

呼吸規則性定量化指標の提案と特性評価

不破 輝彦^{*1}・赤田浩太郎^{*2}・長田 宗憲^{*3}
花房 昭彦^{*4}・池田 知純^{*1}・塩田 泰仁^{*1}

A NEW INDEX OF RESPIRATORY REGULARITY AND ITS CHARACTERISTICS

Teruhiko FUWA, Kotaro AKADA, Munenori NAGATA,
Akihiko HANAFUSA, Tomozumi IKEDA, Yasuhito SHIOTA

Abstract

This study was aimed at establishing a new index of respiratory regularity (*IRR*). By time-frequency analysis of a given respiratory curve, the *IRR* is defined as the frequency bandwidth of the respiratory component of power spectral density. The *LIRR* is also defined as the log-transformed *IRR*. The *IRR* was applied to respiratory curves of 14 subjects when the subjects breathed with controlled respiration and with natural respiration. The mean *LIRR* under controlled respiration was significantly lower compared with that under natural respiration. In addition, the characteristics of the *IRR* were examined by applying the *IRR* to computer-generated pseudo respiratory curves in the Appendix. In conclusion, the characteristics of the *IRR* were elucidated, and the *IRR* could quantitatively describe the subjects' respiratory regularity.

キーワード: 呼吸規則性, 自己回帰モデル, 時間周波数解析, 呼吸統制, 自然呼吸

Key words: *respiratory regularity, AR model, time-frequency analysis, controlled respiration, natural respiration*

1. はじめに

呼吸の規則性（あるいは不規則性）に関しては、医学・生理学分野において多くの研究例が報告されている。例えば、睡眠時の呼吸規則性について論じたもの^{1,2,3)}や、パニック障害患者の呼吸規則性の研究^{4,5)}、呼吸不全患者の呼吸規則性の研究⁶⁾などがある。これらの研究における規則性の指標として、文献^{1,4,5,6)}では approximate entropy (ApEn)⁷⁾、文献²⁾では %Fractal、文献⁵⁾では最大リヤプノフ指数、文献³⁾では各睡眠状態における1分間の呼吸数の標準誤差を用いている。

これらの指標は時系列信号に対して汎用的に用いられているものであり、呼吸以外では、例えば ApEn は筋電図⁸⁾や心拍変動^{9,10)}、%Fractal は心拍変動や収縮期血圧²⁾に対しても用いられている。上記以外の指標を用いたものとしては、最小自乗余弦スペクトル解析法により、正弦波に対する呼吸曲線の適合性を指標とする研究^{11,12)}がある。心拍変動の規則性に特化した指標としては、Sapoznikov らが提案した MBW があり¹³⁾、5分間の心拍変動に対して16次 AR モデルで求めたパワースペクトルの 0～0.1 Hz 帯域におけるピーク幅を利用している。

これらの従来研究において、秒単位で規則性の時間的変動を検討したものはない。Richaman と Moorman¹⁴⁾は、ApEn に必要なデータ数を検証し、ApEn を改良した sample entropy (SampEn) を提案したが、ApEn、SampEn 共に、安定した値を得るには多くのデータ数が必要であることが示されている。また、%Fractal では、時系列信号は非周期的なフラクタル成分と周期的なゆらぎ成分の合成であるというモデルに基づいており、原理的に、規則性の秒単位での時間的変動は対象とされていない。また、最小自乗余弦スペクトル解析法に基づく適合性の指標として定義された RA¹¹⁾は、

^{*1} 職業能力開発総合大学校機械システム工学科
Department of Mechanical System Engineering, Polytechnic University

^{*2} 株式会社森精機製作所
MORI SEIKI CO., LTD.

^{*3} 独立行政法人高齢・障害・求職者雇用支援機構千葉職業訓練支援センター
Chiba Vocational Training Support Center, Japan Organization for Employment of the Elderly, Persons with Disabilities and Job Seekers

^{*4} 芝浦工業大学システム理工学部生命科学科
Department of Bioscience and Engineering, College of Systems Engineering and Science, Shibaura Institute of Technology

1 分間の呼吸曲線から求められる。そのため呼吸パターンの規則性の時間的変動が定量的に得られるが、RA は日内リズム¹¹⁾や睡眠段階の解析¹²⁾を目指したものであり、秒単位の変動特性や規則性の程度に対する定量的な変動特性は検討されていない。秒単位の規則性変動を評価することができれば、異常呼吸や不規則呼吸の時間帯を定量的に検出することが可能と思われる。

一方、心拍変動による自律神経活動量評価法において、呼吸のパターンが評価結果に影響することが言われており、幾つかの検討例がある¹⁵⁻¹⁹⁾。この中で、規則性についての条件には二通りあり、第一は、被験者の呼吸の周期、一回換気量、あるいはその両方が一定となるように被験者に指示を与える呼吸統制、第二は、自然に呼吸を行わせる自然呼吸である。呼吸統制を行う目的は、心拍変動による自律神経活動量評価結果の安定性や信頼性の向上^{18,19)}であるが、呼吸統制時および自然呼吸時の呼吸規則性を定量的に評価した研究はない。したがって、呼吸の規則性が自律神経活動量評価に対してどのような影響を与えるのか、定量的に検討したものもない。これらの定量的関係が明らかになれば、例えば秒単位で呼吸規則性をモニターし、呼吸が乱れている時間帯を除外して規則的な呼吸を行っている時間帯の心拍変動データのみから自律神経活動量推定を行うことにより、推定精度を向上させることも可能ではないかと考える。

本研究の目的は、周期的な呼吸の規則性を定量化する新しい指標の提案である。特に、呼吸規則性の時間的変動を評価できることを目指す。この指標を用いて、被験者の呼吸曲線から呼吸統制時および自然呼吸時の呼吸規則性の定量化を試みる。また、提案する指標に対して、呼吸に特有の現象、具体的には、呼吸の深さや周期のばらつきの影響、呼気と吸気の時間の違いの影響、過渡的な応答について、シミュレーションによる定量的評価を付録にて行う。本手法を用いることにより、従来は困難であった秒単位の呼吸規則性の評価が実現されることが期待される。

2. 方 法

人の呼吸曲線を測定し、呼吸規則性を定量化できるかどうか検証する方法について述べる。この定量化においては、新たに呼吸規則性指標 *IRR* を提案し、人の呼吸曲線に対して適用する。

2・1 被験者

被験者は、14名の健常男性（年齢 21.4 ± 0.5 歳）とした。本研究はヘルシンキ宣言に則り、被験者のインフォームド・コンセントを得て行った。

2・2 測定方法

2・2・1 呼吸曲線の測定

測定には、胸部インピーダンス法²⁰⁾による呼吸信号測定装置（SC-2000/2ZR、UFI 社製）を用いた。被験者の胸部に3個の使い捨て電極を装着し、SC-2000/2ZRの呼吸信号出力をサンプリング周波数2 HzでA/D変換した。この波形の低周波成分をノイズと見なしてIIR型デジタルフィルタ（カットオフ周波数0.1 Hz、次数6）で除去した結果を呼吸曲線とした。

2・2・2 測定手順

各被験者は座位で安静状態を保ち、呼吸周期4 s（吸気2 s、呼気2 s）の呼吸統制で180 s間、自然呼吸で180 s間の呼吸曲線を測定した（ $T=180$ s）。呼吸統制のために、4 s周期で伸縮する棒グラフをパソコン上に提示し、加えて呼気、吸気の切り替え時に「吐いて」、「吸って」という合成音声をパソコンのスピーカから出力した。

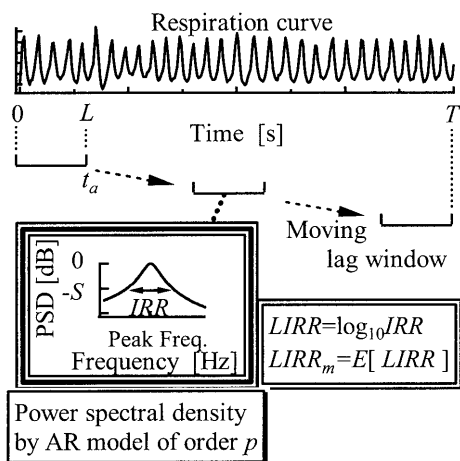
2・3 解析方法

2・3・1 呼吸規則性指標 *IRR* の定義

本研究では、呼吸曲線の周期的ゆらぎ成分に着目する。呼吸規則性の基本的な考え方として、呼吸曲線の周期および振幅が一定であるほど、呼吸の規則性が高いとする。また、規則性の時間的な変動を評価することも考慮して、自己回帰モデル（ARモデル）による短時間スペクトル推定²¹⁾の考え方をを用いる。呼吸規則性のための指標 *IRR*（Index of Respiratory Regularity）を次のように提案する。

