

# 生体信号計測技術の開発

## Physiological Data Acquisition and Processing Technology

長岡 俊治 <sup>(1)</sup>	宮本 晃 <sup>(1)</sup>	渡邊 悟 <sup>(2)</sup>	臼井 支朗 <sup>(3)</sup>
Shunji Nagaoka	Akira Miyamoto	Satoru Watanabe	Shiro Usui
吉本 智信 <sup>(4)</sup>	上野 俊昭 <sup>(4)</sup>	鈴木 啓之 <sup>(2)</sup>	平田 豊 <sup>(3)</sup>
Satonobu Yoshimoto	Tosiaki Ueno	Keisuke Suzuki	Yutaka Hirata
小嶋 悌亮 <sup>(5)</sup>	山縣 眞樹 <sup>(5)</sup>	石倉 精三 <sup>(6)</sup>	
Teiryō Kojima	Maki Yamagata	Seizo Isikura	

- (1) 宇宙開発事業団 宇宙実験グループ  
Space Experiment Group of National Space Development Agency of Japan
- (2) 名古屋大学環境医学研究所  
Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University
- (3) 豊橋技術科学大学 工学部 情報工学系  
Department of Information and Computer Sciences, Toyohashi University of Technology
- (4) 東京警察病院 脳神経外科  
Department of Neurosurgery, Tokyo Metropolitan Police Hospital
- (5) (株) 東レリサーチセンター  
Toray Research Center, Inc.
- (6) (財) 宇宙環境利用推進センター  
Japan Space Utilization Promotion Center

### ABSTRACT

The aim of this series of experiments is to develop and improve new technology of measurements, data processing and analysis in order to presuppose physiological changes under specific situations such as under microgravity environment of spacecraft.

In this report, the following new applications were discussed to evaluate the experiment methodology and the results.

- For a measurement of human pupillary light reflex, a new pupilometer was applied to measure the dynamic responses of a pupil diameter in relation to the alternation of gravity level and subject postures.
- Movement and state of cerebral blood circulation was examined by using a near infrared spectrophotometry.
- Head Mounted Display (HMD) was introduced to apply various visual stimulus to

acquire optokinetic responses especially for horizontal nistagmus.

•Electrogastragram was measured and evaluated with a relation to a degree of the motion sickness.

•Five healthy adult volunteers (two males, three females) were employed as experiment subject.

As the result, the significant correlations were observed between the brain blood content and the gravitational changes examined by the near infrared spectrophotometry. Reliability, reproducibility and operationability under alter gravity condition were discussed.

## 1. 緒言

生体が、微小重力環境下にさらされると、生理学的反応、特に自律神経系の応答として視覚の入・出力変化、瞳孔径の変化、循環系としては体液や血液の移動による血液循環の変化が起こることが今まで報告されている。これら応答の宇宙適応検証を行う一手段としては航空機の利用は有意義であり、欧米でも航空機実験による検証が多数実施されている。我々も過去2回の航空機実験による生体信号計測を行っており、その有効性は確認している。MU-300機による航空機実験では、約20秒間の微小重力が得られ、過重力-微小重力-過重力といった重力変化が起こる。この短時間の微小重力下で自律神経系の応答の変化を正確に捉えるためには、アーチファクトや電氣的ノイズなしに安定したデータを取得し、得られたデータの信頼性や再現性を評価することが必要である。

今回の実験では、前回同様の基礎的生体信号（心電図、呼吸曲線、皮膚電気反射、指尖容積脈波など）に加え、新たな指標として、脳内血液動態をみるために近赤外分光計測装置を用いた計測、前庭機能変化をみるためにHEAD MOUNTED DISPLAYによる光刺激を用いた計測、さらに胃電図のモニターを行うこととした。また、これらデータの信頼性を高めるために波形モニタを搭載し、各信号のチェックを行った。

## 2. 実験方法

### 2. 1 被験者

今回の航空機実験では、計測項目毎の個体差を比較しデータの蓄積を目的とするため、5人の被験者を用いた。このうち、性差による自律神経系の応答を比較するために女性の被験者を用いた。被験者は20才台の健康な成人男性2名、成人女性3名である。さらに $\mu$ G下の生理学的変化の参考データとして、パイロット心電図も計測した。

### 2. 2 計測項目

以下の項目は、従来から計測しているものであるが複数被験者からのデータを蓄積するために選定した。

心電図・GSR（皮膚電気反射）・呼吸曲線・指尖容積脈波・

---

\*この報告は、HMDおよび眼球運動、呼吸、GSR、胃電図の分析を名古屋大学、脳循環の血行動態分析を東京警察病院、瞳孔反射の分析を豊橋技術科学大学に依頼し、まとめたものである。

心拍出量・水平眼球運動・瞳孔反射・フィンガーカフを用いた  
非観血連続自動血圧・体温の計測。

センサーおよび電極の種類、装着方法の詳細はパラメトリックライブラリVOL.2 No.3を参考されたい。  
さらに、今回新しく次の項目を選定した。

頭の脳血液に含まれる酸化還元ヘモグロビン量変化の計測・HEAD  
MOUNTED DISPLAYによる前庭機能変化の計測・胃電図の計測。

この他に環境・物理的指標として、Gx、Gy、Gz、機内湿度、温度データ、気圧データ、機体の傾斜角速度変化を同時に計測した。

今回の実験では、上記に示す合計12項目の基礎的な生理情報を取得した。これらすべてを計測するために、電極、センサーの総点数は最大24カ所となったが、これらが相互に干渉しないよう取り付け部位・方法を工夫した。

### 2.3 実験装置・システム

実験装置の標準ユーザーラック搭載時のシステム構成を図1、図2、図3に示す。図1は脳血液量計測時（1日目）、図2はHEAD MOUNTED DISPLAYによる計測時（2日目～3日目）、図3は瞳孔反射計測時（4日目～6日目）の構成図である。

