

## 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>	鈴木 啓之 <sup>(2)</sup>
Shunji Nagaoka	Akira Miyamoto	Satoru Watanabe	Keisuke Suzuki
臼井 支朗 <sup>(3)</sup>	平田 豊 <sup>(3)</sup>	中里 龍生 <sup>(4)</sup>	小嶋 悌亮 <sup>(5)</sup>
Shiro Usui	Yutaka Hirata	Tatsuo Nakazato	Teiryō Kojima
石井 純子 <sup>(5)</sup>	山縣 眞樹 <sup>(5)</sup>	石倉 精三 <sup>(6)</sup>	
Junko Ishii	Maki Yamagata	Seizo Ishikura	

(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) 日本大学医学部衛生学教室

Department of Hygiene, Nihon University School of Medicine

(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 experimental series is to develop and improve a new technology of physiological data acquisition, processing and analysis in order to study physiological changes under specific situations such as the inside of an aircraft and/or a space station.

New series of measurements had been modified in the following areas; (A) experimental devices, (B) experimental methods, and (C) measuring items.

(A): A special reclining bed for a subject who was available to change the position from supine to sitting.

(B): An angular velocity sensor was fixed to examine the influence of the pitch angle of MU-300.

Two blood pressure monitors were fixed to improve data reliability.

(C): A light reflex measurement of human pupil was added to the former experimental protocol to examine reactions of the autonomic nerve system.

Under these new set-ups, the various physiological changes due to the gravity alternation were examined. Previously these areas had not been studied in details.

## 1. 緒言

本検討は、航空機や宇宙船内などの特殊環境で生ずる様々な生理学的反応を取得する上で必要となる、生体信号データの処理・蓄積技術の開発を目的とする。

無重力や変動重力環境で生ずる様々な生理的反応のうち、自律神経系の支配下で生ずる応答の計測は、無重力での生理的変動の解析にとって、きわめて有用であるとされている。しかしながら、この自律神経系応答を簡便にかつ確実に無侵襲計測することは容易でなく、さらに、無重力環境下で必要とされる計測データを取得することは種々の技術的工夫が必要である。

今回のパラボリックフライトによる生体信号取得の目的の第一は、自律神経系のモニタリングおよび環境ストレスと自律神経系との対応を見ることである。計測項目は前回同様の計測項目（心電図、呼吸曲線、皮膚電気反射、指尖容積脈波、眼球運動）に加え、新たな指標として眼球的瞳孔径変化をモニターすることとした。この瞳孔径の変化は敏感な自律神経系応答の良い指標とされていたが、その応答の非線形性から詳細な解析が最近まであまりなされていなかった。第二の目的は循環系の変化を詳細に調べることであり、心拍出量、心拍数、血圧の変化を連続してモニターすることとした。

以上の検討をより詳細に実験するため今回は複数の被験者を用い、さらに被験者の姿勢による変化を正確に検討できるよう仰臥が可能なベッドを用い、同時に機体のピッチ角の計測を行えるようにした。また、血圧計測装置の機能検証を行うため、原理の異なる2種の装置を使用した。

## 2. 実験方法

### 2. 1 被験者

前回の航空機実験では、同一被験者による繰り返し計測を行い、計測の再現性と被験者の時間的順応を中心に実験を行ったが、今回はさらに計測項目毎の個体差も比較するため、複数の被験者を用いて実験を行った。被験者は20才台の健康な成人男性3名を用いた。そのうち1名は前回と同じ被験者を用いて同様の結果が得られるかどうかを検証するため、前回と同一計測項目による実験を行った（第1日目）。他2名は、2日目～3日目を同一被験者、4日目～6日目を同一被験者とした。

### 2. 2 計測項目

今回の実験では、以下に示す合計11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27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。

心電図は第II誘導とし、左前胸部の電極はインピーダンスカルディオグラムの影響を

避けるため電流電極の外側とした。GSR（皮膚電気反射）の記録はDC通電法により時定数3秒で右手掌握部より導出を行い、電極はAg/AgCl電極を用いて記録した。呼吸曲線は肋骨下水平線上にほぼ沿って装着した伸長歪ゲージ（日本電気三栄、45256型）出力をアンプ（同社、1272、1253A型）を介して得た。光電脈波は脈波ピックアップセンサー（同社、45261型）を用い、右手第2指の第1節腹側にて計測を行った。心拍出量は、インピーダンスカルディオグラム（グッドマン、NCCOM-R-7型）を用いて計測し、記録は2心拍ごととした。垂直眼球運動は被験者右目より、水平眼球運動は両眼よりEOG電極（日本電気三栄、45380型）により誘導し、アンプ（同社、1271、1253A型）を介して計測した。瞳孔反射は、センサーを本実験用にヘルメットに一体化させ、これを着用し、LEDによる光刺激を閃光時間0.2秒、パルス間隔2.2秒で与えて計測した（浜松ホトニクス、リスコダ C2514型）。血圧波形は、①フィンガーカフを用いた非観血連続自動血圧計（日本電気三栄、フイグレス2300型）を使用し、右手第3指にて計測するもの、②圧脈波センサーを用いた非観血連続血圧計（日本コーリン、CBM-7000型）を使用し、左手橈骨動脈の位置に圧脈波センサーを、左上腕にカフを装着するものの二装置を使用し計測した。体温は、右腋窩にセンサー（日本電気三栄、45264型）を装着し、ヘッドアンプ（日本電気三栄、1178型）を介して計測した。さらに、生体データ以外に環境・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、角速度変化の同時計測を行った。なお、機体の傾斜角はジャイロスター（村田製作所、ムラタ電型振動ジャイロ）を使用し、角速度変化として計測した。

### 2. 3 実験装置・システム

機内の装置・被験者配置図を図1に示す。使用した実験装置は標準ユーザーラックに図2、図3で示すように搭載した。図2は眼球運動計測時（1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。生体計測用のヘッドアンプボックスを介した生体信号は、実験システム用ラック（#4）を経由して機体最後尾のシステムラック内のデータレコーダに記録した。インピーダンスカルディオグラムからのデジタル出力は、搭載したノートブックパソコンのハードディスク内へ取り込み、飛行終了後フロッピーディスクへ出力した。計測時には機体に取り付けたベッドに被験者を移動・固定し、ベッドの角度を調整した後、データの取得を行った。

今回の実験用に新たに開発または改良した3装置について、以下にその使用目的、装置に関する特記事項を記す。

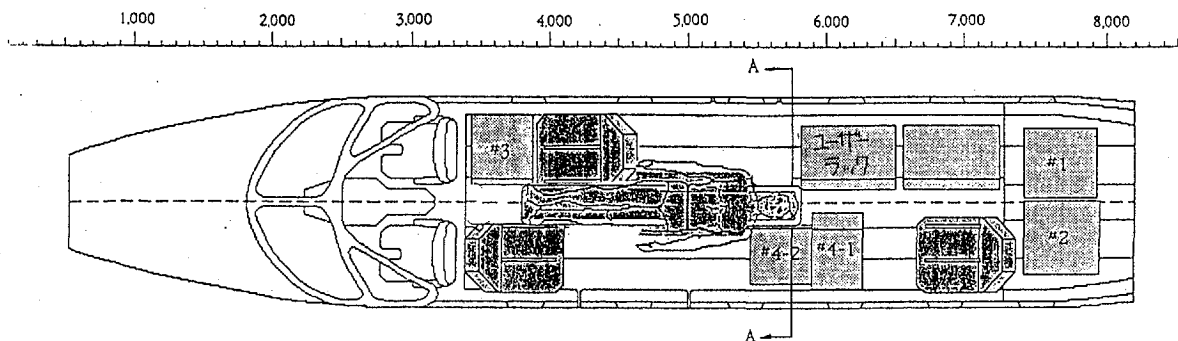


図1 MU-300内での装置・被験者配置図  
Fig.1 MU-300 floor arrangement for instruments and a subject.

