



## 自転車用動力伝達装置の開発および筋骨格モデルを用いた有効性の検証

西田, 勇

西川, 友透

播磨, 健司

富田, 雄亮

---

(Citation)

日本機械学会論文集, 88(914):22-00208

(Issue Date)

2022-10-25

(Resource Type)

journal article

(Version)

Version of Record

(Rights)

© 2022 一般社団法人日本機械学会

Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs 4.0 International License

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/0100483390>





## 自転車用動力伝達装置の開発および筋骨格モデルを用いた有効性の検証

西田 勇<sup>\*1</sup>, 西川 友透<sup>\*2</sup>, 播磨 健司<sup>\*2</sup>, 富田 雄亮<sup>\*3</sup>

Development of a power transmission device for bicycles and verification of its effectiveness using musculoskeletal model

Isamu NISHIDA<sup>\*1</sup>, Tomoyuki NISHIKAWA<sup>\*2</sup>, Kenji HARIMA<sup>\*2</sup> and Yuusuke TOMITA<sup>\*3</sup>

<sup>\*1</sup> Department of Mechanical Engineering, Graduate School of Engineering, Kobe University

1-1 Rokko-dai, Nada-ku, Kobe-shi, Hyogo 657-8501, Japan

<sup>\*2, \*3</sup> Exedy Corporation

1-1-1 Kidamotomiya, Neyagawa-shi, Osaka 572-8570, Japan

Received: 30 June 2022; Revised: 1 September 2022; Accepted: 7 September 2022

### Abstract

Bicycles have been recognized for their advantages such as low environmental impact, health improvement, and maintenance of transportation function in times of disaster, and demand for bicycles is increasing as social conditions change. The pedaling of a conventional bicycle nowadays turns a crank to rotate the front gear, which is transmitted to the rear gear by a chain, and turns the rear axle to rotate the rear wheel. Since bicycles require human power to pedal, a structure that allows bicycles to be pedaled with a low load has been considered so that more people can easily use bicycles. This study developed a new bicycle power transmission system that enables bicycles to be pedaled with a low load without using gearbox or external power such as motor. In order to verify the effectiveness of the newly developed bicycle power transmission device, a prototype bicycle with the proposed device was fabricated and tested. Participants quantitatively evaluated the physical load with and without the device by pedaling the bicycle. The experimental results showed that the developed bicycle power transmission device can reduce the physical load.

**Keywords :** Bicycle power transmission device, Musculoskeletal model, Lower limb

### 1. 緒 言

自転車は環境負荷が小さいことや健康増進、災害時における交通機能の維持といった利点が認識されており、社会情勢の変化とともに自転車の需要はより高まってきている。現在の一般的な自転車はペダルを漕ぐことで、クランクを回して、前ギヤを回転させ、その回転をチェーンによって後ギヤに伝え、車軸を回すことで後輪を回転させて走る。自転車は人がペダルを漕ぐ必要があるため、より多くの人が気軽に自転車を利用できるように低負荷で自転車を漕げる構造が考えられてきた。広く用いられている方法としては、てこの原理を活用した変速機による方法である。例えば、急な坂を上る場合には、前ギヤを小さく、後ギヤを大きくすれば、クランク一回転に対する後輪の回転数は少なくなり、ペダルの踏み込みが軽くなる。変速機による負荷の低減では、クランク一回転に対するペダルの踏み込みは軽くなる一方で、クランク一回転に対する自転車が進む距離が小さくなるため、一概に自転車を漕ぐ労力が低減されたとは言えない。最近では、クランク部にモータとバッテリーが搭載されており、ペダルを漕ぎだすとモータの動力によって電動アシスト力が働く仕組みを有した電動自転車が普及している。電動自転車は、ペダルの踏み込みをモータで補助するため、自転車を漕ぐ負担は軽減されるものの、自転車の構造が複雑になることや環境負荷はかえって増大することになる。そこで本研究では、変速機あるいはモータなどの外部動力を使わずに低負荷で自転車を漕ぐことができる自転車用動力伝達装置を新たに開発した。また、新たに開発した自転車用動力伝達装置の有効性を検証するため、本提案装置を内蔵した自転車を試作し、そ

No.22-00208 [DOI:10.1299/transjsme.22-00208], J-STAGE Advance Publication date : 15 September, 2022

<sup>\*1</sup> 正員、神戸大学大学院工学研究科（〒657-8501 兵庫県神戸市灘区六甲台町1-1）

<sup>\*2</sup> (株)エクセディ先行開発部（〒572-8570 大阪府寝屋川市木田元宮1丁目1番1号）

<sup>\*3</sup> (株)エクセディ開発企画部

Corresponding author, E-mail: nishida@mech.kobe-u.ac.jp



の自転車を実験参加者に漕いでもらい、開発した装置の有無による身体的負荷を定量的に評価した。身体的負荷の評価では、大島ら（大島他, 1999）によって提案されている拮抗筋や二関節筋の相互作用を考慮することができる筋骨格モデルを用いた解析を行い、下肢に存在する筋肉が発揮している力を求めて、比較を行った。

## 2. 自転車用動力伝達装置の開発

自転車の動力伝達において、入力プレートと出力プレートとの間に相対回転する機構を設けることでペダリング動作の運動モードが変化することが考えられる。そこで本研究では、入力プレートと出力プレートとの間に弾性体を設け、入出力間に捩れ角を有した伝達装置を新たに開発した。本研究で提案する伝達装置には、図1に示すように、クランク軸、一対のクランクアーム、入力プレート、出力プレート、スプロケットおよび弾性部材を備えている。弾性部材は鋼線によるコイルばねを使用し、その他の部品は鉄部材で構成されている。クランクアームは、クランク軸の両端部に取り付けられており、入力プレートは周方向に延びる入力窓部を有している。入力プレートはクランク軸からトルクが入力され、出力プレートは、入力窓部(Input side)と対向するように配置された出力窓部(Output side)を有している。出力プレートは、軸方向において入力プレートの側方に配置される。出力プレートは、入力プレートに対して相対回転可能な構造となっている。スプロケットは、出力プレートに取り付けられている。弾性部材は、入力窓部および出力窓部に収容されている。弾性部材は、入力プレートと出力プレートとを弾性的に連結している。本稿ではこの構造のことをダンパ構造とよぶ。

このダンパ構造によれば、クランク軸に入力された入力トルクが入力プレートに伝達され、入力プレートが回転し、入力プレートと出力プレートとが相対回転する。入力プレートと出力プレートとが相対回転すると、入力窓と出力窓とにわたって収容された弾性部材が周方向に圧縮される。そして、入力トルクが小さくなると、弾性部材の復元力によって入力トルクを補う。