今回、新たに搭載した2装置について、その使用目的、装置概要を以下に記す。

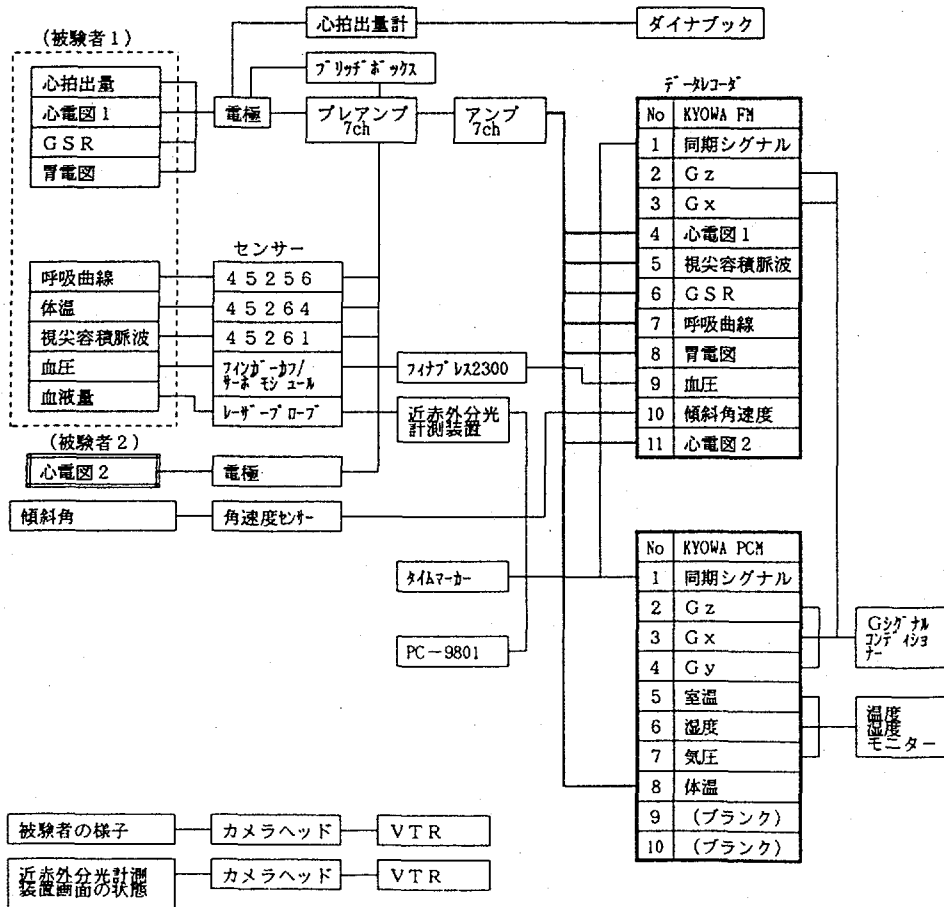


図1 実験装置のシステム構成図 (モードA)  
Fig.1 Experiment set-ups for mode-A.

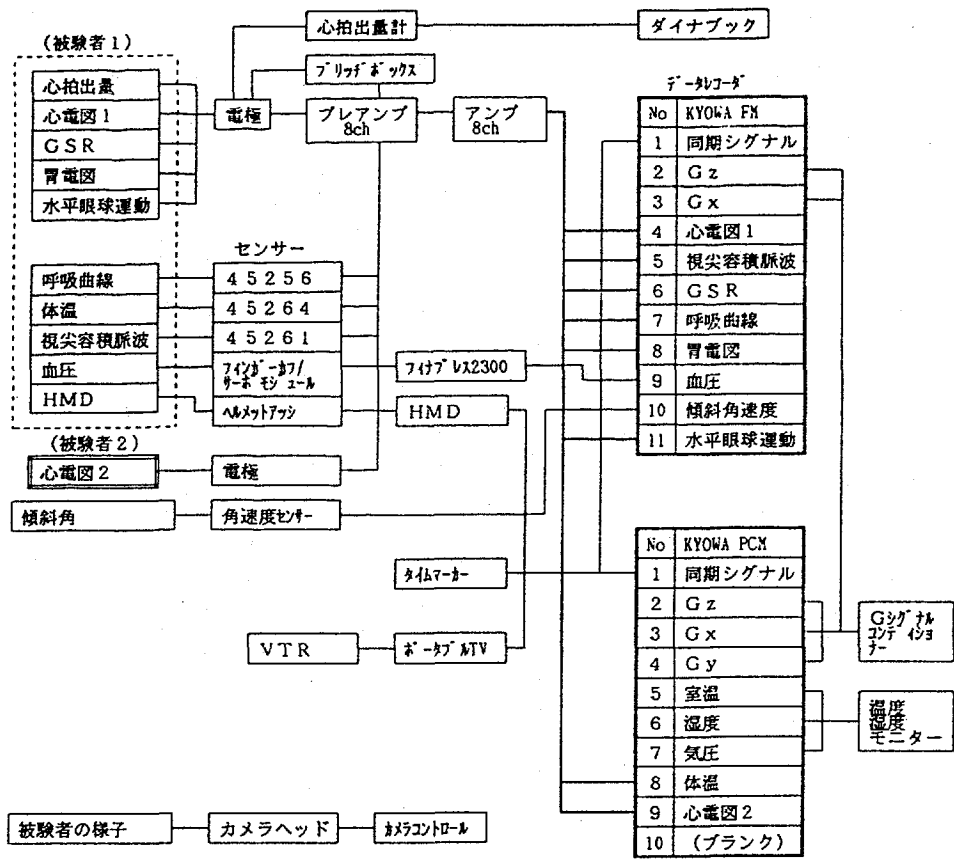


図2 実験装置のシステム構成図 (モードB)  
 Fig.2 Experiment set-ups for mode-B.

