

## 歩行に同調した骨盤動作アシストのための制御アルゴリズムの構築

## Development of control algorithm for synchronously pelvic assist during gait

○ 東野達也 (早大) 渡邊峰生 (早大) 藤江正克 (早大)

Tatsuya TONO, Waseda University  
Takao WATANABE, Waseda University  
Masakatsu FUJIE, Waseda University

Key Words: Walking Support, Stroke, Synchronously Assist

## 1. 緒言

脳卒中により片麻痺となった患者は、理学療法士によるリハビリテーションを行い歩行の再獲得を目指す。しかし、現状では理学療法士が不足しており、理学療法士の仕事の一部を代替し、負担を軽減する機器の開発が望まれている。

理学療法士による歩行リハビリテーションの手法として、骨盤のハンドリングが挙げられる。ハンドリングとは理学療法士の手で患者の動作を正常な動作へ誘導することであり、骨盤帯の左右揺動を操作し重心移動を、水平面回旋を操作し下肢の振り出しを促す<sup>(1)</sup>。

このハンドリング動作を機器で実現するためには、2つの技術課題が存在する。1つ目は使用者の歩行と機器による骨盤動作アシストの周期を合わせること(同調)、2つ目は理学療法士が行うハンドリングを力学的に解析し、機器により再現することである。本研究では、第一段階として、歩行に同調した骨盤動作アシストのための制御アルゴリズムの構築を目的とする。

先行研究<sup>(2)</sup>において、フィードバック制御を用いて同調させる試みがなされているが、使用者と機器のアシスト動作間にずれが生じてからでないと同調させることが出来ず、歩行において重要な役割を果たす骨盤動作が阻害されてしまうという課題がある。それに対し著者らは、歩行動作を事前に予測し、機器による骨盤動作アシストをその予測値に合わせることで、骨盤動作の阻害を抑える同調制御アルゴリズムを構築した。本稿では、機器の動作を、健常者の歩行時における骨盤動作の軌跡を規範とする位置制御のもとに生成した追従動作とし、考案した同調制御アルゴリズムを、機器の動作タイミングと骨盤動作の阻害量より評価した結果を報告する。

## 2. 介助マニピュレータ

これまでに本研究室では、使用者の身体を左右の腸骨稜と坐骨の三点で支持し(Fig. 1)、骨盤の回転運動に追従するパッシブな回転3自由度と、左右方向への介助力を発生する機構を備えた介助マニピュレータ<sup>(3)</sup>を開発している。機器により理学療法士が行うハンドリングを再現するためには、骨盤の左右揺動、水平面回旋に対して適切な介助力を与える機構が必要である。本研究では、パッシブであった水平面回旋自由度にモータ(Maxon社製EC40 118894)と減速機(日本電産シンボ社製VRSF-25C, 減速比1:25)を取り付けることにより、骨盤水平面回旋をアクティブに制御する(Fig. 2)。Table 1にモータの仕様を示す。

## 3. 歩行時の骨盤動作の軌跡を規範とする位置制御

## 3.1 実験目的

本研究では、同調制御アルゴリズムを評価する際の機器

Table 1 Specification of motor

Nominal voltage V	21.0
No load speed rpm	10400
Maximum momentary torque Nm	7.50
Maximum current mA	6555
Gear (model, reduction ratio)	GP042C 203115, 12.3

