ナイロンテグスで締め付けられた魚の心拍変動の 自己回帰解析による生体負担度推定

小島 隆人, 岩下 亜記, 水野 薫, 添田 秀男

(1998年1月5日受付)

Estimation of Physical Load of Fish Tightend by a Nylon Line Using Autoregressive Analysis of Heart Rate Variability

Takahito Kojima,* Aki Iwashita,* Kaoru Mizuno,* and Hideo Soeda*

The heart beat variability has been known to show the activity of autonomic nerve system. In this study, we analyzed time series data of heart beat variability to assess physical load of rainbow trout tightend by a nylon line. Based on the stochastic theory, an autoregressive model was applied to the time series of heart beat variability to express degree of physical load. Using some coefficients, a new parameter ARAV defined as the multiplication of total time series variance and the ratio of residual term variance to autoregressive term variance was used. The results of experiments using 9 rainbow trout showed the following tendency. In the hard tightened condition, the ARAV reduced to infinitesimal values and continued for a time. Subsequently, the fish which indicated these ARAV values died within 24 h. But in the gentle load, the ARAV was constant or less variable in comparison with resting condition. It was assumed that the ARAV expressed the degree of agonizing of the fish, and moreover gave the mortality or survival rate when injured and escaping from fishing gears.

キーワード：心電図，心拍変動，自己回帰モデル，生体負担度，ニジマス

魚類の心電図導出は既にその手法が確立されているが、¹⁻⁴⁾ 応用例の多くは心拍数を測定することに主眼が置かれている。ところで心電図は心房、心室の収縮・弛緩時に生じる電位が波形として表されるため、ヒトにおいては心疾患の診断法として重要な情報となっており、各種の解析手法による診断技術が開発されている。^{5,6)} これに対して魚類の心電図は、刺激に対する感受性を判定するための利用が主であり、刺激の直後およびその前後数拍のR-R間隔のみが生体情報として使用されることが多く、その波形解析も定性的であるばかりでなく、⁷⁾ 長時間にわたる心拍間隔記録の時系列解析はまだほとんど行われていない。

心電図の導出は魚類においても非侵襲的な連続計測が可能であり、⁸⁾ 採血を伴う血液分析などと比較して生体への負担が小さい。また、ヒトなどの高等動物においては連続的に記録した心電図から心拍変動の周波数分析を行い、自律神経系の緊張と心拍変動の周波数成分との関係が既に明らかにされている。⁹⁻¹¹⁾ さらに各種の外部刺激に対する生体の負担度と心拍変動の関係を生体情報工

学的に明らかにする試みとして、心拍変動の時系列を自己回帰モデルで表現し、モデルの次数を理論的に決定した上で時系列の分散と残差部分の分散の比を用いて計算したパラメータを利用した生体負担度の定量化も行われている。¹²⁾

本研究では、このようにヒトにおいて先行する心拍変動時系列解析に関する研究を魚類の生体負担度推定に適用することを目的とした。ここでいう生体負担度とは、特に刺網等に羅網して締め付けられた状態の魚の心拍動に表れる苦しさの程度と定義した。この生体負担度を用いて刺網に羅網した魚の生残率を推定するための基礎知見を得るために、ナイロンテグスによる人為的な締め付け条件下にある魚の心拍変動時系列によって表現されるパラメータの変動から生体負担度を定量的に推定することを試みた。負担度推定のための一手法として、心拍変動時系列に自己回帰モデルを適用するとともに、新たに時系列全体の分散、自己回帰部分および残差部分の分散を利用したパラメータを提案して、このパラメータの変動と生存時間との関係から締め付け時に魚が受けている

* 日本大学生物資源科学部 (College of Bioresource Sciences, Nihon University, Kameino, Fujisawa 252-8510, Japan).

