解 説

実環境における2足歩行の創発的リアルタイム制御

Emergent and Real-time Control of Bipedal Walking in a Real World

矢野 雅文* 富田 望* *東北大学電気通信研究所

Masafumi Yano* and Nozomi Tomita* *Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University

1. はじめに

生命システムを取り囲む環境は常にしかも無限に変化するが、個体が生存するためには運動機能はどんな環境・条件であっても適切に発現されなければならない。つまり、「生きていること」は生命システムがこの「無限定環境と調和的な関係を作り出すこと」であり、生命システムの認識機能や運動機能は環境との調和的な関係を作り出すための機能である。本質的な問題は生命システムが実環境において、これらの機能が発現している法則性が何であるかである。生命システムの認識・運動機能が、これまでの自然科学のパラダイムで説明できるかどうかを検証し、これまでの方法論で説明できないとすれば、生命システムが無限定である実環境と調和的な関係を作るのに必要な法則を明らかにしなければならない。本稿では実環境下における2足歩行問題を通して実環境における運動制御の方法論を議論する。

2. あらかじめ規定された環境下における運動制御

これまでの制御は基本的には自他分離の方法論に基づいている。まず環境とシステムを分離し、環境をあらかじめ限定してモデル化を行い、モデル化した環境に合わせてシステムを制御する。この代表的な例として、現在の工学的2足歩行システムで行われている標準的な制御方法であるZMP（ゼロモーメントポイント）による制御がある[1]。これはロボットのキネマティクスに基づく軌道計画を行い、その計画を実現するために動力学解析を行いながらフィードバック・フィードフォワード制御を行う。地面や床面との接触点周りの自由度は直接的に制御ができないので、床反力などのセンシング情報を用いて床反力作用点中心の軌跡を予測しながら軌道計画を行う。この方法は環境変化や外乱が起きるたびに運動軌道を計算しなおす必要があるため、無限定環境下でリアルタイムの制御には適しない。

この軌道計画法主体の方法に対して、骨格系の受動的な

ダイナミクスや環境とのリアルタイムでの非線形相互作用を積極的に取り入れて運動を制御しようというダイナミカルシステムアプローチがある。最もシンプルな系は2足の受動歩行システムである。骨格系と環境との相互作用による協同現象により生み出される歩行パターンは、ヒトの2足歩行に極めて近い自然なパターンを生成するが、これは非線形ダイナミクスにより発現する現象に過ぎず、限られた環境でのみ歩行が可能である。

こうした骨格系と環境との相互作用に加え、生物の運動パターン生成器として知られる中枢パターン発生器（CPG）を神経系として組み合わせた歩行システムが多賀らによって提唱されている[2]。これは、神経系のリズムと筋骨格系のリズムが環境と相互作用しながら「引き込み現象」を引き起こす力学系として記述されているので、Global Entrainmentと呼ばれている。受動歩行よりはるかに広い安定領域を有し、リズムの引き込み領域にあれば、ある程度の外乱や不整地に対しても安定した歩行パターンを生成する。Global Entrainmentという概念は神経系と筋骨格系が一体となって機能するもので、神経系が制御系であり、筋骨格系が被制御系であるという古典的概念を覆すモデルである。

しかし、引き込み領域を含めてあらかじめ想定した環境であると見なせば、これらのCPGモデルも安定した歩行を発現できるのは限定した環境においてのみである。この意味では自他分離による軌道計画法と設計思想は同じで、基本的には想定した環境が異なるごとに異なるCPGを用意しなければならない。

3. 実環境におけるシステムの条件

これまでの方法論である自他分離の方法は、環境が一定であると見なせる場合は極めて有効な方法である。しかし、無限定である実環境は自他分離の方法論が適用できないので、必然的に自他非分離の方法論に移行せざるを得ない。無限定環境において生命システムが環境と調和的な関係を作るためには、環境依存的に目的（拘束条件）を作り、これを自律的に達成しなければならない。目的を設定するとこれを解く問題は逆問題となるが、逆問題は一般に不良設定問題になる。この不良設定性を解消するために必要なの

原稿受付 2004年10月5日

キーワード: Bipedal Walking, Real World, Real-time Control, Emergence, Constraints

*〒980-8577 仙台市青葉区片平2-1-1

*Aoba-ku, Sendai-shi, Miyagi

が拘束条件である。運動はこの目的を自律的に達成するための機能であるといえるが、システムに階層性を認めるとすれば、各階層では上位からの拘束条件を満足しながら下位の階層に対する拘束条件を生成し、最終的には環境と直接相互作用する筋骨格系が拘束条件を充足していることになる。このときシステムが備えておかなければならない条件は、

