

う飽和要素により制限している。用いた刺激装置(OG 技研 パルスキュープロ KR-7) から発生する刺激の強度は、本刺激装置の刺激強度調整つまみを外部から R/C サーボモータで機械的に動かすことにより行っている。また各筋に対する電気刺激の切り替えは、クランク角度に応じてリレースイッチを on/off することにより行った。

本サイクリングチェアの特徴のひとつとして挙げた、駆動トルクの不足を自動的に補うパワーアシスト機能は、上述の飽和要素の入出力間の差信号を用いて必要な駆動力の補完量を計算することにより実現している。これにより、筋の疲労のような短期的な変化や、あるいはリハビリによる筋力の回復のような長期的な変化の両方に、自動的に適応するようになっている。しかしながら、より詳細な身体情報(心拍や血圧、その他の情報)を活用して、さらにインテリジェントなパワーアシストの実現も可能であると考えられる。今後の検討課題としたい。

3. 下肢障害者による臨床試験

3.1 試験手順 頸随損傷による C4 レベル四肢不全麻痺者(49才、男性)の協力を得て、開発したサイクリングチェアの動作試験を行った。試験手順は以下の通りである。

- (1) 予備診断・サイクリングチェアの調整 損傷部位の確認、健康状態等の診断。体型に合わせた各種機械的調整箇所の調整と確認。車椅子を押して、受動的運動に対する各関節への負荷の計測。
- (2) 電気刺激量・刺激部位の決定 脚を無拘束状態にして、表面電極を貼付の上電気刺激を与え脚の挙動をみる。ここで電気刺激最大量および最適刺激部位を決定する。
- (3) 電気刺激による力発生量の計測 脚をペダルに乗せた状態で電気刺激を行う。車椅子の駆動輪にはブレーキをかけ、ペダル角度を 30[deg] ずつ変化させながら脚発生力を計測する。これにより筋のシミュレーションモデル(関節発生力 τ_1 、 τ_2)を得る。またその際の足関節の背屈・底屈を抑えるため、足関節にサポータを装着する。
- (4) 刺激タイミングの設計・決定 以上の測定・検討に基づき、まずコンピュータシミュレーションにより刺激タイミングを設計し、かつ



(a) 刺激試験の様子



(b) 足部拡大

図 10 一定量の刺激による発生トルク試験

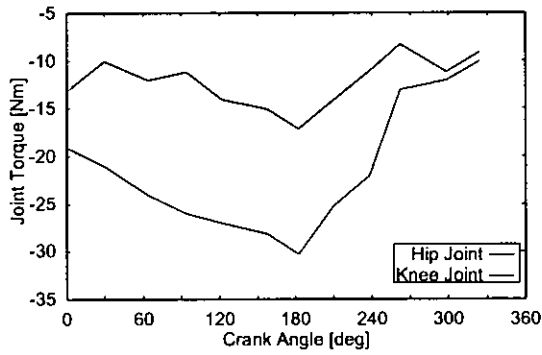
機械的調整箇所の最適点を決定する。その結果を用いて連続サイクリング運動を実現する。

4. 試験結果

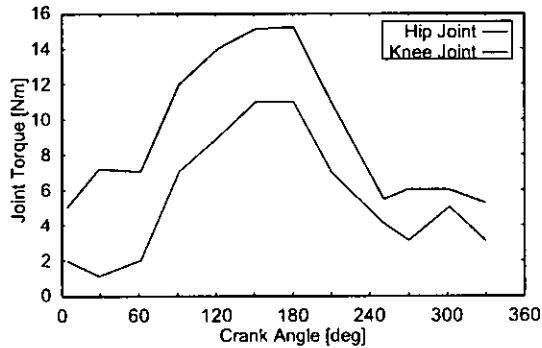
被験者は、受傷前に運動をしており、受傷後も筋力保持のためのリハビリテーションを続けていたことにより、試験開始時において十分な筋肉の残存が確認された。試験の様子を図 10 に示す。

大腿四頭筋(内側広筋、外側広筋)および大腿二頭筋をそれぞれ個別に刺激し、十分な力が発生する箇所に表面電極を固定した。調整の結果、最大の刺激強度は、大腿四頭筋が解放電圧で約 70[V]、大腿二頭筋が約 40[V] とした。

