

過労防止のための音声分析技術開発の経緯と現状

塩見格一 (電子航法研究所)

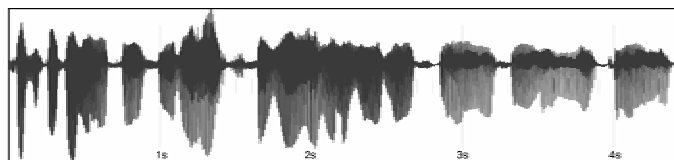
1. 発話音声分析技術開発の経緯と概要

従来技術としての周波数分析技術 vs. カオス論的な信号処理技術

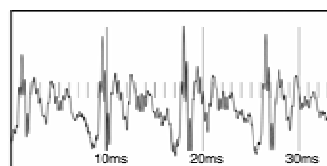
1.1) 音声信号処理と言えば, 誰もが直ぐに想像するものは周波数分析であるが, その応用の声紋分析により個人が特定できる様に, 個体内差に比較して個人差の大きな声紋から一般的な疲労の尺度等を得ることが容易である筈はない。

声紋スペクトラムの経時的な変化を観測する事としても, そもそも声紋の価値は経時的には変化し難い事にある。

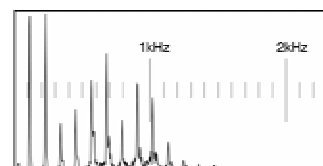
音声信号の周波数解析



音声信号波形



「あ」音の波形



「あ」音のパワー・スペクトラム

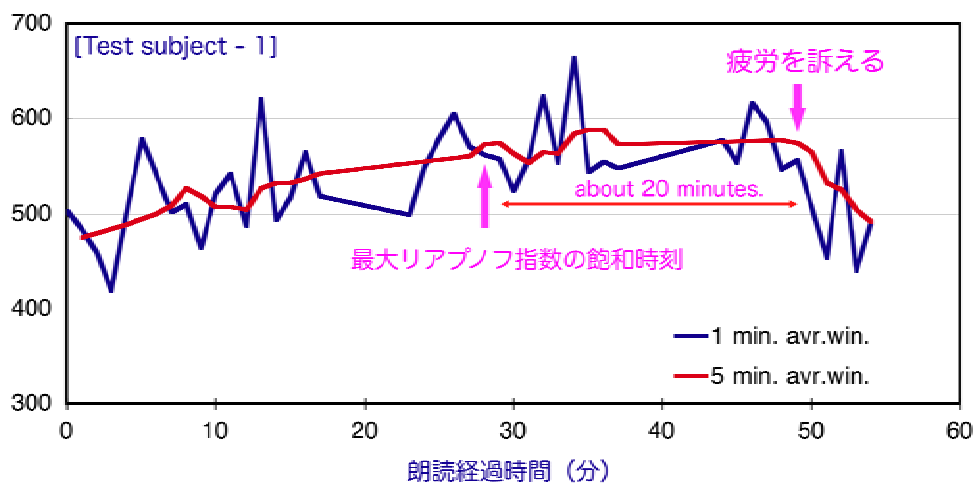
1.2) 数学的な秩序としてのカオスが発見されて以来約半世紀が経過したが, 未だに「カオス理論は発見された現象の説明には有効であっても, 何物をも予言するものではなく, 従って学問としての

体を為していない。」と言われる程に、カオス理論は発展途上にある。

- 1.3) 母韻音声のカオス性は、自然界のカオスの一つとして、カオス理論の発展の過程では比較的初期に発見されているが、現時点までには、その研究成果は合成音声のリアリティーの幾許かの向上をもたらしたに過ぎない。
- 1.4) 以上の様な状況において、筆者等は、航空機のボイスレコーダの解析作業に関り、その結果偶然にも、連続的な朗読音声から算出される最大リアプノフ指数の平均値が、経時的に上昇する場面がある事を発見した。

