

方と、SolMEP、TAMEPの振幅増大にみられる脊髄運動ニューロンの促通が、皮質運動野の興奮性増大に伴って生じるとする考え方との間には、脳から脊髄への信号伝達経路を同じ皮質脊髄路と仮定した場合に矛盾が生じる。したがって、随意ペダリング中に発生する脳から脊髄への抑制性の信号伝達には、皮質脊髄路以外の経路を想定することが妥当であろう。

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。

F. 研究発表

1. 論文発表

口頭発表 8件

2. 学会発表 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

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.

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）

屋内外における足漕ぎ車椅子の実用使用に関する研究

分担研究者 関 和則 東北大学助教授

研究要旨：駆動様式と操舵方法に変更を加えた足漕ぎ車椅子が、老人保健施設に入所あるいは通所している高齢障害者の、施設内外での実用移動に適しているかどうか、また実際の使用後に心身機能の改善が図れるかを検討した。さらに市街地での実用移動についても検証した。対象とした高齢障害者では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。行動観察の結果では、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倍に増加した。10m 歩行時間の短縮が得られる例もみられ、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。また市街地での走行実験では、平坦な道路やデパート等の施設での駆動には問題がなく、走行性能に優れていることが検証できた。

A. 研究目的

本研究では、申請者らが開発した足漕ぎ式車椅子について、①より少ない力で駆動でき、②小型・軽量で搭乗者の生体情報フィードバックのあるパワーアシスト方式を装備し、③痙性緩和のための補助的FESシステムと融合させた、より高い性能を有する下肢駆動型移動機器を開発することを目的とした。またこれにより肢体不自由者や身体的弱者が、高速長距離の移動能力を獲得するとともに、身体機能の改善が図れるかどうかを検証することを目標とした。

B. 研究方法

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者11名（60-86歳）を対象とした。5台の足漕ぎ車椅子

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訓練として実施した。一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足漕ぎ車椅子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分間の足漕ぎ車椅子乗車前後で10m歩行時の歩行時間を計測した。

（倫理面への配慮）

研究にあたっては、研究協力者に対し、本研究の目的、方法、予測される結果、安全性などについて十分説明すると共に、予測される危険性、不利益とその対処法についても十分に説明して理解を得、さらに書面で確認し、本人の同意を得た上で実施した。また、研究遂行時において、被験者の健康状態をチェックし、顔色、血圧、呼吸、心拍数などの他覚

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增加し、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、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。

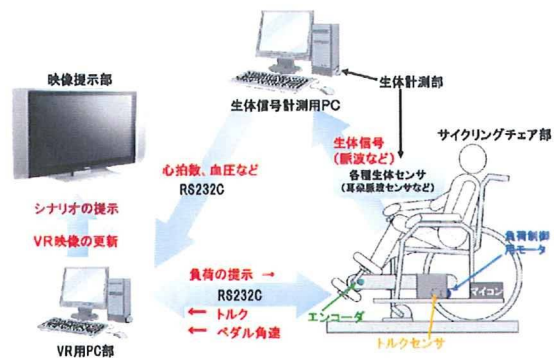


図1 システムの構成

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。

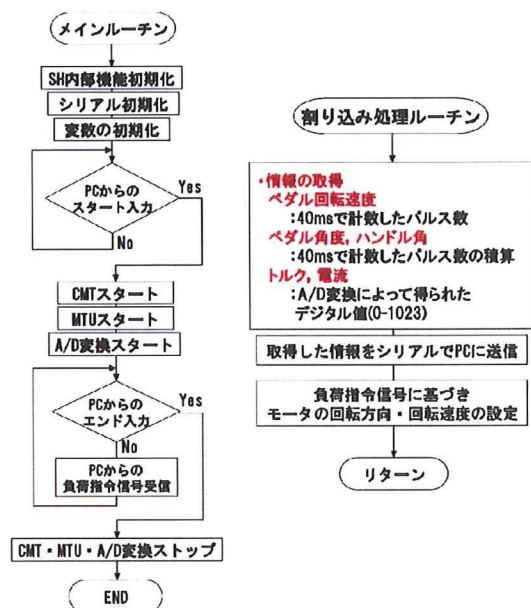


図2 マイコンボードでの処理

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 [1/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。

