

## リズム音刺激を用いた歩行訓練における歩容の変化メカニズムの解析

武藤 剛\*・金井 哲也\*\*  
佐久田 博司\*・三宅 美博\*\*\*

Analysis of Modification Mechanism of Gait with Rhythmic Cueing Training Paradigm

Takeshi MUTO\*, Tetsuya KANAI\*\*,  
Hiroshi SAKUTA\* and Yoshihiro MIYAKE\*\*\*

In this research, we applied the gait training method which takes in the rhythmic auditory stimulation as a pace maker to the assistance of gait motion, and analyzed the dynamical stability of the period and trajectory of the lower limbs' motions. As the result, it was clarified that, in the training style which presents a constant rhythm, trajectory of ankles was modified as the stable state which has the historical property, but the period of footsteps was not modified but susceptible to the external environment. This result suggests that the hierarchical modification mechanism of motor schema of gait is realized by the connection between the immediate and historical modification system.

**Key Words:** motor schema, gait, motor learning, complex system analysis, chaos

### 1. はじめに

日常生活での動作精度の向上を目的とする作業療法で見られる肢体運動機能の回復過程や、スポーツトレーニングによって身につけられる正確な肢体運動の制御技術の獲得過程など、人間は自分の身体を環境と適切にかかわらせることを通して、状況に即した正確な動作の生成に必要な運動技能を習得することができる。本研究は、このような人間の環境への適応プロセスに注目し、そこでの運動技能の獲得を工学的に支援するための装置開発に必要とされる、その獲得メカニズムの解明を目的としている。

このような運動技能を獲得するプロセスに関して、認知心理学の分野では、運動スキーマ (Motor Schema) と呼ばれる一般化された運動プログラムの学習過程と考えられている<sup>1),2)</sup>。また、スポーツサイエンスの分野では、このような状況に即した行動をスムーズに行なうことのできる技能はコーディネー

ション能力と呼ばれ、優れた成績を残すうえで、その習得が重要であることが指摘されている<sup>3)</sup>。これらの考え方は、いづれも共通して、筋力や関節可動域といった肢体運動に必要なとされる基本的なはたらきである生理的な運動要素の改善や向上を目的としているのではなく、各運動要素をリアルタイムで連動させ、秩序のある動作を生成させる機能の向上を目的としている点が特徴として挙げられる<sup>1)~3)</sup>。また、その習得方法に関しても、適切な環境下で訓練を行なうことの必要性が指摘されている<sup>1)~3)</sup>。しかし、一方で、このような機能の獲得を実現するメカニズムは十分明らかにされていないため、その獲得プロセスを工学的に支援することは困難となっている。

そこで、本研究では、環境に即した運動要素の秩序を獲得するプロセスの1例として歩容の補正を目的とする歩行訓練を取り上げ、そのプロセスの実験的解析を行なう。具体的には、関節固定装置により下肢の関節の一部固定されている疑似歩行障害者が、歩行訓練を支援する装置を用いた訓練によって、自身の歩容を安定化させる技能を獲得してゆくプロセスを対象とした計測実験と、それによって歩容が補正されるメカニズムの検討を行なう。

本論文では、まず、第2章で歩容解析とその訓練手法に関する先行研究を簡単にまとめ、本研究の具体的な方針を示す。第3章では、われわれが構築した、疑似歩行障害者の歩容補正を目的とする歩行訓練の実験環境の説明および、その評価方法について説明する。第4章では、その結果について述べ、第5章では、その考察を通して、訓練により歩容が補正されるメカニズムを明らかにする。最後に、第6章におい

\* 青山学院大学工学部 相模原市中央区淵野辺 5-10-1

\*\* 青山学院大学大学院理工学研究科 相模原市中央区淵野辺 5-10-1

\*\*\* 東京工業大学総合理工学研究科 横浜市緑区長津田町 4259

\* College of Science and Engineering, Aoyama Gakuin University, 5-10-1 Fuchinobe, Chuo-ku, Sagami-hara

\*\* Graduate School of Science and Engineering, Aoyama Gakuin University, 5-10-1 Fuchinobe, Chuo-ku, Sagami-hara

\*\*\* Interdisciplinary Graduate School of Science and Engineering, Tokyo Institute of Technology, 4259 Nagatsuta-cho, Midori-ku, Yokohama

(Received December 1, 2009)

て本論文のまとめを示す。

## 2. 歩容解析とその訓練手法

人間の二足歩行運動における歩容とは、視察により観察できる歩行中の身体の運動パターンを意味し、障害者や高齢者の転倒の予防目的からの歩行運動の安定性評価や、障害歩行を分類するための指標として活用されている<sup>4),5)</sup>。また、その評価方法は、従来は専門家の目視による定性的な評価が主流であったが、近年は計測技術の発達により3次元動態計測装置や、床反力計測装置などで計測された歩行時の体幹や下肢などの動きの時系列データから、体幹の前後左右のバランス、重心の移動速度、歩幅、歩行リズムなどのパラメータに基づき定量的に歩容を評価するための手法も数多く提案されている<sup>6),7)</sup>。

