

所見に問題がないこと、自覚的にも異常を感じないことを確かめるとともに、医師が常時待機することとした。

C. 研究結果

全例足漕ぎ車椅子の駆動は可能であり、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变化がみられた。行動観察を行った6名では、足漕ぎ車椅子での施設内移動距離が、それ以外の手段による移動距離の6.3倍(1.2~12.7倍)であった。10m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。

D. 考察

老健施設を利用する障害高齢者への足漕ぎ車椅子の使用は、心身両面での活動性向上に効果があることが示唆された。

E. 結論

駆動効率の高い新しい脚駆動方式、およびFESによる駆動方式は確立し、また運動負荷推定型パワーアシスト方式についても原理的にはほぼ確立した。改良型の車椅子の試作は丸形ハンドルのものは実施でき、駆動性能の改善が得られることが明らかとなったが、パワーアシスト方式を搭載した車椅子の試作には至らず、今後の課題である。また足漕ぎ式車椅子の使用は、臨床的には、麻痺下肢の筋機能の改善、心身活動性の向上、術後の廃用防止等に有効であることが明らかとなり、施設等の屋内移動には十分な実用性を有する機器となることが示された。屋外移動については、パワーアシスト方式が、またより重度の下肢障害者にはFES方式による駆動が望ましいが、症例数の増加と機器の試作が待たれる。

F. 研究発表

1) 国内

口頭発表 8件

原著論文による発表 2件

それ以外(レビュー等)の発表 1件

2) 国外

口頭発表 13件

原著論文による発表 0件

それ以外(レビュー等)の発表 0件

そのうち主なもの

論文発表

杉田典大, 吉澤誠, 田中明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, 千葉滋: 映像酔いに対する自律神経系の2相性反応, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 9(4), 369-376, 2004

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.

高橋隆行, 関 和則: 下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器. 計測と制御, 45, 440-444, 2006.

学会発表

Seki K, Sato M, Fujii T and Handa Y: Driving a cycling chair without FES in the non-ambulatory hemiplegic patients. Proc 9th Annual Conference of IFESS, pp245-246, 2004.

Takayuki TAKAHASHI, Yuuki NISHIYAMA, Yukiko OZAWA, Eiji NAKANO, and Yasunobu HANDA: Cycling Chair: a novel vehicle for the lower limbs disabled, Proc. 2005 ICMIT 2005, 2005.

Takayuki Takahashi, Yuuki Nishiyama, Yukiko Ozawa, Eiji Nakano, and Yasunobu Handa: A novel Vehicle for Lower Limbs Disabled using Leg Driven Mechanism. Proc. Of Robotics and Automation Conference 2006, pp.24-33, 2006.

受賞

研究奨励賞: 2004.10 (財団法人 石田(實)記念財団)、受賞者: 高橋隆行

題目: 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

G. 知的所有権の出願・取得状況(予定を含む。)

高橋隆行：脚駆動型車椅子のための高効率駆動メカニズム（申請準備中）

心拍数帰還形制御システムの構築に関する研究

分担研究者 吉澤 誠 東北大学 情報シナジーセンター 教授

研究要旨： 本研究では、サイクリングチェアを用いたリハビリテーション・システムにおいて、生体情報をモニタリングすることにより、患者に過大な運動負荷がかからないようにするための基礎的検討を行うことを目的とした。

まず、個人に適した負荷を自動的に提示するために、サイクリングチェアの負荷トルクを操作して、被験者の心拍数を目標心拍数に維持するような自動制御系を構築した。

次に、適切なウォーミングアップ運動あるいはクーリングダウン運動を行なわせることにより、血圧の急激な変動を避けることが可能かどうかを検討した。

また、本システムの応用可能性を考慮し、連続血圧の代わりに計測の容易な光電脈波信号を使用して、同様なモニタリングが可能かどうかについても検討した。

A.研究目的

本研究グループでは、仮想空間におけるサイクリングチェアを用いた運動機能障害者用リハビリテーション・システムを開発してきた[1-3, 5-7]。本システムの対象患者としては、脳卒中や脳脊髄損傷による片麻痺患者、あるいは機能的電気刺激（FES）の補助を受ける対麻痺患者などを想定している[1-7]。

本システムを実用化するために解決しなければならない重要な課題として、患者に対する過大な運動負荷の防止がある。特に脳卒中後遺症患者で問題となるのは、運動

負荷が過大になった場合、これに伴う血圧上昇で再度血管障害を起こす可能性があることである。また、脳脊髄損傷患者では循環系を支配する自律神経系の機能が低下している場合があり、運動時の血圧調節が正常に働かず、脳血流が確保できないために失神するような可能性も考えられる。