自転車のクランクはペダルに作用する踏み込み荷重を回転トルクに変換する機構である。クランクの角度が90度付近であればペダル踏み込み荷重は効率よく回転トルクに変換され自転車の推進力となる。一般的な駆動装置を備えた自転車においては、上死点(0度)、下死点(180度)付近ではペダル踏み込み荷重は効率よく回転トルクに

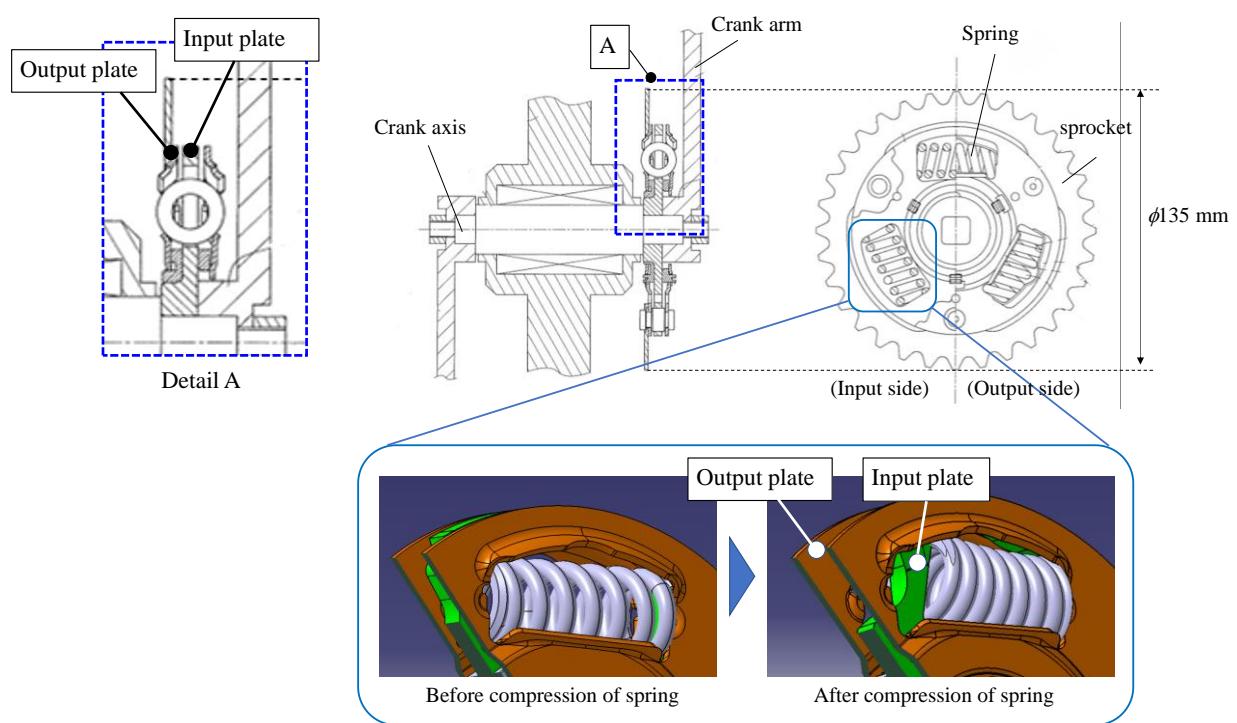


Fig.1 Power transmission device proposed in this study. It is equipped with a crank axis, a pair of crank arms, an input plate, an output plate, a sprocket and a spring. The output plate can rotate relative to the input plate, which allows energy to be temporarily stored in the spring.

変換されない。これは図2に示すように、上死点付近のペダリング動作では、膝が最も屈曲した状態から鉛直方向に伸展させてペダルを踏み込んだ際に、径方向成分の入力荷重がほとんどを占めてしまい、周方向成分に効率よく入力荷重をかけられないためである。また、下死点付近にペダルを回転させるにつれ、ペダルを踏み込んでも径方向への荷重が増加し、段々と周方向への入力荷重が減少してしまうと共に、ほとんど膝が伸展した状態となるため、周方向成分への荷重を伝えることが難しく、駆動装置への入力トルクが減少し駆動輪の駆動力も低下する。

本駆動装置を用いることによって、上述の一般的な駆動装置を備えた自転車の問題点を解決する。まず上死点付近において、本駆動装置では人間からの入力荷重を受けて弾性体の圧縮を行なながら駆動力を駆動輪に伝達する。この圧縮過程は低荷重の加わる0~45度の領域で主として発生しており、弾性体を圧縮している間のスプロケットはクランクの回転ほどは回転しないが、ばねの圧縮分のエネルギーが蓄積される。次に下死点付近においては、周方向への最大入力荷重を迎えた後、ペダルを回転させるにつれて徐々に周方向への入力荷重が減少してしまう。しかし本駆動装置を備える場合は、入力荷重が減少すると弾性体を周方向に解放するため、駆動装置から駆動輪に伝達されるトルクが維持される。これによって、ばねの圧縮分のエネルギーが遅れて駆動力に変換されることにより、最大駆動力発生時においてはダンパ構造のない自転車よりも低いトルクで自転車を進行させることができる。また、弾性体を解放することによって足に対して反力が生じる。これにより、弾性体から受ける反力に抵抗するよう人に無意識のうちに周方向に自転車を漕ごうとすることで、人がより効率的なペダリング動作を行うことを支援することができる。本装置では、弾性部材には等価剛性が3.57 Nm/degのコイルばねを