契機： 発話音声収録実験（～1999年）

最大リアプノフ指数の時間的移動平均値



※ 被験者が疲労を訴える約 20 分前に指数値の上昇は飽和している。

なお、最大リアプノフ指数は、カオス性を有するシステムの“ゆらぎ”の程度の評価指標と考えられるものであり、ゆらぐ事による安定性の意味から、筆者には、生体の生成するストレンジ・アトラクタは生体のホメオスタシスの数学的な記述、或は視覚化と思われるものである。

- 1.5) 今日謂う所の決定論的なカオス理論は、(“決定論的”とは deterministic の和訳であるが、渾沌としてのカオスと、数学的な秩序としてのカオスの区別のために付加されている形容詞であって、非決定論的なカオス等が存在する訳ではない。)不変なダイナミクスの生成する時系列信号の解析を想定したものであり、単母音の分析には近似的に適用可能であっても、一般的な発話音声に対しては殆ど無力である。

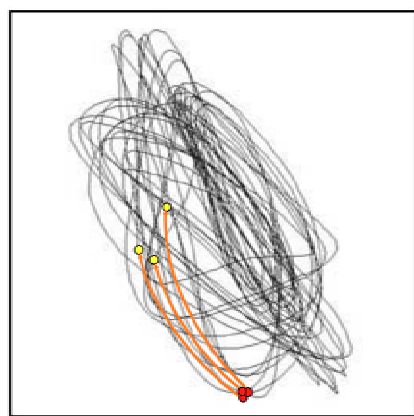
そもそも、例えば最大リアプノフ指数を計算するとすれば、先ず処理単位を切り出さなければならないが、一般的な発話音声信号には、不変なダイナミクスの存在を伺わせる様な安定な部分等は存在しない。

- 1.6) そこで筆者等は、発話音声信号の時間局所的なゆらぎの程度を評価して、その変化を観測すれば、生体の堅牢性や活性度の評価が可能であると考え、最大リアプノフ指数に時間局所性を与

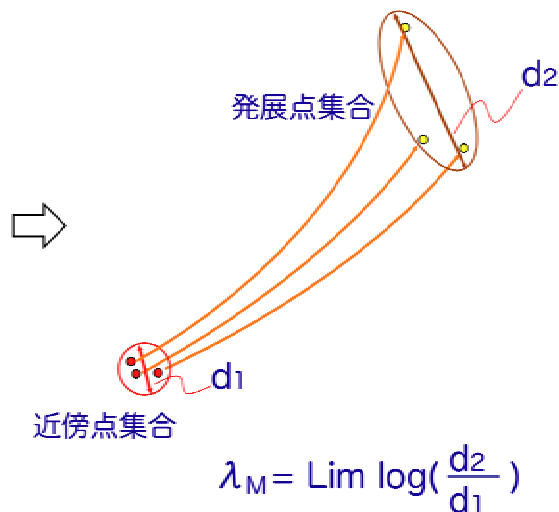
えた指標(脳活性度指数, Cerebral Exponent micro/Macro)を定義し,これを高速に算出するアルゴリズム(SiCECA: Shiomi's Cerebral Exponent Calculation Algorithm)を作成した。

- 1.7) 定義した指標値は,十分なデータサイズを有する場合には任意の処理単位に対して収束計算を行うことにより算出可能なリアプノフ指数とは異なり,収束計算を行うには全く不十分な連続的には僅かなデータに,細切れには無数に存在するデータに,リアプノフ指数算出アルゴリズムを形式的に適用して算出した指数値を多数集めて統計的に処理する事で得られるものである。

ストレンジ・アトラクタにおける“ゆらぎ”の定量化



時間局所的な第1リアプノフ指数



- 1.8) 上述の指標値(CEm/CEM)により,現状において,明瞭な音声であれば,~3秒の音声から,発話者の覚醒度に相関すると考えられる指標値を算出する事が可能である。

