

FES サイクリングユニットの製作と乗車ポジション評価

桧森江靖*・小林義和

Production and Riding Position Evaluation of FES Cycling for Wheel Chair

Kosei HIMORI* and Yoshikazu KOBAYASHI

(平成26年12月11日受理)

In this paper, it aimed at the rehabilitation of lower limbs in the outdoor, development the FES Cycling of Attachment type which can be attached to a wheelchair. Moreover, with a crank type power meter, the authors evaluated the power output when the various setting of each riding position of FES Cycling for Wheel Chair. In future, the riding position evaluation should be performed for many testers to achieve more accurate results.

1. はじめに

1.1 FES(Functional Electrical Stimulation)とは

近年、病気や事故による下肢運動機能障害や加齢による下肢機能低下などの問題が懸念されている。これらの二次障害として、下肢の筋萎縮の進行や血行障害などの問題が生じる恐れがある。そこで、二次障害を防止する方法の一つに、FES(機能的電気刺激)がある。

脊椎損傷や脳血管障害により脊髄や脳に障害が起きた場合、脳からの指令が筋肉に伝わらないために四肢を随意的に動かすことができなくなってしまう。しかしこの場合、脊椎などに損傷があっても末端神経などは無事なので、筋肉に電氣的刺激を与えることで筋収縮を引き起こすことが可能である。これにより、失われた身体機能の再建を行うことが可能である。さらに複数の筋肉を刺激することにより下肢のサイクリング動作や起立歩行動作などの再建が可能になっている。動作を再現するにはその動作を行う場合の筋肉の活動を記録した筋電図を用いてFESにより再現する。図1はFESの概略図である。

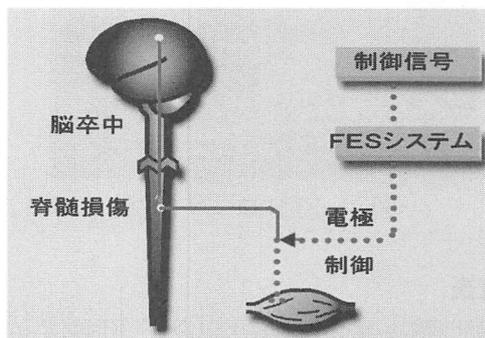


図1 FES 概略図

1.2 緒言

車いすは脊椎損傷や脳血管障害などにより歩行が困難になった場合に、歩行機能の代替として使われる移動支援機器である。しかし車いすは機器への依存性が高くなる傾向があるため、下肢の筋をほとんど使用しない従来の車いすを使用し生活を続けた場合、下肢の筋萎縮や血行障害などでさらに歩行能力が低下する。これらを予防するためには、使用していない下肢の筋を運動させてやる必要がある。前述のFES(機能的電気刺激)が用いられている。FESを用いたリハビリテーションには、歩行による再建運動だけでなくFESサイクリング(図2)やFESローイング(図3)がある。FESサイクリングは旋回半径が大きいことから屋内での使用は比較的困難で

* 秋田高専専攻科学生

あると考えられるため、屋外で使用されることが多く、その場合には屋内で使用される車いすから屋外で使用される FES サイクリングへ移乗しなくてはならない。そのため、使用者や介助者への負担が増加し、リハビリテーションが長く続かずに症状が悪化してしまうことも多い。この負担となる移乗動作を行うことなく FES サイクリングを行うことが可能となる新しいリハビリテーション機器の開発が進められている。

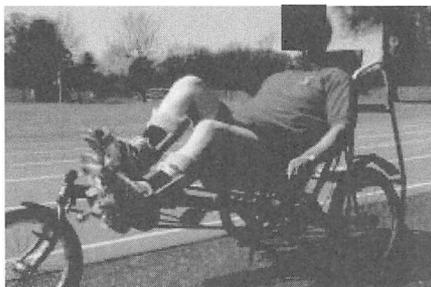


図2 FES サイクリング

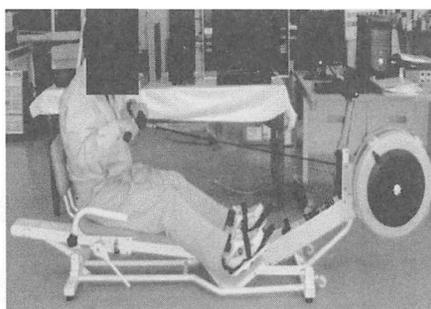


図3 FES ローイング

1.3 背景

下肢駆動前輪ユニット車いす（以下 FES サイクリングと呼ぶ）は通常の車いすと、下肢でクランクを漕ぐことを目的とした前輪ユニットを合体させたものである。前輪ユニットは通常の車いすの前方部分に取り付け、使用者が FES の刺激を用いて下肢でペダルを漕ぐためのものである。