負担の定量化を試みた。

実験方法

供試魚 実験に使用したのはニジマス *Oncorhynchus mykiss* 9尾 (平均尾叉長 25.9 cm, 体重 250.1 g) で、養殖業者から購入し、実験室内の水槽に搬入した後、2週間以上飼育して馴致したものを使用した。なお、飼育および実験時の水温はともに約 15°C に保った。

心電図導出用単極は厚さ 0.3 mm の銀板を直径約 5 mm の円盤状に加工したもので、約 0°C に冷却した水の中で動きの鈍くなった供試魚の尾叉長、体重、胴周長を測定した後、この電極を胸膈基部の胸部中央部付近に瞬間接着剤で装着した。電極装着が終了した供試魚は直ちに周囲 4 面を黒いビニールで覆われた実験水槽 (60 × 29 × 35 cm : L × B × D) に移し、自由に遊泳させた。電極から伸びるリード線とアースは生体アンプ (日本光電, AB-601G) に接続し、モニターおよび記録紙上で QRS 波形が描かれることを確認した。

供試魚への電極装着が終了し、実験水槽に移した時刻を基準 (0 h) として、以後 24 h 後まで極力外部刺激を与えないように安静状態に保った。0~24 h 後の各測定時刻における心電図は連続 500 拍以上記録した後、R-R 間隔を計測し時系列データとした。

ナイロンテグスによる締め付け 24 h の安静時間経過後、ナイロンテグス (TORAY, 銀鱗 1.0 号, 標準直径 0.165 mm, 読み取り顕微鏡による任意の 10 箇所の直径測定平均値は 0.152 mm) を用いて供試魚の鰓蓋後部の最大胴周部付近の締め付けを以下の要領で行った。ナイロンテグスは予め破断試験器 (島津, S-100) で荷重と伸びの関係を示す回帰直線を求めておき、結節部が緩まないように注意して輪を作った。締め付け開始時の胴周長とテグスの輪の周長の差すなわちテグスの伸びから算出される締め付け力は 169~569 gf (平均 295 gf) であった。ただし、実際には締め付けにより胴周部にくびれが生じるため、締め付け力はこれよりも小さかったものと予想される。各供試魚の締め付け開始後から死亡までの時間は個体によって 4 h から 24 h 以上と差があったが、24 h 以上生存した個体はその時点で輪を切断して締め付けから解放した。なお、死亡時および 24 h 生存して締め付けを終了した時には、胴周部にはテグスの圧迫によるくびれが見られたため、胴周長の減少量を測定した。その結果、締め付け力は最終的には 0~337 gf に減少していたものと思われる。

心拍変動の自己回帰式によるモデル化 測定された心拍間隔を生起順に並べた心拍変動時系列は、過去の変動の規則性から説明できる部分と白色雑音が重畳したものとみなし、¹²⁾ 次に示す自己回帰モデルに当てはめた。

$$\bar{r}(t) = \sum_{i=1}^p a(i) \bar{r}(t-i) + Z(t) \quad (1)$$

$$\bar{r}(t) = r(t) - \bar{r} \quad (2)$$

ただし、 $r(t)$ は各 R-R 間隔、 $\bar{r}$ は $r(t)$ の平均値。

(1) 式の右辺第 1 項が過去のデータから現在を決定する自己回帰部分であり、第 2 項は平均 0 の白色雑音である。第 1 項の係数 $a(i)$ ($i=1, 2, \dots, p$) を決定することにより、過去の $(t-1)$, $(t-2)$, $\dots$, $(t-i)$ までの心拍間隔を用いて現在の間隔を表すことができる。逆に第 2 項は過去のデータからは説明できない雑音部分である。

p はモデルの次数であるが、自己回帰モデルは次数によってとりうる値が異なることが知られており、最適次数は赤池の最終予測誤差 (FPE) を最小にするように決定することが望ましいとされているため、¹³⁾ 本研究においても FPE が最小になるような p の値を求めた。

