



心拍変動指標を用いた人の状態変化推定の妥当性について

On the Validity of Assessing Changes in Human State Using Heart Rate Variability Indices

大須賀美恵子¹⁾

Mieko OHSUGA

1) 大阪工業大学ロボティクス&デザイン工学部 (〒530-8568 大阪府大阪市北区茶屋町 1-45, mieko.ohsuga@oit.ac.jp)

概要: 心拍に関わる指標は VR 分野でもネガティブ, ポジティブ両面の人への影響評価に用いられてきている。心拍変動指標には多種あるが, 特に低周波成分 (LF), 高周波成分 (HF) については, 古い知見に基づいた誤用が目立つ。これらの比 LF/HF についても単純化しすぎた解釈が横行している。本発表では, 心拍変動指標の変化要因を整理し, 利活用にあたり注意すべきことをまとめる。

キーワード: 心拍変動, 自律神経, LF/HF, VR 酔い, 情動

1. はじめに

人の状態や情動を客観的・連続的に測りたいというニーズは, 分野を問わず ユーザオリエンティッドな開発過程, あるいは人に介入するシステム・サービスの開発に欠かせないものである。これには, 被計測者に過度な負担をかけずに計測できる生体信号, たとえば, 心拍・脈拍やその変動, 呼吸など自律神経指標がよく用いられる[1,2]。バーチャルリアリティ (VR) 分野でも, 初期のころから, VR の人への影響評価の手法として紹介され[3], VR 酔いなどのネガティブな側面, 臨場感などのポジティブな側面の評価に広く利用されている。さらに, ユーザの情動状態や反応に応じて VR 空間やオブジェクト, インタラク션을適応的に変化させることで, より楽しい (あるいは恐怖や興奮を倍加させる) VR コンテンツの開発にも用いられる。

中でも, 心拍 (脈拍) 変動は, 自律系神経活動の指標として利用されることが多い。容易に装着して心電・脈拍を計測できるデバイスや指標値を算出するソフトウェア・アプリを用いて取得した指標値を用いた研究も散見される。しかしながら, これらの指標変化の解釈は, 実験室内での他の条件を統制した基礎実験, 薬物による神経系の遮断実験, 疾病による変化から得られた知見に基づいており, 実場面で自由に行動している人の覚醒状態や快不快, 情動などによる変化の指標として用いると誤った結果を導いてしまう可能性がある。

そこで, 本稿では, 特に誤った解釈をされることが多い心拍 (脈拍) から得られる指標について, 変化要因を整理し, 指標の利活用の際に注意すべき点をまとめる。

2. 心拍と脈拍

心拍と脈拍

脈波を計測しているのに呼称は心拍センサ, 脈拍と心拍は同じという記述のあるデバイスがある。研究でも脈拍と心拍を同意に使っている場合があるが区別が必要である。

ともに心臓の収縮の周期に関する指標であり, 1 分程度の平均をとると健常者ではほぼ同じ値になる。しかし, 心拍変動指標算出のもととなる 1 拍ごとの心拍 (瞬時心拍)・脈拍は異なっている。これは図 1 に示すように, 脈波が末梢に伝達するのにかかる時間 (PTT) が変動するからである。変動要因は主に血圧と血管の固さである。

生理メカニズムとしてもこのような違いがあるが, 実場面の計測においては, さらに, 脈波の計測不備 (装着部位の動きなどによる波形の乱れ), 脈波特徴点の検出方法のまずさ (情動や加齢により脈波の波形が変形する, ピークや谷より 1 次/2 次微分波形の極大値の方がよいとされている), 検出不備の補完 (ウェアラブルデバイスでは体動などによる波形の乱れで検出できないときには過去の値を用いた推測値を出力しているものが多い。単純な補完方法だと変動は過小評価される) による違いが生じ, 心拍変動値に大きく影響する。

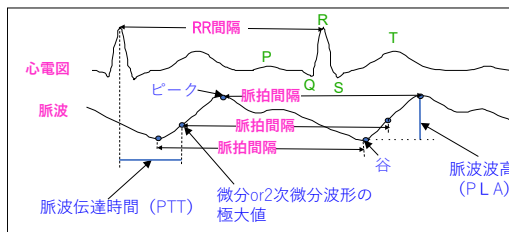


図 1: 心電図・脈波波形と 1 拍ごとの指標値 (特徴量)

