

# 自律神経活動状況の把握を目的とした 微弱負荷における心拍変動解析手法の検討

生体計測工学研究室 2181244 瀬本 佳志  
(主査：京相 雅樹 教授 副査：森 晃教授、桃沢 愛 准教授)

## 1. はじめに

日本人の死因の第2位に心疾患があげられる。その中でも多くを占めているのが虚血性心疾患である<sup>[1]</sup>。この病気は世界最大の死因としてもあげられ、世界全体の死因数のおよそ15%を占める。また、20年間のうちに200万人以上増加し、2019年には890万人の方が犠牲になっている<sup>[2]</sup>。この虚血性心疾患は、生活習慣病や過度のストレス、高血圧などが原因となり引き起こされる。現代人の生活は、さまざまなストレスにさらされている。朝の通勤ラッシュにはじまり仕事やプライベートにおける様々なストレスがその種類を増加させ、近年その強度が以前にも増してきていると感じる。それに加え生活の多様化に伴い、昼夜が逆転している人や、睡眠時間を十分に確保できない人などが多くいる。それらによって引き起こされる虚血性心疾患の一因として、自律神経活動が関係していることが明らかになっており、その自律神経とは呼吸や心拍、発汗及び代謝などの不随意な機能を制御するものである。しかし、現在のところ自律神経活動は厳格に指標化されていないため、自律神経活動の指標化が求められている。

そこで本研究では、自律神経活動指標の一つである心拍変動を用いて、高齢者や運動弱者にも適用できる微弱負荷量での運動負荷試験を行い、その際の心拍変動から生体情報の取得による自律神経活動指標の抽出を目的とする。この自律神経活動指標を明確にすることにより、高齢者の運動指針や運動弱者の運動促進につながり、予防医療や伊医療方針の検討など様々な局面で役に立つと考える。微弱負荷を与えた状態で運動を行うと、副交感神経の後退及び交感神経の亢進、心拍数の変動が起こることを利用し自律神経活動の指標化を行った。

本実験を行うにあたり、いくつかある運動負荷試験の中でも仰臥位姿勢で自転車マシーンを漕ぐことで負荷を与える方法（自転車エルゴメータ負荷試験）を採用して、実験を行った。本実験では、先行研究において男性被験者のみの実験であったことにより、心拍変動の波形比較が男女で行われていないため、改善することも目的の1つとしている。また、高齢者を被験者とした実験は新型コロナウイルス感染の恐れもあったため、今回は行っていない。

## 2. 理論

### 2.1 自律神経

自律神経とは、脳とあらゆる臓器・器官をつなぐために全身に張り巡らされている末梢神経のうち、血圧、呼吸数、消化・吸収など体内の特定の活動を自律的に行う神

経である。人の生命維持に必要な機能の制御に関与しており、意識しなくても自律的に機能するので、「自律」神経と呼ばれる。

この自律神経は、交感神経と副交感神経という 2 つの神経系で構成される。体全体に分布していて、血管、心臓、汗腺、胃、腸管、肝臓、腎臓、膀胱、性器、肺、瞳孔、唾液腺、消化腺などの内臓器官を制御している神経である。

交感神経は、第 1 胸髄から第 2 腰髄までの脊髄の前根から脊髄神経として 3 つのルートとして出ている。この 3 つの交感神経節は、腹腔神経節、上腸間膜動脈神経節、下腸間膜動脈神経節とよばれる。副交感神経は遠心性の自律神経であり、臓器近傍あるいは臓器内に存在する神経節を隔てて大きく前節線維と節後線維に分けられる。

本実験では、自律神経活動の特徴である運動開始と同時に副交感神経が反応し、心拍数が上昇する。その後、副交感神経の下落が落ち着き、心拍の上昇が抑えられる。同時に交感神経が遅れて反応し徐々に優位に立とうとするため再度心拍が上昇する。その為、運動開始後 20 秒～30 秒の範囲に交感神経と副交感神経の優位性が入れ替わり、心拍の後退現象が起こる性質を利用し、自律神経活動の指標化を目指す。

## 2.2 運動負荷試験<sup>[3]</sup>

運動負荷試験は運動によって心筋の酸素需要を増加させ、心筋への酸素供給との平衡関係を見る試験である。心筋の需要は[収縮期血圧×心拍数]であらわされ、収縮期血圧と心拍数の両方が増加する全身の動的な負荷試験が運動の様式として選択される。また負荷試験のための装置は定量的でかつ再現性のあるものでなければならない。

