

## 光トポグラフィによる歩行動作の評価

矢野 博明\*<sup>1</sup> 中島 陽介\*<sup>1</sup> 岩田 洋夫\*<sup>1</sup>

## Evaluation of Effect of Walking Using Near-Infrared Spectroscopy

Hiroaki Yano,\*<sup>1</sup> Yousuke Nakajima\*<sup>1</sup> and Hiroo Iwata\*<sup>1</sup>

**Abstract** – This paper describes an evaluation of inner effect of walking. By using a near infrared spectroscopy, activity of human brain can be measured while walking. In this study, two interfaces, a treadmill and a footpad-type locomotion interface were used as test beds. 15 subjects conducted some 1-minute gait trainings and their primary motor area, premotor cortex, and supplementary motor area were measured while these trainings. As a result, some different and common points between walking on these interfaces were found.

**Keywords** : virtual reality, locomotion interface, NIRS, walking, treadmill

## 1. はじめに

バーチャルリアリティ（以下VR）システムにおいて、システムがユーザーに与える影響の評価は、システム開発においてきわめて重要である。

VRシステムの評価手法には、機械特性やユーザーの主観的評価が良く用いられている。身体の移動軌跡や速度、加速度などの機械特性評価により、定量的にシステムの性能評価が可能である。また、主観評価手法である調整法、極限法、恒常法など精神物理学的測定法によって、人間の感覚量と物理的刺激量に対する反応である閾値や弁別閾を求めることが出来る。しかしながら、各々ユーザーの感覚を評価することが困難であったり、被験者の恣意的な要素が入りやすいという欠点がある。第3の方法として、脳波や血流量、筋電などの生体情報計測による評価手法がある。これらは被験者の恣意的な要素が入りにくく、ユーザーへの影響を定量的に評価することが可能である。

本研究では、生体情報計測による評価対象動作として、人間が持つ最も基本的な移動手段である「歩く」という動作に着目した。歩行動作は全身運動であり、VRシステムからの影響を大きく受けることが予想される。これまでに筋電を用いた歩行感覚を呈示するロコモーションインタフェースの評価などが行われている[1]が、脳の活動に着目した歩行に関する評価は行われていなかった。これは、脳波計やPET、fMRIが計測環境を選び、被験者の体動にも厳しい制限があるため、歩行運動時の計測が技術的に困難であったため

である。

近年、近赤外光による光トポグラフィ装置（Near-InfraRed Spectroscopy, 以下NIRS [2]）が開発され、脳内血液酸素動態によって間接的ではあるが、歩行運動中の脳の活動をリアルタイムに測定出来るようになった。血液量変化の出現には数秒の時間遅れがあるが、NIRSによってシステムの評価のみならず、ユーザーの脳活動など内的状態をバーチャル空間へフィードバックすることが可能となったと言える。

本研究では、VR空間での歩行感覚を呈示するロコモーションインタフェースおよびトレッドミルによる歩行時の脳の活動状態をNIRSにより計測し、歩行運動の脳活動の定量的評価により、その特性とフィードバック方法について議論する。

## 2. 光トポグラフィの特性

## 2.1 光トポグラフィの性能

脳の活動状態を計測する装置としては、PETやfMRIなどが多く用いられている。これらの装置は精密な計測が可能であるが、測定中に被験者が安静状態でなければならないために、歩行運動中の計測には適さない。これに対して、本研究では近赤外光を用いたNIRS（図1）を使用した。近赤外光は生体内を透過しやすく、ヘモグロビンの酸素化状態によりその吸収量に変化する性質がある。この性質を利用して、複数の近赤外光の入射、検出ファイバを頭部に格子状に配置し、入射光を時分割で発光させその光の吸収量の時間変化から大脳皮質表面の賦活領域を検出できる。NIRSは脳表付近の血液中の酸素化ヘモグロビン(oxyHb)、脱酸素化ヘモグロビン(deoxyHb)、およびそれらの和である全ヘモグロビン(totalHb)をmodified Lambert-

\*1: 筑波大学大学院システム情報工学研究科

\*1: Univ. of Tsukuba, Graduate School of Systems and Information Engineering



図1 NIRStation  
Fig. 1 Overview of NIRStation

Beer 則に基づいて計測することが可能である。これらの測定値の意味合いについてはまだ不明な点が多いが、NIRS と fMRI を用いた実験により、脳の活動を最も反映しているのは oxyHb の濃度であることがわかっている [3]。さらに脳の機能は他の臓器と同様に計測データの各値よりも時系列変化に反映されやすいという特徴 [3] があり、高い時間分解能が必要とされる。NIRS は、非侵襲かつ被験者の拘束が少なく高い時間分解能を持つため、歩行運動中の脳の活動をダイナミックに測定できる。

