

片麻痺患者への歩行介助ロボット”Walk-Mate”の適用と その運動学的評価

野本 竜太

Application and kinematic analysis of

Co-emergence System “Walk-Mate” to hemiplegia patient

Ryuta Nomoto

Abstract – In walk rehabilitation, the walk is performed by interdependent Co-creation process between the therapist and the patient. To make such a relationship between the human and the robots, we proposed and evaluated the walking support robot “Walk-Mate”. We have already proposed it and shown effectiveness for supporting the gait disturbance in terms of time. However, the detailed dynamics of Walk-Mate system, such as timing control of walking rhythm and in terms of time kinematics, was not clarified yet. In this research, we aimed to analyze the change of walking rhythm under the timing control of Walk-Mate system and developed the evaluation system of the kinematics-analysis using a three-dimensional acceleration sensor, and estimated an effectiveness of Walk-Mate system.

1. はじめに

人間のコミュニケーションの特徴は、自己というシステムにとっての意味や機能を時々刻々とリアルタイムに生成できる能力にある。これは複雑かつ予測できない環境のなかで進化してきた生物システムが獲得した知能のひとつの在り方と考えられる。これは神経系と身体系の相互作用を介して実現される環境との動的インタラクションの中で発現するダイナミクスの一部であり、われわれはこの過程を人間同士のコミュニケーションあるいは人間と人工物のインタラクションに拡張し、共創プロセスと名づけ研究を進めてきた。そして具体例として歩行リハビリテーションにおける運動の創出過程に注目してきた。

実際、高齢者や障害者の歩行訓練は、患者と療法士の協調歩行の形をとりつつ行われることが多い¹⁾²⁾。このような方法が有効である理由は、患者と療法士が相互に身体運動を適応させあう中で、状況に応じた歩行機能がリアルタイムに生成されるからである。我々は、このような人間-人間系に特徴的である共創プロセスを人間-機械系に再構成し、歩行介助に役立てることを目的として歩行介助システム Walk-Mate³⁾⁵⁾を提案してきた。これは患者と仮想ロボットが足音の交換を通して協調歩行を実現するシステムであり、人間の感覚-運動連関のプロセスにロボットが介在する一種のクロスフィードバック系になっている。そして人間と仮想

ロボットの歩行リズムが相互に引き込まれるプロセス⁶⁾⁹⁾を活用し、互いにリズムやタイミングを適応させ運動機能の共創的改善をめざしている

既に、このような介助システムの有効性は臨床現場でも注目され始めており、われわれは様々な形でその成果を報告してきた¹⁰⁾¹³⁾。たとえば、高齢者の転倒防止への有効性、股関節障害や片麻痺患者における歩行リハビリ支援やパーキンソン病患者の歩行安定化への有効性などである。本研究では、これまでの成果を踏まえて、片麻痺患者を対象とした。

片麻痺患者は、脳卒中などにより左右いずれかの半身の運動機能が麻痺するため、左右の非対称性高い歩行パターンを示す。健脚を軸足として患脚を運ぶ分まわし歩行が特徴的である。このことより、歩行パターンの左右非対称性を緩和させ、歩行を安定化させることが有効と考えることができ、そのために患脚と健脚の動的バランスを回復する必要がある。しかし、脚接地タイミングの音を非対称に与えることにより、左右脚で非対称な影響があるかは十分にわかっていない。そこでまず、健常者で左右対称な歩行パターンに対する Walk-Mate の影響を調べ、基礎データとし、左右非対称な歩行パターンに対する Walk-Mate の影響を評価し、片麻痺歩行への適用可能性を検討する。

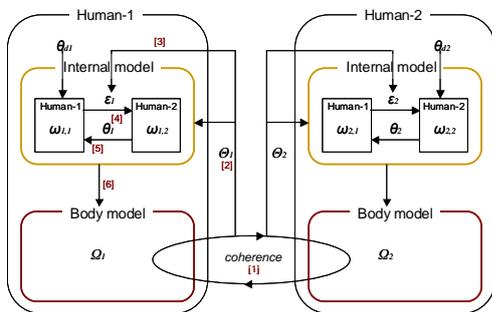
また、これまでの有効性評価は、時間的側面や力学的側面から評価を進めてきた。従来の評価方法で行うと、片麻痺歩行に代表される分まわし歩行による左右

の揺れによる非対称性を十分に評価できない。そこで本研究では、これまでの様々な歩行分析^{14)~15)}から歩行の特徴として股関節まわりが重要であろうと実証的に明らかになりつつあり、股関節と腰重心の関係を示す研究¹⁶⁾もなされている背景から、運動学的に歩行を特徴づける量として腰重心の軌跡に着目する。そして、腰重心の軌跡から片麻痺患者の左右非対称性の高い歩行パターンを示し、共創プロセスにおける歩行運動の生成過程を調べることを目的とする。

2. 実験方法

2.1 Walk-Mate の概要

歩行を介する人と人のインタラクションに共創プロセスという枠組みを適用するために、われわれは Fig.1 のような二重性モデルを提案した³⁾。これは身体モデルと内部モデルから構成されており、身体モデルは身体を介するインタラクションに対応し、前述のリズムの相互引き込みを介して他者の身体と同調一体化するダイナミクスを有する。一方、内部モデルは身体モデルに対する拘束条件を生成するモデルである。これら2つのモデルは相互拘束の関係にあり、Walk-Mate に実装されている。身体モデルは歩行リズムの周期同調を担っており、内部モデルはその同調状態における位相差(タイミングずれ)の制御に関わっている。



1. Self-organize coherence between body models by mutual entrainment
2. Get the organized coherence as phase difference θ_i
3. Modify the internal model parameter ϵ_i such as $\min(\theta_i - \theta_{ii})$
4. Search $\omega_{i,2}$ such as $\min(\theta_i - \theta_i)$ under the fixed $\omega_{i,1}$ in internal model
5. Search $\omega_{i,1}$ such as $\min(\theta_{ii} - \theta_i)$ under the fixed $\omega_{i,2}$ in internal model
6. Change Ω_i in body model corresponding to searched $\omega_{i,j}$
7. Back to 1

Fig.1 Dual-dynamics Model

このような Walk-Mate は人間と脚接地タイミングに関わる情報を交換することで、両者の歩行リズムを同調させて協調歩行することができる。Fig.2 のように、仮想空間内を歩行するロボットの脚接地のタイミング

が、ヘッドフォンを介してステップ音として人間側に提示され、人間の脚接地のタイミングが加速度センサで検出され Walk-Mate 側に転送される。特に Fig.3 のように脚接地のタイミングを検出する加速度センサは両足首に固定され、そのデータは無線を通じて小型PC内の仮想ロボットに送られる。このとき Walk-Mate の重要な機能は、人間と仮想ロボットの歩行リズムを同調させた上で、その位相差を制御できることである。

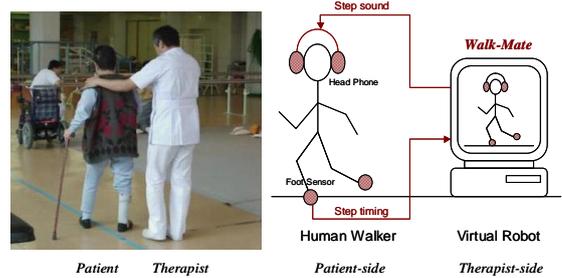


Fig.2 Concept of Walk-Mate

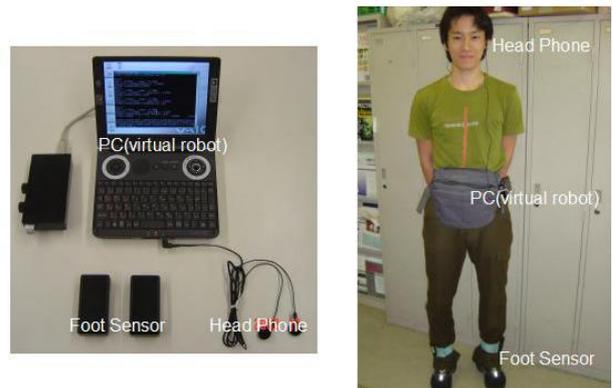


Fig.3 Walk-Mate System

2.2 解析方法

本研究ではタイミング制御(位相差制御)を行ったときの歩行リズムの特徴を時間的側面から定量的に解析する。その指標として、一方の脚が接地してから次に同側脚が接地するまでの時間を表す歩行周期、人間とロボットの同側脚の接地タイミングのずれを表す位相差、人間の左右脚の接地タイミングのずれを表す非対称性の3つに注目する。歩行周期、位相差、非対称性は以下のように定義する。