次に、サイクリングチェアに座った状態で足部をペダルに固定し、クランク角度を 30[deg] ずつ変えながら一定刺激を約 3 秒間加えてクランク部での発生力および発生トルクを計測した。その

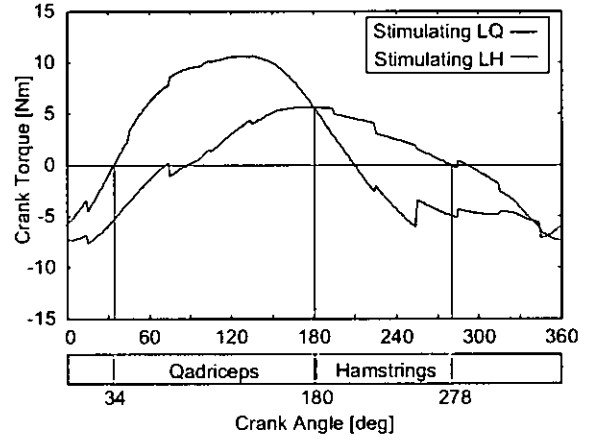


(a) 大腿四頭筋で発生する関節トルク

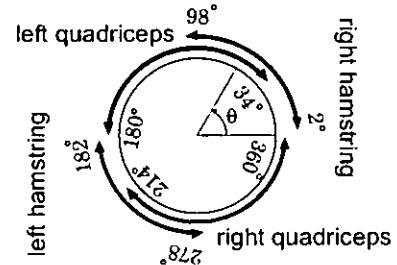


(b) 大腿二頭筋で発生する関節トルク

図 11 実験データから推定される関節トルク



(a) 刺激切り替えタイミングの設計



(b) 切り替えタイミング

図 12 刺激タイミングの設計

データから股関節、膝関節トルクを求めた結果を図 11 に示す。図 (a) は大腿四頭筋を刺激して股関節および膝関節に発生するトルク、(b) は大腿二頭筋を刺激して得られる関節トルクである。

この結果に基づき、電気刺激の切り替えタイミングを図 12 のように決定した。これにより予想されるクランクでの発生トルクを図 13 に示す。クランク角度が約 0[deg] および 180[deg] 付近で、クランクトルクが負となることがわかる。ここは推進力を発生する脚が左右で切り替わる場所であり、健常者による予備試験でも推進力の低下は確認されていた。しかし、健常者を被験者とする予備実験ではゼロもしくは負になることは生じなかった現象である。まだ検討が不十分であるが、筋の特性の違い、座る位置の調整不良などが考えられる。今後、さらに検討を加えたい。

以上の準備の後、連続サイクリング運動の試験を行った。結果を図 14 に示す。図 (a) は連続運動に失敗した例である。初期位置を変えながら実施したが、いずれも約 180[deg] 付近で運動が止まっているのがわかる。これはクランクでの予想発生トルク (図 13) がその付近で負となる現象を反映しているものと考えられる。一方図 (b) は

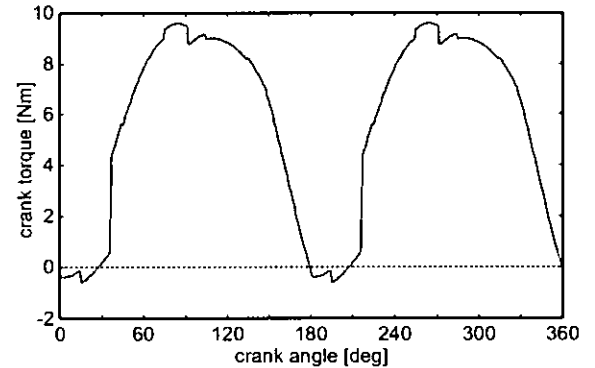
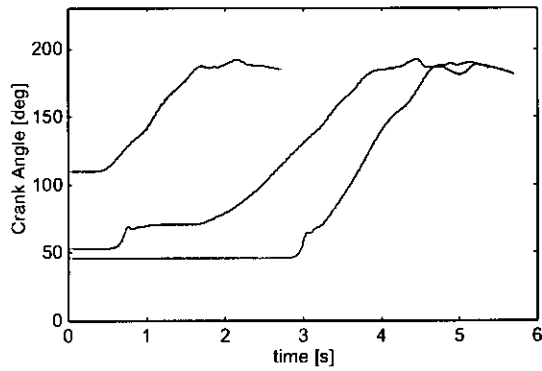