しかし、頭部のプローブは帽子状のホルダによって取り付けられるため、取り付け誤差が発生しやすいと言うデメリットもある。また、NIRS によって得られる計測値は近赤外光が通った光路長と濃度の積であり、近赤外光は多重散乱によって複雑な光路をたどって検出される。そのため、光路長が未知のパラメータとして残っており [4]、被験者間の数値的比較は難しいといわれている。しかし、同一被験者において、プローブの付け替えなどをしなければデータ比較は可能である。

以上の知見に基づいて、本研究では oxyHb の濃度に注目して歩行運動の評価を行った。

## 2.2 歩行運動における脳活動

歩行運動に関連する脳の表層部位は一次運動野、一次体性感覚野、補足運動野、運動前野である。

一次運動野は、大脳皮質の中央部にある中心溝の前方の領域に位置している。運動野の中には体部位局在があり、顔、手、足などの体の各部位に対応した領域が運動野の中にある。足に対応する領域は左右の脳の境界付近にあり、体幹部、手、顔の順に外側へと分布している。一方、一次体性感覚野は中心溝の後方の領域に位置し体性感覚を司り、運動野と同様に体部位局

在がある。運動前野と補足運動野は一次運動野前方の領域に位置する。運動前野と補足運動野は視覚、聴覚、体性感覚から情報を得て一次運動野に指令を出し、運動野を上位より支配することにより間接的に運動に関与している [4]。

本研究では、歩行運動指令を生成する一次運動野、運動前野、補足運動野に注目して計測を行った。

## 3. 実験システム

### 3.1 システム構成

本実験は、実空間に近い歩行を行うためのトレッドミルと部分面型ロコモーションインタフェースの GaitMaster3 と測定装置 NIRS からなる。トレッドミルにはバイオデックス社製ゲイトトレーニングシステム BDX-GTM を用いた (図 2)。この装置は最大で 12 マイル毎時の速度を出すことができ、0.2 マイル毎時単位で歩行速度調節をすることが可能である。

歩行感覚を呈示する VR システム (ロコモーションインタフェース) には、ベルトコンベアのような連続した床面を歩く連続面型 [5] と、被験者の足の下にのみ小さな床面を呈示する部分面型、全方位車両群が歩行に合わせて回り込むことで歩行面を作り出す循環型がある。中でも部分面型の立命館大学の Gaitsimulator [6] や筑波大学の GaitMaster [7] などは足を 3 次元の任意の位置に移動させることができ、生体信号をフィードバックに用いた歩行訓練への応用が可能である。そこで本研究では GaitMaster3 [8] を VR システムの一例として用いた。

GaitMaster3 は片足につき前後方向と上下方向の 2 自由度を持つ部分面型ロコモーションインタフェースである (図 3)。歩幅最大 599mm、歩行速度は最高 784mm/sec で、被験者の踵の位置をセンサで読み取り、フットプレートを常に足の下に陰のように追従させる。足を前に出すと同時に立脚側の足を引き戻すことで、その場にながら無限に広い空間を歩く感覚を得ることができる。なお、本論文ではこの歩行を、被験者の能動的動作であることから「能動歩行」と呼ぶ。

一方、装置が主体的に動いて被験者に歩行運動させる動作を「受動歩行」と呼ぶ。受動歩行ではビンディングによりユーザーの足をフットプレートに固定し、ある歩行軌跡に追従するように PC でフットプレートの動きを制御することで、ユーザは任意の足の動きを体験できる。なお、本研究で用いたビンディングはスノーボード用を流用しており、足を頑強に固定するものではない。フットプレートが並進移動しても、踵の上げ下げが比較的自由に出来、不自然な姿勢にはならないよう配慮した。

