

## 関節協調運動に基づく人間動作の表現と介護支援機器設計への応用

著者	横田 祥, 松元 明弘
著者別名	YOKOTA Sho, MATSUMOTO Akihiro
雑誌名	工業技術
巻	43
ページ	15-18
発行年	2021-02-24
URL	<a href="http://doi.org/10.34428/00012415">http://doi.org/10.34428/00012415</a>



## 関節協調運動に基づく人間動作の表現と介護支援機器設計への応用

### Human Body Motion based on Cooperative Joints Movement and its Application

横田 祥\* 松元 明弘\*

#### 1. はじめに

本研究は、介護支援機器開発において不可欠な、人間動作の表現法を考える。介護支援機器を含む人の活動を支援するシステムや機器の動作は、人の動作に合わせる必要がある。そのため、機器の動作生成には、ユーザそれぞれの特性や動きを考慮した個別設計やチューニングが必要となる。人の動作は個人毎に異なるため、このようなオーダーメイド型の開発方法は、時間とコストが増大する傾向にある。このような背景から、機器の動作生成のために、テンプレートのように扱える基本となる人の動作を用意することが求められる。

この要望を満たす方法として、筆者は、個人により異なる動作から、個人差を吸収し標準となる動作を相平面上で表現する方法を提案している<sup>1)</sup>。この方法は、人の動作（主に関節角度）を時間と振幅を用いた表現から相平面に写像した上で共通化するものであり、この動作を標準人間動作と称する。

本稿では、このアイデアを紹介し、その適用例として歩行機能支援付きパーソナルモビリティの歩行アシストモードにおけるアシスト動作の生成と歩行実験の結果を報告する。本稿の構成は次のとおりである。まず、標準人間動作の表現法を示す。次に、この表現方法の適用例である歩行支援付きパーソナルモビリティの概要を述べる。そして、標準人間動作を利用した、歩行アシスト動作実験結果を示す。

#### 2. 標準人間動作表現の概要

人の動作は、歩行運動という同一タスクを例にとっても、個人ごとに、歩行周期、関節角度の軌道など多くの動作パラメータに差異が生じる。これらの差異は、主に時間軸を基準にした動作表現で観察される。

一方、人の運動学モデルは、一般的に、多数のリン

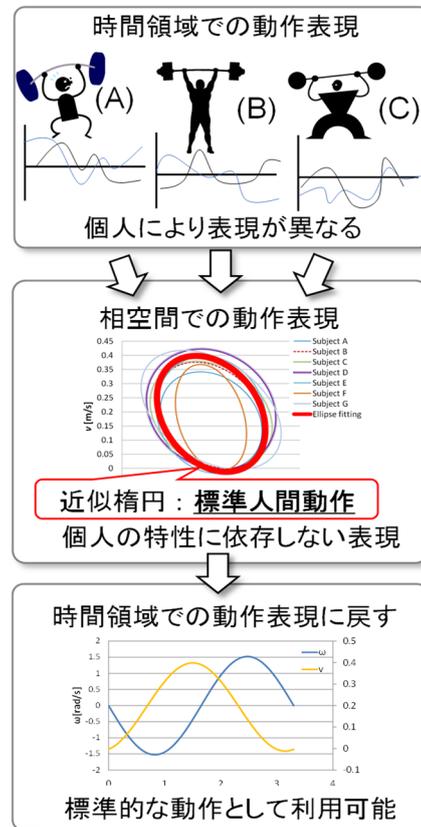


Fig. 1 Concept of Nominal Human Motion

クが回転関節で接続された多リンク振子モデルで表現される。振子モデルであるため、その動きは、基本的に周期運動で表される。また各関節動作は、一定の位相関係があることが知られている。

このことから、時間領域では異なる人間動作を相平面上に写像（動作の相空間への写像）することで、相平面上で、ほぼ同一の軌道として表現することができる。相平面上の動作表現を標準人間動作とする（Fig. 1）。さらにこの動作を、個々の動作周期を用いて時間領域に逆写像することで、支援機器の動作生成の目標値として利用可能となる。

本節では、標準人間動作の生成<sup>1)</sup>を、人の歩行運動を例に紹介する。

## 2. 1 対象とする歩行運動と計測部位

本節の例題とする人の動作を Fig. 2 に示す。この図が示すように、スタート地点で、右方向に姿勢を変化させ、その後  $x$  軸方向に歩き、また、スタート時と同じ姿勢で止まる動作とした。この動作を被験者 7 人に依頼し、腰の速度  $v$ [m/s] と角速度  $\omega$ [rad/s] をモーションキャプチャで計測した<sup>1)</sup>。

