

障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測技術を用いた意思伝達装置の研究

平成 21 年度 総括研究報告書

研究代表者 牧 敦

平成 22 (2010) 年 4 月

目 次

I. 総括研究報告

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測装置を用いた意思伝達装置の開発----- 1

牧 敦

(資料) 試作装置のソフトウェア詳細

II. 研究成果の刊行に関する一覧表 ----- 84

障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト

(総括) 研究報告書

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測技術を用いた意思伝達装置の開発

研究代表者 牧 敦((株)日立製作所 基礎研究所)

研究要旨

運動機能が完全に失われた完全な閉じ込め症候群,あるいは、それに近い重度運動機能障害者においては、脳機能計測技術を使う以外にコミュニケーションの回復は困難である。このような中、脳の賦活による脳血液量の変化から、患者の YES/NO を判定する意思伝達装置が、既に商用化(商標名:心語り)されている。しかし、呼吸・心拍等に由来する低周波の生体ゆらぎの影響により、脳の賦活の検出が短時間では難しいので、計測時間が 36 秒と長い。また、脳血液量のコントロールが難しい患者もおり、YES/NO の正答率がばらつくなどの課題も存在する。以上の課題に対し本研究開発では、頭皮周辺と大脳表面からの 2 種類の反射光を計測し、頭皮周辺の生体ゆらぎを参照し、大脳表面の信号の生体ゆらぎを低減する計測装置を意思伝達装置へ初めて適用し、より短い時間で YES/NO を判定するアルゴリズムを開発した。また正答率の安定化を目的に、脳の賦活状況を患者にフィードバックする機構を意思伝達装置に組み込む。特に、完全な閉じ込め症候群に近い ALS(Amyotrophic lateral sclerosis)患者は、視力が低下するものの、皮膚感覚は温存する場合の多いことを考慮し、脳の賦活状況を振動に変換するバイブレータを開発した。9 名の ALS 患者について試作装置を試したところ、計測時間を 18 秒にしても、現行装置の平均正答率が 52% (標準偏差 12%) に対し、試作装置の平均正答率が 74% (標準偏差 15%) であり、正答率が向上した。被験者数を増やして更なる検討は必要であるが、計測時間の 50%短縮という目標について、実現の見通しを得た。また、現行装置、試作装置ともに適用がうまくゆかない被験者に対して、22ch 携帯型光トポグラフィ装置にて、前頭葉全体を計測したところ、タスク、計測位置の選択が不適切なことが原因と推測された。個人ごとのプローブの位置決め、および、タスク選択の方法が課題として残る。一方、バイブレータを 5 名の ALS 患者に試したところ、タスクと脳血液量の変化の関係を理解しやすいという評価を得て、使い勝手の向上を確認した。

研究分担者氏名・所属研究機関名及び

所属研究機関における職名

林 秀明 (東京都立神経病院 前院長)

内藤 正美 (東京女子大学 教授)

小澤 邦昭 ((株)日立製作所

新事業開発本部 本部長付)

1 研究開発目的

運動機能が完全に失われた完全な閉じ込め症候群,あるいは、それに近い重度障害者においては、脳波や脳血液量の活用など、脳機能計測技術を使う以外にコミュニケーションを回復することは困難である。脳波は、SCP(Slow Cortical

Potential), P300, μ 波等を活用するが、脳血液量計測の方法に比べ、計測時間が短い傾向にあるという優位性がある。しかし、完全な閉じ込め症候群への適用は困難という報告もある [1], どのような計測手段についても、病状に応じて使用困難な患者が存在することは不可避だと考えられる。したがって、重度障害者のコミュニケーション手段を多様化するという観点で、脳血液量を活用する方法について継続的に改善を行うことは重要である。

脳血液量を活用する方法は、株式会社日立製作所および東京女子大内藤教授が技術開発に協力し、既に商用化（商標名：心語り）されており、改善要望等を、ご家族・作業療法士などから継続的に収集してきた。

「心語り」は、脳の賦活による脳血液量変化にもとづき患者の YES/NO を判定する[2]。しかし呼吸・心拍等に由来する低周波の生体ゆらぎの影響により、脳の賦活の検出が短時間では難しいので36秒という長い計測時間が必要であり、患者の負担が大きい。また、脳血液量のコントロールが難しい患者もおり、YES/NO の正答率がばらつくなどが、現状の課題となっていた。

国内の ALS 患者は約 7,000 名であり、その内の約 30%が人工呼吸器を装着し、その中の約 10%が完全閉じ込め症候群に進むと言われている。すなわち、本研究開発の対象患者は 100～200 名程度である。完全閉じ込め症候群の患者にとってもコミュニケーションは重要な問題である。コミュニケーションは、患者の生きる意欲につながり、介護者も患者の反応が確認でき介護の意欲が高まるなど、患者の生活の質向上に少なからず寄与すると考えられる。

2 研究開発方法

(課題解決に向けたアプローチ)

・計測時間の短縮

計測時間を長くする一つの原因は、生体ゆらぎのノイズだが、このノイズを2点検出計測技術により低減する計測装置を、今回、意思伝達装置に初めて適用する。

2点検出計測とは図1に示すように、1つの光源により照射された近赤外光を、2つの受光部により頭皮周辺と大脳表面からの2種類の反射光を計測し、頭皮周辺の生体ゆらぎを参照し、大脳表面の信号の生体ゆらぎを低減する技術である。図2は、完全な閉じ込め症候群ではないが、人工呼吸器を装着した ALS 患者から計測した脳血液量変化のデータである。図2(1)は、大脳皮質と頭皮の血流を含んだ信号だが、生体ゆらぎや人工呼吸器に由来するノイズにより、脳の賦活の変化はわかりにくい。図2(2)は頭皮表面の信号だが、生体ゆらぎや人工呼吸器などの全身性ノイズについては、図2(1)の信号と強い相関がある。したがって、頭皮周辺と図2(1)の信号に線形回帰モデルをあてはめ、この回帰係数にもとづき差を取ることで、図2(3)に示すように全身性ノイズは除去され、脳の賦活による変化が明瞭に現れる。これにより、より短い時間で YES/NO が判定できる可能性が高くなる。

・正答率のばらつき

現行の「心語り」では、脳の賦活や安静が脳血液量の変化にどのように反映しているか、患者にフィードバックされていない。特に、完全な閉じ込め症候群の患者は、目視によりスクリーン上の波形データを確認することは困難な場合がある。本研究開発では、正答率の安定化を

目的に、脳の賦活状況を患者にフィードバックする機構を意思伝達装置に組み込む。特に、完全な閉じ込め症候群、あるいは、それに近い ALS 患者でも、皮膚感覚は温存することが多いことを考慮し、脳の賦活状況を振動に変換するバイブレータを開発する。

(研究開発の経過)

研究開発の全体の流れを図 3 に示す。

(1) 基礎データ収集と分析

研究開発を開始するにあたり、2点検出計測適用の妥当性を検証するため、2点検出計測技術を適用した脳機能計測装置により、実際の ALS 患者から基礎データを収集し、解析を行った。

(2) 意思伝達装置の試作

・プローブ改良

現状のプローブでは、寝たきりの患者に対し、左右のフレームが邪魔であり、設置が困難なことが想定された。このため、左右フレームを除去し、バンドで止める方式に改造を行った。また、センサーの装着度を高めるため、センサーのクッション素材を見直した。

・ソフトウェア開発

YES/NO 判定アルゴリズムとトレーニング機能を実装するソフトウェアを開発した。ソフトウェア開発にあたり、次の設計方針を採用し、いろいろな YES/NO 判定アルゴリズムが適用できるよう工夫した。

1) アルゴリズムとして、変化検知法と判別分

析法を扱えるようにする。

2) パラメータ等を変えた、複数の変化検知法と判別分析法を扱えるようにする。

(3) 適用のうまくゆかない事例における原因分析ツールの開発

モニター評価によって試作装置がうまく適用できない被験者に対し、原因分析を行うための以下の分析ツールを開発した。

・脳血液量計測装置の計測ソフトの改良

脳血液量計測装置は、プローブ設置時に、脈拍の強度を計算する。この強度が弱いとプローブの設置が悪いと判断し計測に進めない。長期間寝たきりの生活をしている ALS 患者の場合、この脈拍の情報が弱い可能性が想定された。このため、プローブの設置状況をリアルタイムにチェックできるよう、計測装置の計測ソフトを一部修正した。この修正により、プローブの設置時に、頭皮周辺と大脳表面からの2種類の反射光をリアルタイムに表示できる。このため、プローブ設置状態の良し悪しが、信号中の脈拍成分を目視することで確認できる。

・携帯型光トポグラフィの試作

プローブの設置位置が適切かどうかを調べるには、前頭葉全体の脳機能を調べる必要がある。このとき、ALS は在宅介護が多く、臨床現場で利用されている光トポグラフィ装置を適用することができない。このため、携帯が可能な、前頭葉に特化した 22ch の光トポグラフィ装置を試作した。

・脳機能信号の標準脳への投射ツールの開発

携帯型光トポグラフィ装置により計測したデータを、標準脳に投射するソフトウェアを開発した。これにより、被験者ごとの賦活位置を正確に同定することが可能になる。

(5) モニター評価

現行「心語り」と試作装置の両方を、ALS患者9名に適用して頂き評価を行った。被験者9名のプロファイルを表1にまとめる。9名のうち、完全な閉じ込め症候群の被験者は3名である。

評価項目は、次のとおりである。

(評価項目)

- ・試作機と現行機を比較し、計測時間を短縮しても正答率が低下しないことを確認し、計測時間短縮の有効性を評価する。
- ・脳賦活時のバイブレータ振動の成功率により、トレーニング機能の性能を検証する。
- ・トレーニングの有無による正答率の変化を評価し、トレーニング機能の有効性を評価する。
- ・適用のうまくゆかない被験者について、脳の賦活の空間分布等を調査し、計測位置の適切性などを検証する。

(倫理面への配慮)

ALS患者9名について、東京女子大学および東京都立神経病院における倫理委員会の承認のもと、実験データを収集した。データの収集に際して、実験概要を説明した後に、被験者のご家族から同意書を頂いた。またデータ収集時間は、患者の負担を考慮し、プローブの装着時間を含め60分以内に収めた。

3 研究開発結果

(基礎データの収集と分析)

4名のALS患者について、2点検出計測技術にもとづき生体ゆらぎを低減する脳血液量計測装置により基礎データを収集した。被験者は、表1における被験者1~4である。

計測は、被験者に安静（レスト）と賦活（タスク）を数回繰り返してもらった（図4）。レスト・タスクはそれぞれ12秒程度とし、タスクは奇数を数えることを基本としたが、現行の「心語り」ユーザで、自分に慣れたタスクがある場合には、タスクの種類については強制しなかった。一方、レストを継続する計測も行った。

図5~図8に、被験者1~4の計測データの一部を示す。4名のALS患者のいずれも、計算などのタスクによる脳血液量の変化が認められた。特に、現行「心語り」の場合、完全な閉じ込め症候群の患者では、脳血液量変化が弱いのが一般的だが、2点検出計測技術を適用した本装置では、明らかな変化が認められた（図8）。一方、レストを継続する場合、計測全体で上昇傾向、下降傾向を認める場合もあるが、変化はゆるやかである。

この結果より、ALS患者においても2点検出計測の有効性が確認できた。またタスク開始から、脳血液量の変化が現れるまでの時間を目視により確認したが、3秒~5秒程度で立ち上がっている。したがって、タスクの時間を9秒程度にとれば、変化検知には十分であることが推測された。タスク前のレスト時間を9秒取るとすれば、少なくとも計18秒以下には計測時間を短縮することができることになる。

(意思伝達装置の試作)

図9に、試作装置の概観を示す。試作装置

の構成は、ノートPC、脳血液量計測装置、バイブレータ、赤外線通信装置からなる。ノートPCと脳血液量計測装置および赤外線通信装置は、USBケーブルで接続される。

- ・ 脳血液量計測装置はプローブと信号処理ユニットから構成される。プローブは、左右額の脳血液量変化が計測できるよう、左右で2点検出計測が可能なセンサーが設けられている。下記で説明するように、プローブについては、寝たきりの被験者用に、改良を行った。
- ・ ノートPCには、YES/NO判定プログラム、トレーニング機能を搭載する。試作プログラムの詳細について、付録1にて説明する。
- ・ バイブレータには振動モータが内蔵されており、ノートPCに搭載されたトレーニング機能により生成される駆動パルスのデータに応じ、バイブレータが振動する。なお、駆動パルスのデータは、赤外線通信装置を介して、ノートPCとの間で赤外線通信により伝送される。

(プローブの改良)

図10、図11が完成図であるが、下記に改良点の詳細を説明する。図12が、改良したプローブの写真である。

- ・ フレームの除去

図13に示す左右フレームを除去し、図14に示すとおりホルダのみの状態にする。

- ・ マジックテープの添付

図15に示すとおり、フレームを除去したホルダにマジックテープを貼り付ける。これによ

り、図16のようにバンドを取り付け可能にする。

- ・ センサー部のクッションの改良

図17に示すセンサー部を、従来クッションより更に柔らかい低反発性材質に変更した。また、赤外線送受信部に対して若干高く設定することで、装着時にクッションがたわんで密封され、周りからの光を遮断するようにした。

(YES/NO判定アルゴリズム)

- ・ 現行版「心語り」のアルゴリズム

試作装置のアルゴリズムとの差異を明らかにするために、現行装置のアルゴリズム[2]を説明しておく。

現行装置は、生体ゆらぎを低減する機能は実装されていない。したがって、タスクによる脳血液量変化が小さいと、その変化が生体ゆらぎによる変化に埋もれてしまう。特に、症状の進行したALS患者の場合、タスクによる脳血液量の変化が弱い場合が多く、正答率が悪化するケースが多い。このため、単純に脳血液量の変化量だけでは、YES/NO判別に失敗することがある。そこで現行版では、逆に、生体ゆらぎの情報を活用して判別精度を向上させている。

図18は、現行版「心語り」の計測データである。赤線が、ローパスフィルタにより脈拍や人工呼吸器等から由来するノイズを除去することで抽出した生体ゆらぎの成分である。タスクにより脳を賦活する場合には、この生体ゆらぎが打ち消され、その振動数が小さくなる。一方、安静状態を継続する場合には、この振動数は、脳を賦活する場合よりも大きな値になる。なお、生体ゆらぎの振動数は、おおよそ0.1Hz程度であるため、脳の賦活と安静状態による生体ゆらぎの振動数の差を明確にしようとする、タス

ク開始から少なくとも 20 秒程度の時間が必要である。このため、タスク開始前のレスト期間を含めると、計測時間を 30 秒より長く設定する必要がある。

ここで図 19 のように、縦軸を脳血液量変化の振幅、横軸を生体ゆらぎによる振動数とすると、理論的には脳を賦活する YES データが左上にプロットされ、安静を継続する NO データが右下にプロットされる。なお、YES データと NO データを分離する判別線は、マハラノビスの判別分析や線形判別分析などの手法により、被験者ごとに決定することになる。

- ・ 試作版のアルゴリズム

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測装置を適用する場合、現行装置に比べ、シンプルなアルゴリズムにできる。上記、(基礎データの収集と分析)で説明したとおり、ALS 患者においても 2 点検出計測技術を適用すると、3 秒～5 秒程度で脳血液量の変化が現れる。したがって、最もシンプルな判別方法としては次の方法が考えられる。図 20 のようにタスク開始前の 2 秒をベースラインに、タスク開始後の 3 秒～5 秒経過後の、3 秒あるいは 5 秒間の平均値を左右の計測データより計算し、2 次元の特徴ベクトルを構成する。縦軸を左額、横軸を右額とすれば、理論的には、この 2 次元の特徴ベクトルは、YES の場合には右上、NO の場合には左下となる。YES データと NO データを分離する判別線は、現行装置の場合と同様に、マハラノビスの判別分析や線形判別分析などの手法により、被験者ごとに決定することになる。

一方、脳血液量の変化が明確に現れるのであれば、タスク開始前をベースラインにして、タスク開始後に、脳血液量の変化が所定の時間以

上、所定のしきい値を超えたら YES と判断する変化点検知によるアルゴリズムでも、同様な効果があると考えられる。

(バイブレータの駆動パルスの生成方法)

バイブレータの駆動パルスの生成方法を、図 21 に示す。脳血液量変化の信号には、予期できない上昇・下降傾向のトレンド成分が乗ることがある。トレーニングでは、レスト・タスクを 1 分程度繰り返すこともあるため、脳の賦活による脳血液量の変化を正確に捉えるためには、このトレンド成分を除去することが好ましい。このため、駆動パルスを求める前処理として、次のような処理を行う。

[指数移動平均]

$$E_L(a_i(t)) = (1/a_L) a_i(t) + (1 - (1/a_L)) E_L(a_i(t-1))$$

[単純移動平均]

$$E_S(a_i(t)) = (1/a_S) \sum_{k=0 \sim a_S} a_i(t-k)$$

[トレンド成分の除去]

$$E_E(i, t) = E_S(a_i(t)) - E_L(a_i(t))$$

上記、 E_L 、 E_S は、それぞれ指数移動平均、単純移動平均、 E_E はトレンド成分を除去した信号を表す。 $a_i(t)$ は脳血液量変化信号であり、 $i=1$ が左額の信号、 $i=2$ が右額の信号、 t が計測時間を表す。 a_S 、 a_L は平均時間であり、それぞれ 2 秒、30 秒に設定した。

次に、 $E_E(i, t)$ について 1 階差分をとり、この差分値が所定のしきい値以上なら 0.5、しきい値以下であれば 0 とし、左右のこの値の和をとる。0 以上の値でモータを振動させるが、これは、脳血液量の変化を増加の方向に導く訓練となる。なお左右の和をとることで、最終的には 0、0.5、1 の値になるが、値が 1 の場合は 0.5

の場合よりも振動サイクルを速くすることで、左右同時に脳の賦活が発生していることを表現した。

上記しきい値は、固定の値ではなく、タスク時の上記差分値の最大値を、次のレストおよびタスクのしきい値とした。タスクにより、脳血液量の変化が出やすい被験者と出にくい被験者がいる。また、変化が出やすい被験者でも、体調によって変わることがあるため、実際の変化の状態によって、適応的にしきい値を変える構成をとった。

(モニター評価)

・計測時間の短縮

現行機の計測時間は図 22 に示すとおり、レスト 12 秒・タスク 12 秒・レスト 12 秒の計 36 秒である。一方、試作機の計測時間は図 23 に示すとおり、レスト 9 秒・タスク 9 秒の計 18 秒とした。一回の実験で、YES/NO を各 3~5 回程度計測し、試行ごとに 1 分程度の休息を設けた。タスクは、奇数を数えることを基本としたが、現行「心語り」のユーザで、自分に慣れたタスクがある場合には、タスクの種類については強制しなかった。YES/NO 判定アルゴリズムは、線形判別分析を用いた。図 24 は、モニター評価の様子であり、図 25 はプローブの設置例である。

表 2 に結果を示す。現行装置の平均正答率が 52% (標準偏差 12%) に対し、現時点の試作装置の平均正答率が 74% (標準偏差 15%) である。計測時間 50%短縮した場合でも、正答率が向上した。現状、データ数が少ないので、実際に正答率が向上するかは、実験の継続が必要だが、計測時間の短縮について、その実現の見通しが得られたと考えられる。

・トレーニング機能の性能評価

トレーニング機能の性能評価を目的に、表 2 の被験者 1, 3, 6 にバイブレータを 2 回試して頂き、被験者 5, 9 にバイブレータを 1 回試して頂いた。タスクおよびレストのタイミングは、介護者が被験者に声をかけて合図した。図 26 は、バイブレータの設置例である。バイブレータを、手のひらに接触させ、振動が伝わるようにした。

脳の賦活によるバイブレータ振動の平均成功率は、それぞれ 100%, 67%, 50%, 100%, 67% であり、初めてのトレーニングなこともあり成績に個人差がある。今後、練習を続けることで、この数値がどのように変化するかの追跡調査が必要である。なお、次の文章は、「伝の心」により文字による意思伝達が可能な被験者 1 の感想であるが、本機能に肯定的な評価を頂けた。

「被験者 1 本人の感想」

新しいテストとは何だろうかと興味を持っていましたが、バイブレータの実験とは予想外でした。血流の上昇にあんなにも早く反応するものとは考え及びませんでした。実際には一、二秒の遅れを感じましたが、その着想は素晴らしいですね。もっと精度を高めることで、心語り長年の課題だったタイムラグの短縮に一步近づけるものと期待しています。

また完全な閉じ込め症候群に近い被験者 5 については、介護者から次の感想を頂けた。

「被験者 5 の介護者の感想」

本人は俄然やる気になったと思う。本人の感想を現時点では聞けないのが残念です。

(適用がうまく行かない被験者の原因分析)

現行装置および試作装置ともに、正答率が低い被験者 8 (表 2 参照) について、その原因分析を行った。

最初に、試作装置のプロープの設置性について、信号の脈拍成分を目視で確認した(図 27)。額が狭い場合などの理由で、センサー部の額への密着が悪いと、脈拍の振幅が弱くなる。この場合、計測信号は、あまり信頼できない。しかしながら被験者 8 の場合、図 27 の脳血流(3cm)の脈拍の振幅を見ると、特別小さいとは言えず、額の形状等の理由で、センサーの密着性が悪いということはないと考えられる。

次に、図 28 の 22ch 携帯型光トポグラフィ装置にて、前頭葉全体の脳の賦活状況を計測した。計測は、図 29 に示すとおり、レスト 12 秒、タスク 12 秒を、3 回繰り返した。タスクは、数を数える課題と、歌を歌う課題を行った。図 30 は、実際の撮影風景である。

図 31 (1)、図 31 (2) が、数を数える課題と歌を歌う課題それぞれについて、標準脳への投射ツールにて作成した各チャンネルの賦活状況である。赤い色ほど、脳血液量の変化が大きいことを示す。寝た姿勢での計測は、額全体を覆う 22ch のプロープの設置性が悪くなる。このため、計測不良のチャンネルがかなりあり、計測信号の信頼性としては不十分なところがある。しかしながら、この被験者の場合、数を数える課題の場合は、賦活の位置が左額の 4cm×4cm 程度の範囲に局在するのに対し、歌を歌う課題の場合は、額の広い部分で賦活が起こっている。すなわち、この被験者の場合、数を数える課題では、センサーの設置位置が重要ということが示唆される。上記、計測時間の短縮に関する実験では、この被験者は数を数える課題を

行っていた。この結果にもとづき、数を数える課題にて、プロープの設置位置を調整し再計測を行ったところ、正答率は 75% に上昇した。一回だけの計測であり、継続的に正答率が改善するかどうかは、今後の追跡調査が必要であるが、設置位置の重要性を示す一つの結果と考えられる。

(トレーニング機能の有効性評価)

表 2 でわかるように、試作装置ではこれまでのところ、正答率が 70~80% の日もあれば、正答率が 40~50% まで低下してしまうようなばらつきが、現行装置に比べて少ない。具体的には、現行装置の最高正答率の平均値が 68.9%、最低正答率の平均値が 36.7% に対し、試作装置の最高正答率の平均値は 77.1%、最低正答率の平均値は 69.4% である。すなわち、2 点検出計測技術の適用自体で、正答率のばらつきが抑えられている。

このような状況であると、短期間のトレーニングでは、正答率のばらつき改善効果は示すのは難しい。このため、当初想定していた 2 週間程度のトレーニング期間を、1 ヶ月以上に伸ばし、現在も実験が進行中である。この評価結果については、別の機会でご発表してゆく予定である。

一方、トレーニング機能の性能評価で説明したとおり、脳の賦活状態を被験者にフィードバックすることの心理的な効果は大きく、使いやすさという観点での有効性はあるといえる。

4 考察

(計測時間の短縮)

表 2 からわかるとおり、現時点収集されたデータでは、計測時間を 50% 削減しても、正

答率が目立った低下は認められない。むしろ正答率は向上している。

上記評価の計測では、レスト9秒、タスク9秒であったが、ここで被験者1を例に、タスクをどれくらい減らせるか検討する。上記評価では、タスクを開始して3秒経過後に5秒間の平均をとったが、この平均を3秒間に減らすことを考える。このとき、80%の正答率が、20%まで低下してしまう日が存在した。もともと、3秒経過後に5秒間の平均なので、タスクは8秒で十分であるが、全被験者についてこれを一律6秒まで減らすことは難しいことが、上記の結果からわかる。

一方、レストをどれくらい減らせるかであるが、上記評価では、タスク開始前の2秒でベースラインを決定しているため、1~2秒程度はレストの時間を短縮しても問題なさそうである。しかし、計測開始直後は、被験者が緊張する場合があります。意図しない脳血液量の変動が計測開始時に発生することもある。したがって、今回の評価のように、8秒~9秒程度のレスト時間は確保したほうが良いと考える。

(トレーニング機能)

図 32 は、被験者5にトレーニング機能を評価頂いた時の、脳血液量の変化と生成された駆動パルスを示している。この被験者の場合、1回目のタスクによる脳血液量の上昇が次のレスト期間でも続き、戻りきらないまま、次のタスク期間に突入している。同様に、2回目のタスクによる脳血液量の上昇が次のレスト期間でも続き、このため、2回目のレスト期間において、レスト期間であるのに連続的にバイブレータが振動してしまった。すなわち、この被験者の場合は、レスト期間をもう少し長く取る必要がある。

る。トレーニングに際し、レスト・タスクの時間を、被験者ごとに調整する必要があることがわかる。

一方、今回はレスト・タスクを連続的に3回繰り返してもらったが、72秒間の間、被験者が集中し続けることになり、疲れてうまくゆかないケースもある。トレーニング方法として、YES/NO判定の場合の計測と同様に、レスト、タスクを1回だけ試し、休憩を置いて複数回行うほうが良いのか、今回のように連続的に行うほうが良いのかは、今後、検討する必要がある。

5 結論

本研究開発では、頭皮周辺と大脳表面からの2種類の反射光を計測し、頭皮周辺の生体ゆらぎを参照し、大脳表面の信号の生体ゆらぎを低減する計測装置を意思伝達装置へ初めて適用し、より短い時間でYES/NOを判定するアルゴリズムを開発した。また正答率の安定化を目的に、脳の賦活状況を患者にフィードバックするバイブレータを意思伝達装置に組み込んだ。特に、完全な閉じ込め症候群に近いALS患者は、視力が低下するものの、皮膚感覚は温存する場合の多いことを考慮し、脳の賦活状況を振動・圧力などに変換する機構を開発した。9名のALS患者について試作装置を試したところ、現行装置の平均正答率が52% (標準偏差12%) に対し、試作装置の平均正答率が74% (標準偏差15%) であり、現行装置よりも正答率が向上した。現状、データ数が少ないので、実際に正答率が向上するかは、実験の継続が必要だが、計測時間の短縮について、その実現の見通しが得られたと考えられる。また、現行装置、試作装置ともに適用がうまくゆかない被験者に対して、22ch携帯型光トポグラフィ装置にて、前頭葉全体

を計測したところ、タスクや計測位置の選択が不適切なことが原因と推測された。個人ごとのプローブの位置決め、および、タスク選択の方法が課題として残る。一方、バイブレータを9名のALS患者に試したところ、タスクと脳血液量の変化の関係を理解しやすいという評価を頂き、使い勝手を向上することができた。

今回は、完全な閉じ込め症候群の被験者は3名であったが、当該被験者をさらに増やし、試作装置の有効性について追試するとともに、長期間のトレーニング効果について評価を進める。特に、完全な閉じ込め症候群になる前のトレーニングが、完全な閉じ込め症候群へ進行した際の正答率にどのような影響を及ぼすかについて、評価を行う予定である。

6 健康危険情報

本研究開発で使用した脳血液量計測装置は、「レーザ安全規格 JIS C 6802」のクラス1に分類され、本質的に安全である。また、携帯型光トポグラフィ装置は、クラス1Mに分類され、このクラスの装置は、光学機器を用いてレーザビームを観察することがなければ、ユーザは安全措置を施す必要がないとされている。本研究開発において、光学機器を用いたビーム観察はない。

7 研究発表

なし

8 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

脳血流コントロールの訓練装置（予定）

2. 実用新案登録

なし

3.その他

なし

参考文献

- [1] Birbaumer, N., et al., Brain-computer interface in paralysis., Curr Opin Neurol. 21, pp.634-638, 2008.
- [2] Naito, M., et al., A communication means for totally locked-in ALS patients based on changes in cerebral blood volume measured with near-infrared light., IEICE Trans. Inf. Syst. Vol. E90-D, No.7, pp.1028-1037, 2007.