特に、歩行リズムは、簡便に計測できるパラメータとして従来の運動力学に基づく評価だけでなく、動力学的な観点からも歩容の定量的な評価を扱った研究が進められている。たとえば、複雑システムの研究領域では、Hausdorffらは、歩行運動の接地周期に注目し、その時間発展において、健全な人間の場合はそのスペクトルパターンに $1/f$ ゆらぎが特徴的に現われるが、障害歩行ではそれが消失することを報告している<sup>8)</sup>。また、Dingwellらは、障害歩行の重心の軌道や関節角度といった歩行リズムの波形データに注目し、それを非線形時系列信号ととらえ、カオス解析を用いてその評価を行なう手法を提案している<sup>9)</sup>。これらはいずれも、人間の歩行リズムにおいて見られる $1/f$ ゆらぎやカオスといった複雑システムとして評価し、障害により低下した運動制御機能と歩行リズムの動力学的な性質との関連性を検討した研究である。しかし、このような評価手法を歩容の補正に積極的に活用するための工学的な研究の枠組みは提案されていない。

一方、生態心理学の研究領域では、運動制御機能の低下により、非正常化した歩行リズムを外的な刺激により定常化させ、歩行における上下肢の運動パターンの習得を支援する手法が提案されている。具体的には、パーキンソン病患者が一定周期で回転するトレッドミル上を歩行すると、歩行リズムが安定化するとともに患者の有する震顫が喪失することが報告されている<sup>10)</sup>。また、同疾患をもつ患者が縞模様の床上を歩行した場合でも、その周期変動が有意に減少することも報告されている<sup>11)</sup>。また、Thautらは、歩行しているパーキンソン病患者や脳梗塞患者が、一定のテンポを有する音楽やリズム音刺激聞くことで、障害者の歩行パターンの安定性が有意に向上することを報告している<sup>12),13)</sup>。これらの研究は、歩容の補正手法の提案を主目的としている点で、前述の複雑システムの研究とは大きく異なる。しかし、これらの手法と前述の歩行リズムの動力学的な性質との関連性は検討されていない。

そこで、本研究は、従来生態心理学の領域で提案されているRAS (Rhythmic Auditory Stimulation)<sup>12),13)</sup> と呼ばれる歩行訓練手法を取り上げ、それをを用いて疑似歩行障害者の

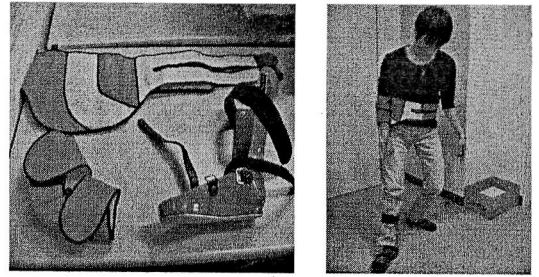


Fig. 1 Para-experienced hemiplegic orthosis

歩行訓練過程を計測する。そして、そこで実現される歩容の変化プロセスを複雑システムの観点から解析し、その変化メカニズムの検討を行なう。

## 3. 実験方法

### 3.1 実験装置

#### 3.1.1 片麻痺体験装具

著者らは、これまでに、Fig. 1に示すような疑似麻痺体験装具(株式会社特殊衣料, まなび体3)を装着した疑似歩行障害者の歩容補正を目的とした訓練環境を構築している<sup>14)</sup>。

この装具は、それを装着した被験者の右半身の肢体関節が固定されることで、左右非対称で不安定な歩容を再現することができるものである。特に、この装具の特徴として、その着用により、右半身の関節の自由度は完全に固定されるため、訓練中に患側の各運動要素の自由度は拘束されたまま全く変化しないという点が挙げられる。そのため、筋力や関節可動域といった運動要素そのものの変化ではなく、限られた自由度の運動要素の秩序変化のみを評価することができる利点がある。このような点から、本研究では、この訓練環境における歩行訓練によって、その身体に応じた運動要素の秩序を獲得し、その歩容が変化してゆくプロセスの実験解析を行なう。

#### 3.1.2 RAS (Rhythmic Auditory Stimulation)

RASとは一定リズムの音刺激を患者に呈示し、その音のリズムに合わせて歩行させることによって歩容を補正する方法である。ThautらはRASによって片麻痺患者の歩行運動が安定化し、その速度や歩幅等が補正することを報告している<sup>13)</sup>。本研究では、一定かつ、左右対称のリズム音を、ヘッドフォンを介して被験者に提示し、患側の歩行リズムを健常化させることを目的とした訓練を行なった。装置は、携帯可能な小型PC(Toshiba, Libretto 60)から密閉型ヘッドフォン(ATH-A55, Audio-Technica)を介して、被験者が不快とまらない程度のボリュームで、左右独立のステレオサウンドのリズム音(右側:2.0kHz, 左側:1.3kHz, 提示時間:ともに100ms)として被験者に呈示される(Fig. 2)。なお、RASの提示リズムの周期は、被験者の左右それぞれ歩き始めの5歩分の歩行周期のうち、最長と最短のものを除いた平均値で決定される。

