

平成 24 年度戦略的基盤技術高度化支援事業

「耳栓型 2 点計測方式による脳波センシング技術と、人行動支援システムの開発」

研究開発成果等報告書

平成25年 5月

委託者 近畿経済産業局
委託先 株式会社プロアシスト

「耳栓型 2 点計測方式による脳波センシング技術と、人行動支援システムの開発」
研究開発成果等報告

目次

- 第 1 章 研究開発の概要
 - 1-1 研究開発の背景・研究目的及び目標
 - 1-2 研究体制
 - 1-3 成果概要
 - 1-4 当該プロジェクト連絡窓口

- 第 2 章 超小型脳波センサ構造設計・開発
 - 2-1 低消費電力無線型送信機回路の設計・開発
 - 2-2 低消費電力無線型送信機筐体の設計・開発
 - 2-3 試作評価

- 第 3 章 超小型脳波センサ信号処理 ASIC 開発
 - 3-1 ASIC 設計
 - 3-2 ASIC 試作評価

- 第 4 章 耳栓型新電極開発
 - 4-1 耳栓電極の試作
 - 4-2 耳栓電極の評価

- 第 5 章 簡易睡眠判定アルゴリズム開発
 - 5-1 新規アルゴリズムの開発
 - 5-2 新規アルゴリズムの改良と精度検証

- 第 6 章 簡易睡眠判定ソフト開発
 - 6-1 開発したソフトの機能

- 第 7 章 まとめ

第1章 研究開発の概要

1-1 研究開発の背景・研究目的及び目標

(1) 研究の背景

ヒトは人生のほぼ3分の1を眠って過ごし、睡眠は生活習慣の一部であるとともに、神経系、免疫系、内分泌系等の機能と深く関わりを持つ。つまり生活を営む上での自然の摂理であり、健康の保持及び増進にとって欠かせないものである。睡眠不足や睡眠障害等の睡眠の問題は、疲労感をもたらし、情緒を不安定にし、適切な判断力を鈍らせるなど、生活の質に大きく影響し、睡眠は健康で快適な日常生活の必須条件である。しかしながら、現代社会においては、ストレス社会や生活の24時間化により、睡眠の異常や障害を持つ人が急増しており、若者から壮年者、高齢者にいたる日本人の5人に1人が不眠の症状に悩まされている。

不眠が原因で発生する健康障害や事故が社会的な大きな問題になっている中、睡眠の状態を手軽に計測できるようになれば、不眠による健康障害やうつ等の初期症状を早期に発見・改善したり、事故を未然に防ぐことが可能となる。その為には、身体に装着して違和感なく、且つ拘束されずに、日常生活を営みながら睡眠状態を計測できる超小型脳波センサの開発が求められている。さらにその計測結果の長期的な記録と日常的健康管理ツールとして活用できるシステム作りが必要である。

(2) 研究目的及び目標

本研究の実施内容および目標は以下の通りである。

①超小型脳波センサ構造設計・開発

市販の補聴器のサイズをベースにして、片耳に本体をホックで装着し、電極の片側を外耳に挿入、基準電極を耳朶に装着する。睡眠中や覚醒時に装着してもずれずに、目立たず測定できるような設計とする。

電池は小型で寿命の長い、ボタン型空気電池を採用し、省スペース化を図る。又、本体基板には電池の他信号処理ASICとアンテナ、その他チップ部品のみを搭載し、実装基板面積を20mm×15mmとする。

実装基板面積を20mm×15mm

出力電圧：10mV～1V、

SN比：20dB以上（入力信号20uV）を目標とする。

②超小型脳波センサ信号処理ASIC開発

外耳に電極を挿入し得られる脳波は、通常頭頂部等で得られる脳波（数十 μ Vオーダー）と比較し小さく（数 μ Vオーダー）、従来の信号処理技術では脳波信号がノイズに埋もれてしまい、脳波計測は不可能である。

その為、電極から極めて近い距離で外乱ノイズの影響を減らし、なお且つ低ノイズ増幅回路で高いS/N比を確保する手法が必須となる。小型空気電池（1.4V）で駆動できる、低電圧・低消費・低ノイズ信号処理用ASICをIBM0.13 μ mプロセスで開発する。

消費電流：10mA以下

を目標とする。

③耳栓型新電極開発

信号電極1点と基準電極1点の合計2点とする。

耳の中を完全に塞ぐとそれによる違和感を招く可能性が考えられる為、電極内部は空洞とする。

共同研究実施者の財団法人大阪バイオサイエンス研究所では、耳栓型新電極について先行した実験結果を得ており、これを基盤とし基準電極の配置や装着感のよい材料選定等を行う。電極面積：5mm×5mm 絶縁膜：50 μ m、誘電率：、推定容量：容量9pFの耳栓型電極を

試作し、20名の実験データを取得し評価する。

④簡易睡眠判定アルゴリズム開発

従来の解析ソフトウェアは、高度な解析結果が得られるが、医療従事者を対象とした製品であり、脳波に馴染みのない一般ユーザーが利用するには、学術的知見を必要とし、敷居が高く高価なものであった。睡眠脳波の自動解析アルゴリズムの構築をおこない、自動判定ソフトウェア開発へ繋ぐ。DeepSleepの検出基準値の妥当性を検証する。

⑤簡易睡眠判定ソフト開発

④で開発してアルゴリズムをもとに自動判定ソフトウェアを開発する。サービス利用者は、在宅で脳波を測定し、インターネットで経由サーバにデータを上げる。簡易解析によりすぐに利用者へ睡眠の傾向やタイプなどのアドバイスをを行い、診断の必要がある利用者には医師等の指導者と繋ぎ、医師から診断結果の提供や詳しい診察を促す。

1-2 研究体制（研究組織・管理体制、研究者氏名、協力者）

(1) 研究組織及び管理体制

- 1) 事業管理者
株式会社プロアシスト
- 2) 総括研究代表者
株式会社プロアシスト 代表取締役 生駒京子
- 3) 副総括研究代表者
公益財団法人大阪バイオサイエンス研究所
分子行動生物学部門 研究部長 裏出良博
- 4) 再委託先
公益財団法人大阪バイオサイエンス研究所
国立大学法人 大阪大学
- 5) アドバイザー
国立大学法人 大阪大学 教授 川崎 和男

(2) 研究者氏名

氏名	所属・役職
生駒 京子 (PL)	(株) プロアシスト 代表取締役
裏出 良博 (SPL)	(公財) 大阪バイオサイエンス研究所 分子行動生物学部門 研究部長
井上 敏範	(株) プロアシスト 制御事業本部 本部長
宮田 愛子	(株) プロアシスト 新事業推進プロジェクト 課長
草刈 慎二	(株) プロアシスト エンベデッドソリューション部 課長
花川 雅郎	(株) プロアシスト 制御技術部 課長補佐
下山 健太郎	(株) プロアシスト 特機開発事業部 課長補佐
福田 健一	(株) プロアシスト エンベデッドソリューション部
山口 雅之	(株) プロアシスト エンベデッドソリューション部
藤田 洋子	(株) プロアシスト エンベデッドソリューション部
松岡 俊匡	国立大学法人 大阪大学 大学院工学研究科 准教授
鎌田 隆嗣	国立大学法人 大阪大学 大学院工学研究科 特任研究員

1-3 成果概要

微小な脳波信号を計測する為の低ノイズ・低消費電力型でアナログ回路と無線通信機能を有する ASIC を開発した。

さらに本プロジェクトで開発した ASIC を搭載した超小型脳波センサと耳栓型絶縁電極の開発を完了し、最終形のシステムとして動作を確認した。

又、簡易睡眠判定新規アルゴリズムを開発し、そのアルゴリズムを実装したソフトウェアの開発を行った。

ASIC の一部機能が完全動作に至らず補間する回路を実装した為、想定していた基板サイズの目標値は達成しなかったが、その他の目標は全て達成するだけでなく、目標値を大幅に満足した。

本研究開発の成果である、「耳栓型 2 点計測方式による脳波センシング技術」を活用し、睡眠計測をはじめとした、脳波センシングによる人行動支援システムの事業化を目指す。

1-4 当該プロジェクト連絡窓口

〒541-0043 大阪府大阪市中央区高麗橋 2 丁目 3 番 9 号 星和高麗橋ビル 1 F
株式会社プロアシスト
品質管理部 部長 吉野裕教

第2章 超小型脳波センサ構造設計・開発

2-1 低消費電力無線型送信機回路の設計・開発

2-1-1 回路設計

試作する無線型送信機は、耳栓型絶縁電極による外耳道、クリップ型基準電極による耳朶電極と接続する方式とする。ただし、基準電圧はディスポ電極を用いた耳下部からの測定にも対応できるようにする。又、試作した ASIC を搭載し、消費電流の削減、及び機能の集約を図る。

ASIC は、センサ(Chopper LNA, ADC, IIR LPF)及び無線通信(ZigBee, スペクトラム拡散 DSSS, 位相変調 0-QPSK)の機能を有す。A/D 変換されたデータは SoC に蓄え、脳波取得タイミングに合わせて ASIC に一括転送し無線送信する。耳栓型絶縁電極を基板に直接接続し、電源/PSoC、ASIC、インピーダンス変換回路を 1 枚の基板に実装する。電源は空気電池 1 個により ASIC を駆動し昇圧回路から出力する+2.5V 電圧で SoC を駆動する。SoC、ASIC 間のデータ転送は P2W(I²C からスレーブアドレス選択フェーズを削除したもの)を使用し、電源電圧が異なることによるレベル変換には I²C トランスレータを使用する。アンテナへのバランス信号の送出にはチップ多層ハイブリッドバランを使用する。また、ASIC のシステムクロックには 32MHz 水晶振動子(8Z-32.000MAAJ-T)を使用する。

2-1-2 送信機の基板外観

図 2-1-1 に送信機基板の SoC 実装面の外観を示す。右側にアンテナを構成、左側に耳朶基準電極ケーブルを基板に半田付けするための切り込みを入れている。また、空気電池のために電池ケースの真ん中に穴を空けている。図 2-1-2 にその裏面にあたる ASIC 実装面の外観を示す。右側に耳栓型絶縁電極を取り付けるためのメスネジを設けている。基板設計で実装面積縮小のために 6 層設計、樹脂埋めにより高密度実装を可能としている。

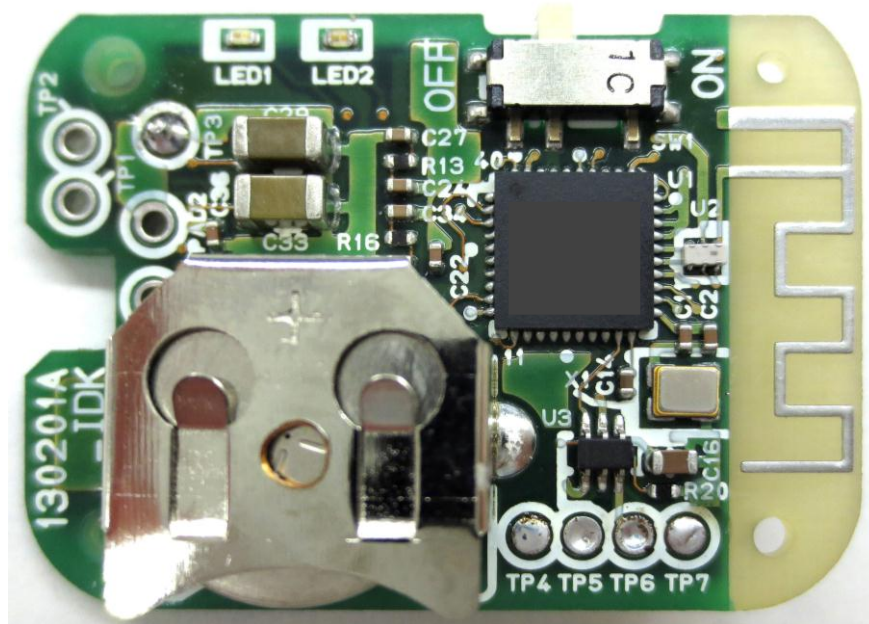


図 2-1-1. 送信機基板の SoC 実装面

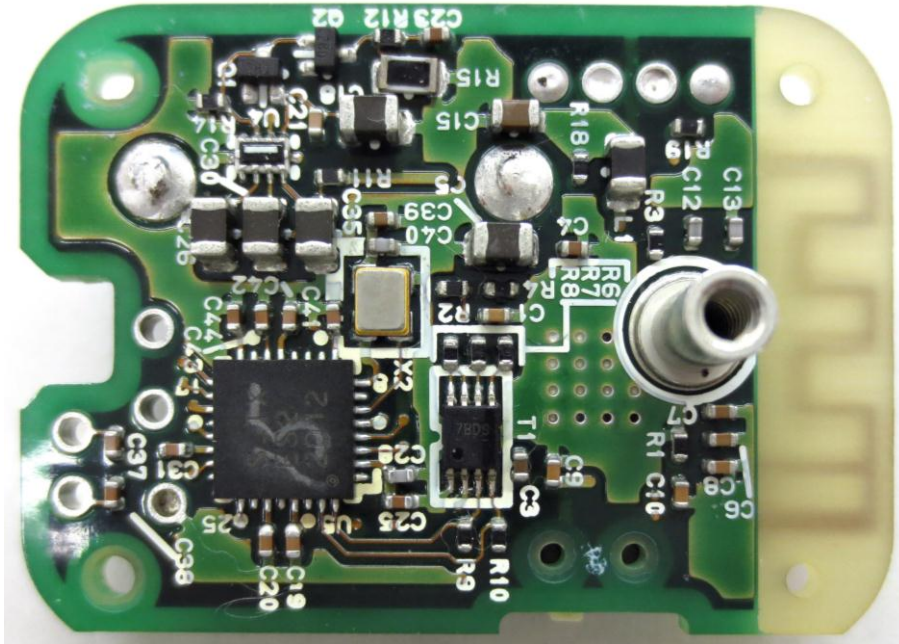


図 2-1-2. 送信機基板の ASIC 実装面

図 2-1-3 が耳朶基準電極ケーブルを送信機基板に半田付けした後の配線の様子である。図 2-1-4 が耳栓型絶縁電極を送信機基板メスネジに取り付ける様子である。