## 2. 2 計測結果から標準人間動作の生成

計測データのうち、腰の速度  $v$ [m/s] の結果を Fig. 3 に示す。この図が示すように、同じ歩行動作でも時間領域では異なる波形となる。この動作には、振動などのノイズが含まれるため、これを除去するために、7 人の腰の速度  $v$ [m/s] と角速度  $\omega$ [rad/s] の時系列データを離散フーリエ変換(DFT)し、基本波成分を抽出した。その後、それぞれのデータを相平面に写像した。その結果を Fig. 4 に示す。Fig. 3 では、異なる波形も、Fig. 4 の相平面ではおよそ同様な楕円形状であ

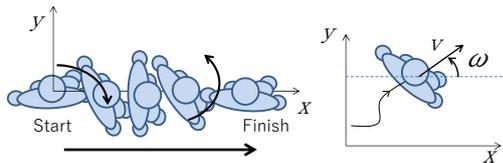


Fig. 2 Experimental motion for deriving nominal human motion<sup>1)</sup>

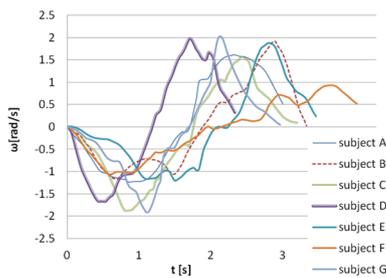


Fig. 3 Trajectory of velocity of human<sup>1)</sup>

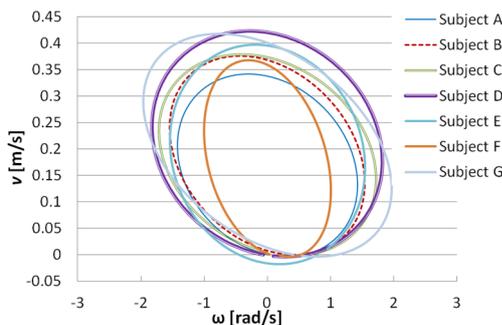


Fig. 4 Human body motion on Phase Plane<sup>1)</sup>

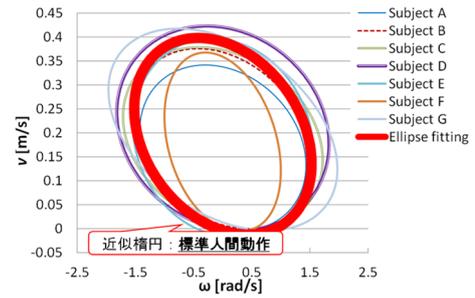


Fig. 5 Ellipse fitted line: standard human motion<sup>1)</sup>

ることがわかる。したがって、これらの楕円の平均を求めれば、個人差によらない人に共通する動作を表す標準人間動作とすることができると考える。そのため、Fig. 4 の各被験者の動作を最小 2 乗近似によって 1 つの楕円に当てた。その結果を Fig. 5 に示す。この図中の赤い近似楕円が、標準人間動作となる。この楕円を個々の動作周期を用いて時間軸領域に写像することで、支援機器の動作の参照軌道として利用することが可能となる。

## 3. 歩行支援付きパーソナルモビリティの概要

前節で紹介した標準人間動作の表現方法を用いて歩行支援付きパーソナルモビリティ (Fig. 6) : Personal Mobility with assistive Walker (以降、PM-W と称す) における歩行アシスト動作を生成する。このため、まず、PM-W<sup>2)</sup> の概要を説明する。PM-W は、2 つのモータ駆動前輪、ハンドル、前後・高さ・姿勢を制御できるサドルから構成される。PM-W の特徴は、2 つの移動モードがあることである。1 つは、サドルがユーザの体重の一部を支え、モータと後述のサドル動揺によって歩行を支

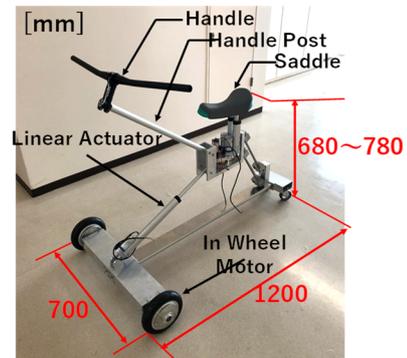


Fig. 6 Overview of the PM-W<sup>5)</sup>

援しながら移動する歩行アシストモード(Fig. 7(a))、もう一方は、通常のスニアカーのようにモータの駆動力のみで移動するビークルモード(Fig. 7(b))である。これらのモードを組み合わせることで移動することにより、ユーザの適度な歩行機能を維持したまま、行動範囲の拡大を促すことができ、活力ある生活に貢献することが期待される。

