操縦時のストレスがパイロットの音声及び自律神経応答へ及ぼす影響 —音声分析による緊張状態の推定—

菊池 浩人^{*1}

操縦時のストレス下における音声指標と生理指標との関係を検討し、パイロットの心理学的緊張状態を推定するのに資する音声指標を見いだすことを目的とし、構造方程式モデリングにより音声及び自律神経応答モデルの構築を図った。この結果、音声基本周波数及び周波数ジッタを音声指標の観測変数とし、瞳孔径及び心拍数を生理指標の観測変数としたモデルの妥当性が高いと判断された。

キーワード: 音声分析, ストレッサー, ストレス, 自律神経応答, パイロット

1 はじめに

1903年、ライトフライヤー号による世界初の有人動力飛行が成功し、これ以降、航空機の開発は急速に進んでいった。1910年代には戦闘機が開発され、1940年代には、航空機は、制空権を確保するための主戦力として重要な役割を果たした。その後、エンジンのジェット化、高速化、自動化システムの高度化など、急速な進歩を遂げていった。

パイロットは、時々刻々と変化する環境の中で、視覚、聴覚、体性感覚、触覚、嗅覚といった複数の感覚情報を組み合わせたマルチモーダルな情報処理を行い、状況認識を維持しながら、航空機を操縦する。特に現代のパイロットは、航空機システムの進化に伴い、航空の黎明期から必要とされていた飛行技能と意志決定能力に加え、システムのプログラマー、モニター、そして、システムの管理者としての役割さえも与えられ、メタ認知、セルフモニタリングを含んだ高度の認知的能力が要求されている。これら一連の情報処理過程は、パイロットが、訓練及び経験を重ねることで、定常的な手順は自動的な情報処理が可能となり、また、比較的容易に意志決定できる事象については、パターン・マッチングな情報処理方略の利用が可能となることで、認知リソースの消費が抑制されるようになる。しかしながら、日頃経験しない、緊急状態等、特に航空事故に繋がる可能性のある事象が生じた場合、生命の危険を感じながら、限られた時間の中で関係する情報を収集し、別の解決策を考慮しつつ、目標を達成する可能性の最も高い別の解決策を選択する、という認知的負荷の高い情報処理を余儀なくされる。

こうした状況におけるパイロットの心理及び行動を分析するには、航空機システムの状態、航空機の機動といった情報はもとより、一連の流れにおけるパイロットの情動状態を推定することが必要となる。しかし、そこ

で利用できる情報は、FDR (Flight Data Recorder) や CVR (Cockpit Voice Recorder) が搭載されている場合でさえ、かなり限定されたものである。さらに、FDR や CVR を搭載していない航空機の事故または緊急事態等の事象を分析する際には、地上管制機関等との交信記録に残されたパイロットの音声だけが唯一の手がかりとなる。

黒田¹⁾は、「音声分析によるストレスの尺度づけは、現実の場において発生した緊急事態でのストレス・レベルを推定する上で、有効な方法であろうかと思われる。」としている。本研究は、操縦時のストレスがパイロットの音声及び自律神経応答へ及ぼす影響を調査するとともに、音声指標と生理指標との関係を検討し、パイロットの心理及び行動を分析するのに資する音声指標を見いだすことを目的とするものである。

2 ストレスの定義及び測定等

1) ストレスの定義

Canon²⁾は、適応における自律神経系の作用に注目し、“fight- or -flight responses” (闘争-逃走反応) 及び “homeostasis” (ホメオステシス) という概念でストレスとの関連を提唱した。その後、Selye³⁾は、ラットに有害な刺激 (寒冷環境、外科手術、脊髄へのショック、運動過多、致死量に近い薬物投与) を与え、これらのストレスに対する生体のストレス反応が非特異的であったことから、“general adaptation syndrome” (汎適応症候群) と呼称し、ストレスとストレス反応との関係を明らかにしようとした。彼らの研究以降、ストレスという用語は様々な場面で用いられるようになり、Lazarus & Folkman⁴⁾のように、ストレスに対するストレス反応に関連する要因として、認知的評価とコーピング^{注1}などの変数を考慮した理論も提唱されてきている。この結果、ストレスという用語は、物理的、心理学的、社会的力及びプレッシャー、すなわち、原因として用いられ、これらの原因によって生じた心理学的緊張状態、すなわち、結果として用いられることがある⁵⁾。本論文では、不快なストレス、すなわち “distress” の内、急性のものをストレスと捉え、こうした心理学的緊張状態を生起せしめる原因、すなわち “distressor” をストレスとして捉える。航空場面では、メンタル・ワークロードの要求がパイロットの対処能力を超えた場合にストレスが

原稿受付 2017年 7月 26日 (Received date: July 26, 2017)

原稿受理 2017年12月 15日 (Accepted date: December 15, 2017)

J-STAGE Advance published date: January 30, 2018

^{*1} 防衛省航空自衛隊航空開発実験集団航空医学実験隊

連絡先: 〒190-8585 東京都立川市栄町1-2-10

航空医学実験隊第1部 菊池浩人

E-mail: kikuchi4231@inet.asdf.mod.go.jp

doi: 10.2486/josh.JOSH-2017-0009-GE

高まると考えられる。また、予期していなかった事象や生起する主観的確率が低い事象が生起し、さらに事象に対処する方策の予期及びその対処行動の効用の評価が困難であると、ストレスが高まると考えられる。

そして、この種のストレスは、人体のホメオステシス、すなわち、自律神経系、内分泌系、免疫系の平衡状態に影響を及ぼすが、特に、自律神経系及び内分泌系への影響が大きいと考えられる。

2) ストレスの測度

ストレスの測度としては、主として、主観的評価、パフォーマンス指標及び生理指標の3つがあるが、音声指標も研究されてきている。本研究で対象とする、ストレスの音声指標及び生理指標については、次に示す知見が得られている。

(1) ストレスの音声指標

声帯の運動は、迷走神経（第10脳神経）から分岐する反回神経による神経刺激が90%を占め、自律神経系と音声特徴は密接に関連すると考えられている⁶⁾。上喉頭神経が声帯の伸張による音声基本周波数の上昇に関わる輪状甲状筋を支配し、反回神経が他のすべての内喉頭筋を支配している。

1960年代以降、航空及び宇宙の分野では、ストレスの音声指標の研究が活発に行われてきた。1965年には、宇宙飛行士の心理状態を推定する情報源として、宇宙船Voschod-2の乗組員A. A. Leonovの船外活動の際の音声分析され、1978年には、宇宙実験“Speech I”で、準備フェーズ及び別の飛行フェーズ間におけるS. Jaehnの音声基本周波数、フォルマント周波数^{注2)}及びイントネーションの長さが調査された。これらの研究の結果、宇宙飛行という極限状況における様々な種類の身体的心理的ストレス下において、音声基本周波数の平均値が平常時に比し有意に高いことが明らかになった。日本では、1970年代に、航空自衛隊航空医学実験隊が緊急時の音声変容の研究が開始された⁷⁾。その後、航空事故の音声分析し、想定される事故当時の状況の緊急性との関係を考察してVSSR (vibration space shift rate) という指標が考案された⁸⁾。VSSRは、平常な状態からの音声基本周波数の上昇率である。

Alpart & Schneider⁹⁾は、高ワークロード下では、音声の反応時間が早く、標準偏差が大きくなり、音声基本周波数及び振幅が大きく、標準偏差が小さくなる、としている。また、米国空軍の委託研究を受けた、Brenner & Shipp¹⁰⁾は、米海軍飛行試験センターによる先行研究レビュー¹¹⁾の結果に基づき、音声基本周波数、振幅、発話レート、周波数ジッタ、振幅シマ、PSEスコア、エネルギー分布及び派生指標の8つの音声指標でストレスを評価したが、心拍数よりも頑健な指標は認められず、音声指標の中で統計的な有意差が認められたのは、振幅、音声基本周波数及び発話レートの3つのみであった。

