人体モデルを用いたペダリング運動時の下肢インピーダンス推定

Estimation of Impedance of Lower Limb Using Human Body Model during Pedaling Exercise

○ 宮崎 友裕 (東北大) 瀬戸 文美 (東北大)
 昆陽 雅司 (東北大) 田所 諭 (東北大)

Tomohiro MIYAZAKI, Tohoku University, miyazaki@rm.is.tohoku.ac.jp
 Fumi SETO, Tohoku University
 Masashi KONYO, Tohoku University
 Satoshi TADOKORO, Tohoku University

In this research, we focus on the impedance adjustment function of human to evaluate his/her mobility function in a quantitative way. We consider that pedaling exercise is suitable for measuring lower limb kinematic impedance parameters, and aim at the establishment of the method which measure lower limb kinematic impedance parameters during pedaling exercise. In this paper, we propose the method of estimating lower limb kinematic impedance parameters during pedaling exercise using a multiple joint link model to take into consideration movement of each body segment which was not taken into consideration in a previous study. As a result, it becomes possible to take into consideration the influence of the gravity of each body segment, and it is thought that estimated accuracy improved.

Key Words: Impedance, Pedaling Exercise, Multi-link model, Perturbation, Lower limb

1 緒言

ヒトは身体各部位のインピーダンス特性（慣性・粘性・剛性）を調整する機能を持っており、外乱に対する安定性や運動のエネルギー効率を変化させることができる。このインピーダンス調整機能が衰えると、環境の変化に対応できず、転倒につながる危険性などが増加する。そのため、このインピーダンス特性の調整機能は運動機能を評価する1つの指標として有用であると考えられる。

これまでインピーダンス計測手法としては、身体のある部位に強制変位を与え、その時の発生力と変位の関係より剛性を推定する、といった手法が主に用いられてきた[1]。このとき、強制変位（摂動）を微小時間与えることで、姿勢と随意による筋活動の影響を除去してきた。

現在まで、上肢におけるインピーダンス計測は摂動を用いた様々な手法が提案されている[2]。一方、下肢のインピーダンス計測に関する研究はあまり多くない。小田らは装置上で仰向けの被験者に対し、片脚を装置に固定しランダムな摂動を加えることで下肢のインピーダンスを同定している[3]。歩行などの下肢の運動は自由度が大きく、また運動範囲も広いので計測装置の大型化や装置着脱の煩雑化、解析が困難になるなどの問題が生じる。

そこで我々は簡便なインピーダンス計測手法を実現するためにペダリング運動に着目してきた。ペダリング運動中、下肢の運動は1自由度の回転運動となり、特別な拘束を必要とせずに解析を容易化できる。また運動機能の衰えた高齢者などにとっても容易に行うことができる運動である。さらに、クランクのインピーダンス特性を制御することでインピーダンス調整を促すための環境変化が可能である。これらの点から、ペダリング運動は下肢のインピーダンス調整機能の評価に適していると考えられる。

これまでペダリング運動を足先の集中定数モデルで仮定し、摂動として強制変位やトルク外乱を与え、インピーダンスを推定する手法が提案されてきた[4][5]。本研究では先行研究で十分に考慮されてこなかった各身体部位の重力や慣性の影響を、多関節リンクモデルで下肢を表現することで考慮し、下肢のインピーダンス特性を推定する手法を提案する。

2 ペダリング運動計測システム

本研究では提案手法を実現するため、図1に示すようなシステム構成の計測装置を用いる。また実際の計測装置を図2に示す。

クランク角度は駆動部に搭載しているエンコーダ（Canon社製、CR-1SO）により検出する。また、下肢の姿勢やペダルの角度などはモーションキャプチャシステム（ナックイメーজテクノロジー社製、Cortex）によって、被験者のペダル踏力はフォースプレート（テック技販社製、M3D-force plate）によって計測可能である。負荷環境の制御や与える摂動はタイミングベルトによってクランク回転軸とつながっているACサーボモータ（Omron社製、R88M-K90010H-BS2）によって実現される。なお、クランク長は0.165 mでモータの減速比は1:4であり、クランク回転軸周りのペダリングトルクは、ペダル踏力をクランク角度と、ペダル角度より接線力方向に変換し、クランク長をかけることで算出可能となっている。

Fig.1 Measurement system.