T [s] の呼吸曲線（0.5 s間隔で標本化された時系列データ）の上に、幅 L [s] の分析区間を置き、この区間の先端（右端）を分析時刻 t_a [s] とする。 $L \leq t_a \leq T$ の範囲で分析区間を0.5 s毎に移動させ、各区間の呼吸曲線に対して、次数 p のAR係数をBurgのアルゴリズム²²⁾により求め、パワースペクトル密度PSDを推定する。各区間のPSD最大値を0 dBとして正規化し、呼吸に相当するピーク成分が一つあることを前提として、ピーク値（このときの周波数をピーク周波数と呼ぶ）から S [dB] 低下したレベルにおけるピークの周波数帯域幅を、呼吸規則性指標 *IRR* と定義する。また、 $\log_{10}(IRR)$ を *LIRR*、*LIRR* を $L \leq t_a \leq T$ の範囲で平均した値を *LIRR_m* と定める。以上の概要を図1に示す。なお、本研究では $p=4$ 、および $S=6$ dB とした（付録A・2・2及びA・2・3参照）。

$L < T$ の場合、 $L \leq t_a \leq T$ の範囲で *IRR* の時間的な変化が得られる。本論文では、これを *IRR* の時変特性と呼ぶ。また、 $L=T$ の場合、一つの呼吸曲線に対して一つの *IRR* が定まる。これを *IRR* の時不変特性と呼ぶ。

図1 呼吸規則性指標 IRR の定義

2・3・2 解析項目

まず、呼吸曲線の周波数特性を確認するために、呼吸曲線全体に対して AR モデルの次数 p に対する最終予測誤差 FPE を求めた上で、 p を 3 通り (4、8、15) に変えて、それぞれの場合の PSD を求めた。次に、被験者の呼吸規則性を定量化するために、呼吸曲線に対して $L=4、12、180s$ の 3 通りで IRR 、 $LIRR$ 、 $LIRR_m$ を求めた。また、 IRR を求める際に得られる PSD のピーク周波数も記録した。

2・3・3 $LIRR_m$ に対する統計処理

$LIRR_m$ は、呼吸統制時と自然呼吸時のそれぞれにおいて、3 通りの L 毎に被験者 14 名分のデータ (合計で $2 \times 3 \times 14 = 84$ 個) として得られる。まず、呼吸統制の有無に関して 14 名分の $LIRR_m$ の平均値を L 毎に比較した。次に、統計学的検定を行うため、各条件毎

に 14 名分の $LIRR_m$ の正規性を Shapiro-Wilk 検定で確認した。さらに各 L 毎に呼吸統制時と自然呼吸時との 14 名分の $LIRR_m$ の等分散性を F 検定 (両側) で確認した。以上の結果に基づき、対応のある t 検定 (両側) によって呼吸統制時と自然呼吸時との $LIRR_m$ の差を L 毎に検定した。

3. 結果

図 2 は、一例として被験者 A の呼吸統制時および自然呼吸時の呼吸曲線の全体に対する FPE、および、3 通りの p に対する PSD である。

図 3 は、被験者 A の IRR 、 $LIRR$ 、 $LIRR_m$ の各測定例で、上から呼吸曲線 (呼吸統制時)、呼吸曲線 (自然呼吸時)、一例として $L=12s$ の場合の $LIRR$ 時変特性 (呼吸統制時および自然呼吸時)、PSD のピーク周波数 (呼吸統制時および自然呼吸時) を示す。呼吸統制時と自然呼吸時の $LIRR$ を見ると、明らかに呼吸統制時の方が低値を示した。ピーク周波数を見ると、呼吸統制時は 0.25Hz に安定しているが、自然呼吸時はばらつきが見られた。

図 4 は、被験者 14 名の $LIRR_m$ を平均し、3 通りの L 毎に呼吸統制の有無に関する比較を示したもので、何れの L においても呼吸統制時の方が自然呼吸時より小さくなった。これらの $LIRR_m$ に対する Shapiro-Wilk 検定および F 検定の結果を表 1 に示す。Shapiro-Wilk 検定の結果は何れも p 値が 0.2 以上となり、有意水準 5% で正規性を仮定できる。F 検定の結果は、何れの L においても p 値は 0.3 以上となり、有意水準 5% で等分散性を仮定できる。以上の結果に基づき、呼吸統

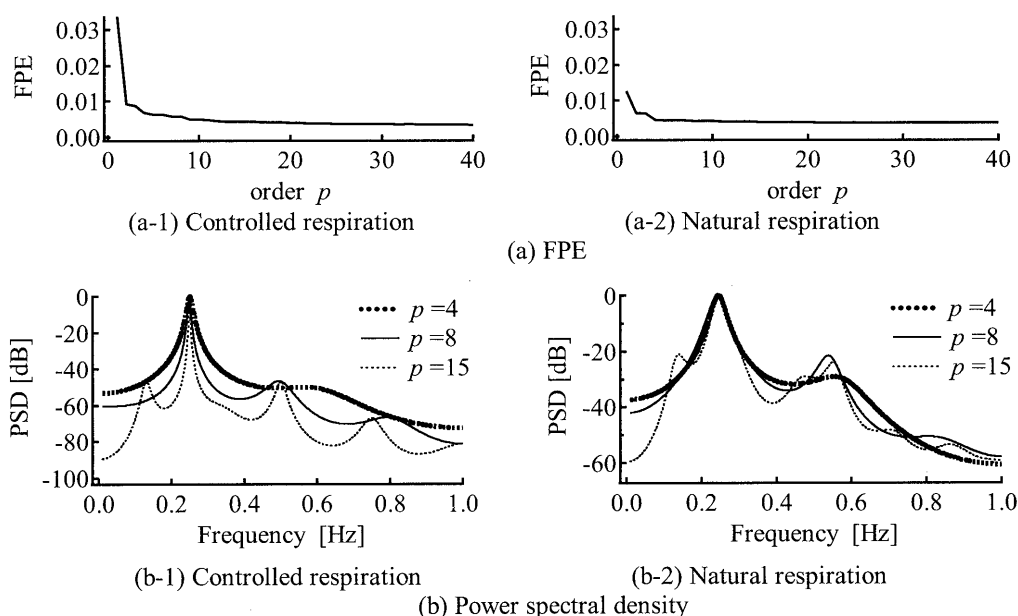


図2 呼吸曲線 (呼吸統制時および自然呼吸時の被験者 A) の最終予測誤差とパワースペクトル密度

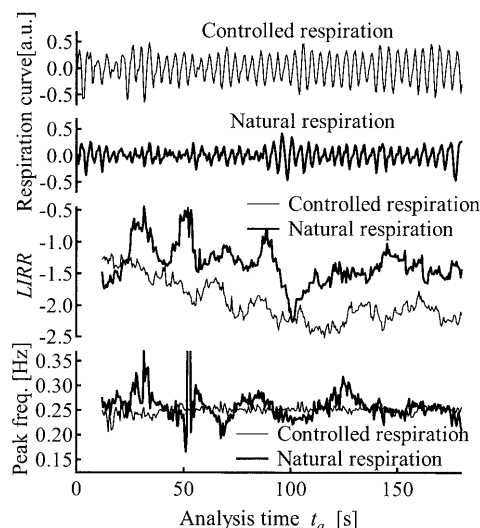


図3 被験者A（呼吸統制時、自然呼吸時）の呼吸曲線、 $LIRR$ ($L=12s$, $p=4$)、およびピーク周波数の時間変化

制時と自然呼吸時との $LIRR_m$ の差を t 検定した結果は表1のようになり、全ての L において p 値は 10^{-5} 以下となったことから、有意水準1%で統計的有意差が認められた。

4. 考 察

4・1 呼吸統制と自然呼吸

本論文では、人の呼吸規則性に変えるために、呼吸統制と自然呼吸という二通りで被験者の呼吸を制御した。呼吸規則性は、心拍変動による自律神経評価法において考慮すべき問題の一つであり、生理人類学においても重要なテーマの一つである。日本生理人類学会誌において心拍変動による自律神経評価を扱った原著論文としては、例えば、温浴中の自律神経機能の評価²³⁾、生理用ナプキンの装着感の評価²⁴⁾、光暴露に対する生理反応²⁵⁾、洗髪動作の生理反応²⁶⁾、長時間断眠による自律神経機能²⁷⁾、飲料を飲むことが自律神経に与える影響²⁸⁾ などがある。このうち前半の3件^{23~25)}では、心拍変動測定時の被験者の呼吸条件は自然呼吸であり、後半の3件^{26~28)}では、4秒周期の呼吸統制を実

