

指尖容積脈波情報を用いた長時間着座疲労の簡易評価法の開発*

藤田悦則**, 小倉由美**, 落合直輝**, 安田栄一***, 土居俊一****,
村田幸治*****, 亀井勉*****, 上野義雪*****, 金子成彦*****

A method was conceived for quantifying and characterizing the degree of fatigue that results from sitting for extended periods in an automobile seat, based on the base-line oscillation and amplitude of a finger plethysmogram. Due to the several hundred times difference that exists between the fluctuation cycles of a finger plethysmogram and the degree of fatigue, it was proposed that the finger plethysmogram be converted into the gradient of comprehensive change to make the fluctuation cycle scales closer together and easier to compare. The gradients of the squares of the finger plethysmogram amplitudes and the gradient of the greatest Lyapunov exponent were each converted into absolute values, and a fatigue curve and alertness curve were calculated from the integrated values of each 18 seconds of the resulting time series signals. The muscle fatigue curve and subjective evaluation, along with the alertness curve and the rate of occurrence of mental fatigue, generally correspond. By capturing the physical fatigue in the muscle fatigue curve and the mental fatigue in the alertness curve, it is possible to study how physical energy can be utilized in a manner that minimizes fatigue. As a result, it was discovered that when a subject not experiencing fatigue maintained a seated posture with the chest thrust slightly outward, it greatly reduced the occurrence of fatigue over a long period of time in a seated position.

自動車用シートに長時間着座することによって発生する疲労を、指尖容積脈波の基線動揺と振幅で定量化・指標化する方法を考案した。本来、数百倍程度の違いのある指尖容積脈波の周期と疲労の変動の周期を近づけるため、指尖容積脈波の大域的変化の傾きに着目し、指尖容積脈波の振幅の二乗値の傾きと最大リアプノフ指数の傾きを各々絶対値処理した時系列信号の18秒間の積分値から筋疲労度と喚起度を算出し、筋疲労曲線と喚起曲線を求めた。この手法によって求められた筋疲労曲線と官能評価および喚起曲線と脳波出現率が連動した。筋疲労を筋疲労曲線により、精神疲労を喚起曲線により捉えることで、生体エネルギーの疲労に対する使われ方が最小となる状態を検討することが可能となった。その結果、疲労していない状態で着座をしたときに、やや弱いと感じるくらいの腰部張り出し形状で姿勢を維持する状態が、長時間着座による疲労を最も軽減することも判明した。

(キーワード：指尖容積脈波，カオス時系列解析，疲労)

1. はじめに

疲労は覚醒と睡眠（休息）の間の生理的現象で、車両運転時の疲労の進行度合いを人の心身の状態から推定する試み¹⁻⁴⁾が多方面で行なわれている。その試みに使われる方法として官能評価値と相関性のある積分筋電図や脳波を用いる方法がある。ところが、筋電図や脳波を用いた計測は走行中の車両の中や長時間の実験では、計測環境の影響が計測結果に出るため、リアルタイム計測には不向きである。

しかし、積分筋電図より求められる筋疲労曲線は、圧迫による血流障害が無い被験者の場合、ほぼ時間に対し

*受付：2003年12月19日 受理：2004年8月19日

** (株) デルタツーリング

Delta Tooling Co., Ltd

*** (株) 豊田中央研究所

Toyota Central R&D Labs., Inc.

**** 香川大学工学部

Faculty of Engineering, Kagawa University

***** 島根難病研究所, 金沢大学大学院医学系研究科

Shimane Institute of Health Science & Kanazawa University

Graduate School of Medical Science

***** 千葉工業大学工学部デザイン科学科

Faculty of Engineering, Chiba Institute of Technology

***** 東京大学大学院工学系研究科

School of Engineering, The University of Tokyo

て直線的に変化し⁵⁾、筋持久力と血流の間に相関があると報告され⁶⁾、この傾向は、官能評価でもみられる。ところが、個人差や快・不快情動差によっても、その進行度合いに差が生じる。個人差は免疫力と筋力及び精神力などで生じ、快・不快情動差は、心のあり様で生じる。また、人の状態はいつも同じリズムを刻もうとする振動子と元に戻ろうとするホメオスタシスに支配されている。これらの相互作用や快・不快情動により疲労の進行度合いが決定される。さらに、着座による人のエネルギーの消耗量は姿勢支持の方法により異なり、疲労の進行は姿勢差で異なる。そして、そのエネルギーの使われ方についても姿勢差で異なるため、座位姿勢での筋疲労と精神疲労（以後、まとめて着座疲労と呼ぶ）の進行度合いに差が生じる。そこで、生体の恒常性維持の状態、いわゆるホメオスタシスを血流の変化から指尖容積脈波で捉えることにより、着座疲労の進行度合いを評価し、その定性的評価を目的とした研究を行なう。

そこで、脈波のパワー値のゆらぎの積分値から筋疲労曲線（以後、脈波筋疲労曲線と呼ぶ）を求め、最大リアプノフ指数のゆらぎの積分値で精神状態の喚起度合いを見ることにした（以後、脈波喚起曲線と呼ぶ）。なお、脈波筋疲労曲線では、積分筋電図との相関性の高いボルグの指標を用いた官能評価値⁷⁾による筋疲労曲線との相関をとり、脈波喚起曲線では、脳波の時系列出現率との相関をとった。これらから、生理指標と脈波のゆらぎの相関をとった。また、過渡状態では、パワー値と最大リアプノフ指数のゆらぎのリズムの間で同期化現象⁸⁾が発現すると考えた。また、時間の経過にともなう疲労は三相（興奮期-興奮抑制共存期-抑制期）からなるという想定⁹⁾から、生体が疲労していくさまを機械疲労の進行に対比させ、機械の故障診断の整理法¹⁰⁾との比較も試みた。

本論文では、脈波筋疲労曲線が官能評価の筋疲労曲線とその傾向がおおむね一致し、また脈波喚起曲線が脳波の出現率と連動していたことを報告する。

2. 実験方法

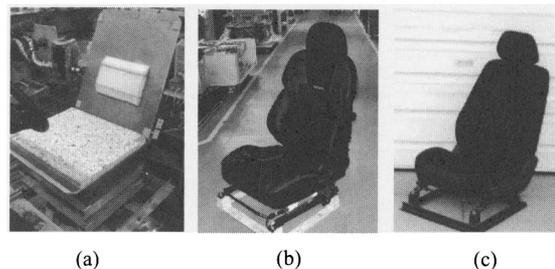
第一に、30分着座実験で市販のスタッキングチェアを用いて図1(A)に示すやや前かがみ座位姿勢（以後、猫背座位姿勢と呼ぶ）と、(B)の立位の脊柱カーブに近似する姿勢（以後、直立座位姿勢と呼ぶ）で、脈波と脳波を同時計測し姿勢別着座疲労検出実験を行なった。そして、脳波の計測実験は瞬きの影響をなくすために安静閉眼状態で行なった。脳波の計測により、 α 波、 β 波、 θ 波の変化が脈波喚起曲線に影響を与えるか否かを確認す



(A)猫背座位姿勢 (B)直立座位姿勢 (C)リラックス座位姿勢

図1 実験時の姿勢

Fig.1 Postures on experiments.