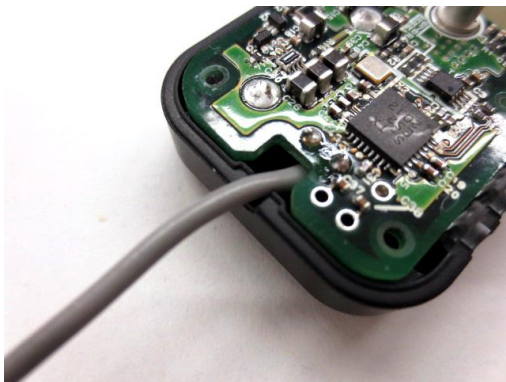


図 2-1-3. 電極ケーブルの配線



図 2-1-4. 耳栓型絶縁電極の取付

ASIC の全ての性能が目標に到達しておらず、補間回路を設けたために本年度開発した実装基板面積は 32.4mm×23.5mm となっている。目標値である 20mm×15mm はこの補間回路削除によって達成可能である。

2-2 低消費電力無線型送信機筐体の設計・開発

2-2-1 送信機の筐体設計

耳栓型絶縁電極を送信機本体と直接接続し、外耳道に合わせてサイズ交換できるようにする。耳朶基準電極は外耳道と耳朶間の個人差を考慮し送信機からケーブルを伸ばして耳朶を挟むようにする。また、固定フックにより耳栓型絶縁電極を挿入した状態で固定できるようにする。

2-2-2 送信機の全体構成

図 2-2-1 に無線型送信機全体の外観を示す。耳朶基準電極を耳朶に挟み込み、耳栓型絶縁電極を外耳道に挿入、固定フックを耳にかけて装着する。図 2-2-2、図 2-2-3 が無線型送信機を左耳に装着した様子である。



図 2-2-1. 送信機全体



図 2-2-2. 送信機装着(真横)

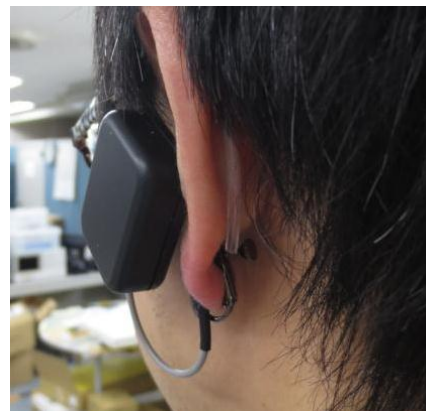


図 2-2-3. 送信機装着(後ろ)

2-3 試作評価

2-3-1 出力電圧

本年度の出力電圧目標は $10\text{mVpp} \sim 1\text{Vpp}$ である。昨年度の研究結果から耳栓絶縁電極から得られる α 波の値は $9\mu\text{Vpp}$ である事を確認している。

ASIC での増幅率を 70dB に設定すると、 $9\mu\text{V} \times 3162 \text{ 倍} = 28\text{mVpp}$

デルタ波は α 波より約 5 倍の振幅を持つので、 $28\text{mV} \times 5 = 140\text{mVpp}$

となり、出力電圧の仕様を満足する。

2-3-2 SN 比

本年度の SN 比目標は 20dB 以上(入力信号 $20\mu\text{V}$)である。耳栓絶縁電極と基準電極の距離が近い為、得られる α 波は $9\mu\text{Vpp}$ となり入力信号は $20\mu\text{V}$ より小さくなっている。ASIC のノイズ性能は $0.5\mu\text{V}$ 以下であり入力信号 $9\mu\text{V}$ に対し下記計算式から SN 比 20dB 以上となり、SN

比の仕様を満足する。

$$SN(dB)=20\log_{10}(A_s/A_n) \quad A_s:\text{信号電圧の実効値} \quad A_n:\text{雑音電圧の実効値}$$

2-3-3 無線通信

2次試作評価と同様に無線通信について確認を行った。ASIC制御用マイコンをPSoCからSoCに変更しているため、ASICとの通信インターフェイスについて再構築している。無線通信ソフトウェアは2次試作のものを使用している。テストデータとして約5HzのSin波形を入力、受信機側でSin波形を表示できることを確認した。図2-3-1は受信波形をBrainDiverで表示した様子である。

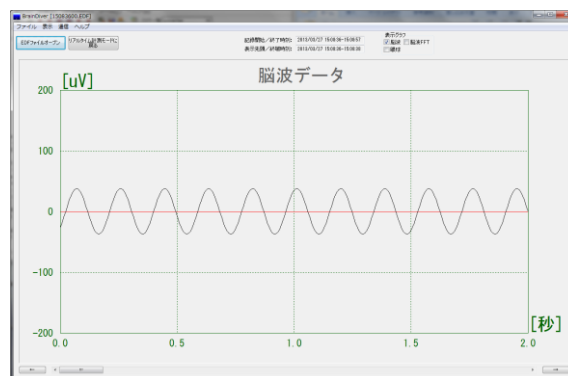


図 2-3-1. 受信機計測波形

第3章 超小型脳波センサ信号処理 ASIC 開発

3-1 ASIC 設計

ASIC 全体の消費電流の目標値を達成するために、間欠動作を行う無線通信部が支配的ではなく、センサ部単体の動作電流とセンサ部の ADC 部クロック周波数が支配的であることが、研究結果として得ることが出来た。設計においては、これらの支配的なファクターを最適化することも当然ながら、センサ部及び無線通信部分の特性の改善を主眼に置き、下記の3点を主な目的として回路設計を行った。

A. 電源電圧の依存性の低減によるセンサ部の PSRR 改善

➔ 内蔵の高精度な電圧源(レギュレータ)部の仕様の変更と再設計

ASIC 電源電圧となるバッテリーは、内部抵抗値の比較的大きい空気電池を使用することから、駆動電流の変化に対して大きく電源電圧が変動することが予想され、電源電圧に対して良好な PSRR が必要となることが必須である。電圧変動は、例えば送信部の ON, OFF 動作においてもバッテリー電圧の変動となり、リップル電圧が生じ、センサ部の出力ノイズとして影響を与える。空気電池における一般的な内部抵抗値は 3.5Ω で、送信部の消費電流 25mA が断続的に流れることにより、約 90mV の電圧リップルが生じることになる。ここで、センサーアンプ部の出力ノイズレベルを見積もった場合、入力等価ノイズレベルの目標値が $0.5\mu\text{Vpp}$ であることから、出力には最大ゲイン時に約 $160\mu\text{V}$ のノイズが発生する。このノイズレベルに対して、電源電圧からのリップル電圧が十分に小さい値であれば良いことが判る。ここで、電源電圧からのノイズ量を $160\mu\text{V}$ の $1/10$ 程度と想定すると、ゲイン設定が 44dB の場合、約 $<-75\text{dB}$ 、ゲイン設定が 74dB の場合、約 $<-45\text{dB}$ 必要であることが計算出来る。これらの目標値を元に、センサ部とバイアス回路の再設計を行い、シミュレーションにより求めた PSRR を図 3-1-1 に示す。

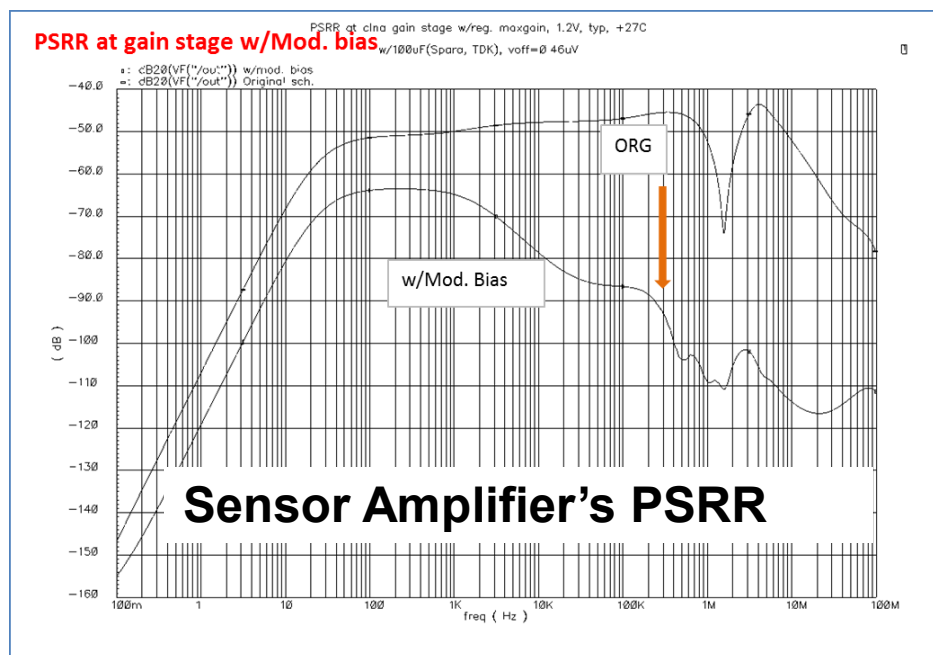


図 3-1-1 センサーアンプ+レギュレータ部を含むブロックでの PSRR シミュレーション

このシミュレーションの条件は、ゲイン 74dB の場合で、センサ部用バイアス回路に対しても PSRR 用対策を施し強化することで、 -65dB 以下の結果を示し、目標に対して十分であり、センサ部の PSRR の改善が期待できる。

B. センサ部のゲイン配分の調整と再設計

→ センサ部のゲイン調整と入力レンジが dB リニアとなるように調整

ゲイン配分の調整後のブロック図を、図 3-1-2 に示す。最小ゲインを 44dB，最大ゲインを 74dB に設定し，2dB ステップで制御できるように変更を行った。当初，入力が高インピーダンスとしていたが，外来のノイズの影響を受けやすいため，数 kΩ 程度に変更し，外部にトランジスタ 1 個による簡易なバッファにより低インピーダンスでドライブすることとした。

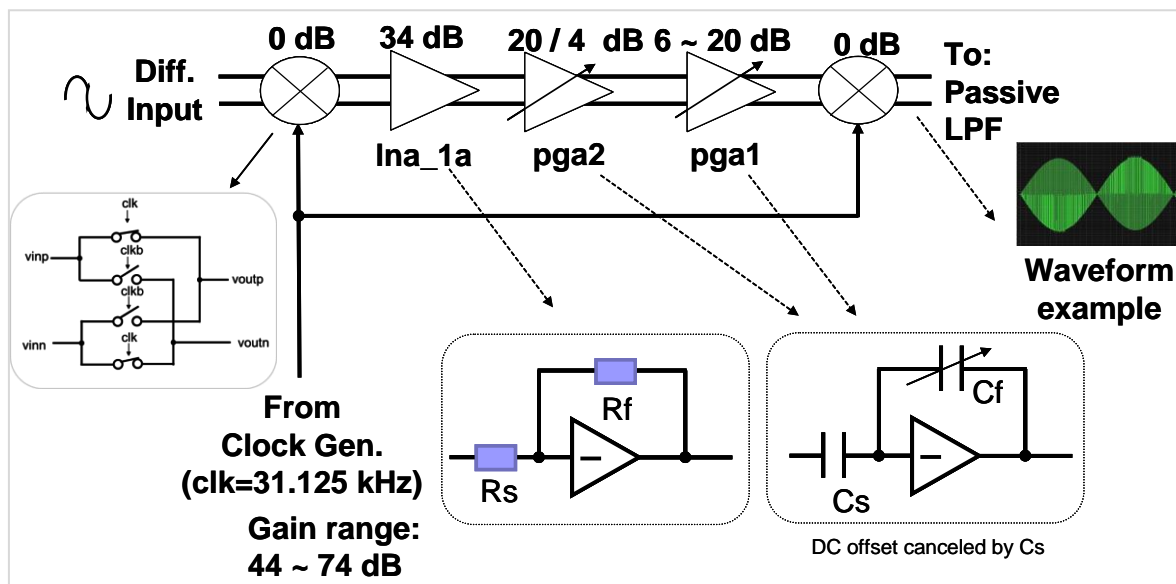


図 3-1-2 センサーアンプ部ブロックダイアグラム

センサーアンプ部内の各 3 段ある増幅部ゲイン設定を調整することで，ゲイン設定変化に対して，dB リニアに最大可能入力レベルが変化する結果が得られた。

C. 無線通信部の VCO における位相ノイズ改善

→ IQ VCO 部の回路構成を変更し再設計

無線通信部における VCO 回路の位相ノイズは，送出される無線信号の品質に影響を与えるため，今回採用した無線通信規格 (IEEE 802.15.4) においても， $-100\text{dBc}/\text{Hz}$ @1.3MHz と規格化されている。既にこの規格は ES1 において満足していたが，ES2 において更なる改善を施行した。