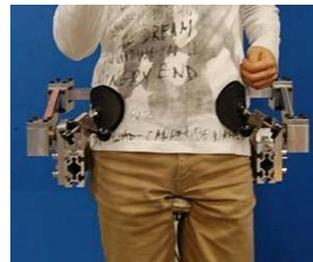


Fig. 1 Mechanism of holding pelvis

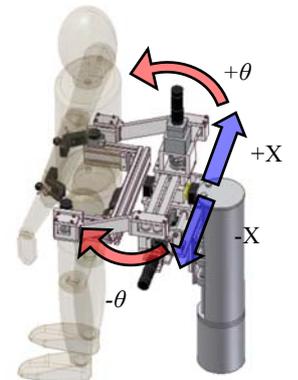


Fig. 2 Overview of assist manipulator

の動作を、理学療法士が行うハンドリングを再現した動作ではなく、健常者の歩行動作を規範とする位置制御により生成した追従動作とする。位置制御を行うためには、動作を再現する部位の歩行時における軌跡を定式化する必要がある。そこで本実験は、介助マニピュレータが持つ左右方向、水平面回旋の2自由度で、歩行時の骨盤動作に追従する動作を生成するために、健常歩行における骨盤左右位置、水平面回旋角度、およびその二つと踵接地との関係を取得し、骨盤動作を定式化することを目的とする。

## 3.2 実験方法

本実験では、健常者2名が介助マニピュレータ、フットスイッチ(テープスイッチジャパン社製, 151-BBW)を装着した状態でトレッドミル(日立製作所製, PW-10)上を歩行し、その際の踵接地のタイミングと骨盤左右位置、骨盤水平面回旋角度をモータに取り付けたエンコーダ(Maxon社製, HEDL 5540)により計測した。トレッドミルのベルト速度は健常高齢者の日常生活における歩行速度を参考にし<sup>(4)</sup>、2.0[km/h]に定めた。また、計測時間や実験回数によるばらつきを考慮するために、30[s]の計測を2回行った。被験者である健常者2名の身体的特徴をTable 2に示す。

## 3.3 実験結果

骨盤左右位置、骨盤水平面回旋角度と歩行周期の関係の一例をFig. 3に示す。骨盤左右位置、骨盤水平面回旋角度それぞれの正負の向きはFig. 2に定義した通りである。Fig. 3

Table 2 Subject properties

Subject	A	B
Sex	Male	Male
Age	22	22
Height cm	178	176
Weight kg	62	67

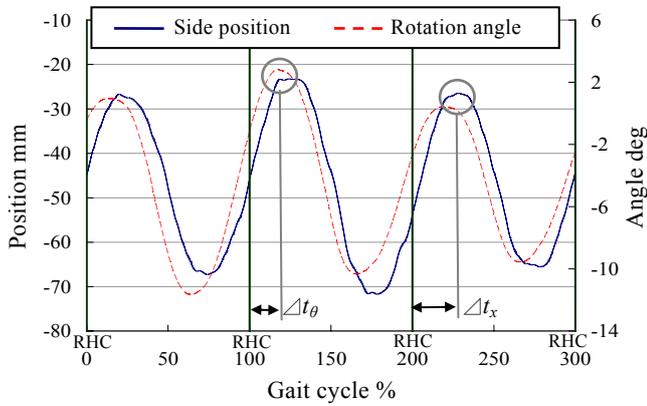


Fig. 3 Side position and rotation angle

Table 3 Average time between HC and peaks of pelvic motion

Subject	Side position $x$		Rotation angle $\theta$	
	A	B	A	B
Gait cycle	1.57	1.63	1.57	1.63
± SD s	± 0.05	± 0.04	± 0.05	± 0.04
Avg. time of $\Delta t$	0.43	0.36	0.27	0.24
± SD s	± 0.04	± 0.06	± 0.04	± 0.05
$\Delta t / \text{gait cycle}$	27.3	22.0	17.1	14.5
± SD %	± 3.8	± 4.2	± 2.6	± 3.2

中の実線は骨盤左右位置，破線は骨盤水平面回旋角度，RHCは右足踵接地を表す。歩行周期は右足踵接地から次の右足踵接地までを1歩行周期とする。Fig. 3より，歩行時の骨盤左右位置と骨盤水平面回旋角度は一定周期で極大値と極小値を繰り返す周期関数となっているといえる。また，右足踵接地後に骨盤水平面回旋角度が極大値となり，その後骨盤左右位置が極大値となっている。ここで，歩行時の骨盤左右揺動と骨盤水平面回旋のタイミングを知るために，右足踵接地から骨盤左右位置極大値までの時間を $\Delta t_x$ [s]，右足踵接地から骨盤水平面回旋角度極大値までの時間を $\Delta t_\theta$ [s]とし，それらの30歩行周期における平均と標準偏差(±SD)，歩行周期(Gait cycle)に占める割合をTable 3に示す。

