

# 下肢障害者のための次世代移動機器・脚駆動型車椅子の開発

東北大学 大学院情報科学研究科

高橋隆行

## 1 はじめに

身体的弱者や障害者本人が充実した日常生活を送るためには、人の社会活動を支える重要な機能である「移動」能力を、できる限り保存することが重要である。

これまで、脳卒中や脊髄・頸髄損傷により下肢が衰弱あるいは麻痺した人の日常生活における移動手段としては、いわゆる手漕ぎの車椅子がほとんど唯一であった。これは、残存機能である上肢を駆動力発生に用いるものであり、簡便で高信頼ではあるが下肢を全く使用しなくなるという問題点を有する。

脚は第二の心臓と呼ばれるほど体内の循環に対して極めて重要な役割を果たしている。その下肢を全く使わなくなると、廃用症候群の助長など症状をますます悪化させるのが通例である。このことは、特に患者が高齢者の場合には身体機能を加速的に低下させるため、寝たきり等の大きな原因のひとつとなる。すなわち、脚を動かすことは、下肢障害者の健康維持あるいは増進にとって極めて重要であるのみならず、下肢障害者が再び自身の脚で移動する手段を手に入れることで自立性を高め、リハビリ学的、心理学的な効果を含めて、本人および介護者の QOL 向上に大きく貢献する。

現在、筆者らが研究開発を進めている車椅子は、脚により駆動されるものである（図1）。下肢の機能が衰えた人や、不全あるいは完全麻痺の人が自らの脚を再び移動に利用するという、いわば逆転の発想をすることにより上記の問題点を克服し、日常生活の中で便利に使いながら同時にリハビリを行うことで、本人の健康増進や QOL の向上に資することを目指している。

障害のある脚を移動に利用するという考えに基づく移動手段の実現は、これまで世界的にもいくつかの研究グループが発表している。例えば、自転車ベースとしたもの<sup>1)</sup>、リカンベント三輪車ベースとしたもの<sup>3-5)</sup>、4輪車のもの<sup>2)</sup>、そして車椅子型<sup>6)</sup>などがある。特に Stein ら<sup>6)</sup>は、通常の手漕ぎ式の車椅子をベースにして、そのフットレストをスイングペダルに置き換えたものを提案している。これらは基本的に機能的電気刺激（FES：Functional Electrical Stimulation）

を用いたものである。

機能的電気刺激とは、例えば脊髄損傷による完全麻痺であっても、末梢運動ニューロンの興奮性が残存していれば、電気刺激を与えることで活動電位を発生して筋肉を収縮させることができる。このような失われた生体の機能を再建する目的で麻痺した筋肉を支配する末梢神経の運動神経・筋系に与える統御された電気刺激のことを機能的電気刺激とよぶ。

筆者らが開発してしている脚漕ぎ車椅子<sup>7,8)</sup>（以下、サイクリングチェア）は、FES による完全麻痺者への適用のみならず、より広い症例に対応した移動機器を目標として開発している。本稿では、まずサイクリングチェアが想定している対象者やコンセプトの概要について述べるとともに、実現されている機能について概説する。また、脚で駆動することにより、例えば片麻痺患者の麻痺側に明確な筋活動が見られるなどの興味深いデータも得られつつあり、この点についても多少述べる。

なお本研究は、東北大学大学院医学研究科の半田康延教授、関和則助教授らのグループと共同で実施しているものである。

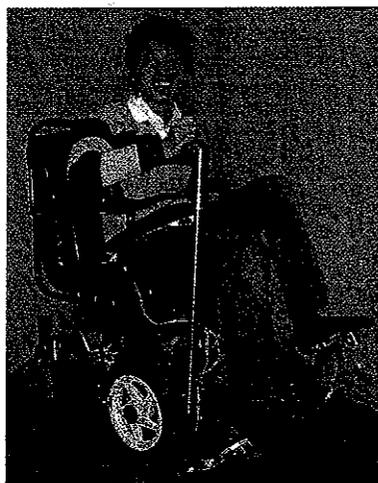


図1 サイクリングチェアの外觀

## 2 想定する対象者

本サイクリングチェアは、脚の症状レベルとして完全麻痺から軽度の衰弱までの広い範囲を想定し、また、片麻痺でも対麻痺でも利用できるものを目指している。

まず対麻痺の場合には、FESを基本とした運動再建を行う。また、不全麻痺で脚に若干の随意性が残存する場合には、脚に発生する微弱な力をセンサにより検出して搭乗者の意志を読みとり、適切なパワーアシストを行うことで駆動を実現する。さらに、脳卒中などによる片麻痺やパーキンソン氏病など比較的下肢機能の残存度が高い場合には、FESもパワーアシストも無しでサイクリング運動が実現できることを既に確認している。