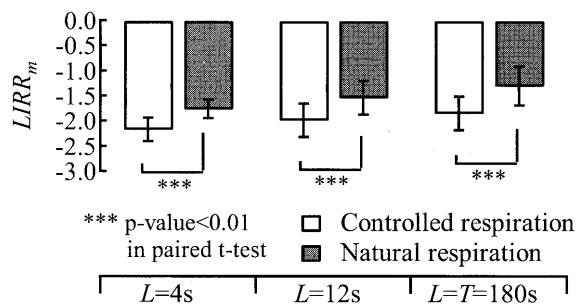


図4 被験者14名（呼吸統制時、自然呼吸時）の $LIRR_m$ ($p=4$) 平均値

施している。呼吸統制の必要性を強く主張した論文はいくつも発表されている¹⁸⁾が、Kobayashi は、呼吸統制による心拍変動測定の安定性・再現性改善の効果は小さく、被験者が不規則な呼吸を避けるように心掛ければ呼吸統制は必ずしも必要ないことを示唆した¹⁹⁾。ここでは被験者の“心掛け”がどの程度のものなのかが重要だが、定量的な議論は行われていない。定量的な議論のためには、呼吸統制時と自然呼吸時の呼吸曲線を測定し、その規則性を定量的に評価することが必要である。これにより、心拍変動による自律神経評価において、どのような呼吸規則性の条件では呼吸統制が有効なのか、あるいは効果が少ないのか、明確になると考えられる。

本研究では、呼吸統制と自然呼吸における呼吸規則性を評価した。呼吸統制は被験者に対する指示であり、どの程度、忠実に自らの呼吸をこの指示に合わせるかは、被験者に依存する面がある。また、自然呼吸においては、呼吸の規則性は完全に被験者個人の特性や意志に委ねられている。したがって、生体計測における呼吸条件としての「呼吸統制」と「自然呼吸」だけでは、厳密さが要求される場面では不十分である。これに対して、図4は被験者14名の呼吸統制時と自然呼吸時の各呼吸曲線を $LIRR_m$ 平均値で比較したものであるが、両者の呼吸規則性の違いが定量的に示されており、また、分析区間幅 L の大きさに関わらず統計的有意差が示された。したがって、被験者の呼吸曲線から IRR を求めることにより、被験者の呼吸規則性を

表1 被験者14名の $LIRR_m$ に対する正規性、等分散性、および t 検定の結果

呼吸条件	$L[s]$	Shapiro-Wilk 検定: p 値	F 検定: p 値 (両側)	t 検定: p 値 (両側)
呼吸統制	4	0.431	0.307	1.84×10^{-6}
自然呼吸		0.895		
呼吸統制	12	0.824	0.988	3.95×10^{-7}
自然呼吸		0.221		
呼吸統制	180	0.565	0.666	6.65×10^{-6}
自然呼吸		0.860		

定量的に評価できると考えられる。

呼吸統制時および自然呼吸時のパワースペクトルの一例（図2）を見ると、ARモデルの次数 p に対する呼吸統制時と自然呼吸時の特徴が異なった。呼吸統制時では、 p が大きいほどピークの幅が狭くなった。自然呼吸時では、 p に関わらず、ピークのほぼ一定の大きさを保っていた。また、呼吸統制時のピーク周波数の変化は0.25Hz（呼吸統制の周波数）に安定し、自然呼吸時は不安定に変動した（図3）。これらの特徴は、本論文の付録で示した模擬呼吸曲線を用いたシミュレーション結果における、振幅変調と周波数変調の特徴に似ている（図A3および図A7）。すなわち、呼吸統制時の呼吸曲線では、呼吸周期はほぼ一定に統制されているが振幅には変動が見られ、結果として振幅変調のみの模擬呼吸曲線の特徴を有している。自然呼吸時の呼吸曲線では呼吸周期が時間的に変動することから、周波数変調の模擬呼吸曲線の特徴を有し、さらに振幅の変動も加わっている。以上の比較から、人の呼吸曲線には、振幅変調および周波数変調の模擬呼吸曲線（付録A・1）の特徴があると言える。

4・2 模擬呼吸曲線と人の呼吸曲線の違い

本論文付録では、*IRR*の定量的特性を示すために模擬呼吸曲線を用いたが、これは \cos 関数に変調や呼吸比変化を加えて作成されたものである。それに対して被験者の呼吸曲線は、UFI製のSC-2000/2ZRを用いて計測された、胸部インピーダンス法によるものであり、正弦波に高調波歪みが加算されたものとなっている（図2）。また、呼吸曲線に用いる信号の種類が異なる場合（例えば、一回換気量や鼻腔内温度など）は、呼吸曲線から得られる*IRR*の値が異なる可能性がある。加えて、模擬呼吸曲線では、5種類の変調波で各種のパラメータ（ k_{AM} 、 k_{FM} 、 r 、 f_c など）やAM・FM複合の詳細な検討を行ったが、本論文における人の呼吸規則性の制御方法は呼吸統制（呼気、吸気各2秒）の有無だけであり、呼吸の深さや周期のばらつき、呼気と吸気の長さについては検討できなかった。その理由は、本論文で用いた測定システムでは、人の呼吸方法を模擬呼吸曲線のように数式に従って制御することが困難だからである。しかし、前節で述べたように人の呼吸曲線には振幅変調および周波数変調の模擬呼吸曲線の特徴がみられたことから、模擬呼吸曲線により得られた*IRR*の各種の特性は人の呼吸曲線にもある程度は当てはまると考えられ、本手法は人の呼吸規則性を定量化するものとして有効である。

Patwardhanらは、呼吸曲線が振幅変調されるように人の呼吸を統制し、呼吸と心拍変動間の周波数応答を評価している²⁹⁾。ここでは、被験者は自身の換気量

をディスプレイ上でリアルタイムに確認し、目標となる振幅変調波形と重なるように呼吸することにより、振幅変調に基づく呼吸統制を実現している。本研究では胸部インピーダンス法を用いているが、この呼吸波形はニューモタコグラフによる換気量変化と密接に関係し、換気の低下や無呼吸にも追従できることが確認されている²⁰⁾ことから、胸部インピーダンス法により換気量を振幅変調に制御することは、ある程度は可能と思われる。また、筆者は、被験者の呼気・吸気のタイミングを周期的ではなく不規則に制御する方法を開発中である³⁰⁾。これらの手法によって人の呼吸曲線を計画的に制御して得られた結果と模擬呼吸曲線による*IRR*の特性とを比較検討することは、*IRR*の特性をより明確に理解する上で重要であり、今後の課題としなければならない。

4・3 *IRR*の値の意味

呼吸規則性は、呼吸曲線に対する*IRR*値が大きいほど低く、小さいほど高い。これを利用して、本論文では呼吸統制と自然呼吸の違いを定量的に示すことができた。*IRR*は呼吸曲線のパワースペクトルのピーク幅を用いた指標だが、類似した指標としてSapoznikovらが提案したMBWがある¹³⁾。MBWは心拍変動（サンプリング周波数2Hz）の0～0.1Hzにあるパワースペクトル（16次ARモデルより算出）のピーク幅（-3dB位置）に対するピーク値の比で定義されている。MBWはARモデルによるパワースペクトルのピーク幅を用いている点で*IRR*と類似しており、両指標とも、波形が周期的ならピーク幅は狭くなる¹³⁾ことを利用したものである。電気工学の共振回路や機械工学の振動系においては、スペクトルのピーク幅を用いて振動の状態を表す指標としてQ値が知られており、Q値が大きいほどスペクトルのピークは鋭い³¹⁾。

本論文付録のシミュレーションによると、模擬呼吸曲線の変調度（対数軸）に対して*LIRR*は直線に変化した（変調度が高い（＝不規則）ほど*LIRR*が大きい。図A4）。すなわち、乱数を信号波とする変調波で呼吸曲線をモデル化して考えた場合、*LIRR*（あるいは*IRR*）は変調度を表すと言える。一方、MBWについてもシミュレーションによる検討結果¹³⁾がある。それによれば、0.05Hzの正弦波にノイズを加えたものを模擬的な心拍変動波形とし、そのS/N比の対数をSNRと定義してSNRとMBWの関係を調べた結果、SNRが小さい（＝不規則）ほどMBWは小さくなっているが、直線関係にはない。ピーク幅に関してMBWは*IRR*とは逆数の関係にあるため、規則性の程度に対する変化は、*LIRR*では直線関係が得られたことを除いて同じ傾向を示す。MBWは心拍変動の低周

波成分（0～0.1Hz）の規則性に特化した指標であるが、*IRR* は呼吸曲線に特化し、呼吸周波数（ $A \cdot 2 \cdot 2$ 項のシミュレーションでは0.2～0.35 Hz）の帯域を対象としている点で異なっている。この帯域の違いにより、MBW では秒単位の規則性の変化は対象とされておらず、長時間の変化、例えば24時間の心拍変動から5分毎にMBWを求め、夜間の心拍変動低周波成分の規則性が高いことを示す測定例が示されている¹³⁾。