2. 現象の発見から予防安全装置の実現に向けて データマイニング vs. 仮説検証型研究と疲労評価実験

- 2.1) 発話音声信号を分析して喜怒哀楽等の感情を識別するソフトウェアの開発等が,例えば,コンピュータを“より人間に対して親密なものとして演出する”ための技術として,今日,進められている。(筆者には,その有用性が,実は,全く理解できないのだが,それは兎も角として,)ここで用いられる手法は典型的なデータマイニングであり,その様な研究開発においては,判定者としての人間が識別した「怒っている声」,「喜んでいる声」,「悲しんでいる声」,等々を沢山集めて,その集合間の差異をスペクトル分析等により見つける事が行われる。当然の事として,実現されるソフトウ

アの喜怒哀楽識別能力は平均的な人間程度(正答率は60%程度,良くても70%程度とされている。)以上のものとはならないであろう。

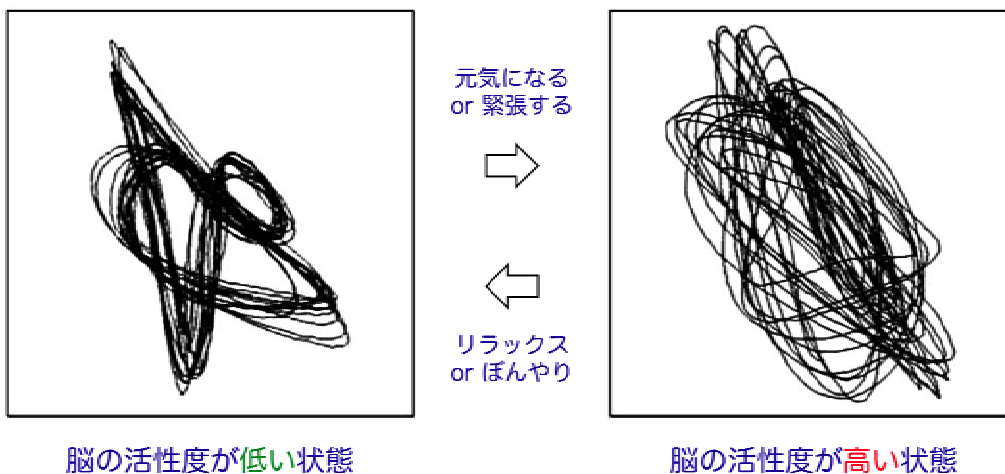
- 2.2) 筆者等は、信頼性が60%程度の予防安全装置は役に立たない、と考えている。警告の内の40%が誤報であれば、多くの人々が装置を信用しないだろうから、装置の指示に従う事を法律で義務付けたとしても、不信の上での対応行動等が安全性の向上に有効である筈も無い、少なくとも有効性を期待する事はできない。
- 2.3) 疲労状態と健常状態とを明確に識別する技術が存在しない現状において、疲労等の判定において高い信頼性を実現するためには、データマイニングは無効であり、仮説検証型の研究開発を行わなければならない。

筆者等は、例えば、「発話音声の“揺らぎ”の程度が、その発話者の覚醒度(脳活性度)に比例する。」との仮説を肯定的に検証する事ができれば、「利用者が疲労していても装置がその疲労を検出できない事が有るとしても、装置が疲労を警告した場合には間違いなしに利用者が疲労している。」と言う機能を有する予防安全装置が実現可能と考え、肯定的に検証可能な命題を見つけるための研究開発を進めてきた。

1998,9年頃に、最初に立てた命題は「疲れてくると、発話音声の“揺らぎ”が大きくなる。」と言うものであった。正しい場合も有ったが、その後、「疲れ過ぎると声の“揺らぎ”は小さくなる。」事が明らかになった。