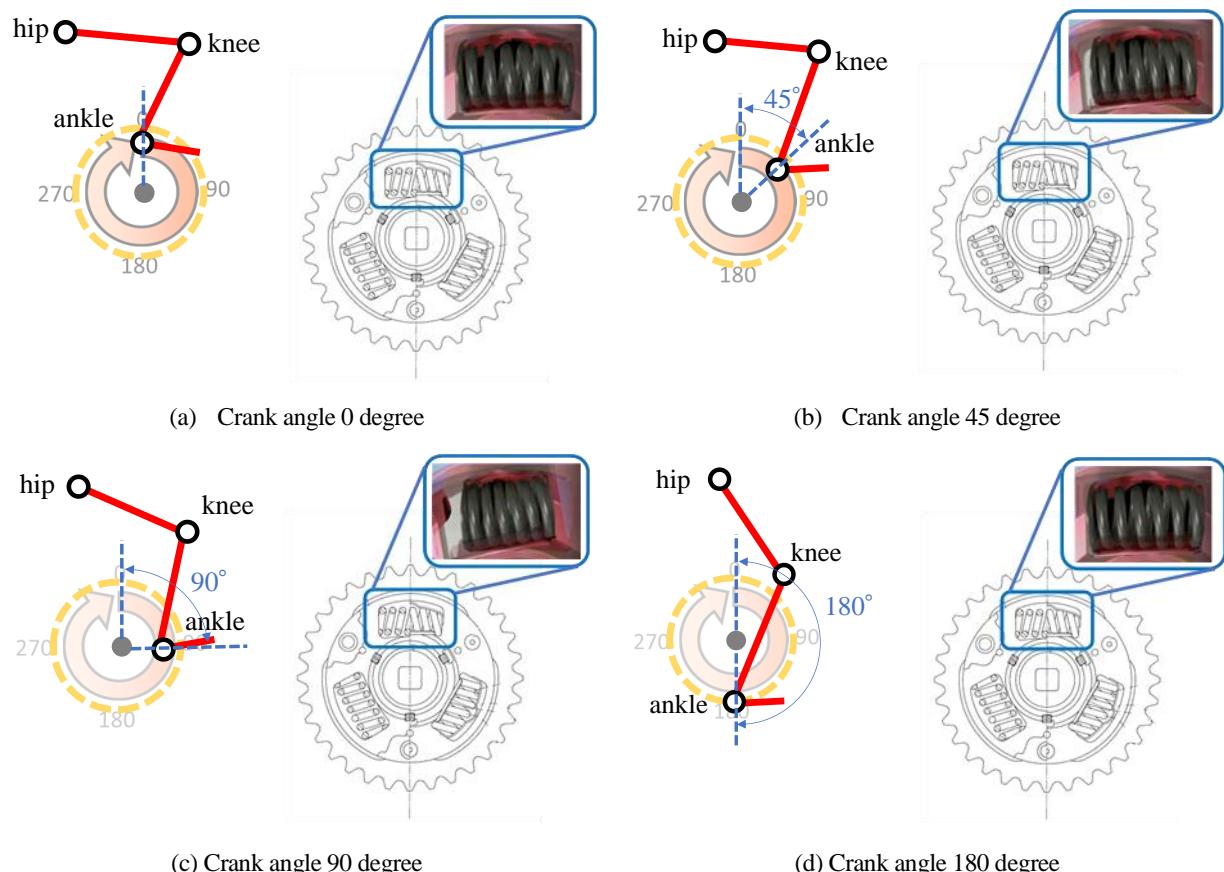


Fig.2 Relationship between crank angle and compression state of spring with riding posture. Around 0 degrees, the device transmits the driving force to the drive wheels while receiving the input load and compressing the spring. The compression process occurs mainly in the 0~45 degree range where low loads are applied, and the bicycle does not progress as much as the rotation of the crank while compressing the elastic body. However, since the energy equivalent to pre-compression is converted into driving force with a delay, when the maximum driving force is generated, the bicycle can be propelled with lower torque than a bicycle without a damper structure.

使用した。剛性はできるだけ小さいばねを使用する方が効果は高いと考えられるが、本装置の構造上ねじり角度に制限があるため、実使用域での最大トルク以上を確保できるように剛性を決定した。本装置では鋼線によるコイルばねを使用しているため、ダンパ特性の自由度が高いことや、経時劣化が小さいこと、ヒステリシスが調整可能であることや温度依存性がないことなどの特徴を有している。

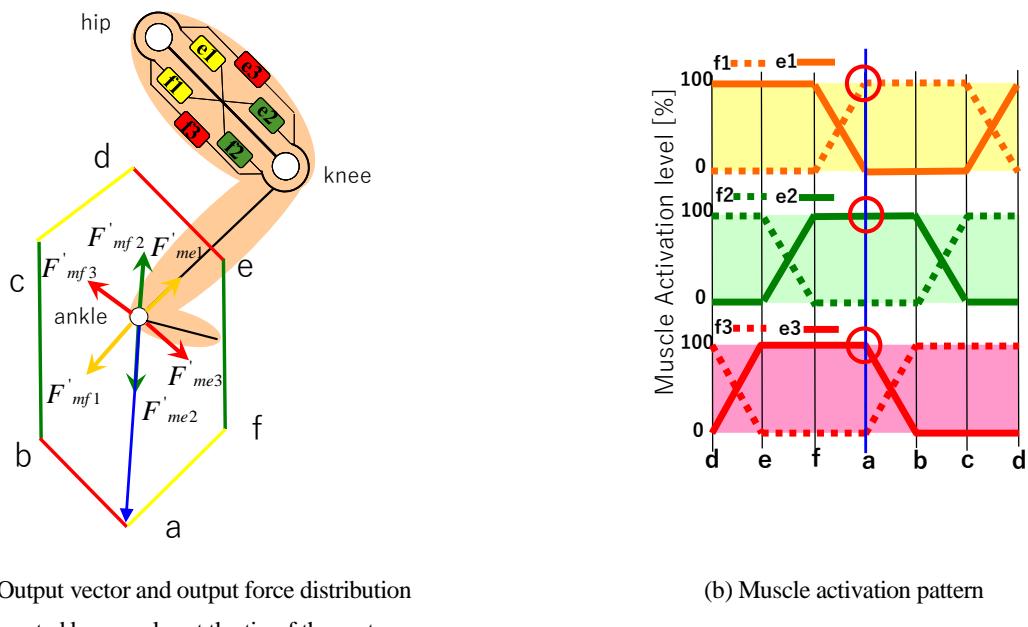
### 3. 筋骨格モデルを用いた下肢筋力を考慮した評価方法

一般的に人の運動解析には、剛体リンクモデルを用いて、各関節に作用する力およびトルクを推定した評価が行われている。しかし、人は関節運動を発現する際には、脳からの電気信号により筋肉が働くことにより関節に力およびトルクを生じさせるため、関節に作用する力やトルクに基づいた評価が、必ずしも人が感じる負荷と一致するとは限らない。そこで本研究では、開発した自転車用動力伝達装置の有効性を検証するために、人が本来負荷を直接的に感じる身体内の筋肉に着目した評価を行う。運動時の筋肉の活動力を評価する方法としては、一般的に表面筋電計(sEMG)を用いる方法があるが、皮膚表面に測定器を装着する必要があるため、ここでは運動時に無侵襲・無拘束で筋肉の評価を行うことのできる筋骨格モデルを用いた下肢の筋力の推定手法を用いる。

大島ら（大島他, 1999）は大腿部に存在する代表的な6つの筋肉を考慮した筋骨格モデルを提案している。提案された筋骨格モデルを図3aに示す。リンクは基底部（体幹）、第1リンク（大腿）、第2リンク（下腿）からなり、第1関節（股関節）、第2関節（膝関節）の間で6つの筋 $f_1, e_1, f_2, e_2, f_3, e_3$ が駆動する。ここで、筋 $f_1$ は大殿筋(Gluteus maximus)、筋 $e_1$ は腸腰筋(Iliopsoas)、筋 $f_2$ は大腿二頭筋(Biceps femoris and short head)、筋 $e_2$ は内側広筋(Vastus lateralis)、筋 $f_3$ は半腱様筋(Semimembranosus)、筋 $e_3$ は大腿直筋(Rectus femoris)に相当する筋肉をモデル化している。