なお、自己回帰モデルにおいては心拍間隔の著しい開きなどの異常値は次数推定の障害になるとされている。^{14,15)} したがって下式により心拍間隔 $r(t)$ の差分 $\nabla r(t)$ を定義した。

$$\nabla r(t) = r(t+1) - r(t) \quad (3)$$

$$\nabla \bar{r}(t) = \nabla r(t) - \overline{\nabla r(t)} \quad (4)$$

ただし、 $\overline{\nabla r(t)}$ は $\nabla r(t)$ の平均値。

(4) 式で求められる $\nabla \bar{r}(t)$ の最大値の 50% 以上のものを異常値とみなし、¹⁵⁾ 異常値として検出された t に相当する $r(t)$ は前後 2 拍の平均値とした。

高田ら¹⁴⁾ は (1) 式で表現される心拍変動時系列の自己回帰モデルについて、係数 $a(i)$ は各種の外乱による生理的状态を反映したものであると考え、パラメータ $ARV(p)$ を次式により定義している。

$$ARV(p) = \frac{S^2(p)}{S^2(0)} \quad (5)$$

ここに、 $S^2(0)$ は $p=0$, すなわち時系列 $\bar{r}(t)$ 全体の変動の分散を示し、 $S^2(p)$ は p 次までの自己回帰部分で説明できない残差部分で (1) 式の $Z(t)$ の分散を示す。 $ARV(p)$ は無次元量であり、0~1 の値をとるため定量的かつ相対的な評価が可能である。すなわち、 $ARV(p)=1$ の時は心拍変動は雑音のみで規則的な成分がない状態となり、 $ARV(p)=0$ の時は確定的な成分が大部分となる。したがって、パラメータ $ARV(p)$ は心拍変動時系列に占める雑音の割合を示す量であるとしている。¹⁴⁾

心拍変動時系列については以下の a)~d) の 4 つのパターンに大きく分類することができる。a) 全体の変動が大きいがそのほとんどが規則的成分である。b) 全体の変動が大きくかつほとんどが雑音成分である。c) 全体の変動がほとんどなくかつ規則的成分である。d) 全体の変動がほとんどないが規則的成分でもない。この 4 通りに近いと思われる心拍変動の $ARV(p)$ をそれぞれ計算すると、

a), c) の場合はともに $ARV(p)$ が 0 に近くなり, b), d) の場合はともに 1 に近くなる。すなわち $ARV(p)$ は雑音成分の割合を定量的に示すことができるが, 心拍変動の振幅までは表現することができない。したがって, 例えば振幅が微小でかつ規則性がない場合と振幅が大きくかつ規則性がない場合, あるいは振幅が大きい規則的な場合と振幅が小さく規則的な場合では, いずれも $ARV(p)$ はほぼ等値をとる可能性があり, 必ずしも心拍変動の状態を詳細に表すパラメータとはいえない。

そこで本研究では自己回帰部分で表現できない残差部分の分散 ($S^2(p)$) と自己回帰部分の分散 ($S^2(0) - S^2(p)$) の比に時系列全体の分散 ($S^2(0)$) を乗じた以下のパラメータ $ARAV(p)$ を導入した。

$$ARAV(p) = \frac{S^2(0)S^2(p)}{S^2(0) - S^2(p)} (s^2) \quad (6)$$

パラメータ $ARAV(p)$ は無次元量ではなく, しかもそのとりうる値の範囲は $0 \sim \infty$ となるが, 雑音成分の比に系全体の乱れを乗じているため, 雑音成分が少なくかつ変動の振幅が小さい場合には $ARAV(p) \approx 0$ となり, 雑音成分が大きくかつ振幅も大きい変動の時には $1 \ll ARAV(p)$ となる。

