

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成 25 年 6 月 13 日現在

機関番号：32654

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2010 ～ 2012

課題番号：22650149

研究課題名（和文） 多軸性自転車クランクの製作とトレーニング効果の検証

研究課題名（英文） Pilot study of a multi-joints bicycle clank.

研究代表者

若山 章信 (WAKAYAMA AKINOBU)

東京女子体育大学体育学部体育学科・教授

研究者番号：90310359

研究成果の概要(和文): トレーニング機器として、自転車エルゴメータが広く利用されている。しかし、自転車を除く日常生活やスポーツ競技において、力を伝達する足部が完全な円運動を描くことはない。本研究では、クランクとペダルの上に自由回転分節を接続し（多軸性クランク）、どのような運動が発生するか検証した。

映像および筋電図解析の結果、80mm の自由回転分節を接続することで、歩行や走行に近い運動が観察された。さらに、自由回転分節を 2 つ接続した場合（クランクから順に 160-80-60mm）、10 分程度のトレーニングで自由度が高く安定した走行様式のペダリングが可能となった。

研究成果の概要（英文）: As training equipment, bicycle ergometer is widely used. However, in sports competitions and daily life with the exception of the bicycle, a foot does not draw a complete circular motion. In this study, free rotation extra-crank between the crank and pedal was connected and verified what movement occurs or.

Results of Motion and EMG analysis, connecting the free rotation extra-crank (80mm), movement close to the running and walking were observed. In addition, pedaling the running style is high and stable in the training of 10 minutes has become possible if a connection is made two free rotation extra-cranks (160-80-60mm in order from the crank).

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010 年度	1,000,000	0	1,000,000
2011 年度	500,000	150,000	650,000
2012 年度	500,000	150,000	650,000
総計	2,000,000	300,000	2,300,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：健康・スポーツ科学、スポーツ科学

キーワード：トレーニング科学、自転車エルゴメータ、クランク、ペダル、ランニング

1. 研究開始当初の背景

全身持久力や瞬発力のトレーニング機器として、あるいは下肢筋力のリハビリテーション機器として、自転車エルゴメータが広く利用されている。しかし、自転車を除く日常生活やスポーツ競技において、力を伝達する足部が完全に近い円運動を描くことはない。

歩行や走行では、足部は三角形に近い歪んだ楕円運動となる。また、従来のクランクでは、サドルとペダルとの位置関係から、膝・足関節角度は、それぞれが独立に関節角度を決定することはできない（股関節は骨盤の傾斜角度を変えることである程度自由に角度を変えられる）。そこで、クランクとペダル以外

に、もう一つ自由に回転し得る分節（以下「自由回転分節」、クランクと合わせて「多軸性クランク」とする）を増やすという発想に至った。これにより、下肢3関節すべてが独立に関節角度を決定でき、足部は楕円を含め非常に自由度の高い曲線を描くことができるようになる。したがって、呼吸循環器系だけでなく、歩行・走行を模倣した下肢筋力のトレーニングや、関節可動域の改善をねらいとしたリハビリテーションにも有効となろう。

2. 研究の目的

本研究では、多軸性クランクを製作し、どのような運動パターンが可能かを検討するとともに、トレーニングでの有効性を検証することであった。

3. 研究の方法

以下、SI単位ではなく、慣例的に用いられる単位表記とする。

(1) 多軸性クランクでのペダリング様式のシミュレーション

一般的な自転車クランク長は、170mm前後である。そこで、80mmの第2クランクを想定し、母指球部の運動可能範囲を作図した。また、関節可動域やペダルへの有効力積を踏まえ、発生し得るペダリング様式をシミュレートした。

(2) 多軸性クランクでのペダリングと運動強度の検証

まず、種々の長さの自由回転分節を試作した。次に、クランクと自由回転分節との組み合わせにより発生する運動パターン、動作分析を行った。なお、この検証においては、心拍数や筋電図から歩行や走行との比較も行った。被験者は、前足部が固定されたペダルの引き上げに慣れた、自転車競技およびトライアスロン競技の男子3名、女子2名であった。

動作解析はDKH社製Frame-DIASIIIを用い、120Hzの左側方ビデオ映像から、左体側の肩峰・大転子・膝関節裂隙・脛骨外踝・足尖部・踵骨端・ペダル軸（母指球下部）をデジタルポイントとし、2次元実長換算を行った。筋電図は、双極誘導法（電極間距離2cm）により左の大腿二頭筋・大腿直筋・外側広筋・腓腹筋外側頭・前脛骨筋の5筋について記録した。また、ゴニオメータにより下肢3関節の関節角度を同時に記録した。この両者のサンプリング周波数は1kHzであった。

