

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 6 月 6 日現在

機関番号：13601

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2011～2013

課題番号：23500257

研究課題名(和文) ロジスティックモデルに基づく感覚・知覚実験法の研究

研究課題名(英文) Estimating critical stimulus features based on the logistic model for sensory perceptions

研究代表者

降旗 建治 (FURIHATA, Kenji)

信州大学・工学部・非常勤講師

研究者番号：90021013

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,200,000円、(間接経費) 1,260,000円

研究成果の概要(和文)：提案したロジスティックモデルは、1回の測定結果からでも、閾値、許容値、最適値等が推定できる。このモデルを各種感覚・知覚実験法に拡張・展開した。特に、得られた感覚特性(弁別閾値)と各種疲労要因との関係から、疲労現象は、感覚特性だけで把握することは困難であることがわかった。そこで、このモデルが生理学的側面にも有効かどうかを検討した。具体的に、慢性疲労症候群のリスクファクターとして、非侵襲的頭蓋内圧推定法を提案し、新たに頭蓋内圧伝達関数法を構築し、その有効性を検証した。

研究成果の概要(英文)：If at least one dose-response relation is obtained from each subject, the logistic model can predict a threshold, an allowance (for example, whether a sound is annoying or not from its LAeq,(5min) [dB]), and an optimum speech level. Specifically, it was discussed whether mental fatigue can evaluate quantitatively by measuring temporal-processing abilities of two pulses stimuli that varied in duration (10ms to 80ms) presented in the visual, audible, and tactile modalities. The results show no influence of various fatigue-related risk factors in temporal-processing abilities. On the other hand, various fatigue-related risk factors may affect the mean magnitudes of the measured pressures and the delay transfer functions between the carotid pulse pressure and the ear canal sound pressure in the study population; these factors include systolic blood pressure, salivary amylase activity, and age, sleep duration, postural changes, chronic fatigue, and pulse rate.

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：情報学・感性情報学・ソフトコンピューティング

キーワード：ロジスティック回帰分析 騒音評価 うるささ尺度 感性計測評価 感覚疲労チェック 生体情報・計測 弁別閾値 頭蓋内圧

1. 研究開始当初の背景

これまでの人間の感覚に関する研究は、応答の平均値(集合平均値や時間平均値)、および標準偏差値に代表される統計量に着目する 경우가多く、個人個人の感度特性を正確に把握できるモデルの提案が見あたらない。すなわち、運動能力や学力試験等において、100人中何番かはすぐ把握できる。これと同じことを人間の感覚に対して適応できるかどうかを詳細に検討している。本研究の学術的な特色・独創的な点は、人間の感覚に関する感度特性を刺激の物理量に対するロジスティック応答確率分布に対応させ、1回の測定結果だけからでも、その時点における諸感度感を推定できることである。

2. 研究の目的

本研究では、(1)「うるささ」尺度を例としてロジスティックモデルの理論的背景の解明、(2)聴覚、視覚、及び触覚の2パルス刺激に対する弁別閾値に関するロジスティックモデルを構築し、そのモデルを適用した一般労働者の感覚特性(弁別閾値)変化と各種疲労要因との関係を検討すること、さらに(3)疲労現象とより密接な生理的側面から、頸動脈脈波から外耳道内脈波までの伝達関数による慢性疲労症候群の早期診断の可能性について検討を行う。

3. 研究の方法

(1) 「うるささ」に関するロジスティックモデルの構築

心理尺度は、正規分布の原理に基づく系列カテゴリ法によって順序尺度を距離尺度に変換する。また、物理尺度に対応する各言語応答の累積分布曲線は、ロジスティック曲線で近似できる。その際、系列範ちゅう法の理論的背景として、「うるささ」尺度を用いた騒音評価法では、騒音に対する最小可聴限界と耐えられない限界の心理尺度値は推定することができないという問題点がある。

感覚感度特性は、その累積確率に相当し、各確率感度に対応する評価尺度が構成できる。例えば、適切な「うるささ」尺度を採用することによって、その境界尺度値に対応する物理量は、許容値と見なせる。このヒトそれぞれの感覚感度特性を求めることができるロジスティックモデルは、感覚・知覚の科学を進展させる可能性がある。