PW-W の歩行アシストの実現方法は、前輪の駆動力に加え、サドルを歩行動作に合わせて動揺させ、骨盤の動きを誘導し歩行をアシストするものである。この考えは、骨盤の動きを誘導することで歩行改善を促すことができるという研究結果<sup>3)</sup>に基づくものである。歩行時の骨盤の動きは、側方傾斜(ロール)と回旋(ヨー)の動作からなる。これらの動きを誘導するために、サドルもこれらの方向で動揺するように設計した<sup>4)</sup>。その構造を Fig. 8 に示す。

#### 4. 骨盤運動の取得と PM-W への実装実装

2 節で示した標準人間動作の表現方法に基づき、PM-W のサドル動揺を生成し、歩行アシスト実験を行う。その方法を Fig. 9 次に示す。

まず、人の歩行時の腰の動作を計測するために、オープンソースの筋骨格シミュレータ Opensim を用いて



(a) Walking assist mode (b) Vehicle mode  
 Fig. 7 Two moving modes on PM-W<sup>5)</sup>

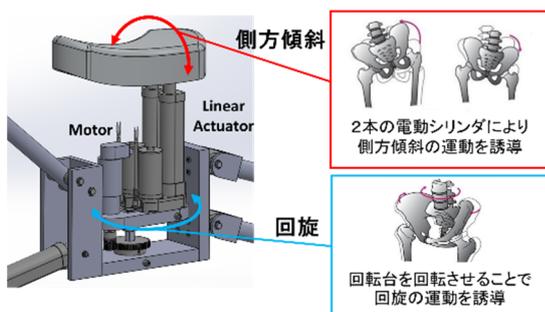


Fig. 8 Swaying saddle mechanism<sup>5)</sup>

腰の側方傾斜角と回旋角を測定する。Opensim 上の歩行動作は、あらかじめ収録されている人の運動データで再現した。シミュレータ上で計測した腰の回旋と側方の動作の基本波成分を DFT により抽出した後、相平面にプロットし、これを標準人間動作とした。この動作は、回旋と側方の位相関係を示しており、動作周期は含まれない。したがって、個人の動作の違いを吸収した形で腰の動きを表現している。この標準人間動作を時間領域に逆変換し、サドルの動作の目標値として利用する。なお、この逆変換時に、歩行周期の代入が必要となる。この値は、PWM を利用するユーザの歩行周期に合わせて、生成する。ユーザの歩行周期は、PWM 前方に取り付けられた距離センサ (前方フレームから足位置までを計測) によって取得可能である。

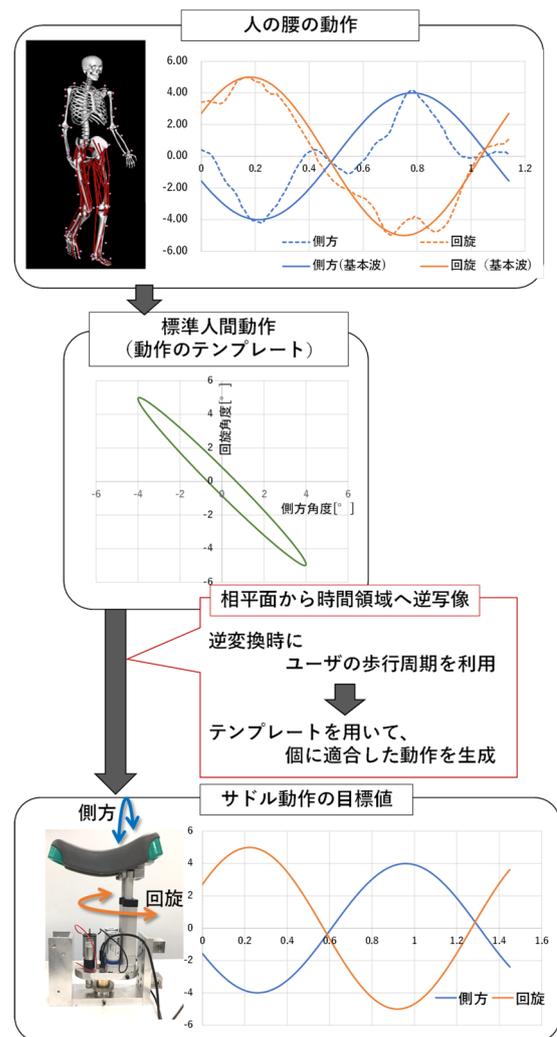


Fig. 9 Swaying saddle mechanism

## 5. 歩行アシストモードの被験者実験

前節で概説したサドル動作を用いて、ユーザの骨盤動揺を誘導することによる歩行アシストモードの効果について被験者実験により検証を行った<sup>5)</sup>。被験者は、健康な20代男子学生とし、本学「人を対象とする医学系研究に関する倫理審査」の承認を得て実施した（承認番号：TU2019-015）。

