

135 擬似神経制御器と協調するヒトのバランス運動の測定と安定性解析

○松本茂樹 吉田勝俊 (宇都宮大学)

Stability analysis of cooperative balancing tasks between pseudo-neural artificial controllers and human subjects

*S. Matsumoto, K. Yoshida (Utsunomiya Univ.)

Abstract— This paper studies coupled balancing tasks based on coupled inverted pendula (CIP) framework. We experimentally investigate the cooperative balancing task on a virtual CIP model, performed by a pair of an invisible artificial controller and a human subject, where experimental participants were not allowed to watch the movement of the artificial partner during experiments. The experimental result on Lyapunov exponents implies that the human subject seems to try to make the artificial controller neutrally stable as well as the visible case in our previous study. Therefore, the result implies that the visual feedback from the balancing state of the artificial partner may not be related to the dynamical property of human.

Key Words: human dynamics, biological system, stability, complex system, adaptive control

1 はじめに

ヒトやロボットなどの自律的な個体が共通の資源や環境を共有するとき、そこには協調や競争のダイナミクスが起ころう^{1, 2, 3)}。このようなダイナミクスを機械的に表現する簡単なモデルとして、著者らは、Fig. 1に示すように、2台の倒立安定された振子の上端同士を剛体リンクで結合した結合倒立振子 (CIP) モデルを提案した⁴⁾。そして著者らは、CIP モデルの制御器をヒトによる操作と取り替えることで、ヒト同士による協調バランス運動実験、そして擬似神経制御器同士による協調バランス運動の数値解析を行ってきた^{5, 6)}。

以上の著者らの研究で用いた擬似神経制御器は、Cabrera が提案した、遅れ時間が付与された状態量とランダムなフィードバックゲインをもつフィードバック制御によって構成されており、Cabrera は擬似神経制御器を中立安定的に設計することで、ヒトのバランス挙動によく見られる間欠的な運動が生成できることを示している⁷⁾。

前報⁸⁾では、この擬似神経制御器と実際のヒトとの協調バランス運動を、スクリーンを用いた仮想的な環境で行い、その運動の安定性を解析した。その結果、ヒトは、相方である擬似神経制御器側の安定性が中立安定となるような操作をしていることが示されたが、この現象はヒトが相手のバランス運動を視覚的にフィードバックすることで起きるのかという疑問があった。そこで、本報では、ヒトと擬似神経制御器との協調バランス運動の制御器側のバランス運動の視覚情報を被験者に与えない状態での安定性を解析する。その結果、相方である制御器を中立安定にしてしまうヒトの性質は、相手のバランス状態に関する視覚情報なしでも起きることを示し、擬似神経制御器との協調時のヒト特有の普遍的な性質である可能性を示す。

2 擬似神経制御器

まず、本報で用いる擬似神経制御器について述べる。単独でのヒトの棒立てバランス運動を表すモデルとして、遅れ時間とランダムなゲインを考慮したフィードバック制御を倒立振子に適用したモデル

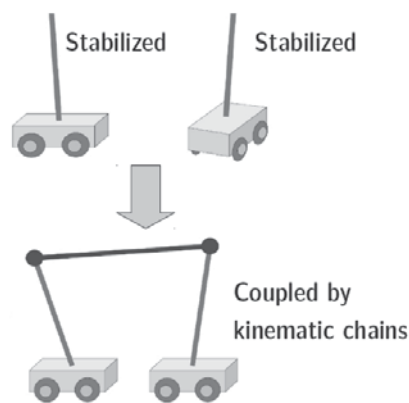


Fig. 1: CIP model.

$$\ddot{\theta} + \gamma \dot{\theta} - \alpha \sin \theta + \beta R(t) \theta(t - \tau) = 0 \quad (1)$$

が提案されている⁷⁾。ただし、 τ はヒトのバランス運動における神経系の応答時間を表す遅れ時間、 $R(t) = 1 + \nu w_t(t)$ は神経系のゆらぎを表すランダムフィードバックゲイン、 $w_t(t)$ は正規白色雑音、 ν はノイズの強度を表している。