一方、Schneider & Alpert¹²⁾は、フライト・シミュレータにテスト・パイロットを搭乗させ、着陸時に横風及びタービュランスを変化させて、音声への影響を調

査したが、ワークロードに応じた音声応答のプロファイルを作成することはできなかった。また、Mendoza & Carballo¹³⁾は、認知的ワークロード及びそのストレス下における音声の音響的特徴を分析した。この結果、ストレス下では、音声基本周波数が上昇し、周波数ジッタ及び振幅シマが上昇し、1,600 Hzから4,500 Hzの周波数帯の高調波エネルギーが上昇することが判明した。この結果は、上述したBrenner et al.¹⁰⁾の結果と一部齟齬するものである。

Teager¹⁴⁾は、Teager Energy Operatorによる非線形音声指標（振幅変調成分及び周波数変調成分）を提唱し、Zhou, Hansen, & Kaiser^{15, 16)}は、この音声指標により、音声基本周波数や隠れマルコフモデルよりも高い精度でストレスを分類できたと報告している。

こうして音声指標の研究が進む中、NATO（北大西洋条約機構）は、1995年9月にストレス下の発話（“Speech Under Stress”）のワークショップを開催し、ストレスのモデル及びその音声への影響について議論がなされた。その後、Murray, Baber, & South¹⁷⁾は、ストレスが音声に及ぼす影響は極めて複雑で、ストレスと生理的応答及び音声応答との関連が明らかでない、とさらなる研究の必要性を提言した。NATOは、1995年から2000年にかけて、ストレス状況下の発話に関する研究プロジェクトを実施した。しかしながら、NATOの報告書¹⁸⁾によれば、ワークロード・ストレス下における発話特徴の変化は未だ明らかではない（“changes in the characteristics of speech produced under workload stress remain unclear.”）。また、NASA（米国航空宇宙局）の報告書¹⁹⁾によれば、トラッキング課題を用いた実験の結果、ワークロードの高い状況では、発話速度が速く、音声基本周波数が高く、振幅（ラウドネス）が上昇し、統計的有意差は認められたものの、その変化量は、それぞれ、4%、2 Hz、1 dBと小さかった。ただし、音声基本周波数と情動負荷との相関関係については、多くの研究で認められており、基本周波数の上昇は情動的興奮を示していると考えられている⁶⁾。また、Johannes, Wittels, Enne, Eisinger, Castro, Thomas, Adler, & Gerzer²⁰⁾は、音声基本周波数が心理的負荷で上昇する一方、身体的負荷による有意な差は認められないと報告しており、音声基本周波数の指標は心理的ストレスの指標として優れていると考えられる。

Gelfer & Fendel²¹⁾は、デジタル録音による音源と磁気テープ録音からのサンプリング音源を比較した。この結果、音声基本周波数と周波数ジッタについては、両音源の間にそれぞれ強い相関（ $r=.989, p<.001$, 及び $r=.967, p<.001, N=30$ ）が認められた。また、振幅シマについては、両音源の間に比較的強い相関（ $r=.481, p<.01, N=30$ ）が認められた。この結果から、音声基本周波数及び周波数ジッタに関連する音声指標は、振幅に関連する音声指標に比べ、頑健性があり、地上管制機関等によるアナログ録音の音源であっても、デジタル・リサンプリングすることで利用できると考えられる。

NASA 国家宇宙生体医学研究所は、宇宙飛行士の認知能力評価のツールとして、WinSCAT (Spaceflight Cognitive Assessment Tool for Windows) を開発している²²⁾が、将来的には音声指標によるストレス及び疲労の評価を含める方向で研究が進められている²³⁾。航空の分野でも、戦闘爆撃機 (B-1B) のフライト・シミュレータを用いた36時間のミッションにおける疲労と音声との関係を調査した研究²⁴⁾がなされたが、現在までのところ、音声指標については、生理指標ほど感度及び識別性が高いものは見いだされておらず、また、音声指標のデータ源である発話は、継続的な評価にはある程度のデータ量が必要であるが、運用環境の中で自然に得られるデータ量は限られるという問題もある。それでも音声指標の研究が継続してなされてきているのは、その非侵襲性及びデータ取得の容易性から、ワークロードの指標として期待されてきたことによるものであろう。また、近代航空機における音声認識システムの導入にあたっては、ロンバード効果²⁵⁾による音声基本周波数の上昇、フォルマント周波数のシフト、スペクトル高域成分の増大、振幅の増大などの影響や緊急事態等ストレスの音声への影響を取り除く必要があることから、隠れマルコフモデルを用い、事前に模擬ストレス下における音声を学習させることにより認識率を向上させようという試みも行われている²⁵⁾。

(2) ストレスの生理指標

生理指標としては、中枢神経系の活動、末梢神経系の活動、内分泌系及び免疫系の指標が存在する。これらはいずれも、脳における判断及び情動等の情報が各系に伝達され、応答することによる。特に末梢神経系の活動は、刺激によって生じる覚醒反応及び情動により賦活されて2次的に生じた応答を同時に捉えていると考えられメンタルワークロードの評価に適しているとされている²⁶⁾。

心拍数、血圧、筋電図及び瞳孔径などの生理指標は、すべてストレスの客観的指標と判明している¹⁰⁾。特に心拍数は、記録の容易性及びデータの正確性に優れ、認知的ワークロードの指標として多く用いられている。Kakimoto, Nakamura, Tarui, Nagasawa, & Yagura²⁷⁾は、飛行中の軍用輸送機パイロットのワークロードと心拍及び唾液中コルチゾールの関係を調査し、いずれの指標もワークロード・レベルに応じて変化が認められたとしている。なお、Roscoe²⁸⁾は、計測時間の単位は、心拍変動の影響と心拍数の変化に対する感度を考慮し、30秒間とすることを推奨し、ストレス指標としての心拍変動については、一貫性に欠ける研究結果も認められているものの、認知的ストレスの指標となる可能性があるため、分析することを推奨している。ただし、心臓血管系の自律神経応答に個人差があることも指摘している。Jorna²⁹⁾は、心拍変動は、タスク・レストの識別については感度が高いが、同種のタスクを継続する中でのストレス・レベルの識別は感度が低いとした。

Veltman & Gaillard³⁰⁾は、戦闘機フライト・シミュ

レータを用いた目標機への追従飛行ミッションで、維持すべき目標機までの距離を変化させ、また、副次タスクとして聴覚記憶課題を与え、パフォーマンス及び主観的評価と生理指標 (心電図、血圧、呼吸、瞬目) との関係性を調査した。この結果、心拍数及び血圧がタスクの困難度の影響を受けて上昇し、心拍変動は、呼吸の影響を受けて変化することが示された。また、瞬目は、パイロットが視覚的情報を処理しなければならない時に瞬目数及び持続時間が減少した。

Svensson, Angelborg-Thanderez, Sjöberg, & Olsson³¹⁾は、戦闘機フライト・シミュレータを用いた低高度高速 (660 ft, 400 kt) の航法ミッションで、TACTICAL SITUATION DISPLAY の複雑さ (情報量) を変化させ、パフォーマンス (高度維持) 及び主観的評価 (SWAT³²⁾、NASA-TLX³³⁾ と生理指標 (心拍数) との関係を調査した。この結果、心拍数と困難さ、及び心拍数と表示装置の複雑さとの相関は、両者とも $r=.37$ ($p<.05$) であった。また、心拍数と SWAT との相関は、 $r=.34$ ($p<.05$) であった。また、心拍変動成分の VLF 帯域及び LF 帯域のパワーが減少する傾向が認められた。

Lee & Liu³²⁾は、民航機フライト・シミュレータを用いた通常の飛行ミッションで、主観的評価 (NASA-TLX) と心拍数及び心拍数上昇差分との関係を調査した。この結果、心拍数上昇差分と NASA-TLX の得点との相関は、 $r=.81$ ($p<.001$) であった。また、心拍数上昇差分及び NASA-TLX の両方とも、飛行フェーズにより差が認められ、ワークロードの識別性に優れていると認められた。