本研究で使用した NIRS は島津製作所製近赤外光

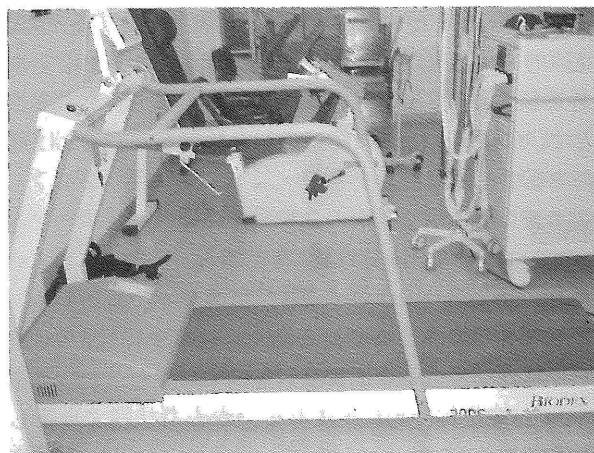


図2 トレッドミル  
Fig. 2 Overview of Treadmill

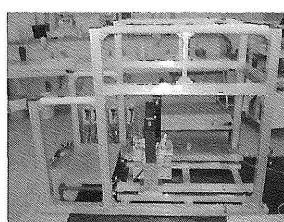


図3 GM3 システム構成  
Fig. 3 System configuration of the GaitMaster3

イメージング装置 OMM-3300/18 である。32 本のプローブを持ち、最大 64 チャンネル計測が可能である。NIRS の時間分解能は 100ms である。空間分解能は、プローブを 3cm 間隔で取り付けするため 3cm である。

### 3.2 測定方法

本研究の実験における共通の測定方法について述べる。2.2 節で述べた一次運動野、運動前野、補足運動野の歩行時の活動の測定は、28 本のプローブを横 7 列、縦 4 列に取り付け計測した (図 4)。測定は隣接するプローブ間で行われるため、チャンネル数は 45 チャンネルとなる。図 5 にプローブとチャンネルの対応関係を示す。送光用プローブを黒丸、受光用は白丸で示す。プローブ取り付け位置は横 7 列のうち中央の列を正中線にあわせ、縦 4 列のうち前から 3 列目を被験者の両耳、頭頂を結ぶ線上に合わせた。また、測定中にプローブ部分が動くと、髪の毛などで光量に変化しノ

イズとして計測されるため、余計な力が加わりにくいように、プローブのケーブルを後頭部で束ねた。



図4 プローブ装着の様子  
Fig. 4 Overview of the probes

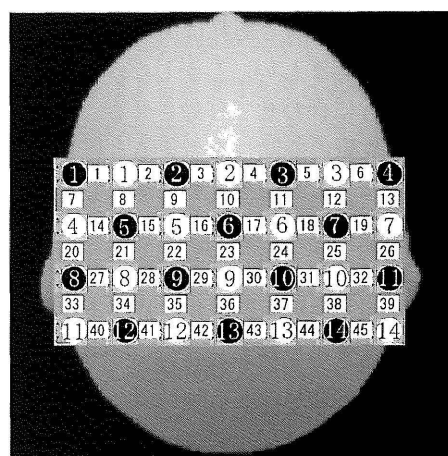


図5 プローブおよびチャンネル番号  
Fig. 5 Numbers of probes and channels

測定は、NIRS を用いたトレッドミル上の歩行実験 [9] に基づき、「レスト 15 秒」—「タスク 30 秒」—「レスト 15 秒」という試行を連続して 5 回繰り返した。なお、測定によって得られたデータはノイズが多いためノイズ処理が必要である。処理方法は 39 点の移動平均による平滑化を 20 回行い、5 回の試行の値を加算平均した。後述の 2 つの実験での各実験のインターバルは、同じ種類の装置を用いた場合 30 秒、装置を切り替える場合は 2~3 分程度だった。また、事前に実験の趣旨を説明し、データは統計的に処理し個人情報管理を徹底することを、各被験者に対して事前に説明し、了承を得た上で実験を行なった。

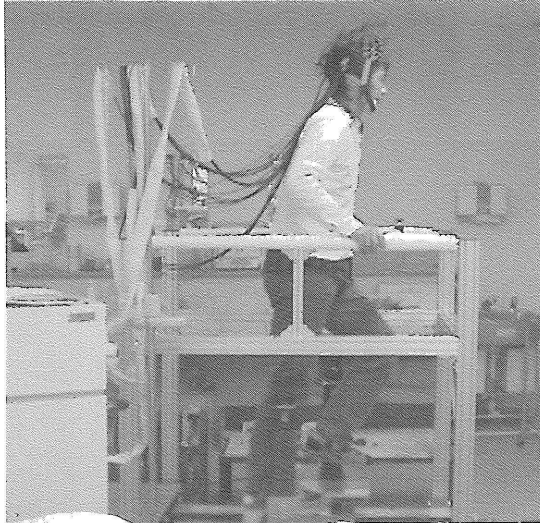


図6 GM3を用いた実験  
Fig.6 Experiment using GM3

#### 4. 能動歩行評価

##### 4.1 実験条件

GaitMaster3の能動歩行を行ったときの脳の活動を計測した(図6)。本来であれば実空間上の歩行運動と比較することが望ましい。しかしながら、重量100kgのNIRSを歩行に合わせて移動させることは容易でなく、安全性や故障の危険性を考えると難しい。そこでトレッドミルによる歩行を比較対象とした。トレッドミル歩行は、歩き始めではベルトの動きに合わせて歩く受動的な歩行になるが、定常状態では歩行速度を維持するために同じ歩容を繰り返す点で実歩行とほぼ動作内容は同じと考えられる。一方、GaitMaster3によ