(2) 感覚疲労現象の測定原理

慢性疲労症候群の早期診断に役立てるために、聴覚、視覚、及び触覚に関する物理的な2パルス刺激(持続時間10ms)間の遅延時間に対する心理的な融合弁別閾値ロジスティックモデルを構築した。Fig.1は、被験者に呈示した各種2パルス刺激を示す。具体的に、同図(a)可聴音(2kHz)、同図(b)超音波骨導音(40kHz)、及び同図(c)振動(200Hz)刺激は、クリック音がヒトの判断に影響を及ぼすため、遅延時間を50msに固定して、先行1パ

ルスに対する後行2パルスの振幅を0dBから-40dBの範囲に設定した。被験者は、5段階の程度表言語「I.完全に1回、II.どちらかといえば1回、III.どちらとも言えない、IV.どちらかといえば2回、V.完全に2回」の中から強制的に判断した。一方、同図(d)視覚は光強度を変化させることが容易でないので、遅延時間に対する上記反応を測定した。

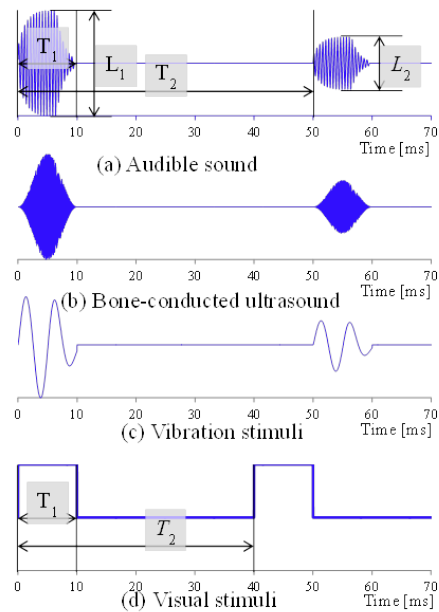


Fig.1 Two pulses stimuli for audible, tactile, and visual sensory.

(3) 非侵襲頭蓋内伝達関数法の開発

聴覚系内耳は、脳内の頭蓋脊髄液と交通している。そのため、外耳道内脈波音圧波形は、頭蓋内圧脈波圧波形と相関している。そこで、慢性疲労症候群の早期診断に役立てるために、頸動脈脈波と外耳道内脈波を計測して、両者の伝達関数特性と慢性疲労症候群の生活環境要因との関係を検討した。

4. 研究成果

(1) 許容等価騒音レベル推定モデルの構築

系列範ちゅう法の理論的背景

特に、系列範ちゅう法による心理尺度構成において、騒音に対する被験者の応答は、7段階の「うるささ」尺度(全く気にならない、気にならない、あまり気にならない、少しうるさい、うるさい、かなりうるさい、非常にうるさい)を呈示した。その際、範ちゅう「全く気にならない」の下限と「非常にうるさい」の上限だけは、それに対応する比率がそれぞれ1と0で、その偏差値は無限大であるから、尺度化できない。

そこで、一方の下限は、聞こえなければ騒音問題が発生するはずがないので、対象騒音の「最小可聴値」を求めた。他方の上限は、「耐えられない」等価騒音レベルを求めた。

実験

自動車交通騒音は、長野県の一般国道で昼夜ともに平成20年度環境基準超過が10.1%であ

る．そこで，対象騒音を自動車交通騒音として，騒音源の録音は，国道 18 号線（平均交通量 1274 台/時間，大型車混入率 6.5%）の道路端と 50m 地点で行った．ステレオスピーカー再生実験は信州大学工学部無響室で行った．被験者は，男子大学生 11 名である．

結果と検討

環境騒音に着目して，個人個人の許容等価騒音レベル(L_{Aeq} [dB])が推定できるロジスティックモデルは，1982年から2002年の期間に，長野市と 13 の代表的な都市（東京，札幌，青森，盛岡，福島，宇都宮，金沢，高松，広島，山口，下関，福岡，佐賀）で実施した現場試験実験による 980 人のデータ（2,940）に基づいて構築した．

ロジスティック回帰曲線は(1)式で表される．

$$p(L) = \frac{1}{1 + e^{-(L-M)/S}} \quad (1)$$

ここで， L は等価騒音レベル[dB]， M は中央値， S は拡散パラメータ，および $p(L)$ は累積確率である．

Fig.2 は，今回の室内実験で得られた下限の最小可聴値の累積分布曲線と「耐えられないしさ」の累積分布曲線が加えられている．Table 1 は，各範ちゅうの境界累積分布曲線に関するロジスティック回帰パラメータの値を示す．曲線の当てはまり度を表す決定係数 R^2 は，0.971 ~ 0.999 の範囲である．