そこで本研究では、サイクリングチェアを用いたリハビリテーション・システムにおいて、生体情報をモニタリングすることにより、患者に過大な運動負荷がかからないようにするための基礎的検討を行うことを目的とした。

まず、個人に適した負荷を自動的に提示するために、サイクリングチェアの負荷ト

ルクを操作して、被験者の心拍数を目標心拍数に維持するような自動制御系を構築した。

次に、適切なウォーミングアップ運動あるいはクーリングダウン運動を行なわせることにより、血圧の急激な変動を避けることが可能かどうかを検討した。すなわち、心拍数の変動に対する収縮期血圧の変動パターンを3つの被験者グループ間で比較することで、リスクの違いを評価した。

また、本システムの応用可能性を考慮し、連続血圧の代わりに計測の容易な光電脈波信号を使用して、同様なモニタリングが可能かどうかについても検討した。

B. 研究方法

B-1. システム構成

本研究において構築したシステムの概要を図1に示す。本システムは次の部分から成り立つ[1, 2]。

- VR用PC部：PC, VR用ソフトウェア
- 映像提示部
- サイクリングチェア部：サイクリングチェア, エンコーダ, トルクセンサ, 負荷制御用モータ, マイコンボード
- 生体計測部：PC, 計測用ソフトウェア, 各種センサ

本システムでは、ハンドルの回転角・ペダルの回転速度に基づいた映像の提示・更新と走行時のトルクの測定、ペダルに加わる負荷の制御が可能になっている。また脈波センサにより循環パラメータを計測することが可能である。

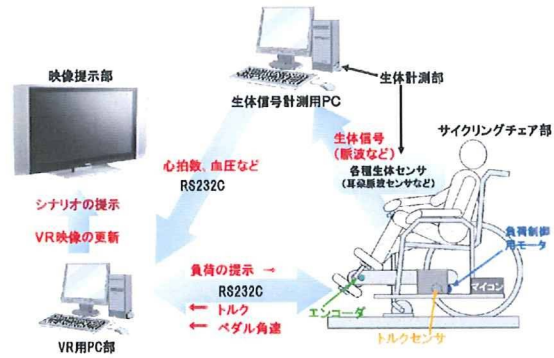


図1 システムの構成

B-2. 負荷制御

本システムでは、負荷制御用としてCPUのSH2-7045Fを搭載したマイコンボード(アルファプロジェクト社製 AP-SH2F-0A)を用いた。内蔵されたタイマ、シリアルインターフェースなどの機能により、エンコーダからのパルスの計数・PWM(パルス幅変調)出力によるDCモータの制御、データの送受信などを実現している。マイコンにおける処理を図2に示す。

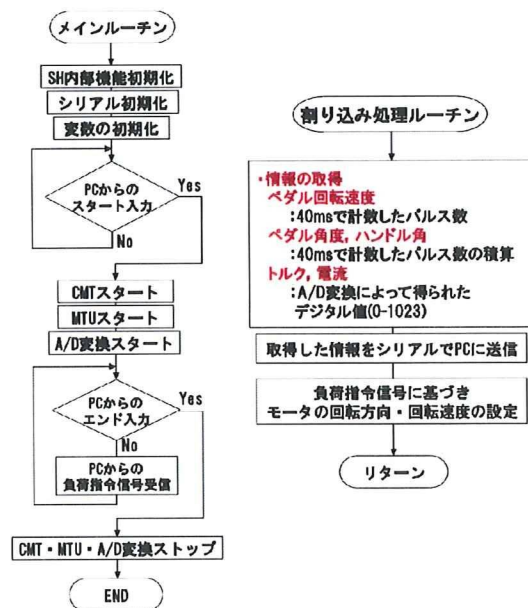


図2 マイコンボードでの処理

B-3. 生体計測部

B-3-1. 脈波計測装置

ペダル漕ぎ動作中の HR と PTTD を計測するために、耳朶脈波センサ、指尖脈波センサを使用した。光電脈波のセンサ部分は発光部として赤外 LED (TLN201, 東芝製)、受光部として赤外フォトリフレクタ (TLP907, 東芝製) のフォト・ダーリントントランジスタ部分を用いた。TLN201 の発光感度ピークは 880nm, TLP907 の受光感度ピークは 900nm にあり、血中のヘモグロビンの吸光特性とほぼ一致した波長域となっている。AD 変換のサンプリング周期は 1kHz で行った。計測した脈波のピークとピークの間隔をから HR を計算している。計算した HR は 1 拍毎に VR 用 PC に RS-232C で送信される。また、脈波伝播時間差 (PTTD) は指尖脈波と耳朶脈波の立ち上がりの検出時間の差から計算した。