(a) (b) (c)

図2 実験用シート

Fig.2 Experimental seats.

る。そして、体幹をやや前かがみにした猫背座位姿勢は、背腰部の筋活動電位が減少するため筋疲労の基準値とし、直立座位姿勢と猫背座位姿勢の差分で直立座位姿勢で使われる背腰部の筋活動電位の様子を捉えることにした。

第二に、リラックス座位姿勢における着座疲労検出のために、図1(C)に示すクッションの座面角度が 10° で背もたれの座面角度が 22° となる状態（軽休息状態で、以後リラックス座位姿勢と呼ぶ）で、体動を規制する剛性の高い骨格で構成されたシート（図2(a)に示し、以後剛体シートと呼ぶ）での30分間着座疲労実験を行った。リラックス座位姿勢は脊柱カーブを保持するために重力に対抗する背腰部の筋力が必要になる。さらに、リラックス座位姿勢は、猫背座位姿勢や直立座位姿勢と異なり、重心移動だけで脊柱のカーブを変更できない。そこで本実験では、リラックス座位姿勢で最終安定姿勢を維持するための背腰部の筋持久力の差を脈波で捉えることができるか否かを検討した。なお、脳波採取の予備実験を行なったが、本実験は腰痛及び疲労を促進し強調する実験であるため、体動が大きくなり、脳波がノイズに埋もれた。また、官能評価は実験終了後に行なった。

第三に、硬めのクッション性を持つシート（図2(b)に示し、以後、最終安定姿勢維持型シートと呼ぶ）とやわらかめのクッション性を持つシート（図2(c)に示し、以後、体圧分散型シートと呼ぶ）の2種類を用いて図1(C)に示すリラックス座位姿勢で官能評価と脈波の計測

による3時間の着座疲労検出実験を行なった。なお、3時間着座疲労検出実験での不快な情動は疲労感を増加させると考えられるため、ビデオで映画を見ることにより不快情動の影響を小さくした。

第四では、図2(b)(c)に示す2種類のシートを用いて、全身振動環境下における着座疲労検出実験を官能評価と脈波の計測により行なった。

なお、本実験で使用した指尖容積脈波の測定器は赤外線発光ダイオードとフォトトランジスタで構成されている。測定したデータはA/D変換を行なった後、PCにて処理を行なう。サンプリング周波数は200Hzで分解能は12ビットである。また、第一実験のスタッキングチェアを用いた着座実験での脳波の測定は α 波測定器(ヒューテックエレクトロニクス製、FM-515A)を使用した。この測定器は θ 波(4~6Hz)、 α 1波(7~8Hz)、 α 2波(9~11Hz)、 α 3波(12~13Hz)、 β 波(17~26Hz)それぞれ1秒毎の脳波値を測定できる。本実験では、時間毎の全波形の出力値に対する各波形の割合(以後、出現率¹¹⁾と呼ぶ)で表すことにより、脳波の変化を分析した。実験時間帯は午後1時~5時の間である。実験別の被験者の体格データを図3に示す。

2-1. 姿勢別着座疲労検出実験

本実験は20~40歳代の男性被験者3名と20歳代女性の計4名で行った。なお、被験者の入眠潜時は10~15分である。

2-2. リラックス座位姿勢における着座疲労検出実験

本実験は20~40歳代の筋持久力に差のある男性被験者3名で行った。被験者は筋肉質、痩せ型、腰痛症の各特徴及び症状をもち、入眠潜時は10~15分である。実験条件は、筋持久力差を強調するために、背もたれ無し(以後、背もたれ無しと呼ぶ)、側臥位の脊柱カーブに準じた姿勢(以後、側臥位脊柱姿勢と呼ぶ)、立位の脊柱カーブに準じた姿勢(以後、立位脊柱姿勢と呼ぶ)の3種類とした。

2-3. 姿勢支持方法別着座疲労検出実験

予備実験として30分間着座実験を20~60歳代の男性被験者13名で行い、官能評価のばらつきの少ない3名を被験者として選んだ。3時間着座実験は20~30歳代の男性被験者3名で行った。なお、被験者の入眠潜時は10~15分である。

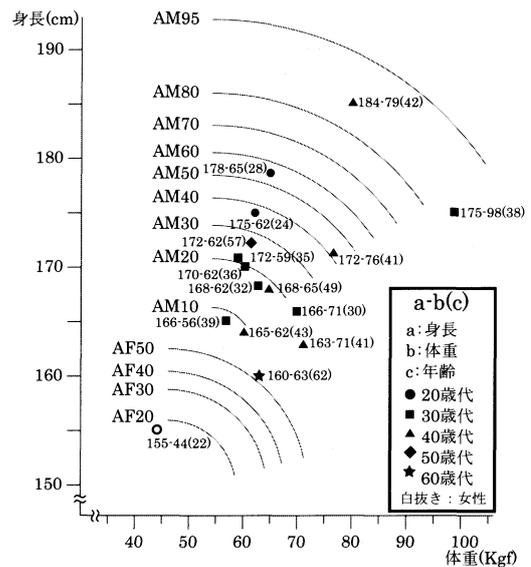


図3 被験者データ

Fig. 3 characteristic of the subjects.