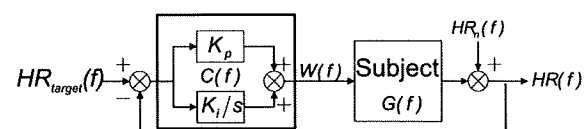


図 3 心拍数の PI 制御

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。

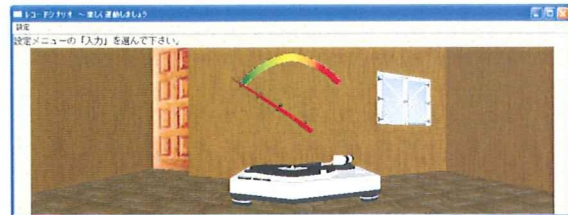


図4 レコードシナリオ

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。

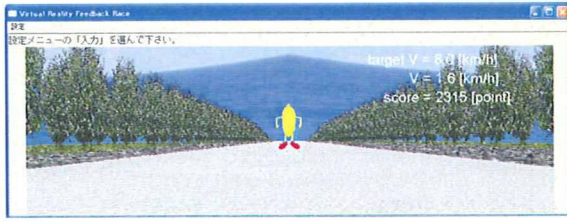


図 5 坂道追走シナリオ

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。

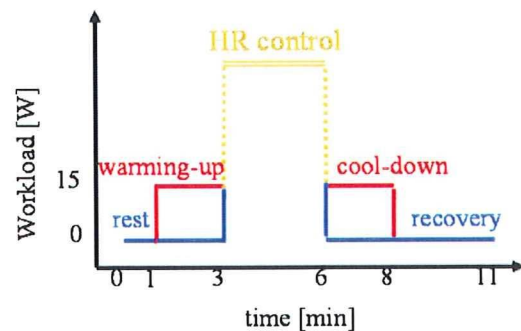


図 6 負荷パターン

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。

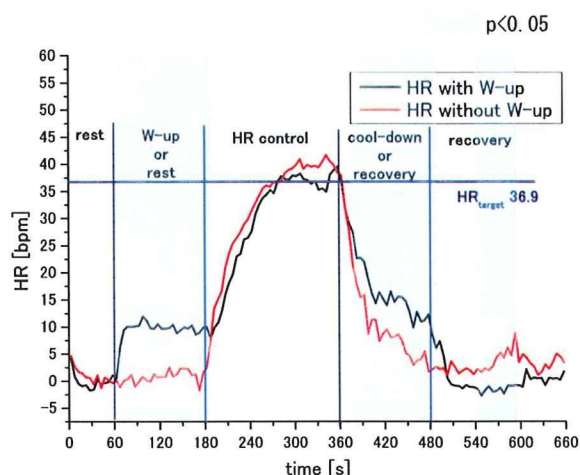


図 7 心拍数制御時の HR

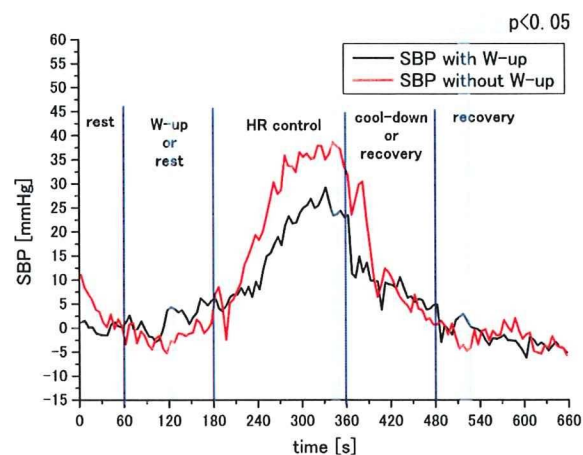


図 8 心拍数制御時の SBP

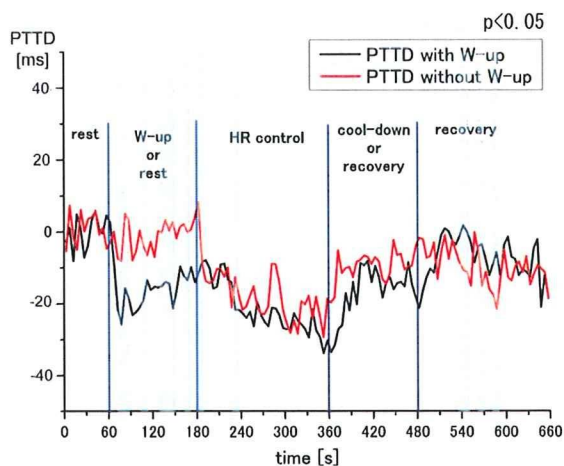


図 9 心拍数制御時の PTTD

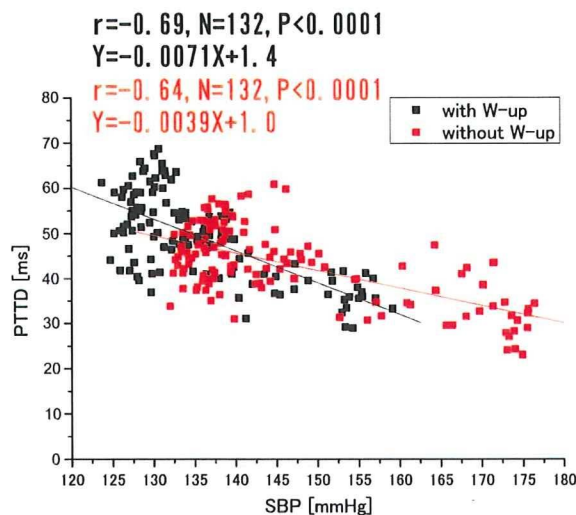


図 10 SBP と PTTD の相関

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} をほぼ維持できしており、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. Baheux 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 Hemispatial 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 measurement 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

FES Cycling Chair for the Lower Limbs Disabled People with Electric Motor Power Assist

Takahashi T¹, Takazawa M¹, Nishiyama Y¹, Nakano E¹, Handa Y²

¹ Graduate School of Information Sciences, Tohoku University, JAPAN

² Graduate School of Medicine, Tohoku University, JAPAN

Email: taka@robotics.is.tohoku.ac.jp

Website: <http://www.robotics.is.tohoku.ac.jp>.

Abstract

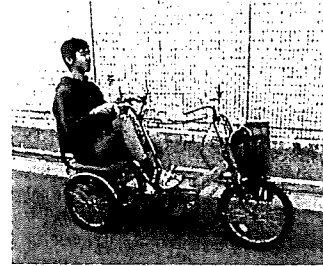
The goal of our research is to develop a practicable vehicle for the lower limbs disabled along with improving health, which can be used in their daily life. We developed a vehicle based on a wheelchair, we call it as cycling chair. The cycling chair has two relatively big front wheels linked to the pedals with a mechanical chain to propel it, and a steering wheel at the rear part is controlled with a steering stick by the rider. Two types of controller, PD based and Physical work estimator based, are discussed and tested with a quadriplegia subject. The PD based controller aims at minimizing the electric motor assist in order to maximize the energy efficiency of the total system. And the estimator based one enhances not only the efficiency but optimality of power assistance.