る能動歩行は、踵の高さで遊脚、立脚判定をするため、意識的に足を上げる必要がある。そこでトレッドミル上でも意識して足を上げながら歩行する実験をすることで、GaitMaster3の能動歩行を行う上での足上げ運動の影響を調べた。

タスクの種類は以下の3種類である。

- (1) GaitMaster3による能動歩行
- (2) トレッドミルでの歩行(1.8マイル毎時)
- (3) トレッドミルで足を高く上げて歩行(1.2マイル毎時)

(1)では安全のために手すりをつかんだ状態で歩行した。また、歩行速度は被験者が自然に歩けるようにするために歩行速度の指定はしなかった。(2)、(3)では条件統一のために能動歩行と歩行速度を合わせることも考えられるが、人により歩行速度が異なり、1回の歩行の間でも歩行速度が変動した。能動歩行の運動量は実空間歩行や受動歩行よりも大きくなることが分っており[1]、安全に注意しながらなるべく負荷を近づけるために、これらの速度を選択した。なお、なるべく自然な歩行に近づけ、脳への不自然な影響を極力減らすため、被験者には手すりにつかまらないように指示した。実験の順番は被験者全員それぞれの条件について5回終了後に次の条件に移り(1)から(3)の順に行なった。また、被験者は健康な成人男性10名である。

##### 4.2 数値比較結果

2.1で述べたように、NIRSは被験者間におけるデータの数値比較や実験ごとのデータの数値比較には適していない。しかし、本実験では被験者にホルダと

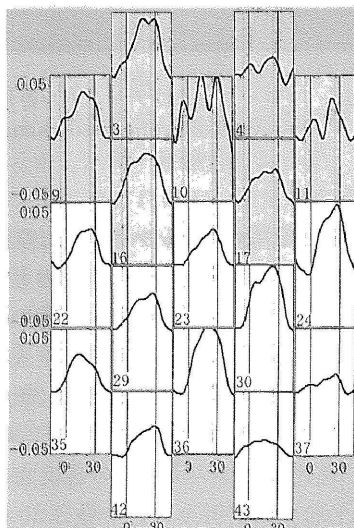


図7 代表的な被験者1名の能動歩行時の賦活変化  
Fig.7 Typical activations of a user's brain in active walking on the GM3

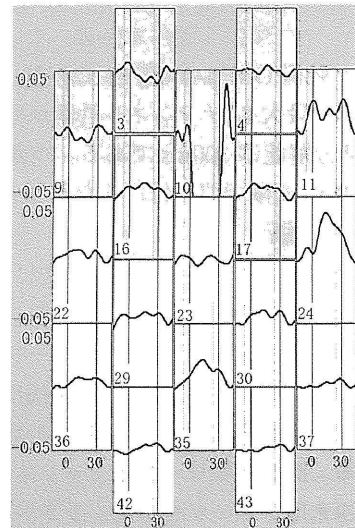


図8 時速1.8マイルのトレッドミル歩行の代表的な賦活変化  
Fig.8 Typical activations of the user's brain in 1.8 mile/h walking on the Treadmill



プローブを取り付けた後、それらを取り外すことなくすべての実験を連続して行った。したがって個々の被験者毎に実験間の数値的な比較が可能である。被験者ごとに3種類のデータに関して、5回分のデータについて加算平均、スムージング処理を施した上で縦軸のスケールを統一して比較した。データの加算回数5回のうち、有効ブロック数は3ないし4であった。プローブの微妙なずれや外光の影響と考えられる、早い周期での振動や、振幅が他のチャンネルと比べて2倍の振幅のデータは加算平均には加えなかった。また、ベースラインからの oxyHb の変化を測定するためにベースライン補正も行った。具体的には、データの加算平均、スムージング処理を行ったあとに、計測開始直前と終了直後の5秒間のそれぞれの平均値を求め、それら2点を通る1次式をベースラインとした。

図7、8に計測したデータの代表例を示す。これらは同一被験者の平均データで、装置の固定位置から背景灰色のグラフ(ch3~ch17)は運動前野および補足運動野、背景無色のグラフ(ch22~ch43)は一次運動野と考えられる部位の各チャンネルの出力結果をグラフ化したものである。縦軸は oxyHb の濃度変化量、横軸は時間である。各グラフ内に示した2本の黒い縦線は、左が実験開始時刻、右が終了時刻を表す。灰色の縦線は開始、終了の5秒前にカウントダウンを開始した時間を表す。