2-4. 全身振動環境下における姿勢支持方法別着座疲労検出実験

本実験は20~30歳代の官能評価のばらつきの少ない男性被験者3名で行った。なお、被験者3名の入眠潜時は10~15分である。励振波は衝撃性振動を含む上下方向のランダム励振波で、その衝撃性振動の加速度は、加振台のプラットフォーム上で、周波数1.3Hzで振幅のP-P値で0.5Gで、クレストファクターは3とした。

3. 分析方法

以下では、指尖容積脈波の時系列信号より、パワー値と最大リアプノフ指数の各傾き時系列波形を求める。パワー値の傾き時系列波形から脈波筋疲労曲線を求める方法と最大リアプノフ指数の傾き時系列波形から脈波喚起曲線を求める方法について述べる。

3-1. 記号表

- d : パラメータ埋め込み次元
- $S(n)$: 指尖容積脈波時系列信号
- Δt : 発展時間
- λ : 最大リアプノフ指数
- τ : 埋め込み遅延時間

3-2. 脈波筋疲労曲線の算出法

指尖容積脈波の生体信号を用いた脈波筋疲労曲線の算出法を図4に基づいて説明する。なお、文中にある[1]~

[8] は、図 4 中の数字に該当し、図の計算方法を説明している。指尖容積脈波の時系列信号から Savitzky と Golay による平滑化微分法¹²⁾ により、極大値と極小値を求める。そして、[1] 5 秒ごとに極大値と極小値を切り分け、[2] それぞれの平均値の差の二乗をパワー値とした。[3] このパワー値を 5 秒ごとにプロットし、パワー値の時系列波形を作る。この時系列波形を [4] 180 秒の時間幅で [5] 最小二乗法を用いてパワー値の傾きを求める。そして、162 秒をオーバーラップさせ、次の時間幅 180 秒で同様に計算し、結果を 18 秒ごとにプロットする。[6] この計算(以後スライド計算と呼ぶ)を順次繰り返し、パワー値の傾き時系列波形を作る。[7] そして傾き時系列波形を絶対値処理し、[8] 18 秒間の積分値を疲労度とし順次プロットしていき、脈波筋疲労曲線を描く。

3-3. 脈波喚起曲線の算出法

最大リアプノフ指数は軌道不安定性についての指標であり、軌道が安定しているほどその数値は小さい。これまでに、指尖容積脈波をカオス解析することによる自律神経系統の状態とアトラクタの変化の関係^{13, 14)} が報告され、また、人の精神状態や体調と関係することも報告さ

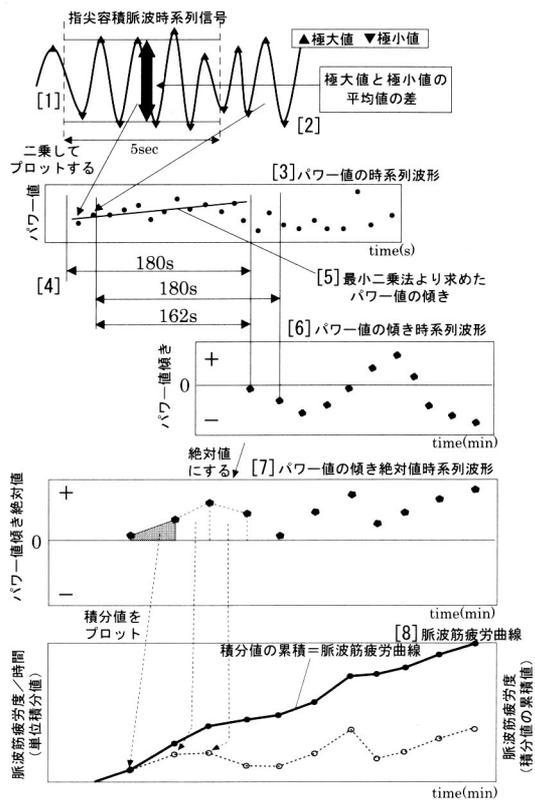


図 4 筋疲労曲線の算出法

Fig. 4 The way to compute the muscle fatigue curve.

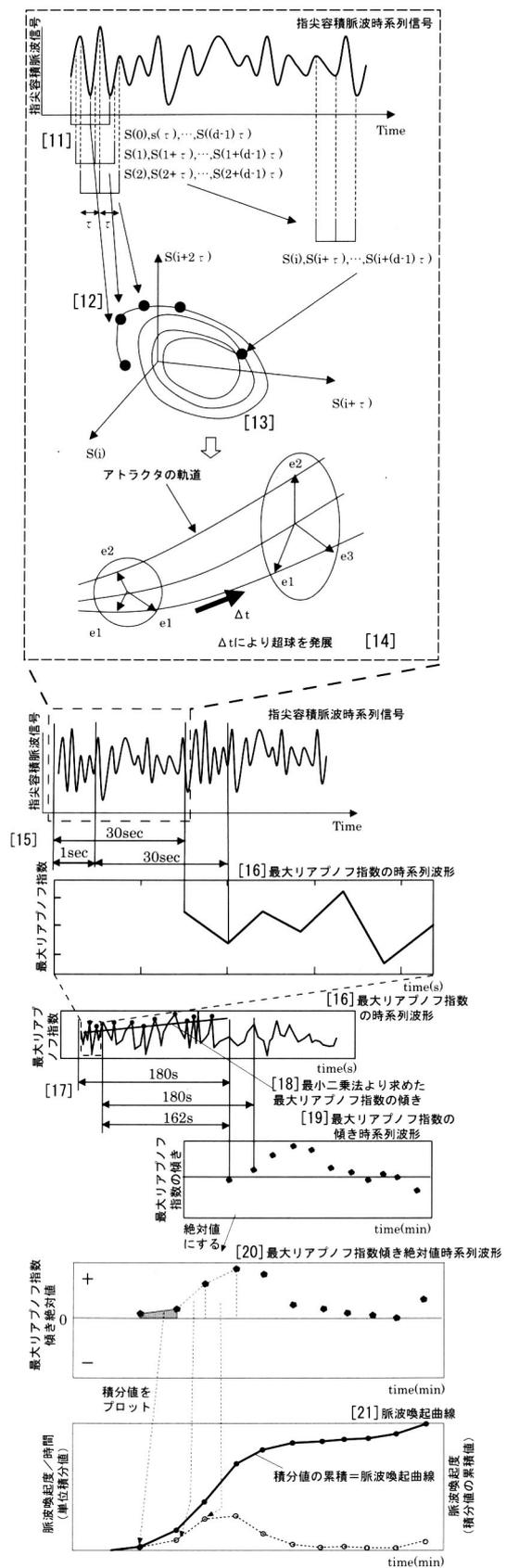


図 5 喚起曲線の算出法

Fig. 5 The way to compute the alertness curve.