右脚の3か所に筋電センサを取り付け（Fig. 10），①本システムを用いずに通常歩行した場合、②PM-Wにまたがるのみでサドル動揺を行わない場合、③サドル動揺を行う場合の3種類の条件で歩行実験を行った。計測は被験者が歩き始めてから数秒後に開始し、10秒間計測を行った。



Fig. 10 Measurement points on right leg<sup>5)</sup>

測定した各歩行条件における筋電位を比較するため、各歩行条件における歩行2周期の筋電位のt検定を行った。その結果をFig. 10に示す。②サドルを動揺せずPM-Wにまたがった状態のみの場合はいずれの箇所も数値が上昇している。これはPM-Wが単なる受動的な歩行器となり通常歩行よりも脚に負荷がかかっていると考えられる。③サドル動揺ありの場合では、すねの筋電値は減少している。すねの前脛骨筋は歩行時に足を持ち上げるために用いられる筋肉とされており、提案したサドル動揺によるアシスト動作によって、この部位の動きが支援されていることが推測される。一方、太ももの大腿四頭筋、大腿二頭筋は、サドルを動揺させた場合でも数値が上昇しており、負荷がかかっていると推測される。これは、サドルの旋回と側方の回転運動を生成したが、サドルの上下方向の併進運動を加えていなかったことが原因と考えられる。

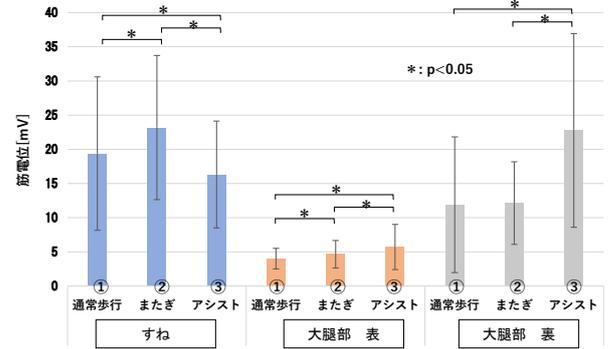


Fig. 11 Average of electromyography<sup>5)</sup>

## 8. おわりに

本稿では、支援機器の人の動きに合わせた動作生成の元の情報となる人間動作の表現法を提案し、それに基づき、歩行支援付きパーソナルモビリティの歩行アシスト動作を生成した。今後は、被験者数を増加させ、実験結果の信頼度を高めるとともに、サドルの上下方向の動作生成も加えたサドル動揺による歩行アシスト動作を開発する予定である。

## 参考文献

- 1) Sho Yokota, Hiroshi Hashimoto, Daisuke Chugo, Kuniaki Kawabata, "Anthropomorphic "Motion Design" on Non-Holonomic Vehicle for Intuitive Interface", International Journal of Advanced Robotic Systems (ISSN 1729-880 6), Vol.9, DOI: 10.5772/53785, Nov. 2012.
- 2) Masahiro Onozawa, Sho Yokota, Daisuke Chugo, Hiroshi Hashimoto, "Personal Mobility with Assistive Walker – User Interface Design for Vehicle Mode", Proceedings of the 14th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics, ICINCO 2017, Madrid, Spain, Volume 2, pp. 465-470, July 26-28, 2017.
- 3) Takanori Ohnuma, Geunho Lee, Nak Young Chong, "Development of JARoW-II active robotic walker reflecting pelvic movements while walking, Intelligent Service Robotics, DOI: 10.1007/s11370-016-0212-7, 17. Vol. 10, pp. 95-107, 2017.
- 4) 藤井正彬, 横田祥, 松元明弘, 中後大輔, 橋本洋志, "歩行支援機能付きパーソナルモビリティの開発 第4報: 骨盤の動きを誘導するサドル動揺動作の生成と歩行周期の測定", 第20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, pp. 1210 – 1213, 2019.
- 5) 藤井正彬, 横田祥, 松元明弘, 中後大輔, 橋本洋志, "歩行支援機能付きパーソナルモビリティの開発 第5報: 歩行アシストモードにおける筋電測定", 第21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, pp. 165 – 167, 2020.