Fig.2 Overview of measurement device.

3 多関節リンクモデルを用いた 下肢インピーダンス推定手法の提案

3.1 多関節リンクを用いた下肢モデル化の有用性

先行研究では足先にインピーダンスモデルを仮定し下肢の運動を表現していたが、下肢全体の運動であるペダリング運動時の挙動を表現するには不十分な可能性がある。またペダリング運動は重力の影響を受けるため、それも考慮する必要があると考えられる。

そこで下肢全体の運動をより適切に表現するため、多関節リンクモデルに着目した。下肢を多関節リンクモデルで表現し各リンクの運動を考慮することで、重力などの影響を考慮してペダリング運動を表現することが可能となると考えられる。

また各関節に着目し、ペダリング運動時に各関節が発生しているトルクを算出することで、ペダリング運動時の各関節のインピーダンス特性を推定することや、計測されたペダリングトルクの要素を詳しく解析することが可能となると考えられる。

Doria らは下肢を3リンクモデルで表現することでペダリング運動時に各関節がどれほどのトルクを出しているか、またそのトルクが各リンクの重力・慣性・筋力のどの項に起因するのか区別して表現しており [6]、このように慣性や重力による項を区別できればより精度の高い解析が可能となると考えられる。

3.2 モデル化による関節トルクの算出

まず、ペダリング運動時の下肢を図3に示すような多関節リンクモデルで表現し、中村らの手法を参照し [7]、各関節トルクを求める。ただしペダリング運動中は座位であるため上肢の挙動は無視できるとして、用いる多関節リンクモデルでは上肢は固定されているとし、左右の脚の運動はそれぞれ矢状面での運動であるとする。

各関節に関節反力・モーメントが、脚リンクにはペダルから外力が作用するものとして運動方程式を導出する。運動方程式は各リンクに対し、並進および回転の2つの運動方程式が得られるため、左右の脚それぞれに計6個の運動方程式が得られる。ここで各関節反力・モーメント、およびペダルからの外力が未知数となると、左右の脚それぞれに対して8個の未知数となり、不静定問題となる。そこで、ペダルからの外力が既知であると仮定すると足先関節の関節外力・モーメントは既知となり、運動方程式より逆動力学を解くことが可能となる。その結果、各関節モーメントは既知であると仮定したペダルからの外力によって表わすことができる。

例として導出された膝関節 (K) の関節モーメントを表わすと式 (1) のようになる。

$$\tau_k = \tau_{k_I} + \tau_{k_C} + \tau_{k_G} + \tau_{k_{RF}} \quad (1)$$

ただし膝関節モーメント τ_k に対して τ_{k_I} は慣性項、 τ_{k_C} は遠心力・コリオリ力項、 τ_{k_G} は重力項、 $\tau_{k_{RF}}$ はペダルから受ける

外力による項であり、それぞれ以下の式で表わされる。

$$\begin{aligned} \tau_{k_I} + \tau_{k_C} &= -\frac{d\mathbf{I}_1\dot{\theta}_1}{dt} - \frac{d\mathbf{I}_2\dot{\theta}_2}{dt} \\ &- m_2\mathbf{r}_{3,c2} \times \dot{\mathbf{v}}_{c2} \\ &- m_1(\mathbf{r}_{2,c1} - \mathbf{r}_{2,c2} + \mathbf{r}_{3,c2}) \times \dot{\mathbf{v}}_{c1} \end{aligned} \quad (2)$$

$$\tau_{k_G} = m_2\mathbf{r}_{3,c2} + m_1(\mathbf{r}_{2,c1} - \mathbf{r}_{2,c2} + \mathbf{r}_{3,c2}) \times \mathbf{g} \quad (3)$$

$$\tau_{k_{RF}} = \sum_{k=1}^n M_{RFk} + (\mathbf{r}_{2,c1} - \mathbf{r}_{2,c2} + \mathbf{r}_{3,c2}) \times \sum_{k=1}^n \mathbf{f}_{RFk} \quad (4)$$

