

人間-人間協調歩行系における共創出プロセスの解析†

武藤 剛*・三宅 美博*

Analysis of the Co-emergence Process on Human-Human Cooperative Walk†

Takeshi MUTO* and Yoshihiro MIYAKE*

At welfare facilities, a therapist and elderly person are able to realize a suitable walk support relation through a cooperative walk. We have called the mutual adaptation process on walk support "Co-emergence process", and have preceded the walk support machine based on this process. In this paper, we analyzed the Co-emergence process of the cooperative walk between humans as a model. As a result, we found two kinds of characteristic control processes for it. One is the process to control the leg's motions, which relate the rhythm generation mechanisms on the spinal nerves. It was clarified that this process realizes the entrainment between the footstep rhythms of the subjects. The other is the control process of the footsteps' coherence between the subjects, which relate the mutual relation between the motion of arm and leg. Additionally it became clear that the process is connected with the attention mechanism of the high level function of the brain and synchronize their timing between the subjects on 10 to 30 second time scales. Thus these results suggest that the Co-emergence processes of the cooperative walks are realized by the two kinds of control processes that are based on the existence of the attention, and realize the Co-emergence of the suitable cooperative walk.

Key Words : Co-emergence, CPG, attention, entrainment, cooperative walk

1. はじめに

福祉施設での歩行介助は、単独歩行が困難な高齢障害者が介護士と歩調を相互に適応させあう協調歩行によって行なわれることが多い。このような介助方法の特長は、状況に応じた適切な介助関係をリアルタイムで創り出せることにある。本研究は、このような歩行介助の現場に広くみられる人間同士の歩行運動の相互適応による協調機能の創出過程を「共創出(Co-emergence)^{2)~4)}」プロセスの1例と捉え、その過程を人間-機械系において再構成できる歩行介助装置の構築を目的としている。本稿では、そのような技術の基盤となる人間と人間の協調歩行系における共創出プロセスの解析結果について報告する。

近年、機械技術の進歩に伴い、人間の手によって行なわれてきた歩行介助を機械によって行なう試みが多くなされてきている。その具体例として、電動車いす⁵⁾やインテリジェント義足⁶⁾、多機能動力義足⁷⁾、荷重制御式歩行補助装置⁸⁾、パワーアシスト歩行支援機⁹⁾、パワードスーツ¹⁰⁾など多くのものを挙げることができる。これらは杖や歩行器のようないわゆる支持具とは異なり、装置自体に動力や制御系が実装されている。したがって、これらは使用者の挙動に応じて必要な制御機構

が選択され、駆動される介助形式がとられている。このような形式は、使用者の身体へかかる負荷を軽減できるため、障害の度合いや使用する道具の習熟度にあまり依存せず、常に一定の介助関係を実現できる利点がある。しかし、それが実現する介助機能はその制御系の中に閉じており、状況に応じて必要な機能を創り出し、適切な介助関係を実現することが困難となっている。

このような問題に対し、われわれの研究グループでは、協調歩行という開かれた身体的インタラクションを介して、高齢障害者との間に適切な介助関係を共創出できる歩行介助ロボットの開発を進めている^{2),11)~13)}。これまでに、われわれは、その一例として人間と計算機内の仮想ロボットが足音を介して協調歩行を実現する歩行介助システムWalk-Mate¹⁴⁾を構築してきた。そして、その有効性を明らかにするため、人間とWalk-Mateの協調歩行における共創出プロセスの解析¹⁵⁾や、高齢障害者の歩行介助へ実際に適用する実験¹⁶⁾を行なっている。しかし、これらの技術の模範となるべき人間の協調歩行における共創出プロセスの解析に関しては、これまで行なわれておらず、そのメカニズムも明らかになっていなかった。そこで、本研究では、2人の人間の協調歩行過程における身体運動の詳細な計測を行ない、その共創出プロセスの解析を行なう。

本論文では、第2章で協調歩行を計測する装置の説明を行なう。そして、実験手順の説明を行った上で、第3章でその実験結果とその解析を行ない、第4章でその考察を行なう。

† IEEE SMC2002 国際会議で発表(2002・10)

* 東京工業大学総合理工学研究科 横浜市緑区長津田町 4259

* Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology, Yokohama

(Received April 11, 2003)

(Revised January 29, 2004)

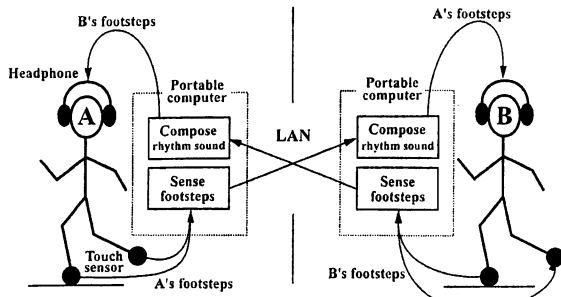


Fig.1 Cooperative Walk System

2. 実験手法

2.1 方針

本研究の目標は、歩行介助を目的とする人間の協調歩行系における共創出プロセスのメカニズムを明らかにすることにある。そのため、歩行介助の状況で多く見られる2名の人間による協調歩行系を取り上げ、その相互適応過程の解析を行なう。また、系のダイナミクスの構成要素として、人間の歩行運動の構成に強く関わっていると考えられる腕と脚の運動に着目し、その動的特性を解析する(実験1)。つぎに、それらの時間発展を計測し、その要素間の相互作用関係を解析し(実験2)、そのメカニズムを明らかにする。

2.2 協調歩行システム

協調歩行によって適切な介助関係を実現するためには、介助する側とされる側双方がお互いの歩行テンポを状況に応じて相互に適応させあうことが重要となる。われわれは、このような歩行運動の相互適応過程としての共創出プロセス(以降、単に共創出プロセスと呼ぶ)を計測するため、足音という歩行運動の表現方法に着目し、それをリズム音として別の場所にいる被験者に提示し、歩行運動の相互適応を実現するシステムを新たに構築した。なお、このような提示されたリズム音に歩行運動を適応させる形式の歩行運動支援は、パーキンソン病患者の歩行障害¹⁹⁾に代表されるダイナミカル疾患患者の歩行訓練の現場においても実際に採用されている手法である¹⁸⁾。