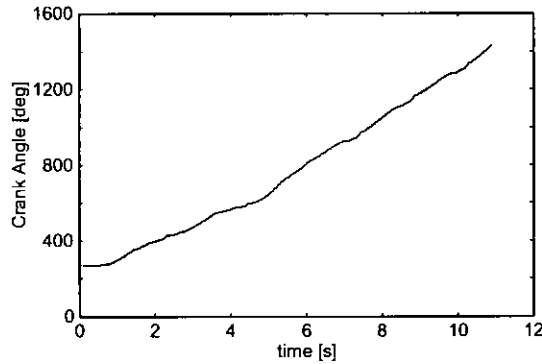
図 13 予想されるクランクでの発生トルク

連続運動に成功した例である。一度速度がついてしまえばクランクトルクが負となる部分を乗り越え、比較的滑らかな連続運動が実現されることがわかる。

図 14 (b) の結果に対応するクランクトルクの実測値を図 15 に示す。図 13 で示した予想発生トルクも併せて示してある。予想と同様、クランク角度が約 0[deg] および 180[deg] 付近で発生トルクがゼロもしくは負となっていることがわかる。またクランク角度が 180[deg] 以下の領域は左脚



(a) 失敗例



(b) 成功例

図 14 連続サイクリング運動試験

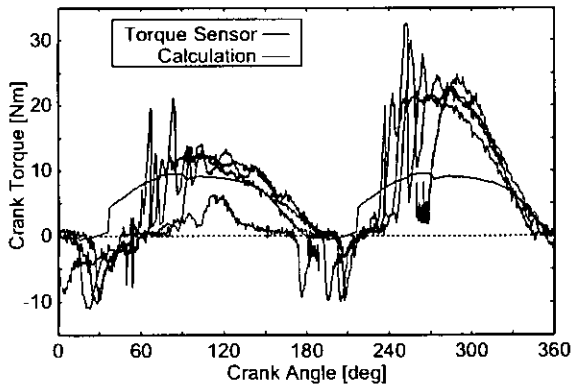


図 15 クランクでの発生トルク (試験結果)

で、180[deg]以上の領域は右脚で駆動するようになっているが、グラフからは左右での発生トルクに差があることもわかる。ただしこの左右差は試験毎に異なり、麻痺程度と発生力の間には、特に相関は見られなかった。

D. 研究発表

- (1) 高沢稔, 西山裕己, 高橋隆行, 庄司道彦, 半田康延, 中野栄二: 機能的電気刺激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21回日本ロボット学会学術講演会、CDROM(2H28)、2003

- (2) 西山裕己, 高沢稔, 高橋隆行, 庄司道彦, 半田康延, 中野栄二: 関節トルク推定を用いた下肢障害者のためのFESサイクリングチェアの刺激タイミング設計、第4回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会概要集、pp.207-208、2003
- (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研究会学術講演会予稿集、pp.55-60、2003

E. 知的財産権の出願・登録状況

(該当無し)

心拍数帰還形制御システムの構築

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、本プロジェクトで開発するサイクリングチェア・システムの新しい機能として、生体情報と連携して過負荷を防止するための安全機能の構築を目的としている。すなわち、何らかの生理指標が安全域を超えることが予測できる際にはパワーアシスト量を増加させて心負担を軽減し、安全を図るようなパワーアシストシステムとの連携を行うことを目指す。本年度では、そのための基礎的研究として、心負担や自律神経系の状態をよく反映する血圧と心拍数の間の最大相互相関係数 ρ_{\max} を利用することを試みた。実用上、血圧計測は困難であるため、血圧情報の代用として脈波伝播時間を用いる方法を試みた。その結果、サイクリングチェア・システムにおいても簡単に計測できる光電脈波と心電図から脈波伝播時間を求め、これと心拍数との間の ρ_{\max} を利用する指標とすることが実用的であることが明らかとなった。