1 Introduction

Several FES mobile cycling vehicles for the lower limbs disabled people has been reported [1-11]. Some of them are based on bicycle [1,7,9], recumbent tricycle [3-5], four-wheeled vehicle [2], and wheelchair [6,8,10,11]. The former three types are useful for outdoor long distance locomotion but are not suitable for indoor application because of their mechanical size and the posture of riding.

Stein et al.[6] modified a commercial wheelchair replacing a standard footrest with an adjustable one that can be raised and pumped by the feet in order to propel the wheels forward. This wheelchair is small enough for indoor use but it is not able to go backward.

Authors are also developing vehicles based on wheelchairs [9-11], which have cycling pedals and are capable of moving both forward and backward by changing the pedalling direction. We call them as 'cycling chairs.' The goal of our research is to develop a practicable vehicle for the lower limbs disabled along with improving health, which can be used in their daily life.



(a) Our first FES bicycle developed in 2000 based on a commercial electric motor assisted bicycle (Yamaha PAS Wagon PT10) [7]. Electric motor power assisting function was incorporated in 2001 [9].



(b) Electric motor power assisted FES vehicle developed in 2001 based on a commercial four wheeled electric cart.



(c) Swing pedal type of leg-driven wheelchair developed in 2001 [8].

Figure 1: Some of the prototypes of leg-driven vehicles for the lower limbs disabled developed by authors so far.

This paper describes the mechanism and control of the latest cycling chair developed by authors and gives some experimental results from one C4 quadriplegia subject.