自転車エルゴメータはCombi社製Pewermax V IIを用い、負荷は2kp程度、クランク回転速度は60rpmと120rpmとした。歩行と走行は、4km/h(120steps/min)と8km/h(180steps/min)であった。

4. 研究成果

(1) 多軸性クランクでのペダリング様式のシミュレーション

図1に、クランク（青）にその半分の長さの自由回転分節（緑）を接続した際の、母指球部（ペダル軸）の運動可能範囲（赤）を示した。

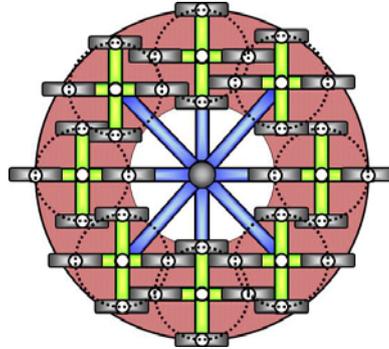


図1. 多軸性クランクにおける母指球部運動可能範囲

ただし、クランク自体を回す力の有効成分が小さければ、自由回転分節のみが空回りすることとなる。そこで、母指球部の運動可能範囲において、発揮踏力の70%以上が有効成分となるペダリングを運動範囲の最小と最大でシミュレートした（図2：ペダルの引き上げでは、力は自由回転分節のみを回転）。

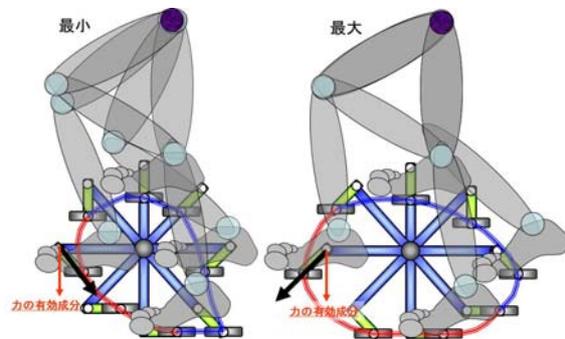


図2. 多軸性クランクにおけるペダル軌跡と下肢関節運動のシミュレート（赤線部では発揮踏力の70%以上が有効成分）

一般成人（身長170cm）の歩行における歩幅は70cm程度である。通常の自転車クランク（170mm）の回転直径は34cmであることから、多軸性クランクにおいて歩行や走行をイメージしたペダリングを行った場合、図2右側のような軌跡となることが予想される。

(2) 多軸性クランクでのペダリングの検証1

図3に、通常のギヤクランクセットと今回試作した3種の自由回転分節を示した（クランク長170mm、自由回転分節は120mm、

80mm, 60mm).



図3. 通常のクランクと試作した自由回転分節

最初の実験として、クランク 160mm に対し、80mm の自由回転分節を接続し、その先にペダルを取り付けた。図4に被験者1名(女性 22歳, 153cm, 53kg) の、通常クランクおよび多軸性クランクでのペダリングと、歩行・走行における、下肢のスティックピクチャと主要部位の軌跡を示した。なお、自転車エルゴメータの運動強度は 118watt (2kp×60rpm および 1kp×120rpm) とした。また、歩行は 4km/h・120steps/min, 走行は 8km/h・180steps/min であった。結果は次の通りであった。

通常クランクにおいて完全な円を描く母指球の軌跡は、多軸性クランク 60rpm (120steps/min と同値) では、上下死点で狭く水平位で広い楕円軌道となった(図中※1)。また、120rpm のペダリングでは、母指球下部および脛骨外踝の運動が走行(三角形に近い歪んだ楕円)に近づいた(図中※2)。

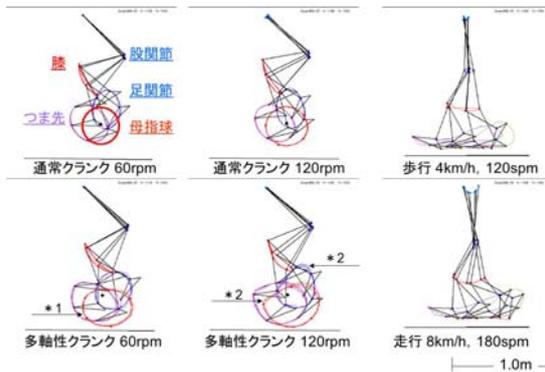


図4. 各種運動におけるスティックピクチャと主要部位の軌跡

表1に、この被験者の下肢3関節の角度と心拍数の比較を示した。多軸性クランクでは、股・膝関節の最大屈曲位・伸展位が小さかった(より伸展位)。すなわち、通常クランクよりも、歩行・走行に近い運動であった。ただし、多軸性クランクでは、膝や足関節の角変位が大きかった(膝伸展と足底屈による)。