(1) 無限定環境下で認識・制御するシステムは、無限定システムでなければならない。

複雑に変化する環境に適切に対応するには、システムもまたそれを上回る複雑性を内包していなければならない(アシュビーの最小多様度の法則)。これは要素の性質と要素間の関係を固定したシステムでは無限定環境に対応することはできないので、要素の性質と要素間の関係が柔軟に変更できる系でなければならないことを意味している。

(2) 無限定環境下で認識・制御するシステムは、拘束条件を生成・充足できる自己言及システムでなければならない。

拘束条件を創ったり充足したりするのに必要な情報は、システムの外部から情報を与えるのではなくシステム自身が創りださなければならない。そのためにはシステムが判断するための規範を有しておく必要があり、これを自己言及システムという。

ここで必要な拘束条件はシステム全体にかかる拘束条件であり、時々刻々変化する無限定環境においてシステムを構成する要素と全体の関係を結びつける情報である。したがって、従来不良設定問題を解くために用いられてきた拘束条件とはその性質が異なる。つまり、これまでは観測限界などでシステムの要素の性質を決定できない場合に、未知のパラメータや変数を減じて良設定問題になるように環境を限定することを行う。この方法は拘束条件の生成とそれを充足する時間が分離していても環境が変化しなければ有効に働くが、環境変化や大きな外乱があったときにはそれを解消するすべを持たない。無限定環境にリアルタイムで対応するには、拘束条件は環境とシステムの状態に依存して時間とともに変化するものでなくてはならないし、それをリアルタイムで充足させなければならない。無限定環境では何が拘束条件であり、それをいかにしてリアルタイムで充足させるかを検討する。

4. 生体システムの歩行制御

無限定環境におけるリアルタイムの拘束条件生成・充足問題を考えるときに、参考になるのは無限定環境で歩行を柔軟に行う動物の歩行である。昆虫の6足歩行の場合は拘束条件生成・充足パラダイムで歩行パターンの自律的生成ができる[3]。ヒトの場合は大脳皮質・大脳基底核・脳幹・中脳・脊髄に至る運動に関係する領野の機能が明らかになっているわけではないが、これまで知られている生理学的知

見と上記の無限定環境におけるシステムの条件を照らし合わせて、無限定環境における2足歩行のモデル化を行う。

4.1 大脳皮質—大脳基底核の役割

前頭前野や大脳皮質は生体システムが目的・目標を設定したときに、その目標に達成するための拘束条件を生成すると考えられる。歩行の開始や停止、または障害物を避ける際に、目標に向かったり、方向を変える必要が生じるが、その際にこの領野は大きく活動する。これに対し、定常的に歩行している際の姿勢反射や筋緊張の調節には大脳皮質の関与が少ない。これらを考慮すれば、大脳皮質で作られる随意運動の拘束条件は方向および速度であると考えられる。事実、方向の情報は前運動野・第1次運動野で作られているという報告がある[4][5]。この出力は基底核へ投射され、基底核の出力核から視床を介して皮質領域に戻るループをなしており、これには運動野、前頭前野、辺縁系などと大脳皮質—基底核ループからなる。ここには視覚情報も入力されていることを考慮すると大脳皮質—基底核ループは時々刻々運動を評価しながら拘束条件を変更しているものと考えられる。

4.2 大脳基底核—脳幹の役割

定常的に歩行している際の姿勢反射や筋緊張の調節には、基底核—脳幹系が大きく関与していることが知られている。基底核の出力は脳幹へ投射しており、筋緊張は脚橋被蓋核(PPN)により制御され、歩行のパターンは中脳歩行誘発野(MLR)により制御されているので、前者を「筋緊張制御系」、後者を「位相制御系」としてモデル化を行う。したがって、大脳基底核は随意運動、不随意運動の両者を統合的に制御する中心的な領野となる。

大脳皮質からの拘束条件は脳幹へと投射され、小脳は運動方向、距離、ターゲットの位置をコードするとともに、運動速度を出力している[6][7]。したがって、大脳基底核—脳幹系は運動速度を拘束条件として作るのに加え、前庭器官からのバランス情報を統合することで、位相情報(歩行周期)と筋緊張情報(歩幅、抗重力レベル)を作り、それぞれCPGあるいはMotoneuronに投射する[8][9]。