Lahtinen, Koskela, Laitinen, & Leino³³⁾は、戦闘機 (F-18) のフライト・シミュレータを用いた戦闘飛行ミッションで、パフォーマンス (教官による評定) と心拍数の関係を調査した。この結果、心拍数上昇差分は、迎撃フェーズで上昇し、帰投時には減少し、ILS (計器着陸システム) アプローチ及び着陸の間でやや増加し、飛行の認知的負荷の総量を反映していた。一方、心拍数上昇差分とパフォーマンスとの間には有意な相関は認められなかった。

Partala & Surakka³⁴⁾は、ネガティブな情動聴覚刺激を与えると瞳孔が散大方向に変化することから、情動評価の指標としての可能性を示唆しており、Barreto, Zhai, Rishe, & Gao³⁵⁾は、瞳孔径によるストレス状態の識別指標としての可能性を示唆している。また、松永³⁶⁾は、瞳孔運動は、能動的な心的活動の大きさを反映するとしている。

NASA の報告書¹⁹⁾では、次のような生理指標の有用性が評価されている (表1)。

ア 瞬目

ワークロードの高い状況では、自発性瞬目率及び瞬目持続時間が減少する。しかし、ワークロードの程度を識別することは困難である。また、随意性瞬目又は反射性瞬目と識別も困難である。ただし、Morris & Miller³⁷⁾は、フライト・シミュレータを用いた実験で、疲労によ

表1 心理生理学的指標¹⁹⁾

指標	感度	識別性	容易さ	リアルタイム性	コスト	侵襲性
瞬目						
瞬目率	高	中	高	適	中	低
瞬目振幅	高	低	高	適	中	低
呼吸						
呼吸率	高	中	高	適	中	低/中
呼吸の深さ	高	低	高	適	中	低/中
心臓血管系反応						
心拍数、R-R間隔	高	高	高	最適	低	低/中
心拍変動	高	中	可	可	中	低/中
脳波						
δ 波	中	中				
θ 波	高	高				
α 波	高	高	中	最適	中	中
β 波	中	高				
脳波パワー帯域比 $\beta/(\alpha+\theta)$	高	高	中	最適	中	中
事象関連電位						
N100	高	高	可	可	中	中
P300	高	高				
ERN	中	不明	低	低	中	中
脳代謝及び脳血流動態						
PET	高	不明	低	低	高	高
fMRI	高	不明	低	低	高	高
NIRI	不明	不明	中	可	中	低

(NASA/TP-2001-211018 から引用)

るパフォーマンスの低下と瞬目振幅の減少及び瞬目持続時間の増加が関連することを明らかにしており、疲労の指標としては有用である。

イ 呼吸

ワークロードの高い状況では、呼吸回数が増加し、呼吸が浅くなる。ただし、身体的負荷に大きく影響されるため、認知的負荷との識別は困難である。

ウ 心臓血管系反応

Fahrenberg & Wientjes³⁸⁾ は、信頼性、非侵襲性及び記録の容易さから、フィールド実験における認知的ワークロードの指標として、心臓血管系反応の指標が最も適しているとした。

心拍数は、身体的負荷に大きく影響され、また、交感神経系及び副交感神経系の活動に関する情報は得られないため、心拍変動成分のスペクトル分析をした心拍変動の指標も用いられている。ワークロードの高い状況では、心拍数が増加（R-R間隔^{注6}が減少）し、心拍変動が減少する。ただし、心拍数の方がワークロードの程度の識別性が高い。

エ 脳波

Fm θ ^{注7}の増加及び α 波の減少（特に高 α 波（10-12Hz））は、ワークロード及び注意を指向する努力の指標となる。事象関連電位^{注8}については、P300^{注9}は知覚・認知リソースを反映し、N100^{注10}は注意のリソースを反映することから、メンタル・ワークロードの指標として感度が高い。また、パフォーマンスの指標としては、ERN（Error-Related Negativity）^{注11}を用いることができる。ただし、事象関連電位の分析にあたっては、加算平均が必須であり、フィールド実験における認知的ワークロードの指標としては、適さない。

オ 脳代謝及び脳血流動態

PET^{注12}及びfMRI^{注13}によって、脳代謝及び脳血流動態を可視化し、ワークロードとの関連を捉えようとする研究が進みつつあり、今後の研究の進展が待たれる。ただし、施設、費用及び可搬性を考慮すると、適用は困難

である。

カ 近赤外光イメージング

NIRI（Near Infrared Imaging）^{注14}によって脳内組織の酸素化状態の情報を可視化し、ワークロードとの関連を捉えようとする研究が進みつつある。PET及びfMRIよりも安価であるが、さらに基礎的な研究が必要である。

心拍変動のHF成分（.15-.40Hz）は、成人の呼吸周波数と重なり、RSA（呼吸性洞性不整脈、respiratory sinus arrhythmia）による心臓副交感神経系の影響を強く受ける。そして、LF成分（.04-.15Hz）は、交感神経系及び副交感神経系の両方の影響を受ける³⁹⁾とする立場と、ほとんど交感神経系の影響を受ける⁴⁰⁾とする立場に意見が分かれている。このため、多くの研究者は、LFとHFの比をとり、LF/HFを交感神経系の指標として用いている⁴¹⁾。

なお、心拍変動については、Kim, Seo, Kim, & Jung⁴²⁾は、30秒間のサンプリングで高ストレス群と低ストレス群を識別でき、また、RMSSD^{注15}及びSDNN^{注16}のような指標は、15秒間のサンプリングで識別できたと報告している。また、ECG^{注17}のサンプリング・レートについては、Voss, Wessel, Sander, Malberg, & Dietz⁴³⁾は、200Hz以上であれば信頼性の高いデータが得られるとし、また、欧州心臓学会及び米国電気生理学会は、心拍変動のガイドラインの中で、200Hz以下ではR-R間隔の測定にエラーを生じることを指摘している⁴¹⁾。

3 先行研究の問題点

ストレスの測度としての音声指標について研究が多くなされてきたが、問題点も指摘されている。例えば、Ruiz, Legros, & Guell⁴⁴⁾及びCongleton, Jones, Shiflett, Mcsweeney, & Huchingson⁴⁵⁾は、ストレスラーのレベルが実験によって異なること及び実験室実験と運用現場での状況の差異を指摘している。また、Cowie & Cowie⁴⁶⁾は、航空事故の音声データをとする研究では、曝されていたストレス・レベルと表出されたストレス・レベルとの関係が明らかにされていないものと指摘している。航空自衛隊では、航空事故調査の際、事故機パイロットの音声进行分析することにより精神緊張状態を推定し、事故の一連の流れにおける操縦者の心理及び行動を分析する際の一助としている。しかしながら、本手法は、VSSR（Vibration Space Shift Rate）の分布状況が交信内容及び航空事故調査報告書から推定される飛行状況の緊急度に対応している、という、Kuroda, Fujiwara, Okamura, & Utsuki⁸⁾の研究を根拠としており、生理指標との関連は検討されていない。

Congleton et al.⁴⁵⁾は、AWACS（Airborne Warning and Control System、早期警戒管制機）のミッション・シミュレータを用いた要撃指令官^{注18}の任務遂行における活動量（フット・スイッチ・マイクロフォンの操作数及び管制コンソールの各種スイッチ等の操作数）と発話時間（5分間あたりのコミュニケーション時間）をスト

レス測定とし、音声指標との関係を調査した。この結果、音声指標としては、Brenner & Shipp¹⁰⁾と同様、音声基本周波数がストレスの有無を識別し、周波数ジッタは音声基本周波数よりも低いものの、予測性を示した。しかしながら、Congleton et al.⁴⁵⁾の研究は、生理指標との関連が検討されていない。Ruiz et al.⁴⁴⁾は、音声指標のみで病理学的及び生理心理的状态を予測する方法を開発するのが究極の目的であるとしており、音声指標と生理指標の関係を明らかにする研究が必要とされている。