発話音声から生成されるストレンジ・アトラクタ

- 1) 1998年、発話音声の“ゆらぎ”の状態が、発話者の心身状態によって変化することを発見した。

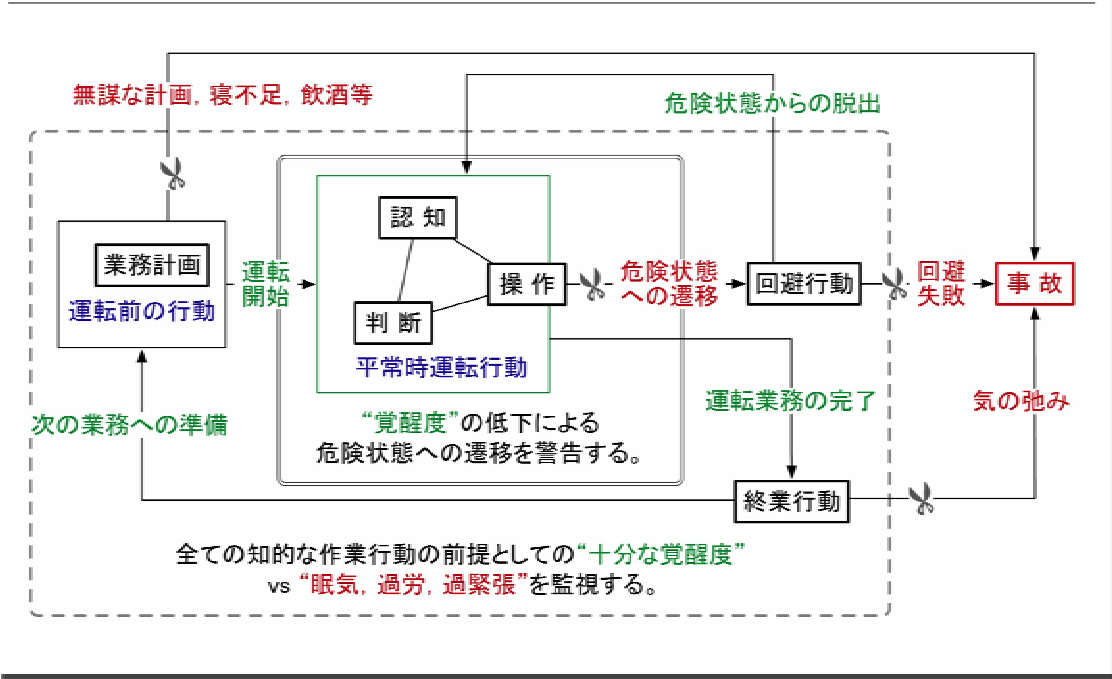


- 2.4) 疲労計測実験の様な「被験者の心身状態を健常状態から大きく逸脱させる事が求められる実験」においては、被験者には厳しい条件が課されるため、倫理委員会からの承認を得る事は当然