医学的見地からの興味深い結果として、第6節で述べるように、脚漕ぎ運動の際に麻痺側にも筋放電が見られるなど筋活動を惹起している可能性が明らかになりつつある。

結局、本サイクリングチェアは、図2のような様々な利用形態により、広い範囲の症例に対応可能であることがこれまでに確認されている。

## 3 機構の概要と設計コンセプト

開発したサイクリングチェアの構造を図3に示す。全長1200[mm]、全幅550[mm]、全高900[mm]、重量68[kg]であり、前方のペダルを自転車のように脚で漕ぐことで、前側駆動輪に動力が伝達される。ペダル角度や車輪速度などは、センサにより計測されて搭載コンピュータに入力される。コンピュータは、必要な刺激強度と刺激筋、ならびにモータ入力電圧を決定し、それぞれフィードバックする。上述のように、FESやパワーアシストは、脚の症状レベルにより適宜組み合わせで用いる。また進行方向は、操舵桿により後側操舵輪の角度を調節することで行うようになっている。

これまで開発されてきた下肢障害者用の下肢駆動型移動機器は<sup>1-5)</sup>、その多くが屋外でのみ利用可能な大型のものである。しかし、日常生活で便利に利用し

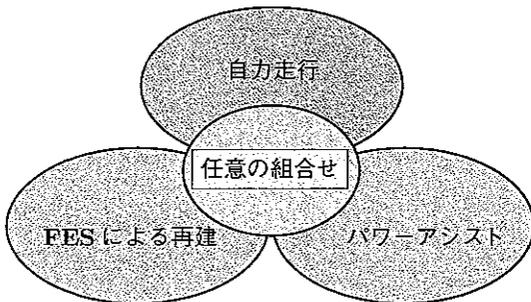


図2 組合せにより広がる利用形態と応用範囲

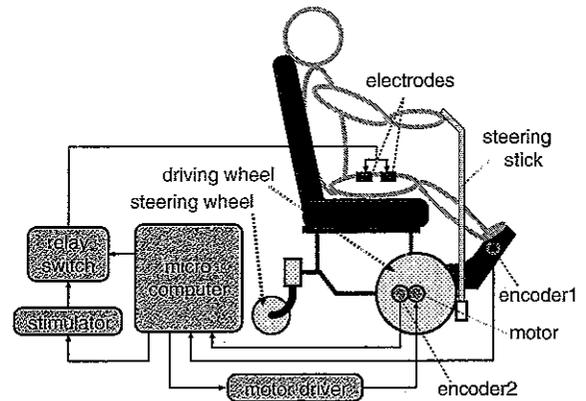


図3 機能ブロック図

ながらリハビリや健康増進に役立つことを意図した場合、屋内を含めた生活のほとんどの場面で利用可能でなければならない。

開発したサイクリングチェアは、通常の手漕ぎ式の車椅子とほぼ同サイズであり、また、手駆動が不要となったことにより、駆動輪を段差移動に強い前側に配置することができるようになった。また操舵式では、一般的に旋回半径が大きくなり、通常の手漕ぎ式で両輪を逆側に回してその場回転するような運動は難しくなるのが普通であるが、本サイクリングチェアは、操舵輪と駆動輪の配置を力学解析に基づいて最適に配置することで、操舵式でありながらその場回転（ただし一方のみ）を実現している。