歩行周期として、左脚の歩行周期を表す左脚步行周期 $T_L(n)$ と右脚の歩行周期を表す右脚步行周期 $T_R(n)$ を定義する。 $T_L(n)$ は $n+1$ 歩目の左脚接地時刻 $t_L(n+1)$ と n 歩目の左脚接地時刻 $t_L(n)$ の差分とし、 $T_R(n)$ は $n+1$ 歩目の右脚接地時刻 $t_R(n+1)$ と n 歩目の接地時刻 $t_R(n)$ との差分とする。

$$T_L(n) = t_L(n+1) - t_L(n) \quad (1)$$

$$T_R(n) = t_R(n+1) - t_R(n) \quad (2)$$

非対称性を定義する前に、まず左脚接地から右脚接地までの左右脚間歩行周期 $T_{LR}(n)$ 、右脚接地から左脚接地までの右左脚間歩行周期 $T_{RL}(n)$ を定義する。 $T_{LR}(n)$ は n 歩目の右脚接地時刻 $t_R(n)$ と n 歩目の左脚接地時刻 $t_L(n)$ の差分とし、 $T_{RL}(n)$ は $n+1$ 歩目の左脚接地時刻 $t_L(n+1)$ と n 歩目の右脚接地時刻 $t_R(n)$ の差分とする。

$$T_{LR}(n) = t_R(n) - t_L(n) \quad (3)$$

$$T_{RL}(n) = t_L(n+1) - t_R(n) \quad (4)$$

非対称として、左脚歩行周期 $T_L(n)$ における非対称性を表す左脚非対称性 $A_L(n)$ 、右脚歩行周期 $T_R(n)$ 間における非対称性を表す右脚非対称性 $A_R(n)$ を定義する。 $A_L(n)$ は右左脚間歩行周期 $T_{RL}(n)$ と左右脚間歩行周期 $T_{LR}(n)$ の差分を左脚歩行周期 $T_L(n)$ で除したものとし、 $A_R(n)$ は左右脚間歩行周期 $T_{LR}(n+1)$ と右左脚間歩行周期 $T_{RL}(n)$ の差分を右脚歩行周期 $T_R(n)$ で除したものととする。

$$A_L(n) = \frac{T_{RL}(n) - T_{LR}(n)}{T_L(n)} \quad (5)$$

$$A_R(n) = \frac{T_{LR}(n+1) - T_{RL}(n)}{T_R(n)} \quad (6)$$

位相差として、左脚での人間とロボットの接地タイミングのずれを表す左脚位相差 $\Phi_L(n)$ 、右脚での人間とロボットの接地タイミングのずれを表す右脚位相差 $\Phi_R(n)$ を定義する。 $\Phi_L(n)$ は n 歩目のロボット左脚接地時刻 $t'_L(n)$ と n 歩目の人間左脚接地時刻 $t_L(n)$ の差分に $2\pi/T_L(n)$ を乗じたものとし、 $\Phi_R(n)$ は n 歩目のロボット右脚接地時刻 $t'_R(n)$ と n 歩目の人間右脚接地時刻 $t_R(n)$ の差分に $2\pi/T_R(n)$ を乗じたものととする。

$$\Phi_L(n) = (t'_L(n) - t_L(n)) \times \frac{2\pi}{T_L(n)} \quad (7)$$

$$\Phi_R(n) = (t'_R(n) - t_R(n)) \times \frac{2\pi}{T_R(n)} \quad (8)$$

上記で定義した指標を Fig.4 に示す。

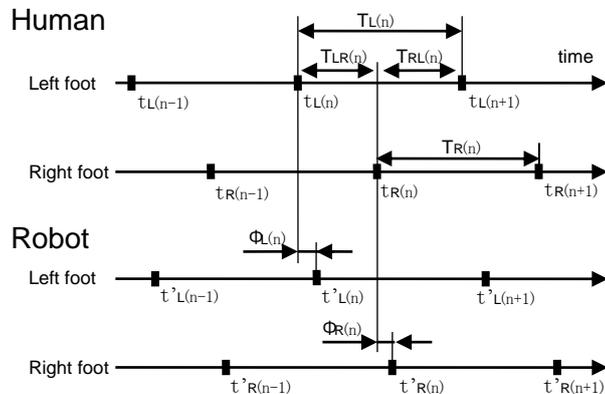


Fig.4 Definition of parameters

2.3 加速度センサを用いる運動学的解析

運動学的解析を行うために本研究では小型3次元加速度センサを用いる。加速度センサは腰重心位置に装着バンドで Fig.5 のように固定され、歩行時の加速度データを計測する。3次元方向はそれぞれ左右方向を X、鉛直方向を Y、進行方向を Z とする。このときのサンプリング周波数は 100Hz、データは無線で小型 PC に送信される。



Fig.5 Kinematic Analysis System

各加速度情報から歩行軌跡となる位置情報を求める手法としては二階積分により算出する。しかし加速度 A から速度 V 、速度 V から位置 X, Y, Z を求めるにあたり、式(1)のような積分では、脚接地による誤差累積を考慮していないため長距離歩行時に誤差が拡大してしまう。その累積を抑える手法として、われわれは既に速度、位置において常にゼロ点補正を行う算出法を提案してきた¹³⁾。

鉛直方向：本研究における歩行運動は水平面上に限定するため、鉛直方向に着目した場合、腰の高さは常に等しくなるはずである。そこで式(2)に示すように、ある時点の歩行において前後1秒間という短期的な時間スケールから速度 V_y の速度平均を求め、それを速度におけるゼロ点となるベースラインとして、平均からの変位を速度 V'_y とする。位置 Y の積分においても速度を求めた式(2)と同様の手法で式(3)を用い Y を求める。

$$V_y(t) = \int_0^t A_y(t) dt \quad (1)$$

$$V'_y(t) = V_y(t) - \overline{V_y(t)} = \int_0^t A_y(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_y(t) dt \quad (2)$$

$$Y'(t) = Y(t) - \overline{Y(t)} = \int_0^t V'_y(t) dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_y(t) dt \quad (3)$$

左右方向：歩行における左右方向の軌跡は歩行コースを中心とした左右運動とする。しかしながら鉛直方向と異なり、左右方向には左右の軌跡に加え一定の歩行コースに対する逸脱性が存在する。そのため、左右

方向の歩行分析には短期的な一歩ごとの歩行軌跡の変化と、長期的に見たときのコースからの逸脱性を分けて評価する必要がある。速度の算出は鉛直方向における式(2)と同様の式(4)を用いる。一歩ごとで中心に揃えた歩行軌跡は短期的時間スケール（前後1秒間）の平均 $\bar{X}_{1\text{sec}}$ を用いる式(5)から、コースに対する逸脱性は長期的な時間スケール（前後5秒間）の平均 $\bar{X}_{5\text{sec}}$ を用いる式(6)から算出する。

$$V_x'(t) = V_x(t) - \overline{V_x(t)} = \int_0^t A_x(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_x(t)dt \quad (4)$$

$$X'(t) = X(t) - \overline{X_{1\text{sec}}(t)} = \int_0^t V_x'(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} V_x(t)dt \quad (5)$$

$$X''(t) = X(t) - \overline{X_{5\text{sec}}(t)} = \int_0^t V_x'(t)dt - \frac{1}{10} \int_{t-5}^{t+5} V_x(t)dt \quad (6)$$

進行方向：進行方向に関して、まずはオフセット除去を行うため鉛直、左右方向同様に、式(7)から速度 V_z の平均を用いて速度 $V'z$ を求める。しかし鉛直、左右方向と異なり、進行方向は蓄積していく移動距離 Z を求めるため、周期的な運動と仮定することでオフセットに加え等速成分を除去してしまう式(2)の手法では、 $V'z$ は歩行中の速度振幅成分のみとなってしまう。そのため歩行速度推定を行う。歩行速度の振幅と歩行速度の間では回帰直線で近似できる関係がある。これまでの研究で速度と速度振幅の関係であり、 y (歩行速度) = αx (歩行速度の振幅) + β の回帰直線となることがわかっている。