4.3 CPG モデル

CPG—Motoneuron ネットワークは実時間で得られる情報(各筋肉のエネルギー効率/負荷/収縮速度、前庭情報、床反力)から各筋肉の収縮レベルを自律分散的に実時間で決定する。CPGは筋活動位相情報を生成し、筋緊張情報はMotoneuronで作られる。ここで用いるCPGは図1で表すような構成になっている。CPGの結合はhard-wiredであり、パターンの多様性は各ニューロンを式(1)で表したときにパラメータの違いで表される多形回路となっている。

$$\begin{aligned}\dot{x} &= -y - f(x) + Cpl_R + Cpl_{Ns} + Cpl_{Ms} \\ \dot{y} &= g(x) + D(t)\end{aligned}$$

図 1 2 足歩行システムの構成図

$$\begin{aligned} f(x) &= A_1 \left\{ \frac{1}{3} (x - B_1)^3 + C_1 x \right\} \\ g(x) &= A_2(t)x^3 + B_2x^2 + C_2x \end{aligned} \quad (1)$$

上下肢には一対ずつの Rhythmic Neuron が配置し、相互に抑制性の結合で結ばれている。この Rhythmic Neuron のネットワークにより上位からの歩行速度が充足されて、様々な歩行パターンを生成する位相情報が作られる。抑制性の相互作用は位相が離れるように働き、興奮性の入力位相がそろえるように働く。Non-spiking Neuron は各筋肉に 1 個ずつ配置し、各筋肉からの情報をもとに筋肉間の出力を競合／協調により多様なパターンが生成される。式 (1) で表した 1 階の連立微分方程式は KYS 振動子と呼ばれ、Hodgkin-Huxley 神経方程式と同様に振動数、Duty 比、振幅において大きくしかも柔軟に変化する。 Cpl_R , Cpl_{Ns} , Cpl_{Ms} はそれぞれ Rhythmic Neuron, Non-spiking Neuron, 筋骨格系との結合項である。

4.4 筋緊張制御系

歩行は重力場で行われるので、身体にかかる瞬間的な外力や荷物などの定常的な負荷、あるいは路面状況による負荷の変化にリアルタイムで対応することが必要になる。そのためには筋緊張を制御することが不可欠となる。これには (1) 環境／状況に合わせた身体の剛性を調節、(2) 外部負荷に応じた筋緊張レベルの調節がある。前者は遊脚が接地する瞬間に、姿勢を保ちかつ路面との接地に伴うエネルギーロスが少ない適切な剛性が望まれる。身体剛性を $B(t)$ で表せば、

$$\begin{aligned} B^i(t) &= St(grf^i(t), LPF(grf^i(t), \gamma_m)) \\ St(x, \gamma) &= \begin{cases} 0, & x < 0 \\ \frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cos\left(\frac{x}{\gamma}\pi\right), & 0 \leq x < \gamma \\ 1, & x \geq \gamma \end{cases} \end{aligned}$$

$$LPF(f(t), \sigma) = 2 \int_0^{5\sigma} f(t - \tau) \frac{e^{-\frac{\tau^2}{2\sigma^2}}}{\sqrt{2\pi}\sigma} d\tau \quad (2)$$

で与えられる。ここで grf は体肢に加わる床反力、 γ は mechanoreceptor の時定数を表しており、 $\gamma_m = 50$ [ms] とおいた。後者は床反力と身体の筋緊張のバランスをとらせる必要がある。これは自重があらかじめ分かっているとしても、背負う荷物の重さや、路面の変化などはあらかじめ知ることはできない。したがって、床反力に応じて筋緊張レベルを決める必要がある。PPN からの下降性投射のゲインを $G_{ppn}(t)$ で表すと、

$$G_{ppn}(t) = \frac{LPF(\sum grf, \gamma_m)}{LPF(\sum grf, T_{stride}(t))} \quad (3)$$

で与える。 T_{stride} は CPG ネットワークから得られる現在の歩行周期である。分子は左右脚の床反力の総和であり、分母は歩行運動時の実質的な体重である。この $G_{ppn}(t)$ は Moto-neuron が出力する筋肉の活動電位を変調する。直立静止状態では 1 である。

4.5 筋モデル

骨格筋の収縮特性は Hill の P-V (発生張力—収縮速度) 関係式で与えられる。ここでは真島らの研究を元に次式で与えられる一般化特性方程式を用いる。

$$P(u(t), v(t)) = \begin{cases} \frac{bP_0 - av}{v + b}u, & v \geq 0 \\ \frac{2P_0v - bP_0 + av}{v - b}u, & v < 0 \end{cases} \quad (4)$$

