

全身運動計測に基づく人の運動制御の巨視的な構造可視化

Visualization of Macroscopic Structure of a Human Motion Control based on the Whole-body Motion Measurement

兼田 大史 (阪大)

杉原 知道 (阪大)

Daishi KANETA, Osaka University, daishi.kaneta@ams.eng.osaka-u.ac.jp

Tomomichi Sugihara, Osaka University

Microscopic structures of human motions including standing, swaying, and stepping are visualized in phase portraits based on the COM-ZMP model. In order to observe behaviors in wider area of the state space experimental protocols are devised with a reference to the portraits in theory. Some results with qualitative discussions are presented.

Key Words: Human motion control, COM, ZMP, Phase portrait

1. はじめに

人の運動制御機能について調べることは、身体管理、リハビリテーション、スポーツトレーニング、ヒューマンインタフェース設計、ロボット設計等において重要である。運動計測技術の進歩によって、運動中の身体部位の活動を詳細に記録することが可能となってきた。しかし、計測された身体活動の履歴からそれらの元となった運動制御器を同定するのは、未だ困難な課題である。

人体は、200 本程度の骨、1000 本程度の筋、その他膨大な数の要素から構成され、その骨格構造のみ抽出し関節自由度を近似しても、なお数十～100 程度の自由度を有する。自由度が多だけでなく、慣性系への機械的結合を持たない劣駆動系であり、不足した駆動自由度を補うために環境との接触点を頻繁に変化させる、極めて複雑な機械システムである。このため、従来運動制御器の同定問題で主に採り上げられてきたものは、上肢の到達運動 [1] や立位安定化運動等 [2, 3] の、比較的少ない身体自由度を用いて行う運動に限られ、全身運動制御器の同定はほとんど行われていない。

一方、人型ロボットにおいては、上記のように複雑な機械システムの運動計算・制御に関する数学的議論が進んでいる。特に、重心と全身に働く外力の作用点 (ZMP [4]) との関係 (重心-ZMP モデル) に着目することで、巨視的な運動表現とそれに基づく制御器設計がなされてきた [5, 6]。Sugihara [7] は、重心-ZMP モデルに基づくことで、立位運動、踏み出し運動、周期的な両足踏み替え運動等がそれぞれ相空間における区分力学系として可視化でき、さらにそれらが単一の非線形フィードバック制御器によって実現できることを示した。同様に、人の運動計測においても重心に着目することの有用性は度々報告されており [8, 9]、重心-ZMP モデルによって巨視的な制御器の構造を表現・同定できる可能性がある。

以上を踏まえ、本稿では、人の立位運動、踏み出し運動、踏み替え運動における重心の振る舞いを計測し相空間上にプロットすることで、全身運動の巨視的構造を可視化することを目的とする。通常、人の運動軌跡はすでに安定化された結果であるため、その周辺、特に安定な軌跡から離れた領域の力学的構造を調べることは困難である。これに対し、力学系の構造をある程度推量し、それに合わせて計測実験項目を設定する方法を提案する。そして、

実施した計測実験の結果と、定性的であるが得られた知見を報告する。

2. 重心-ZMP モデル

図 1 のように、ラテラル面の二脚運動を考えよう。簡単のため、重心まわりの角運動量変化を無視する。重心参照位置を ${}^{ref}x$ 、重心位置を x 、重心高さを z 、ZMP の位置を x_Z とすると、次の線形状態方程式を得る。

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \chi \\ \dot{\chi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \omega^2 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \chi \\ \dot{\chi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ -\omega^2 \end{bmatrix} \chi_Z \quad (1)$$

ただし $\chi \equiv x - {}^{ref}x$ 、 $\chi_Z \equiv x_Z - {}^{ref}x$ 、 $\omega \equiv \sqrt{g/z}$ 、 $g = 9.8$ [N/kg] は重力加速度である。

式 (1) より、ZMP 位置 χ_Z を入力として重心位置 χ と重心速度 $\dot{\chi}$ を制御できる可能性が示唆される。Sugihara [7] は、これに基づいた制御器を設計し、立位安定化、重心揺動、足踏み等を、それぞれ図 1 の (b)、(c) のような相図で可視化した。拘束条件として立ち位置の右端を χ_{Zmin} 、左端を χ_{Zmax} とし、式 (1) で χ_Z をこれらの定数とした直線が図中の l_1 、 l_2 であり、支持領域の両端を表す。