### 3.4 考察

#### 3.4.1 左右位置・回旋角度極大値のタイミング取得

Table 3の5行目を見ると， $\Delta t_x / \text{gait cycle}$ と $\Delta t_\theta / \text{gait cycle}$ は，被験者によって値は異なるが，同一被験者では標準偏差が最大でも±4.2%とばらつきが小さいことがわかる。よって，一定速度で歩行している場合，踵接地から骨盤左右位置極大値，骨盤水平面回旋角度極大値までの時間が歩行周期に占める割合は，個人ごとに一定の値となることから，再現性があるといえる。

#### 3.4.2 健常歩行の定式化

実験結果を基に被験者Aにおける歩行時の骨盤左右位置，骨盤水平面回旋角度を定式化する。健常歩行において骨盤左右位置と骨盤水平面回旋角度の軌跡は正弦曲線となる<sup>(5)</sup>。よって，時間 $t$ [s]に関する立位時骨盤中心部からの位置

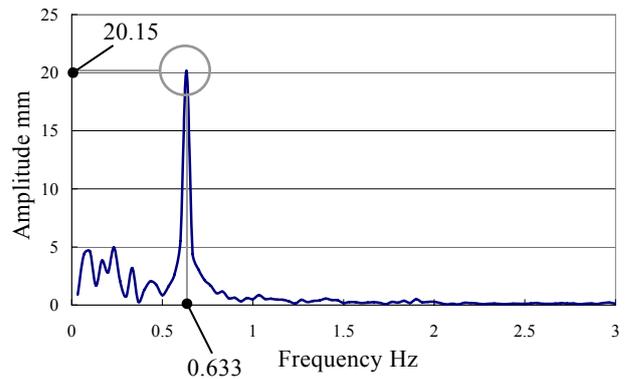


Fig. 4 Power spectrum(side position)

Table 4 Gait parameter of subject A and B

Subject	Side position $x$		Rotation angle $\theta$	
	A	B	A	B
$A$ mm or deg	20.15	17.89	5.16	0.82
$k$ Hz	0.633	0.60	0.633	0.60
$\phi$ deg	1.699	1.350	1.054	0.890

$x$ [mm]は，振幅 $A_x$ [mm]，周波数 $k_x$ [Hz]，初期位相 $\phi_x$ [rad]を用いて式(1)の正弦曲線で近似することができる

$$x = A_x \cdot \cos(2\pi k_x t - \phi_x) \quad (1)$$

同様に立位時での骨盤水平面角度を原点とした際の水平面回旋角度 $\theta$ [deg]は，振幅 $A_\theta$ [deg]，周波数 $k_\theta$ [Hz]，初期位相 $\phi_\theta$ [rad]を用いて式(2)で表せる。

$$\theta = A_\theta \cdot \cos(2\pi k_\theta t - \phi_\theta) \quad (2)$$

次に式(1)における振幅 $A_x$ [mm]と周波数 $k_x$ [Hz]を決定する。計測した30[s]間における骨盤左右位置に対して，フーリエ変換を行い，振幅の周波数分布を示すパワースペクトル(Fig. 4)を取得した。パワースペクトルでは，骨盤左右位置の主要周波数成分における振幅が突出して示される。よって，この振幅最大値とその際の周波数が，式(1)における振幅と周波数の値となる。Fig. 4より，骨盤左右位置は周波数0.633[Hz]のときに振幅が最大値20.15[mm]となっている。0.633[Hz]以外の周波数における振幅は，最大振幅の1/4以下と小さいことから，周波数0.633[Hz]以外の周波数による影響は少ないといえる。よって骨盤左右位置の振幅 $A_x$ と周波数 $k_x$ はそれぞれ， $A_x = 20.15$ [mm]， $k_x = 0.633$ [Hz]とした。同様に，骨盤水平面回旋角度に対してフーリエ変換を行い，骨盤水平面回旋角度の振幅 $A_\theta$ と周波数 $k_\theta$ はそれぞれ， $A_\theta = 5.16$ [deg]， $k_\theta = 0.633$ [Hz]とした。