ここで、 v は筋収縮速度、 P_0 , a , b , u はそれぞれ、最大張力、短縮に伴うエネルギー遊離定数、等尺性収縮比例定数、筋肉活動度であり、 Ln を筋肉の自然長とすると、 $a = 0.25P_0$, $b = 0.9Ln$ となる。この特性方程式から筋肉の外部仕事率が得られる。

$$\eta(P, v) = \begin{cases} \frac{Pv}{Pv + a(v + b)}, & v \geq 0 \\ \frac{Pv}{P(-v) + a(-v + b)}, & v < 0 \end{cases} \quad (5)$$

Non-spiking Neuron から Moto-neuron へは閾値関数により 0 または 1 の位相パターンを受け取り、Moto-neuron から筋肉に対しては筋活動電位を表す信号 $u(t)$: ($0 \leq u \leq 1$) を出力する。身体全体の筋緊張レベルは床反力情報を元に大脳基底核の PPN により統合的に決定され、 $G_{ppn}(t)$, $B^i(t)$ として筋肉全体に作用する。Moto-neuron の出力である筋活動度は、

$$u_i(t) = k_{Ns} G_{ppn}(t) H(x_{Ns}^i) - k_{v1} H(x_{Ns}^i) v_i$$

$$-k_{psr}G_{ppn}(t)B_i(t)v_i - k_{tsr}G_{ppn}(t)LPF(\eta, \gamma_{tsr}) + C_i(t) + G_{ppn}(t) \sum_c k_i^c Cont_c(t) \quad (6)$$

で与えられ、 v_i は Moto-neuron と結合している筋肉の収縮速度で、 H はヘヴィサイドの単位階段関数、 k は各項のゲインを表す。右辺第 1 項は CPG により駆動されるフィードフォワード成分であり、第 2 項は Non-spiking Neuron により駆動される筋肉の粘性項であり、筋肉の外力に対する応答性を制御する。モデルでは各関節は 1 対の拮抗筋で構成されているので、粘性を Non-spiking Neuron により制御することは関節の一方向のダイナミクスを変化させることになる。運動のダイナミクスは Non-spiking Neuron と Moto-neuron による筋の粘性調節によりほぼ決定される。第 3 項は PPN により制御される筋肉の Phasic stretch reflex であり、床反力の増大とともに $B^i(t)$ は大きくなり、脚の剛性は増大する。第 4 項は筋肉の外部仕事の収支による Tonic stretch reflex 成分で、ある時間幅における遠心性収縮と求心性収縮による外部仕事率が 0 となるように働く。ここで $\gamma_{tsr} = 200$ [ms] とした。第 5 項は姿勢制御コントローラからの出力である。Moto-neuron が制御するのは筋肉の活動電位である。それだけでは筋肉の活動状態は決定されない。活動電位が決まると筋肉はその状態で決定される P-V 関係を満たす曲線上にあることが決まるだけで、外部負荷が決まると収縮速度と収縮力が決定される。制御中枢が直接筋肉の収縮状態を知ることは、できないことを意味している。状態が分からない環境では力制御を行うことが最も確実であるので、筋肉は外力に応じて力を出すことができるため外界の変動に対して柔軟に対応できる。外界変動によっては目標の収縮速度を達成することはできないが、活動電位を調節することで目標速度を制御することになる。

4.6 姿勢制御系

歩行中のバランス制御は、一定の歩行速度を維持するための歩幅を調整をすることである。身体がある時刻 t_k に速度 v_k 、位相 ϕ_k である状態であるとする。この身体のバランスが保たれていることは、有限時間（歩行周期） T_k 中に適切な歩幅を実現できて、次の同じ位相状態の身体速度が変化しないときは安定であるとする。このような速度写像式、すなわち 1 周期後に同じ速度を持つように、前庭反射によるステップング反射として実装する。目的速度 V_d での歩行を満たす歩幅 λ と歩行周期 T_{stride} の関係は $V_d = 2\lambda/T_{stride}$ となり、一意には定まらない。ここではバランスを保つための目的遊脚接地角度をステップング反射によって決定し、歩行周期を適応的に決定する。ヒトの歩行においては遊脚が接地することにより、運動エネルギーが位置エネルギーに変換され、接地脚が垂直になった後は、位置エネルギー