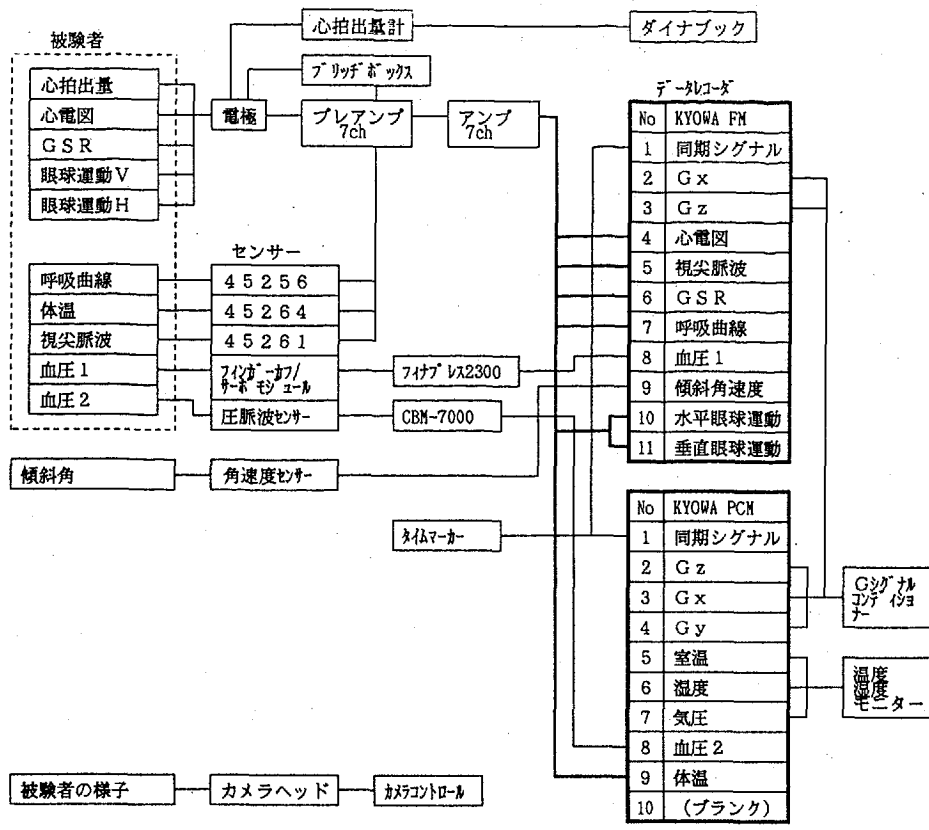


図2 実験装置のシステム構成図 (モードA)  
 Fig.2 Experiment set-ups for mode-A.

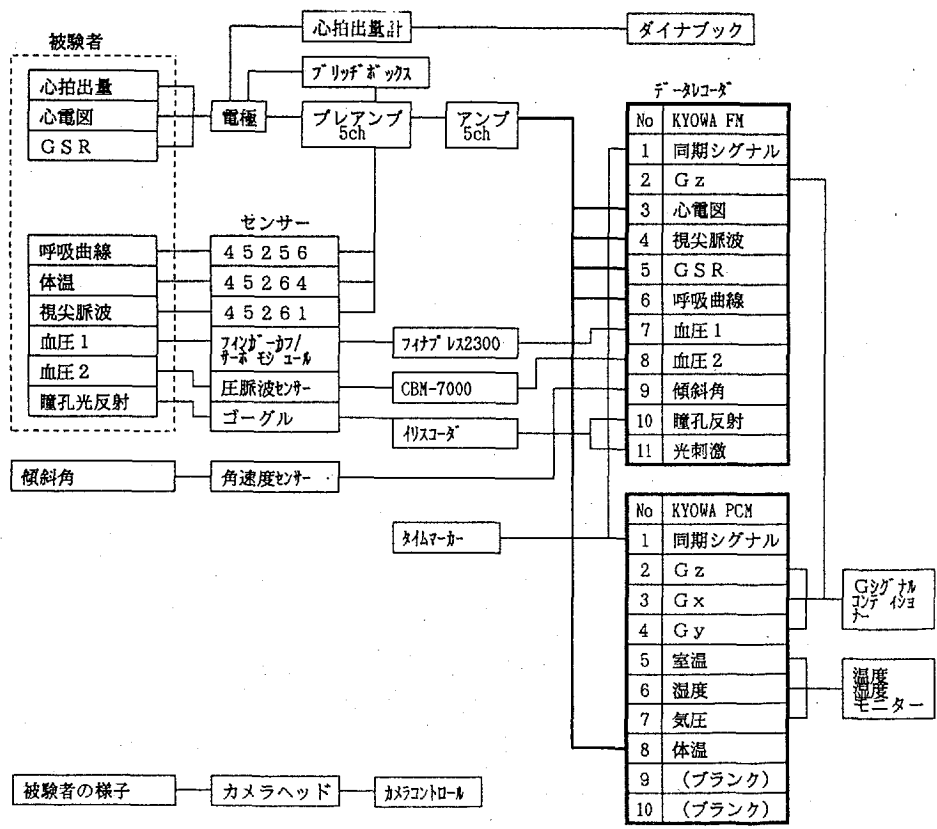
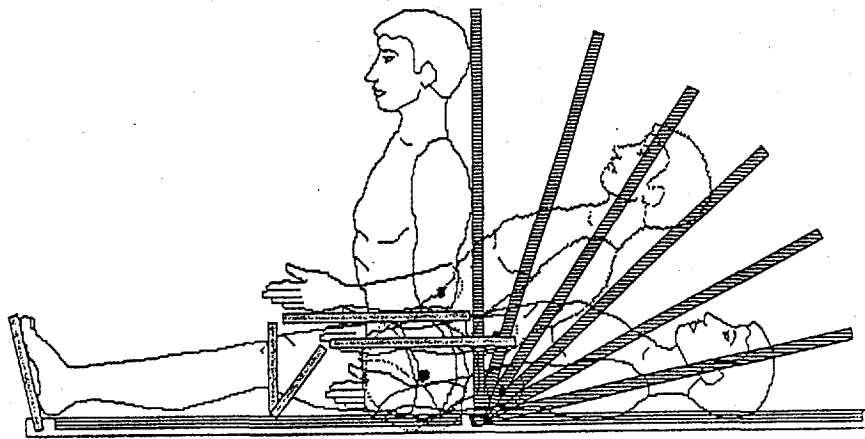


図3 実験装置のシステム構成図 (モードB)  
 Fig.3 Experiment set-ups for mode-B.