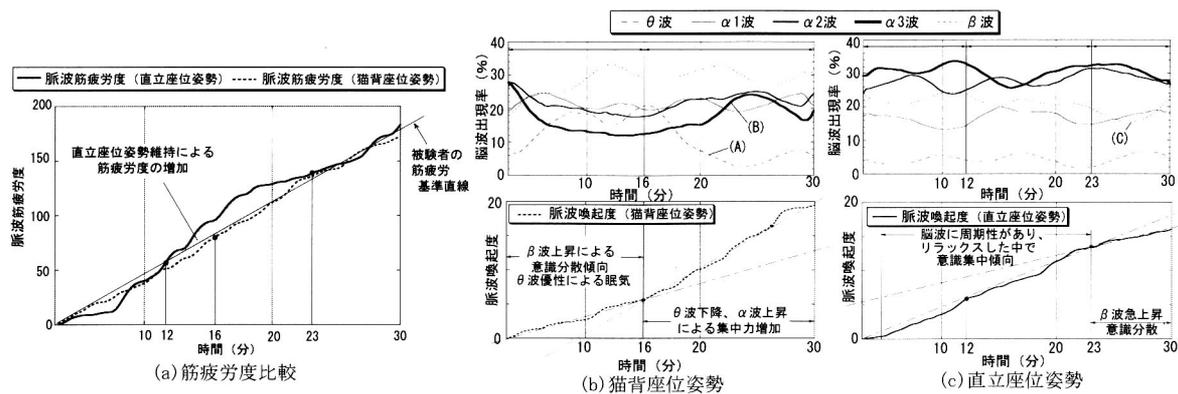


図6 姿勢差別着座実験の筋疲労曲線と喚起曲線及び脳波出現率の比較

Fig. 6 Comparison of the muscle fatigue curve, the alertness curve and the appearance ratio of brain wave: experiment on various seated postures.

れている^{4,15}。さらに、人の疲労測定技術の研究では、人の音声のカオス解析により発言者の心身状態の観測ができるという報告もある¹⁶。これらの報告から、最大リアプノフ指数が小さいことは精神的にリラックスした状態を示し、大きいことは適応力、緊張、集中力が高い状態であると言われている。

指尖容積脈波の生体信号を用いた脈波喚起曲線の算出法を図5に基づいて説明する。なお、文中にある[11]～[21]は、図5中の数字に該当し、図の計算方法を説明している。[11] 時系列信号 $S(n)(n = 1, \dots, n)$ から、時間遅れ法¹⁷⁾ (ターケンスの埋め込み定理) により、力学系の運動の状態 (パラメータ埋め込み次元 d , 埋め込み遅延時間¹⁷⁾ τ) を再構成する。具体的には、時系列データの始点から、等間隔 τ により、埋め込み次元数だけデータ ($S(i), S(i + \tau), \dots, S(i + (d - 1)\tau)$) を選ぶ。[12] この d 個の要素を d 次元状態空間の座標系の1点としてプロットする。順次この i を1点ずつずらすことによって、プロットを行う。[13] この d 次元状態空間に描かれる軌道がアトラクタである。ここに、指尖容積脈波の時系列信号の遅延時間は 50ms で、埋め込み次元は FNN (False Near Neighbors) 法¹⁸⁾ を用いると、次元3のとき FNN はほぼ零となり、次元4で完全に零になったことから、最適な埋め込み次元を4次元とした。

このアトラクタの性質を定量的に表す指標の一つである最大リアプノフ指数を求める。リアプノフ指数とは、離れたり近づいたりするアトラクタの軌道の拡張・縮小の割合を平均的に算出したものである。今回は、リアプノフ指数の算出に sano-sawada 法¹⁹⁾ を用いて計算を行った。[14] 図5に示すように、具体的には、アトラクタ上のある点に対して超球を与え、発展時間 Δt によって、例えば、超球が一方では引き伸ばされ、他方では押しつぶ

され楕円形に変化する。すなわち本報告では、直行する4つの基底となるベクトルの方向に対する変化率を e_i^t とし、アトラクタ上の任意の点で算出すると、リアプノフ指数は、次の式で与えられる。

$$\lambda_i = \lim_{n \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{n \Delta t} \right) \sum \log e_i^t(t) \quad (1)$$

アトラクタを再構成した状態空間が d 次元ならば、直交する d 個のベクトルに対しリアプノフ指数 $\lambda_1, \dots, \lambda_d$ が求まる。このうち値が最大となるものが最大リアプノフ指数である。[15] ここで、指尖容積脈波の時系列信号から得られた連続的なデータ計算値に対して 30 秒の時間幅でアトラクタを再構成し、時間幅を 1 秒ずつスライドさせることによって、[16] 最大リアプノフ指数の時系列波形を作る。この最大リアプノフ指数の時系列波形に対し、Savitzky と Golay による平滑化微分法¹²⁾ により、極大値を見つける。そして、最大リアプノフ指数の大域的变化を読み取るために、[17] 時間幅 180 秒において算出した極大値を最小二乗法で最大リアプノフ指数の傾きを求める [18]。次にオーバーラップ時間 162 秒で、次の時間幅 180 秒で同様に計算し、結果をプロットする。[19] この計算を順次繰り返し、最大リアプノフ指数の傾き時系列波形を作る。[20] そして傾き時系列波形を絶対値処理し、[21] 18 秒間の積分値を喚起度とし順次プロットしていき、脈波喚起曲線を描く。

4. 実験結果

4-1. 姿勢別着座疲労検出実験結果

図6に猫背座位姿勢と直立座位姿勢での指尖容積脈波の各傾き時系列波形による脈波筋疲労曲線と脈波喚起曲線及び脳波 (θ 波, α 波, β 波) の出現率¹¹⁾ の変動の時

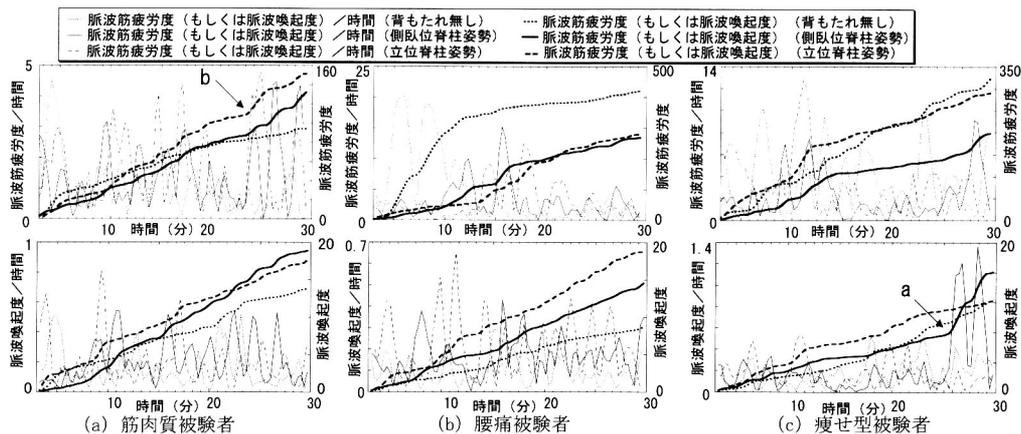


図 7 被験者別の脈波による筋疲労曲線及び喚起曲線の比較

Fig. 7 Comparison of the muscle fatigue curves and the alertness curves of various subjects .

