

脈波信号に基づく自律神経機能評価システムによる習慣的運動の効果判定

Assessment of Habitual Exercise Using the Autonomic Nervous Function Estimator

Based on Plethysmogram

○吉澤 誠 (東北大学), 杉田典大 (東北大学), 阿部 誠 (東北大学), 山家智之 (東北大学)

Makoto YOSHIZAWA, Tohoku University

Norihiro SUGITA, Tohoku University

Makoto ABE, Tohoku University

Tomoyuki YAMBE, Tohoku University

Key Words: Autonomic nervous system, Habitual exercise, Plethysmogram

1. はじめに

少子超高齢化や医師の偏在などによる医療格差や地域医療の崩壊を防ぐための方法として、遠隔医療システムを利用した在宅療養や在宅リハビリテーションの実現が期待されている。

例えば、脳卒中後遺症患者は、退院後にも自宅において継続的にリハビリを行うことが望ましい。患者宅でもインターネット回線などを使うテレビ会議システムや Skype などのテレビ電話を利用すれば、病院にいる医師や作業療法士から遠隔的なりハビリ指導が受けられる可能性がある。

しかし、テレビ会議などを利用する遠隔的リハビリには、患者と指導者の間で交換できる情報が音声と映像だけである場合、的確な指導や患者動作の正確な把握が困難であるという問題がある。遠隔操作ができるロボットアームなどを使えば、作業療法士が実際に行うリハビリと同様に、患者の身体に触ったり動かしたりできる可能性がある。しかし、大掛かりで高価となり患者宅に広く普及する可能性は低い。これに対して、比較的安価なゴニオメータや加速度センサを使って患者の動作情報を計測・解析し、これを指導者に送ることができればリハビリの評価には有効であると思われる。

一方、従来の通常のリハビリ課題には単調なものも多く、遠隔的な環境で患者のリハビリへのモチベーションを保つことは容易ではない。これに対処するために、リハビリへのゲーム性の導入が以前から試みられてきた。この点、家庭用ゲーム機のコントローラに内蔵されている加速度センサ、あるいはボード型重心位置センサなどを使ったさまざまなゲームは、その内容を患者向けに変更することによってリハビリを楽しく継続でき、それをネットワークを通じて遠隔的に評価することができる可能性がある。

運動麻痺者に対するリハビリに限らず、特定健診対象者などに運動習慣を定着させるための方法としても、その効果を表す指標を提示することが考えられる。この指標として本研究では自律神経系が支配する圧反射特性の線形相関性を表す指標を採用した。ただし、家庭などでの応用を考えると血圧計測は困難である。そこで、血圧計測の代わり

に心電図と脈波信号から得られる脈波伝搬時間を利用する方法、および、心電図も使わずに脈波信号だけから同様な指標を得る方法を開発した。ここでは、その指標によって習慣的運動の効果、および、バルサルバ試験による個人差の判定ができるかどうか検討した。

2. 方法

2-1 概要

非侵襲的な生体信号に基づいて自律神経機能の評価する伝統的な方法として、心電図や、計測が簡単な光電脈波センサに基づく心拍数情報を利用する方法がある。心拍数情報からは、周波数スペクトル解析やカオス・フラクタル解析などにより自律神経機能を推定できるとされている。

自律神経機能をモニタリングするための他の方法として、血圧変動と心拍数変動との間の関係である圧反射特性を求める方法がある。しかし、この方法では連続血圧の計測が必要であり、一般家庭では利用できない。

そこで本研究では、連続血圧の代わりに血圧情報を反映する脈波伝播時間の利用を考え、これを得るために脈波と心電図の両方を無線通信方式で計測する装置を開発した。また、心電図も使わずに脈波信号だけから同様な指標を得る方法を開発した。

2-2 脈波伝搬時間に基づく方法 [1]

2-2-1 計測装置

心電図を無線通信を用いてモニタリングする装置はこれまでも多く存在するが、Fig.1a)に示す(株)医療電子科学研究所製の RF-ECG は、超小型 (40mm×35mm×7.4mm) で軽量 (電池を含めて 11.8g) であり無拘束性が高いばかりでなく、加速度・温度も同時に計測できる。一方、心電図と光電脈波の両方を同時に無線伝送する小型軽量の装置は存在しない。