ES1 にて採用した VCO 回路構成において，I 側，Q 側で互いに交差する信号ラインで使用している MOS トランジスタで，スイッチ (SW) として使用していた部分 (図 3-1-3 の赤で示したトランジスタ) により，発振器の位相ノイズが劣化していたことが判明した。2 次試作においては，図 3-1-4 に示すように，I と Q 信号の切り替え SW をカスコードに接続することで， $1/f$ ノイズを低減し，さらに副次的に LC のタンク回路から見たクロストラジスタ側の出力インピーダンスが改善したことにより，出力の発振振幅を増加させ，位相ノイズの低減効果が期待できる。シミュレーション結果においては， $-110 \sim -120\text{dBc}/\text{Hz}$ @1MHz の結果が得られ，これは ES1 の結果と比較すると， $10 \sim 20\text{dB}$ の改善効果となる。

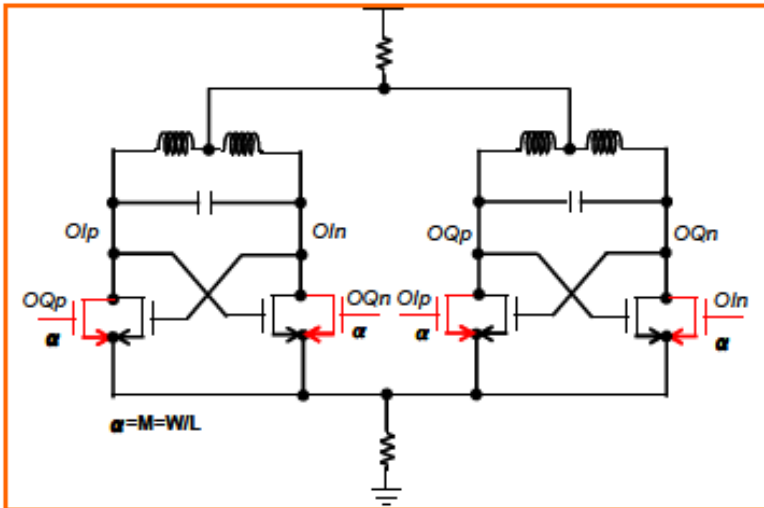


図 3-1-3 TX VCO 部の従来回路図

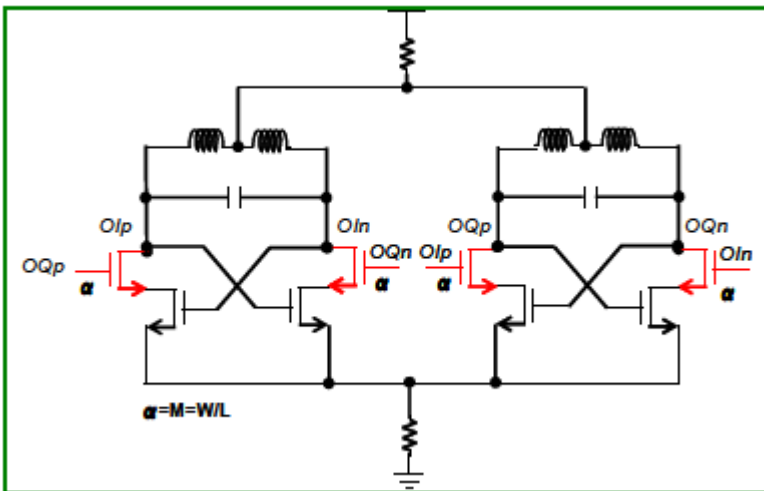


図 3-1-4 TX VCO 部の提案回路図

この結果より，約 8 ~ 16dB の改善となり期待値通りの結果となった。

使用プロセスは，ES1 と同様に，IBM 130nm RFCMOS プロセスを使用し，チップサイズは 2.36 x 2.36 mm で，総ピン数は 32pin で，図 3-1-5 に示す 32QFN に封入した。図 3-1-6 にチップ写真を示す。



図 3-1-5 32QFN パッケージ例

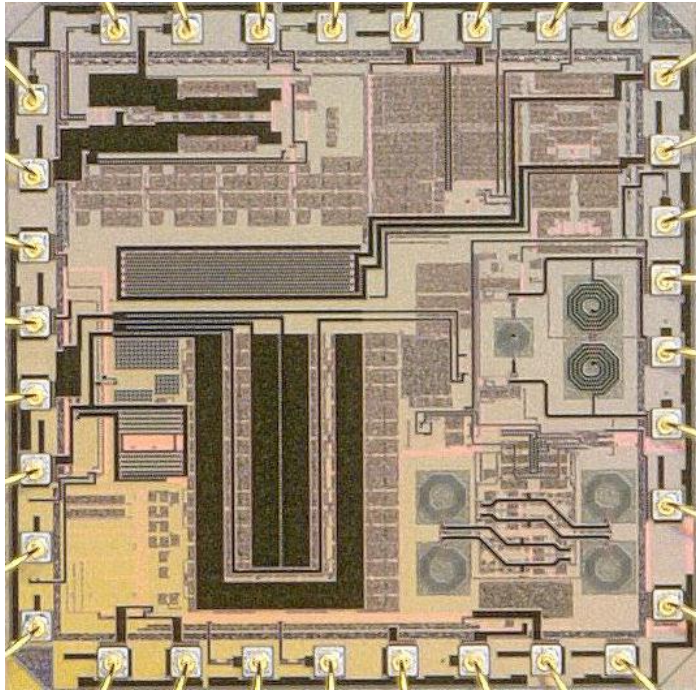


図 3-1-6 ES2 チップフォト写真 (上部から撮影)

3-2 ASIC 試作評価

ASIC 評価環境を構築し、主に下記の測定項目についてデータの取得を行った。

- 3-2-1. All Active 時の消費電流
- 3-2-2. All Disable 時の消費電流値
- 3-2-3. センサーアンプ部のみ (XTAL OSC部OFF) の動作電流
- 3-2-4. 1Vレギュレータ電圧の測定と出力電圧分布 (Vrefadj = 0)
- 3-2-5. 1Vレギュレータ電圧の測定と出力電圧分布 (Vrefadj = 1)
- 3-2-6. センサーアンプ部差動出力DCオフセット電圧とその分布
- 3-2-7. センサーアンプ部差動出力DCオフセット電圧と2次歪の関係
- 3-2-8. センサーアンプ部差動出力でのゲイン・周波数特性・入力レンジ
- 3-2-9. センサーアンプ部差動出力での波形確認 (Copper Mode)
- 3-2-10. センサーアンプ部差動出力でのゲイン・周波数特性・入力レンジ (Non-Copper Mode)
- 3-2-11. センサーアンプ部差動出力での波形確認 (Non-Copper Mode)
- 3-2-12. センサーアンプ部 2信号特性 (Non-Copper Mode)
- 3-2-13. センサーアンプ部差動出力での入出力特性 (Copper Mode)
- 3-2-14. センサーアンプ部差動出力でのノイズ特性 (Copper Mode)
- 3-2-15. SAR ADC部特性確認
- 3-2-16. センサ部低周波発振回路部特性確認
- 3-2-17. TX VCO 部特性の特性確認
- 3-2-18. PA出力レベル確認
- 3-2-19. PA 出力でのノイズ特性

代表的な取得データを以下に記した。

3-2-1. All Active 時の消費電流値/バイアス電圧

Table 3-2-1. ICC Distribution at All active (N=38, Ta=27°C)

	Vdd	ICC (active)	Vreg	Vmid	Vcom
	[V]	[mA]	[V]	[V]	[V]
Ave. =	1.20076	26.19737	1.01661	0.50839	0.50839
Min. =	1.194	23.6	0.991	0.49	0.497
Max. =	1.209	28.9	1.048	0.524	0.528
Max. - Min. =	0.015	5.3000	0.0570	0.0340	0.0310

3-2-3. センサーアンプ部のみ (XTAL OSC 部 OFF) の動作電流

Table 3-2-3. ICC Distribution at BS_X0=1 & BS_TX=1 (N=36, Ta=27°C)

	Bias Voltage [V]			
	1.2	1.3	1.4	1.5
Average [μ A]	487.139	503.056	526.861	552.333
Max [μ A]	622	650	694	742
Min [μ A]	299	311	330	351
Stdev [μ A]	60.169	65.277	71.446	78.976

3-2-8. センサーアンプ部差動出力でのゲイン・周波数特性・入力レンジ
(Copper Mode)

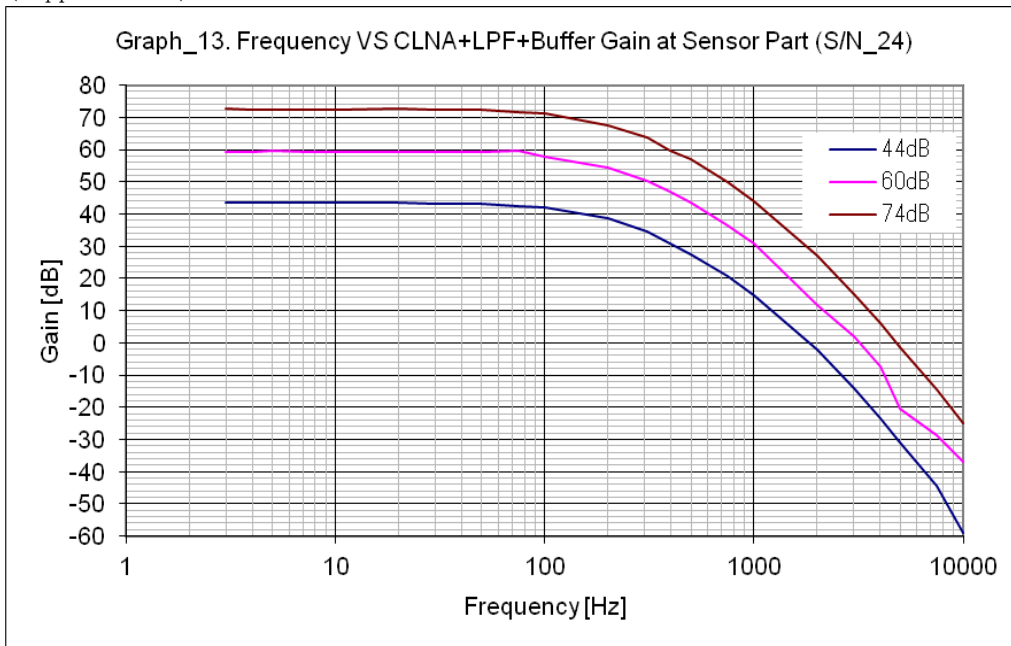
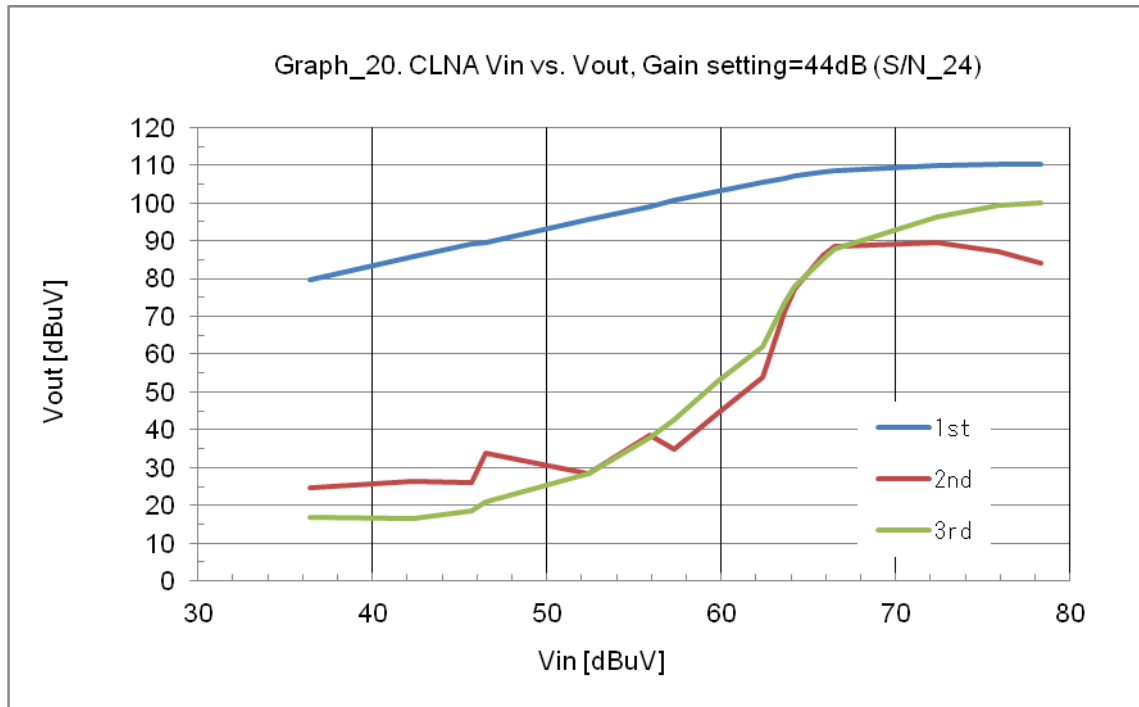


Figure 3-2-8. Frequency VS CLNA+LPF+Buffer Gain at Sensor Part (S/N_24)
CLNA Gain vs In/Output at (D/U = 40dB) in Chopper Mode

3-2-13. センサーアンプ部差動出力での入出力特性 (Copper Mode)

Sensor Amp Vin VS Voutin Chopper Mode

Input from VINP. AC Short VINN to GND, with



Cap.