$\theta \approx \Delta x$, $|\Delta x| \ll 1$, とすることで、(1) の線形化式は、

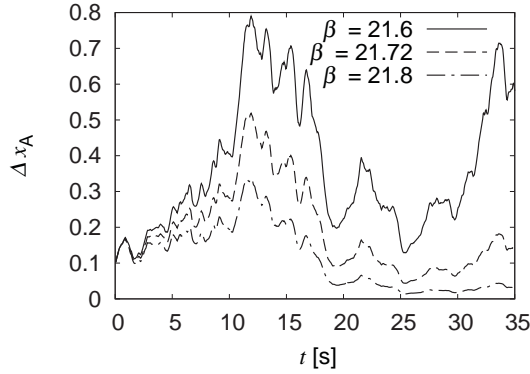
$$\Delta \ddot{x} + \gamma \Delta \dot{x} - \alpha \Delta x + \beta R(t) \Delta x(t - \tau) = 0 \quad (2)$$

となる。ただし、 $\Delta x := x^t(t) - x^c(t)$ は振子の角度 θ を相対距離として近似したものであり、 x^t と x^c はそれぞれ振子の上端、下端の絶対位置である。以降、振子の上端をターゲット、下端を台車、両者の相対距離をバランス誤差と呼ぶことにする。

ここで、線形化された擬似神経制御モデル (2) を、ターゲット x_A^c および台車 x_A^t それぞれに関する式に分

Table 1: List of state vectors

	Single balance	Coupled balance
Human subject		$\Delta \mathbf{X}_H = (\Delta \mathbf{X}_H, \Delta \dot{\mathbf{X}}_H)^T$ where $\Delta X_H := X^t - X_H^c$
Artificial controller	$\Delta \mathbf{x}_A = (\Delta x_A, \Delta \dot{x}_A)^T$ where $\Delta x_A := x_A^t - x_A^c$	$\Delta \mathbf{X}_A = (\Delta X_A, \Delta \dot{X}_A)^T$ where $\Delta X_A := X^{t+l} - X_A^c$
Total dynamics		$\Delta \mathbf{X} = (\Delta \mathbf{X}_H, \Delta \dot{\mathbf{X}}_H, \Delta \mathbf{X}_A, \Delta \dot{\mathbf{X}}_A)^T$

Fig. 2: Sample paths of the balancing error $\Delta x_A(t)$.

解すると,

$$\ddot{x}_A^t + \gamma \dot{x}_A^t - \alpha \Delta x_A = 0, \quad (3a)$$

$$\ddot{x}_A^c + \gamma \dot{x}_A^c = \beta R(t) \Delta x_A(t - \tau), \quad (3b)$$

$$\Delta x_A := x_A^t - x_A^c \quad (3c)$$

となる。ただし、 Δx_A はバランス誤差である。システム (3) のパラメータは、 $\gamma = 6$, $\alpha = 22$, $\nu = 2$, $\tau = 0.1$ とし、状態量の初期値は $[x_A^t, \dot{x}_A^t, x_A^c, \dot{x}_A^c]^T = [0.1, 0, 0, 0]^T$ とした。これは、バランス誤差に関する初期値を $[\Delta x_A, \Delta \dot{x}_A] = [0.1, 0]$ としたことを意味している。システム (3) の $-\alpha < 0$ は、倒立振子に働く重力の作用を負のばね定数をもつ線形ばねに近似したものであり、ターゲット x_A^t は、台車 x_A^c から離れるような挙動をとる。

ここで、後に参照しやすいように、 Δx_A , x_A^t , x_A^c を含む、本報で用いるすべての状態ベクトルを Table 1 に示す。状態ベクトルの小文字表記は単体でのバランス運動を、大文字表記は協調でのバランス運動を意味し、添字 H はヒトによるバランス運動、添字 A は擬似神経制御器によるバランス運動を意味している。