提案されている筋骨格モデルでは、人間が本来持っている身体的機能である拮抗筋や二関節筋の影響を考慮したものとなっている。大腿部に存在する代表的な6つの筋肉を3対6筋からなる拮抗筋ペアで表現している。筋 $f_1$ と筋 $e_1$ は第1関節に、筋 $f_2$ と筋 $e_2$ は第2関節に拮抗して作用する一関節筋である。また、筋 $f_3$ と筋 $e_3$ は第1関節と第2関節に同時に拮抗して作用する二関節筋である。藤川ら（藤川他, 1997）は3対6筋の筋肉が系先端（ここでは足首関節）に最大出力を発揮するための協調活動パターンを理論的、実験的に求めており、各筋肉が系先端で発揮できる最大出力をそれぞれ $F'_{mf1}, F'_{me1}, F'_{mf2}, F'_{me2}, F'_{mf3}, F'_{me3}$ とすると、系先端に発揮される出力分布は幾何学的に描画可能で、図3aに示すような六角形となると定義している。さらに、藤川ら（藤川他, 1997）は系先端での出力ベクトルと各筋の筋活動パターンとが関連していることを実験的に求めている。系先端での出力分布を構成する各筋の活動レベルを出力方向に対して展開したものが図3bである。このモデルによると、例えば、系先端での出力が $a$ の方向に最大に出力されているとき、筋活動パターンより、筋 $f_1, e_2, e_3$ は100%の出力を発揮し、筋 $e_1, f_2, f_3$ は出力を発揮していないことがわかる。このように、系先端での出力分布があらかじめわかっている場合、系先端での出力ベクトルから各筋の配分を一意に決定することができる。

系先端での最大出力分布は各筋の最大出力のベクトル和によって描画することができる。Spectorら（Spector et al., 1980）によれば、最大筋力は筋断面積に比例するので、筋肉 $i$ の最大筋力を $f_{imax}$ 、筋断面積 $A_i$ とすると、 $f_{imax} = A_i \times \sigma$ と表すことができる。ここで、 $\sigma$ は単位面積当たりに発揮できる力であり、この値は過去多く研究で求められている(Wickiewicz et al., 1983, Brad et al., 1986, Chang et al., 2000)。本研究では、 $\sigma = 50 \text{ N/cm}^2$ とし、筋断面積は秋間（秋間, 1995）によるMRIを用いて推定した筋の生理学的筋断面積(PCSA)を解剖学的数値として引用した。各筋のPCSAを基にした模式図を図4に示す。本モデルでは、大腿部に存在する筋肉のみを表現したものであるが、前田ら（前田他, 1999）の著書では、自転車における筋肉の使い方は主に大腿直筋、大腿二頭筋、大殿筋を使うことが示されており、本研究では下腿部の筋の影響は考慮せずに評価を行う。



(a) Output vector and output force distribution generated by muscles at the tip of the system

(b) Muscle activation pattern

Fig.3 Musculoskeletal model considering the role of antagonistic muscle and biarticular muscle. In this model, the output vector at the tip of the system is experimentally determined to be related to the muscle activation pattern of each muscle

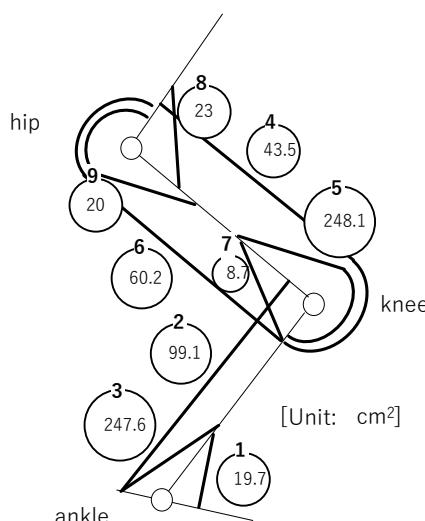


Fig.4 Estimate values of physical cross-sectional areas. The physiological muscle cross-sectional area (PCSA) of the muscle was quoted as an anatomical value with referred by Akima (Akima, 1995) using MRI.

#### 4. 検証実験

##### 4・1 測定方法

開発した自転車用動力伝達装置の有効性を検証するため、図5に示すような実験装置を作成した。実験装置には、図6に示すようにクランクアームにひずみゲージを取り付け、ペダルを漕いだ際のクランクアームの長手方向及び垂直方向の力を測定した。後輪のタイヤには走行抵抗器を設置し、一定の走行抵抗（トルク）、回転数であることを管理して評価を実施した。実験参加者には一定の回転速度(45 rpm)でペダルを漕いでもらうために、現在のペダルの回転数を表示するモニタを取り付けている。

本研究では健常な男性参加者6名（身長平均：173.9 cm, 体重平均：72.8 kg）に実験内容について同意を得た後に自転車のペダル動作を行ってもらった。時系列ごとの下肢の姿勢を取得するため、実験参加者には各関節に

マーカーを取り付けて、運動中の矢状面の動作をビデオカメラ（毎秒 60 コマ）により撮影した。撮影した動作に対して、動作解析ソフトウェア（DIPP-Motion V, 株式会社ディテクト）を用いて時系列ごとの各関節の位置を取得した。

#### 4・2 分析方法

本研究では、得られた各関節の位置座標の時系列データを Butterworth デジタルフィルタ（遮断周波数 6 Hz）を用いて平滑化処理を行った。そして、得られた身体各部の位置座標から第 3 章で説明した下肢の筋骨格モデルの第 1 関節（股関節）および第 2 関節（膝関節）の角度を求め、第 1 リンク（大腿）と第 2 リンク（下腿）の姿勢を決定する。各筋肉が系先端で発揮できる出力の向きは筋  $F'_{mfl}$  および  $F'_{mel}$  は第 2 リンクと平行、筋  $F'_{mf2}$  および  $F'_{me2}$  は第 1 関節と第 3 関節（足首関節）を結ぶ線と平行、筋  $F'_{mf3}$  および  $F'_{me3}$  は第 1 リンクと平行であることから、時系列ごとの系先端で発揮できる最大出力分布の六角形を描画することができる。さらに図 6 に示した荷重測定器で測定する力成分から系先端で出力する力のベクトルを求めることができる。系先端での最大出力分布と力のベクトルから第 3 章で説明した筋骨格モデルを用いることで、時系列ごとの 3 対 6 筋の各筋の最大随意収縮時に対する力の割合を求めることができる。

また、従来の人体の運動解析に用いられている剛体リンクモデルによる評価を行うため、股関節および膝関節の角度および速度、加速度を算出して、自転車のペダル漕ぎ動作時の各関節に作用する関節力および関節トルクを Newton-Euler 方程式（Stepanenko et al., 1976, Orin et al., 1979）を用いて算出した。このとき、身体各部の質量は阿江ら（阿江他, 1992）の係数を用いて実験参加者の体重から決定した。上記の解析には Visual Studio 2019（使用言語：C#）にて図 7 に示すようなプログラムを作成して、解析を行った。