今回実験に用いたエルゴメータは、外的仕事量を測定できる機器のことで、最大の利点は、運動の強度を定量化できる点である。(仕事率を一定に設定できる)。また、負荷を細かく設定できる点や負荷のかけ方が多種類あることも特徴である。負荷法な主なものには、一定負荷を一定時間運動する 1 段階負荷法や階段状に徐々に負荷が上がる多段階漸増負荷法、直線的に負荷が徐々にあがる(ランプ負荷)直線的漸増負荷法がある。

## 2.3 単位インパルス応答<sup>[4][5]</sup>

インパルス入力に対するシステムの応答。単位インパルス関数(デルタ関数)の入力(単位インパルス入力)に対する応答を単位インパルス応答という。

生体システムの種々の機能を抵抗、蓄積、弾性という三つの要素に分解し、それらを電氣的等価回路で置き換えることによってシステムの振舞いが見通しよく理解できる。このようにわれわれは自然物、人工物であっても受動的システムを無意識に R, C, L からなる電気回路に置き換えることができる。すなわち、電氣的なモデルを通じて理解していることが多く、その中でも線形な(受動的)システムの入出力関係はインパルス応答で定められる。これはシステムのインパルス入力に対する応答であって、これによって任意の入力に対する出力を計算することができる。

## 3. 方法

20 代男性 2 名(被験者 A,B) 20 代女性 2 名(被験者 C,D)に対し、手動で負荷量を調整することができる自転車エルゴメータのペダルに足を乗せ、折り畳み式簡

易ベッドに仰臥位の体勢になりペダルを漕いだ。モニター誘導法には、筋電図の混入が少ない NASA 誘導を採用し、回転数と呼吸のリズムを一定にするためにトロノームを用いた。また、計測間に安静時心拍に戻ってから再度計測を行う必要があったため、日本光電社製のパルスオキシメータを用いて脈波の計測を行った。以下 Table 1 に計測条件を Fig.1 に実験のサイクルをそれぞれ示す。

Table1 計測条件

回転数[rpm]	30,50
運動負荷 [W]	5,7,10
HPF[Hz]	0.5
LPF[Hz]	300
量子化ビット数[bit]	16
増幅度[dB]	66
サンプリング周波数[Hz]	240
ハムフィルタ[Hz]	50



Fig.1 実験サイクル

### 3.1 適正負荷量評価試験

設定した負荷量に対する心拍変動の差を見るため、仰臥位の体勢で負荷をかけたペダルを漕いだ際の心電図の様子を測定した。計測によって得られた波形から、それぞれの被験者で心拍後退が確認できる負荷量を検証する。

### 3.2 運動負荷試験

実験 I をもとに自律神経活動指標の抽出を行うため、被験者 4 名に対しそれぞれ心拍後退の見られた微弱負荷量を用いて再度測定を行った。

その際、体動ノイズを除去するため同日中に 5 回計測を行い、加算平均法を用いてグラフ化した。なお同日計測を行った理由は、計測を別日にずらすことによる自律神経の変化を防ぐためである。

### 3.3 解析

自律神経活動において、副交感神経の影響の大きいとされる運動開始直後から 20 秒までの心拍を、副交感神経と交感神経の働きの混ざり合ったものと捉え、特に運動開始後 20 秒～40 秒の心拍を交感神経の働きによる心拍の増加とした。よって、交感神経活動、副交感神経活動ともに心拍後退がみられる運動開始後約 20～30 秒前後で回帰曲線を当て指標化を行った。

#### 3.3.1 加算平均法

今回は被験者ごとに 5 回ずつそれぞれの適正負荷量の下、運動負荷試験を行った。それにより得られたデータを加算平均処理することにより反応を検

出し、SN 比を $\sqrt{5}$  倍改善する方法を用いた。

### 3.3.2 呼吸成分除去

心拍変動には呼吸性不整脈からくるゆらぎや雑音が見られる。本研究では、呼吸を6秒間で同期させた心拍変動のデータにFFT処理を行い、周波数成分の分布を評価し、0.167Hzでノッチフィルタをかけ、呼吸成分の除去をおこなった。