Fig. 2 は単独の擬似神経制御モデル (3) のノイズ $w_i(t)$ のあるサンプルに関するバランス誤差 $\Delta x_A(t)$ のサンプルパスである。数値積分法は 4 次のルンゲ・クッタ・ギル法、積分刻みは 1×10^{-3} s とした。バランス誤差 $\Delta x_A(t)$ はフィードバックゲインが $\beta = 21.6$ のとき発散し、 $\beta = 21.8$ のとき収束している。一方で、ほぼ中間の値である $\beta = 21.72$ では、バランス誤差は発散も収束もせず振動をする。このように、単独の擬似神経制御モデル (3) は制御器のフィードバックゲイン β に依存する。

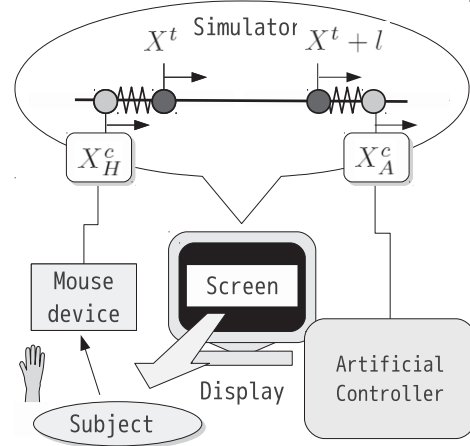


Fig. 3: Coupled balance control system with the human and artificial agents.

3 ヒトと擬似神経制御器の協調バランス

本報の解析対象は、Fig. 3 に示すような、ヒトと擬似神経制御器の協調バランス運動である。本研究ではシミュレータおよびスクリーンを用いることにより、仮想環境にて協調バランス運動を行う。この協調バランス運動において、片方の台車は擬似神経制御によって操作され、もう片方はヒトによって操作される。そのシステムを構成するためのシミュレータの支配方程式は、

$$\ddot{X}^t + \gamma \dot{X}^t - \frac{\alpha}{2} (\Delta X_H + \Delta X_A) = 0, \quad (4a)$$

$$X_H^c := (\text{manipulation of human subjects}) \quad (4b)$$

$$\ddot{X}_A^c + \gamma \dot{X}_A^c = \beta R(t) \Delta X_A(t - \tau), \quad (4c)$$

$$\Delta X_H := X^t - X_H^c, \quad (4d)$$

$$\Delta X_A := X^{t+l} - X_A^c \quad (4e)$$

となる。ただし、 ΔX_H , ΔX_A はそれぞれヒト側、制御器側のバランス誤差、 l はリンク棒の長さ、 X_H^c はマウスから計測したヒトの操作軌跡、 X_A^c は式 (4c) で定義した制御器の出力である。システム (4) の $l = 1$ を除くすべてのパラメータは前報⁸⁾ および本報 2 章のものと同じである。状態量の初期値は $[X^t, \dot{X}^t, X_H^c, X_A^c, \dot{X}_A^c]^T = [-0.5, 0, -0.6, 0.6, 0]^T$ とした。これは、バランス誤差に関する初期値を $[\Delta X_H, \Delta X_A, \Delta \dot{X}_A] = [0.1, -0.1, 0]^T$ としたことを意味する。被験者の操作量 X_H^c は 20Hz のサンプリング周波数で記録され、式 (4b) へと代入されるようにした。

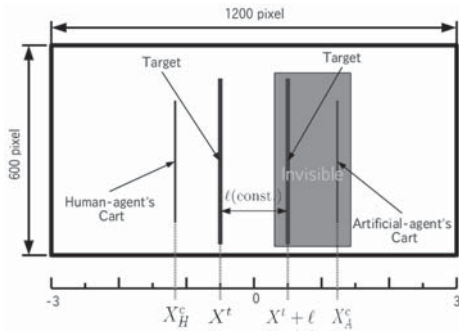


Fig. 4: Screen design of the coupled balance control system.