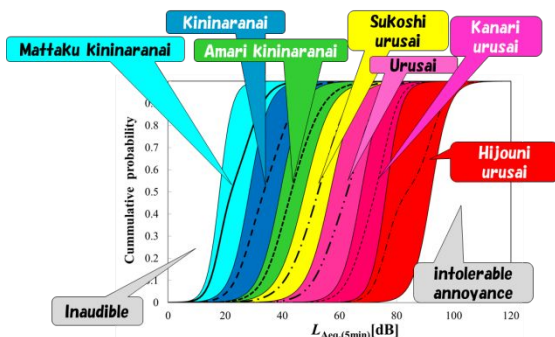


Fig.2 Relationships between each cumulative percentage of annoyance responses and $L_{Aeq,(5 \text{ min})}$ for various noise sources. The curves are the calculated cumulative percentage of annoyance responses using Eq. 1.

Table 1 The logistic regression parameters estimated from each cumulative percentage curve based on the psychometric function of Eq.1.

j	0	1	2	3	4	5	6	7
S_j [dB]	2.20	3.34	3.81	4.64	4.14	3.43	2.65	3.14
M_j [dB]	18.01	28.41	39.30	47.77	56.77	67.61	76.36	92.12

また，各範ちゅうの平均累積分布曲線は，(2)式で与えられる．

$$\hat{p} = \frac{p_{j-1} + p_j}{2} \quad (j = 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7) \quad (2)$$

例えば，1 回の測定で，等価騒音レベルが 45dB のとき「あまり気にならない」と反応したヒトの許容等価騒音レベルは，以下のようにして求めることができる．つまり，(1)式のロジスティック曲線に基づいて Table 1 の $j = 3$ の累積分布曲線から $p_3 = 0.355$ と $j = 2$ の累積分布曲線から $p_2 = 0.817$ が求まり，(2)式から $\hat{p} = 0.586$ が求まる．

最終的に，許容等価騒音レベル(ANL)は，(3)式から推定できる．

$$ANL = \frac{6.049 + 0.576 \ln\{\hat{p}/(1-\hat{p})\}}{0.126 + 0.0012 \ln\{\hat{p}/(1-\hat{p})\}} \text{ [dB]} \quad (3)$$

具体的に，上記例では，ANL=49.4dB と推定できる．

(2) ロジスティックモデルによる感覚疲労現象の測定

ロジスティックモデルの構築

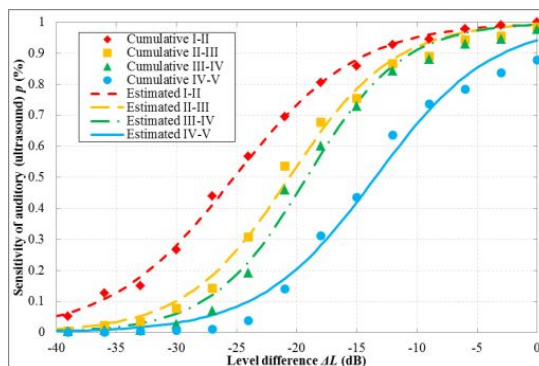


Fig.3 Relationships between each cumulative percentage to how many times you heard for bone-conducted ultrasound and level differences.

Table 2 Construction of each psychological scale scores for audible sound, ultrasound, tactile and visual sensory.

Category	Auditory (Audible Sound)	Auditory (Ultrasound)	Tactile	Visual
I : 1 time	-1.693	-1.527	-1.925	-1.712
II : Somewhat 1 times	-0.499	-0.443	-0.556	-0.343
III : 1 time or 2 times	0.000	0.000	0.000	0.000
IV : Somewhat 2 times	0.671	0.777	0.449	0.988
V : 2 times	1.683	1.759	1.585	1.555

Fig. 3 は，骨導超音波刺激に対する反応の累積分布曲線を示す．Table 2 は，系列範ちゅう法で求めた標準心理尺度値を示す．

最終的に，(3)式と同様に Table 3 に示す傾きと切片のパラメータを(4)式に代入して各感覚の弁別閾値(DT)を求めることができる．

$$DT = \frac{-1n_{1n} - 51_{1n} \ln\{\hat{p}/(1-\hat{p})\}}{1n_{51} + 51_{51} \ln\{\hat{p}/(1-\hat{p})\}} \quad (4)$$

Table 3 Each slope (Sl) and intercept (In) parameters for derivation of the relationships between the sensitivities (p) and the psychological scales.