IRR の値は呼吸曲線が正弦波に近づくほど小さくなり、呼吸規則性が高いと判断される。これと同様な考え方の指標として、東風谷らが開発した最小自乗余弦スペクトル解析法によるRA（Rhythm Adaptability）¹¹⁾ がある。これは1分間分の呼吸データを単一の余弦波にカーブフィッティングさせたときの適合性をRAという指標で表したものであり、RAは呼吸曲線が余弦波に近づくほど大きくなる。RAは日内リズムの解析¹¹⁾ や睡眠段階の推定¹²⁾ に用いられており、長期間の時間的変動を対象としていることから、秒単位を対象としていない点で*IRR* とは異なる。また、シミュレーションによる特性評価が示されていないため、規則性の程度に対するRAの定量的な変動特性（付録参照）は明らかではない。

4・4 *IRR* の時変特性

本論文では、*LIRR_m* を用いて、自然呼吸時の有意な呼吸規則性の低減を示した。*LIRR_m* は時間的に変動する*LIRR* の平均値であり、呼吸の定常的な規則性を反映するものである。一方、規則性の時間的な変化の検出や、異常呼吸³²⁾ のなかで呼吸量の異常（一回換気量の増減、呼吸回数の増減）や呼吸リズムの異常（不規則な異常）などの検出に対しては、*LIRR* の時変特性としての過渡応答性とノイズ特性が重要となる。過渡応答性については、付録A・6においてシミュレーションで検討したが（図A9）、規則性のステップ状変化に対して*LIRR* は瞬時に反応するものの、変化後に値が安定するまでおよそ*L*秒を要することから、異常呼吸の継続時間が検出能力に影響を受けることが示唆される。ノイズ特性については、シミュレーションの結果から搬送波に関連する*LIRR* の時間ゆらぎが見られたことから（付録A・6、図A9）、*LIRR* の時間変化から呼吸に関連する成分（呼吸周波数およびその2倍の周波数の成分など）をノイズとみなして除去する必要があると思われる。また、被験者Aの*LIRR* の時間変化（図3）はある程度の範囲で変動したが、異常呼吸時の*LIRR* 変化と分離が可能かどうかについては、*LIRR* のS/N比の向上、異常呼吸の継続時間、異常呼吸に対する*LIRR* の反応特性などを詳細に検討しなければならない。これらの検討により、秒単位で呼吸規

則性の変化や異常呼吸を検出できるようになると考えられる。

加えて、人の呼吸規則性を計画的に制御することができれば、人の呼吸曲線に対する*LIRR* の過渡応答性も定量的に検討することができる。異常呼吸検出に限らず、*LIRR* の時変特性を理解する上での今後の課題である。

IRR 時変特性の利用による利益として考えられることは、呼吸規則性の時間的な変化を秒単位で評価できるようになることである（呼吸規則性モニターとしての役割）。さらにこの結果を応用すれば、推定精度を向上させた自律神経活動評価手法の提案につながるものと考えている。被験者が自然呼吸を行っている場合、規則的な呼吸を行っている時間帯と、会話や咳などにより不規則な呼吸を行っている時間帯が生じていると思われる。*IRR* を指標としてこれらの時間帯を秒単位で切り分け、不規則呼吸の時間帯を心拍変動の解析領域から除外すれば、自律神経活動評価の安定性や推定精度を向上できる可能性がある。精度向上により、これまでは統計的有意差が得られなかった場面でも有意差が示されるようになることも考えられる。前述のように、心拍変動による自律神経評価は生理人類学においてもよく用いられる手法であるが、測定内容によっては被験者の呼吸を統制できない状況もあり、自然呼吸で測定されることも多い（例えば文献^{23)~25)} など）。この手法の精度向上は、生理人類学だけでなく、人間工学、生体医工学、精神心理学などにとって利点となるであろう。

5. おわりに

本研究では、人の周期的な呼吸の規則性を定量化する新しい指標として、*IRR* を提案した。被験者14名の呼吸曲線を測定し、呼吸統制時と自然呼吸時の違いを*IRR* を用いて検討した。その結果、これらの呼吸条件の違いが*IRR* により統計的に示され、人の周期的な呼吸規則性を定量化できることが示された。付録において正規乱数を信号波とする振幅および周波数変調波を模擬呼吸曲線としてシミュレーションを行い、*IRR* の定量的特性（変調の程度と*IRR* の関係、振幅変調と周波数変調の複合の影響、呼気相と吸気相の時間比の影響、分析区間幅の影響、過渡特性など）を示した上で、人の呼吸曲線による結果との類似点を考察した。

今後の課題は、被験者の呼吸規則性を任意に制御する方法を開発し、その際の指標として*IRR* を活用することである。また、異常呼吸や不規則呼吸の時間帯を検出するための検討、心拍変動による自律神経評価の推定精度向上への検討を行うことである。

《謝 辞》

被験者としてご協力戴いた職業能力開発総合大学校
学生の皆様に感謝致します。

《引用文献》

- 1) 鯛岡直人, 迫隆紀, 陶山久司, 宮田昌典, 清水英治, 竹島多賀夫, 野村哲志: 呼吸運動の複雑系解析, 第2回太陽・地球・生態系と時間治療研究会抄録集 (WWW版), 2001
(<http://square.umin.ac.jp/chrono/htm/H100011.htm>)
(URL) [accessed April 6, 2011] (閲覧日時)
- 2) Togo F, Yamamoto Y: Decreased fractal component of human heart rate variability during non-REM sleep. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, **280**: H17-H21, 2000
- 3) Carskadon MA, Harvey K, Dement WC, Guilleminault C: Respiration during sleep in children. *The Western J Med*, **128**(6): 477-481, 1978
- 4) Caldirola D, Bellodi L, Caumo A, Migliarese G, Perna G: Approximate entropy of respiratory patterns in panic disorder. *Am J Psychiatry*, **161**: 79-87, 2004
- 5) Yeragania VK, Radhakrishnan RKA, Tancera M, Uhde T: Nonlinear Measures of Respiration: Respiratory irregularity and increased chaos of respiration in patients with panic disorder. *Neuropsychobiology*, **46**(3): 111-120, 2002
- 6) Engoren M: Approximate entropy of respiratory rate and tidal volume during weaning from mechanical ventilation. *Critical Care Medicine*, **26**(11): 1817-1823, 1998
- 7) Pincus SM: Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA*, **88**: 2297-2301, 1991
- 8) Bruhn J, Ropcke H, Hoeft A: Approximate entropy as an electroencephalographic measure of anesthetic drug effect during desflurane anesthesia. *Anesthesiology*, **92**(3): 715-26, 2000
- 9) Pikkujamsa SM, Makikallio TH, Sourander LB, Raiha IJ, Puukka P, Skytta J, Chung-Kang Peng, Goldberger AL, Huikuri HV: Cardiac interbeat interval dynamics from childhood to senescence — Comparison of conventional and new measures based on fractals and chaos theory. *Circulation*, **100**: 393-399, 1999
- 10) Yamada A, Hayano J, Sakata S, Okada A, Mukai S, Ohte N, Kimura G: Reduced ventricular response irregularity is associated with increased mortality in patients with chronic atrial fibrillation. *Circulation*, **102**: 300-306, 2000
- 11) 東風谷祐子, 市丸雄平: 心拍および呼吸変動の日内リズム解析法の確立, 日本生理人類学会誌, **14**(1): 15-20, 2009
- 12) 東風谷祐子, 市丸雄平: 心拍変動性を用いた睡眠段階の推定可能性について, 日本生理人類学会誌, **15**(4): 91-95, 2010
- 13) Saponnikov D, Luria MH, Gotsman MS: Detection of regularities in heart rate variations by linear and non-linear analysis: power spectrum versus approximate entropy. *Comp. Methods Prog. Biomed.*, **48**: 201-209, 1995
- 14) Richman JS, Moorman JR: Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*, **278**: H2039-2049, 2000
- 15) Brown TE, Beightol LA, Koh J, Echberg DL: Important influence of respiration on human R-R interval power spectra is largely ignored. *J Appl Physiol*, **75**(5): 2310-2317, 1993
- 16) Cammann H, Michel J: How to avoid misinterpretation of heart rate variability power spectra?. *Comput Methods Programs Biomed.*, **68**(1): 15-23, 2002
- 17) Kollai M, Michel J: Respiratory sinus arrhythmia is a limited measure of cardiac parasympathetic control in man. *J Physiol.*, **424**: 329-342, 1990
- 18) 小林宏光: 呼吸コントロールによって心拍変動測定再現性は向上するか? 日本生理人類学会誌, **12**(特別号2): 56-57, 2007
- 19) Kobayashi H: Does paced breathing improve the reproducibility of heart rate variability measurements? *J Physiol Anthropol*, **28**(5): 225-230, 2009
- 20) 梅津昭仁, 安田好文: 胸部インピーダンス法による睡眠時の呼吸の計測とその問題点, 第18回呼吸研究会抄録集 (名古屋大学総合保険体育科学センター内), 13-16, 2004
- 21) 臼井支朗, 伊藤宏司, 三田勝己: AR モデルによる短時間スペクトル推定. 生体信号処理の基礎, オーム社, 153-155, 1985
- 22) 板倉直明: 生体信号処理. 日本生理人類学会計測研究部会 (編), 人間科学計測ハンドブック, 技報堂出版, 315-316, 1996
- 23) 平松伸一, 丸山徹, 加治良一, 金谷庄蔵, 藤野武彦, 高杉紳一郎, 仁保喜之: 健康男性における温浴中の心血行動態および自律神経機能の変化に関