このように、現行の手漕ぎ式と同程度の大きさと同程度の運動性能を有しつつ、脚漕ぎ式を実現することで、これまでの車椅子の置き換えが可能となる。

## 4 操舵輪の最適配置

### 4.1 操舵輪に必要な摩擦力

本サイクリングチェアは、屋内での利用を考慮し、その場旋回（超信地旋回）が可能など非常に小回り性能が高いという大きな特徴を有している。なおその場旋回運動とは、通常の手漕ぎ式で両輪を同じだけ逆方向に回転させたときと同じ運動のことである。一般に、ステアリング式の移動台車の旋回半径は大きくなりがちであるが、超信地旋回を実現することにより狭い空間での移動性能を飛躍的に高めることに成功した。これは、駆動輪が前方の両輪ではなく右前輪のみであり、操舵輪も右後輪のみであるという特徴的なメカニズムから生じるものである。

本サイクリングチェアの操舵原理を簡単に表すと、図4のようになる。ここでは便宜上、操舵輪を車体の中心軸上に描いてある。車体の旋回中心は、機構学的な拘束により各車輪軸の延長線の交点となる。前輪

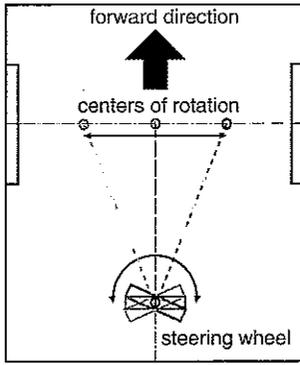


図4 サイクリングチェアの操舵原理

の車軸は固定なので、操舵輪を操作することによって前輪車軸上のどこかに旋回中心を設定することができる。旋回中心の位置が決まると、それに応じて必要な左右駆動車輪の回転速度が決まるので、その速度で駆動車輪を動かすことで、滑りを生ずることなく希望する旋回中心回りに旋回することになる。本サイクリングチェアの場合、駆動輪は片側だけであるので、結局、旋回中心を車体の中央部におくだけで、差動歯車等を用いずに超信地旋回が可能となる。

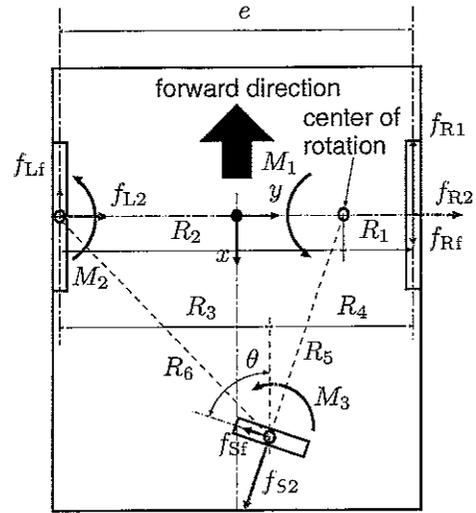
しかし一方、状況によっては操舵輪が横滑りして操舵できない場合が生じることがあった。ここでは、このような問題が生じる原因を力学的な解析をふまえて考察し、適切な操舵輪の位置や横滑りが生じる状況について考える。

図5は各接地点に働く力とモーメントの関係を示している。ここでは、最適な操舵輪の位置を考察するために、車体中心線からずれた位置に操舵輪を配置している。

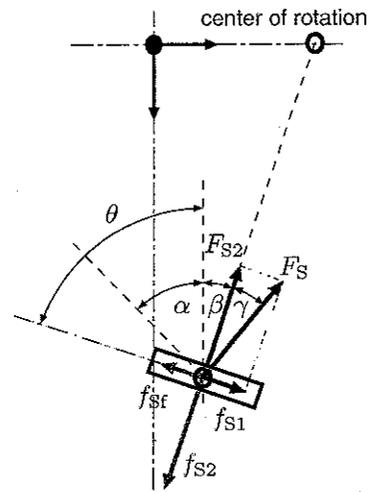
まず右車輪には、脚でペダルを漕いだ結果としての  $f_{R1}$  なる駆動力がかかっている。また、各車輪には抗力  $f_{Rf}$ ,  $f_{Lf}$ ,  $f_{Sf}$  が働いており、また、これと垂直な方向に摩擦力  $f_{R2}$ ,  $f_{L2}$ ,  $f_{S2}$  が生じている。ここでいう抗力とは、転がり方向の摩擦力と、路面にあるコードなどの障害物による外力の和である。

