

サイクリングチェアを用いた 下肢麻痺患者用VRリハビリシステムの開発

Development of VR-Based Rehabilitation System
for Patients with Leg Paralysis Using the Cycling Chair

鈴木聡子¹⁾, 田中明¹⁾, 高橋隆行²⁾, 関和則³⁾, 半田康延³⁾, 吉澤誠⁴⁾
Satoko SUZUKI and Akira TANAKA and Takayuki TAKAHASHI and Kazunori SEKI
and Yasunobu HANDA and Makoto YOSHIZAWA

- 1) 東北大学大学院工学研究科
(〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05, suzuki@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp, a-tanaka@ieee.org)
- 2) 東北大学大学院情報科学研究科
(〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉09, taka@robotics.is.tohoku.ac.jp)
- 3) 東北大学大学院医学系研究科
(〒980-8575 仙台市青葉区星陵町2-1, k-seki@gonryo.med.tohoku.ac.jp, feshanda@nifty.com)
- 4) 東北大学情報シナジーセンター
(〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05, yoshizawa@ieee.org)

Abstract : Authors have developed the rehabilitation system that the patients with difficulty in walking caused by hemiplegia etc. train in the virtual environment for riding on a cycling-chair and obtain self-mobility. In this research, improvement of hardware and enhancement of kinematic analysis function were performed aiming at practical application of this system. That is, in this system, the load which reflected the road surface condition (an uphill and downhill) in virtual space is given to a pedal axis, or the assistant function to compensate torque for a patient with weak muscular power is added. By analyzing the number of rotations of the pedal and the torque, the running route, etc. when giving the task about some run patterns, operation skill, a leg motor function, and a higher brain function disorder (hemispatial neglect and topographical disorientation) are evaluated. Experiment with the healthy person and the patient was conducted to evaluate the validity of this system.

Key Words: *Cycling-Chair, Rehabilitation, Higher-Brain-Function-Disorder*

1. はじめに

著者らはこれまで、脳卒中・脳外傷・脊髄損傷などによる下肢麻痺患者用に開発された足漕ぎ式の車椅子(サイクリングチェア)の利点と可能性[1][2][3]に着目し、麻痺患者が、サイクリングチェアに乗り自立移動が可能となることを目標とした仮想環境におけるリハビリテーションシステム(以下VRリハビリシステム)の開発、健常者・患者での実験によるシステムの有効性の検討を行ってきた。

本研究では、システムの実用化にむけて主にハードウェアの改良を行なった。加えて、本システムが高次脳機能障害(半側空間無視・地誌的障害)の検査・リハビリにも使用できる可能性を検証するため、新たなソフトウェアを作成し、健常者による実験を行なった。

2. VRリハビリシステム

著者らがこれまで開発してきたシステムは図1に示すようなものであり、提示する映像(シナリオ)として、自由に走行を行なうレース・ウォークスルーシナリオや下肢の運動機能を評価するために走行にタスクを与えた速度保持(一定速度でサイクリングチェアを漕ぐ)シナリオなどを作成してきた。

2.1 ハードウェアの改良

本システムを用いた過去の実験から、ペダル位置の問題や下肢筋力の低下によってペダルをスムーズに漕ぐことができない場合があることが分かった。この問題点を解決するために、ペダル位置の変更が可能なサイクリングチェア2号機(図2)の開発を行なった。また、負荷制御機構を

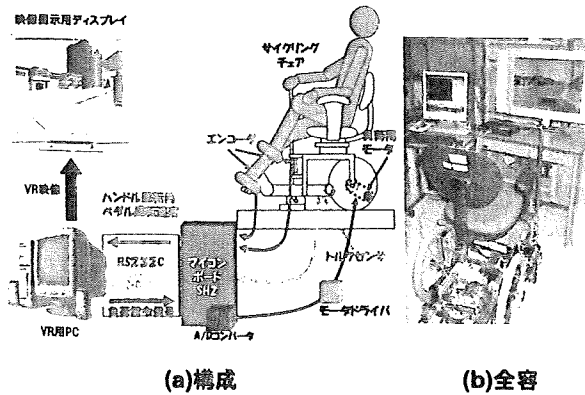


図 1: VR リハビリシステム

改良し、ペダルの回転角度情報をもとに麻痺側のフェースで走行のアシストを行なう機能・サイクリングチェア本来の漕ぎやすさが再現されるように運動方程式に基づいてより現実に近い負荷制御を行う（慣性を再現・路面状況を反映する）機能をそれぞれ追加した。

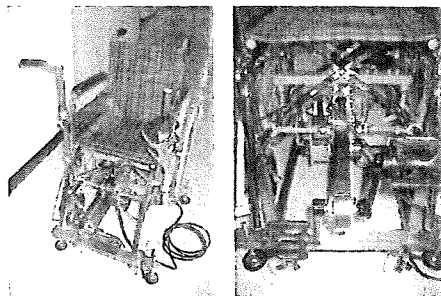


図 2: サイクリングチェア 2号機

2.2 シナリオの改良

従来の下肢機能の訓練・評価に重点をおいたシナリオを拡張し、ハンドル操作も含めた運転技能の訓練・評価が行なえるような教習所シナリオを作成した。また、本システムを用いて移動能力が向上することによって表面化すると考えられる半側空間無視や地誌的障害といった高次脳機能障害の評価・リハビリを行なうためのシナリオを作成した。

2.2.1 教習所シナリオ

内容：さまざまな条件の道路を指定されたとおりに走行する（表 1, 図 3）。

直線時では主に漕ぎ動作の訓練が可能で、特に下肢の運動制御能力が必要とされる。前車に追従する課題では目で見えた情報をもとに下肢のフィードバック運動制御を行なう能力が必要とされる。S字・クランクではハンドル操作訓練が主であり、サイクリングチェアが自動走行する場合は、目で見えて手のフィードバック運動制御を行う能力が、足漕ぎ走行時には目で見えて手足の協調動作・フィードバック運動制御を行う能力がそれぞれ必要となる。路面状況の異なる道での前車追従や障害物回避はより高度な漕ぎ動作・ハンドル操作の訓練といえる。表 1 に示すような評価パラメータを用いて、運転技能を評価する。これまで、電動車椅子を用いた VR 運転技能評価システムは開発されており [4], 重度

の神経学的疾患患者を除き、運転技能の向上が確認されている。本システムのように足漕ぎという動作が加わった複雑なタスクにおいても患者の運転技能の向上がどの程度の神経学的疾患患者でみこめるのかといった検証も行なっていく予定である。

表 1: 教習所シナリオの内容

内容		評価パラメータ
直線	前車なし 前車追従	トルク・速度の変化
S字 クランク	自動走行 足漕ぎ走行	道路の滞との接触回数 かかった時間 総移動距離 トルクの変化
坂道 でこぼこ道 滑りやすい道	前車追従 障害物あり	トルク・速度の変化 障害物との接触回数 かかった時間

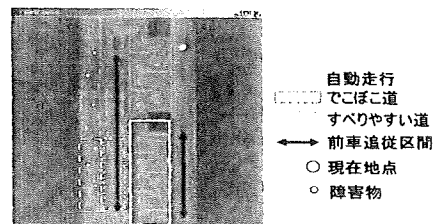


図 3: コース図

2.2.2 半側空間無視用シナリオ

内容：被験者は道を進み、交差点にさしかかった時に道路の左側に矢印があれば左側に、右側にあれば右側に曲がる、矢印がなければそのまま真っすぐ進む。10個の交差点を通過し、正しい方向に曲がれた回数を記録する。

図 4 は提示映像である。半側空間無視は視野のある特定の領域のうち、右側または左側の部分が継続的に知覚されない現象である。特に右脳損傷の場合に多く、従って左片麻痺を伴う人に多く見られる。また、患者が自分ではその症状に気付かないことがほとんどとも言われており、本システムを用いることによる移動機能の向上に際して、片側へと偏った走行やまわりの情報の見落としといった形でその症状が表面化すると考えられる。

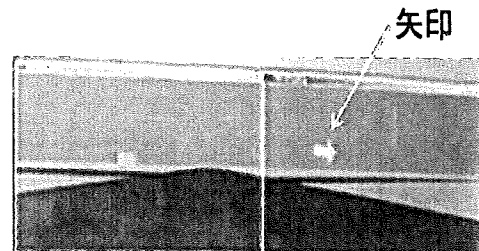


図 4: 半側空間無視用シナリオの表示画面

2.2.3 地誌的障害用シナリオ

内容：(1) Topographical memory

被験者に仮想世界の地図と現在地点・目的地・経路を提示。経路を記憶し、その道をたどってもら

う。(経路は消した状態で、地図を見ながら)

(2) Spatial Recognition

地図が提示されない状態で視点がスタート地点から自動的に動く。被験者はそれを見たあとで視点がどの地点に移動したのかを地図を見て答える。

(ターン数が2回・4回のものの2パターン)

(3) Orientation skill

被験者に地図と目的地のみを提示。できるだけ早く目的地に到達してもらう。目的地は3ヶ所で1つずつ順に出現する。

図5は提示映像である。地誌的障害とは地理や場所に関する障害のことで、熟知している場所で道に迷ったり、自宅の見取図や近所の地図が書けないといった症状を指す。この地誌的障害も、本システムを用いることによる移動能力の向上に伴い表面化すると考えられる高次脳機能障害の一つである。両側側頭葉から後頭葉の障害によって起きることが多く、特に右側頭葉から後頭葉にかけて病変がある場合に多い。また、地誌的障害は

地誌的失認：なじみのある環境・建物などを認知する能力が失われている

地誌的健忘：環境・建物の認知は可能だが位置関係を把握できていない

の2つに分けられるということが言われており [5][6][7] 本研究において作成した(1),(2)のシナリオは環境・建物の位置関係を認識するのに重要な論理的な経路把握能力・空間認知能力を評価するためのシナリオとして作成した。また、(3)は被験者が地図をみながら自分で目的地に到達する訓練を行う、地誌的障害のリハビリという位置づけで作成を行なった。

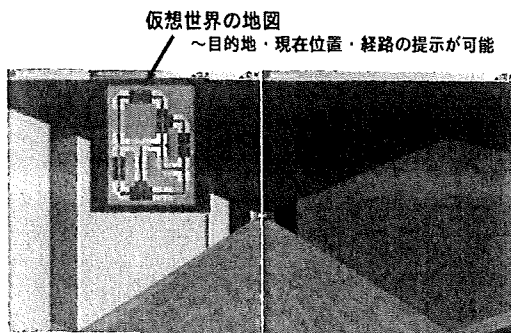


図5: 地誌的障害用シナリオの表示画面

3. 実験

3.1 実験方法

作成したシステムを用いて、健常者10名(男性8名女性2名, 21~25歳)に対し半側空間無視用・地誌的障害用シナリオを実施した。なお本実験においては、視野角の拡大・没入感の向上を目指し従来の液晶ディスプレイではなく図6に示すようなリアスクリーンを用いた映像提示を行った。また、実験終了時にはシステムの使い心地や不快感の有無・シナリオの難易度などに関するアンケートを行なった。

