神経系の双方向シミュレーション
――人の動きを体の内側から読む――

Bilateral Neural Simulation：Reading the Motion from Inside the Human Body

大武美保子

Abstract

人の動きから人の神経系の状態を読み取る技術があれば，主観的な身体感覚を客観的に読み取ることができるヒューマンインタフェースや，身体運動が神経系に与える影響を検討することができる運動学習支援システムの基盤となる．本稿では，運動計測に基づいて，全身の筋運動情報を処理する神経系の活動をシミュレーションする手法の研究について紹介する．解剖学と生理学の知見に基づいて神経系モデルを詳細化することで，身体運動が神経細胞の電気化学的状態変化を引き起す過程をシミュレーションすることが可能となることを確認した．これらの成果に基づき，神経科学分野で起っている知識の構造化への動向を踏まえた，神経系シミュレーションプラットホームへの展望を述べる．
キーワード：神経系，シミュレーション，体性感覚，運動学習，ニューロインフォマティクス

1.　運動計測に基づく神経情報の計算

人は，他人の動作を外から観察して，その内部状態をある程度推測することができる．例えば，診察室において神経内科医は，患者が診察室に入るときの歩行の具合などを手掛かりに，神経系にどのような病変があるかを大まかに推定することができる[(1)]．このようなことが可能なのは，運動系が，神経系の主要な出力チャネルであるからである[(2)]．逆に，身体運動情報は，筋紡錘やゴルジ腱器官などの運動感覚器官により検知され，神経系への入力になる（図1）．これらの感覚器官からの情報は，神経系において統合され，身体感覚（体性感覚）を形成する[(3)]．神経系モデルを構築し，人の神経系が行っている身体運動情報を処理する過程をできるだけリアルに再現することができれば，以下に挙げるような応用へつながる．

① 主観的な身体感覚を客観的に読み取ることができるヒューマンインタフェース
② 神経系の機能を身体運動から評価することが可能な，運動性神経疾患の診断支援システム
③ 身体運動が神経系に与える影響を検討することができる，トレーニング及びリハビリテーション支援システム

これらの応用は，神経系シミュレータに，モーションキャプチャ装置と筋骨格系モデルを組み合わせることにより実現する．モーションキャプチャシステムにより計測した人の運動を筋骨格モデルに写像することで，筋長

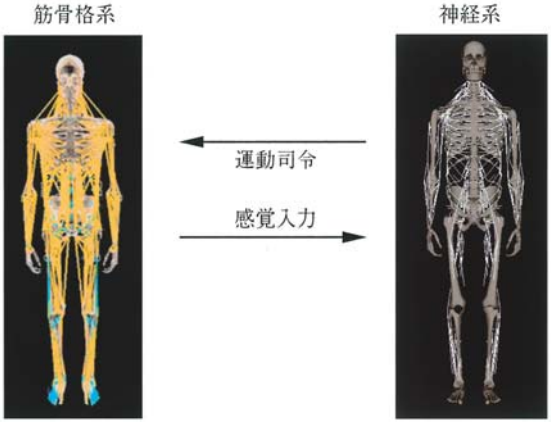

図1　神経系と筋骨格系の関係　神経系から筋骨格系へ運動司令が送られる．逆に，筋骨格系から神経系へ運動感覚器官で検出されたセンサ情報が送られる．

大武美保子　東京大学総括プロジェクト機構領域創成学術統合化プロジェクト研究部門
Mihoko OTAKE, Nonmember (Division of Project Coordination, The University of Tokyo, Kashiwa-shi, 277-8658 Japan).
電子情報通信学会誌　Vol.88 No.11 pp.909-913 2005年11月

や筋張力を計算で求めることができ[4]，市販の筋骨格系モデルも存在する[5],[6]．そこで本研究では，筋骨格モデルと接続することが可能な，筋運動情報を入出力とする神経系シミュレータの開発を行う．特に，運動計測に基づいて神経系の状態を推定する計算に焦点を当てる．