#### 3.1.3 計測方法

解析対象となるデータは左右脚の歩行周期と時系列の加速

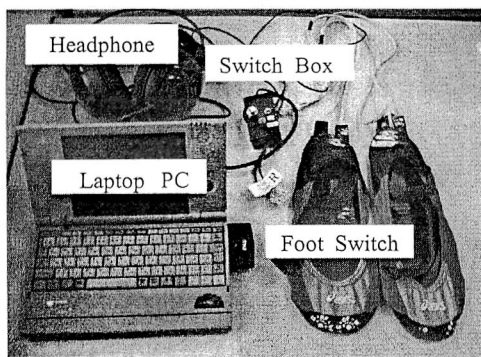


Fig. 2 RAS (Rhythmic Auditory Stimulation) training device & foot switch

度データである。歩行周期を観測するため、両方の足底面に設置するテープスイッチ型（大阪自動電機株式会社製，OT-02A-GY）の接地検出センサを、前述のRASで用いる小型PCに接続し、接地を検出した時刻が同時に記録される（Fig. 3）。また、加速度データは、スマートセンサテクノロジー社製のワイヤレス加速度センサ（WM-1019-023，スマートセンサテクノロジー）により計測された。センサにはトランスミッタが内蔵され、リアルタイムでデータがPCへ転送される機能が実装されている。被験者にはこれらのセンサが、両足首上部に適度な伸縮性のあるベルトを用いて装着される（Fig. 3）。加速度センサは、寸法が67(W)×67(H)×28(D)mm，重量90gと小型軽量であり、2.4GHz帯の無線通信を用いている。データは無線により小型テレメータ（WM-1019-M1C，スマートセンサテクノロジー）を介して観測者側のPC（Toshiba，MURAMASA PC-MM2-5NE）に、3軸方向それぞれの加速度がサンプリング周波数100Hzで記録された。

### 3.2 実験条件

被験者は、神経・筋・骨格系の障害がなく、異常歩行が見られない21歳から24歳（平均：22.97±0.98歳）の健康な男女7名（男4，女3）を対象とした。被験者は、つぎの3つの条件のもと、静かな室内に小型パイロンを置いて作った1周約100mの円形トラックを3min反時計回りに歩行する課題を遂行した。

- 1) 健常歩行条件：片麻痺体験装具を非装着かつ，RAS

による歩行支援は行なわない。

- 2) 障害歩行条件：片麻痺体験装具を装着かつ，RASによる歩行支援は行なわない。
- 3) 歩行訓練条件：片麻痺体験装具を装着かつ，RASによる歩行支援を行なう。

なお、すべての条件において、被験者はRASおよび計測システムの入った小型のウェストバックを腰部に装着している。実験は1)から3)順で行ない、被験者は、実験の間に十分な休憩をとっている。

### 3.3 解析方法

一般に、歩行リズムは、足裏の接地タイミングと、その接地から接地の間の足運びの軌道によって特徴づけることができる。これを踏まえ、本研究では、歩容解析における複雑システム解析の手法として一般的である、歩行リズムの周期ゆらぎを対象とした周波数解析と、足首の加速度軌道の波形を対象としたLyapunov解析により評価を行なう。

#### 3.3.1 歩行リズムの周期ゆらぎの周波数解析

Hausdorffらは、歩行運動の周期変動を解析するため、その周期変動の周波数解析を行ない、そのスペクトルパターンの傾きが、低周波数領域のパワーをピークとしてほぼ-1になることを報告している<sup>15)</sup>。これは、一般に1/fゆらぎと呼ばれるもので、人間の脳波や心拍など、周期性をもつ生理データにおいて観察されることが知られている。また、障害を有する患者の歩行周期のスペクトルパターンの傾きの大きさが小さくなり、そのゆらぎがホワイトノイズ化することも報告されており、障害との関連性も示唆されている。

本研究では、Hausdorffらが用いた手法と同様に、接地検出センサによって得られた左右それぞれの歩行周期のデータを対象として時間周波数解析を行なう。解析は各実験条件で得られる3minの歩行周期データのうち、後半128ステップ分の左右それぞれの周期データに関してFFT解析を行ない、得られたスペクトルパターンを両対数グラフで表わしたものに対して最小二乗法による回帰直線を求め、その直線の勾配を評価対象とした。

#### 3.3.2 足首軌道のLyapunov解析

Lyapunov指数はカオスの特徴の1つである初期値の微小変化による信号の不安定性を示した値であり、この値が大きければ系の複雑性が高く、動力学的に不安定な系であることを意味している。

Lyapunov指数を歩行運動の解析に用いている研究例としては、Ohtakiらによるものが挙げられる<sup>16)</sup>。彼らは加速度センサを体の重心である腰部一箇所に設置し、3軸方向それぞれの加速度波形の複雑性を検討し、重心の動的安定性との関係性を評価する手法を提案している。これを踏まえ、本研究では、左右それぞれの足首に加速度センサを装着し、その加速度軌道の複雑性を評価する。

また、本実験では足首に加速度センサを装着するため、擬似障害体験装具を用いた歩行を行なう際に被験者によって、爪先の向きなどが異なり、被験者間で加速度センサの3軸の

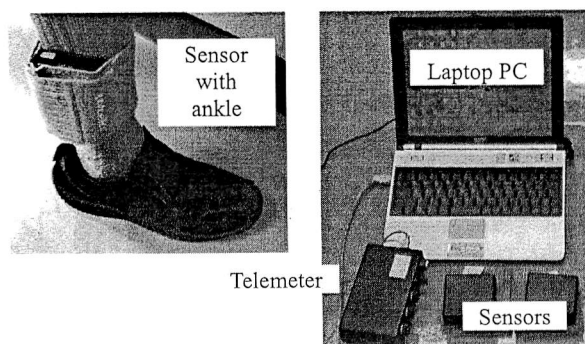


Fig. 3 Acceleration sensors

向きが一致しないという問題がある。そのため、計測データは3軸の加速度データのノルムに変換したうえで、解析を行った。また、Lyapunov 指数の推定方法は Ohtaki らによる方法に従い、Kants の方法を採用した<sup>16),17)</sup>。