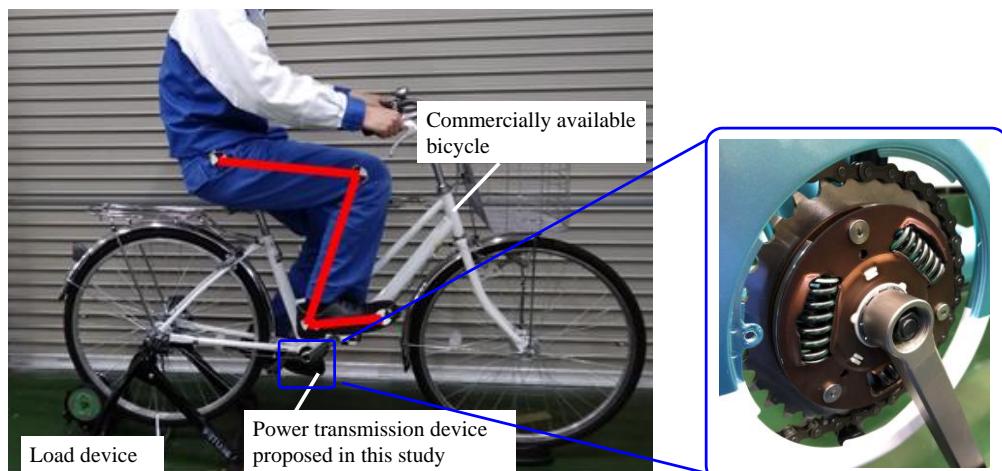


Fig.5 Experimental device equipped with the developed power transmission device. This experimental device is a commercially available bicycle equipped with the power transmission device proposed in this study

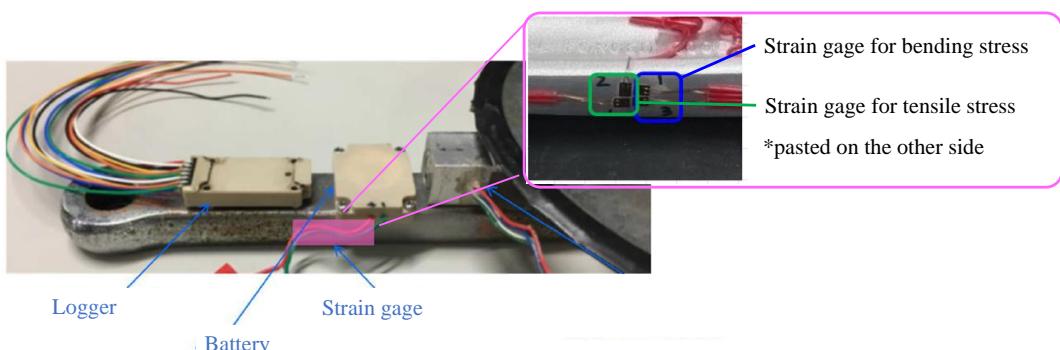


Fig. 6 Instruments for measuring horizontal and vertical forces against the crankshaft. This device measures the longitudinal and vertical forces on the crank arm when pedaling.



Fig.7 Application for analysis by musculoskeletal model developed in this study. Using this application, the maximum output force distribution and the force vector at the tip can be used to determine the ratio of force to maximum voluntary contraction for each muscle in each time series.

## 5. 結果および考察

ペダリング動作において、図6に示した荷重測定器によって測定された反力のクランク角度ごとの結果を図8に示す。ここでは横軸をクランク角度として結果を表示する。図8に示したクランク角度に対するペダルの反力の結果では、ペダル漕ぎ動作の起点となるクランク角度0度～45度付近で、本研究で開発したダンパ構造を有するものの方が、その構造を有しないものより反力が小さくなっていることがわかる。本実験では、実験参加者には一定の回転数を維持するようにペダルを漕いでもらっていることから、本研究で開発した構造の動力伝達装置はより効率よく動力を伝達できているといえる。自転車のペダルを漕ぐ動作では、一般的にクランク角度0度～180度までに伝達した動力が支配的に作用するため、この区間のペダルの反力のピークが小さいほど効率よく動力を伝達できていることを示す。

本研究で提案したダンパ構造の有効性は、ペダル反力のピークからも示されたが、実験参加者へのアンケートにおいても、このダンパ構造を有したペダルを漕ぐ方が負荷は小さいと感じるという結果となった。以下にその根拠についても考察する。実験参加者1に着目して、図9に下肢の筋骨格モデルを用いて求められた筋力の結果をまとめて示す。また、剛体リンクモデルを用いて求められた股関節および膝関節の関節トルクの結果を図10に示す。

図9に示した筋骨格モデルにより求まるクランク角度に対する各筋の最大随意収縮時に対する力の割合において、ダンパ構造の有無に応じて、顕著な差異が見られた筋f1, e2, e3に着目する。

筋f1において、クランク角度が0度～45度では、ダンパ構造を有する方が発揮している力の割合が小さかった。これは筋骨格モデルの系先端での出力（ペダルの反力）が小さかったことからも当然の結果である。一方で、クランク角度が90度～180度では、ダンパ構造を有する方が発揮している力の割合が大きかった。つまり、筋f1に関しては、クランク角度が0度～45度ではダンパ構造が効果的に作用しているのに対して、クランク角度が90度～180度ではダンパ構造によって筋肉の負荷が増加しているといえる。しかしながら、クランク角度が90度～180度で発揮している力の割合は最大随意収縮時に対して、30%以下となっている。Liuら（Liu et al., 2002）や三浦ら（Miura et al., 2019）の筋肉の疲労モデルに関する研究によると、筋肉は最大随意収縮時の25%付近までは遅筋群の活動が支配的であり、筋肉疲労が起きにくいくらいから、クランク角度が0度～45度で最大随意収縮時の40%付近の筋力を低減できた効果が大きいと考えられる。

筋 e2において、クランク角度が 0 度～45 度で、ダンパ構造を有する方が発揮している力の割合が顕著に低減されていることがわかる。これは筋 f1 と同様に筋骨格モデルの系先端での出力（ペダルの反力）が小さかったことからも当然の結果であり、筋 e2においては、クランク角度が 45 度以降では顕著な差異は見られなかった。

