

歩幅と進行方向を変更可能とする片側装着形歩行支援機械の運動創成法

Motion Generation Method of a Walking Assist Machine for Hemiplegics which Achieves Adjustment of Step Length and Walking Direction

長南 悠太（元東工大大学院），松浦 大輔（東工大），菅原 雄介（東工大），武田 行生（東工大）

Yuta CHOUNAN, ex-Graduated School of Tokyo Institute of Technology
Daisuke MATSUURA, Tokyo Institute of Technology,
Yusuke SUGAHARA, Tokyo Institute of Technology,
Yukio TAKEDA, Tokyo Institute of Technology

Abstract: This paper discusses a joint input trajectory generation method. The target apparatus is an exoskeleton-type walking assist machine having essentially minimum number of joints in order to guarantee the intrinsic safety, simple and inexpensive structure, and can be divided into two pieces so that a part of the apparatus can be detached, when that part becomes unnecessary due to a recovery of body function. In the discussion of joint input trajectory generation method, 3D-motion capture data acquired from healthy subjects' walking motion with five different gait patterns are processed to construct a database to be analyzed by principle component analysis. From the obtained result of the analysis, two principle components having a strongest relationship between subjects' turning and changing of step length are identified and utilized to generate joint input trajectories that can achieve user's desire for turning or changing step length. In addition, same strategy is used to determine essentially minimum joints to be actively driven.

Key Words: Walking Assist Machine, Joint Input Trajectory Generation, Design Engineering

1. 緒言

人が日常生活を営む上で自立歩行する能力は非常に重要であるが，社会の高齢化に伴って脳卒中の患者数が増加しており，それらの人々が予後に十分な歩行訓練が行えないために車いすや寝たきりでの生活を送ることになる事例が多数発生している．現在，日本国内には約 118 万人の脳卒中患者が存在し^[1]，高齢者が要介護となる原因の 2 割から 3 割を占めている^[2]．脳卒中患者における歩行障がいの様態として，卒中が生じた脳半球と反対側の腕・脚が動かなくなる片麻痺が生じる事が知られており，現在のリハビリ現場では，長・短下肢装具や杖を用いた歩行訓練を行うのが一般的である．一方，著者らの研究グループでは片麻痺患者のリハビリ及び日常の歩行の支援を目的として，杖と下肢装具の機能を有する歩行支援機械の開発を進めてきた．本機械の特徴として，麻痺側の歩行運動創成に必要な最低限の自由度を有する機構を採用することで，本質的に安全かつ簡便・安価な装置を設計することを目指しており，これまでに 1 台の電動モータと 2 台の電磁ブレーキを用いた試作装置を製作している^[3]．しかし，この装置の設計および運動制御則では，使用者の脚を平面機構と見なしていたため，歩幅や進行方向の変更等の実際の歩行動作で必要とされる機能の実装が行われていなかった．そこで本研究では，人間の脚の歩行運動を阻害しないことを規範とし，必要最少限の自由度を有する歩行支援機械の新たな空間機構の構成を示した上で，主成分分析を用いた人間の歩行動作の分析結果に基づき，能動駆動する対偶を決定し，歩幅と進行方向の目標値を簡便に与えられる関節入力を生成する方法を明らかにする．

2. 片側装着形歩行支援機械の空間機構

人の下肢の股関節と足首関節を球対偶，膝関節を単回転対偶と見なすと，図 1 の左側に示すような空間 7R 機構として表せる．この機構の静止節に対する出力節の空間運動，すなわち人の胴体に対する足部の歩行運動を創成するために外側に付加する歩行支援機械の空間機構の候補としては，

同図の(i)～(iv)に示す 4 通りが考えられる．なお，図の楕円内の数字は任意の運動連鎖の識別番号である．すなわち，図 1(i)の機構は胴体と足を 1 本の運動連鎖で直接接続しており，一方の同図(iv)では胴体と大腿，大腿と下腿および下腿と足の間に，合計 3 本の運動連鎖を用いている．片麻痺のような神経性の麻痺では，胴体に近い部位から起こることが多いため，本論文では股関節が回復した際に支援機構を取り外しでき，また膝関節と足首関節の 2 関節を同時に支援できるような(ii)の分割方法を選択し，股関節を支援する機構を上部機構，膝関節と足首関節を支援する機構を下部機構と呼称する．