このシステムは、Fig.1のように構成されている。被験者の足音に相当する情報は、靴底の踵部分に装着されたタッチセンサ(オジデン, OT-NO-1)によって脚の接地タイミングとして計測される。その情報は小型計算機(東芝, Libretto 60)によって計測され、LAN環境上のTCPプロトコルによって、ほかの被験者の持つ小型計算機へ送信される。そして、受信と同時に、その情報は被験者の装着したヘッドフォンを通してその足音に対応するリズム音によって提示される。なお、その際、足音の計測から提示までの時間精度は0.01sec未満となっている。

2.3 身体運動の計測

人間の歩行運動は、脚のステップ運動を行なう下肢とそれに付随して体幹バランスを維持する上肢の腕振り運動が、組織化されて構成されている¹⁹⁾。このことから、本研究では、この

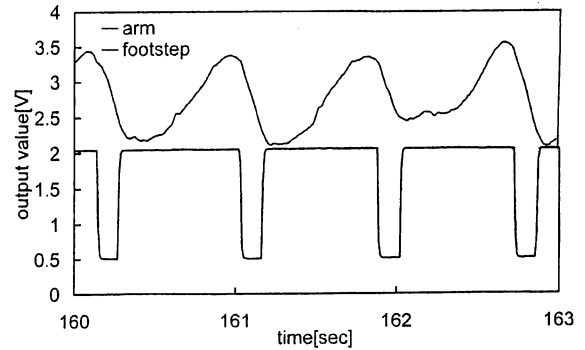


Fig.2 An example of measured data

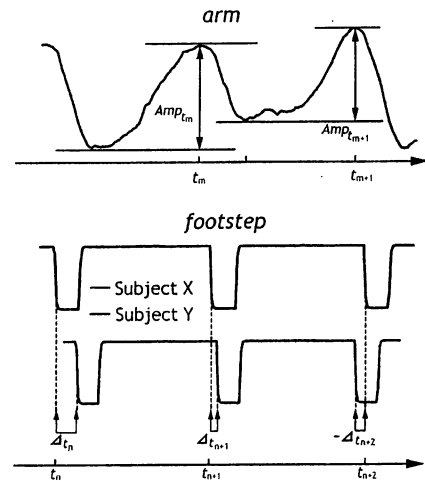


Fig.3 Definition of measured data

2つの運動が協調歩行系におけるダイナミクスの特性をもっとも強く反映していると考え、これら2種類の運動を計測し、その特性の評価を行なう。なお、歩行運動の左右対称性に基づき、右側のみを計測する。具体的には、右脚(以降、単に脚とする)のステップ運動は、協調歩行システムのタッチセンサによって足裏の接地運動として、右腕(以降、単に腕とする)の運動は、角度センサ(日本光電, EG511-H)によって腕の振りに対応する肘の関節運動として計測される。Larsonらは、肘と肩の両関節固定による歩行と肘関節のみ固定による歩行における下肢の接地周期の比較を行ない、後者の場合のみ脚の接地周期が自由歩行時に比べ有意に大きくなることを報告している²⁰⁾。このことは、歩行中の肩回りの回旋運動が下肢運動に影響を与えていること、そして、その運動特性が肘関節角度によって調節されていることを示唆している。このような点から、協調歩行中における上肢の運動特性を評価する上で、肘関節の運動変化を計測対象とする方が望ましいと考え、その角度振動の振幅ゆらぎを計測対象とした。これらのデータはトランスミッタ(日本光電, ZB-581Z)によってテレメータ(日本光電, WEB-5000)に送られ、計算機(IBM, ThinkPad 570)上に128Hzでサンプリングされる。Fig.2にデータの一例を示す。脚のステップ運動は、タッチセンサの接地によって生じる電圧低下の開始時刻を足裏の接地時刻とみなし、それが生じた時刻 t_n から、そのとき協調歩行を行なっている被験者のもっとも時間的に近接した足裏の

接地時刻の差 Δt_n として記録される。一方、腕振り運動は、肘関節の屈曲角度値と線形関係にある角度センサの電圧値変化によって計測される。具体的には、センサの電圧値の波形データにおける極大ピーク値が観測された時刻 t_m と、その直前における極小ピーク値との電圧値の差 Amp_{t_m} の組として振幅値は記録される。その際、脚のステップ運動の平均周期 1.07sec (3.1節を参照) のほぼ半分に対応する 0.54sec を半周期とすることで、より大きい値が前後 0.54sec の間に見られない点を極大ピーク、より小さい値が前後 0.54sec の間に見られない点を極小ピークと定義した。なお、 n , m は、それぞれ足裏接地および腕振りの波形データのピークが記録された各時刻の時間的順序に対応している。これらをまとめて Fig.3 に示す。

2.4. 実験条件

すでに述べたように、実験は2種類行なう。いずれの実験も、被験者は2名1組となり、それぞれ別々に静かな室内にある円形トラックを一定時間、協調歩行システムを介して協調歩行を行ない、その間足裏の接地時刻、及び腕の角度振動の計測が行なわれる。また、被験者は、20歳代の健康な男子学生4名を対象とし、その全ての組み合わせ6通りを計測する。本来、歩行介助という問題設定から、実際の理学療法士や高齢者を被験者として採用することが望ましいと考えられるが、被験者の障害の種類や軽重によってその協調関係に大きな違いが現れてしまうことが予想される。そのため、本実験ではそれに向けた第一段階として、このような被験者を採用した。なお、いずれの実験においても、被験者には、提示されるリズム音が明瞭に聞

き取れることを確認した上で、聴覚刺激に関しては、その音にのみ注意を集中しながら歩行することを事前に要求している。

2.4.1 実験1

歩行制御に関わる運動中枢系は、脊髄、脳幹レベルに存在する低次の神経機構と、大脳レベルに存在する高次の脳神経機構の2種類に分類される²¹⁾。特に、後者は、運動中の外界認識における注意(attention)と強く関わっている²²⁾とされており、実際の歩行介助で介助する側とされる側が歩行運動を適応させ合う上で重要な役割を担っていることが予想される。このような理由から、この実験1では、協調歩行中の注意を系の外から制御することを行ない、その共創出プロセスにおける各運動要素の特性を解析する。