瞬時心拍数と RR 間隔

心拍変動を求めるもとの系列として、1 拍ごとの RR 間隔を 1 分間あたりの心拍数に換算した瞬時心拍数を用いているもの（アプリ，研究）と，RR 間隔の系列をそのまま用いているものがある．後者の場合も RR 間隔変動ではなく心拍変動と記載されていることが多い．英文表記でも，Heart Rate Variability: HRV という用語が用いられている．

瞬時心拍数と RR 間隔は逆数関係にあるので，刺激に対する変化量を見るときには，心拍数のベースラインが逆方向に影響することに注意が必要である（図 2）．

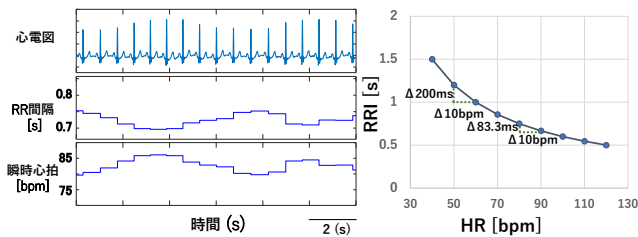


図 2: 心拍数と RR 間隔

3. 心拍変動（Heart Rate Variability: HRV）

心拍変動とは

HRV のうち 0.1 Hz（周期では 10 秒程度）と 0.2~0.6 Hz あたりにピークをもつ成分はそれぞれ，血圧の Mayer Wave と呼吸が変動の主因であり，それぞれ Mayer Wave related Sinus Arrhythmia（MWSA），Respiratory Sinus Arrhythmia（RSA）と呼ばれることもある．LF（Low Frequency Component: LF），HF（High Frequency Component: HF）は HRV のスペクトルを便宜的に周波数で区切ったもので，図 3 に示す帯域は文献[4] の推奨に基づいている．MWSA 帯域のみの MF，さらに低い周波成分（Very low Frequency Component: VF）の指標もある．

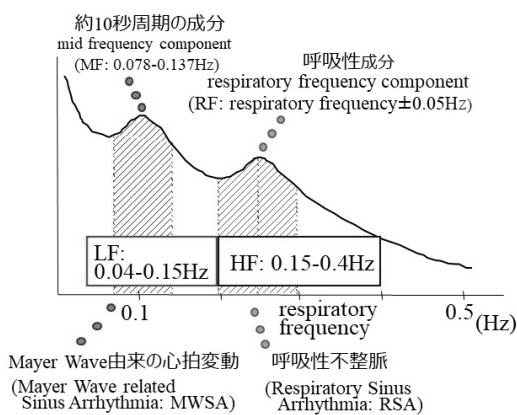


図 3: HRV に見られる 2 成分と用語 ([5] を改変)

心臓血管系の自律神経制御モデル[5]

心臓血管系の自律神経中枢は延髄にある．制御の目的はそのときの行動や状態に応じて血圧を適正範囲に収めつつ，各臓器に必要な血流を送り込むことにあり，このために心臓の拍動の速さ（ペースメーカ），血液を送り出す心筋の強さ，各血管の収縮度合いを制御している．

図 4 はこのしくみを簡略化した制御系のモデルである．これに複数のルートで影響を与える呼吸系も要素として加えた．血圧を制御変数とし，高次中枢から血圧の設定値の指令を送るフィードフォワード制御と 4 つのフィードバック（FB）ループから成る．心臓はペースメーカ（図中 PM）とポンプの機能（図中 M），血管は血液を貯める機能（電気回路に模擬するとコンデンサの役割，図中 CV）と血圧の上下を変化させる機能（抵抗の役割，図中 RV）に分けて記述している．血圧は，単位時間当たりの心拍出量と総末梢抵抗（計測はできない）との積で決まり，これが血管系の特性（A）を介して各部位の血圧として測定される．一回の拍動で送り出される血液量（一回各出量）は，血管系から心臓に戻ってくる血液量（静脈還流）とポンプの力で決まる．設定値と血圧値の差異は大動脈弓と頸動脈にある圧受容体で検出される．