2 Methods

Figure 1 shows some of our leg-driven vehicle developed so far for the lower limbs disabled people. Based on the knowledge from the development, we are now working on a full-designed cycling chair shown in Figure 2.



Figure 2: The latest version of the leg-driven vehicle (cycling chair).

The cycling chair has two relatively big front wheels linked to the pedals with a mechanical chain to propel it. A steering wheel is assigned at the rear part of the chair, and the steering angle is controlled by the steering stick. The subject instructs desired velocity with a joystick installed at the opposite side of the steering stick. Whole system is controlled by an onboard micro computer (Hitachi SH-2 + Altera FPGA), and all of the other required equipment is also onboard (Figure 3).

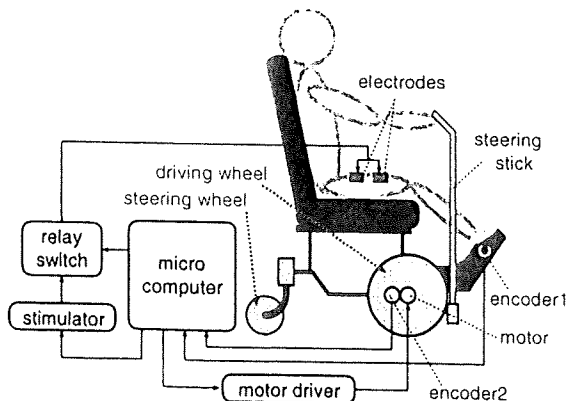
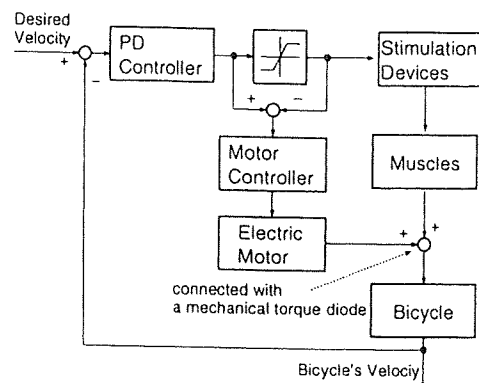


Figure 3: Control system of the cycling chair.

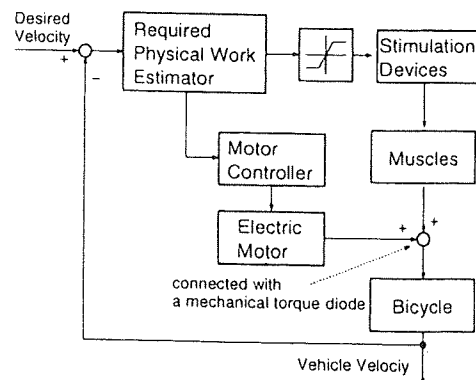
We designed two types of controllers as shown in Figure 4 aiming to control the force distribution of legs and power assist. We used a special mechanical device, a torque diode which transmits torque only from its input to output regardless of rotational direction, in mechanical design to realize the aim with the controller.

One of the controller, PD based one, is shown in Figure 4(a). If the error between the actual and desired velocity of the chair is small

enough, no signal drop appears on the saturation element which prevents excessive stimulation to the muscle. Once the feedback error is large, some signal drop appears on the saturation element, the motor is excited to supply inadequate torque. Thanks to the torque diode, the supplied torque by the motor is simply added to the one generated by legs. Thus it can be said that this controller tries to use the force generated by legs as much as possible to propel the cycling chair. This gives both maximum battery saving and sufficient exercise to the subject simultaneously.



(a) PD based controller.



(b) Physical work estimator (PWE) based.

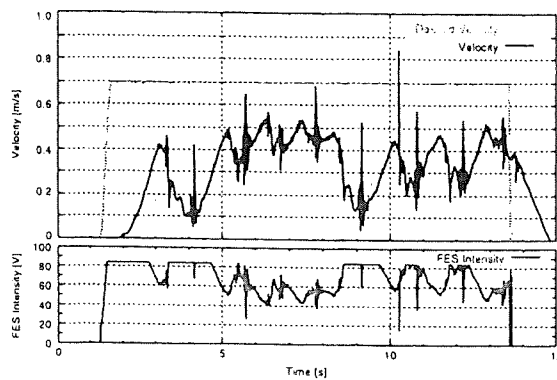
Figure 4: Two controllers which are designed and tested in this paper.