国内外の FES サイクリングに関する先行研究⁽¹⁾⁽²⁾では前輪と車いすが一体となったものがほとんどで、使用者が屋内で使用する車いすから屋外への FES サイクリングへと移乗する必要がある、手軽にサイクリング運動ができるものではなかった。また、これまで考案されてきた FES サイクリングは、日本人の体格に対して比較的サイズが大きく、ペダルの位置が高いものが多かった(図2 参照)。これは海外の研究では、自転車的一种である「リカンベントトライク：寝そべった形でサイクリング運動をする3輪自転車」を FES サイクリングとして改造して転

用する例が多いためと考えられ、図2に示すような高いペダル位置はリカンベントトライクがスポーツ自転車として高速で走行するため、走行時の空気抵抗を軽減する目的から設定されているのではないかと考えられる。

1.4 目的

移乗の際の使用者や介助者への負担を減らすためには屋内では従来の操作性の良い車いすを使い、そこから移乗を行うことなく屋外での FES サイクリングによるリハビリテーションをできるようにする必要がある。したがって屋内では車いす、屋外では FES サイクリングとして扱えるよう、アタッチメント形式の下肢駆動前輪ユニットの製作が必要となる。

本研究では、障害者の負担を考慮した、アタッチメント式の下肢駆動前輪ユニットの改良と、前輪ユニットのポジション設定を変更した場合における乗車ポジション評価を目的とする。

また、本研究では秋田高専と秋田大学工学部、秋田大学医学部リハビリテーション科とで共同研究を進めてきた。前輪ユニット車いすの機構面の製作は秋田高専が主に担当し、FES を用いたサイクリング運動の制御や、モデル解析による運動評価は主に秋田大学が担当している。

1.5 FES サイクリングの制御

FES サイクリングの制御システムは、自転車のペダルにつながるクランク軸の回転をラダーチェーンでロータリーエンコーダに伝達し、そこからクランク角度を検出しコンピュータに送る。そして得られた角度に応じた筋に表面電極を通して刺激を送りサイクリング運動を生み出している。

FES サイクリングは屋外で行うため FES 装置はユニットに取付けられるような小型で携帯可能なものでなくてはならない。そのためパルスキューアー・プロ KR-7（オージー技術株式会社製）を用いている。FES で用いる電極は大きく分けて埋め込み電極、経皮的埋め込み電極、表面電極の三つに分けることができる。FES サイクリングには、使用される下肢筋が体表付近にあり、電極自身が生体を傷つけないことが要求されることから、表面電極が最も条件に則している。

2. FES サイクリングの設計・製作と改良

2.1 ユニットの設計するにあたって

前輪ユニットを設計するにあたり、リハビリテーションに従事している秋田大学の医師の先生方の意見もあり、障害者や下肢筋力の低下が著しい高齢者が円滑に FES サイクリングによるリハビリを行えるよう以下のような条件を設定した。

(1) 容易な取り付け

取り付け作業が複雑では使用者や介助者への負担が大きくなる。また、取り付けに割かれる時間が多くなり、リハビリに費やすことのできる時間が少なくなってしまう。車いすに乗ったまま取り付けをすることが前提となっているため、より簡単な作業で取り付け可能な機構にする必要がある。

(2) サイズの調節が可能

身体的特徴は人によって様々であり、使用される車いすもものによりサイズが違う。車いすの幅や使用者の足の長さなどはそれぞれ異なり、場合によってサイズを変更しなければならない。したがって個人や車いすの形状によって異なる部分での伸縮が可能である構造が求められる。