ここでは、2通りの異なる実験(normal条件、attention条件)を行ない、その比較をする。normal条件は、協調歩行システムを被験者が相手の脚の接地リズムに注意を向けながら歩行運動を行なうタスクのみを60sec行なう実験である。一方、attention条件は、normal条件に加え、5単語の単語記憶課題が課された実験である。これは、一般に二重課題法(Dual task method)と呼ばれる手法で、被験者が、対象とする課題(1次課題)を遂行中にはほかの課題(2次課題)を課すことで、1次課題の遂行に必要な特定の処理能力を減少させる実験手法である。

一般に、60sec程度の単語記憶は、維持リハーサルと呼ばれる心的な処理によって実現されていると考えられている²³⁾⁻²⁵⁾。また、この処理は、自己意識や注意が関与しているワーキングメモリ上での処理によって行なわれているとされている^{23),24)}。したがって、記憶課題と共存させる場合とそうでない場合に違いが見られるならば、その一部が注意に基づく制御ダイナミクスによって支配されていると考えられる。なお、この記憶課題は、コンピュータのディスプレイを介してひらがなもしくはカタカナのみで構成される3~5モーラの単語(例: えんびつ、とうもろこし、とけい、オーロラ、マイク)5つを3sec提示し、その記憶を保持した状態で60sec協調歩行する形式で行われる。その課題遂行中、被験者はいかなる言葉も口に出すことを事前に禁じられている。課題終了後には、被験者にすぐに5つの単語を口頭で復唱することを要求した。

Table 1 Percentage of correct answers

subject	percentage of correct answer [%]
A	86.67
B	90.00
C	96.67
D	90.00
average	90.83

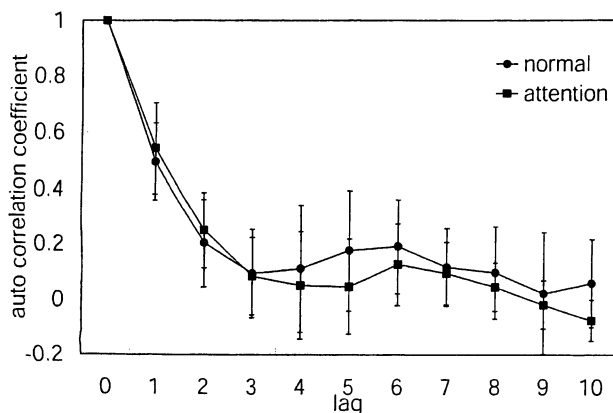


Fig.4 Auto-correlation of footstep's synchronization error

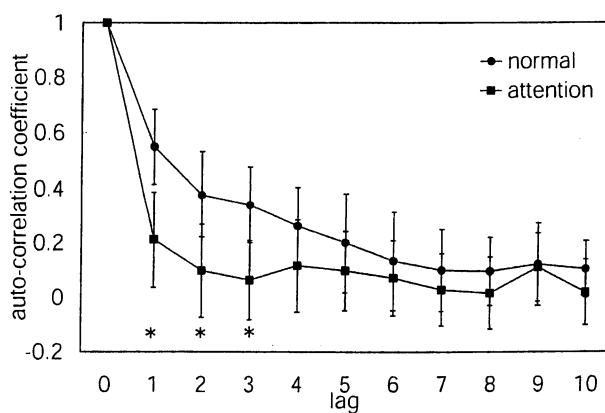


Fig.5 Auto-correlation of arm's amplitude

2.4.2 実験2

ここでは、実験1の normal 条件の実験設定を用いた 600sec の歩行実験を行ない、共創出プロセスにおける各運動要素の時間発展を計測する。そして、その結果からその相互作用関係を解析する。特に、実験1において示された、各運動要素の特性に基づき、共創出プロセスのメカニズムを解明する。

3. 結果

3.1 実験1

ここでは、記憶課題の有無に基づく、2通りの実験を設定し、その比較を行なう。特に、歩行運動の主要な構成要素として、腕振り運動と脚のステップ運動に着目し、それぞれの動的特性の違いを検討する。

まず、Table 1 に2次課題として設定した単語の記憶課題の被験者ごとの正答率とその平均を示す。いずれの被験者の正答率も8割から9割程度あり、各被験者は記憶保持というタスクを実際に遂行していたことが確認できる。

つぎに、脚のダイナミクスを解析するため、すべての被験者に関して、Fig.3の手法で求められた被験者間の脚の接地タイミングのずれ Δt_n の時系列データに対し、自己相関係数を lag 0 から lag 10 まで計算した。その平均値と標準偏差を Fig.4 に示す。なお、ここで用いる lag の単位は、脚の接地周期が定義される時間間隔に対応する。したがって、それに対応する物理時間は一定ではないが、本実験中の脚の接地周期の平均が 1.07sec (normal 条件: 平均 1.06sec, 標準偏差 0.03sec, attention 条件: 平均 1.08sec, 標準偏差 0.03sec) であり、lag 1 はほぼ 1sec 程度とみなすことができる。双方とも解析対象は、歩行運動が安定化する 10sec 後から 60sec までの 50sec とした。すると、両条件の間でその相関に顕著な違い ($P < 0.05$) が見られる箇所は存在しなかった。このことから、協調歩行における脚のステップ運動は、注意機構の影響を比較的受けないダイナミクスを有していると考えられる。

一方、腕のダイナミクスに関しては、Fig.3の手法に基づき、全ての被験者の腕振り運動の角度振幅の自己相関係数を脚と同様に求めた。ただし、腕の振幅が定義される時間間隔の平均は

1.06sec (normal 条件: 平均 1.06sec, 標準偏差 0.12sec, attention 条件: 平均 1.06sec, 標準偏差 0.16sec) で、ここでの lag 1 の時間スケールは脚とほぼ同じとなっており、その自己相関係数を lag 1 から lag 10 まで同様に計算した。その平均値と標準偏差を Fig.5 に示す。その結果、attention 条件に比べ、normal 条件の相関係数が相対的に高い値を示し、特に lag 1 から lag 3 の間において両条件の間に有意な違い ($P < 0.05$) がみられた。なお、有意差が見られた箇所は Fig.5 中に * で示した。このことから、脚の場合に比べ、腕振り振幅のダイナミクスの中には、注意機構に基づく 1 ~ 3sec 程度の時間スケールのダイナミクスが内在すると考えられる。