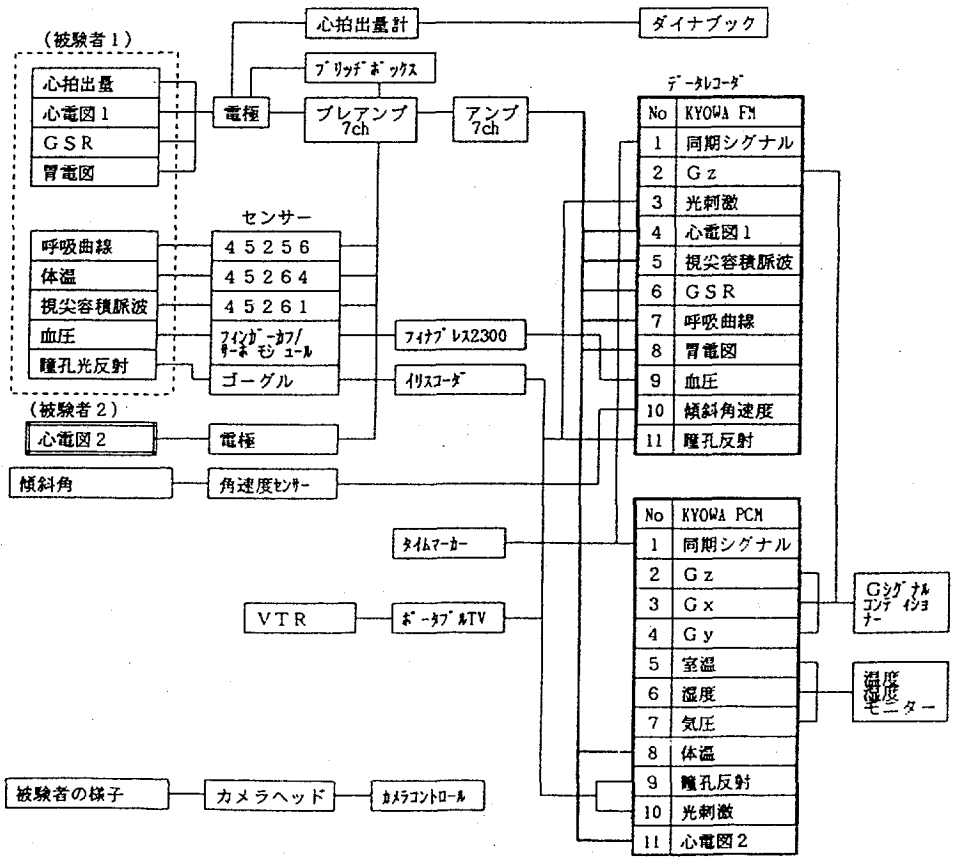


図3 実験装置のシステム構成図 (モードC)  
 Fig.3 Experiment set-ups for mode-C.

## (1) 近赤外分光計測装置

今回の航空機実験では、脳循環の血行動態計測のために近赤外線分光計測装置(NIA-4, Hamamatsu Photonics, Hamamatsu, Japan)を搭載した。

近赤外線(約700nm-1300nm)は、次のような特徴をもつ(Jobsis, F.F., 1977, Jobsis, F.F., 1986)。

- ①他の波長光に較べて皮膚や骨を容易に透過する。
- ②生体内組織で近赤外線を吸収するのは主にヘモグロビンである。
- ③近赤外線を生体内組織に向けて透過(反射)させた場合、入射光と透過光の強度の変化は組織内に含まれるヘモグロビンの量に相関する。
- ④酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンはそれぞれ吸収スペクトルが異なる。

このような特徴があるため、いくつかの異なる波長の近赤外線(実際にはワァレンスを含めて4波長)を用いることによって、生体組織に含まれる酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンのそれぞれの変化量が非侵襲的に測定できる(Jobsis, F.F., 1977, Wyatt, J.S., 1986)。

この装置には2本のプローブがあり、これらを前額部に約35mm離して密着固定する。一方のプローブからは4つの異なる波長の近赤外線(778, 813, 867, 904nm)が頭蓋内に向けて照射される。もう一方のプローブで反射光を受光して、光電子増倍管によって吸光度を測定する。そして、各波長の吸光度から酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンのそれぞれの変化量を算出する。ただし、この装置によって算出される値は絶対量ではなく、あくまで初期値からの変化量である。

これまでの報告(Jobsis, F.F., 1986)によれば、近赤外線は皮膚の表面から数cm以上の深さまで到達する。頭皮や骨の影響は5%以下とされており(Jobsis, F.F., 1986)、測定値はおもに前頭葉の脳組織に含まれるヘモグロビン量を反映していると考えられる。

アーチファクトを避けるため、被験者には測定中はなるべく閉眼するように指示した。測定間隔は最低0.5秒から選定できるが、測定の安定性を考慮し2秒間隔で測定した。データは、今回、通信規格(RS-232C)を通じてパーソナルコンピュータ(Dynabook J-3100GS, IBM, U.S.A.)に同時転送しフロッピーディスクにテキストファイル形式で記録したが、アナログ出力を行うことも可能である。

## (2) HEAD MOUNTED DISPLAY (HMD)

無重力状態では、重力感覚が無いため空間定位は専ら視覚情報に依存している。しかしながら、宇宙空間では視覚の入力と出力の対応が破れることがあり(clement et al, 1989)、生理学的にも宇宙適応の実務上においても、関心がもたれてきた。欧米では、これらを検証するため、頭部装着式の視覚刺激表示装置を用いて、航空機実験がいくつか行われてきた(clement et al, 1986, 1991)。

従来、航空機実験で使われてきた視覚刺激提示装置は、機械駆動式であり、①重量があり、頸に負担をかける。②刺激のパターン、方向、速度の自由度がない。③モーター部が生体信号記録に悪影響をうけるなどの懸念があった。

良好な記録を計測するために、名古屋大学と島津製作所で共同開発した光学式のHMDを用いて、航空機実験による無重力時の等速度水平性視運動刺激誘発性眼球運動の記録を試みた。

HMDは、小型ディスプレイを頭に装着し、画像等を眼前に表示する装置である。本機の構成は、図4のようにコンピュータによって作られた画像もしくは外部のビデオ信号をディスプレイドライバユニットを通してヘルメットに装着されたディスプレイユニットに投影される。HMDの性能を表1に示す。

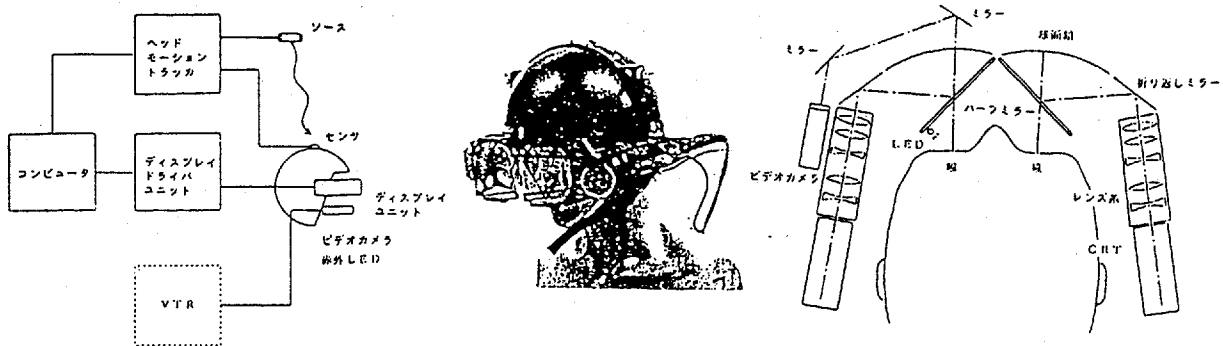


図4 HMDの構成と外観・構造  
Fig.4 Construction, appearance and structure of HMD

表1 HMDの性能  
Table.1 Properties of HMD

項目	性能
表示視野	最大 60° V × 120° H 両眼
表示画像色	緑色
表示画像焦点距離	0.5m～無限遠
頭の姿勢検出範囲、精度	AZ: ±90°, EL: ±90°, RL: ±90°, 0.85°
視覚刺激の速度	最大 50° / sec
ヘルメット重量	1.8 kg