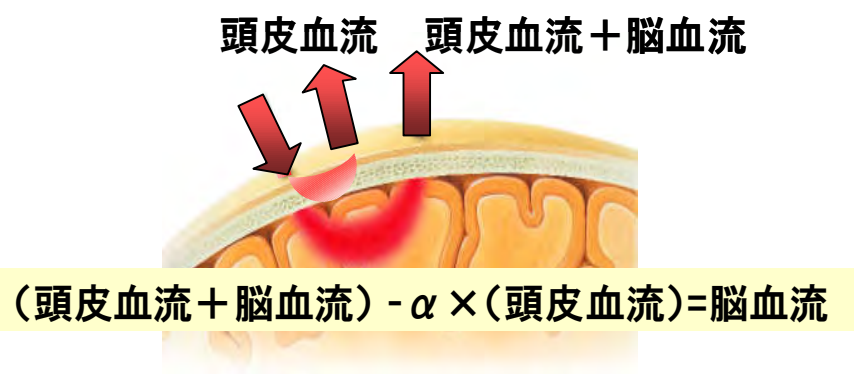
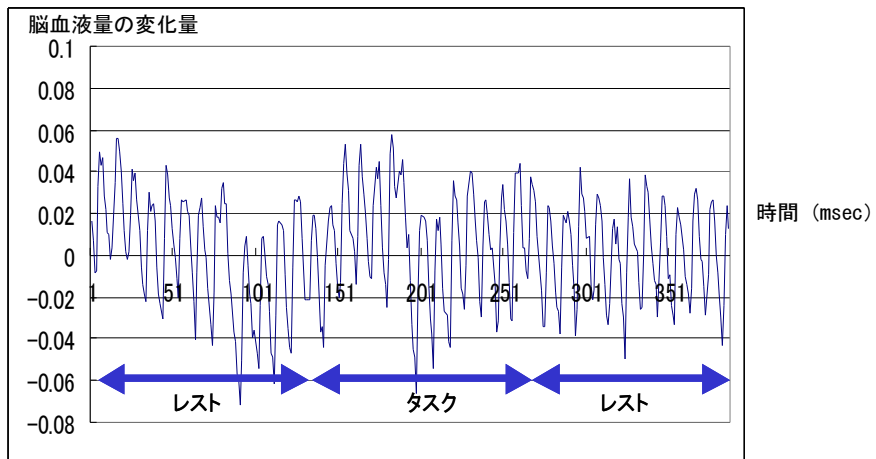
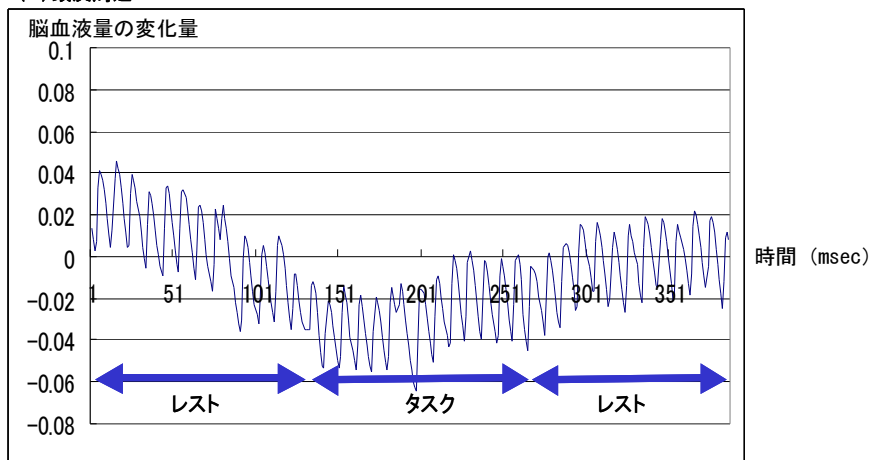


図 1 2点検出計測技術

(1) 大脳表面



(2) 頭皮周辺



(3) 生体ゆらぎ除去

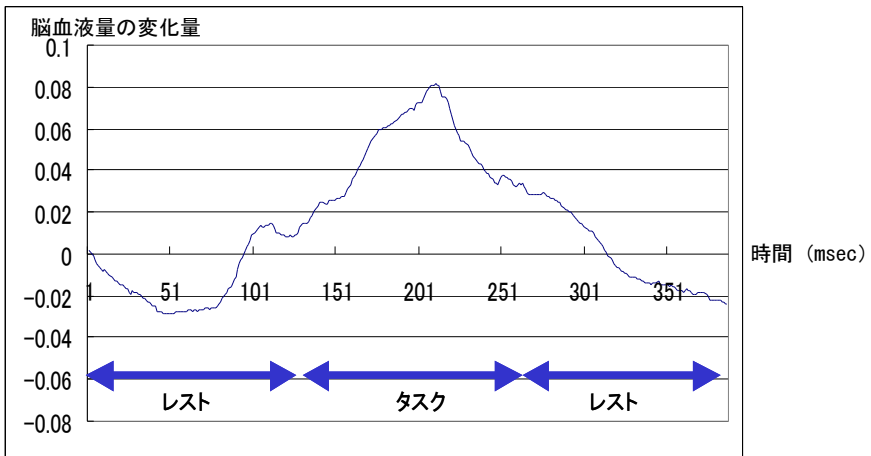


図 2 2点検出計測技術による計測データ

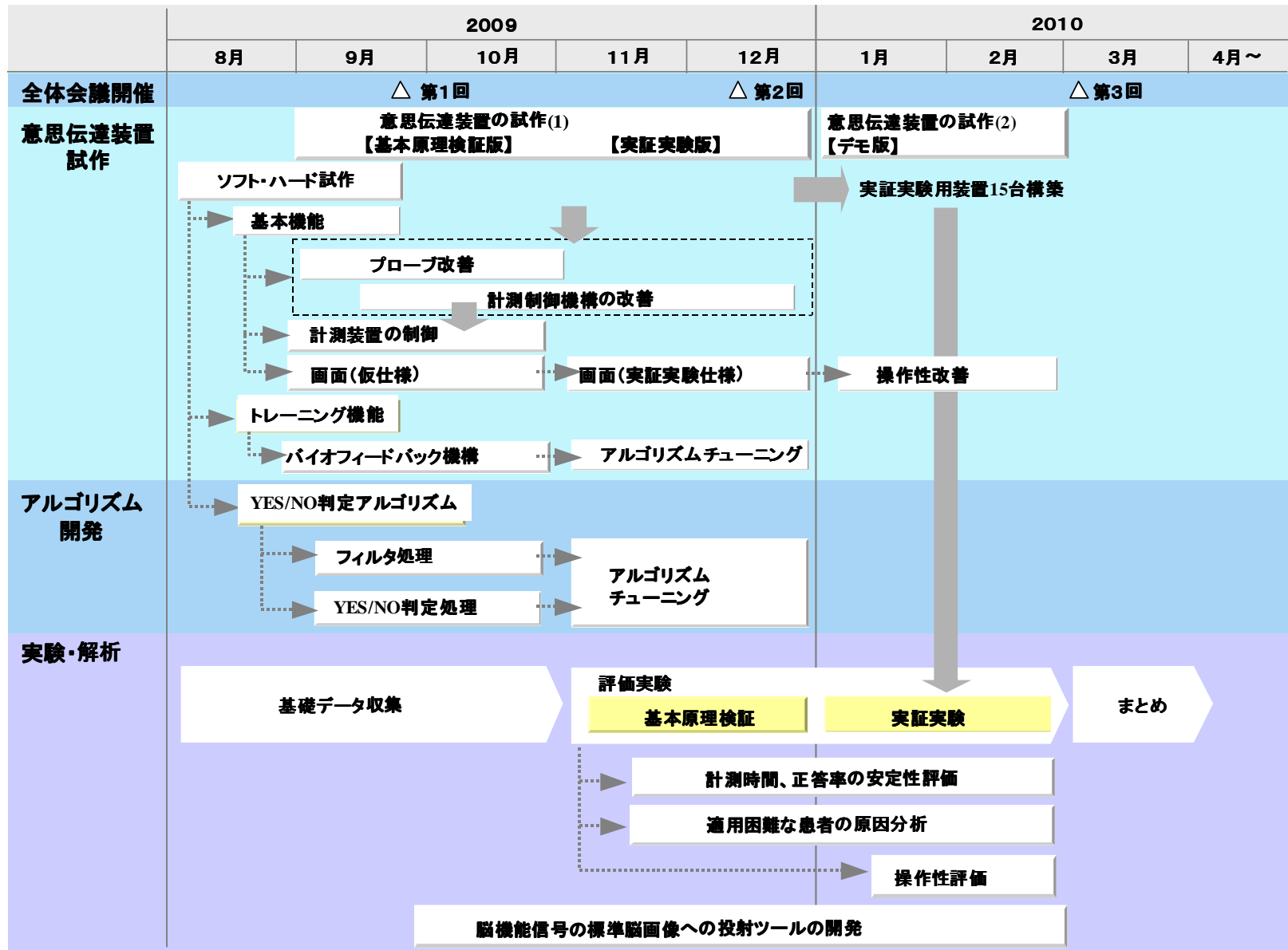


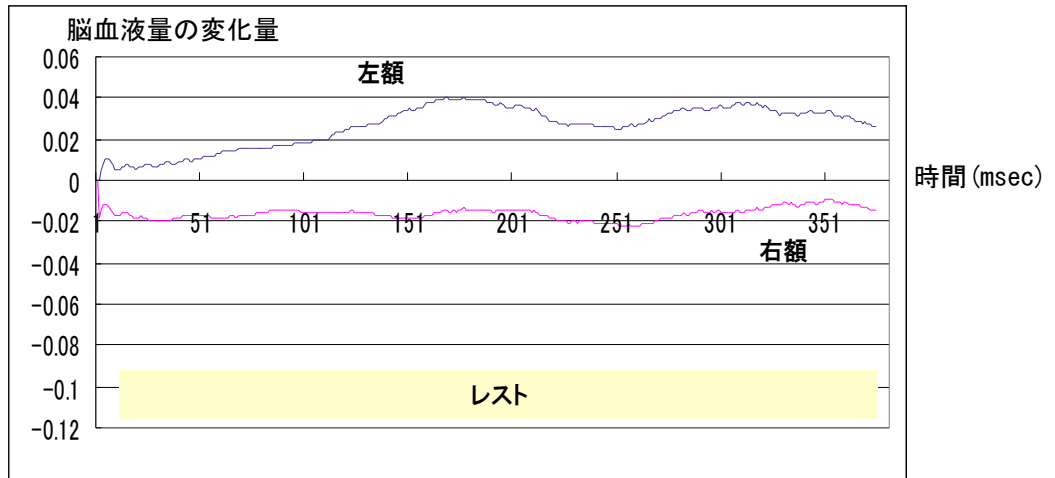
図 3 研究計画

表 1 被験者のプロフィール

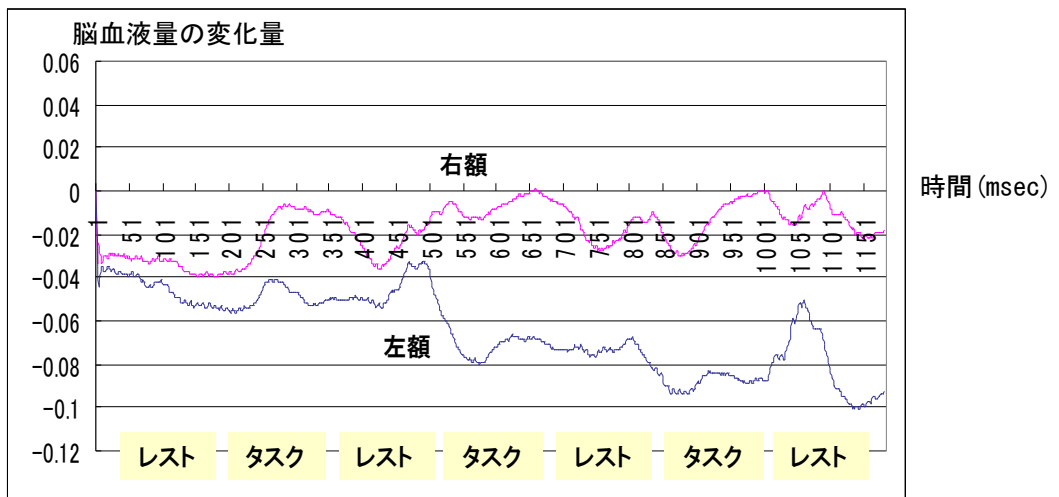
被験者	性別	年齢	意思伝達の状況	被験者の状態
1	男	80	「伝の心」使用	-
2	男	65	「伝の心」使用	眼球運動はほぼ保たれ、開閉眼と閉口が可能、 acoustic neurinoma 手術で右 VII 麻痺 (+)、四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺で舌・嚥下・発語・頸部運動はできない
3	男	67	困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺、外眼運動系：閉眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺）、垂直方向麻痺、水平方向麻痺に近い、随意は困難（反射運動で左右差 (+)）（完全な閉じ込め症候群）
4	女	67	困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺、外眼運動系：閉眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺）、垂直・水平方向麻痺（完全な閉じ込め症候群）
5	男	67	困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺、外眼運動系：閉眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺）、水平方向麻痺、垂直方向は下方麻痺で上方に動くが随意は困難（反射 (+)）（完全な閉じ込め症候群）
6	男	69	かなり困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺：僅かに両口角（右>左）に随意的動き (+)、外眼運動系：開眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺 (-)）、垂直方向麻痺、水平方向に制限があるが随意的には可能
7	男	62	かなり困難	(最小限のコミュニケーション状態)
8	女	50	かなり困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺：情動運動系が保たれている核上性麻痺で随意的動きは僅か、外眼運動系：垂直方向・水平方向ともに制限され随意的に極めてやりにくい (最小限のコミュニケーション状態)
9	男	63	かなり困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺：僅かに収縮するが評価困難、外眼運動系：垂直方向麻痺、水平方向：僅かに左眼随意可能、上眼瞼挙筋：緩徐随意運動可能