結 果

心拍変動時系列 Fig. 1(a)–(c) はナイロンテグスによる締め付けを行った前後の各状態における心拍変動の約 500 拍の時系列である。時系列データの場合, 等サンプリング間隔による時間軸を横軸にとるべきであるが, 変動の激しい時系列を線形補間等による推定値を含むサンプリングを行うと本来の乱れを表現できなくなることから,⁸⁾ サンプリング間隔は 1 beat 単位とした。Fig. 1(a) は電極を装着された供試魚が, 20 h の安静状態におかれた後の心拍変動を表している。平均心拍間隔は 1.15 s, 心拍数は 51.8 beat/min である。十分落ち着いた状態の魚ではこの図に表されているように, ある程度心拍の間隔が乱れることが多い。これに対して Fig. 1(b) は, 同じ供試魚に対してナイロンテグスによる締め付け (326 gf) を開始して 2.5 h 後の心拍変動を表している。一定時間の締め付けにより緊張した状態となると, 極めて心拍の変動が小さくなり, ほぼ等しい間隔となっている。この時の平均心拍間隔は 0.96 s, 心拍数は 62.8 beat/min であった。Fig. 1(c) は締め付け開始後 20.5 h 経過した後の心拍変動である。平均心拍間隔は 1.88 s, 心拍数は 31.9 beat/min と徐脈になっている。この供試魚は締め付け開始後 23.5 h で死亡したため, Fig. 1(c) はかなり苦悶した負担度の強い状態であったといえる。このような状態では振幅が著しく大きくなっている。

Fig. 1 Time series of R-R intervals of test rainbow trout.

(a) resting condition, (b) tightened by nylon line and thrashed violently, (c) following Fig. 1(b) and just before death.

心拍変動時系列の周波数分析 一般に心拍変動の周波数成分は自律神経系の緊張状態を表すことが知られている。すなわち, 交感神経が緊張した状態では相対的に低周波数成分の卓越が見られ, 副交感神経の緊張状態では

高周波数成分が卓越するといわれている。⁹⁻¹¹⁾そこで Fig. 1(a)-(c)の各時系列データのパワースペクトルを求めた。

パワースペクトルは時系列データからまず自己相関関数を求め、これをフーリエ変換する方法、あるいはFFTにより求めることができるが、これらを用いて分解能の良いスペクトルを得るには大量のデータを必要とする。一般に魚類の心拍間隔は突発的な動き等によるノイズの混入により測定不能となることが多く、大量の連続データを必要とする方法は実用的ではない。そこでここでは比較的少ないデータ数でも分解能の良いスペクトルを求めることができるとされている自己回帰モデルの最大エントロピー法 (MEM) による周波数分析^{16,17)}を行った。ただし、MEMの次数を適切に決定する必要があるため、FPEを最小にする次数を求めた後、周波数成分の計算を行った。

Fig. 2(a)-(c)は Fig. 1(a)-(c)をそれぞれ周波数分析した結果である。最適次数は(a), (b), (c)でそれぞれ10, 1, 10次であった。なお、時系列のサンプリング間隔が1 beatであったため、周波数はcycle/beatで示しており、計算可能な上限周波数は0.5 cycle/beatである。Fig. 1(a)の平均間隔は1.15 sであったことから、Fig. 2(a)における0.1 cycle/beatは約0.09 Hzに相当する。図より約0.2 cycle/beat (0.17 Hz)の比較的高周波成分が卓越しており、交感神経の緊張がなく比較的落ち着いた状態であることを示唆している。Fig. 2(b)は Fig. 2(a)と比較して全般にスペクトルの絶対値が小さく、卓越した周波数成分が認められない。このことは Fig. 1(b)に見られるわずかな変動に周期性が認められないことを示している。Fig. 2(c)は0.1 cycle/beatと0.3 cycle/beat付近に卓越周波数が見られる。したがって、一見ランダムな変動に見える Fig. 1(c)にも特定の変動周期が含まれていることがわかる。これらはそれぞれ0.05, 0.16 Hzに相当するが、0.05 Hzは比較的低周波数成分であるため、交感神経の緊張が認められる。しかし、0.16 Hzの高周波数成分も卓越していたため、このような死亡前の苦悶状態においては自律神経系の緊張だけでは生体負担度を必ずしも説明できない。

ARAVによる負担度の評価 魚類においても生体の緊張、特に交感神経の緊張程度は心拍変動の卓越周波数により推定が可能である。しかし、このような周波数分析ではパワースペクトルの大きさが意味するものが不明であるばかりでなく、どの周波数成分がどの程度卓越すれば生体にどれだけ負担がかかっているかを定量的に明らかにすることは困難である。そこで(6)式で提案したパラメータ $ARAV(p)$ を、供試魚のうち死亡までの時間が異なる3尾の各条件下について計算したものが

Fig. 2 Logarithmic plot of power spectrum of R-R intervals.