B-3-2. 心拍数フィードバック

心拍数 (HR [min]) は酸素消費量 VO_2 と強い相関関係があるため、 HR によってある程度の運動強度を設定することができる。

HR フィードバックを用いた運動の際に、カルボーネンの式 [8, 9] を使うと簡単に目標とする運動強度を設定することができる。運動時の目標心拍数を HR_{target} , 安静時心拍数を HR_{rest} , 運動強度を k , 年齢を age とすると、カルボーネンの式は以下のように示される。

$$HR_{target} = (HR_{max} - HR_{rest}) \times k + HR_{rest} \quad (1)$$

$$HR_{max} = 220 - age \quad (2)$$

リハビリの場合は k を 0.3 程度から始め、徐々に増やしていくのが一般的である。

B-3-3. PI 制御

本研究では、運動時の HR が (1) で与えられる HR_{target} となるように、ペダルの負荷を PI 制御によって操作した。制御部分は図 3 で示される Kawada ら [10] の用いた PI 制御を参考にした。図 3 の各値はそれぞれ f : 周波数, HR_0 : 運動に依存しない心拍変動 (HRV), W : 自転車エルゴメータの負荷, G : 負荷- HR 間の伝達関数, C : 比例積分コントローラ, K_p : 比例ゲイン, K_i : 積分ゲインである。砂川らは心臓病患者の運動を目的として自転車エルゴメータを用いて HR の PI 制御を行っており、 HR 応答が素早く安定するようにゲインを設定しているが、本研究では、急激な HRV を回避することを考慮しなければならないため、 HRV が敏感な被験者をベースにして伝達関数を求めることで急激な HRV を抑えることにした。

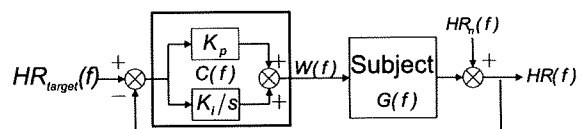


図 3 心拍数の PI 制御

運動時の体動等による脈波計測のノイズや不整脈等による HR の計測誤差の影響をできるだけ除去するために、 HR 制御における HR の値は 5 秒間の平均値を用い、負荷の更新は 5 秒毎に行った。

一般的なゲインを求めるため、予備実験として若年健常者 5 名 (21~24 歳, 男性 4 人, 女性 1 名) を対象にペダル負荷をステ

ップ上に変化させたときのHR応答を計測した。3分間の安静の後、ペダル回転速度60[rpm]・負荷15Wで3分間漕ぐように指示した。その後、負荷提示を70Wに上昇させ、3分間の漕ぎ動作を続けた後、3分間の安静をとった。

実験の結果、運動負荷に対するステップ応答から、パラメータを定常値 $K=13.7$ 、むだ時間 $L=3.6[s]$ 、時定数 $T=18[s]$ とし、 $K_p=18.9$ 、 $K_i=0.41$ とした。求めたパラメータに基づき提示するトルクを決定した。

B-4. VR リハビリシナリオ

従来のエルゴメータを用いたHR制御では機械的に負荷変動が起こるため、単調なリハビリになってしまい運動意欲の低下が懸念される。意欲低下による運動量の低下からHRが低下し、さらに負荷が増加することでそれまで以上に意欲をなくすという悪循環に陥ってしまう。すなわち、シナリオの面白さは単なるリハビリ意欲の向上のみならず、特にHR制御を行う場合には、漕ぎ動作の継続を促すためにも重要である。

本研究では、次の2つのシナリオを作成した。

B-4-1. レコードシナリオ

レコードシナリオはペダルの回転により図4のようにVR空間上に提示されたレコード盤を回転させ音楽を再生することをタスクとしたシナリオである。

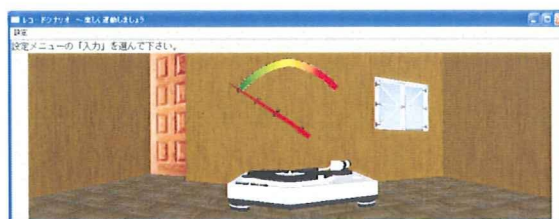


図4 レコードシナリオ

実行者はメータの針が中心を指すようにペダル速度を維持する。シナリオでは60rpmで漕ぐとメータの中心を指すように設定されている。シナリオ実行中にHRフィードバックによって決定された負荷が提示されるため、負荷が機械的に変動するが、負荷によらず一定の速度で漕ぐ。

レコードシナリオの利点は、ペダル速度を一定に維持しようとするため、モータでペダル負荷を変更するだけでHRを制御することが可能であることである。

B-4-2. 坂道追走シナリオ

坂道追走シナリオは、VR空間上に表示された坂道を逃走する追走対象を見失わないようにペダルを漕いで追いかけるシナリオである。VR空間上には図5のように坂道と追走対象が表示される。また、追走対象の速度とペダル速度、意欲向上のためのスコアが表示されている。坂道はHRフィードバックによって決定された負荷変動に応じた勾配が提示される。負荷変動が機械的でリハビリ内容が単調になりがちなエルゴメータを用いた運動に比べ、負荷変動を自然に感じることができる。