そこで本研究では、Fig.1b)のような RF-ECG の心電図入力端子に、振幅調整した光電脈波信号を入力するセンサを製作した。体動の影響をできるだけ避けるため、光ピックアップは耳朶上部に装着し、耳朶脈波を計測した。本体は衣服の胸ポケットに入れた。

これともう1台の心電図計測用のRF-ECGを同時に使うことにより、脈波と心電図の両方を無線通信方式により拘束性が低い状態のままサンプリング周波数204Hzで計測することができる。



Fig. 1 Wireless sensors for measuring a) ECG signal and b) photo-plethysmographic signal

心電図信号から心拍数 HR [min^{-1}] を求めるとともに、脈波伝搬時間 PTT [ms] を、心電図の R 波のピークの時刻から脈波信号の立ち上がり時刻までの時間として拍毎に求めた。 PTT [ms] と心拍数 HR [min^{-1}] は $0.08\text{Hz} \sim 0.12\text{Hz}$ の帯域通過フィルタによって Mayer 波帯域に制限した後、 PTT と HR の間の相互相関係数 $\rho(\tau)$

$$\rho(\tau) = \frac{\phi_{PTT,HR}(\tau)}{\sqrt{\phi_{PTT,PTT}(0) \cdot \phi_{HR,HR}(0)}} \quad (1)$$

を時間離散的に計算した。ここで、 $\phi_{PTT,HR}(\tau)$ は PTT と HR との間の相互相関関数である。また、 $\phi_{PTT,PTT}(0)$ および $\phi_{HR,HR}(0)$ は、それぞれ PTT および HR の自己相関関数である。 $\rho(\tau)$ の $\tau = 3$ [s] における値 $\rho(3)$ を圧反射系の線形相関性を代表する指標として求めた[2]。 $\rho(3)$ は、従来の $\rho(\tau)$ の最大値 ρ_{\max} に比べて、値は低いものの安定的に求められる指標である。

2-2-2 実験

実験では、健康で1週間に1日以上1回15分間以上習慣的に運動をしている高齢者8名(運動群: 52歳~73歳; 平均 65.6 ± 7.7 歳; 男性4名・女性4名)と日常的にほとんど運動をしていない高齢者8名(非運動群: 55歳~75歳; 平均 67.6 ± 6.5 歳; 男性3名・女性5名)を対象として、次のプロトコル:

- ① 仰臥位(5分) → ② 立位(2分) → ③ 仰臥位(3分) →
- ④ 立位(2分) → ⑤ 仰臥位(3分)

で仰臥位と立位間の姿勢変化を与えた。

2-3 脈波信号のみに基づく方法

2-3-1 相互相関関数の推定方法

これまで、信号の加速度の極値を求めるなど、脈波信号を処理することによって血圧を推定する方法が多数提案されている。これらの方法では血圧の絶対値を推定することを目的としているが、圧反射系の線形相関性だけを求める

のであれば、以下に述べるような方法でこれを推定することが可能である。

まず安静時において、Fig.2のように、ある拍の脈波信号波形の特徴量として、 a : 加速度の第1極値、 b : 加速度の第2極値、 B : 速度の第2極値、 MP : 平均値、 PA : 拍内最大値と最小値の差を求める。これらの特徴量は拍毎の不等間隔で得られているので、拍間をスプライン関数で補間した後、0.2秒(5Hz)で再サンプリングする。再サンプリング毎に増える離散時間を k としたとき、特徴量から成るベクトル

$$x(k) = [a, b, b/a, a^2, b^2, ab, B/a, MP, PA]^T \quad (2)$$

を説明変数とし、心拍数 $y(k)$ を目的変数とする重回帰モデルを

$$\hat{y}(k) = \beta^T x(k) + \varepsilon(k) \quad (3)$$

で表す。ここで β は重回帰係数ベクトルであり、 $\varepsilon(k)$ は残差である。 β は最小2乗法で計算できる。通常、安静時の Mayer 波帯域における血圧から心拍数までの相互相関は数秒遅れて高くなることがわかっている。これは圧反射系に遅れが存在することに対応する。そこで、 L の値を変化させ、 L だけ先の心拍数の真値 $y(k+L)$ と推定値 $\hat{y}(k)$ の間の誤差が最も小さくなるような重回帰係数ベクトル β^* と遅れ L^* を決める。次に、(1)において $PTT = \hat{y}(k)$ 、 $HR = y(k)$ とおき、このモデルから得られる心拍数の推定値 $\hat{y}(k)$ とその真値 $y(k)$ との間の Mayer 波帯域における相互相関係数 $\rho(\tau)$ を計算し、これを血圧と心拍数の間の相互相関関数の代用とする。この場合、心拍数の真値 $y(k)$ は脈波信号の立ち上がり時刻の間隔 FFI から求める。