ただし m_1 , m_2 および $\mathbf{I}_1$, $\mathbf{I}_2$ はそれぞれリンク F, L の質量および慣性モーメントを表している。 $\sum_{k=1}^n \mathbf{f}_{RFk}$ はペダルから受ける外力の総和、 $\sum_{k=1}^n M_{RFk}$ はその外力によって足先に受けるモーメントの総和である。また $\dot{\mathbf{v}}_{c1}$, $\dot{\mathbf{v}}_{c2}$ はそれぞれリンク F, L の重心の速度ベクトルを、 θ_1 , θ_2 は関節 F, A の角度の時間微分を表している。 $\mathbf{r}_{2,c1}$, $\mathbf{r}_{2,c2}$, $\mathbf{r}_{3,c2}$ はそれぞれ、関節 A からリンク F の重心への位置ベクトル、関節 A からリンク L の重心への位置ベクトル、関節 K からリンク L の重心への位置ベクトルを表わしており、 $\mathbf{g}$ は重力加速度ベクトルである。

上式より、各関節でのトルクは慣性および遠心力・コリオリ力項、重力項、ペダルから受ける外力による項に分けて算出することができ、そのうち慣性および遠心力・コリオリ力項、重力項に関しては既知であると仮定したペダルからの外力によらないため、姿勢の状態より事前に算出可能である。

Fig.3 Multi-link model of the leg.

ペダリング運動中の各関節トルクのうち慣性および遠心力・コリオリ力項、重力項を姿勢の状態より算出するには式 (2)、式 (3) に示したように各リンクの質量や慣性モーメント、重心位置などのパラメータが必要となる。

本計測システムではモーションキャプチャシステムを用いているので、被験者の各関節にマーカーを取り付け計測を行うことで、ペダリング運動中の各関節角度の計測が可能となり $\dot{\theta}_1$ や $\dot{\theta}_2$ が求まる。また、マーカー間の距離より各リンクの部分長の計測が可能となる。

得られた各リンク長と被験者の体重より、阿江らの手法 [8] を参照することで、各リンクの質量と部分長に対する重心位置のおおよその値が算出でき、慣性モーメントも計算することができる。これらの得られた値をモーションキャプチャから得られた位置情報に適用することで、ペダリング運動中の重心速度や関節位置から重心位置への位置ベクトルも算出できる。その結果、モーションキャプチャシステムによる下肢の姿勢情報を取得するだけで式 (2)、式 (3) を計算することが可能となり、各関節トルクのうち慣性および遠心力・コリオリ力項、重力項を算出することができる。

3.3 下肢インピーダンス特性の推定手法

この手法は足先に集中定数モデルを想定し、摂動によって生じた変位、力データを計測し、モデル式に対し最小二乗法を使用することでインピーダンスパラメータを導出するというものである。

ペダリング運動中のクランク回転軸周りの足先の運動特性は、慣性・粘性・剛性特性を有する集中定数モデルを用いて式 (5) のように表わされる。

$$-T_h(t) = I_h(t)\ddot{\theta}_t + C_h(t)\dot{\theta}_t + K_h(t)(\theta_t - \theta_{dt}) \quad (5)$$

ここで、 $T_h(t)$ はヒトからペダルに伝えられるトルク、 $I_h(t)$ 、 $C_h(t)$ 、 $K_h(t)$ は、それぞれ回転系で表現した足先の等価慣性モーメント、粘性、剛性、 θ はクランク角度、 θ_d は足先の平衡点である。