図 4 計測パラダイム

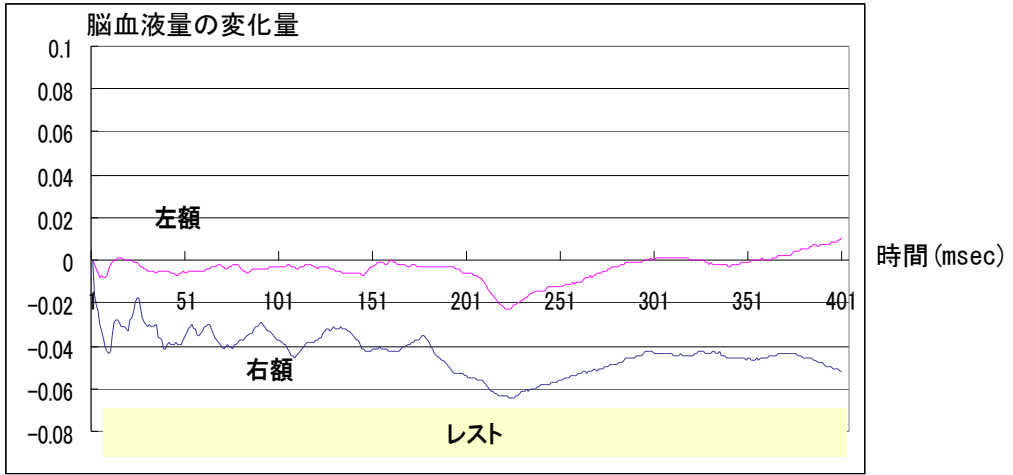


(1) レスト

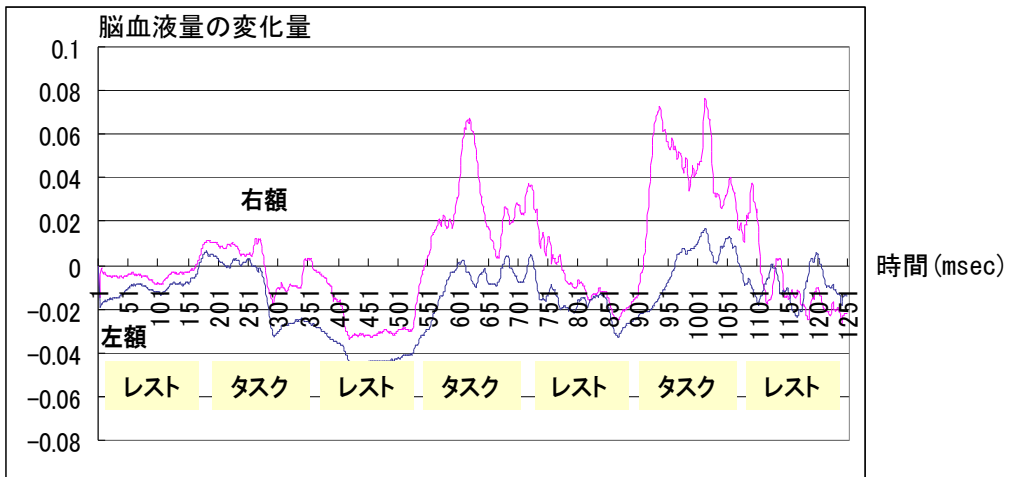


(2) タスク

図 5 (1) 被験者 1

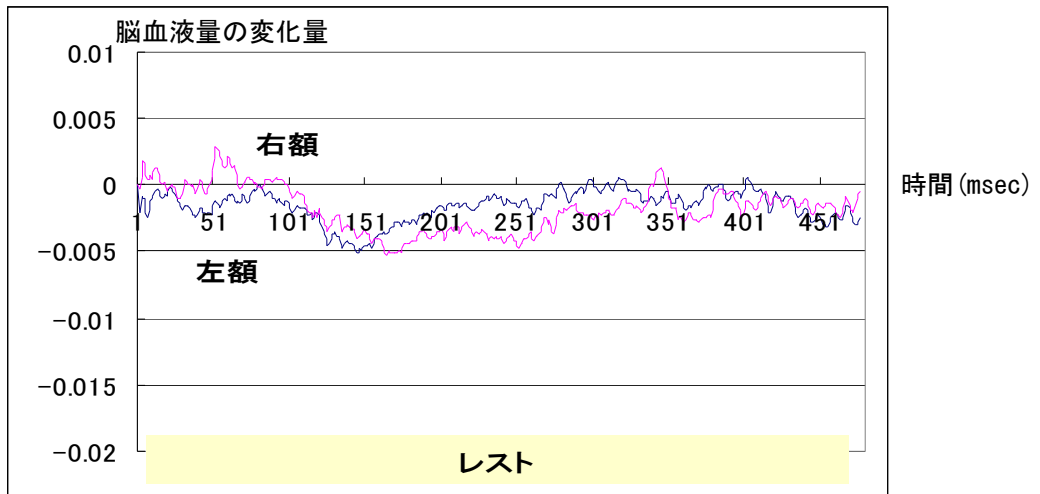


(1) レスト

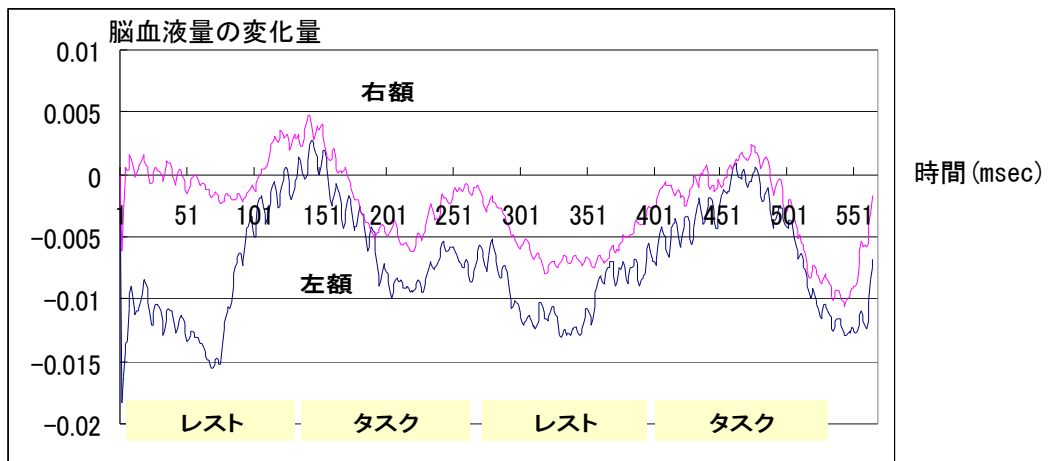


(2) タスク

図 6 (2) 被験者 2

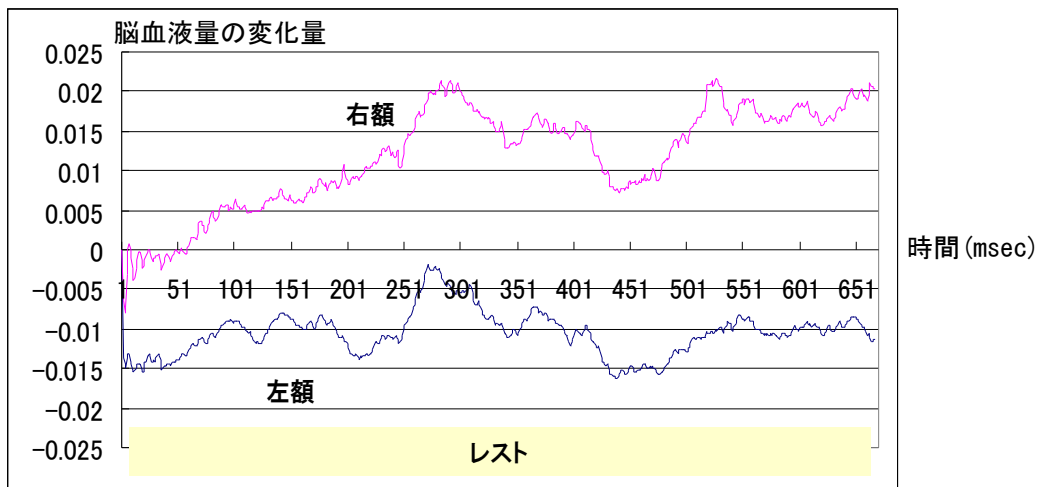


(1) レスト

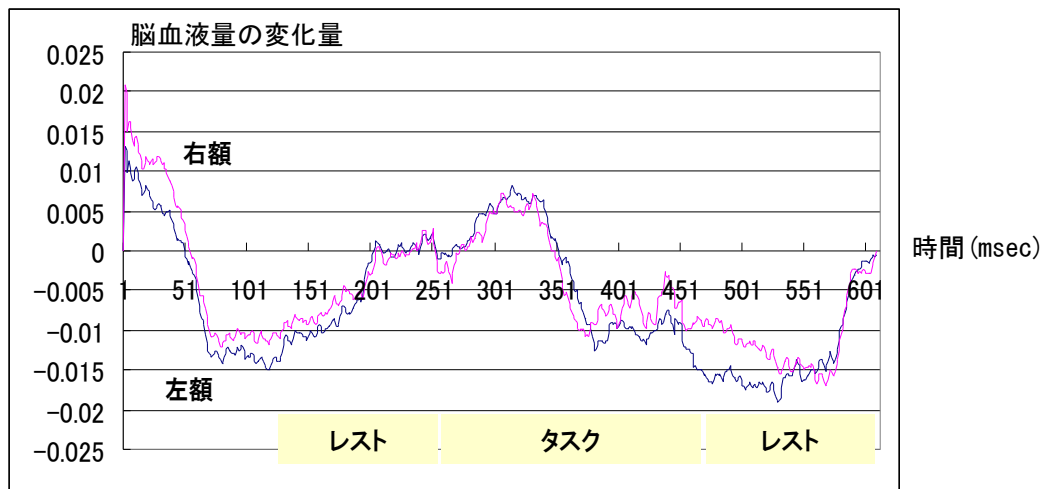


(2) タスク

図 7 (3) 被験者 3



(1) レスト



(2) タスク

図 8 (4) 被験者 4



図 9 試作装置の概観

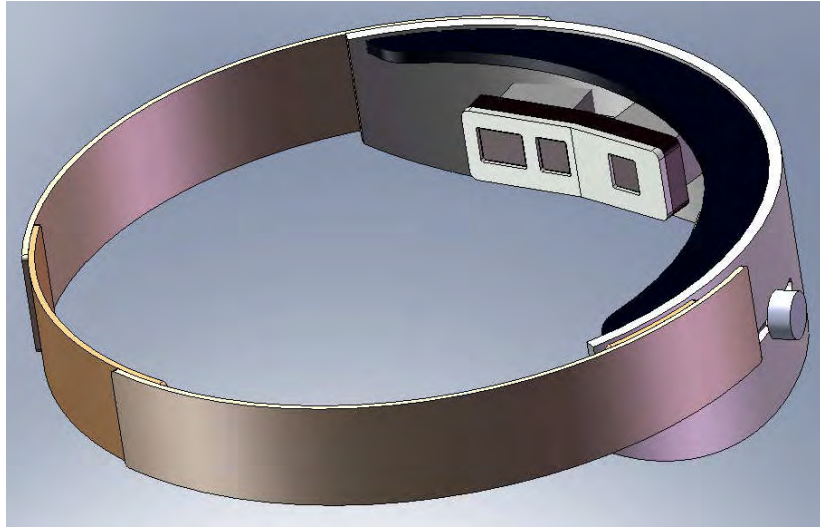


図 10 プローブ完成図（裏側）

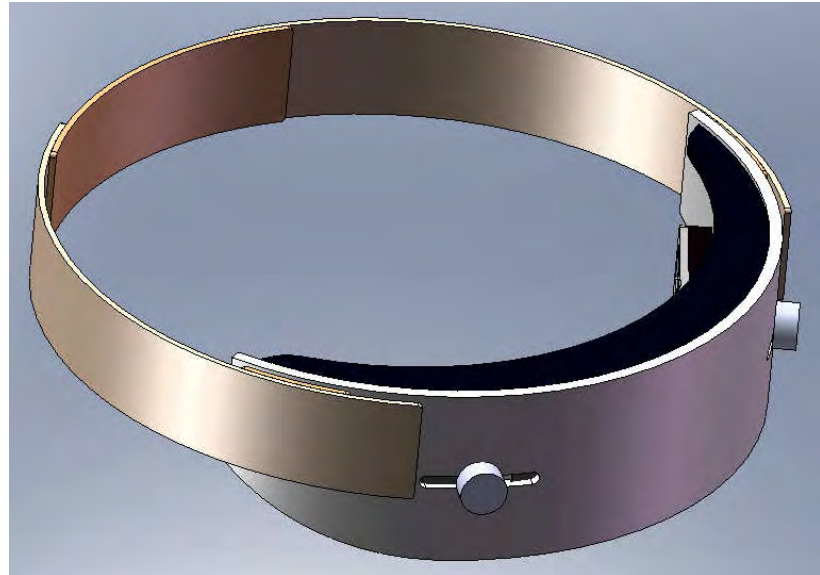


図 11 プローブ完成図（表側）



図 12 改良したプローブ

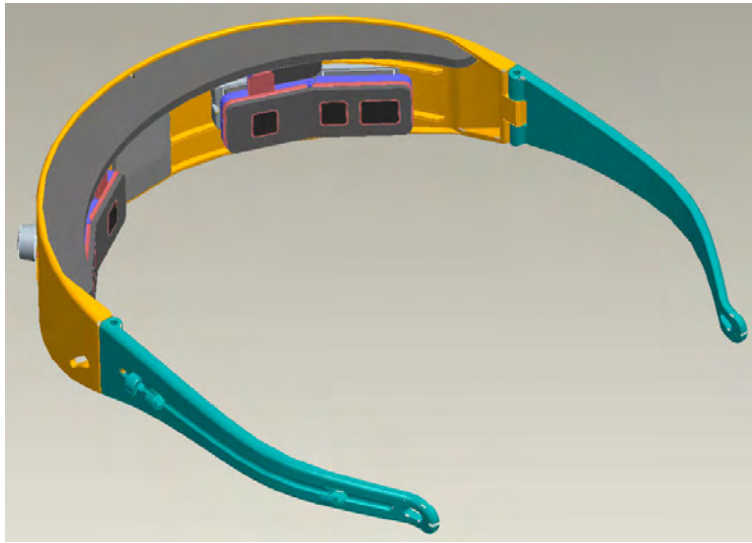


図 13 オリジナルのプローブ

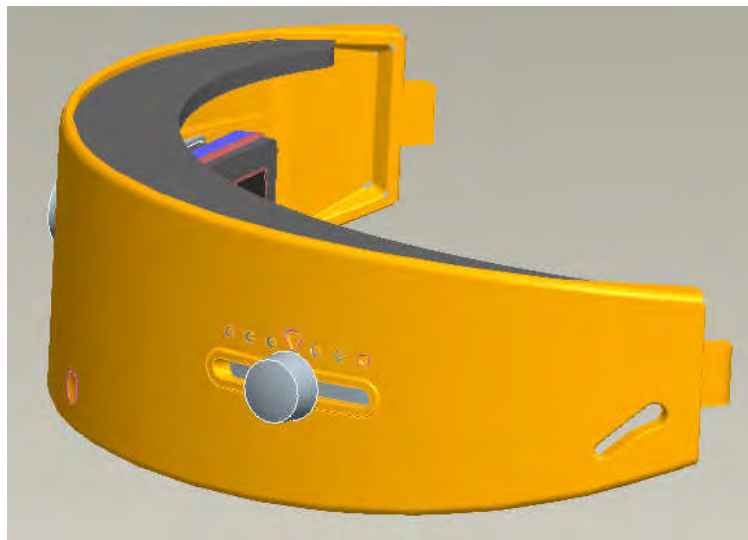


図 14 左右フレームの除去

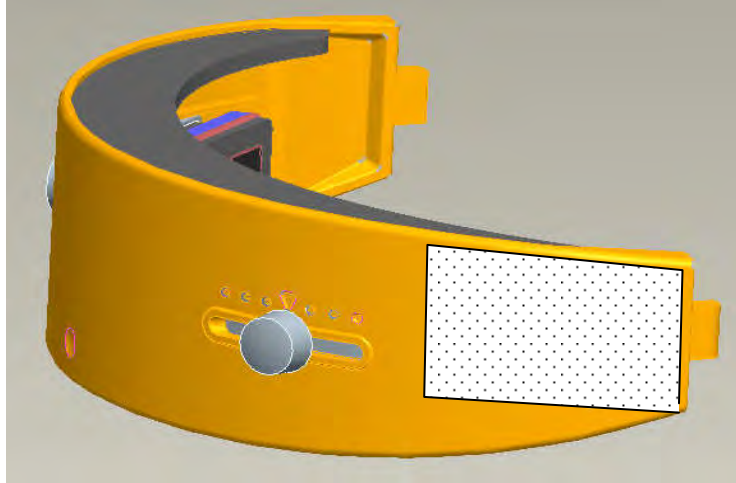


図 15 ホルダへのマジックテープ添付

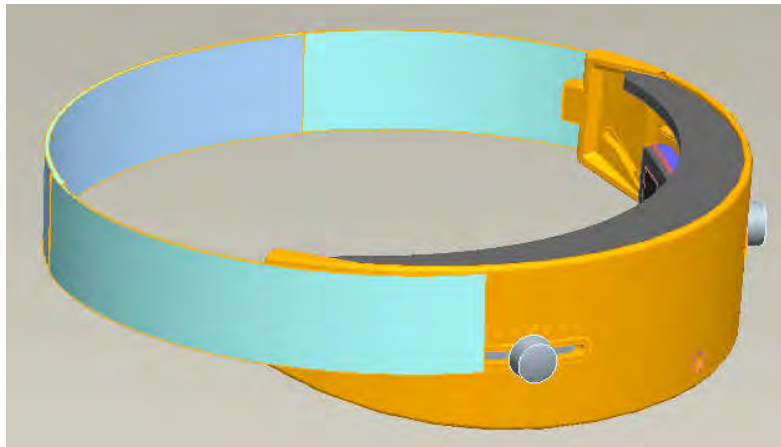
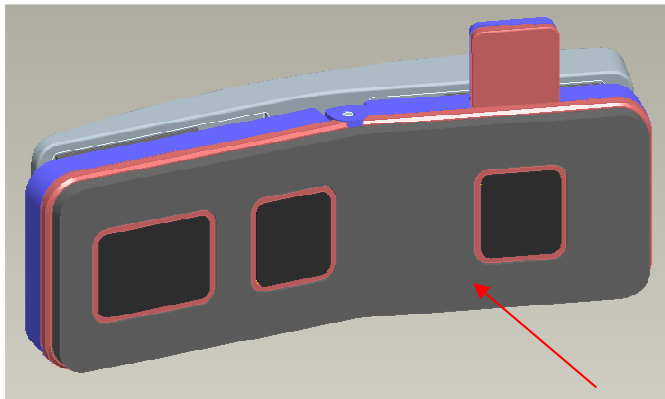


図 16 マジックテープによるバンド設置



素材を変更したクッション部

図 17 センサー部

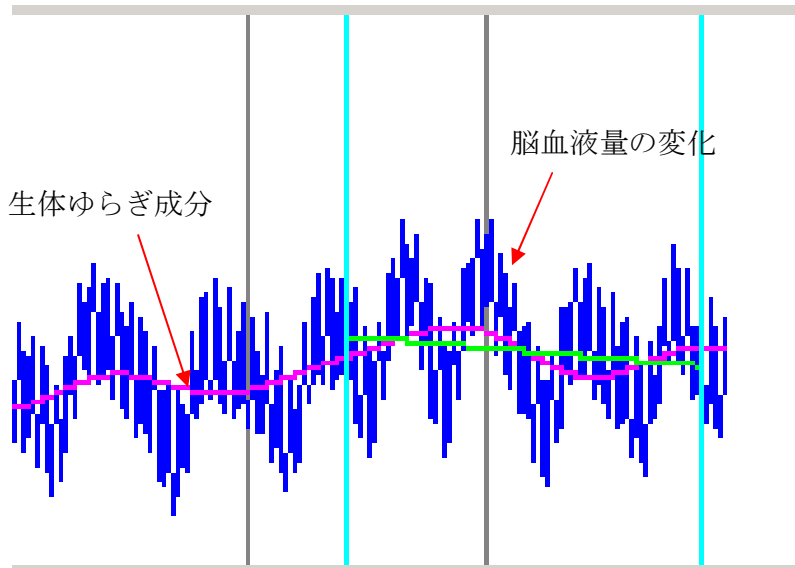


図 18 生物ゆらぎ成分（縦軸：脳血液量の変化，横軸：時間）

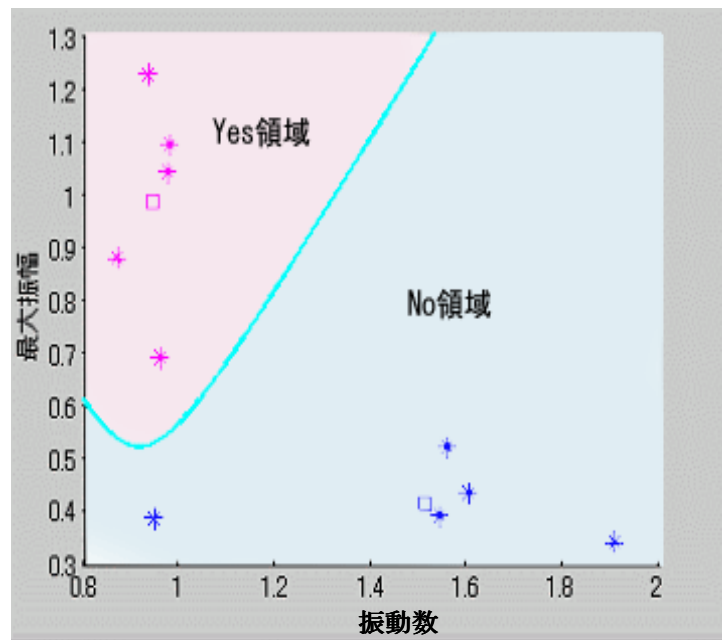


図 19 YES/NO 判定（*：計測データ，□：YES および NO データの重心）

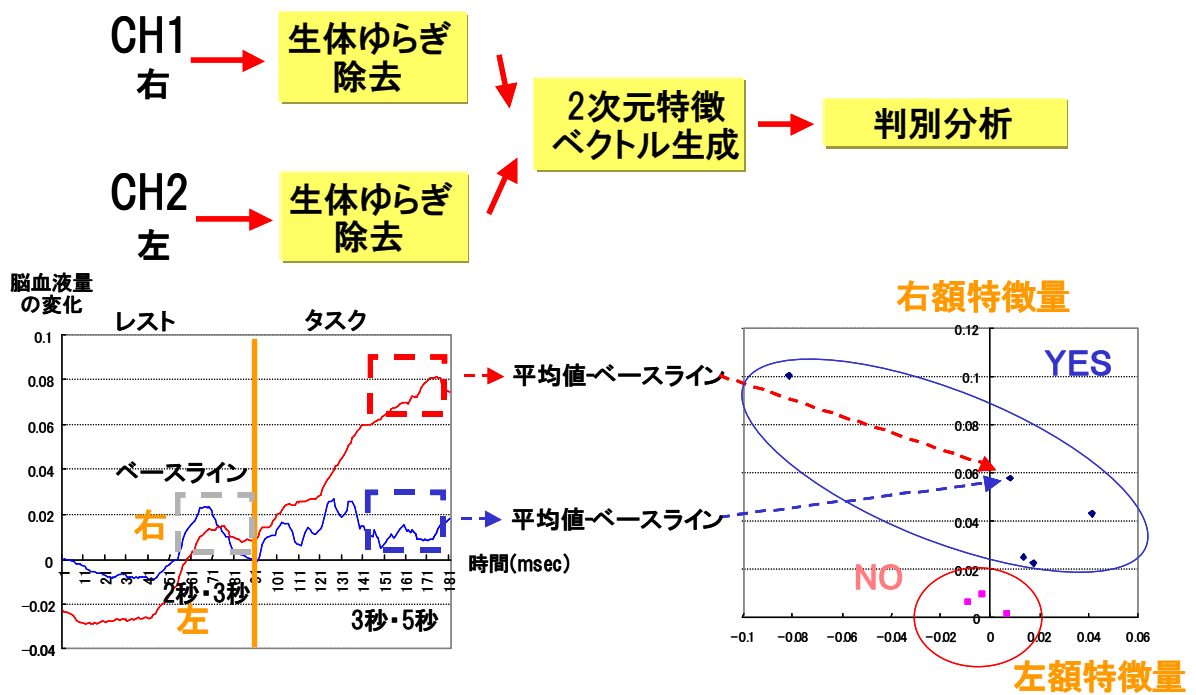


図 20 試作版アルゴリズム

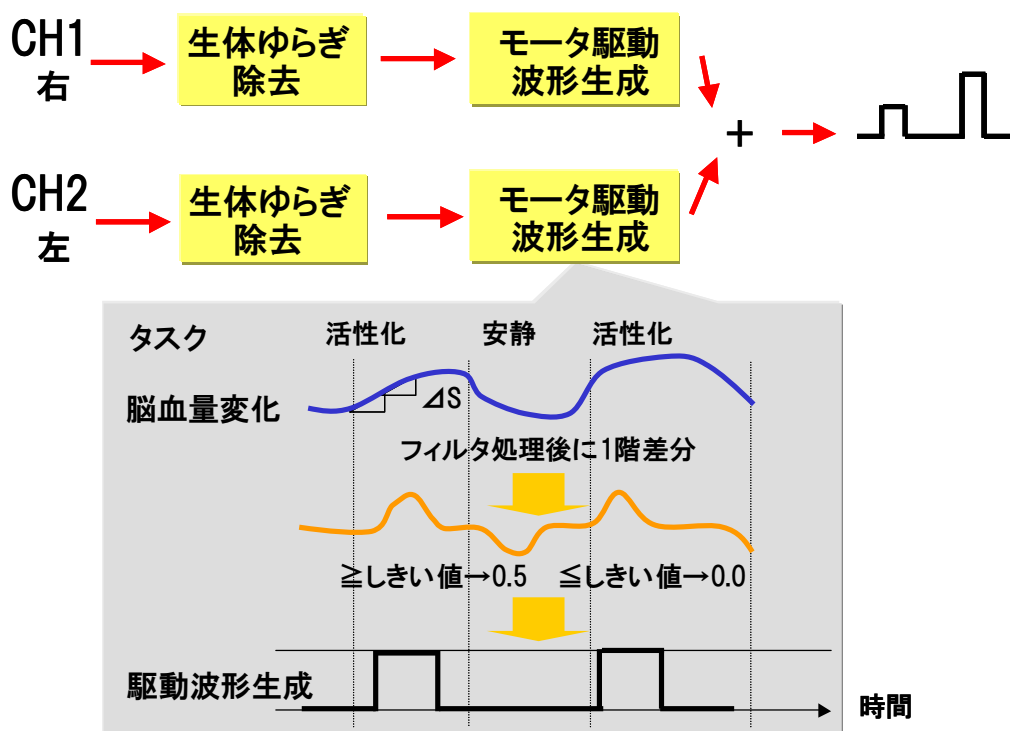


図 21 駆動パルスの生成

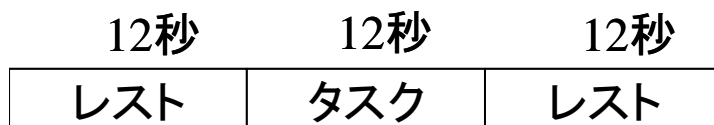


図 22 計測パラダイム（現行版）

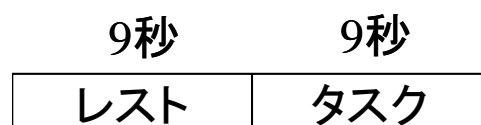


図 23 計測パラダイム（試作版）



図 24 モニター評価の様子



図 25 プローブの設置状況



図 26 バイブレータの設置例

表 2 正答率の評価

被験者	現行機 (36 秒)					試作機 (18 秒)				
	試行 日数	試行 回数	正答率			試行 日数	試行 回数	正答率		
			最高	最低	平均			最高	最低	平均
1	4	40	80	40	55	5	38	80	60	69
2	2	40	40	20	30	1	8	75	75	75
3	4	40	70	40	48	2	16	80	67	74
4	4	40	60	50	53	1	6	83	83	83
5	4	40	90	40	73	3	34	82	73	77
6	4	40	78	50	62	1	10	100	100	100
7	10	100	70	30	51	0	-	-	-	-
8	4	40	60	40	50	1	17	47	47	47
9	4	40	70	20	47	3	30	70	50	63

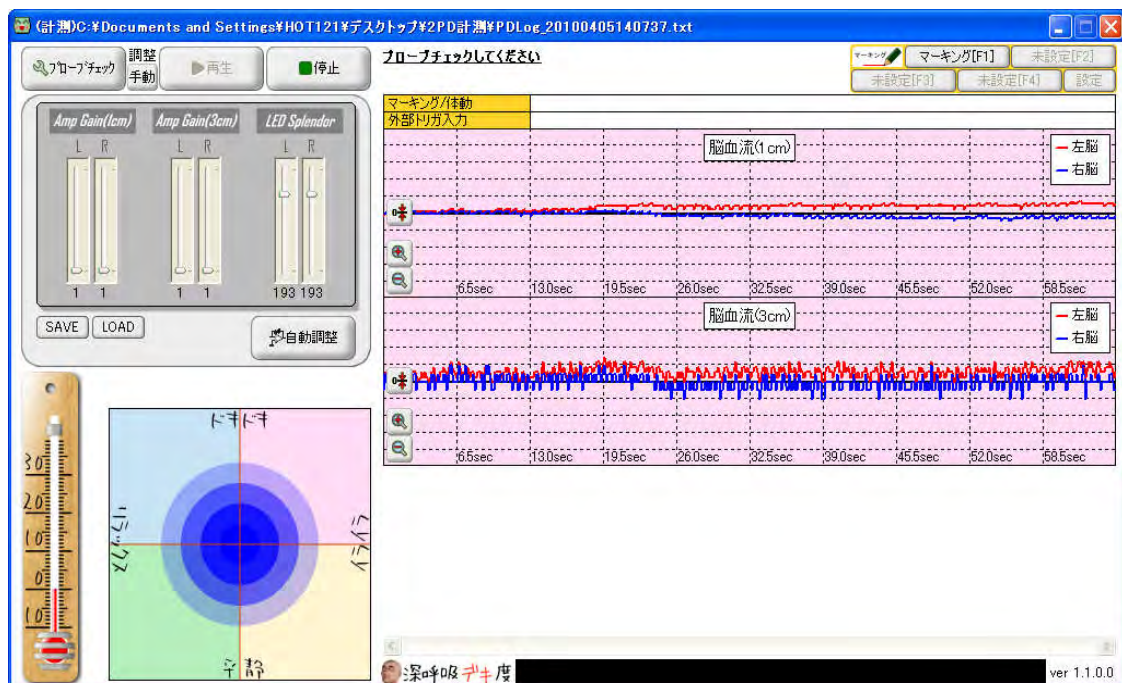


図 27 脈拍成分



図 28 携帯型光トポグラフィ装置

12秒	12秒	12秒	12秒	12秒	12秒
レスト	タスク	レスト	タスク	レスト	タスク

図 29 トレーニング



図 30 携帯型光トポグラフィ装置による計測風景



(1) カウント課題



(2) 歌を歌う課題

[mMmm]

0.05

0

-0.05

⊗ 計測不良Ch

図 31 前頭葉の賦活状況

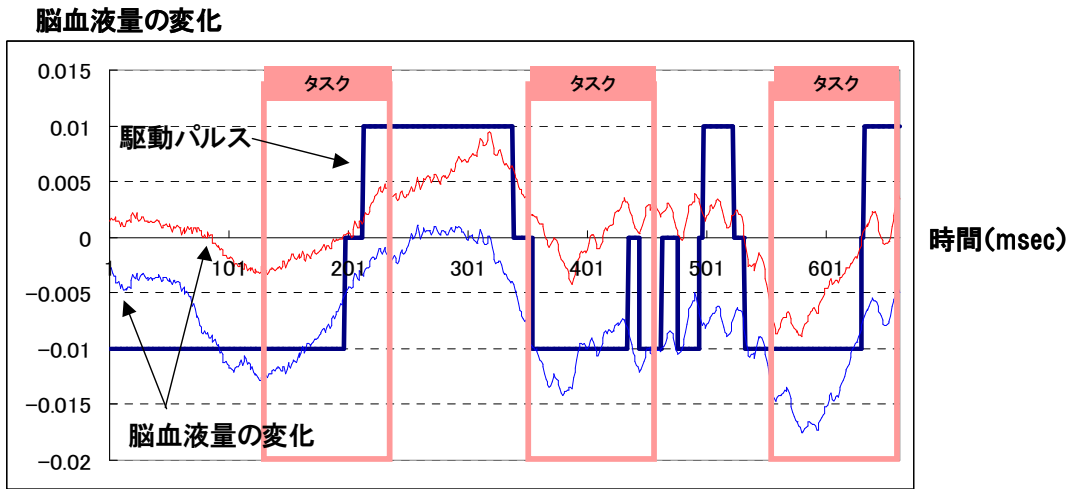


図 32 生成された駆動パルス

付録1. 試作装置のソフトウェア詳細

1. メイン画面

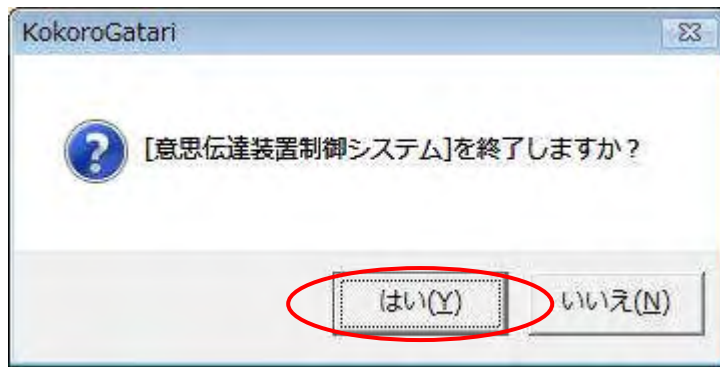
ユーザ名を選択したら、[データ計測]を押してデータ計測画面へ進む。



『心語り』を終了するときには、メイン画面の[終了]を押す。



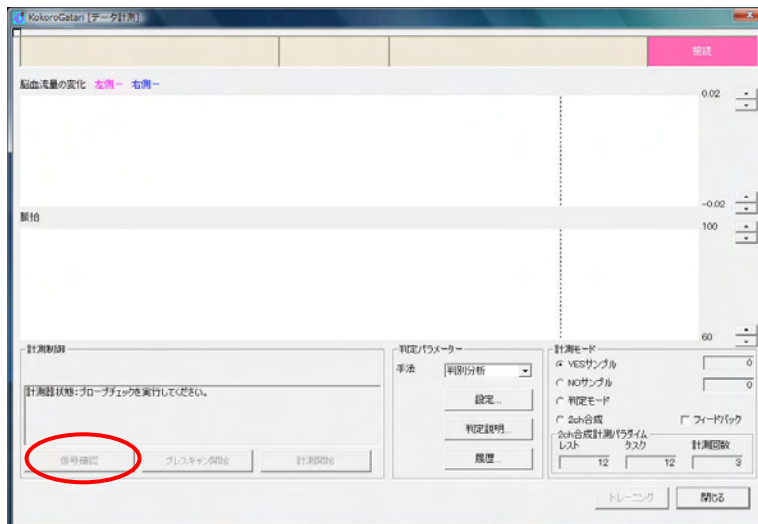
以下の確認画面が表示されるので、[はい]を押して『心語り』を終了する。



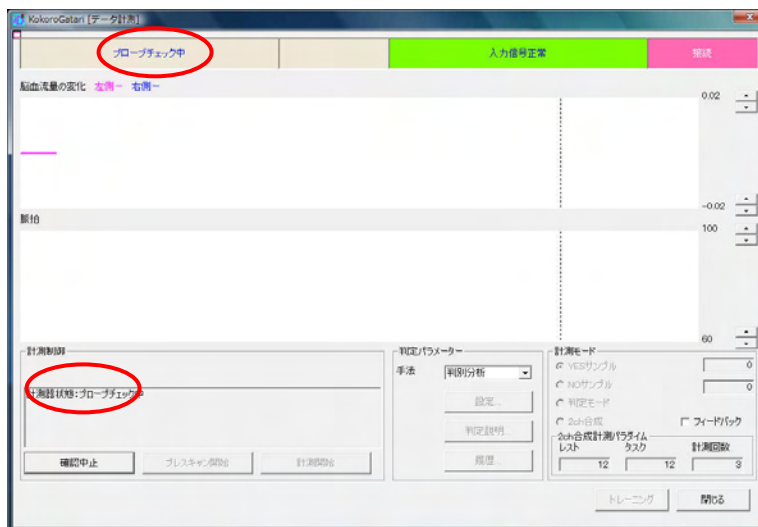
2. データ計測について

[信号確認する]