- する検討, 日本生理人類学会誌, **4**(3): 133-140, 1999
- 24) 木村美可, 河野麻衣, 中明初予, 鈴木めぐみ, 神川康子, 矢田幸博: 生理用ナプキンの装着感が心身に与える影響 (第2報), 日本生理人類学会誌, **16**(1): 1-7, 2011
- 25) 李花子, 勝浦哲夫, 岩永光一, 下村義弘, 東洋邦, 一條隆: 単波長の光暴露に対する生理反応, 日本生理人類学会誌, **13**(2): 75-83, 2008
- 26) 橋口暢子, 井上範江, 石橋圭太, 栃原裕: 洗髪台使用時における洗髪動作が生理心理反応に及ぼす影響-洗髪体位の違いによる検討-, 日本生理人類学会誌, **6**(2): 87-94, 2001
- 27) 小林宏光: 30時間断眠による呼吸性不整脈振幅の変化, 日本生理人類学会誌, **3**(2): 45-50, 1998
- 28) 曾根良昭, 吉田亮子, 師岡千香代, 山板久仁子, 山本佳弘, 綿貫茂喜: 飲料を飲むことが脳波と心拍変動に与える影響, 日本生理人類学会誌, **1**(3): 159-164, 1996
- 29) Patwardhan A, Vallurupalli S, Evans J, Knapp C, Bruce E: Use of amplitude-modulated breathing for assessment of cardiorespiratory frequency response within subrespiratory frequencies. IEEE Trans Biomedical Eng, **45**(2): 268-273, 1998
- 30) 不破輝彦, 長田宗憲: 心拍変動による自律神経活動評価推定精度と呼吸規則性の関係, 日本生理人類学会誌, **16** (特別号(1)): 58-59, 2011
- 31) 平山博, 大附辰夫: RLC 直列回路 (直列共振回路). 電気回路論 [2版改訂], オーム社, 75-81, 2006
- 32) 諏訪部章: 異常呼吸. 日本臨床検査医学会 (編), 臨床検査のガイドライン2005/2006症候編・疾患編・検査編, 24-28, 2006
<http://www.jslm.org/books/guideline/guideline05_06.html> (URL) [accessed April 6, 2011] (閲覧日時)
- 33) Yamamoto Y, Hughson RL: Extracting fractal components from time series. Physica D, **68**: 250-264, 1993
- 34) 米田隆弘, 遠藤健, 田川憲男, 守屋正, 蓑原伸一: 多次元自己回帰モデルを用いた呼吸波形の予測, 信学技報, MBE**95**-155: 133-138, 1996
- 35) Khatib MF, Oku Y, Bruce EN: Contribution of chemical feedback loops to breath-to-breath variability of tidal volume. Respiration Physiol, **83**: 115-128, 1991
- 36) Modarreszadeh M, Bruce EN, Gothe B: Nonrandom variability in respiratory cycle parameters of humans during stage 2 sleep. J Appl Physiol **69**(2): 630-639, 1990
- 37) Saul JP, Kaplan DT, Kitney RI: Nonlinear interactions between respiration and heart rate: classical physiology or entrained nonlinear oscillators. Computers in Cardiology 1988 Proceedings, 299-302, 1988
- 38) 岩本えりか, 岩田美和子, 関川清一, 高橋真, 稲水惇: 歩行時の呼気吸気比の調節が運動-呼吸同調に与える影響, 日本生理人類学会誌, **15**(1): 1-8, 2010
- 39) 不破輝彦, 丸岡峻也, 花房昭彦: 新しい呼吸規則性指標のシミュレーション特性, 電子情報通信学会2007年総合大会講演論文集 (CD-ROM), D-7-1: 74, 2007

《付 録》

シミュレーションによる *IRR* の特性

付録では、*IRR* の特性を定量的に示すためのシミュレーションについて記述する。Togo らは呼吸規則性の指標として%Fractalを用いた²⁾が、Yamamoto らは%Fractalの特性を定量的に示すために、数理的に生成した時系列データを用いたシミュレーションを行っている³³⁾。また Sapoznikov らは、心拍変動の規則性指標としてMBWを提案し、ノイズを加えた正弦波を用いたシミュレーションにより、S/N比に対するMBWの定量的特性を示している¹³⁾。以上のように、シミュレーションを用いることで規則性指標に定量的評価を与えることは、指標の値の意味を考える上で重要である。本研究では、数理的に生成した模擬的な呼吸曲線(模擬呼吸曲線)を用いたシミュレーションにより、*IRR* の特性を検証する。A・1では模擬呼吸曲線を説明し、A・2以降では各種シミュレーションについて述べる。なお、ここでは一般健常者の呼吸曲線を想定したモデルを考える。

A・1 模擬呼吸曲線

呼吸曲線の構造に関しては多くの研究がある。呼吸は周期的であるが、呼吸の深さや長さは一定ではなく、ゆらぎが見られる^{34, 35, 36)}。これらのゆらぎは、本来の呼吸調節系の出力にランダムノイズが追加されたものとして扱われることが多い³⁶⁾。呼吸と心拍変動の相互作用の研究においては、呼吸性不整脈のような線形関係だけでなく、非線形な関係も認められている。ここでは、呼吸曲線は振幅変調や周波数変調された変調波として捉えられ、その信号波成分が心拍変動の低周波成分(0.01~0.08Hz)に現れる事例が示されている³⁷⁾。

そこで本研究のシミュレーションでは、呼吸の周期性、ランダム性、変調波という構造を持つ模擬呼吸曲線を5種類用意して使用する（波形の例を図A1に示す）。
 (1) AM変調波 $f_{AM}(t, k_{AM}, f_c)$ 乱数を信号波とする振幅変調波で、次式で表される。

$$f_{AM}(t, k_{AM}, f_c) = \{1 + k_{AM}G(t)\} \cos(2\pi f_c t) \quad (1)$$

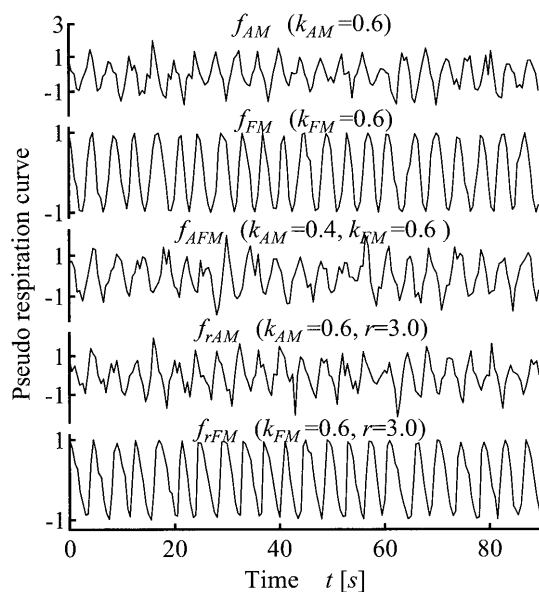
ここで、時刻 t [s]、振幅変調定数 k_{AM} 、搬送波周波数 f_c [Hz] であり、 f_c は人の呼吸周波数を想定している。 f_{AM} は0.5s 間隔で標準化されたものとして扱い、信号波 $G(t)$ は、正規乱数（平均0、標準偏差1）を0.5s 間隔で並べたものとする。 k_{AM} は変調の程度を表し、 k_{AM} が小さいほど f_{AM} は \cos 波に近づいて規則的になり、逆に大きくなるにしたがって、不規則となる。乱数発生の初期値を変えることにより、同じ k_{AM} , f_c で異なる f_{AM} を複数、作成できる。 f_{AM} は、呼吸曲線の振幅（呼吸の深さ）が不規則に変化するという仮定に基づく模擬呼吸曲線を与える。

(2) FM変調波 $f_{FM}(t, k_{FM}, f_c)$ 乱数を信号波とする周波数変調波で、次式で表される。

$$f_{FM}(t, k_{FM}, f_c) = \cos\left(2\pi f_c t + k_{FM} \int_0^t G(t) dt\right) \quad (2)$$

