

## クリート型二軸ロードセルを用いた下肢リンクモデルに基づく ペダリング最適化システムの開発

山下 健人<sup>\*1</sup>, 松田 昭博<sup>\*2</sup>, 石倉 恵介<sup>\*3</sup>, 高木 英樹<sup>\*4</sup>

### Pedaling optimization system using link model of lower limbs with cleat-shaped biaxial load cells

Kento YAMASHITA<sup>\*1</sup>, Akihiro MATSUDA, Keisuke ISHIKURA and Hideki TAKAGI

<sup>\*1</sup> Graduate school of Systems and Information Engineering, University of Tsukuba,  
1-1-1Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8576, Japan

A new optimization system of cycling driving forces was investigated in this paper. This system was composed of newly developed cleat shaped biaxial load cells which measure biaxial-forces of right and left leg independently, and evaluation program for pedaling-effectiveness and joint torques with link model of lower limbs. The new load cells were attached to the bottom of cycling-shoes instead of the plastic cleats. Cyclist was able to connect their cycling-shoes to pedals by the load cells. The sizes of load cells were almost same as plastic cleats (Shimano Corp) and measure the magnitude and direction of right and left pedal force using 16-strain gages, respectively. The analytical system solves the link model of human lower limbs to identify the positions and angles of each segment of lower limbs. The lower limbs model consisted of 3 segments, thigh, lower thigh and foot. The length of the each segment, length of crank and position of greater trochanter were supposed to be constant for computational calculation. From the lower limbs model, all position of every lower limb segment and joint torques were calculated by this system. For analysis of the pedalling-effectiveness, each pedalling force measured by the load cells were converted to forces on coordinates respective to tangential and radial directions of cranks. The pedal angle was calculated by the link mechanism of lower limbs. The pedalling-effectiveness and relationships between cycling driving force and joint torques were investigated.

**Key Words** : Cleat-Shaped Biaxial Load Cell, Pedaling-Effectiveness, Joint Torque, Joint Force Vector

### 1. 緒 言

今日、欧州を中心に自転車競技が広く普及しており、日本国内においても競輪、ロードレース、トライアスロン等の自転車競技が広く行われている。これらの競技は、フィニッシュタイムを競う競技であるため、競技者には高い速度を発揮し、その速度を維持する能力が求められる。

そこで、トレーニングにおいては、自転車のクランクに生じるトルクを計測し、推進力を数値化するパワーメータの使用が一般的となっている。しかし、自転車の推進力として作用する力は、競技者がペダルに加える脚力の一部であり、その変換過程では力の損失が生じている。よって、競技者が効率良く推進力を獲得するためには、この力の損失を低減することが求められる。ここで、ペダルに加わる脚力に着目すると、脚力はペダルが描く円軌道に対して接線方向の力と法線方向の力に分解することができる(図1)。このとき、接線方向に加わる力のみが推進力として作用し、法線方向に加わる力は推進力に影響を与えない力となる。よって、効率良く推進力を得

<sup>\*1</sup> 学生員, 筑波大学システム情報工学研究科 (〒305-8576 茨城県つくば市天王台 1-1-1)

<sup>\*2</sup> 正員, 筑波大学 システム情報系構造エネルギー工学城

<sup>\*3</sup> 非会員, 筑波大学 体育系

<sup>\*4</sup> 正員, 筑波大学 体育系

E-mail: s1220914@u.tsukuba.ac.jp

るためには、脚力とペダルに加わる力の関係を明らかにすることが重要となる。そこで、これまでに自転車エルゴメータを用いた脚力とペダル荷重の関係性の評価が多く行われてきた<sup>(1),(2)</sup>。しかし、自転車乗車時の姿勢は、出力や下肢の筋活動に影響を与えることがわかっているため、競技中の姿勢を考慮して評価を行うことで、競技者により有効な情報を提供することが可能となる<sup>(3),(4)</sup>。

加えて、ペダルに加わる力は、ペダリング中の下肢を中心とした動作によって生じている。そのため、効率の良いペダリングを実現するためには下肢動作が極めて重要となる。特に筋の力発揮により誘発される関節トルクの発揮は、下肢動作を決定づける重要な要素である。この関節トルクを評価することにより、関節の伸展/屈曲の情報を得ることができ、また、損傷や筋疲労の原因を定量的に評価することが可能となる。

そこで、本研究では、下肢動作を考慮し、ペダリング技術を最適化するシステムの開発を行った。このシステムは、新たに開発した小型のクリート型二軸ロードセルと、下肢の剛体リンクモデルに基づいたペダリングの有効性及び関節トルクを評価するプログラムから構成されている。ロードセルはクリートを模して設計されており、一般的に使用されるプラスチッククリート（Shimano 社製）に代わって使用することができる。このロードセルを用いることで、シューズとペダルの連結が可能となり、ペダルに加わる力の大きさと方向を左右の足で独立して計測することが可能である。