	Sl _{Sl}	In _{Sl}	Sl _{In}	In _{In}
Auditory (Audible Sound)	0.0069	0.1735	-0.2931	2.7080
Auditory (Ultrasound)	0.0019	0.1825	-0.7516	3.6334
Tactile	0.0195	0.1807	-0.0988	2.6567
Visual	-0.0100	0.0763	0.0423	-3.0469

実験

被験者は、株式会社イチカワ群馬工場の 10 歳代から 50 歳代の従業員 40 名(男性 21 名, 女性 19 名)である。

生理的指標測定は、椅子に着席した状態で自動血圧計により最高血圧[mmHg], 最低血圧[mmHg], 脈拍[bpm]を測定し, それと同時に唾液アミラーゼモニターの測定チップを舌下に挿入し唾液を採取した。その後, 唾液アミラーゼモニターにより唾液中 -アミラーゼ活性[kIU/L]を測定した。また, アンケート調査は, 文部科学省による生活者ニーズ対応研究「疲労および疲労感の分子・神経メカニズムとその防御に関する研究「慢性疲労症候群に対する治療法の確立」の自己診断疲労度チェックリストを用いた。

これらの測定は, 被験者 1 人につき 5 日間, 朝(9 時~10 時台), 昼(13 時~14 時台), 夕(15 時~17 時台)の 3 回ずつ, 計 15 回実施した。

結果と検討

Table 5 は, 調査データ(シンボルは Table 4 参照)に関する因子分析結果を示す。同表から, 第 1 因子は 2 パルス刺激に対する「諸感覚特性」, 第 2 因子は「可聴音聴覚特性・性別・睡眠時間」, 第 3 因子は「血圧・年齢・心拍」, 第 4 因子は「フリッカー視覚特性・年齢」, 第 5 因子は「短期疲労感」, 第 6 因子は「長期蓄積疲労・唾液アミラーゼ活性」,

Table 4 The explain symbols for our surveillance data.

Japanese	English (Abbreviation) [Unit]
聴覚(可聴音)弁別閾値	Audible sound Discrimination Threshold (ADT)[dB]
聴覚(可聴音)感度	Sensitivity of Audible sound (P _A)[%]
聴覚(骨導超音波音)弁別閾値	Bone-conducted ultrasound Discrimination Threshold (BDT)[dB]
聴覚(骨導超音波音)感度	Sensitivity of Bone-conducted ultrasound (P _B)[%]
触覚弁別閾値	Tactile Discrimination Threshold (TDT)[dB]
触覚感度	Sensitivity of Tactile (P _T)[%]
視覚弁別閾値	Flicker Order Threshold (FOT)[dB]
視覚感度	Sensitivity of Visual (P _V)[%]
主観的疲労感	Subjective fatigue level [%]
最高血圧	Systolic blood pressure [mmHg]
最低血圧	Diastolic blood pressure [mmHg]
脈拍	Heart rate [bpm]
唾液中α-アミラーゼ活性	Activity of salivary amylase [kIU/L]
自己診断疲労度総合点	The Self-Diagnosis Fatigue Level Total Score (SDFLTS) [Point]
睡眠時間	sleep time [minute]
実験開始時刻	Start time of experiment [minute]
起床時刻	Wake time [minute]
年齢	Age [years old]
性別	Gender [Male=0, Female=1]
労働者の疲労蓄積度自己診断チェック点数	The Score of Self-Checklist of the Accumulated Fatigue for workers (SSCAF) [Point]
家族による労働者の疲労蓄積度チェック点数	The Score of Checklist of the Accumulated Fatigue for workers by Family (SCAFF) [Point]

Table 5 The result of statistical factor analysis.