4 本研究の目的

本研究は、操縦時のストレス下における音声指標と生理指標との関係を検討し、パイロットの心理及び行動を分析する際の一助となる音声指標を識別することを目的とする。そして、当該音声指標を航空事故調査のツールとして用いるとともに、将来的には、パイロットに限らず、各種オペレータの音声をリアル・タイムに処理し当事者及び関係者にフィードバックすることで、関係各部署の状況認識を高め、効率的な訓練及び事故の未然防止に应用することを最終的な目的としている。

5 方法

フライト・シミュレータによる飛行訓練中の音声及び自律神経応答のデータを収集し、分析する。航空機の操縦時、認知的負荷及び飛行技量を要求される際のストレスは、飛行スキルによる影響を受けることが考えられるため、飛行経験の浅い学生操縦者（航空自衛隊戦闘操縦課程（F-2）の学生操縦者）と飛行経験豊富な教官操縦者（航空自衛隊第4航空団所属の教官操縦者）の2群から実験参加者を割り当てた。なお、当該飛行訓練は、緊急事態対処を含む、航空自衛隊戦闘操縦課程シラバスのシミュレータ訓練シナリオに基づくものであった。

F-2型機フライト・シミュレータは、フライト・モデルの忠実度が高く、臨場感もあり、実機では付与することのできない緊急事態を操縦者に提示することができ、パイロットとしての認知的タスク及び操縦操作に習熟している操縦者にも、操縦時のストレスを模擬的に与えることができる。また、フライト・シミュレータは、射出脱出時の安全確保の観点から実機での装着が困難な計測装置を用いることができるため、自律神経応答の生理指標のデータを取得することができる。

1) 実験参加者

航空自衛隊航空教育集団に所属する、航空自衛隊戦闘操縦課程（F-2）の学生操縦者7名及び教官操縦者6名が実験に参加した。性別は男性13名、年齢は22～38歳（平均28.5歳（SD=6.6歳））、総飛行時間は240～3,400時間（平均1,330時間（SD=1,310時間））、F-2型機の飛行時間は0～1,030時間（平均270時間（SD=340時間））、F-2型機フライト・シミュレータの飛行時間は10～450時間（平均120時間（SD=140時間））であった。実験参加者の学生操縦者、教官操縦者別の年齢及び飛行時間

表2 実験参加者の年齢及び飛行時間（学生 N=7、教官 N=6）

	学生		教官	
	M	SD	M	SD
年齢	22.71	0.49	35.17	1.83
総飛行時間	244.79	4.81	2,588.95	739.03
F-2飛行時間	7.97	13.61	584.83	243.49
F-2 シミュレータ飛行時間	29.03	33.18	223.12	138.40

図1 実験装置接続図（概念図）

は、表2のとおり。

学生操縦者群と教官操縦者群との間の、年齢（ $t=16.142$, $df=5.607$, $p<.001$ ）、総飛行時間（ $t=7.770$, $df=5.000$, $p<.01$ ）、F-2型機の飛行時間（ $t=5.795$, $df=5.027$, $p<.01$ ）、F-2型機フライト・シミュレータの飛行時間（ $t=3.353$, $df=5.494$, $p<.05$ ）、それぞれに有意な差が認められた。なお、Leveneの検定の結果、2群の等分散を仮定することができなかったため、Welch法により検定を実施した。

2) 実験参加者の個人装具等及び実験装置

次に示す個人装具等及び実験装置を用いた。実験装置の接続は、図1に示す。

(1) 実験参加者の個人装具等

実験参加者は、飛行服を着用し、航空ヘルメットFHG-II型（昭栄化工（株）製）及び酸素マスクMO-15型（東京航空計器（株）製）を装着した。酸素マスク内には、ダイナミック型マイクロフォン（MODEL 10239A, Military Type M-101, ASTROCOM製）が取り付けられており、通常の飛行訓練で使用するものと同一のマイクロフォンを用いた。マイクロフォンの規格は、感度、49.77-55.79 dB, 出力インピーダンス、 $150\pm 1.5\Omega$, 全高調波歪率、5% at 105 dB, +20μPa (200-6,000 Hz)であった。マイクロフォンの周波数特性（MIL-PRF-26542/1E w/ AMENDMENT1のデータによる）を、図2に示す。

なお、通常の飛行訓練で着用する、トルソハーネス^{注19}、救命胴衣^{注20}及び耐G服^{注21}は、心電図及び呼吸の生体信号取得に影響を及ぼすおそれがあったため、着用

図4 実験の流れ

いて実験の事前調整をし、F-2型機フライト・シミュレータ室内の機器等の配置、配線、計測装置の配置及び作動状況を確認した。同年12月、同基地において、実験を実施した。

4) 実験手続き

実験は、次の流れで実施した（図4参照）。

なお、飛行訓練は、エンジン始動から地上滑走、離陸、進出、訓練空域での飛行、帰投、進入、着陸、地上滑走及びエンジン停止までの一連の流れを基準とし、途中、いくつかの緊急手順を実施することが要求された。その内容は事前には告知していないため、その状況に対する認識及び対処手順の習熟が十分でない場合には、かなり厳しいストレス・レベルとなる。

- ・実験参加者は、眼球運動計測装置及び生体信号記録装置の各種センサーを装着された。
- ・実験参加者は、着座状態で2分間の安静を保った後、通常の飛行及び緊急事態対処時に発声する可能性の高い交信内容を印刷した紙を読み上げた（表3参照）。
- ・実験参加者は、航空自衛隊戦闘操縦課程シラバスのシミュレータ訓練シナリオに基づく飛行訓練（平均45分（SD=19分））を実施し、飛行訓練終了後、着座状態で2分間の安静を保った。
- ・実験参加者は、眼球運動計測装置及び生体信号記録装置の各種センサーを外された。

5) データ解析

(1) 音響信号記録装置

音声指標は、音声解析ソフトウェア（Multi-Speech Model 3700 Ver.2.3及びMulti-Dimensional Voice Program Model 5105 Ver.2.3, Kay Elemetrics社製）を用い、音声基本周波数及び周波数ジッタ（基本周波数変動成分等）を解析した。解析にあたっては、スペクトログラム及び振幅を描画させて、音声信号の有無を確認するとともに、ノイズ等による音声基本周波数の抽出エラーを除去した。

表3 航空交信読み上げ用紙

下欄の内容を上から順番に読み上げてください。		
	CH	VOICE
1	UHF	TAXI Matsushima Ground, Apollo-21, Request taxi, VFR Kuroiso via Rikuzen.
2	UHF	No.1 Matsushima Tower, Apollo-21, Ready for departure.
3	UHF	RWY Roger, Cleared for take off.
4	INT	離陸 Release breake, now.
5	INT	離陸 Apply back pressure.
6	INT	離陸 Airborne flight pass marker up 170 gear up.
7	UHF	T/O Matsushima Radar, Apollo-21, airborne.
8	INT	降下 Normal 3.0.
9	INT	着陸 Check airspeed, gear down, now.
10	INT	着陸 Speed brake, now, 1 thousand 1, 2 thousand 2.
11	UHF	L/D Matsushima Tower, Apollo-21, gear checked.
12	INT-EM	ELEC Reset Button - push
13	INT-EM	FLCS FLCS - reset
14	INT-EM	ENG Throttle - idle
15	INT-EM	ENG Chute - Deploy below 170
16	INT-EM	Emergency, Emergency, Apollo-21 Engine failure.