全体の所要時間は休憩なども含めて15分程度である。

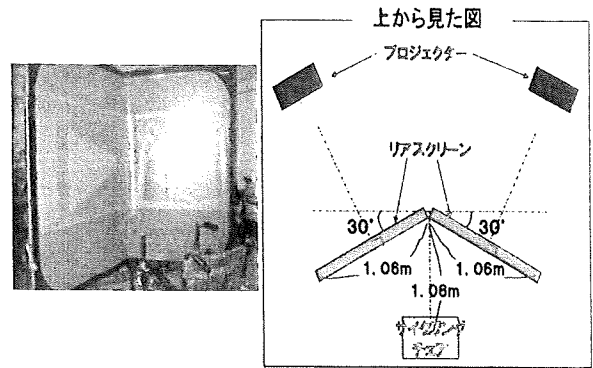


図6: 実験装置

3.2 結果

表2はそれぞれのシナリオで目標を到達することができた人の数できなかった人の数を示したものである。つまり、半側空間無視シナリオでは10個の交差点ですべて誤りなく進路変更できた人を成功者とした。地誌的障害用シナリオ(1)では正しい経路をたどれた人を、(2)では現在地点を当てることができた人を、(3)においては目的地に最短経路を通して到達することができた人をそれぞれ成功者とした。また、図7はOrientation skillでの目的地までの走行ブロック数と人数を示したものである。すべての目的地への最短経路は4 blockであった。また、特徴的なアンケート結果として

1. 多くの被験者がハンドル操作に難しさを感じた
2. 実験中に不快感(VR酔いなど)を訴える被験者はいなかった
3. 被験者が最も難しいと感じたシナリオはSpatial Recognitionであった
4. 映像提示方法の改良によって没入感が増したという被験者が若干名いた

ことなどがあげられる。特にハンドル操作の問題に関しては道幅が狭かったことが大きな要因であった。この操作の難しさによって今回のタスクの実行にかかった時間は評価の対象にならないといえる。

表2: 実験結果

シナリオ	成功者数	失敗者数
1. 半側空間無視用	10	0
2. 地誌的障害用		
(1)Topographical Memory	10	0
(2)Spatial Recognition		
ターン数2回	10	0
ターン数4回	8	2
(3)Orientation Skill		
目的地1	10	0
目的地2	5	5
目的地3	8	2

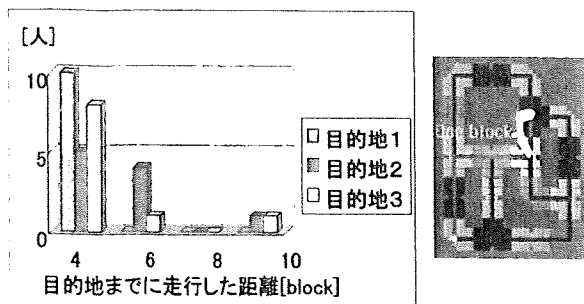


図7: (3) Orientation skillの結果

3.3 考察

結果から、まず半側空間無用のシナリオ・地誌的障害用シナリオ(1)において健常者が誤りなく走行を行なえることが確認できた。

一方で、Spatial Recognitionにおいては見ている経路が長い時に(ターン数4回)、健常者でも自分の位置が分からなくなってしまうことがあることがわかった。通常道を覚える場合には論理的な思考によって覚える(ex、「一つ目の角を左に、そこから三つ目の角を右に…」)場合と頭の中に空間の認知地図を作りあげてしまう場合とがあると考えられる。このためとくに論理的思考によって道を覚える場合には記憶力も重要になってくる。このようなことから健常者においても長い経路の場合に自分の位置が分からなくなるといった現象が起こってしまったと考えられる。患者による実験を行なう際には短い経路を用いるべきであろう。

また、Operation skillにおいては健常者でも最短経路をたどることができないものがいた、原因として最短経路がUターンを必要とする場合にハンドル操作の難しさからUターンを避けて最短経路を探そうとした被験者が多かったことなどがあげられる。また今回の実験では行なわなかった、地誌的失認の評価を行なえるようなシナリオの作成も必要であろう。

4. おわりに

本研究ではVRリハビリシステムの実用化に向けたハードウェアと従来のシナリオの改良を行なった。また高次脳機能障害(半側空間無視・地誌的障害)のリハビリ・検査へのシステムの拡張を念頭にシナリオの開発・健常者での実験を行なった。実験からさまざまな問題点もあきらかとなった。今後はこれらをもとにシナリオを改良、多数の患者でのデータ取得を行なっていく予定である。

参考文献

- [1] 関和則, 佐藤元彦, 市江雅芳, 半田康延, 藤居徹: 「脳卒中片麻痺患者による足こぎ車椅子運動と麻痺側下肢の筋電図変化」第40回リハビリテーション医学会学術集会
- [2] 高沢稔, 高橋隆行, 中野栄二, 半田康延: 「FESを用いた下肢障害者のためのパワーアシスト足漕ぎ車椅子」第2回福祉工学シンポジウム講演論文集, no.02-34, pp.209-212, 2002
- [3] 高橋隆行, 高沢稔, 西山裕己, 半田康延, 中野栄二: 「FESサイクリングチェア的设计と不全麻痺患者による実験」第10回日本FES学術講演会
- [4] A.HARISON G.DERWENT A.ENTICKNAP etc 「The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users」DISABILITY AND REHABILITATION 2002 vol.24 599-606
- [5] L Bertella, S Marchi, and G Riva 「Applications of virtual reality for the assessment and treatment of topographical disorientation :a project」
- [6] Paterson A., Zangwill O.L. 「A case of topographical disorientation associated with unilateral cerebral lesion.」Brain 1945 68:118-211
- [7] De Renzi E. 「Disorders of Space Expolaration and Cognition」New York:John Willy and Sons.

下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器

高橋 隆行*・関 和 則**

* 福島大学 共生システム理工学類 福島県福島市金谷川1番地
 ** 東北大学 大学院医学系研究科 宮城県仙台市青葉区星陵町1-1
 * Faculty of Symbiotic Systems Science, Fukushima University, Kanayagawa 1, Fukushima, Japan
 ** Graduate School of Medicine, Seiryō-cho 1-1, Aoba-ku, Sendai, Japan
 * E-mail: taka@sss.fukushima-u.ac.jp

キーワード：脚駆動車椅子 (leg-driven wheelchair)、下肢障害者 (lower limbs disabled)、FES、パワーアシスト (power assist)、リハビリテーション (rehabilitation).
 JIL 0005/006/4505-0440 © 2006 SICE

1. はじめに

下肢に障害を負っている人の数は、全国で約56万人に上る。その要因としては、脊髄損傷、脊髄性小児麻痺、進行性筋萎縮疾患、脳卒中などの脳血管障害、脳性麻痺、パーキンソン病などの脳神経疾患、各種関節疾患などがあり、交通事故や先天的な病気、高齢者に起こりやすい病気など要因は幅広い。特に、脳卒中などの脳血管障害者や比較的高齢者に多い関節疾患の割合が多い。また脊髄損傷は、毎年新たに約5千人以上もの受傷者が発生しており、現在10万人以上の患者が存在する。原因は、交通事故やスポーツ事故によるものが多く、このような原因から若者層に多い。

現在、下肢障害者が日常生活を送るうえで、手漕ぎ式車椅子、電動車椅子およびシニアカーは移動手段として広く使用されており、必要不可欠なものとなっている。しかし、これらの移動機器は、下肢を放置してしまうことから、以下のような問題が生じる。第1に、障害を負った部位を放置しておくことと筋肉の衰弱や骨強度の低下が生じる。第2に、動かさなくなった関節は固くなり骨化してしまう。関節が固くなると車椅子への移乗などの日常生活における行動に支障が生じる。第3に、下肢は第二の心臓とも呼ばれ、下肢の血行のみならず全身血行や体調に影響を及ぼす。

このため下肢障害者に対しては、その症状が進行しないように、別途リハビリが行われる場合があるが、肉体的にも精神的にも辛いものである。家族や施設の介助者の手を煩わせてしまうことへの負担感もその理由に含まれる。したがって、リハビリが長続きせずに症状がますます悪化してしまうことが多い。つまり、歩行が困難となり車いすに頼らざるをえなくなった人でも、別途のリハビリを不要とするような移動機器が求められている。

この問題に対して筆者らは、自らの脚を駆動源とする下肢駆動型の移動機器(サイクリングチェア)を提案している(図1)^{2),3)}。脚を駆動源とすることで、移動機能はもとより、リハビリも同時に行うことが可能になる。また移動に必要なエネルギーの一部が筋から供給されることから、機器に搭載するエネルギー源を小型化できるなどの利点も生じる。

本稿では、このサイクリングチェアの概要と応用、ならびにリハビリ現場での適用例について述べたい。

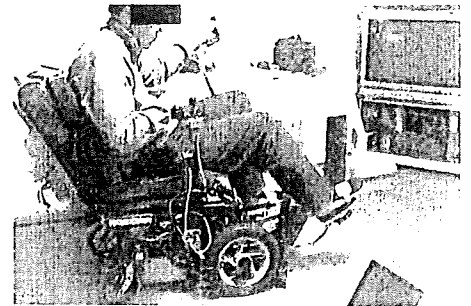


図1 開発した脚駆動式車椅子による走行試験の様子

2. 適用範囲

筆者らは、対象となる障害を、障害レベルの低いものから順に「筋力低下」、「不全麻痺」そして「完全麻痺」の3段階に分けて考えている。

障害レベルの最も低い「筋力低下」は、主に比較的健康な高齢者を想定している。脳卒中による片麻痺や関節疾患の多くもここに属する。このレベルであれば、自転車のような感覚の車椅子として自力による走行が可能である。また、リハ医学的にもいくつかの興味深い結果が最近の研究で得られている。本稿では、この部分については後半にて詳しく述べる(第5,6章)。

対象とする中程度の障害レベルが「不全麻痺」である。脊髄損傷、脳卒中、脳性麻痺等による下肢不全麻痺で、随意性が著しく低下している人を想定している。この障害レベルになると自力のみによる走行は不可能であるため、電気モータによるアシストを行う。リハビリ効果ならびに搭載エネルギー源の小型化のためには、脚には適度な負荷を与えつつ、脚発生力を有効利用するようなアシストが必要である。このため、脚の駆動力を極力無駄にしない動力伝達機構と、搭乗者が発生するわずかな随意性を検出し適切なアシストを行う制御系の構築を行った。