2. 筋骨格系モデルと神経系シミュレータ

筋骨格系，神経系，及びこれらを複合した神経筋骨格系モデルの従来研究について述べる．筋骨格系モデルは，運動時の筋張力や消費エネルギー[7]，病気やけがのような身体的要素の変化の影響等[8],[9]，運動解析の研究に用いられてきている．一方神経系シミュレータには，主としてミクロスケールの解剖学及び生理学の知見をできるだけ多く反映した生物学的なものと，神経の性質を抽象化した人工ニューラルネットワークに基づくものとがある．代表的な生物学的神経系シミュレータであるNEURON[10]，GENESIS[11]は，実験の検証や，実験結果の予測[12]のために，神経科学者に広く用いられている．Grillner らは，ヤツメウナギの神経細胞ネットワークを実験的に調べ上げた上で，筋骨格系を含む全身運動シミュレーションを行った[13]．人体モデルに人工ニューラルネットワークを適用し，小脳[14]や脊髄神経回路網[15]の情報処理機構について研究が行われている．しかしながら，身体運動にかかわる神経機構を末梢から中枢に向かって順にたどり，情報処理される過程をシミュレーションする手法は明らかでなかった．本研究では，解剖学の知見のみを考慮したマクロスケールの神経系モデルから始めて，生理学の知見を少しずつ加えていき，ミクロスケールまで詳細化するアプローチを神経系シミュレータに対して取る．

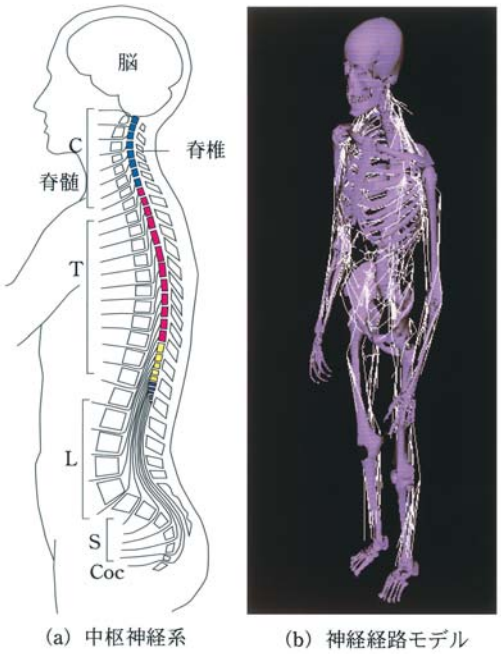

図2 脳と脊髄で構成される中枢神経系と神経経路モデル

3. 脊髄と末梢神経の解剖学モデル

中枢神経系は脳と脊髄で構成され，顔面の筋を除く全身の筋は脊髄を介して脳と接続している．脊髄は脊椎骨のすき間と同じ数の節に分かれており，機構的あるいは機能的に関連のある筋と結合する末梢神経が同一節の脊髄とつながっている．脊髄から発して器官に結合する脊髄神経は，人では 31 対が数えられる（図 2 (a)）[16]．筋と結合する神経には，体の部位に応じた配置，すなわち体性局在が見られる．脊髄節と支配筋との対応関係と体性局在，各脊髄層から出た神経が筋骨格モデルを構成す