	1	2	3	4	5	6	7
P _B	.931	.157	.071	.158	-.089	.027	.068
BDT	.931	.145	.071	.162	-.090	.036	.058
P _T	.608	.416	-.252	.085	.361	-.137	-.288
TDT	.587	.409	-.248	.092	.366	-.138	-.322
P _A	.341	.841	-.035	.028	-.159	.037	.019
ADT	.339	.841	-.032	.035	-.160	.041	.019
Gender	-.023	.624	-.082	.108	-.060	-.351	-.065
Systolic blood pressure	-.089	-.138	.841	-.025	.171	-.004	-.153
Diastolic blood pressure	-.026	-.183	.837	.012	.148	.078	-.023
Age	.131	.207	.497	.361	-.304	.049	-.095
Heart rate	.109	.176	.465	-.037	.316	-.217	.160
P _F	.152	.054	.017	.970	-.009	.037	-.012
FOT	.152	.048	.016	.970	-.010	.034	-.010
SDFLTS	-.047	-.205	.112	-.025	.794	.092	.049
Subjective fatigue level	-.006	-.085	.185	-.041	.757	.080	.040
SCAFF	-.113	-.117	-.153	.059	.162	.813	-.026
SSCAF	.083	.042	.342	.174	.431	.581	.071
Activity of salivary amylase	.108	-.056	.063	-.056	-.217	.528	-.384
Wake time	.043	-.389	-.085	-.046	.050	-.010	.735
Sleep time	-.021	.435	-.066	-.002	.050	-.144	.679

及び第 7 因子は「睡眠」であることが分かる。したがって, 感覚特性に基づく感覚感度は, いわゆる短期疲労感や長期蓄積疲労とは独立な因子であると言える。

これらの結果から, 生きるために必要な感覚特性は, 個人差が存在するものの, 眠らない限りある程度保持される傾向が示唆された。

3 次元立体映像

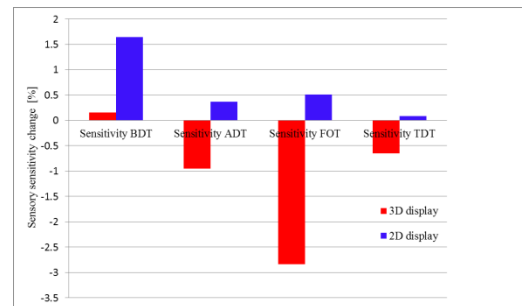


Fig.4 Sensory sensitivity changes for 3D and 2D displays (before and after the attention in 1 hour).

Fig.4 は, 3D モニターと 2D モニターを用いた 7 名の男子大学生による 1 時間ゲーム視聴前後の感覚感度変化検査結果を示す。同図から, 3 次元立体映像は, 特にフリッカーによる視覚の感覚感度が逆に鋭くなっていることがわかる。

したがって, このような感覚特性だけで疲労現象を把握することは困難であることがわかった。

(3) 非侵襲頭蓋内伝達関数法 測定原理

聴覚系は, 解剖学的に頭蓋内圧(脳脊髄液圧)の影響を受けていることから, 頭蓋内圧の非侵襲的測定法として有効であると考えられる。この仮説を検証するために, 最初に外耳道内の密閉空間内の音圧を検出するための低周波用耳栓型マイクロホンを開発した。直流成分から抽出するために, 低周波用エレクトレットコンデンサマイクロホン(Primo EM-162S5A) と増幅器を接続する結合コンデ

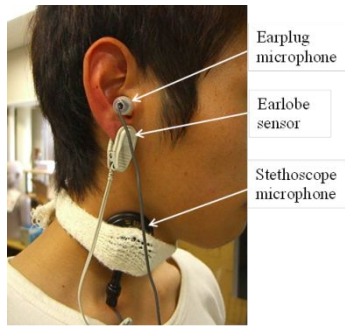


Fig.5 Measurement equipment: continuous, non-invasive method and apparatus for measuring the transfer function between the ear canal pressure (ECP) and the carotid pressure (CAP) caused by blood parameters.

ンサを除き、マイクロホン出力を直接 AD 変換器に接続しても十分信号対雑音比が確保できることを確認した。耳栓は被験者毎に交換でき、しかもより気密状態が得られるものを試作した。次に、開発した耳栓型マイクロホンから外耳道内脈波を測定し、それを呼吸器系と血液循環器系の脈動に分離できることを検証した。さらに、頸動脈脈波から外耳道内脈波までの伝搬特性を明らかにするために、同じ低周波用コンデンサマイクロホンを聴診器 (3M Littmann Classic S.E.) に組み込み、被験者の姿勢変化に着目して測定を行い、両音圧の伝達関数を求めた。