さらに、障害レベルが最も高いものが「完全麻痺」である。脊髄損傷による対麻痺で、筋組織および末梢神経の興奮性が残存している人を想定している。この障害レベルでは随意性は残存しておらず、随意性の検知に基づくパワーアシストも使用できない。そこで、このような患者にはFES

(機能的電気刺激)を使用して、残存する筋組織や末梢神経を直接刺激することにより下肢駆動力を得る。

3. サイクリングチェアの概要

図1からわかるように、サイクリングチェアは前部に自転車のようなペダルを有し、搭乗者は自分の脚で漕ぐ。機械的な構造を模式的に表わすと図2のようになる。ペダルと駆動輪、操作桿と操舵輪はそれぞれ機械チェーンで連結されている。本メカニズムで特徴的なのは、片輪駆動、片輪操舵であることである。これにより、駆動輪と操舵輪が自動車のように別であるにもかかわらず、一方向のみではあるがその場回転を実現している。このような小さな旋回半径を有することは、特に狭い屋内での利用を考えた場合には重要な特性である。搭乗者の障害程度が軽度の場合には、この機構のみで十分駆動が可能である。

障害の程度がより重くなると、自力のみによる走行は困難になる。この場合には、電気モータによるパワーアシストを行う。ただし、単純に電気モータを駆動輪に直結すると、アシストが不要の時に脚はモータを逆駆動することになり、発生力が無駄となる。これを避けるために、モータと駆動輪の間にトルクダイオードと呼ばれる機構部品を挿入している。トルクダイオードとは、入力軸から出力軸へのみトルク伝達を行い、その逆には伝達しない部品である。単方向クラッチに似ているが、トルクダイオードは両方向の回転ともに伝達可能である。また、脚で発生する力はきわめて弱く、クランク軸に装着したトルクセンサでは、十分な検出能力を得ることが難しい。そこで筆者らは2次元ベクトル力センサを開発し、これをペダル部にとりつけることで、搭乗者の脚先に発生する「漕ぐ」意志を効果的に検出することに成功している。

さらに重度の場合、特に対麻痺など下肢が完全に麻痺している場合にはFES(機能的電気刺激)を利用する。交通事故などによる脊髄損傷や脳卒中などで脳・脊髄の中枢運動ニューロンが障害を受けた場合でも、末梢運動ニューロンの興奮性が残存する 경우가多くあり、電気刺激を与えると活動電位を発生して筋肉を収縮させる。したがって、麻痺

した筋肉を支配する末梢神経の運動神経・筋系に統御された電気刺激を与えることで、失われた運動機能を再建することができる。このような電気刺激は機能的電気刺激(FES: Functional Electrical Stimulation)と呼ばれる。図3に脊髄損傷の場合を例にFESの原理を示す。本サイクリングチェアの場合、刺激対象とする脚の筋は、大腿四頭筋、ハムストリング、大臀筋の3種類である。これらをクランク角度に応じて適切に切り替えることで、連続的なサイクリング運動を再建する。刺激の切り替えパターンの例を図4に示す。

以上述べた機能を実現するために、サイクリングチェアは図5のような構成になっている。前述のように、障害の

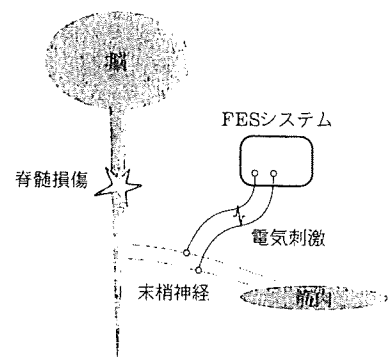


図3 FES(機能的電気刺激)の原理(脊髄損傷の場合)

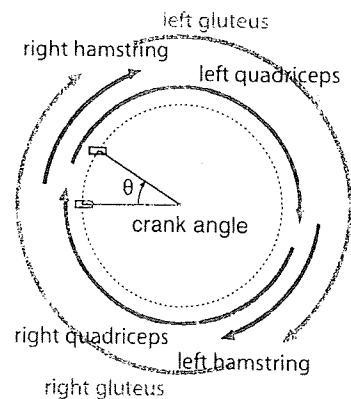


図4 FESにおける筋刺激パターンの例

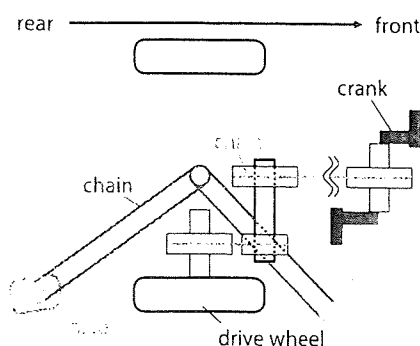


図2 サイクリングチェアの機械的な構造

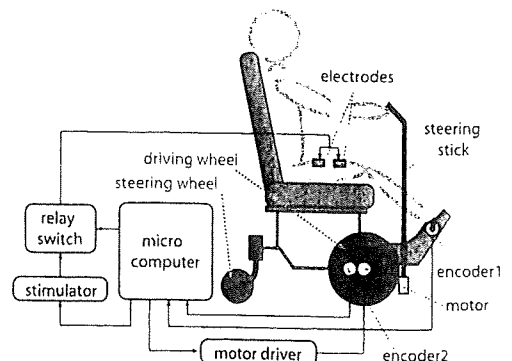


図5 サイクリングチェアの制御ブロック図

程度に応じて、FES やパワーアシストの機能を利用することになる。

4. サイクリングチェアの活用方法

開発したサイクリングチェアを用いて、頸随損傷 (C4) の四肢不全麻痺者による試験を実施し、パワーアシストによる方法並びに FES による方法の有効性をすでに確認している。特に、これまで車椅子のような座位での FES によるサイクリング運動の再建は、発生力が弱く実現が困難であると言われていたものであり、適切なメカニズムの開発や制御則の改良により初めて実現できたものである。これらの結果については、すでに報告しているのでそれらを参照していただきたい^{2), 4)}。

さて以下では、特に自力走行の場合について報告したい。対象となるのは比較的障害の程度が軽度の方々である。筆者らはこれまで、脳卒中片麻痺患者に対する下肢訓練、施設通所・入所中の高齢者における施設内移動、パワーアシストによる対麻痺患者の屋内自力移動、スーパーマーケット等の商業施設での使用を試みてきた。いずれも一定の制限はあるものの、良好な成績が得られている。ここでは片麻痺患者での駆動実験と、種々の疾患を抱える高齢者による施設内移動実験の結果を紹介し、リハ医からみた自律走行によるサイクリングチェア利用の方向性を提示したい。

5. 片麻痺患者による駆動

脳卒中等による片麻痺患者の麻痺側下肢機能の回復を図るためには、車椅子乗車中を含めた多くの日常生活場面において、麻痺側下肢の運動を持続的に遂行することが望ましい。その点でサイクリングチェアは、有効な訓練機器として活用可能と考えられる。そこで随意運動時に十分な筋活動がみられず、自力歩行不能な重度の脳卒中片麻痺患者 (Brunnstrom stage I あるいは II) 5 名を対象として、サイクリングチェア駆動時に発生するペダルの回転トルクと、非麻痺側と麻痺側の下肢に生じる筋活動を記録した⁹⁾。

被験者には両側の大臀筋 (GM)、内側広筋 (VM)、大腿直筋 (RF)、内側ハムストリングス (MH)、前頸骨筋 (TA)、ひらめ筋 (Sol) に筋電図記録用の表面電極を貼付し、随意運動時およびサイクリングチェア駆動中の下肢筋電図をテレメトリーシステムで記録した。チェアには回転角度測定用のエンコーダとトルクセンサを取り付け、左ペダルが最も上方にある位置を 0° として、前方への回転時に 180° まで動く時のトルクをマイナスで、 180° から 360° 、すなわち右ペダルが 0° から 180° まで前方に回転する際のトルクをプラスの値で表示した。またペダル回転周期を、開始位置を基準に 90° ずつ、4 つの相に分割した。すなわち、左ペダルの前方移動にしたがって $0^\circ \sim 90^\circ$ を P1、 $90^\circ \sim 180^\circ$ を P2、 $180^\circ \sim 270^\circ$ を P3、 $270^\circ \sim 360^\circ$ を P4 とした。4 つの相ごとに、測定された各筋の筋電積分値 (%iEMG) を

計算し、1 回転時の最大値でこれを除して正規化し、1 回の走行における筋電積分値の百分率 (%iEMG) を求めた。患者 5 名の 3 回ずつの走行、計 15 回の走行について求めた各筋の %iEMG を、麻痺側と非麻痺側別に相毎に合計し、その平均値を各相における筋活動の指標とした。ペダルの回転トルクも筋電図と同様に、P1~P4 の相ごとに積分値を求め、これを 3 回の走行分にまとめて各相の平均値を算出した。

13 [m] の直線コースの片道を計 3 回、できるだけ速く漕ぐように指示した上で、サイクリングチェアを駆動させた。全例直線的な駆動は可能であり、外観上は麻痺側下肢にも非麻痺側と同様のペダリング運動が観察された。駆動速度の平均は $49.5 (42.8 \sim 55.8)$ [m/min] で、これは対照とした健常成人 (3 例、平均年齢 34.8 歳) のほぼ 2 倍であったが、通常の自走式車椅子よりも速く駆動できた。片麻痺患者では、10 [m] 歩行時の最大歩行速度が 40 [m/min] 以上であれば、実用的な屋内歩行が可能と考えられることから、歩行不能な重度の片麻痺患者であっても、少なくとも平地の直進に関しては、サイクリングチェアによって実用的な屋内移動が可能になると考えられた。

随意的な屈曲、伸展の等尺運動時には、麻痺側下肢では明らかな筋電図が記録されず、むしろ筋電図上は麻痺側の運動努力によって非麻痺側の筋が活動した (図 6)。一方サイクリングチェア駆動中には、非麻痺側下肢では健常者とはほぼ同様の周期的な筋活動が観察され、麻痺側下肢でも GM を除く各筋に、随意運動時には見られなかった筋電図が記録された。特に VM における各相の平均 %iEMG は健