これを式(8)に示すように $V'z$ に歩行速度振幅である $V'z_{\text{amp}}$ を加えることで歩行速度 $V''z$ を求める。そして再び積分し、式(9)から移動距離 Z を得る。この歩行速度振幅 $V'z_{\text{amp}}$ は前後1秒間における速度の極大、極小値の差から求める。ただし、この歩行速度における振幅と速度の関係は個人によって異なり、 α 、 β の値は個人ごとに設定する必要がある。

$$V_z'(t) = V_z(t) - \overline{V_z(t)} = \int_0^t A_z(t)dt - \frac{1}{2} \int_{t-1}^{t+1} A_z(t)dt \quad (7)$$

$$V''_z(t) = V_z'(t) + \alpha V'_{z_{\text{amp}}} + \beta \quad (8)$$

$$Z(t) = \int_0^t V''_z(t)dt \quad (9)$$

3. 歩行リズム制御

音と同調して歩行を行うと、人間はどのように影響が現れるかを評価する。その方法として、前節で定義した歩行周期で人間の歩行リズム制御を解析する。ここではまず、脚接地タイミングの音を左右脚対称に速く、または遅く提示したとき人間はどの程度歩行リズムを制御できるかを評価し、次に対称性がある健常者に目標位相差を左右脚非対称に与えたときの影響を調

べる。それをもとに、非対称性がある歩行をする疑似障害者で目標位相差を非対称に与えて対称性の改善があるかを調べる。

3.1 実験課題と被験者

歩行実験は平坦で長い直線状の廊下で実施した。被験者は Walk-Mate を装着し、提示されるステップ音に歩調を合わせて歩行するように指示されている。廊下は 65m の直線状であり 240sec のあいだ往復歩行する。ただし廊下の端では大回りしてもらい、直線時の脚接地タイミングを大きく変化させないように事前に要求している。なお、室温、照度などは快適なレベルに調整されており、また被験者以外の歩行者はいない条件で計測を行った。このような実験環境のもとで、Walk-Mate のタイミング制御機能について評価した。

被験者は、健常な 20 代男性 5 名に無償で協力をお願いした。歩行介助との関連からすれば、本来は歩行に障害を持つ人々を被験者とするべきであるが、本研究では、まず健常者でリズム歩行制御機能を調べ、疑似障害者に適応し、片麻痺患者への適用を目指す。

3.2 実験手順

実験の各セッションは 240sec であり 3 つのステージから構成されている。初めの 60sec 間は目標位相差を 0[rad] とする(stage1)。これは人間の脚接地のタイミングと同時に仮想ロボットのステップ音が聞こえる状況に対応している。次の 120sec 間では、様々な条件の目標位相差を設定し Walk-Mate の提示する音に合わせて歩く協調歩行(stage2)である。最後の 60sec 間は最初の stage1 と同じ位相差 0[rad] の歩行となる(stage3)。このような手順は実際の歩行訓練が 4~5min を 1 タームとして行われていることに基づいている。

なお、Stage2 における目標位相差のセットは、大きく 2 つに分類される。左右脚の間で、目標位相差が対称となる場合と非対称となる場合である。左右脚で対称の場合は、 $-0.75[\text{rad}]$, $-0.5[\text{rad}]$, $-0.25[\text{rad}]$, $0[\text{rad}]$, $+0.25[\text{rad}]$, $+0.5[\text{rad}]$, $+0.75[\text{rad}]$ の 7 通りである。そして左右で非対称の場合は、左脚 $0[\text{rad}]$ 右脚 $0[\text{rad}]$, 左脚 $-0.25[\text{rad}]$ 右脚 $+0.25[\text{rad}]$, 左脚 $-0.5[\text{rad}]$ 右脚 $+0.5[\text{rad}]$ の 3 通りである。これらの目標位相差に対して、歩行リズムの応答を解析することになる。

3.3 Walk-Mate における左右脚対称の位相差制御の評価

まず、本システム (Walk-Mate) が正しく制御できているかを調べるため、実際に提示した測定値と制御値 (目標位相差) の誤差を調べる。

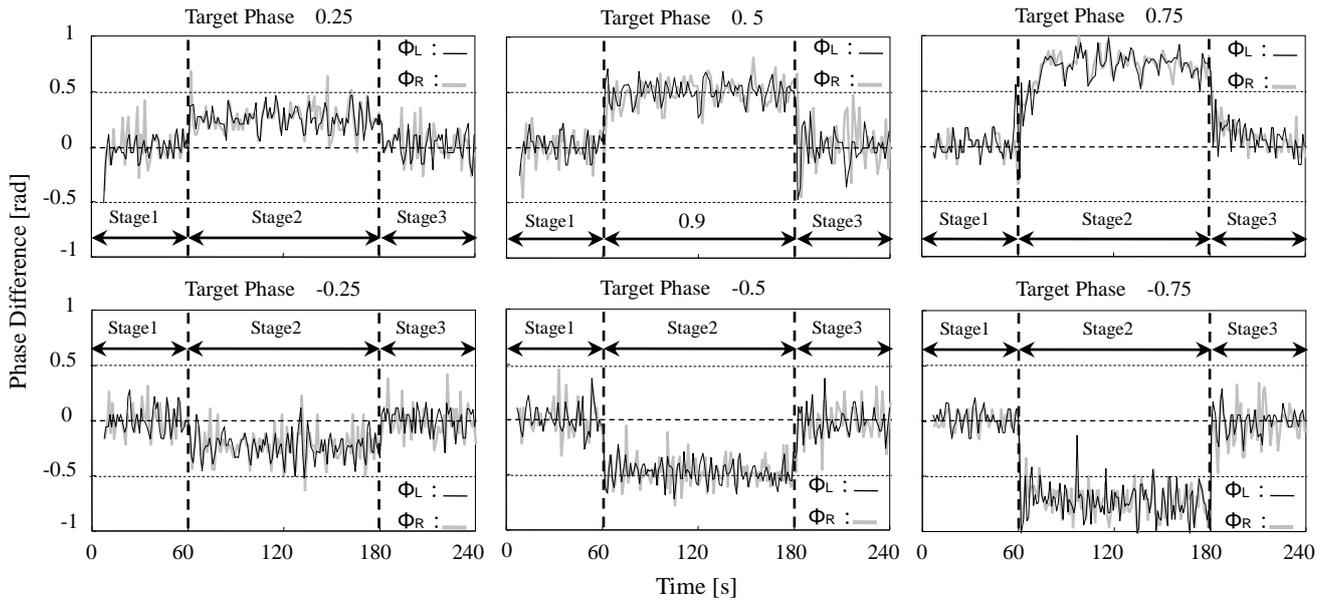


Fig.6 Temporal development of phase difference at each target phase

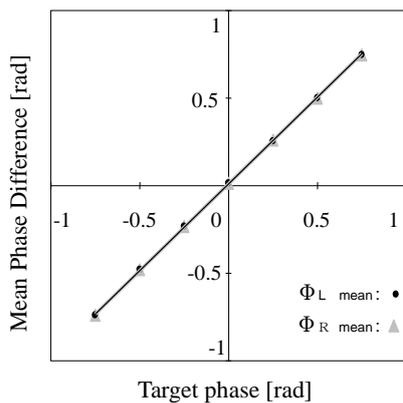


Fig.7 Mean Phase Difference

stage2 での目標位相差を左右脚対称に設定した上で、正方向 (+0.25[rad], +0.5[rad], +0.75[rad]) と負方向 (-0.25[rad], -0.5[rad], -0.75[rad]) に変化させたときの位相差変化の一例を Fig.6 に示す。さらに目標位相差に依存した歩行リズムの変化を定量的に評価するために、stage2 での平均位相差 Φ を全被験者について平均した Φ_{mean} と stage2 での目標位相差の関係を Fig.7 に示す。

Fig.6, Fig.7 より stage2 の位相差は、設定した目標位相差に近い値をとっていることがわかる。さらに Fig.7 より、目標位相差と実際に実現された人間とロボットの位相差の間に非常に強い比例関係が存在することもわかる。このことより、Walk-Mate システムは人間とロボットの位相差を目標位相差になるように制御できていることが確認された。

3.4 単独歩行と協調歩行の評価

音と同調して歩行を行うと人間の歩行リズムにはどのように影響が現れるかを評価する第一段階として、音を提示していない歩行 (単独歩行) と、目標位相差 0[rad] の音と同調している歩行 (協調歩行) を比較する。