Figure 3-2-13. CLNA Vin VS Vout, Gain setting=44dB (S/N_24)

3-2-14. センサーアンプ部差動出力でのノイズ特性 (Copper Mode)

CLNA Noise Characteristic

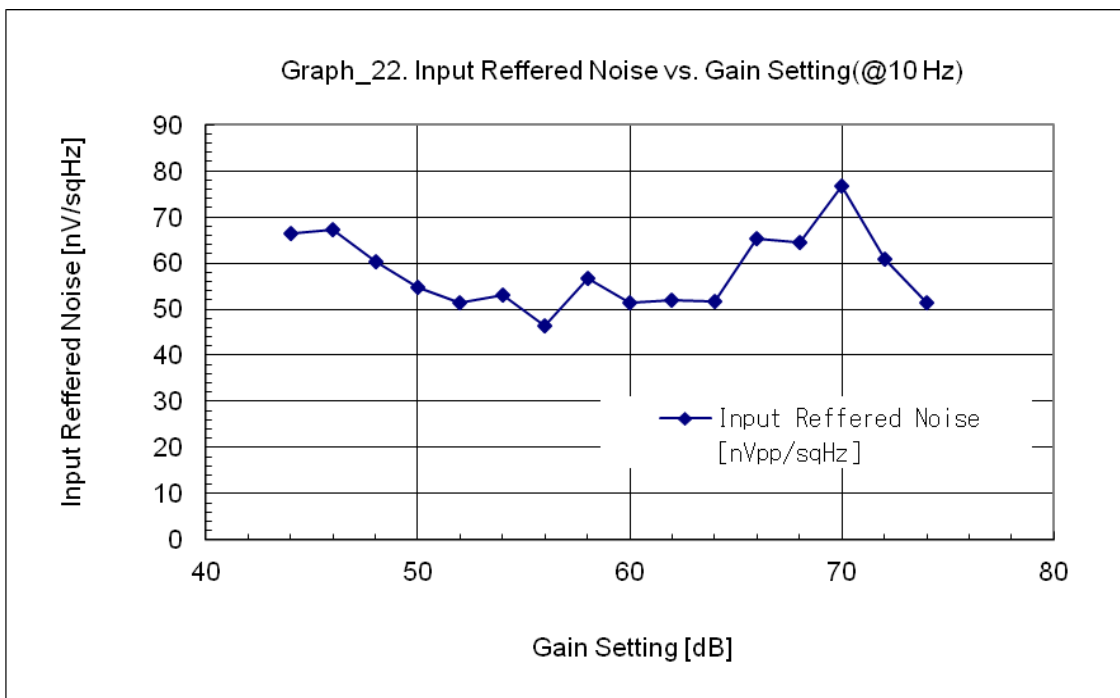


Figure 3-2-14-1. Input Referred Noise VS Gain Setting(@10Hz)

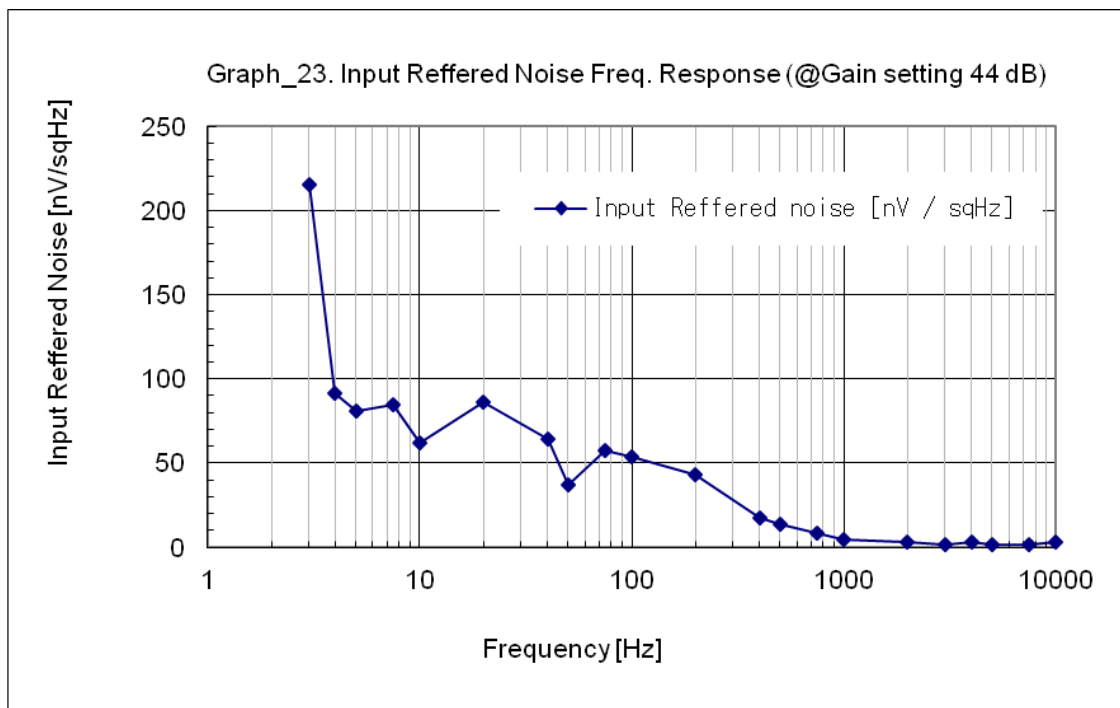


Figure 3-2-14-2. Input Referred Noise Freq. Reponse (@Gain setting 44dB)

4-1 耳栓電極の試作

4-1-1 電極材質の検討

耳栓電極は人体の外耳道に直接装着するものであり、その材質は皮膚に与える影響がより少ない、従って、アレルギー等の症状を起こさず、電氣的に絶縁されたものが求められる。この要求を満たすには、何らかの導体に絶縁膜を被せる方法がある。この時、絶縁膜を介して脳波を受信するので、絶縁膜が容量結合となる。ターゲットの脳波は0.5Hz~40Hzと低周波であり、外耳道の状態によっては耳垢等により外耳道と電極との直接的な接触が妨げられる場合が考えられ、絶縁膜により構成される容量値は出来るだけ大きくする必要がある。且つ外耳道と電極の接触面積は限られるので、絶縁膜は薄く、比誘電率は大きいものが求められる。

酸化チタンの比誘電率は結晶構造により違いがあるが50~100と非常に高い。又、酸化チタンは白色顔料や化粧品の原料に広く使われ、食品添加物としても認められている安全な材料であることが認知されている。

チタンは非常に酸化しやすい金属で、自然界に放置するだけで数nmの膜厚を有する酸化チタンが得られる。チタンを電極を構成すると、自然に、安全で、比誘電率の高い、薄い絶縁膜に被われた電極が得られる。

0.5Hzの脳波を絶縁電極で受信し1GΩの抵抗で受けるには、遮断周波数から318pFの結合容量が必要である。自然生成による酸化チタンの膜厚を10nm、電極と外耳道の接触面積を25mm²、比誘電率を50と仮定し、チタンの絶縁電極を外耳道に装着する場合の結合容量を試算すると、絶縁膜の容量値は約1.1μFとなる。これは、膜厚、接触面積、比誘電率の変動、及び、多少の耳垢等の影響があったとしても脳波を減衰無く伝達できる十分な容量値と推測される。

4-1-2 電極形状の検討

電極は外耳道の奥深く挿入するものであり、又、睡眠時測定等長時間の装着が考えられる。従って、外耳道が痛くないのはもちろん、人体に出来るだけ負荷をかけない形状にすることが大切である。電極の形状は挿入のしやすさ、装着時の違和感、痛み等から、突起が無い球形が最適と思われる。外耳道に対する接触面積の確保、及び装着時の安定性は球形電極のサイズを適宜選択することにより得ることが可能である。

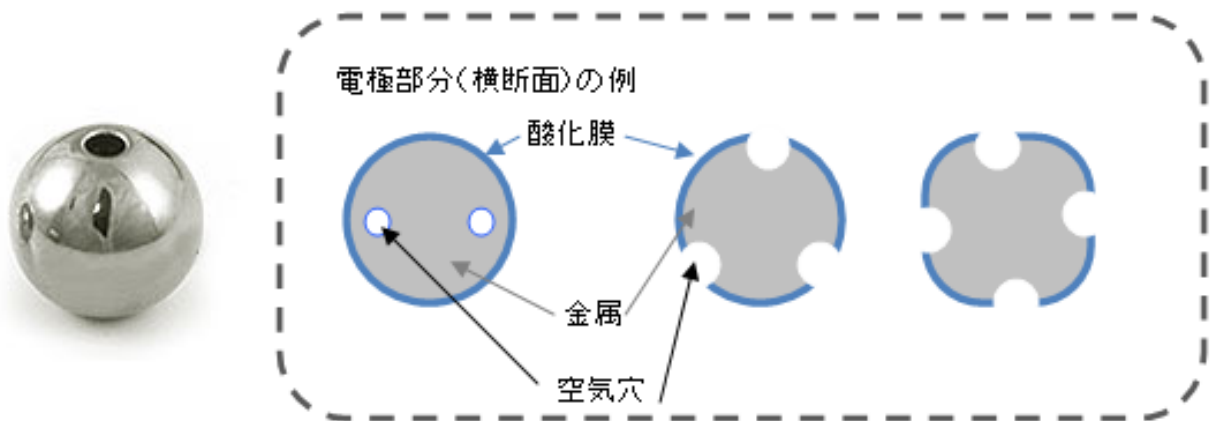
チタンの球形電極として、利用可能と思われるものに下図のチタンのビーズがある。直径は1~8mmであり中央に穴が開いている。外耳道は円に近い楕円形で平均サイズは縦長径6.6mm、横短径4.5mmであり、長さは25mm~30mmである。個々の外耳道の大きさにあったチタンビーズのサイズを選択すれば外耳道にかなり密着した絶縁電極が得られる。



4-1-3 電極構造の検討

耳栓型電極の絶縁素材としてチタンを用いることを検討してきた。下図左にその概観を示す。中央にある穴は信号線の接続の為のものであり、信号線接続後は閉じられる。表面は薄い酸化チタンに覆われ内部と絶縁状態となる。この電極を外耳道に装着した場合、耳穴が電極により塞がれる為、外部の音が入らなくなる。電極の使用は通常の覚醒状態（工作中、運動中、運転中, etc）も視野に入れており、外来音の遮断は生活に不都合が生ずると共に危険でもある。

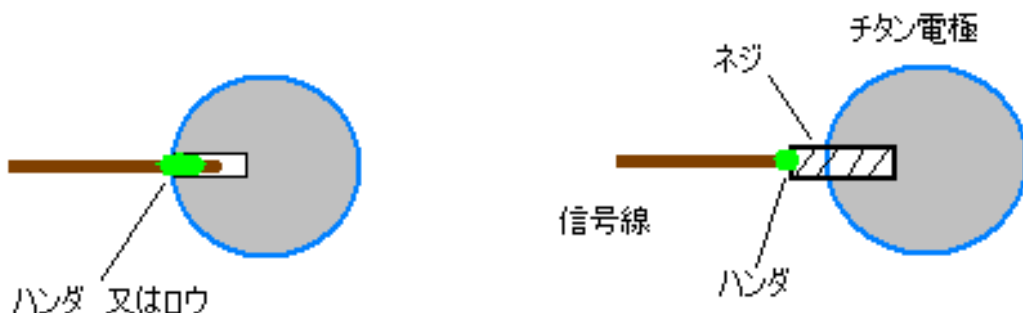
外来音の遮断を防ぐと共に、安定した脳波の取得を考慮し下図右側のような電極の構造を検討した。電極に小さな貫通穴をいくつか開け、鼓膜と外部との間に音の通り道を確認する方法である。貫通穴は内部に開ける場合と、外側表面に沿って開ける場合が考えられる。音の波長は可聴周波数の 10kHz の音でも 35mm 程の波長を有し、1mm 程度の貫通穴の場合音の減衰が懸念される。従って、実際に試作し、音の可聴性の確認が必要となる。