スクリーンに移すアニメーションのデザインを Fig. 4 に示す。ウィンドウ内の細線および太線はそれぞれ台車およびターゲットを表している。ただし、本報では、不可視な制御器との協調バランス運動実験を行うため、被験者側(左側)の台車及びターゲットしか表示しない仕様とした。ウィンドウのサイズは縦 600[pixel]、横 1200[pixel]とし、ウィンドウ外の領域は黒で塗りつぶしてある。ウィンドウの水平方向のピクセル [1, 1200] に対して、数値モデル上の変位 [-3, 3] を割り当てた。

協調バランス運動の測定は、前報⁸⁾と同様の被験者(健康な 20 代前半男性 10 名)に対して行った。1 回の測定の手順を示す。まず、被験者は Fig. 4 のスクリーンに細線で表示されている台車を動かし、60 秒間、太線で表示されているターゲットが画面から逸脱しないように任意の回数練習を行う。スタートの合図で被験者は操作を開始し、不可視な擬似神経制御器と協力してバランスを保つ。60 秒を 1 回の測定とし、フィードバックゲイン $\beta = 17, 19, 21, 23$ の各条件においてそれぞれ 10 回ずつ計測を行った。60 秒に達する前にターゲットが画面から逸脱した場合は、その回の測定をやり直した。

フィードバックゲイン $\beta = 17$ および $\beta = 23$ での、測定により得られるバランス誤差の代表的な時間波形を Fig. 5 および Fig. 6 にそれぞれ示す。図中の実線および破線は、ヒトおよび擬似神経制御器のバランス誤差を表している。単独の擬似神経制御モデルに関するバランス運動では、バランス誤差 $\Delta x_A(t)$ の時間波形はフィードバックゲイン β の値により大きく変化するのに対し、Fig. 6 の $\beta = 23$ での条件と Fig. 5 の $\beta = 17$ での条件との間で、ヒトに関するバランス誤差 ΔX_H と制御器に関するバランス誤差 ΔX_A の両方とも振動波形が似通っていた。

4 協調バランス運動の安定性

バランス運動の安定性を評価するために、バランス誤差に関するリアプノフ指数を導出する。まずはリアプノフ指数の導出法について述べる。

4.1 リアプノフ指数

次のような n 次元動的システム

$$\dot{\mathbf{x}}(t) = \mathbf{f}(\mathbf{x}(t)), \quad \mathbf{x}(0) = \mathbf{x}_0 \quad (5)$$

およびその線形化システム

$$\dot{\boldsymbol{\xi}}(t) = \mathbf{J}(\mathbf{x}(t))\boldsymbol{\xi}(t), \quad \boldsymbol{\xi}(0) = \boldsymbol{\xi}_0 \quad (6)$$

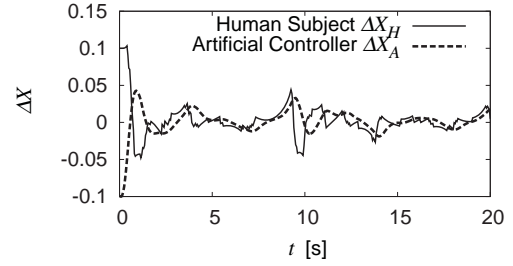


Fig. 5: Balancing error ΔX_H and ΔX_A for $\beta = 17$.

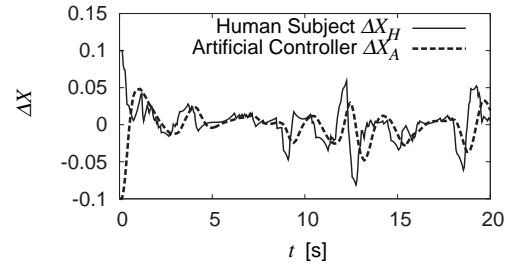


Fig. 6: Balancing error ΔX_H and ΔX_A for $\beta = 23$.