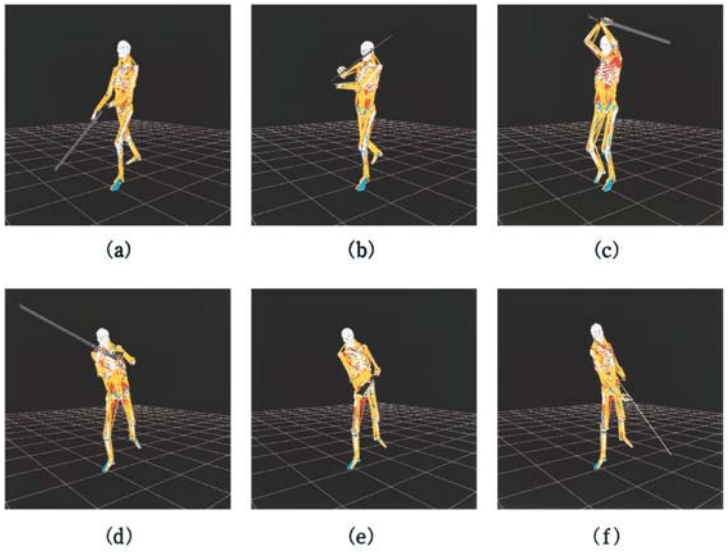

図3 剣を斜めに振り下ろす袈裟斬り動作　モーションキャプチャシステムにより計測し，筋骨格モデルに写像したもの．

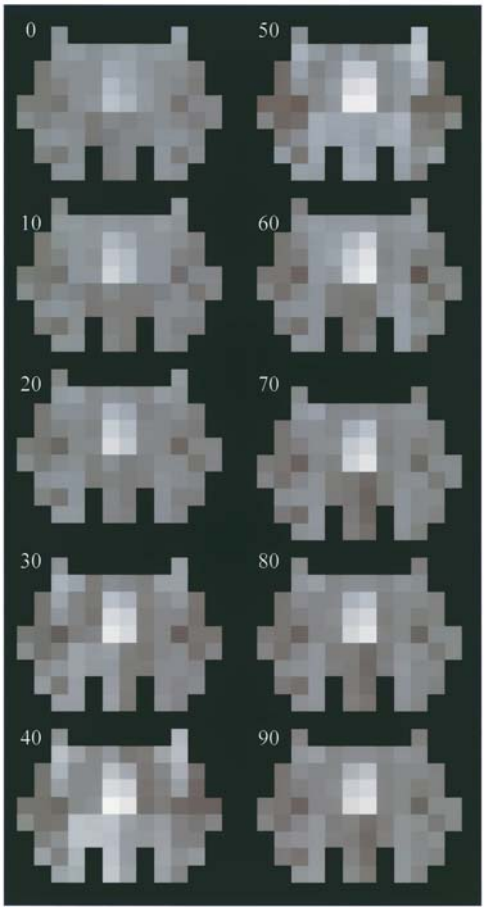

図4　神経情報画像列　　袈裟斬り動作を行った際に，第五頸神経（C5）部分の脊髄に入力される筋長を表す．輝度が高いほど伸長している．

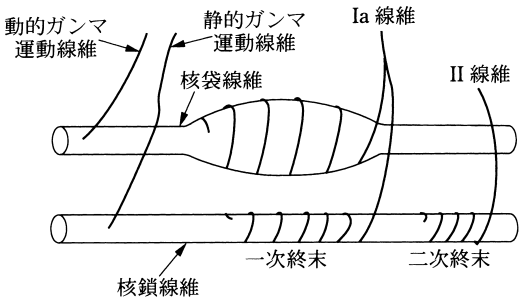

図5　筋紡錘の模式図　　筋紡錘は核袋繊維と核鎖繊維から成り，前者は筋伸長速度，後者は筋長を主として検出する．

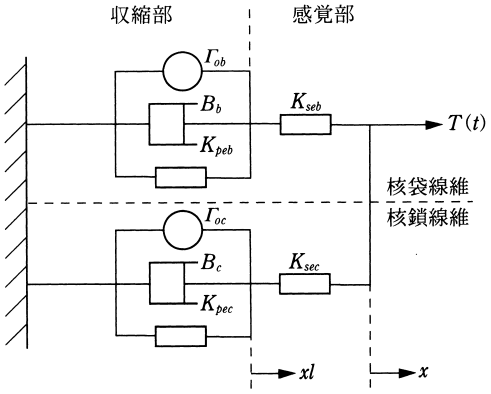

図6　筋紡錘のバネマスモデル　　上半分は核袋繊維に対応し，下半分は核鎖繊維に対応している．いずれも収縮性の部分と非収縮性の部分を有する．非収縮部の伸展量とパルス密度が比例する．文献(18)を元に描く．

る筋に至るまでの経路をモデル化した．完成した神経解剖学モデルを図2(b)に示す．

以上のモデルに対し，運動時の筋運動情報を入力すると，各脊髄節に到達する神経情報が断層画像の形で出力される．図3の袈裟斬り動作（足を一歩踏み込みながら剣を振りかぶり，斜めに大きく振り下ろす動作）を行った際に，第五頸神経（C5）部分の脊髄に入力される筋長を表す神経情報画像列を図4に示す．このように，神経解剖学モデルを構成することにより，身体運動が脊髄からどのように観測されるかを読み取ることができるようになった．更に，脊髄節ごとの神経情報の相関を取ることで，神経系から観測される運動の特徴を抽出し，提示する運動学習支援手法を提案した[17]．