The other controller is physical work estimator based one as shown in Figure 4(b). The estimator estimates required physical work to make the chair run at the desired speed and it distributes the work to the stimulator and the motor according to a pre-defined criterion, for example, minimizing the power assisting or optimizing the load on legs, etc. The estimation is executed using pre-measured legs' maximum force, weight of the system, and friction property. We are planning to identify all those quantities except for the friction during the operation, but it has not been completed yet.

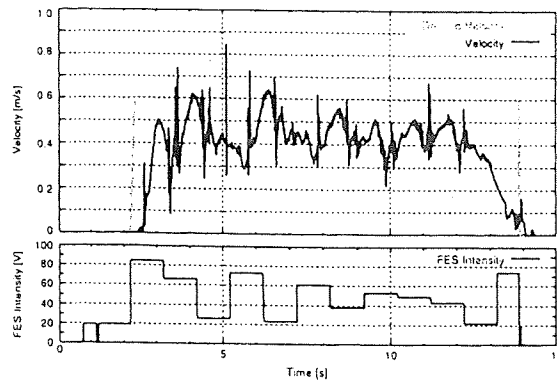
3 Results

Figure 5 shows experimental results for one C4 quadriplegia male subject aged 49. The stimulation parameters are set to be constant frequency (100Hz), and 250µs pulse width. We used surface electrodes.

It can be observed that the resulted velocity of the chair with PWE controller is smoother than that of PD based one. Obviously both results have a certain amount of steady state error for the velocity, but it is not so serious because, suppose driving a car, steady velocity in cruising is more important for the rider.



(a) With the PD based controller.



(b) With the PWE based controller.

Figure 5: Experimental results for one C4 quadriplegia subject.

4 Discussion and Conclusions

A cycling chair was proposed and two controllers for the chair were discussed. The physical work estimator based controller produced relatively smooth speed compared to the other. We are working on improving and extending the PWE based controller function, for example, on-line identification the physical parameters which required for the estimation using more clinical data.

References

- [1] J.S.Petrofsky, H.Heaton III., 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,, G.G.Jarasm, 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, 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, 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, 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] M.Kawada, Y.Hasebe, T.Takahashi, Z.D.Wang, E.Nakano, H.Andou, T.Fujii, and Y.Handa, A development of an Intelligent FES Bicycle for disabled people, *Proc. of the Soc. of Instr. and Contr. Eng. Tohoku chapter workshop*, no.192-16, Nov. 2000. (in Japanese)
- [8] M.Takazawa, A research on a leg driven FES wheelchair for paraplegics, *Graduate thesis of Tohoku University*, 2001. (in Japanese)
- [9] Y.Hasebe, M.Shoji, T.Takahashi, E.Nakano, T.Fujii, Y.Handa, Control of FES based Bicycle with Power Assistance for Person with Paraplegia, *Proc. of the 19th Annual Conf. of the Robotics Soc. of Japan*, 3M35(CDROM), 2001. (in Japanese)
- [10] M.Takazawa, M.Shoji, T.Takahashi, E.Nakano, Y.Handa, A Power-Assisted Cycling Wheelchair for Lower Limbs Disabled, *Proc. of the 2nd JSME Symp. on Welfare Eng.*, 209-212, 2002. (in Japanese)
- [11] T.Takahashi, M.Takazawa, Y.Nishiyama, Y.Handa, E.Nakano, Design of an FES Cycling Chair and the Experiments by a Paretic Patient, *Proc. of the 10th workshop of the Japan FES Assoc.*, 55-60, 2003. (in Japanese)

Acknowledgements

We would like to express sincere thanks to the subject who took part into this study. We also thank to JST (Japan Science and Technology Agency) for financial support

Driving a cycling chair without FES in the non-ambulatory hemiplegic patients

Seki K , Sato M , Fujii T, Handa Y

Department of Restorative Neuromuscular Surgery and Rehabilitation,
Tohoku University Graduate School of Medicine
2-1 Seiryomachi, Aoba-ku, Sendai 980-8575, Japan

Email: k-seki@gonryo.med.tohoku.ac.jp
Website: <http://fes.med.tohoku.ac.jp/>

Abstract

We investigated if the non-ambulatory patients with severe hemiparesis could drive the newly developed cycling chair by both legs pedalling without FES and studied the relation between the muscle activities on both paretic and non-paretic lower limbs. All the patients could drive the cycling chair without FES at least in the straight line with the speed more than the level of practical speed for indoor walking. EMG recorded on the lower limb showed significant activities could be induced even in the paretic side during driving. Use of a cycling chair has a possibility as a tool of practical locomotion and therapeutic exercise for the non-ambulatory hemiplegic patients.