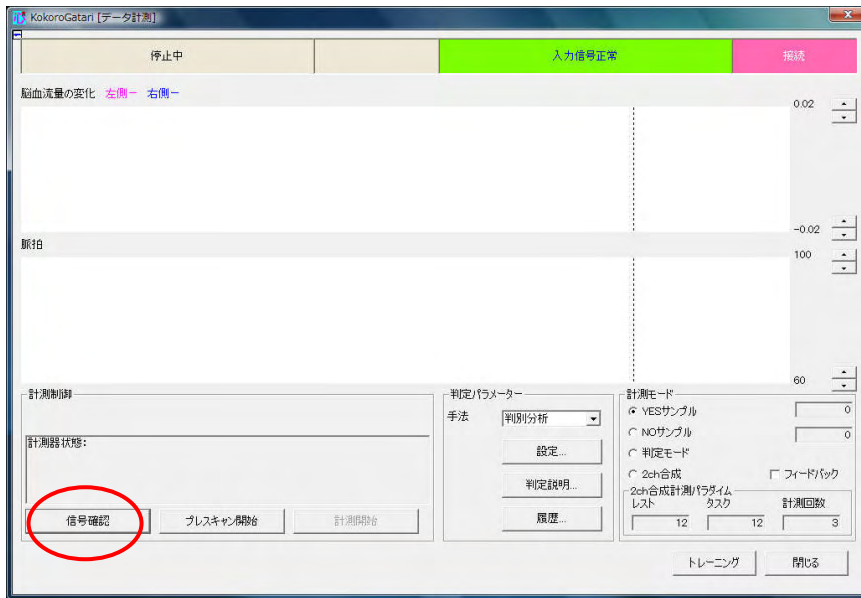
データ計測またはトレーニングする場合、正確なデータ計測を行うため、信号確認を行います。



[信号確認]を押せるようになったら、ヘッドセットの装着を確認し、[信号確認]を押して信号確認を開始する。信号確認中のデータ計測画面には、「プローブチェック中」、「キャリブレーション中」の表示が順に出る。どちらの場合でも、頭を動かさず安静にする。

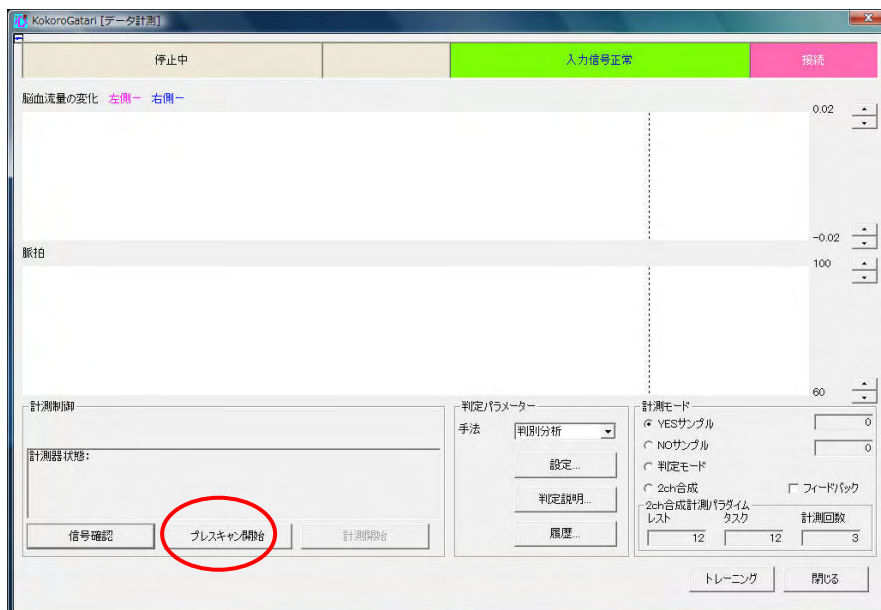


信号確認終了後、[プレスキャン開始]が押せるようになったら成功です。失敗した場合は、計測装置の接続と装着を確認し、再度、信号確認を行う。

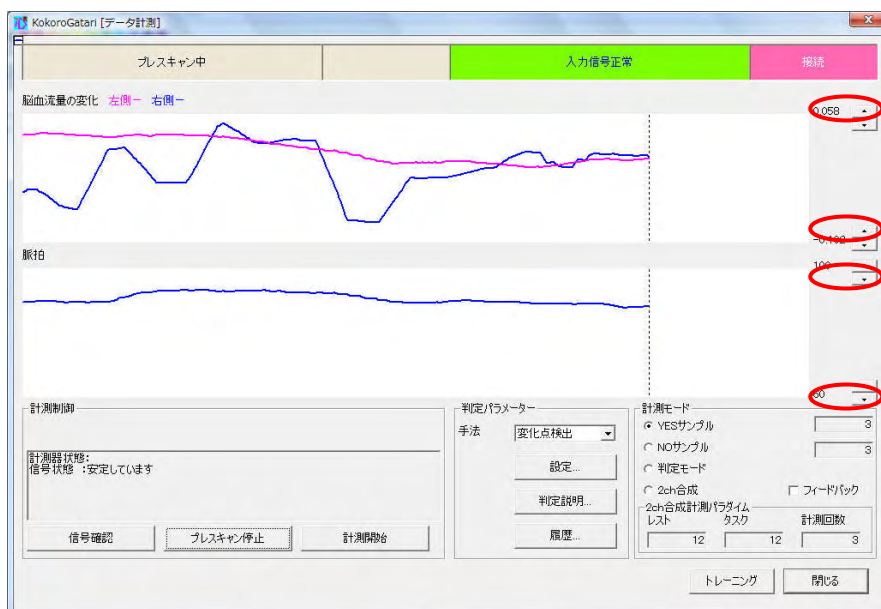


[プレスキャンする]

データ計測を開始する前に、[プレスキャン開始]を押してプレスキャンを開始する。



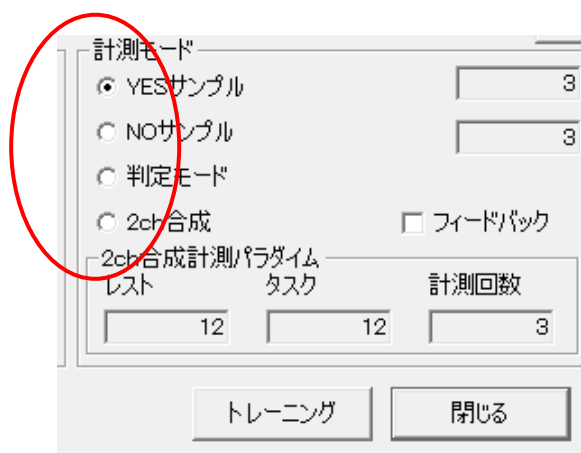
プレスキャンにより信号を取り込み、計測可能な状態にする。このとき、グラフが枠からはみ出てしまう場合、グラフ右のスピンドットで描画範囲を調整する。



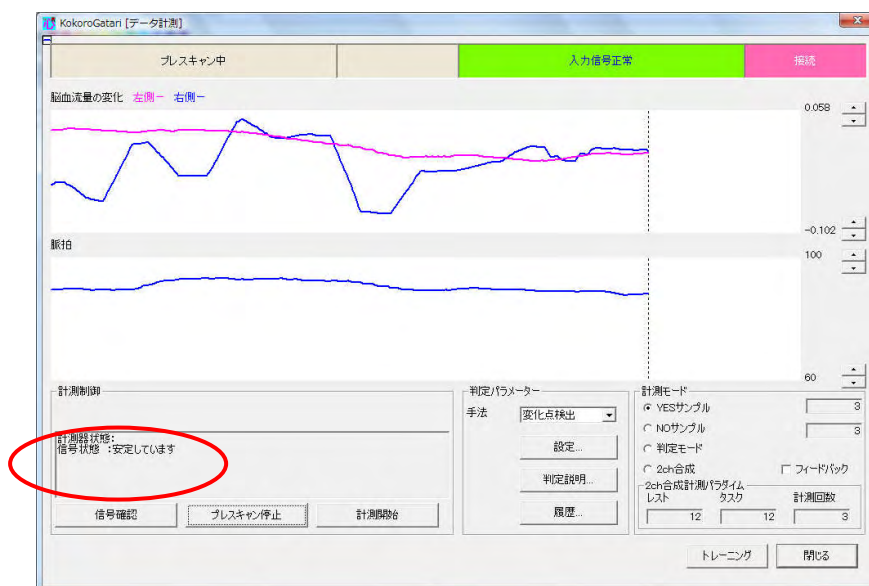
[データ計測する]

『心語り』には4種類の計測モードがある。

計測モード	説明
YES サンプル	YES サンプルを取得します。
NO サンプル	NO サンプルを取得します。
判定モード	YES/NO の判定をします。
2ch 合成	2ch 合成パラメータを自動で決定するための計測データを取得します。



データ計測するときは、プレスキャンで信号状態が安定していることを確認する。

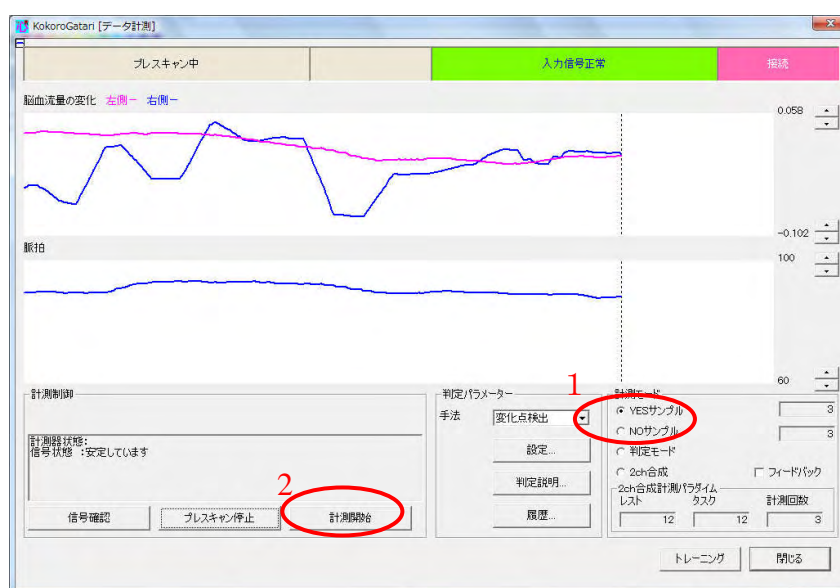


[YES サンプル,NO サンプル]

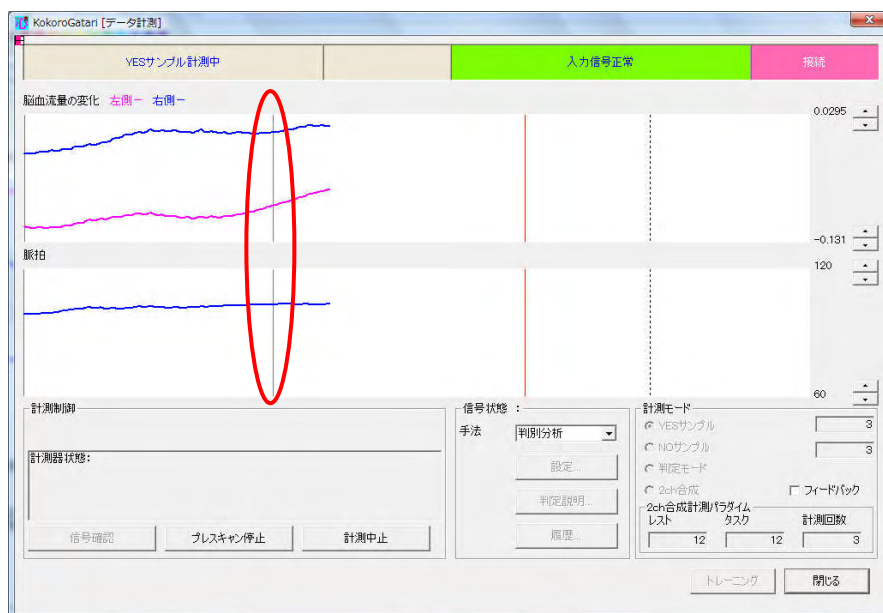
判別分析,変化点分析に使用する YES サンプル, NO サンプルを取得するための計測モード.

計測モードから YES サンプル, NO サンプルを選択します. YES サンプルに設定した場合は Yes, NO サンプルに設定した場合は No と回答するように, 患者さんに伝える.

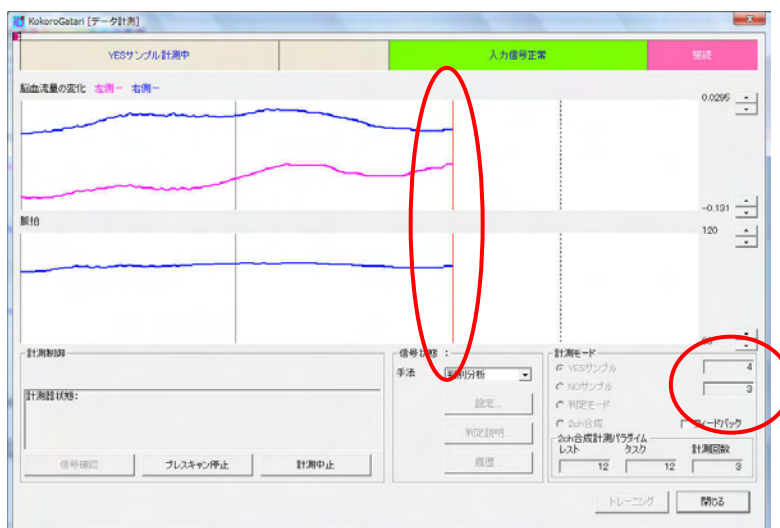
YES サンプル, NO サンプルを選択後, [計測開始]を押して, データ計測を行う. データ計測開始直後はレスト状態なので, 頭を働かせずリラックスさせる.



グラフが黒線まで到達すると効果音出力される. 効果音出力されたら, 患者さんは, YES サンプルの場合は頭を働かせ, NO サンプルの場合は頭を働かせずにリラックスさせる.



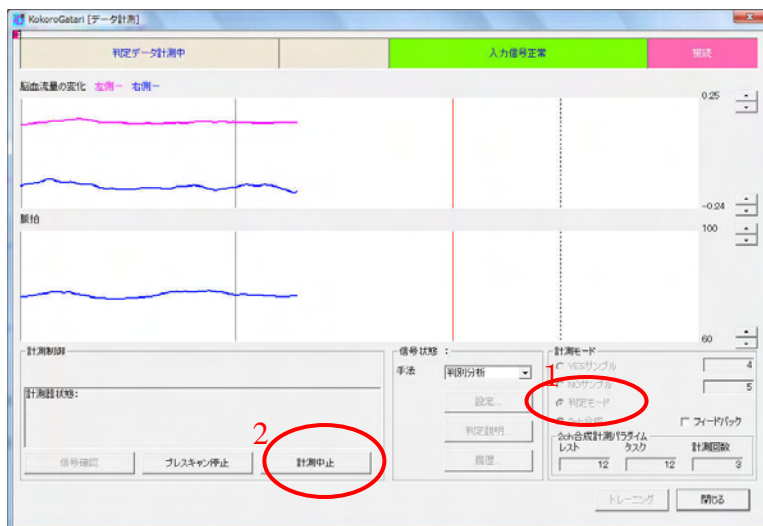
グラフが赤線まで到達すると、効果音流れ、データ計測は終了する。データ計測が終了すると、計測モード右に表示されている数値(サンプル数)が+1される。



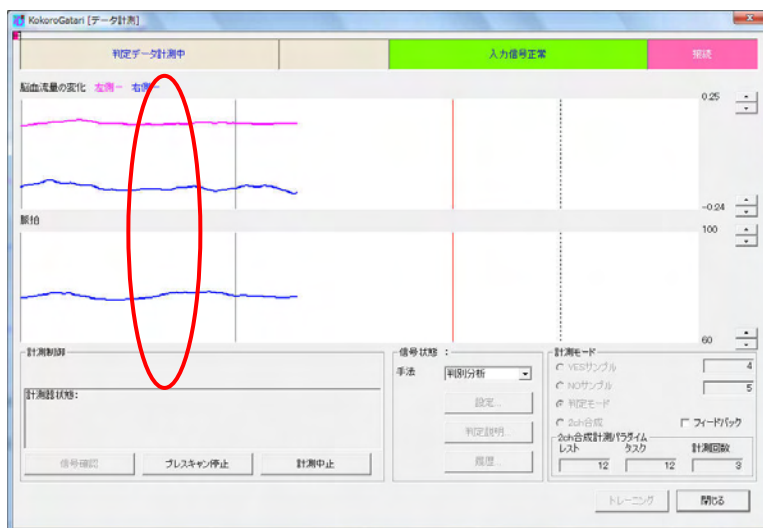
[判定モード]

データ計測を行い、その結果が現在の設定において、YES,NO のどちらであるかを判定する計測モード。正しく判定するためには、YES サンプル,NO サンプルをそれぞれ複数個取得したのち、判定手法やパラメータの設定を行っておく必要がある。

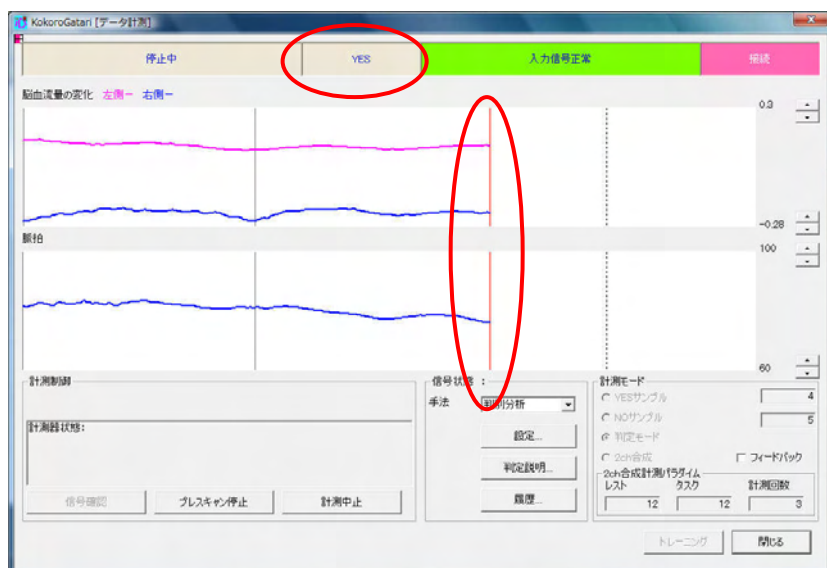
計測モードから判定モードを選択し、[計測開始]を押す。患者さんに、判定モードであることを伝える。



グラフが黒線まで到達すると効果音がでますので、その後、YES 判定したいときは頭を働かせ、NO 判定したいときは頭を働かせずにいてください。



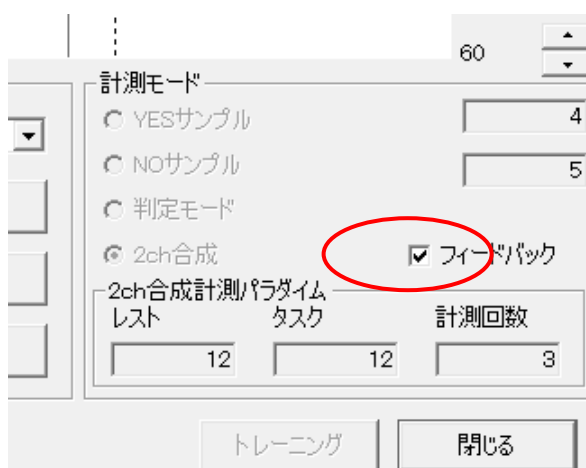
グラフが赤線までいくと、効果音と YES または NO のアナウンスが流れる。また、画面上部にも結果が表示される。



[フィードバック機能を使う]

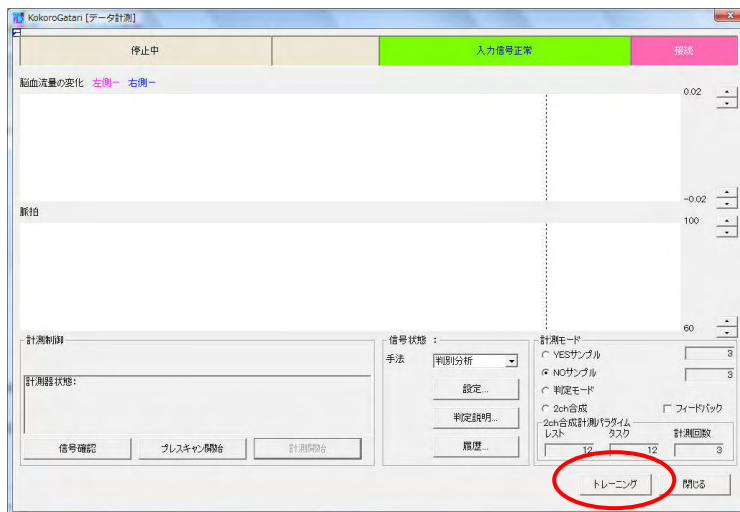
データ計測時,またはトレーニング時にフィードバック機能を使用することで, 脳血流量の変化をバイブレータの振動で把握することができる.

フィードバック機能を使用するには, 計測モードの一番下にある, フィードバックチェックボックスにチェックを入れる. フィードバック機能を止めたいときは, フィードバックチェックボックスのチェックを外す.



3. トレーニングについて

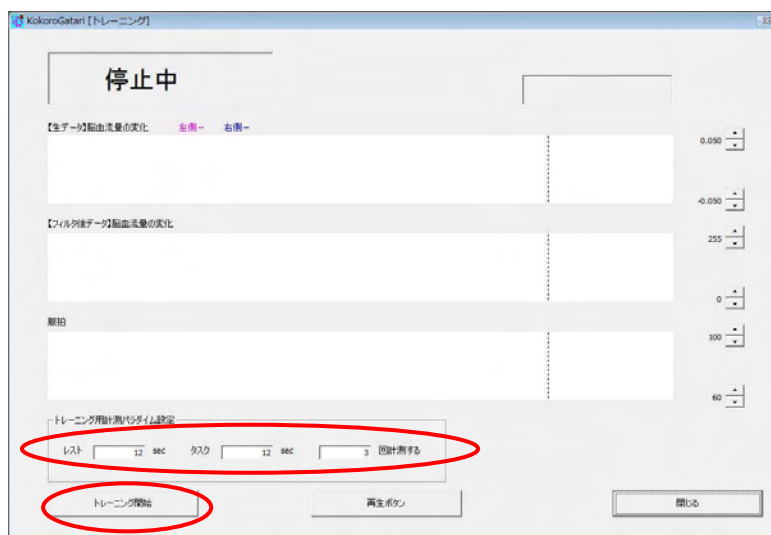
トレーニングを行うには、データ計測画面で[トレーニング]を押す。ただし、信号確認をしていないと、トレーニングすることができない。また、トレーニング中はフィードバック機能を使用することができる。



[トレーニングする]

トレーニングは下記手順に従い行う。

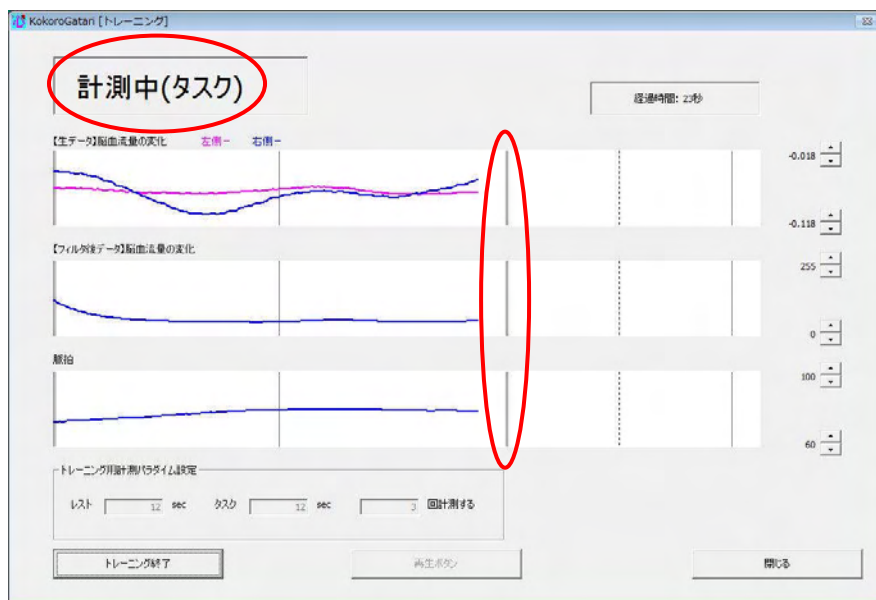
計測パラダイム(レスト, タスク, 計測回数)を設定し, [トレーニング開始]を押してトレーニングを開始する。レストとは頭を働かせない状態, タスクとは頭を働かせる状態を表す。



トレーニングを開始すると, まずレスト状態になり, 画面左上に「計測中(レスト)」と表示される。レストで設定した時間が経過すると, グラフが1本線に到達して効果音が1度流れる。これはレスト状態からタスク状態への切り替えを意味する。1本線に到達したら, 頭を働かせるようにする。



タスク状態のとき、画面左上に「計測中(タスク)」と表示される。タスクで設定した時間が経過すると、グラフが2本線に到達して効果音が2度流れる。これはタスク状態からレスト状態への切り替えを意味する。2本線に到達したら、頭を働かせないようにする。

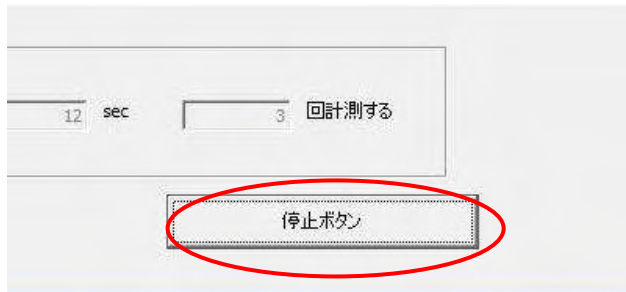


タスク、レストを設定した回数繰り返すと、トレーニングは終了する。



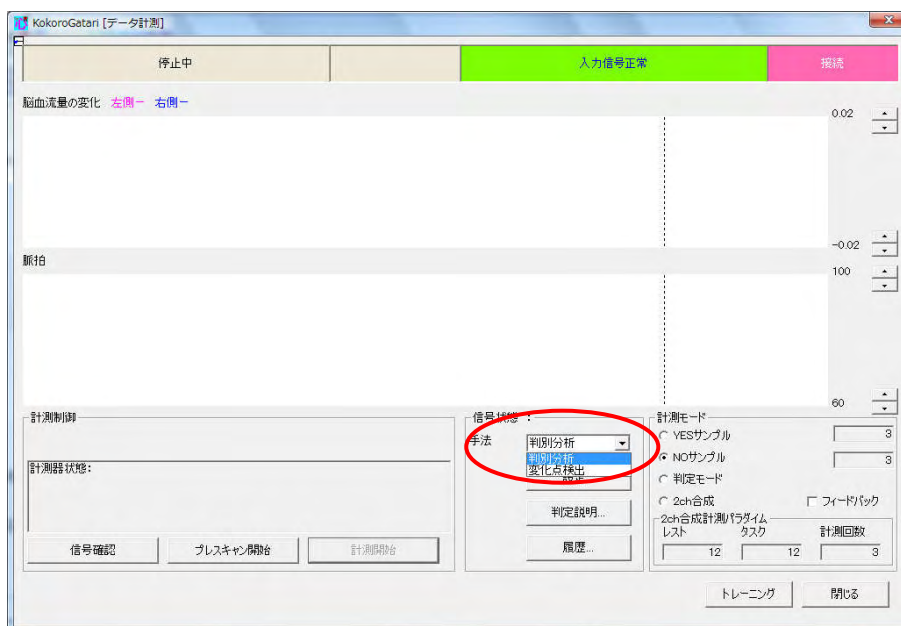
[再生する]

最後のトレーニング計測データを再生することができる。再生するには、[再生ボタン]を押す。最後まで再生するか、[停止ボタン]を押すと終了する。



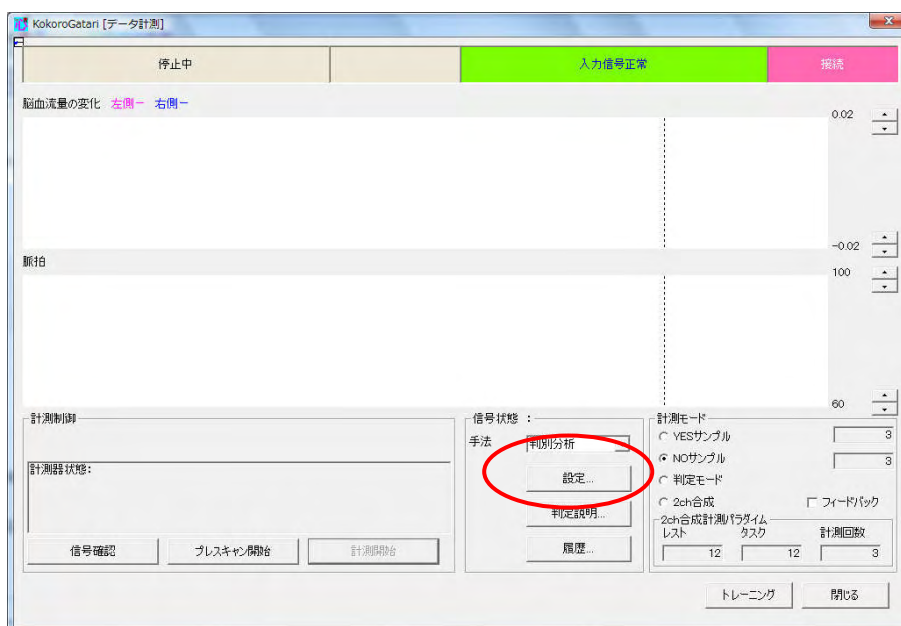
4. 判別分析について

判別分析のパラメータの設定,判定説明を行うときは, データ計測画面のコンボボックスで判別分析を選択する.