系列波形（以後、脳波出現率時系列波形と呼ぶ）の代表事例を示す。なお、脳波出現率時系列波形は、180秒間の平均値を18秒間ずつスライド計算し時系列でプロットしたものである。

猫背座位姿勢の場合、パワー値の傾き時系列波形から求めた脈波筋疲労曲線はほぼ線形で推移した。一方、脳波の出現率は、意識分散や緊張を示す β 波が全体を通して高い出現率を示しているが、実験開始後16分を分岐点にして、眠気を示す θ 波の出現率が減少し（図6(b)の(A)), α 3波の出現率が増大し、安定した（図6(b)の(B))。この α 3波の増大と θ 波の減少は、集中した状態への移行を示す²⁰⁾。このとき、最大リアプノフ指数の傾き時系列波形から求めた脈波喚起曲線は16分を分岐点として変化が生じた。

つぎに、直立座位姿勢の場合、脈波筋疲労曲線の傾きは12分から23分にかけて大きく変化した。これは、猫背座位姿勢と直立座位姿勢での背腰部の筋活動電位の違いによるものと考えられる。直立座位姿勢の脈波喚起曲線と脳波の出現率は、実験開始後23分を分岐点にして変化が生じた。脳波の出現率では、 β 波が他の波に比べて相対的に増大した（図6(c)の(C))。このとき、脈波喚起曲線は23分を分岐点として傾きが小さくなった。

4-2. リラックス座位姿勢における着座疲労検出実験結果

図7にリラックス座位姿勢における筋肉質、痩せ型、腰痛症の各特徴及び症状をもつ被験者の脈波筋疲労曲線および脈波喚起曲線を示す。腰痛症の被験者の脈波筋疲労度は実験開始直後から、特に背もたれ無しの場合に急激な上昇を示し、他の2つの事例よりも筋疲労度は高く

なった。ただし、脈波喚起曲線から推察すると、背部および腰椎部の支持があると一時的に集中力の増大はあるが、この増大時期を過ぎると安定し、ほぼ線形性を示した。また、筋肉質被験者、痩せ型被験者は、実験開始後5分間は、背もたれ形状や支持の有無の影響を受けないことがわかる。ところが5分をすぎるところから、立位脊柱姿勢をとるシートより側臥位脊柱姿勢をとるシートのほうが、痩せ型被験者の疲労度の進行は少なくなった。また、痩せ型被験者の脈波喚起曲線は、矢印(a)に示すように、立位脊柱姿勢では25分まで線形性を保ち、25分以降は β 波、 α 3波増大を示し脈波喚起曲線は傾きが大きくなり集中力は増大傾向にある。立位脊柱姿勢は、疲労度は高いが、姿勢を変えることで疲労に対処していると考えられる。

一方、筋肉質被験者は、背もたれの有無や姿勢差を筋持久力で吸収し、実験条件下による筋疲労度の進行度合いの差が小さい。また、脈波喚起曲線から、筋肉質被験者の側臥位脊柱姿勢では、集中力が高い状態であることがわかる。背もたれ無しおよび側臥位脊柱姿勢の場合は、階段状に喚起度が上昇しており、短時間の集中力増強が必要な姿勢である。そして脈波筋疲労曲線の矢印(b)で示す箇所では、重心移動や体動を誘発し姿勢を変えていると考えられる。背もたれ無しの場合は、重心移動で、側臥位脊柱姿勢では体動と考えられる。

4-3. 姿勢支持方法別着座疲労検出実験結果

図8(a)に、リラックス座位姿勢でのシート別3時間静的着座における脈波筋疲労曲線と脈波喚起曲線と官能評価の平均値との比較を示す。姿勢支持方法の異なるシート間で、脈波筋疲労度の進展は、70分を境にして大きな

- - - 脈波筋疲労度（もしくは脈波喚起度）／時間（最終安定姿勢維持型シート）
 - - - 脈波筋疲労度（もしくは脈波喚起度）／時間（体圧分散型シート）
 - - - 脈波筋疲労度（もしくは脈波喚起度：最終安定姿勢維持型シート）
 - - - 脈波筋疲労度（もしくは脈波喚起度：体圧分散型シート）

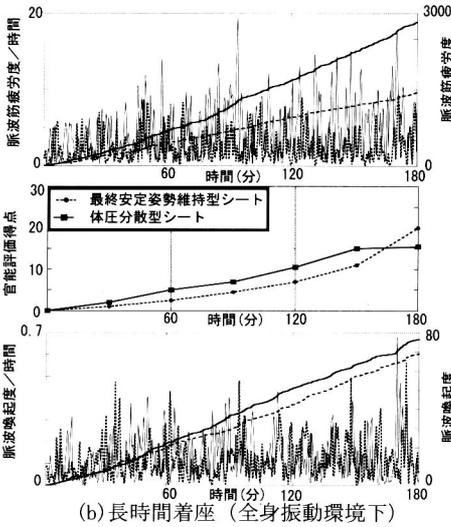
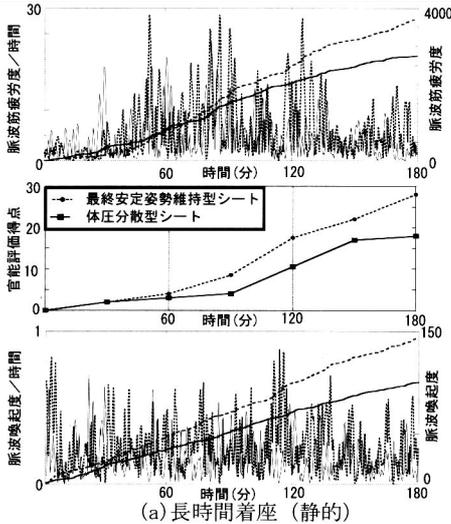


図8 長時間着座における筋疲労曲線と官能評価および喚起曲線の比較

Fig.8 Comparison of the muscle fatigue curve, subjective judgment and the alertness curve: experiment on sitting for extended periods.

