

転倒余裕と相関の高い歩行動作・下肢関節角度時系列パターン

Walking motions and time-series of lower limb joint angles correlated with margin of stability

学 岩崎智之 〇正 岡本正吾 正 秋山靖博 学 真弓卓也 学 稲垣貴士 正 山田陽滋
(名古屋大学)

Tomoyuki Iwasaki Shogo Okamoto Yasuhiro Akiyama Takuya Mayumi Takashi Inagaki Yoji Yamada
(Nagoya University)

To understand gait motions stable against fall, we computed the time-series of joint angles that are correlated with a popular kinetic gait stability index: margin of stability (MoS). A time-series extension of partial least square regression was applied on the joint angles to construct the principal motions, i.e., motion elements included in gait motions. These principal motions were linearly independent of each other and correlated with MoS. We computed the three principal motions that explain the large part of the variety of MoS using the gate database for 60 elderly people. The principal motions can be reasonably interpreted as stable gate motions in terms of MoS.

Key Words: Gait, fall, stability, principal motion, partial least-squares regression

1 緒論

高齢者にとって歩行中の転倒は骨折などの重篤な障害につながる可能性があり、超高齢社会において、転倒リスク軽減は重要な課題である。転倒リスクが高い人をいち早く発見するために、リスクの高い歩行動作を解明することは有用であるだろう。これまでに歩行の安定性や安定した歩行に関する研究が多く行われてきた。Englandらは歩行速度と関節角度の変動から算出された最大リアプノフ指数との相関から、歩行速度が遅い場合により安定な歩行になると報告した [1]。しかし、歩行速度が適正速度よりも遅い場合、歩行は返って不安定になる [2, 3]。また、高齢者は歩幅のばらつきが大きく不安定な歩行である傾向がある [4]。このように人間の安定した歩行は歩行速度や歩幅などの歩行パラメータに依存することが報告されている。また人間がつまずいたり障害物に接触した際に、どのように転倒を回避するかに着目した研究もある [5, 6]。

通常歩行時の転倒に対する歩行安定性を示す有名な力学的指標として margin of stability (MoS) [7, 8] がある。MoS は、転倒に対する安定性余裕を示す。これまでに様々な歩行パラメータと MoS の関係を分析した研究がある。例えば、歩行周期が小さい場合に体側方向の MoS が増加する [7, 9, 10]。また、ステップ長が小さく歩行速度が大きい場合、進行方向の MoS が増加する [11, 12, 13]。これらの研究は MoS と相関を持つ歩行パラメータの特定を目的としてきた。ステップ長や歩行周期、歩行速度は重要な歩行パラメータであるが、歩行運動は体全体を巻き込んだ冗長多自由度系の時系列である。MoS が大きく、転倒につながりにくい歩行動作が、多関節の時系列運動として調査される必要がある。

本研究は先の研究とは異なり、MoS と相関の高い歩行の多関節時系列パターンを特定する。歩行動作中の関節角度を時系列で分析することで、どのように下肢を動かすと安定な歩行動作となるか理解できる。このため、われわれは教師ありの統計分析手法である部分重回帰分析を時間方向に拡張した手法 [14] を、光学的のモーションキャプチャによって計測された歩行データ [15] に適用する。

2 Gait stability index: Margin of stability

本研究では extrapolated center of mass (XCoM) [7] を用いて参加者の MoS を評価する。XCoM の計算では、Fig. 1 のように、人体を一定の長さ l の倒立振り子に近似する。ここで、 y 軸は進行方向、 z 軸は鉛直上方を正とする。XCoM の座標ベクトル (\mathbf{x}_{com}) は体重心 (CoM) の速度ベクトル (\mathbf{v}_{com}) を用いて算出さ

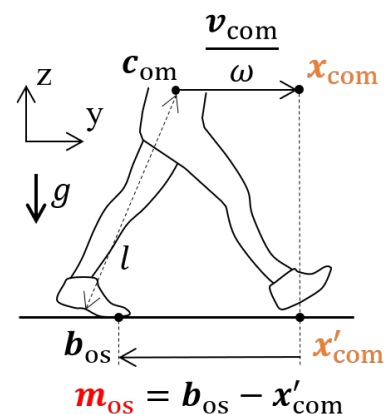


Fig.1 Definition of MoS along y -axis. \mathbf{x}'_{com} is the projection of \mathbf{x}_{com} on the ground. m_{os} is calculated by using \mathbf{b}_{os} and \mathbf{x}'_{com} . Modified from [14].