次に、式 (5) のトルク $T_h(t)$ に摂動となる外乱トルク $T_m(t)$ を加えると式 (6) のように表わせる。

$$\begin{aligned} -(T_h(t) + dT_h(t)) &= I_h(t)(\ddot{\theta}_t + d\ddot{\theta}_t) \\ &+ C_h(t)(\dot{\theta}_t + d\dot{\theta}_t) \\ &+ K_h(t)((\theta_t + d\theta_t) - (\theta_{dt} + d\theta_{dt})) \end{aligned} \quad (6)$$

ここで、摂動は微小時間によって与えられるので、 $\theta_d(t)$ 、インピーダンスパラメータは一定であると仮定すると式 (6) から式 (5) を差し引くことで摂動による変化分のみの式 (7) で表現できる。

$$-dT_h(t) = I_h\ddot{\theta}_t + C_h d\dot{\theta}_t + K_h d\theta_t \quad (7)$$

フォースプレートより取得されたペダル踏力をペダル角、クランク角より接線方向に変換することで算出されるペダリングトルクは下肢全体の慣性や重力の影響を受けた結果に発生したペダリングトルクであると考えられるので、 $T_h(t)$ を最適値とするため各関節トルクの及ぼすペダリングトルクについて考える。

まず各関節（腰・膝・足首）が発生させている慣性および遠心力・コリオリ力、重力項によるトルクを式 (2)、式 (3) のように算出する。次に順動力学の手順で式 (8) のようにヤコビ行列をかけることで、各関節トルクが発生させている足先の力を求めることができる。

$$\mathbf{f}_{ICG} = \mathbf{J}(\boldsymbol{\tau}_I + \boldsymbol{\tau}_C + \boldsymbol{\tau}_G) \quad (8)$$

ただし $\mathbf{f}_{ICG}$ は関節トルクのうち慣性および遠心力・コリオリ力、重力によって足先に発生する力、 $\mathbf{J}$ はヤコビ行列である。

次にフォースプレートから計測されたペダル踏力がクランク軸周りに発生させるトルク T_h から $\mathbf{f}_{ICG}$ によって発生するペダリングトルク T_{ICG} を除くことで筋活動のみによるペダリングトルクが算出される。このペダリングトルクは、慣性の影響を取り除いたものであるため式 (7) は次式の通り表わされる。

$$-(dT_h(t) - dT_{ICG}(t)) = C_h d\dot{\theta}_t + K_h d\theta_t \quad (9)$$

式 (9) に計測したクランク角度データとヒトのペダリングトルクのうち慣性および遠心力・コリオリ力、重力項によるトルクを除去した時系列データを最小二乗法でフィッティングすることにより、足先のインピーダンスパラメータ C_h 、 K_h を推定することが可能となる。

4 下肢インピーダンス推定実験

4.1 目的

下肢を多関節リンクモデルで表現することで、慣性や重力の影響を考慮するインピーダンス推定手法を提案した。本推定手法を用いて計測・解析を行い、どのような推定結果が得られるか検証を行う。

4.2 実験方法

実験システムは、2 章で述べた通りである。ペダリング運動中の姿勢は座位とし、サドル高は立位姿勢時の大転子の高さに調整し、つま先はペダルに固定した。また、クランク角度は右ペダルを基準とし、ペダル上死点を 0 [deg]、1 回転して再びペダルが上死点に来たときを 360 [deg] とし、これをペダリング運動の 1 周期とした。ペダリング運動は、周期全体において 20 [rpm] の一定速度となるように漕ぐことを被験者に指示した。実際の回転