筋 e3においては、クランク角度が 0 度～180 度で、ダンパ構造を有する方が発揮している力の割合が顕著に低減されていることがわかる。クランク角度が 0 度～45 度においては、筋骨格モデルの系先端での出力（ペダルの反力）が小さかったためであるといえる。クランク角度が 45 度以降では、ペダルの反力には大きな差異がなかった一方で筋 e3 が発揮している力の割合が低減されていた。これは、系先端で発揮する出力ベクトルの向きによる影響が考えられる。図 11 に示すように筋骨格モデルにおいて、系先端での出力ベクトルが出力分布六角形の辺 f-a 上に存在する場合は、筋 e3 が発揮する力の割合が大きくなる。一方で、系先端で発揮する出力ベクトルが出力分布六角形の辺 a-b 上に存在する場合は、筋 f1 が発揮する力の割合が大きくなる。つまり、筋 e3 において、クランク角度が 45 度以降でダンパ構造の有無にかかわらずペダルの反力が同程度であったのに対して、筋 e3 が発揮する力の割合が小さくなったのは、下肢の姿勢に対する系先端での出力の方向が起因しているといえる。これは、筋 f1 においてクランク角度が 90 度～180 度で発揮している力の割合が増大していたことも説明できる。

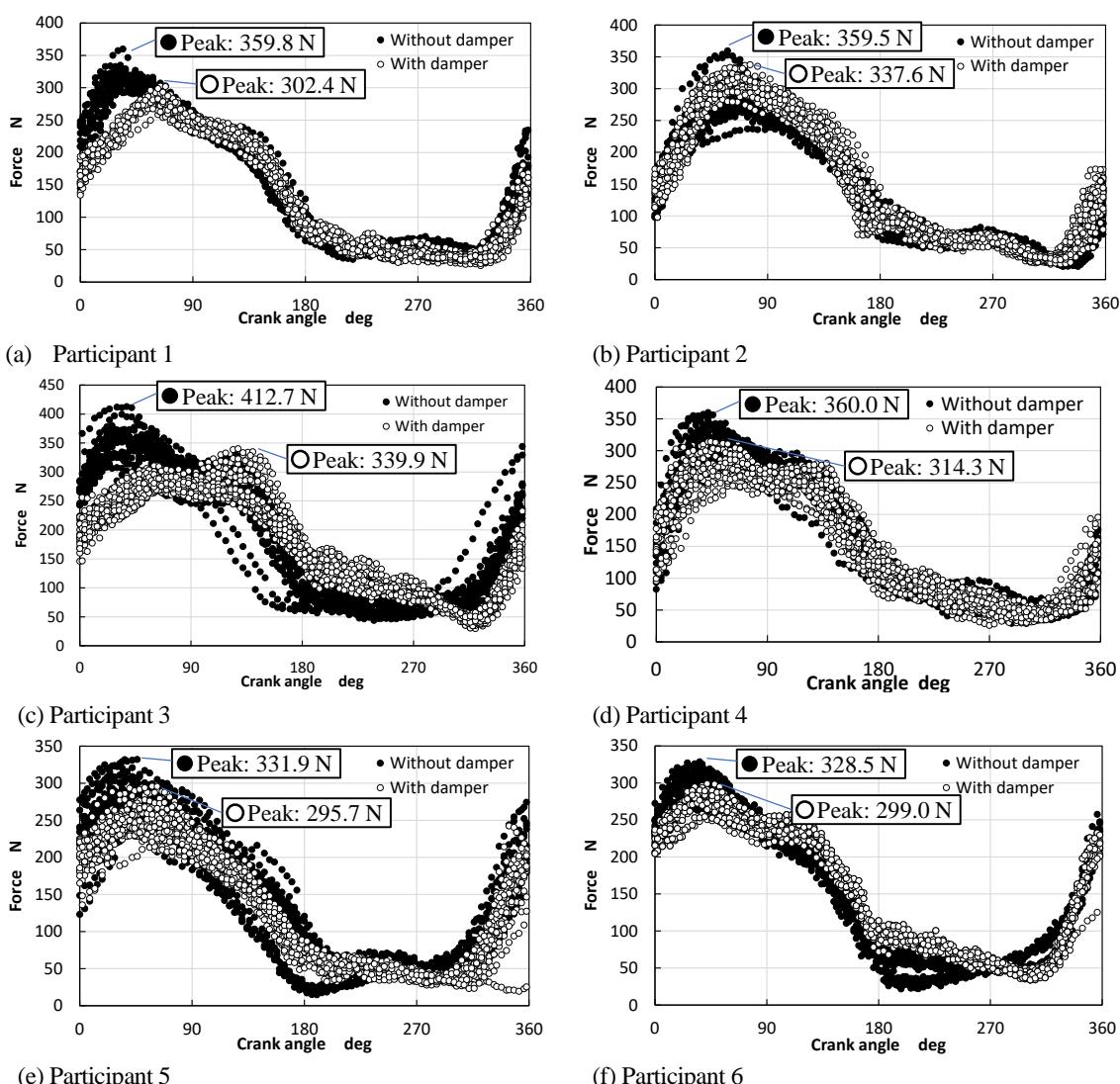


Fig.8 Result of the reaction force of the pedal with respect to the crank angle. The result shows that the reaction force with the damper structure developed in this study is smaller than that without the structure at crank angles between 0 and 45 degrees. In general, the power transmitted between 0 and 90 degrees of crank angle is dominant, so the smaller the peak and time-integrated force of the pedal reaction force in this interval, the more efficiently the power is transmitted.