## 4. 結果

### 4.1 周期ゆらぎの比較

まず、各実験条件に関する、全被験者の歩行リズムの周期ゆらぎに関するスペクトルパターンの傾きの平均値を Fig. 4 に示す。すると、各実験条件における左右の間で有意な差は観察されなかった(健常歩行条件:  $P = 0.81$ , 障害歩行条件:  $P = 0.53$  歩行訓練条件:  $P = 0.67$ , Student t-test)。しかし、各条件間では、左右両脚いずれも、有意な差が観察された( $P < 0.01$ , One-way repeated ANOVA)。このことは、障害歩行条件は、健常歩行条件に比べ、スペクトルパターンの傾きの大きさが小さくなり、高周波数帯と低周波数帯のパワーの差がより小さくなる傾向にあったこと、そして、歩行訓練条件では、さらに高周波数帯のパワーが相対的に強くなる傾向にあったことを意味している。したがって、この装具の装着した場合の周期ゆらぎはホワイトノイズ化する傾向にあったと考えられる。

### 4.2 足首軌道の複雑性の比較

つぎに、全実験時間、全被験者における Lyapunov 指数の平均値を表わしたグラフを Fig. 5 に示す。すると、両脚とも、各条件間で有意な差が見られた( $P < 0.01$ , One-way repeated ANOVA)。このことは、装具の拘束により歩行運動における脚軌道の複雑性に顕著な変化が生じたことを示している。また、障害条件と歩行訓練条件に関しては、周期ゆらぎとは異なり、右足(患側)のみ有意に減少する傾向が見られた( $P < 0.01$ , Student t-test)。さらに、障害条件において、左右差に関して有意な差が見られた( $P < 0.01$ , Student t-test)が、訓練条件では、そのような有意な差は観察されなかった。

この結果を踏まえ、Lyapunov 指数の有意な減少が見られた右側(患側)の歩行軌道の改善過程をより詳細に解析するため、歩行中の左右それぞれの Lyapunov 指数の時間発展の解析を行った。具体的には、各実験時間を 10sec ごとに 0~170sec の 17 セグメント(実験時間は 180sec だが、カオス解析における時間遅れのアトラクタを再構成する都合上、170sec までを

解析対象とした)に分割し、各セグメントについて Lyapunov 指数推定を行なった。その解析結果を Fig. 6~8 に示す。

すると、健常歩行条件における右足(患側)の Lyapunov 指数の全被験者の平均値の時間発展を示した Fig. 6 では実験開始から終了時まで有意な変化は見られず( $P = 0.96$ , One-way repeated ANOVA)、ほぼ 0 付近の値で終始安定した状態が続いていることがわかる。次に障害歩行条件の全被験者の平均値の時間発展(Fig. 7)では、健常条件の場合と比べ、Lyapunov 指数は終始大きな変動を伴っているが、有意な時間発展は観察されなかった( $P = 0.82$ , One-way repeated ANOVA)。このことから、装具の装着によって不安定化した右足(患側)の足首軌道の複雑性が、単なる 3min の歩行運動だけでは変化が見られなかったと考えられる。最後に、歩行訓練条件に関する全被験者の平均値の時間発展(Fig. 8)では、実験開始からおよそ 60sec までに関しては、障害歩行条件の結果と同様に Lyapunov 指数が 0.01~0.02 という比較的大きな値の間で変動しているが、それ以降は値が 0.01 以下と小さくなっている。また、実験開始から終了までの平均値の時間変化に関して有意に減少する傾向が確認された( $P < 0.01$ , One-way repeated ANOVA)。

この傾向を定量的に評価するため、実験開始から 60sec までの第 1~6 セグメントと、以降の第 7~17 セグメントまでを 2 つの領域に分け、各領域の平均値の差を検定した。ただし、前半と後半のセクションではデータの母数と分散が異なるため、ノンパラメトリック検定の 1 つである、Mann-Whitney U test により評価を行なった。その結果、2 つの領域の間に有意な差があることが示された(Mann-Whitney U test,  $z = 2.02$ ,  $P < 0.05$ )。以上のことから、RAS による歩行訓練を約 1min 程度行なうことで、足首軌道に関しては安定化する傾向にあったと考えられる。

## 5. 考察

### 5.1 歩行リズムの周期ゆらぎの検討

Fig. 4 で示したように、RAS による歩行訓練を行なった結果、歩行周期の時間変動のスペクトルパターンの傾きが、正の値へ変化する傾向が観察された。このことから、RAS による訓練では、歩行周期変動の高周波のパワーが低周波成分に比べより強くなる形式で補正され、装具をつけていない健常