4.　筋紡錘の生理学モデル

筋紡錘は筋の長さと伸長速度を感知して脊髄への入力信号に変換するセンサの役割を果たす．求心性繊維（Ⅰa，Ⅱ）を通じ，脊髄へと情報が伝えられる．同時に，脊髄から筋紡錘へは遠心性繊維（γ）を介して検出感度を変化させる信号が送られる．筋紡錘は核袋繊維と核鎖繊維から成り，前者は筋伸長速度，後者は筋長を主として検出する（図5）．筋紡錘をバネマス系として近似するモデルを図6に示す．上半分は核袋繊維に対応し，下半分は核鎖繊維に対応している．いずれも収縮性の部分と非収縮性の部分を有する．非収縮部の伸展量に比例した頻度で発火が起るとモデル化すると，生理実験の結果をよく表現することが知られている[18]．この筋紡錘のモデルを実装し，運動の計測データから得られた筋長の時系列データを，筋紡錘から脊髄に入力される信号に変換できるようになった．ただし，感度が調節されているため，感度信号の有無により定まる幅を持った解が得られる．

5.　神経細胞の電気化学的モデル

運動計測に基づいて，神経系内部のより詳細な状態に近づくため，神経細胞の電気化学的モデルを導入する．神経細胞の状態変化を記述する微分方程式は，Hodgkin-Huxley（H-H）方程式である[19]．脊髄神経系の中でも特に伸張反射経路は，筋紡錘から脊髄へフィードバック信号を送る感覚ニューロンと，脊髄から筋へ司令を送る運動ニューロンで構成される（図7）[20]．筋紡錘

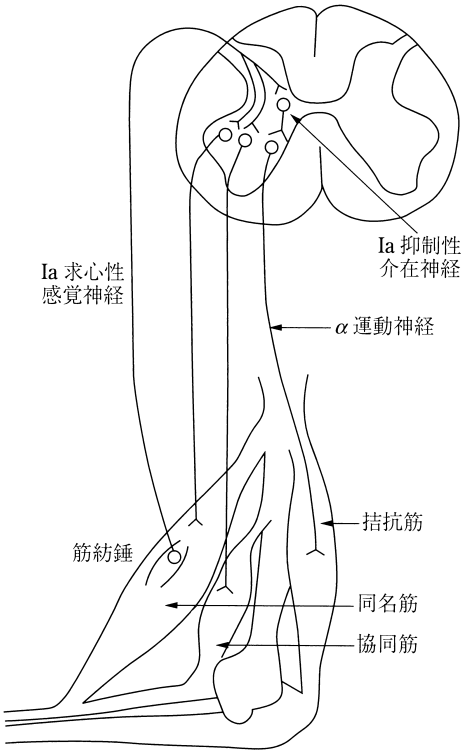

図7　単純反射経路　筋紡錘から脊髄へつながる感覚ニューロンと，脊髄から筋へつながる運動ニューロンと，感覚運動ニューロンの間の介在ニューロンで構成される．文献(19)を元に描く．

モデルにより，運動計測から計算される筋長から感覚ニューロンのスパイク密度を求めることができる．スパイク密度をスパイク列に変換し，これを運動ニューロンへの入力とし，H-H 方程式を解くと，感覚入力に対する応答が得られる．

運動計測から得られた筋長データ（a）から得られる感覚ニューロンのスパイク密度（b），スパイク列（c），スパイク密度最大時におけるスパイク列（d）とその時刻（t=1.38）における運動ニューロンの膜電位（e），ナトリウム活性化変数(f)，ナトリウム不活性化変数(g)，カリウム活性化変数（h）を図8に示す．身体運動が，神経細胞の電気化学的状態変化を引き起す過程をシミュレーションすることができた．

6.　神経系シミュレーションプラットホームに向けて

運動にかかわる神経系全体の詳細な状態を計算するためには，部位によって異なる神経細胞の性質をモデル化し，これらを多数結合した，神経細胞ネットワークモデルを構築する必要がある．個々の神経細胞の性質を論文から一つずつモデリングするのでは時間がかかる．幸いなことに，神経科学者により記述された神経系の部分モデルが，レビューされ，データベースに公開されている[21]～[23]．そこで，本来単体で動いていた部分モデルを再構築し，全体として動くようにする並列計算技術を開発している[24]．神経科学の分野では，神経系全体の機能を解明するために，研究成果を共有し，統合する必要性が強く認識され，その機運が高まっている[25]．今後も新しいモデルが世界中で構築されていく動向を踏まえ，最新の研究の知見を追加することができる神経系シミュレーションプラットホームとして，まとめていく計