(3) クランクの位置を低くする

国内外で研究されている FES サイクリングは、上肢が後方へ倒れた状態で足を前方に伸ばして行うため全身が伸びた状態になる。しかし、今回製作するユニットは従来の車いすに取付けて使用するため上肢が起きた状態になっている。そのためクランクの位置が高くなるほど、運動を行ったときの足と体とのスペースが少なくなってしまう。このスペースが少なくなるほど窮屈な姿勢となってしまう使用者に負担のかかる姿勢になる。そこでクランク位置をより低く近い位置にすることで使用者にあまり負担をかけないような構造にしなければならない。

(4) 安全性に配慮する

リハビリテーション機器であるので、走行中に転倒や破損を起こして使用者に怪我を負わせないことが絶対条件である。よってユニットは十分な強度と安全性を確保しなくてはならない。

(5) 軽量であること

障害者一人でも取り付け取り外しができるようなユニットを製作するため、(4)の強度と安全性を確保しつつ、ユニット事体が軽量であるものを製作する必要がある。

2.2 試作機の設計・製作

2.2.1 選定した前輪ユニット

本研究で車いすに取り付ける前輪ユニットとして PERFORMER 社のリカンベント自転車 Front Wheel Drive(2009 model)の前輪部を使用した(図4)。この前輪駆動二輪車は前輪部と座席・後輪部が取り外せるようになっている。もともと人が乗るためのものであるために設計されたものなので強度も充分にあり、使用する前輪部で約7kgと軽量である。よって設計条件を容易に満たせるのではないかと考え、この自転車の前輪部を FES サイクリングの前輪ユニットとして選定することにした。

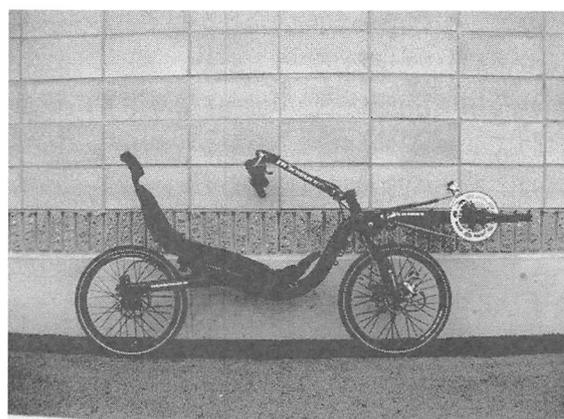


図4 Front Wheel Drive(2009 model)

2.2.2 ユニット部の設計・製作

試作機では、車いす側にアダプタを取り付け、そのアダプタと Front Wheel Drive の前輪部を接続する形としていた。

図5に示す試作機を、秋田高専の学生、秋田大学の学生に試乗してもらった結果、次のような意見が挙げられた。



図5 試作機の外観

- ボトムブラケット(クランク根元部品) が座面より 70mm 高いため、使用時に上肢が起き上がった状態になる。よってペダルを動かすことが難しく、使用者に負担をかけてしまう。
- 前輪ユニットの角度調整部分の調整用ピン 1 本に使用者の体重が直接掛かり、部品が変形してしまう。部品が破断した場合に使用者が転倒する恐れがあり、非常に危険である。
- 車いすのシートと前輪部のペダルの距離が長すぎるため、体型の小さい人では足がペダルに届かず、長時間のサイクリング運動を保つことができない。
- ユニットの前後方向の全長が長く、スペースをとり、屋外の走行が困難である。
- 走行中に路面の振動が伝わり、使用者に負担をかけてしまう。
- ユニットの取り付け取り外しの作業時間がかかりすぎる。

これらについての対策方法を検討し、問題点を解決すべく、試作機を改良していった。

3. 試作機の改良

3.1 改良前と改良後の比較

前節で挙げられた問題点及びユニットの接続の部分を改良した。このユニットの改良については、2012 年に秋田高専に 3 ヶ月間短期留学したフィンランドトゥルク応用科学大学学生のラッセ・ケートネン氏^⑩と共同で研究を行なった。改良した箇所は以下の通りである。

3.1.1 前輪ユニットの改良点

改良前の前輪ユニットを図 6 に示す。改良前は、図 7 のようなアダプタ部品が Front Wheel Drive の前輪部に取り付けられたユニットであった。

改良後の前輪ユニットを図 8 に示す。改良前と同様、アルミ材を基本構造として使用したが、改良後ではそれらの部品をホイールに沿うように溶接した。結果、図 9 に示すように軽量で強度のあるアダプタ部品となり、シートとの高さや距離の改善ができた。また、サスペンションを取り付けることで改良前よりも走行時の振動をある程度抑えられるようになり、より安全な角度調整機能を実現できた。