被験者10名のうち8名において能動歩行の振幅が明らかにトレッドミルでの振幅を大きく上回っていた。GaitMaster3による能動歩行では、トレッドミル上での歩行運動に比べて一次運動野、運動前野、補足運動野がより大きく賦活したことがわかった。実験が進むにつれて賦活量が減少するなどの傾向はなく、順序効果の影響というよりは方式の違いの影響が大きいと考えられる。なお、ここでは足に関連するchのみに注目したが、計測範囲全体に同様の賦活が見られた。これは歩行運動が全身運動であり脳の機能を広く用いていたためと考えられる。

#### 4.3 時間変化比較結果

図7、8のデータよりタスク開始時もしくはその前後に運動前野および補足運動野に相当する部位が賦活することがわかった。また、タスク開始直後に一次運動野の足、体幹部周辺に相当する部位の賦活が多くの特試行において確認された。これは運動指令が運動前野、補足運動野から一次運動野へと伝わる事実[9]と一致している。なお、計測開始前から活動が見られるが、これは被験者に対して5秒前から口頭で開始終了時刻を教えたため、身構えてしまいその影響がNIRSのデータに現れていると考えられる。

また、一次運動野の足、体幹部に相当する部位は

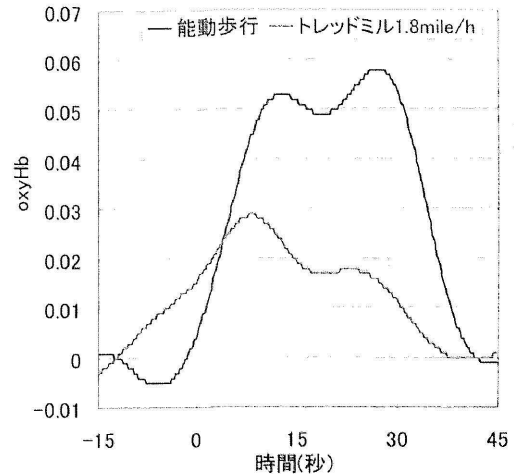


図9 能動歩行とトレッドミル歩行時の一次運動野(ch30)のoxyHb濃度変化

Fig. 9 Consistency of oxyHb at primary motor area in active or treadmill walking

GaitMaster3による能動歩行とトレッドミルによる歩行、足上げ歩行の間に相違が見られた。最もその差が大きかったch30の時系列データを図9に示す。

トレッドミルによる時速1.8マイルの歩行ではタスク開始後に賦活のピークがくると、その後はベースラインの値へと収束した。これは歩き始めの数歩は意識的に行う随意運動であるために運動野、運動前野が関係するが、定常歩行運動に移行すると運動制御が一次運動野からルーチンワークを司る小脳、大脳基底核そして脳幹・脊髄に移る[9]ためと考えられる。

これに対して、能動歩行ではタスク直後にピークを迎えるが、その後ベースラインまで収束せずに緩やかに減少するパターンが多く見られた。GaitMaster3による能動歩行は、足を踏み出す度に足や手でバランスを取る必要があり、タスク開始から終了までが全て随意運動になった結果と考えられる。

また、条件(3)では、一次運動野のoxyHbがタスク開始直後にピークを迎えたあとにベースラインに収束する人としていない人がいた。これは被験者が足を上げて歩くという指示に対して、大腿部が水平になるまで高く足を上げた被験者と、自然な歩行よりも足を少しだけ高く上げて歩いた被験者がいたためである。大腿部が水平になるまで足を高く上げて歩いた場合は、タスクを行っている間は随意運動となり一次運動野のoxyHbの減少は少ないが、自然な歩行より少しだけ高く上げた場合は随意運動とならずに、一次運動野の賦活が収まったと考えられる。

上記のような一次運動野の賦活度低下時には、過去に獲得していたスキルを元に歩いていると言え、運動

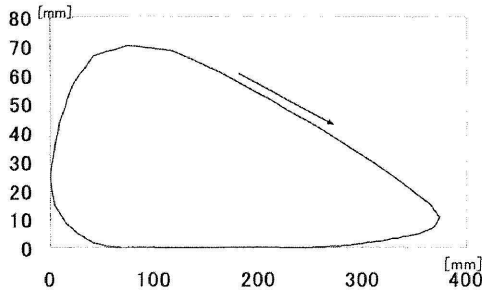


図 10 受動歩行の基本軌跡データ  
Fig. 10 Basic trajectory in passive walking

がルーチンワーク化していることの指標としての利用可能性を示唆するデータとも言える。

### 5. 受動歩行評価

#### 5.1 実験条件

次に GaitMaster3 による受動歩行と対照実験としてトレッドミル歩行とを比較した。受動歩行は歩行周期、歩幅、遊脚時の足の高さなどを自由に設定でき、任意の歩行を被験者にさせることが可能である。自発的な能動歩行と比べて随意運動が少なくなった受動歩行により脳の活動状態がどのようになるのか計測した。実験では、GaitMaster3 上でトレッドミルと同じ速度で歩いた時の脳の動きを比較した。実験条件は以下の 4 種類である。