A. 研究目的

本研究では、本プロジェクトで開発するサイクリングチェア・システムの新しい機能として、生体情報と連携して過負荷を防止するための安全機能の構築を目的としている。すなわち、心拍数などの何らかの生理的指標が安全域を超えることが予測できる際にはパワーアシスト量を増加させて心負担を軽減し、安全を図るようなパワーアシストシステムとの連携を行うことを目指している。

本年度では、そのための基礎的研究として、自律神経系の状態をよく反映する血圧と心拍数の間の最大相互相関係数 ρ_{\max} [1]、[2]を利用することを試みた。実用上、血圧

計測は困難であるので、血圧情報の代用として脈波伝播時間[3]を用いる方法を考え、その有効性と問題点を検討した。

B. 研究方法

B-1. 従来アルゴリズムの問題点

エルゴメータを漕いでいる人間の心拍数を計測し、心拍数が目標心拍数となるようにエルゴメータの負荷を操作するような自動制御システムが既に実用化されている。しかし、目標心拍数の与え方については改善の余地がある。すなわち、目標心拍数の設定方法としてよく用いられるのは、その人間が許容できる最大心拍数を仮定し、その何パーセントかに設定するというもので

ある。しかし、心拍数には個人差があるばかりでなく、たとえ同一個人であってもそのときそのときの体調は一定であるとは限らない。また、心拍数と心負荷そのものが完全に一致するとは限らない。したがって、自動制御により心拍数を一定値に保ち続けられたとしても、心負荷が一定であるとは限らない。

B-2. 提案方法

B-2-1. ρ_{\max} を用いる理由

心拍数以外に、循環系を支配する自律神経系の状態を反映するとされる生理指標のひとつに ρ_{\max} がある。 ρ_{\max} は 0.1Hz 付近 (Mayer 波帯域[4]) における血圧から心拍数までの相互相関係数の最大値と定義されるものであり[1],[2], 圧反射系の線形相関性を表すものである。

すなわち、圧反射系の作用により、安静時には血圧に依存して心拍数が決まり、心拍数に依存して血圧が決まるという、フィードバック制御がなされている[5],[6]。この

ような場合には ρ_{\max} が 1 に近くなる (通常は 0.8 ないし 0.9)。これに対して、圧反射系が乱れた場合、あるいは、心拍数がトップダウンで決定されるような場合には、血圧と心拍数との間の相関が低くなり、 ρ_{\max} が低下する。

本研究では自律神経系の状態を推定する指標としてこの ρ_{\max} を用いる。

B-2-2. ρ_{\max} の定義

対象とする 2 種類の信号 (血圧と心拍数) をそれぞれ $x(k), y(k)$ としたとき、1 秒毎にその前後 60 秒分、合計 120 秒間にわたり、(1)式のように計算される規格化相互相関関数 (相互相関係数) $\rho_{xy}(\tau)$ を求める。その最大値が ρ_{\max} である。

$$\rho_{\max} = \max_{\tau} \rho_{xy}(\tau) = \frac{\phi_{xy}(\tau)}{\sqrt{\phi_{xx}(0) \cdot \phi_{yy}(0)}} \quad (1)$$

ここで、 $\phi_{xy}(\tau)$ は $x(k)$ から $y(k)$ への相互相関関数、 $\phi_{xx}(0), \phi_{yy}(0)$ はそれぞれ $x(k), y(k)$ の自己相関関数である。

B-2-3. 血圧信号の代用

ρ_{\max} を得るためには、高価で大型な血圧計が必要である。しかし、サイクリングチェアでこのような計測機器を使用することは現実的ではない。そこで非侵襲・小型・軽量かつ安価な装置として血圧計の代わりに光電脈波計を用い、光電脈波計から得られる脈波と心電計から得られる心電図を組合せて得られる脈波伝達時間の逆数を血圧の代用とすることを考える。