[判別分析の設定をする]

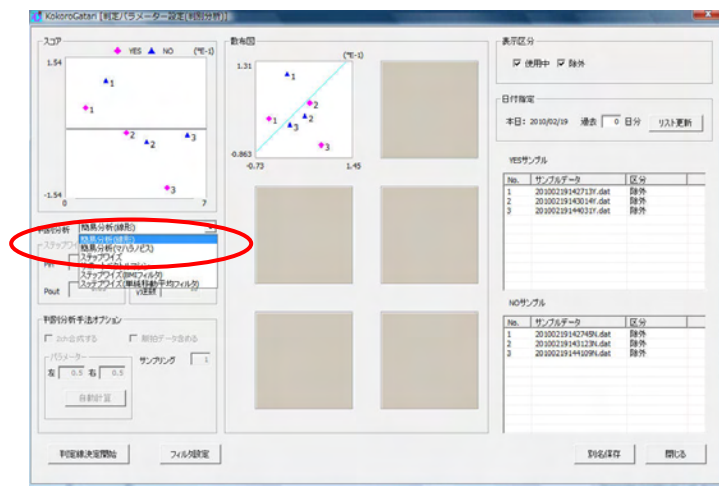
判別分析の設定を行うには, データ計測画面において, 手法が「判別分析」の状態ですべての[設定]を押し, 判定パラメータ設定(判別分析)画面を表示する.



[判別分析手法を選択する]

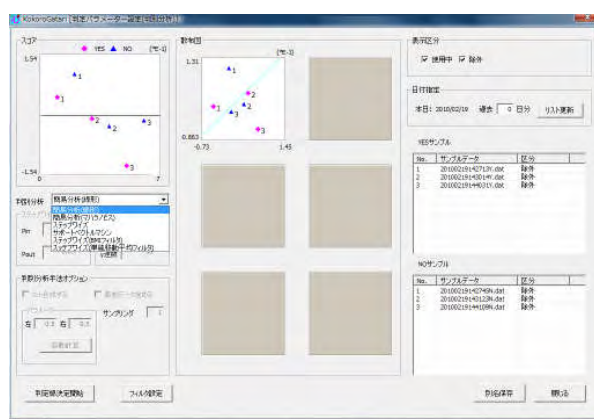
判別分析コンボボックスから使用する判別分析手法を選択できる。デフォルトの判別分析手法は4種類あり、表示される図や設定できるパラメータが異なる。

No.	判別分析手法	パラメータ
1	簡易分析(線形)	なし
2	簡易分析(マハラノビス)	なし
3	ステップワイズ	Pin, Pout
4	サポートベクトルマシン	C, γ 逆数



[簡易判別分析(線形), 簡易判別分析(マハラノビス)]

判別分析手法が、簡易判別分析(線形),簡易判別分析(マハラノビス)のとき、スコア図と、散布図1つが表示される。設定できるパラメータはない。以下の画面は線形の例。

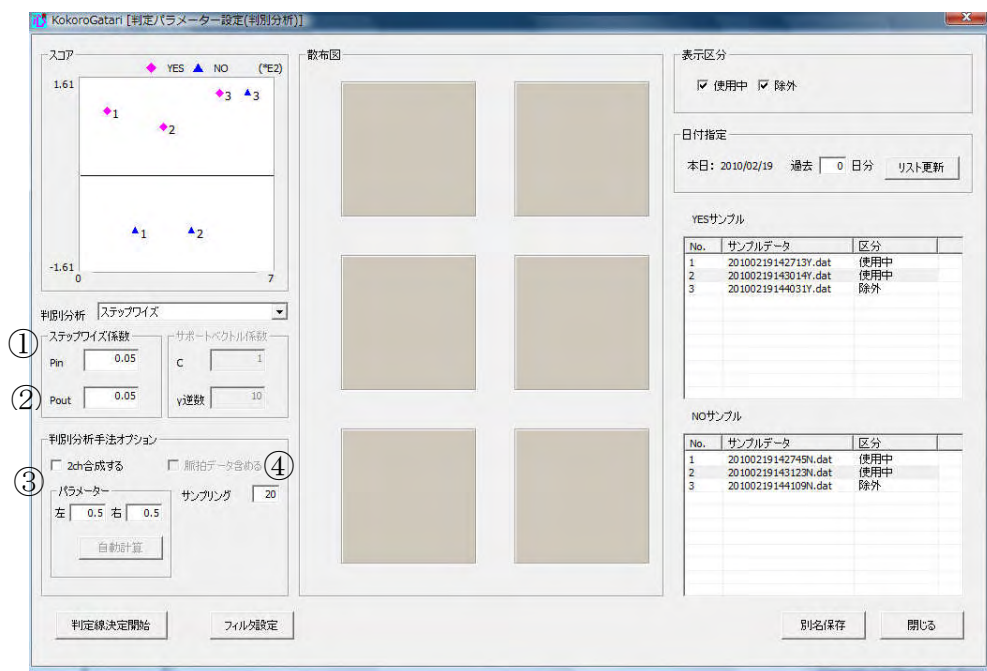


[ステップワイズ]

判別分析手法がステップワイズのとき、スコア図,散布図の表示は、ステップワイズにより求められた独立変数の数によって異なる。

表示される図

求められた独立変数の数	スコア図	散布図
0	非表示	非表示
1	表示	非表示
2	表示	1つ表示
3	表示	3つ表示
4	表示	6つ表示

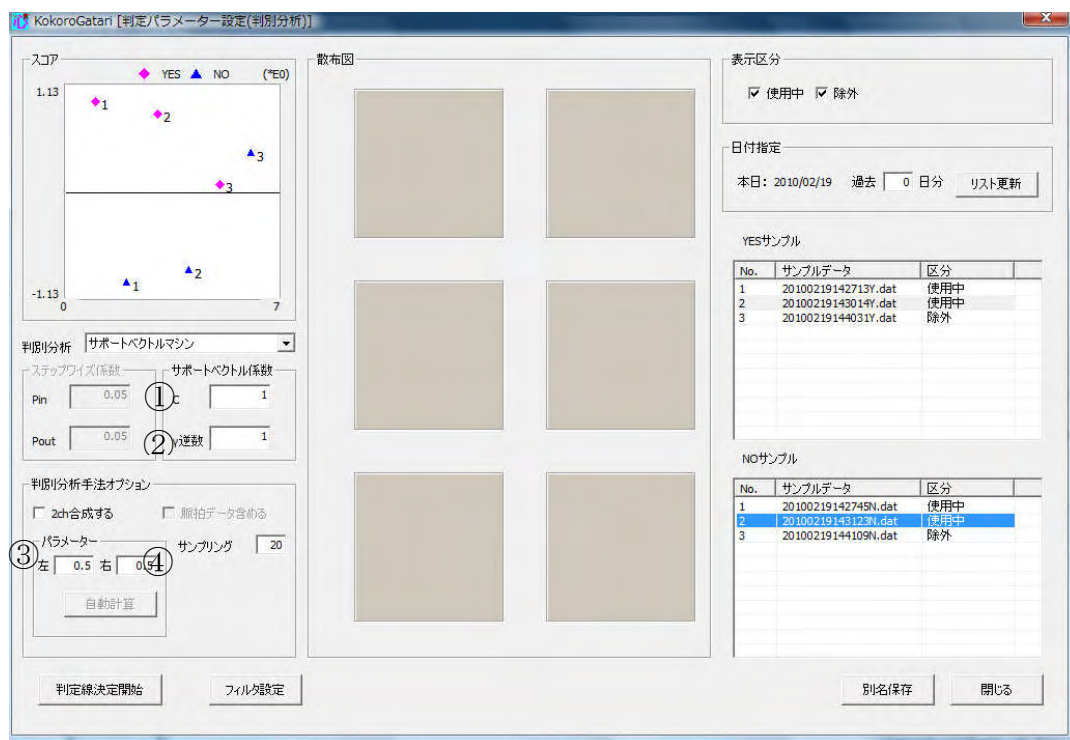


パラメータ(ステップワイズ)

No.	パラメータ	概要
①	Pin	変数取り込みの有意水準
②	Pout	変数除去の有意水準
③	2ch 合成パラメータ	2ch 合成処理で用いる線形結合係数
④	サンプリング	ダウンサンプリング数

[サポートベクトルマシン]

判別分析手法がサポートベクトルマシンのとき、スコア図のみ表示される。



パラメータ(サポートベクトルマシン)

No.	パラメータ	概要
①	C	サポートベクトルマシン係数
②	γ 逆数	サポートベクトルマシン係数
③	2ch 合成パラメータ	2ch 合成処理で用いる線形結合係数
④	サンプリング	ダウンサンプリング数

[判別分析の設定画面で一覧表示するサンプルデータを指定する]

サンプルデータ一覧に表示する日数の指定を行うことができる。過去何日分表示するかを入力し、[リスト更新]を押す。0日分としたときは、当日のデータのみを表示する。

スコア

散布図

表示区分

日付指定

YESサンプル

NOサンプル

判別分析

ステップワイズ係数

サポートベクトル係数

判別分析手法オプション

パラメーター

自動計算

判定線決定開始

フィルタ設定

別名保存

閉じる

[サンプルデータを判別分析の判定に使用する]

サンプルデータを判定に使用するには、区分を「使用中」にする。データ計測で取得した YES サンプル,NO サンプルデータは、区分がデフォルトで「除外」になっているため、下記手順に従い区分の変更を行う。

No.	区分	判定	説明
1	使用中	使用	判別分析で使用する計測データ
2	除外	不使用	新規計測した計測データ。判別分析では使用しない

区分を変更するサンプルデータを選択し、ダブルクリックする。

スコア

散布図

表示区分

使用中 除外

日付指定

本日: 2010/02/19 過去 0 日分 リスト更新

YESサンプル

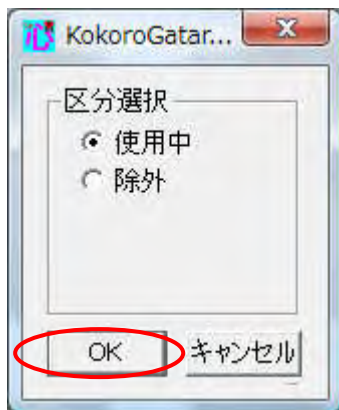
No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	除外

NOサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

判定線決定開始 フィルタ設定 別名保存 閉じる

区分選択画面が表示されるので、判定に使用するサンプルデータの区分を使用中に変更し、[OK]を押す。



区分選択を行ったサンプルデータは、一覧表示の区分が変更される。区分の変更を行うと、スコア図、散布図の表示が自動更新される。

YESサンプル		
No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	使用中

[判別分析のグラフに表示するデータを変更する]

スコア図, 散布図に表示するサンプルデータを, 区分ごとに表示・非表示の変更ができる. 非表示にしたい表示区分がある場合, 非表示にしたい表示区分のチェックを外す. チェックを外すと, スコア図と散布図の表示が自動で更新される.

以下の画面は, 表示区分の除外のチェックを外し, 区分が除外のサンプルデータを非表示にしたもの.

スコア

散布図

表示区分

日付指定

YESサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	使用中

NOサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

判別線決定開始

フィルタ設定

別名保存

閉じる

[判別分析の設定を保存する]

設定の保存は、上書き保存と別名保存がある。上書き保存は、既存の判別分析手法のパラメータを変えるときに使う。別名保存は、同種類でパラメータの異なる判別分析手法を作成するときを使う。

設定を上書き保存する場合

判定パラメータ設定(判別分析)画面で設定を行ったのち、[閉じる]を押す。

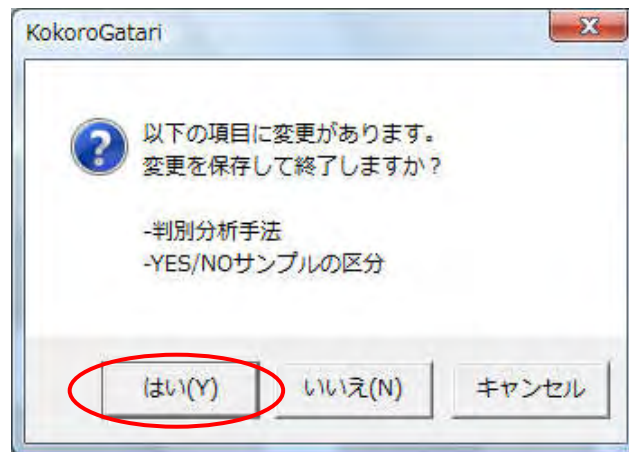
The screenshot shows the 'KokoroGatari [判定パラメータ設定(判別分析)]' window. It contains several components:

- スコア (Score):** A scatter plot with points labeled 1, 2, and 3. The y-axis ranges from -1.54 to 1.54, and the x-axis ranges from 0 to 4.
- 散布図 (Scatter Plot):** A scatter plot with points labeled 1, 2, and 3. The y-axis ranges from -0.863 to 1.31, and the x-axis ranges from -0.73 to 1.45. A diagonal line is drawn through the points.
- 判定分析 (Discriminant Analysis):** A dropdown menu set to '簡易分析(線形)'. Below it are input fields for 'Pin' (0.05), 'Pout' (0.05), 'C' (1), and 'γ逆数' (1).
- 判別分析手法オプション (Discriminant Analysis Method Options):** Checkboxes for '2ch合成する' and '脈拍データを含める'. Below are 'パラメーター' (Left: 0.5, Right: 0.5) and 'サンプリング' (20) fields, with an '自動計算' button.
- 表示区分 (Display Classification):** A checkbox for '使用中' (checked) and '除外' (unchecked).
- 日付指定 (Date Specification):** '本日: 2010/02/19', '過去: 0 日分', and a 'リスト更新' button.
- YESサンプル (YES Samples):** A table with 3 rows:

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	使用中
- NOサンプル (NO Samples):** A table with 3 rows:

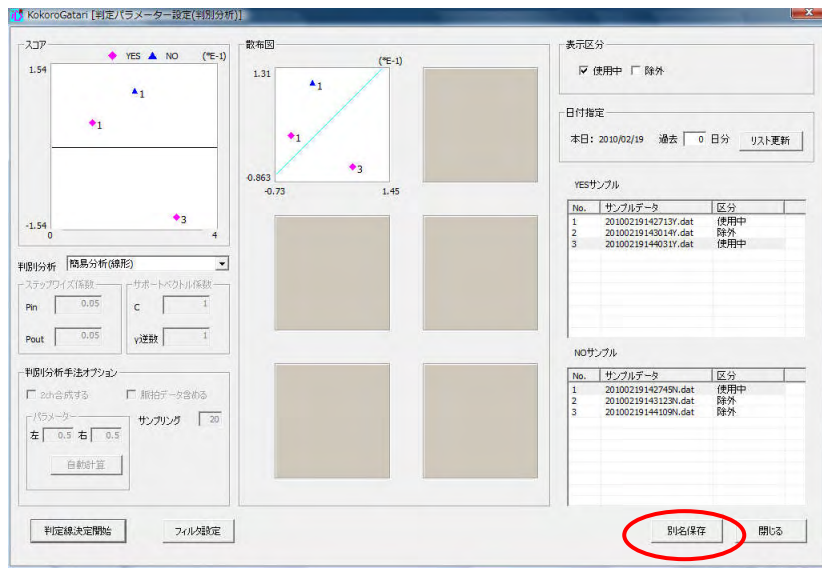
No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外
- Buttons:** '判定線決定開始', 'フィルタ設定', '別名保存', and '閉じる' (circled in red).

設定の変更があった場合、以下の画面が表示される。画面には変更された項目の一覧が表示される。[はい]を押すと設定が保存され、データ計測画面に戻る。

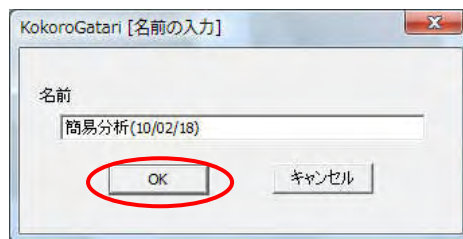


別名保存する場合

判定パラメータ設定(判別分析)画面で設定を行ったのち、[別名保存]を押す。



保存する設定名の入力画面が表示されるので、テキストボックスに名前を入力し、[OK]を押す。

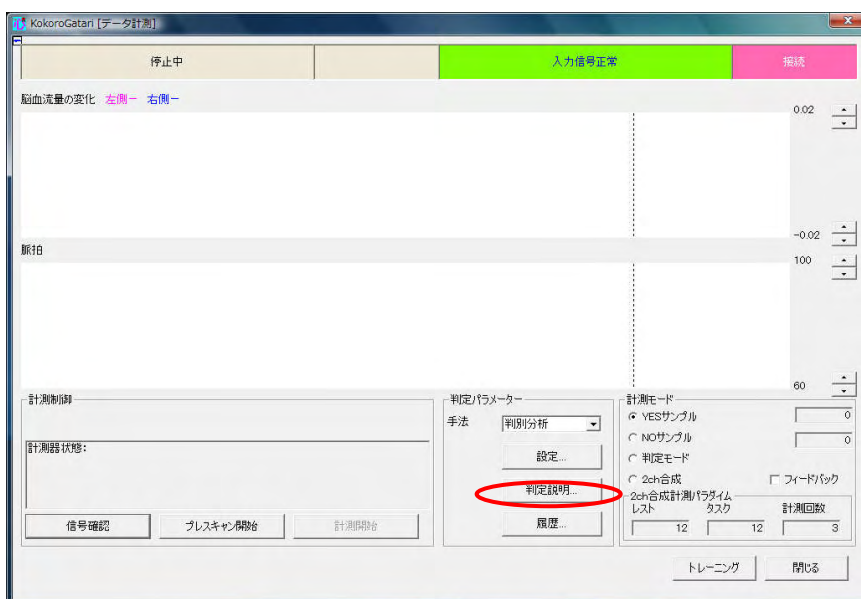


保存されると、以下の画面が表示されるので、[OK]を押す。

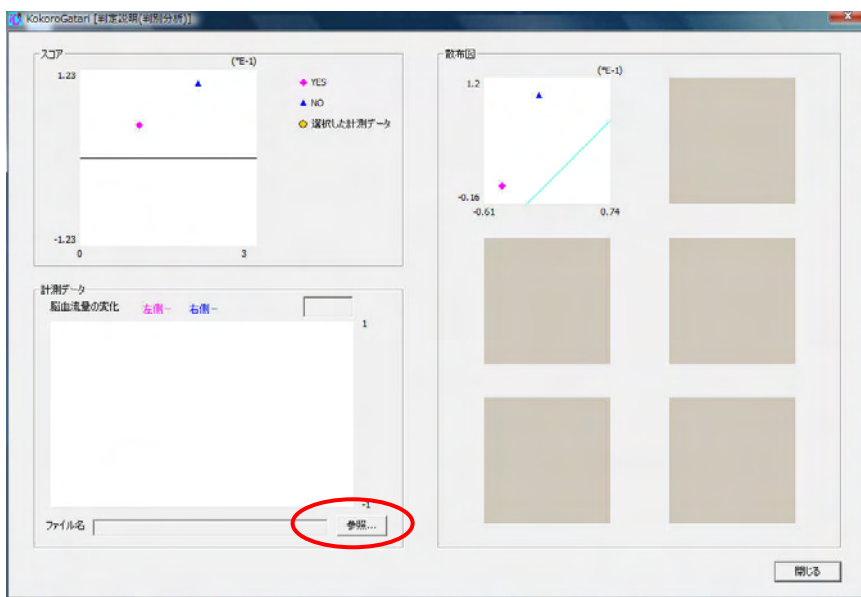


[判別分析の判定説明を見る]

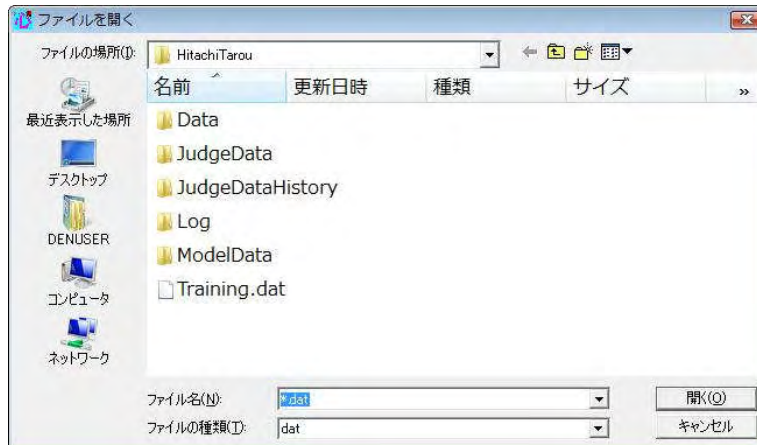
アクティブな判別分析処理により、指定された計測データのスコア描画、散布図描画を行う。判定パラメータ設定(判別分析)画面を開くには、データ計測画面において、手法が「判別分析」の状態ですべてのボタンが有効になり、[判定説明]を押す。



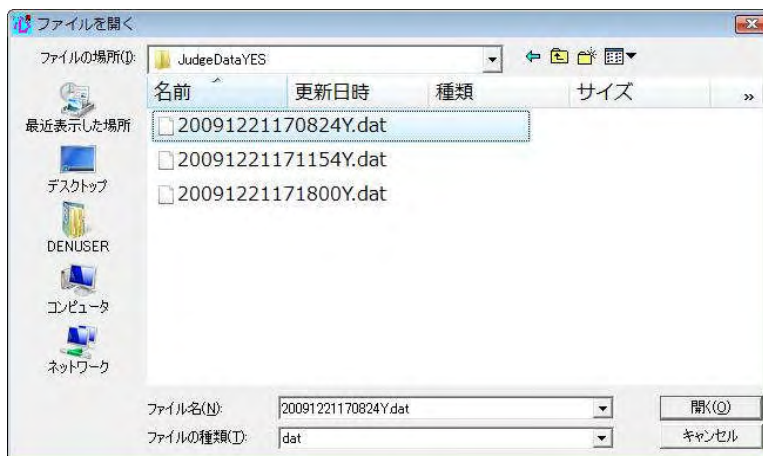
判定説明を見るには、[参照]を押して計測データを選択する。



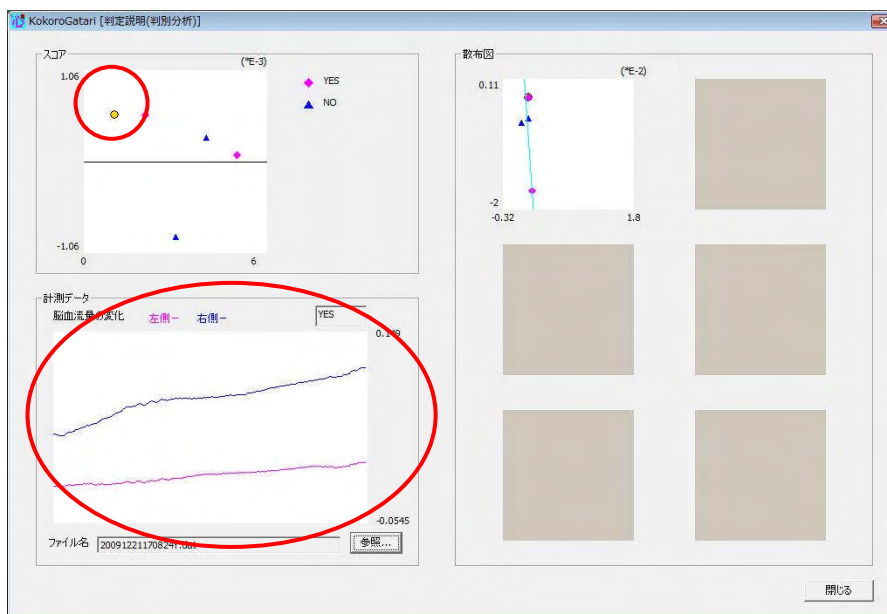
『心語り』のユーザフォルダが開くので、使用する計測データのあるフォルダを開く。計測データは、JudgeData フォルダ、JudgeDataHisutory フォルダに保存される。