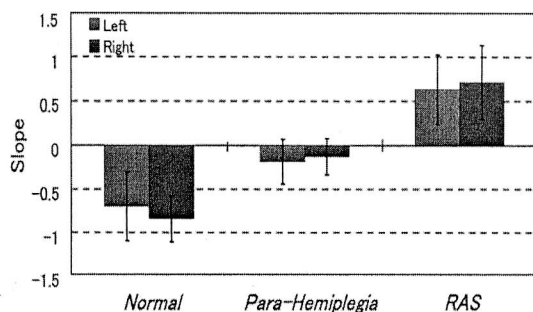


Fig. 4 Slopes of spectrum patterns of the gait cycles

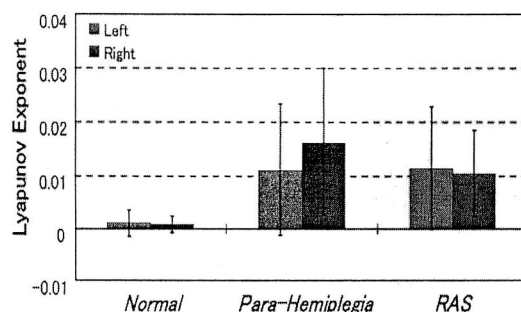


Fig. 5 Lyapunov exponents of the orbits of ankles

者の歩行運動とは異なる時間構造となっていたと考えられる。

特に、このような高周波のパワーが強くなったのは、RASによって提示されるリズム音に対し、被験者が接地タイミングを合わせる行為を行なう中で、提示される音よりも早いタイミングの場合と遅いタイミングの場合の変化が、健常者に比べ、より頻繁に現われたためであると考えられる。このことは、被験者が、提示される一定リズムの刺激に対して、自身の接地タイミングを1歩～数歩程度の時間スケールで補正しようとしていたことを意味するものである。これらのことから、脚接地のタイミング補正は、数秒程度の運動履歴に基づき、現在の動作が決定するような、Markov過程に基づく確率モデルによって実現されていたことが考えられる。

このことを、歩行運動制御における生理学的な知見との関係から考察すると、人間には、歩行運動のような周期的な運動を制御する神経組織であるCPG(Central Pat-tern Gen-

erator)<sup>18),19)</sup>が存在し、CPGが外部振動との引き込み(Entrainment)<sup>18),19)</sup>を実現する機能を有していることが知られている。またCPGは脊髄に局所的に存在し、大脳や中脳歩行誘発野などの上位の中枢神経系からの調節を受けながら、歩行リズムを制御するための振動を自動的に生成していることが知られている<sup>20)</sup>。RASを用いた歩行訓練における歩容の変化プロセスを、この歩行運動の制御を行なう中枢神経系と照らし合わせて考えると、ここで観察されたMarkov過程に基づく変化プロセスを示した周期ゆらぎに関しては、われわれの先行研究において、すでに報告されている外部環境である音リズムから脊髄レベルの神経機構への作用に基づく、引き込みによる拘束を原因としたメカニズムによるものと考えられる<sup>21),22)</sup>。一般に、脊髄による運動の制御は、反射に代表されるように、筋骨格系からの体性感覚を脊髄に直接フィードバックするため、大脳皮質からの処理を必要とせずに自動的に行なわれる。したがって、RASを用いた歩行訓練実験において、被験者は自動的にRASとの間で引き込みを起こして同調し、その過程において短時間で接地タイミングを補正するため、前述したように周期ゆらぎの時間構造が健常者のものとは異なってしまったことが考えられる。

このことから、その動力学的な歩容変化は、外部環境への比較的短い時間スケールの適応動作を原因とするもので、外部環境からの情報に強く依存した即時的な変化メカニズムによって実現されていたことが示唆される。

## 5.2 足首軌道の複雑性の検討

Fig. 5の結果から、RASによる歩行訓練により、歩行における脚運びの軌道のLyapunov指数が、健常者のそれとより近い値へ変化することが明らかとなった。具体的には、装具を装着すると両脚の足首軌道のLyapunov指数に有意な左右差が生じること、そして、RASへ歩行リズムを適応させることによって、その左右差が患側の足の軌道を顕著に変化させる形式で補正されることが明らかとなった。これらの結果から、RASは歩行運動における周期ゆらぎよりも、足首軌道の複雑性を補正する上で有用であることが示唆される。

また、その時間発展プロセスを詳細に観察したところ、Fig. 8より、RASによる歩行訓練では開始から約60secは軌道が不安定な運動であるが、それ以降、運動が安定化する傾向が見られた。したがって、この結果から、足首軌道の複雑性の変化は、前節で観察した周期ゆらぎに比べ、60秒という比較的長い時間の中で起きているものと考えられる。

この点に関しては、外部環境である音リズムから、脊髄レベルの神経機構への作用に基づく、引き込みによる拘束を原因としたメカニズム<sup>21),22)</sup>の関与も考えられるが、足首軌道と音の発生というイベントの間には前述のような直接の拘束関係は存在しないため、その可能性は低いと考えられる。また、足首軌道のLyapunov指数の変化に、60sec程度の時間を要していたことから、引き込み現象とは異なる、脊髄よりも上位の神経中枢系による運動制御が関与していたと考えられる。