3. 理論上の相図に基づく運動実験プロトコルの設定

前節のモデルから、ラテラル面における両足立ちの重心移動で図 2 のような相図が得られると予想し、相空間の広い範囲をカバーするため、(a)～(e) に該当する運動をモーションキャプチャと床反力計でそれぞれ計測した。(a) は体中心である重心参照位置に重心移動させる運動、(b) は足の支持領域の端まで重心移動し踏み耐える運動、(c) は耐え切れず転倒する運動、(d) は転倒状態から復帰する運動、(e) は転倒状態から復帰しようとして最終的に転倒してしまう運動である。(') は鏡対称の運動を表す。

図 2 の運動開始点 (Start Point) は計測開始位置であり、実際の計測値で相図を全プロットすると、この点より描画が始まる。このとき必ず速度は 0 である。運動は、図 1 を参考に図 2 の破線のような相図で構成されると考えられ、これを確かめるためには、脚の力や外力を加えることで速度を上げ、破線上まで重心を移動させる必要がある。そして、この破線上に乗った時点を有効運動開始点 (Real Start Point) とし、有効運動開始点以降の軌跡

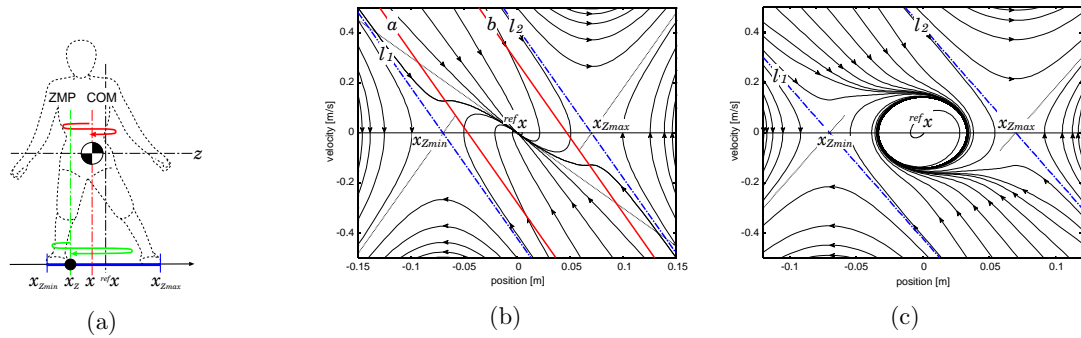


Fig.1 Sugihara's model in lateral plane & the phase portrait. (a)ZMP x_Z moves within the supporting region $x_{Zmin} \leq x_Z \leq x_{Zmax}$. (b)A best COM-ZMP regulator which converge COM on the ^{ref}x , (c)A stable limit cycle which enable stable COM oscillating and stepping. For any values of the controller, the stable standing region stays maximized between two lines l_1 and l_2 .

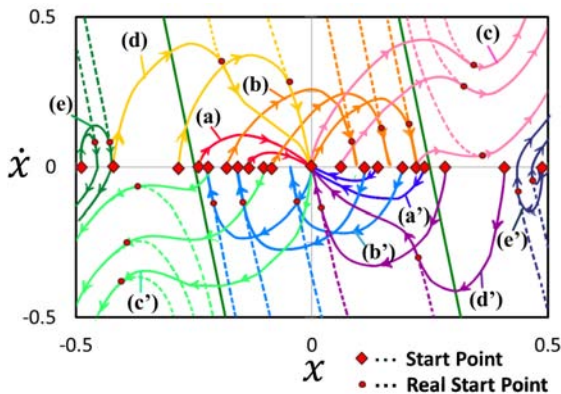


Fig.2 An expected phase portrait of a standing motion

を制御器同定に用いる．それ以前の軌跡は，目的以外の別の運動を含むかまたは重心参照位置が異なるため，分離・除外する．

4. 実験結果と考察

4.1 実験条件

実験ではなるべく計測条件を統一するため，床に印をつけて右足と左足の立ち位置を固定し，運動中は重心参照位置となる目印を設け目視による調整を行い回数を重ねても同じ運動になるようにした．