ここで、 k_{FM} は周波数偏移定数であり、 t , f_c , $G(t)$ は、 f_{AM} と同様である。 k_{FM} は変調の程度を表し、 k_{FM} が小さいほど f_{FM} は \cos 波に近づいて規則的になり、逆に大きくなるにしたがって、不規則となる。 f_{FM} は、呼吸曲線の周期が不規則に変化するという仮定に基づく模擬呼吸曲線を与える。

(3) AM・FM複合変調波 $f_{AFM}(t, k_{AM}, k_{FM}, f_c)$ 乱数を信号波とし、振幅変調と周波数変調を複合させた波で、次式で表される。



図A1 模擬呼吸曲線 ($f_c=0.25\text{Hz}$) の例

$$f_{AFM}(t, k_{AM}, k_{FM}, f_c) = \{1 + k_{AM}G_1(t)\} \cos\left(2\pi f_c t + k_{FM} \int_0^t G_2(t) dt\right) \quad (3)$$

ここで、 t , f_c , k_{AM} , k_{FM} は、 f_{AM} および f_{FM} と同様である。信号波 $G_1(t)$ と $G_2(t)$ は、乱数発生の初期値が異なっている。 f_{AFM} は、呼吸曲線の振幅と周期が共に不規則に変化するという仮定に基づく模擬呼吸曲線を与える。

(4) 呼吸比可変 AM変調波 $f_{rAM}(t, k_{AM}, r, f_c)$ 乱数を信号波とする振幅変調波であるが、同時に、吸気相に対する呼気相の時間比（呼吸比）を r （＝呼気相の時間/吸気相の時間）と定義する。米田ら³⁴⁾、Khatibら³⁵⁾、Moderreszadehら³⁶⁾らは、それぞれ自己回帰モデルによる呼吸曲線のモデル化を行っているが、呼気時間と吸気時間は別のパラメータとして扱っている。また、岩本ら³⁸⁾は、呼吸比の調節が運動-呼吸同調発生率、換気効率に影響を与えることを示している。すなわち、 r は1.0とは限らないので、 r を可変にできるモデルを次式により用意した。

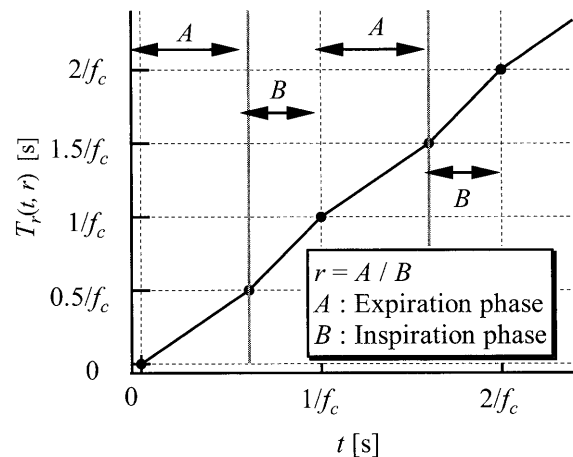
$$f_{rAM}(t, k_{AM}, r, f_c) = \{1 + k_{AM}G(t)\} \cos(2\pi f_c T_r(t, r)) \quad (4)$$

ここで、 $df_{rAM}/dt \leq 0$ の場合を呼気相、 $df_{rAM}/dt > 0$ の場合を吸気相とする。関数 T_r は、呼気相と吸気相で時間の進み方を変えるために導入された、図A2のような関数である。図A2中のA、Bをそれぞれ呼気相、吸気相とすると、 $r=A/B$ となる。 f_{rAM} は、呼吸曲線の振幅が不規則に変化するという仮定に基づく、かつ、呼吸比 r を指定可能な模擬呼吸曲線を与える。

(5) 呼吸比可変 FM変調波 $f_{rFM}(t, k_{FM}, r, f_c)$ 乱数を信号波とする周波数変調波であるが、同時に、次式により模擬呼吸曲線の r を可変にすることができる。

$$f_{rFM}(t, k_{FM}, r, f_c) = \cos\left(2\pi f_c T_r\left(t + \frac{k_{FM} \int_0^t G(t) dt}{2\pi f_c}, r\right)\right) \quad (5)$$

f_{rFM} は、呼吸曲線の周期が不規則に変化するという



図A2 f_{rAM} , f_{rFM} における関数 $T_r(t, r)$ の定義

仮定に基づく、かつ、呼吸比 r を指定可能な模擬呼吸曲線を与える。

A・2 次数 p と変調の程度に対する IRR 時不変特性

A・2・1 最終予測誤差とパワースペクトル密度

IRR を求めるためには、AR モデルの次数 p を定める必要がある。そこで、模擬呼吸曲線の全体に対して最終予測誤差 (FPE) を求めるとともに、 p を変えて PSD を求めた。ここでは、模擬呼吸曲線として f_{AM} および f_{FM} を用いる。 $T=89.5s$ 、 $f_c=0.25Hz$ とし、 k_{AM} あるいは k_{FM} を 0.1、0.4、0.6、0.8、1.0 と変化させて f_{AM} と f_{FM} をそれぞれ 5 種類作成し、FPE を求めた結果を図 A 3 (a) に示す。 f_{AM} 、 f_{FM} ともに、 $p=4$ までに FPE は大きく減少した。 f_{AM} においては、4 以降も緩やかに減少している。次に、 k_{AM} あるいは k_{FM} が 0.6 の場合について、 p を 4、8、15 と変えて求めた PSD を図 A 3 (b) に示す。 f_{AM} においては、 p が大きいほど f_c を中心とするスペクトルのピークの幅が狭まり、その他のスペクトルの形状は複雑になる。そのため、 p が大きいほど IRR は小さくなる傾向がある。したがって、 IRR を評価する際には p を固定する必要がある。一方の f_{FM} においては、 f_c を中心とするスペクトルのピークは p の影響をあまり受けず、したがって IRR に対する p の影響もほとんどない。

A・2・2 変調の程度に対する IRR 時不変特性

p を変えて、模擬呼吸曲線 f_{AM} および f_{FM} の変調の程度 (k_{AM} および k_{FM}) に対する IRR の時不変特性を求

めた。 f_{AM} および f_{FM} において、 $T=89.5s$ とし、 f_c は 0.2、0.25、0.3、0.35Hz の 4 通り、 k_{AM} および k_{FM} は 0.1、0.2、0.4、0.6、0.8、1.0 の 6 通り、合計でそれぞれ 24 通りの設定とした。 f_{AM} および f_{FM} の作成においては、乱数発生初期値を 10 種類用意し、同一の設定において 10 種の f_{AM} および f_{FM} を作成した。以上の模擬呼吸曲線に対して p を 3、4、6、8 とした場合の IRR 時不変特性を求め、同一の設定で得られた 10 個の $LIRR$ を平均した。なお、本論文では、 IRR を求める PSD のレベルとして $S=6$ dB としているが、 S の大きさの影響については A・2・3 にて検証する。

結果の一例として、 $p=4$ の場合の k_{AM} および k_{FM} に対する $LIRR$ 時不変特性を図 A 4 (a) および (b) に示す。 $p=4$ の場合、 $LIRR$ は、 k_{AM} および k_{FM} の常用対数に対して直線の関係が得られた。 $p=4$ 以外の場合でも、同様な直線関係が得られた。

搬送波周波数 f_c の影響を見ると、 $p=4$ の場合、 f_{FM} における $LIRR$ ではほとんど影響を受けないが、 f_{AM} における $LIRR$ では、影響を少し受けている。定量的な議論をするために、 f_{AM} において、6 通りの各 k_{AM} における、 f_c 変化による $LIRR$ 平均値の変動幅 (最大値と最小値の差) をみると、 $p=3、4、6、8$ のときに、それぞれ、0.38、0.18、0.13、0.17 であった。このときの f_c と $LIRR$ に明確な傾向はなく、呼吸周波数から $LIRR$ を補正することは難しいと言える。同様に f_{FM} において、6 通りの各 k_{FM} における、 f_c 変化によ