また初期位相 $\phi_x$ ， $\phi_\theta$ は右足踵接地時を $t = 0$ とすれば，

$$\phi_x = \Delta t_x \times 2\pi \times k_x \quad (3)$$

$$\phi_\theta = \Delta t_\theta \times 2\pi \times k_\theta \quad (4)$$

で与えられる。式(3)，(4)にTable 3のAvg. time of  $\Delta t$ ，前述の $k_x$ ， $k_\theta$ の値を代入し， $\phi_x = 1.699$ ， $\phi_\theta = 1.054$ となる。

被験者Bについても被験者Aと同様に，ベルト速度2.0[km/h]時の $A_x$ ， $A_\theta$ ， $k_x$ ， $k_\theta$ ， $\phi_x$ ， $\phi_\theta$ を算出し，被験者Aにおける値と合わせてTable 4にまとめる。Table 4に示す各パラメータを，式(1)，(2)に代入することにより，被験者A，Bそれぞれに応じた健常歩行時における骨盤左右揺動，骨盤水平面回旋を介助マニピュレータで生成することが可能となる。

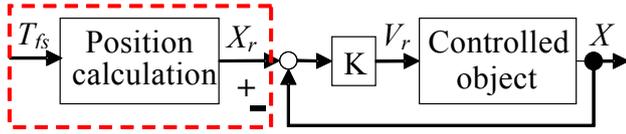


Fig. 5 Block diagram

#### 4. 同調制御アルゴリズム

##### 4.1 同調制御アルゴリズム概要

機器により歩行をアシストする際には、使用者の歩行に同調したアシストを行う必要がある。本研究では、使用者の歩行動作を事前に予測し、機器による骨盤動作アシストをその予測値に合わせる制御アルゴリズムを考案する(Fig. 5)。具体的には、フットスイッチから踵接地のタイミングと歩行周期( $T_{fs}$ )を計測し、骨盤左右位置と骨盤水平面回旋角度が極大値となるタイミングを予測する。その予測した骨盤動作極大値のタイミングに応じて、機器の位置目標値( $X_r$ )を操作する。このように使用者の骨盤動作を事前に予測し、機器の目標位置を調節することで、より阻害の少ない、歩行に同調した骨盤動作アシストを実現する。

##### 4.2 骨盤動作が極大値となるタイミングの取得

Table 3 より、被験者Aの場合、歩行速度 2.0[km/h]では右踵接地から歩行周期の 27.3[%]で骨盤左右位置極大値となり、右踵接地から歩行周期の 17.1[%]で骨盤水平面回旋角度極大値となる。そのため、フットスイッチを用いて歩行周期  $T_{fs}$ [s]を取得することにより踵接地から骨盤左右位置極大値までの時間  $\Delta t_x$ [s]、踵接地から骨盤水平面回旋角度極大値までの時間  $\Delta t_\theta$ [s]を式(5)、(6)から算出できる。

$$\Delta t_x = T_{fs} \times 0.273 \quad (5)$$

$$\Delta t_\theta = T_{fs} \times 0.171 \quad (6)$$

##### 4.3 周波数の調整

フットスイッチにより右足踵接地を検知した際に、機器の左右位置と水平面回旋角度が極大値となるまでの時間を、式(5)、(6)により算出した  $\Delta t_x$ [s]、 $\Delta t_\theta$ [s]にあわせるため、機器の追従動作周波数を調整する。極大値となる際の時間を  $t_{n+1}$ 、周波数を  $k_{n+1}$ 、初期位相を  $\phi_{n+1}$ とすると、式(1)、(2)は式(7)のようになる。

$$\begin{aligned} A \cos(2\pi k_{n+1} t_{n+1} - \phi_{n+1}) &= A \\ \therefore 2\pi k_{n+1} t_{n+1} - \phi_{n+1} &= 2a\pi \end{aligned} \quad (7)$$