ところで左車輪は駆動輪ではないため、特別な外力がかからない限り、摩擦などにより停止状態に移しようとする。そこでまず、左車輪が停止している状態を考えよう。このとき駆動力  $f_{R1} - f_{Rf}$  によってモーメント  $M_2$  が発生する。操舵輪の横滑りが生じるか否かは、操舵輪の横滑りに対する摩擦力とモーメント  $M_2$  による横滑り方向に生じる力の関係で決まる。すなわち、横滑りしない条件は

$$\mu_s N_s > |f_{S2}| = \left| \frac{e(f_{R1} - f_{Rf}) \cos \gamma}{R_6} \right| \quad (1)$$



(a) サイクリングチェアの力学モデル



(b) 操舵車輪部拡大図

図5 各接地点に働く力とモーメント

で与えられる。ここで  $e$  は駆動輪のトレッド、 $\mu_s$  は操舵輪接地点の摩擦係数、 $N_s$  は操舵輪の鉛直荷重である。

図6は、操舵輪が横滑りしないために必要な最小の摩擦力について、操舵輪を中央・右・左に配置し、旋回中心を変化させたそれぞれの場合で式(1)を用いて求めたものである。横軸が車体左右方向の旋回中心の位置を表し、縦軸が必要最小摩擦力である。グラフ中央付近にある帯領域は車体幅を表している。この結果より、操舵輪は右側(駆動輪と同じ側)に取りつけた方が少ない摩擦力で済むことがわかる。

#### 4.2 車体を旋回させる駆動力の大きさ

車体の旋回は旋回中心まわりのモーメントによって生じるため、旋回中心の位置や各車輪に生じる抗力、駆動輪での駆動力の大小関係によっては旋回できない場

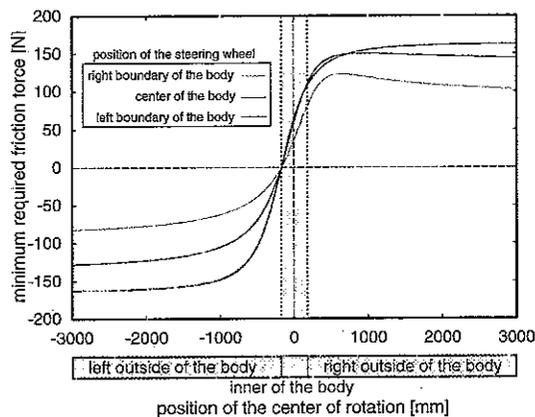


図 6 旋回中心の位置と摩擦力

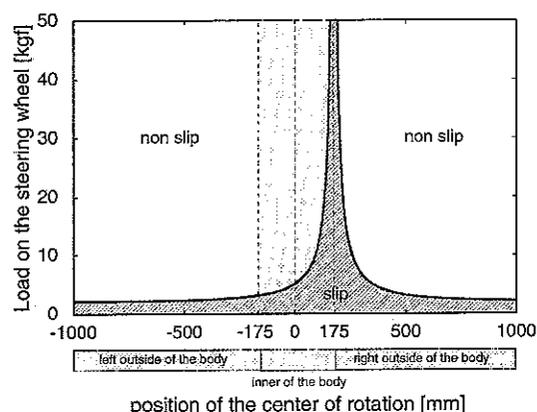


図 7 操舵輪が横滑りしないために必要な操舵輪への荷重

合も存在する。図 5 より、力およびモーメントの釣り合いを考慮して旋回できる条件を求めると、

$$R_1 f_{R1} > R_1 f_{Rf} + R_2 f_{Lf} + R_5 f_{St} \quad (2)$$

と得られる。

#### 4.3 操舵輪が横滑りしない条件

以上の解析より、操舵輪が横滑りしないような旋回中心の位置を、式 (2) および式 (1) から求めることができる。まず、旋回するために必要な最小の駆動力を式 (2) から求め、この駆動力を与えた時に操舵輪が横滑りするか否かを式 (1) から計算する。結果を図 7 に示す。計算には表 1 に示した実験機の物理パラメータを用いた。横軸が車体左右方向に沿った旋回中心の位置、縦軸が操舵輪にかかる荷重である。操舵輪にかかる荷重に応じて、滑る領域が変化していることがわかる。また、旋回中心が車体の右端付近にあるときには、大きな荷重を操舵輪にかけても滑る（すなわち旋回できない）こともわかる。