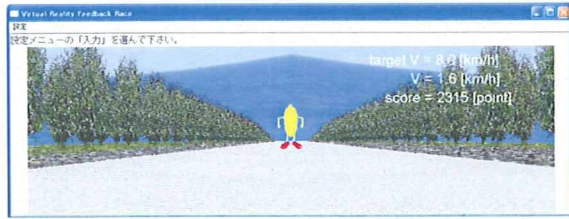


図 5 坂道追走シナリオ

実行者は、目標速度で逃走する追走対象を見失わないようにペダルを漕いで追いかける。そのため、大まかな目標速度を維持することができる。HR フィードバックにより決定される負荷値に応じて坂道の勾配が変化するが、勾配が変化しても追走対象の速度は変化しないため、ペダルにかかる負荷が変動しても目標回転数は維持される。

坂道追走シナリオでは、レコードシナリオの問題点であった VR 空間上での負荷変動の提示とメータの注視によるアミューズメント性の希薄さを解決している。

本報告では坂道追走シナリオを用いた実験結果は省略した。

B-5. 実験

構築したシステムにおいて、レコードシナリオを用いた HR 制御の動作確認の動作確認を行った。また、HR 制御を行ったときの血圧変動 (BPV) を計測した。心拍出量 CO を上昇させるためには HR か血圧 (BP) を上昇させて応答しなければならないため、運動時の環境が異なれば HR 制御時の BPV が異なることが予想される。本実験ではウォーミングアップ (以下 W-up と呼ぶ)、クーリングダウンを HR 制御前後に導入し、BPV にどのような影響を与えるか調査した。また、同時に PTTD を計測し BPV と PTTD の相関関係を調査した。

構築したシステムを用いて HR 制御を行った。HR 制御時の BPV、PTTD を計測するために、耳朶脈波の他に、指尖脈波、フィナプレス式連続血圧計 (BV 製、PORTAPRES) による連続血圧を測定した。指尖脈波、連続血圧は耳朶脈波と同様、生体計測用 PC を用いて AD 変換、保存を行った。

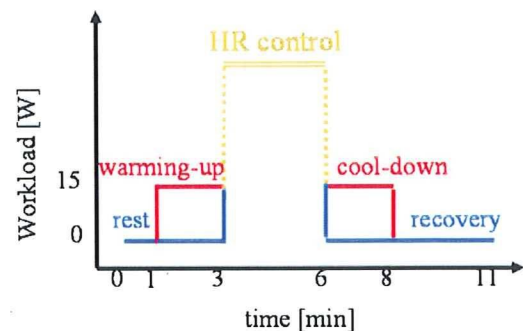


図 6 負荷パターン

本実験ではレコードシナリオを用いて HR 制御を 3 分間行った。ペダルを 60rpm の速度で漕ぐように指示し、式(1)のカルボーネンの式 ($k=0.3$) で設定した HR_{target} に到達するようにペダルのトルクを変動させた。負荷変動を図 6 に示す。同図に示すように HR 制御の前後にウォーミングアップ (W-up) を 15W で 2 分間を行った。また、比較のために W-up を行わない場合も計測した。

被験者は平均年齢 23.5 ± 2.0 歳の健常者 10 名 (男性 9 名、女性 1 名) である。各試行の間に十分時間をおいて、2 回の試行を行った。

C. 結果

5 秒毎に平均した心拍数 HR、収縮期血圧 SBP、耳朶脈波 - 指尖脈波間の脈波伝播時間

差 $PTTD$ の変動を図 7~9 に示す。変動分を検討するために安静時 60 秒間の平均値を基準とした変動を示しており、各被験者の変動分の平均値を示している。水色の影が付いている時間区間は、W-up の有無で有意差が認められた区間を示している。