ただし、 $a$ は歩行開始からの右足踵接地回数とする。また、周波数を変更するとそれに伴い目標位置を補正しなければならないため、初期位相も変更する。 $\phi_{n+1}$ は右足踵接地時の時間  $t_n$ 、周波数  $k_n$ 、初期位相  $\phi_n$ を用いて式(8)で表せる。

$$\begin{aligned} 2\pi k_n t_n + \phi_n &= 2\pi k_{n+1} t_n + \phi_{n+1} \\ \therefore \phi_{n+1} &= 2\pi t_n (k_n - k_{n+1}) + \phi_n \end{aligned} \quad (8)$$

よって、周波数  $k_{n+1}$ は式(7)、(8)より、式(9)で表せる。

$$\begin{aligned} k_{n+1} &= \frac{1}{t_{n+1} - t_n} \left( a - t_n k_n + \frac{\phi_n}{2\pi} \right) \\ &= \frac{1}{\Delta t} \left( a - t_n k_n + \frac{\phi_n}{2\pi} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

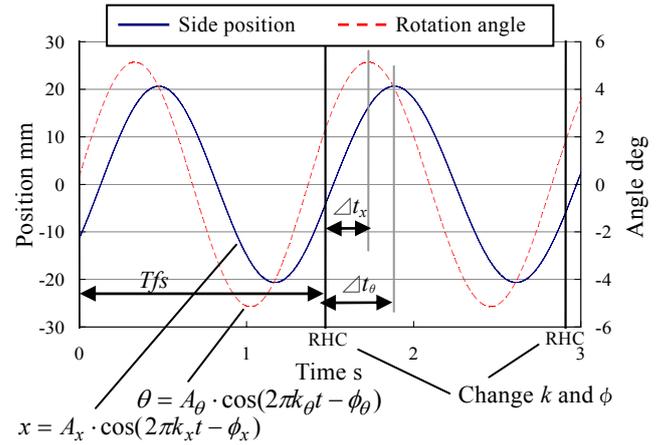


Fig. 6 Adjusting the frequency

踵接地のタイミングで式(8)、(9)を用い初期位相  $\phi$  [deg]と周波数  $k$ [Hz]を算出し、式(1)、(2)に代入することで、骨盤左右位置  $x$ [mm]、骨盤水平面回旋角度  $\theta$ [deg]を使用者の歩行に合わせて調節することが可能となる(Fig. 6)。

#### 5. 同調制御アルゴリズム評価実験

##### 5.1 実験目的

本実験の目的は、考案した踵接地から骨盤左右位置極大値、骨盤水平面角度極大値を予測し、機器の追従動作を予測値に合わせる同調制御アルゴリズムの評価である。具体的には踵接地から骨盤左右位置極大値、骨盤水平面回旋角度極大値までの時間が歩行周期に占める割合  $\Delta t_x / \text{gait cycle}$ 、 $\Delta t_\theta / \text{gait cycle}$ を計測し、機器により生成した追従動作のタイミングを評価する。また、介助マニピュレータと被験者間に働く左右方向の力を阻害量として計測し、歩行に対する同調性の評価を行う。

##### 5.2 実験方法

本実験では、Fig. 7のように健常者2名が介助マニピュレータ、フットスイッチを装着した状態でトレッドミル上を歩行し、右足踵接地と骨盤左右位置極大値、骨盤水平面回旋角度極大値のタイミングを計測した。また、適用した同調制御アルゴリズムにより、どの程度機器の追従動作が歩行に同調したか評価するために、機器と被験者の動作がずれた際に生じる左右方向に働く力を介助マニピュレータに取り付けてあるロードセル(Valcom社製、VS40-200kg)から測定した。被験者と歩行速度は3章の歩行計測実験と同一被験者、同速度 2.0[km/h]と定めた。介助マニピュレータは、式(1)、(2)にTable 4の各パラメータを代入し、健常歩行時の骨盤左右揺動、骨盤水平面回旋を生成する。実験条件として、条件1(考案する同調制御を用いず一定周波数で能動的に介助マニピュレータを動作させる)、条件2(考案する同調制御を用いる)の2条件で計測を行った。考案する制御のパラメータとして、踵接地から骨盤左右位置極大値までの時間が歩行周期に占める割合  $\Delta t_x / \text{gait cycle}$ 、踵接地から骨盤水平面回旋角度極大値までの時間が歩行周期に占める割合  $\Delta t_\theta / \text{gait cycle}$ はTable 3、から、被験者Aでは  $\Delta t_x / \text{gait cycle} = 27.3\%$ 、 $\Delta t_\theta / \text{gait cycle} = 17.1\%$ 、被験者Bでは  $\Delta t_x / \text{Gait cycle} = 22.0\%$ 、 $\Delta t_\theta / \text{Gait cycle} = 14.5\%$ とした。