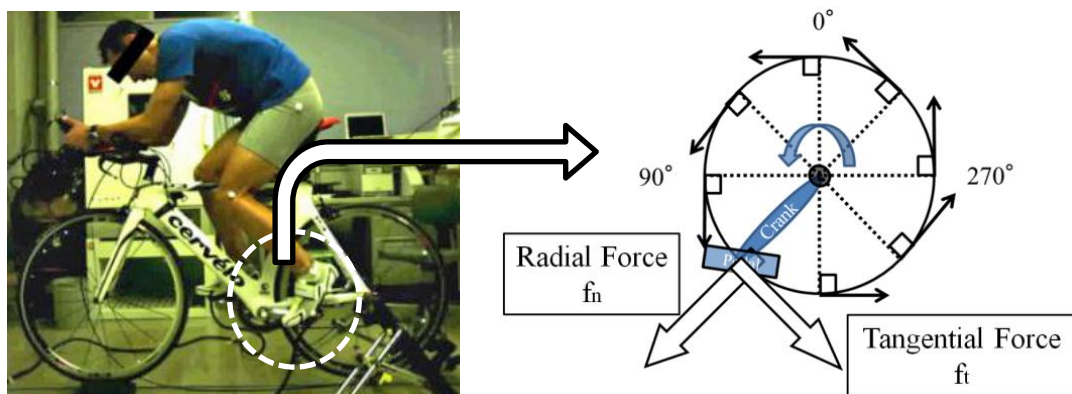


Fig. 1. Directions of pedaling force

## 2. システムの構築

### 2.1 クリート型二軸ロードセルの開発

競技用自転車では、脚の力を効率よくペダルに伝達するためにクリートと呼ばれる部品を使用し、シューズとペダルを連結する。クリートはシューズの底面にビスで固定され、ビンディングを用いてペダルと連結する仕組みが施されている。そこで、本研究では、クリートの形状を模したロードセルを開発し、ロードセルにクリートの機能を持たせることでペダルに加わる力を計測した。このロードセルはシューズに取り付けた際に、シューズの底面に対して水平方向と垂直方向の2方向の力の大きさが計測されるように設計した(図2)。定格容量は、水平方向が500N、垂直方向が1,000Nである。また、精度は非直線性とヒステリシスを用いて評価し、それぞれの最大値は0.90%、0.89%であった。なお、非直線性は、校正曲線の無負荷時出力と定格負荷時出力とを結ぶ直線との最大偏差を定格出力に対する百分率で求め、ヒステリシスは、無負荷と定格負荷の間を往復させた時の同一負荷に対する出力の最大差を定格出力に対する百分率で求めた。このように高い精度で計測が可能であるのは、ロードセルを有線設計していることが大きく貢献している。以上より、開発したロードセルを用いることで、非常に高い精度で2軸方向の力の計測が可能であることが示された。

また、ロードセルはクリートを模して設計しているため、使用する自転車に制限がなく、競技者自身の自転車を使用することが可能である。また、ロードセルは左右のシューズにそれぞれ取り付けるため、左右の脚で独立して計測結果を得ることができる。

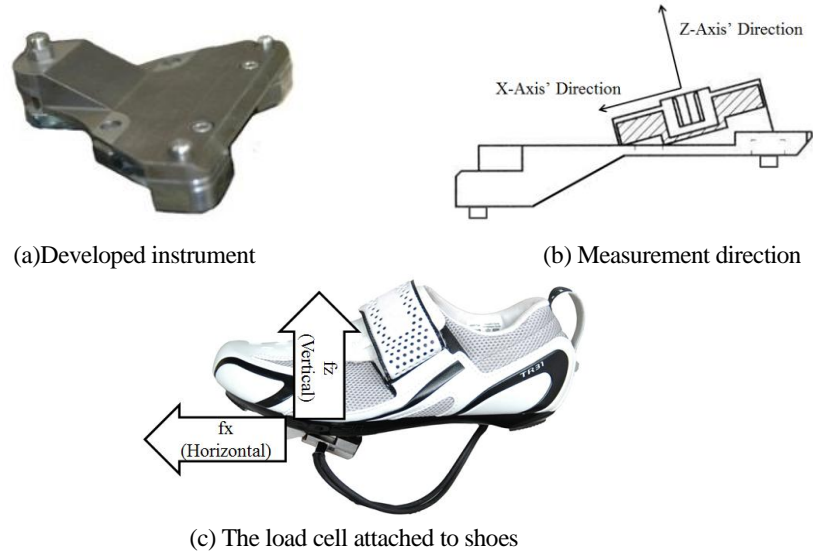


Fig 2 Newly developed biaxial load cell

## 2・2 剛体リンク下肢モデルの構築

本研究では、剛体リンクモデルを用いて、ペダリング中の下肢動作のモデル化を行った。下肢モデルを構築した目的は、次に述べる2点である。1点目は、ペダリング中の下肢動作を精度良く再現し、関節トルクを算出するために必要となる下肢動作のキネマティックデータを取得するためである。2点目は、新たに開発したロードセルで計測した力を、ペダルが描く円軌道に対して接線方向の力と法線方向の力に変換するためである。