れ、各時点での重心の移動範囲の境界を表す:

$$\mathbf{x}_{com} = \mathbf{c}_{com} + \mathbf{v}_{com} \sqrt{\frac{l}{g}} \quad (1)$$

MoS は XCoM を地面に射影したベクトル \mathbf{x}'_{com} と支持基底面 (BoS) の端点との距離ベクトル (\mathbf{b}_{os}) で表される:

$$\mathbf{m}_{os} = \mathbf{b}_{os} - \mathbf{x}'_{com}. \quad (2)$$

転倒は重心が BoS の外側にある際に誘発され、MoS の値が大きいほど転倒に対する余裕がある。MoS の値が負の場合、新たに足を接地しない限り転倒する [11, 16]。本研究では、進行方向 (y 方向) の MoS を取り扱う。進行方向の MoS の大きさは、歩行サイクル中の踵設置の直前に最小値となり、この値を $m_{os,min}$ とする。

3 歩行動作の分析

われわれは、歩行データベース [15] のサブセットを分析した。このサブセットには神経、筋骨格系に異常がないと宣言した成人 60 名 (年齢: 67.8 ± 2.5 歳 (平均値と標準偏差), 身長: 160.1 ± 8.1 cm, 体重: 59.3 ± 7.7 kg) が含まれる。参加者は各自が歩

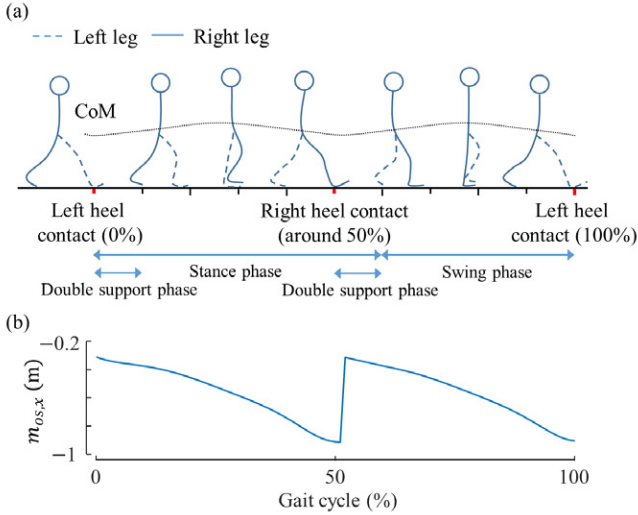


Fig.2 Gait cycle and MoS value [14]. (a) Gait cycle (defined from the left-heel contact (0%) to the next left-heel contact (100%)) normalized to 0–100%. Modified from [14]. (b) Example of the variation in MoS along the y-axis ($m_{os,y}$) with the gait cycle.

行しやすい速度で 10 m の直線上を歩行し、全身の動作は光学式モーションキャプチャシステムを用いて記録された。測定の詳細は [15] に掲載されている。本研究では直線の中心付近を歩いているときの、ある左踵接地から次の左踵接地までを 1 歩行周期とし、参加者 1 名あたり 5 試行、計 300 試行を分析した。歩行周期は各試行のデータ長をそろえるため、Fig. 2 (a) のように 0–100% に正規化した。計測空間は体側方向を x 軸 (右方を正)、前後方向を y 軸 (前方を正)、鉛直方向を z 軸 (上方を正) とした。

各関節角度は、近位節から見た遠位節の 3 次元相対角度として表した。左右股関節屈曲角度および左右膝関節屈曲角度、左右足関節底背屈角度を解析対象とした。股関節角度は、鉛直線と大腿の相対角度であり、屈曲する方向を正とした。膝関節は伸展方向を正とし、足関節は背屈方向を正とした。Fig. 2 (b) に 1 歩行周期上の進行方向の MoS の変化を示す。MoS の最小値は踵接地直前で、歩行サイクルが $\sim 50\%$ と $\sim 100\%$ で観察される。