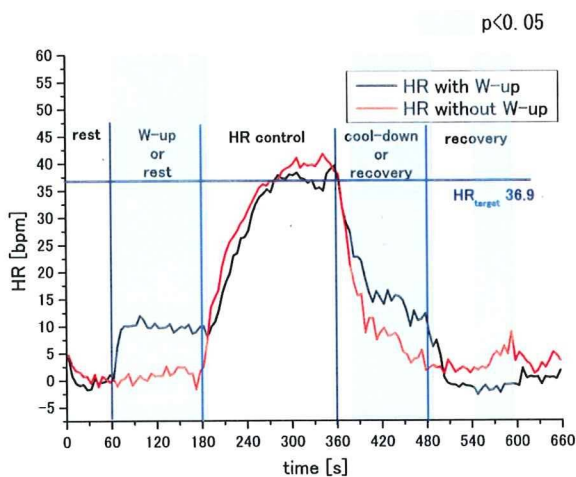


図 7 心拍数制御時の HR

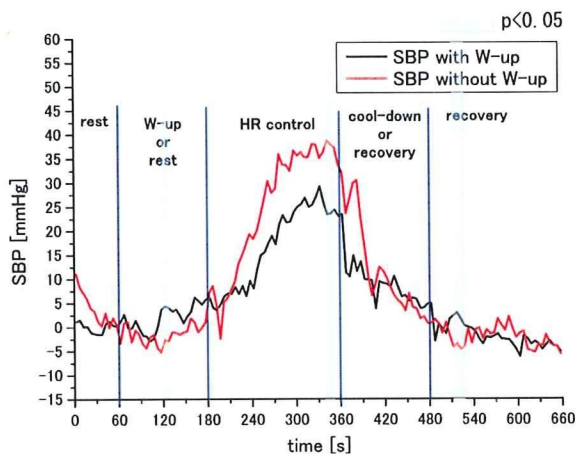


図 8 心拍数制御時の SBP

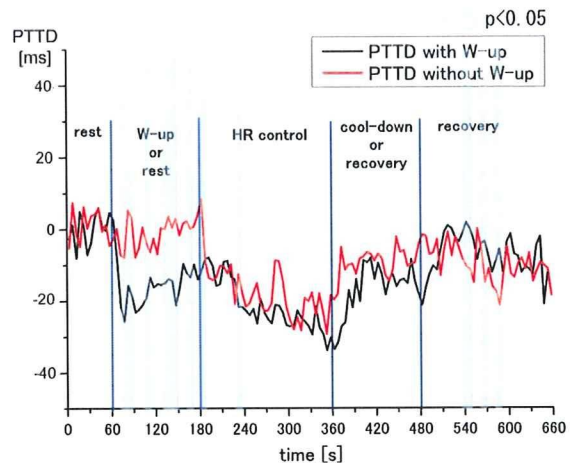


図 9 心拍数制御時の PTTD

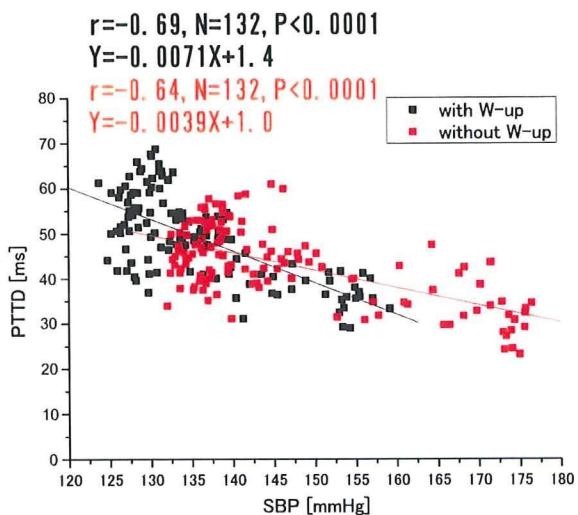


図 10 SBP と PTTD の相関

SBP と PTTD の相関を求めると、図 10 のようになり、SBP と PTTD の間に逆相関(W-up 有: $r = -0.69$, W-up 無: $r = -0.64$)が見られた。

D. 考 察

シナリオ実行中の HR は、いずれの被験者においても安定して HR_{target} をほぼ維持できており、本システムの負荷制御が良好に実行できたことを示している。また、前後に軽度の運動を行うことによって、 HR 制御開

始および終了時の HR の変化量が減少していることがわかる。

一方、SBP は W-up の有無で運動負荷中の値に約 10mmHg の差が見られた。HR がほぼ同じ値であるにもかかわらず、SBP に差が生じたことは、安全な HR フィードバック運動において W-up が重要であることを示しているばかりでなく、HR フィードバックのみでは、このような血圧上昇を検出・抑制することが困難であること示している。すなわち、より安全なリハビリのためにはこのような血圧上昇を考慮する必要があることが分かる。

W-up の有無で SBP に差が生じた原因は、W-up を行うことで事前に血管が拡張し、急激な SBP の上昇が抑制されたためであると考えられる。これは図 9 の 60s-180s の区間で W-up をした場合に PTTD が短くなっているにもかかわらず、図 8 の SBP がほぼ変わらないことから推測できる。すなわち、W-up したことにより、この区間で血流が増加して、血管が硬くなった (PTTD が短くなった) にもかかわらず、SBP がほぼ変わらなかったのは、W-up 前より血管が拡張したためであるからである。