### (1) ベッド・固定

低重力下において、姿勢の変化による影響をより詳細に取得するため、今回は、ベッド起立角度を0度～90度まで調節可能なベッドを製作し、利用した(図4)。さらにアーチファクトの混入を避け、安定した生体信号を取得するために、両肩、両腕、腹部、腰から膝にかけて被験者の身体を総数8箇所非伸縮性バンドを用いて固定した。また、被験者の実験中の固定によるストレスを少なくするため、ベッド表面にクッションおよび保温のためにフェルト地を張り付けた。

(90度)



起立角度  
(0度)

図4 計測用ベッド構成図

Fig.4 Reclining bed for a subject.

### (2) 角速度センサー

パラボリックフライト中、航空機のピッチ角(Y軸まわりの角度)は常時変化している。したがって、今回の実験のように被験者を航空機に固定した場合、被験者は常時Y軸まわりの加速度を受けており、特に低重力部の前後では複雑な角速度変化を受けることになる。このような角速度の変動は平衡器官である前庭系などに影響を与え、さらにこれが自律神経系への入力となっている可能性もある。そこで今回はこのような可能性についても検討する目的で、新たに高感度の角速度センサー(ジャイロスター:感度 $\pm 45\text{deg/sec/V}$ )を導入した。

### (3) ヘルメット一体型携帯用超小型瞳孔計(イリスコーダ)

イリスコーダは、瞳孔にLEDによる可視光刺激を与え、モニタ画面上に設定した範囲内にある瞳孔の最大直径をリアルタイムで計測するものである。本実験では、低重力変動による自律神経系への影響の指標として用いた。

市販のイリスコーダのセンサー部分は、ゴーグルの形状をしており、地上での計測には適しているが、重力変化の激しい機内では装着位置のズレが生じる。したがって、安定した測定を行うためにフルフェイスヘルメットにセンサー部を完全に固定した。また、計測制御装置についても、航空機実験用に以下の項目について改良を行った。

- ①アナログ出力が常時モニター計測できること
- ②LED刺激光の発光時間の切り替え機能の追加(50ms,100ms,200ms)
- ③光刺激間隔の選択機能の追加(1S,2S,3S,4S)

#### ④瞳孔像の外部モニター用端子の追加

#### ⑤光刺激の外部コントロールモードの変更

さらに、アナログデータ記録の他に、実験中の瞳孔の様子を8ミリビデオを本体に接続し記録した。

### 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日目のみ、ベッド起立角度を70度、0度にしそれぞれの計測を行った。2日目は70度、3日目は0度、4日目以降は70度で計測を行った。

②今回のフライト期間中前半3日間はモードA(図2)にて、後半3日間はモードB(図3)にて計測を行い、被験者の姿勢は以下の条件に従った。

1日目	: 1～3 $^{\circ}$ ラホリックフライト	70度に固定
	4～10 $^{\circ}$ ラホリックフライト	0度に固定
2日目	: 毎 $^{\circ}$ ラホリックフライト	70度に固定
3日目	: 毎 $^{\circ}$ ラホリックフライト	0度に固定
4～6日目	: 毎 $^{\circ}$ ラホリックフライト	70度に固定

③フライトパターンは、以下の条件で行った。

- 1～6 $^{\circ}$ ラホリックフライト: 2.3Gエントリー
- 7～ $^{\circ}$ ラホリックフライト: 1.3Gエントリー

### 3. 実験結果及び考察

1991年2・3月期フライトの結果と合わせた実験結果および考察を以下に記す。

#### 3. 1 眼球運動

1991年2・3月期フライト5日目の結果を表1に示す。1Gから過重力に移行するに伴い、上向きの弱い眼振が出現した。眼振の強度は45度姿勢に比べ70度姿勢の方が高く、45度姿勢における眼振は第5 $^{\circ}$ ラホリックフライトでのみ認められた。また、過重力に伴う眼位変化は、第1 $^{\circ}$ ラホリックフライト以外は発現しなかった。

図5に示すように、過重力から低重力移行に伴い下向きの眼振がみられた。眼振は、低重力に達する1.6～2.6秒前のG変化が最も激しい時に発現し、眼振第1打の緩徐相速度が最も速く、以下時間の経過とともに減速した。70度姿勢では6.0～8.1秒継続したが、45度姿勢では3.0～4.8秒で消失した。持続時間および最大緩徐相速度の点で、70度姿勢が最も眼振の強度が高く、45度、0度姿勢がそれに次いだ。1.3Gエントリーでは、眼振はほとんど認められなかった。

以下、図には示さないが、特徴的な結果について報告する。

(1) 同一被験者による1992年1月期フライト1日目では、0度姿勢で上向きの眼振が生起しており、眼振は過重力の間で継続していた。緩徐相速度は1Gから過重力移行時の眼振発現直後が最も速く、以後徐々に減速していった。1992年1月期フライト2日目(全 $^{\circ}$ ラホリックフライトとも70度姿勢)では、他の姿勢のデータと異なった下向きの眼振が発現した。1.3Gエントリー時には眼振は起こらなかった。

(2) 45度姿勢では、低重力突入後3.0～3.4秒経過して上向きの眼振が発現した。眼振は

5.2~6.0秒続き、緩徐相速度は眼振の経過の半ばで最大となり (Max:35°/s)、以後低下した。今回のフライトにおいても0度姿勢で眼振の発現を観察したが、2日目フライト(70度姿勢)では認められなかった。

- (3) 低重力の経過中、眼位が20~35度上方にシフトした。この変化は70度姿勢の方が、45度姿勢よりも顕著であったが、0度姿勢でも上方へのシフトがみられた。
- (4) 70度姿勢では、pull out時の過重力で、眼位が下方にシフトした(-5°程度)。45度姿勢および0度姿勢ではこの様な眼位シフトは著しく小さいか認められなかった(<3°)。
- (5) 過重力から低重力移行時では70度・45度姿勢ともに、下向き(downbeating)の眼振が発現した。その強度は、暗視野条件においてより顕著であった。また、45度姿勢よりも70度姿勢の方が強度が高かった。さらに同一条件内でも、第1<sup>h</sup>ラボリックフライトよりも第2、第3<sup>h</sup>ラボリックフライトの方が眼振の強度が高かった。この眼振に伴い、瞬目がしばしばみられた。前後の過重力環境下では眼振はみられなかった。
- (6) 70度姿勢では低重力移行に伴い、上方へ10~15°眼位のシフトが起こったが、前後の過重力環境下では特に眼位シフトはみられなかった。45度姿勢ではほとんど眼位の変化はなかった。

G変化に伴う眼球運動を引き起こす主な要因として、半規管系での回転加速度入力および耳石系での直線加速度入力の変化が大きく寄与している。したがって、生体、特に平衡器系にかかるこれらの加速度が3次元的に計測され、平衡器系を中心とした座標系として記述されなければならない。今回より角速度計による記録を行ったが、この記録から過重力から低重力移行に伴う下向きの眼振の発現は、過重力における機首引き起こし運動が終わり回転速度がプラスからマイナスに移行する時点に対応していることがわかった。したがって、この眼振生起メカニズムに関して、単にGz、Gx方向の直線加速度だけではなく、pitch方向の0回転加速度の重要性が示された。