(2) 眼球運動計測装置

瞳孔径の変化は、コーディング・データ（EMRコード）としてビデオ映像に記録され、当該データをDVストリームとしてIEEE1394ポートからコンピュータに取り込みA/D変換した後avi形式のファイルに保存した。その後、アイマークデータ解析ソフトウェア（EMR-dFactory Ver.1.2, nac Image Technology社製）を用いてデコーディングし、移動平均法（時間幅0.2s）によりスムージング処理し、瞳孔径を解析した。

なお、EMR-8Bは、2値化処理された画像を用い、暗瞳孔法により瞳孔中心座標を検出し、その算出過程で瞳孔の直径が解析される。アイマーク検出ユニットの瞳孔径の分解能は、0.02mmである。

(3) 生体信号記録装置

R-R間隔及び瞬時心拍数は、生体情報データ収集分析ソフトウェア（Biopac Student Lab PRO Ver.3.6.7 BIOPAC Systems社製）を用い、解析した。R-R間隔の検出にあたっては、ソフトウェアのRate Detector機能を用いた。

なお、Rate Detector機能の設定は、ポジティブ・ピーク検出とし、ウィンドウは最小0.33, 最大1.5（40-180bpm）とした。また、ノイズのスパイクがピークとしてカウントされることを防止するため、ノイズ除去5%（ピークからピークの幅の5%）、REMOVE Baseline ON, 自動スレッシュホールドONとした。

解析されたR-R間隔の妥当性を確認するため、最大エントロピー法（回帰式の次数=100, スペクトル数=8,193, Burgアルゴリズム）によるスペクトログラムを描画させ、呼吸周波数成分が強く認められた箇所または

Rate Detector機能のエラーが認められた箇所は、心電図の原波形を確認してR-R間隔を算出し、修正するとともに、呼吸信号の波形を確認した。

さらに、心拍変動成分は、心拍変動成分解析ソフトウェア（HRV Analysis Software Ver.1.1, University of Kuopio, Finland）を用い、0-0.04HzをVLF帯域、0.04-0.15HzをLF帯域、0.15-0.40HzをHF帯域として解析した。なお、低周波数の基線変動成分を除去するため、smoothness priors method ($\lambda=300$) によってディトレンディングした ($\lambda=300$ は、カットオフ周波数0.043Hzに相当する.)。また、サンプリング・レート4Hzで3次補間を実施し、Welch's Periodogram (FFT based spectrum) (1,024点、ハミング窓幅512、オーバーラップ256) により、スペクトル推定を実施した。ディトレンディングの方法については、Tarvainen, Ranta-aho, & Karjalainen (2002) の推奨する方法に基づくものであった。

6) 音声指標及び生理指標として用いた測定変数

音声指標及び生理指標の測定変数の算出にあたっては、Roscoe (1992) が心拍変動及び心拍数の計測で推奨する30秒間とした。

データは、飛行訓練全体のデータを30秒ごとに区切り、欠損値及び計測エラー値を除いたものとし、実験参加者13名の使用データ数は、869件（実験参加者平均66.8件（SD=37.1件））であった。

(1) 音声指標

音声指標としては、発話持続時間、振幅、周波数スペクトル、音声基本周波数、フォルマント・パターンなど多くがあるが、分析対象音声が発話・シミュレータによる飛行訓練中の発話であり、発話内容の統制が不可能なこと及びマイクロフォンと口唇間の距離の統一などが困難なことから、音声基本周波数及び周波数の変動に関する、次の音声指標測定変数とした。

ア 音声基本周波数最頻値

音声基本周波数（Fundamental Frequency）は、基本周期の逆数であり、音声の第1倍音、すなわち、周期信号の最低周波数である。

音声基本周波数最頻値は、音声基本周波数の最頻値で

図5 音声基本周波数の計算式

ある。

イ 音声基本周波数平均値

音声基本周波数平均値は、音声基本周波数の算術平均値である。

ウ 音声基本周波数上昇率

音声基本周波数上昇率は、音声基本周波数平均値を被除数とし、航空用語読み上げ時の音声基本周波数平均値を法数とした商である。

エ スタナイン尺度

スタナイン尺度は、音声基本周波数上昇率をスタナイン尺度（standard nine scale）の標準得点に割り当てた値である。

オ 音声基本周波数標準偏差

音声基本周波数標準偏差は、音声基本周波数の標準偏差である。

カ 周波数ジッタ

周波数ジッタ（Absolute Jitter）は、基本周期のゆらぎ、すなわち、サイクル間の変動成分である。周波数ジッタは、基本周期のゆらぎに対する感度が非常に高いが、基本周期検出の誤差に大きな影響を受ける。

キ 平均基本周期ゆらぎ率

平均基本周期ゆらぎ率（RAP, Relative Average Perturbation）は、短区間における音声の基本周期のゆらぎ、す

図6 周波数ジッタの計算式

図7 平均基本周期ゆらぎ率の計算式

図8 基本周期変動指数の計算式

$$sPPQ = \frac{\frac{1}{N-sf+1} \sum_{i=1}^{N-sf+1} \left| \frac{1}{sf} \sum_{r=0}^{sf-1} T0^{(i+r)} - T0^{(i+sf)} \right|}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T0^{(i)}}$$

$T0^{(i)}, i=1,2,\dots,N$: 抽出ピッチ・ピリオド・データ
 N : 抽出ピッチ・ピリオド数
 sf : スムージング係数(本研究では55に設定)

図9 スムージング処理した基本周期変動指数の計算式

なわち、サイクル間の変動成分である。短区間の周期(3周期)とその前後の短区間の周期(3周期)のスムージング処理を全サイクルで実行して得られる。スムージング処理によって、基本周期検出の誤差及び短区間の基本周期間の変動に対する感度は低くなるが、短区間(3周期)の基本周期のゆらぎについては詳細な結果が得られる。

なお、本指標は、Koike⁴⁷⁾が、喉頭の腫瘍及び麻痺の診断に応用するために提唱したものである。

ク 基本周期変動指数

基本周期変動指数(PPQ, Pitch Period Perturbation Quotient)は、短区間における音声の基本周期のゆらぎ、すなわち、サイクル間の変動成分である。短区間の周期(5周期)と、その前後の短区間の周期(5周期)のスムージング処理を全サイクルで実行して得られる。スムージング処理によって、基本周期検出の誤差及び短区間の基本周期間の変動に対する感度は低くなるが、短区間(5周期)の基本周期のゆらぎについては詳細な結果が得られる。

ケ スムージング処理した基本周期変動指数

スムージング処理した基本周期変動指数(sPPQ, Smoothed Pitch Period Perturbation Quotient)は、音声の基本周期のゆらぎ、すなわち、サイクル間の変動成分であり、本研究ではスムージング処理の係数を55に設定したsPPQ(55)を用いた。スムージング係数が高いと、長区間における基本周期のゆらぎについて詳細な結果が得られる。

(2) 生理指標

ア 瞳孔径

瞳孔径は、瞳孔径解析値の算術平均値である。

イ 瞳孔径標準偏差

瞳孔径標準偏差は、瞳孔径の標準偏差である。

ウ 心拍数平均値

心拍数平均値は、心電図のR-R間隔から算出される心拍数の算術平均値である。

エ 心拍数上昇差分

心拍数上昇差分は、心拍数平均値から、シミュレータ訓練後の安静時2分間の心拍数平均値を減算した値である。

オ 心拍数上昇率

心拍数上昇率は、心拍数平均値を被除数とし、シミュレータ訓練後の安静時2分間の心拍数平均値を法数とした商である。

カ 心拍数標準偏差

心拍数標準偏差は、心拍数の標準偏差である。

キ 隣接NNインターバル間の差の二乗平均の平方根(RMSSD)

連続する心拍間の差の二乗平均の平方根である。心拍のHF帯域の変動を評価する、副交感神経系の指標である。

ク LF帯域のパワー(相対値)

心拍変動成分のLF帯域のパワーの相対値である。

ケ HF帯域のパワー(相対値)

心拍変動成分のHF帯域のパワーの相対値である。

コ 低周波数帯と高周波数帯の絶対パワーの比(LF/HF)

LF帯域の絶対パワーを被除数とし、HF帯域の絶対パワーを法数とした商である。

6 結果

1) 音声基本周波数の変動幅の影響に関する検討

通常の発話における音声基本周波数は、喉頭筋群と肺内圧の作用によるアクセント、イントネーションの影響を受けて変動し、また、母音単独でも、高舌母音(i, u)の方が低舌母音(a)よりも高くなる傾向がある。このため、音声指標及び生理指標の関係の分析に先立ち、分析範囲、すなわち、発話内容や発話フレーズの長さ、分析対象とする音声の長さ等の条件による、音声基本周波数の変動幅への影響について検討した。