を考える。ただし、 $\boldsymbol{\xi}(t)$ は変分ベクトル、 $\mathbf{J}(\mathbf{x}) = \partial \mathbf{f} / \partial \mathbf{x}$ は $\mathbf{x}(t)$ の軌道に沿ったベクトル値関数 \mathbf{f} のヤコビ行列であり、 $\mathbf{x}(t)$ に関して変動する。(6) は変分方程式と呼ばれている。このとき、動的システム (5) の最大リアプノフ指数は以下のように定義される。

$$\lambda(\mathbf{x}) = \max_{\boldsymbol{\xi}_0} \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{1}{t} \ln \frac{\|\boldsymbol{\xi}(t)\|}{\|\boldsymbol{\xi}(0)\|} \quad (7)$$

ここで $\|\dots\|$ はベクトルのノルムである。一般的に、解軌道 $\mathbf{x}(t)$ は $\lambda < 0$ のとき安定、 $\lambda > 0$ のとき不安定、そして $\lambda = 0$ のとき中立安定となる。システムの運動方程式 (5) が既知の時、リアプノフ指数 $\lambda(\mathbf{x})$ は元の動的システム (5) に沿って (6) および (7) を解くことで解析的に得ることができる。

しかしながら、ヒトによる入力に関わっているバランス運動に関してはシステムの運動方程式が未知であるために別の方法でリアプノフ指数を推定しなくてはならない。本研究では佐野らにより提案された手法⁹⁾を用いて時系列データからリアプノフ指数を推定する。この場合、対象とするシステムの時系列データ $\mathbf{x}_j = \mathbf{x}(t_0 + (j-1)\Delta t)$ はサンプリング時間 Δt 秒ごとの計測により知ることができる。

このとき、相軌道のある 1 点を中心とする半径 ϵ の微小な球と、その球の範囲内に含まれる N 個の近傍点の集合 $\{\mathbf{x}_{k_i}\}_{i=1}^N$ を考え、その変位ベクトルを次のように定義する。

$$\mathbf{y}^i := \mathbf{x}_{k_i} - \mathbf{x}_j, \quad (i = 1, 2, \dots, N) \quad (8)$$

そして (8) の変位ベクトル \mathbf{y}^i を $m\Delta t$ 秒後だけ時間発展させたときの変位ベクトルは

$$\mathbf{z}^i := \mathbf{x}_{k_i+m} - \mathbf{x}_{j+m}, \quad (i = 1, 2, \dots, N) \quad (9)$$

となる．ここで，球の半径 ϵ が十分に小さいとき，変位ベクトル \mathbf{y}^i から \mathbf{z}^i への変換を表す式は，

$$\mathbf{z}^i = \mathbf{A}_j \mathbf{y}^i \quad (10)$$

と定義できる．ただし， \mathbf{A}_j は時間発展を表す行列であり，次のような方程式を満たす⁹⁾．

$$\begin{cases} \mathbf{A}_j \mathbf{V} = \mathbf{C}, \\ (\mathbf{V})_{kl} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\mathbf{y}^i)_k (\mathbf{y}^i)_l, \\ (\mathbf{C})_{kl} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\mathbf{z}^i)_k (\mathbf{y}^i)_l \end{cases} \quad (11)$$

ただし， $(\dots)_k$ はベクトルの k 成分要素， $(\dots)_{kl}$ は行列の (k, l) 成分要素を表している．最終的に，(11) の行列 \mathbf{A}_j を推定することで，次式

$$\lambda(\mathbf{x}_j) = \max_{\mathbf{u}} \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n \Delta t} \sum_{j=1}^n \ln \frac{\|\mathbf{A}_j \mathbf{u}\|}{\|\mathbf{u}\|} \quad (12)$$

より，最大リアプノフ指数を時系列データ \mathbf{x}_j から求めることができる．以降， $\epsilon = 0.05$, $N = 10$, $m = 200$ とする．