Fig.5 は、外耳道内脈波センサと頸動脈脈波センサを装着した様子を示す。なお、耳朵脈波センサは、呼吸器系と血液循環器系の脈動に分離するための周期検出信号 (移動平均処理のため) として利用した。

実験

被験者は、株式会社イチカワ群馬工場の 10 歳代から 50 歳代の従業員 40 名 (男性 21 名、女性 19 名) である。

被験者は、ベッド上ではじめに起きた状態からスタートし、その後 1 分毎に寝た状態、起きた状態と体勢を変えて測定を行った。

これらの測定は、被験者 1 人につき 5 日間、朝 (9 時 ~ 10 時台)、昼 (13 時 ~ 14 時台)、夕 (15 時 ~ 17 時台) の 3 回ずつ、計 15 回実施した。

結果と検討

Table 6 Characteristics of the three subjects selected by systolic blood pressure.

Subject	Gender	Age	Heart rate (beats/min)	Systolic blood pressure (mmHg)	Diastolic blood pressure (mmHg)	Salivary amylase activity (kIU/L)
A	Female	45	66	96	65	31
B	Male	25	72	111	75	29
C	Male	43	100	189	120	109

Fig.6 の左側は、Table 6 に示す代表的な被験者 (最高血圧が 189mmHg, 111mmHg, 及び 96mmHg) の外耳道内脈波 (赤線) と呼吸器系

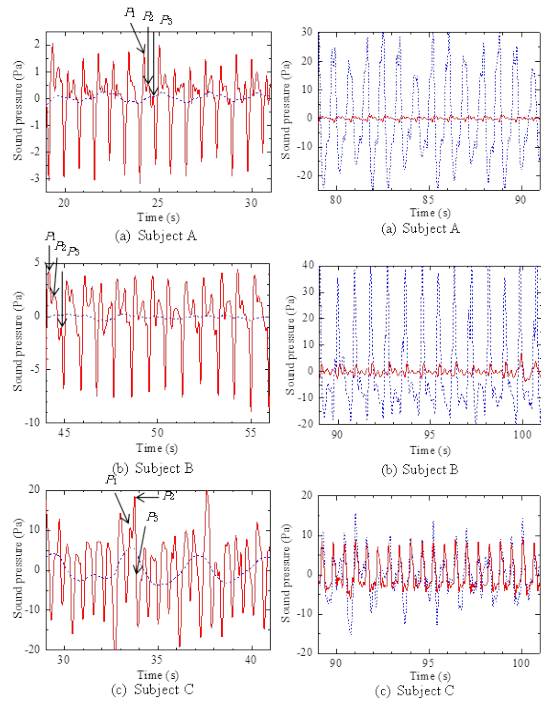


Fig.6 Separated waveforms of the circulatory system (continuous line) and the respiratory system (dashed line) for the right ECP measured for three subjects [(a) subject A, (b) subject B, and (c) subject C] in a sitting position. The normal ICP waveform contains three phases: P₁ (percussion wave), representing the arterial pulsation; P₂ (tidal wave), representing the intracranial compliance; P₃ (dicrotic wave), representing the venous pulsation. Comparison of the sound pressure waveform characteristics among three subjects [(d) subject A, (e) subject B, and (f) subject C] for the right CAP (dashed line) and the right ECP (continuous line) taken during the supine period.

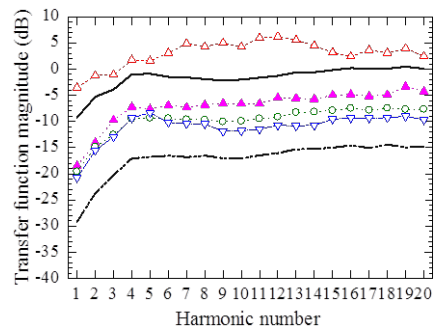


Fig.7 The magnitudes (dB) as a function of harmonic number of the transfer function from the right CAP to the ECP during the first long sitting position. Continuous line and long dashed double-dotted line show ± 1 standard deviations from the mean over the 419 data. White triangles (Δ): systolic blood pressure between 161-239 mmHg (12 data). Black triangles (\blacktriangle): systolic blood pressure between 144-160 mmHg (25 data). White circles (\circ): systolic blood pressure between 107-143 mmHg (340 data). Inverse white triangles (∇): systolic blood pressure between 80-106 mmHg (42 data).