- (1) 受動歩行 (歩行速度 0.6 マイル毎時)
- (2) 受動歩行 (歩行速度 1.2 マイル毎時)
- (3) トレッドミルでの歩行 (0.6 マイル毎時)
- (4) トレッドミルでの歩行 (1.2 マイル毎時)

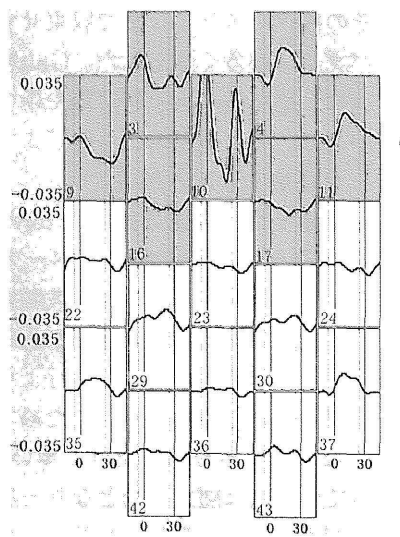


図 11 時速 0.6 マイルの受動歩行の代表的な賦活変化  
Fig. 11 Typical activations of the user's brain in 0.6 mile/h passive walking on the GM3

条件 (1)(2) は、安全のために被験者がバランスを崩しそうになったら手すりをつかむよう指示した。2 種類の歩行速度は、受動歩行とトレッドミルでの歩行となるべく条件を統一するため、被験者が GaitMaster3 の手すりを掴まなくても歩行できる最高速度とその半分程度の速度とした。受動歩行で呈示したフットパッドの軌跡は、あらかじめ記録したトレッドミルの上を健常者に歩かせた時の踵の軌跡データ (図 10) のスケールと周期を変化させたものである。0.6 マイル歩行では歩幅 400mm、高さ 30mm、周期 1.5 秒とし、1.2 マイル歩行では歩幅 500mm、高さ 50mm、周期 0.95 秒とした。被験者は健康な成人男性 15 名である。なお、実験の順番は被験者全員それぞれの条件について 5 回終了後に次の条件に移り (1) から (4) の順に行なった。

#### 5.2 数値比較結果

図 11、12 に計測したデータの代表例 (同一被験者 1 名分の平均値) を示す。4.2 節と同様にトレッドミルでの歩行データと GaitMaster3 でのデータの数値的な比較を行った。トレッドミルの上で歩行したデータと GaitMaster3 で歩行したデータを比べると、能動歩行の場合ほど大きな違いはなかった。実験の順序を (1)~(4) の順にしたが、実験が進むにつれて賦活量が減少するなどの傾向はなく、順序効果の影響も顕著に現れなかった。計測開始前から活動が見られるが、これは被験者がカウントダウンによって計測開始時刻を知っているため、あらかじめ身構えていた影響が現れていると考えられる。また、能動歩行と同様にここでは足に関連する ch のみに注目したが、計測範囲全体に同様の賦活が見られた。これは歩行運動が全身運動

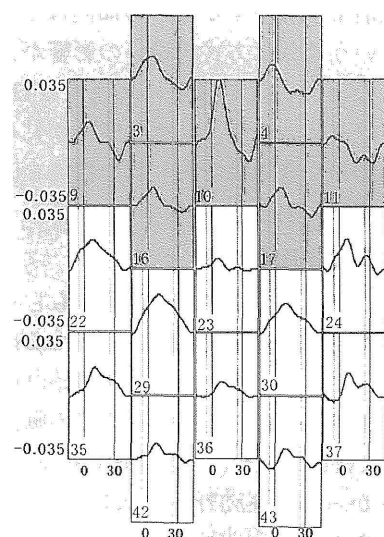


図 12 時速 0.6 マイルのトレッドミル歩行の賦活変化  
Fig. 12 Typical activations of the user's brain in 0.6 mile/h walking on the Treadmill