使用する計測データを選択して開く。ファイル名はデータ計測した日時になる。また、YES サンプルは末尾に Y,NO サンプルは末尾に N がつく。

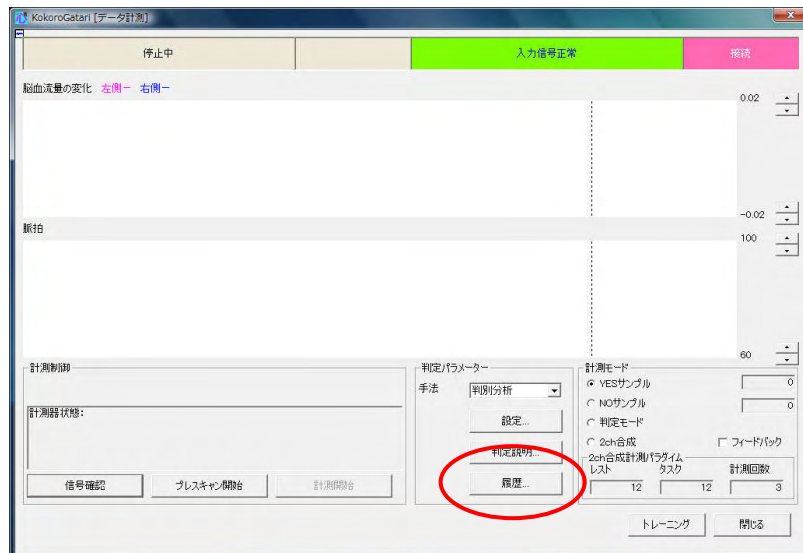


選択した計測データのグラフと、現在の設定における判定が表示される。また、スコア図に、選択した計測データのスコアが、黄色い点で表示される。



[判別分析手法の切り替え,削除をする]

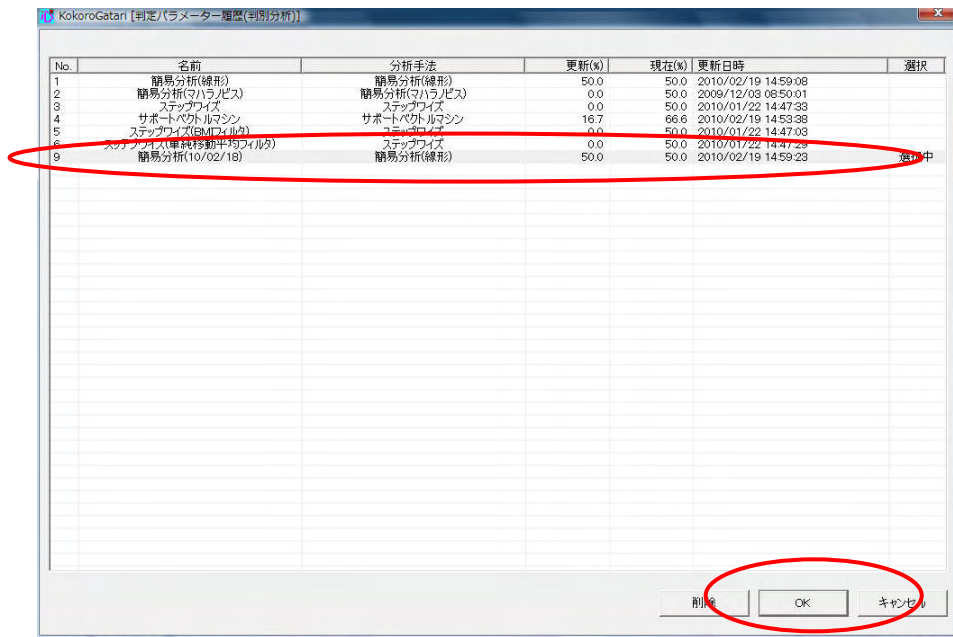
アクティブな判定分析手法の切り替え, 判定分析手法の削除を行うことができる. 履歴(判別分析)画面を開くには, データ計測画面において, 手法が「判別分析」の状態ですべて[履歴]を押す.



履歴(判別分析)画面を開くと, 以下のような画面が表示される. 青く表示 (またはグレー表示) されたものが現在選択されている判別分析手法である. この画面では, 各判別分析手法の正答率確認, 判別分析手法の切り替え, 判別分析手法の削除を行うことができる.

No	名前	分析手法	更新(%)	現在(%)	更新日時	選択
1	簡易分析(線形)	簡易分析(線形)	50.0	50.0	2010/02/19 14:59:08	
2	簡易分析(マハラビシ)	簡易分析(マハラビシ)	0.0	50.0	2009/12/08 08:50:01	
3	ステップワイズ	ステップワイズ	0.0	50.0	2010/01/22 14:47:33	
4	サポートベクターマシン	サポートベクターマシン	16.7	66.6	2010/02/19 14:53:36	
5	ステップワイズ(BMフィルタ)	ステップワイズ	0.0	50.0	2010/01/22 14:47:03	
6	ステップワイズ(単純移動平均フィルタ)	ステップワイズ	0.0	50.0	2010/01/22 14:47:29	
9	簡易分析(10/02/18)	簡易分析(線形)	50.0	50.0	2010/02/19 14:59:23	選択中

判別分析手法の切り替えは、選択したい判別分析手法をクリックすることで切り替えることができる。切り替えを保存する場合は[OK]、保存しない場合は[キャンセル]を押して、履歴(判別分析)画面を終了する。

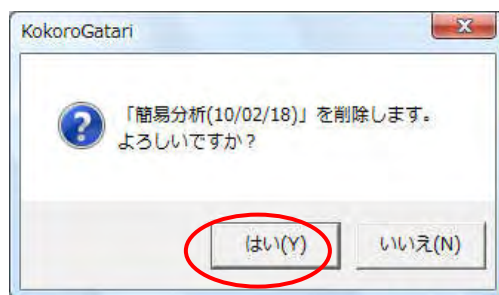


判別分析手法の削除は下記手順に従い行う。

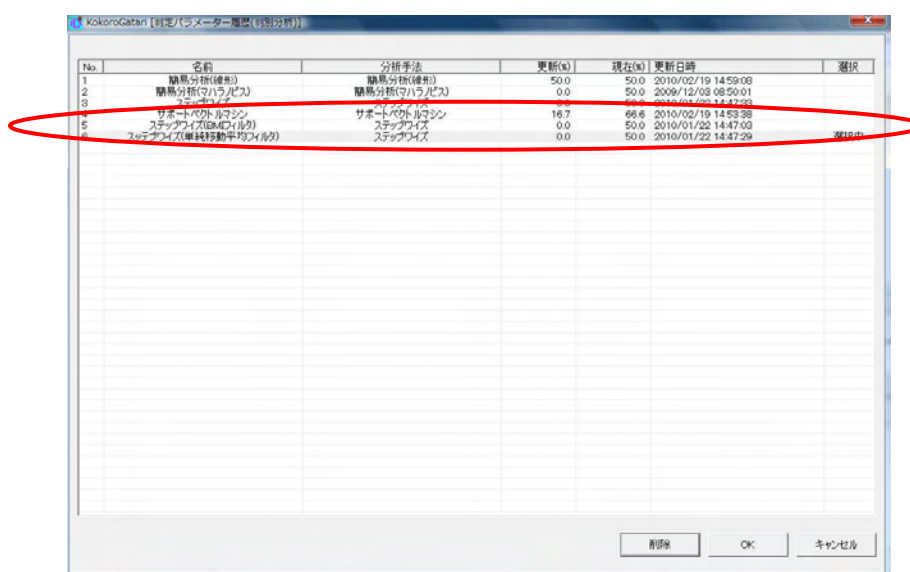
削除したい判別分析手法を選択し、[削除]を押す。



削除の確認画面が表示されるので、[はい]を押す。

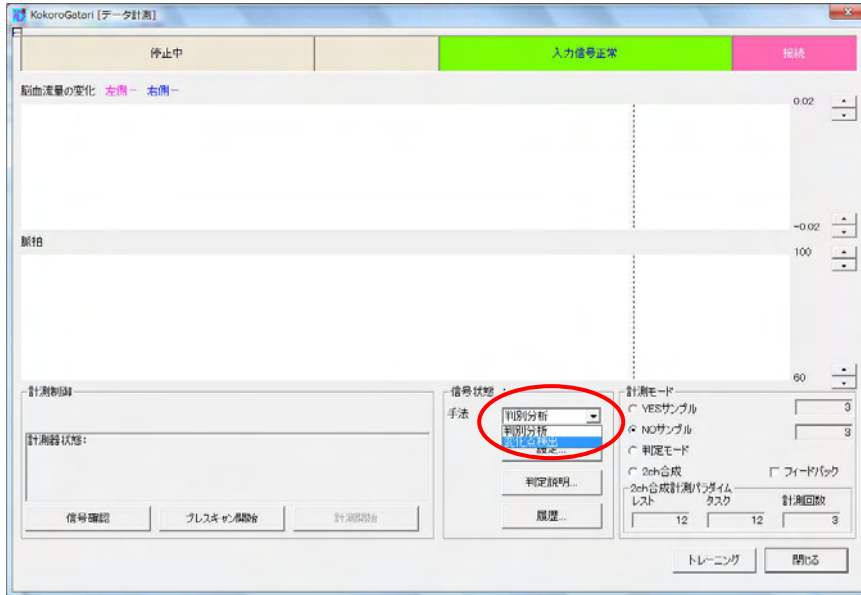


選択した判別分析手法が削除される。 [OK]を押して履歴(判別分析)画面を閉じる。



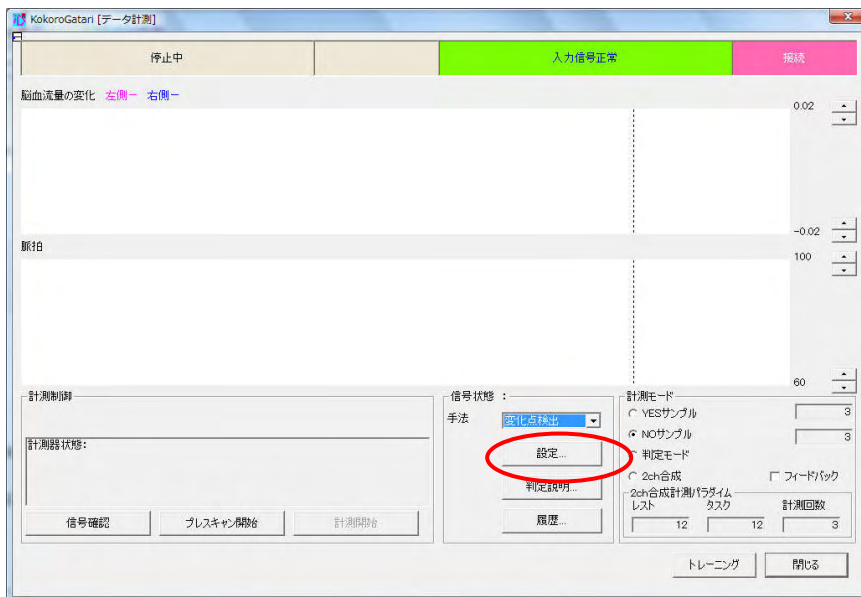
5. 変化点検出について

変化点検出での設定,判定説明など行うときは, データ計測画面のコンボボックスで変化点検出を選択する.



[変化点検出の設定をする]

変化点検出方法の設定を行うには, データ計測画面において, 手法が「変化点検出」の状態ですべての[設定]を押す, 判定パラメータ設定(変化点検出)画面を表示する.



[変化点検出方法を選択する]

変化点検出方法選択コンボボックスから、使用する変化点検出方法を選択できる。

The screenshot shows the 'KokoroGatari' software interface for parameter setting. The main window is titled 'KokoroGatari [判定/パラメータ設定(変化点検出)]'. It features a graph on the left showing two data series (one in pink, one in blue) with a vertical line indicating a change point. Below the graph, there are radio buttons for '平均' (Average) and '個別' (Individual). A dropdown menu for '変化点検出方法' (Change Point Detection Method) is highlighted with a red circle, showing the selected option '変化点検出, 計測データ(1)'. Below this, there are input fields for '合成時パラメータ' (Synthesis Parameter) with '左' (Left) and '右' (Right) values set to 0.5, and an '自動計算' (Auto Calculate) button. At the bottom, there are fields for '下限閾値' (Lower Threshold) at -0.4 and '上限閾値' (Upper Threshold) at 0.4, along with '表示更新' (Update Display) and 'フィルタ設定' (Filter Setting) buttons. On the right side, there are sections for '表示区分' (Display Category) with checkboxes for '使用中' (In Use) and '除外' (Exclude), '日付指定' (Date Specification) with a date field set to 2010/02/19 and a '過去' (Past) field set to 0 days, and two tables for 'YESサンプル' (YES Samples) and 'NOサンプル' (NO Samples). The YES Samples table has 3 rows, and the NO Samples table has 3 rows. At the bottom right, there are buttons for '別名保存' (Save as) and '閉じる' (Close).

[変化点検出の設定画面で一覧表示するサンプルデータを指定する]

サンプルデータ一覧に表示する日数の指定を行うことができる。過去何日分表示するかを入力し、[リスト更新]を押す。0日分としたときは、当日のデータのみを表示する。

【フィルタ後データ】脳血流量の変化 YES:--- NO:---

表示区分
 使用中 除外

日付指定
本日: 2019/02/19 過去 0 日分 リスト更新

YESサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142715Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	除外

NOサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

合成時パラメータ
左: 0.5 右: 0.5 自動計算

下限閾値 -0.4 上限閾値 0.4 表示更新 フィル列設定

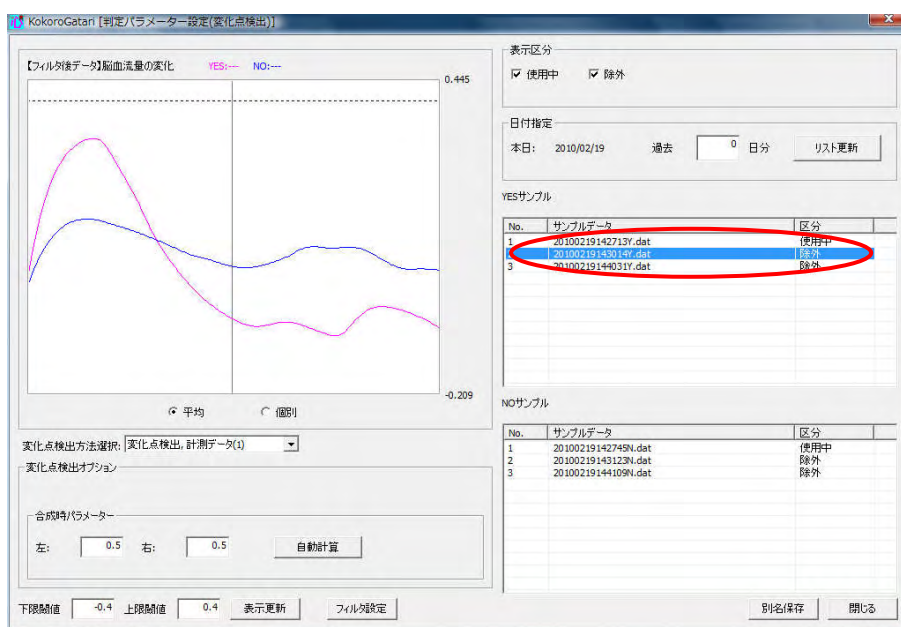
別名保存 閉じる

[サンプルデータの区分を変更する]

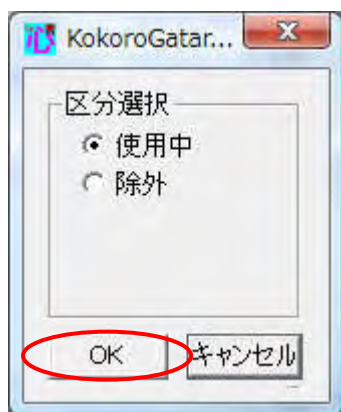
データ計測で取得した YES サンプル,NO サンプルデータは、区分がデフォルトで「判定依頼」になっている。区分を変更するには、下記手順に従い行う。

No.	区分	判定	説明
1	使用中	不使用	変化点検出では使用しない計測データ
2	除外	不使用	新規計測した計測データ。判定の対象にならない。

区分を変更するサンプルデータを選択し、ダブルクリックする。



区分選択画面が表示されるので、区分を選択して[OK]を押す。



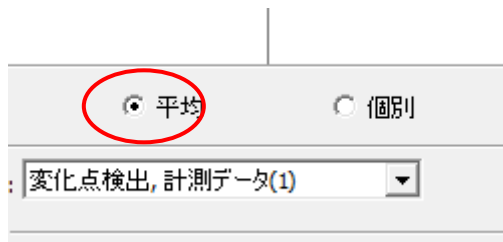
区分選択を行ったサンプルデータは、一覧表示の区分が変更される。脳血流量の変化グラフの表示が自動更新される。

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	使用中
3	20100219144031Y.dat	除外

[変化点検出のグラフに表示するデータを変更する]

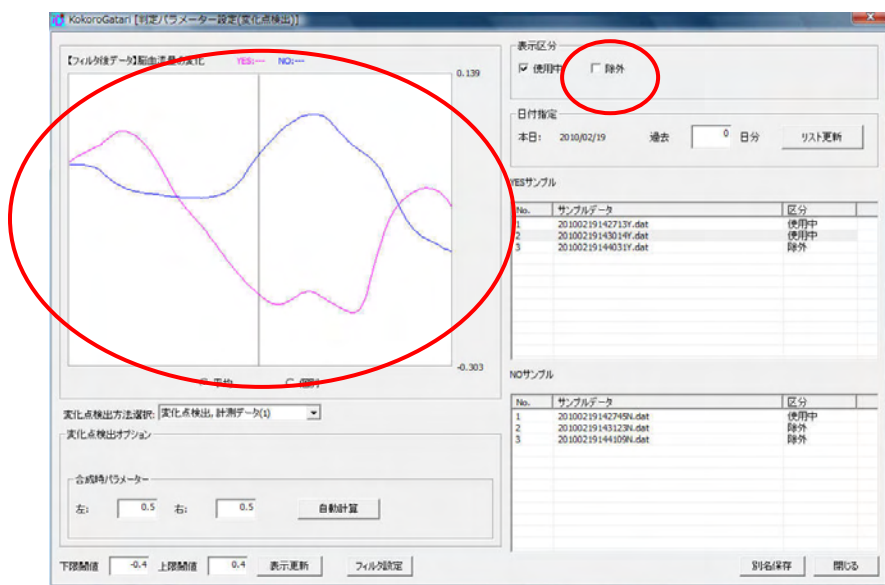
判定パラメータ設定(変化点検出)画面では、複数のサンプルデータの平均を表すグラフと、個別のサンプルデータを表すグラフを表示することができる。

複数のサンプルデータの平均を表すグラフを表示するには、ラジオボタンの[平均]を選択する。表示区分に含まれるすべてのサンプルデータの平均を表すグラフを表示する。

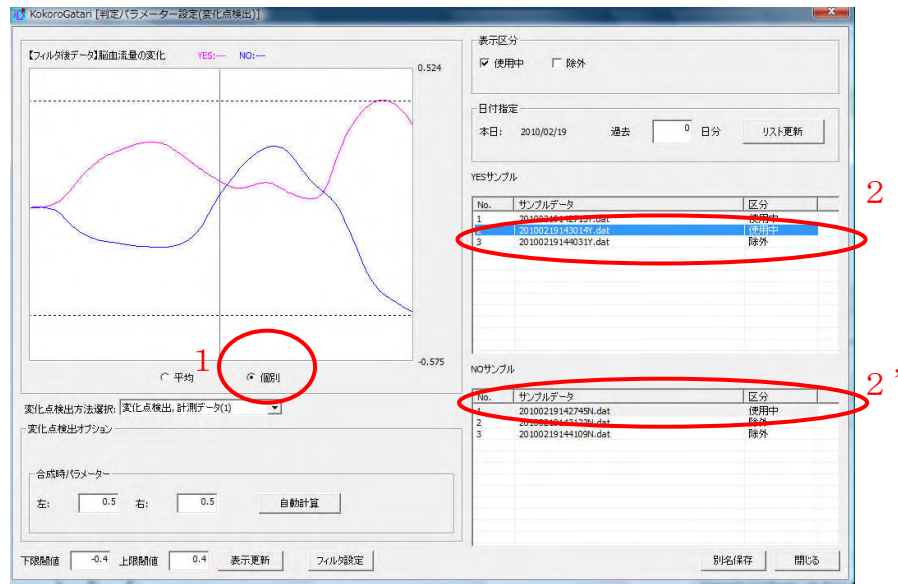


非表示にしたい表示区分がある場合、非表示にしたい表示区分のチェックを外す。チェックを外すと、グラフの表示が自動で更新される。

以下の画面は、表示区分の除外のチェックを外し、除外のサンプルデータを非表示にしたもの。



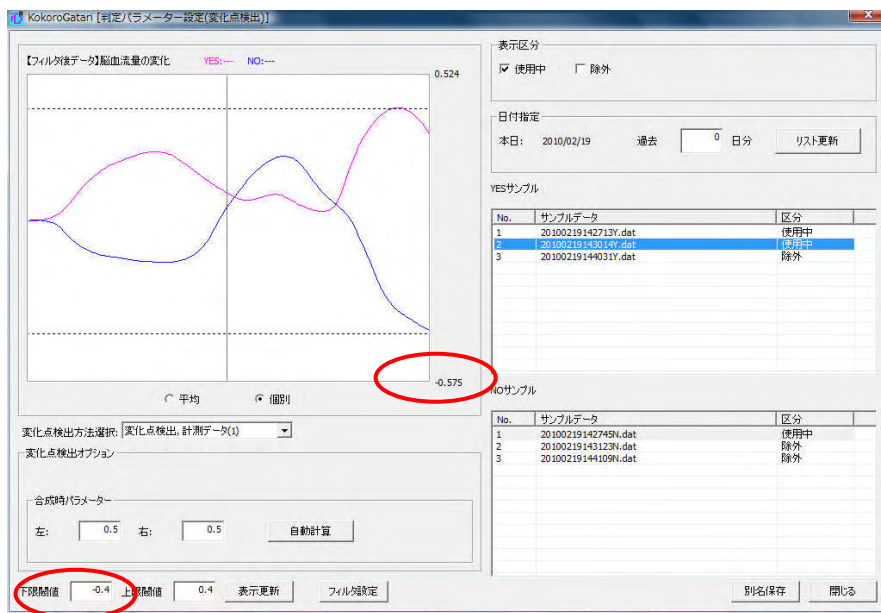
個別のサンプルデータのグラフ表示する場合は、ラジオボタンの[個別]を選択する。表示したいサンプルデータを選択すると、選択したサンプルデータのグラフが表示される。YES サンプル、NO サンプルからそれぞれ1つずつ選択することができる。



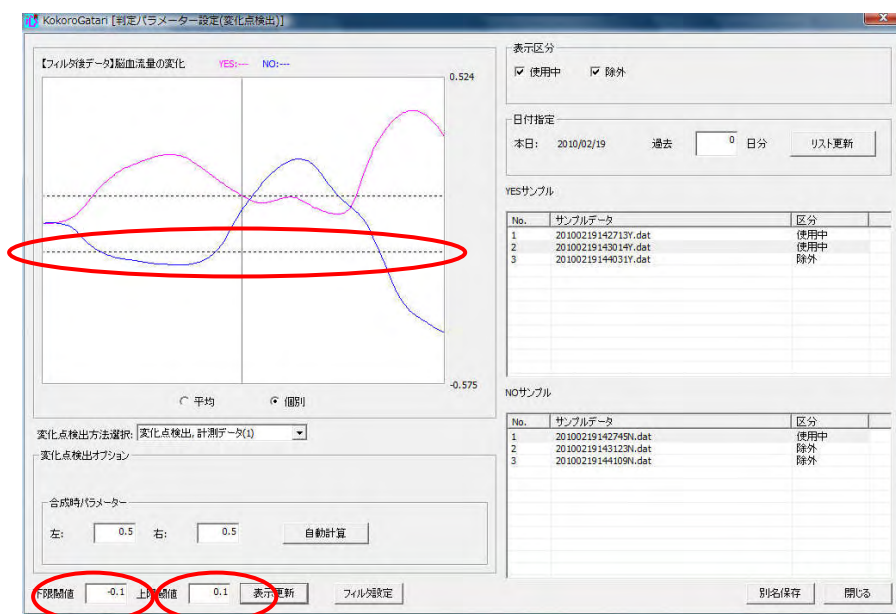
[変化点検出の閾値を変更する]

設定された閾値ではグラフ領域の閾値線が不適切であるとき、閾値を変更することができる。

以下の画面では、下限閾値が描画領域の下限値より小さいため、下限閾値線が描画されていない。このとき下限閾値の値を描画領域の値より大きくする。



[表示更新]を押すと、描画領域に下限閾値線が表示される。



1

2

[変化点検出のグラフ表示を更新する]

閾値等の変更を行ったとき、グラフ表示の更新は自動で行われない。値を入力したら、[表示更新]を押してグラフ表示を更新する。

The screenshot shows the 'KokoroGatari [判定パラメーター設定(変化点検出)]' window. The main area is a graph titled '【フィルタ後データ】脳血流量の変化' with 'YES' and 'NO' data series. The y-axis ranges from -0.575 to 0.524. Below the graph are radio buttons for '平均' (Average) and '個別' (Individual). To the right, there are sections for '表示区分' (Display Classification) with checkboxes for '使用中' (In Use) and '除外' (Exclude), and '日付指定' (Date Specification) with a date field set to '2010/02/19' and a '過去' (Past) field set to '0' days. Below these are tables for 'YESサンプル' and 'NOサンプル'. At the bottom, there are input fields for '下限閾値' (Lower Threshold) at -0.1 and '上限閾値' (Upper Threshold) at 0.1, and a '表示更新' (Update Display) button circled in red. Other buttons include '自動計算' (Auto Calculate), 'フィルタ設定' (Filter Settings), '別名保存' (Save As), and '閉じる' (Close).