3.2 実験2

3.2.1 腕と脚のダイナミクスの時間発展

実験1から、腕と脚の運動の動的特性の違いが見られ、それが注意からの影響の有無とかわかっていることが示された。これらを踏まえ、腕と脚の運動の動的特性に着目し、それぞれが実現するダイナミクスの相互作用関係の時間発展を解析する。

協調歩行における被験者同士の脚のステップ動作の関係は、被験者間の脚ステップの接地時間差 D_m を指標とし、そのダイナミクスに相当するコヒーレンスの時間発展によって解析を行なう。なお、コヒーレンスは、一時的な時間差変動の減少と区別される必要があるため、少なくとも 5sec 程度、すなわち 5 ステップ程度の時間幅における時間差変動の積算として評価する。具体的には、以下の(1)式に示すように時間差 D_m の差分値の絶対値に関する連続した5回分の総和として定義された。

$$Coherence_{t_n} = \sum_{k=n-4}^n |\Delta t_k - \Delta t_{k-1}| \quad (1)$$

一方、腕振り運動の関係は、肘間接の角度振幅 Amp_{t_m} を指標として評価を行なうが、その個人差をキャンセルするため、各被験者の通常歩行の際の腕振り振幅によって規格化した。具体的には、予備の実験として 600sec の単独歩行実験を行ない、その際の腕振幅の平均値との比を規格化された振幅データ \tilde{Amp}_{t_m} として用いた。そして、以下の(2)式に示すように、その規格化された振幅振動に関する腕振り5サイクルの移動平均との差

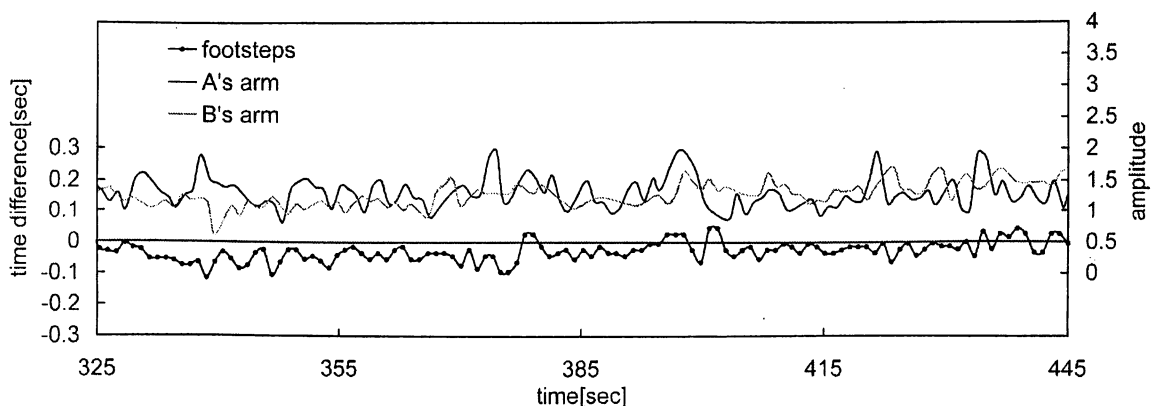


Fig.6 Correlation of swing motions of arms and footsteps' coherences between subjects A and B (raw data)

の絶対値を振幅ゆらぎとして定義した。これは、5sec程度の時間幅における時間発展の変動成分に対応する。

$$Fluctuation_{t_m} = \left| A\tilde{m}p_{t_m} - \frac{1}{5} \sum_{k=m-4}^m A\tilde{m}p_{t_k} \right| \quad (2)$$

また、解析領域は、歩行運動の相互適応が十分実現されていると考えられる区間として、コヒーレンスの値すべてが0.5sec以下となっている120secに対して行なった。

Fig. 6に結果の一例を示す。これは、被験者AがBと協調歩行を行なった際の脚のステップリズムの時間差(被験者Aの接地時刻から被験者Bの接地時刻を引いた値)と被験者A, Bの腕の振幅の時間発展である。ステップリズムの時間差に関しては、平均-0.03sec程度のずれを伴いながら0.05~-0.11secの間を変動している様子がわかる。このことは、被験者Aが被験者Bに対して平均0.03sec程度の遅れを伴って、双方の脚のステップ運動が、同調していることを意味している。また、腕に関してはどちらも断続的に大きさが変化するゆらぎを伴った時間発展が観察されており、両被験者が腕振り運動を状況に応じて変化させている様子がわかる。

つぎに、脚のステップリズムのコヒーレンスと腕振りの振幅ゆらぎの比較を行なった例をFig. 7に示す。被験者Aと被験者Bが協調歩行を行なった際の両被験者の腕振りの角度振幅のゆらぎと脚のステップリズムのコヒーレンスの時間発展を示す。このとき、両被験者の腕振りの振幅ゆらぎが顕著に大きくなる箇所が存在し、それが10~30sec程度の間隔で断続的に生じる傾向が見られた。また、そのような箇所が両被験者の間で最小で0.72sec, 最大で4.95secの時間的なずれを伴いほぼ同調する傾向が見られた。このような傾向を明らかにするため、特に関係していると推測される箇所を図中に網掛けで示した。さらに、そのような現象が起きた時刻において脚のステップリズムが、コヒーレントな状態から逸脱してゆく傾向が観察され

た。このような傾向を明確にするため、腕の振幅のゆらぎに関しては、被験者A, Bのデータそれぞれが0.5以上になったときに腕のゆらぎが顕著とみなした。また、脚のステップリズムのコヒーレンスに関しては、0.07sec以下となった箇所をコヒーレントな状態と見なし、そこを点線の丸印で示した。

3.2.2 脚と腕のダイナミクスの統計的比較

前節で観測された傾向を定量的に評価するため、腕に顕著なゆらぎが生じた時刻の直前と直後5secおよび全解析領域中の脚のコヒーレンスに関し、平均と標準偏差をすべての被験者に対して計算した。その結果、Fig. 8に示すように、4名全ての被験者において、腕振りゆらぎが大きくなる直前のコヒーレンスは解析領域全体の平均値に比べて有意に小さい($P < 0.05$)ことと、腕振りゆらぎが大きくなる前後での脚のステップリズムのコヒーレンスに有意な違い($P < 0.05$)の生じることがわかる。このことから、脚のステップリズムは、腕の振幅ゆらぎが大きくなる直前にコヒーレントな状態となり、その直後に逸脱する傾向にあることが示された。したがって、この結果は、腕振り運動のゆらぎが0.5以上になることと脚のステップ運動がコヒーレントな状態から逸脱してゆくこととの間に時間的な順序関係が存在することを示している。