##### 5.3 実験結果

###### 5.3.1 追従動作タイミング

条件1、2での、右足踵接地から骨盤左右位置極大値まで

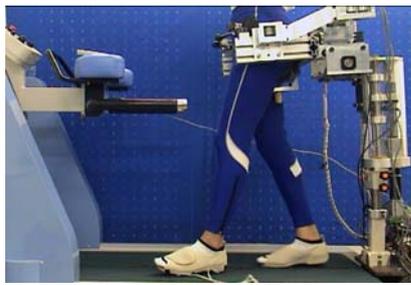


Fig. 7 Walking on treadmill

Table 5 Relation between HC and pelvic motion (subject A)

Experimental condition	Gait cycle $\pm$ SD s	$\Delta t / \text{gait cycle} \pm \text{SD} \%$	
		Position (x)	Angle ( $\theta$ )
Set value	1.57	27.3	17.1
1(Uncontrolled)	1.39 $\pm$ 0.12	61.9 $\pm$ 28.9	53.6 $\pm$ 29.6
2(Controlled)	1.62 $\pm$ 0.03	30.5 $\pm$ 1.8	18.3 $\pm$ 2.5

Table 6 Relation between HC and pelvic motion (subject B)

Experimental condition	Gait cycle $\pm$ SD s	$\Delta t / \text{gait cycle} \pm \text{SD} \%$	
		Position (x)	Angle ( $\theta$ )
Set value	1.63	22.0	14.5
1(Uncontrolled)	1.51 $\pm$ 0.07	55.1 $\pm$ 27.2	49.3 $\pm$ 27.2
2(Controlled)	1.58 $\pm$ 0.06	25.6 $\pm$ 2.8	16.9 $\pm$ 3.5

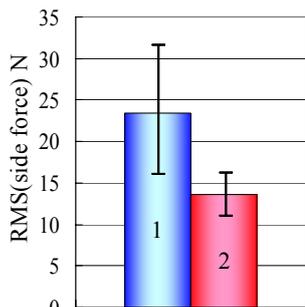


Fig. 8 Horizontal force of A (N=60,mean $\pm$ max/min)

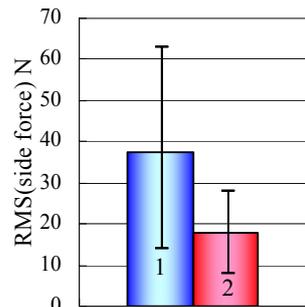


Fig. 9 Horizontal force of B (N=60,mean $\pm$ max/min)

の時間が歩行周期に占める割合( $\Delta t_x / \text{gait cycle}$ )と、右足踵接地から骨盤回旋角度極大値までの時間が歩行周期に占める割合( $\Delta t_\theta / \text{gait cycle}$ )の歩行周期 60 周期分における平均と標準偏差( $\pm$  SD)を設定値と共にまとめる。被験者Aの結果をTable 5 に、被験者Bの結果をTable 6 に示す。

### 5.3.2 被験者の骨盤動作阻害量

ロードセルより取得した左右方向の力の強度を表すために、RMS(Root Mean Square)値を算出した。Fig. 8 に被験者Aの、Fig. 9 に被験者Bの1歩行周期における条件1(考案する同調制御を用いない)、条件2(考案する同調制御を用いる)それぞれのRMS値を示す。