変動（青破線）を示し、右側は、頸動脈脈波（青破線）と外耳道内脈波（赤線）を示す。同図から、外耳道内脈波音圧波形には、頭蓋内圧波形と同様に3つのピーク(P_1, P_2, P_3)があり、最高血圧が正常の場合鋸歯状波パターンとして現れているが、高い場合には頭蓋内のコンプライアンスを反映するため P_2 波がかなり上昇していることがわかる。

Fig.7 は、伝達関数「頸動脈から外耳道内までの振幅利得」と最高血圧の関係を示す。同図から、非侵襲頭蓋内伝達関数法では、最高血圧が高いほど赤破線のように上に来る(0dB前後)傾向が伺える。

判別分析結果から、Fig.7 に示す非侵襲頭蓋内伝達関数は、疲労現象のリスクファクターとして最高血圧 [mmHg]、唾液アミラーゼ [kU/l]、睡眠時間、年齢、慢性疲労度、心拍数等が浮上し、これら要因によって 44.1%~58.4%の判別が可能であることがわかった。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 1 件)

[1] Transfer function for vital infrasound pressures between the carotid artery and the tympanic membrane

Kenji FURIHATA, and Masato YAMASHITA
The Journal of the Acoustical Society of America, Vol.133, No.2, 査読有 1169-1186 (2013)

<http://dx.doi.org/10.1121/1.4773270>

〔学会発表〕(計 9 件)

[1] 頭蓋骨損傷が聴覚系に及ぼす影響の一例

佐藤亮祐, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA2012-71, 37-42 (2012年10月27日), 牛岳温泉リゾート「山田交流促進センター」(富山市)

[2] 外耳道内音響式頭蓋内圧推定法に関する基礎的検討

中野博斗, 降旗建治, 多田剛, 中野順, 安本智志, 小池 徳男

電子情報通信学会技術研究報告, EA2012-70, 31-36 (2012年10月27日), 牛岳温泉リゾート「山田交流促進センター」(富山市)

[3] 生理的側面から見た楽音の高周波空気振動成分の影響

百瀬翔太, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA2012-69, 25-30 (2012年10月27日), 牛岳温泉リゾート「山田交流促進センター」(富山市)

[4] 頭外音像定位のためのプローブマイクロホンをを用いたバイノーラル録音・再生系補正法

原新, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA2012-68, 19-24 (2012年10月27日), 牛岳温泉リゾート「山田交流促進センター」(富山市)

[5] 聴覚障害者自身のホルマント強調フィルタの有用性に関する検討

杉本大希, 関根允也, 降旗建治, 六浦光一
電子情報通信学会技術研究報告, EA2012-67, 13-18 (2012年10月27日), 牛岳温泉リゾート「山田交流促進センター」(富山市)

[6] 自動車安全運転に有効なオーディオシステムに関する基礎的検討

三石真宏, 草川 彰宏, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA2012-66, 7-12 (2012年10月27日), 牛岳温泉リゾート「山田交流促進センター」(富山市)

[7] 低周波用耳栓型マイクロホンの開発とその応用

山下真登, 荒井翔, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA 2011-80, 73-78 (2011年10月29日), 信州大学(長野)

[8] 感覚疲労検査法の測定精度と測定時間向上のための基礎的検討

荒井翔, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA 2011-75, 43-48 (2011年10月28日), 信州大学(長野)

[9] 自動車騒音に関するロジスティック許容等価騒音レベル推定モデルの再構築

中込隆治, 荒井翔, 降旗建治

電子情報通信学会技術研究報告, EA 2011-69, 7-12 (2011年10月28日), 信州大学(長野)

〔産業財産権〕

出願状況(計 2 件)

名称: 頭蓋内圧測定装置及び頭蓋内圧測定方法

発明者: 降旗建治, 小池徳男, 安本智志, 中野順

権利者: 株式会社イチカワ, 国立大学法人信州大学

種類: 特許

番号: 特許願 2013-084749

出願年月日: 平成 25 年 4 月 15 日

国内外の別: 国内

名称: 頭蓋内圧測定装置及び頭蓋内圧測定方法

発明者: 降旗建治

権利者: 国立大学法人信州大学

種類: 特許

番号: 特許願 2011-246188

出願年月日: 平成 23 年 11 月 10 日

国内外の別: 国内

6. 研究組織

(1)研究代表者

降旗 建治 (FURIHATA, Kenji)

信州大学・工学部・非常勤講師

研究者番号: 90021013