被験者は 23 才の男性であり，身長 175cm，体重 73kg である．全身運動は，図 3(b) に示す運動学モデルに基づいて計算した．計測実験前に，鮎澤ら [10] の方法によってあらかじめ被験者の質量特性を同定した．この運動データと質量特性により順運動学計算から重心運動を求め，(a)~(e) の運動を相空間上にプロットする．計測データには，遮断周波数 2[Hz] の 2 次のバターワースフィルタを施した．

4.2 立位運動

実験により得られた立位運動の相図を図 4 に示す．モーションキャプチャを開始し終了するまでの 1 セットを同一の色で示した．(a),(d) の運動では，中心のある一点を重心参照位置として，重心が両足の間にあれば，脚の力を使い重心を中心に移動させる．重心移動には，(a) では被験者の脚の力のみを用い，(d)~(e) では脚の力に加え外力を加えている．参照位置に収束させる図 2 のような相図を特定するには，(d)~(e) で外力による運動部分を除去し，有効運動開始点 (Real Start Point) 以降の軌跡を抽出す

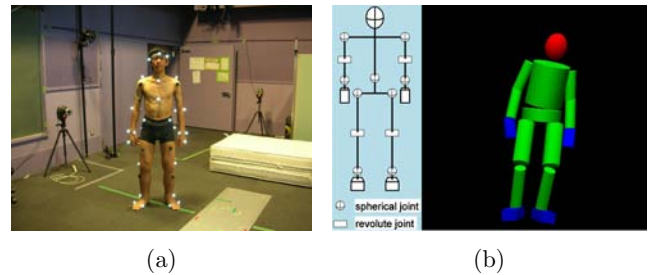


Fig.3 (a)Experiment of motion-capture and reactive forces measurement, (b)Human model for COM calculation

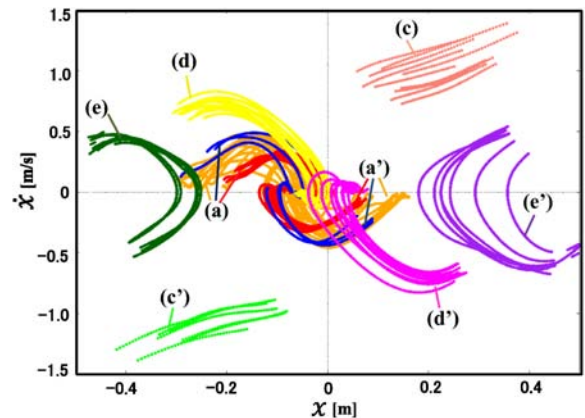


Fig.4 An eventual human phase portrait of standing motion

る必要がある．そのため，実験では，床反力計フォースプレートの三枚の内一枚の上に脚立を設置し，被験者が脚立を押す力の反作用を外力として与えた．相図を描くときは，計測された床反力の値より，水平方向の反力が零になった時点をも有効運動開始点とし，それ以前の軌跡を除去した．(c) の軌跡では，両足の支持領域から抜け出し，転倒方向の軸足に全体重が乗った直後の時点をも有効運動開始点とした．転倒の途中で地面衝突回避のため跳躍運動が含まれることを考慮し，重心が支持領域を出て鉛直方向の床反力が体重以上となる時点までを除去した．この時点より跳躍し，足が離れ全反力が 0 になるまでを転倒状態として相図に抽出し，それ以降の軌跡を除去した．

全体として同種の運動を複数回行った相図の軌跡を見ると，軌跡同士で交差した部分が多い．これは，人体運動の制御器の中で中心の目標到達点に向かう制御器が様でなく，運動の途中で脚の力や全身姿勢の質量分布の変化により相図の形を微妙に変形