### 3.3.3 交感神経活動指標の抽出

本実験によって得られた波形の測定開始後50秒以降に対し(1)式の回帰曲線を当て、初期心拍変動数と時定数 $\tau$ の値を検出した。

前述のとおり運動開始後20~30秒の範囲で心拍後退が起るため、運動開始後心拍後退が見られた点を基準に回帰曲線当てることで交感神経活動の指標を抽出した。

これを交感神経による心拍変動とみなしてパラメータを評価し、回帰曲線をもとの心拍変動波形から差し引いた結果を副交感神経による心拍変動とした。

$$HR(t) = A0 + A1 * \exp\left(-\frac{t-A2}{\tau}\right) \quad (1)$$

A0：初期心拍+変動心拍数

A1：変動心拍数

A2：初期心拍到達時間

t：時間

$\tau$ ：時定数

### 3.3.4 副交感神経活動指標の抽出

交感神経は副交感神経に比べ遅れて現れるため、(1)式によって求められた交感神経の活動指標となる回帰曲線と心拍変動との差を求め、その曲線に(3)式の回帰曲線を当てることでパラメータを取得した。なお、回帰曲線の式には2次遅れの単位インパルス応答の式を採用した。それにより得られたパラメータを副交感神経活動が示す定数とし、評価を行うことで副交感神経活動の指標を抽出した。

$w[2] > 1.0$  のとき

$$Y(t) = w[0] * w[1] * \exp(-w[2] * w[1] * t) * \sinh * w[1] \left(\frac{\sqrt{w[2]*w[2]-1.0}*t}{\sqrt{w[2]*w[2]-1.0}}\right) \quad (2)$$

$w[2] < 1.0$  のとき

$$Y(t) = w[0] * w[1] * \exp(-w[2] * w[1] * t) * \sin * w[1] \left(\frac{\sqrt{1.0-w[2]*w[2]}*t}{\sqrt{1.0-w[2]*w[2]}}\right) \quad (3)$$

$w[2] = 1.0$  のとき

$$Y(t) = w[0] * w[1] * w[1] * t * \exp(-w[1] * t) \quad (4)$$

w[0]：振動係数

w[1]：固有各周波数

w[2]：減衰係数( $\zeta$ )(1.0を境に挙動が変化)

t：時間

#### 4. 実験結果・考察

##### 4.1 適正負荷量評価試験の結果・考察（被験者 D）

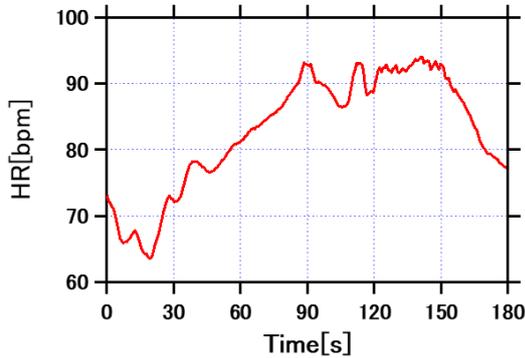


Fig.2 適正負荷量時の波形(30rpm,7Nm)

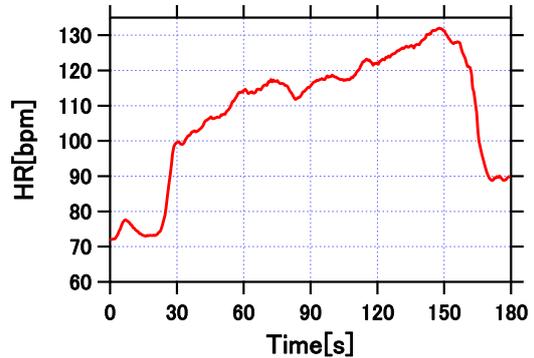


Fig.3 過負荷時の波形(50rpm,10Nm)

Fig.2、Fig.3 はそれぞれ適正負荷量を与えた際の波形と過負荷を与えた際の波形である。Fig.2 は運動開始後一時的に上昇した心拍数が運動開始 20 秒前後に一度下がり、再び上昇していることがわかる。Fig.3 は一度上昇した心拍数が高い数値で一定になっているため、心拍後退が見られていない。これは、本来遅れて反応する交感神経活動に副交感神経活動が隠れてしまったためである。よって、今回の場合、被験者 D において 50rpm,5Nm が適正負荷量だと考えられるため、この負荷量を用いて運動負荷試験を行う。また、被験者 A は、30rpm,10Nm、被験者 B は、50rpm,7Nm、被験者 C は、30rpm,7Nm でそれぞれ被験者 D と同様に心拍の後退が確認できた。