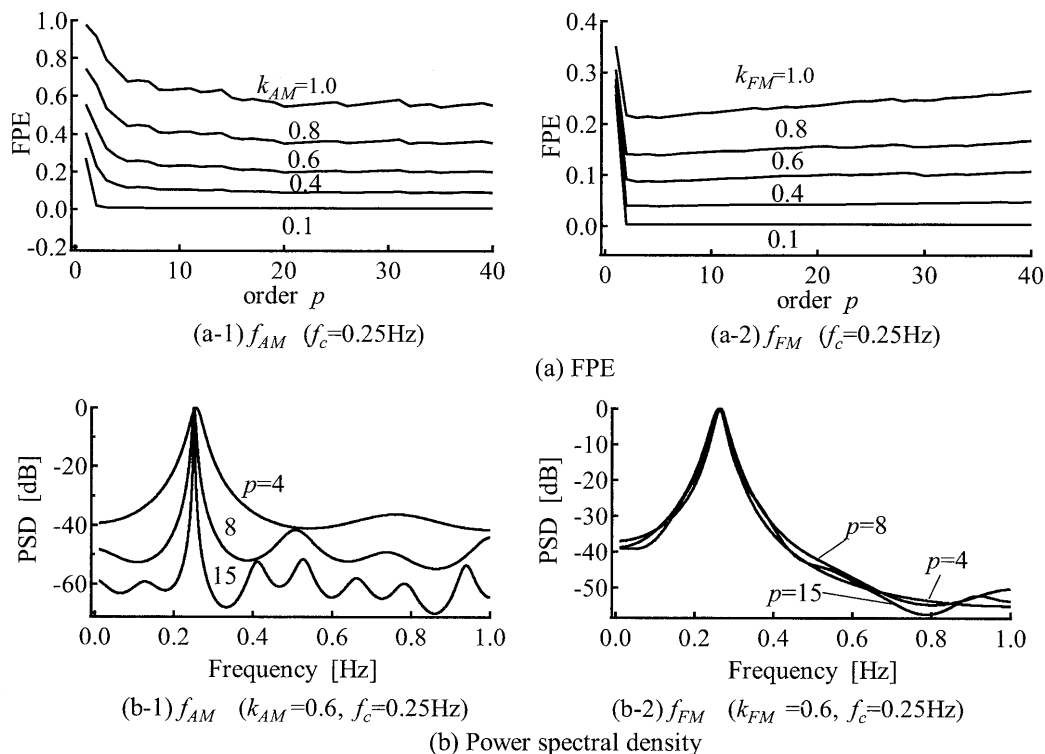


図 A 3 模擬呼吸曲線 (f_{AM} , f_{FM}) の最終予測誤差 (FPE) とパワースペクトル密度

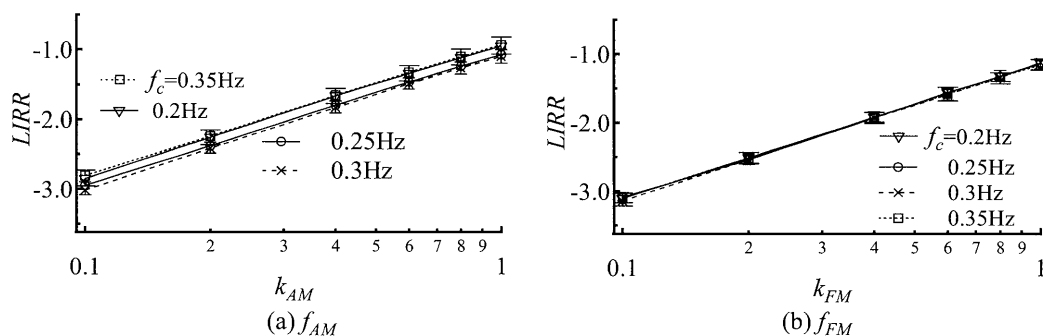


図 A 4 f_{AM}, f_{FM} における $LIRR$ 時不変特性 ($p=4$)。エラーバーの付加位置は $f_c=0.35$ 及び 0.25Hz では上側、 0.2 及び 0.3Hz では下側とした。エラーバーのキャップ幅は $f_c=0.35$ 及び 0.2Hz で長く、 0.25 及び 0.3Hz で短くした。(a) では $f_c=0.35$ と 0.25Hz 、 0.25 と 0.3Hz の 2 グループに分かれたが、(b) では 4 種がほぼ重なっている。

る $LIRR$ 平均値の変動幅をみると、 $p=3, 4, 6, 8$ のときに、それぞれ、 $0.15, 0.03, 0.05, 0.03$ となった。すなわち、 $p=4$ 以上では、搬送波周波数の影響に大きな違いがないことが示された。

以上の結果および呼吸に相当するピーク成分が一つという前提に基づき、本論文では、呼吸曲線を $p=4$ の AR モデルでモデル化することとした。

A・2・3 S の設定

S の IRR への影響については、筆者の先行研究で $S=6\text{dB}$ と $S=12\text{dB}$ の場合を比較検討した。S が大きい方が原理的に IRR は小さくなるが、時不変特性 (図 A 4) の近似直線の傾きはほとんど影響を受けなかった。具体的には、 $\log_{10}(k_{AM})$ に対する $LIRR$ ($p=4$) の近似曲線の傾き (4 通りの f_c の場合の平均値) は、 1.80 ± 0.03 ($S=6\text{dB}$) および 1.81 ± 0.03 ($S=12\text{dB}$) であった。同様に、 $\log_{10}(k_{FM})$ に対する $LIRR$ ($p=4$) の近似曲線の傾きは、 1.96 ± 0.03 ($S=6\text{dB}$) および 1.97 ± 0.03 ($S=12\text{dB}$) であった。また、特性の安定度 (時不変特性近似直線の y 切片変動係数) は、 $S=6\text{dB}$ の方が高かった³⁰⁾ (変動係数は小さかった)。以上のことから、本研究では $S=6\text{dB}$ とした。

A・3 AM・FM 複合変調波に対する IRR 時不変特性

A・2 節では、振幅変調のみ、あるいは周波数変調のみの模擬呼吸曲線に対する IRR 時不変特性を示したが、人の呼吸曲線では、これらが複合する可能性が考えられる。そこで AM・FM 複合変調波 f_{AFM} に対する IRR 時不変特性を求めた。 f_{AFM} において、 $T=89.5\text{s}$ 、 f_c は 0.25Hz とし、 k_{AM} を $0.0, 0.1, 0.2, 0.4, 0.8$ の 5 通り、 k_{FM} を $0.1, 0.2, 0.4, 0.6, 0.8, 1.0$ の 6 通り、合計 30 通りに設定した。 f_{AFM} の作成においては、 G_1, G_2 の乱数発生初期値組み合わせを 10 種類用意し、同一の設定において 10 種の f_{AFM} を作成した。以上の模擬呼吸曲線に対して $p=4$ とした場合の IRR 時不変特性を求め、同一の設定で得られた 10 個の $LIRR$ を平均した。

結果を図 A 5 に示す。周波数変調のみの模擬呼吸曲線 ($k_{AM}=0.0$ の場合) に対しては直線の関係を示すが、これに振幅変調を加えていくと (k_{AM} を大きくしていくと)、 k_{FM} の増加に伴う $LIRR$ 上昇の割合が減少する特性が示された。振幅変調と周波数変調が複合することによって不規則性が相殺されるような効果があると考えられ、変調が強いほどその傾向が強くなっている。

A・4 呼吸比可変の変調波に対する IRR 時不変特性

人の呼吸曲線では、呼吸比 r が 1 とは限らない。そこで呼吸比可変 AM 変調波 f_{rAM} および呼吸比可変 FM 変調波 f_{rFM} に対する IRR 時不変特性を求めた。 f_{rAM} および f_{rFM} において、 $T=89.5\text{s}$ 、 $f_c=0.25\text{Hz}$ とし、 k_{AM} および k_{FM} は $0.1, 0.2, 0.4, 0.8$ の 4 通り、 r は $1.0, 1.2, 1.4, 1.6, 1.8, 2.0$ の 6 通り、合計でそれぞれ 24 通りの設定とした。 f_{rAM} および f_{rFM} の作成においては、乱数発生初期値を 10 種類用意し、同一の設定において 10 種の f_{rAM} および f_{rFM} を作成した。以上の模擬呼吸曲線に対して IRR 時不変特性を求め、同一の設定で得られた 10 個の $LIRR$ を平均した。

結果を図 A 6 に示す。図 A 6 (a) および (b) は、それぞれ f_{rAM} および f_{rFM} において r の変化に対する $LIRR$ である。 k_{AM} あるいは k_{FM} が小さい場合、 r の増加で $LIRR$ も増加していくが、 k_{AM}, k_{FM} が大きくなるに

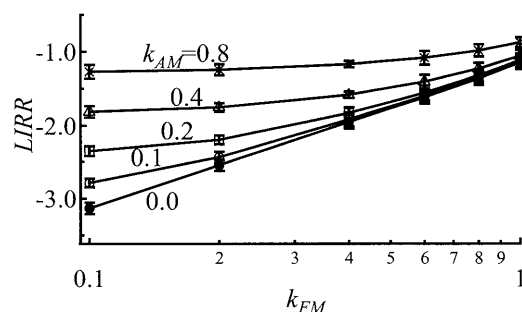


図 A 5 f_{AFM} ($f_c=0.25\text{Hz}$) における $LIRR$ 時不変特性 ($p=4$)