(a) resting condition corresponding to Fig. 1(a), (b) thrashed condition corresponding to Fig. 1(b), (c) just before death corresponding to Fig. 1(c).

Fig. 3(a)-(c)である。これらの図には電極装着直後から安静状態においた24 hまでと、ナイロンテグスにより締め付けを開始してから死亡もしくは24 h経過する

Fig. 3 Example of changes in heart rate and ARAV.

(a) during about 48 h from electrode attaching to death time, (b) during about 36 h from electrode attaching to death time, (c) this test fish survives during 24 h tightening. Vertical broken lines show the start of tightening.

までの心拍数および $ARAV(p)$ の推移を併せて示している。

Fig. 3(a)は Fig. 1(a)–(c)に時系列を示した個体であり、締め付けを開始してから23.5 h後まで生存した。心拍数の推移を見ると、電極装着直後の頻脈が安静時間の経過とともに落ち着いていくことがわかる。しかしこの個体の場合、緊張状態にあったはずの24~40 h後においても心拍数は安静状態とはほとんど変化しておらず、その後死期が迫ると急激に徐脈となるが、心拍数の変化からは生体の負担度を読み取ることはできない。これに対して $ARAV(p)$ は電極装着直後の緊張状態ではほぼ

$10^{-2} s^2$ であるが、次第に落ち着くにしたがって $10^{-1} s^2$ まで増加する。この後の締め付けにより $10^{-3} s^2$ 付近まで2度にわたって減少し、安静状態の値である $10^{-1} s^2$ より小さくなる時間も長くなっている。この後死期が迫り、心拍数が急激に徐脈となるのとはほぼ同時に $ARAV(p)$ は急増している。

Fig. 3(b)においても電極装着後心拍数は減少し、 $ARAV(p)$ は 10^0 付近まで増加している。この後締め付けを開始すると心拍数は一旦急増するが、電極装着時のレベルまでは増加せず、短時間で徐脈となり締め付け開始後12.7 hで死亡した。この時の $ARAV(p)$ は安静時の約 $1/1000$ にまで減少した後、 $1/100$ 程度の値で推移している。

Fig. 3(c)は前の2個体とは異なり、24 hの締め付け時間後も生存していた個体である。心拍数は安静時間の経過とともに漸減するが、締め付け開始とともに増加する。この場合も締め付け直後の心拍数は電極装着直後と比較して少ない。締め付け5 h後からは急激に徐脈となり、そのまま推移している。 $ARAV(p)$ は安静時間の経過とともに $10^{-1} s^2$ 付近まで増加し、締め付け直後は安静時の約 $1/1000$ まで急減する。しかし、著しく小さい値をとる時間は Fig. 3(a), (b)と比較して短く、その後は安静時とほぼ同じ値で変動している。

Fig. 4には Fig. 3(a)–(c)に示さなかった6尾の供試魚の締め付け開始後の $ARAV(p)$ の推移を示した。左列の(A)–(C)の供試魚はいずれも締め付け後24 h以内に死亡した個体で、右列の(D)–(F)は24 h以上生存した個体である。これらの図からも、24 h以内の比較的短時間で死亡した個体は $ARAV(p)$ の急激な減少が見られることがわかる。これに対して24 h以上生存した個体では $ARAV(p)$ の激変は見られない。このように、電極装着時や締め付け時のように刺激が加わり負担のかかった状態では $ARAV(p)$ は小さくなる。さらに強い負担がかかった場合はより小さな値をとり、心拍間隔が一樣で変動が少ないことを示している。

考 察

本研究は締め付け刺激を受けた状態における魚の負担度を心拍変動の自己回帰モデルから算出されるパラメータ $ARAV(p)$ を用いて推定することを目的としたが、24 h程度の締め付けにより死亡に至った個体と生存した個体とで安静時からの $ARAV(p)$ の推移にはそれぞれ特徴が見られた。すなわち、24 h以内で死亡した個体はそれぞれ Fig. 3(a), (b)に示すように、締め付け後の $ARAV(p)$ が安静時より極端に小さくなっており、その持続時間も長い。このことは、極端な均一性を示す心拍変動は魚に強い負担がかかっていることを意味して

Fig. 4 Examples of changes in ARAV of another 6 test fish during tightening.