表 1 操舵輪の横滑りシミュレーションに用いた物理パラメータ

駆動輪のトレッド	操舵輪の位置
$e = 350$ [mm]	$x = 400$ [mm] $y = 175$ [mm]
静止摩擦係数	各車輪に働く抗力
$\mu = 0.5$	$f_{Rf} = 0$ [N] $f_{Lf} = 0$ [N] $f_{St} = 10$ [N]

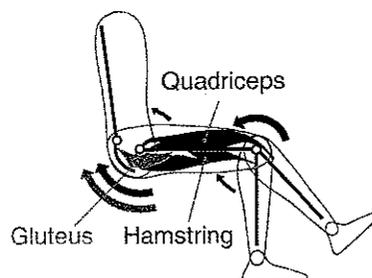


図 8 サイクリング運動の再建に利用する筋群

## 5 サイクリングチェアの駆動法

### 5.1 FES による駆動と対麻痺者への適用

これまでの FES によるサイクリング運動の再建<sup>1-4)</sup>は、自転車での立位やリカンベント三輪車を用いた仰臥位によるものであり、本研究のように座位での再建は実現されていなかった。

筆者らは、図 8 のように、大体四頭筋、ハムストリング、大殿筋の 3 筋を用いて座位でのサイクリング運動の再建に成功した。電気刺激を加える筋は、図 9 のように、クランク角度に応じて順次切り替えるとともに、筋肉の反応遅れ（電気刺激が加えられてから実際に力を発生するまでの遅れ）を補償するために、本体の移動速度に比例する形で切り替え角度を早める制御を行っている。

図 10 に、実際に頸髄損傷による四肢不全麻痺者（C4 レベル）に対して、FES による走行試験を行った結果を示す。図はクランク角度の時間推移であり、滑らかな運動が再建できていることがわかる。

さて、ここで問題となるのは、搭乗者の筋肉の特性や身体的特徴などにより、この刺激切り替えパターンを個人毎に調整しなければならないことである。この調節を試行錯誤的に実施したのでは、搭乗者に大きな負担をかけてしまう。そこで、以下に述べるような方法を開発した。