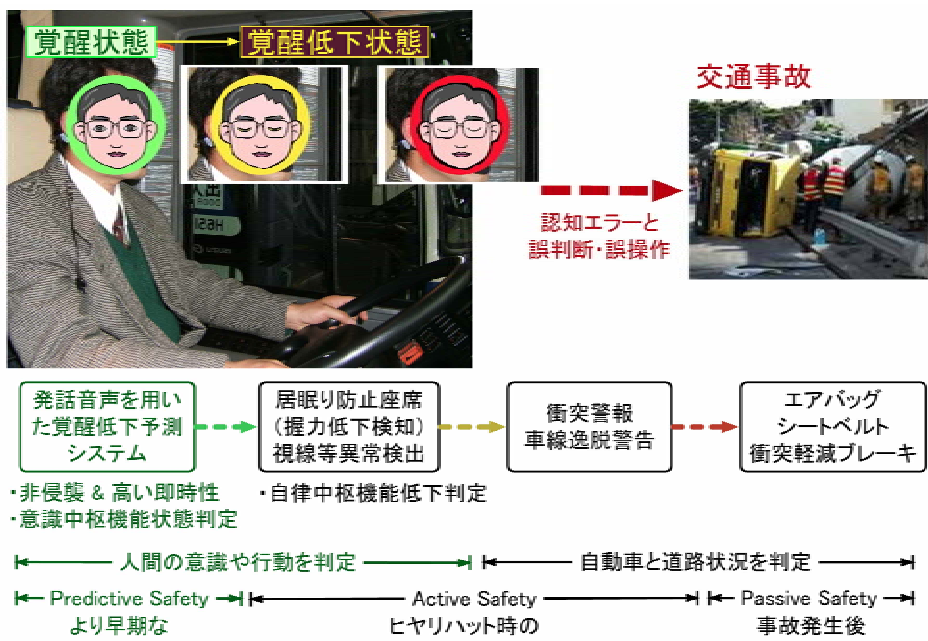
の事としても、被験者の確保から、その様な実験の実施は容易ではない。

しかしながら、実験を行わなければ何を見つける事も、仮説を検証する事もできない。予防安全装置を実現する事も不可能である。

発話音声分析装置の守備範囲

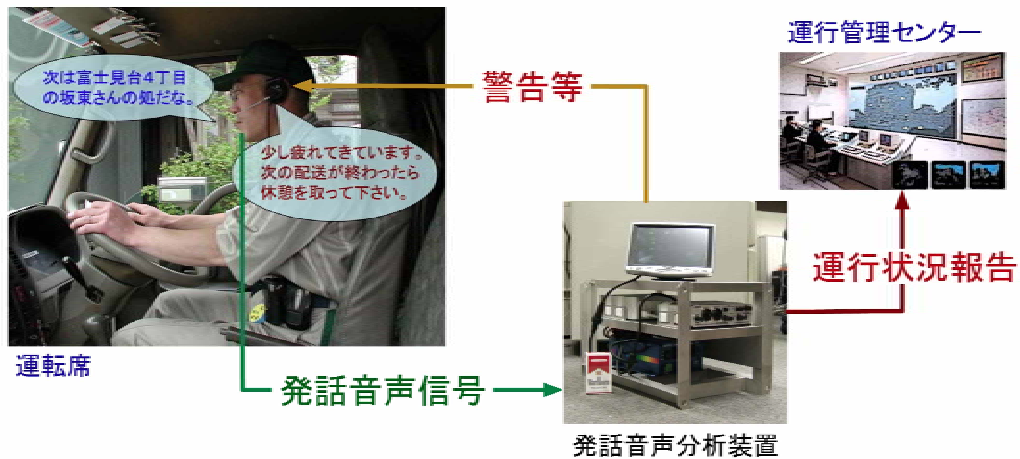


予防安全（例えば、車両運行の場合）



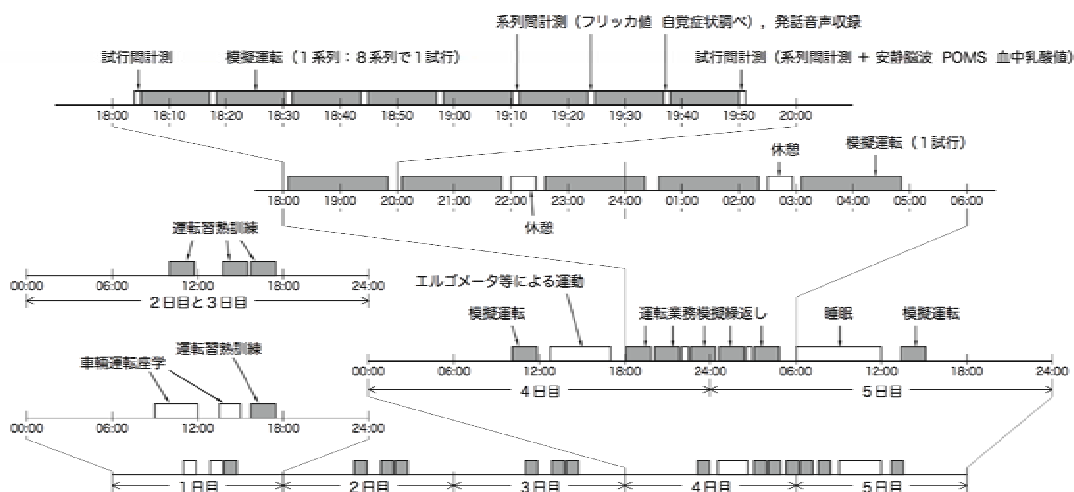
目的： 予防安全システム構成

1)トラックや鉄道車両等の運行の場合



2.5) 2002～5年、トラックによる高速道路等での交通事故は深刻な社会問題となり、更には、2005年4月25日には107人の死者を出し、死傷者数が500人を超えた、JR西日本の福知山線事故が発生してしまった。