検討にあたっては、飛行タスクや緊急事態等の認知的または情動的ストレスによる影響を局限するとともに、発話内容及び発話フレーズの長さの条件を同一とするため、フライト・シミュレータを用いたストレス指標の検討で得られた、着座安静後の「航空交信読み上げ用紙」(表3)の読み上げ音声を用いた全操縦者13名の読み上げ時間は、平均54.46秒(SD=11.91秒)であった。

なお、t検定の結果、学生操縦者(A~G)と教官操縦者(H~M)の読み上げ時間に有意な差は認められなかった($t(11)=1.31, n.s.$)。

図10 全フレーズの分析範囲による音声基本周波数平均値（全操縦者）

図11 全フレーズの分析範囲による音声基本周波数平均値（操縦者別）

図12 第16フレーズの分析範囲による音声基本周波数平均値（全操縦者）

(1) 全フレーズを対象とした、折半法による分析範囲の検討

音声基本周波数に与える分析範囲の影響を分析するため、交信内容読み上げ時の全被験者の音声基本周波数の平均値を分析の単位とし、1要因分散分析を行った。

分析範囲は、第1フレーズから第8フレーズまでを前半とし、第9フレーズから第16フレーズまでを後半とした。その結果、範囲の主効果は統計的に有意でなかった ($F(2,36)=0.143, n.s.$) (図10, 図11 参照)。

(2) 第16フレーズのみを対象とした、折半法による分析範囲の検討

音声基本周波数に与える短時間の発話の分析範囲の影響を分析するため、交信内容読み上げ時の全被験者の音声基本周波数の平均値を分析の単位とし、1要因分散分

図13 第16フレーズの分析範囲による音声基本周波数平均値（操縦者別）

図14 音声基本周波数の変動例（操縦者C（学生）による第16フレーズの音声）
（スペクトルの周波数軸は0-5,000 Hz）

析を行った。

分析範囲は、第16フレーズ「EMERGENCY, EMERGENCY, APOLLO-21 ENGINE FAILURE」の「EMERGENCY, EMERGENCY」を前半とし、「APOLLO-21 ENGINE FAILURE」を後半とした。その結果、範囲の主効果は統計的に有意でなかった ($F(2,36)=0.622, n.s.$) (図12, 図13 参照)。

音声基本周波数の変動の例を図14に示す。

2) PLSモデルによる共分散構造分析

観測変数として音声指標及び生理指標の各変数、構成概念として音声指標及び生理指標を仮定して潜在変数として、構造方程式モデリングによる探索的モデル特定化分析を実施し、PLSモデル（Partial Least Squares Model）を構築した。モデルの構築にあたっては、Amos 5.0（Amos Development Co.）を用い、乖離度、非心度、検約性及び情報量基準に基づく複数の適合度指標によってモデルの適合を判断した。なお、実験参加者13名のデータ数は869件であったため教官及び学生操縦者を分けて分析することはしなかった。

この結果、最終的には、音声基本周波数平均値、音声基本周波数変動成分（周波数ジッタ）、瞳孔径、心拍数（心拍数平均値）及び（または）心拍変動成分（LF/HF、LFまたはHF）を観測変数とする4つのモデルが選択された。

(1) 音声指標（音声基本周波数平均値、周波数ジッタ）と生理指標（瞳孔径、心拍数）によるモデル

観測変数として音声基本周波数平均値、周波数ジッタ、瞳孔径及び心拍数を設定して得られたモデルを図15に示す。

図15 共分散構造分析結果（標準化推定値）

図16 共分散構造分析結果（標準化推定値）

ア モデルの適合度

適合度指標から、モデルの適合度は非常に高かった ($\chi^2=.535$ ($df=1$), $p=.464$, $n.s.$, $CMIN/DF=.535$, $PRATIO=.100$, $NCP=0$, $LO90=0$, $RMSEA=0$, $PCLOSE=.845$, $CFI=1$, $AIC=26.535$).

イ 音声指標及び生理指標の関連モデル

音声指標から生理指標へのパスの標準化係数は、.51であった ($R^2=.26$, $p<.001$). 共変関係を仮定した音声基本周波数平均値と周波数ジッタ間の相関係数は $r=-.48$, $p<.001$ であった. 音声基本周波数平均値から音声指標へのパスの標準化係数は、1.13 ($p<.001$), 周波数ジッタから音声指標へのパスの標準化係数は、.38 ($p<.001$) であった. 生理指標から瞳孔径へのパスの標準化係数は、.85 ($R^2=.74$, $p<.001$), 生理指標から心拍数へのパスの標準化係数は、.49 ($R^2=.27$, $p<.001$) であった.

(2) 音声指標（音声基本周波数平均値、周波数ジッタ）と生理指標（瞳孔径、心拍数、LF/HF）によるモデル

観測変数として音声基本周波数平均値、周波数ジッタ、瞳孔径、心拍数及びLF/HFを設定して得られたモデルを図16に示す.

ア モデルの適合度

適合度指標から、モデルの適合度は非常に高かった ($\chi^2=4.056$ ($df=4$), $p=.398$, $n.s.$, $CMIN/DF=1.014$, $PRATIO=.267$, $NCP=0.056$, $LO90=0$, $RMSEA=0.003$, $PCLOSE=.977$, $CFI=1$, $AIC=36.056$).

イ 音声指標及び生理指標の関連モデル

音声指標から生理指標へのパスの標準化係数は、.52であった ($R^2=.27$, $p<.001$). 共変関係を仮定した音声基本周波数平均値と周波数ジッタ間の相関係数は $r=-.48$, $p<.001$ であった. 音声基本周波数平均値から音声指標へのパスの標準化係数は、1.13 ($p<.001$), 周波数ジッタから音声指標へのパスの標準化係数は、.38 ($p<.001$) であった. 生理指標から瞳孔径へのパスの標準化係数は、.83 ($R^2=.69$, $p<.001$), 生理指標から心

図17 共分散構造分析結果（標準化推定値）

図18 共分散構造分析結果（標準化推定値）

拍数へのパスの標準化係数は、.50 ($R^2=.25$, $p<.001$), 生理指標からLF/HFへのパスの標準化係数は、-.15 ($R^2=.02$, $p<.001$) であった.

(3) 音声指標（音声基本周波数平均値、周波数ジッタ）

と生理指標（瞳孔径、心拍数、LF）によるモデル

観測変数として音声基本周波数平均値、周波数ジッタ、瞳孔径、心拍数及びLFを設定して得られたモデルを図17に示す.

ア モデルの適合度

適合度指標から、モデルの適合度は非常に高かった ($\chi^2=3.009$ ($df=4$), $p=.556$, $n.s.$, $CMIN/DF=.752$, $PRATIO=.267$, $NCP=0$, $LO90=0$, $RMSEA=0$, $PCLOSE=.990$, $CFI=1$, $AIC=35.009$).

イ 音声指標及び生理指標の関連モデル

音声指標から生理指標へのパスの標準化係数は、.52であった ($R^2=.27$, $p<.001$). 共変関係を仮定した音声基本周波数平均値と周波数ジッタ間の相関係数は $r=-.48$, $p<.001$ であった. 音声基本周波数平均値から音声指標へのパスの標準化係数は、1.13 ($p<.001$), 周波数ジッタから音声指標へのパスの標準化係数は、.38 ($p<.001$) であった.

生理指標から瞳孔径へのパスの標準化係数は、.84 ($R^2=.70$, $p<.001$), 生理指標から心拍数へのパスの標準化係数は、.49 ($R^2=.24$, $p<.001$), 生理指標からLFへのパスの標準化係数は、-.17 ($R^2=.03$, $p<.001$) であった.

(4) 音声指標（音声基本周波数平均値、周波数ジッタ）

と生理指標（瞳孔径、心拍数、HF）によるモデル

観測変数として音声基本周波数平均値、周波数ジッタ、瞳孔径、心拍数及びHFを設定して得られたモデルを図18に示す.