差が生じた。最終安定姿勢維持型シートは、実験開始後70分までは脈波筋疲労曲線の傾きは小さいが、その後、曲線の傾きがやや大きくなった。体圧分散型シートの脈波筋疲労曲線の傾きは、実験開始後120分まではほぼ同じ傾きで推移し、その後の傾きは、最終安定姿勢維持型シートに比べても小さい。脈波筋疲労曲線と官能評価を比較すると、曲線の描く軌道に若干の違いはあるものの、疲労の進行度合いの変化の様子は近似している。一方、脈波喚起曲線は、最終安定姿勢維持型シートと体圧分散型シートはともに線形で推移し、喚起度は、最終安定姿勢維持型シートが高く、覚醒度が高い。

4-4. 全身振動環境下における着座疲労検出実験結果

図8(b)に最終安定姿勢維持型シートと体圧分散型シートを用いた同一時刻で同一被験者による全身振動環境下における3時間着座実験で得られた脈波筋疲労曲線と脈波喚起曲線の代表事例と官能評価の平均値との比較を示す。全身振動下では、シート別静的3時間着座における実験結果と逆の結果となり、振動吸収性が疲労に与える影響がみてとれる。最終安定姿勢維持型シートの脈波筋疲労曲線はほぼ直線的な変化を示し、体圧分散型シートは75分以降に傾きに小さな変化が見られた。脈波筋疲労曲線と官能評価を比較すると、3時間静的着座実験と同様に、脈波筋疲労曲線と官能評価は150分までは類似の傾向を示したが、150分以降最終安定姿勢維持型シートの官能評価が上昇し、脈波筋疲労曲線とは異なる傾向が見られた。一方、脈波喚起曲線は傾きに多少の差がある以外はほぼ同一の傾きで推移した。

5. 考察

5-1. 脈波筋疲労曲線と脈波喚起曲線について

猫背姿勢は、筋力を使用せず、靭帯で姿勢を支持するもので、筋疲労が少ない状態である。そこで、猫背座位姿勢の脈波筋疲労曲線は、姿勢維持のために使われる背腰部筋力の影響が小さく、座位姿勢における基本曲線と考えられる。そして、猫背座位姿勢は、脳波出現率からみると、意識分散傾向で心身ともにリラックスし、ゆらぎの変化率も小さく、副交感神経優位状態に向かった後、実験開始後16分以降に α 波の増大と θ 波の減少で見られるように、集中力を上げる方向に精神的エネルギーを使用し、覚醒度の回復²⁰⁻²³⁾が生じると考えられる。

一方、直立座位姿勢は、実験開始後12分までは無理なく姿勢を保っているが、その後、筋疲労が生じている。脳波で見ると交感神経優位の状態にあり、精神的エネルギーを使用することで、疲労感に対処していると考えられる。また、脈波喚起曲線でみると23分以降の喚起曲線の傾きの変化は、これまでの意識集中傾向から、やや意識が分散傾向にあることを示し、精神疲労が生じたと考えられる。言い換えると、直立座位姿勢は姿勢を維持するために筋力を使用し、実験開始後23分で筋疲労がピークに達し、それに伴って精神の覚醒レベルも低下したということになる。ただ、全体を通して精神的エネルギーを使用することにより意識的に姿勢を保つことで、猫背姿勢よりも覚醒水準は高いと考えられる^{22, 23)}。これらの

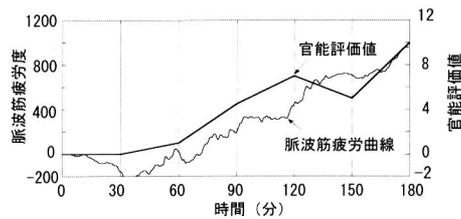


図9 筋疲労曲線の定性評価
Fig. 9 Qualitative analysis of the muscle fatigue curve.

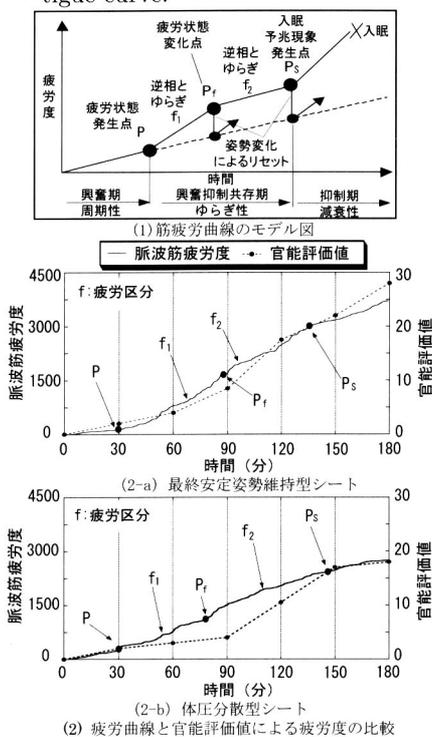


図10 筋疲労曲線のモデルに基づいた静的着座実験の筋疲労曲線データの解析
Fig. 10 Analysis of the muscle fatigue curve based on the muscle fatigue curve model: experiment on long sitting in a static position.

傾向は他の被験者でも同様であった。

図9の脈波筋疲労曲線は、最終安定姿勢維持型シート—体圧分散型シートに関する疲労曲線を計算値と官能評価値の両方に基づいて示したもので、定性的傾向がよく似ていることに注目されたい。120～150分の間に官能評価値が負の傾きとなるが、これは体圧分散型シートの方がこの時点の疲労度が小さいことを示す。

以上から、官能評価と脈波筋疲労曲線が連動し、脳波の推移と脈波喚起曲線が連動していることが明らかになった。そして、筋疲労曲線と喚起曲線の双方をあわせて検討することによって、筋疲労と精神疲労の両方面に対する生体エネルギーの使われ方が評価できると考えられた。

生体の疲労を評価する上で、筋疲労曲線と喚起曲線の傾きの変化が小さいところ、すなわち両エネルギーの消費量が時間に対して線形で推移し、最小になるところがリラックスして安楽な状態を示し、それ以外の状態が持続すると睡眠状態に移行するものと考えられる。

5-2. 背もたれの形状について

筋肉質と痩せ型の被験者は、背もたれ無しの場合には、一定のゆらぎを持ちながら上昇し筋力はさほど使用していない。そのため筋疲労曲線は図6の猫背姿勢の筋疲労曲線と同一傾向となった。特に、筋肉質の被験者は、背もたれの形状の差にかかわらず比較的安定した状態を示し、その筋力とそれに比例する筋持久力で姿勢を維持したのがわかる。このことは、脈波喚起曲線からも、それぞれの傾きに違いはあるものの、周期性を持ったゆらぎの中で着座できており、意識集中ができていたことをうかがわせる。腰痛被験者の各曲線と比較すると違いが良くわかる。