これは、通常クランクの方が、歩行・走行に近いことを示し、サドル高をクランク軸からの距離で統一したことが原因と考えられる(ペダルとサドルとの距離は多軸性クランクで 8cm 遠位)。なお、通常クランクと多軸性クランクでの心拍数の差は、4bpm とわずかであった。

表1. 下肢3関節の角度と心拍数の比較

	歩行		通常クランク		多軸性クランク		差(通常-多軸性)		
	4km/h	8km/h	60rpm	120rpm	60rpm	120rpm	60rpm	120rpm	
股関節	最大屈曲位	24	30	86	87	76	86	10	1
	最大伸展位	-6	-1	52	52	39	37	13	15
	角変位	30	31	34	35	37	49	-3	-14
膝関節	最大屈曲位	74	80	113	113	104	108	9	5
	最大伸展位	12	13	47	51	20	22	27	29
	角変位	62	67	66	62	84	86	-18	-24
足関節	最大底屈位	4	7	3	15	17	29	-14	-14
	最大背屈位	-26	-37	-28	-28	-28	-22	0	-6
	角変位	30	44	31	43	45	51	-14	-8
						(deg)		(deg)	
心拍数	83	128	148	-	152	-	-4	-	
						(bpm)		(bpm)	

図5に、各種運動における筋放電パターンと下肢3関節の角度変化を示した。走行と通常クランク・多軸性クランクの120rpmについて比較すると、筋放電パターン(発火時期)に差はみられなかったが、大腿四頭筋(大腿直筋・外側広筋)において、通常クランク・多軸性クランクとも高い筋活動が観察された。ただし、ペダリングにおいて膝伸展筋がより動員されると単純に考えることはできない。なぜなら、ペダリングにおいて筋は常に短縮性収縮となるのに対し、走行の着地において筋は瞬間的に伸張性収縮となる(図5: 膝関節角度変化における小さい山部分)。そして、伸張性収縮において、筋放電量は筋力の発揮レベルに関わらず著しく低下するため、異なる筋収縮様式における膝伸展筋力の発揮レベルを比較することはできない。

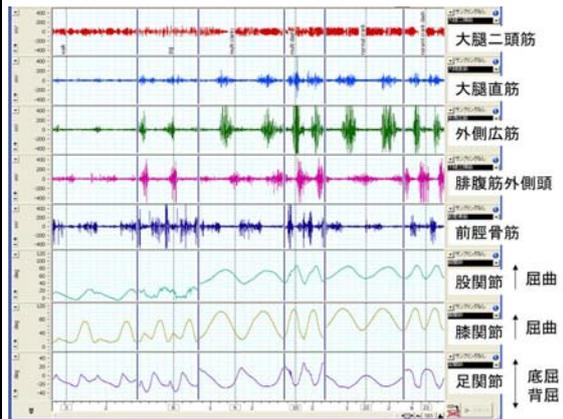


図5. 各種運動における筋放電パターンと下肢3関節の角度変化

以上をまとめると、自転車エルゴメータでのペダリングであっても、多軸性クランクによって足部は歩行や走行のような三角形に近い楕円軌道で動き、また、筋放電のパター

ンは走行とペダリングでほぼ同様であった。ただし、自由回転分節が1本であったため、引き上げから踏み込みに至る部分で、「カラ打ち」などのギクシャクした動きもみられた。

(3) 多軸性クランクでのペダリングの検証2

前述の実験では80mmの自由回転分節を接続したが、120mmと60mmで同様の実験を行った。結果は次の通りであった。

60mmにおける自由回転分節の軌道は、後方水平位から上死点までの局面において、近回り・遠回りの両方が観察され、意識的に変えることができた(80mmでは近回り)。そのことで、「カラ打ち」などのギクシャクした動きは解消された。しかし、分節長が短くなった分、足部の動きは80mmよりも円軌道に近づいた。120mmではペダルの曲率回転半径は大きくなったが、よりギクシャクした動きとなった。すなわち、現行の自転車エルゴメータ(クランク長170mm前後)に自由回転分節を1つ装着するならば、80mm程度が有効と考えられる。

(4) 多軸性クランクでのペダリングの検証3

ここまでの実験では、自由回転分節を1つ接続したが、自由回転分節を2つとし、より自由度の高い運動発生のための最適な長さの組み合わせを検討した。なお、試作した自由回転分節は120mm, 80mm, 60mmの3種類であったため、自由回転分節を2つ接続する組み合わせは120-80mmや60-80mmなど6通りとなる。被験者は自転車競技選手4名(男子3名, 女子1名)であった。ここでは、120Hzの側方ビデオ映像による動作解析を行った。結果は次の通りであった。