HMDは、機械駆動式の駆動装置と比べて、次のような長所を有する。

- ① 刺激の内容（種類、運動方向、運動速度、表示時間）を自由に制御可能である。
- ② 刺激の速度が、重力の影響を受けない。
- ③ 刺激表示と同時に眼球運動をビデオ画像記録可能である。
- ④ 視野の大きさ、光度を自由に制御可能である。
- ⑤ 機械駆動系がないので、ノイズ信号が出ない。
- ⑥ 狭い機内で、場所をとらない。

### (3) 胃電図

EGG（胃電図）は、胃体上部にあるペースメーカーから幽門部へ向かう2～6 cpmの電気活動を反映しており、胃の蠕動運動に対応する。電極は心電図モニターと同じAg/AgCl電極を用いて記録した。EGGの周波数帯域は0.03～0.09Hzであり、他の生体指標とはまったく周波数帯域が異なる。従って、他の生体電気指標の混入、例えば心電図（1Hz前後）や呼吸曲線（0.20～0.30Hz前後）などに見られるアーチファクトは、フィルタの工夫によって

完全に除去可能で、簡便にアーチファクトフリーの記録を行うことができる。

## 2. 4 実験条件・計測方法

- ① 毎回フライト前後に機内においてフライト時と同一条件で約3分間の地上データ取得を行った。1日目～3日目までは、後部座席の起立角度70度にて計測し、4日目～6日目はベッドを用い、起立角度70度、0度にて計測を行った。
- ② 今回のフライト期間中1日目はモードA(図1)にて、2日目、3日目はモードB(図2)後半3日間はモードB(図3)にて計測を行い、フライトパターン、被験者の姿勢、光刺激は以下の条件に従った。

日程	フライトパターン(エントリー)	被験者の姿勢	光刺激
1 (10/19)	1～5 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 2.0G	70度(後部座席)	無
2 (10/20)	1～6 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 2.0G 7～9 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 1.3G	70度(後部座席)	全 $^{\circ}$ ラボリックフライトとも有り
3 (10/21)	1～6 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 2.0G 7 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 1.3G	70度(後部座席)	全 $^{\circ}$ ラボリックフライトとも有り
4 (10/22)	1～6 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 2.0G 7～10 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 1.3G	70度(ベッド)	1,3,5,7,9 $^{\circ}$ ラボリックフライト有
5 (10/23)	1～6 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 2.0G 7～10 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 1.3G	70度(ベッド)	3,4,6,8,9 $^{\circ}$ ラボリックフライト有
6 (10/25)	1～6 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 2.0G 7～10 $^{\circ}$ ラボリックフライト: 1.3G	0度(ベッド)	3,4,6,8,9 $^{\circ}$ ラボリックフライト有

## 3. 実験結果及び考察

実験結果および考察を以下に記す。

### 3. 1 HEAD MOUNTED DISPLAY(HMD)

HMDの有効性の評価として、ENG法(眼電図)およびVOG法を用いた。ENG法は眼球運動記録法としてスペースシャトル「エンデバー」で古賀らが視覚の安定化実験で生理指標として用いたのをはじめ、昨年度、一昨年度の航空機実験にも採用され、その有効性が検証されてきている。

図5は、ランダムドットパターンによる右向き60 $^{\circ}$ /sec等速度水平性視運動刺激を、HMDを用いて提示した時の水平性眼球運動記録である。刺激運動に眼球運動が完全に追従していれば、眼球運動速度(視運動性眼振緩徐相速度)もほぼ60 $^{\circ}$ /secになる。ところが、過重力から低重力への移行時、低重力に達してから7秒後、低重力から過重力への移行時に眼球運動の著しい抑制が観察された。この水平性眼球運動に抑制が起こった時点は垂直性の眼球運動に前庭刺激性眼振が観察される時点(昨年度、一昨年度報告)と対応しており、逆に過重力期の前半7～8秒は眼球運動速度の上昇が観察された。これらの結果は、前庭性入力の変化が視運動性眼球運動に影響を与えるという地上試験の結果と矛盾しない。被

験者の内省報告でも「過重力時に刺激が追え易くなった。」とあり、これは測定結果とよく一致する。図6は、図5とは異なる被験者の眼球運動記録である。過重力期の途中から、視運動性の眼球運動が開始されたが、低重力へ移行後視運動性眼球運動は著しく抑制され、視運動性刺激への眼球運動の追従が破綻していた。また、この低重力の区間では、宇宙無重力空間で視運動刺激提示時に観察される jerk 様の波形 (Clement et al, 1989) が多く観察された。

いずれの被験者においても全試行で、低重力に移る前の過重力期に刺激速度に対応した視運動性眼球運動が観察され、過重力から低重力への移行期に眼球運動速度の低下が観察された。

HMDを用いた航空機実験は、世界でもほとんど例がなく、今回のパラボリックフライト実験においても例数が2名と少ないため、被験者間の再現性については、今の段階でただちに結論を出すことは出来ない。しかし、本実験において興味深い知見が得られ、また刺激の種類や内容が自由に設定できるところから、今後、HMDを用いた実験の有効性と信頼性をさらに検証していく必要がある。

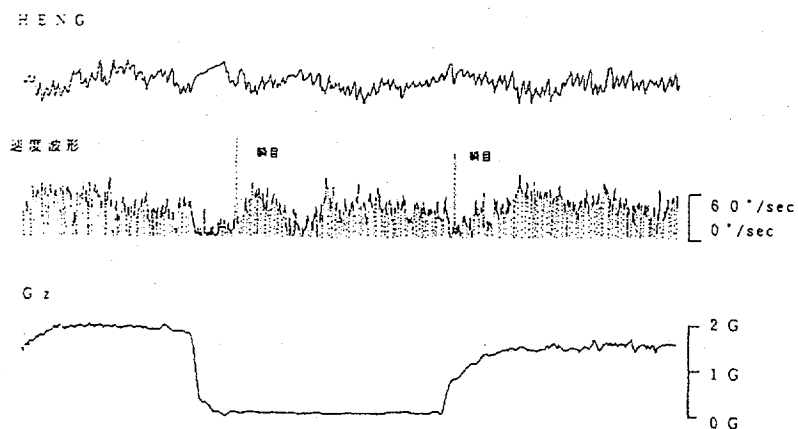


図5 HMDによる水平性視運動刺激提示時の眼球運動(1)  
Fig.5 Horizontal electronystagmogram (1) during binocularly optokinetic stimulation with HMD