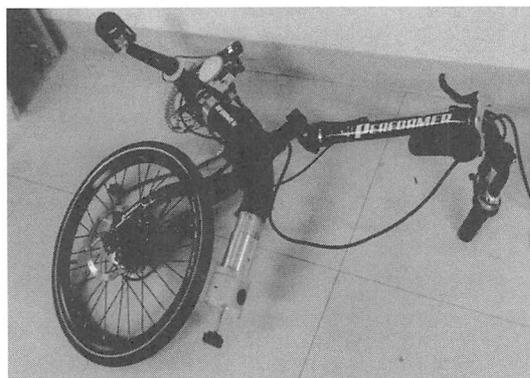


図 6 改良前の前輪ユニット



図 7 改良前のアダプタ部品



図 8 改良後の前輪ユニット

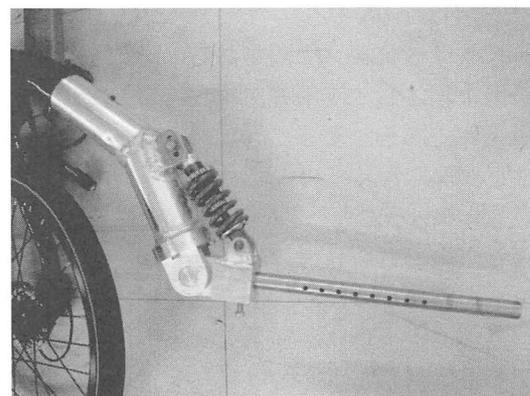


図 9 改良後のアダプタ部品

3.1.2 車いす側の接続ユニットの改良点

改良前の車いす側の接続ユニットを図10に示す。改良前では車椅子との接続方法が、アルミ材によるクランプ式の固定であった。しかし、接続ユニットを車いすに取り付ける手順が非常に面倒であったこと、2箇所でのみの固定であったため前輪ユニットを保持するのが難しいという欠点があった。また、図10に示すように、前輪ユニットを取り外すとT字型の部品が車いすに残ってしまう問題点もあった。

改良後の車いす側の接続ユニットを図11に示す。改良後では車いすとの接続方法を市販のフレキシブルクランプを使うことにより、容易に接続ユニットを車椅子に取り付けられるようになった。また、車椅子との支持を四点にしたことでより安定して支持できるユニットとなった。