評価方法は stage1, stage3 の単独歩行と stage2 の協調歩行の歩行周期から行う。その一例の結果を Fig.8 に示す。また歩行周期は個々で違うため相対化する必要がある。そこで stage2 での平均歩行周期 T_{mean} を stage1 での平均歩行周期 $T_{0\text{mean}}$ で除して 1 を引き標準化したものを周期変化率とした。周期変化率は全被験者ともに 0.1% 以内だった。これより、健常者の場合単独歩行と協調歩行とでは歩行周期に変化が見られないことがわかる。これは健常者にはすでに歩行周期が安定し、音と適切に同調できる機能が備わっているからだと考えられる。

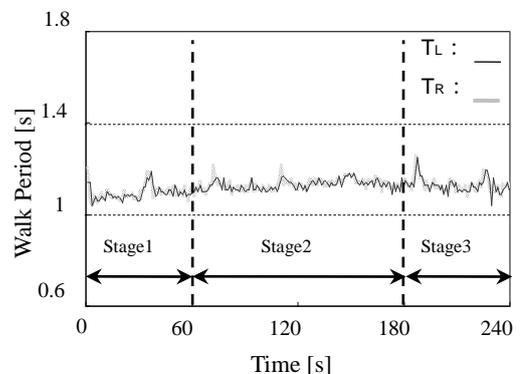


Fig.8 Temporal development of walk period (stage1,stage3:single walking stage2: cooperative walking)

3.5 位相差制御による歩行リズムの調整機能の評価

音を提示するタイミングを人間の接地タイミングより速く、または遅く変化すると、人間の歩行リズムにはどのように影響が現れるかを、歩行周期から調べる。

前節と同様に、歩行周期の一例を Fig.9 に示し、定量的に表すため、全被験者で平均した周期変化率と stage2 での目標位相差との関係を Fig.10 に示す。

Fig.9, Fig.10 より、stage2 での歩行周期は目標位相差が正方向に設定されるときは歩行周期が遅い方へ、目標位相差が負方向に設定したときは歩行周期が速い方へ変化していることがわかった。特に、目標位相差は負方向に比べて正方向に設定した方がより大きく歩行周期に影響が出ていた。このことより、目標位相差を左右対称に制御すると歩行周期を促進、または抑制できることがわかった。

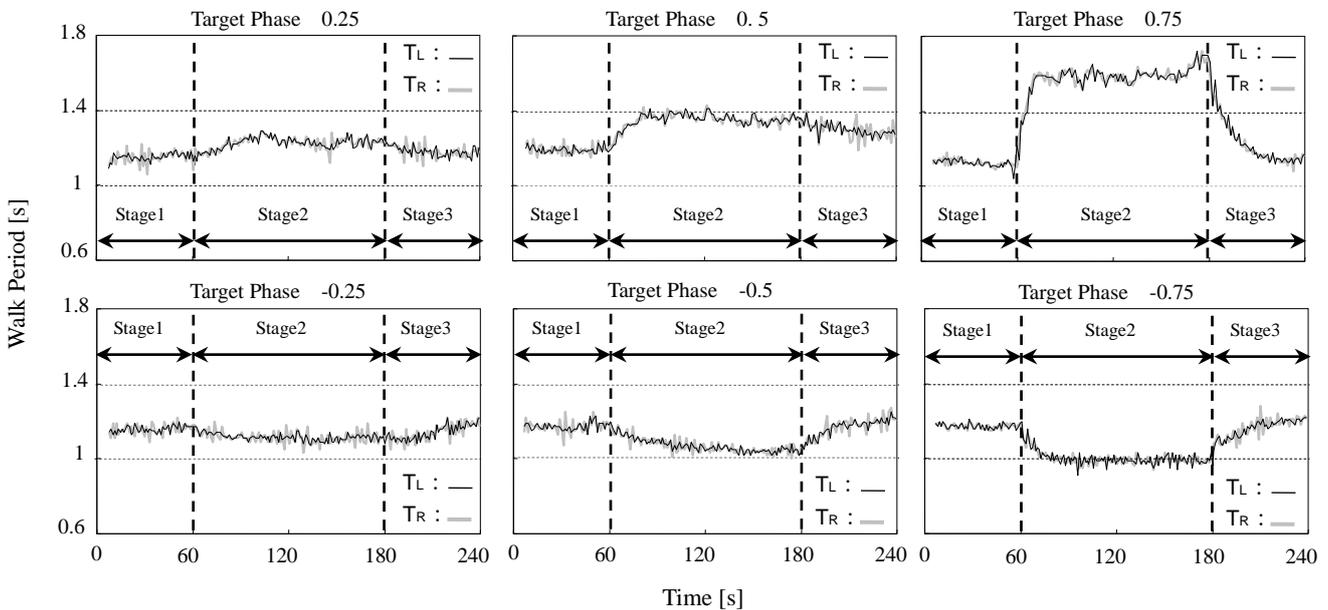


Fig.9 Temporal development of walk period at each target phase

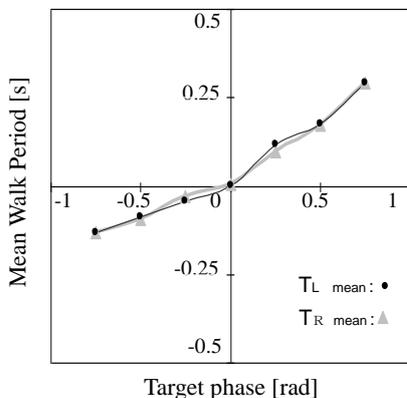


Fig.10 Mean Walk Period

3.6 Walk-Mate における左右脚非対称の位相差制御の評価

目標位相差が左右脚で非対称の場合での Walk-Mate の制御機能を調べる。stage2 での目標位相差を左右非対称（左脚 $-0.25[\text{rad}]$ 右脚 $+0.25[\text{rad}]$ ，左脚 $-0.5[\text{rad}]$ 右脚 $+0.5[\text{rad}]$ ）に設定ときの位相差を Fig.11 に示す。また定量的に表すため、Stage2 での目標位相差と平均位相差の関係を Fig.12 に示す。特に Fig.11, 12 は 3.4 節の Fig.6, 7 と対応している。

Fig.11, Fig.12 より stage2 での位相差は、設定した目標位相差と平均位相差が非常に近い値をとっていることがわかる。このことから、Walk-Mate システムは人間とロボットの歩行リズムの非対称性を目標位相差の非対称性に基づいて制御できることが確認された。

3.7 左右脚非対称の位相差制御による歩行リズムの調整機能の評価

前節と同様に、歩行周期、非対称性の一例を Fig.13, Fig.15 に示し、定量的に表すため、周期変化率と stage2 での目標位相差との関係を Fig.14, stage2 で平均した非対称性 A mean の全被験者平均と stage2 での目標位相差の関係 Fig.16 に示す。特に Fig.13, 15 は前節の Fig.9, 10 と対応している。