1 Introduction

Driving a cycling chair with FES system is being established as a useful way of locomotion in the patients with paraplegia. However, for the patients with hemiplegia, clinical importance of using a cycling chair is not yet clarified. If the non-ambulatory hemiplegic patients can drive a cycling chair without FES system, it will be a practical tool for locomotion as same as the case of paraplegia. We developed a cycling chair with a steering system to control a front wheel by one hand and investigated if the patients with severe hemiparesis can drive it by both legs pedalling. Furthermore, we studied the relation between the muscle activities on both paretic and non-paretic lower limbs.

2 Methods

Experiment 1

Six non-ambulatory hemiparetic patients (55~83 years) after a stroke onset participated and tried driving the cycling chair we developed. The level of hemiparesis evaluated

by Brunnstrom's stage (BS) was II in the five patients and III in one patient. Four patients had left hemi-spatial neglect and one patient had aphasia. According to the instruction to drive with maximum effort, they drove it on the oval course with 20m distances in the gym three times and mean driving speed was recorded.

Experiment 2

Three healthy adults (26~45 years) and four non-ambulatory hemiparetic stroke patients (69~81 years) participated and surface EMG during driving the cycling chair was recorded in the both legs (Fig1 and 2). Two patients were BSI and other two patients were BSII. The surface electrodes to record EMG were put on the following muscles: gluteus maximus (GM), rectus femoris (RF), vastus medialis (VM), medial hamstrings (MH), tibialis anterior (TA), and soleus (Sol) in both sides. The EMG was recorded by using a telemetry system during isometric muscle contraction with total flexion and extension in each leg and during driving the cycling chair straightforward with maximum effort in 13m distances. According to the forward movement of the left pedal from the top position, the rotation cycle of the pedal was divided into 4 phases (P1~P4) every 90 degrees. The pedalling torque was shown by a sine curve and it indicated minus values when the left pedal moved from top to bottom. The mean values of integrated EMG in each phase were compared statistically with Sheffe's method.

3 Results

Experiment 1

All the patients could drive the cycling chair on the oval course, but the patients with left hemi-spatial neglect needed some assists for steering the corner. The mean driving speed was 32.5 m/min.

Experiment 2

The integrated pedalling torque showed minus values in P1 and P2 and plus values in P3 and P4 in all subjects. In the healthy subjects, VM, MH and Sol in left side and RF and TA in right side were significantly active in P1 and P2. In P3 and P4, the muscle activities in each side reversed. GM of both sides showed no significant activities in all phases. In the patients, the pattern of muscle activity in the non-paretic lower limb was similar to that of the healthy subjects, but MH tended to be active together with RF and TA, and the two patients showed significant activity of GM in P1. While no clear signals of EMG were detected from the paretic muscles when performing isometric contraction, some periodic EMG signals appeared during driving and the integrated EMG of several paretic muscles showed significant differences among 4 phases. However, those tended to make co-contraction with the homologous muscles in the non-paretic side at the same phase.

4 Discussion and Conclusions

All the patients could drive the cycling chair with excellent manner at least on the straight line. Since the mean speed while straight driving was 49.5 m/min and it was more than the level of practical speed for indoor walking, it is suspected that the cycling chair can provide a chance of practical locomotion for the non-ambulatory hemiparetic patients. According to the muscle activities in the healthy subjects, VM, MH and Sol move a pedal downward and generate the torque to propel the cycling chair, while RF and TA assist another pedal moving upward. In the patients, however, this reciprocal pedalling pattern disappeared. MH in the non-paretic lower limb may act to assist a pedal moving from bottom to top by co-contracting with RF and TA. GM, that is inactive in the healthy subjects, will participate in the phase for pushing a pedal forward cooperatively with Sol in some patients. The muscles in the paretic lower limb showed significant activities during pedalling compared to isometric voluntary contraction. This result indicates driving the cycling chair can induce some activities in the paretic leg muscles even in the patients with severe hemiparesis.

Acknowledgements

This study was supported in part by the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology of Japan under a Grant-in-Aid for Scientific Research.

Figure 1



Figure 2:

