療法科学*, **24**-2, 257/262 (2009)
- 16) R.J. Peterka: Sensorimotor Integration in Human Postural Control, *J. Neurophysiol.*, **88**, 1097/1118 (2002)
- 17) Y. Asai, Y. Tasaka, K. Nomura, T. Nomura, M. Casadio and P. Morasso: A Model of Postural Control in Quiet Standing: Robust Compensation of Delay-Induced Instability Using Intermittent Activation of Feedback Control, *PLoS ONE*, **4**-7, e6169 (2009)
- 18) 後藤 淳: 感覚入力における姿勢変化, *関西理学療法*, **10**, 37/42 (2010)
- 19) 今川, 福村, 宇野: ヒトが知覚する腕の長さや手先位置の誤差に関する研究, *電子情報通信学会技術研究報告 (NC2006-159)*, 37/42 (2007)
- 20) M.P. Murray, A. Seireg and R.C. Scholz: Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities, *Journal of Applied Physiology*, **23**-6, 831/838 (1967)
- 21) 佐藤, 藤田: 足関節粘弾性の直立姿勢維持における機能分担, *バイオメカニズム*, **14**, 49/58 (1998)
- 22) M.J. Young, M.S. Landy and L.T. Maloney: A perturbation analysis of depth perception from combinations of texture and motion cues, *Vision Research*, **33**-18, 2685/2696 (1993)
- 23) M.S. Landy, J. Trommershauser, K. Kording and M.S. Landy: *Sensory Cue Integration*, 5/29, Oxford University Press (2011)

《付 録》

A. Virtual Light Touch Contact (VLTC)²⁾

VLTCの構成図をFig. A.1に示す。以下、各処理の詳細について説明する。

A.1 信号計測・処理部

VLTC²⁾では、被験者の指先運動を計測し、被験者の身体の周りに構成した仮想慣性 M_o 、仮想粘性 B_o 、仮想剛性 K_o を有する仮想壁からの反力をつぎの運動方程式で算出する。

Fig. A.1 Virtual light touch contact (VLTC)²⁾

Fig. A.2 Examples of COP measured during each task³⁾

$$F_o(t) = -(M_o d\ddot{X}_o(t) + B_o d\dot{X}_o(t) + K_o dX_o(t)) \quad (A.1)$$

$d\ddot{X}_o(t)$ は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である。このとき、われわれは仮想壁への指先の侵入加速度を利用して簡易的に VLTC の効果を与えることに成功している³⁾。提案システムでは、被験者への反力を指先加速度 $a(t) \in \mathbb{R}^3$ を用いて次式で近似的に算出する。

$$F'_o(t) = -M_o d\ddot{X}_o(t) \quad (A.2)$$

ただし、 $d\ddot{X}_o(t)$ は次式で求める。

$$d\ddot{X}_o(t) \cong \begin{cases} |a(t)| - a_{th} & (|a(t)| > a_{th}) \\ 0 & (|a(t)| \leq a_{th}) \end{cases} \quad (A.3)$$

ここで a_{th} は仮想壁への接触判定に用いる閾値である。

A.2 仮想反力提示部

被験者の指先に取り付けた小型の振動刺激装置(振動子)を用いて、仮想壁に接触した際の反力を振動刺激として近似的に提示する。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。本稿では f_l を一定とし、振幅 $A_m(t)$ を仮想反力ベクトル $F'_o(t)$ の大きさと比例させて次式で算出する。

$$A_m(t) = \begin{cases} k|F'_o(t)| & (k|F'_o(t)| < A_{max}) \\ A_{max} & (k|F'_o(t)| \geq A_{max}) \end{cases} \quad (A.4)$$

なお、 k は振動振幅調整用のゲインであり、 $k|F'_o(t)|$ 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、仮想反力を空中で簡易的に提示する。

A.3 VLTC デバイス³⁾

VLTC デバイスは3軸加速度センサと小型の振動子、マイコンとバッテリーのみから構成され、指先に容易に装着可能である。計測した指先の加速度情報はマイコンで処理し、算出した仮想反力に従って振動子が制御される。Fig. A.2に VLTC デバイスを用いて立位状態の変化を計測した結果を示す。図は20代の被験者(男性)に対する計測結果の一例であ

る．それぞれ，(i) 両手が身体に触れない状態で自然にタンデム姿勢（片方の足のかかともう一方のつま先につける姿勢）をとる（NC），(ii) 紙に対する LTC（ハンガーラックにテープで取り付けた紙を軽く触り続ける），(iii) VLTC デバイスによる VLTC（AVLTC）の 3 つのタスクにおいて得られた 60s 間の COP 軌跡の一例であり，横軸が前額面座標，縦軸が矢状面座標である．このように，NC 条件においては計測時間中の姿勢動揺に起因する COP の動揺面積が大きくなり（Fig. A.2(a)），実際の紙に触れる LTC（Fig. A.2(b)）および AVLTC（Fig. A.2(c)）条件において動揺が小さくなる．VLTC デバイスによって LTC と同様の姿勢保持効果¹⁾を与えることが可能である．

=====

[著 者 紹 介]

坂 田 茉 実（学生会員）

2015 年横浜国立大学理工学部数物・電子情報系学科卒業．2016 年同大学大学院工学府物理情報工学専攻博士前期課程短縮修了．現在，同大学大学院工学府物理情報工学専攻博士後期課程在学中．2017 年より日本学術振興会特別研究員（DC1）．本会 2017 年度学術奨励賞・研究奨励賞などを受賞．日本ロボット学会，IEEE などの会員．転倒リスク評価の研究に従事．

島 圭 介（正会員）

2007 年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了．2009 年同博士課程後期終了．2007～2008 年日本学術振興会特別研究員（DC1），2009～2012 年同特別研究員（PD），同年横浜国立大学大学院工学研究院助教を経て，2013 年同准教授，現在に至る．2017 年 Affiliated Researcher at the Italian Institute of Technology (IIT) を兼務．博士（工学）．生体信号解析，パターン認識，ヒューマンインタフェースなどの研究に従事．本会 2014 年度論文賞，日本機械学会奨励賞（研究）などを受賞．日本ロボット学会，日本機械学会，IEEE などの会員．

島 谷 康 司

2004 年日本大学大学院（人間科学）前期課程修了．2008 年広島大学大学院（人間科学部門）後期課程修了．2013～2014 年 Gaslini Child Hospital (Italy), Clinical and Research Fellow．1999 年理学療法士免許取得，2006 年より県立広島大学助手・講師を経て 2012 年同大学准教授，2014 年より同大学大学院助産学専攻科准教授（兼務），2016 年同大教授，現在に至る．博士（学術）．子どものリハビリテーション，母子発達支援，姿勢制御などの研究に従事．

=====