表1 G変化に伴って生起した垂直性眼球運動(フライト#5)  
暗視野条件 機首方向に向かって座位  
Table.1 Vertical EOG induced by Gz  
(dark field, sitting position)

ラボリック フライト	エントリー	イス角度	1G→過重力 眼振有無	過重力 眼球偏位	過重力→低重力 眼振(時刻、方向)	低重力 眼球偏位	眼振(時刻、方向)	過重力 眼球偏位
1	2, 3G	70°	上向き(weak)	-15°	-1.6→6.5下向き	35°	—	-5°
2	2, 3G	70°	上向き(weak)	—	-1.8→5.5下向き	35°	—	無
3	2, 3G	70°	無	無	-2.2→3.8下向き	30°	—	-5°
4	2, 3G	45°	—	無	-1.8→3.0下向き	20°	—	—
5	2, 3G	45°	上向き(weak)	—	-2.6→1.2下向き	35°	3.4→8.6上向き	—
6	2, 3G	45°	—	—	-2.0→1.0下向き	30°	3.0→9.0上向き	—

\*時刻は、低重力突入時点をもって0秒とする。  
\* " — " は、測定困難もしくは極めて微弱であることを示す。

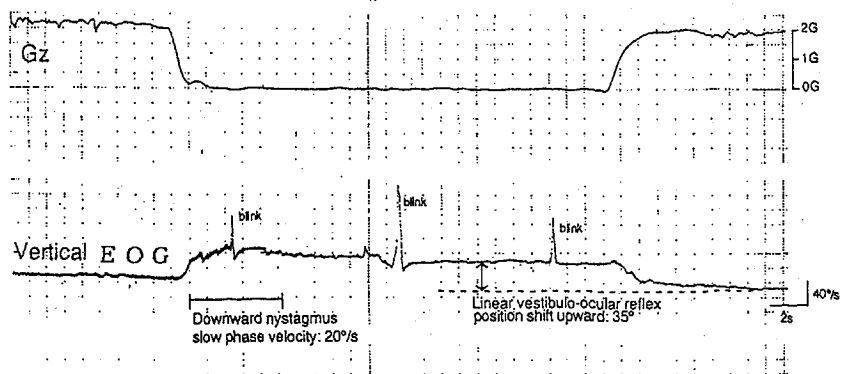


図5 パラボリックフライト中の垂直性眼振例  
Fig.5 Typical G-dependent vertical EOG.

### 3. 2 呼吸

図6に1991年2・3月期フライト3日目（呼吸無統制条件）、4日目（呼吸統制条件）の呼吸曲線を示す。無統制条件の場合、過重力下では70度、45度姿勢ともに、呼吸曲線の波形がつぶれて変化が著しく小さくなり、呼吸頻度が高くなった。1.3Gエントリーでは、呼吸曲線の振幅低下はほとんど起こらなかった。一方、低重力環境下では、呼吸曲線の振幅増大が、70度、45度姿勢および1.3Gエントリーの全てでみられた。また、呼吸曲線の振幅は低重力突入時に最大となり、時間の経過とともに振幅が低下した。これら、重力変化に伴う反応は70度姿勢で最も顕著であった。

他の生理指標変化との関係を比較すると（図では示していない）、酸素分圧は低重力突入とともに上昇し、低重力からpull outにはいって3～5秒でほぼ最大となり、このとき70度姿勢では水平飛行時より最大6.5%高い値を示した。45度姿勢では、水平飛行時より2%ほど高くなる程度であった。二酸化炭素分圧は、低重力からpull outにはいって3～5秒で最低となったが、変化量は水平飛行時の値より2%低下する程度であった。一方、安静時、パラボリックフライト時ともに、血圧波形や指尖容積脈波の初期隆起の振幅変動と呼吸の間には、特に関連はみられなかった。

呼吸統制の結果、過重力、低重力ともに呼吸リズムの乱れは認められず、無統制の場合と異なり、過重力における呼吸曲線の振幅低下はほとんど見られなかった。また、低重力下では70度、45度姿勢ともに呼吸曲線の振幅の増大をみたが、無統制の時と比べ振幅増大の程度は小さかった。また、1.3Gエントリーでは呼吸曲線の波形の乱れは、1Gから過重力、過重力から低重力へ移行する時点で一過性に起こったが、直ちに回復した。



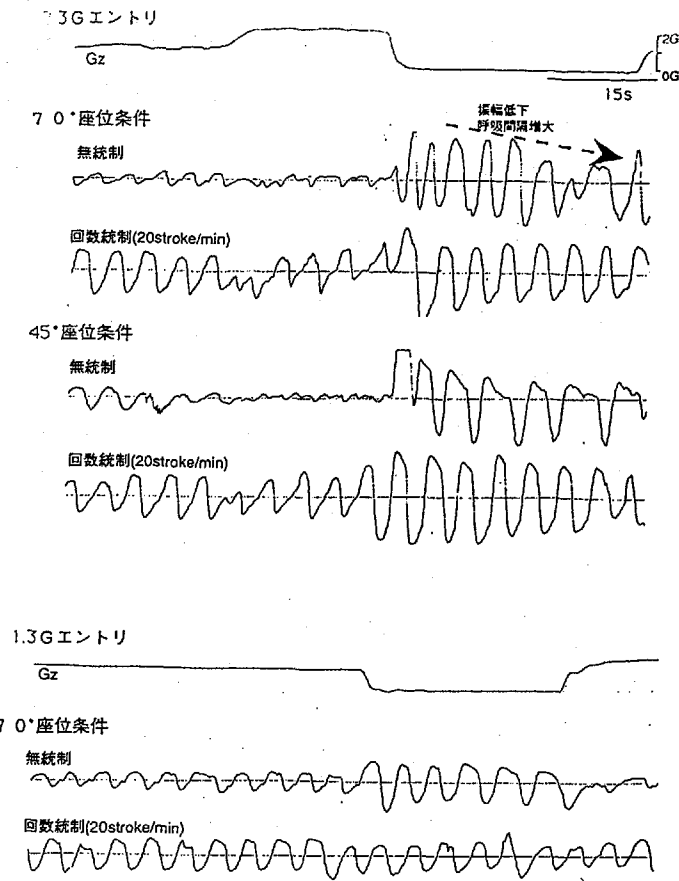


図6 パラボリックフライト中の呼吸変化

Fig.6 Respiratory changes during parabolic flight.