ペダリング中の下肢動作を自転車の側面から観察すると、クランクの回転中心と臀部の位置は、固定点と仮定することができ、ペダルとシューズが連結していることよりリンク機構が成立する。さらに、クランクの長さ及び下肢の各部の長さは、ペダリング動作中において一定であるため、剛体リンクモデルを用いてモデル化を行うことが可能となる(図3)。以下にモデルの構築について述べる。

まず、ペダリング中の足首角度 $\gamma$ を算出するため、ペダリング中の下肢動作を高速カメラで撮影し、画像解析ソフトTEMA(Photron社)を用いて解析を行った。ここで、角度のみではなく、角加速度まで精度良く再現するため、まず以下の式を用いてクランク角度 $\alpha$ と足首角度の角加速度 $\dot{\gamma}$ の関係を近似した。

$$\ddot{\gamma} = \sum_{i=1}^4 (a_i \sin(b_i \alpha + c_i)) \quad (1)$$

上式において、 $a_i$ ,  $b_i$ ,  $c_i$ は定数である。さらに、上式を2回積分することにより、クランク角度 $\alpha$ と足首角度 $\gamma$ の関係を以下の式で近似し、システムに導入した。

$$\gamma = \sum_{i=1}^4 \left( -\frac{a_i}{b_i^2} \sin(b_i \alpha + c_i) \right) + d_1 \alpha + d_2 \quad (2)$$

ここで、 $d_1$ ,  $d_2$ は定数である。これらの定数は評価する対象によって異なる。また、下肢の各部の長さ、クランクの長さ、大転子の位置を計測し、各値をパラメータとして計算に用いた。

まず、余弦定理、正弦定理を用いて、足首角度 $\gamma$ より図3に示す $L_7$ ,  $\theta_2$ を求めた。

$$L_7 = \sqrt{L_2^2 + L_3^2 - 2L_2L_3 \cos \gamma} \quad (3)$$

$$\theta_2 = \sin^{-1} \left( \frac{L_3}{L_7} \sin \gamma \right) \quad (4)$$

次に、クランク角度 $\alpha$ より $\vec{X}_4$ を求めた。

$$\vec{X}_4 = \begin{pmatrix} x_4 \\ y_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_4 \cos \alpha \\ L_4 \sin \alpha \end{pmatrix} \quad (5)$$

すると、以下のように  $L_5$ ,  $\theta_1$ ,  $L_6$  が求まる.

$$L_5 = \sqrt{(x_1 - x_4)^2 + (y_1 - y_4)^2} \quad (6)$$

$$\theta_1 = \cos^{-1} \left( \frac{L_1^2 + L_5^2 - L_7^2}{2L_1L_5} \right) \quad (7)$$

$$L_6 = L_1 \sin \theta_1 \quad (8)$$

ここで、 $\vec{X}_1 - \vec{X}_4$  の単位ベクトル  $\vec{n}$  とそれに直交する単位ベクトル  $\vec{a}$  を求めると、以下の式で表される.

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{x_1 - x_4}{L_5} \\ \frac{y_1 - y_4}{L_5} \end{pmatrix} \quad (9)$$

$$\vec{a} = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{y_1 + y_4}{L_5} \\ \frac{x_1 - x_4}{L_5} \end{pmatrix} \quad (10)$$

よって、 $\vec{n}$ ,  $\vec{a}$  を用いて  $\vec{X}_5$ ,  $\vec{X}_2$ ,  $\vec{X}_6$  が以下の式で求まる.

$$\vec{X}_5 = \begin{pmatrix} x_4 + n_x(L_5 - L_1 \cos \theta_1) \\ y_4 + n_y(L_5 - L_1 \cos \theta_1) \end{pmatrix} \quad (11)$$

$$\vec{X}_2 = \begin{pmatrix} x_5 + a_x L_6 \\ y_5 + a_y L_6 \end{pmatrix} \quad (12)$$

$$\vec{X}_6 = \begin{pmatrix} x_2 + \frac{L_2}{L_7} \{ (x_4 - x_2) \cos \theta_2 + (y_2 - y_4) \sin \theta_2 \} \\ y_2 + \frac{L_2}{L_7} \{ (y_4 - y_2) \cos \theta_2 + (x_4 - x_2) \sin \theta_2 \} \end{pmatrix} \quad (13)$$

さらに、 $\theta_3$  を求めることで、以下の式よりクランク角度  $\alpha$  に応じた全座標を導出した.

$$\theta_3 = \cos^{-1} \left( \frac{L_3^2 + L_8^2 - L_9^2}{2L_3L_8} \right) \quad (14)$$

$$\vec{X}_5 = \begin{pmatrix} x_4 + \frac{L_3 - L_8 \cos \theta_3}{L_3} (x_6 - x_4) + \frac{L_8 \sin \theta_3}{L_3} (y_6 - y_4) \\ x_4 + \frac{L_3 - L_8 \cos \theta_3}{L_3} (y_6 - y_4) + \frac{L_8 \sin \theta_3}{L_3} (x_4 - x_6) \end{pmatrix} \quad (15)$$

これにより、ペダリング中の下肢モデルが構築された. よって、この下肢モデルより、ペダル角度  $\beta$  が求めた.