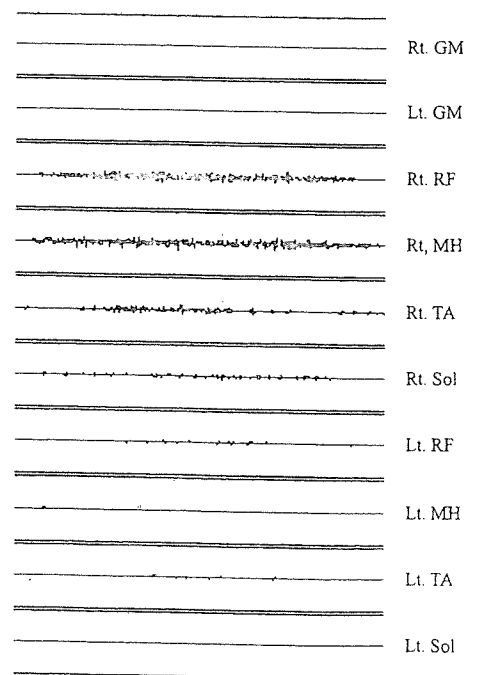


図 6 左片麻痺患者の随意運動時の表面筋電図 (左下肢 (麻痺側) の等尺性伸展運動時に記録)

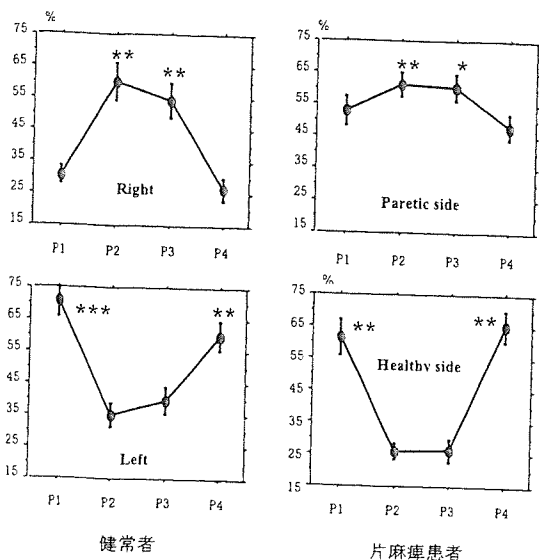


図7 健常者と片麻痺者における内側広筋の平均%EMG

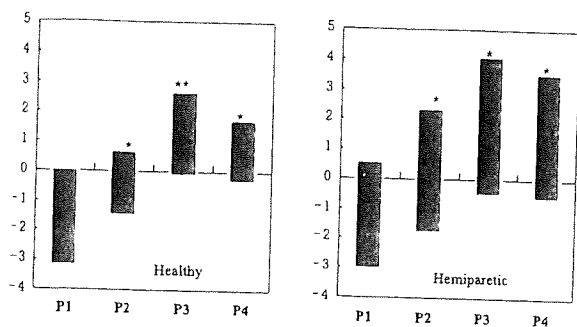


図8 健常者と片麻痺者における各相のペダル回転トルクの積分値 (*: $p < 0.05$, **: $p < 0.01$)

常者と類似したパターンを示した(図7)。またRF, MH, TA, Solはいずれも健常者とは異なり、左右の同名筋が同じ相で活動する傾向が認められたが、平均%iEMGの変化は有意であった。患者におけるペダルの回転トルク発生も、健常者と同様のパターンを示し、ピークトルクはプラスがP3で、マイナスがP1で発生した。すなわち左右のペダルとも0°から90°まで移動する際に最大のトルクが発生していた(図8)。

これらの結果は、重度の片麻痺であっても、サイクリングチェアによるペダリング運動が、麻痺側の筋活動を誘発する可能性のあることを示唆する。またペダルの回転トルクの発生に、麻痺側下肢が関与する可能性のあることが推測される。固定型のリカンベントエルゴメーターを用いて、麻痺側下肢のBrunnstrom StageがIII以上の片麻痺患者を対象に、ペダリング中の下肢筋電図を記録した研究では、ペダリング時には麻痺側下肢の筋から著明な筋活動が得られることが報告されている⁶⁾。今回の検討では下肢の麻痺レベルはこれよりも重度であり、その点では少なくともサイクリングチェア駆動によるペダリング運動は、随意運動

時に明らかな筋活動がみられない場合でも、麻痺側下肢に筋活動を誘発する効果があり、これを訓練的に利用することが可能と考えられた。

6. 老人保健施設利用者での検討

サイクリングチェアを日常的な移動を目的に使用する場、一定の移動範囲を確保できる屋内施設での利用が望ましい。そこで、老人保健施設に通所あるいは入所中の障害高齢者に、訓練を兼ねて日常的にサイクリングチェアを使用させ、使用前後の心理的・身体的変化を検討した⁷⁾。

対象は、片麻痺、パーキンソニズム、廃用、変形性関節症による運動障害のため要介護1~3の障害高齢者のうち、入所者では自力歩行困難で移動は通常型車椅子による者9名(67~84歳)、通所者では見守りあるいは杖使用で歩行可能な者11名(60~86歳)とした。5台のサイクリングチェアを用いて、入所者には週5日、1日30分程度、通所者には週1~2日の来所時に30分程度の施設内移動を、活動性向上を目的として実施した。1人あたりの平均乗車回数は、入所期間中38回、通所期間中14回であった。また任意に抽出した6名について、訓練以外にも自由にサイクリングチェアを使用する日を設け10時~16時までの行動観察を行い、この間の施設内移動距離を計測した。通所者のうち3名では、30分間のサイクリングチェア乗車前後で10[m]歩行時の歩行時間を計測した。

全例特別の駆動訓練なしにサイクリングチェアの駆動は可能であった。使用終了時のアンケートでは、定期的な使用によって他患との会話が増加し、屋外へ出ることへの興味が増すなどの心理的変化がみられた。行動観察を行った6名では、サイクリングチェアでの平均施設内移動距離が、歩行や通常型車椅子の自力駆動を含めたそれ以外の手段による移動距離の6.3倍(1.2~12.7倍)となり、通常型車椅子の介助による移動を上回る例もみられた。10[m]歩行時間は3例とも短縮し、10~30秒の時間短縮が得られた。

こうした結果は、老健施設でのサイクリングチェアの使用が、日常的に介護を必要とする障害高齢者に対して、心身両面での活動性向上をもたらすことを示唆する。こうした障害高齢者では、長期に渡る運動障害や体力低下のために、二次的な障害としての廃用を伴っており、日常的な運動量の増加と移動範囲の拡大をもたらすことは、介護量の軽減にも有効と考えられる。また乗車後には自力駆動の容易さを実感する例が多く、座るための道具ではなく、自力移動のための手段として利用する例が大半であったことから、楽しみながら移動範囲を拡大できることもサイクリングチェアの利点のひとつであろう。

7. おわりに

本稿では、筆者らが開発している脚駆動型の車椅子を紹介した。これまでは、残存機能を利用する補助機器がほと

んどであったが、障害部位を積極的に使うことで、さまざまなメリットが得られる。今後は、起立補助などの機能も付加するなど、下肢障害者のための移動機器として発展させていく考えである。

(2006年3月27日受付)

参考文献

- 1) 厚生労働省(編):平成14年社会福祉施設等調査(2002)
- 2) 河田学,長谷部佳文,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(2000)
- 3) T. Takahashi, M. Takazawa, Y. Nishiyama, E. Nakano and Y. Handa: FES Cycling Chair for the Lower Limbs Disabled People with Electric Motor Power Assist, Prof. 9th Ann. Conf. of the Int. FES Soc. (2004)
- 4) T. Takahashi, Y. Nishikawa, Y. Ozawa, E. Nakano and Y. Handa: A Novel Vehicle for Lower Limbs Disabled using Leg Driven Mechanism, Proc. of Robotics and Automation Conference 2006, 24/33 (2006)
- 5) K. Seki, M. Sato, T. Fujii, M. Ichie and Y. Handa: Activity of lower limb muscles during driving a cycling chair in hemiparetic stroke patients. Proc XVth Congress of ISEK, p.221 (2004)
- 6) T. Fujiwara, M. Liu, et al.: Effect of pedaling on the hemiplegic lower limb, Am. J. Phys. Med. Rehabil., 82, 357/363 (2003)
- 7) 関和則, 藤居 徹, 半田康延: 歩行不能な脳卒中片麻痺患者によ

る足漕ぎ車椅子駆動と麻痺側下肢の筋電図変化, リハ医学, 42, 79/80 (2005)

[著者紹介]

高橋隆行君(正会員)



1987年東北大学大学院工学研究科機械工学専攻博士前期課程修了,同年4月同大学工学部助手,同大学情報科学研究科講師,助教授を経て,2004年より福島大学共生システム理工学類教授。現在に至る。博士(工学)。移動ロボット,人支援機器の開発などの研究に従事。日本ロボット学会,日本機械学会,日本FES研究会などの会員。

関和則君



1983年東北大学医学部卒業。同年中通病院初期研修医。88年東北大学附属病院鳴子分院助手,同大医学部附属リハビリテーション医学研究施設助手,同大附属病院リハビリテーション部講師を経て,2000年より東北大学大学院医学系研究科助教授,現在に至る。医学博士。日本リハビリテーション医学会,臨床神経生理学会,国際FES学会などの会員。

Virtual Reality Pencil and Paper Tests for Neglect: A Protocol

KENJI BAHEUX, M.Sc., E.C.S.,¹ MAKOTO YOSHIZAWA, Ph.D.,²
KAZUNORI SEKI, M.D., Ph.D.,³ and YASUNOBU HANDA, M.D., Ph.D.³

ABSTRACT

Hemispatial neglect is a common disorder that can occur after a lesion in the right hemisphere. Its main characterization is the difficulty in processing visual stimuli emanating from the space contralateral to the lesion. Pencil and paper tests (such as target cancellation, line bisection, or drawing copy) are used to diagnose neglect. We propose using virtual reality technology and haptic force feedback to enhance pencil and paper tests. Our system can track the patients' eye-gaze and their hand movements. Also, the efficiency of several techniques used to decrease the neglect in different sensory spaces are investigated.

INTRODUCTION

HEMISPATIAL NEGLECT is a common disorder in stroke victims. According to Heilman et al.,¹ neglect in patients with a cerebral lesion is defined as failure to take into account stimuli on the side contralateral to the lesion. Most of the neglects are left sided and are caused by a lesion in the right parietal lobe. Several forms of neglect exist: visual neglect, sensory extinction, and lack of attention. Depending on the lesion, there can be associated disorders such as hemi-paresis, anosognosia, and anosodiaphoria.¹ Usually, pencil and paper tests consisting of line bisection, copies of drawing, and target cancellation are used to determine if a stroke victim suffers from visual neglect. Quantifying the degree of hemispatial neglect is rather difficult with these tests. Also they don't evaluate the effects of the neglect on other sensory spaces. To deal with these drawbacks, we are developing a system offering an enhanced coherent world by using sight, touch and hearing. This system will provide a more precise characterization of the neglected space and

allow the monitoring of the patients' progress. Eventually, the system will provide an exhaustive diagnosis and a personally adapted rehabilitation program with various entertaining tasks.