### 3. 3 GSR

直線加速度負荷等によってひき起こされる動揺病 (motion sickness) は、蒼白、冷汗、吐き気によって特徴づけられる。なかでも冷汗は、皮膚電気反射 (GSR) として連続計測が可能で、数多くの報告がなされている (Golding et al, 1992)。

図7に1991年2・3月期フライト2日目のデータを示す。各パラボリックフライトで際立った反応は、過重力の時点と、過重力から低重力への移行期の時点で起こり、さらに、「30秒前」コール時にも反応がみられた。これは、精神的な緊張状態を反映したものであるが、1.3G エントリーでは、入りの1.3Gのところでは反応がみられなかったことから、必ずしも精神的緊張か否かを即断できない。したがってパラボリックフライトの回数との関係等、更に詳細な検討が必要である。

重力変化に伴う反応の頻度は70度、45度姿勢および1.3Gエントリーいずれについてもパラボリックフライトの回数を重ねるほど穏やかになっており、また70度、45度姿勢、1.3Gエントリーの順に反応の頻度が穏やかになっていた。これらの反応は各々の被験者においても検出された。

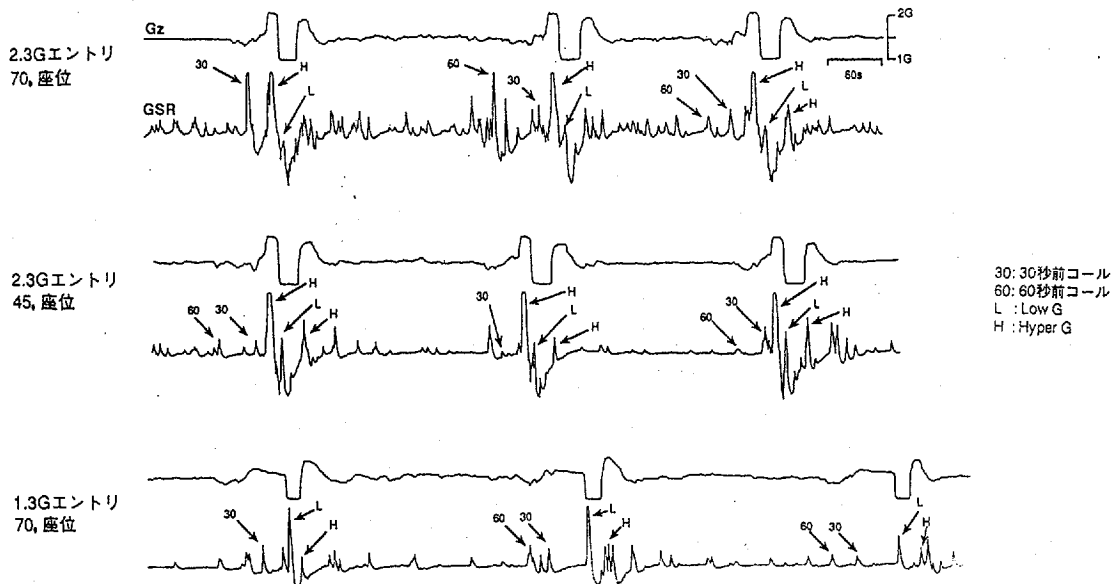


図7 GSR

Fig.7 GSR

### 3. 4 瞳孔反射

今回の実験では、3日間にわたり合計27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。図8に計測データの一例を示す。実線が瞳孔の直径変化、点線が重力変化を表している。

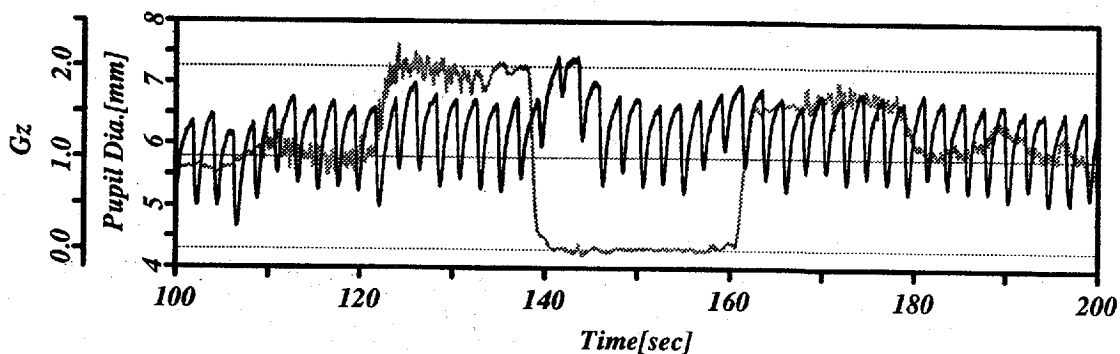


図8 瞳孔光反射応答

Fig.8 Response of human pupillary light reflex.

重力変化時の瞳孔光反射応答の計測は今回が世界初の試みであり、まず、パラボリックフライト実験用に開発したヘルメット一体型携帯用超小型瞳孔計により、非常に安定したデータの取得に成功したことは大きな成果である。さらに、計測されたデータには重力の変化に伴った幾つかの特徴が見い出せる。例えば、1Gから過重力状態への突入後には、平均瞳孔径の緩やかな増加と光刺激に対する縮瞳量の減少が見られる。また、過重力から低重力状態への変化時には、それに伴う比較的急峻なさらなる平均瞳孔径の増加が見られ、光刺激に対する縮瞳量も大きく減少し、その後比較的早く、ほぼ1Gの状態と同様の応答に戻る。一方、低重力から再び過重力に戻る際には、大きな応答変化は認められない。

瞳孔応答は交感神経系の支配を受ける散瞳筋と、副交感神経系の支配を受ける縮瞳筋により制御されており、各筋の応答時定数の差異から、緩やかな平均瞳孔径の変化は散瞳筋

すなわち交感神経系の活動を反映し、光刺激に対する早い縮瞳成分は縮瞳筋すなわち副交感神経系の活動を反映しているものと考えられる。これまでの研究により、図9に示す瞳孔応答の各特徴パラメータが自律神経系活動の指標として有効であることが示されている。今後は、計測データからこうした瞳孔応答の各パラメータを抽出・解析することにより、重力変化に対する交感神経、副交感神経といった自律神経系活動の様子を明らかにすることができると考えられる。

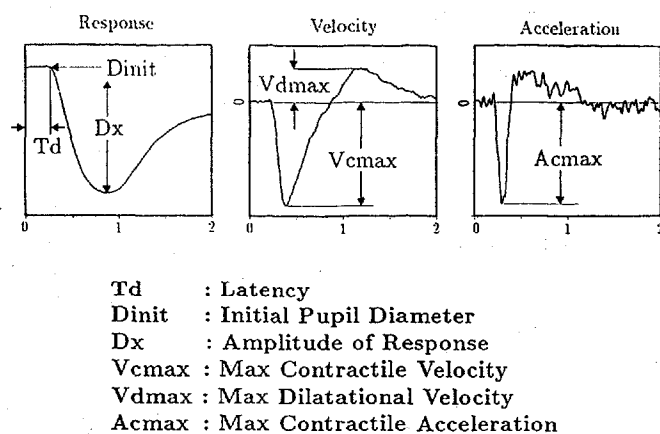


図9 瞳孔応答の各特徴パラメータ

Fig.9 Parameter characterization for pupillary response analysis.