が運動エネルギーに変換されながら運動が維持される。当然接地の際の遊脚長・接地角度によりこのエネルギー変換のされ方は変化する。接地脚の脚長 $L_{leg}^{st}(t)$ が変化しないとすれば、遊脚接地瞬間の重力と遊脚がなす角 θ_{leg}^d は次式で表される。

$$\theta_{leg}^d = -\text{sgn}(v) \{ \cos^{-1}(\Phi) \} - \theta_{v.o} \\ \Phi = -\frac{gL_{leg}^{sw}}{v^2} + \frac{1}{v} \sqrt{\left(\frac{gL_{leg}^{sw}}{v^2}\right)^2 + v_d^2 + 2gL_{leg}^{sw}} \quad (7)$$

ここで、 v は身体速度、 L_{leg}^{sw} は遊脚の長さ、 $\theta_{v.o}$ は前庭器官より検出される上体の傾きである。満たすべき遊脚の接地角度、脚長から歩幅が決まる。

$$\lambda_{balance} = 2L_{leg}^{sw} \sin \theta_{leg}^d \quad (8)$$

目標速度と歩幅の関係から歩行周期が決まる。

$$T_{stride}^d = \frac{2\lambda_{balance}}{V_{body}^d} \quad (9)$$

このとき CPG の Rhythmic neuron の係数 A_2 は次式で変調される。

$$\Delta A_2 = -k_{A_2} (T_{stride}^d - T_{stride}) \quad (10)$$

5. シミュレーション結果

自然歩行時のスティック図を図 2 a に示す。このモデルでは、歩行から走行に移る速度より遅い速度（ ~ 1.8 [m/sec]）では目標速度を変化させても安定した歩行が実現する。

図 3 は自然歩行時の Rhythmic Neuron, Non-spiking Neuron の発火パターンであり、図 4 は Non-spiking Neuron の発火パターンと Moto-neuron の筋賦活度である。股関節屈筋（遊脚を前に振る筋）はほぼ Non-spiking Neuron

図 2 a: 歩行速度 1.3 [m/sec] のときのスティック図。b, c: それぞれ 100 [N] の外力を 0.2 秒間、40 [N] の外力を 4 秒間（図の上にバーで示す）かけたときのスティック図

に合わせて活動するが、股関節伸筋、膝関節伸筋は Non-spiking Neuron の発火と位相をずらして活動する。Non-spiking Neuron は運動筋の活動タイミング・周期運動における粘弾性調整をコードしており、Motoneuron 群の発火パターンはそのときの筋肉自体が持つ粘弾性特性や外力に

より、自律分散的に決定されたものである。Non-spiking Neuron と位相が異なる筋肉は速度を維持する働きよりは、姿勢維持筋としてバランスを維持する働きをしていることが分かる。

また、図 2 b, c はそれぞれ 100 [N] の外力を 0.2 秒間 2

図 3 自然歩行時の Rhythmic Neuron, Non-spiking Neuron の発火パターン

図 4 Non-spiking Neuron の発火パターンと Moto-neuron の筋賦活度

(a) 筋緊張を亢進したときのスナップショット

(b) 筋緊張を抑制したときのスナップショット

図 5 基底核疾患患者のシミュレーション

回, 40 [N] の外力で4秒間右足右足を引っ張ったときのスティック図である。この程度であればこのモデルは一時パターンが乱れるが回復して歩行することができる。図4, 図5はそれぞれ筋緊張を亢進あるいは抑制したときのスナップショットである。筋緊張を亢進させた場合はパーキンソン病に対応し, 抑制した場合はハンチントン舞踏病に対応する。筋緊張を亢進させた場合はしばらくは歩行が可能であるが, 筋緊張を抑制した場合はほとんど歩くことができない。これらの結果は筋緊張制御系の下降性投射路が基底核以下で独立して存在し, 身体の活動自由度の制御をしていることを示唆し, その機能が働かない場合は基底核疾患患者の症例とよく似た動きをする[10]。