また、Fig.13, Fig.15 より、stage2 での歩行周期は目標位相差の正負関わらず、いずれも遅れることがわかった。

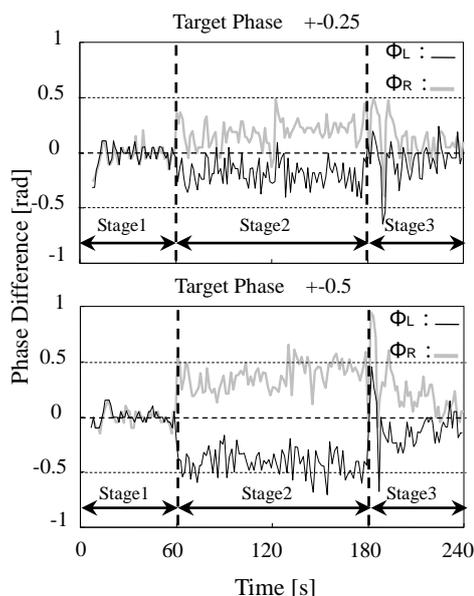


Fig.11 Temporal development of phase difference at each target phase

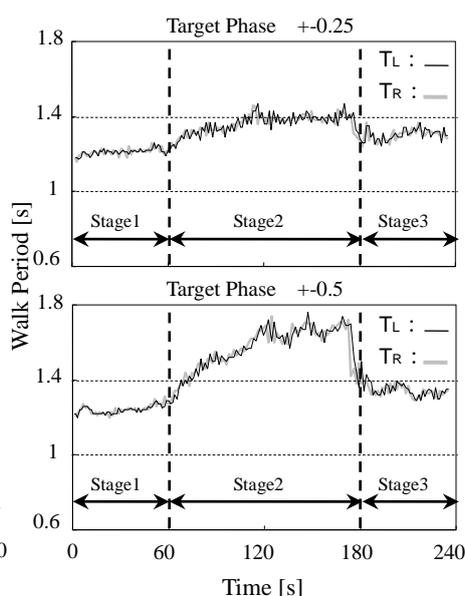


Fig.13 Temporal development of walk period at each target phase

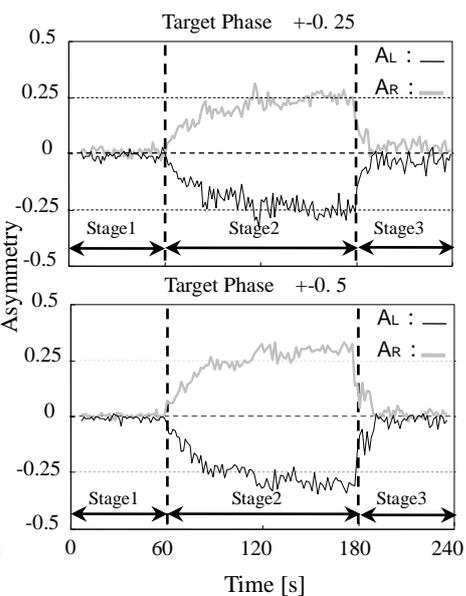


Fig.15 Temporal development of asymmetry at each target phase

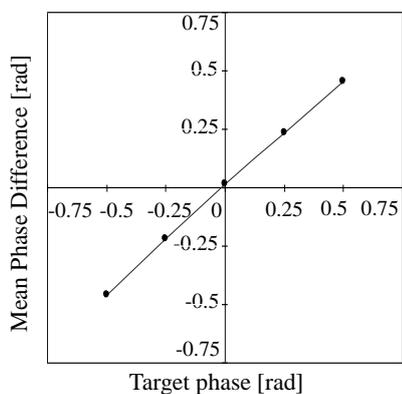


Fig.12 Mean Phase Difference

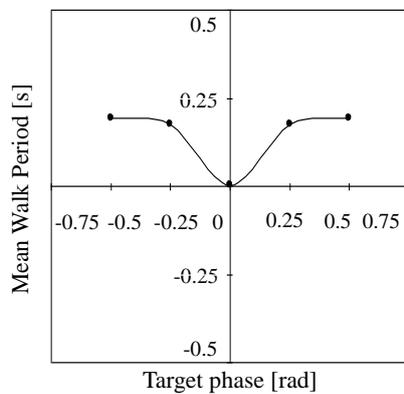


Fig.14 Mean Walk Period

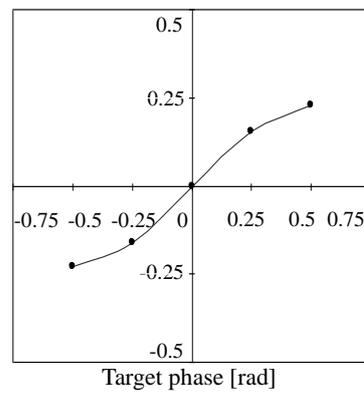


Fig.16 Mean Asymmetry

さらに、**Fig.14**、**Fig.16** より目標位相差で設定したとおり stage2 では非対称性が現れていることも確認できた。ここでは左右脚の目標位相差の幅を大きくすることで、非対称性への影響も大きくなっていた。以上より、もともと左右対称な歩行に対して、左右非対称に位相差を生じさせると、歩行運動に最大で 20 数%の非対称性を生じさせることが示された。

3.8 疑似障害者の歩行リズムの調整機能の評価

前節までは左右対称な歩行の健常で行ったが、ここでは片麻痺患者への適用を目指し、疑似障害者へ左右脚非対称の目標位相差を与え非対称性が改善されるかを調べる。本研究では健常な若者の片膝に拘束器具、足首に 2kg の重りを装着し、左右脚非対称な歩行をする疑似障害を再現した。Stage2 で目標位相差を健脚側に +0.25[rad]、患脚に -0.25[rad] 与えたときの非対称性の一例を **Fig.17** に示す。

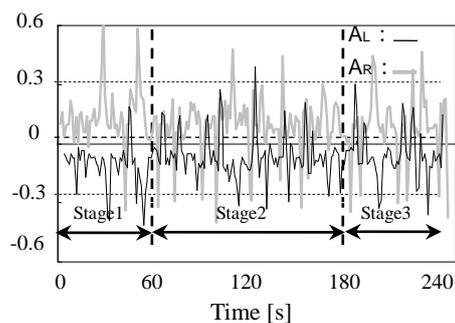


Fig.17 Asymmetry of a suspected case

Fig.17 より非対称性が改善されていることがわかった。また健脚で最大約 20%、患脚側で最大約 30%の改善が見られた。これにより、片麻痺歩行の左右非対称性の歩行において、患脚側の位相差を負に設定して歩行を促進し、健脚側の位相差を正に設定して抑制すれば、歩行パターンの左右非対称性を緩和させ、歩行を安定化させることが有効と考えられる。

4. 片麻痺障害者への適用

この章では前節と同様に時間的側面に加えて、腰軌道を用いた運動学的側面から歩行解析を行う。

4.1 実験課題と被験者

歩行実験は平坦で長い直線状の廊下で実施した。被験者は両足首、腰に加速度センサを装着し、提示されるステップ音に歩調を合わせて歩行するように指示されている。廊下は 30m の直線状であり 120sec のあいだ往復歩行する。ただし廊下の端では大回りしてもらい、直線時の脚接地タイミングを大きく変化させないように事前に要求している。なお、室温、照度などは快適なレベルに調整されており、また被験者以外の歩行者はいない条件で計測を行った。このような実験環境のもとで、歩行を時間的、運動学的に評価した。

本研究では、片麻痺の症状の表す評価法として **Brunnstrom stage** を用いた。被験者は、下肢ステージ IV 3 名、ステージ V 5 名、ステージ VI 4 名の計 12 名に無償で協力をお願いした。ステージ毎の被験者の情報を **Table 1** に示す。

Brunnstrom stage	性別		年齢	麻痺脚		杖	
	男性	女性		左脚	右脚	あり	なし
IV	3名	0名	63.5±7.77 歳	2名	1名	3名	0名
V	5名	0名	58.4±3.91 歳	3名	2名	3名	2名
VI	1名	3名	62.3±5.69 歳	2名	2名	1名	3名

Table 1 Information of subjects

4.2 実験手順

実験は 2 セッションから構成されている。最初の試行は、被験者本人の通常の歩行を調べるために、Walk-Mate のステップ音を提示しない状態で単独歩行を行う。2 回目の試行で Walk-Mate のステップ音に合わせて協調歩行を行う。

4.3 単独歩行の解析

4.3.1 時間的側面からの解析

本研究では脚接地タイミングを足首の加速度変化より算出するので、加速度変化が少なく脚接地が検出されなかった 4 名は時間的解析の対象から除く。この 4 名は全て杖使用者であり、これは患脚が接地するときに杖に分散され加速度変化が少なかったため脚接地が検出されなかったと思われる。

単独歩行時の健常者と片麻痺患者の患脚と健脚の歩行周期、非対称性を Brunnstrom stage 毎にまとめたものを **Fig.18**, **Fig.19** に示す。

Fig.18 より歩行周期は患脚、健脚で差は見られないが、症状が重くなるにつれて歩行周期も増加していることがわかる。また、**Fig.19** より非対称性は患脚では正方向に健脚側では負方向に表れ、症状が重くなるにつれて非対称性も大きくなっていることがわかる。こ

れは患脚には、支持時にかかる全体重を十分に支えるだけの筋力がなく直ぐに健脚で支えるため患脚支持時間が少ないためだと思われる。

健常者と比べると片麻痺患者は歩行周期では最大で健常者の約 1.3 倍程度で大きな差は見られないが、非対称性では健常者の約 2~10 倍程度の差が見られた。このことよりも、片麻痺歩行の特徴的な左右非対称性の高い歩行パターンが示された。