4 部分重回帰分析の時系列拡張による MoS と相関の高い歩行動作の計算

われわれは、歩行中の関節角度の運動データを用いて、MoS と相関する歩行動作を特定した。そのために、部分重回帰分析 [17] を用いた。部分重回帰分析は複数の説明変数の線形合成によって、目的変数と相関が最大になるような量を決定する。互いに独立であるようなそのような量は複数存在する。われわれは説明変数が多変量時系列である主動作分析 [14, 18] にこれを応用した。すなわち、MoS の最小値と相関する主動作が計算され、主動作は下肢 6 関節の角度の時系列で表された。

計算に先立ち、MoS の最小値を全試行間で標準化 (z -score) した。関節角度は歩行周期 1% ごとに離散化した後、全試行間で標準化した。 k 試行目 ($k \in 1, \dots, k'$) の関節 i ($i \in 1, \dots, 6$) について、離散化された 101 点の瞬間 (歩行周期の 1% ごと) からなる時系列ベクトル $\mathbf{j}_{i,k}$ を

$$\mathbf{j}_{i,k} = (j_{i,k,1}, j_{i,k,2}, \dots, j_{i,k,101}) \quad (3)$$

とする。これを用いて拡張列ベクトル $\mathbf{a}_k \in \mathbb{R}^{606 \times 1}$ を

$$\mathbf{a}_k = (\mathbf{j}_{1,k}, \mathbf{j}_{2,k}, \dots, \mathbf{j}_{6,k})^T \quad (4)$$

とする。全動作の時系列データは行列 $\mathbf{A} \in \mathbb{R}^{k' \times 606}$ によって

$$\mathbf{A} = (\mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_k, \dots, \mathbf{a}_{k'})^T \quad (5)$$

Table 1 Correlation coefficients between $m_{os,min}$ and principal motion scores.

First principal motion	0.52
Second principal motion	0.40
Third principal motion	0.26

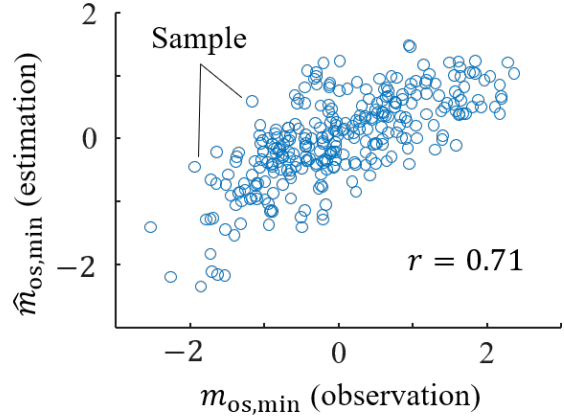


Fig.3 Correlation between the observed minimum MoS values ($m_{os,min}$) and their estimated values ($\hat{m}_{os,min}$).

で表される。ここで、 k' は試行数であり本研究では $k' = 300$ である。

本問題での部分重回帰分析のモデル式は

$$\mathbf{A} = \sum_{i=1}^n \mathbf{t}_i \mathbf{p}_i^T + \mathbf{E}_A \quad (6)$$

$$\mathbf{m}_{os,min} = \sum_{i=1}^n q_i \mathbf{t}_i + \mathbf{e}_b \quad (7)$$

となる。ここで、 $\mathbf{m}_{os,min} \in \mathbb{R}^{k' \times 1}$ は各試行から得られた MoS の最小値のベクトルを表す。 n は主動作の数であり、 $\mathbf{p}_i \in \mathbb{R}^{303 \times 1}$ は第 i 主動作ベクトル、 q_i は第 i 主動作の回帰係数、 $\mathbf{t}_i \in \mathbb{R}^{k' \times 1}$ は第 i 主動作スコアのベクトルである。 \mathbf{E}_A と \mathbf{e}_b は、それぞれ \mathbf{A} と $\mathbf{m}_{os,min}$ の回帰残差である。これらの式より、まず、 \mathbf{t}_1 と $\mathbf{m}_{os,min}$ の共分散が最大になるような \mathbf{t}_1 が決定される。 \mathbf{p}_1 、 q_1 は、それぞれ \mathbf{E}_A 、 \mathbf{e}_b の要素の二乗和が最小となるように計算される。次に、 \mathbf{t}_2 と $\mathbf{m}_{os,min} - q_1 \mathbf{t}_1$ の共分散が最大になるように \mathbf{t}_2 が決定される。第 3 主動作以降もこのように決定される。各主動作において、スコアが大きい動作は MoS が大きく安定な動作である。 n 個の主動作から MoS の最小値は