4-1-4 チタン電極と信号線の接続の検討

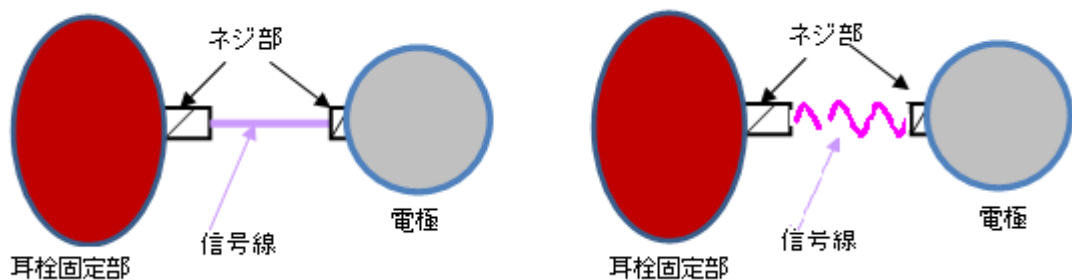
電極をチタンで構成する場合信号線との接続方法が問題となる。これまで述べてきたようにチタンは非常に酸化しやすい金属であり、常時薄い酸化膜に覆われている。下図に接続例を示す。左は、電極に穴を開け、信号線を差込み、ハンダ付け、若しくはロウ付けを行うやり方である。半田付け若しくはロウ付けする際、表面の酸化膜が邪魔をするので、①真空中で行う、②不活性ガスを吹きつけながらロウ付けする、③チタン専用のフラックスを使用する、④メッキしてからロウ付けする等のやり方がある。小型部品に適したやり方は③のチタン専用のフラックスを使うやり方かと思われる。

下図右はチタン電極にタングステン等のネジを埋め込み、ネジの先頭をハンダ付けするやり方である。この場合ネジとチタン電極の接触が問題であり、隙間ができるとそこに酸化膜が生じ、接触抵抗が大きくなる。



4-1-5 耳栓固定部と電極間の信号線の構成の検討

耳栓型電極で効率よく脳波を感知するには、脳の近傍で、又基準電極から離れているほうが大きな脳波が得やすい。その為電極を設置するのは外耳道の深部が望ましい。外耳道の長さは27mm程度であり、手前側が外耳道軟骨部、奥が外耳道骨部と呼ばれ境界部は峡部と呼ばれ、2分される。直径は6mm程で卵型をしている。これらのサイズは個人差、男女差、成人、又は子供で変わってくる。これらの外耳道の長さの差分を調整する為に下図のような構成を検討した。下の左図は耳栓固定部に信号線を接続するのにネジを使用し、ネジの回転により外耳道に対する電極の位置の調整を行うものである。又、信号線は柔らかなケーブルを使用することにより外耳道に対する圧迫感を軽減できるものと考えられる。下の右図は信号線をバネ上のケーブルにしバネの強度を適正化することにより、外耳道のサイズ差を吸収し、電極が外耳道に密着することを狙ったものである。

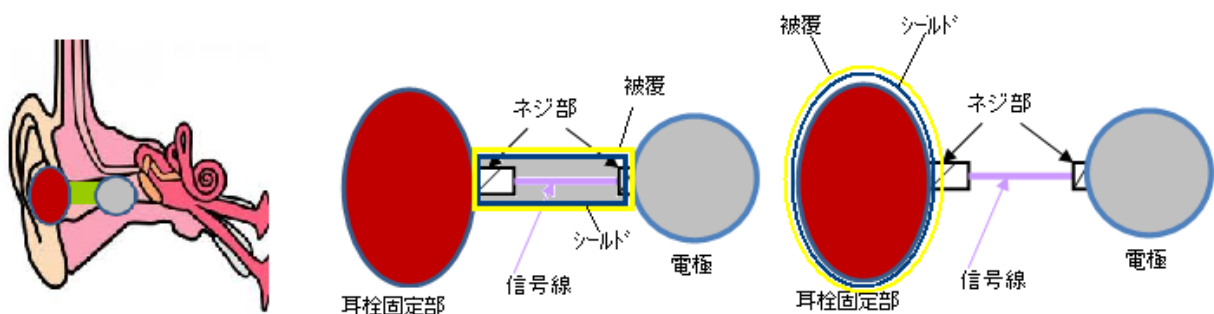


4-1-6 耳栓型電極のシールドの検討

耳栓型電極を絶縁型とする場合、生体と電極間の容量は数百 pF~数千 nF 程度と考えられ、信号源インピーダンスは周波数 1Hz で $1G\Omega$ 程のインピーダンスとなる場合も想定される。脳波を減衰することなく受信し、尚且つ外来電波の影響を少なくするには、高い入力インピーダンスで受け早い段階で低インピーダンスに変換する必要がある。その為、耳栓固定部にインピーダンス変換回路を設け、その入力インピーダンスは $1G\Omega$ で脳波を受信し $1k\Omega$ 程度の駆動インピーダンスで出力する。

下図は耳栓型電極のシールドの様子を示す。下中図は信号線をシールドしたものでその上に被覆し、外耳道とのシールドの接触を防いでいる。シールドは耳栓固定部にあるインピーダンス変換回路の GND に接続される。この時インピーダンス変換回路自体をシールドする。電極は耳の内部にあるので生体によりシールドされているという判断である。下右図は耳栓固定部の表面をシールドしその上に被覆している。シールドされた耳栓固定部が耳穴を塞ぎ生体と共に外来電波の進入を妨げる。

下左図に耳栓型電極の装着時の様子を示す



4-1-7 インピーダンス変換回路の検討

高い入力インピーダンスで電極からの信号を受ける為、N型FETを使用すると共に、ゲート入力には高抵抗でGNDに接続した。電極のDC電位と、ゲート電位を分離する為、容量を接続し、又静電対策の為、抵抗(R42)を入力に接続した。

4-1-8 耳栓型絶縁電極の試作

耳栓型絶縁電極を送信機本体に直接接続する形状とするため、インピーダンス変換回路も合わせて1枚の基板としている。また、送信機本体の形状に合わせて耳栓型絶縁電極先端の接続箇所をメス側からオス側に変更している。下図に耳栓型絶縁電極の外観を示す。



耳栓型絶縁電極

4-1-9 耳朶基準電極の検討

基準電極として安定性や取扱いやすさから広く利用されている銀・塩化銀電極を使用する。構造はイヤリングと基準電極を一体にすることで装着感や安定性の問題も解決することができる。

4-2 耳栓電極の評価

4-2-1 脳波の測定

耳栓型絶縁電極による外耳道、耳下部間の計測方式でのべ24名の脳波測定、データ解析を行った。睡眠状態のステージ遷移が確認できる脳波を計測できているかを中心に検証を行った。図4-2-1～図4-2-3に被験者Kの各ステージでの脳波データを示す。各ステージで異なる脳波の特徴、睡眠紡錘波 (Spindle) や頭頂部鋭波、K-複合波 (K-Complex) に加えて、Deep Sleep時の典型的な兆候などをはっきり観測することができる。

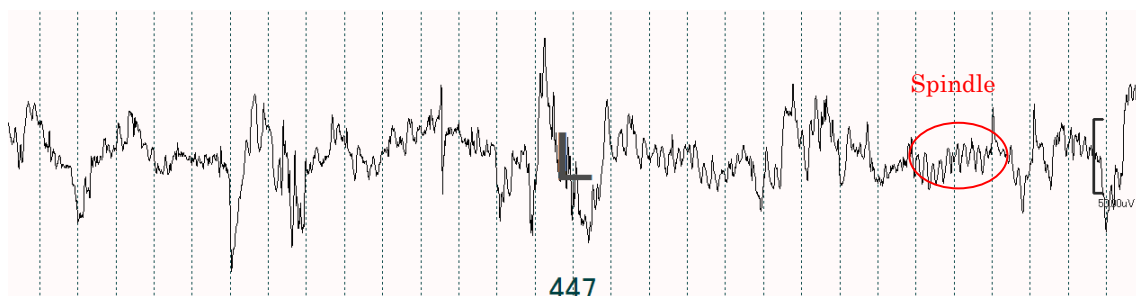


図4-2-1. 被験者KのLight Sleep状態の脳波

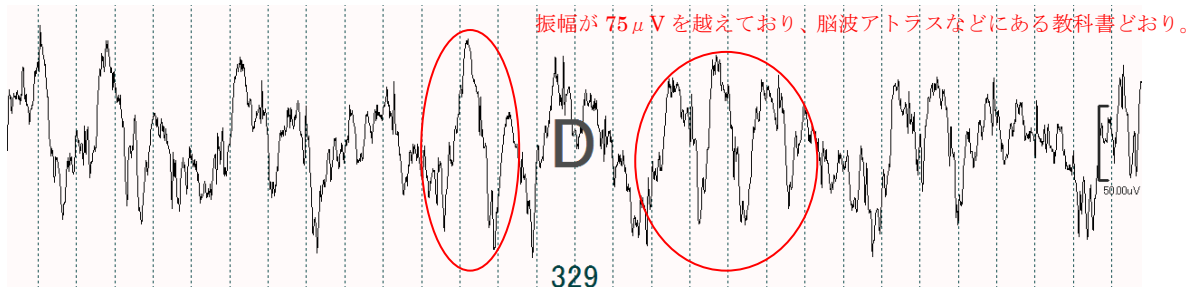


図 4 - 2 - 2. 被験者 K の Deep Sleep 状態の脳波

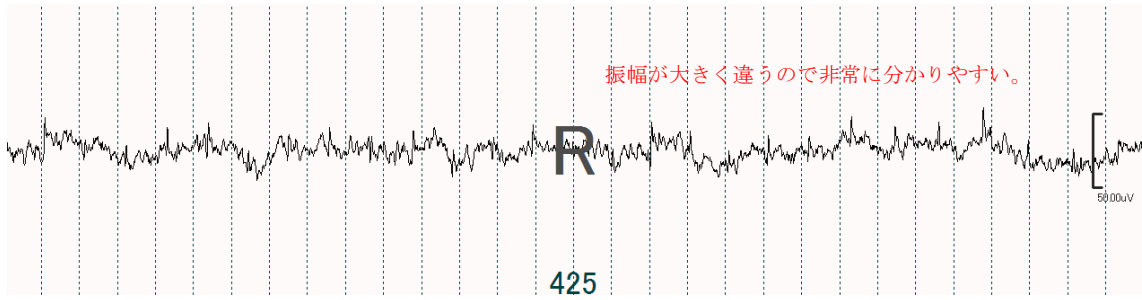


図 4 - 2 - 3. 被験者 K の REM 状態の脳波

被験者 20 名中の他の被験者についても同様に、各ステージでの脳波の特徴が確認された。

5-1 新規アルゴリズムの開発

従来の睡眠判定手法では、以下のような3つの問題点が考えられる。

① FFT 結果の妥当性

FFT の特性上、非定常な波は、さまざまな定常波の混合波として見なされる。この結果、図 5-1-1 の(a-1)のような定常波であれば、解析結果は(a-2)のようにほぼ正確な周波数成分を検出できるが、(b-1)のような非定常波は、(b-2)のように実際の周波数成分とは少し異なる結果が出てしまう。この現象により、V 波、K-Complex などの睡眠時特有の非定常波やアーチファクトが存在した場合に、誤判定が生じやすくなるという問題がある。

② 個人差の問題

脳波データは個人差が大きい上に、取得環境（脳波計、電極位置や被験者の状態）に大きく左右されるものである。このため、判定基準に含有量のような閾値を用いると、一意的な閾値の決定が難しいという問題がある。

③ 単独エポックのみによる判定

睡眠ステージの遷移は、一般的には、「Wake」→「Light」→「Deep」→「Light」→「REM」→「Light」→「Deep」…という一定のサイクルを持つものであり、前後のエポックの状態が大きく影響している。