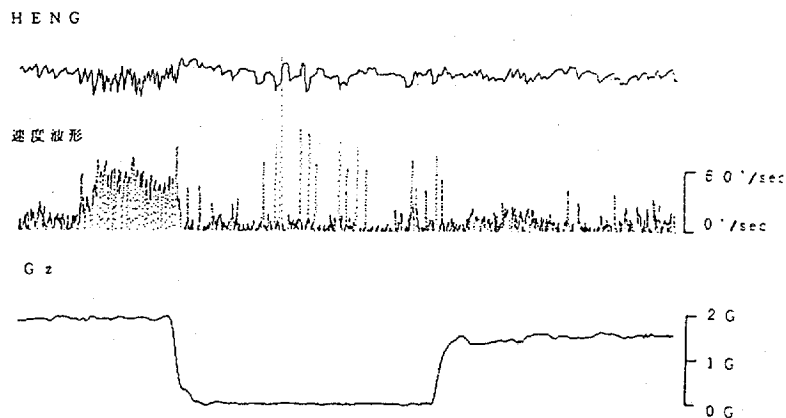


図6 HMDによる水平性視運動刺激提示時の眼球運動(2)  
Fig.6 Horizontal electronystagmogram (2) during binocularly optokinetic stimulation with HMD



### 3. 2 呼吸

呼吸曲線は、呼吸に伴う胸郭および横隔膜周囲の拡張/収縮を歪センサにより計測する呼吸バンド法を用いた。これは、エアバック法や呼吸ジャケット法と比べて、①装置、センサが極めてコンパクト、②リアルタイムで情報が得られる、③校正および調整が容易、④鼻孔温度ピックアップと比べても被験者の不快感が無い、⑤他の生理指標との相互干渉が生じにくい、などの特徴を有する。

短時間の重力変動が循環系に与える効果は、体液シフトによるものだけではなく、重力による呼吸量の変化も間接的に影響を及ぼしている。そこで心電図や血圧などの循環系の生理指標の評価には、呼吸量や呼吸回数のモニタが不可欠である。呼吸バンド法による呼吸曲線の記録は、昨年度、一昨年度の航空機実験でも試みられ、良好な結果を積み上げてきた。今回も6回の全フライトで記録を試み、すべての試行で良好な結果を得ることが出来た(図7)。呼吸曲線の振幅はパラボリックフライト前後の過重力時に低下し、逆にパラボリックフライト時の低重力時には、振幅が増大した。欧米で行われたエアバック法による呼吸量の精密測定から、過重力時には横隔膜が下降して残気量が増えるため返って一回喚起量(吸気量)が増加すること、低重力時には横隔膜が上向し、残気量が減少し一回喚起量が増加することが知られており(Edyvean et al,1991)、呼吸バンド法による結果は、これらの知見と合致するものであった。

従って、妥当性、再現性、信頼性の点からみて、航空機実験における呼吸バンド式呼吸測定法は、確立されたと結論してよい。

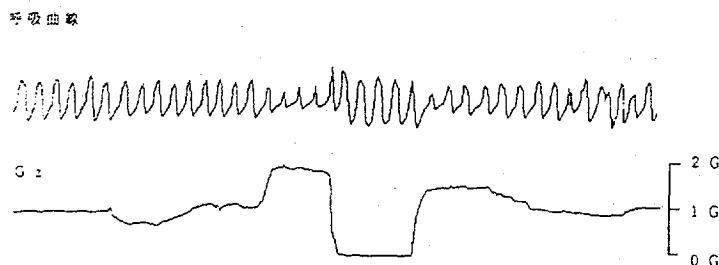


図7 呼吸曲線  
Fig.7 Respiratory curve

### 3. 3 GSR

GSR(皮膚電気反応)は、発汗による皮膚電気抵抗の変化を記録するもので、パラボリックフライトに伴う重力変動によって引き起こされる motion sickness(動揺病)の初期症状としての”冷汗”や、精神性発汗の検出法として優れており、欧米においても航空機実験で広く利用されている(Jones et al,1985)。

GSRは、昨年度、一昨年度の航空機実験でも記録が行われたが、同時に計測された他の生理指標に比べて、記録の良好性がやや低い傾向にあった。これらの原因としては、①ブリッジ回路の故障、②測定部位の固定/温度保持の不良、③フライト中でのブリッジバランスの著しいずれ、④搭乗者が機上で信号を確認する手段が無かった、などによるものであった。そこで今年度の航空機実験では、①手掌部固定法の改良、②前回まで離陸前に

地上で調整していたブリッジバランスを、パラリックフライト直前のレベルフライトで調整した、③アンプのDC結合による調整で、DC成分を極力排除した、④機内にオシロスコープを搭載し、機内で波形のチェックおよび調整を可能とする、などの対策が試みられた。

図8はパラリックフライトの第1回目と4回目のGSRを対応させたものである。どちらも「パラリックフライト1分前コール」、「30秒前コール」に対応して電気抵抗低下が観察された。また1回目は、4回目に比べてより多くの一過性の反応が出ているなどの特徴があった。6人すべての被験者において良好な結果が得られ、図8と同じ傾向がすべてのパラリックフライトにおいて観察された。また、この結果は、昨年度、一昨年度の航空機実験における結果ともよく一致していた。

これらの点を総合すると、反応の妥当性、被験者間再現性、反復再現性において、GSR測定法は確立されたと結論してよい。

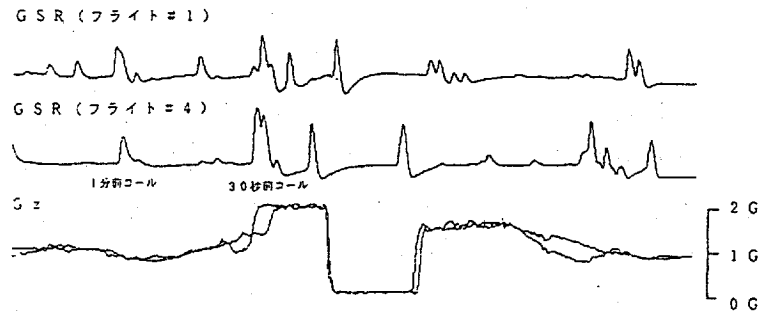


図8 GSR  
Fig.8 GSR

### 3.4 胃電図

パラリックフライトによって引き起こされる動揺病の症状としては特に「胃の不調」や胃内容物のpH値の上昇が報告されており、胃活動の何らかの変容が指摘されている(Stewart, 1985)。