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713V.dat	使用中
2	20100219143014W.dat	使用中
3	20100219144031Y.dat	除外

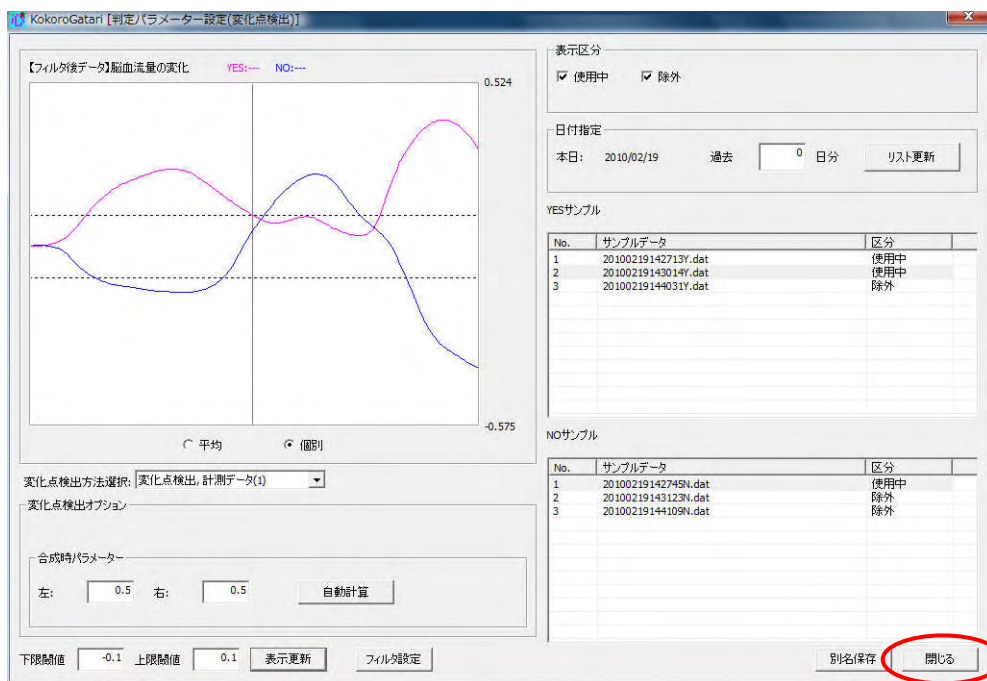
No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

[変化点検出の設定を保存する]

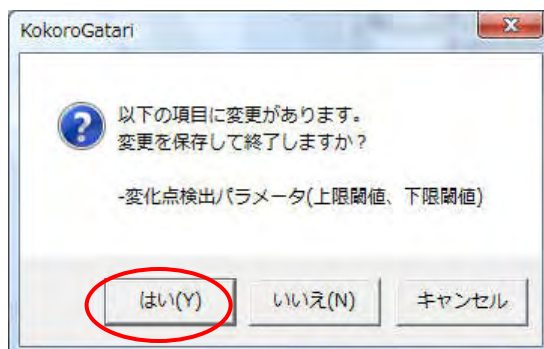
設定の保存は、上書き保存と別名保存がある。上書き保存は、既存の変化点検出方法のパラメータを変えるときに使う。別名保存は、同種類でパラメータの異なる変化点検出方法を作成するときを使う。

設定を上書き保存する場合

判定パラメータ設定(変化点検出)画面で設定を行ったのち、[閉じる]を押す。

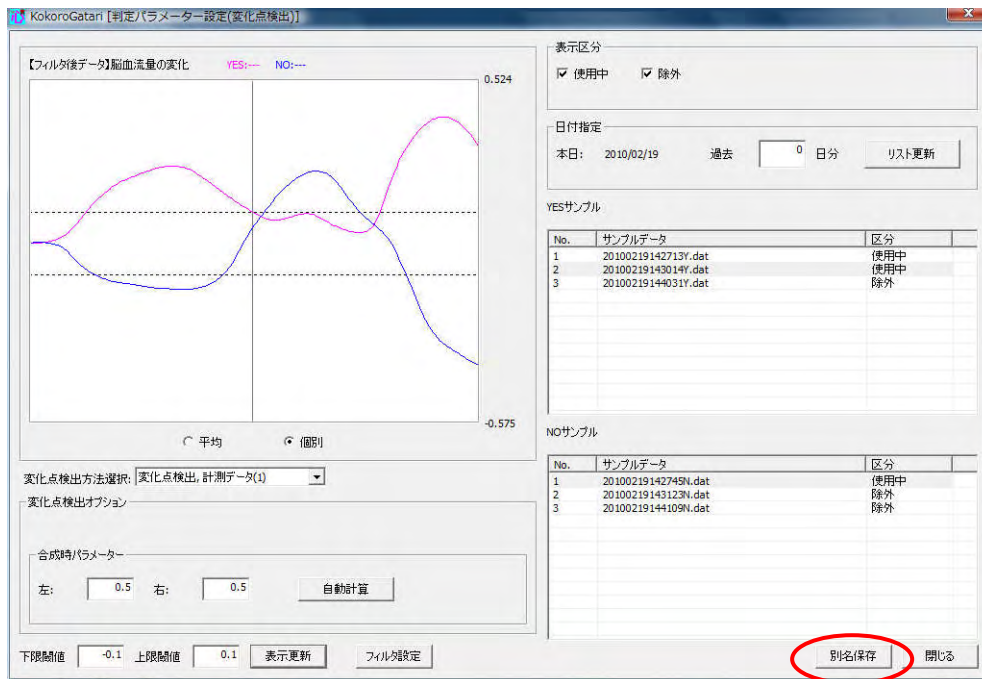


設定の変更があった場合、以下の画面が表示される。画面には変更された項目の一覧が表示される。[はい]を押すと設定が保存され、データ計測画面に戻る。

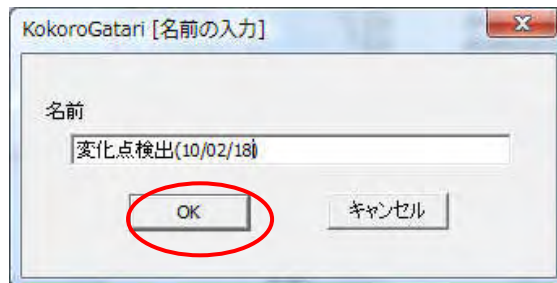


別名保存する場合

判定パラメータ設定(変化点検出)画面で設定を行ったのち、[別名保存]を押す。



保存する設定名を入力画面が表示されるので、テキストボックスに名前を入力し、[OK]を押す。

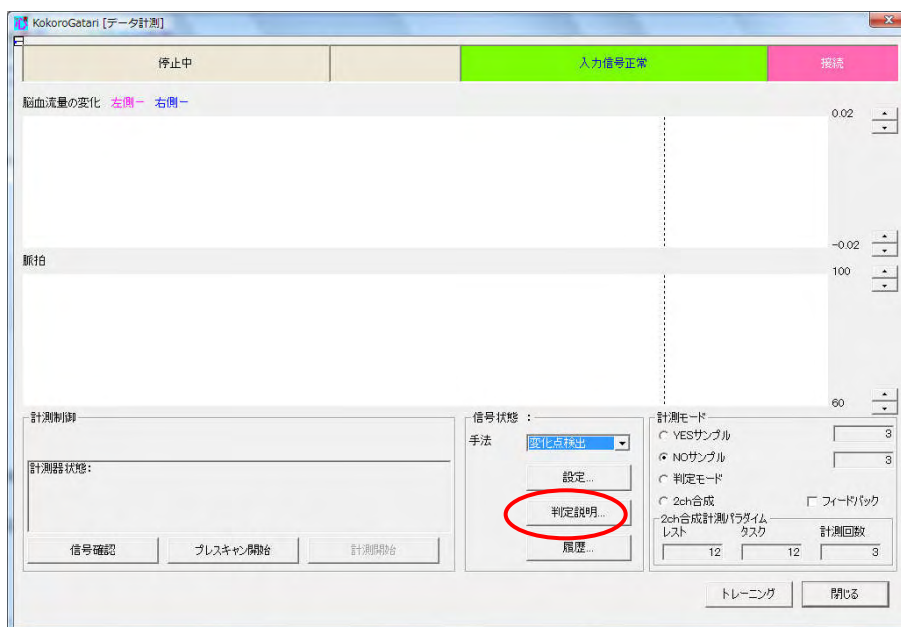


保存されると、以下の画面が表示されるので、[OK]を押す。

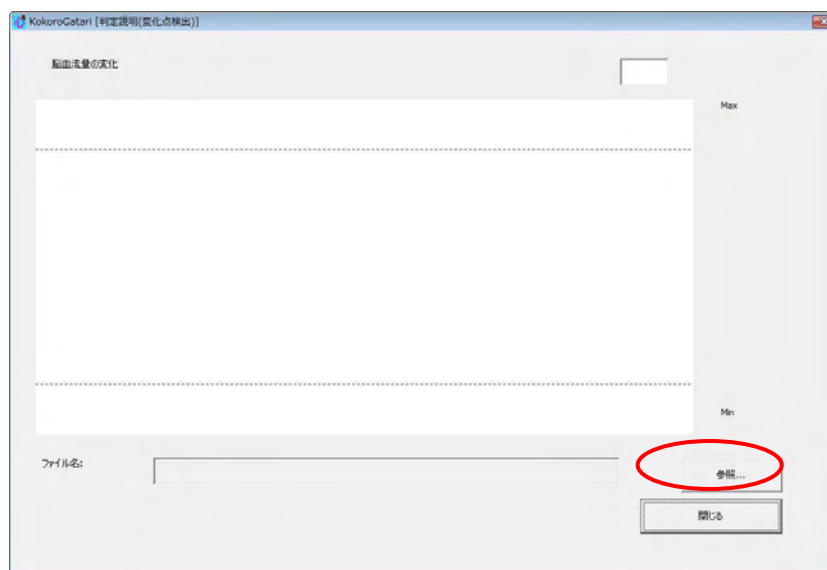


[変化点検出の判定説明を見る]

アクティブな変化点検出処理により、指定された計測データの描画を行う。判定パラメータ設定(変化点検出)画面を開くには、データ計測画面において、手法が「変化点検出」の状態ですべての判定説明を押す。

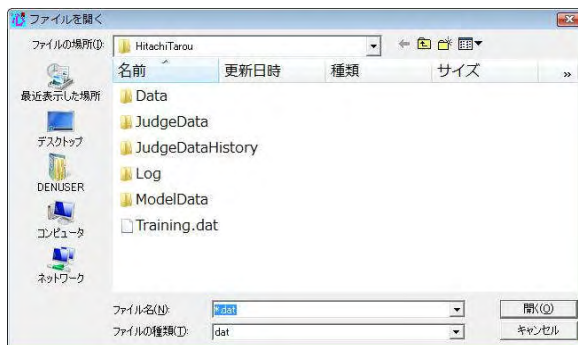


判定説明(変化点検出)画面を開くと、以下の画面が表示される。判定説明を見るには、[参照]を押して計測データを選択する。

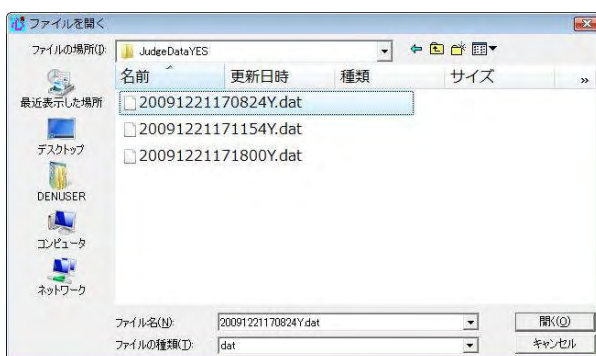


『心語り』のユーザフォルダが表示されるので、使用する計測データのあるフォルダを開く。

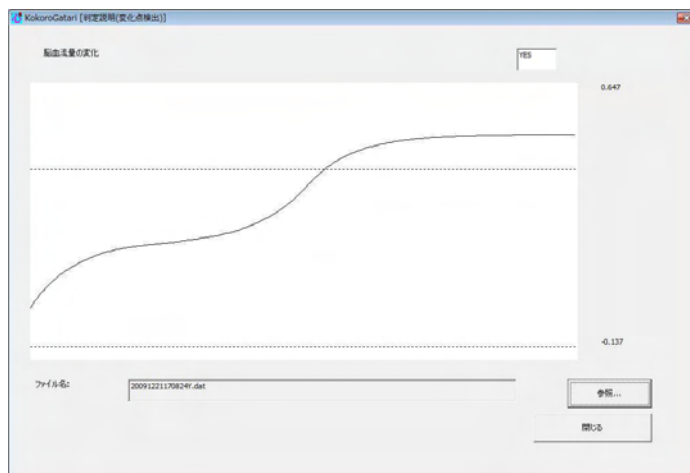
計測データは、 JudgeData フォルダ, JudgeDataHistory フォルダに保存される。



使用する計測データを選択して開く。ファイル名はデータ計測した日時になっている。また、YES サンプルは末尾に Y, NO サンプルは末尾に N がつく。

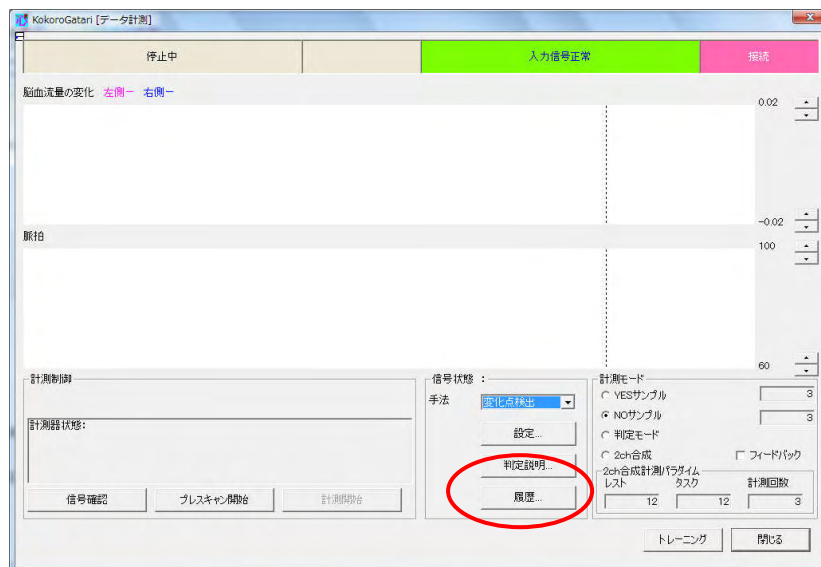


アクティブな変化点検出により、指定された計測データの描画が行われる。



[変化点検出方法の切り替え,削除をする]

アクティブな変化点検出方法の切り替え, 変化点検出方法の削除を行える. 履歴(変化点検出)画面を表示するには, データ計測画面において, 手法が「変化点検出」の状態ですべての項目を押す.

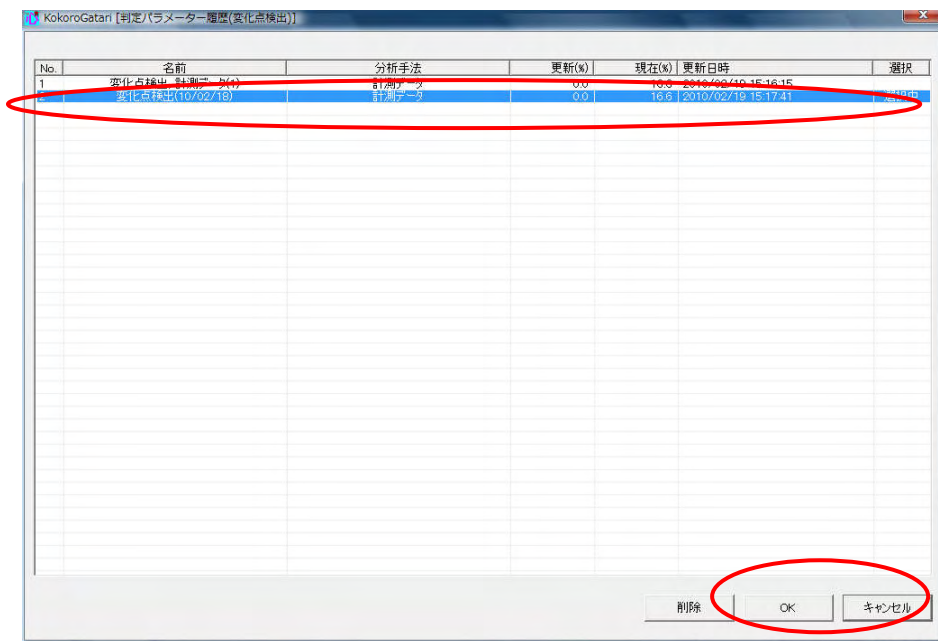


履歴(変化点検出)画面を開くと, 以下のような画面が表示される. 青く表示 (またはグレー表示) されたものが現在選択されている変化点検出方法である. この画面では, 各変化点検出方法の正答率確認, 変化点検出方法の切り替え, 変化点検出方法の削除を行うことができる.

No.	名前	分析手法	更新数	現在数	更新日時	選択
1	変化点検出_計測データ(1)	計測データ	0.0	16.6	2010/02/19 15:16:15	選択中
2	変化点検出(10/02/18)	計測データ	0.0	16.6	2010/02/19 15:17:41	

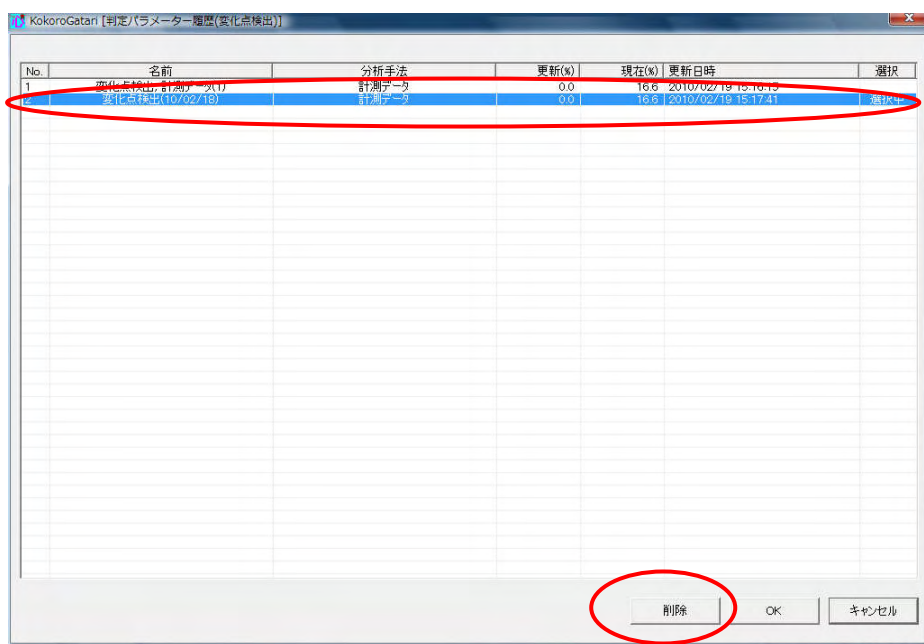
The screenshot shows the '履歴(変化点検出)' window with a table listing detection methods. The first row is highlighted in blue, indicating it is the current selection. At the bottom, there are buttons for '削除' (Delete), 'OK', and 'キャンセル' (Cancel).

変化点検出方法の切り替えは, 選択したい変化点検出方法をクリックすることで切り替えることができる. 選択を保存する場合は[OK], 保存しない場合は[キャンセル]を押して, 履歴(変化点検出)画面を終了する.

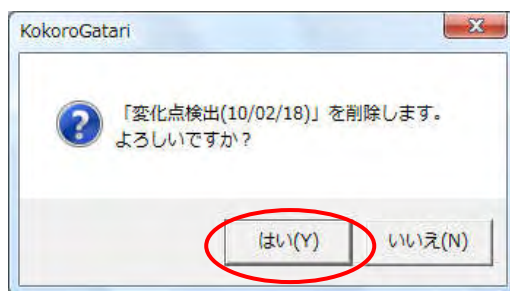


変化点検出方法の削除は下記手順に従い行う。

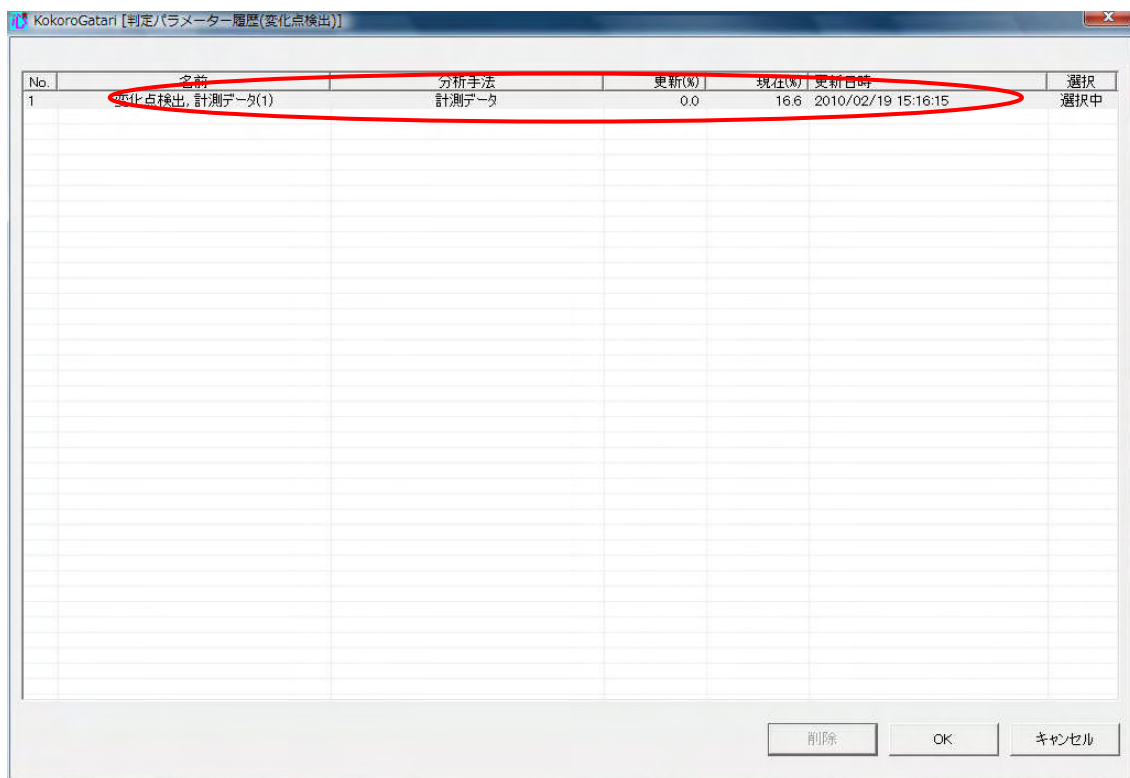
削除したい変化点検出方法を選択し、[削除]を押す。



削除の確認画面が表示されるので、[はい]を押す。



選択した変化点検出方法が削除される。[OK]を押して履歴(変化点検出)画面を閉じる。



研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書 籍 名	出版社名	出版地	出版年	ページ
—	—	—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—	—	—

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—

障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測技術を用いた意思伝達装置の研究

平成 21 年度 総括研究報告書

研究代表者 牧 敦

平成 22 (2010) 年 4 月

目 次

I. 総括研究報告

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測装置を用いた意思伝達装置の開発----- 1

牧 敦

(資料) 試作装置のソフトウェア詳細

II. 研究成果の刊行に関する一覧表 ----- 84

障害者自立支援機器等研究開発プロジェクト

(総括) 研究報告書

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測技術を用いた意思伝達装置の開発

研究代表者 牧 敦((株)日立製作所 基礎研究所)

研究要旨

運動機能が完全に失われた完全な閉じ込め症候群,あるいは、それに近い重度運動機能障害者においては、脳機能計測技術を使う以外にコミュニケーションの回復は困難である。このような中、脳の賦活による脳血液量の変化から、患者の YES/NO を判定する意思伝達装置が、既に商用化(商標名:心語り)されている。しかし、呼吸・心拍等に由来する低周波の生体ゆらぎの影響により、脳の賦活の検出が短時間では難しいので、計測時間が 36 秒と長い。また、脳血液量のコントロールが難しい患者もおり、YES/NO の正答率がばらつくなどの課題も存在する。以上の課題に対し本研究開発では、頭皮周辺と大脳表面からの 2 種類の反射光を計測し、頭皮周辺の生体ゆらぎを参照し、大脳表面の信号の生体ゆらぎを低減する計測装置を意思伝達装置へ初めて適用し、より短い時間で YES/NO を判定するアルゴリズムを開発した。また正答率の安定化を目的に、脳の賦活状況を患者にフィードバックする機構を意思伝達装置に組み込む。特に、完全な閉じ込め症候群に近い ALS(Amyotrophic lateral sclerosis)患者は、視力が低下するものの、皮膚感覚は温存する場合の多いことを考慮し、脳の賦活状況を振動に変換するバイブレータを開発した。9 名の ALS 患者について試作装置を試したところ、計測時間を 18 秒にしても、現行装置の平均正答率が 52% (標準偏差 12%) に対し、試作装置の平均正答率が 74% (標準偏差 15%) であり、正答率が向上した。被験者数を増やして更なる検討は必要であるが、計測時間の 50%短縮という目標について、実現の見通しを得た。また、現行装置、試作装置ともに適用がうまくゆかない被験者に対して、22ch 携帯型光トポグラフィ装置にて、前頭葉全体を計測したところ、タスク、計測位置の選択が不適切なことが原因と推測された。個人ごとのプローブの位置決め、および、タスク選択の方法が課題として残る。一方、バイブレータを 5 名の ALS 患者に試したところ、タスクと脳血液量の変化の関係を理解しやすいという評価を得て、使い勝手の向上を確認した。

研究分担者氏名・所属研究機関名及び

所属研究機関における職名

林 秀明 (東京都立神経病院 前院長)

内藤 正美 (東京女子大学 教授)

小澤 邦昭 ((株)日立製作所

新事業開発本部 本部長付)

1 研究開発目的

運動機能が完全に失われた完全な閉じ込め症候群,あるいは、それに近い重度障害者においては、脳波や脳血液量の活用など、脳機能計測技術を使う以外にコミュニケーションを回復することは困難である。脳波は、SCP(Slow Cortical