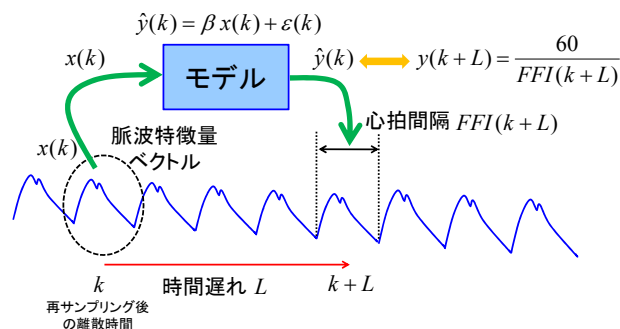


Fig.2 Multiple regression model with the input feature vector of pulse wave for estimation of heart rate.

脈波情報に基づく心拍数の推定値と真値との間の Mayer 波帯域における相互相関係数 $\rho(\tau)$ が、実測した血圧と心拍数の間のその代用とできる理由は次のとおりである。すなわち、通常、安静時の Mayer 波帯域における血圧と心拍数の間の相互相関は比較的高い。このため、脈波情報を入力とする重回帰モデルの出力が実際に血圧情報に近いものであるならば、この推定出力と心拍数の間の相互相関も当然高くなるはずだからである。

脈波の特徴量から血圧を推定する方法では、別な血圧計で推定モデルのパラメータの校正が必要となる。これに対し本方法では、対象者自身の心拍数を真値とするので、安静時に重回帰モデルを同定するだけでよい。また、脈波伝搬時間 PTT を使う方法では R 波の時刻を求めるために心電図の計測が必要であったのに対し、この方法では心電図計測が不要であり、安価な光電脈波センサだけを使って容易に $\rho(\tau)$ を推定できる。これにより、ゲーム機用脈波センサなどを使えば家庭でも容易に $\rho(\tau)$ が計測できるようになると思われる。

2-3-2 実験

32名の健康な被験者(23.1歳±3.6, 男24名, 女8名)に対し、次のプロトコルの実験を行った。

- ①安静(5分)→②呼吸停止(1分)→③安静(3分)→
- ④呼吸停止(1分)→⑤安静(5分)

座位において、脈波アンプ(BIOPAC社 PPG100C)で右手人差し指における指尖脈波を計測し、連続血圧計(フィナプレス社 Portapres)で右手中指における連続血圧を計測した。

3. 結果および考察

3-1 脈波伝搬時間に基づく方法

Fig.3は、運動群のある被験者(女性70歳;最高/最低血圧=136mmHg/84mmHg)の心拍数 HR 、平均0・標準偏差1に規格化した脈波伝播時間 PTT 、および相互相関係数 $\rho(3)$ の経時変化を示している。2箇所の立位時には起立性血圧反射が生じ、 HR が方形波状に増加していることがわかる。 PTT も HR に伴って変化しているが、完全に相似的な変化をしているわけではない。 $\rho(3)$ は第1回の立位に下降し、仰臥位では再び増加した。第2回目の立位では下降は浅かった。

Fig.4は、非運動群のある被験者(女性72歳;最高/最低血圧=155mmHg/102mmHg)の Fig.3と同様な量を示したものである。Fig.3と異なり、立位時には起立性血圧反射が明確ではなく、不規則な変動をした。また、 PTT は HR と非常によく似た変化を示している。この被験者は軽い高血圧症であり日常的に降圧剤を服用している。このため、動脈硬化により超低周波領域における HR の変化がそのまま PTT に