これらの機構を全て回転対偶で構成した場合，図 2 に示すような構成が得られる．同図(a)の上部機構は空間 5R 機構であり，股関節の伸展屈曲方向の軸と回転軸 A の方向が常に平行である．また，股関節の内旋外旋方向の軸と回転軸 E が常に平行である．さらに，中間対偶 C と D の軸は常に平行となっている．この機構は回転軸 D と E の外積方向の回転を常に拘束する．同図(b)の下部機構も空間 5R 機構であり，膝関節の伸展屈曲方向の軸と回転軸 F と G の方向が常に平行である．また，中間対偶 H と I の軸が常に平行となっている．この機構は回転軸 H と I の外積方向の回転を常に拘束する．これ以降の章では，上記の機構を有する歩行支援機械のための運動創成方法について述べていく．

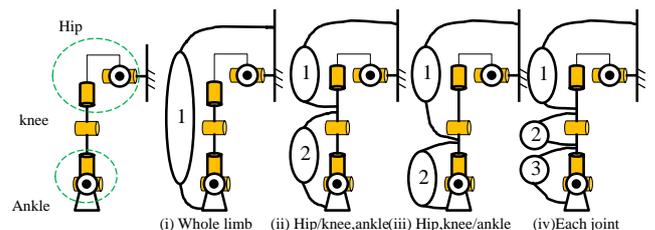


Fig. 1 A kinematic model of human lower limb (left) and 4-possible candidates for spatial walking support mechanism

3. 歩行動作の主成分分析に基づく関節入力軌道の生成法

3.1 人の歩行動作のデータベースの構築と主成分分析

第2章で示した機構を用いて歩行運動の創成を行うため、元となる情報として、健康な20代の成人男子7名の被験者の歩行運動を光学式モーションキャプチャシステムにより計測し、分析した。異なる種類の歩行運動間の比較を行えるよう、分析の前処理としてデータベースの構築を行った。被験者には図3に示す位置にマーカーを貼り付け、(i)歩幅を指定しない直進歩行、(ii)大股での直進歩行、(iii)小股での直進歩行、(iv)右旋回を含む歩行、(v)左旋回を含む歩行の5パターンについて計測を行い、取得データの1歩ごとのデータへの分割と時間の正規化をした後で各関節角を算出した。各動作パターンの動作計測は、5回ずつ行った。

上記の歩行パターン(i),(ii),(iii)および(i),(iv),(v)について測定された、被験者の胴体の直進・旋回速度を図4に示す。この結果から、歩幅の増加に伴い進行方向の速度が増大すること、また左右への旋回が角速度の変化に現れていることが確認できる。以上から、次式に示す胴体速度・角速度の積分値を、歩行運動の評価量として用いることにする。

$$v_{cx} = \sum_{t=1}^{100} v_{x,t}, \quad \omega_{cz} = \sum_{t=1}^{100} \omega_{z,t} \quad (1)$$

ここに、 t は正規化時間を百分率で表した離散値である。次に、動作計測により得られた各関節の角変位と式(1)の評価量を用いて、歩行動作のデータベースを構成する。まず、1回の歩行動作計測の結果を次式のベクトルに格納する。

$$\mathbf{x}_i = [\alpha_{1,i} \quad \beta_{1,i} \quad \gamma_{1,i} \quad \dots \quad \gamma_{6,i} \quad v_{cx,i} \quad \omega_{cz,i} \quad T_i] \quad (2)$$

ここに、 i は測定データの識別番号、 α 、 β 、 γ および T はそれぞれ左右の股関節、膝関節及び足首関節における伸展屈曲・内転外転および内旋外旋の角変位と歩行周期の時間長さであり、ひとつのベクトル \mathbf{x} の次元 1803 となる。式(2)に基づいてすべての測定結果をベクトル化し、それらを次式のように並べてデータベースを構成する。

$$\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1 \quad \mathbf{x}_2 \quad \dots \quad \mathbf{x}_N]^T \quad (3)$$