また、そのような関係によるプロセスと歩行運動の相互適応過程との関係を明らかにするため、このプロセスの被験者間の時間発展関係を評価する。Fig. 9に、すべての組み合わせの協調歩行に関して、腕振りゆらぎが起こるタイミングの比較を示す。この図は、各被験者の解析領域を5sec刻みで各協調歩行中の腕のゆらぎが顕著に現れた箇所を黒色または、灰色でプロットしたものである。すると、協調歩行している2人の腕のゆらぎが大きくなっている時刻が近接した関係にあり、双方のゆらぎが大きくなるタイミングが同期している傾向にある様子がわかる。

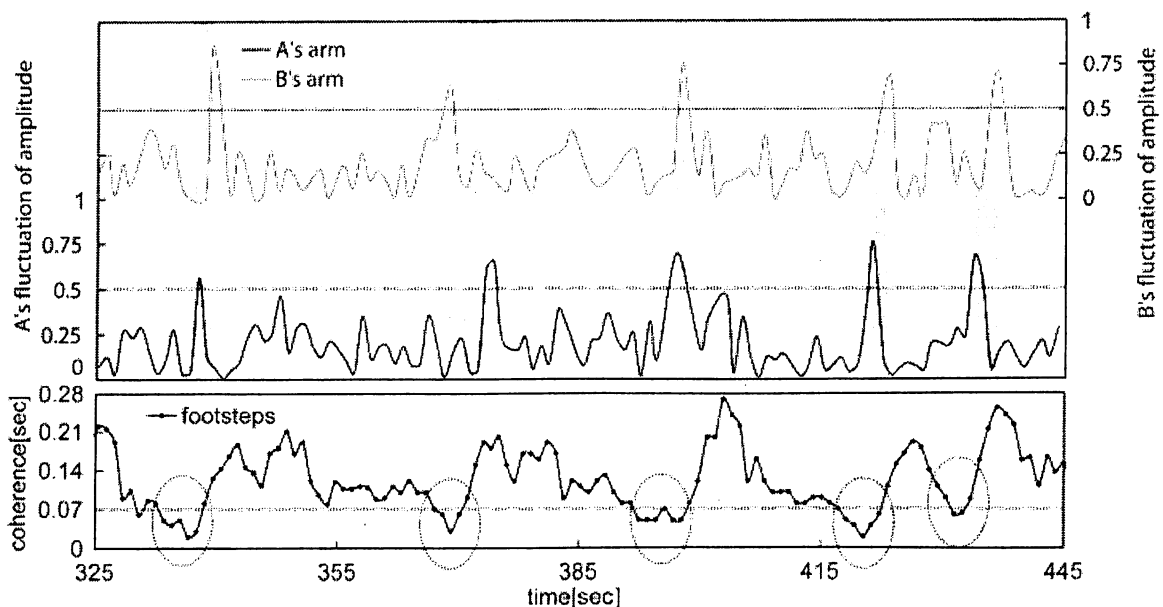


Fig. 7 Correlation of swing motions of arms and footsteps' coherences between subjects A and B(analyzed data)

さらに、この傾向を定量的に評価するため、両時系列データの相互相関関数を解析することを行なった。解析区間を5sec刻みに分解し、協調歩行を行なっている2名の被験者の腕の振幅ゆらぎが大きくなった時刻を1、そうでない時刻を0とする2行のビット列を作成し、その相互相関をすべての被験者に対して計算した。Fig.10にそれら全被験者の相互相関関数および、その平均と標準偏差を示す。すると全6組中5組でそのピークが0secに見られた。また、その平均のピークも0secにおいて観察された。このことは、両時系列が、時間分解能である5secの範囲内において、同調していることを示している。このことから、被験者間で脚のステップリズムを相互に適応させあ

う関係が実現されていたと考えられる。したがって、協調歩行の共創出プロセスにおいて、腕のゆらぎと脚のステップ動作のコヒーレンスの間の時間的な順序関係に基づくプロセスが、両被験者の間で同調しあう傾向にあることが示された。

4. 考察

本実験では、人間の協調歩行における共創出プロセスのメカニズムを解明するため、足音の相互作用を用いた協調歩行実験を行なった。具体的には、歩行運動の主要な構成要素である脚のステップ運動と腕振り運動に着目し、その運動特性とそれらの相互関係に関して解析を行なった。

一般に、歩行運動のような周期的で非随意性の高い運動パターンの生成には、末梢神経系に基づく反射と脊髄に存在するCPG(Central Pattern Generator)²⁶⁾と呼ばれる自励的なリズム生成機構が強く関わっているとされている。したがって、今回われわれが計測した腕と脚いずれの運動に関してもそれらが強く関与していると考えられる。しかし、実験1の結果から、腕振り運動において、ある特徴的な時間スケールを持つゆらぎが、注意機構からの影響を受けて生じていることが示された。このことは、協調歩行中の腕振り運動の制御にはCPGだけでなく、注意機構のような脳高次機能による感覚情報処理系も関与していることを意味している。一方、脚のダイナミクスに関しては注意機構からの直接的関与は認められなかった。これらことは、