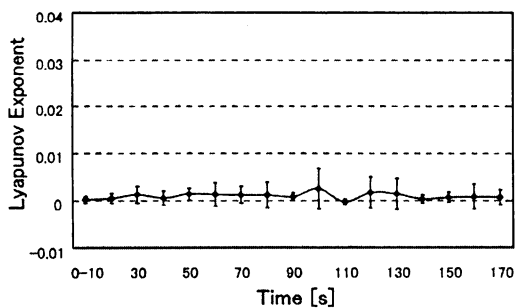


Fig. 6 Temporal development of Lyapunov exponent in healthy condition

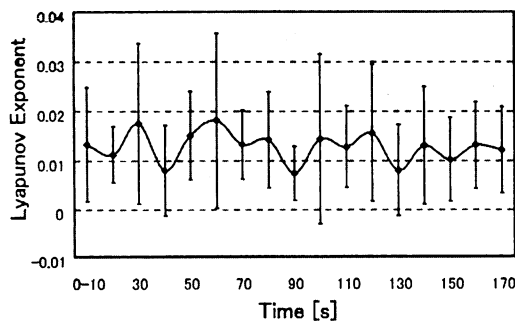


Fig. 7 Temporal development of Lyapunov exponent in handicapped condition

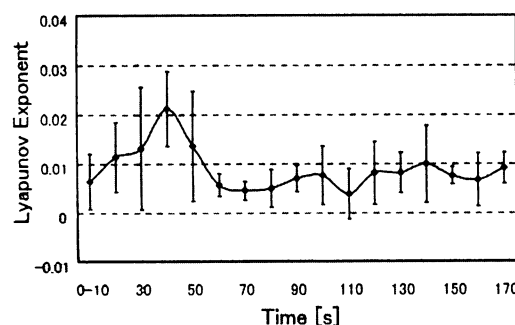


Fig. 8 Temporal development of Lyapunov exponent in gait training condition

一般に、大脳皮質に代表される上位神経中枢系には、身体外部からのあらゆる感覚を統合し、運動の動機付けを行なう機能がある<sup>20)</sup>。また、脳機能イメージング研究からは、歩行中は、脳幹や、小脳に加え、大脳基底核と大脳皮質運動野の活動が顕著に現れることが報告されている<sup>23)</sup>。特に、基底核-大脳皮質運動野のループ回路は、強化学習との関連から、生後学習による歩行運動の学習機能を担っていることが示唆されている<sup>24)</sup>。さらに、運動学習の観点から、外乱を含む環境に適応しながら歩行する際の、下肢運動軌道の制御において、小脳が重要な役割を果たしていることも示唆されている<sup>25)</sup>。

これらのことから、Fig. 8で観察されたような長い時間スケールの時間発展プロセスは、基底核や皮質、小脳などのより高次の神経機構が、歩行運動の動作履歴をバッファし、それに基づいて歩容を変化させる機能を担っていると考えられる。したがって、足首軌道において観察された歩容変化は、上位神経中枢系による外部環境への1min程度の長い時間スケールの適応動作を原因とするもので、自身の動作履歴に強く依存した履歴的な変化メカニズムによって実現されていたことが示唆される。

また、この長い時間スケールの時間発展は、障害歩行条件において観察されなかった。このことを踏まえると、前節において示された即時的な変化メカニズムに基づく補正が、この履歴的な変化メカニズムに基づく補正の実現に時間的に先行して実現される関係にあったことが考えられる。このことは、この履歴的な変化メカニズムに基づく補正が、即時的な変化メカニズムに基づく補正をきっかけとして作動するメカニズムとなっていることを示唆している。

### 5.3 歩容の変化メカニズム

以上のことから、歩行訓練における歩容の変化は、Fig. 9に示すような異なる2種類の時間スケールに基づく変化プロセスと、その間の拘束関係に基づく階層的なメカニズムによって実現されていたことが示唆される。

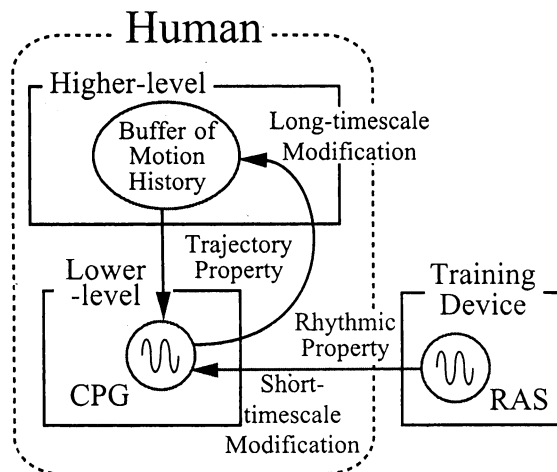


Fig. 9 Hierarchical modification mechanism of gait

## 6. おわりに

本研究では、環境適応に基づく運動技能の獲得メカニズムの解明を目的として、歩行訓練における歩容の変化メカニズムの実験的解析を行なった。具体的には、歩行運動に必要な運動要素が限定された擬似片麻痺障害者を対象とする実験環境を構築し、一定リズムの音刺激による歩行訓練手法RASによって、歩行の運動スキーマを学習することで歩行リズムが変化してゆくプロセスの計測を行なった。

その結果、歩行リズムの周期ゆらぎの変化は、外部環境からの情報に強く依存した、数秒程度の短い時間スケールのプロセスとして実現されていることが明らかとなった。一方、足首軌道の複雑性の変化は、1min程度の長い時間スケールのプロセスとして実現されていることが明らかとなった。また、両メカニズムの間には、下位の変化をトリガとして上位の作動が促される階層間の拘束関係が存在することも示された。

以上のことから、歩行運動における運動スキーマの学習に基づく周期ゆらぎと足首軌道の複雑性の変化は、それぞれ、外部環境からの情報に依存した即時的な変化メカニズムと、自身の動作履歴に強く依存した履歴的な変化メカニズムにより実現されていることが示された。また、これらのメカニズムに基づく補正のプロセスは、個々の神経機構のレベルにおいて独立しているのではなく、外部環境から情報の影響を強く受ける下位レベルの神経機構に基づく変化をトリガとして、上位レベルの運動の補正がなされる拘束関係が存在し、異なる階層間の運動プロセスとして実現されることも示唆された。