ア モデルの適合度

適合度指標から、モデルの適合度は非常に高かった ($\chi^2=3.905$ ($df=4$), $p=.419$, $n.s.$, $CMIN/DF=.976$, $PRATIO=.267$, $NCP=0$, $LO90=0$, $RMSEA=0$, $PCLOSE=.980$, $CFI=1$, $AIC=35.905$).

イ 音声指標及び生理指標の関連モデル

音声指標から生理指標へのパスの標準化係数は、.52であった ($R^2=.27, p<.001$)。共変関係を仮定した音声基本周波数平均値と周波数ジッタ間の相関係数は $r=-.48, p<.001$ であった。音声基本周波数平均値から音声指標へのパスの標準化係数は、1.13 ($p<.001$)、周波数ジッタから音声指標へのパスの標準化係数は、.38 ($p<.001$) であった。生理指標から瞳孔径へのパスの標準化係数は、.84 ($R^2=.71, p<.001$)、生理指標から心拍数へのパスの標準化係数は、.49 ($R^2=.24, p<.001$)、生理指標からHFへのパスの標準化係数は、.16 ($R^2=.02, p<.001$) であった。

7 考察

1) 音声基本周波数の変動幅の影響

分析範囲による音声基本周波数の変動幅の影響を分析した結果、比較的短時間（約1分間）の発話及び短時間（約4秒間）とともに、分析の範囲の主効果は認められなかった。この結果から、本研究における音声指標の分析にあたり、30秒間における発話を分析範囲とすることは妥当であると考えられる。

2) PLSモデルによる共分散構造分析

構造方程式モデリングによる探索的モデル特定化分析を実施し、PLSモデルの構築を図ったところ、音声基本周波数平均値、周波数ジッタ（音声基本周波数変動成分）、瞳孔径、心拍数（心拍数平均値）及び（または）心拍変動成分（LF/HF、LFまたはHF）を観測変数とする4つのモデルが選択された。モデルの適合度は何れも高かったが、心拍変動成分については、標準化係数が.16～.17と低かった。Jorna（1992）が指摘するように、心拍変動には呼吸や発話が影響するおそれがあるが、本研究は、現実の操縦訓練場面のストレッサーが音声及び自律神経応答へ及ぼす影響を調査することを目的としたため、発話の抑制及び呼吸の統制はしなかった。このため、最終モデルとしては、音声指標（音声基本周波数平均値、周波数ジッタ）と生理指標（瞳孔径、心拍数）を観測変数としたモデルが妥当と考えられる。

8 まとめ

構造方程式モデリングにより、音声及び自律神経応答モデルの構築を図った。この結果、音声基本周波数平均値及び周波数ジッタを音声指標の観測変数とし、瞳孔径及び心拍数を生理指標の観測変数としたモデルが妥当性が高いと判断された。これらの音声指標を組み合わせた指標を用いることで、飛行教育、訓練及び航空事故の際のパイロットの心理及び行動を分析する一助になると考えられる。

9 今後の課題

本研究は、種々の制約から、生理指標を限定して自律神経応答とみなした。今後、脳波、脳代謝及び脳血流動態等の中樞神経系の活動並びにコルチゾール及びクロモ

グラニンA等の内分泌系及び免疫系の指標も計測し、また、自律神経応答特性の個人差も考慮し、音声との関連を総合的に考察することで、感度及び識別性の高い指標が得られると考えられる。

なお、航空事故調査等で音声指標をストレス指標として利用する場合、調査対象となる可能性がある人員の平静な状態での音声データベースを構築しておくことが有用であると考えられる。また、結果の解釈にあたっては、自律神経応答特性に個人差があることを十分認識したうえで、飛行状況及び当事者の性格、経験等を踏まえたうえで、心理学の知見に基づき慎重に解釈する必要がある。

今後、各種条件を統制した基礎的な研究も視野に入れつつ、現実の場面への応用を図る必要がある。

10 おわりに

本稿は、早稲田大学大学院人間科学研究科提出の修士論文「操縦時のストレッサーがパイロットの音声及び自律神経応答へ及ぼす影響」の一部（第2章フライト・シミュレータを用いたストレス指標の検討）に加除修正を行ったものである。

注

注1) ストレッサーに対処すること及びその対処方略をいう。

注2) 音声または音響を特徴づける周波数成分またはその集まりをいう。音声の場合、声道の共鳴によって強められる特定の周波数成分をいう。

注3) 音響レベルの高い環境において発声する音声の音響レベル及び発話音声の周波数成分が変化する現象をいう。

注4) 時間的余裕の程度と注意又は精神的努力の程度及び心理的ストレスの程度の3つで主観的ワークロードを計測する尺度である。米空軍航空宇宙医学研究所が開発した。

注5) 精神的要求、身体的要求、時間的要求、作業パフォーマンス、努力及びフラストレーションの6つの尺度で構成される主観的ワークロードの尺度である。米国防航空宇宙局エイムズ研究センターが開発した。