Fig. (A)–(B) show the fish died by tightening. Fig. (C)–(F) show the fish survived after 24 h continuous tightening.

おり, このような強い負担の継続によりこれらの個体は死亡に至ったと考えられる。さらに死亡の直前には $ARAV(p)$ が急激に増加する傾向にあり, $ARAV(p)$ の極小値の出現や急減後の急増が死亡する個体の特徴であると推測される。

これに対して, 24 h の締め付けで死亡しなかった個体を示す Fig. 3(c) は, 締め付け直後に一時的に $ARAV(p)$ が急減しているが, その後何らかの原因で締め付けに緩みが生じるなどして, 負担度が減少したため $ARAV(p)$ の極小値は継続せず, その後は安静時に近い状態となって, 24 h 以上生存できたものと考えられる。したがってこの個体の場合, $ARAV(p)$ の極小値の持続時間が短いことが生存につながったと推測される。また, Fig. 4 の (D)–(E) の個体の場合も $ARAV(p)$ の極端な減少が見られなかったことが 24 h 以上の生存につながったと考えられる。

魚類のストレスの程度に関してはこれまで主に血液中の cortisol 量を測定する方法で明らかにされている

が, 18–22) 今後これらの血液分析による方法との対比を行うことで, より精度の高い推定が行える可能性がある。

今回の実験で用いたナイロンテグスによる締め付け刺激は漁具, 特に刺網に羅網した魚に対する刺激を想定したものであるが, パラメータ $ARAV(p)$ を用いることにより, 心拍数の変化や心拍変動の卓越周波数成分から求められる自律神経系の緊張からは十分説明できなかった死に至る過程の負担度がある程度説明することが可能であった。すなわち, ナイロンテグスによる胴周部の強い締め付け刺激が持続すると快不快の域を越えた生死の境界状態となり, このような時には $ARAV(p)$ の急減が特徴的に見られた。ただし, このような $ARAV(p)$ の変動が胴周部の締め付けによる循環不全時に特有に見られる現象なのか, あるいは他の外的刺激を受けた状態でも見られるのかは不明である。

今後実験例を増やすとともに, 他の刺激を与えた時の $ARAV(p)$ の変動も明らかにしていく必要がある。さらに $ARAV(p)$ および心拍数, 心拍変動の周波数成分の変動と血液性状の関連性についても明らかにすることにより, 漁具に羅網した魚の負担度を非侵襲的かつ定量的に明らかにする手法を確立していくことが可能になると思われる。

最後に, 本研究遂行にあたって懇切なご指導と励ましを頂いた広島大学生物生産学部教授難波憲二博士に深く感謝の意を表する。また, 実験実施にあたっては日本大学農獣医学部学生根石裕大, 吉崎康仁の両君に多大なご協力を頂いた。ここに記して謝意を表する。