$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{x_3 - x_4}{L_9}\right) \quad (16)$$

ここで、新たに構築したモデルの妥当性を検証するため、高速度カメラを用いて撮影した映像に対して2次元で画像分析を行った。さらに、その解析結果と下肢モデルから求めた下肢動作の比較を行った。ここでは、つま先、外踝、膝の3点に関して、ペダリング中の軌跡をそれぞれ示した。図4より、いずれも精度良く一致していることがわかる。

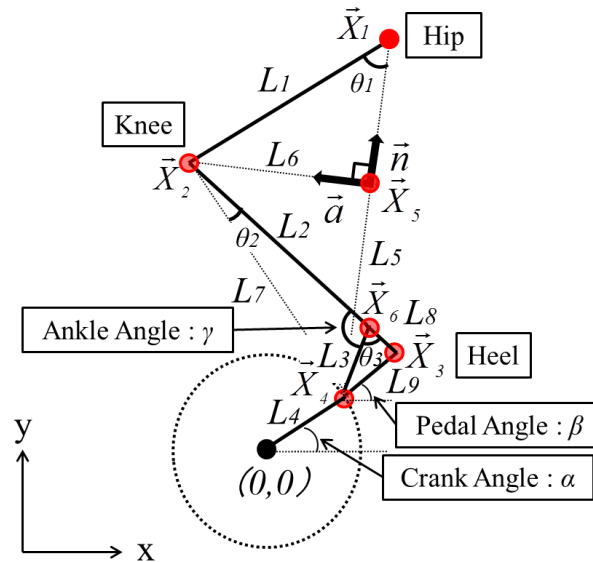


Fig 3 Lower-limb model with link mechanism

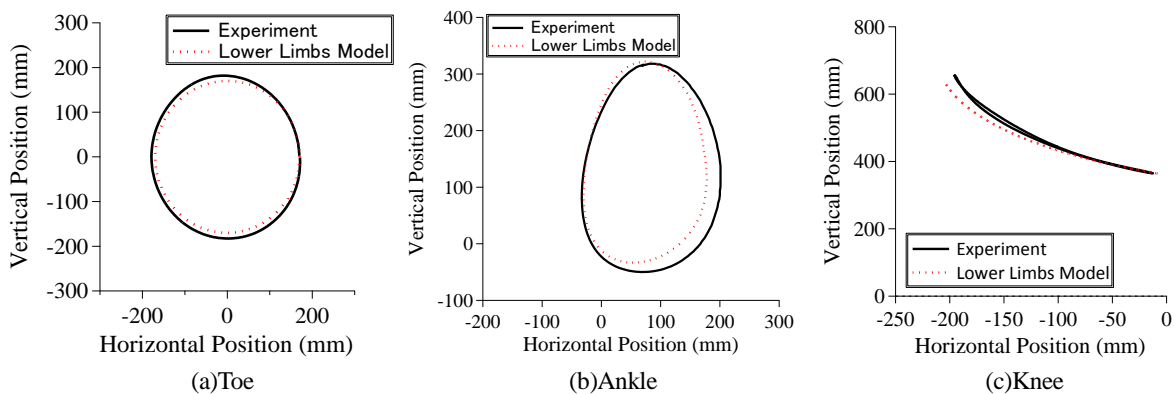


Fig 4 Orbit of lower limbs motion

### 3. ペダリング技術の評価

#### 3.1 ペダル荷重の可視化

下肢モデルに2軸ロードセルで計測したペダル荷重の情報を加えることで、ペダリング中にペダルに加わる力の情報を可視化することが可能となった。図5は、ペダル荷重ベクトルを可視化した図である。矢印の方向がペダルに作用する力の方向を示しており、矢印の長さがペダルに作用する力の大きさを示している。この評価手法を用いることで、自身のペダリング技術の現状を目視により、直感的に把握することが可能となった。