##### 4.2 運動負荷試験の結果・考察

###### 4.2.1 加算平均及び呼吸成分除去前後の波形比較

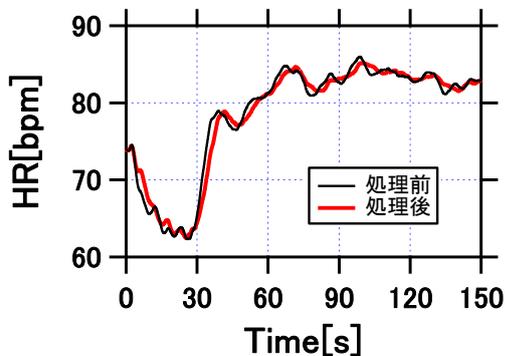


Fig.4 被験者 A(波形比較)

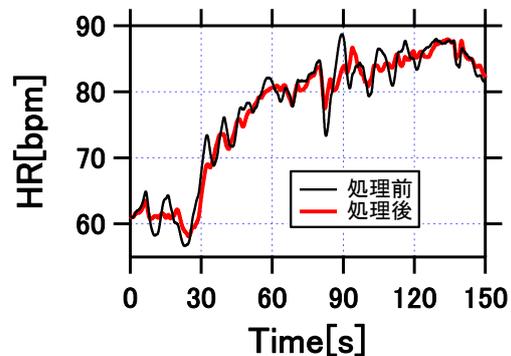


Fig.5 被験者 B(波形比較)

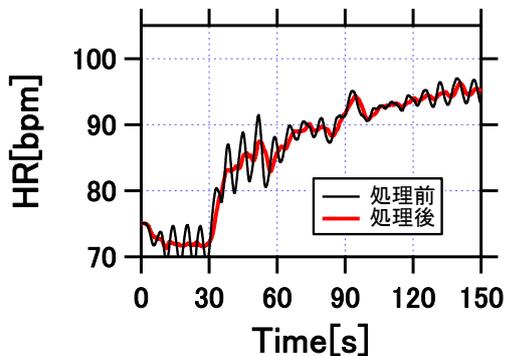


Fig.6 被験者 C(波形比較)

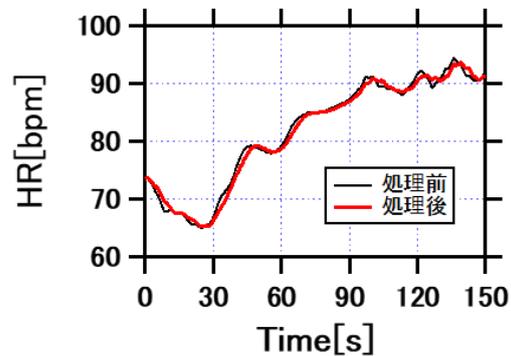


Fig.7 被験者 D(波形比較)

Fig.4~Fig.7は被験者それぞれの適正負荷量のもと同日に5回計測を行い、結果を加算平均した波形と呼吸成分を取り除くためにフィルタ処理したものとの比較波形である。Fig.5,6の波形ではフィルタによる呼吸成分の除去を顕著に確認することができたが、Fig.4,7には波形に呼吸成分があまり乗っていなかったため、大きな変化は確認できなかった。

この結果より、微弱負荷で運動した際の心拍変動計測における被験者ごとの適正負荷量評価試験は正確に行うことができたと考えられる。

#### 4.2.2 交感神経活動指標の抽出

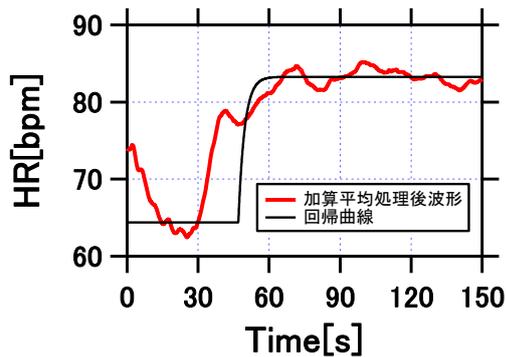


Fig.8 被験者 A(交感神経成分回帰分析)

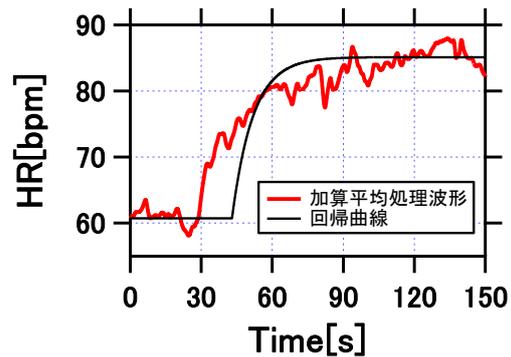


Fig.9 被験者 B(交感神経成分回帰分析)