単独にエポックのみによる判定を行った場合には、例えば「Wake」と「Deep」が混在する状態が続くなど、通常はありえない遷移が発生してしまうという問題がある。

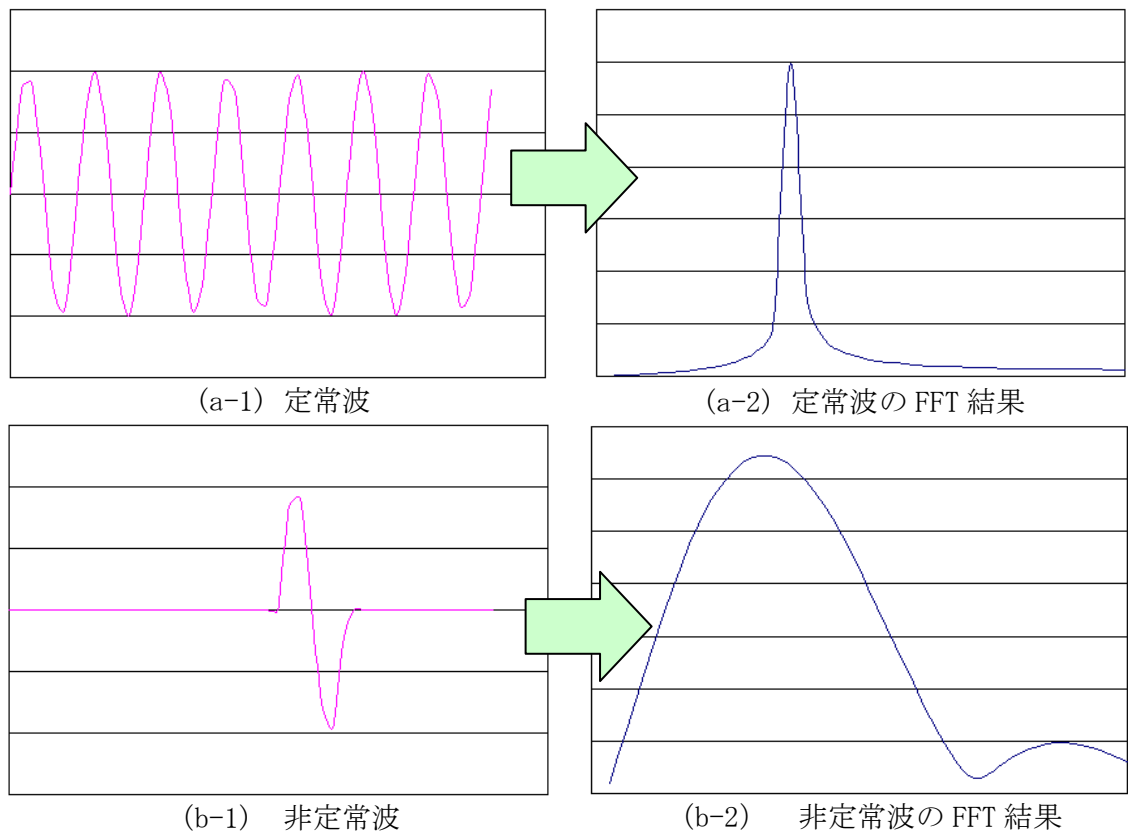


図 5-1-1 FFT による周波数解析の結果例

以上のことを踏まえ次のような新規アルゴリズムを提案する。

① 1 エポックを複数に分割した FFT

1 エポック（30 秒のデータ）を複数に分割して FFT を行い平均化することで、局所的な非定常波の影響を減少させ、大域的な周波数の傾向により判定する手法を提案した。

また、この時、個々の FFT 結果に閾値を設けることにより、体動などのアーチファクト除去も可能である。

なお、これまでの実験結果から 1 エポックの分割数は 30 としている。

この新規アルゴリズムの処理の流れを図 5-1-2 に示す。

② 個人差の影響を受けにくい判定基準の採用

脳波の個人差による影響を抑えるため、含有量ではなく含有率や変化量などを判定基準とする手法を提案した。

具体的には、「Deep」判定時には、 δ 波の含有率、「Wake」、「REM」の判定においては、 α 波、 β 波などの含有量の変化を判断基準としている。

③ 状態遷移法の適用

「Wake」や「Light」のステージの他に、移行途中状態である「WakeToLight」という状態を設け、状態ごとに適用する状態遷移規則を設ける手法を提案した。

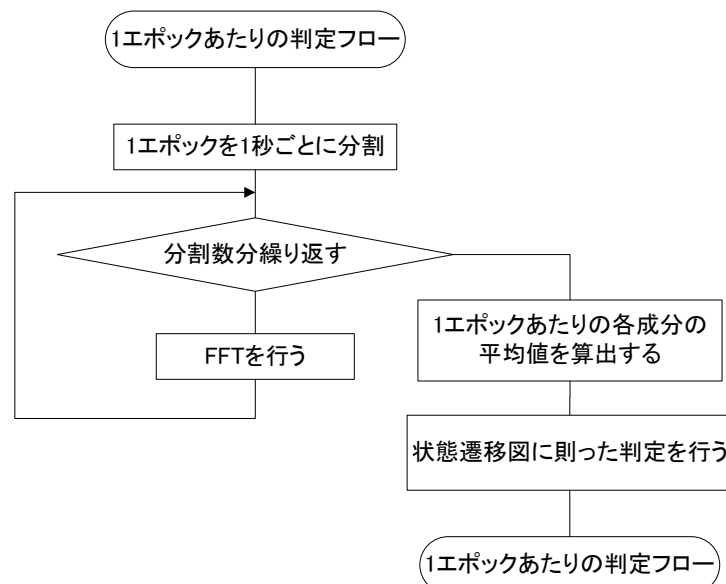


図 5-1-2 1 エポックあたりの睡眠ステージ判定フロー

(3) 精度検証結果

新規アルゴリズムの精度検証結果を表 5-1-1 に示す。図 5-1-3 は、目視結果と新規アルゴリズムによる自動判定結果とを比較したヒプノグラム（睡眠経過図）の一例である。平均の判定正解率は 83.67% であり、おおむね良好な結果を得られている。

表 5-1-1 被験者 12 人の判定正解率

被験者No	目視結果	自動判定正解数	自動判定正解率
1	866	651	75.17
2	758	644	84.96
3	691	629	91.03
4	462	362	78.35
5	659	562	85.28
6	705	650	92.20
7	406	318	78.33
8	178	169	94.94
9	578	495	85.64
10	686	622	90.67
11	556	459	82.55
12	887	657	74.07
合計	7432	6218	83.67

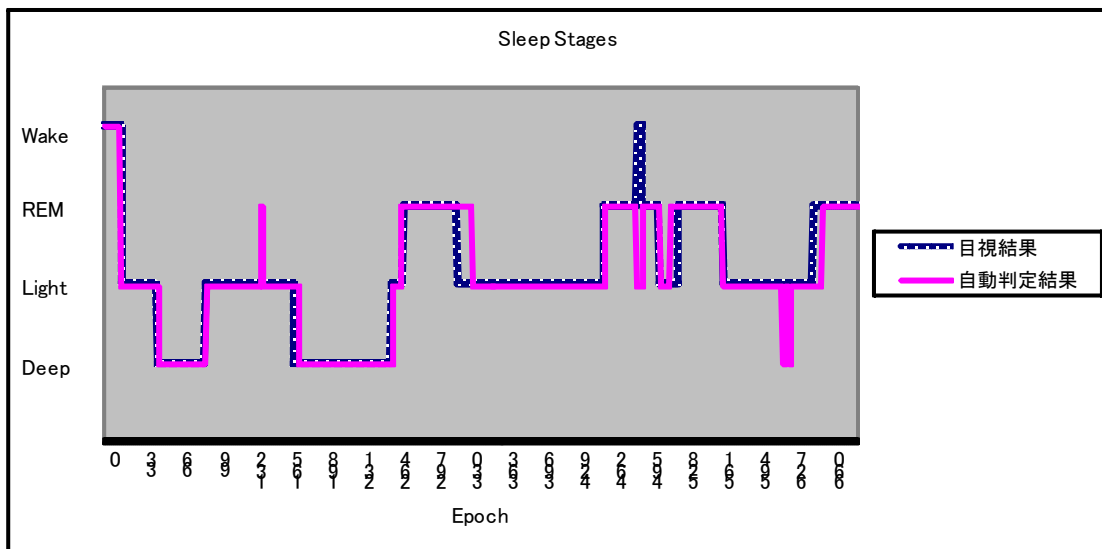


図 5-1-3 目視結果と自動判定結果と比較したヒプノグラム

5-2 新規アルゴリズムの改良と精度検証

(1) 新規アルゴリズムに対する考察

新規アルゴリズムによる精度検証の考察を行った。その結果、誤判定が発生している主なケースとして、以下のような傾向であることが判明した。

- REM 睡眠時の REMs (高速眼球運動) に伴うアーチファクトが頻発したときに REM 睡眠が Light 睡眠と誤判定されることが多い。
- Spindle などが1エポックに1、2個程度の少ない頻度で出現しているが、全体的な振幅は低いときに、Light 睡眠が「REM」と誤判定されることがある。
- 覚醒/睡眠の判定精度が全体的にまだまだ低い

判定精度を高めるためには、これらに対する対策が必要となる。

(2) アルゴリズム改良の検討 (「REM」の判定)

現在、「REM」の判定基準には、総含有量を使用しているが、(1)の考察でも述べたように、この判定基準を用いた場合には、「REM」に特有の眼球運動による総含有量の増加が原因で誤判定が生じる。このような誤判定を避けるための手法として、次の2つの検討を行った。

① 眼球運動の検出

眼球運動とは、図5-2-1のような波形である。このような波が発生した付近では、図5-2-2のように、 δ 波の含有量が増加している。 δ 波に閾値を設け、この眼球運動が検出されたエポックを「REM」と判定するアルゴリズムを検討した。

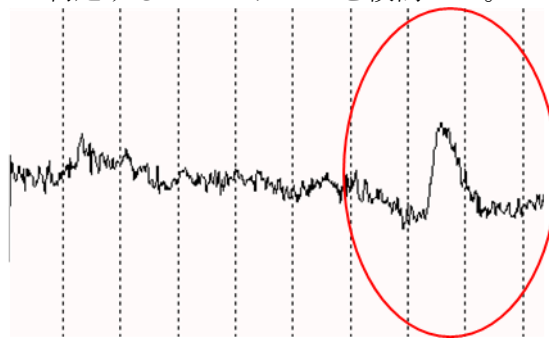


図 5-2-1 眼球運動発生時の脳波

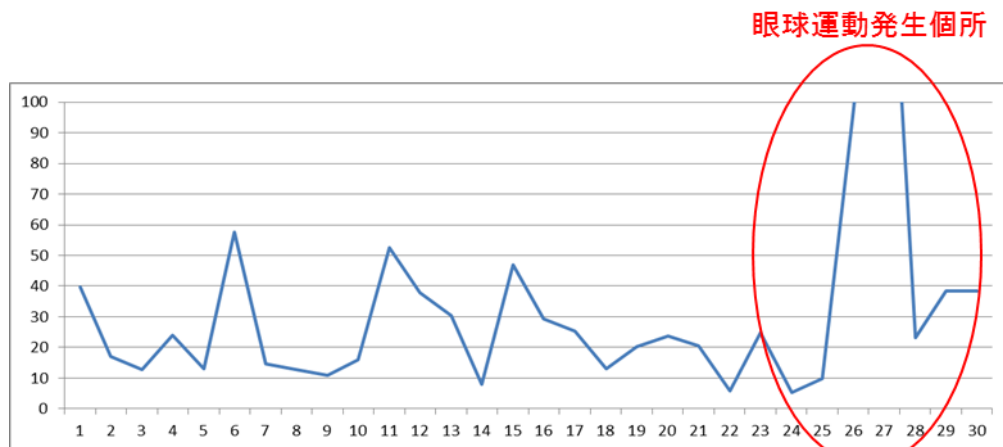


図 5-2-2 眼球運動が発生しているエポックの δ 波の含有量の推移

② 最小総含有量による判定

現在の総含有量による判定方法が失敗している原因は、眼球運動発生時に総含有量が大きな値を取り、そのエポックの平均値が増加しているためである。この眼球運動発生時の影響を取り除く手法として、平均化前の FFT 結果を確認し、最小含有量を使用する手法が考えられる。

そのエポックに、総含有量が閾値以下の区間があるならば、そのエポックを「REM」と判定するアルゴリズムを検討した。

前述した①と②の検討内容を、アルゴリズムに反映した結果を表 5-2-1 に示す。

いずれも、「REM」の睡眠判定正解率は向上する結果となったが、その結果、「Light」の睡眠判定正解率が著しく減少する結果となってしまった。

表 5-2-1 改良アルゴリズムの実験結果

ステージ	エポック数	従来法(%)	改良法①(%)	改良法②(%)
Wake	10	70.00	70.00	70.00
REM	320	56.25	80.00	80.31
Light	249	77.91	46.18	50.20
Deep	122	100.00	100.00	100.00
合計	701	71.75	71.33	72.90

※ 従来法 …5-1-(2)にて示した新規アルゴリズム
 改良法①…5-2-(2)-①にて提案した改良アルゴリズム（眼球運動）
 改良法②…5-2-(2)-②にて提案した改良アルゴリズム（最小総含有量）

この問題はパラメータの調整により、多少は抑えることができるものの、「REM」の特微量のみで判定を行う手法には限界がある。そこで、今回は「Light」の判定精度を向上させる手法も検討した。

(3) アルゴリズム改良の検討（Light の判定）

現在のアルゴリズムでは、1 エポックあたりの平均的な特徴を扱っているため、「Light」に特有な Spindle などの情報が活かされていない。この情報を扱うため、今回は1 エポックを分割した FFT において、Spindle の周波数帯域と合致する α 波の推移を調査した。

この調査結果から、1 エポックを分割した個々の FFT 結果において、 α 波の含有率が閾値を超えている箇所を Spindle 発生区間と判定し、そのエポックを「Light」と判定するアルゴリズムを導入した。

前述したアルゴリズムの精度検証結果を表 5-2-2 に示す。最小含有量を使用したアルゴリズムは REM の判定正解率の向上に加えて全体的な判定正解率も向上が確認されたが、眼球運動の検出を使用したアルゴリズムの全体の判定正解率は減少する結果となった。