このようにして，擬似神経制御器の単独バランス運動に関するリアプノフ指数 $\lambda_\beta(\Delta \mathbf{x}_A)$ ，ヒトと擬似神経制御器との協調バランス運動全体としてのリアプノフ指数 $\lambda_\beta(\Delta \mathbf{X})$ ，協調バランス運動時での，ヒト側の安定状態を表すサブリアプノフ指数 $\lambda_\beta(\Delta \mathbf{X}_H)$ ，擬似神経制御器側の安定状態を表すサブリアプノフ指数 $\lambda_\beta(\Delta \mathbf{X}_A)$ も併せて導出する．ただし，添字 β は制御器のゲインを表す．

4.2 協調バランス運動全体としての安定性

Fig. 7 および Fig. 8 に，協調バランスシステム全体としてのリアプノフ指数，単独の擬似神経制御モデルのリアプノフ指数を示す．横軸は擬似神経制御器のフィードバックゲイン，縦軸はリアプノフ指数を表している．Fig. 7 の四角マークとクロスマークはそれぞれ，協調バランスシステム全体としてのリアプノフ指数の平均値 $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X})$ ，単独の擬似神経制御モデルに関するリアプノフ指数 $\lambda_\beta(\Delta \mathbf{x}_A)$ を表している．Fig. 8 の四角マークのエラーバーは $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X})$ の 95% 信頼区間を表している．

$\lambda_\beta(\Delta \mathbf{x}_A)$ の値は β の増加に対して単調的に減少していることから，単体の擬似神経制御モデルの安定性は制御器自身のフィードバックゲインに依存しているのは明白である．しかしそれとは対照的に，このグラフの中ではどのフィードバックゲインにおいても $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X}) \approx 0.2 > 0$ となっていることから，ヒトと擬似神経制御器との協調バランス運動の安定性に関しては制御器のフィードバックゲインの値にかかわらず不安定であることが言える．このように，制御器側のフィードバックゲイン変更によるシステム全体の安定性への影響はヒトと協調した場合にほとんどなくなることで，そして協調時のシステム全体の安定性は不安定になることが示唆されたが，これは前報での，制御器側に関するバランス状態が視認できる場合⁸⁾と同様の結果である．

4.3 ヒト側のバランスの安定性

Fig. 7 の三角マークは，擬似神経制御器と協調バランス運動を行なっているときのヒトに関するサブリア

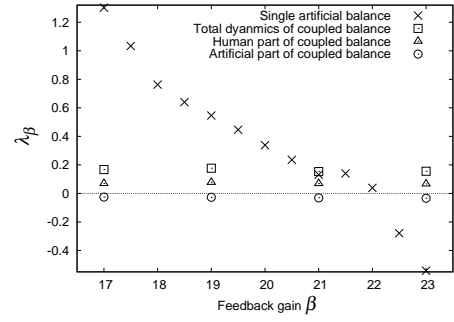


Fig. 7: Mean LLEs of the experiments.

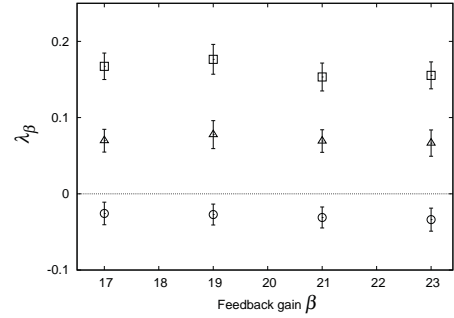


Fig. 8: Mean LLEs of the experiments with their 95% confidence interval.

プノフ指数の平均値 $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X}_H)$ を表している．Fig. 8 の三角マークのエラーバーは $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X}_H)$ の 95% 信頼区間を表している．

Fig. 7 中にマークした 4 つのフィードバックゲイン条件下において， $\bar{\lambda}_\beta \approx 0.1 > 0$ となっていることから，今回の協調バランスのヒト側の安定性に関しては制御器のフィードバックゲインの値にかかわらず不安定であることが言える．これも前報での，制御器側に関するバランス状態が視認できる場合⁸⁾と同様の結果である．