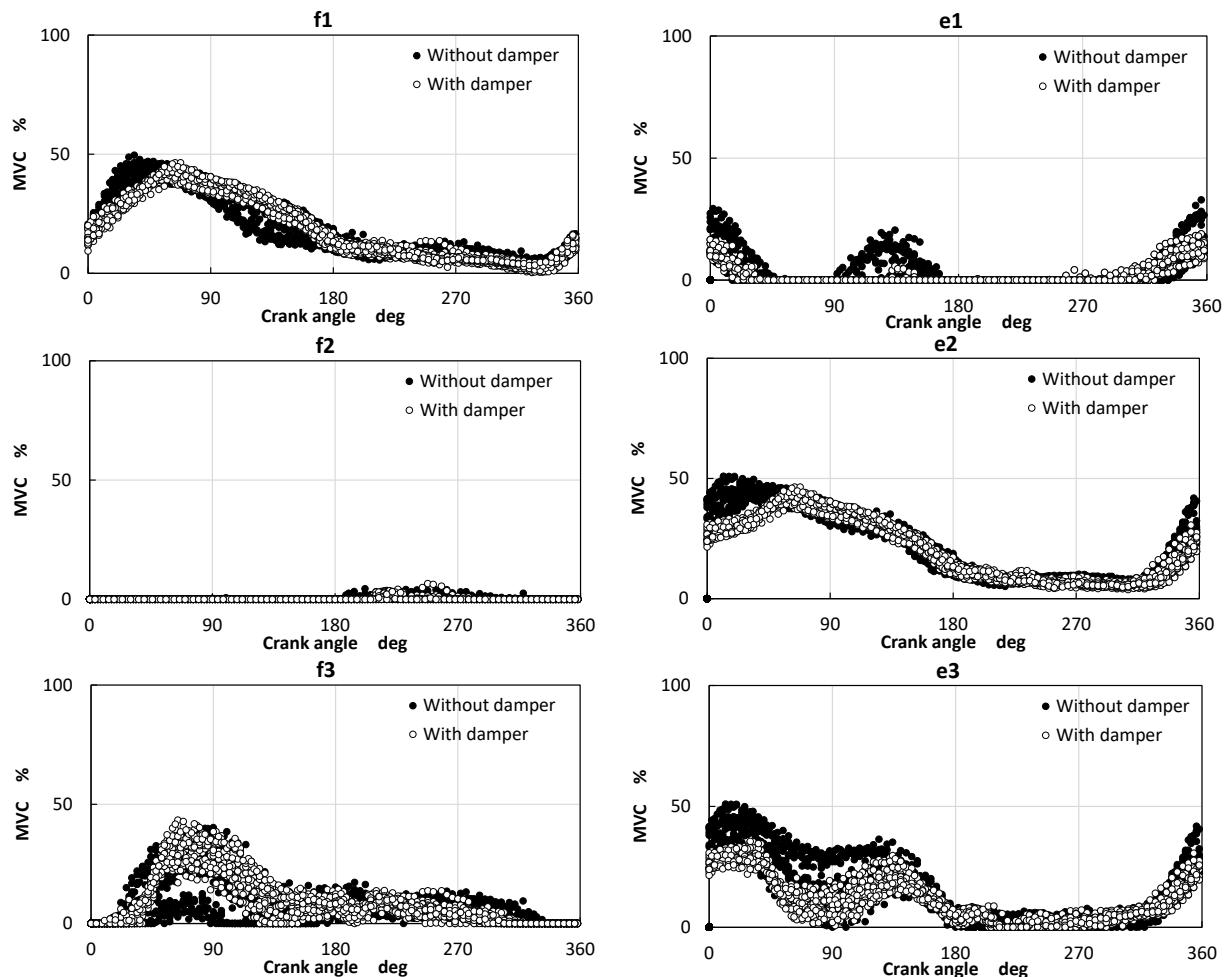


Fig.9 Result of the %MVC estimated by the musculoskeletal model with respect to the crank angle (Participant 1)

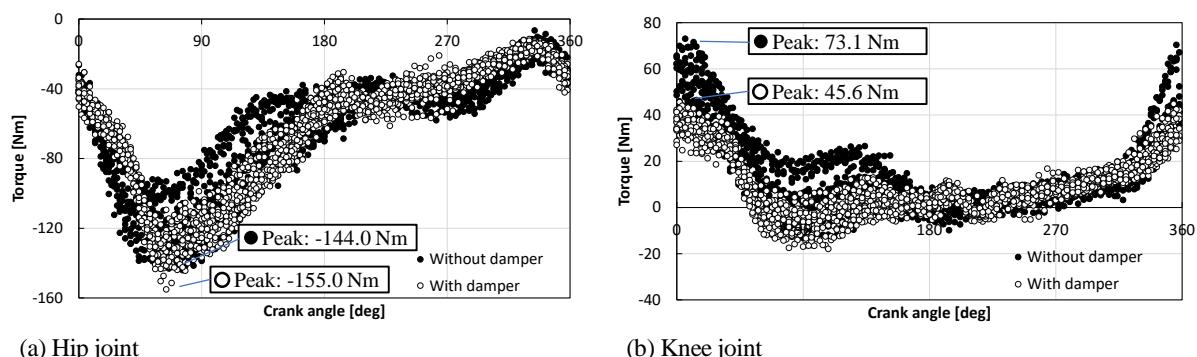


Fig.10 Result of the joint torque calculated by Newton-Euler equation with respect to the crank angle (Participant 1). The absolute value of the torque acting on the knee joint is smaller when pedaling with this damper structure. The absolute value of the torque acting on the hip joint is greater when pedaling with this damper.

クランク角度が45度～135度ではダンパ構造がない場合では、最大随意収縮時の30%を超える力が発揮されていたのに対し、ダンパ構造がありの場合では、最大随意収縮時の20%程度まで低減されており、このことが、人がこのダンパ構造を有したペダルを漕ぐ方が負荷が小さいと感じる理由の一つであると考えられる。

図10に示した各関節に作用するトルクの結果では、膝関節に作用するトルクの絶対値は、このダンパ構造を有したペダルを漕ぐ方が小さい一方で、股関節に作用するトルクの絶対値は、このダンパ構造を有したペダルを漕ぐ方が大きい。つまり、従来の人体の運動解析に用いられている剛体リンクモデルによる評価では、開発したダ

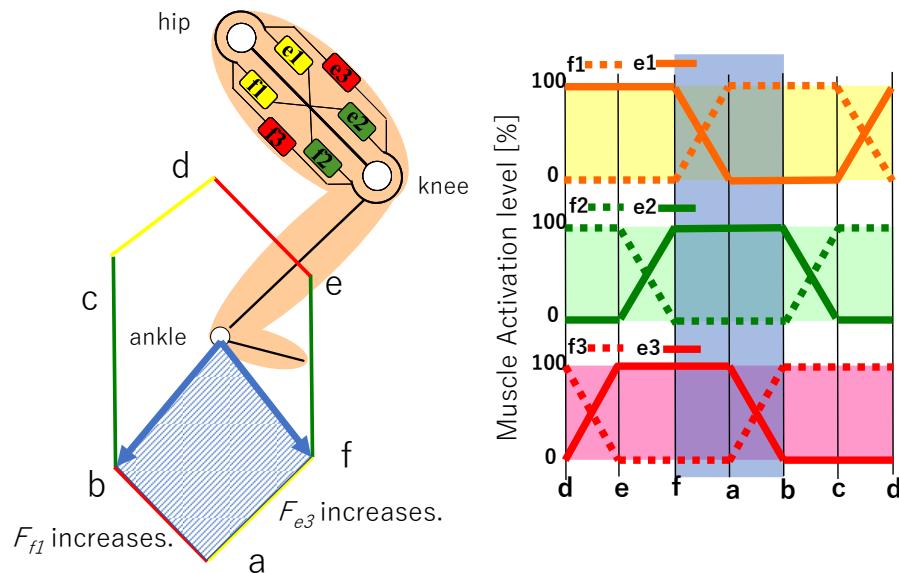


Fig.11 Relationship between the direction of the output vector at the tip and the %MVC of each muscle. The reason for the smaller proportion of force exerted by muscle e3, while the pedal reaction force was the same regardless of the damper structure at crank angles of 45 degrees and beyond, can be attributed to the direction of the output at the tip relative to the posture of the lower limb.