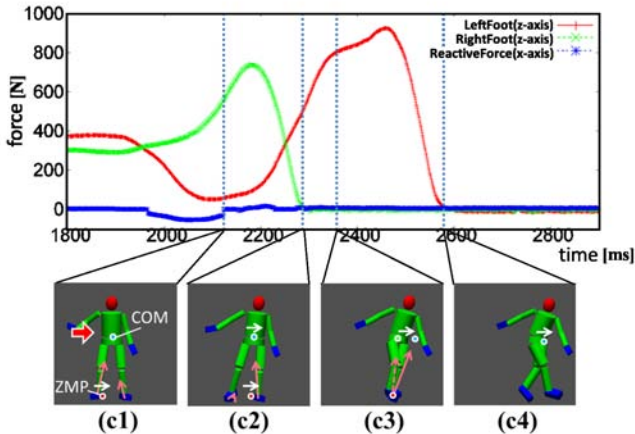


Fig.5 Analysis of motion c1 with reactive forces

させたために生じたと考えられる。実験では、目線による調整によって毎回同じ中心位置に重心を到達させるように行ったが、実験結果の相図を見ると目標の中心位置が (a), (d) において大幅にずれていることがわかる。これは人間の制御器では、目線などの感覚的な調整では誤差を大きく含むことを表している。

(c) の有効開始点直後と跳躍の終わり付近で、相図の変化が安定していない。この原因を探るため、図 5 に反力と重心運動の関係を示す。図 5 中の赤線が左足の反力 (鉛直方向)、緑線が右足の反力 (鉛直方向)、青線が外力にあたる脚立の反力 (水平方向) である。(c1) の時点において、被験者の右手で脚立を押す反作用により外力が加わり、手が離れ外力が 0 となったと同時に近い右足の反力が上がり、全体重が右足に乗る。この瞬間に ZMP は右足に寄り、同時に右方向へ回転する力が発生し、重心は加速して右方向へ移動すると考えられる。(c2) において右へ移動した重心を止めるように ZMP は左足へと移動し、(c3) の時点で左足に全体重が乗り ZMP による重心を抑止する回転力は最大になる。しかし、重心は抑止できず両足の支持領域から抜け、全身は転倒状態となる。この時点から (c4) までの重心運動を抽出したものが図 4 の (c) の相図である。転倒状態の過程で全体重以上に反力が上昇しているのは、地面衝突を避けるために跳躍を行おうとしているためである。従って、相図変化が安定していない原因は、この跳躍の力が加わることで重心の加速度が変化したためだと考えられる。

(c)~(e) の運動で反力の大きさを基準に相図の抽出を行ったが、反力の変化と重心の変化で対応した運動に時間的なずれが多いことがわかった。例えば、(d) の運動では外力が 0 となった時点から相図を描いているが、有効運動開始点直後で外力による加速が相図変化として残っている。これは転倒状態から起き上がる時、身体構造の自由度と柔軟性により外力から全身への運動が緩やかに伝達するために重心の移動が遅れて生じたものだと考えられる。このように全体の運動において、反力と関節駆動の変化は遅れて重心運動の変化につながるため、制御器同定ではその関係性を考慮する必要がある。

4.3 重心を揺動させる運動

重心を右足と左足に一定周期で往復して揺動させる運動を計測した。往復の速度は、メトロノームのリズムに合わせ 72[bpm], 96[bpm], 132[bpm] と変えて行った。このとき両足は床に接地