$$\bar{\mathbf{m}}_{os,min} = \sum_{i=1}^n q_i \mathbf{t}_i \quad (8)$$

によって推定される。

5 結果

Table 1 に各主動作スコアと $\mathbf{m}_{os,min}$ の相関係数を示す。その結果、スコアと MoS の最小値の間に強-中程度、すなわち 0.52–0.26 の相関がみられた。われわれは相関係数の大きさを基準に第 3 主動作までを分析対象とした。これら 3 つの主動作のスコアの線形合成によって MoS の最小値は推定された:

$$\bar{\mathbf{m}}_{os,min} = 0.07\mathbf{t}_1 + 0.04\mathbf{t}_2 + 0.04\mathbf{t}_3. \quad (9)$$

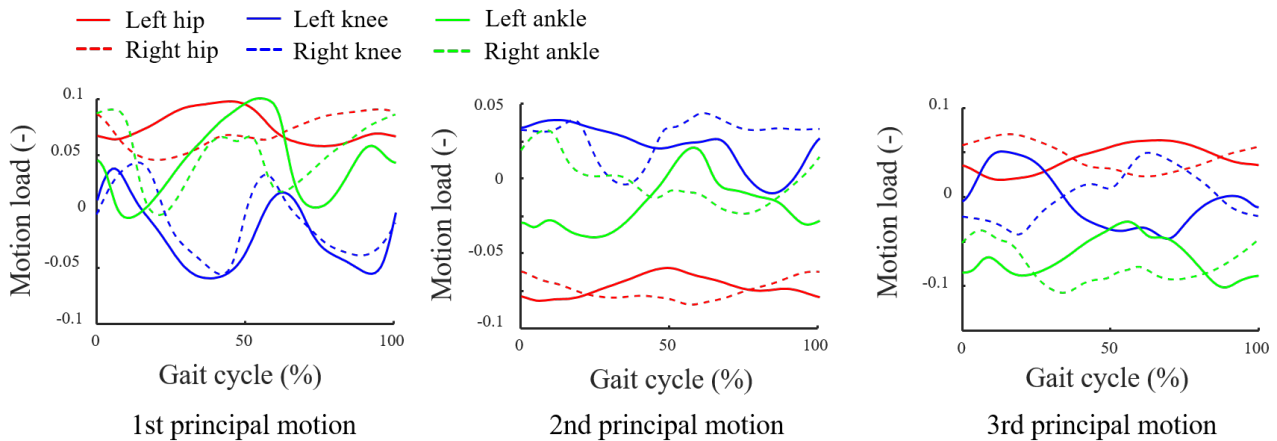


Fig.4 Substance of each principal motion. Top: first principal motion. Middle: second principal motion. Bottom: third principal motion. A positive value at an instant indicates that the velocity is greater than the average velocity among all trials.

Fig. 3 に $m_{os,min}$ (観測値) と $\bar{m}_{os,min}$ (推定値) の散布図を示す。これらの相関係数は 0.71 であった。抽出された主動作スコアの合成は MoS の最小値との間に高い相関が認められた。

6 議論・考察

ここでは、計算によって得られた各主動作の意味を解釈し、MoS との合理的な関係について議論する。Fig. 4 に各主動作の負荷量を示す。負荷量は無次元であり、ある瞬間にある関節角度の負荷量が 0 であれば、その関節角度はその瞬間には全試行の平均的な値をとることを意味する。負荷量が正であれば、平均よりも角度が大きい状態であることを意味する。Table 2 は主要な歩容パラメータと、それぞれの主動作のスコアとの相関を示す。