一方、痩せ型の被験者は、立位脊柱姿勢では筋持久力が不足している状態と推察される。これは、実験初期は立位脊柱姿勢を維持するために筋力を用い、そして実験後半では疲労が進行し脊柱のカーブが自然と小さくなるうとしているが背もたれの形状に邪魔をされて脊柱のカーブを小さくできないため、背部の筋力のバランスが崩れ、筋力を使い続ける状態になり、疲労が進行したと推察できる。これは、背もたれ無しの場合と同一の傾向を示すことから推察できる。これは、脈波喚起曲線では、実験の前半がゆらぎを伴った上昇、後半にかけてゆらぎの減少による副交感神経優位状態、つまり意識の集中から分散への移行傾向が推測される。

次に、図11は筋疲労曲線と喚起曲線の傾きの変化を時系列で表したものである。この図からも、背もたれの腰椎部の形状は着座した瞬間には、支持圧がやや弱く感じるぐらいの側臥位脊柱姿勢が傾き時系列の変化が少なく、ほぼ一定の状態を保ち、生体エネルギーの消費が最も少ないことがわかる。さらに、約30分間の着座による脈波の変化を計測することにより、シートの性能差や個人差による着座疲労の差を捉えることができた。

5-3. 長時間着座実験における機械の故障診断整理法を用いた疲労検証

機械の故障診断で一般的に用いられる経年劣化に対する整理法との対比も試みる。長時間着座実験における疲労曲線の各段階を機械の故障診断の整理法に対比させ、図10(1)のように疲労曲線を定義すると、疲労状態発生点

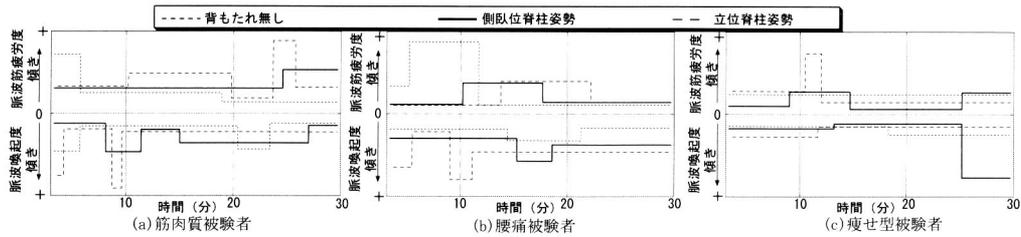


図 11 筋疲労曲線と喚起曲線の傾き時系列の比較

Fig. 11 Comparison of the time series of the muscle fatigue curve and the

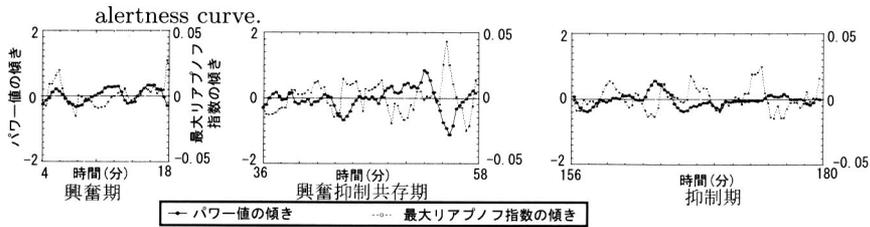
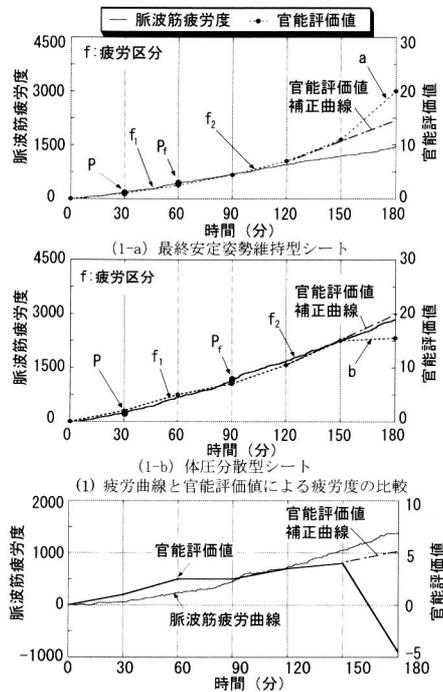


図 12 傾き時系列波形による疲労症状の三相のテンプレート

Fig. 12 The templates of three-phase of fatigue symptoms.

P は異常発生点となり，入眠予兆現象発生点 P_S が異常検出点となり，睡眠状態が故障点となる．疲労曲線の傾きが変化する疲労状態変化点 P_f は，集中力増強や姿勢保持に使う筋肉を変える体動により疲労を軽減しようとするホメオスタシスの状態である． f_1 ， f_2 は逆相とゆらぎが生じる．この状態が進行すると入眠予兆現象が生じる．そして f_1 と f_2 は興奮抑制共存期にあたり， P_S 以降は抑制期と定義した．図 10 (2) に 3 時間静的着座実験の疲労曲線の各段階を本整理法に基づき表示した．ここに体圧分散型シートに着座した被験者の疲労症状の三相は，興奮期が 0～30 分，興奮抑制共存期が 30～150 分，抑制期は 150～180 分の間で，ゆらぎながらリズムが安定し，抑制期を迎えた．一方，最終安定姿勢維持型シートに着座した被験者の疲労症状の三相は，興奮期が 0～30 分，興奮抑制共存期が 30～120 分，抑制期は 120～180 分の間である．これらの興奮期，興奮抑制共存期，抑制期について，図 12 に傾き時系列波形で該当する代表的な部分をテンプレートとして定義した．すなわち，興奮期は周期性であり，興奮抑制共存期は長周期化であり，抑制期は減衰性である．また，他の被験者も同様の傾向が得られた．以上の結果より，興奮期が約 30 分で終わるため，脈波筋疲労度の基本となる個人差，シート差による傾きを求める実験時間は 30 分で充分と考えられる．

つぎに，全身振動環境下における実験について検討する．図 13 (2) は，(1) で得られた最終安定姿勢維持型シートの値を基準値として，体圧分散型シートを評価したもので，体圧分散型シート-最終安定姿勢維持型シートに関する疲労曲線を，計算値と官能評価値の両方に基



(2) 最終安定姿勢維持型シート基準の体圧分散型シートの定性評価

図 13 疲労曲線のモデルに基づいた全身振動環境下での着座実験の疲労曲線データの解析

Fig. 13 Analysis of muscle fatigue curve based on muscle fatigue curve model: experiment on long sitting corresponding to entire body vibration.