図9に今回計測した結果の一例を示す。過重力から低重力への移行に伴って、EGG波形が大きく陽性側にシフトした。逆に低重力から過重力への移行時には陰性側に大きくシフトした。これらは、それぞれペースメーカーすなわち胃の上向、下降を反映しており、呼吸曲線やエアバック法による知見(3.2項)とよく対応している。この重力変化に伴う反応は6人の被験者すべてのEGG記録で観察された。

EGGは、心電図記録と生体アースの共用ができる、電極や生体アンプも心電図用のものが使える、測定技術上特別の装置や工夫がいない、など他にも多くの利点を持ち、アーチファクトフリーの信頼性の高い結果を得られる指標であると考えられる。

EGGは、自律系機能検査としての有効性から、motion sicknessの多覚的客観的指標としての有効性および、motion sicknessに伴う嘔吐の予測指標としての可能性が報告されているが、周期が30秒前後と長いため、従来のパラリックフライトを挟む3分間の分析だけで

は、必ずしもすべての情報が得られない。従って、今後、分析においては他の生理指標とは異なった、あるいは他の指標も含めて従来とは異なる時間スケールの中での取扱いも考慮される必要がある。

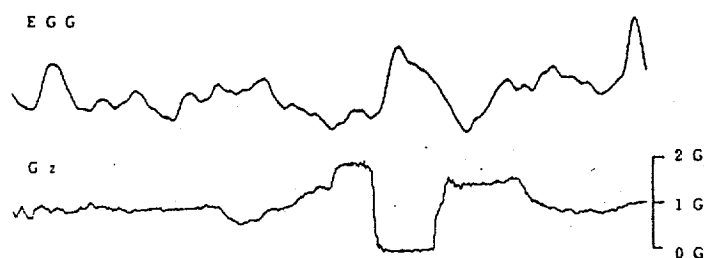


図9 胃電図 (EGG)  
Fig.9 Electrogastrogram(EGG)

### 3. 5 瞳孔反射

今回の実験では、3日間にわたり合計30回のパラボリックフライトにおいて瞳孔光反射反応を計測した。前回の実験では、被験者1名に対し座位70度の状態で周期的にフラッシュ光を照射した際の瞳孔反応を計測し、その結果、1Gから過重力状態ならびに過重力から微小重力状態への遷移後に顕著な散瞳現象とそれに伴う縮瞳量の減少が観測された。瞳孔は自律神経系に支配されており、こうした実験によって、瞳孔応答にも重力変化による自律神経系活動の変化が明確に反映されることが確認された。

今回は前回得られた結果の一般性ならびに再現性を調べるため、被験者を2名に増やし、そのうちの1名は前回と同一の者とした。実験の条件は前回と同様の座位70度のほか0度の場合についても行い、重力変化に対する体の向きによる影響の差異が瞳孔応答にも反映されるか否かを調べた。また、座位70度の場合についてはフラッシュ刺激を行わずに重力変化の影響のみによる瞳孔径変化の計測も試みた。

図10に2人の被験者の座位70度の結果を示す(点線は重力変化、2.2秒毎に0.2秒間の光刺激を与えている)。被験者Aが前回と同一の被験者であり、先に述べた前回と同様のパラボリックフライト中の応答変化が現れていることがわかる。また、被験者Bについてもこれと同様の特徴が見られ、こうしたパラボリックフライト時の瞳孔光反射応答の変化の再現性ならびに一般性が裏付けられる。一方、フラッシュ照射を行わない場合の結果では、顕著な瞳孔径変化は認められなかった。これは暗視野下での計測により瞳孔がほぼ最大に散瞳していたためと考えられる。すなわち、瞳孔反射系の瞳孔径に対するゲイン特性は中間径で最大値を持つベル型を示し、最大径付近では刺激に対する感度が非常に小さくなることによる。次回の実験では、背景光等により平均瞳孔径をほぼ中間径に設定し、同様の実験を行う予定である。また、座位の違いによる瞳孔応答に見られる重力変化の影響に関しては、今後、統計的な解析に基づき両者の比較を行なっていく予定である。

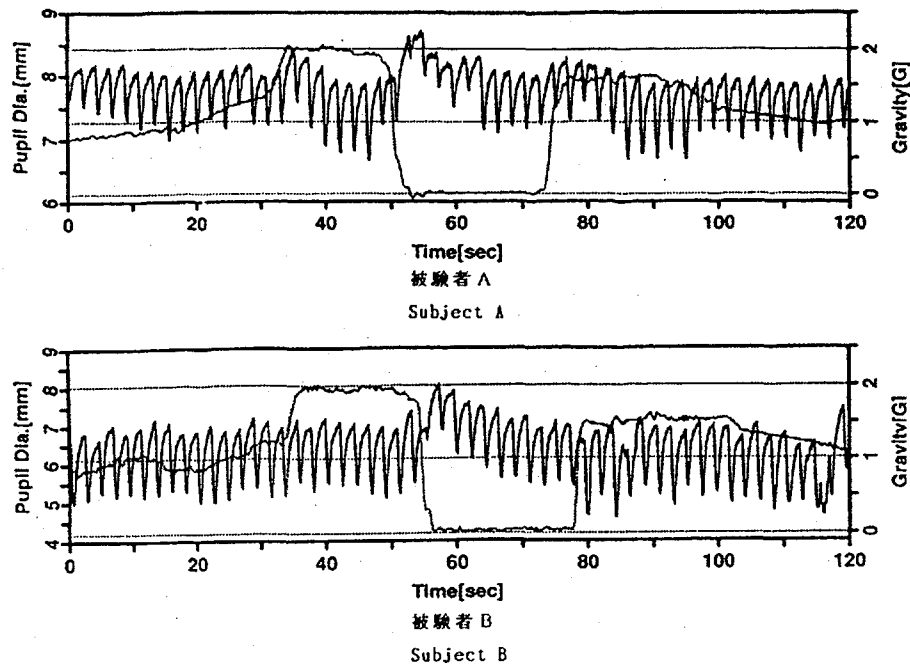


図10 パラボリックフライト中の瞳孔反射応答  
Fig.10 Response of human pupillary light reflex.