160-60-80mm, 160-60-120mm および 160-80-120mmの、第2クランクが短い連結では、自由回転分節の軸部分の構造上、末端のクランクが第2クランクの軸の突起(ナット)部に衝突してしまい、下肢3関節の自由な運動は制限された。すなわち、本研究の目的である運動課題は遂行できなかった。なお、自由回転分節の軸部分のナットは、体重を支えられる強度を持たせるために不可欠であった。

160-120-80mm, 160-120-60mm および 160-80-60mmの、末端に行くほど自由回転分節が短い連結では、ペダリング開始当初は自由回転分節のみが空回りする現象が起き、運動課題を遂行できなかった。これは、負荷のかかるクランクでなく、中間の自由回転分節のみが回ってしまうことが原因であった。しかし、歩くような動き、あるいは走るような動きをイメージさせながらトレーニングを繰り返すことでクランクが回るようになり、1

回転ごとの足部の動きの再現性は高まった。図6に被験者1名(男性45歳, 182cm, 85kg)について、多軸性クランクによるペダリングのトレーニング前後の足部の軌跡を示した。図6左は通常クランクであり、母指球部は完全な円を描く。図6中は、80mmの自由回転分節を接続したペダリング開始1分後の3秒間である(2kp×120rpm)。足尖部や母指球部は楕円を描くが、その軌跡は一定でなく、脛骨外踝と踵骨端についてはさらに不安定な軌跡となった。図6右は、自由回転分節を2つ(160-80-60mm)としたペダリング1分後の3秒間である(2kp×120rpm)。主要部位の軌跡は非常に安定しており、踵骨端は走行に近い動きとなっている。また、自由回転分節を2つ連結することで、引き上げから踏み込みに至る局面での「カラ打ち」は解消された。図6中と図6右のペダリング間のトレーニングは、80mmの自由回転分節を接続して118watt(2kp×60rpm)で3分間、235watt(2kp×120rpm)で3分間、次に自由回転分節を2つ(160-80-60mm)連結し118wattで3分間の計9分間であった。そして、235wattでペダリングさせた1分後(計10分)が図6右である。

なお、クランクと自由回転分節との全長が長くなりすぎ(クランク軸から床面の距離以上)、ペダルと床面が激しくぶつかることもあった。

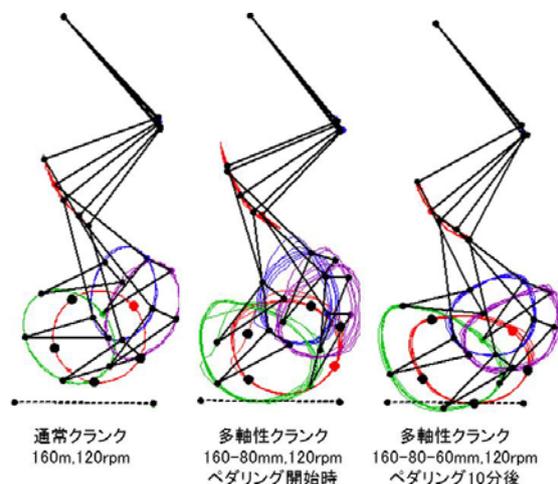


図6. 通常および多軸性クランクにおけるスティックピクチャと主要部位の軌跡(下端の破線は床面より高さ1cm, 幅50cm)

以上のことから、多軸性クランクによる自転車ペダリングでは、下肢3関節は自由度の高い回転運動を遂行することができ、歩行や

走行に近い動きが発生した。ただし、よりヒトの自然な動きに近づけるために、次の2点が考えられる。1つは、クランクと自由回転分節との長さの比を、ヒトの下肢骨格に近い割合とすることである。2つめは、各分節間にヒトの関節可動域（例えば膝関節は0度～140度）に近い可動域制限を設けることである。また、今後の改良点として、地面との接触を防ぐためエルゴメータ自体のクランク軸を高い位置に設定することなどが考えられる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[学会発表] (計1件)

若山章信：多軸性自転車クランクの開発と運動様式の検証、第23回日本トレーニング科学会、2010/12/18 (福岡大学)

6. 研究組織

(1) 研究代表者

若山 章信 (WAKAYAMA AKINOBU)
東京女子体育大学・体育学部・体育学科・教授
研究者番号：90310359

(2) 研究分担者

櫻田 淳也 (SAKURADA JYUNYA)
東京女子体育短期大学・保健体育学科・准教授
研究者番号：90287425

高梨 雄太 (TAKANASHI YUTA)
順天堂大学・スポーツ健康科学部・助教
研究者番号：90521485