B-2-4. 試作した装置

図 1 に試作した装置とその計測例を示す。心電図は自作したアンプで計測し、心電図の R 波から光電脈波の立ち上がりまでの時間であ

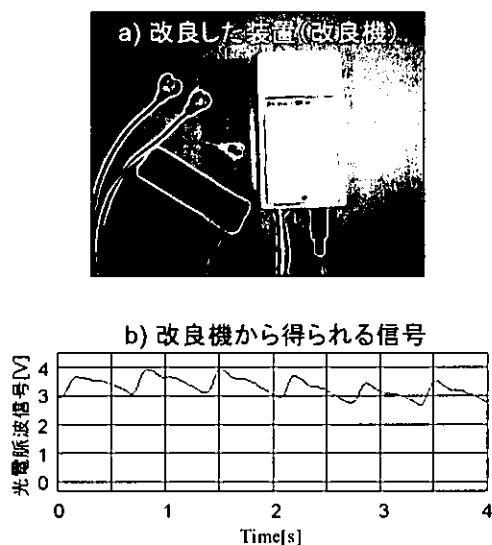


図 1 本装置から計測される心電図と光電脈波の例

る脈波伝達時間 (pulse wave transmission time; PTT) が血圧の逆相関する性質を利用して血圧の代用とする。本装置は、回路構成を工夫して信号に混入する雑音を抑えるとともに、飽和が起きにくい。また、クリップ式光電脈波センサを使用しているため、体動による影響が少なくし、装着が簡単である。

B-3. 実験

血圧の代わりに脈波伝達時間を使って ρ_{\max} を算出するとき、これまでは脈波伝達時間を心電図の R 波から脈波の立ち上がり時刻 (極小点) までの時間として定義してきた。しかし、この定義方法を変えると、血圧をそのまま使って算出される ρ_{\max} により近いものがある可能性がある。そこで、脈波伝達時間をいくつか変えたときの ρ_{\max} を本来の血圧をそのまま使って算出される ρ_{\max} と比較する。

また、脈波信号にはかなりの雑音が混入するため、脈波の立ち上がり時刻を従来のアルゴリズムで自動認識すると、真の立ち上がりではないところを求めてしまう場合がかなりあった。そこで、この認識を、生データをウェーブレット変換によって除去する方法を考案し、これを検討する。

図 2 のように、心電図、トノメトリ式連続血圧計から得られる橈骨動脈圧波形、および光電脈波センサからの光電脈波を 1 kHz で所得した。

4 人の被験者 (20 歳 ~ 22 歳の健康な男子学生) に対し、図 3 のようなプロトコルで、筋肉負荷と音負荷の 2 種類の負荷を与える試行を各 1 回ずつ行った。筋肉負荷とは、右手で約 4kg の錘を腕を曲げて支えることである。このとき、光電脈波センサとトノメトリ式血圧計のプロブを装着している左手は極力動かさないように指示した。また、音負荷とは高音で不快な音を、ヘッドホンを通して大きな音量で被験者に聞かせることである。

B-4. 解析方法

まず、各瞬時値データを心電図の R 波を基準として拍数単位データに変換し、これを 3 次のスプライン補間を用いて時間的に等間隔 (60/128=0.469s) のデータに変換した。次に、この時系列に対して周波数成分を Mayer 波帯域に絞るため、帯域通過フィルタ (通過帯域 0.05Hz ~ 0.2Hz) を掛けた。このような 2 種類の信号 (血圧と心拍数) に対し、1 秒毎にその前後 60 秒分、合計 120 秒間にわたり、(1) 式のように ρ_{\max} を求めた。

脈波伝達時間 PTT として、次の 3 種類の時間、

- 1) 心電図の R 波から光電脈波の立ち上がり時刻 (極小点) までの時間
- 2) 心電図の R 波から光電脈波の傾きが最大となる時刻 (変曲点) までの時間
- 3) 心電図の R 波から光電脈波の最初のピーク時刻 (極大点) までの時間

を定義し、それぞれの脈波伝達時間とトノメトリ式血圧計で計測した血圧の拍内平均値との間の相関係数 r を求める。相関係数 r は次式で定義されるものである。

$$r = \frac{\sum_{k=1}^K \{x(k) - \bar{x}\} \{y(k) - \bar{y}\}}{\sqrt{\sum_{k=1}^K \{x(k) - \bar{x}\}^2 \sum_{k=1}^K \{y(k) - \bar{y}\}^2}} \quad (2)$$