参考文献

- 1) 難波憲二, 村地四郎, 河本真二, 中野義久: 魚類の心電図に関する研究—I, 心電図導出方法の検討. 広大水産産紀要, 12, 147–154 (1973).
- 2) 難波憲二, 村地四郎: 魚類の心電図に関する研究—II, コイの体表面から双極導出される心電図について. 広大水産産紀要, 17, 191–194 (1978).
- 3) S. Ueno, H. Yoshikawa, Y. Ishida, and H. Mitsuda: Electrocardiograms recorded from the body surface of the carp. *Proc. Jap. Acad.*, 61, 261–264 (1985).
- 4) S. Ueno, H. Yoshikawa, Y. Ishida, and H. Mitsuda: Electrocardiograms recorded from the body surface of the carp. *Cyprinus carpio*. *Comp. Biochem. Physiol.*, 85, 129–133 (1986).
- 5) 南谷晴之, 虎渡昌史, 藤本幸二, 鈴木登紀男, 立沢寧: 心房細動 f 波の周波数解析と f 波認識への応用. 医用電子と生体工学, 20, 331–335 (1982).
- 6) 馬場康雄, 駒澤 勉, 加藤貴雄: 不整脈の計量診断—RR 間隔の系列相関図による方法—. 医用電子と生体工学, 18, 213–217 (1980).
- 7) 難波憲二: 魚類の心電図, 「魚の行動生理学と漁法」(有元貴文, 難波憲二編), 恒星社厚生閣, 東京, 1995, pp 74–85.
- 8) M. C. Lucas and A. D. F. Johnstone: Use of physiological telemetry as a method of estimating metabolism of fish in

- the natural environment. *Trans. Ame. Fish. Soc.*, **122**, 822-833 (1993).
- 9) K. Lindecrantz, S. Cerutti, S. Civardi, K. H. Hokegard, H. Lilja, K. G. Rosen, M. G. Signorini, and C. Widmark: Power spectrum analysis of the fetal heart rate during noradrenaline infusion and acute hypoxemia in the chronic fetal lamb preparation. *Int. J. Biomed. Comput.*, **33**, 199-207 (1993).
 - 10) 小川昭之：正常胎児・新生児心電図 RR 間隔時系列の自己回帰解析—出生前後の自律神経機能動態—, 「時系列解析の実例Ⅱ」(赤池弘次・北川源四郎編), 朝倉書店, 1995, 東京, pp 61-74.
 - 11) 渡辺興作, 横山清子, 高田和之, 早野順一郎, 藤浪隆夫：多次元自己回帰モデルによる R-R 間隔変動に対する血圧変動の影響の解析, 医用電子と生体工学, **24**, 511-516 (1986).
 - 12) 高田和之, 渡辺興作, 掛布英辰：心拍動の自己回帰モデルによる生体負担度の評価. 医用電子と生体工学, **22**, 97-102 (1984).
 - 13) 日野幹男：スペクトル解析, 朝倉書店, 東京, 1977, pp 210-236.
 - 14) 高田和之, 渡辺興作, 田中正興, 掛布英辰：異常値を含む生体時系列の自己回帰モデルの次数推定. 電子通信学会論文誌, **J67-D**, 93-100 (1984).
 - 15) 渡辺興作, 掛布英辰, 横山清子, 高田和之：自己回帰モデルによる不整脈の特徴抽出. 電子通信学会論文誌, **J68-D**, 1087-1094 (1985).
 - 16) 大友詔雄, 寺地三朗, 田中幸雄：非線形時系列データ解析 1. 解析法と基礎理論. 北大工学部研報, **158**, 1-13 (1992).
 - 17) 南 茂夫：科学計測のための波形データ処理, CQ 出版, 東京, 1986, pp 166-180.
 - 18) M. M. Mazeaud, F. Mazeaud, and E. M. Donaldson: Primary and secondary effects of stress in fish: some new data with a general review. *Trans. Ame. Fish. Soc.*, **106**, 201-212 (1977).
 - 19) 石岡宏子：海産魚のストレス反応に関する研究—I 温度変化によるストレス反応, 日本誌, **46**, 523-531 (1980).
 - 20) C. B. Schreck: Stress and rearing salmonids. *Aquaculture*, **28**, 41-249 (1982).
 - 21) 岡本信明, 劉志紅, 舞田正志：ストレスとその解釈, 「魚の行動生理学と漁法」(有元貴文・難波憲二編), 恒星社厚生閣, 東京, 1995, pp 107-115.
 - 22) F. Chopin, 井上喜洋：漁獲行為によるストレスと生存性, 「魚の行動生理学と漁法」(有元貴文・難波憲二編), 恒星社厚生閣, 東京, 1995, pp 116-128.