### 3. 5 血行動態

パラソリックフライトによる低重力状態で得られた血行動態変化は、心拍数の低下と一回心拍出量の増加である。図10に、エントリーが2.3Gの70度姿勢における心拍数と一回心拍出量の変化を示す。エントリーの2.3G負荷において心拍数は著明な増加を示し、逆に一回心拍出量が減少している。次に、低重力状態に移行すると、増加していた心拍数は急激な減少を示し、1G状態よりも低下していた。これに反して一回心拍出量は増加し、1G状態よりも約15ml高値を示した。これは低重力下において下半身の体液が上半身に移動したためである。これらの変化は、被験者の体位を70度から45度に傾けると移動する体液量が減少するために変化は少なくなり、0度姿勢では変化が消失した。1.3Gエントリーにおける変化(図では示していない)は、心拍数が低重力状態で軽度減少したのみで、一回心拍出量も約7~8mlの増加にとどまっていた。これは、エントリー時の過重力の影響が低重力状態の血行動態変化に強く影響することを意味しており、実験を計画、解析する際には注意が必要である。低重力状態の変化のみを重視するのであれば、可能な限りエントリーの過重力を少なくするべきである。

次に、同じ70度の姿勢、同じ2.3Gエントリーにおける、過重力状態下の心拍数変化を前半3日間と後半3日間で比較してみた(図11)。明らかな差異が認められ、後半3日間では心拍数の増加が少なくなり、被験者の慣れが認められた。また、1日の同じフライトにおける前半と後半の比較でも、後半で心拍数の増加は少なくなり、慣れが認められた。これに対して、低重力状態における一回心拍出量の前半と後半における差異が少なく、移動した体液量はほぼ同量であったと推定された。

70度姿勢で2.3Gエントリー時の血圧変化を図12に示すと、過重力では拡張期血圧が上昇

し、脈圧の減少が認められた。低重力状態になると、直後は収縮期血圧が上昇して、脈圧が増加するが、徐々に拡張期血圧が低下し続けて1G状態よりも低値を示した。次に収縮期血圧も徐々に下降するに連れて、脈拍数も減少し続け、低重力状態の後半では両者ともに1G状態よりも低下していた。この様に低重力状態における血圧の変化は経時的に変化し続けているため、血行動態を解析する際には早期の変化と末期の変化に分ける必要がある。図13には、70度姿勢の2.3Gと1.3Gエントリーおよび2.3Gの45度姿勢の血圧変化が示してある。低重力状態における上半身への体液移動によって生ずる血圧の変化は、エントリーの過重力パターン、また体位によって異なることが判明した。これらパラボリックフライトにおける血行動態の連続的な計測はこれまで報告が見当たらず、今回の実験により貴重なデータが収集できた。

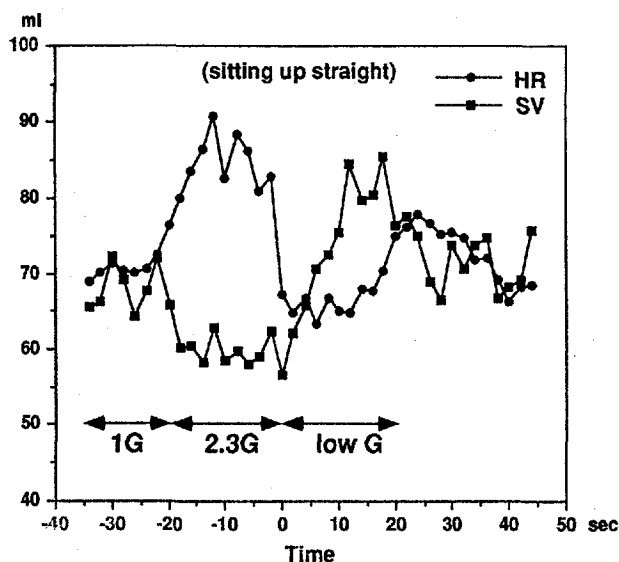


図10 心拍数と一回心拍出量  
Fig.10 Heart rate and Stroke volume.

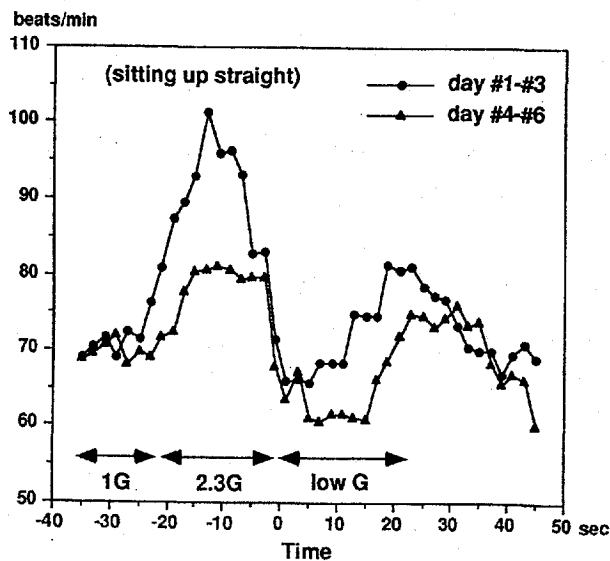


図11 心拍数  
Fig.11 Heart rate.

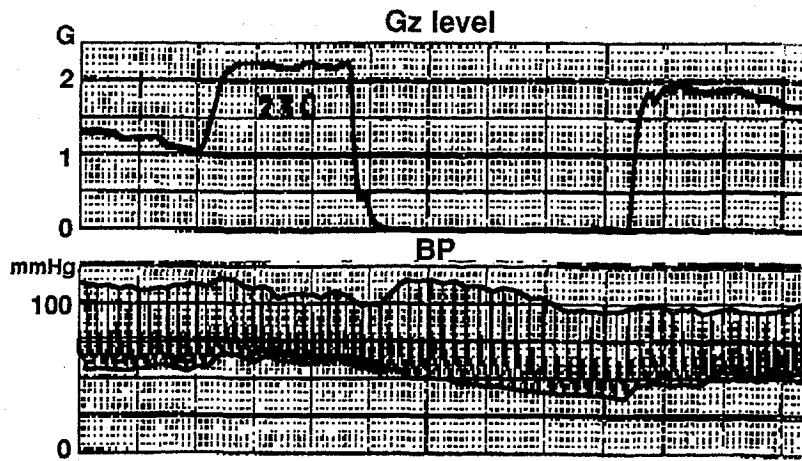


図12 血圧とGレベル

Fig.12 Blood Pressure and G-level.