Fig. 4 (左) は、第 1 主動作の負荷量である。股関節が歩行サイクルを通して正の値であり、股関節が屈曲する傾向にあったことを意味する。膝関節は、左右共に支持期において負の値をとり、屈曲気味であったことを意味する。足関節は、爪先離地時に大きく正となり、蹴り出しが小さい(足関節が背屈気味である、もしくはあまり底屈していない)ことを意味する。これらの特徴から、第 1 主動作は、歩幅が小さく、足関節の蹴り出し角度が小さい動作であると理解できる。Table 2 を併せて参照すると、第 1 主動作のスコアが高い歩容は、歩幅が小さい、歩行速度が遅い、足関節の蹴り出し角度が小さいという傾向が相関として示されている。歩幅が小さければ、片脚支持期に重心と支持基底面の距離が小さくなる。この意味において、歩幅が小さいことは歩容の安定性につながると推察される。歩行速度が遅いことは、歩容の安定性につながると思われるが [1, 19, 20]、適正速度よりも遅い場合には、返って安定性が損なわれることも指摘されている [21, 22, 23]。

同様に、第 2・第 3 主動作を解釈していくと、これらは次のような動作といえる。第 2 主動作は、歩幅が小さく、歩行速度が遅く、歩行周期が小さい(ケイデンスが大きい)歩容である。第 3 主動作は、歩幅が小さく、歩行速度が遅く、爪先クリアランスが小さい歩容である。いずれの主動作も歩行速度が遅いことを特徴としており、これは歩行速度が遅いほど MoS が向上することを意味する。歩行速度が小さければ、XCoM が小さくなり、MoS の向上、すなわち転倒余裕の増加につながる。第 3 主動作のスコアと爪先クリアランスに負の相関があり、クリアランスが小さいほど MoS が高い傾向があることを意味する。爪先クリアランスが小さければ、つまずきによる転倒リスクが大きくなるため、一見、第 3 主動作は矛盾を含むように思われる。しかしながら、MoS は通常歩行時の転倒安定性を示すものであり、つまずき易さを示すものでないことを考えれば、矛盾があるとまでいえない。

以上のように、第 1・2・3 主動作について、それらの動作が MoS の増加に寄与するものであると解釈できる。

7 結論

本研究では、主動作分析と部分重回帰分析の手法を利用して、MoS と相関の高い歩行の下肢関節時系列データを特定した。第 1 から第 3 主動作までを用いて、進行方向の最小 MoS と相関が 0.71 となるような量を構築することができ、主動作によって MoS のばらつきの大部分を説明することができた。第 1 主動作は歩幅が小さい・歩行速度が遅い・足関節の蹴りだし角度が小さいという特徴を有する動作であった。第 2 主動作は歩幅が小さい・歩行速度が遅い・歩行周期が小さいという特徴を有した。第 3 主動作は歩幅が小さい・歩行速度が遅い・爪先クリアランスが小さいという特徴を有した。これらの動作が MoS を向上させることはおおそ理解できることであり、われわれのアプローチの妥当性が支持された。

謝辞

本研究の一部は AMED (19he2002003h0302) ならびに KAK-ENHI (19K21584) の支援を受けて行われた。

参考文献

- [1] S. A. England and K. P. Granata, "The influence of gait speed on local dynamic stability of walking," *Gait and Posture*, vol. 25, no. 2, pp. 172–178, 2007.
- [2] S. M. Bruijn, J. H. van Dieen, O. G. Meijer, and P. J. Beek, "Is slow walking more stable?" *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 10, pp. 1506–1512, 2009.
- [3] J. M. Hausdorff, "Gait variability: methods, modeling and meaning," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 2, no. 1, pp. 1–9, 2005.
- [4] T. M. Owings and M. D. Grabner, "Variability of step kinematics in young and older adults," *Gait and Posture*, vol. 20, no. 1, pp. 26–29, 2004.
- [5] Y. Akiyama, Y. Fukui, S. Okamoto, and Y. Yamada, "Effects of exoskeletal gait assistance on the recovery motion following tripping," *Plos One*, vol. 15, no. 2, p. e0229150, 2020.
- [6] Y. Akiyama, K. Mitsuoka, S. Okamoto, and Y. Yamada, "Experimental analysis of the fall mitigation motion caused by tripping based on the motion observation until shortly before ground contact," *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, vol. 14, no. 1, pp. 18–00510, 2019.
- [7] A. Hof, M. Gazendam, and W. Sinke, "The condition for dynamic stability," *Journal of Biomechanics*, vol. 38, no. 1, pp. 1–8, 2005.
- [8] H. Vallery, A. Bögel, C. O'Brien, and R. Riener, "Cooperative control design for robot-assisted balance during gait," in *Automatisierungstechnik*, vol. 60, no. 11, 2012, pp. 715–720.