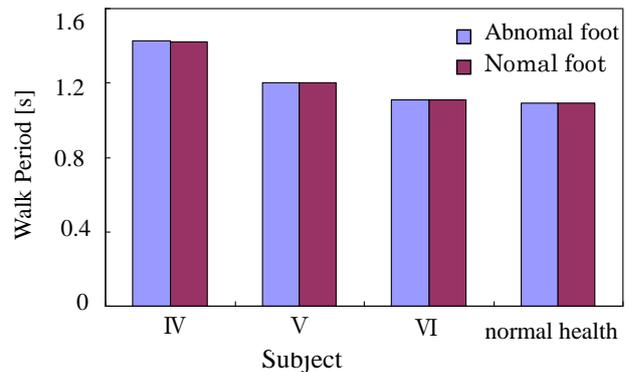


Fig.18 Walk Period of each subject

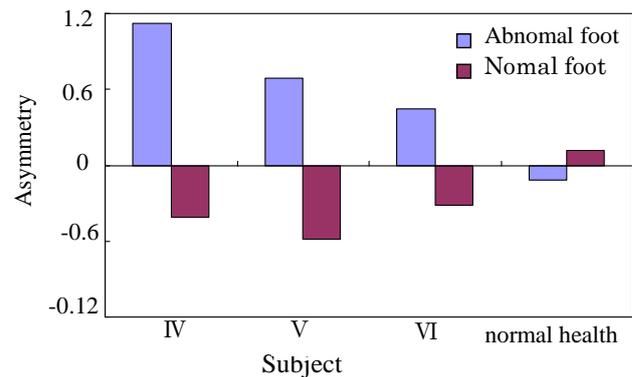


Fig.19 Asymmetry of each subject

4.3.2 運動学的側面からの解析 (定性的評価)

歩行を特徴づける量として腰重心の軌跡に着目し、解析を行う。**Fig.20** に単独歩行中の腰重心の軌跡を健常者と Brunnstrom stage 毎に特徴的な 1 例を示す。上から順に水平面 (左右-進行方向)、矢状面 (上下-進行方向)、前額面 (左右-上下方向) を示す。前額面のグラフは、*1 で左脚が接地し、左上に上がり左脚が離地し、右下に下がり*3 で右脚が接地し、右上に上がり右脚が離地し、左下に下がり*1 で左脚が接地する。この*1~*4 サイクルで 1 ストライドを示している。

健常者の腰の軌道の特徴として、軌道は安定し上下、左右共にバランスがとれていることがわかった。

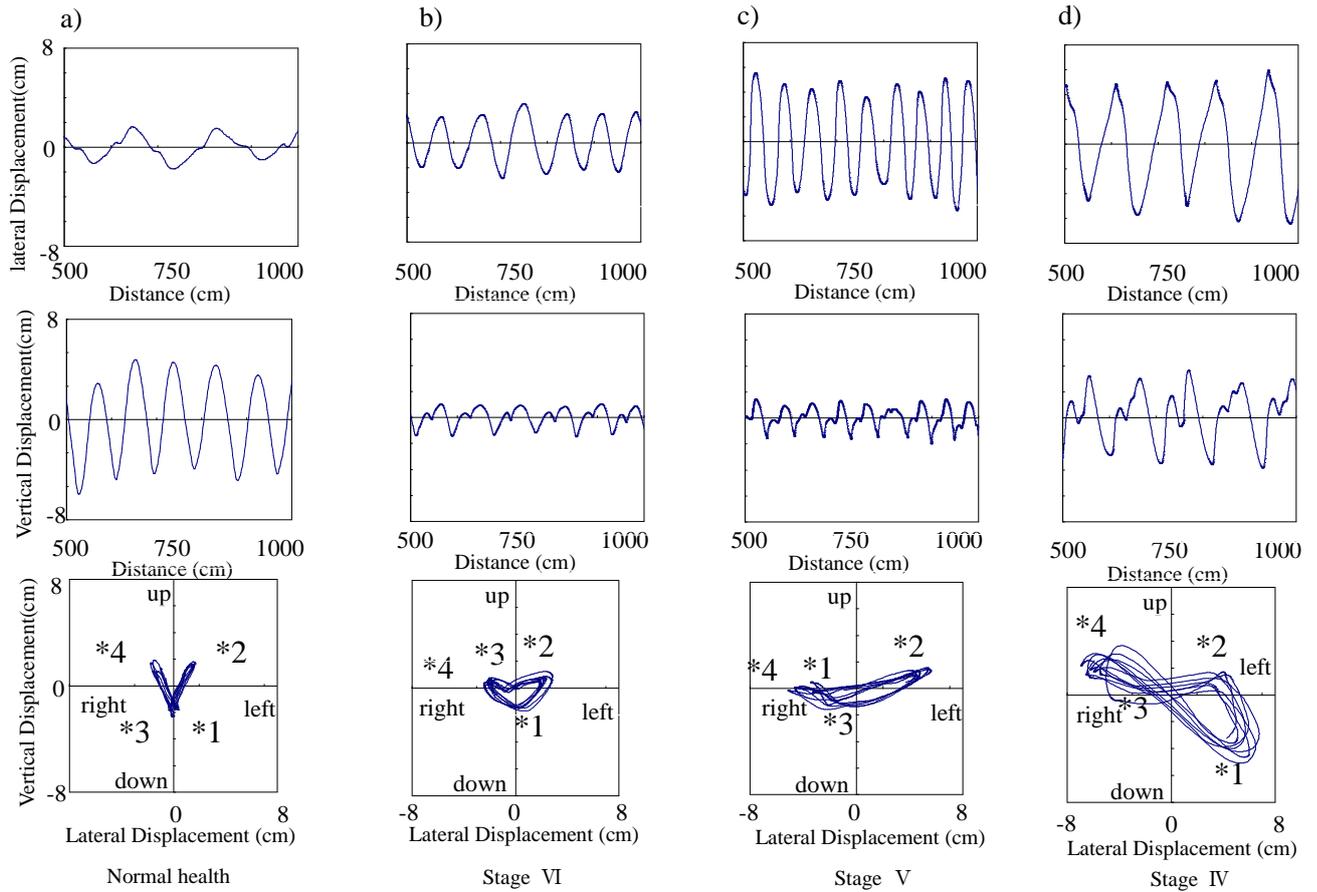


Fig.20 Gait Trajectory in Single Walking

しかし障害者は健常者と比べると歩幅が短く、上下移動量が少なく、軌道が安定せず、患脚が接地するときに健脚に比べて腰の重心が下に沈むことがわかった。これは、健常者は立脚期には下肢筋群の筋力で支え、脚接地時の衝撃を膝屈曲により吸収し、下降した体重心を膝・股の進展により上昇させるが、障害者はそれらの機能が低下しているために生じたものと考えられる。そのため、これらの負担を軽減させるために歩幅を小さくしたのだと思われる。また症状が重くなるにつれて左右方向の移動量が増え、軌道が不安定になっていくことも明らかになった。これらの片麻痺患者の腰軌道の特徴は重心動揺を用いて導き出した体重心の特徴^{17)~18)}と類似した。また歩行パターンの特徴として、健常者は1ストライドに対し左右方向は1周期、上下方向は2周期で変化しているが、Brunnstrom stage IVでは全て、Vでは3名の患者には左右方向、上下方向ともに1周期で変化していることがわかった。この変化も片麻痺患者の体重心の軌道の特徴として示されている¹⁹⁾。

これらより、歩行を特徴づける量として腰重心の軌跡注目し、解析することは片麻痺患者の歩行運動を評価するのに有効な手段と示唆される。

4.3.3 運動学的側面からの解析 (定量的解析)

片麻痺患者に見られた特徴を表すために水平面、前額面に注目する。1ストライドでの前額面の腰軌道は前節で述べたように上がって下がる軌道を2回繰り返している。そこで腰軌道の特徴点を最低点2点と最高点2点の計4点とする。またこのとき使用するデータは歩き始めてから10m過ぎた地点から10m歩行を行った区間とする。これにより1ストライドにつき各種特徴点は1点得られるので、10mの間歩行を行うと各種特徴点はストライド分だけ得られる。そこで、その得られたデータを平均して1つの箇所につき1つの特徴点とする。その特徴点を元に解析を行う。

健常者と片麻痺患者の歩幅を Fig.21 に示す。

Fig.21 より片麻痺患者の歩幅は健常者と比べると約40から60%程度で、また症状が重いほうが歩幅も小さいことがわかった。Brunnstrom stage IVとVの歩幅に大きな変化が見られなかった原因として、Brunnstrom stage VIと違い下肢の全運動が可能ではなく、個別的な関節運動が可能程度なので、前節で述べた歩幅を大きくするのに必要な機能がまだ回復しておらず、またこれ以上歩幅を調整して歩行しても、歩行中の負担が軽減されないことが示唆される。