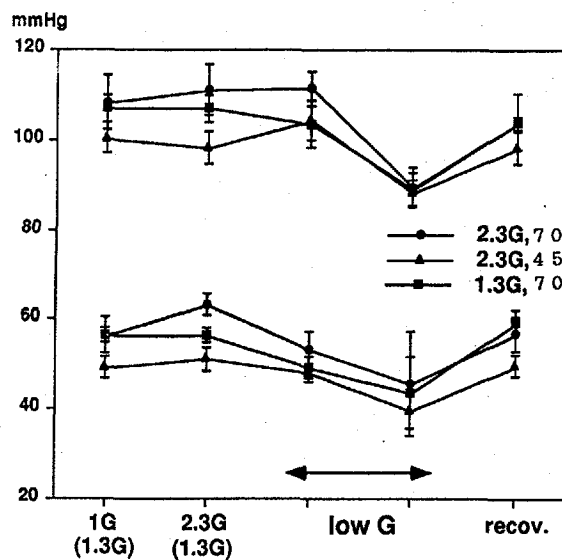


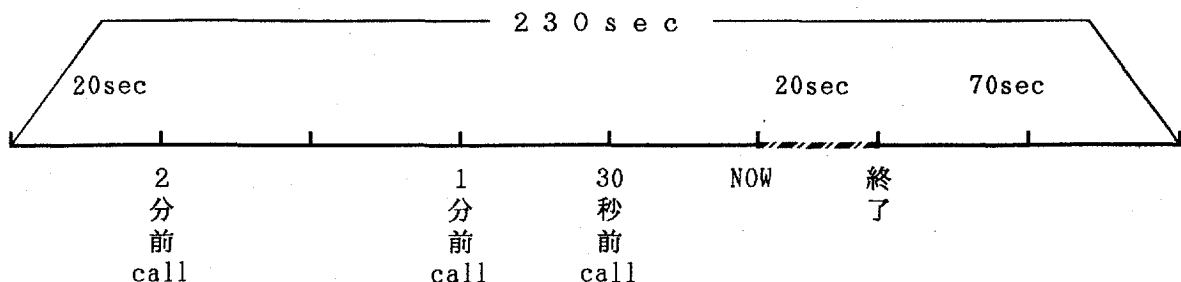
図13 血圧

Fig.13 Blood Pressure.

#### 4. 技術的考察

##### 4. 1 取得データの前処理

記録された連続データから必要なタイムドメインの切り出しは前回同様に行い、各パラボリックラットの開始2分20秒前から終了後70秒、計230秒をそれ以後の解析対象とした。



時系列分割ファイルから項目別分割ファイルへの変換は以下の項目について行い、6日間を通して良好に計測できたデータのみとした。

- |              |            |            |            |
|--------------|------------|------------|------------|
| ① ECG        | ② EOG (垂直) | ③ EOG (水平) | ④ GSR      |
| ⑤ 呼吸曲線       | ⑥ 心拍出量     | ⑦ 指尖容積脈波   | ⑧ フィットネス血圧 |
| ⑨ CBM-7000血圧 | ⑩ 瞳孔反射     | ⑪ 光刺激      | ⑫ タイムマーカ   |
| ⑬ Gx         | ⑭ Gz       | ⑮ 機体傾斜角    |            |

ただし、2日間とも共通にPCMデータレコーダ記録されているGy、室温、湿度、気圧、体温については、特別なデータ処理を行わないこととした。

処理工程は、17本のデータテープより、前回同様にSPAIRASにて250Hz/秒でサンプリングし、工学値変換を行った上、上記①～⑮の項目を4項目ずつファイル化し、最終的に約50Mバイトのデータ量となった。

#### 4.2 実験および装置の評価結果

##### (1) 身体固定

70度、0度の姿勢変化による生体信号への影響がとらえられた。被験者の身体には多数のセンサー類が装着されているため、身体固定を行う際にもセンサー上を固定しないよう、またバンドを締めすぎないように装着し、データへの影響を避けなければならない。実験初日は特に体動によるアーチファクトは手に装着したセンサー類や眼球運動に最も顕著に現れた。その後固定方法の検討を行ったが、眼球運動データには明らかに首の動きの影響と思われるアーチファクトが見られた。

##### (2) 角速度センサー

計測は、1回目のパラボリックライトに入る前の機体が水平になったところで、リセットボタンを押し、その点を機体ピッチ角ゼロとした。その後、角速度計で得られた信号をノイズ処理、増幅し、FMデータレコーダに収録した。水平飛行時の角速度計の電力出力は1Vで表示した。図14に1992年1月期フライト2日目・1回目のパラボリック前後の計測データを示す。本計測は角速度の変化量を計測しているため、ピッチ角が変化しない場合はゼロを表示する。したがって、正確なピッチ角を求めるには積分等の処理が必要となる。

本計測により、今回の実験のように比較的小さな角速度変化も充分検討することができた。また、パラボリックライト中の機体のY軸まわりの角速度は、低重力飛行中は-4.5deg/sec前後のほぼ一定した角速度であり、低重力飛行の導入前後はGz変化と対応して約+4.5deg/secから-9deg/secまで変動していることがわかった。今後、重力変化の他に、機体の角速度変化と生体信号の相関関係を解析する上で、本データは有意であることが実証できた。

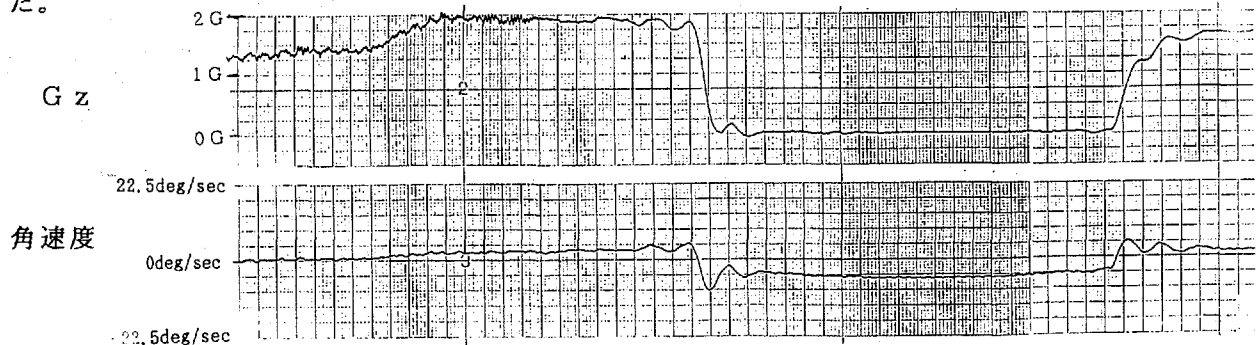


図14 角速度計測データ

Fig.14 Typical angular velocity measurement data.

### (3) 瞳孔光反射

測定部の重力変動に対する影響を排除するため、イリスコーダをヘルメットと一体化させることにより、安定した計測を行うことができた。しかし、微小なヘルメットの動きあるいは頭の位置の変化があり、被験者が意識して計測部に瞳孔を合わせる必要があった。最大の問題点としては、ヘルメット内の計測部の光学系に曇が生じる場合があり、ノイズ発生の原因になることがあった。また、測定部光学系のハーフミラーが湿度により剥離されやすいことも判明した。結果として、取得データの雑音レベルは少し高かったが、フィルタリング等のデータ処理により重力変化の解析は可能であった。

### (4) CBM-7000血圧計

フィナプレス血圧計と同時に計測し、フィナプレスの計測データの信頼性をある程度立証できた。しかし、CBM-7000機の圧脈波センサー部分は体動が発生する毎に自動的に位置を検知し直し、再計測する機能があるため、パラボリックラット中に体動があった場合には計測ミスが発生し、測定できないことがあった。体動の原因は、ストレスなしで身体固定が完全にできないことと、被験者が無意識に体動を起こしていることによる。