速度はディスプレイに表示し、加えてメトロノームを使用して、験者が目標回転速度に合わせやすいようにした。

また、負荷環境としては実験装置の仮想インピーダンスパラメータを一定とし、慣性 $I_p = 0.2$ [Nm/(rad/s²)]、粘性 $C_p = 2.5$ [Nm/(rad/s)] とした。

被験者には右脚で踏み込んでいる時（右ペダル位置 90 [deg]）、左足で踏み込んでいる時（右ペダル位置 270 [deg]）に、0.1 [s] の矩形波トルクに対して時定数 0.01 の一次遅れフィルタを通過させた 8.0 [Nm] の摂動をランダムな間隔で各 10 回ずつ与えた。

ただし式 (9) は摂動時の計測データと定常運動時（非摂動時）の計測データとの差分として表わされており、それぞれのデータが必要となるが、各摂動時に対応する非摂動データに関しては実際の計測は出来ないため、被験者の定常的なペダリング運動の計測より予測した値を用いる必要がある。そこで本解析では被験者に等角速度運動を指示していることから、摂動中の 0.1 [s] では角速度は変化しないと仮定し、摂動開始点の角速度より非摂動時の角度と角速度を算出した。また、ペダリングトルクに関しては 50 回分の定常運動を平均することで、ペダリングトルクの変化モデルを生成し、摂動開始点のペダリングトルクと変化モデルより予測されるペダリングトルクを非摂動データとした。

各データのサンプリングレートは 200 [Hz] である。最小二乗法には、外乱トルクが与えられている 100 [ms] の範囲の各データを使用した。

4.3 実験結果

実験により推定されたインピーダンスパラメータを図 4 に示す。表示している値は摂動を加えた 10 回分の計測のうち、明らかに計測誤差を含んでいると考えられるものを除いて推定されたインピーダンス特性の平均値である。グラフは上から剛性、粘性の推定値を表しており、それぞれ左と右に、右足で踏み込んでいる時（右ペダル位置 90 [deg]）、左足で踏み込んでいる時（右ペダル位置 270 [deg]）の推定結果を示している。

Fig.4 Estimated impedance parameters.

4.4 考察

多関節リンクモデルを導入することで、先行研究では考慮されていなかった下肢の各身体部位の重力や慣性の影響を適切に表現し、推定精度を向上させ、推定結果として妥当な値を得ることを目的としてきた。

しかし図 4 に示す通り、剛性値は約 15~25 [Nm/rad] であり、文献 [3] と比べても妥当な値を示しているものの、粘性値は負の値をとっており、妥当とは言い難い。本手法では推定式におけるペダリングトルクの値として下肢の各身体部位の重力や慣性を考慮した値を用いている。そこで推定精度の向上が行われているか検証するため、ペダリングトルクのデータを図 5~8 に示す。

図5はフォースプレートから取得される値を接線力方向に変換し算出されるペダリングトルク、図6は各リンクの慣性や遠心力の影響によってクランク軸周りに発生するトルクの計算値、図7は各リンクに働く重力によってクランク軸周りに発生するトルクの計算値、図8は図5に示すペダリングトルクから図6、7に示す各リンクの慣性や遠心力、および重力の影響によって発生するトルクを除いたものであり、示されているデータはそれぞれ50回分の定常状態の値と10回分の摂動時の値がプロットされている。摂動開始点として右ペダル位置が90[deg]地点(右足踏み込み時)から0.1[s]経過するまでの値を表している。各グラフは左に左ペダルより発生するペダリングトルク、右に右ペダルより発生するペダリングトルクを表わしており、各グラフ内には摂動時の挙動と非摂動時の挙動がプロットされている。

図7より重力によるトルクは左右ともにばらつきが小さく0.3[Nm]程度に収まっていることが分かる。これは重力によるトルクが下肢の姿勢によって推定されるため、姿勢の再現性が高いことを示唆している。同じく下肢の姿勢とその変化によって推定される、慣性などによるトルクも比較的小さなばらつきとなっている。