ここで、 $x(k)$ と $y(k)$ は対象とする 2 つの時系列のサンプル値であり、 \bar{x} と \bar{y} はそれぞれの平均値、 K はデータ数である。

また、脈波の立ち上がり時刻の自動認識の精度を高めるため、脈波信号に混入する雑音を低減させる方法として、ウェーブレット変換による雑音低減を行う。すなわち、等間隔再サンプリングされた脈波データに対し、Matlab の雑音除去関数である WDEN で 4 次の Symlet をマザーウェーブレット関数として用いたものを適用した。このとき用いた閾値は「sqrt(2*log(.))スレッシュホールド」である。

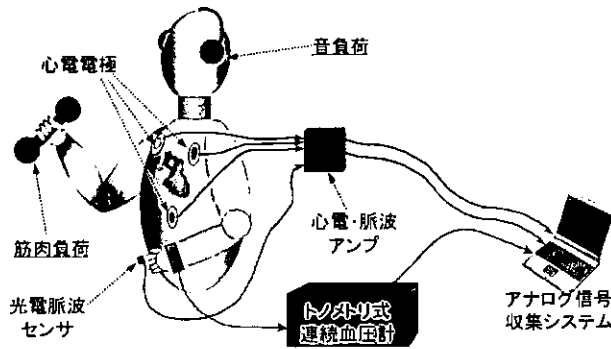


図2 脈波伝達時間と血圧の相関性を検証する実験の概略

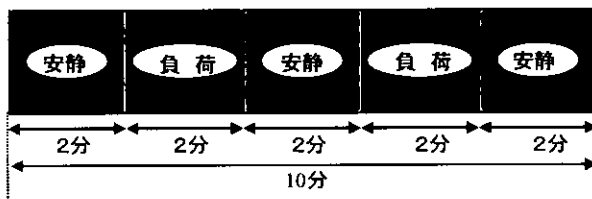


図3 筋肉負荷および音負荷実験のプロトコル

C. 結果および考察

図4に、Mayer波帯域に周波数成分を制限したトノメトリ式血圧BPと脈波伝達時間PTTの間の相関係数 r を示す。変曲点や極大点をPTTの定義として使うより、従来使ってきた極小点の方が筋肉負荷および音負荷の両方で最も相関が高いことがわかった。

極小点は、主として左心室から計測点の指先までの動脈系の動特性に依存し、特に血管の硬さに応じて変化する血圧の値を反映すると考えられる。これに対し、変曲点や極大点は、動脈系の動特性ばかりでなく、心室の収縮力や駆出時間の影響を受けるため、血圧だけではなく心臓の駆出期における状態が変化すると変化してしまうと考えられる。

したがって、PTTの定義としては従来どおりの極小点を使う方法が、われわれの目的に合致すると考えられる。

図5に、脈波の立ち上がりを自動認識さ

せるアルゴリズムから得られる認識結果を示す。同図上段は、ノイズフィルタを用いないものであり、最も急激に立ち上がる点が見つからない場合があった。同図中段のように、前処理としてローパスフィルタを加えると高周波雑音は消えるが、波形全体がなまって真の立ち上がり点が見つからない場合がある。これに対し、同図下段のように、ウェーブレット変換による雑音低減を行うと、全体的な波形の特徴が保たれて、真の立ち上がり点に近

い点が見つかる可能性が高くなった。

図6は、脈波伝播時間と血圧との間の相関係数 r を、ノイズフィルタを用いない場合とウェーブレット変換による雑音低減を行った場合とで比較したものである。被験者数が十分でないため有意差はなかったが、ウェーブ

PTTの定義の違いによるBPとPTTの相関係数 r の比較 (4人の平均, Mayer波帯)

| | 筋肉負荷 | 音負荷 |
|------------|--------------------------|---------------------------|
| 極小点 (谷底) | 0.621 (± 0.289) | 0.625 (± 0.1661) |
| 変曲点 (最大速度) | 0.474 (± 0.230) | 0.491 (± 0.153) |
| 極大点 (頂点) | 0.336 (± 0.194) | 0.470 (± 0.206) |