PROTOCOL

System overview

The system is, as shown in Figure 1, composed of the following elements: a CRT display, a half mirror, stereo shutter glasses, an infrared eye-gaze tracking camera, a haptic interface (Phantom Premium), a spatial-sound speaker system and two personal computers connected by a serial communication link. One computer manages the virtual world. The second computer controls the eye tracking system. The current eye-gaze location is transmitted through the serial link. The haptic interface is used to provide a touch feedback for the virtual object and to recreate physical phenomenon. The haptic interface is not only for the sake of immer-

¹Graduate School of Engineering, Tohoku University, Sendai, Japan.

²Information Synergy Center, Tohoku University, Sendai, Japan.

³Graduate School of Medicine, Tohoku University, Sendai, Japan.

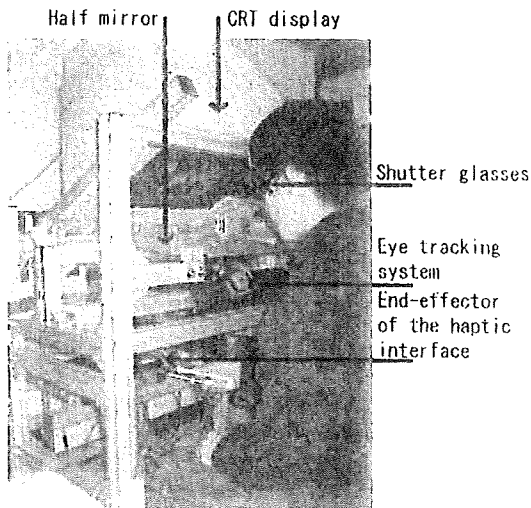


FIG. 1. Overview of the main.

sion but is also used to assist impaired patients by guiding their hands when reaching objects. Finally, the spatial sound system will be used to study the neglect on auditory space and as a way to increase the patient's attention. However, this system occupies quite a lot of space. We are building a desktop-sized structure for a compact and cheaper version of the system based on the new Phantom Omni and a natural stereovision laptop from Sharp (Mebius PC-RD1-3D; Fig. 2).

Virtual world

At first, we built an entertaining task that consists of picking up a sushi in a virtual revolving-



FIG. 2. New system.

sushi restaurant (Fig. 3). We had the opportunity to conduct some experiments with hemi-paresis patients and observed that the interpretation of the data was difficult. Simpler tasks were needed so we made virtual replica of the traditional pencil and paper tests. The advantages are that the hands movements and eye-gaze can be tracked and replayed at will for analysis. We can also study the impact of various techniques on the neglect.

Stereovision

As shown in various studies, neglect can differ for near space and far space.³ To determine the degree of neglect in those different spaces, we need to use stereovision. The full-sized system uses shutter glasses, whereas the mini-system uses a natural stereovision LCD display. This screen must be seen from a determined position to get the stereovision. Therefore, the new structure will have resting places for the forehead and the jaw.

Helper components

To increase the patient's attention, we have built audio, visual, and haptics helpers.

Audio helper components. Sense of hearing is relatively undamaged for most patients and is recognized as playing an important role for rehabilitation.⁴ Currently, there are two audio helpers. The first kind provides advices through the lateral speakers. If the goal is on the left, the software can provide audio hints of it through the left speaker. The second kind emits a spatial sound from the location of the goal and the Phantom is used as a microphone in order to find the goal.

Visual helper components. With a virtual world we can fight against the neglect phenomena called extinction by limiting the visual feedback when

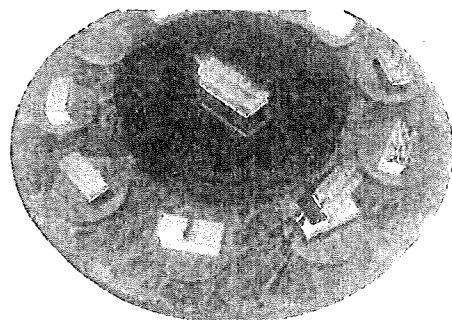


FIG. 3. Virtual sushi bar.

needed. We have developed two helper components that provide this ability. The first kind is similar to eye patching.⁵ It hides half of the screen or limits the view to a window centered or shifted around the eye-gaze location or the interaction tool. We can displace the virtual objects in the non-neglected space by shifting this window to the left in different spatial frames of reference: the patient's hand or eye-gaze. Last, it was shown that optokinetic stimulation could increase awareness toward the neglected space.⁵ Our system can dynamically superimpose a flow of dots moving toward the neglected space or from the eye-gaze location to a specific virtual object.

Haptic helper components. Considering that patients with a heavy impairment have difficulties to finely control their arms, it was necessary to find a solution to facilitate grabbing. We are using haptic magnets in the virtual object that should be reached. The patient's hand is guided when relatively close to the target. Another haptic helper consists of inverting the lateral axis of the interaction device. It was shown that changing the somatic representation of a patient's own body has a positive impact⁶ on the neglect because of the associated arousal effect. We want to study the impact of discrepancies between visual and somatic representations.

Pencils and paper test

Recorded data. Our system can record the interactions, eye-gaze, virtual world events and the state of the virtual objects with a timestamp for replay purpose. The recorded interactions are the position, forces and state of the Phantom. The events and the recorded data are different for each task. In the case of the virtual sushi bar, it consists of the position of each sushi, the rotation speed and direction of the turntable and the target sushi.

Common points. The pencil and paper tests have several common points. Notably the setup is the same for all tasks: a paper is placed on a table and the Phantom device is used to control the pencil. A dynamic friction is applied when the pencil is on the paper to ease the drawing. The patient needs to touch the virtual table to validate his choice and to move on to the next task. Trials are shuffled but the order is recorded for the analysis of the results.

Line bisection. The line bisection task consists of marking the middle of a line (Fig. 4). There are very long (25 cm), long (20 cm), medium (13 cm) and short (5 cm) lines. They can be centered or placed to the either side of the sheet. For each trial, these

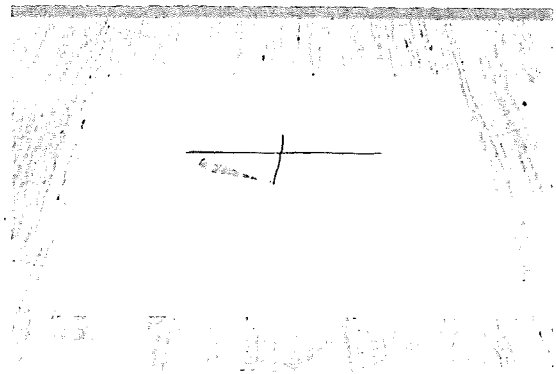


FIG. 4. Virtual line bisection.

characteristics, the position of the mark and the validation time are recorded.

Drawing copy. The drawing copy task consists in copying a reference drawing (Fig. 5). Several familiar objects have to be copied. Contrary to the actual pencil and paper test, we made it impossible to write on the same side of the reference model. The strokes drawn by the patient are recorded with timestamps.

Target cancellation. The target cancellation task consists of marking short lines scattered on the test sheet. The patients with neglect start in the right side and don't seem to have a predetermined scanning pattern. On the other hand, healthy subjects use a left to right, top to bottom pattern to mark the targets. The pattern is more significant than the number of missed targets² and can be determined with the eye-gaze tracking system. The recorded data are the position of the marks, the position and state (checked, unchecked) of each target.

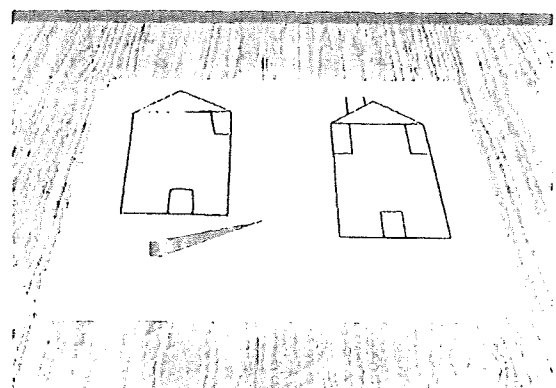


FIG. 5. Virtual drawing.

CONCLUSION

The proposed system combines a stereovision enabled virtual world with force feedback and spatial sounds to achieve a high degree of immersion. The system provides more information about the way a patient is executing a task. For instance, the eye-gaze tracking system can record the scanning pattern. This is a particularly interesting feature because it was shown that the scanning pattern is a very significant measure. Also, the system can be used to test the efficiency of techniques such as optokinetic stimulation, eye-patching and audio hints.

REFERENCES

1. Heilman, K.M., et al. (1985). *Neglect and related disorders*. Oxford: Oxford University Press.
2. Azouvi, P., et al. (2002). Sensitivity of clinical and behavioral tests of spatial neglect after right hemisphere stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 73: 160-166.
3. Halligan, P.W., & Marshall, J.C. (1991). Left neglect for near but not for far space in man. *Nature* 350: 498-492.
4. Shinsha, N., & Ishigami, S. (1999). Rehabilitation approach to patients with unilateral spatial neglect. *Topics in Stroke Rehabilitation* 6:1-14.
5. Butter, C.M., & Kirsch, N. (1992). Combined and separate effects of eye patching and visual stimulation on unilateral neglect following stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 73:1133-1136.
6. Bartolomeo, P., et al. (2004). The influence of limb crossing on left tactile extinction. *J Neural Neurosurg Psychiatry* 75:49-46.

Address reprint requests to:

Dr. Kenji Baheux
Graduate School of Engineering
Tohoku University
Aoba-6-05, Aramaki, Aoba-ku
Sendai 980-8579, Japan
E-mail: kenji.baheux@ieee.org

Indirect Flow Rate Estimation of the NEDO PI Gyro Pump for Chronic BVAD Experiments

DAISUKE OGAWA,*|| MAKOTO YOSHIZAWA,† AKIRA TANAKA,‡ KEN-ICHI ABE,§ PAUL OLEGARIO,* TADASHI MOTOMURA,|| HISASHI OKUBO,|| TAKESHI ODA,|| TOSHIYA OKAHISA,|| STEPHEN R. IGO,|| AND YUKIHIKO NOSE||

In totally implantable ventricular assist device systems, measuring flow rate of the pump is necessary to ensure proper operation of the pump in response to the recipient's condition or pump malfunction. To avoid problems associated with the use of flow probes, several methods for estimating flow rate of a rotary blood pump used as a ventricular assist device have been studied. In the present study, we have performed a chronic animal experiment with two NEDO PI gyro pumps as the biventricular assist device for 63 days to evaluate our estimation method by comparing the estimated flow rate with the measured one every 2 days. Up to 15 days after identification of the parameters, our estimations were accurate. Errors increased during postoperation days 20 to 30. Meanwhile, their correlation coefficient r was higher than 0.9 in all the acquired data, and estimated flow rate could simulate the profile of the measured one. *ASAIO Journal* 2006; 52:266–271.