### 3. 6 血行動態

図11に、1回のパラボリックフライトにおける酸化ヘモグロビン量、還元ヘモグロビン量の変化をGz方向の重力変化とともに示す。また、1回のパラボリックフライトをpre(1G)、イントリ(約2G)、パラボリックフライト(0G)、リカバリ(約1.5G)、post(1G)の5つの区間に分けて、それぞれの区間の最後の6秒間の測定値を5回のフライトにわたり平均した。その結果を図12に示す。

血液に含まれるヘモグロビンの割合(ヘマトクリット)は実験中にはほぼ一定とみなして良いから、上記のヘモグロビン量の変化は脳血液量(脳内に含まれる血液量)の変化と考えることができる。さらに、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの変化量から脳血液量の変化が動脈血で生じているのか静脈血で生じているのかをある程度推測できる。そして、

$$\text{脳血液量の変化} = \text{脳血流量(脳内に流れ込む血液量: 動脈血)} - \text{静脈血ドレナージ(脳内から流れ出る血液量: 静脈血)} \quad \text{----- (1)}$$

という関係が成り立つから、脳血液量が動脈血を中心に増加すればそれは脳内血流量の変化を意味し、静脈血が増加すれば静脈血ドレナージの変化を意味することになる。

以下、パラボリックフライト中およびその前後の脳循環動態について解析結果を述べる。

イントリ時にはGz方向に約2Gかかる。図11、図12に示したように酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンともに減少しており、イントリ時には脳血液量は減少したと考えられる。このときの酸化ヘモグロビンの減少量と還元ヘモグロビンの減少量の比は約2.8:1であった。ここで動脈血中のヘモグロビンはほぼ100%酸化ヘモグロビンであり、静脈血では酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの比が約2:1である(Gibbs, E.L., et al., 1972)。したがって、還元ヘモグロビンの変化量を考えるとイントリ時に減少した脳血液は主として静脈血であり(1)式より静脈血ドレナージが増加したと考えられる。一方、(減少とした脳血液中の)酸化:還元ヘモグロビン=2.8:1という比と(静脈血中の)酸化:還元=2:1という比の差から考えると、動脈血も若干減少している可能性

がある。すなわち、脳血流量は減少しているかもしれない。

以上より、エントリー時には主として静脈血ドレナージが増加した結果、脳血液量が減少したと推察される。また脳血流量は若干減少している可能性が考えられる。

パラボリックフライトに移行すると酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンともに急速に増加し、脳血液量は水平飛行時と比べても増加した。酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの増加量（エントリー時からの増加量）の比は約 2.5 : 1 であった。還元ヘモグロビンの変化量から見て脳血液量の変化は主として静脈血の変化によると推察される。

エントリー時に静脈血は減少し動脈血も若干減少していると推察されるから、パラボリックフライトの時点では静脈血中における酸化ヘモグロビンの占める割合は水平飛行時に比べて減少している可能性がある。つまり、静脈血の変化だけとすると酸化ヘモグロビンの増加量はやや多いと思われる。つまり動脈血もある程度増加している可能性が考えられる。

以上より、パラボリックフライト(0G)に移行すると主として静脈血のドレナージが減少して静脈血が増加したと考えられる。また、脳血流量は若干増加したと推測される。

パラボリックフライト後のリハビリ時には約 1.5 G の過重力が  $G_z$  方向にかかる。このとき、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンは再び減少し、水平飛行時よりさらに減少した。エントリー時と同じく脳血流量は減少したと思われる。酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンの減少量の比は約 2.5 : 1 であった。ここでパラボリックフライト時には静脈血は増加し動脈血も若干増加していると思われるから、静脈血中で酸化ヘモグロビンの占める割合は増加している可能性がある。還元ヘモグロビンの変化量から見て、少なくともリハビリ時の脳血液量の変化は主として静脈血で生じていると言える。しかし、（静脈血中の）酸化：還元ヘモグロビンの比が直前のパラボリックフライト中にどの程度増加していたか分からないから、動脈血の増減については不明である。

水平飛行に戻り、1 G になると酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンともに元の値に戻った。

今回の結果では、重力が増加すると脳血液量は減少し、重力が減少すると脳血液量は増加した。そして、この脳血液量の変化は主として静脈血ドレナージの増減により生じると考えられた。しかも、図11からわかるように脳血液量の変化は重力が変化して約2秒後には生じていた。これは脳血液量が重力の変化に対して受動的に変化していたと考えると理解しやすい。おそらく重力変化に伴い心臓バルと頭部バルの静水圧差が変化し、その結果、静脈血ドレナージが受動的に変化しているものと推測される。

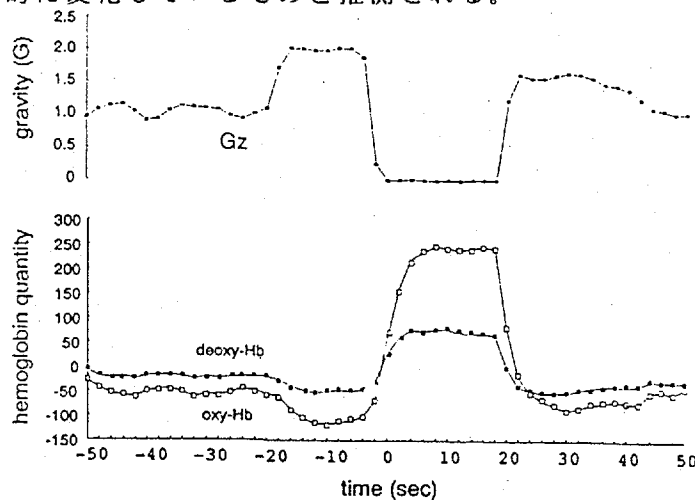


図 1 1 パラボリックフライトにおける頭蓋内ヘモグロビンの変化

Fig. 11 Changes of the hemoglobin in the brain (one parabolic flight, n=1)

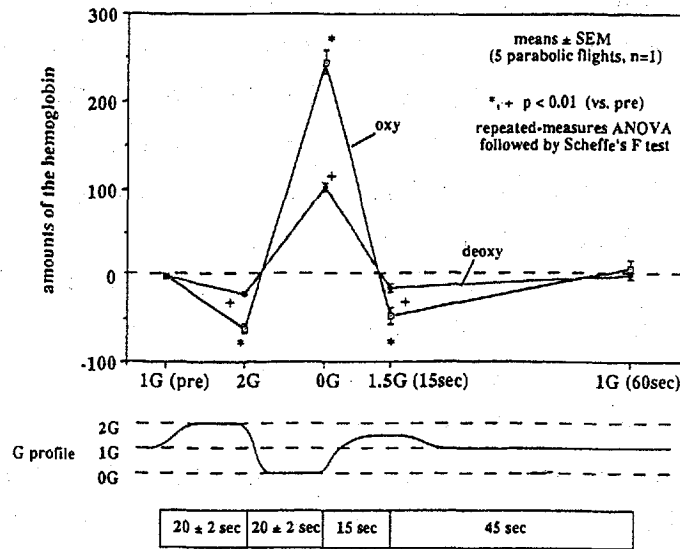


図 1 2 パラボリックフライトにおける頭蓋内ヘモグロビンの変化 (5 回のフライトの平均)  
 Fig.12 Changes of the hemoglobin in the brain during parabolic flight