PM の出力が心拍に対応し，これは心臓副交感神経（迷走神経）と心臓交感神経の拮抗支配を受けている．つまりこの 2 つの神経系の活動のバランスで決まる．このうち心臓副交感神経の方が伝達速度が速いので，血圧の速い変動に対する FB 制御はこの経路を介して行われていると言ってよい．このことより，RSA や HF が副交感神経活動を反映していると考えられ，ひいては HF は副交感神経活動の指標として利用されるようになった．実際にはベースとなる副交感神経系の活動レベルと（圧受容体反射（フィードバックループ）のゲインの両方が関係している．

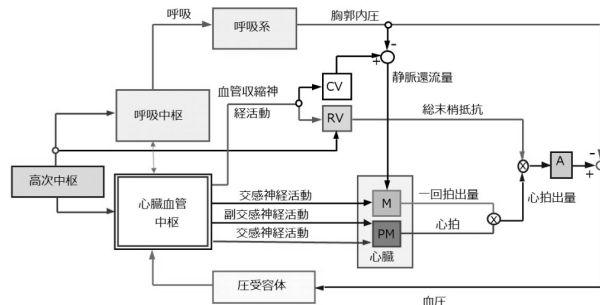


図 4: 心臓血管系の自律神経制御モデル ([5] を改変)

心臓交感神経系は心筋の収縮力を制御し，血管収縮神経活動（交感神経）は血管を収縮・拡張することで，血管の C, R の性質を変化させる．C は静脈還流量に，R は血管抵抗に対応する．血管抵抗を介したループの時定数が長い（3s 程度）ことから，0.1Hz 程度の血圧のリズム（Mayer Wave：MW）が生じると言われている．このリズムは安定したものではなく，血圧レベル，圧受容体反射のゲインなどのパラメータによってその大きさが変わる[5]．立位で MW が増大（その結果として MWSA，LF も増大）するのは，下肢の血管を収縮させて静脈還流の低下を防ぎ，血圧を維持する仕組みが働くからである．交感神経系の薬物による遮断や疾病による機能低下でこのしくみが働かないと MW の増大が見られず MWSA，LF も増大しなくなるために，これらの指標は交感神経系由来と考えられていた[4]．

しかし、MWSA は MW が副交感神経系を介して心拍に表れるものでありこのことから、MWSA、LF は、交感神経系と副交感神経系両方の活動を表すという捉え方になり [6]、さらにこれも違っていて、圧受容体のゲインを反映するという論文が出てきた [7,8].

RSA と HF

RSA は呼吸性変動成分であるので、その周波数は呼吸周波数に依存し、その大きさも呼吸周波数が高くなると小さくなるのが昔から知られている [9,10]. これは、呼吸性変動を連続量と仮定してこれを心臓周期でサンプルして呼吸性変動を捉えていることを考えると当然のことである (図 5). さらに、呼吸振幅も呼吸周波数上昇に伴って低下することも RSA の呼吸周波数特性に寄与している.

HF の主成分は RSA である. したがって、この RSA の特性は HF にも当てはまる. つまり、呼吸が速くなる作業や刺激の方が HF の低下が大きいということである. さらに、呼吸周波数が HF の定義域からはずれることもある. 作業によっては (運動負荷がなくても) 0.5~0.6Hz の呼吸になることがあるので、定義域の設定には注意が必要である (図 6). 逆に呼吸周波数が 0.15Hz よりも低くなることもある. リラックスして深呼吸をしたときに RSA は増大するが、HF は低下するという奇妙な (定義を考えると当然であるが) 現象が生じる.

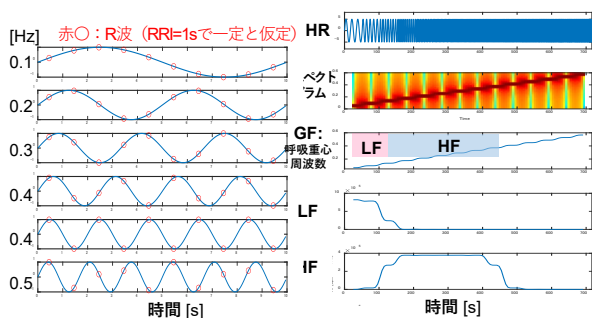


図 5: 呼吸周波数と RSA LF, 図 6: HF 定義域と指標値

LF と MWSA

呼吸や姿勢が安定しているときは、LF の主成分は MWSA であるが、リラクセスして呼吸がゆっくりになり、LF の帯域に入ってくると LF は増大する. RSA と MWSA (呼吸と MW はと言った方がよいかもしれない) が引き込みを起こして振幅が増大することもある (図 7). 脈波基線変動は血压の変化をある程度反映する指標である.