前額面の特徴点より、腰軌道の最低点(*1, *3)と最高点(*2, *4)での上下方向の差分を 1 ストライドの上下移動量で除して標準化したものを Ymin, Ymax とする。健常者と片麻痺患者の Ymin, Ymax を Fig.22 に示す。

Fig.22 より片麻痺患者の最低点, 最高点での上下方向の差分は健常者と比べて大きいことがわかった。また, 症状が重いほうが差分も大きくなることがわかった。

最低点で差異が生じる原因として脚接地時の衝撃が患脚側では吸収できず, また下肢が麻痺しているため, 自分の脚が接地したときの感覚が薄く重心を支える反応が遅れたため, 重心が下に沈んだと考えられる。一方, 最高点で差異が生じる原因として重心を上昇させるために必要な筋肉や膝・股の進展が低下しているためだと思われる。

最高点の差異より最低点の差異の方が大きくなっていることから, 麻痺による筋肉低下より認知低下のほうが非対称性の高い歩行を生じさせていると示唆される。

患脚支持時の最低点から最高点までの左右, 上下移動量を健脚の左右, 上下移動量で除して 1 を引き標準化したものを Mx, My とする。健常者と片麻痺患者の Mx, My を Fig.23 に示す。

Fig.23 より健常者の Mx, My はともに 0% 付近の値をとっていることがわかる。このことより, 健常者は左右, 上下方向ともに対称的な歩行を行っていることがわかった。しかし, 片麻痺患者は症状が重くなるにつれて Mx, My は増加し左右脚非対称の歩行を行っていることがわかる。特に My に顕著に表れており, これは患脚で体重を維持し, 体を持ち上げる力が健脚に比べて弱いためだと考えられる。この結果より, 片麻痺歩行の特徴である左右脚で非対称性の高い歩行パターンは左右方向より上下方向の方が強い影響が出ていることが示唆される。

前額面の各種特徴点での左右, 上下位置の分散を平均化したものを σ_x , σ_y とする。健常者と片麻痺患者の σ_x , σ_y を Fig.24 に示す。

Fig.24 より片麻痺患者の σ_x , σ_y は健常者と比べて大きいことがわかる。このことより片麻痺患者の腰軌道は健常者より不安定なことがわかった。また, σ_y は変化が少ないが, σ_x は顕著な違いが見られた。このことにより, 片麻痺患者の軌道が安定しない理由として, 上下揺れより, 左右揺れに起因していると考えられる。

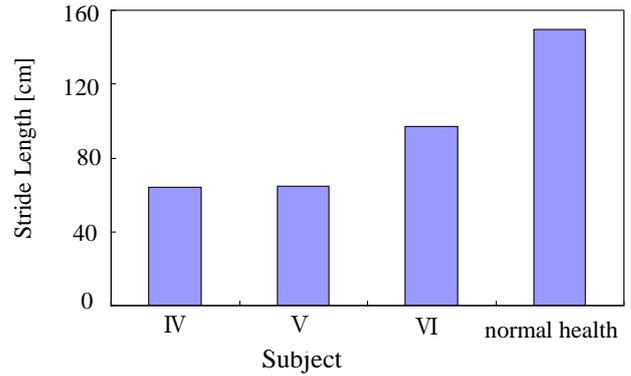


Fig.21 Stride length of each subject

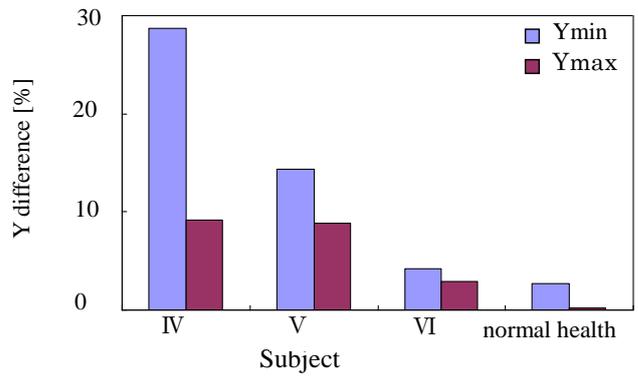


Fig.22 Y difference of each subject

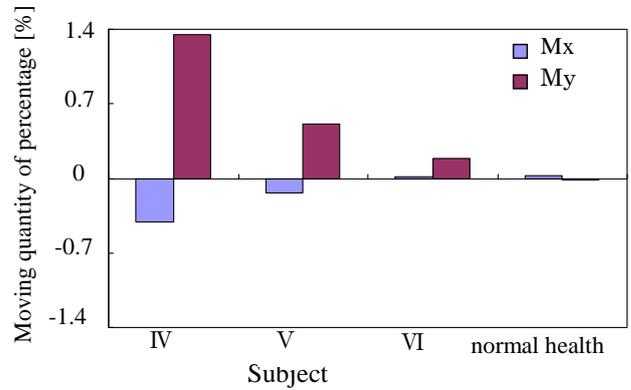


Fig.23 Moving quantity of percentage of each subject

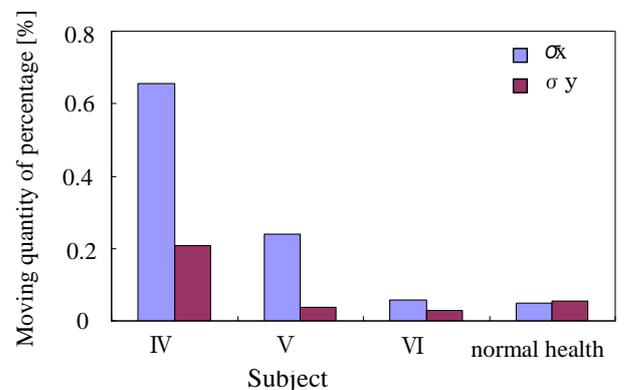


Fig.24 Y difference of each subject

4.4 単独歩行と協調歩行の比較

Walk-Mate との協調歩行時の腰の軌道を計測し単独歩行と比較した。Fig.25 の左側に単独歩行時の前額面の図を、右側に Walk-Mate との協調歩行時の図を示す。同図 a)と b)は位相差を左右脚対称 0[rad], c)と d)は左右脚非対称に患脚-0.25[rad], 健脚 0.25[rad]与えた例である。

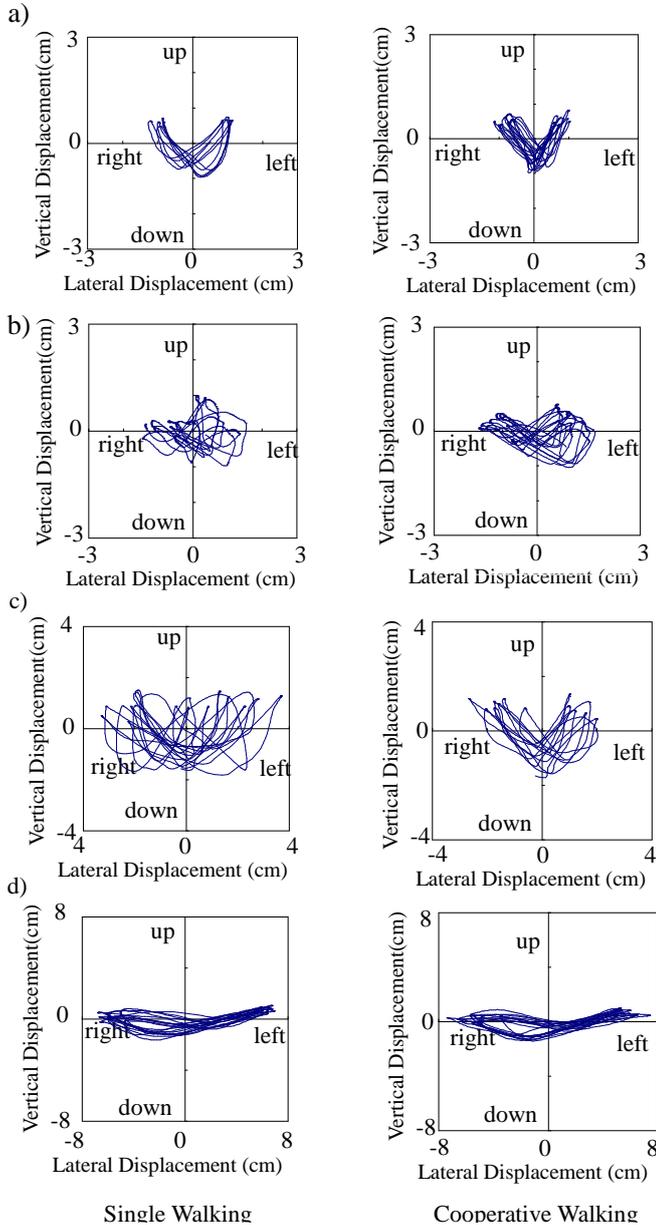


Fig.25 Gait Trajectory in Cooperative Waking

a)の例では、単独歩行時には脚接地点は左右にずれているが、Walk-Mate と協調歩行を行うと、両脚の接地点は左右の中心点に集まっており対称性の高い歩行をしていることがわかる。b), c), d)の例では、単独歩行時の軌道は不安定であるが、Walk-Mate と協調歩行を行うと、腰軌道が安定化することがわかる。