現れている可能性がある。一方、 $\rho(3)$ は実験中低く、0レベルの回りを推移した。

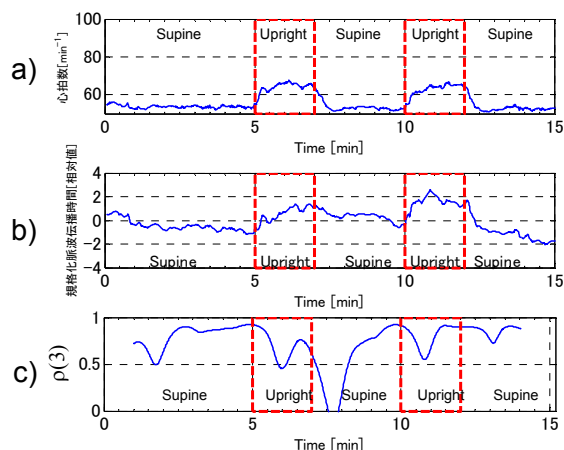


Fig.3 a)heart rate, b)normalized PTT and c)cross-correlation function $\rho(3)$ of a subject belonging to the habitual exercise group (female age 70; Systolic/diastolic pressure=136mmHg/84mmHg).

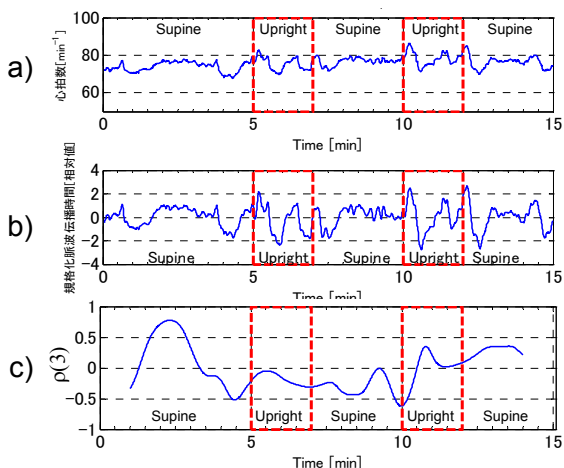


Fig.4 a)heart rate, b)normalized PTT and c)cross-correlation function $\rho(3)$ of another subject belonging to the no exercise group (female age 72; Systolic/diastolic pressure=155mmHg/102mmHg).

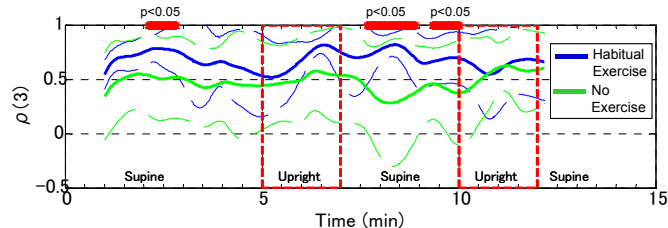


Fig.5 Comparison of between the habitual exercise group and the exercise group. Solid line: mean, Broken line: S.D.

Fig.5 は、運動群と非運動群の間の $\rho(3)$ の平均値を比較したものである。この図から、第1回目の立位から仰臥位に至る付近において、非運動群の $\rho(3)$ の回復が運動群より有意に遅いことがわかる。この差は日常的に運動を行っているかどうかで生まれた可能性が示唆される。

3-2 脈波信号のみに基づく方法

被験者 32 名全員について $\rho(3)$ を求めたものが Fig.6 である。図には同時に血圧と心拍数の間の $\rho(3)$ も示している。これらを見ると、脈波伝搬時間に基づく $\rho(3)$ の値は、血圧に基づくものよりかなり低い。また、どちらの $\rho(3)$ の変化も呼吸停止の影響がよくわからなかった。この理由は、被験者の中には安静時でも $\rho(3)$ が低いものが混じっており、このような被験者は呼吸停止時の自律神経反応が鈍いからである可能性がある。

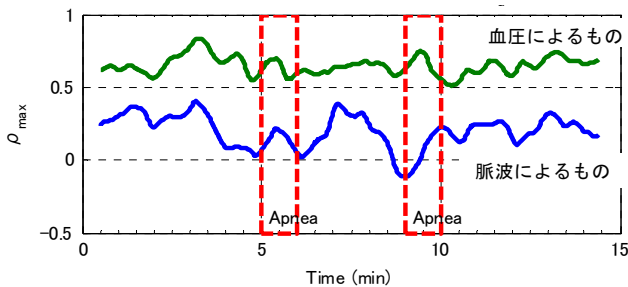


Fig. 6 Mean value of $\rho(3)$ of all 32 subjects.