今後は、本研究で得られた知見を歩行や、それ以外の運動スキルの習得の支援するための訓練装置へ活かすための設計手法の検討を行なう予定である。そのため、本研究で明らかとなった階層間の運動プロセスと、運動学習の関係を明らかにする必要がある。本研究で提案しているような階層的な運動スキーマの学習メカニズムは、谷らの構成論的なアプローチにおいて提案されているRNNPBと呼ばれる神経回路モデルを階層化したモデルにおいてもみられる<sup>26), 27)</sup>。このモデルの特徴として、外部環境と相互作用する下層のRNNPBと、下層のスイッチングパラメータの予測を行なう上層のRNNPBの相互作用の2重の相互作用によって運動スキーマが学習される点が挙げられる。この点は、われわれの提案するメカニズムにおける環境からの即時的に影響を受ける周期ゆらぎの変化と、それに連動して変化すると考えられる足首軌道の複雑性の変化の、それぞれのメカニズムと類似していると考えられる。このことは、本研究が提案する歩容の変化メカニズムが、より一般的な運動スキーマの学習メカニズムへ拡張できる可能性を支持するものである。しかし、一方で、2つの階層の間の時間スケールの違いや、その機能的な差異などの点で、本研究の提案メカニズムとは異なる部分も見られる。このような点から、今後、計算機シミュレーションを用いた構成論的なアプローチを併用し、より具体的な運動スキーマの学習プロセスのモデル化を検討することは重要である。



また、本研究で得られた知見を障害者の歩容改善を目的とする歩行訓練装置の開発へ活用することも検討する予定である。そのため、片麻痺による歩行障害など、実際の障害者を対象とした訓練による歩行機能の回復過程との詳細な比較を行ない、そのメカニズムに関して再度検討する必要がある。そして、そのうえで、本実験で用いたRASを改善することを予定している。特に、現状のRASによる歩行訓練では、足首軌道の複雑性については、健常歩行と同じように安定化する傾向が見られたが、歩行リズムの周期ゆらぎに関しては、健常歩行のスペクトルパターンとは異なり、高周波数帯のパワーが相対的に強くなる傾向にあった。したがって、実際の障害者を対象とした訓練においても同様の傾向が見られた場合、歩行リズムの周期ゆらぎに関しては、現状のRASのような一方的に模範となるリズム刺激を提示する訓練では、その歩容をより健常者の歩容に近いものとするのは難しいと考えられる。そこで、そのような問題点を解決するための方針の1つとして、一方的な形式ではなく、提示する音刺激の周波数帯を使用者の歩容の時間変化に応じて変化させられるような歩行訓練手法が考えられる。その1例として、われわれの研究グループによって提案している Walk-Mate<sup>21), 22), 28), 29)</sup>が挙げられる。これは、RASと同様に、音リズム刺激により歩容の補正を行なうものであるが、人間の歩行運動に応じ、提示する音リズムを制御する機能が実装されている。そのため、環境からの情報である音のリズムに適切なゆらぎが伴えば、歩行リズムの周期ゆらぎをより効率的に補正できることが予想される。ただし、この場合、それが足首軌道の複雑性に対し影響を与える可能性を否定できないため、そのような影響を再度慎重に調査する必要があると考えられる。このような観点から、今後、このようなインタラクティブ形式の歩行訓練技術を対象とし、本研究で取り上げた手法と同様環境下での歩行訓練の解析を進めることを予定している。

謝辞 本研究は、科研費 18800044 (動的環境との相互作用による認知-運動機能の獲得とその応用技術に関する研究、研究代表者：武藤 剛) の助成を受けたものである。ここに記して、謝意を表す。