さらに高度な解析のために各生体信号データと重力変化の関係を厳密に解析するためには、各データから解析可能なパラメータを評価・抽出するための前処理を行う必要がある。まず、周波数帯域の高い信号（心電図、血圧、視尖容積脈波）と比較的低い信号（重力、呼吸曲線、皮膚電気反射）に分けて処理を行った。変化が早いデータに関しては、各データの特徴がよく反映されるパラメータ（特徴パラメータ）を抽出する必要がある。例えば心電図に関しては瞬時心拍数（R-R間隔の逆数）、血圧に関しては最高血圧及び最低血圧等、各生体信号に特徴のある信号変化があり、その抽出方法にはフィルタリング、閾値法、ピーク検出などがある。しかし、特徴パラメータを250Hzで保存した計測データから抽出して得られたデータは、時間軸方向に不等間隔となるため補間処理を行い、62.5Hzの等間隔データに変換を行った。一方、データ変動が遅い信号は、冗長なデータ(250Hz)を1/4に圧縮し(62.5Hz)、処理を行った。以上の前処理を行うことにより、重力変化と非線形、非定常、多チャンネル並列の生体信号データの相関解析が可能となった。

## 5. 今後の課題

(1) 眼球運動はEOG法でDC記録しているため、発汗やリード線の揺れなどによるノイズを拾い易いが、現状のシステムでは機上で波形や記録をチェックすることができない。機上でこれら記録のチェックができるシステムの整備が必要である。

パラボリックラットによって誘発される眼球運動は、姿勢にもよるが、垂直性、水平性の他に回旋性のものも起こることが報告されている。また、左右の眼球運動の非対称性も地上以上に激しくなるという。EOG法は、無侵襲で、較正も容易である等長所も多いが、左右の眼を個別に測ったり、回旋性の運動を測るには限界がある。したがって、ビデオオキュログラムのような無侵襲、3次元計測システムの導入が望まれる。さらに、今回の実験で機体に固定されたジャイロおよび角速度計の記録が、搭乗した被験者の平衡器系に即した座標系で記述されるならば、平衡感覚の入

出力の関係についての理解が容易になるものと思われる。

- (2) 呼吸バンド法による呼吸曲線の導出は、定性的に呼吸回数のみを問題にする場合には特に問題はないが、呼吸における一回換気量の推定には限界がある。二酸化炭素分圧や酸素分圧を同時計測し、定量的取扱いができる指標の導入が望まれる。
- (3) GSRは実験が冬季のため電極装着時の機内温度は低く、この時点でブリッジバランスをとるため、飛行機が空域に達した時には室内温は24~25°Cに保たれ皮膚電気抵抗が低下し、ブリッジバランスが大きくずれていることがあった。装着時点で何らかの加温および保温措置が必要であり、さらに空域到着前に波形及び抵抗値計測が必要である。また、時定数は3秒としたが、過重力から低重力への短い時間経過で連続して起こるいくつかの反応が重なって、反応の検出が一部困難になっていた。したがって、他に問題がなければ時定数をさらに下げ、phasicな反応のみを記録できるようにし、引き続いて起こる反応を分離する試みを検討する必要がある。

電極の装着点を掌握部としたが、通常この部位では精神性発汗および、覚醒水準などの計測が期待できる。しかしながら、motion sicknessおよびそれに伴う冷汗に焦点をあてるならばむしろ掌握部以外での導出も併せて検討してみる必要がある。
- (4) 今回の瞳孔光反射計測では、重力変化と光刺激による瞳孔直径の変化を計測し、貴重なデータを取得することができた。今後は光刺激を与えず、重力変化のみによる瞳孔直径の変化を計測し、両データを比較・解析する必要がある。
- (5) 呼吸機能と循環機能を計測するのであれば、低重力時間が短いため、心拍毎で計測できる装置が不可欠である。循環動態の測定装置として、心拍出量をインピーダンスカルディオグラフィで測定したが、コンピュータのメモリー制限のため、現在は2心拍毎の測定になっている。これは、単にプログラムと記憶装置の問題のみであるため、デジタルデータの記録方法を検討する必要がある。他に、心拍出量計として、絶対値の信頼性が高いエコーカルディオグラフィの搭載を検討することも必要である。血圧測定は、末梢よりも中枢側で測定する方が信頼性が高いので、今回は前腕の橈骨動脈を測定する血圧計を使用した。安定した測定ができなかった例が多かった。この装置については改良が望まれる。フィナプレスによる血圧測定では安定したデータを取得できた。
- (6) 多量の生体信号を地上と隔離された航空機内で取得するために、モニターのない装置に関しては測定上の問題が生じても対処することは困難である。また、モニターがあるにもかかわらず一箇所のトラブル処理に時間がさかれる場合は、オペレーターはパラリックフライト毎に確認すべき項目が多く、オペレーターの負担が大きいため、限られた実験時間内で迅速な対処することは困難である。したがって、計測項目、計測装置、モニター方法等のさらに進んだ検討が必要である。
- (7) データレコーダ内に収録した計測生データを適量切り出し、工学値変換した上で解析に適したファイル様式に変換する処理手順は複雑であり、フロッピーディスクで処理するには多量の時間が必要であった。これは地上のデータ処理装置のソフトウェアとハードウェアの制約によるところがある。現状ではフロッピーディスクベースでの情報提供が最も汎用的であるが、今後はユーザーのテープ、光ディスク等にも対応可能な高機能機となってゆくことが考えられ、データ処理方法の改善およ



び処理能力の向上策を考え直す必要があるであろう。

## 6. 結言

本航空機実験の結果をまとめると以下ようになる。

- (1)機体のピッチ角変化に伴う生体信号変化を計測する手段として角速度計を用いた。この方法によって比較的小さな角速度変化が計測でき、低重力下における角速度がほぼ一定値を示していることや、パラボリックフライト前後のGz変化と対応して角速度が変動することが確認された。
- (2)姿勢変化が生体信号に及ぼす影響を調べるために、ベッド起立角度を70度、0度の2通りで計測した。その結果、昨年度のデータと合わせて3通り(70,45,0)の姿勢によるパラボリックフライト中の生体信号(眼球運動、呼吸、皮膚電気反射、血圧、心拍出量、心拍数)の変化が確認された。
- (3)新しく計測項目として加えた瞳孔光反射計測では、重力変化に伴う平均瞳孔径の増加や、光刺激に対する縮瞳量の減少が確認された。重力変化時の本計測は世界初の試みであるとともに、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)血圧測定では原理の異なる2台の血圧計を搭載し、一人の被験者に対し2台同時に計測した。その結果、重力変化に伴う血圧変動が両装置において確認されたとともに、パラボリックフライト中の装置機能検証が合わせて実施できた。その他の循環系の変化として、低重力下での心拍数の低下および、一回心拍出量の増加が認められた。これらパラボリックフライトによる血行動態の連続的計測は過去に報告例がなく、貴重なデータが取得できた。
- (5)被験者を複数用いることにより、低重力環境下における個体差が確認された。
- (6)低重力環境下における計測機器の機能が検証された。
- (7)昨年度同様、取得データに関し解析に必要な箇所の抽出・処理を施すことにより、昨年度から蓄積された生体信号計測データと重力変化の相関解析が一部実施され、計測データの処理・蓄積技術の有用性が確認されつつある。また、今後の技術課題も把握することができた。引き続き、医学生理学的観点から生体信号計測手法の検討を行うとともに、より適切なデータ処理・蓄積方法を検討する。

## 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.