In cardiac patients, ventricular assist devices (VADs) have been developed and clinically applied for many years. Recently, totally implantable VAD systems have been used to improve a patient's quality of life. In such systems, the pump flow rate provides important information for proper pump operation in response to the recipient's condition or pump malfunction.

Usually, ultrasound and electromagnetic flow probes are used for monitoring; however, these sensors are sometimes too bulky for implantation and require additional power consumption. To avoid such problems, methods for estimating flow rate of the rotary blood pump used as a VAD have been studied.^{1–5} These methods can be realized by processing the rotational speed of the impeller and power consumption of the actuator, which are easy to measure. An estimation method with an autoregressive exogenous (ARX) model also has been developed, and studies have demonstrated its capability to replace the flow meter in a mock circulatory system and acute animal experiments.^{6,7}

To apply this method to clinical use, the evaluation in long-term use *in vivo* is necessary, because the time-varying

condition of the circulatory system may affect the accuracy of the estimation. Ayre *et al.*⁸ reported a successful result in long-term experiments but concluded that the result depended on the flat P-Q curve in the static characteristic of the pump. This implies that evaluation with other pumps should be done if we apply this method to other pumps. Tsukiya *et al.*⁹ succeeded in estimating waveforms and mentioned that the method of suppressing noise in the motor current is desired. Neither of these studies reported the chronic change in the accuracy of the estimated flow rate. Other methods^{4,5} were tested only in the mock circulation or acute experiment; thus, more tests in practical situations should be performed.

This author's research group developed a much smaller centrifugal pump to make it more implantable¹⁰; however, the characteristics of the small implantable pumps may be so different from those of other traditional pumps that it is necessary to ascertain whether this method of estimating flow rate is still valid for long-term implantation in animals. In the present study, a long-term animal study was performed with two implanted NEDO PI pumps (Figure 1) for 63 days, to compare the estimated flow rate with the measured flow rate in terms of the average value and similarity of the waveform.

Materials and Methods

Estimation Using ARX Model

The flow rate estimation method is based on the method proposed by Yoshizawa *et al.*⁶ To correlate flow rate with rotational speed, supplied power, and other indexes, an ARX model was used given by:

$$y(k) + \sum_{i=1}^L a_i y(k-i) = \sum_{j=1}^J \sum_{i=0}^M b_{ij} u_j(k-i) + w(k) \quad (1)$$

Inputs $u_j(k)$ and output $y(k)$ are written as $[u_1, u_2, u_3] = [VI/N, N, K]$, and $Q(k)$, where $Q(k)$, I , N are flow rate, electric current, and rotational speed, respectively. k is a notation of the discrete time. $w(k)$ is the residue assumed to be white noise. V is a constant voltage of 15 V. The first and second terms in inputs, VI/N and N , were derived from the static characteristic of the pump and the circulatory system.⁵ With these terms, the flow rate curve can be represented in a practical range. On the other hand, in cases where the VAD drains blood from the left ventricle, pulsatile movement of the left ventricle changes the preload of the pump. The static model cannot represent this dynamic characteristic. We replaced each term in the static characteristic with time series data and obtained the ARX model, which can represent the dynamic characteristic. With this method, a waveform that reflects the dynamics can be simulated more precisely.

The third term K is given by

From the *Graduate School of Engineering, Tohoku University, Sendai, Japan; †Information Synergy Center, Tohoku University, Sendai, Japan; ‡Faculty of Symbiotic Systems Science, Fukushima University, Fukushima, Japan; §College of Engineering, Nihon University, Koriyama, Japan; ||Michael E. DeBakey Department of Surgery, Baylor College of Medicine, Houston, Texas.

Submitted for consideration August 2005; accepted for publication in revised form February 2006.

Reprint requests: Dr. Yukihiro Nosé, Michael E. DeBakey Department of Surgery, Baylor College of Medicine, One Baylor Plaza, Houston, TX 77030.

DOI: 10.1097/01.mat.0000219066.21197.34

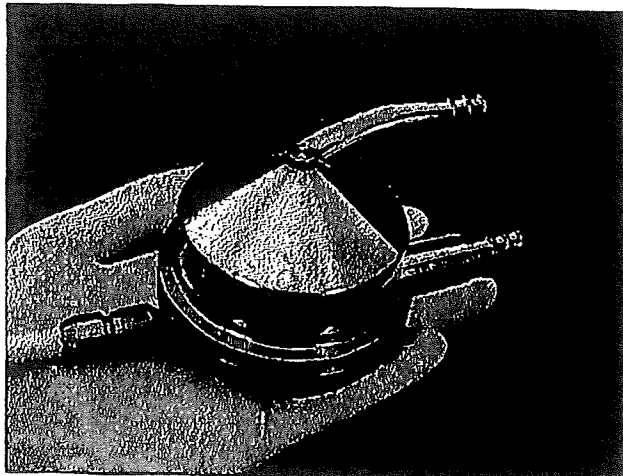


Figure 1. NEDO PI centrifugal pump (height of the housing: 37 mm, diameter: 55 mm).

$$K(k) = \frac{\sum_{i=1}^n N(k-i+1)}{\sum_{i=1}^n VI(k-i+1)} \quad (2)$$

and represents a steady-state gain from supplied power to rotational speed. The steady-state gain K was introduced to compensate for changes in the physiological condition such as viscosity of blood; for example, when the viscosity of blood increases, then the actuator needs more power consumption to keep the same level of flow rate. Meanwhile, power consumption increases when the flow rate is larger. These two facts mean that we cannot judge the change in flow rate only with the power consumption. To detect the change in viscosity independently, our method uses the ratio between the rotational speed and power consumption. Effectiveness of this term has been proven in the previous studies.^{6,7} Taking into account the sampling rate, the orders of the model L , M , and n in this paper were 10, [8 8 1] and 3,000, respectively.

Figure 2 shows the idea of flow rate estimation. In practical use, $y(k)$ can be calculated with measured $u_j(k)$ and parameters a_i and b_{ij} . These parameters were identified with measured $u_j(k)$ and $y(k)$ in advance, with MATLAB R14 (Math-

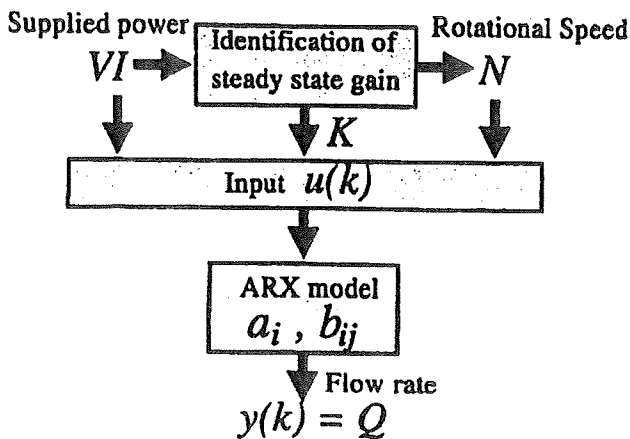
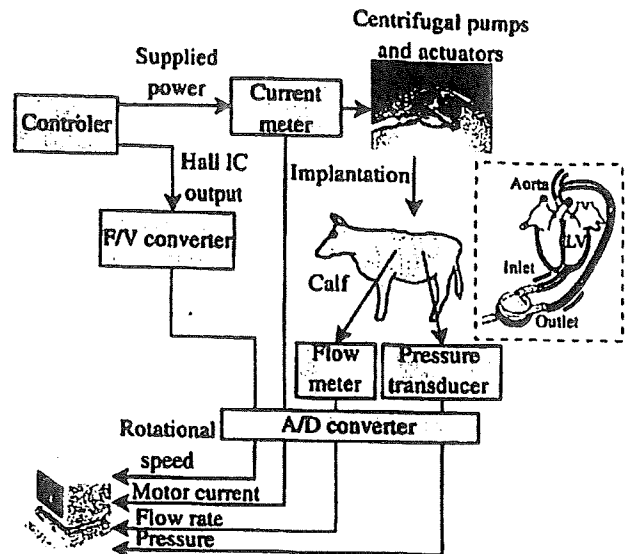


Figure 2. Idea of flow rate estimation based on supplied power and rotational speed.



PC(ponemah)

Figure 3. Experimental setup. Measurement system and connection of the LVAD and the natural heart.

works Inc., Natick, MA) and the System Identification Toolbox. The data for identification of parameters should be measured in a mock circulation, animal experiments, or during surgery.

Preprocessing

To eliminate noise and unfavorable components in electric current waveform, the wavelet filtering method was applied. Wavelet decomposition with bi-orthogonal function was applied to the current waveform; then, the detail coefficients smaller than the threshold level were ignored, after which the current waveform was reconstructed with the same wavelet function. All calculations were performed with MATLAB R14 and the Wavelet Toolbox. The filtering was performed using the function "wden" and mother wavelet "bior4.4" in the wavelet toolbox. For details, refer to the book.¹¹

At first, to improve the accuracy of the estimation, a low-pass filter (LPF) was applied to suppress a small vibration included in the electric current. However, the LPF also removed steep changes in the rising edge of the waveform and the estimation error did not decrease. For improvement, wavelet filtering was applied, which was suitable for processing nonstationary signals

Experiment

Schematic illustration of the measurement system for the animal experiment is shown in Figure 3. In this system, the rotational speed was manually adjusted to keep a certain level of flow rate.

Two NEDO PI pumps were implanted in a calf as the left VAD (LVAD) and the right VAD (RVAD), respectively. The calf was healthy from the beginning of the experiment to POD 61. In the LVAD, blood was drained from the left ventricular apex with a titanium tip and a cannula connected to the inlet of the pump. The outlet of the pump was grafted to the descending

aorta, as shown in Figure 3. An ultrasonic flow probe (Transonic, Inc, Ithaca, NY) was placed on the graft.

Flow rate, electric current, and rotational speed were measured at 1 kHz and discretized to make the sampling rate 500 Hz every 2 days while the calf was in a sitting position, except for day (POD) 19.

The care and use of the animal reported in this study were approved by the Baylor College of Medicine Animal Protocol Review Committee.