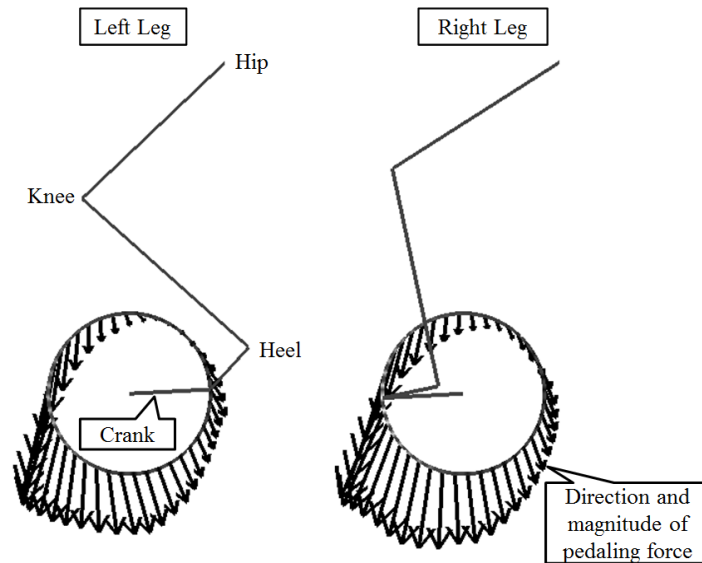


Fig 5 Visualization of pedaling force vectors

### 3・2 ペダリングの有効性

ペダリング時に脚がペダルに加える力は、ペダルが描く円軌道に対して、接線方向に働く力と法線方向に働く力の2つの力に分解することができる。このとき、接線方向に働く力は推進力に影響を与える有効な力となる。その中でもクランクの回転に沿う方向に働く力は推進力を増加し、逆方向に働く力は推進力を減少する働きをする。また、法線方向に働く力は推進力に影響を与えない無効な力となる。今、クランク角度 $\alpha$ に関して上死点を0度とし、反時計回りを正と定義する。すると、ペダリングの有効性 $E(\alpha)$ は、自転車の推進力として利用される力を脚がペダルに加える力で除した以下の式により評価される。

$$E(\alpha) = \frac{f_t^{(+)}(\alpha)}{\sqrt{f_t^2(\alpha) + f_n^2(\alpha)}} \times 100 \quad (17)$$

ここで、 $f_t$ はペダルが描く円軌道に対して接線方向に働く力、 $f_t^{(+)}$ は接線方向に働く力 $f_t$ のうちクランクの回転に沿って働く力、 $f_n$ は法線方向に働く力である。また、クランク角度は上死点を $0^\circ$ とし、クランクの回転方向が正となるように $0^\circ$ から $360^\circ$ まで定義した。この評価手法を用いることで、自身のペダリング技術を定量的に把握することが可能となった。

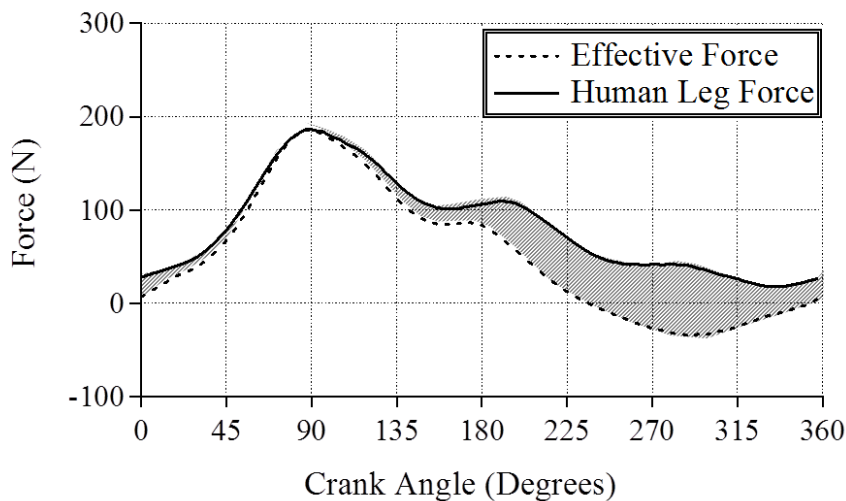


Fig 6 Relationship between human leg power and bicycle driving force

Table 1 Pedaling effectiveness

Crank Angle (Degrees)	0-45	45-90	90-135	135-180	180-225	225-270	270-315	315-360
Effectiveness (%)	66.7	94.8	95.8	84.6	55.2	6.3	0	1.7

### 3・3 関節力及び関節トルク

関節トルクの算出には、構築した剛体リンクモデルを大腿部、下腿部、足部の3つのセグメントに分割して作成した、図7に示すフリーボディダイアグラムを用いた。各セグメントに対する、水平、垂直方向の並進運動の力の釣り合い式、及び左右軸まわりの各運動の力の釣り合い式は、セグメント番号をk (1:足部, 2:下腿部, 3:大腿部)、セグメントの遠位端をP、セグメントの近位端をDとすると、それぞれ以下式で表せる。

$$m_k \ddot{\bar{x}}_k = \bar{f}_{k,P} - \bar{f}_{k,D} + m_k \bar{g} \quad (18)$$

$$\bar{I}_k \dot{\omega}_k = \bar{P}_{k,cg,P} \bar{f}_{k,P} - \bar{P}_{k,cg,D} \bar{f}_{k,D} - \bar{T}_{k,P} + \bar{T}_{k,D} \quad (19)$$

上式において、 $m$ は質量、 $\bar{x}$ は重心位置ベクトル、 $\bar{f}$ は関節間作用力ベクトル、 $\bar{g}$ は重力加速度、 $\omega$ は角速度ベクトル、 $\bar{T}$ は関節モーメントベクトル、 $\bar{P}$ は重心から端点に向かうベクトルを示す。また、各セグメントの重心位置、質量、慣性係数の算出には、阿江らの身体部分慣性係数を引用した。

ここで、足部の遠位端を除く関節間作用力ベクトル $\bar{f}$ 、関節モーメントベクトル $\bar{T}$ が未知であり、他のパラメータは下肢モデル及びロードセルの計測により明らかであるため、式(18)、(19)を用いることで、逆動力学的に各関節に生じるトルクを算出した。