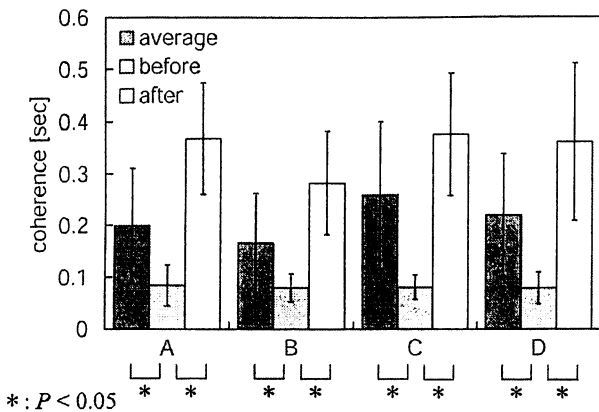


Fig.8 Correlation of footsteps' coherence

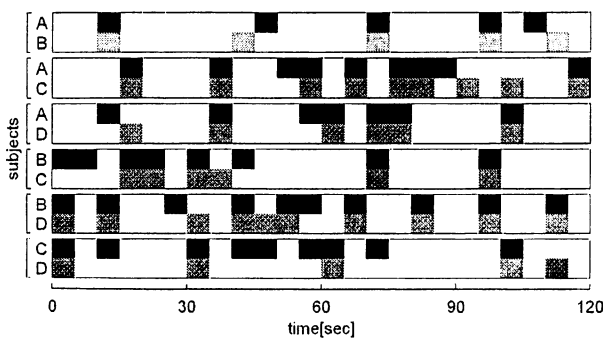


Fig.9 Correlation of arm's fluctuation

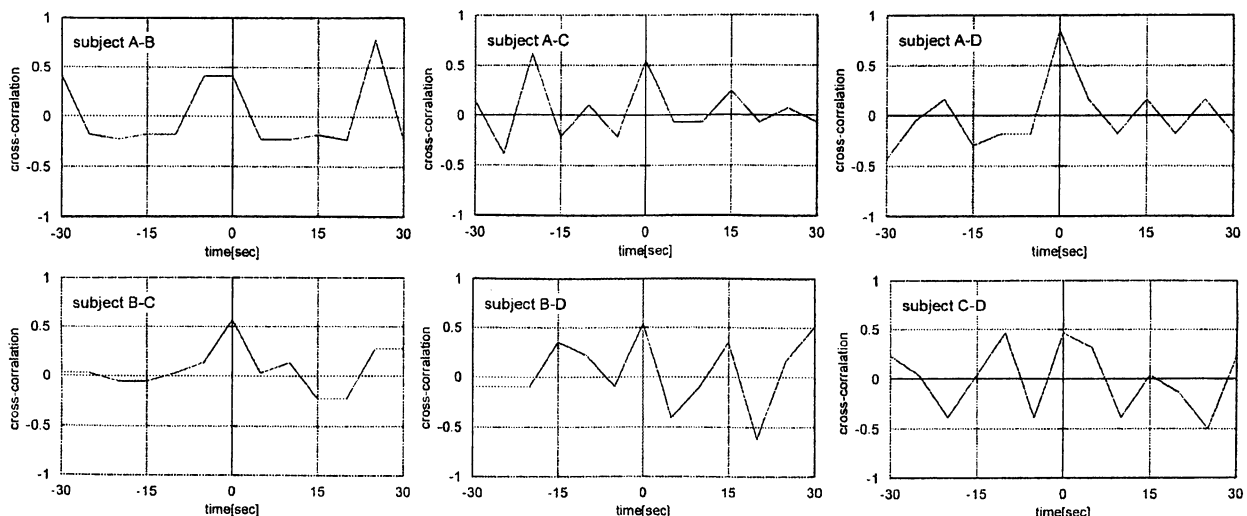
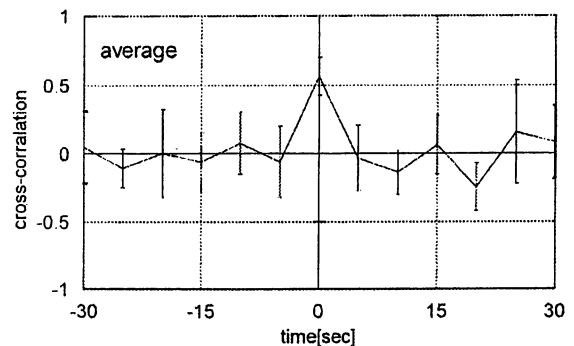


Fig.10 Cross-Correlation functions of arm's fluctuation

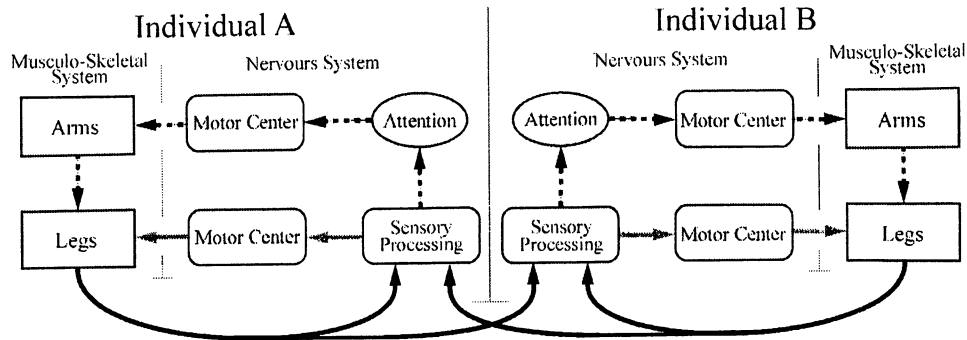


Fig.11 Control process under the cooperative walk: at the case between the individuals A and B

協調歩行における脚と腕の運動が、異なるダイナミクスを持つことを示しており、この協調歩行プロセスが脚と腕の相互関係の中で解析されることの必要性を示唆するものである。

つぎに、実験2において、これらの運動の時間発展を解析した結果、脚のダイナミクスに関しては、お互いの脚の接地タイミングが相互に同調し、コヒーレントな関係が実現されることが明らかになった。また、実験1から脚の運動制御には注意機構が直接的に関わっていないと考えられることから、このダイナミクスは、主として末梢、脊髄、小脳・脳幹レベル以下の低次の神経機構によって実現されていたものと考えられる。したがって、このことは、脚運動の同調が、CPGの関係する自身の脚のステップ運動リズムと相手の足音リズムの間に自己組織的に生じた相互引き込み(Mutual entrainment)^{27)~29)}現象であることを示唆している。なお、相互引き込みでは、2つの固有振動数が多少異なる場合でも、一定の位相差を伴いつつ見かけ上の運動周期が一致することが知られている。特に、Fig.6では、被験者AとBの間で脚のステップ運動の同調が、一定の接地時間差を伴い観察されている。このことは、協調歩行によって、固有リズムの異なる歩行運動の間で、相互引き込みが実現されていたことを支持するものである。なお、われわれは、人間とWalk-Mateの協調歩行において、歩行リズムが引き込むことをすでに報告しているが、それと同様の現象が実際の間人同士においても実現されることは本実験で明らかになった事実の1つである。