づいて示しており，定性的傾向が 150 分まではよく一致する．しかし 150 分以降は計算値と官能評価値で乖離の傾向を示す．これは，痛覚による官能評価値の急変であり，脈波喚起曲線の計算結果で官能評価値を補正した．

5-4. 疲労度に差が生じる時間について

体力により疲労度の進行度合いに差が生じるが、同一被験者では、5-2節、5-3節の結果からも実験時間は30分間でシートの形状差による疲労感の差を脈波筋疲労曲線で捉えることができた。一方、脈波筋疲労曲線の縦軸の値が小さい程体力があると考えられ、被験者のタイプによく適合する。

6. 結 言

本報告では、指尖容積脈波のゆらぎのもつ情報の特徴から、被験者の疲労度をとらえることの可能性を見出した。被験者の疲労度は、筋疲労を示すパワー値の傾き時系列波形の積分値と、精神疲労を示す最大リアプノフ指数の傾き時系列波形の積分値で捉えられる。また、これらは官能評価や脳波の出現率と相関を示す。また、シートに3時間着座したときの疲労度を30分間の着座実験で推測が可能になることを示した。疲労をこのような情報によってとらえることができると、主として官能評価に頼っていた心理特性を数値化できると考えられる。さらに、生体エネルギーの消費が最小となる状態を検討することによって、疲労していない状態で着座したときに、やや弱いと感じるくらいの腰部張り出し形状で最終安定姿勢を維持することが、着座時に姿勢変化の自由度の高く体圧を分散し、長時間着座による疲労を最も軽減するシートになることがわかった。

参考文献

- 1) 片山硬, 橋本博: 自動車運転時のドライバの脈波のゆらぎ, 自動車研究, 16(11), 89~93, 1996.
- 2) 柳平雅俊, 安士光男: 運転状態推定技術の開発(第1報), 自動車技術会学術講演会前刷集, 56(3), 11~16, 2003.
- 3) 安士光男, 柳平雅俊: 運転状態推定技術の開発(第2報), 自動車技術会学術講演会前刷集, 56(3), 5~10, 2003.
- 4) 苗鉄軍, 清水俊行, 下山修: 生体のカオス性によるドライバーの精神負荷状態評価, 自動車技術会 2003 年学術講演会前刷集, 18(3), 1~3, 2003.
- 5) 大橋俊夫: 血液循環, 本郷利憲, 廣重力, 標準生理学 第5版, 医学書院, 533~567, 東京, 2002.
- 6) 山田茂, 福永哲夫: 骨格筋, 123~160, ナップ, 東京, 1997.
- 7) 稲垣大, 田口俊行, 安田栄一, 土居俊一, 飯塚悦功, 佐藤研二, 佐藤憲二: シート感性品質評価, 自動車技術会学術講演会前刷集, 91(99), 21~24, 1999.
- 8) 川上博: 生体リズムの動的モデルとその解析, 61~68, コロナ社, 東京, 2001.
- 9) 川畑愛義, 水町四郎, 緒方維広, 鈴木慎次郎: 体力測定と健康診断, 136~168, 南江堂, 東京, 1964.
- 10) 豊田利夫: 回転機械診断の進め方, 240~256, 日本プラントメンテナンス協会, 東京, 1991.
- 11) 亀井勉, 山崎俊樹, 熊野宏明, 森竹浩三: 前頭部 α 波パルス光同調反応の natural killer 細胞への効果—脳腫瘍術後患者2例での検討—, 神経免疫研究 Vol.12 別冊「脳と免疫」研究会, 45~51, 1999.
- 12) A.Savitzky, M.J.E.Golay: Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures, Analytical Chemistry, 36, 1627~1639, 1964.
- 13) I.Tsuda, . Tahara, H.Iwanaga: Chaotic pulsation in human capillary vessels and its dependence on mental and physical conditions, International Journal of Bifurcation and Chaos, 2(2), 313~324, 1992.
- 14) T.Sumida, Y.Arimitu, T.Tahara, H.Iwanaga: Mental conditions reflected by the chaos of pulsation in capillary vessels, International Journal of Bifurcation and Chaos, 10(9), 2245~2255, 2000.
- 15) 大瀧保明, 飯島佳之, 鈴木明宏, ムハマド アリフ, 永富良一, 猪岡光: リアプノフ指数の推定による歩行の安定性評価, 日本機械学会年次大会講演論文集, 235~236, 2002.
- 16) 塩見格一, 板野賢: カオス論的疲労予知技術について, 第1回電子航法研究所研究発表会講演集, 109~112, 2001.
- 17) 合原一幸, 池口徹, 山田泰司, 小室元政: カオス時系列解析の基礎と応用, 1~80, 産業図書, 東京, 2000.
- 18) Kennel M B, Brow R, an Abarbanel H D I: Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction, Phys.Rev, A45, 3403, 1992.
- 19) M.Sano, Y.Sawada: Measurement of the Lyapunov spectrum from chaotic time series, Physical Review Letter, 55(10), 1082~1085, 1985.
- 20) M. Yokoi, K. Aoki, Y. Shiomura, K. Iwanaga, T. Katsuura: Effect of Bright Light on EEG Activities and Subjective Sleepiness to Mental Task during Nocturnal Sleep Deprivation, Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY and Applied Human Science, 22(6), 257~263, 2003.
- 21) Aeschbach D, Matthews JR, Postolache TT, Jackson MA, Giesen HA, Wehr TA: Two circadian rhythms in the human electroencephalogram during wakefulness, Am J Physiol, 277, 1771~1779, 1999.
- 22) 亀井勉, 安士光男, 熊野宏明: 長距離運転と短距離運転が α 波とNK細胞活性に与える影響について, 神経免疫研究 Vol.9 別冊「脳と免疫」研究会, 53~57, 1996.
- 23) 亀井勉, 鳥海善貴, 山崎俊樹, 神保聖一: 前頭部への赤色ダイオード光照射による左右前頭部の α 波の変化と末梢血NK細胞数の変化との関連性, 神経免疫研究 Vol.13 別冊「脳と免疫」研究会, 56~60, 2000.