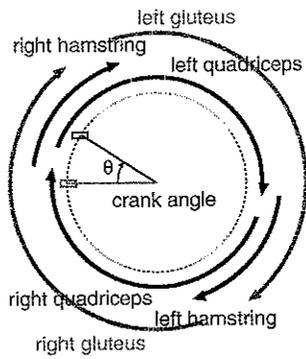


図9 クランク角度に応じて刺激筋を切り替える

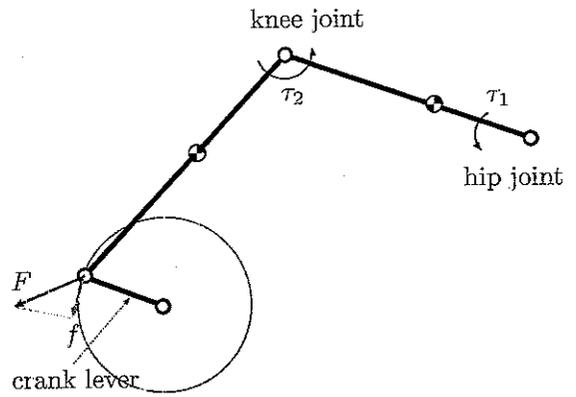


図11 サイクリング運動の力学モデル

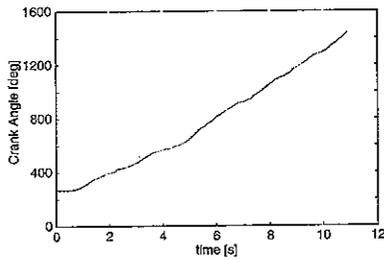


図10 FESによる走行試験の結果：C4四肢不全麻痺者、クランク角度の時間推移

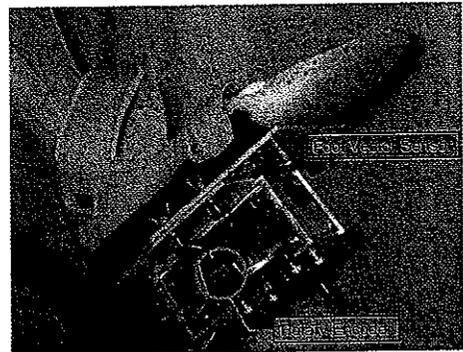


図12 足底ベクトル力センサ

図11は、漕ぐときの脚とペダルの間の力学関係モデルである。股関節、膝関節ではそれぞれ $\tau_1$ 、 $\tau_2$ なるトルクが発生し、その結果脚先には $F$ なる力が発生する。そして $F$ のクランク円接線方向分力 $f$ が、有効なクランクトルクとして作用することを表している。

ここでポイントとなるのは、 $\tau_1$ 、 $\tau_2$ と $F$ の関係が、クランク角度や各関節角度を用いて関数として記述できることである。つまり、逆に $F$ の大きさや方向が計測できれば、各関節で発生しているトルクが推定できることになる。そこで各筋を単独で刺激して、そのときの発生力 $F$ の大きさや方向をクランク全周にわたって計測し、各点ごとに $\tau_1$ 、 $\tau_2$ を求めておけば、後はどのようなタイミングで筋を刺激すると最も大きな $f$ が得られるかは、コンピュータシミュレーションにより比較的簡単に求めることができる。

この $F$ の計測を目的として開発したのが、図12に示すペダル取り付け型のベクトル力センサである。これを用いて計測したサイクリング運動時の脚先力 $F$ の例を図13に示す。これは片側の脚の分であり、これと同様の計測結果が、反対側の脚についても得られる。

この方法を用いることで、搭乗者の筋を刺激しながらの試行錯誤を避けることができ、比較的短時間に最適な刺激パターンを得ることができる。

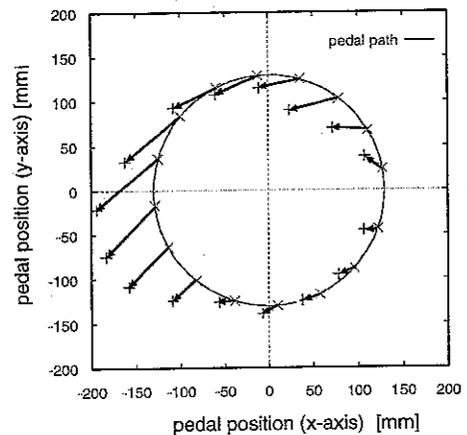


図13 サイクリング運動時の脚先力の変化

## 5.2 パワーアシストと不全麻痺者への適用

対麻痺の場合には、FESを用いることでサイクリング運動の再建ができることは前述の通りである。仮に発生力が不足した場合には、さらに電気モータによる適切量のパワーアシストを行うことで、脚に意図した負荷をかけつつ実用移動を実現できる。ここでは紙面の関係で詳細は省略するが、移動速度の目標値と現在値を比較して、一定時間後に目標速度を得るために必要な機械的仕事量を計算により求め、仮にFESによる予想仕事量だけでは不足する場合には、その差に応じて電気モータを適切に駆動する。この方式は、必要

な仕事量を実時間で推定しつつパワーアシストを行うものであり、筋疲労やリハ効果による筋力変動に対して自動的に適応できる利点を有している。

ところで不全麻痺者の場合には、程度の差こそあれ脚に随意的な力が発生する。この力を検出して電気モータによりパワー増幅すれば、FESを用いずとも移動を実現できる。これは、FESのための電極装着を不要とし、より搭乗者に負担をかけない手法となり得る。基本的考え方は市販されているパワーアシスト自転車などと同様であるが、健常者よりもはるかに小さな発生力を確実に検出し、高い信頼性・安全性でパワー増幅しなければならないという点で技術的には大きな違いがある。