一方、腕に関しては実験1で示されたような1~3sec程度の時間スケールを持つ特徴的なゆらぎが10~30sec程度の時間間隔で観察され、それが脚のコヒーレンスの直後に生じること、さらにその直後に脚のコヒーレンスにもゆらぎが生じるといった、両者の間に時間的な順序関係が存在することが示されている。この結果は、腕と脚のダイナミクスの関係が、注意機構とかかわりを持つ制御プロセスによって実現されていることを示唆している。

したがって、これらの結果は、協調歩行の運動制御が以下に示すような二重の制御過程によって実現されていることを示唆するものである。その概要を Fig.11 に示す。

第1制御ループ：脚運動の引き込みに基づくプロセス
脚運動の情報知覚過程(黒矢印)から、直接低次レベルの運動中枢系を介して脚の筋骨格系を制御する過程(灰色矢印)

第2制御ループ：腕と脚の順序関係に基づくプロセス
脚運動の情報知覚過程(黒矢印)から、注意機構を介した情報処理によって腕振り運動、脚運動の順に変化を生じさせる過程(点線矢印)

さらに、実験2の結果から、腕のゆらぎと脚のステップ動作のコヒーレンスの時間的順序関係から生じるプロセスが、10~30sec程度のサイクルで被験者同士同調する傾向が明らかになっている。このことは、第1制御ループと第2制御ループが独立に稼働しているのではなく相互に関係しており、第1制御ループによって実現されるコヒーレンスを介して、各被験者の第2制御ループが10~30sec程度のサイクルで同期する傾向にあることを意味している。すでに述べたように、脚運動制御は脊髄、小脳・脳幹レベル以下の低次の神経機構にある運動中枢が強く関わっているとされている。したがって、第1制御ループは、このような神経機構に基づくものと考えられる。しかし、一方で、大脳基底核のドーパミンの代謝異常を主な原因とするパーキンソン病は、特有の歩行障害を有することが知られている^{17),30)}。また、前頭葉損傷による歩行失調障害³¹⁾や、ラットを用いた海馬刺激実験で歩行が活性化する報告³²⁾もされており、大脳レベルからの歩行運動の制御系統の存在が明らかになってきている。本研究で示された第2制御ループはこの系統に属するものと考えられるが、この結果は、それが低次の神経機構との相互関係によって実現されていることを示唆している。なお、歩行運動の動機付けやその運動開始過程において、大脳辺縁系や大脳連合野の関わりを示した報告^{33),34)}があるが、本稿で議論している制御過程は運動中のものであって、そのような過程を扱ったものではないことを付け加えておく。また、協調運動系におけるこのような注意からの影響の有無に基づく2種類の制御ループは、周期音刺激に対する同期タッピング課題に見られることも報告³⁵⁾されており、このことは、このようなメカニズムが歩行運動に特有のものではないことを示唆している。

また、第1制御ループは、実験1で脚運動に関する0.5以上

の顕著な自己相関は lag 1 以外見られなかったことから、その時間スケールは 1sec 程度と考えられる。一方、第2制御ループのサイクルは、注意と関わる腕振りゆらぎの自己相関が lag 3 まで見られたことから、1~3sec 程度と考えられる。さらに、実験2の結果から、第2制御ループが稼動するタイミングが 10~30sec 程度のサイクルで被験者間で同調する傾向にあった。このことから、被験者間で、2つの制御ループに基づく 10~30sec 程度のサイクルが同調しあう協調的な関係が構築されていたことが考えられる。第1制御ループは、CPG から脚の筋骨格系への制御過程が基盤となっているため、そのメカニズムはフィードフォワード的な形式に分類されると考えられるが、その時間スケールは 1sec 程度と短い。このことから、相手の歩行運動がより長い時間スケールで変化する状況に対し、第1制御ループのみでは対応しきれないことが予想される。特に、本研究が注目する歩行介助の状況では、さまざまな時間スケールで動的かつ複雑に歩行運動が変化する障害者を対象としている。したがって、状況に応じて多様に協調関係を創り出すためのより長い時間スケールの協調機能が新たに必要と考えられる。このような機能は、各個人が相手の行動を予測し、自身の行動に修正を加えてゆく過程として実現されていると考えられるが、それと同様に、そのような過程が、上記の二重の制御ループの中で、状況に応じた機能分化を実現していることも示唆される。これらのことから、2種類の制御ループの相互関係によって、被験者間で協調機能が時々刻々と共創出されていることが推測される。

5. まとめ

本研究では、人間と人間の協調歩行系を用いた共創出プロセスの実験的解析をおこなった。その結果、脚運動の引き込みに基づくプロセスと注意機構が関わる腕と脚の相互関係に基づくプロセスの二重の制御ループが、協調歩行系には存在することが示された。また、その制御ループの相互関係に基づき、協調関係の多様化につながる協調機能が共創出されていた可能性が示された。

これまで、われわれの研究グループでは、人間同士のコミュニケーション系が持つこのような機能の創出性に着目し、それが人間の意識的な側面と無意識的な側面に関わる2種類のダイナミクスによって表現される二重性²⁾と呼ばれるメカニズムによって実現されていることを示唆してきた^{2),14)}。本実験で協調歩行の制御過程が、注意など意識に関わる高次レベルと、無意識性の高い低次レベルの異なる2種類の神経機構に基づく二重の制御過程の相互関係によって実現されていることが明らかになっている。このことから、ここで示された協調歩行における共創出プロセスのメカニズムが二重性と関わっていることが示唆される。

本結果と類似する知見として、われわれは、人間と Walk-Mate の協調歩行プロセスにおいて腕振り運動のゆらぎが生じるタイミングが、Walk-Mate 側がその歩行の固有リズムを

更するタイミングと同調することを報告している¹⁵⁾。このことは、Walk-Mate の制御機構が、本実験で示した人間の協調歩行における共創出のメカニズムと類似していることを意味するものである。