また、剛体リンクモデルの妥当性を検証するため、高速度カメラで撮影した映像を画像分析することにより得られた関節トルクの結果と比較を行った。図8は、クランク角度と足首関節が発揮するトルクの関係を示した図である。図より、画像分析の結果とシステムの結果が精度良く一致しており、システムの妥当性が示された。なお、図中において、正の値を示す局面では、関節を伸展する伸展トルクが発揮されており、負の値を示す局面では、関節を屈曲する屈曲トルクが発揮されている。よって、この評価手法を用いることで、ペダリング中に下肢関節が発揮するトルクの大きさ及び回転方向を明らかにし、脚に生じる負荷を評価することが可能となった。

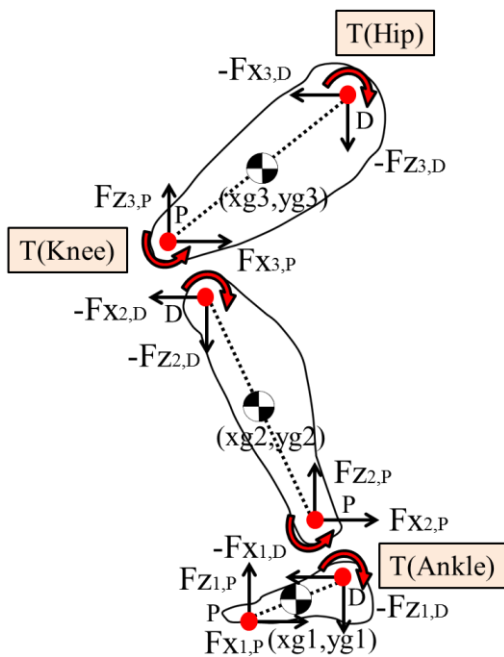


Fig 7 Free body diagram of lower limbs

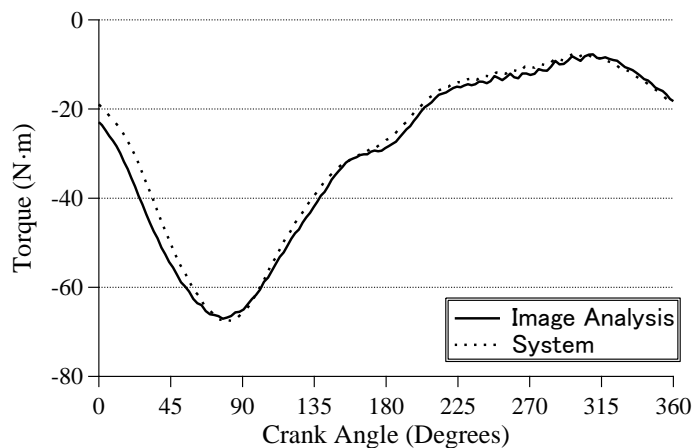


Fig 8 Ankle joint torque

## 4. システムの適応性評価

### 4・1 被験者及び試技

開発したシステムを用いてペダリング技術の評価を行うことで、このシステムの適応性を示した。ここでは、ペダル荷重の方向を仮想的に接線方向に近づけ、ペダリング技術を改善した際のペダリングの有効性及び関節トルクの変化を検証することを目的とした。

被験者は、自転車競技の未熟練者である男性サイクリスト1名とした。試技は、30秒間のペダリングとし、被験者にはケイデンス 100rpm を維持するように伝えた。また、試験に使用する自転車はロードバイク (VIA NIRONE 7 ALU, Bianchi 社) とし、ローラー台(MINOURA JAPAN 社)に取り付けて試技を行った。

両足それぞれのペダルに加わる力と左半身のキネマティックデータを試技中の 30 秒間に渡り計測した。キネマティックデータは、下肢モデルがペダリング動作を精度良く再現していることを確認するために取得し、左半身の大転子、膝、踝、踵、爪先の計 5 点に球形の発泡マーカーを設置し、高速度カメラを用いて 200Hz で撮影を行った。試験が終了した後、解析ソフト TEMA を用いて、発泡マーカーの画像分析を行った。なお、ペダル荷重の計測は 500Hz とした。

### 4・2 結果

ここでは、左脚の結果について考察を行う。図 9 は、ペダル荷重を仮想的に接線方向に近づけ、ペダリング技術を改善した結果である。ここで、接線方向に近づける割合を改善率  $I$  とすると、図 9 では、改善を行っていないオリジナルの結果 ( $I=0\%$ )、改善率  $I=50\%$  の結果、改善率  $I=100\%$  の結果を示している。このとき、ペダル荷重の方向の改善がペダリングの有効性、パワー、関節トルクに与える影響について評価を行った。