図 7 と図 8 を比較すれば分かるように、HR が同程度であっても SBP が異なるので、血圧上昇の監視にとって連続血圧を計測することは重要である。しかし、連続血圧が計測できる装置は現在のところ高価であり身体的拘束を必要とするため、本システムに導入することは困難である。これに対して、安価で比較的簡単に計測できる PTTD は BP と逆相関関係にあるため、PTTD を SBP の代用とすることが考えられる。確かに図 10 に示したように、SBP と PTTD の間に逆相関が見られる。しかし、W-up をした場合より、W-up をしない場合のほうが、血圧はより上

昇するにもかかわらず、PTTD の減少の割合は少ない。したがって、PTTD をモニタしただけでは、血圧の変化は推測できるが、その絶対値は分からない。

本実験では、レコードシナリオを用いて HR 制御を行った。良好に HR 制御が実行できているが、問題点として、サイクリングチェアをコントローラとして使用しているため、VR 空間上に負荷変動を提示しても直感的にサイクリングチェアと VR 空間との対応関係を理解させるのが困難であることが挙げられる。速度維持を行うためにメータを注視するため、アミューズメント性が薄れてしまうことも問題である。

E. 結論

本研究では、サイクリングチェアを用いたリハビリテーション・システムにおいて、生体情報をモニタリングすることにより、患者に過大な運動負荷がかからないようにするための基礎的検討を行うことを目的とした。

まず、個人に適した負荷を自動的に提示するために、サイクリングチェアの負荷トルクを操作して、被験者の心拍数を目標心拍数に維持するような自動制御系を構築した。10 人の被験者を対象とした実験において、PI 制御を用いることにより、心拍数を目標値に自動的に近づけることが可能であることが確かめられた。

次に、適切なウォーミングアップ運動あるいはクーリングダウン運動を行なわせることにより、血圧の急激な変動を避けることが可能かどうかを検討した。その結果、2 分間のウォーミングアップ運動により、心拍数を同一にしたまま血圧を 10mmHg 程度下げることが可能であることが分かった。

また、本システムの応用可能性を考慮し、連続血圧の代わりに計測の容易な光電脈波信号を使用して、同様なモニタリングが可能かどうかについても検討した。2つの光電脈波から求められる脈波伝播時間差 *PTTD* を使えば血圧変動の目安となることが分かったが、*PTTD* のみの観測では血圧の絶対値は得られない。

本システムを脳卒中患者に実際に適用するための問題点を検討するためには、脳卒中患者が高齢であり動脈硬化が進んでいることを考慮しなければならない。そこで、本システムを使用する場合に、心拍数、血圧、および *PTTD* の変化パターンが、加齢や動脈硬化によってどのように変わるかを明らかにすべきである。

参考文献

- [1] 鈴木聡子, 田中明, 高橋隆行, 関和則, 半田康延, 吉澤誠: サイクリングチェアを用いた下肢麻痺患者用リハビリシステムの開発, 日本バーチャルリアリティ学会第9回大会論文集, 551-554(2004)
- [2] 佐藤昇, 吉澤誠, 田中明, 高橋隆行, 関和則, 半田康延, 今井尚志, 木村格: バーチャル・サイクリングチェア・システムを用いた下肢麻痺患者用検査・訓練の臨床実験, 日本バーチャルリアリティ学会第10回大会論文集, 335-338 (2005)
- [3] 佐藤昇, 吉澤誠, 田中明, 高橋隆行, 関和則, 半田康延: 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, 日本バーチャルリアリティ学会第11回大会論文集, pp.372-373 (2006)
- [4] 牧野健一郎, 吉本奈美, 和田太, 蜂須賀研二: 脳卒中片麻痺患者における下肢

駆動型車椅子の有用性, リハビリテーション医学, Vol.40, No.9, 617-620 (2003)

- [5] 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 (2003)
- [6] 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, 209-212 (2002)
- [7] 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の設計と不全麻痺者による実験, 第10回日本FES研究会学術講演会 (2003)
- [8] 田嶋明彦, 伊東春樹: 運動処方, 特に運動強度の設定について, Heart View 3(8), 857-860 (1999)
- [9] JH Rimmer: Fitness and Rehabilitation Programs for Special Populations, WCB Brown and Benchmark Publishers (1994)
- [10] Toru Kawada, Yasuhiro Ikeda, Hiroshi Takaki, Masaru Sugimachi, Osamu Kawaguchi, Toshiaki Shishido, Takayuki Sato, Wataru Matsuura, Hiroshi Miyano, and Kenji Sunagawa: Development of a servo-controller of heart rate using a cycle ergometer, Heart Vessels, No.14, 177-184 (1999)

F.研究発表

F-1.論文

1. Baeux K., Yoshizawa M., Tanaka A., Seki K., Handa Y.: Virtual Reality Counterparts of Pencil and Paper Tests for Hemispatial Neglect: a protocol, CyberPsychology & Behavior, Vol.9, No. 2, pp. 192-195, 2006