ンバ構造を有したペダルの有効性を容易には判断できない一方で、筋骨格モデルを用いた評価ではより人の運動特性に基づいた評価により、本研究で開発した自転車用動力伝達装置の有効性を示すことができた。

以上のように、本研究で開発した自転車用動力伝達装置では、クランク角度が0度～45度において、系先端で発揮する力を低減する効果があるだけでなく、クランク角度が45度以降において、系先端で発揮する力の向きが変わることで、筋肉への負荷を低減する効果があることがわかった。

## 6. 結 言

本研究では、変速機あるいはモータなどの外部動力を使わずに低負荷で自転車を漕ぐことができる自転車用動力伝達装置を新たに開発した。また、新たに開発した自転車用動力伝達装置の有効性を検証するため、本提案装置を内蔵した自転車を試作し、その自転車を実験参加者に漕いでもらい、開発した装置の有無による身体的負荷を定量的に評価した。検証実験では、従来の人体の運動解析に用いられている剛体リンクモデルによる評価だけでなく、筋骨格モデルを用いて下肢に存在する筋肉を考慮し、人の身体運動特性に着目した評価を行った。

検証実験の結果、本研究で開発した自転車用動力伝達装置では、クランク角度が0度～45度において、系先端で発揮する力を低減する効果があるだけでなく、クランク角度が45度以降において、系先端で発揮する力の向きが変わることで、筋肉への負荷を低減する効果があることがわかった。本研究では、クランク一回転での身体的負荷に着目したが、長時間ペダルを漕ぎ続けた際の筋肉疲労に着目した有効性の検証を今後していく予定である。

## 文 献

- 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, バイオメカニズム学会, Vol.11 (1992), pp.23-33.  
 秋間広, MRIによるヒトの膝伸筋・膝屈筋における形態的特性および生理学的断面あたりの筋張力, 体力科学, Vol.44, No.2 (1995), pp.267-278.  
 Brad R. A., Pedersen D. R. and Frienderich J. A., The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area, Journal of Biomechanics, Vol.19 (1986), pp.589-596.

- Chang Y. W., Hughes R. E., Su F. C., Itoi E. and An K. N., Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol.9, No.3 (2000), pp.188–195.
- 藤川智彦, 大島徹, 熊本水頬, 横井信安, 拮抗筋群による協調制御機能, 日本機械学会論文集C編, Vol. 63, No.607 (1997), pp.769-776.
- 前田寛,石橋健司,岡内優明,自転車と健康,東京電機大学出版局(1999),P126.
- Liu, J. Z., Brown, R. W. and Yue, G. H., A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery, Biophys. Journal, Vol.82, No.5 (2002), pp.2344-2359.
- Miura, H., Nishida, I. and Shirase, K., Dynamic model of muscle fatigue and recovery considering the roles of slow-twitch and fast-twitch muscles validated with a gripping experiment, Mechanical Engineering Journal , Vol.6, No.1 (2019), DOI: 10.1299/mej.18-00498.
- Orin D. E., McGhee R. B., Vukobratovic M. and Hartoch G., Kinematic and kinetic analysis of open-chain linkage utilizing Newton-Euler method, Mathematical Biosciences, Vol.43 (1979), pp.107-130.
- 大島徹, 藤川智彦, 熊本水頬, 一関節筋および二関節筋を含む筋座標系による機能別実効筋力評価(筋力と四肢先端の出力), 精密工学会誌, Vol.65, No.12 (1999), pp.1772-1777.
- Spector S. A., Gardiner P. F., Zernicke R. F., Roy R. R. and Edgerton V. R., Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for neural control, Journal Neuro-physiol, Vol. 44 (1980), pp.951-960.
- Stepanenko Y. and Vukobratovic M., Dynamics of articulated open-chain active mechanisms, Mathematical Biosciences, Vol.28 (1976), pp.137-170.
- Wickiewicz T. L., Roy R. R., Powell P. L. and Edgerton V. R., Muscle architecture of the human lower limb, Clin. orthop. Rel. Res, Vol.179 (1983), pp.275-283.

## References

- Ae, M., To, K. and Yokoi, T., Physical partial inertial characteristic estimate of the Japanese athlete, Society of Biomechanisms Japan, Vol.11, No. 2(1992), pp.22-33(in Japanese)
- Akima, H., Kuno, A., Fukunaga, T. and Katsuta, S., Architectural properties and specific tension of human knee extensor and flexor muscles based on magnetic resonance imaging, Japanese Society of Physical Fitness and Sports Medicine, Vol. 44 No. 2 (1995), pp. 267-278 (in Japanese).
- Brad R. A., Pedersen D. R. and Frienderich J. A., The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area, Journal of Biomechanics, Vol.19 (1986), pp.589-596.
- Chang Y. W., Hughes R. E., Su F. C., Itoi E. and An K. N., Prediction of muscle force involved in shoulder internal rotation, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Vol.9, No.3 (2000), pp.188–195.
- Fujikawa, T., Oshima, T., Kumamoto, M. and Yokoi, N., Functional coordination control of pairs of antagonistic muscles, Japan Society of Mechanical engineers (C), Vol. 63 No. 607 (1997), pp. 769-776.
- Liu, J. Z., Brown, R. W. and Yue, G. H., A dynamical model of muscle activation, fatigue, and recovery, Biophys. Journal, Vol.82, No.5 (2002), pp.2344-2359.
- Maeda, H., Ishibashi, K. and Okauchi, Y., Bicycle and health, Tokyo Denki University Press(1999), P126.
- Miura, H., Nishida, I. and Shirase, K., Dynamic model of muscle fatigue and recovery considering the roles of slow-twitch and fast-twitch muscles validated with a gripping experiment, Mechanical Engineering Journal , Vol.6, No.1 (2019), DOI: 10.1299/mej.18-00498.
- Orin D. E., McGhee R. B., Vukobratovic M. and Hartoch G., Kinematic and kinetic analysis of open-chain linkage utilizing Newton-Euler method, Mathematical Biosciences, Vol.43 (1979), pp.107-130.
- Oshima, T., Fujikawa, T. and Kumamoto, M., Functional evaluation of effective muscle strength based on a muscle coordinate system consisted of biarticular and monoarticular muscles - contractile forces and output forces of human limbs, Journal of the Japan Society of Precision Engineering, Vol. 65 No. 12 (1999), pp. 1772-1777.
- Spector S. A., Gardiner P. F., Zernicke R. F., Roy R. R. and Edgerton V. R., Muscle architecture and force-velocity characteristics of cat soleus and medial gastrocnemius: implications for neural control, Journal Neuro-physiol, Vol. 44 (1980), pp.951-960.
- Stepanenko Y. and Vukobratovic M., Dynamics of articulated open-chain active mechanisms, Mathematical Biosciences, Vol.28 (1976), pp.137-170.
- Wickiewicz T. L., Roy R. R., Powell P. L. and Edgerton V. R., Muscle architecture of the human lower limb, Clin. orthop. Rel. Res, Vol.179 (1983), pp.275-283.