これら2つのトルクの影響を考慮できることが多関節リンクを用いることの有用性であるが、摂動時と非摂動時を比較すると慣性などによるトルク、重力によるトルクともに挙動が変化していることが分かる。このことよりフォースプレートのみによって算出されるトルクである図5より、摂動時と非摂動時の差分として抜き出されるトルク変化には各リンクに働く重力の影響も含まれているといえる。よって、本手法では摂動時に発生するペダリングトルクとして、インピーダンス特性によってのみ生じているトルクを従来より適切に表現できていると考えられる。

このことより、本推定手法を用いることで摂動中の動作が適切に抜き出されており、推定精度は向上していると考えられる。しかし実際に推定されたインピーダンスパラメータは粘性が負の値をとっており、妥当な結果とはならなかった。この原因としてはインピーダンスモデルが下肢の運動を表現するのに未だ十分ではない可能性が考えられる。また多関節リンクモデルを導入したことにより、各関節の粘性などについても考慮が必要になった可能性、計測精度が不十分である可能性などが考えられる。今後はこれらの点において、検証、改善を行っていく必要があると考えられる。

Fig.5 Pedaling torque by force plate.

Fig.6 Pedaling torque by inertia moment and centrifugal force.

(a) Left pedal (b) Right pedal

Fig.7 Pedaling torque by gravity.

(a) Left pedal (b) Right pedal

Fig.8 Pedaling torque to estimate.

5 結論

本研究ではヒトのインピーダンス調整機能が運動機能を定量的に評価する1つの指標として有用であると考え、ペダリング運動を用いて簡便に下肢のインピーダンスを推定する手法の確立を目指している。本稿では下肢を多関節リンクモデルで表現することで、各身体部位の重力や慣性の影響を考慮し、ペダリング運動中に摂動として外乱トルクを与え、インピーダンス特性を推定する手法を提案した。提案手法を用いて、計測を行い推定をした結果、多関節リンクモデルによって重力の影響を考慮することが可能となった。しかし粘性の値に関しては負の値が推定されており、今後は計測精度の向上や与える摂動トルクの最適化、またモデルの改善などをする必要があると考えられる。

6 謝辞

本研究は内閣府の最先端・次世代研究開発支援プログラムの支援を受けて行われた。

References

- [1] F.A.Mussa-Ivaldi, N.Hogan, and E.Bizz, Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans, *Journal of Neuroscience*, Vol.5, No.10, pp.2732-2743, 1985.
- [2] 辻 敏夫, 後藤 和弘, 伊藤宏司, 長町 三生, 姿勢維持中の人間の手先インピーダンスの推定, 計測自動制御学会論文集, Vol30, No.3, 319/328, 1994.
- [3] 小田尚平, 駒田諭, 平井淳之, 人体下肢の機械インピーダンスの同定, 福祉工学シンポジウム講演論文集, 2006, 224-227.
- [4] 渡邊高広, 昆陽雅司, 田所諭, ペダリング運動を用いた人体下肢のインピーダンス調整機能の評価, 第3報: ペダリング運動中のインピーダンス計測, 日本ロボット学会第30回記念学術講演会, pp.1782-1783, 2012.
- [5] 瀬戸文美, 渡邊高広, 永谷直久, 昆陽雅司, 田所諭, ペダリング運動を用いた人体下肢のインピーダンス調整機能の評価 ー第5報: 集中定数モデルによる足先インピーダンス特性の推定, 第14回計測自動制御学会, pp.1556-1558 2013
- [6] Doria A, Lot R, The Generalized Torque Approach for Analyzing the Results of Pedaling Tests, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.123, 33-39, 2001
- [7] 中村尚彦, 齊藤和成, 王志東, 小菅一弘, 床反力と人体モデルに基づいた装着型歩行支援システム, 日本機械学会論文集, C 編 72, 2562-2567, 2006
- [8] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, *バイオメカニズム* (11), 23-33, 1992