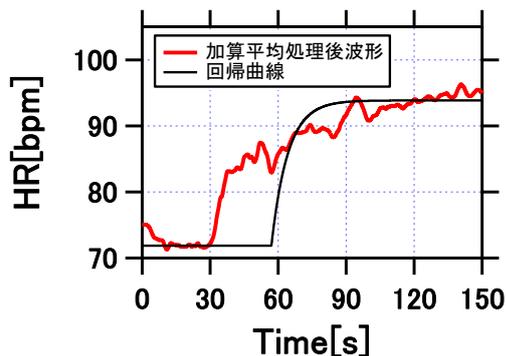


Fig.10 被験者 C(交感神経成分回帰分析)

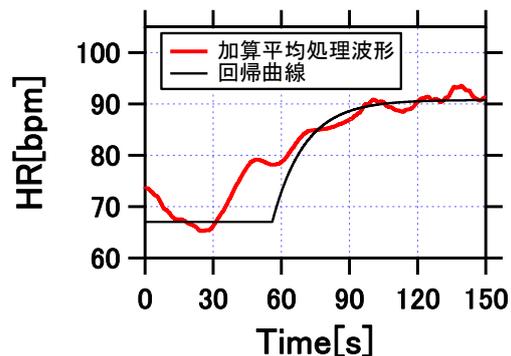


Fig.11 被験者 D(交感神経成分回帰分析)

Table2 回帰分析 (交感神経成分)

被験者	A	B	C	D
初期心拍数[bpm]	64.4	60.7	71.9	67.0
最終心拍数[bpm]	83.3	85.1	93.8	90.8
時定数[s]	2.6	8.8	7.2	14.2

4.2.1の結果から運動開始20~30sに心拍の後退が確認できたため、これらの波形に対し、3.3.3で示した式を用いて回帰分析を行った。Table2は回帰分析(交感神経成分)により得られた特徴量である。

Fig.8~Fig.11では、初期心拍を基準に心拍後退が確認できた時間から回帰分析を行っている。Table2の結果より、心拍後退が起きた負荷量において安静時と運動時で心拍が約20bpmの差が生じていた。これ以上の差が生じている結果には心拍後退が見られなかった。また、時定数の結果は、日常における運動頻度が顕著に表れる結果にな

った。今後は、普段の生活に変動が生じたときの結果の再現性についても確認していく必要がある。

以上の結果より、使用した回帰曲線は交感神経活動の動きに近いものであると考えられる。

#### 4.2.3 副交感神経活動指標の抽出

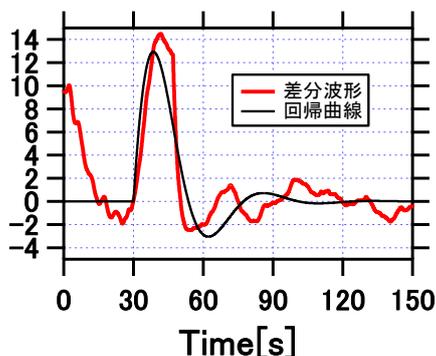


Fig.12 被験者 A(副交感神経成分回帰分析)

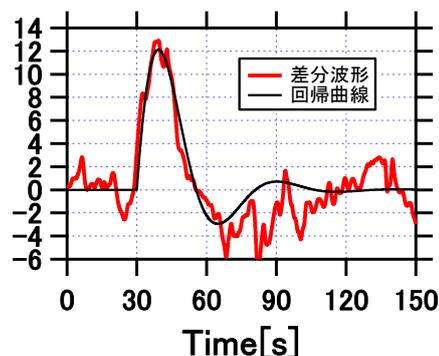


Fig.13 被験者 B(副交感神経成分回帰分析)

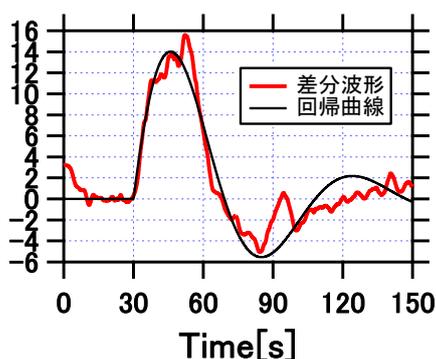


Fig.14 被験者 C(副交感神経成分回帰分析)