注6) 心電図波形のR波と次のR波との間隔をいう。

注7) 脳波のうち、前頭正中部に出現する4-5Hzのものをいう。

注8) 刺激またはある事象に対応する脳波をいう。

注9) 事象関連電位のうち、事象から約300ミリ秒後にピークを有する正電位のものをいう。

注10) 事象関連電位のうち、事象から約100ミリ秒後にピークを有する負電位のものをいう。

注11) 事象関連電位のうち、誤反応時に出現する事象から約60ミリ秒後にピークを有する負電位のものをいう。

注12) 陽電子放出断層映像（positron emission tomography）をいう。

注13) 機能的磁気共鳴映像装置（functional magnetic

resonance imaging) をいう。

注14) 脳の酸素化及び代謝を測定する装置をいう。

注15) 連続する心拍間の差の二乗平均の平方根をいう。副交感神経系の指標となる。

注16) R-R間隔の標準偏差をいう (standard deviation of NN intervals)。

注17) 心電図 (Electrocardiogram) をいう。

注18) レーダーによる目標機の探知及び敵味方の判別等を実施し、友軍機へ指示を出す任務をもつ搭乗員をいう。

注19) パイロットが上半身に装着するハーネスで、座席及び緊急脱出時用のパラシュート等と連結するためのものをいう。

注20) 緊急脱出における着水の際、浮力を与えるための胴衣をいう。

注21) パイロットの腹部から下肢にかけて装着するもので、旋回時等の加速度によって血液が下肢に貯留して意識喪失等を防ぐ目的で装着する。

文 献

- 黒田勲. 航空機における緊急状況下の人間の心理と行動. 社会心理学研究. 1986; 1(2): 4-11.
- Cannon WB. Stress and strain of homeostasis. *Am. J. Med. Sci.* 1935; 189(1): 1-14.
- Selye H. A syndrome produced by diverse nocuous agents. *Nature* 1936; 138(3479): 32. (Reprinted, *J. Neuropsych. Clin. Neurosci.* 1998; 10: 230-231.)
- Lazarus RS, Folkman S. *Stress, Appraisal, and Coping*. New York: Springer Publisher Co.; 1984.
- Reber AS. *The Penguin Dictionary of Psychology*. 2nd ed. Penguin Books; 1985: 761.
- Johannes B, Salnitski VP, Gunga HC, Kirsch K. Voice stress monitoring in space-possibilities and limits. *Aviat. Space Environ. Med.* 2000; 71(9) (Suppl): A58-A65.
- 丹羽聖尚. 緊急時における音声変容の研究 (1). 航空医学実験隊報告. 1970; 11(1): 51-58.
- Kuroda I, Fujiwara O, Okamura N, Utsuki N. Method for determining pilot stress through analysis of voice communication. *Aviat. Space Environ. Med.* 1976; 47(5): 528-533.
- Alpert M, Schneider SJ. 1987. Voice-stress Measure of Mental Workload, NASA Document ID: 19880013997 (In NASA. Langley Research Center Mental-State Estimation, pp. 155-162.)
- Brenner M, Shipp T. 1987. Voice Stress Analysis, NASA Document ID: 19880014011 (In NASA. Langley Research Center Mental-State Estimation, pp. 363-376.)
- Biers DW. 1984. Voice Stress as a Workload Measure: Review of the Literature and Recommendation for Further Study. Final Report, Contract No. 0421-83-D-0027, Naval Air Test Center.
- Schneider SJ, Alpert, M. 1989. Voice Measures of Workload in the Advanced Flight Deck: Additional Studies. NASA Document ID: 19900014571
- Mendoza E, Carballo G. Acoustic analysis of induced vocal stress by means of cognitive workload tasks. *J. Voice* 1998; 12(3): 263-273.
- Teager HM. Some observations on oral air flow during phonation. *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process.* 1980; 28(5): 599-601.
- Zhou G, Hansen JHL, Kaiser JF. Methods for stress classification: Nonlinear TEO and linear speech based features. *Acoust. Speech Signal Process.* 1999. ICASSP '99. Proc. 1999. IEEE Int. Conf. Acoust. Speech Signal Process. 1999.
- Zhou G, Hansen JHL, Kaiser JF. Nonlinear feature based classification of speech under stress. *IEEE Trans. Speech Audio Process.* 2001; 9(3): 201-216.
- Murray IR, Baber C, South A. Towards a definition and working model of stress and its effects on speech. *Speech Commun.* 1996; 20(1-2): 3-12.
- Hansen JHL, Swail C, South AJ, Moore RK, Steeneken H, Cupples EJ, Anderson T, Vloeberghs CRA, Trancoso I, Verlinde P. The impact of speech under 'stress' on military speech technology, NATO Project 4 report, NATO AC/232/ST/TG-01. 2000; 22-30.
- Scerbo MW, Freeman FG, Mikulka PJ, Parasuraman R, Nocero FD, Prinzel III RJ. The efficacy of psychological measures for implementing adaptive technology, NASA/TP-2001-211018. 2001; 16-26.
- Johannes B, Wittels P, Enne R, Eisinger G, Castro CA, Thomas JL, Adler AB, Gerzer R. Non-linear function model of voice pitch dependency on physical and mental load. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2007; 101(3): 267-276.
- Gelfer MP, Fendel DM. Comparisons of jitter, shimmer, and signal-to-noise ratio from directly digitized versus taped voice samples. *J. Voice* 1995; 9(4): 378-382.
- Kane RL, Short P, Sipes W, Flynn CF. Development and validation of the spaceflight cognitive assessment tool for Windows (WinSCAT). *Aviat. Space Environ. Med.* 2005; 76(6): Section 2, B183-B191.
- Fiedler E. 2004. NASA/JSC Behavioral health and performance: Four factors with a focus on cognition in space-flight (Paper presented at the meeting).
- Whitmore J, Fisher S. Speech during sustained operations. *Speech Commun.* 1996; 20(1-2): 55-70.
- Hansen JHL, Bou-Ghazale SE. Robust speech recognition training via duration and spectral-based stress token generation. *IEEE Trans. Speech Audio Process.* 1995; 3(5): 415-421.
- 宮田洋. 新生理心理学 (3巻) 新しい生理心理学の展望. 北大路書房; 1998: 116-119.
- Kakimoto Y, Nakamura A, Tarui H, Nagasawa Y, Yagura S. Crew workload in JASDF C-1 transport flight: I. Change in heart rate and salivary cortisol. *Aviat. Space Environ. Med.* 1988; 59(6): 511-516.

- 28) Roscoe AH. Assessing pilot workload. Why measure heart rate, HRV and respiration? *Biol. Psychol.* 1992; 34(2-3): 259-287.
- 29) Jorna PGAM. Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index. *Biol. Psychol.* 1992; 34(2-3): 237-257.
- 30) Veltman JA, Gaillard AWK. Physiological indices of workload in a simulated flight task. *Biol. Psychol.* 1996; 42(3): 323-342.
- 31) Svensson E, Angelborg-Thanderez M, Sjöberg L, Olsson S. Information complexity-mental workload and performance in combat aircraft. *Ergonomics* 1997; 40(3): 362-380.
- 32) Lee YH, Liu BS. Inflight workload assessment: Comparison of subjective and physiological measurements. *Aviat. Space Environ. Med.* 2003; 74(10): 1078-1084.
- 33) Lahtinen TMM, Koskelo JP, Laitinen T, Leino TK. Heart rate and performance during combat missions in a flight simulator. *Aviat. Space Environ. Med.* 2007; 78(4): 387-391.
- 34) Partala T, Surakka V. Pupil size variation as an indication of affective processing. *Int. J. Human-Computer Studies.* 2003; 59(1-2): 185-198.
- 35) Barreto A, Zhai J, Rishe N, Gao Y. Significance of pupil diameter measurements for the assessment of affective state in computer users. In: Elleithy K (Ed.), *Advances and Innovations in Systems, Computing Sciences and Software Engineering*, 2007: 59-64.
- 36) 松永勝也. 瞳孔運動の心理学. ナカニシヤ出版; 1990: 93-95.
- 37) Morris TL, Miller JC. Electrooculographic and performance indices of fatigue during simulated flight. *Biol. Psychol.* 1996; 42(3): 343-360.
- 38) Fahrenberg J, Wientjes CJE. Recording methods in applied environments. In: Backs R, Boucsein W (Eds.), *Engineering Psychophysiology*, Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ; 2000: 111-138.
- 39) Pumprla J, Howorka K, Groves D, Chester M, Nolan J. Functional assessment of heart rate variability: Physiological basis and practical applications. *Int. J. Cardiol.* 2002; 84(1): 1-14.
- 40) Eckberg D. Sympathovagal balance: A critical appraisal. *Circulation.* 1997; 96(9): 3224-3232.
- 41) Malik M, Bigger JT, Camm AJ, Kleiger RE, Malliani A, Moss AJ, Schwartz PJ; Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Eur. Heart J.* 1996; 17(3): 354-381.
- 42) Kim D, Seo Y, Kim S, Jung S. Short term analysis of long term patterns of heart rate variability in subjects under mental stress. 2008 *Int. Conf. BioMed. Eng. Inform.* 2008; 487-491.
- 43) Voss A, Wessel N, Sander A, Malberg H, Dietz R. Influence of low sampling rate on heart rate variability analysis based on non-linear dynamics. *Comput. Cardiol.* 1995; 689-692.
- 44) Ruiz R, Legros C, Guell A. Voice analysis to predict the psychological or physical state of speaker. *Aviat. Space Environ. Med.* 1990; 61(3): 266-271.
- 45) Congleton JJ, Jones WA, Shiflett SG, Mcsweeney KP, Huchingson RD. An evaluation of voice stress analysis techniques in a simulated AWACS environment. *Int. J. Speech Technol.* 1997; 2(1): 61-69.
- 46) Cowie ED, Cowie R. The vocal correlates of stress. A summary. Queen's University Belfast Recording methods in applied environments. In: Backs R, Boucsein W (Eds.), *Engineering Psychophysiology*, Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ; 2002: 111-138.
- 47) Koike Y. Application of some acoustic measures for the evaluation of laryngeal dysfunction. *Studia Phonologica VII.* Kyoto University; 1973: 17-19.

Effects of mental stressors during flight on prosodic features of speech
and autonomic nervous responses
—Estimation of psychological stress by voice analysis—

by

Hiroto KIKUCHI^{*1}

This study examined the relationship between vocal and physiological indices of pilots subjected to mental stressors during flight to determine the optimum voice indices for estimating psychological stress by using structural equation modeling. The results of modeling demonstrate that the variables of voice index, average fundamental frequency, and absolute jitter, as well as variables of physiological index, including pupil diameter and average heart rate, are strong measures to assess fit of the model.

Key Words: voice analysis, stressor, stress, autonomic nervous response, pilot

^{*1} Aeromedical Laboratory, Air Development and Test Command, Japan Air Self Defense Force