鉄道車両運行模擬操作による疲労状態評価実験



予防安全技術の必要性に対する認識は一気に高まり、本研究開発に要する人間工学的な実験の実施に要する予算が与えられた。被験者には、それなりの対価を支払う事が可能となり、我々は、かつて実施された事が無い程の規模で、疲労評価実験を実施する事ができた。

運動負荷状況



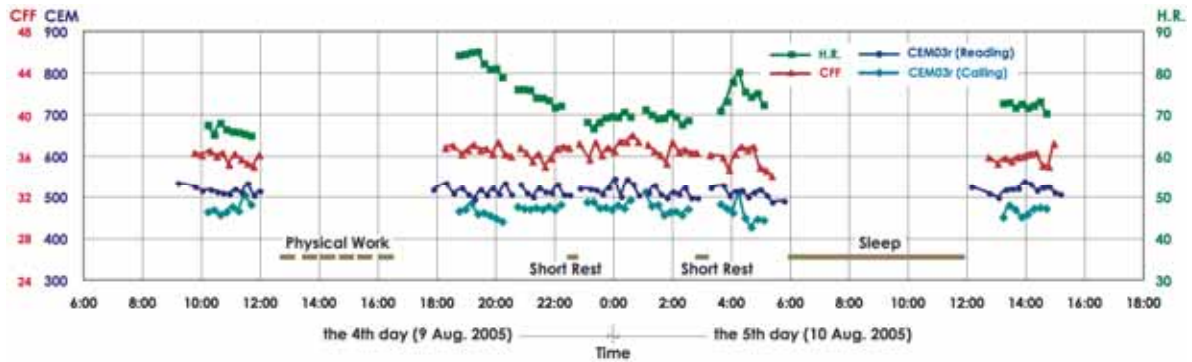
2.6) 60日間に亘り実施した疲労評価実験により、10人の被験者より有効な結果を得る事ができた。実験中に過労状態に陥ったと考えられる被験者において、全ての場合に、過労時における発話音声の“揺らぎ”が健常時に比較して小さくなっていた事が確認された。

2.7) どの様な命題であっても、それが真であるためには明確に記述される前提条件が必要であって、エンジニアリングにおける成果を、曖昧な前提から得る事は不可能である。

例外は、「なぜ例外であったのか？」明確に理解されなければ、現状において立てられている命題を、より発展的な命題に進化させて行く事はできない。

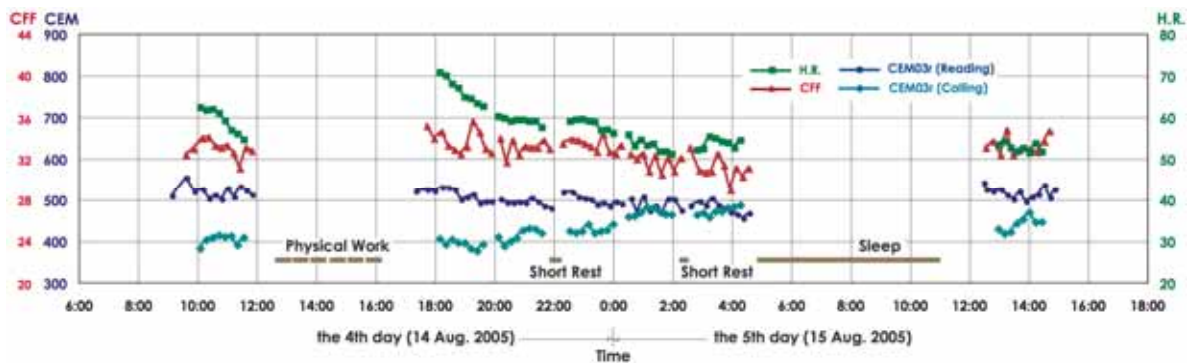
この疲労評価実験においても、その解釈の是非は問われるが、「アルピニストであった一人の被験者には、20kg以上の荷物を背負って階段を4時間上り下りする事は、日常的なトレーニング以下の負荷であったため、約10時間の連続的な鉄道シミュレータの操縦作業は、発話音声の“揺らぎ”を低下させる迄の負荷とはならなかった。」のかも知れない。