4.4 擬似神経制御器側のバランスの安定性

Fig. 7 の丸マークは，ヒトと協調バランス運動を行なったときの擬似神経制御器に関するサブリアプノフ指数の平均値 $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X}_A)$ を表している．Fig. 8 の丸マークのエラーバーは $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X}_A)$ の 95% 信頼区間を表している．

既に述べたように， $\lambda_\beta(\Delta \mathbf{x}_A)$ の値は β の増加に対して単調的に減少していることから，単体の擬似神経制御モデルの安定性は制御器自身のフィードバックゲインに依存している．

それに対し，ヒトと協調したときの擬似神経制御器のサブリアプノフ指数の平均値 $\bar{\lambda}_\beta(\Delta \mathbf{X}_A)$ は今回のどのフィードバックゲイン β においても 0 に近い負をとっている．この結果は，前報での可視な擬似神経制御器との協調バランス運動⁸⁾と同様に，不可視な擬似神経制御器との協調バランス運動においても，ヒトはパートナーである擬似神経制御器の安定性が中立安定的となるように操作していることを示唆している．つまり，擬似神経制御器側の安定性を中立安定的にしてしまうというヒトの奇妙な性質は，擬似神経制御器と協調したヒトの普遍的な性質である可能性がある．

5 まとめ

本報では、不可視な擬似神経制御器とヒトによる協調バランス実験を行い、運動の安定性を解析した。その結果、前報での、擬似神経制御器側のバランス状態を被験者が確認できる環境での協調実験⁸⁾と同様に、協調バランス運動全体および協調時のヒトは制御器側の安定性によらず不安定となること、ヒトはパートナーである擬似神経制御器の安定性が中立安定的となるように操作していることが分かった。つまり、制御器側の安定性を中立安定にするというヒトの性質は、相手側のバランスに関する視覚情報の有無によらず起きるものであり、普遍的な性質である可能性がある。将来的には、この性質を再現することで、ヒトの挙動によく似た制御器の構築が期待できると考えられる。

参考文献

- 1) Osumi, H., Arai, T., Yoshida, N., Shen, Y., Asama, H., Kaetsu, H., and Endo, I., 1994. "Cooperative system between a position-controlled robot and a crane with three wires". *Distributed Autonomous Robotic Systems*, pp. 347–358.
- 2) Hirata, Y., Kosuge, K., Asama, H., Kaetsu, H., and Kawabata, K., 2001. "Handling of a large object using multiple mobile robots in coordination". *Trans. JSME, Series C*, **67**(656), pp. 1077–1084. (in Japanese)
- 3) Sigmund, K., and Hofbauer, J., 1998. *Evolutionary Games and Population Dynamics*. Cambridge University Press.
- 4) Yoshida, K., Yokota, K., and Watanabe, S., 2008. "A study on mechanical system representation of competition and cooperation (in Japanese)". *Trans. JSME, Series C*, **74**(741), pp. 1311–1316. (in Japanese)
- 5) Yoshida, K., Higeta, A., and Watanabe, S., 2011. "Effects of mechanical coupling on the dynamics of balancing tasks". *International Journal of Innovative Computing, Information and Control*, **7**(4), pp. 1661–1674.
- 6) Higeta, A., Yoshida, K., Watanabe, S., and Nakatsuka, A., 2011. "Psychological measurement of coupled human balancing tasks". *Proceedings of the 2011 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pp. 661–666.
- 7) Cabrera, J. L., and Milton, J. G., 2002. "On-off intermittency in a human balancing task". *Phys. Rev. Lett.*, **89**(15), pp. 158702:1–4.
- 8) Matsumoto, S., Yoshida, K., and Higeta, A., 2012. "An experimental study on coupled balancing tasks between human subjects and artificial controllers". *Proceedings of the 44th ISICIE International Symposium on Stochastic Systems Theory and Its Applications*, pp. 43–44.
- 9) Sano, M., and Sawada, Y., 1985. "Measurement of the lyapunov spectrum from a chaotic time series". *Phys. Rev. Lett.*, **55**(10), pp. 1082–1085.