心電図R波から極小点(谷底)までの時間を伝達時間としたときが最もよい

図4 脈波伝達時間の定義の相違による、血圧BPと脈波伝達時間PTTの間の相関係数 r の比較

レット変換による雑音低減をした方が相関が高くなる傾向があった。

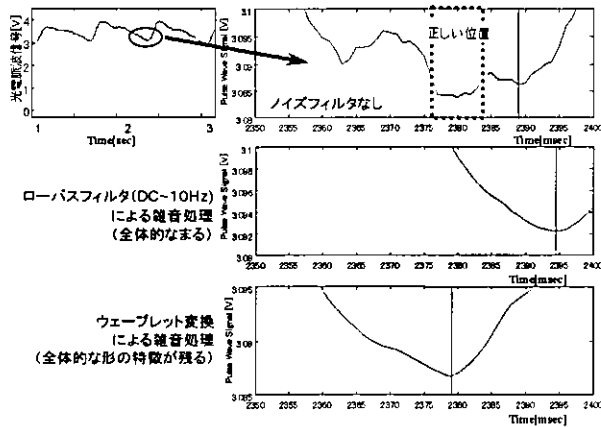


図5 脈波の立ち上がりの認識の違い。

上段：ノイズフィルタを用いないもの、中段：ローパスフィルタを加えたもの、下段：ウェーブレット変換によるもの。

脈波伝播時間と血圧との間の相関係数 r
Mayer波帯, 改良機(巻きつけ式センサ)を使用

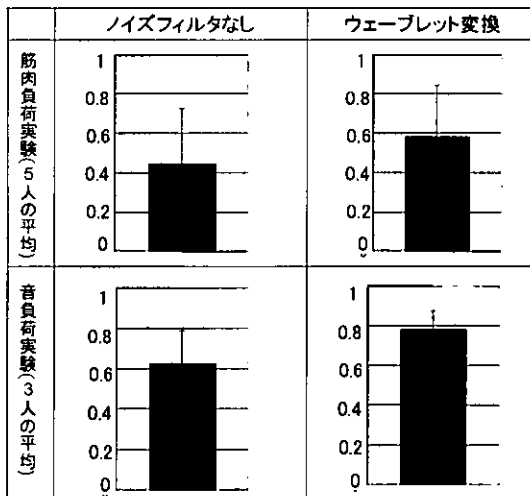


図6 脈波伝播時間と血圧との間の相関係数

D. 結論

本研究では、サイクリングチェア・システムの新しい機能として、生体情報と連携して過負荷を防止するための安全機能の構築をめざし、そのための基礎的研究として、心負担や自律神経系の状態をよく反映する血圧と心拍数の間の最大相互相関係数 ρ_{\max} を利用することを試みた。実用上、血圧計測は困難であるため、血圧情報の代用として脈波伝播時間を用いる方法を試みた。その結果、サイクリングチェア・システムにおいても簡単に計測できる光電脈波と心電図から脈波伝播時間を求め、これと心拍数との間の ρ_{\max} を利用する指標とすることが実用的であることが明らかとなった。

参考文献

- [1] Yoshizawa M., Sugita N., Tanaka A., Abe K., Yambe T., Nitta S.: Quantitative and physiological evaluation of three dimensional images, Proc. of the 7th International Conference on Virtual Systems and Multimedia: 864-871, Berkeley, U.S.A., 2001
- [2] 杉田典大, 吉澤 誠, 田中 明, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一: 血圧-心拍数間の最大相互相関係数を用いた映像刺激の生体影響評価, ヒューマンインタフェース学会論文誌, 4(4): 227-234, 2002
- [3] Gribbin B., Steptoe A., Sleight P.: Pulse wave velocity as a measure of blood pressure change, The Society for Psychophysiological Research, 13(1), 86/90(1976)
- [4] Penaz J.: Mayer waves, history and methodology, Automedica, 2: 135, 1978
- [5] Cerutti S., Baselli G., Bianchi A., Signorini M. G.: Spectral techniques of analysis for blood pressure and heart rate signals, blood pressure and heart rate variability, IOS Press: 39-55, 1992
- [6] Pagani M., Federico L., Stefano G., Ornella R., Raffaello F., Paolo P., Giulia S., Gabriella M.: Power spectral analysis of heart rate and

arterial pressure variabilities as a marker of
sympatho-vagal interaction in man and
conscious dog, *Circ. Res.*, 59(2): 178-193,
1986