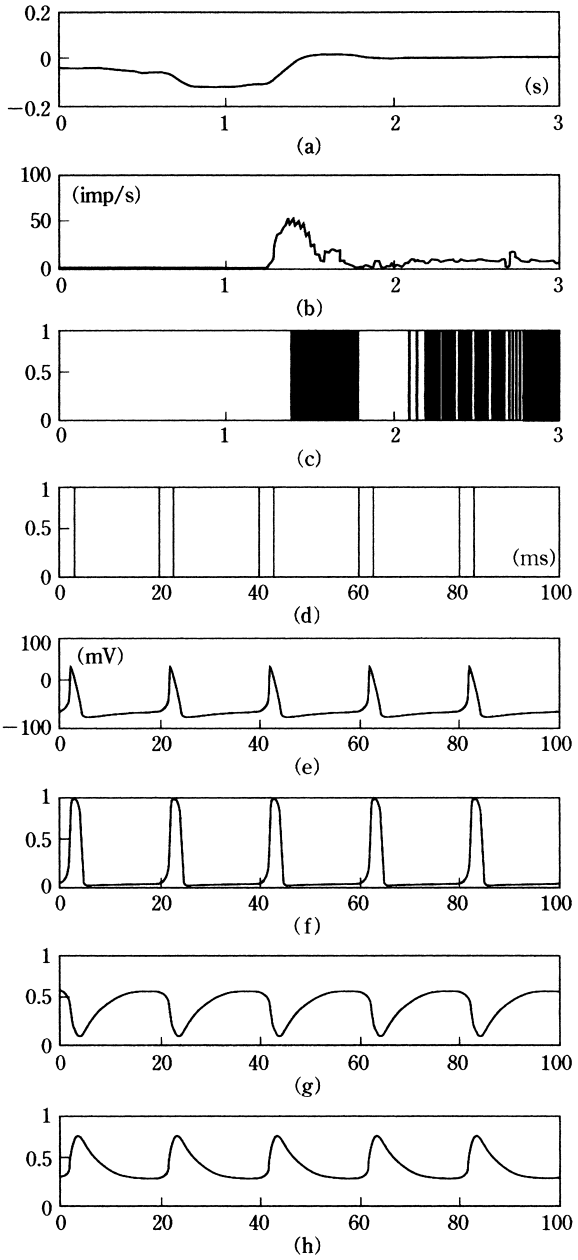

図8　運動計測に基づく神経情報　(a)運動計測で得られた筋長データ，(b)(a)から得られる感覚ニューロンのスパイス密度，(c)スパイク列，(d)スパイク密度最大時におけるスパイク列と(e)その時刻（t=1.38）における運動ニューロンの膜電位，(f)ナトリウム活性化変数，(g)ナトリウム不活性化変数，(h)カリウム活性化変数．

画である．その土台の上で，運動学習支援システムやヒューマンインタフェースを実現する手法を研究していきたい．

本研究は，科学技術振興機構戦略的創造研究推進事業神経系の双方向マルチスケールシミュレータの開発の支援を受けた．

文　　献

（1） 田崎義昭，斎藤佳雄，ベッドサイドの神経の診かた，南山堂，2004.

（2） S. Grillner, “The motor infrastructure: From ion channels to neuronal networks,” Nature Reviews in Neuroscience, vol.4, pp.573-586, 2003.

（3） 岩村吉晃，タッチ神経心理学コレクション，医学書院，2001.

（4） Y. Nakamura, K. Yamane, I. Suzuki, and Y. Fujita, “Dynamic computation of musculo-skeletal human model based on efficient algorithm for closed kinematic chains,” Proceedings of the 2nd International Symposium on Adaptive Motion of Animals and Machines, pp.SaP-I-2, 2003.

（5） S.L. Delp and P.J. Loan, “A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement,” IEEE Comput. Sci. Eng., vol.2, no.5, pp.46-55, 2000.

（6） J. Rasmussen, M. Damsgaard, E. Surma, S.T. Christensen, M. de Zee, and V. Vondrak, “Anybody — a software system for ergonomic optimization,” Fifth World Congress on Structural and Multidisciplinary Optimization, 2003.

（7） N. Yamazaki and K. Hase, “Development of three-dimensional whole body musculoskeletal model for various motion analyses,” JSME Int. J. C, Dyn. Control Robot. Des. Manuf., vol.40, no.1, pp.25-32, 1997.