Evaluation of Estimation Method

The datasets obtained on POD 11 and 13 were used to identify the parameters of the ARX model a_i and b_j . The data consist of four sets of the measured data that were obtained while the rotational speed of the left pump (N_L) was set to 1,780 rpm, 1,700 rpm (POD 11), 1,870 rpm, and 1,700 rpm (POD 13), respectively. These operating points were in the normal range on PODs 11 and 13. The length of each data measurement was 20 seconds. The average heart rate was about 90 bpm in these four sets of data, for a total of 120 cardiac cycles, which we considered an adequate amount of data for our method.

The accuracy of the estimation was evaluated with root mean square error (*r.m.s.e.*), correlation (r) and bias (*bias*):

$$r.m.s.e. = \sqrt{\frac{1}{K_D} \sum_{k=1}^{K_D} \{y(k) - \hat{y}(k)\}^2} \quad (3)$$

$$r = \frac{\sum_{k=1}^{K_D} \{y(k) - \bar{y}\} \{y(k) - \hat{y}\}}{\sqrt{\sum_{k=1}^{K_D} \{y(k) - \bar{y}\}^2 \sum_{k=1}^{K_D} \{\hat{y}(k) - \bar{\hat{y}}\}^2}} \quad (4)$$

$$bias = \bar{\hat{y}} - \bar{y} \quad (5)$$

where \hat{y} is the estimate of y , \bar{y} is the mean value of y , $\bar{\hat{y}}$ is the mean value of \hat{y} , and K_D is the number of data.

Results

Result of Preprocessing

Figure 4 shows the comparison between the electric current waveforms with and without preprocessing, using wavelet filtering. In the original waveform, interesting high-frequency noise components can be found. However, they were removed, and only the profile of the original waveform was obtained by the preprocessing.

Evaluation of Waveform Estimation

Figure 5(a) shows waveforms of the measured electric current, rotational speed, flow rate of the left pump, and the estimated flow rate. Table 1 shows *r.m.s.e.*, r , and *bias* in this case. The representative results in the beginning, middle, and end stage of the experiment are shown in Figure 5(b). An unfavorable event of reverse flow occurred on POD 17, which indicated the value of flow rate was lower than 0 l/min, thus implying that the pump was not working efficiently. Table 1 also shows *r.m.s.e.*, r , and *bias* in the cases of POD 17, 37, and 57.

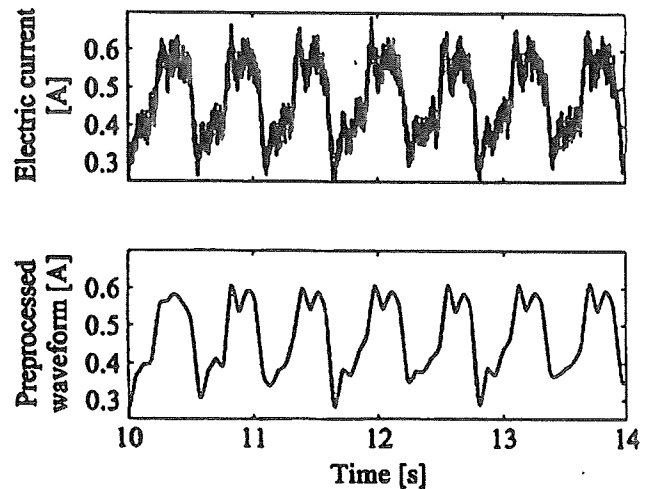


Figure 4. Original and preprocessed electric current waveforms (top: original waveform; bottom: preprocessed waveform with wavelet filtering).

Evaluation in Long-term Use

Figure 6 shows the trend of *r.m.s.e.*, r , and *bias* during the experiment. This figure also shows the comparison between two kinds of preprocessing, which were done by the Butterworth LPF (cutoff frequency: 400 Hz) and the wavelet filter. In the case of the LPF, the orders of the model L , M_j , and n were 0, [5 5 1], and 3,000, respectively. These values are determined by trial and error, avoiding the divergence of the estimated value. In the beginning of the experiment, *r.m.s.e.* and *bias* were not so large. After that, they tended to increase as the days passed. Meanwhile, r was higher than 0.90 in all the datasets. Wavelet filtering made r close to 1.0 and slightly improved *r.m.s.e.* and *bias*.

Rotational speed N was manually changed to keep a certain level in flow rate during the experiment. The trend of the rotational speed and pump flow during the experiment is shown in Figure 7. As references, the trend of physiological data (aortic pressure; AoP, and total flow measured at the pulmonary artery) and gain K are shown in Figure 8.

Discussion

Evaluation of Waveform Estimation

Figures 5(a) and (b) show that the estimated flow rate could simulate the profile of the measured one with good accuracy. As shown in Figure 7, r was high enough throughout the experiment, and wavelet filtering improved the accuracy of the estimation.

Previous studies¹² mentioned that electric current was affected by change in preload. This is the origin of the oscillation in the electric current. Meanwhile, the impeller of the NEDO PI pump levitated by hydraulic force,¹³ and thus, the impeller swung periodically, which might be the reason for the small vibration in the electric current waveform. Preprocessing with wavelet transform could remove only the small vibration in waveforms without phase delay and preserve smooth changes, which was necessary to simulate the measured flow rate. This was probably the reason

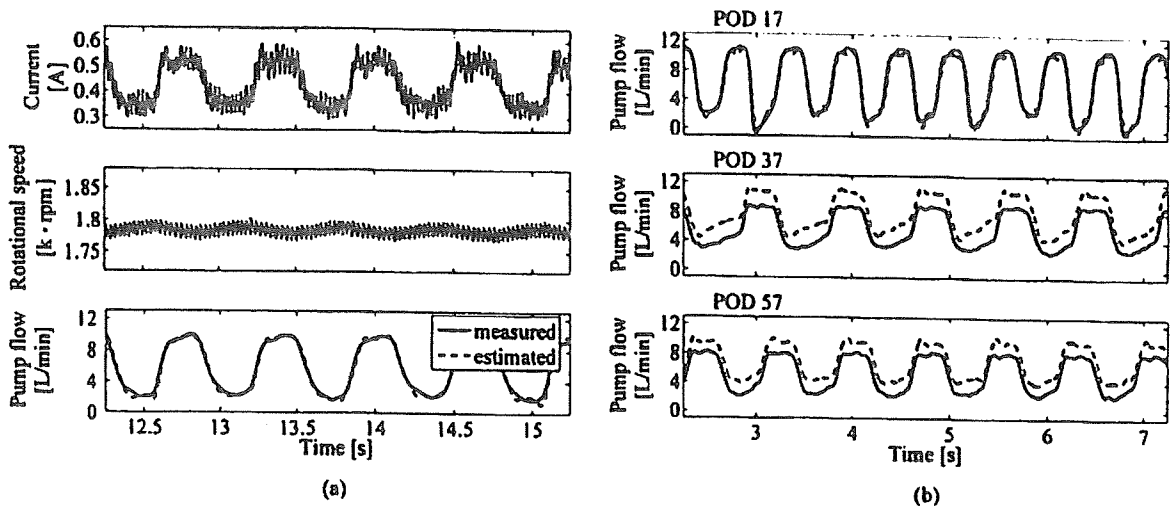


Figure 5. Comparison between the measured and the estimated flow rate (solid line: the measured waveform; dotted line: the estimated waveform). (a), Pump flow and other measured data on POD 11; (b), the measured and the estimated flow rate on POD 17, 37, and 57.

why the correlation r became higher when wavelet preprocessing was applied.

Evaluation in Long-term Use

Figure 6 shows that the correlation between the measured and the estimated waveforms was high enough during the experiment. However, $r.m.s.e.$ and $bias$ became gradually larger in the last stage of the experiment. This result suggested that the method could simulate waveforms of flow

Table 1. $r.m.s.e.$, r , and $bias$ in Figure 5 and Figure 6

POD	$r.m.s.e.$ [L/min]	r	$bias$ [L/min]
11	0.59	0.981	0.01
17	0.42	0.994	-0.20
37	1.91	0.986	1.87
57	1.85	0.992	1.58

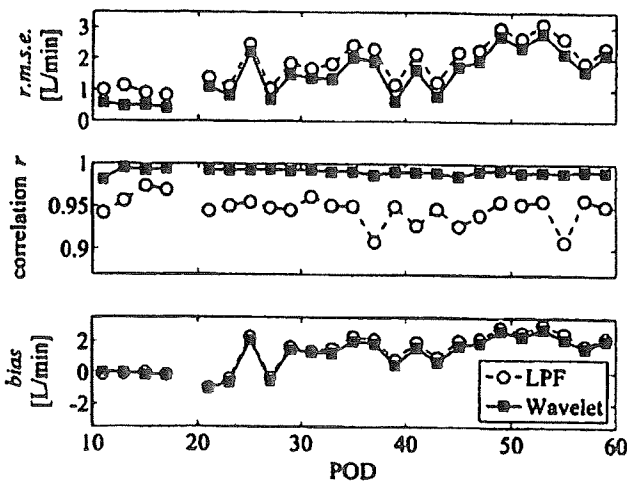


Figure 6. Trend of $r.m.s.e.$, r , and $bias$ during the experiment (solid line: preprocessing with the wavelet filter; dashed line: low-pass filter, POD19: N/A).

rate sufficiently, but it needed an improvement to compensate for the bias error that might appear in the case of long-term use. Modification of preprocessing with wavelet filtering improved $r.m.s.e.$ and $bias$ a little, but their values were not yet acceptable for clinical use in which another calibration could not be performed in an implanted device.

It was revealed that the waveform of the flow rate is useful in detecting the suction,¹⁴ and our result shows that these methods are effective even in long-term use, and estimated flow rate can be substituted. Also, the reverse flow shown in Figure 5(b) can also be detected with our method even in long-term use. Increase in the estimation error after POD 20 to 30 shown in Figure 7 suggested that the increase was due to several reasons.

The first possible reason was the change in the operating point of the pump. In this experiment, flow rate decreased slightly as days passed by, so rotational speed was also con-

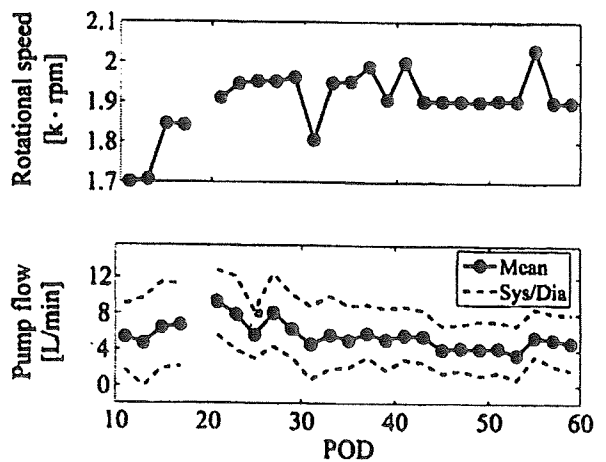


Figure 7. Trend of the operating point during the experiment (top: rotational speed; bottom: mean value of the flow rate; dashed line shows the peak value in systole/diastole).