表 5-2-2 改良アルゴリズムの実験結果

ステージ	エポック数	従来法(%)	改良法③(%)	改良法④(%)
Wake	10	70.00	70.00	70.00
REM	320	56.25	61.88	73.75
Light	249	77.91	55.02	65.46
Deep	122	100.00	100.00	100.00
合計	701	71.75	66.19	75.32

※ 従来法 …5-1-(2)にて示した新規アルゴリズム
 改良法③…5-2-(2)-①と(3)にて提案した改良アルゴリズム（眼球運動）
 改良法④…5-2-(2)-②と(3)にて提案した改良アルゴリズム（最小総含有量）

第6章 簡易睡眠判定ソフト開発

6-1 開発したソフトの機能

脳波センサと接続し、計測された脳波をリアルタイムに表示・保存する機能と、保存済みの脳波データを表示する機能を持つPCソフトウェア BrainDiver.exe および、脳波解析のアルゴリズムの検証を行うためのテストプログラム SleepJudgeTest.exe の開発を行っている。

(1) 睡眠判定アルゴリズムの検証用テストプログラム SleepJudgeTest.exe

図 6-1-1 に示したのは、SleepJudgeTest.exe の画面である。このソフトは、考案した睡眠判定アルゴリズムの検証用に開発されたソフトであり、その詳細な結果を出力することができる。図 6-1-2 に示しているのは、この自動判定結果の出力例である。

本研究は、この結果として出力されるパラメータを元にしてアルゴリズムを開発しており、前述の精度検証結果も、このソフトを使用して算出されたものである。

今回は、この SleepJudgeTest.exe に対し、以下の2点の改良を行った。

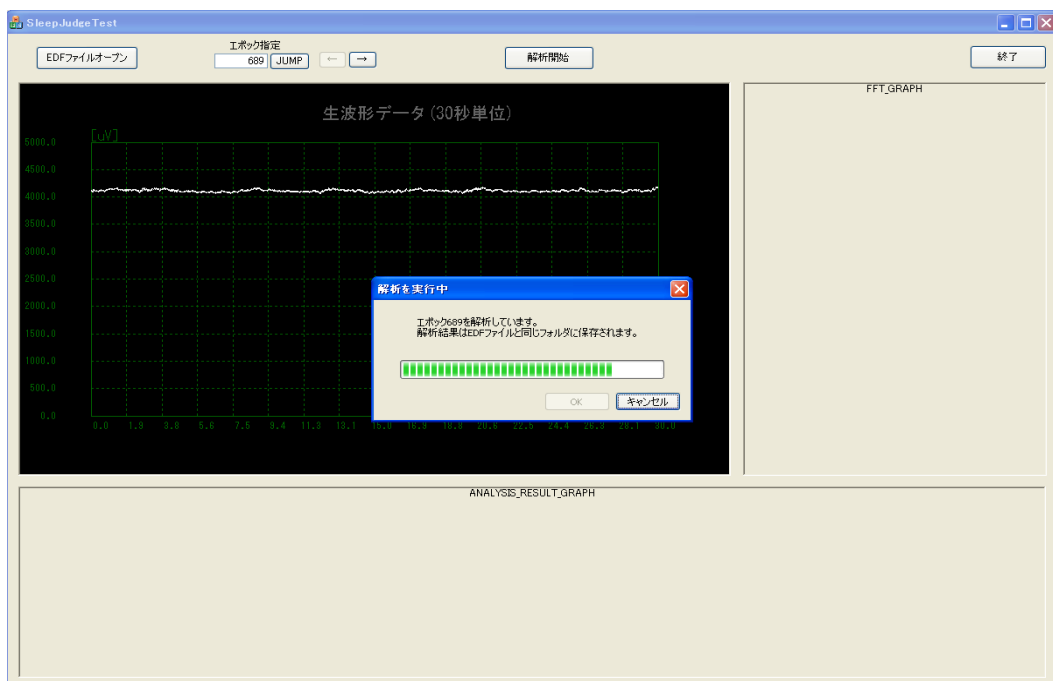


図 6-1-1 SleepJudgeTest の解析中画面例

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
1	Epoch	判定結果	$\alpha + \beta$ power	横き異計値	総power	横き異計値	横き異計値	初回NonREMフラグ	δ -ratio	平均	最終結果	δ -power	β -power	α -power	β -power	$\alpha + \beta$ -power	Total-power
448	446	REMTtoLight	0.066943	4.705052	0	6.733039	57.8382	18.410952	0	0.622286	REM	76.98489	3.606685	1.422264	2.389985	3.812249	84.403826
449	447	REM	0.373556	4.723469	0	-2.024856	53.78185	0	0.606117	REM	18.43365	3.733845	1.660902	2.748562	4.409464	26.576961	
450	448	REM	0.339147	4.853902	0	-9.170623	53.20591	0	0.597525	REM	77.03148	6.433103	2.748222	2.920097	5.668319	89.132905	
451	449	REM	-0.0648	4.970783	0	-0.617056	46.16052	0	0.60835	REM	18.77585	4.043981	2.332355	3.001175	5.33353	28.153357	
452	450	REMTtoLight	0.761546	6.077788	0	2.849748	59.41911	2.849748	0	0.677886	REM	29.50918	3.207384	1.808335	3.137614	5.045949	37.762511
453	451	REMTtoLight	0.32463	5.845605	0	6.673045	48.38551	9.522793	0	0.722971	REM	40.03538	4.744847	1.836512	2.460139	4.39665	49.17688
454	452	REM	0.316582	6.093595	0	-1.621215	50.20732	0	0.556623	REM	76.27184	6.653551	6.405205	3.539285	9.944491	92.869883	
455	453	REM	-0.512261	5.788576	0	-3.753182	54.29776	0	0.686662	REM	26.77597	2.68152	1.489807	3.0176	4.507407	33.964896	
456	454	REM	-1.095485	5.901315	0	-0.985178	59.6262	0	0.607854	REM	25.08747	5.601476	3.274187	3.299293	6.57348	37.262428	
457	455	REMTtoLight	0.032114	5.007326	0	6.177299	50.16683	6.177299	0	0.747258	REM	50.49511	4.198735	1.139167	2.381685	3.520852	58.214699
458	456	REMTtoLight	0.338829	5.564	0	6.614248	58.70475	12.791547	0	0.726348	REM	66.54207	4.316679	1.9392	3.021144	4.960344	75.819092
459	457	Light	0.409543	5.129974	0	-1.385665	61.426	11.405882	0	0.687244	Light	35.76395	4.334562	2.282769	3.191779	5.474547	45.573056
460	458	LighttoDeep	-0.05886	5.466132	0	0.261999	64.67932	0	0.707323	Light	64.85354	4.510174	4.012328	3.27845	7.290778	76.654491	
461	459	Deep	0.102663	5.880549	0	6.916957	65.76439	0	0.758707	Deep	42.47436	3.990972	1.720685	2.682663	4.403348	50.868676	
462	460	DeepToLight	0.314365	6.295252	0	0.350834	69.29394	0	0.769065	Deep	64.88433	4.395305	1.925962	3.275679	5.201642	74.481279	
463	461	Light	0.409079	5.892203	0	1.573296	66.83612	0	0.734643	Light	68.37363	5.838389	3.818429	3.214001	7.03243	81.244449	
464	462	LighttoDeep	0.316891	6.544442	0	-4.016131	69.23041	0	0.725111	Light	50.43348	5.238241	4.26422	3.283841	7.549061	63.220777	
465	463	Light	-0.063854	6.835097	0	-8.101904	62.51921	0	0.768143	Light	53.74728	5.342597	2.386198	2.889335	5.275534	64.365406	
466	464	LighttoREM	0.050616	7.380902	0	-1.230047	60.02844	-1.230047	0	0.678863	Light	48.80949	6.366111	3.418358	4.246187	7.664545	62.840148
467	465	Light	0.034695	6.7414	0	2.605708	62.26803	0	0.641725	Light	300.7499	21.28843	2.764045	3.485085	6.2491	82.49009	
468	466	LighttoDeep	-0.729102	6.710537	0	4.793095	63.40672	0	0.734309	Light	51.37815	7.751019	6.584866	3.098586	9.661452	68.79062	
469	467	Deep	-0.618038	6.344596	0	20.747382	79.6443	0	0.797101	Deep	64.9458	5.022355	1.888823	2.56073	4.450593	74.418711	
470	468	Deep	-0.78763	6.019844	0	9.901839	88.15828	0	0.769133	Deep	58.46726	6.470411	2.148337	2.972879	5.121216	70.058891	
471	469	Deep	0.350703	5.337374	0	2.957903	90.89818	0	0.80195	Deep	131.5823	6.610876	2.287288	3.537556	5.834844	144.02802	
472	470	Deep	0.095101	5.525181	0	5.282814	101.4628	0	0.800615	Deep	73.77562	4.688381	1.929878	3.101178	5.031157	83.49516	
473	471	Deep	-0.075127	5.556936	0	4.498941	116.3808	0	0.783587	Deep	69.53316	6.707828	2.764045	3.485085	6.2491	82.49009	
474	472	Deep	0.447154	5.940264	0	7.848114	105.9065	0	0.812758	Deep	231.9353	8.354004	2.972967	3.169703	6.14267	246.432	
475	473	Deep	-0.089557	5.859107	0	13.836828	123.1008	0	0.826758	Deep	133.5974	5.77143	1.813575	3.466414	5.27999	144.64884	
476	474	Deep	-0.133991	5.618176	0	-2.309044	127.2604	0	0.790013	Deep	76.8762	7.028676	3.424693	4.3268	7.751483	91.656354	
477	475	Deep	-0.411861	5.454598	0	6.218298	135.7969	0	0.880207	Deep	156.9847	7.86191	1.96232	2.638049	4.620369	169.46702	
478	476	Deep	-0.231591	5.722172	0	5.147714	130.3004	0	0.80799	Deep	91.57986	6.658317	2.273693	2.775751	5.049445	103.28762	
479	477	Deep	0.318521	5.257629	0	-2.392112	142.0825	0	0.870203	Deep	158.6327	6.720947	1.729919	2.842691	4.571702	169.9247	

図 6-1-2 自動判定結果 CSV ファイル例

① 改良アルゴリズムの適用

5-2 にて提案した改良アルゴリズムの適用を行った。この改良アルゴリズムにより得られた結果のヒプノグラフを図 6-1-3 に示す。なお、図 6-1-3 の上図に示しているのは、新規アルゴリズムにより出力されたヒプノグラムであり、今回の改良アルゴリズムにより得られた結果が下図である。

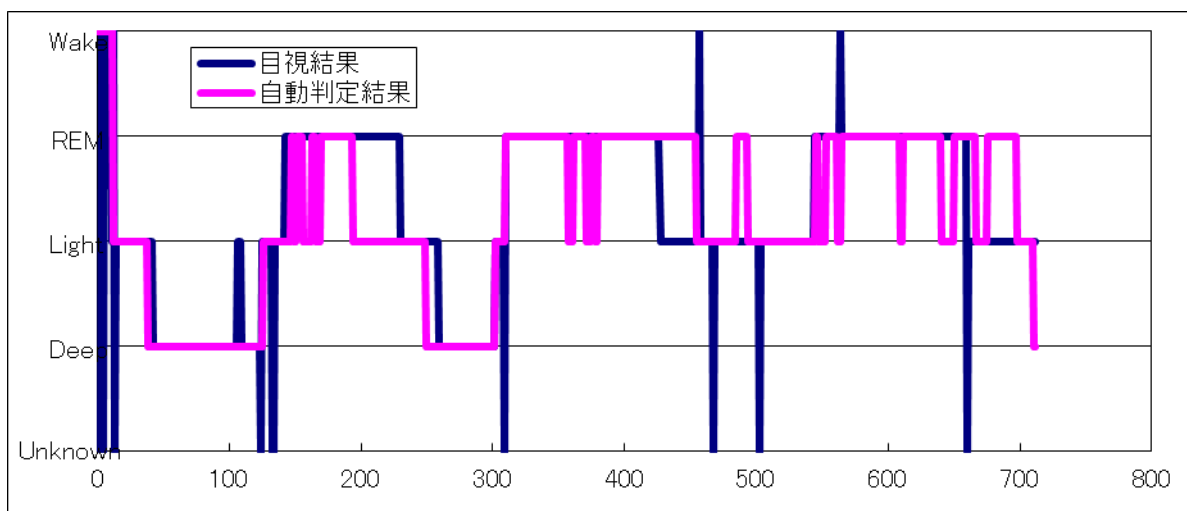
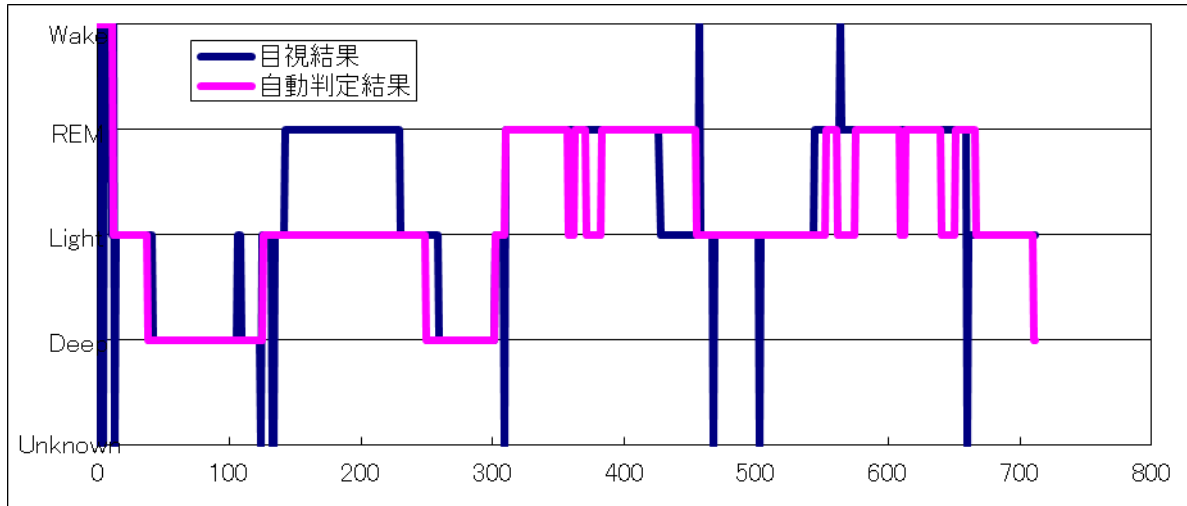