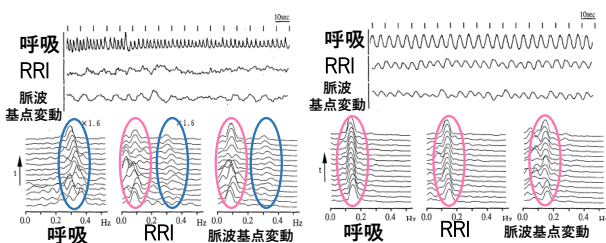


図 7: RSA と MWSA の 2 成分が見られる例 (左) と引き込みが起こった例 (右) ([11]を改変)

一過性の大きな呼吸が引き金になり、MW が増大したり、RSA と MWSA とも言えない成分が見られたりもする (図 8).

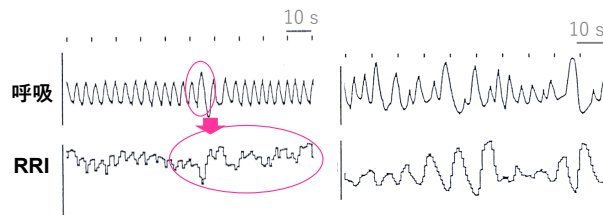


図 8: 一過性の大きな呼吸後の LF 増大 (左) と不規則な呼吸による LF 増大 (右) ([2]を改変)

一過性の大きな呼吸はヒアリ・ハット、驚きなどの情動変化でも生じるが、単調・飽き・覚醒低下や、映像・VR 酔いでも生じる. 呼吸を制限して注意集中したあとの作業や操作の切れ目、酸素不足を補うためにも生じる.

実場面では発話の影響も考慮しなければならない. 息を吸って吐くときに発声されるので、長く、あるいは大きな声で話そうとすると、大きな吸気が生じる. 発話するごとに LF の増大が見られるのはこのためである. 発話量が異なる作業 (タスク)、音声入力・指示やユーザ同志の会話のある VR システムで特に注意が必要である.

LF, HF の定量化

LF, HF の大きさや安定性は個人差が大きい. LF, HF ともに 35 歳位から加齢による低下が始まる (ペースメーカの基本周波数が下がり安静時の副交感神経活動が低下する、圧受容体のゲインが低下するからと考えられている). LF, HF の定量化には FFT (高速フーリエ変換) や AR モデル、CD 法など様々な定量化方法があり、それぞれ利点・欠点がある. これらの解析方法の違いよりも解析対象区間 (フレーム) の長さの方が指標値に大きく影響を与える. 臨床や睡眠中のデータの解析では 2 分程度のフレームが用いられるが、作業中や VR コンテンツ利用中は非定常性が高いので、フレーム長 20~30 秒程度で時間をずらしながら解析する方がよい. ただし、フレーム長が短いと LF 成分を過少評価する可能性があり、周波数分解能も下がる. そこで対象区間に両端がゼロになるようなフィルタをかけてゼロを補填することでこの問題に対処している.

LF/HF

個人差や個人内変動に対処し、指標を無次元化する目的で、LF を HF で除した LF/HF が用いられることがある. しかしながら、LF, HF ともに変化様式が複雑であり、比をとることでその変化の背景にある要因の組み合わせは多くなる. 本邦では、研究者にも簡便でわかりやすい指標として好まれ、古い論文 [12] を根拠にした心拍変動指標の安直な利用が散見される. ヘルスケア系のデバイスやアプリでもストレス指標として用いられている. 危うさ (怪しさ) を感じたときには、深呼吸を続けてストレス指標が増加するかどうか確認されたい (言うまでもないが、これが起こればアウトである).