一方、今回計測を行なった実験系は、ほんらいの歩行介助系と比べていくつかの相違点が挙げられる。1つは、やり取りする情報を足音のみに限定している点である。実際の歩行介助では、介護者は状況に応じて掛け声や直接の身体接触を用いており、相互作用に用いている情報の種類と量に違いが存在すると考えられる。もう1つは、被験者が実際の高齢者とは異なるという点である。特に、実際の歩行介助系は、今回の実験系に比べ、被験者間でそのダイナミクスの関係がより非対称になると考えられる。これらの点から、実際の介助系での共創出プロセスは、今回計測したものと若干異なった形態になると予想される。ただし、本実験はこれらの実験に先行する位置付けであり、今後はこれらの点を考慮したより現実的な実験系における解析を行なうため、計測を実際の福祉の現場へ拡張してゆくことが重要となってくるだろう。

参考文献

- 1) 津久井十: 介護技術 四訂版, 建帛社(2000)
- 2) 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)
- 3) 三宅美博: コミュニカビリティーと共生, 場と共創 第4章, NTT 出版(2000)
- 4) 三宅美博: 生命における設計, 現代思想, 25-6, 301/317 (1997)
- 5) ロリイ A. クーパー: 車いすのヒューマンデザイン (田中理, 大鍋寿一訳), 医学書院(2000)
- 6) J.G. Buckley, W.D. Spence and S.E. Solomonidis: Energy cost of walking: comparison of "Intelligent Prosthesis" with conventional mechanism, Arch Phys Med Rehabil, 78/330(1997)
- 7) 藤本浩志: 多機能動力義足, 日本ロボット学会誌, 14-5, 632/635 (1996)
- 8) 池田, 岩月, 梶田: 荷重制御式歩行補助装置の基礎的研究, 機械技術研究所報, 52-4, 1/8(1998)
- 9) S. Egawa, Y. Nemoto, A. Koseki, T. Ishii and M.G. Fujie: Gait Improvement by Power-Assisted Walking Support Device, Human Friendly Mechatronics, 117/122, Elsevier Science(2001)
- 10) S. Lee and Y. Sankai: Power assist control for leg with hal-3 based on virtual torque and impedance adjustment, Proc. of 2002 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC2002), Hammamet, Tunisia, TP1B3 (2002)
- 11) Y. Miyake and T. Miyagawa: Internal observation and co-generative interface, Proc. of 1999 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC99), Tokyo, Japan, I-229/I-237 (1999)
- 12) Y. Miyake and J. Tanaka: Mutual-entrainment-based internal control in adaptive process of human-robot cooperative walk, Proc. of 1997 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC97), 293/298 (1997)
- 13) Y. Miyake, T. Miyagawa and Y. Tamura: Internal observation and mutual adaptation in human-robot cooperation, Proc. of 1998 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC98), San Diego, USA., 3685/3690 (1998)
- 14) 田村, 三宅: 相互適応的な歩行介助システム, 第10回自律分散シンポジウム資料, 247/250(1998)
- 15) 武藤, 三宅: 歩行介助を目的とする人間-ロボット協調系における共創出過程の解析, 計測自動制御学会論文集, 38-3, 316/323

- (2002)
- 16) 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, 計測自動制御学会論文集, 39-1, 74/81 (2003)
 - 17) L. Klenerman, R.J. Doobs, C. Weller, A. L. Leeman and P.W. Nicholson: Bringing gait analysis out of the laboratory and into the clinic, *Age Ageing*, 17, 397/400 (1988)
 - 18) 今井壽正: 基底核疾患の起立・歩行障害, *神経進歩*, 35, 265/275 (1991)
 - 19) 中村, 斎藤: 基礎運動学 第4版, 医師薬出版(1992)
 - 20) S T Eke-Okoro, M Gregoric and L E Larsson: Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase, *Chemical Biomechanics*, 12-7/8, 516/521 (1997)
 - 21) A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott: Motor control, *Physiology of motor control*, Williams & Wilkins, Baltimore, 45/83 (1995)
 - 22) 有働正夫: 歩行の生起, *神経進歩*, 35-2, 189/196(1991)
 - 23) A. Baddeley: Working Memory, *Science*, 255, 556/559(1997)
 - 24) 荻原直行: 脳とワーキングメモリ, 京都大学学術出版会(2000)
 - 25) N. C. Waugh and D. A. Norman: Primary memory. *Psychological Review*, 72, 89/104(1965)
 - 26) S. Grillner: Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates, *Science*, 228, 143/149 (1985)
 - 27) W.S. Condon and L.W. Sander: Neonate Movement is Synchronized with Adult Speech, *Science*, 183, 99/101,(1974)
 - 28) 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)
 - 29) エドワードホール: 文化としての時間(宇波彰訳), TBSブリタニカ (1983)
 - 30) 窪田, 大橋: 歩行障害の診断・評価入門, 医歯薬出版(1997)
 - 31) 眞野, 安東: 直立歩行と脳の発達, *クリニシアン*, 1-440, 59/121 (1995)
 - 32) G.J. Mogenson: The role of mesolimbic dopamine projections to the ventral striatum in response initiation, *Neurobiological Basis of Human Locomotion*, 3344, Japan Scientific Society(1991)
 - 33) P.D. Maclean: The triune brain: Emotion and Scientific bias., *The Neurosciences*, Rockefeller University Press, 336/349(1970)
 - 34) G.J. Mogenson, D.J. Jones and C.Y. Yim: From motivation to action: Functional interface between the limbic system and the motor system, *Progress in Neurobiology*, 14, 69/97(1980)
 - 35) 三宅, 大西, ベッペル: 同期タッピングにおける2種類のタイミング予測, 計測自動制御学会論文集, 38-12, 1114/1122 (2002)

[著者紹介]

武藤 剛



2004年, 東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻博士課程修了。博士(工学)。人間-機械系, ヒューマンインタフェースの研究に従事。日本ヒューマンインタフェース学会会員。人間-機械系の評価に関心を持っている。

三宅 美博 (正会員)



1989年, 東京大学大学院薬学系研究科博士課程修了(薬学博士)。金沢工業大学情報工学科助手, 講師, 助教授を経て, 96年より東京工業大学大学院総合理工学研究科知能システム科学専攻助教授, 99年よりミュンヘン大学客員教授併任。主として生命的自律性の研究に従事, 生物物理学会, IEEEなどの会員。