たがって、 r の影響は小さくなっている。A・3節と同様に、変調と r の影響によって不規則性が相殺される効果があると考えられる。人が自然呼吸するとき、 r が1とは限らないが、人の呼吸曲線が何らかの変調（振幅変調または周波数変調）を受けたものであるとすれば、 r の影響は小さいと考えることができる。

A・5 IRR 時変特性における分析区間幅 L の影響

IRR の時変特性を求めるためには、分析区間の幅 L を定める必要がある。そこで、模擬呼吸曲線に対して L を変えて IRR 時変特性を求めた。ここでは、模擬呼吸曲線として f_{AM} および f_{FM} を用いる。 $T=89.5$ s、 $f_c=0.25$ Hz、 $k_{AM}=k_{FM}=0.5$ と設定し、 f_{AM} および f_{FM} の作成においては、乱数発生初期値を20種類用意し、20種の f_{AM} および f_{FM} をそれぞれ作成した。以上の模擬呼吸曲線において L に対する $LIRR$ の時間変化および $LIRR_m$ を求めた。さらに同一の設定で得られた20個の $LIRR_m$ を平均した。

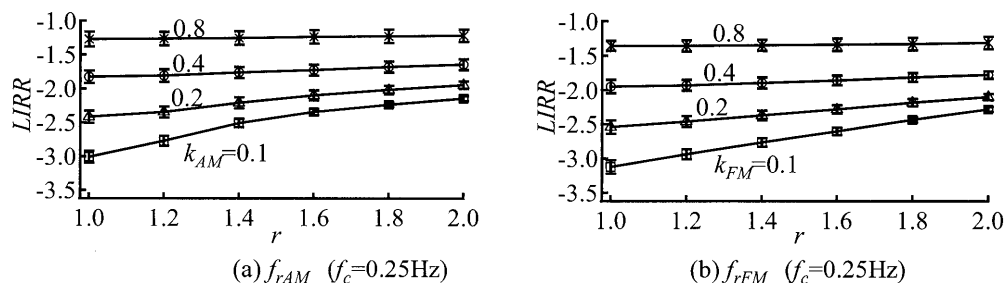
図A7は、一例として $L=4, 12$ の場合の、分析時刻 t_a に対する $LIRR$ およびピーク周波数の時間変化を示す。 L が大きい方が、 $LIRR$ およびピーク周波数の時間的ゆらぎが小さい。また、ピーク周波数は、 f_{AM} においては0.25Hzに安定しているが、 f_{FM} においては、安定せずに変動した。図A8は、4、8、20、50、89.5sの5通りの L に対する $LIRR_m$ である。 L が小さくな

ると $LIRR_m$ が低下する傾向があるが、その影響は小さいことが判る。

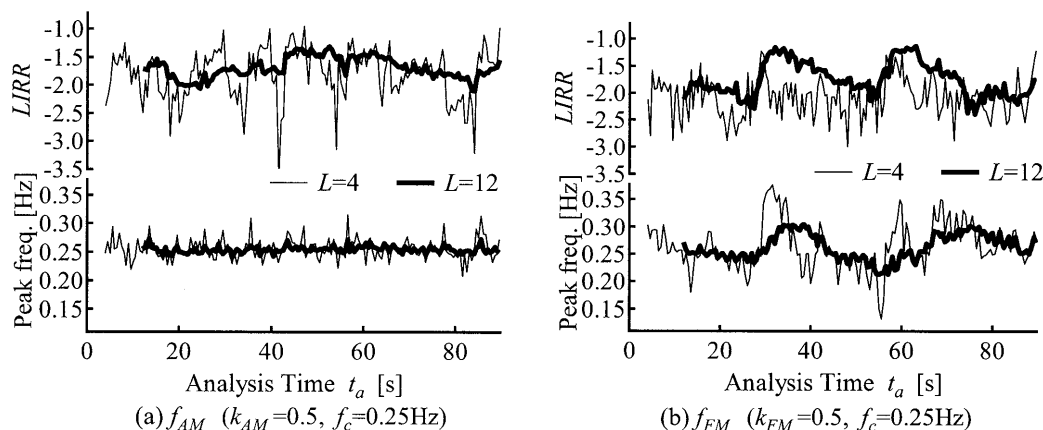
A・6 変調度の時間変化に対する IRR 過渡応答

変調度が時間的に変化した場合の IRR 時変特性を検討するために、変調度がパルス的に変化する模擬呼吸曲線に対し、 L を変えて IRR 時変特性を求めた。ここでは、模擬呼吸曲線として f_{AM} および f_{FM} を用いる。 $T=89.5$ s、 $f_c=0.25$ Hz とし、 k_{AM} および k_{FM} は図A9最上段のようにパルス的に変化（0～30sは0.2、30.5～60sは0.8、60.5～89.5sは0.2）させた。 f_{AM} および f_{FM} の作成においては、乱数発生初期値を20種類用意し、20種の f_{AM} および f_{FM} をそれぞれ作成した。以上の模擬呼吸曲線に対して $L=4, 12$ sの2通りの設定で IRR 時変特性を求め、同一の設定で得られた20の $LIRR$ 時間的変動を加算平均した。

結果を図A9に示す。 $LIRR$ は、変調度の変化に対して立ち上がりでは俊敏に反応するが、立ち下がりでは応答が L だけ遅れた。細かく見ると、 $t_a=30$ sで上昇を始め、およそ $(30+L)$ sで安定し、 $t_a=60$ sから $(60+L)$ sまでは、上昇時とはほぼ対称の形で下降した。したがって、 L が小さいほど $LIRR$ の応答性は優れる。 L の大きさは、一次遅れ系の時定数のような役割があると思われるが、立ち下がり時では、線形性を有する一次遅れ系とは異なり、立ち上がり時とは対称な形で



図A6 f_{rAM}, f_{rFM} における $LIRR$ 時不変特性 ($p=4$)



図A7 f_{AM}, f_{FM} における $LIRR$ ($p=4$) とピーク周波数の時間的変化

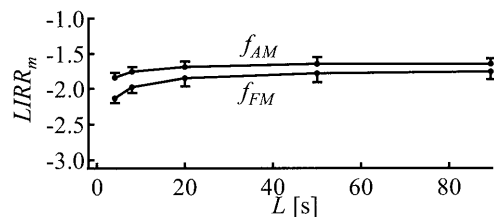


図 A 8 f_{AM}, f_{FM} ($k_{AM}=k_{FM}=0.5$, $f_c=0.25\text{Hz}$) における分析区間幅 L と $LIRR_m$ ($p=4$) の関係

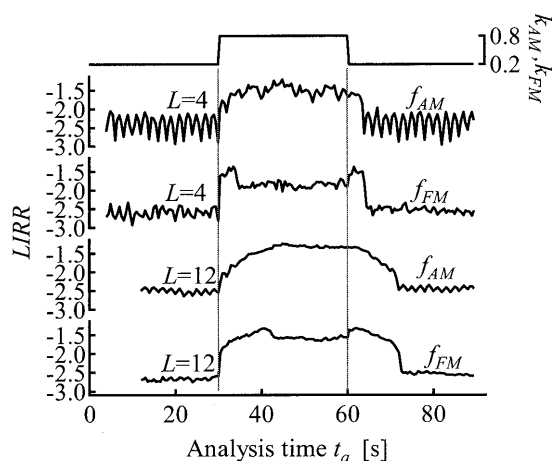


図 A 9 変調度がパルス状に変化する f_{AM}, f_{FM} ($f_c=0.25\text{Hz}$) における20回加算平均 $LIRR$ ($p=4$) の過渡応答

変化することから、 $LIRR$ が変調度に対して非線形であることがわかる。 f_{FM} においては、 k_{FM} の立ち上がり、および立ち下がり時に $LIRR$ のオーバーシュートが見られた。オーバーシュートが発生する分析時刻の時間帯は、変調度が変化した時刻が分析区間に含まれている領域である。これは、 IRR が変調度の大きさだけでなく、変調度が時間的に変化することによっても影響を受けることを示唆している。

$LIRR$ の変化には時間的ゆらぎが見られ、その周期を調べると 2s であった。これは搬送波の周期 ($1/f_c=4\text{s}$) の半分であることから、この時間的ゆらぎは搬送波に関連する成分と思われる。加算平均を行ったにも関わらず、特に振幅変調においてこのゆらぎが大きくなった理由として、20種の模擬呼吸曲線の位相が揃っていることが考えられる。また、このゆらぎは、 L を大きくすることで減衰させることができる。

《連絡先》

不破 輝彦

〒252-5196 神奈川県相模原市緑区橋本台 4-1-1

E-mail: fuwa@uitem.ac.jp

(2011年4月20日受付, 2011年11月17日採用決定, 討論受付期限2012年2月末日)