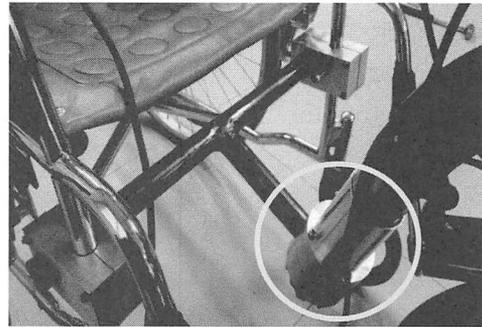


図12 改良前のユニット接続

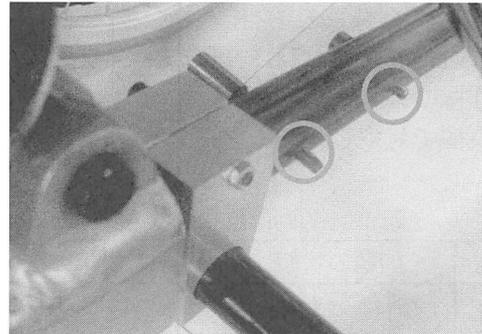


図13 改良後のユニット接続

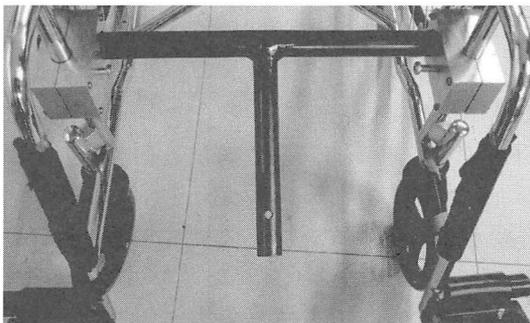


図10 改良前の車いす側アダプタ

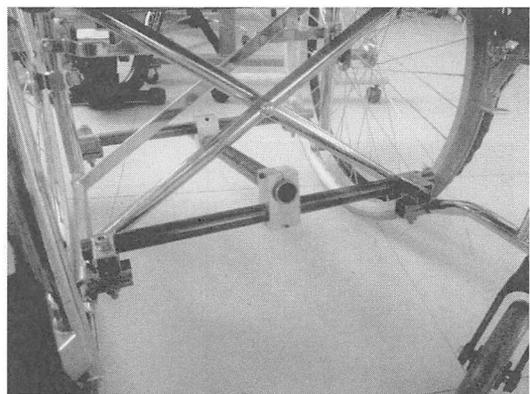


図11 改良後の車いす側アダプタ

3.1.4 試作機と改良機の全体的な比較

FESサイクリングユニットの試作機を図14に、改良機を図15に示す。



図14 FESサイクリングユニット試作機

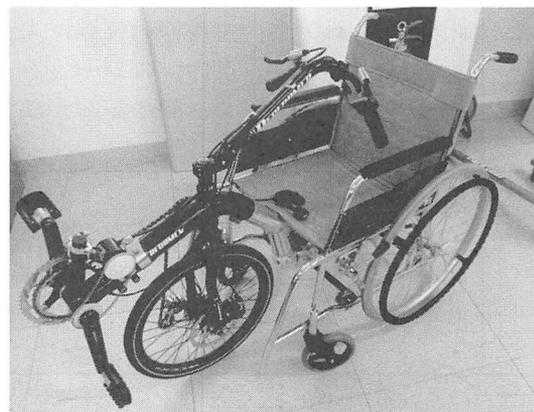


図15 FESサイクリングユニット改良機

3.1.3 接続部分の改良点

改良前では図7のアダプタ部品の穴に、図10の接続ユニットの軸を通して手回し式のネジで固定する方式であった(図12、丸部分)。改良後では図8の前輪ユニットの軸を図11の接続ユニットの中央の穴に通し、ピンによる二点止めの固定方法にした(図13、丸部分)。また、軸と穴にピンの穴を複数設けることで、ピンを固定する位置によってシートとペダル間の距離を調整できるようになった。

- 図 14 と図 15 を比較すると、試作機では前後方向の全長が 1700mm であったのに対し、改良機では 1450mm となり約 15% 小型化できた。
- ボトムブラケットとシート座面が同じ高さに改良されて、より安定したサイクリング運動ができるようになった。
- アルミニウムやより薄い鋼材などが使用され、試作機よりも強度があり、かつ軽量のユニットとなった。

3.2 改良前の問題点と対策方法

試作機の FES サイクリングの問題点と、それらを改良機で対策した方法を表 1 に示す。

表 1 各所問題点と改善方法

問題	問題の状態	対策方法
接続	接続部分が地面から 15cm の高さで、取り付けと取り外しが難しい	前輪ユニットの軸を車いす側の接続ユニットの穴を 2 本のピンで締結する方法とした
重さ	前輪ユニットは軽量だが、車いす側のユニット部品が重い	アルミニウムや薄い鋼管を主体としたユニットに切り替えた
安全性	角度調整部分に使用者の体重が直接掛かり、部品が変形してしまうので使用者にとって非常に危険であった	20mm 直径の主なシャフト(アルミ材)を使い、角度調整機能とサスペンションを 8mm 直径の鉄シャフトで 2 つの穴に通して締結する方法にした
距離調節	車いすのシートとクランク間の距離の調節が不可能	ピンによる二点止めにする事で、ピンを固定する穴の位置によって車いすのシートとクランク間の距離が調整可能になった
振動	屋外での走行中に激しい振動が起こるため、乗り心地が悪い	前輪ユニットの稼動部にサスペンションを取り付けることで乗車・ブレーキ時の衝撃を緩和するようにした