2. Daisuke Ogawa, Makoto Yoshizawa, Akira Tanaka, Ken-ichi Abe, Paul Oregario, Tadashi Motomura, Hisashi Okubo, Takeshi Oda, Toshiya Okahisa, Steohen R. Igo, Yukihiro Nose: Indirect flow measurement of the NEDO PI gyro pump for Chronic BVAD experiments, ASAIO J, Vol. 52, pp, 266-271, 2006

F-2.学会発表

1. 佐藤 昇, 吉澤 誠, 田中 明, 高橋 隆行, 関 和則, 半田康延: 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, 日本バーチャルリアリティ学会 第11回大会論文集, pp.372-373 (2006)

F-3.新聞報道

該当なし.

G.知的所有権の取得状況

該当なし.

研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
高橋隆行、 関 和則	下肢麻痺者のための新しい脚駆動型移動機器	計測と制御	45	440-444	2006
Baheux K., Yoshizawa M., Tanaka A., Seki K., Handa Y.	Virtual Reality Counterparts of Pencil and Paper Tests for Hemispacial Neglect	CyberPsychol. Behavior	Vol.9, No. 2	192-195	2006
Ogawa D, yoshizawa M, Tanaka A, Abe K, Oregario P, Motomura T Okubo H, Oda T Okahisa T, Igo S R, Nose	Indirect flow measure ment of the NEDO PI gyro pump for Chronic BVAD experiments	ASAIO J.	Vol. 52	266-271	2006

研究成果の刊行物・別冊

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, Seirycho-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).
 J-L 0005/06/4505-0440 © 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とも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。

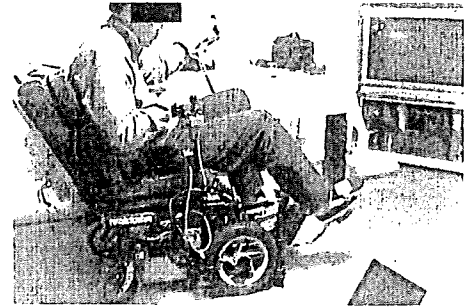


図1 開発した脚駆動式車椅子による走行試験の様子

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歩行が可能である。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歩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の小型化のためには、脚には適度な負荷を与えつつ、脚発動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。このような小さな巡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・脊髄の中核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ケースが多くあり、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

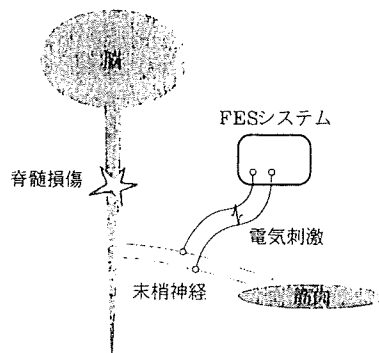


図3 FES(機能的電気刺激)の原理(脊髄損傷の場合)

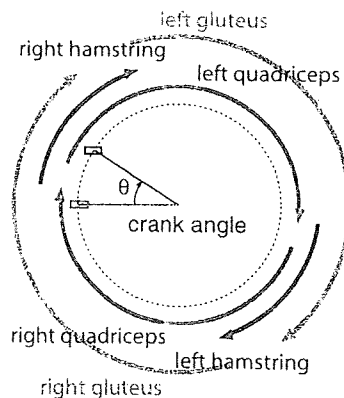


図4 FESにおける筋刺激パターンの例

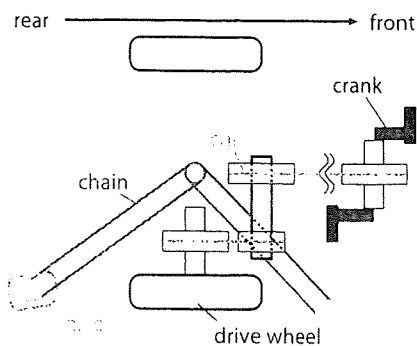


図2 サイクリングチェアの機械的な構造

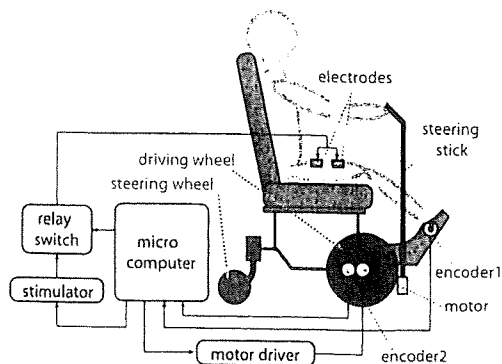


図5 サイクリングチェアの制御ブロック図

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、リハ医からみた自力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⁵⁾。

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°~90° を P1、90°~180° を P2、180°~270° を P3、270°~360° 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 (42.8~55.8) [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