E.健康危険情報

なし

F.研究発表

F-1.論文

1. 吉澤 誠, 杉田典大, 田中 明, 増田達哉, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, “Mayer波帯域における脈波伝播時間-心拍数間の相互相関を用いた情動反応の定量化,” 循環制御, Vol. 25, No. 1, pp. 41-49 (2004)
2. 吉澤 誠, 田中 明, 杉田典大, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一, “生理的パラメータの相互相関を用いた映像の生体影響評価法,” BME, Vol. 18, No. 1, pp. 8-13 (2004)

F-2.学会発表

1. Makoto Yoshizawa, Norihiro Sugita, Akira Tanaka, Tatsuya Masuda, Ken-ichi Abe, Tomoyuki Yambe, Shin-ichi Nitta, “A novel method for assessing autonomic nervous function induced by visual stimulation using multiple and simultaneous measurement,” International Symposium on Simulator Sickness, NAVAIR, Orlando, U.S.A. (Mar, 2004)

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

| 発表者氏名 | 論文タイトル名 | 発表誌名 | 巻号 | ページ | 出版年 |
|------------------------------------------------|-------------------------------------------|------------------------------|-------|-------|------|
| 吉澤 誠, 杉田典大 田中 明, 増田達哉 阿部健一, 山家智之 仁田新一 | Mayer 波帯域における脈波伝播時間-心拍数間の相互相関を用いた情動反応の定量化 | 循環制御 | 25(1) | 41-49 | 2004 |
| 吉澤 誠, 田中 明, 杉田典大, 阿部健一, 山家智之, 仁田新一 | 生理的パラメータの相互相関を用いた映像の生体影響評価法 | BME | 18(1) | 8-13 | 2004 |
| 関 和則, 藤居 徹, 市江雅芳, 半田康延 | 脳卒中片麻痺患者による足漕ぎ車椅子駆動と下肢筋電図 | リハビリテーション学会 合同研究大会抄録集 | | 265 | 2002 |
| 佐藤元彦, 関 和則, 半田康延, 市江雅芳 | 一側肢による pedaling 運動時の中枢神経活動 | 第 5 回日本電気生理運動 学会大会抄録集 | | 40-41 | 2002 |
| 関 和則, 佐藤元彦, 半田康延, 市江雅芳 | 一側肢による pedaling 運動と等尺性運動時の中枢神経系活動の変化 | 第 6 回日本電気生理運動 学会大会抄録集 | | 1-2 | 2003 |
| 半田康延 | FES による生体機能再建と関連生活支援技術 | 第 40 回日本リハビリテ ーション学会抄録集 | | S151 | 2003 |
| 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漕ぎ車椅子駆動と麻痺側下肢の筋電図変化 | 第 40 回日本リハビリテ ーション医学学会抄録集 | | S367 | 2003 |
| 藤居 徹, 関 和則, 市江雅芳, 半田康延, 高橋隆行, 中野栄二 | FES キックングチェアの開発、 | 第 9 回日本 FES 研究会学 術集会 | | 28-29 | 2003 |

| | | | | |
|---------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|---------------|------|
| 高沢稔, 西山裕己, 高橋隆行, 庄司道彦, 半田康延, 中野栄二 | 機能的電気刺激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 21 回日本ロボット学会学術講演会 | CDROM (2H 28) | 2003 |
| 西山裕己, 高沢稔, 高橋隆行, 庄司道彦, 半田康延, 中野栄二 | 関節トルク推定を用いた下肢障害者のための FES サイクリングチェアの刺激タイミング設計, | 第 4 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会概要集 | | 2003 |
| M. Yoshizawa N. Sugita, A. Tanaka, T. Masuda, K. Abe T Yambe, S. Nitta | A novel method for assessing autonomic nervous function induced by visual stimulation using multiple and simultaneous measurement | International Symposium on Simulator Sickness | | 2004 |
| 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. 15 th Cong. ISEK | 221 | 2004 |

20030259

以降は雑誌/図書等に掲載された論文となりますので、
「研究成果の刊行に関する一覧表」をご参照ください。