図 10 は改善率とペダリングの有効性の関係を示した図であり、図 11 は出力パワーと改善率の関係を示した図である。ここで、ペダリングの有効性は、クランク回転  $0-360^\circ$  における値を示した。これらの図より、オリジナルでは有効性が 60%、パワーが 180W 程度であることがわかる。これに対して、改善率の上昇に伴い、有効性及びパワーは共に線形的に増加し、改善率 100%では、有効性が 100%、パワーが 180W から 280W まで約 100W 増加することがわかった。図 12 は、ペダルに加わる有効な力と合力の関係を示した図である。ここで、オリジナルと改善率 30%、60%、100%における自転車の推進力として有効に作用する力の値を破線で示し、ペダルに作用する合力を実線で示した。図より、踏込時 (クランク角度  $90^\circ$ ) において、最大荷重は改善率の変化によらず、いずれも約 400N を示しており、引上げ局面 (クランク角度  $180\sim 360^\circ$ ) と上死点 (クランク角度  $0^\circ$ ) 近傍では顕著な差が見られることがわかる。さらに、図 13 は膝関節トルクの最大値、最小値を示した図である。図より、伸展トルク、屈曲トルク共に改善率の上昇に伴って増加していることがわかる。ここで、伸展トルクのピークは踏込みの直前であり、屈曲トルクのピークは踏込みの直後であるため、踏込前後で大きな伸展、屈曲トルクが必要となることがわかる。また、改善率の高いペダリングを実現するためには、より大きな伸展トルク及び屈曲トルクに耐えうる筋力が必要となる。このとき、必要な筋力が不足していると、当然ではあるが、改善率の高いペダリング技術を習得することは難しく、また、膝の故障等の傷害に繋がる可能性が高まると予想できる。



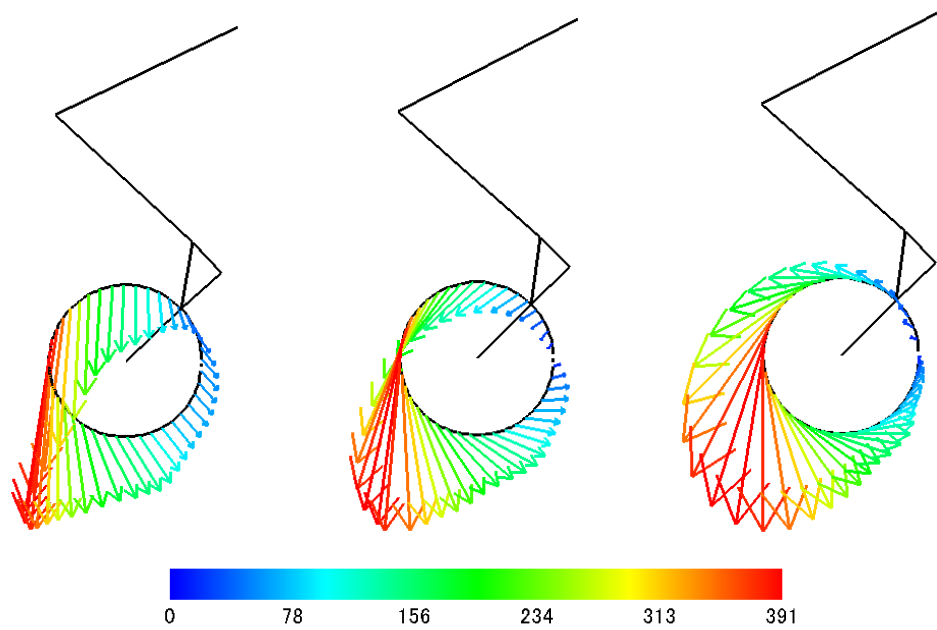


Fig 9 Virtual pedal force (a)Original, (b)50%improve, (c)100%improve

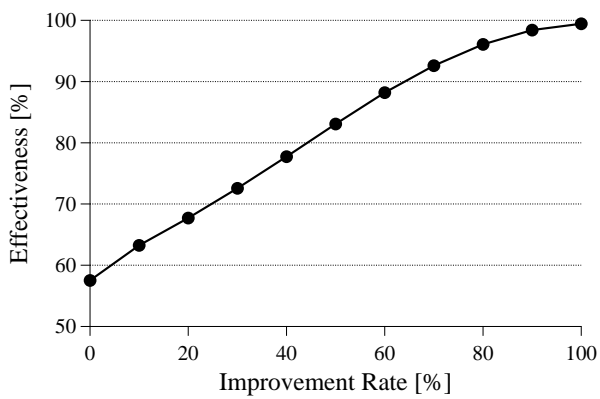


Fig 10 Mean pedaling effectiveness between 0 and 360 degrees as a function of improvement rate