式(3)には次元が異なる量が混在しているため、各列の平均値が 0、分散が 1 となるよう次式に基づき標準化を行い、標準化したデータベース $\tilde{\mathbf{X}}$ に対して主成分分析を行った。

$$\tilde{x}_{ij} = \frac{(x_{ij} - \bar{x}_j)}{\sqrt{s_{jj}}} \quad \begin{matrix} (1 \leq i \leq N) \\ (1 \leq j \leq p) \end{matrix} \quad (4)$$

ここで p は列数、 $\sqrt{s_{jj}}$ は列ベクトル \mathbf{x}_j に含まれる変数の分散、 \bar{x}_j は \mathbf{x}_j に含まれる変数の平均値である。主成分分析の結果得られた各主成分の寄与率と、3つの評価指標に対する各主成分の因子負荷量を、表1と図5に示す。

第8主成分までで累積寄与率が80%を超えることから、第8主成分までで動作情報は十分に説明される。また、第4主成分は旋回角速度の評価指標と強い正の相関が、第5主成分は進行方向速度の評価指標と中程度の負の相関が、1歩に要する時間と弱い正の相関があることも確認された。これらの相関関係は、図6、7に示す各動作に対する主成分得点の分布からも確認できる。

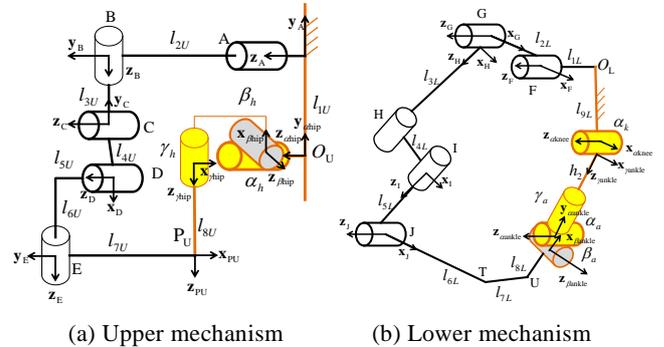


Fig. 2 Actual joint composition of the two spatial mechanisms for walking assist mechanism for hemiplegics

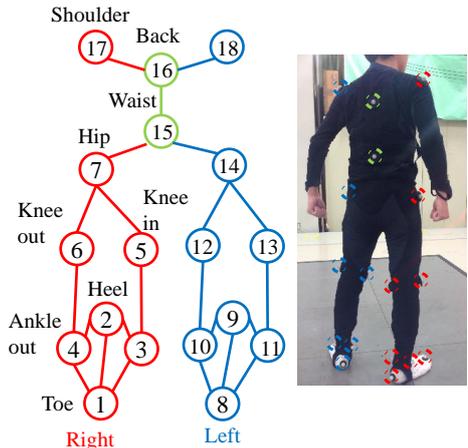


Fig. 3 Marker attachment points on human subjects' body

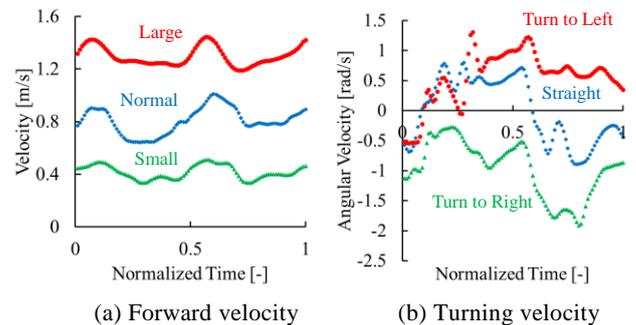


Fig. 4 Measured forward and turning velocities of body regarding different walking patterns

Table 1. Contribution ratio and cumulative contribution ratio of each principal component

ID number of PC	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8
Contribution ratio	20.6	19.3	15.4	7.61	6.24	5.50	3.79	2.77
Cumulative contribution ratio	20.6	39.9	55.3	62.9	69.1	74.6	78.4	81.2