4. クランク型パワーメータを用いた乗車ポジション評価

4.1 実験の概要

改良した FES サイクリングユニットを用いて、走行実験を行なった。走行実験では、屋外での走行において、FES サイクリングユニットのポジション設定を変更した場合のパワー出力の変化をクランク型パワーメータで測定し、どのポジションが最も無理のない力でサイクリング運動が出来るかを比較・検討した。

4.2 実験で使ったクランク型パワーメータ

実験で使ったクランク型パワーメータ(SRM)を図 16 に示す。クランク型パワーメータは通常、スポーツサイクルにおいて使用される計測機器である。速度、ケイデンス、パワーなどというステータスを計測できるので、スポーツサイクル愛好者にとってはサイクリングを追求するための最良の計測機器として使用されている。

FES サイクリングにおいては、下肢のリハビリテーションが目的である。よってリハビリテーションを必要とする使用者がサイクリング運動をするためには、小さな力でもサイクリングが可能であること、即ち小さいパワーでもサイクリング運動が可能でユニットでなくてはならない。今回の実験では FES サイクリングの運動時のパワー出力に着目し、FES サイクリングユニットの乗車ポジションを変更した際のパワーを主として、データを比較した。



図 16 クランク型パワーメータ

4.3 実験内容及び計測方法

乗車ポジションは、角度調整位置とサスペンションの条件を変更することで、シートとペダル間の距離や高さがそれらに伴い調整される。乗車ポジション評価の実験条件は次の通りである。

- 被験者は健常男性1名（身長：175cm，体重：72kg）
- 随意運動によるサイクリング運動を，時速15[km/h]を目安に一定速度で走行
- ポジション設定はサスペンションの硬さ(下げ幅)を10mmと20mmの2段階，角度調整位置の2カ所を調整し，計4パターンのポジションで計測(図17)
- 路面の影響を小さくするため，走行するコースは全長約1.2kmの平坦な直線道路を往復

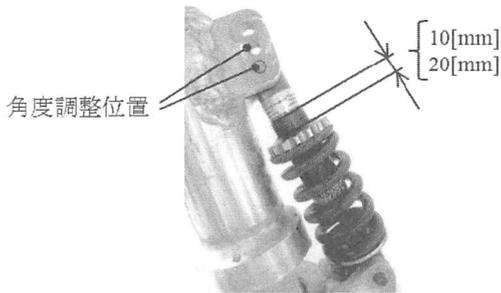


図17 ポジション設定

5. 実験結果

計測したデータを表2，図18，図19に示す。

表2 実験結果

		ポジション1 中間・10mm	ポジション2 中間・20mm	ポジション3 一番下・20mm	ポジション4 一番下・10mm
パワー [W]	最大	349	461	423	475
	平均	87	79	84	94
心拍数 [bpm]	最大	117	121	121	119
	平均	108	109	109	111
ケイデンス [rpm]	最大	88	90	86	97
	平均	69	70	70	70
速度 [km/h]	最大	17.2	17.6	17.7	19.4
	平均	14.3	14.4	13.7	15.4