（8） Y. Otake, K. Hagio, N. Suzuki, A. Hattori, N. Sugano, K. Yonenobu, and T. Ochi, “4-dimensional computer-based motion simulation after Total Hip Arthroplasty,” Stud. Health Technol. Inform., vol.94, pp.251-257, 2003.

（9） T.Komura and Y. Shinagawa, “Attaching physiological effects to motion-capture data,” Proceedings of Graphics Interface, pp. 27-36, 2001.

（10） M.L. Hines and N.T. Carnevale, “The NEURON simulation environment,” Neural Comput., vol.9, pp.1179-1209, 1997.

（11） J.M. Bower, D. Beeman, and M. Hucka, “The genesis simulation system,” The Handbook of Brain Theory and Neural Networks Second edition, M.A. Arbib, (Ed.), pp.475-478, Cambridge, MA, MIT Press, 2003.

（12） S. Sasagawa, Y. Ozaki, K. Fujita, and S. Kuroda, “Prediction and validation of the distinct dynamics of transient and sustained ERK activation,” Nature Cell Biology, vol.7, no.4, pp.365-373, 2005.

（13） Ö. Ekeberg and S. Grillner, “Simulations of neuro-muscular control in lamprey swimming,” Philos. Trans.: Biological Sciences, vol.354, pp.895-902, 1999.

（14） 川人光男，脳の計算理論，産業図書，1996.

（15） N. Ogihara and N. Yamazaki, “Generation of human bipedal locomotion by a bio-mimetic neuro-musculo-skeletal model,” Biol. Cybern., vol.84, no.1, pp.1-11, 2001.

（16） W. Kahle, H. Leonhaedt, and W. Platzer，第4版　分冊解剖学アトラスⅢ，越智淳三(訳)，文光堂，1995.

（17） M. Otake and Y. Nakamura, “Anatomical model of the spinal nervous system and its application to the coordination analysis for motor learning support system,” Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, pp.847-853, 2005.

（18） 筋運動制御系，星宮　望，赤澤堅造(編著)，昭晃堂，1993.

（19） A.L. Hodgkin and A.F. Huxley, “A quantitative description of membrane currents and its application to conduction and excitation in nerve,” Journal of Physiology, vol.177, pp.500-544, 1952.

（20） E.R. Kandel, J.H. Schwartz, and T.M. Jessell, Principles of neural science, 4th eds. McGraw-Hill, New York, 2000.

（21） S. Usui, “Visiome: neuroinformatics research in vision project,” Neural Netw., vol.16, pp.1293-1300, 2003.

（22） N.H. Goddard, M. Hucka, F. Howell, H. Cornelis, K. Shankar, and D. Beeman, “Towards neuroML: Model description methods for collaborative modelling in neuroscience,” Philos. Tran. R. Soc. B, vol.356, pp.1209-1228, 2001.

（23） M.L. Hinesl, T. Morse, M. Migliore, N.T. Carnevale, and G.M. Shepherd, “ModelDB: A database to support computational neuroscience,” J. Comput. Neurosci., vol.17, no.1, pp.7-11, July 2004.

（24） 大武美保子，高木利久，“モデルデータベースに登録された生物学的神経細胞モデルの並列計算，”第20回生体・生理工学シンポジウム論文集，pp.63-64, 2005.

（25） S. Amari, F. Beltrame, J.G. Bjaalie, T. Dalkara, E. De Schutter, G.F. Egan, N.H. Goddard, C. Gonzalez, S. Grillner, A. Herz, K.P. Hoffmann, I. Jaaskelainen, S.H. Koslow, S.Y. Lee, L. Matthiessen, P.L. Miller, F.M. Da Silva, M. Novak, V. Ravindranath, R. Ritz, U. Ruotsalainen, V. Sebestra, S. Subramaniam, Y. Tang, A.W. Toga, S. Usui, J. Van Pelt, P. Verschure, D. Willshaw, and A. Wrobel, “Neuroinformatics: The integration of shared databases and tools towards integrative neuroscience,” Journal of Integrative Neuroscience, vol.1, no.2, pp.117-128, 2002.

大武（おおたけ）　美保子（みほこ）

平10東大・工・機械情報卒．平15同大学院工学系研究科機械情報博士課程了．博士(工学)．情報理工21世紀COE特任教員．現在，科学技術振興機構「神経系双方向マルチスケールシミュレータの開発」研究代表，東京大学学術統合化プロジェクト（ヒト）講師．神経系シミュレーションの研究に従事．