3.2 主成分分析結果を用いた動作生成

主成分得点 Y と標準化されたデータベース \tilde{X} の関係は、係数行列を h として次式で表すことができる。

$$Y = \tilde{X}h \quad (6)$$

係数行列は直行行列のため、上式を変形すると次式の関係が得られる。

$$\tilde{X} = Yh^T \quad (7)$$

上式(7)を用いて主成分得点を変更することで、新たな動作変数の生成が可能となる。ここで、3.1 節の結果から第 4 主成分は旋回角速度の評価指標と正の相関があるため、第 4 主成分得点を増加させると左旋回の動作が生成されると予想できる。第 4 主成分得点を 20 とした場合の動作生成結果のスティック線図を図 8 に、また、第 4 主成分得点が 20, -20 の場合それぞれにおける水平面上に射影した足首の軌道を図 9 に示す。これらの結果から、第 4 主成分得点を変更することで左右旋回の動作が生成できることが確認できた。同様に、第 5 主成分得点は進行方向速度の評価指標と負の相関があるため、第 5 主成分得点を減少させると大股の歩行が生成されると予想でき、第 5 主成分得点が 20, -20 の場合それぞれにおける水平面上での足首の軌道を図 10 に示す。これより、第 5 主成分得点の変更により、歩幅の異なる動作が生成できることが確認できた。

3.3 能動駆動する対偶の選択

第 2 章で示した図 2 の機構を用いて歩行動作生成を行う際、旋回運動と歩幅の調整を達成するために、能動的に駆動する必要がある対偶を決定する。

表 2, 3 に、第 4 主成分得点を [-30, -20, -10, 0, 10, 20, 30] の 7 つの得点で、また第 5 主成分得点を [-20, -10, 0, 10, 20] の 5 つの得点で生成した際の各関節角の可動域の平均と標準偏差を示す。これらの関節角のうち、可動域の標準偏差の大きい股関節の伸展屈曲と内旋外旋、膝関節の伸展屈曲、足首関節の伸展屈曲と内旋外旋に対応した角変位のみを取り出してデータベースを再構成し、動作生成を行った。主成分分析の結果得られた寄与率を表 5 に、各評価指標に対する各主成分の因子負荷量を図 11 に示す。この結果は、第 7 主成分までで累積寄与率が 80% を超えることから、第 7 主成分までで動作情報を十分に含んでいると考えられる。また、第 4 主成分と進行方向速度に負の相関が、第 6 主成分と旋回方向角速度に正の相関があることが確認できる。