6. お わ り に

実世界のように予測不可能な変化をする環境では, これまで明らかにされてきた因果律に基づく一意的な時間・空間における事象の記述である物理法則だけでは, 制御の問題は記述できない。それは物理法則が継時的な側面を記述したに過ぎないことによる。時々刻々変化する変化する環境において, システムが調和的な関係を作り出すためにはシステムが目的という拘束条件を満たすために要素の性質を変化させながら要素間の関係を共時的に変化させなければならない。つまり, これまで研究されてきた継時的秩序に関する法則性に加えて, 共時的秩序の形成に関する法則性こそが生命システムに関しては必要となる。共時的秩序の形成に関する法則は二つに分類でき, 一つは拘束条件の生成則であり, もう一つは拘束条件の充足律である。歩行の場合は, 拘束条件は目標に何時到着するかであり, これは意思決定であることから前頭前野で作られると推定される。この拘束条件は大脳皮質の運動前野・第1次運動野では拘束条件として方向の情報がコードされ, 小脳を含む脳幹では速度ベクトルが拘束条件として生成されていると思われる。環境と相互作用をしながらこの拘束条件を達成するにはCPGが充足律を用いて, 筋活動パターン, すなわち運動パターンが作られる。このとき, もう一つの拘束条件は姿勢制御であり, 歩行の際はバランス拘束である。これが重力に抗して筋緊張を制御するルートとなる。充足律は拘束条件である速度を満足しながら, エネルギー変換を

最適化する法則が考えられる。この要素間の関係を自律的に生成するには自己言及性が必要条件となる。

ここで見てきたように, 生体システムはこれまでの人工システムと違い, 即興的に環境と調和する運動を生成するものであって, これまでの学習による方法とは本質的に異なる。もう一つ付け加えるならば, 生体システムの筋骨格系の構造と, 筋肉の力学特性, センサーシステムなどは即興的に運動を作り出すために都合のよいシステムになっており, 脳—身体—環境が一体となって情報を創発するシステムとなっていることを指摘しておこう。

参 考 文 献

- [1] M. Vukobratovic and D. Stokic: "Dynamic control of unstable locomotion robot," *Math. Biosci.*, vol.24, pp.129-157, 1975.
- [2] G. Taga, Y. Yamaguchi and H. Shimizu: "Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators," *Biol. Cybernetics*, vol.65, pp.147-159, 1991.
- [3] M. Yano, S. Hibiya, M. Tokiwa and Y. Makino: "Real-time control of walking of insect; Self-organization of the constraints and walking patterns," in *Distributed Autonomous Robotic Systems 5*, eds H. Asama, T. Arai and T. Hasegawa, pp.444-451, Springer, 2002.
- [4] M.T.V. Johnson, J.D. Coltz, M.C. Hagen and T.J. Ebner: "Visuomotor processing as Reflected in the directional discharge of premotor and primary motor cortex neurons," *J. Neurophysiology*, vol.81, pp.875-894, 1999.
- [5] M.T.V. Johnson, J.D. Coltz and T.J. Ebner: "Encoding of target and arm tracking in dorsal premotor and primary motor cortical neurons," *J. Neurophysiology*, vol.81, pp.875-894, 1999.
- [6] J.D. Coltz, M.T.V. Johnson and T.J. Ebner: "Cerebellar Purkinje cell simple spike discharge encodes movement velocity in Primates during visuomotor arm tracking," *J. Neurosci.*, vol.15, pp.1782-1903, 1999.
- [7] J.D. Coltz, M.T.V. Johnson and T.J. Ebner: "Population code for tracking velocity based on cerebellar Purkinje cell simple spike firing in monkeys," *Neurosci. Letters*, vol.296, pp.1-4, 2000.
- [8] K. Takakusaki, T. Shiroyama, T. Yamamoto and S.T. Kitai: "Cholinergic and non-cholinergic tegmental pedunculo- pontine projection neurons in rats revealed by intracellular labeling," *J. Comp. Neurol.*, vol.371, pp.345-361, 1996.
- [9] K. Takakusaki, T. Habaguchi, J. Ohtinata-Sugimoto, K. Saitoh and T. Sakamoto: "Basal ganglia efferents to the brainstem centers controlling postural muscle tone and locomotion; A new concept for understanding motor disorders in basal ganglia dysfunction," *Neurosci.*, vol.119, pp.293-308, 2003.
- [10] 高草木薫: "大脳基底核の機能; パーキンソン病との関連において," *日本生理学会雑誌*, vol.35, pp.113-129, 2003.

矢野雅文 (Masafumi Yano)

福岡県生。九州大学大学院理学研究科博士課程単位取得退学, 東京大学薬学部助教授等を経て1992年より現職。脳の情報原理を解明することを目標に研究を進めている。脳の情報処理は情報生成能力によるものであると考え, 脳の仮設生成論理の解明に興味がある。

富田 望 (Nozomi Tomita)

1976年8月11日生。2004年東北大学大学院工学研究科電気・通信工学専攻博士課程修了。工学博士。同大学工学部助手。自律分散システム, 生物の運動制御, 脳の情報生成機構などに興味を持つ。(日本ロボット学会正会員)