#### 参 考 文 献

- 1) R.R. Schmidt: A schema theory of discrete motor skill learning, *Psychological review*, **82**, 225/260 (1975)
- 2) シュミット: 運動学習とパフォーマンス 理論から実践へ, 大修館書店 (1994)
- 3) 東根, 竹内, 久保田, 浜野, 長瀬, 長谷川: コーディネーショントレーニング及び動作法の組み合わせが大学男子ハンドボール選手のコーディネーション能力に及ぼす影響: 順天堂大学スポーツ健康科学研究, **6**, 117/124 (2002)
- 4) 臨床歩行分析懇談会 (編): 臨床歩行分析入門, 医歯薬出版株式会社 (1989)
- 5) 臨床歩行分析懇談会 (編): 歩行障害の診断? 評価入門, 医歯薬出版株式会社 (1997)
- 6) J. Perry: *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Slack Inc (1992)
- 7) Kirsten Goetz-Neumann (訳 月城, 山本, 江原, 盆子原): 観察による歩行分析, 医学書院 (2005)
- 8) J.M. Hausdorff, C.K. Peng, Z. Ladin, J.Y. Wei and A.L. Goldberger: Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait, *Journal of Applied Physiology*, **78-1**, 349/358 (1995)
- 9) J.B. Dingwell and J.P. Cusumano: Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking, *An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, **10-4**, 848/863 (2000)
- 10) L. Glass and M.C. Mackey: *From clocks to chaos, the rhythms of life*, Princeton (1988)
- 11) D. Mestre, O. Blin and G. Serratrice: Contrast sensitivity is increased in a case of nonparkinsonian freezing gait, *Neurology*, **42**, 189/194 (1992)
- 12) M. Thaut, G. McIntosh, R. Rice, R. Miller, J. Rathbun and J. Brault: Rhythmic Auditory Stimulation in Gait Training for Parkinson's Disease Patients, *Movement Disorder* **11- 2**, 193/200 (1996)
- 13) M. Thaut, G. McIntosh and R. Rice: Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation, *Journal of Neural Science*, **151**, 207/212 (1997)
- 14) 武藤, 粟津原, 一宮, 三宅: 片麻痺擬似体験装具を用いた歩行訓練シミュレーション, *Proc. of the Human Interface Symposium 2007*, 921/926 (2007)
- 15) J. Hausdorff, S. Mitchell, R. Firtion, C. Peng, M. Cudkowicz, J. Wei and A. Goldberger: Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease, *Journal of Applied Physiology*, **82-1**, 262/269 (1997)
- 16) Y. Ohtaki, H. Inooka, R. Nagatomi, I. Tsuji, A. Muhammad, A. Suzuki and K. Fujita: Assessment of Walking Stability of Elderly by Means of Nonlinear Time-Series Analysis and Simple Accelerometry, *JSME Int. Journal. Ser C. Mech Systems, Mach Elem Manuf*, **48-4**, 607/612 (2005)
- 17) H. Kantz: A robust method to estimate the maximal Lyapunov exponent of a time series, *Physics Letters A*, **185-1**, 77/87 (1994)
- 18) S. Grillner and P. Wallen: Central Pattern Generators for Locomotion with Special Reference to Vertebrates, *Annual Review of Neuroscience*, **8**, 233/261 (1985)
- 19) S. Grillner: Biological pattern generation: the cellular and computational logic of networks in motion, *Neuron*, **52**, 751/766 (2006)
- 20) M. Shik and G. Orlovsky: Neurophysiology of locomotor automatism, *Physiological Reviews*, **56**, 465/501 (1976)
- 21) Y. Miyake, T. Miyagawa and Y. Tamura: Man-Machine Interaction as Co-Emergence Communication, *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, **37-11**, 1087/1096 (2001)
- 22) 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)
- 23) T. Hanakawa, Y. Katsumi, H. Fukuyama, M. Honda, T. Hayashi, J. Kimura and H. Shibasaki: Mechanisms underlying gait disturbance in Parkinson's disease: A single photon emission computed tomography study, *Brain*, **122**, 1271/1282 (1999)
- 24) 花川隆: 脳機能イメージングによるヒト二足歩行の中脳神経制御機構の解明, *Equilibrium Research*, **68-3**, 176/182 (2009)
- 25) J.T. Choi and A.J. Bastain: Adaptation reveals independent control networks for human walking, *Nature Neuroscience*, **10-8**, 1055/1062 (2007)
- 26) J. Tani, M. Ito and Y. Sugita: Self-organization of distributedly represented multiple behavior schemata in a mirror system: reviews of robot experiments using RNNPB, *Neu-*

- ral Networks, 17, 1273/1289 (2004)
- 27) R.W. Paine and J. Tani: How hierarchical control self-organizes in artificial adaptive systems, Adaptive Behavior, 13-3, 211/225 (2005)
- 28) T. Muto, B. Herzberger, Y. Kobayashi, Y. Muto, T. Globocnik, E. Poeppel, J. Hermsdoerfer and Y. Miyake: Interactive cuing with the Walk-Mate to improve stability and variety of gait dynamics, Proc. of HCII2005, 10-pages(CD-ROM), Las Vegas, USA (2005)
- 29) T. Muto, B. Herzberger, J. Hermsdoerfer, E. Poeppel and Y. Miyake: Virtual Robot for Interactive Gait Training Improving Regularity and Dynamic Stability of the Stride Patterns, Proc. of CME2007, 1256/1263, Beijing, China (2007)

=====

[著者紹介]

武藤 剛 (正会員)



2004年東京工業大学総合理工学研究科知能システム科学専攻博士後期課程修了(博士(工学)). 東京工業大学特別研究員, ミュンヘン大学 GRP 研究所研究員, 青山学院大学理工学部情報テクノロジー学科助手を経て, 2008年より同助教, 現在に至る. 主に, 福祉工学, ヒューマンインタフェースの設計論の研究に従事. ヒューマンインタフェース学会, 日本バイオフィードバック学会などの会員.

金井 哲也



2008年青山学院大学大学院理工学研究科知能情報コース博士前期課程修了(修士(工学)). 在学中は, 歩行訓練技術の有効性評価に関する研究に従事. 同年, 日本アイ・ビー・エム株式会社入社. 現在に至る.

佐久田 博司



1979年東京大学工学系大学院博士課程修了(工学博士). (株)日立製作所, 長岡技術科学大学機械系助手・助教, 青山学院大学理工学部機械工学学科助教授, 同情報テクノロジー学科助教授を経て, 2004年より同教授, その間, マサチューセッツ工科大学 客員助教授・教授を併任, 現在に至る. e-Learning システムおよび設計情報モデリングの研究に従事. 機械学会, 設計工学会, 図学会, 情報処理学会などの会員.

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を経て, 2007年より同准教授, 現在に至る. 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.

=====