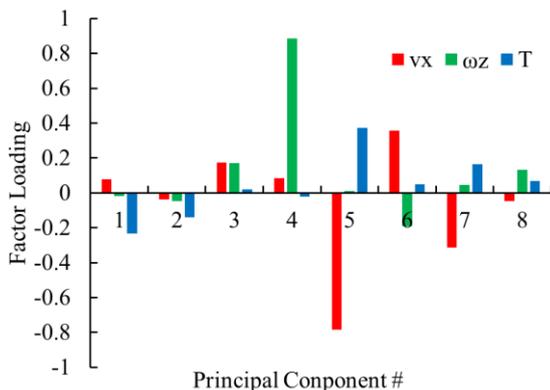


Fig.5 Factor loadings of each principal component

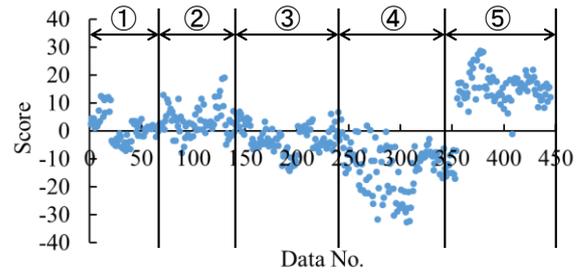


Fig.6 4th principal component score

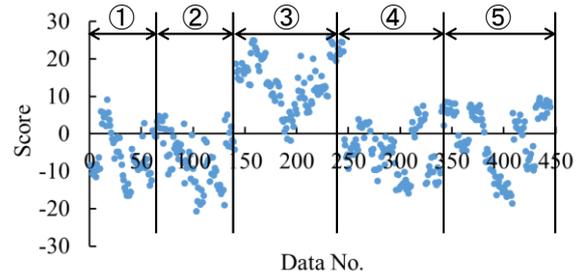


Fig.7 5th principal component score

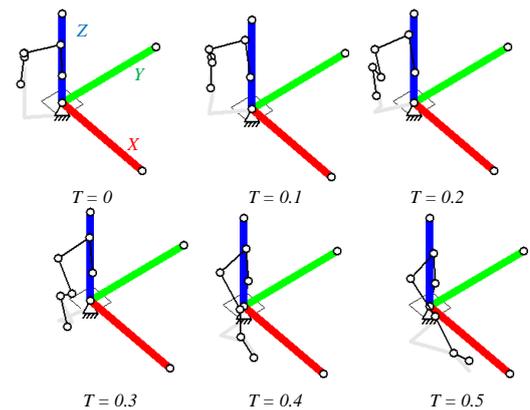


Fig.8 Result of motion generation (4th PC score = 20)

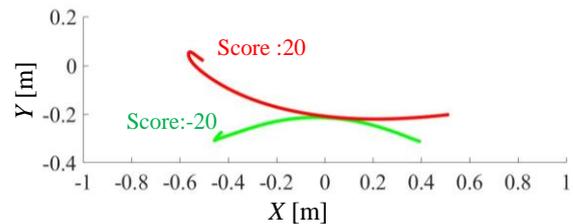


Fig.9 Resulting ankle trajectory with PC #4 (Red: 4th PC score = 20, Green: 4th PC score = -20)

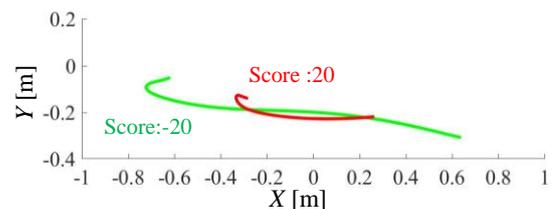


Fig.10 Resulting ankle trajectory with PC #5 (Red: 5th PC score = 20, Green: 5th PC score = -20)

Table 2 Range of motion made from 4th principal component [deg]

	Hip joint			Knee joint			Ankle joint		
	α	β	γ	α	β	γ	α	β	γ
Mean value	35.1	5.16	18.2	49.1	3.93	6.09	16.4	4.46	18.5
SD	0.937	2.16	10.6	0.464	1.01	1.68	1.89	0.649	5.50

Table 3 Range of motion made from 5th principal component [deg]

	Hip joint			Knee joint			Ankle joint		
	α	β	γ	α	β	γ	α	β	γ
Mean value	34.9	4.65	11.8	49.7	4.90	5.95	20.2	3.87	17.1
SD	9.06	2.56	2.12	11.7	1.71	1.20	7.32	0.539	6.05