パワーアシスト自転車の場合には、一般にクランクに発生するトルクを検出してアシストを行う。しかし、下肢障害者の場合にはこの方法は必ずしも有効ではない。図13からも明らかのように、サイクリング運動時の脚先発生力は、トルクとして有効に作用しない成分（クランク円半径方向）もかなり大きい。つまり、クランクトルクのみを検出する方法では、発生力の小さな下肢障害者では信号レベルが小さくなり、信頼度の高い検出ができないのである。この問題は、先に図12に示したセンサを用いて全脚先力を計測し、それに基づいてアシスト量を計算する方式とすることで解決できることを確認している。

### 5.3 ハンズフリー操作

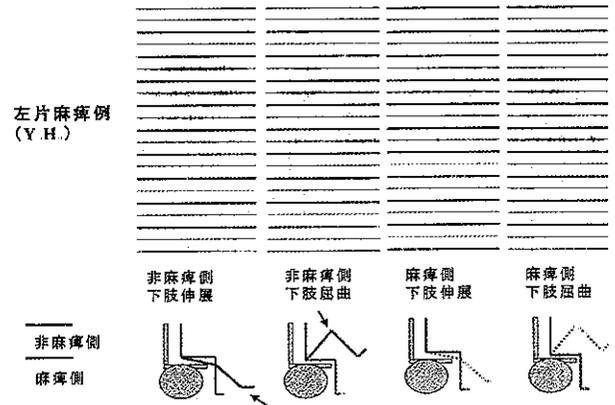
ところで、筆者も実体験として数年前にスポーツをしていて事故に遭い、約2ヶ月の寝たきり生活の後に車椅子を数ヶ月にわたり使用したことがあるが、その際に痛切に感じたのが、両手が駆動に使われてしまい、例えばコーヒーを片手に移動するなどの動作が極めてやりにくいことである。

本稿で述べているサイクリングチェアは、駆動に脚を使うことでこれまで塞がれていた手を開放できるという点でも、日常生活における有効な移動手段としての可能性がある。実際、上述の随意運動を検出してパワーアシストする方式の場合には少なくとも片手が開放される。残念ながら完全ハンズフリー化はまだ先の話であるが、FES利用時も含めて実現したいと考えている機能である。

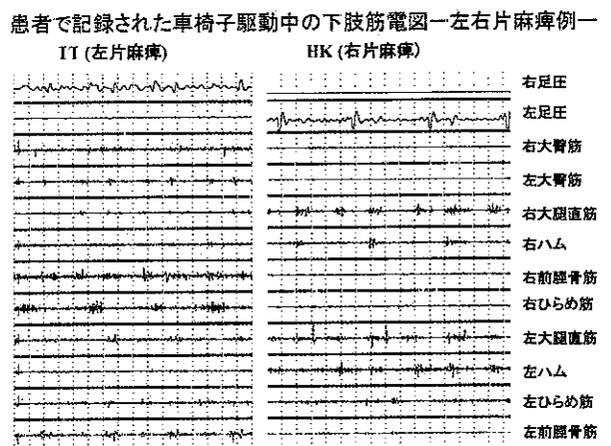
## 6 麻痺側の筋活動

さて、脚のサイクリング運動は、リハ医学的にも興味深い結果を与えてる。

図14(a)は、Brunnstrom Stage IIの片麻痺患者において、車椅子座位での下肢伸展・屈曲運動を行った



(a) 車椅子座位で一側下肢を伸展・屈曲させた際の筋電図記録（左片麻痺患者）



(b) 脚漕ぎ車椅子駆動時の下肢筋電図

図14 片麻痺者の下肢運動時の筋電図の変化

場合の筋電図記録である。非麻痺側下肢は伸展・屈曲が可能で、それぞれ臀部、大腿、下腿の筋より屈伸運動時に一致した筋放電が認められた。しかし、麻痺側下肢は、患者が下肢の伸展・屈曲に相当の努力を払ったにも関わらず、随意的な運動は生じず、また下肢の筋放電も認められなかった。

一方、図14(b)はサイクリングチェア駆動中の筋電図記録である。右片麻痺、左片麻痺のいずれにおいても、非麻痺側下肢からペダルの回転に同期した周期的な筋電図が記録されたのに加えて、麻痺側下肢の全ての記録筋において、振幅は小さいながらも非麻痺側と同様の周期的な筋電図が明瞭に記録された。関連する他の計測例も合わせると、麻痺側もペダルの回転に寄与していることが強く示唆された。