Table 2 Correlation coefficients between the principal motion scores and representative gait parameters. The foot clearance is the distance between the sole and ground when the swing sole becomes parallel to the ground. The kick-up angle is the plantar flexion angle of the ankle at toe-off timing.

Principal motion	Step length	Gait speed	Cadence	Foot clearance	Kick-up angle
1st PM	-0.44	-0.36	0.06	-0.14	-0.27
2nd PM	-0.20	-0.44	0.36	0.09	-0.15
3rd PM	-0.33	-0.31	0.09	-0.30	0.04

- [9] A. L. Hof, "The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking," *Human Movement Science*, vol. 27, no. 1, pp. 112–125, 2008.
- [10] L. Hak, H. Houdijk, P. J. Beek, and J. H. van Dieën, "Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability," *Plos One*, vol. 8, no. 12, 2013.
- [11] D. D. Espy, F. Yang, T. Bhatt, and Y.-C. Pai, "Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk," *Gait and Posture*, vol. 32, no. 3, pp. 378–382, 2010.
- [12] D. Espy, F. Yang, and Y.-C. Pai, "Control of center of mass motion state through cuing and decoupling of spontaneous gait parameters in level walking," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 13, pp. 2548–2553, 2010.
- [13] P. M. M. Young and J. B. Dingwell, "Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability," *Gait and posture*, vol. 36, no. 2, pp. 219–224, 2012.
- [14] T. Iwasaki, S. Okamoto, Y. Akiyama, T. Inagaki, and Y. Yamada, "Kinematic gait stability index highly correlated with the margin of stability: Concept and interim report," in *Proceedings of IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, 2021, pp. 347–350.
- [15] Y. Kobayashi, N. Hida, K. Nakajima, M. Fujimoto, and M. Mochimaru, "2019: Aist gait database," 2019.
- [16] Y.-C. Pai and J. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control," *Journal of Biomechanics*, vol. 30, no. 4, pp. 347–354, 1997.
- [17] S. Wold, M. Sjöström, and L. Eriksson, "PLS-regression: a basic tool of chemometrics," *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 58, no. 2, pp. 109–130, 2001.
- [18] T. Iwasaki, S. Okamoto, Y. Akiyama, and Y. Yamada, "Generalized principal motion analysis: classification of sit-to-stand motions," in *Proceedings of IEEE Global Conference on Consumer Electronics*, 2019, pp. 679–681.
- [19] J. B. Dingwell and L. C. Marin, "Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 3, pp. 444–452, 2006.
- [20] L. Li, J. M. Haddad, and J. Hamill, "Stability and variability may respond differently to changes in walking speed," *Human Movement Science*, vol. 24, no. 2, pp. 257–267, 2005.
- [21] R. L. Cromwell and R. A. Newton, "Relationship between balance and gait stability in healthy older adults," *Journal of Aging and Physical Activity*, vol. 12, no. 1, pp. 90–100, 2004.
- [22] K. K. Ness, J. G. Gurney, and G. H. Ice, "Screening, education, and associated behavioral responses to reduce risk for falls among people over age 65 years attending a community health fair," *Physical Therapy*, vol. 83, no. 7, pp. 631–637, 2003.
- [23] H. L. Rogers, R. L. Cromwell, and R. A. Newton, "Association of balance measures and perception of fall risk on gait speed: a multiple regression analysis," *Experimental Aging Research*, vol. 31, no. 2, pp. 191–203, 2005.