#### 4. 装置評価結果

##### (1) 近赤外分光計測装置

本装置は血中のヘモグロビンの吸収に特有な近赤外領域 (2 波長) の吸光を電氣的な干渉や外部からのノイズなどを受けにくく、安定した計測を行うことができた。この点は、今後の無重力実験における測定技術検討の上でも大きな利点である。

今回の結果から、パラボリックフライト中に生じるにおける脳血液量および、静脈血の酸素化の増減について解析することができ、近赤外線分光計測法による血液動態の計測は微小重力下において、特に脳循環のモニターとして非常に有用であると考えられる。

しかしながら、この装置は組織中のヘモグロビン量の変化についてのみ測定しているため、正確な脳血流量の算出には、トランスクリンアルドプラーのように血流量を合わせて計測する必要があると思われる。

##### (2) HEAD MOUNTED DISPLAY (HMD)

今回はじめて HMD 装置を搭載し、被験者の光視覚刺激に応用し、 $\mu$ G 下での機能性について検証した。

装置の動作、光刺激機能に関する実用上の問題点として、重力変化の影響を考慮したヘルメットの装着方法、計測部への外光侵入による画像データの質的低下などがある。今後 HMD による計測精度を向上させるためには、ヘルメットの重量や被験者の体の固定など対策を検討する必要がある。また、暗視野での眼球運動の鮮明な記録のためには、赤外 LED による照明の利用や、ビデオカメラの分解能、感度の向上が望まれる。

#### 5. 結言

本航空機実験の結果をまとめると以下のようなになる。

- (1) 低重力環境下において、近赤外分光計測装置、HEAD MOUNTED DISPLAY の装置を新たに搭

載し評価した結果、両装置とも良好な結果が得られた。

- (2) 血行動態測定では、脳血液量はエントリ時には若干減少、パラボリックフライト時には若干増加している可能性が考えられた。つまり、重力が増加すると脳血液量は減少し、重力が減少すると脳血液量は増加した。このような変化は主として静脈血で生じており、静脈血トーンが増減することによって起こると推察された。しかし、リカバリ時における脳血流量の増減が動脈血、静脈血のいずれの変化によるものかは不明である。脳血液量の変化は重力の変化に追従して起こり、受動的な変化であることが示唆された。また、脳血液量は、静脈血トーンに比べて変化量は少ないことが示唆された。
- (3) 新しく搭載したHMDによる計測では、2名の被験者において、全試行で低重力に移る前の過重力期に刺激速度に対応した視運動性眼球運動が観察され、過重力から低重力への移行期に眼球運動速度の低下が観察された。HMDを用いたパラボリックフライト実験は、世界でもほとんど例がなく、パラボリックフライト中に安定した計測ができたことは大きな成果である。
- (4) 瞳孔光反射計測では、被験者2名により前回得られた実験結果の一般性および再現性が確認された。光刺激なしの条件下では、顕著な瞳孔径変化は見られなかったが、これは、暗視野下で瞳孔径がほぼ最大に散瞳していたためと考えられる。
- (5) 今回新しく計測項目に加えた胃電図では、6人の被験者すべてにおいて、過重力から低重力への移行に伴って、EGG波形が大きく陽性側にシフトした。逆に低重力から過重力への移行時には陰性側に大きくシフトすることが観察された。この結果は、胃の重力変化に伴う自律的反応を反映している可能性が高いが、重力変化による臓器の移動の可能性もある。これらの結果について今後さらに吟味する必要がある。EGGによる計測は比較的アーチファクトがないため、信頼性のある測定結果を得られる可能性がある。
- (6) GSRの記録および呼吸バンド法による呼吸曲線の記録は、過去2回の航空機実験と合わせて、良好な結果を得た。したがって、データの信頼性、反応の妥当性、再現性などの点からみて、パラボリックフライト実験におけるGSR測定法および、呼吸バンド式呼吸測定法は確立されたと結論づけられる。
- (7) 生体指標の測定の信頼性、再現性は、航空機実験を繰り返すに伴い良好となった。実験上特に留意する点として、①被験者の身体の固定および不動化、②機内での波形のリアルタイムモニター、③研究者・験者・被験者相互での内容・手順の習熟、④実験マニュアルの向上、ヒューマンエラーの減少、などが考えられる。

## 謝辞

本実験を行うにあたり、ダイヤモンドエアサービス株式会社、日本電気三栄株式会社、株式会社グットマン、コーリン電子株式会社、浜松ホトニクス株式会社、株式会社島津製作所の関係各位の皆様方のご協力を得たことに感謝の意を表します。

## 参考文献

- (1) GOLDING JF. Phasic skin conductance activity and motion sickness. *Aviation Space Environmental medicine*. 1992;63:165-71.

- (2) MARKHAM CH, DIAMOND SG. Further evidence to support disconjugate eye torsion as a predictor of space motion sickness. *Aviation Space Environmental medicine*. 1992;63:118-21.
- (3) AASILILID, R., MARKWALDER, T.M. and NORNES, H. Noninvasive transcranial Doppler ultrasound recording of flow velocity in basal cerebral arterics. *J. Neurosurg*. 1982;57:769-774.
- (4) GIBBS, E.L., LENNOX, W.G. and NIMS, L.F. Arterial and cerebral venous blood. Arterial-venous differences in man. *J. Biol. Chem.* 1942;144:325-332.
- (5) JOBSIS, F.F. Non-invasive near infrared monitoring of cellular oxygen sufficiency and circulatory parameters. *Science*. 1977;198:1264-1267.
- (6) JOBSIS, F.F. Non-invasive near infrared monitoring of cellular oxygen sufficiency in vivo. *Adv. Exp. Med. Biol.* 1986;191:833-842.
- (7) WYATT, J.S., COPE, M., DELPY, D.T., WREY, S. and REYNOLDS, E.O.R. Quantification of cerebral oxygenation and hemodynamics in sick newborn infants by near infrared spectrophotometry. *Lancet*. 1986;11:1063-1066.