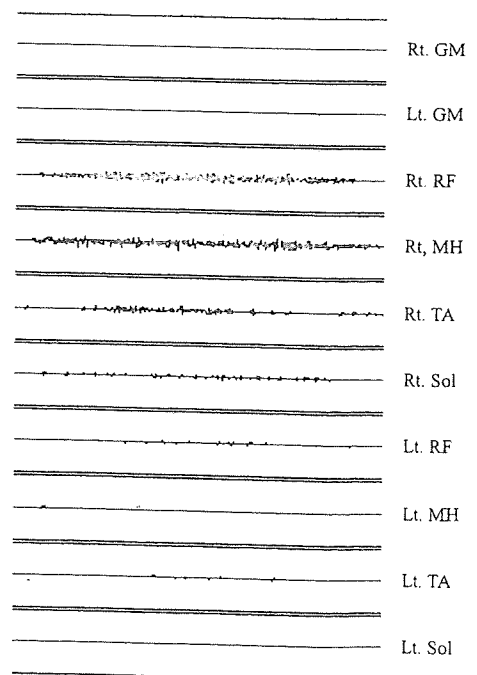


図 6 左片麻痺患者の随意運動時の表面筋電図 (左下肢 (麻痺側) の等尺性伸展運動時に記録)

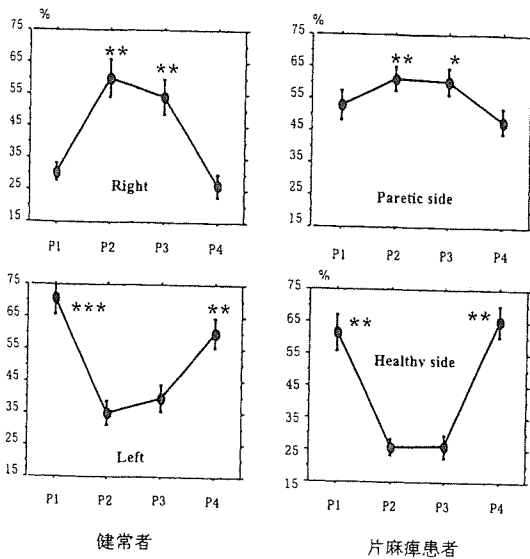


図7 健常者と片麻痺者における内側広筋の平均%EMG

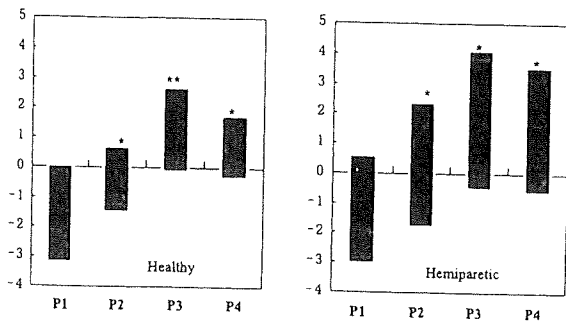


図8 健常者と片麻痺者における各相のペダル回転トルクの積分値 (* : $p < 0.05$, ** : $p < 0.01$)

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%EMG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⁹⁾。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合、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、パーキンソンニズム、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变化がみられた。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.

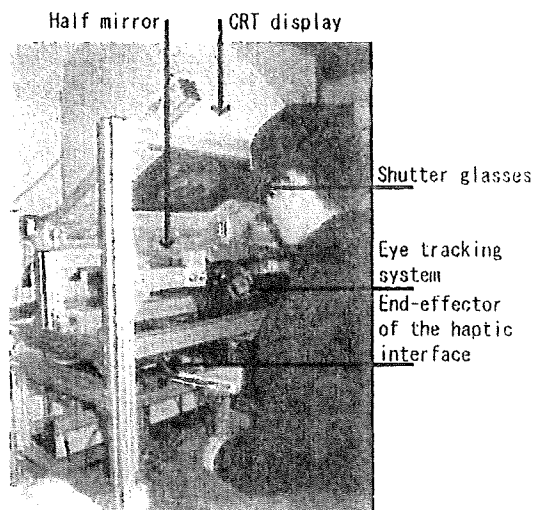


FIG. 1. Overview of the main.

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

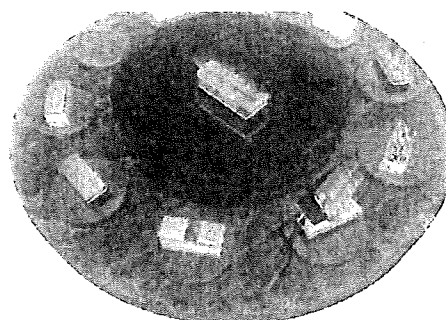


FIG. 3. Virtual sushi bar.