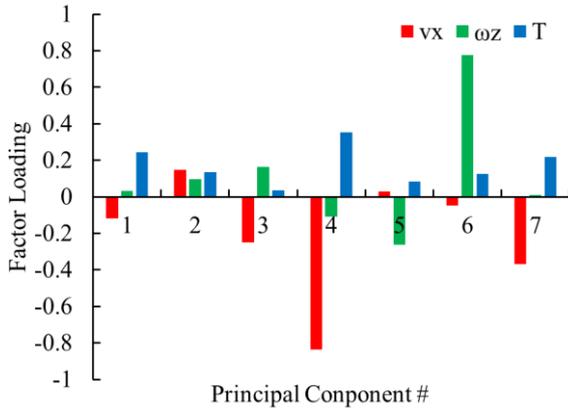


Fig.11 Factor loadings of each principal component

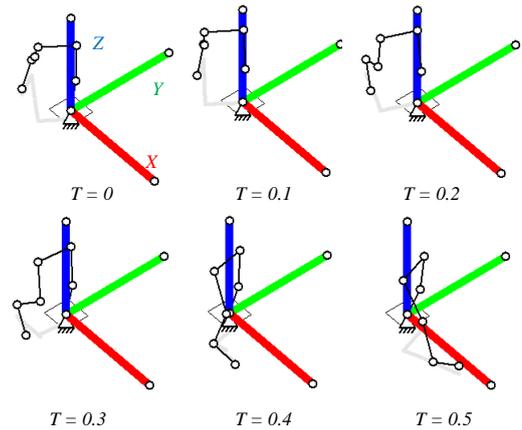


Fig.12 Result of motion generation (s.t. 6th PC score = 20)

第6主成分得点を20にして生成した動作をスティック線図にて Fig.12 に示す。また、第4主成分得点と第6主成分得点を変更して生成した右足首の軌道を水平面上に射影した様子を Fig.13, 14 にそれぞれ示す。これらの図から、選択した5つの関節角を動作させることで歩幅と進行方向の調整がそれぞれ行えることが確認できる。これらの結果から、図2の機構を用いた歩行運動の創成を行うためには、上で選択した5つの関節を能動駆動する必要があると言える。

4. 結 言

本論文では、片麻痺者の歩行支援を目的として、歩幅と進行方向の能動的な変更を可能とする空間機構の構成を示し、歩幅と進行方向の変更を含む複数の動作を可能とするための関節入力軌道の生成手法について述べた。得られた主な結果を以下に要約する。

- (1) 人の下肢を 7R 空間直列機構と見なし、その歩行運動を妨げず、かつ必要最少限の自由度を有する外骨格形歩行支援機械の空間機構の構成を示した。
- (2) 被験者の歩幅と進行方向の変更を含む歩行動作の測定結果からデータベースを構築して主成分分析を行い、動作の評価量と主成分との関係を明らかにした。また、歩幅変更および旋回動作との相関が高かった主成分の得点を変更することで、歩幅と進行方向をそれぞれ変更する動作が生成可能であることを示した。
- (3) 上記(2)の主成分分析結果を用いた動作生成手法に基づいて、歩幅と進行方向の変更の達成への寄与度が高い対偶を特定し、これを能動的に駆動すべき対偶と定めた。

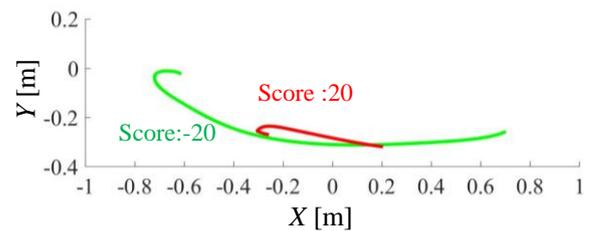


Fig.13 Resulting ankle trajectory with 4th PC (Red: 4th PC score = 20, Green: 4th PC score = -20)

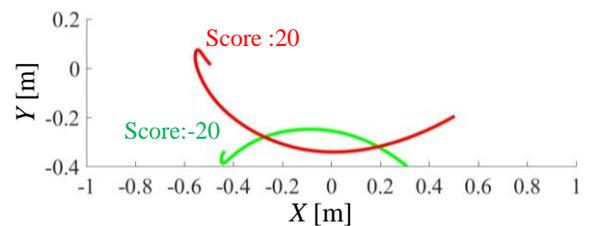


Fig.14 Resulting ankle trajectory with 6th PC (Red: 6th PC score = 20, Green: 6th PC score = -20)

参考文献

- (1) 厚労省，平成26年 患者調査の概況，2014。
- (2) 厚労省，平成25年 国民生活基礎調査の概況，2014。
- (3) D. Matsuura, R. Funato, Y. Chounan, K. Tharasrisuthi, Y. Takeda, Synthesis and Analysis of the Mechanism for Walking Assist Machine for Persons with Hemiplegia, Proc. of the 14th Mechatronics Forum Intr. Conf. (Mechatronics2014), pp. 1-6, 2014.