2.8) 疲労困憊しなかった被験者による実験結果



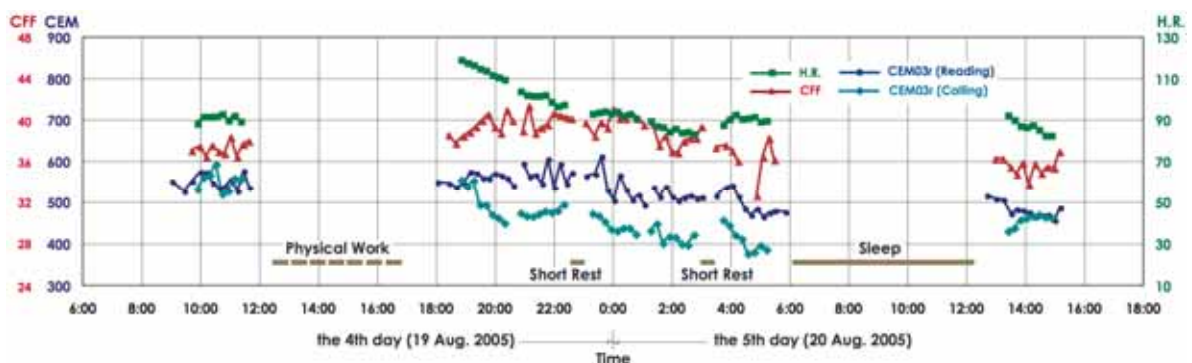
連続負荷作業の終了間近に、朗読音声から算出される指標値と換呼音声から算出される指標値に少しの低下傾向が見られるが、著しい指標値の変化は観測されなかった。

2.9) 疲労は蓄積したが睡眠により回復した被験者による実験結果



換呼音声から算出される指標値の経時的な低下に対して、換呼音声から算出される指標値は経時的に上昇している。

2.10) 疲労困憊した被験者による実験結果



朗読音声から算出される指標値も換呼音声から算出される指標値も経時的に低下している。

2.11) 現状の発話音声信号処理アルゴリズムにおいては、算出される診断値にポアソン分布に従う様に見られる誤差が含まれる事が明らかになっており、例えば、上記の例によるスケールでは、1回の発話音声収録から何らかの判定を行おうとしても、 ± 20 程度の指標値の変化には意味が無

い。

しかしながら, 2.9), 2.10) に示す例においては, 指標値は大きく変化しており, 換呼音声による指標値においては 100 以上も変化している。

参考文献

- [1] K. Shiomi and et. al, “Experimental Results of Measuring Human Fatigue by Utilizing Uttered Voice Processing”, Proc. of IEEE-SMC 2008, P0557, Singapore.
- [2] K. Shiomi, “Voice Processing Technique for Human Cerebral Activity Measurement”, Proc. of IEEE-SMC 2008, P0660, Singapore.
- [3] K. Shiomi and et. al., “Fatigue and Drowsiness Predictor for Pilots and Air Traffic Controllers”, 45th Annual ATCA Conference, Oct., 2000, Atlantic City, New Jersey, U.S.A.
- [4] K. Shiomi, “Chaotic Voice Analysis and Model of Cerebral Dynamics”, Kansei Engineering, Vol. 4, No.1, pp3-12, 2004.
- [5] <http://www.siceca.org/eng/index.htm>