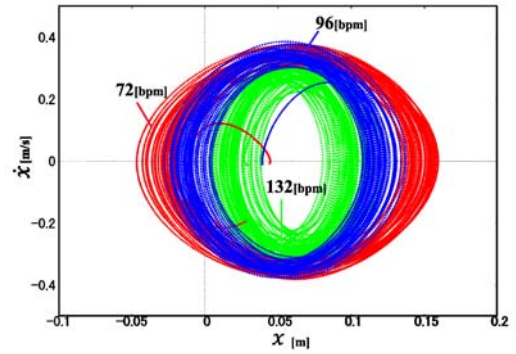


Fig.6 A phase portrait of oscillating motion

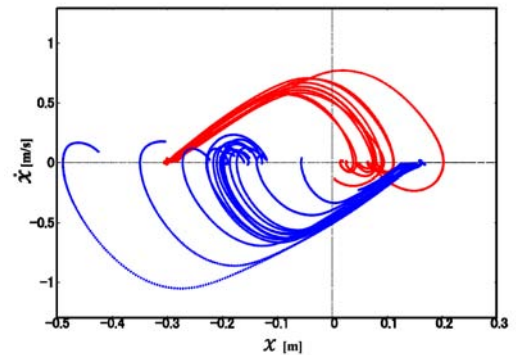


Fig.7 A phase portrait of step

している。この揺動運動の相図を図 6 に示す。位置成分に着目すると重心の揺動がリズムで 72[bpm] のとき、重心の振幅が長くなることからわかる。重心の揺動が 96[bpm], 132[bpm] とリズムが速くなるに従い振幅が短くなっていることがわかる。これは、速度の観点からも同等に考えることができる。人が揺動に加える力はある程度限界があり、与えられる速度にも限界がある。このことは、図 6 の速度成分を見ると、中心を通過する時の最高速度がリズムを変えてもあまり変わらないことからわかる。同じ速度で揺動のリズムを速くするには振幅を短くさせる必要があり、振幅が短ければ、同じ速度でも周期を短くすることができる。このことから、重心位置の振幅を体の中心付近に抑えれば、右足と左足にかかる力を素早く切り替えることが可能であると考えられる。

4.4 踏み出し運動

立位状態から一步踏み出す運動を計測した。図 7 に相図を示す。実験では、踏み出しの始点は統一している。上部の赤い曲線と下部の青い曲線に示すように左右の足でそれぞれ対称に踏み出し運動を行った。曲線にばらつきがあるのは、踏み出した足の着地点が逸れたためだと考えられる。踏み出し開始直後から着地し減速するまで、どの踏み出しも傾きが一定の直線を描いている。この傾きは重力加速度を表していて、片足を上げてから着地するまでは、重力に任せて踏み出していることがわかる。

4.5 足踏み運動

一定リズムで足踏みを行う運動を計測した。72[bpm] のリズムの足踏みの相図を図 8 に示す。図 8 を見ると、図 6 の揺動と同じような円形のサイクルが現れていることがわかる。ただし、72[bpm] の足踏みでは、速度 0 から中心付近の最高速度までの曲線の形状が、揺動の時に比べ丸みを帯びていない。この形状は、図 7 のような左右対称な踏み出しの曲線を近似的に融合させた形

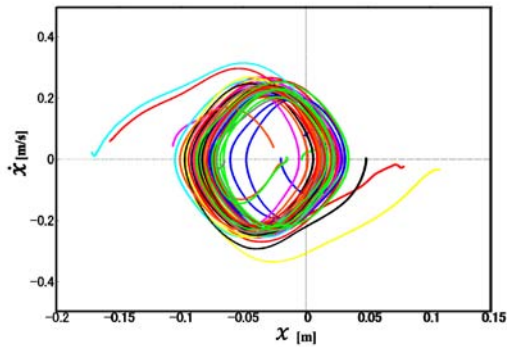


Fig.8 A phase portrait of walking at a speed of 72[bpm]

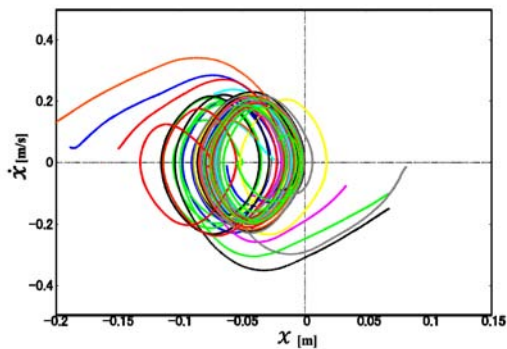


Fig.9 A phase portrait of walking at a speed of 96[bpm]

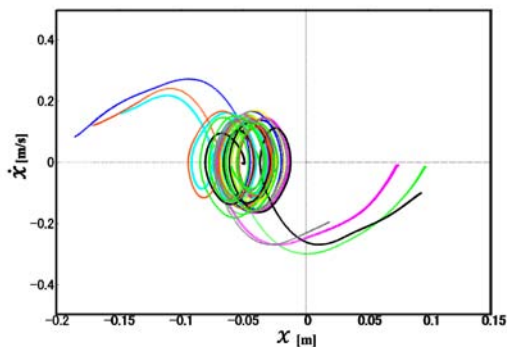


Fig.10 A phase portrait of walking at a speed of 132[bpm]