## 7 おわりに

本稿では、筆者らが研究開発中の、脚漕ぎ方式の車椅子の概要について述べた。下肢障害者が障害のある下肢で駆動するという、いわば逆転の発想に基づく本

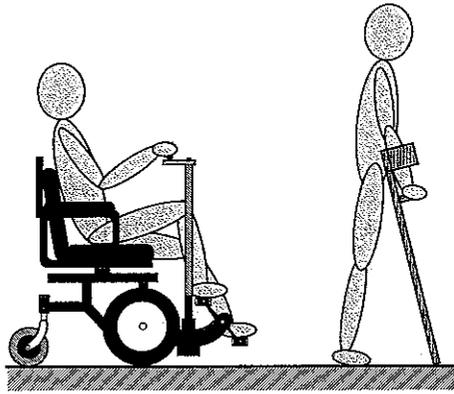


図 15 下肢障害者のための次世代移動方式の提案

移動機器は、軽度から重度までの広い範囲にわたる下肢障害に対する適応性を有するとともに、工学的にも医学的にも有用性が高いものと考えている。

また筆者らは、対麻痺者を含む下肢障害者のための次世代移動方式として、最終的に図 15 のような方式を実現したいと考えている。本サイクリングチェアを用いて長距離を安定高速に移動し、目的地で起立し数歩の歩行を行う。厚生労働省の平成 13 年度調査によれば、全国の 18 歳以上の身体障害者 324 万 5 千人のうち約半数が肢体不自由者であり、さらにその約 6 割（約 97 万人）が本サイクリングチェアにより QOL の向上が期待できるのである。

工学者の視点からみると、動物の筋肉は極めて高効率なアクチュエータとして捉えることができる。これは、福祉機器の中でも特に動力を要するもの（移動、立ち上がり、持ち上げ等）に人（被介護者）の筋力を直接使うことで、機器の小型化の実現や、小さなエネルギー源を用意するだけで長時間の連続運転を可能にするなどの可能性があることを示している。

今後、本サイクリングチェアのさらなる小型・軽量化を実現する新しい脚漕ぎ方式の開発や、リハメニューとの整合性の確立などを通して、実用的な移動機器としての完成と普及を図るとともに、人の日常生活を支援する機器の開発を進めたいと考えている。

## 参考文献

- [1] J.S.Petrofsky, H Heaton III, and C.A Phillips, Outdoor Bicycle for Exercise in Paraplegics and Quadriplegics, J. Biomed. Eng, vol 5, 292-296, 1983.
- [2] D.J.Pons, C.L.Vaughan,, and G.G Jarosm, Cycling device powered by the electrically stimulated muscles of paraplegics, Med. and Biol. Eng. and Comput, vol 27, 1-7, 1989

- [3] J.S Petrofsky, and J Smith, Three-wheel cycle ergometer for use by men and women with paralysis, Med. and Biol. Eng. and Comput. , vol 30, 364-369, 1992.
- [4] T.Perkins, N Donaldson, R Fitzwater, G.Phillips, and D.E.Wood, Leg powered paraplegic cycling system using surface functional electrical stimulation, Proc. 7th Int Workshop on FES, 36-39, 2001.
- [5] K.J.Hunt, T.Schauer, N.-O.Negard, W Stewart, and M.H.Fraser, A pilot study of lower-limb FES cycling in paraplegia, Proc. 7th Ann. Conf. Int. Functional Electrical Stimulation Society, 2002.
- [6] R.B.Stein, S.L.Chong, K.B.James, G.J.Bell, Leg Propelled Wheelchair using FES, Proc. 7th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation, 44-47, 2002.
- [7] 河田学, 高橋隆行ほか, インテリジェント FES を利用した下肢麻痺者のための自転車の開発, 計測自動制御学会東北支部第 192 回研究集会資料, no 192-16, pp 1-10, 2000.
- [8] T.Takahashi, et. al., FES Cycling Chair for the Lower Limbs Disabled People with Electric Motor Power Assist, 9th Ann. Conf. of Int. FES Soc., 2004.