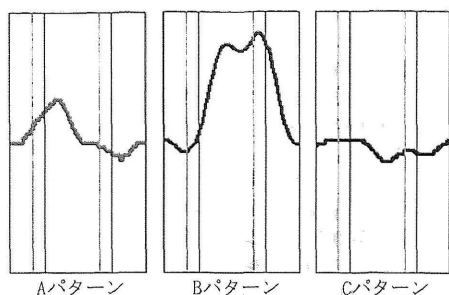


図 13 3つの歩行パターンの典型例  
Fig. 13 Example of 3 patterns

表 1 パターン別分類

Table 1 Number of each pattern with each walking style

	A パターン	B パターン	C パターン
トレッドミル 0.6 マイル	6	4	5
トレッドミル 1.2 マイル	4	5	6
GM0.6 マイル歩行	4	7	4
GM1.2 マイル歩行	0	12	3

であり脳の機能を広く用いていたためと考えられる。

### 5.3 時間変化比較

4.3節と同様に時間変化（波形形状）に関する評価を行った。一次運動野に現れる波形の特徴をまとめると

A：タスク開始直後にピークとなり、その後ベースラインに収束する。

B：タスク開始直後にピークとなり、その後賦活状態が続く。

C：賦活しないか、小さな振幅で振動的に変化する。の3種類であった。それぞれの典型例を図13に示す。

Aパターンは、歩き始めに床面の移動速度に適應するために、随意的な運動を行なっているが、その後定常速度で歩行が安定すると、随意運動からルーチンワーク的な歩行制御になり、一次運動野の活動が低くなったと考えられる。Bパターンは実験中終始、歩行運動が随意運動となっていると考えられる。Cパターンは、随意的な運動ではなく、ルーチンワーク的な歩行となっており、随意運動を制御する一次運動野が終始低い値を示したと考えられる。このような視座に立つと、表1の結果はトレッドミルについては、各パターンがほぼ均等に分布しているが、GMについては、速度が遅い場合はトレッドミルと同じでも、速度が上がると一次運動野が継続的に賦活するBパターンに集約する傾向にある。これは、運動量的に実歩行に近いGMの受動歩行[1]であっても、歩行動作が随意運動になる傾向にあると言える。この結果は従来の計測方法では得られなかった結果と言える。

また、得られた15人のデータのA、B、Cに当てはまるデータの数を表1に示す。このデータを比較するとトレッドミル歩行に比べると受動歩行の方が一次運

動野をより使う傾向にある。トレッドミルでの歩行では歩行速度が決められているが、歩幅、歩隔、足の振り上げ量は被験者の歩きやすい軌道で歩くことが可能である。しかし、GaitMaster3では足の軌道が完全に決められているために、被験者が装置に合わせて重心移動などを行う必要がある。そのために単純な歩行動作の反復とならずに一次運動野が活動していると考えられる。また、トレッドミルでもA,Bグループの人が見られたが、これは歩きやすい速度が個人によって異なり、歩幅や歩調の調整に苦勞して歩き始めに随意運動的な歩行になっていたことが主な原因である。これもルーチンワーク的な歩行とそうでない場合とを見分けられる可能性を示すデータと言える。その一方で、速度と賦活量が単純に比例しない場合があり、既存のシステムとの比較にあたっては被験者の特性を考慮する必要があると言える。

## 6. 考察

実験結果より脳機能の観点から見てGaitMaster3の能動歩行とトレッドミル上での歩行運動では差があることがわかった。人の自然な定常歩行運動では大脳皮質の運動野、運動前野はあまり賦活せず、より原始的な小脳や脳幹などによって行われているのに対し、GaitMaster3の能動歩行では運動野、運動前野を使い、考えながら歩いていると言える。また実験後のアンケートでは「バランスを崩さないように注意していた」、「GaitMaster3の上で歩くのが怖かった」という意見が多かった。このことからGaitMaster3による能動歩行は脳に対し大きな影響を及ぼすと言える。なお、本研究ではGM歩行と実空間での実際の歩行との比較は行なえなかったが、実際の歩行はトレッドミルのように床の動きに合わせるのではなく自分の意志で歩くため、体をどう動かせばよいかある程度予測が付くフィードフォワード的な歩行になる可能性が高い。その分トレッドミルよりも賦活強度が低くなる可能性がある。実歩行による計測は今後の課題である。

一方GaitMaster3の受動歩行に関しては、運動野の賦活の仕方に違いはあったものの、全体の働きとしてはトレッドミル上での歩行に近いといえる。受動歩行により正しい足の軌跡を追体験させるだけでなく、歩行のために必要な脳の活動の仕方を患者の脳に教えることができる可能性があり、脳卒中などで脳機能が失われた患者への歩行リハビリテーションへの応用が可能であることを示している[10]。