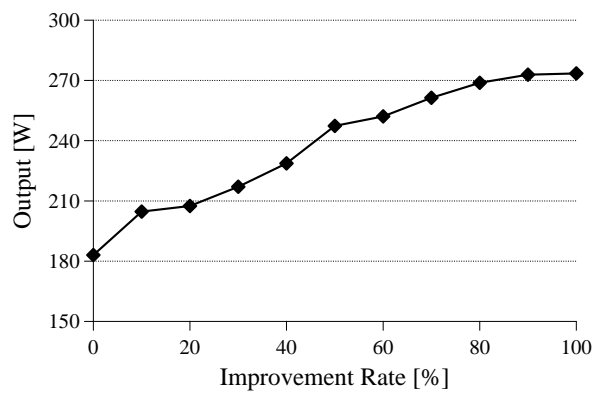


Fig 11 Power output as a function of improvement rate

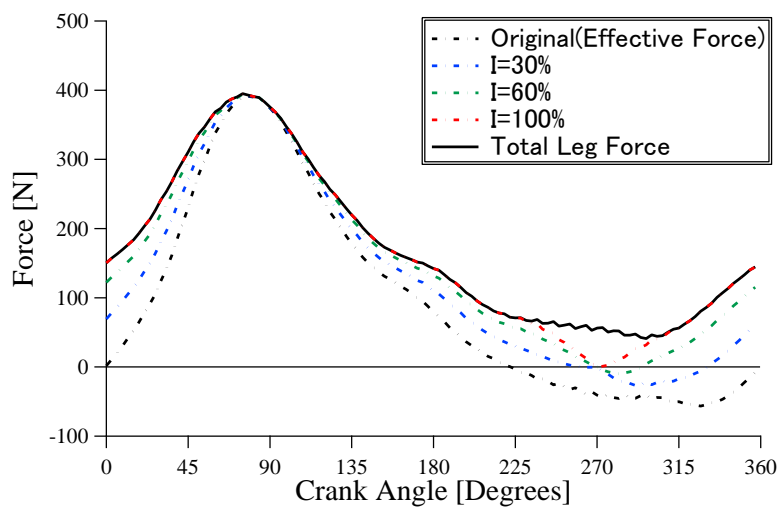


Fig 12 Mean pedal force for the each improvement rate

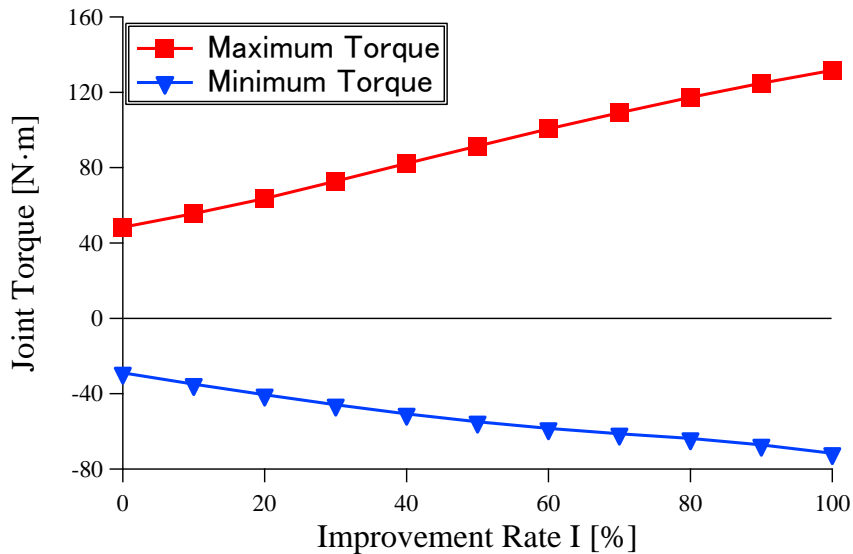


Fig 13 Maximum / Minimum torque of knee joint as a function of improvement rate

## 5. 結 言

本研究では、ペダル荷重ベクトル、ペダリングの有効性、関節トルクを評価することにより、自転車の推進力を最適化するシステムを開発した。このシステムは、新たに開発したクリート型二軸ロードセルと下肢の剛体リンクモデルから構成された。システムの適応性は、競技者を対象とした試験によって示された。試験結果より、ペダル荷重の改善率が高まるにつれて、ペダリングの有効性及び出力するパワーが増加することが明らかになった。一方、関節トルクの最大値及び最小値はそれぞれ増加し、下肢にかかる負担が大きくなることを示した。よって、改善率の高いペダリングを実現するためには、その際に生じる関節トルクに耐えうる筋力を備えることが必要となる。そこで、トレーニングを構築する上で、このシステムが競技者やコーチにとって有用な情報を与えることが期待できる。

## 文 献

- (1) THOMAS, K., LEE, M., IAN M., JAMES C., "Effect of Pedaling Technique on Mechanical Effectiveness and Efficiency in Cyclists", *Medicine Science. Sports Exercise*, Vol. 39, pp. 991-995.
- (2) M. O. Ericson., R. Nisell., "Efficiency of pedal forces during ergometer cycling", *International Journal of Sports Medicine*, Vol. 09, pp. 118-122.
- (3) Umberto, E., Tamara, H., Jachen, D., "Influence of racing position on cycling patterns", *Portuguese Journal of Sport Sciences*, Vol. 11, pp. 211-214.
- (4) Hanaki, S., Robert, S., Richard, R., "The Effects of seat post angle in cycling performance", *Doctoral Dissertation of Uknowledge*.
- (5) Malte, W., Syn, S., Bjorn, S., Albert, G., "Inverse Dynamics in Cycling Performance", *Advances in Medical Engineering*, Vol. 114, pp. 329-334
- (6) 阿江通良, 藤井範久, "スポーツバイオメカニクス 20 講", 朝倉書店, pp.89-96