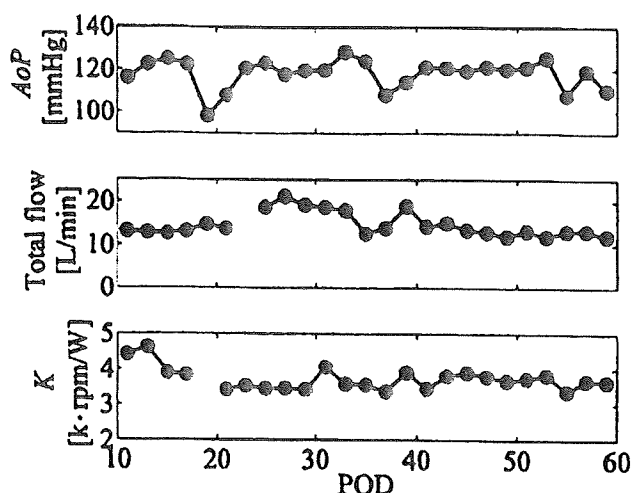


Figure 8. Trend of the average value of physiological data and gain K during the experiment (top: aortic pressure; middle: total flow measured at pulmonary artery; bottom: gain K).

trolled manually to keep a certain level of flow rate, as shown in Figure 8.

The second reason was mild intima formation at the outflow graft, which was found in the operation to wean the pumps on POD 63. Judging from the decrease in the amplitude of flow rate as shown in Figure 7 and the change in its waveform, it could be speculated that the intima formation caused the partial obstruction of blood flow. The fact that a certain level of pump flow could be maintained throughout the experiment means this dimensional change due to intima formation was not critical for the VAD system.

In addition, the implantation of the VAD is so invasive that drastic change in physiological condition, such as vascular resistance and compliance, and regulation of the flow rate or pressure by the nervous system is possible. This is also not negligible. These problems can be avoided if we have enough data that include the wide range of operating points and various output resistances.

Limitation

This experiment was performed with a healthy calf, but usually the VAD is implanted, not in a healthy person but in a patient in abnormal condition. An experiment with an animal with low cardiac function is preferred. However, such a condition is very difficult to prepare. Analysis in the interaction between the natural heart and the VAD^{12,15} will be helpful to clarify the effect of the cardiac function against the accuracy of the estimation and improve the estimation method.

In this experiment, the data to identify the parameters of the estimator was obtained on PODs 11 and 13. In clinical use, however, it is impossible to measure flow rate after the implantation. The data used for identification should be obtained during surgery. It is desirable that generalized parameters for the estimation are approximated before the implantation. In addition, if a mock circulatory system could be built that simulates the physiological condition shown in these results, the system would also help to iden-

tify parameters more quickly and easily. However, even if such a precise mock system could be realized, the system would no longer be useful once the physiological condition varies. This is because online identification of the parameters included in the model without measuring the actual flow rate after implantation could not be performed.

Clarifying the conditions that must be included in the data for the identification of the parameters is important. Meanwhile, the data acquisition during the surgery should be as short as possible to prevent negative effect on the patient's condition. To interpolate the lack of data, some technique such as fuzzy logic or artificial neural networks will be helpful.

Conclusion

The flow estimation method was evaluated with the data acquired from a chronic animal experiment. Estimation with good accuracy was confirmed until 15 days after the identification of the parameters. However, *r.m.s.e.* and *bias* started to increase during PODs 20 to 30, because of the change in the operating point and the partial obstruction of the cannula. This problem has to be solved by a more sophisticated method if this flow estimation method were to be used.

However, correlation r was higher than 0.9 in all the acquired data, and estimated flow rate could simulate the profile of a measured one throughout the experiment. This information will be useful to detect an abnormal state during physiological monitoring, which does not always need an absolute value.

Acknowledgments

This project was financially supported by the New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO) under the Ministry of Economy, Trade, and Industry of Japan. D. Ogawa was supported by a grant of Tohoku University 21st COE Program: "Future Medical Engineering base on Bio-nanotechnology."

References

1. Tsukiya T, Akamatsu T, Nishimura K, et al: Use of motor current in flow rate measurement for the magnetically suspended centrifugal blood pump. *Artif Organs* 21: 396-401, 1997.
2. Wakisaka Y, Okuzono Y, Taenaka Y, et al: Development of a flow estimation and control system of an implantable centrifugal blood pump for circulatory assist. *Artif Organs* 22: 488-492, 1998.
3. Ayre PJ, Vidakovic SS, Tansley GD, et al: Sensorless flow and head estimation in the VentrAssist rotary blood pump. *Artif Organs* 24: 585-588, 2000.
4. Kitamura T, Matsushima Y, Tokuyama T, et al: Physical model-based indirect measurements of blood pressure and flow using a centrifugal pump. *Artif Organs* 24: 589-593, 2000.
5. Funakubo A, Ahmed S, Sakuma I, Fukui Y: Flow rate and pressure head estimation in a centrifugal blood pump. *Artif Organs* 26: 985-990, 2002.
6. Tanaka A, Yoshizawa M, Abe K, et al: In vivo test of pressure head and flow rate estimation in a continuous-flow artificial heart. *Artif Organs* 27: 99-103, 2003.
7. Yoshizawa M, Sato T, Tanaka A, et al: Sensorless estimation of pressure head and flow of a continuous flow artificial heart based on input power and rotational speed. *ASAIO J* 48: 443-448, 2002.
8. Ayre PJ, Lovell NH, Woodard JC: Non-invasive flow estimation in

- an implantable rotary blood pump: a study considering non-pulsatile and pulsatile flows. *Physiol Meas* 24: 179–189, 2003.
9. Tsukiya T, Taenaka Y, Nishinaka T, *et al*: Application of indirect flow rate measurement using motor driving signals to a centrifugal blood pump with an integrated motor. *Artif Organs* 25: 692–696, 2001.
 10. Nose Y, Furukawa K: Current status of the gyro centrifugal blood pump: development of the permanently implantable centrifugal blood pump as a biventricular assist device (NEDO Project). *Artif Organs* 28: 953–958, 2004.
 11. *Wavelet Toolbox* for use with MATLAB©, The Mathworks Inc; 2000.
 12. Takahashi K, Uemura M, Watanabe N, *et al*: Estimation of left ventricular recovery level based on the motor current waveform analysis on circulatory support with centrifugal blood pump. *Artif Organs* 25: 713–718, 2001.
 13. Asai T, Watanabe K, Ito S, *et al*: Real-time studies of the pivot bearings in the NEDO gyro P1-710 centrifugal blood pump. *Artif Organs* 28: 899–903, 2004.
 14. Vollkron M, Schima H, Huber L, *et al*: Development of a suction detection system for axial blood pumps. *Artif Organs* 28: 709–716, 2004.
 15. Nakata K, Shiono M, Akiyama K, *et al*: The estimation of cardiac function from the rotary blood pump. *Artif Organs* 25: 709–712, 2001.

バーチャル・サイクリングチェア・システムに対する運動負荷に 連動した仮想環境変化のための生体情報フィードバックの導入

Introduction of Bio-Feedback into a Virtual Cycling-Chair System for Adaptation to Chaining in Physical Load

佐藤 昇¹⁾, 吉澤 誠²⁾, 田中 明³⁾, 高橋隆行³⁾, 関 和則⁴⁾, 半田康延⁴⁾

Noboru SATO, Makoto YOSHIZAWA, Akira TANAKA, Takayuki TAKAHASHI, Kazunori SEKI and
Yasunobu HANDA

1) 東北大学 大学院工学研究科 (〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05, sato.n@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp)

2) 東北大学 情報シナジセンター (〒 980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05, yoshizawa@iecc.org)

3) 福島大学 共生システム理工学類

4) 東北大学 大学院医学系研究科

Abstract : In the previous studies, the authors developed a rehabilitation system for patients impaired walking due to hemiplegia. In this system, the patients train themselves to move autonomously in a virtual environment. Pedaling speed and torque were used to evaluate the patient's riding skill and the motor function of his lower limbs. In the present study, a heart rate control has been introduced. Not only workload but also VR environment was changed simultaneously to avoid unnatural load regulation. We also have investigated change in blood pressure during the heart rate control to guarantee a safer rehabilitation system.

Key Words: *Cycling-Chair, Biofeedback, VR-rehabilitation.*

1. はじめに

近年、ゲーム感覚を取り入れ、遊びながら高齢者や長期入院患者の心身の活性化を図る「遊びリテーション」[1]が関心を集めている。「遊びリテーション」は単調にならず、モチベーションを保ちながら、継続して運動できるという利点がある一方で、リハビリテーションの効率や安全性といった点は考慮されていないことが多く、特に高齢者や患者を対象とする場合は注意が必要である。

個人の運動能力・体力に合わせて運動療法を行うためには、ウォーミングアップおよびクールダウンの指示や過度な運動を避けるための心拍数の制御を行うのが一般的である。砂川ら [2] は、エルゴメータの負荷を操作することにより、オーバーシュートを抑えつつ、できるだけ早く目標心拍数を維持するための自動制御方式を提案している。しかし、ペダルにかかるトルク変動だけで心拍数制御を行う環境は、単調であり対象者を飽きさせリハビリへの意欲向上が期待できない。より楽しく、できる限りアミューズメント性を維持するためには、シナリオを変化させることで自然な形で運動負荷を制御することが望ましい。

そこで本研究では、VR のアミューズメント性・インタラクティブ性を活かし、負荷変動に連動して VR 環境が変化

することで、負荷変動が自然に感じられる運動療法を行うことができるリハビリシステムの構築を目的とした。さらに、心拍数制御時の収縮期血圧を計測し、生体情報フィードバックを積極的に利用し、より安全なシステムの構築に向けた検討を行った。

2. バーチャル・サイクリングチェア・システム

2.1 システムの概要

本研究で使用する VR リハビリシステムのシステム概略を図 1 に示す。

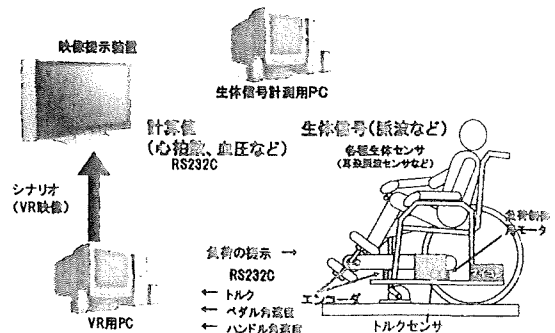


図 1: システム概要