また、一次運動野の活動変化の様子から、作業のルーチンワーク化の計測の可能性が示唆された。しかし、NIRSは血流量の変化を計測しているため、運動開始から5秒程度のタイムラグがある。従ってあまり

周期の早いフィードバックには不向きといえる。逆に比較的長い時間をかけた変化に対するフィードバックに利用出来る。たとえば、この情報を元に、活動が下がりがつあれば、負荷を上げる、逆にレベルが上がったままであれば、負荷を低減するなど、負荷の適切な調整が可能といえる。著者らが行なっているリハビリテーションシステムでは負荷の調整は、理学療法士が臨席し経験に基づいて総合的に見て判断をしている。しかし、一次運動野のデータを用いて、専門家ほどではないもののある程度の負荷の自動調整を行う指針としての利用可能性を示すものと言える。

また、リハビリ以外にも人間には動作の習熟機能がある。技能習熟のような長期的な変化の評価は今後の課題とするが、本結果は、一次運動野の活動状況の変化をもとに、技能獲得状況の客観的評価の可能性を示唆していると言える。

## 7. まとめ

本研究は光トポグラフィを用いてトレッドミルおよび GaitMaster3 における歩行運動時の脳活動の評価を行った。その結果トレッドミル上での歩行運動よりも GaitMaster3 による歩行の方が、脳の賦活領域と強度が大きいことが明らかになった。また、光トポグラフィの一次運動野の出力に注目することで、ユーザーの随意運動を客観的に検出出来る可能性が示唆され、このデータを元に、歩行訓練などの場合に客観的に負荷の調整を行なうシステムの可能性を示した。

今後の課題としては、1ヶ月程度の長期的な歩行運動による脳活動変化の評価や視覚ディスプレイなど多重感覚呈示環境における評価などが挙げられる。

## 謝辞

本研究は、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構の産業技術研究助成事業および独立行政法人科学技術振興機構戦略的創造研究推進事業 CREST の助成によって実施したものである。また、実験に協力頂いた筑波記念病院の斉藤秀之氏、田中直樹氏をはじめとする理学療法士諸氏に感謝する。

## 参考文献

- [1] 矢野, 葛西, 斉藤, 岩田: "ロコモーションインタフェースによる歩行感覚の共有", ヒューマンインタフェース学会論文誌, Vol.4, No.2, pp.119-126 (2002)
- [2] 田村: "光を用いた脳機能イメージング(1)", 臨床脳波, 44, pp.389-397, (2002)
- [3] 福田: "精神疾患の診断・治療のための臨床検査としての NIRS 測定", MEDIX, VOL.39, pp.4-10, (2003)
- [4] 寺島俊雄: "解剖学講義ノート", pp.123-124, (2006)
- [5] 岩田: "全方向無限平面を用いたロコモーションインタフェース", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 5, No. 2, pp.853-862(2000)

- [6] 藤田, 中村, 牧川, 山下: "方向転換、階段昇降を考慮した歩行シミュレーターについて", 医用電子と生体工学, 38, p252, (2000)
- [7] 岩田, "凹凸面を呈示する仮想歩行装置 GaitMaster", Proc. of 4 th VRSJ annual confrence, pp.345 -348, (1999)
- [8] 大貫, 矢野, 岩田: "運搬性と拡張性を考慮した部分面型歩行感覚呈示装置の開発", 日本バーチャルリアリティ学会第 9 回大会論文抄録集, p.98(2004)
- [9] 江田, 宮井, 久保田, 柳田: "運動時の能活動計測" 臨床脳波, Vol.44, No.12, pp.751-757, (2002).
- [10] 大貫, 矢野, 斉藤, 岩田: "可搬型歩行感覚呈示装置による歩行リハビリテーション", 第 44 回日本生体医工学学会大会論文集, p.261, (2005)

(2006年10月11日受付)

## [著者紹介]

### 矢野 博明 (正会員)



1997年筑波大学大学院工学研究科修士。同年日本学術振興会特別研究員(PD), 99年筑波大学機能工学系講師, 06年同大助教授, 現在に至る。力覚呈示, 移動感覚呈示に関する研究に従事。博士(工学)。

### 中島 陽介 (学生会員)



2006年筑波大学工学システム学類卒業。同年同大大学院システム情報工学研究科入学, 現在に至る。歩行感覚呈示や歩行リハビリテーションに関する研究に従事。

### 岩田 洋夫 (正会員)



1986年東京大学大学院工学系研究科修士, 同年筑波大学構造工学系助手, 88年同講師, 93年同助教授, 99年同大学機能工学系助教授, 現在に至る。人工現実感に関する研究に従事(工学博士)。