4. おわりに

以上より、VR分野での心拍変動指標の利活用についての推奨ポイントを述べる。

1) 元となる心電図や脈波の計測不備が起こる可能性を把握し、計測不備を判断する手段を講じる。計測不備が生じているデータ（区間）は評価に組み入れない。

2) 特に、簡便なデバイスを利用するときには、ノイズやデータの補完による指標値の変化をターゲットとしている人の状態変化と混同しないようにする。これには少なくとも研究の初期段階では生の波形を観察して何が起きているかを調べたり、精度保証されている機器と比較したりして正しい計測・解析がされていることを検証する。この比較は実場面でも行い、実験室内の検証結果をそのまま実場面に適用はしない。

3) 心拍変動指標と自律神経系の活動を結び付ける際には、平均心拍数の変化も確認する。LFの増大が交感神経系の活動賦活に起因するものであれば平均心拍数も上昇しているはずである。交感神経活動と副交感神経活動のバランスを論じるときには、これらの拮抗支配を受けている平均心拍数も変化も同時に観察する。そもそも、別の臓器を支配している交感神経・副交感神経が同じように賦活・活動低下するという考え方はおかしいことを認識する。

4) 平均心拍数は、ストレスや精神負荷で上昇するとは限らない。注意集中で心拍数は減少する（定位反応）このことも心拍変動指標の変化に影響する。

5) LF, HFの変化を検討する際に、平均心拍数の変化に対処したい（無次元数にしたい）ときは、LF/HFではなく、平均心拍数（か平均RR間隔）との比（いわゆる変動係数）を指標とする方がよい[1]。

6) 実場面でも呼吸計測を行って心拍変動指標の変化の解釈に役立てる。（ここでは言及しないが呼吸からも人の状態を反映する指標が得られる。）自由に姿勢を変え動き回る人の呼吸を低負担で計測するのは難しい。代用計測手法は種々提案されているので、場面に応じた適切な方法を選択する。

本発表は、発表者がこれまでに、（一社）日本人間工学会PIE研究部会 [13]の活動として、人間工学会や生体医工学会などで企画したセッションでの発表に過去の研究の知見を加えたものである。PIE研究部会では、デバイス開発者には、研究者向けに生データを提供する機能を提供し、研究者はデータを提供する共創のしくみを提案している。

本発表の目的は生理心理指標の初学者向けの注意喚起である。生理学的には厳密性に欠ける記述やエビデンスを提示していない知見もあるがご容赦いただきたい。

発表当日は、VR分野に特化したデータや最近のデータを用いた解析結果を提示する予定である。

参考文献

- [1] Ohsiga, M., Terashita, H., Shimono, F.: Towards the assessment of mental workload using autonomic indices, Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers, Vol.29, No.8, pp.979-986, 1993.
- [2] 大須賀美恵子：生理実験入門第4回自律神経系指標の計測，ヒューマンインタフェース学会誌，Vol.7, No.4, pp.275-290, 2003.
- [3] 館嶂監修，伊福部達編：バーチャルリアリティの基礎4，人工現実感の評価 VRの生理・心理・社会的影響，培風館，2000.
- [4] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use, Circulation, Vol.93, No.5, pp.1043-1065, 1996.
- [5] 大須賀美恵子，寺下裕美，下野大海：心臓血管系モデルを用いた自律神経指標の解釈，BME, Vol.11, No.1, pp.75-85, 1997.
- [6] Akselrod, S., et al.: Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control, Science, 213, pp.220-222, 1981.
- [7] Rahman, F., et al.: Low frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation. Clinical Autonomic Research, 21, pp.133-141, 2011.
- [8] Goldstein, D. S., et al.: Low-frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes, Experimental physiology, Vol.96, No.12, pp.1255-1261, 2011.
- [9] Angelone, A., Coulter JR, N. A.: Respiratory sinus arrhythmia: a frequency dependent phenomenon. Journal of Applied Physiology, Vol.19, No.3, pp.479-482, 1964.
- [10] Hirsch, J. A., Bishop, BR: Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate. American Journal of Physiology, Heart and Circulatory Physiology, Vol.241, No.4, H620-H629, 1981.
- [11] 大須賀美恵子，寺下裕美，下野大海：自律系生理指標を用いたメンタルワークロードの評価に向けて，学会論文集，Vol.29, No.8, pp.979-986, 1993.
- [12] Pomeranz, B., et al.: Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. American Journal of Physiology, 248, H151-153, 1981.
- [13] （一社）PIE研究部会：<https://www.ergonomics.jp/TG/PIE/>，最終閲覧 2024.7.22.