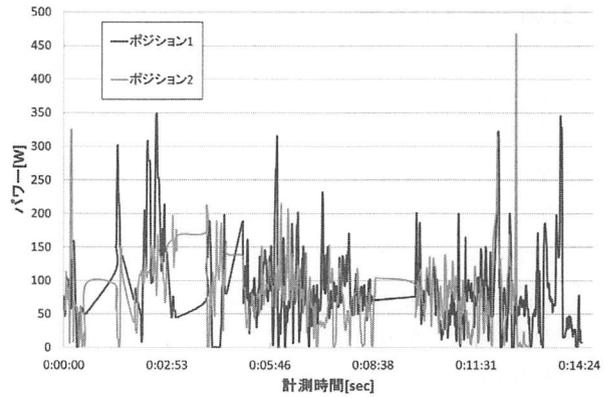


図18 ポジション1，ポジション2のパワー出力

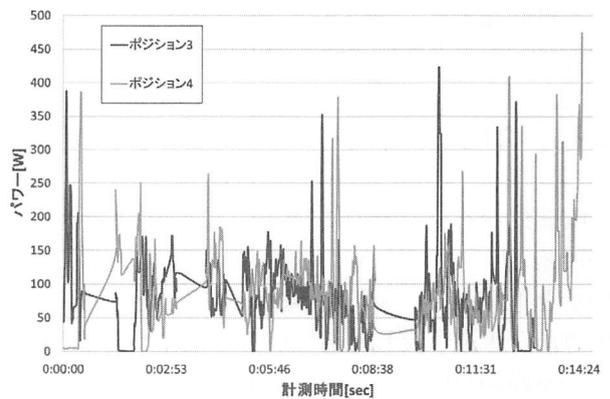


図19 ポジション3，ポジション4のパワー出力

表2より，ポジション1は角度調整位置を中間に設置し，サスペンションを10mm調整したもので，ポジション2，3，4も同様に条件を変えて設定したものである。

心拍数，ケイデンスにおいては，最大値と平均値では大きな差が見られなかったことが確認された。

パワーにおいてはポジション1が瞬間的な最大パワーが全ポジション中で最も小さく，ポジション2とポジション4が瞬間的に大きなパワーが働いたことが分かる。しかし，平均パワーを見てみると，ポジション2が特出して小さなパワーでサイクリング運動ができていることが確認された。被験者が1名であり，今後被験者の数を増やして検討する必要があるが，今回の実験の範囲内では，被験者にとって最もパワーの小さい最適なFESサイクリングの乗車ポジションは，ポジション2であることが判明した。反対に，被験者にとって最適ではないFESサイクリングのポジションは，パワーの平均値が大きなポジション4であることが判明した。

6. 計測データの考察

今回の計測データでは、ポジション2が最もパワーの小さな乗車ポジションであり、ポジション4が最もパワーの大きな乗車ポジションであるという結果となった。実験条件と実験結果より、角度調整位置とサスペンションの硬さが、パワー出力に大いに関係しているといえる。

角度調整位置を中間に設置した場合では前輪ユニットの上体が上がり、車いすのシートに近いポジションとなる。反対に角度調整位置を一番下に設置した場合では前輪ユニットの上体が下がり、車いすのシートから遠ざかるポジションとなる。被験者にとって最適な乗車ポジションであったポジション2は、前輪ユニットと車いすの距離が近いポジションであった。よって前輪ユニットと車いすのシート間の距離を近づけると、平均パワーを軽減できると考えられる。

瞬間的なパワー出力については、走行したコースの段差とサスペンションの硬さが影響したのではないかと推測する。平坦な歩道を走行したとはいえ、何カ所か車道と交わる部分があった。歩道と車道の交わる僅かな段差が走行時に瞬間的なパワー出力を生み出し、今回のような実験結果になったのではないと思われる。特に、サスペンションを硬く設定したポジション2では大きく影響していると考えられる。

7. 結言

屋外でのリハビリテーション法として、FESサイクリングを用いる際の問題点を考慮したアタッチメント式の下肢駆動用前輪ユニットを改良し、乗車ポジションを変更した場合の評価実験を行なったが、本研究で得られた結果をまとめると次のようになる。

- 改良前の前後方向の全長が1700mmであったのに対し、改良後では1450mmとなり、約15%の小型化が実現できた。

- ボトムブラケットとシート座面が同じ高さに改良された。これにより、使用者の無理な体勢での乗車が大幅に緩和された。
- 使用者の体格に応じたサスペンションの初期圧縮力の調整や、クランクと椅子の距離やシート角度といったポジション変更が可能となった。
- クランク型パワーメータを用いた評価実験により、FESサイクリングユニットの乗車ポジションを変更した場合のパワー出力の変化を確認できた。

今後の課題として、ポジション設定を変更した場合の評価実験での被験者の数を増やしていく必要がある。被験者の体格等によって、負荷の小さい最適なポジションが様々であり、被験者ごとに違う乗車ポジション設定になると考えられる。

また、FESサイクリングによる臨床実験も、秋田大学医学部と協力して進めていきたいと考えている。

参考文献

- (1) C.G. A.MacRae, et al., "Cycling for children with neuromuscular impairments using electrical stimulation -Development of tricycle-based systems ", *Medical engineering & Physics*, vol. 31, pp.650-659, 2009.
- (2) K.J. Hunt et al., " Comparison stimulation patterns for FES-cycling using measures of oxygen cost and stimulation cost", *Medical engineering & Physics*, vol. 28, pp,710-718, 2006.
- (3) Lasse Ketonen, "FES cycling unit research and design", 秋田高専, 2012