に似ている．このことから，遅いリズムの足踏みでは一歩ずつが踏み出しとほぼ同様の運動で，左右の重心移動では一部重力に任せているといえる．

また，リズムを 96[bpm]，132[bpm] に変えた足踏みの相図を図 9，図 10 に示す．中心位置が異なるなど相図のサイクルにばらつきが見られるのは，被験者が一定リズムで連続動作を安定して続けることができなかったことによる．また，リズムが速くなるに従って，揺動と同じ形状に近づき重心位置を中心付近に抑えていることがわかる．このことから，重力に任せた運動から，リズムが速くなるに従い左右方向の移動に抑制をかけ，両足を素早く切り替える運動に移行したと考えられる．

以上の足踏み運動の相図は立位運動と同様，支持領域外の軌跡を重ねると図 11 のような位置関係になる．相図全体から見ると足踏みのサイクルは局所領域に集中していることがわかった．このことから，人は転倒などの不安定な動作に比べ，重心を集中させて歩行を制御していると考えられる．

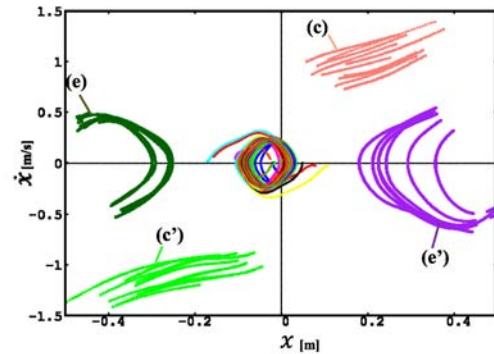


Fig.11 The wide phase portrait of walking at a speed of 72[bpm]

5. おわりに

Sugihara の重心-ZMP モデルを人体運動に適用し，重心運動の相図を得るための運動計測実験を行った．複数の運動パターンからモデルの相図を描くための実験方法，床反力を用いた相図上の軌跡の抽出方法を提案した．今後は，今回得た相図データを元に制御器モデルの同定を行う予定である．

謝 辞 本研究は，科学研究費補助金若手研究 (A) (課題番号：22680018) の支援を受けた．また，運動計測実験にご協力下さった中村仁彦教授，鮎澤光氏，池上洋介氏ほか東京大学中村・高野研究室の皆様へ，深く感謝致します．

文献

- [1] N. Hogan. Impedance control: An approach to manipulation. In *American Control Conference, 1984*, pp. 304–313. IEEE, 1984.
- [2] M.J. Mueller, D.R. Sinacore, S. Hoogstrate, and L. Daly. Hip and ankle walking strategies: effect on peak plantar pressures and implications for neuropathic ulceration. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 75, No. 11, p. 1196, 1994.
- [3] P. Gatev, S. Thomas, T. Kepple, and M. Hallett. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of physiology*, Vol. 514, No. 3, pp. 915–928, 1999.
- [4] M. Vukobratovic and J. Stepanenko. On the stability of anthropomorphic systems. *Mathematical Biosciences*, Vol. 15, No. 1-2, pp. 1–37, 1972.
- [5] K.Mitobe, G.Capi, and Y.Nasu. Control of Walking Robots Based on Manipulation of the Zero Moment Point. *Robotica*, Vol. 18, pp. 651–657, 2000.
- [6] Shuji Kajita, Tomio Yamamura, and Akira Kobayashi. Dynamic Walking Control of a Biped Robot Along a Potential Energy Conserving Orbit. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 8, No. 4, pp. 431–438, 1992.
- [7] Tomomichi Sugihara. Consistent Biped Step Control with COM-ZMP Oscillation Based on Successive Phase Estimation in Dynamics Morphing. In *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 4224–4229, 2010.
- [8] Albert H. Vette, Kei Masani, and Milos R. Popovic. Implementation of a physiologically identified PD feedback controller for regulating the active ankle torque during quiet stance. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 15, No. 2, pp. 235–243, 2007.
- [9] 大道等. 重心運動のバイオメカニクス. 不昧堂出版, 2003.
- [10] 鮎澤光, ベンチャー・ジェンチャン, 中村仁彦. ベースリンクの運動方程式を利用した脚型ロボットの最小力学パラメータの同定. *日本ロボット学会誌*, Vol. 27, No. 9, pp. 1066–1077, 2009.