## 5.4 考察

### 5.4.1 追従動作タイミング

Table 5 を見ると条件1(考案する同調制御を用いない)では、 $\Delta t_x / \text{gait cycle} = 61.9\%$ (設定値 27.3%)、 $\Delta t_\theta / \text{gait cycle} = 53.6\%$ (設定値 17.1%)と設定値から大きくずれている。一方で条件2(考案する同調制御を用いる)では、 $\Delta t_x / \text{gait cycle} = 30.5\%$ 、 $\Delta t_\theta / \text{gait cycle} = 18.3\%$ と条件1と比較して大幅に設定値に近づいている。また、条件2のほうが $\Delta t / \text{Gait cycle}$

の標準偏差( $\pm$ SD)が小さく、動作に再現性があることがわかる。被験者Bの場合でも同様に、条件2のほうが条件1よりも $\Delta t / \text{gait cycle}$ の値が設定値に近づく傾向がみられる。このことから、考案した同調制御アルゴリズムを用いることで、より健常歩行に近い動作を介助マニピュレータにて生成が可能になったといえる。

### 5.4.2 被験者の骨盤動作阻害量の評価

被験者Aの場合、左右方向に働く力のRMS値は、条件1(考案する同調制御を用いない)では23.4(+16.0, -16.6)[N]、条件2(考案する同調制御を用いる)では13.0(+4.3, -3.8)[N]であった。同調制御アルゴリズムを用いることにより、同調制御アルゴリズム未使用時と比較して左右方向に働く力が有意に減少した。被験者Bの場合も被験者Aと同様に、同調制御アルゴリズムを用いることにより、同調制御アルゴリズム未使用時と比較して力が有意に減少した。制御条件による有意差はt検定を用いて有意水準5%で比較した。

以上のように、同調制御アルゴリズムを用いることにより、被験者の骨盤動作の阻害が軽減されたことから、使用者の歩行に同調した動作を機器により生成することが可能になったといえる。

## 6. 結言

本研究は、歩行に同調した骨盤動作アシストを可能とする制御アルゴリズムの構築を目的とした。まず、健常者の歩行時の骨盤左右揺動、骨盤水平面回旋動作の軌跡を規範にし、位置制御により機器の追従動作を生成した。次に、踵接地から骨盤左右位置極大値までの時間と、踵接地から骨盤水平面回旋角度極大値までの時間に再現性があることから、使用者の骨盤動作を事前に予測し、機器の追従動作をその予測値に合わせる同調制御アルゴリズムを構築した。考案した同調制御アルゴリズムを、機器の追従動作タイミングと使用者の骨盤動作阻害量より評価した結果、同調制御アルゴリズムを用いることで、より健常歩行における骨盤動作に近い追従動作を生成することが可能になり、また、骨盤動作阻害量が有意に減少した。以上の結果から、本研究で考案した同調制御アルゴリズムの有用性が示された。

今後は理学療法士が行うハンドリングの計測やモデル化を行い、考案した同調制御アルゴリズムと統合することで、ハンドリングを再現する機器の開発を行う。

## 参考文献

- (1) 中村隆一, 対馬均, 星文彦, 小林武, 理学療法テクニック 発達のアプローチ, 医師薬出版株式会社, pp176-177, 2004
- (2) Daisuke Aoyagi, Wade E.Ichinose, Susan J.Harkema, David J.Reinkenemeyer, James E.Bobrow, A Robot and Control Algorithm That Can Synchronously Assist in Naturalistic Motion During Body-Weight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury, Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol15, No.3, pp387-400, 2007
- (3) 渡邊峰生, 高橋利史, 安藤健, 藤江正克, 片麻痺者を対象とした歩行支援ロボットの開発～立位時及び歩行時の安定性向上を目的とした介助力制御～, 第7回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, pp.183, 2009
- (4) 田中繁, 高橋明, モーターコントロール運動制御の理論と臨床応用, 医歯薬出版株式会社, pp427-468, 2004
- (5) 中村隆一, 齋藤宏, 長崎浩, 基礎運動学第6版, 医歯薬出版株式会社, pp361-419, 2003