単独歩行と協調歩行の時間的、運動学的な指標で比較したものを Table 2 に示す。単独歩行と位相差 0[rad] の協調歩行を比較した結果、時間的側面からは歩行周期、運動学的には安定性に有意な差が見られた。このことより、リズムと同調して歩行すると、脚接地タイミングの非対称性は改善されないが、軌道が安定することがわかった。また位相差を左右脚非対称に与えたときの協調歩行を比較した結果、時間的側面からは歩行周期、非対称性、運動学的には安定性に有意な差が見られた。このことより、片麻痺患者が目標位相差を左右脚非対称に与えて協調歩行を行うと、重心の移動量には有意な差が見られないが、脚接地タイミングに影響が現れ、非対称性、安定性が改善されることわかった。このように Walk-Mate との共創的な協調歩行の有効性が示唆された。

5. まとめ

本研究では、Walk-Mate の基本的機能として、人間と仮想ロボットの歩行リズムの相互引き込み状態におけるタイミング制御(位相差制御)に注目し、それに基づく人間の歩行リズムの調整機能を調べ、共創プロセスにおける個々の歩行運動の生成過程を運動学的に解析することを目標とした。そこで、左右脚で対称および非対称の位相差制御を行い、そのときの人間の歩行リズムの変化を時間的側面から定量的に解析し、片麻痺患者を対象とし、単独歩行条件と Walk-Mate との協調歩行条件における腰重心の軌跡の特徴を比較した。それらの結果、以下のことが明らかにされた。

1)目標位相差が左右脚で対称な場合、目標位相差が負であれば両脚とも位相差が負となり歩行周期が減少した。目標位相差が正の場合には位相差も正となり歩行周期が増加した。ただし周期減少の幅は増加幅よりも小さかった。

Table 2 Comparison single walking with cooperative walking

subject	T_L	T_R	A_L	A_R	stride range	Y_{min}	Y_{max}	M_x	M_y	σ_x	σ_y
a	**	**			**					**	**
b	**	**			**	**			*		**
c	**	**	**	**						*	**
d	**	**	*	*						**	**

** p<0.05

*

p<0.1

No difference

2)目標位相差が左右脚非対称な場合, 非対称性が生じ, 目標位相差が負である左脚の左右脚間歩行周期が減少し, 逆の右左脚間歩行周期が増加して, 歩行リズムに左右非対称性が生じた.

1), 2)の結果から, Walk-Mate のタイミング制御による歩行リズムの制御能力が確認された. さらに, その定量的な関係も明らかにされた. これによって人間の歩行リズムを調整することが可能になり, 特に, 歩行周期の促進と抑制, および, もともと左右対称な歩行に対して, 左右非対称に位相差を生じさせると, 歩行運動に最大で 20 数%の非対称性を生じさせることが示された. また, 疑似障害で目標位相差を左右脚非対称に与えた結果, 非対称性が改善されることがわかった. これより, 片麻痺歩行の左右非対称性の歩行において, 患脚側の位相差を負に設定して歩行を促進し, 健脚側の位相差を正に設定して抑制すれば, 歩行パターンの左右非対称性を緩和させ, 歩行を安定化させることが有効と考えられる.

3) 腰に装着した加速度センサで, 個々の片麻痺患者の腰重心軌跡を算出でき, 片麻痺患者固有である歩行運動の特徴が明らかになった. 腰軌道の特徴は体重心と同様な特徴を持っていることがわかった. また, 症状別に腰軌道を注目すると症状が軽くなるにつれて健常者の腰軌道に近づいていることがわかった. このことより, 歩行を特徴づける量として腰重心の軌跡注目し, 解析することは片麻痺患者の歩行運動を評価するのに有効な手段と示唆される.

Walk-Mate との協調歩行を行った結果, 腰軌道のパターンに変化がみられた. また, 位相差を左右脚非対称に与えると, 歩行の安定化や歩容の左右対称性の改善に有効であることが時間的, 運動学的に示唆された.

6. おわりに

人間が音と同調して歩行を行うと歩容の変化が見られた理由として, 神経系と身体系の相互作用を介して実現される環境との動的インタラクションの中で発現する創出的ダイナミクスのひとつと考えられる. われわれはこの共創プロセスを人間同士のコミュニケーション支援あるいは人間と人工物のインタラクションに拡張してゆきたいと考えている.

謝辞

本研究を進めるにあたり, 多くのご指導を賜りました三宅美博助教授に深く感謝致します. また実験において快く協力していただいた日産玉川病院・脳神経内科の和田義明先生, 整形外科の松原正明先生, リハビリテーションセンター職員の皆様に深く感謝します. そして解析において多くの助言を賜りました三宅研究室の方々に心より感謝致します.

参考文献

- 1) 長谷川, 中島: 寝たきりにさせない介護術, 299/309, 医学芸術社 (2001)
- 2) Carlo Perfetti, 宮本省三, 沖田一彦: 認知運動療法, 協同医書出版社 (1997)
- 3) 三宅, 宮川, 田村: 共創出コミュニケーションとしての人間-機械系, 計測自動制御学会論文集, 37-11, 1087/1096 (2001)
- 4) 田村, 三宅: 相互適応的な歩行介助システム, 第10回自律分散システムシンポジウム資料, 247/250 (1998)
- 5) 武藤, 三宅: 人間-人間協調歩行系における共創出プロセスの解析, 計測自動制御学会論文集, 40-3, 554/562 (2002)
- 6) W.S.Condon and L.W.Sander: Neonate movement is synchronized with adult speech, Science, 183, 99/101 (1974)
- 7) エドワード・ホール: 文化としての時間(宇波彰訳), TBS プリタニカ (1983)
- 8) N.kobayasi, T.Ishii and T.Watanabe: Quantitative evaluation of infant behavior and mother-infant interaction, Early Development and parenting, 1-1, 23/31 (1992)
- 9) Y.Miyake and H.shimizu: Mutual entrainment based human-robot communication field, Proc.of 3rd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication (ROMAN'94), Nagoya, Japan, 118/123 (1994)
- 10) 高梨, 三宅: 共創型介助ロボット“Walk-Mate”の歩行障害への適用, 計測自動制御学会論文集, 39-1, 74/81 (2003)
- 11) 栗塚, 三宅, 小林: 音楽的コミュニケーションを用いた歩行介助システム, 計測自動制御学会論文集, 41-10, 866/875 (2005)

- 12) 渥美, 三宅, 國見, 野村, 別府: 共創介助プロセス Walk-Mate の時間的・運動力学的な有効性評価; 計測自動制御学会論文集, 41-4, 380/382 (2005)
- 13) 小林, 三宅, 和田, 松原: 加速度センサを用いた運動学的歩行分析システム—股関節疾患の術後リハビリにおける Walk-Mate 有効性評価への適用—, 計測自動制御学会論文集 42-.5, 567/576 (2006)
- 14) 佐藤: 臨床における歩行分析, 理学療法学, 30(4), 249/253, (2003)
- 15) 江原: 歩行における科学性, 理学療法学, 30(3), 83/87 (2003)
- 16) 奥田, 松原, 平澤, 三宅: 片側変形性股関節症の3次元加速度センサを用いた歩行解析と股関節周囲筋力の検討, Hip joint, 32, 540/544 (2006)
- 17) 中村, 飯田, 上小鶴, 高木: 片麻痺患者の杖歩行と杖なし歩行での重心動揺, リハビリテーション医学, 30(11): 777, 1993.
- 18) 波塚, 石井, 橋田: 脳卒中片麻痺患者の歩行, 理学療法学, 31, 320, 2004
- 19) 中村, 飯田, 上小鶴, 高木: 健常者と片麻痺患者の歩行時の重心動揺について, リハビリテーション医学, 29(11), 932, 1992