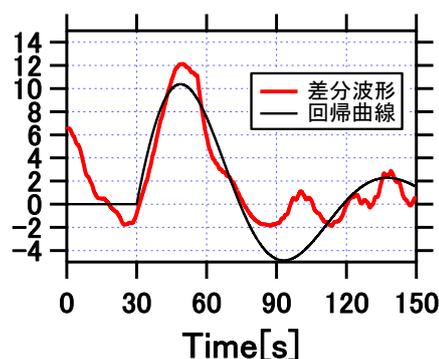


Fig.15 被験者 D(副交感神経成分回帰分析)

Table3 回帰分析 (副交感神経成分)

被験者	A	B	C	D
振動係数[bpm]	149.3	150.4	244.3	196.4
固有角周波数[rad/s]	0.146	0.135	0.084	0.073
振幅係数[rad/s]	0.417	0.411	0.284	0.234

Fig.10～Fig.13 は、4.2.1 により交感神経活動の指標とした回帰曲線と心拍変動との差をとり、その差分波形に回帰分析を行ったものである。Table3 は回帰分析 (副交感神経成分) により得られた特徴量である。

その結果、求まった曲線が予想される副交感神経の波形に近いグラフとなった。

Table3 より、性別や日ごろの運動習慣が似ている被験者で近い数値が出ることが分かった。よって、求まった回帰曲線は副交感神経活動の動きに近いものであると考えられる。

また、カーブフィッティングにより得られた振幅係数は、出力の最大値と定常値との差を指し、固有角周波数は、信号の入力に対する応答の速さを示す。よって、数値

が大きいほど定常値に戻ることを指す速応性が高いということができ、動作の速度を決めるパラメータになる。振幅係数は、信号の入力に対する振動の安定性を示す。よって、数値が大きいほど振動を減衰させる能力が高いとすることができる。また、この振幅係数は振動の有無と収束度を決めるパラメータになる。

しかし、今回のデータ数ではパラメータ数値の比較が難しく、正確かどうかの判定は難しい。よって、今後はデータの蓄積および年代ごとの比較が必要になる。

## 5. 今後の研究計画

本研究では、対象者を 20 代男女とし、あらかじめ指定していた負荷量にて計測を行い、自転車をかき始めるタイミングもこちらが指示を出した。それにより、全体の計測時間を短くすることで、被験者側のストレスの軽減が見られた。

実験結果では、それぞれの被験者において、適正負荷量評価試験で心拍後退が確認でき、自律神経活動指標の抽出は成功したといえる。

しかし、計測を重ねるごとに安静時の 30 秒間に慣れてしまい、運動に対する準備として心拍が上がってしまうデータが複数見られた。よって、今後の実験では今回得られた波形と被験者自身によって自転車エルゴメータを漕ぐタイミングを設定した波形との比較検討を行う。

また、適正負荷量評価試験において心拍の後退が確認できたものでも日常生活による変化により、期間を設けると結果に差異が見られることが分かった。

今後は、運動負荷試験において別日に計測を行い、結果の再現性を確認する必要がある。加えて被験者数を増やし、本研究の最終目的でもある高齢者、加えて 30 代や 40 代のストレスを貯めやすい世代を被験者とし、どの年代の被験者であっても適正負荷量があり、自律神経指標の抽出が可能であるかについての検証が必要である。

その他、今回安静時の脈波に戻るのを確認するために使用したパルスオキシメータから得られる光電脈波波形を 1 つのパラメータとして利用できないかの検証を行う。

## 参考文献

- [1] ”WHO ファクトシート,死亡原因トップ 10”<[https://japanwho.or.jp/factsheets/factsheets\\_type/the-top-10causes-of-death2/](https://japanwho.or.jp/factsheets/factsheets_type/the-top-10causes-of-death2/)>(2022/07/15)
- [2] ”厚生労働省,令和 2 年(2020)人口動態統計(確定数)の概況,統計表第 6 表”<[https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei19/dl/10\\_h6.pdf](https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei19/dl/10_h6.pdf)> (2022/07/15)
- [3] 芝寿実子他「運動負荷方法の検討」 Congress of the Japanese Physical Therapy Association 2009,A4P2021-A4P2021,2010
- [4] 茂吉雅典他「新しい心拍変動パラメータによる tilt 試験に対する自律神経反応の分析」医用電子と生体医工学, p161-170 ,1996 年.
- [5] 米川善晴「振動の生体反応」人間と生活環境,8 巻,1~2 号,pp3~8,2001 年