そこで、推定心拍数に基づく 0 分から 4 分までの安静時の $\rho(3)$ の平均値が 0.5 以上の被験者だけを選ぶと 9 名おり、これらの被験者についてのみ $\rho(3)$ の平均値を求めると Fig.7 のようになった。この図から呼吸停止時の $\rho(3)$ の下降がやや大きくなったことがわかる。

同様にして、この閾値を 0.6 に上げると 6 名となり、Fig.8 のようになった。徐々に呼吸停止時の $\rho(3)$ の下降が著しくなっていることがわかる。しかも、安静時の推定心拍数に基づく $\rho(3)$ は血圧に基づく $\rho(3)$ に近接していきることがわかる。

以上から、心電図や血圧を計測することなしに脈波信号のみから圧反射系の線形相関性の経時的変化を把握できる可能性があることがわかる。しかも、血圧に基づく $\rho(3)$ より脈波に基づく $\rho(3)$ の方が、より顕著に呼吸停止の影響を表している。

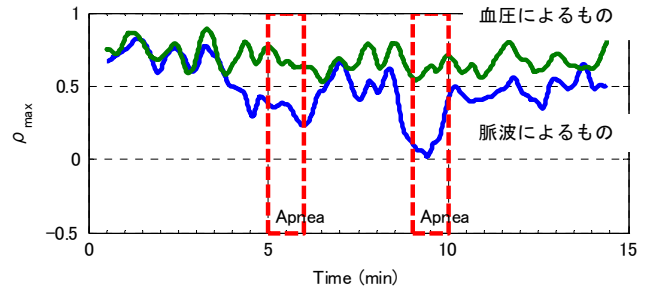


Fig.7 Mean value of $\rho(3)$ over 9 subjects whose mean value is over 0.5 from 0min to 4min.

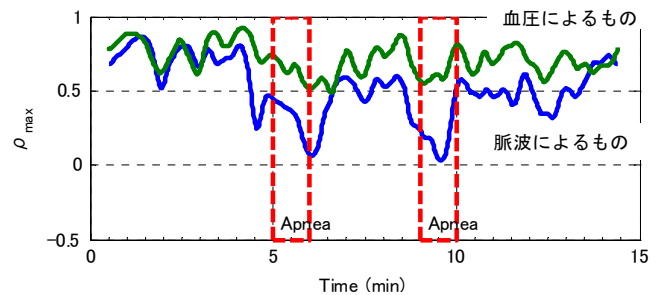


Fig.8 Mean value of $\rho(3)$ over 6 subjects whose mean value is over 0.6 from 0min to 4min.

4. おわりに

特定健診対象者などに運動習慣を定着させるための方法として、その効果を表す指標を提示することが考えられる。この指標として本研究では自律神経系が支配する圧反射特性の線形相関性を表す指標を採用した。ただし、家庭などでの応用を考えると血圧計測は困難である。そこで、血圧計測の代わりに心電図と脈波信号から得られる脈波伝搬時間を利用する方法、および、心電図も使わずに脈波信号だけから同様な指標を得る方法を開発した。その結果、習慣的運動の効果、および、バルサルバ試験による個人差の判定ができることが明らかとなった。

参考文献

- [1] 吉澤 誠, 杉田典大, 阿部 誠, 山家智之, ニツ山幸樹, 難波晋治, 後藤貴徳, 矢山裕美: ワイヤレス脈波・心電計を用いた移動体内自律神経機能モニタリング, 第24回生体生理工学シンポジウム(2009)
- [2] Sugita N., Yoshizawa M., Abe M., et al.: Evaluation of adaptation to visually induced motion sickness based on the maximum cross-correlation between pulse transmission time and heart rate, Journal NeuroEngineering Rehabilitation, Vol.4, No.35 (<http://www.jneuroengrehab.com/content/pdf/1743-0003-4-35.pdf>) (2007)