図 6-1-3 目視結果と自動判定結果を比較したヒプノグラフ
(上：従来法，下：改良法④)

② 2ch の脳波データへの対応

従来までのアルゴリズム開発には、1ch の脳波データが使用されてきたが、図 6-1-4 のように脳波と眼球運動など、2ch 以上のデータを収集したファイルも存在する。今後、より多くのサンプルに対し、同アルゴリズムの検証実験を行うことを想定し、この SleepJudgeTest の 2ch 対応を行った。

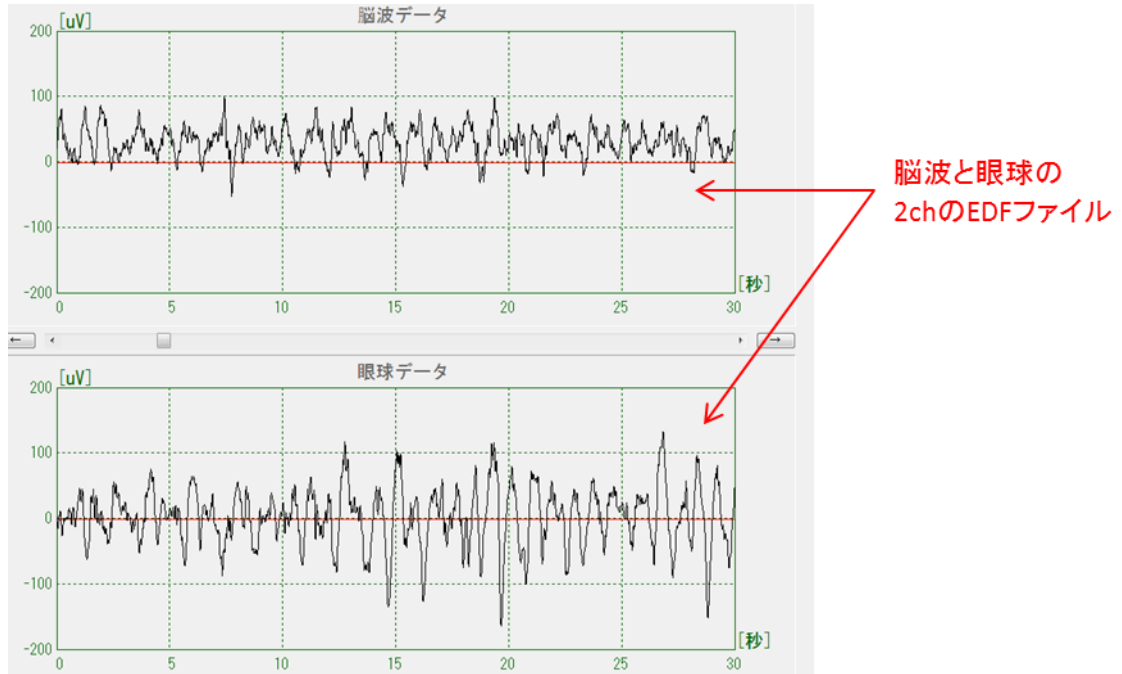


図 6-1-4 2ch の脳波データ例（上：脳波データ, 下：眼球運動データ）

(2) 脳波の表示・保存用ソフト BrainDiver.exe

図 6-1-5 に示したものは、BrainDiver.exe の画面である。このソフトでは、脳波のリアルタイム収集及び表示や保存済み脳波の表示ができる。

睡眠時の脳波判定をほぼリアルタイムに行うことを想定し、この BrainDiver.exe に SleepJudgeTest.exe の解析機能を組み込むことが考えられている。現段階では、SleepJudgeTest.exe の解析アルゴリズムが確立されていないが、BrainDiver.exe において、判定されたヒプノグラフを表示できる機能を追加した。

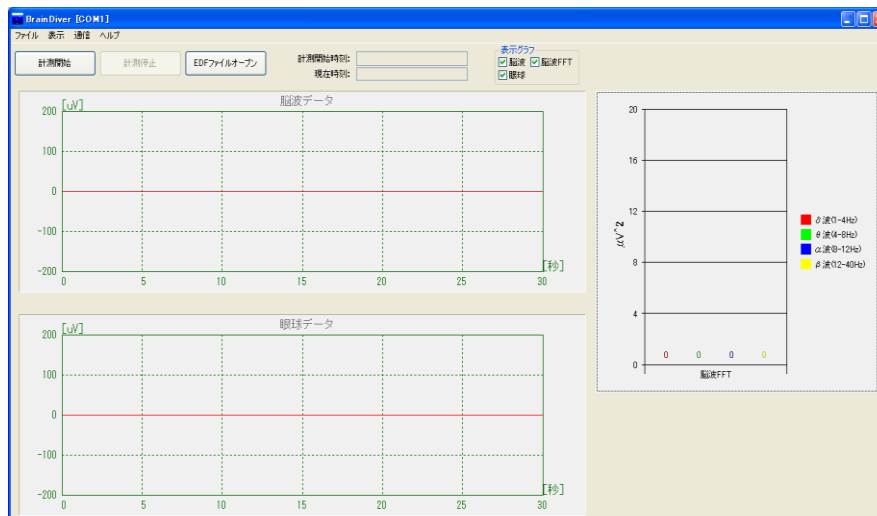


図 6-1-5 BrainDiver.exe の初期画面

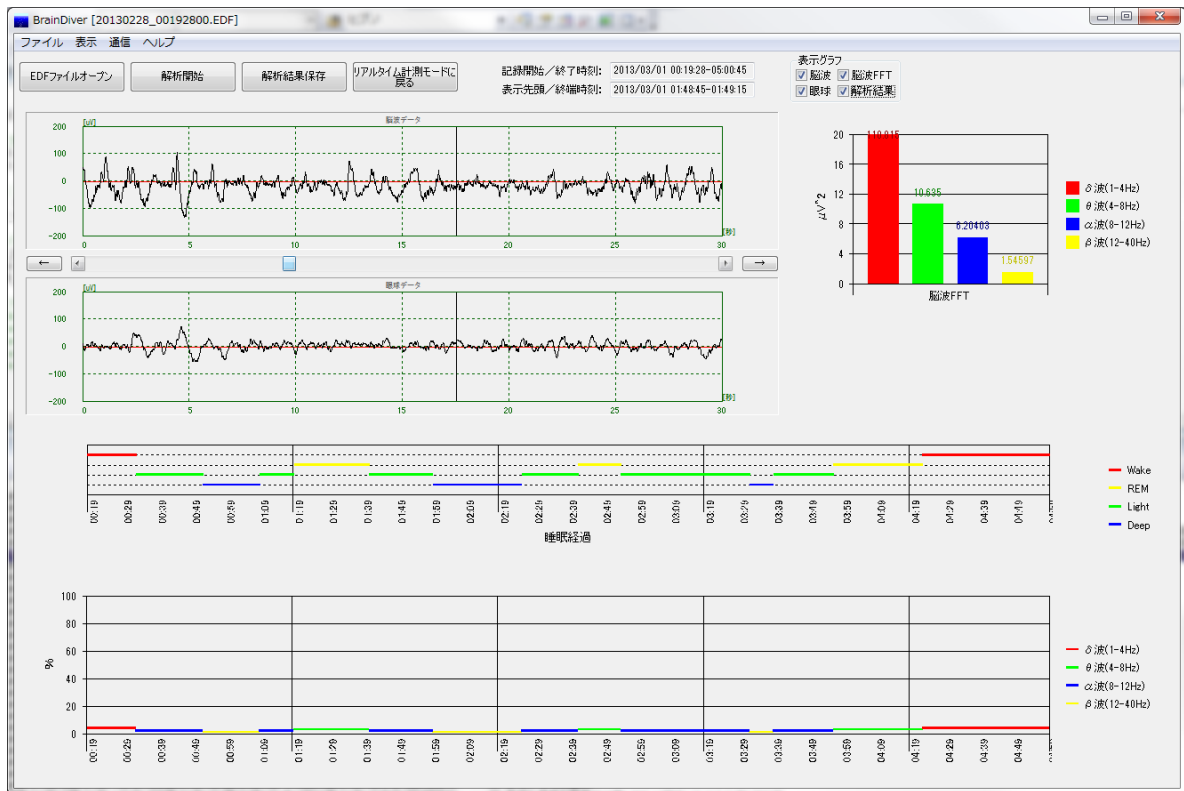


図 6-1-6 脳波解析例を組み込んだ画面

第7章 まとめ

表 7-1 に総合評価を研究項目別に示す。

表 7-1 総合評価（各項目別）

研究項目	担当	目標	達成状況 (およびその根拠)	今後の取り組み (目標未達の場合はその対策)
超小型脳波センサ構造設計・開発	プロアシスト	<ul style="list-style-type: none"> 実装基板面積 : 20mm×15mm 以下 出力電圧 : 10mV～1V SN比 : 20dB 以上 (入力信号 20uV) 	<ul style="list-style-type: none"> 実装基板面積 : 32.4mm×23.5mm 以下 出力電圧 : 28mV～140mV SN比 : 20dB 以上 (入力信号 9uV) 	SoC と ASIC の共通化、パタンテナをチップアンテナに変更、電池の縮小を行い、実装基板面積を目標値に適合するような開発を推進する。
超小型脳波センサ信号処理 ASIC 開発	<ul style="list-style-type: none"> プロアシスト 大阪大学 	<ul style="list-style-type: none"> 消費電流 : 10mA 以下 	<ul style="list-style-type: none"> 消費電流 : 1.8mA 以下 	ASIC の無線性能の向上を目指し、開発を推進する。
耳栓型新電極開発	<ul style="list-style-type: none"> プロアシスト 大阪バイオサイエンス研究所 	装着感良く人の耳に装着できる構造とし、20 名の実験データを取得し評価する	装着感良く人の耳に装着できる構造とし、20 名の実験データを取得し評価した	性別・人種によらず装着できるような改良を継続して実施する。 量産プロセスの検討とコストダウンを図り製品化を目指す。
簡易睡眠判定アルゴリズム開発	<ul style="list-style-type: none"> プロアシスト 大阪バイオサイエンス研究所 	耳栓電極から得られる脳波に最適なアルゴリズムの改良を実施する	脳波の自動判定アルゴリズムの改良を実施し、判定精度 80%以上を達成した。 さらに発明したアルゴリズムの特許出願を実施した。	健常者以外のデータを用いて精度を検証し、実用化を目指す。
簡易睡眠判定ソフト開発	<ul style="list-style-type: none"> プロアシスト 	耳栓電極から得られる脳波に最適なソフトウェアの改良を行う	睡眠ステージの自動判定ソフトウェアの改良を実施した。	ユーザーインターフェースを改良し、ソフトウェアのβ版をリリースする、

本プロジェクトの目標はほぼ計画通り達成できた。

睡眠を自宅で簡単に記録する睡眠チェッカーや、スポーツや学習および仕事時のリアルタイム脳波モニタリングによるパフォーマンス向上の為のバイオフィードバック、脳波による感情や意識の客観的モニタリング（マーケティング）等の分野で事業化を推進する。

担当者 株式会社プロアシスト
 新事業推進部
 宮田 愛子
 TEL 06-6231-7230
 FAX 06-6231-7261

「この報告書には、委託業務の成果として、産業財産権等の対象となる技術情報(未出願又は未公開の産業財産権又は未公開論文)、ノウハウ等の秘匿情報が含まれているので、通例の取扱いにおいて非公開とする。ただし、行政機関の保有する情報の公開に関する法律（平成11年法律第42号）に基づく情報開示請求の対象の文章となります。」