Potential), P300, μ 波等を活用するが、脳血液量計測の方法に比べ、計測時間が短い傾向にあるという優位性がある。しかし、完全な閉じ込め症候群への適用は困難という報告もある [1], どのような計測手段についても、病状に応じて使用困難な患者が存在することは不可避だと考えられる。したがって、重度障害者のコミュニケーション手段を多様化するという観点で、脳血液量を活用する方法について継続的に改善を行うことは重要である。

脳血液量を活用する方法は、株式会社日立製作所および東京女子大内藤教授が技術開発に協力し、既に商用化（商標名：心語り）されており、改善要望等を、ご家族・作業療法士などから継続的に収集してきた。

「心語り」は、脳の賦活による脳血液量変化にもとづき患者の YES/NO を判定する[2]。しかし呼吸・心拍等に由来する低周波の生体ゆらぎの影響により、脳の賦活の検出が短時間では難しいので36秒という長い計測時間が必要であり、患者の負担が大きい。また、脳血液量のコントロールが難しい患者もおり、YES/NO の正答率がばらつくなどが、現状の課題となっていた。

国内の ALS 患者は約 7,000 名であり、その内の約 30%が人工呼吸器を装着し、その中の約 10%が完全閉じ込め症候群に進むと言われている。すなわち、本研究開発の対象患者は 100～200 名程度である。完全閉じ込め症候群の患者にとってもコミュニケーションは重要な問題である。コミュニケーションは、患者の生きる意欲につながり、介護者も患者の反応が確認でき介護の意欲が高まるなど、患者の生活の質向上に少なからず寄与すると考えられる。

2 研究開発方法

(課題解決に向けたアプローチ)

・計測時間の短縮

計測時間を長くする一つの原因は、生体ゆらぎのノイズだが、このノイズを2点検出計測技術により低減する計測装置を、今回、意思伝達装置に初めて適用する。

2点検出計測とは図1に示すように、1つの光源により照射された近赤外光を、2つの受光部により頭皮周辺と大脳表面からの2種類の反射光を計測し、頭皮周辺の生体ゆらぎを参照し、大脳表面の信号の生体ゆらぎを低減する技術である。図2は、完全な閉じ込め症候群ではないが、人工呼吸器を装着した ALS 患者から計測した脳血液量変化のデータである。図2(1)は、大脳皮質と頭皮の血流を含んだ信号だが、生体ゆらぎや人工呼吸器に由来するノイズにより、脳の賦活の変化はわかりにくい。図2(2)は頭皮表面の信号だが、生体ゆらぎや人工呼吸器などの全身性ノイズについては、図2(1)の信号と強い相関がある。したがって、頭皮周辺と図2(1)の信号に線形回帰モデルをあてはめ、この回帰係数にもとづき差を取ることで、図2(3)に示すように全身性ノイズは除去され、脳の賦活による変化が明瞭に現れる。これにより、より短い時間で YES/NO が判定できる可能性が高くなる。

・正答率のばらつき

現行の「心語り」では、脳の賦活や安静が脳血液量の変化にどのように反映しているか、患者にフィードバックされていない。特に、完全な閉じ込め症候群の患者は、目視によりスクリーン上の波形データを確認することは困難な場合がある。本研究開発では、正答率の安定化を

目的に、脳の賦活状況を患者にフィードバックする機構を意思伝達装置に組み込む。特に、完全な閉じ込め症候群、あるいは、それに近い ALS 患者でも、皮膚感覚は温存することが多いことを考慮し、脳の賦活状況を振動に変換するバイブレータを開発する。

(研究開発の経過)

研究開発の全体の流れを図 3 に示す。

(1) 基礎データ収集と分析

研究開発を開始するにあたり、2点検出計測適用の妥当性を検証するため、2点検出計測技術を適用した脳機能計測装置により、実際の ALS 患者から基礎データを収集し、解析を行った。

(2) 意思伝達装置の試作

・プローブ改良

現状のプローブでは、寝たきりの患者に対し、左右のフレームが邪魔であり、設置が困難なことが想定された。このため、左右フレームを除去し、バンドで止める方式に改造を行った。また、センサーの装着度を高めるため、センサーのクッション素材を見直した。

・ソフトウェア開発

YES/NO 判定アルゴリズムとトレーニング機能を実装するソフトウェアを開発した。ソフトウェア開発にあたり、次の設計方針を採用し、いろいろな YES/NO 判定アルゴリズムが適用できるよう工夫した。

1) アルゴリズムとして、変化検知法と判別分

析法を扱えるようにする。

2) パラメータ等を変えた、複数の変化検知法と判別分析法を扱えるようにする。

(3) 適用のうまくゆかない事例における原因分析ツールの開発

モニター評価によって試作装置がうまく適用できない被験者に対し、原因分析を行うための以下の分析ツールを開発した。

・脳血液量計測装置の計測ソフトの改良

脳血液量計測装置は、プローブ設置時に、脈拍の強度を計算する。この強度が弱いとプローブの設置が悪いと判断し計測に進めない。長期間寝たきりの生活をしている ALS 患者の場合、この脈拍の情報が弱い可能性が想定された。このため、プローブの設置状況をリアルタイムにチェックできるよう、計測装置の計測ソフトを一部修正した。この修正により、プローブの設置時に、頭皮周辺と大脳表面からの2種類の反射光をリアルタイムに表示できる。このため、プローブ設置状態の良し悪しが、信号中の脈拍成分を目視することで確認できる。

・携帯型光トポグラフィの試作

プローブの設置位置が適切かどうかを調べるには、前頭葉全体の脳機能を調べる必要がある。このとき、ALS は在宅介護が多く、臨床現場で利用されている光トポグラフィ装置を適用することができない。このため、携帯が可能な、前頭葉に特化した 22ch の光トポグラフィ装置を試作した。

・脳機能信号の標準脳への投射ツールの開発

携帯型光トポグラフィ装置により計測したデータを、標準脳に投射するソフトウェアを開発した。これにより、被験者ごとの賦活位置を正確に同定することが可能になる。

(5) モニター評価

現行「心語り」と試作装置の両方を、ALS患者9名に適用して頂き評価を行った。被験者9名のプロファイルを表1にまとめる。9名のうち、完全な閉じ込め症候群の被験者は3名である。

評価項目は、次のとおりである。

(評価項目)

- ・試作機と現行機を比較し、計測時間を短縮しても正答率が低下しないことを確認し、計測時間短縮の有効性を評価する。
- ・脳賦活時のバイブレータ振動の成功率により、トレーニング機能の性能を検証する。
- ・トレーニングの有無による正答率の変化を評価し、トレーニング機能の有効性を評価する。
- ・適用のうまくゆかない被験者について、脳の賦活の空間分布等を調査し、計測位置の適切性などを検証する。

(倫理面への配慮)

ALS患者9名について、東京女子大学および東京都立神経病院における倫理委員会の承認のもと、実験データを収集した。データの収集に際して、実験概要を説明した後に、被験者のご家族から同意書を頂いた。またデータ収集時間は、患者の負担を考慮し、プローブの装着時間を含め60分以内に収めた。

3 研究開発結果

(基礎データの収集と分析)

4名のALS患者について、2点検出計測技術にもとづき生体ゆらぎを低減する脳血液量計測装置により基礎データを収集した。被験者は、表1における被験者1~4である。

計測は、被験者に安静（レスト）と賦活（タスク）を数回繰り返してもらった（図4）。レスト・タスクはそれぞれ12秒程度とし、タスクは奇数を数えることを基本としたが、現行の「心語り」ユーザで、自分に慣れたタスクがある場合には、タスクの種類については強制しなかった。一方、レストを継続する計測も行った。

図5~図8に、被験者1~4の計測データの一部を示す。4名のALS患者のいずれも、計算などのタスクによる脳血液量の変化が認められた。特に、現行「心語り」の場合、完全な閉じ込め症候群の患者では、脳血液量変化が弱いのが一般的だが、2点検出計測技術を適用した本装置では、明らかな変化が認められた（図8）。一方、レストを継続する場合、計測全体で上昇傾向、下降傾向を認める場合もあるが、変化はゆるやかである。

この結果より、ALS患者においても2点検出計測の有効性が確認できた。またタスク開始から、脳血液量の変化が現れるまでの時間を目視により確認したが、3秒~5秒程度で立ち上がっている。したがって、タスクの時間を9秒程度にとれば、変化検知には十分であることが推測された。タスク前のレスト時間を9秒取るとすれば、少なくとも計18秒以下には計測時間を短縮することができることになる。

(意思伝達装置の試作)

図9に、試作装置の概観を示す。試作装置

の構成は、ノートPC、脳血液量計測装置、バイブレータ、赤外線通信装置からなる。ノートPCと脳血液量計測装置および赤外線通信装置は、USBケーブルで接続される。

- ・ 脳血液量計測装置はプローブと信号処理ユニットから構成される。プローブは、左右額の脳血液量変化が計測できるよう、左右で2点検出計測が可能なセンサーが設けられている。下記で説明するように、プローブについては、寝たきりの被験者用に、改良を行った。
- ・ ノートPCには、YES/NO判定プログラム、トレーニング機能を搭載する。試作プログラムの詳細について、付録1にて説明する。
- ・ バイブレータには振動モータが内蔵されており、ノートPCに搭載されたトレーニング機能により生成される駆動パルスのデータに応じ、バイブレータが振動する。なお、駆動パルスのデータは、赤外線通信装置を介して、ノートPCとの間で赤外線通信により伝送される。

(プローブの改良)

図10、図11が完成図であるが、下記に改良点の詳細を説明する。図12が、改良したプローブの写真である。

- ・ フレームの除去

図13に示す左右フレームを除去し、図14に示すとおりホルダのみの状態にする。

- ・ マジックテープの添付

図15に示すとおり、フレームを除去したホルダにマジックテープを貼り付ける。これによ

り、図16のようにバンドを取り付け可能にする。

- ・ センサー部のクッションの改良

図17に示すセンサー部を、従来クッションより更に柔らかい低反発性材質に変更した。また、赤外線送受信部に対して若干高く設定することで、装着時にクッションがたわんで密封され、周りからの光を遮断するようにした。

(YES/NO判定アルゴリズム)

- ・ 現行版「心語り」のアルゴリズム

試作装置のアルゴリズムとの差異を明らかにするために、現行装置のアルゴリズム[2]を説明しておく。

現行装置は、生体ゆらぎを低減する機能は実装されていない。したがって、タスクによる脳血液量変化が小さいと、その変化が生体ゆらぎによる変化に埋もれてしまう。特に、症状の進行したALS患者の場合、タスクによる脳血液量の変化が弱い場合が多く、正答率が悪化するケースが多い。このため、単純に脳血液量の変化量だけでは、YES/NO判別に失敗することがある。そこで現行版では、逆に、生体ゆらぎの情報を活用して判別精度を向上させている。

図18は、現行版「心語り」の計測データである。赤線が、ローパスフィルタにより脈拍や人工呼吸器等から由来するノイズを除去することで抽出した生体ゆらぎの成分である。タスクにより脳を賦活する場合には、この生体ゆらぎが打ち消され、その振動数が小さくなる。一方、安静状態を継続する場合には、この振動数は、脳を賦活する場合よりも大きな値になる。なお、生体ゆらぎの振動数は、おおよそ0.1Hz程度であるため、脳の賦活と安静状態による生体ゆらぎの振動数の差を明確にしようとする、タス

ク開始から少なくとも 20 秒程度の時間が必要である。このため、タスク開始前のレスト期間を含めると、計測時間を 30 秒より長く設定する必要がある。

ここで図 19 のように、縦軸を脳血液量変化の振幅、横軸を生体ゆらぎによる振動数とすると、理論的には脳を賦活する YES データが左上にプロットされ、安静を継続する NO データが右下にプロットされる。なお、YES データと NO データを分離する判別線は、マハラノビスの判別分析や線形判別分析などの手法により、被験者ごとに決定することになる。

- ・ 試作版のアルゴリズム

生体ゆらぎを低減する脳血液量計測装置を適用する場合、現行装置に比べ、シンプルなアルゴリズムにできる。上記、(基礎データの収集と分析)で説明したとおり、ALS 患者においても 2 点検出計測技術を適用すると、3 秒～5 秒程度で脳血液量の変化が現れる。したがって、最もシンプルな判別方法としては次の方法が考えられる。図 20 のようにタスク開始前の 2 秒をベースラインに、タスク開始後の 3 秒～5 秒経過後の、3 秒あるいは 5 秒間の平均値を左右の計測データより計算し、2 次元の特徴ベクトルを構成する。縦軸を左額、横軸を右額とすれば、理論的には、この 2 次元の特徴ベクトルは、YES の場合には右上、NO の場合には左下となる。YES データと NO データを分離する判別線は、現行装置の場合と同様に、マハラノビスの判別分析や線形判別分析などの手法により、被験者ごとに決定することになる。

一方、脳血液量の変化が明確に現れるのであれば、タスク開始前をベースラインにして、タスク開始後に、脳血液量の変化が所定の時間以

上、所定のしきい値を超えたら YES と判断する変化点検知によるアルゴリズムでも、同様な効果があると考えられる。

(バイブレータの駆動パルスの生成方法)

バイブレータの駆動パルスの生成方法を、図 21 に示す。脳血液量変化の信号には、予期できない上昇・下降傾向のトレンド成分が乗ることがある。トレーニングでは、レスト・タスクを 1 分程度繰り返すこともあるため、脳の賦活による脳血液量の変化を正確に捉えるためには、このトレンド成分を除去することが好ましい。このため、駆動パルスを求める前処理として、次のような処理を行う。

[指数移動平均]

$$E_L(a_i(t)) = (1/a_L) a_i(t) + (1 - (1/a_L)) E_L(a_i(t-1))$$

[単純移動平均]

$$E_S(a_i(t)) = (1/a_S) \sum_{k=0 \sim a_S} a_i(t-k)$$

[トレンド成分の除去]

$$E_E(i, t) = E_S(a_i(t)) - E_L(a_i(t))$$

上記、 E_L 、 E_S は、それぞれ指数移動平均、単純移動平均、 E_E はトレンド成分を除去した信号を表す。 $a_i(t)$ は脳血液量変化信号であり、 $i=1$ が左額の信号、 $i=2$ が右額の信号、 t が計測時間を表す。 a_S 、 a_L は平均時間であり、それぞれ 2 秒、30 秒に設定した。

次に、 $E_E(i, t)$ について 1 階差分をとり、この差分値が所定のしきい値以上なら 0.5、しきい値以下であれば 0 とし、左右のこの値の和をとる。0 以上の値でモータを振動させるが、これは、脳血液量の変化を増加の方向に導く訓練となる。なお左右の和をとることで、最終的には 0、0.5、1 の値になるが、値が 1 の場合は 0.5

の場合よりも振動サイクルを速くすることで、左右同時に脳の賦活が発生していることを表現した。

上記しきい値は、固定の値ではなく、タスク時の上記差分値の最大値を、次のレストおよびタスクのしきい値とした。タスクにより、脳血液量の変化が出やすい被験者と出にくい被験者がいる。また、変化が出やすい被験者でも、体調によって変わることがあるため、実際の変化の状態によって、適応的にしきい値を変える構成をとった。

(モニター評価)

・計測時間の短縮

現行機の計測時間は図 22 に示すとおり、レスト 12 秒・タスク 12 秒・レスト 12 秒の計 36 秒である。一方、試作機の計測時間は図 23 に示すとおり、レスト 9 秒・タスク 9 秒の計 18 秒とした。一回の実験で、YES/NO を各 3~5 回程度計測し、試行ごとに 1 分程度の休息を設けた。タスクは、奇数を数えることを基本としたが、現行「心語り」のユーザで、自分に慣れたタスクがある場合には、タスクの種類については強制しなかった。YES/NO 判定アルゴリズムは、線形判別分析を用いた。図 24 は、モニター評価の様子であり、図 25 はプローブの設置例である。

表 2 に結果を示す。現行装置の平均正答率が 52% (標準偏差 12%) に対し、現時点の試作装置の平均正答率が 74% (標準偏差 15%) である。計測時間 50%短縮した場合でも、正答率が向上した。現状、データ数が少ないので、実際に正答率が向上するかは、実験の継続が必要だが、計測時間の短縮について、その実現の見通しが得られたと考えられる。

・トレーニング機能の性能評価

トレーニング機能の性能評価を目的に、表 2 の被験者 1, 3, 6 にバイブレータを 2 回試して頂き、被験者 5, 9 にバイブレータを 1 回試して頂いた。タスクおよびレストのタイミングは、介護者が被験者に声をかけて合図した。図 26 は、バイブレータの設置例である。バイブレータを、手のひらに接触させ、振動が伝わるようにした。

脳の賦活によるバイブレータ振動の平均成功率は、それぞれ 100%, 67%, 50%, 100%, 67% であり、初めてのトレーニングなこともあり成績に個人差がある。今後、練習を続けることで、この数値がどのように変化するか追跡調査が必要である。なお、次の文章は、「伝の心」により文字による意思伝達が可能な被験者 1 の感想であるが、本機能に肯定的な評価を頂けた。

「被験者 1 本人の感想」

新しいテストとは何だろうかと興味を持っていましたが、バイブレータの実験とは予想外でした。血流の上昇にあんなにも早く反応するものとは考え及びませんでした。実際には一、二秒の遅れを感じましたが、その着想は素晴らしいですね。もっと精度を高めることで、心語り長年の課題だったタイムラグの短縮に一步近づけるものと期待しています。

また完全な閉じ込め症候群に近い被験者 5 については、介護者から次の感想を頂けた。

「被験者 5 の介護者の感想」

本人は俄然やる気になったと思う。本人の感想を現時点では聞けないのが残念です。

(適用がうまく行かない被験者の原因分析)

現行装置および試作装置ともに、正答率が低い被験者 8 (表 2 参照) について、その原因分析を行った。

最初に、試作装置のプロープの設置性について、信号の脈拍成分を目視で確認した(図 27)。額が狭い場合などの理由で、センサー部の額への密着が悪いと、脈拍の振幅が弱くなる。この場合、計測信号は、あまり信頼できない。しかしながら被験者 8 の場合、図 27 の脳血流(3cm)の脈拍の振幅を見ると、特別小さいとは言えず、額の形状等の理由で、センサーの密着性が悪いということはないと考えられる。

次に、図 28 の 22ch 携帯型光トポグラフィ装置にて、前頭葉全体の脳の賦活状況を計測した。計測は、図 29 に示すとおり、レスト 12 秒、タスク 12 秒を、3 回繰り返した。タスクは、数を数える課題と、歌を歌う課題を行った。図 30 は、実際の撮影風景である。

図 31 (1)、図 31 (2) が、数を数える課題と歌を歌う課題それぞれについて、標準脳への投射ツールにて作成した各チャンネルの賦活状況である。赤い色ほど、脳血液量の変化が大きいことを示す。寝た姿勢での計測は、額全体を覆う 22ch のプロープの設置性が悪くなる。このため、計測不良のチャンネルがかなりあり、計測信号の信頼性としては不十分なところがある。しかしながら、この被験者の場合、数を数える課題の場合は、賦活の位置が左額の 4cm×4cm 程度の範囲に局在するのに対し、歌を歌う課題の場合は、額の広い部分で賦活が起こっている。すなわち、この被験者の場合、数を数える課題では、センサーの設置位置が重要ということが示唆される。上記、計測時間の短縮に関する実験では、この被験者は数を数える課題を

行っていた。この結果にもとづき、数を数える課題にて、プロープの設置位置を調整し再計測を行ったところ、正答率は 75% に上昇した。一回だけの計測であり、継続的に正答率が改善するかどうかは、今後の追跡調査が必要であるが、設置位置の重要性を示す一つの結果と考えられる。

(トレーニング機能の有効性評価)

表 2 でわかるように、試作装置ではこれまでのところ、正答率が 70~80% の日もあれば、正答率が 40~50% まで低下してしまうようなばらつきが、現行装置に比べて少ない。具体的には、現行装置の最高正答率の平均値が 68.9%、最低正答率の平均値が 36.7% に対し、試作装置の最高正答率の平均値は 77.1%、最低正答率の平均値は 69.4% である。すなわち、2 点検出計測技術の適用自体で、正答率のばらつきが抑えられている。

このような状況であると、短期間のトレーニングでは、正答率のばらつき改善効果は示すのは難しい。このため、当初想定していた 2 週間程度のトレーニング期間を、1 ヶ月以上に伸ばし、現在も実験が進行中である。この評価結果については、別の機会でご発表してゆく予定である。

一方、トレーニング機能の性能評価で説明したとおり、脳の賦活状態を被験者にフィードバックすることの心理的な効果は大きく、使いやすさという観点での有効性はあるといえる。

4 考察

(計測時間の短縮)

表 2 からわかるとおり、現時点収集されたデータでは、計測時間を 50% 削減しても、正

答率が目立った低下は認められない。むしろ正答率は向上している。

上記評価の計測では、レスト9秒、タスク9秒であったが、ここで被験者1を例に、タスクをどれくらい減らせるか検討する。上記評価では、タスクを開始して3秒経過後に5秒間の平均をとったが、この平均を3秒間に減らすことを考える。このとき、80%の正答率が、20%まで低下してしまう日が存在した。もともと、3秒経過後に5秒間の平均なので、タスクは8秒で十分であるが、全被験者についてこれを一律6秒まで減らすことは難しいことが、上記の結果からわかる。

一方、レストをどれくらい減らせるかであるが、上記評価では、タスク開始前の2秒でベースラインを決定しているため、1~2秒程度はレストの時間を短縮しても問題なさそうである。しかし、計測開始直後は、被験者が緊張する場合があります。意図しない脳血液量の変動が計測開始時に発生することもある。したがって、今回の評価のように、8秒~9秒程度のレスト時間は確保したほうが良いと考える。

(トレーニング機能)

図 32 は、被験者5にトレーニング機能を評価頂いた時の、脳血液量の変化と生成された駆動パルスを示している。この被験者の場合、1回目のタスクによる脳血液量の上昇が次のレスト期間でも続き、戻りきらないまま、次のタスク期間に突入している。同様に、2回目のタスクによる脳血液量の上昇が次のレスト期間でも続き、このため、2回目のレスト期間において、レスト期間であるのに連続的にバイブレータが振動してしまった。すなわち、この被験者の場合は、レスト期間をもう少し長く取る必要がある。

る。トレーニングに際し、レスト・タスクの時間を、被験者ごとに調整する必要があることがわかる。

一方、今回はレスト・タスクを連続的に3回繰り返してもらったが、72秒間の間、被験者が集中し続けることになり、疲れてうまくゆかないケースもある。トレーニング方法として、YES/NO判定の場合の計測と同様に、レスト、タスクを1回だけ試し、休憩を置いて複数回行うほうが良いのか、今回のように連続的に行うほうが良いのかは、今後、検討する必要がある。

5 結論

本研究開発では、頭皮周辺と大脳表面からの2種類の反射光を計測し、頭皮周辺の生体ゆらぎを参照し、大脳表面の信号の生体ゆらぎを低減する計測装置を意思伝達装置へ初めて適用し、より短い時間でYES/NOを判定するアルゴリズムを開発した。また正答率の安定化を目的に、脳の賦活状況を患者にフィードバックするバイブレータを意思伝達装置に組み込んだ。特に、完全な閉じ込め症候群に近いALS患者は、視力が低下するものの、皮膚感覚は温存する場合の多いことを考慮し、脳の賦活状況を振動・圧力などに変換する機構を開発した。9名のALS患者について試作装置を試したところ、現行装置の平均正答率が52% (標準偏差12%) に対し、試作装置の平均正答率が74% (標準偏差15%) であり、現行装置よりも正答率が向上した。現状、データ数が少ないので、実際に正答率が向上するかは、実験の継続が必要だが、計測時間の短縮について、その実現の見通しが得られたと考えられる。また、現行装置、試作装置ともに適用がうまくゆかない被験者に対して、22ch携帯型光トポグラフィ装置にて、前頭葉全体

を計測したところ、タスクや計測位置の選択が不適切なことが原因と推測された。個人ごとのプローブの位置決め、および、タスク選択の方法が課題として残る。一方、バイブレータを9名のALS患者に試したところ、タスクと脳血液量の変化の関係を理解しやすいという評価を頂き、使い勝手を向上することができた。

今回は、完全な閉じ込め症候群の被験者は3名であったが、当該被験者をさらに増やし、試作装置の有効性について追試するとともに、長期間のトレーニング効果について評価を進める。特に、完全な閉じ込め症候群になる前のトレーニングが、完全な閉じ込め症候群へ進行した際の正答率にどのような影響を及ぼすかについて、評価を行う予定である。

6 健康危険情報

本研究開発で使用した脳血液量計測装置は、「レーザ安全規格 JIS C 6802」のクラス1に分類され、本質的に安全である。また、携帯型光トポグラフィ装置は、クラス1Mに分類され、このクラスの装置は、光学機器を用いてレーザビームを観察することがなければ、ユーザは安全措置を施す必要がないとされている。本研究開発において、光学機器を用いたビーム観察はない。

7 研究発表

なし

8 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

脳血流コントロールの訓練装置（予定）

2. 実用新案登録

なし

3.その他

なし

参考文献

- [1] Birbaumer, N., et al., Brain-computer interface in paralysis., Curr Opin Neurol. 21, pp.634-638, 2008.
- [2] Naito, M., et al., A communication means for totally locked-in ALS patients based on changes in cerebral blood volume measured with near-infrared light., IEICE Trans. Inf. Syst. Vol. E90-D, No.7, pp.1028-1037, 2007.

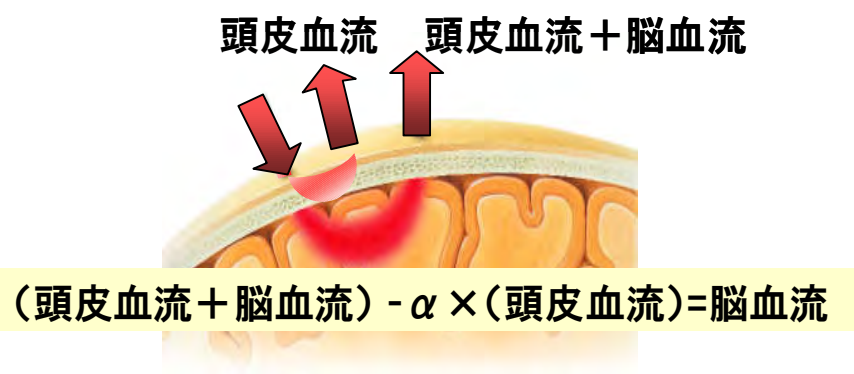
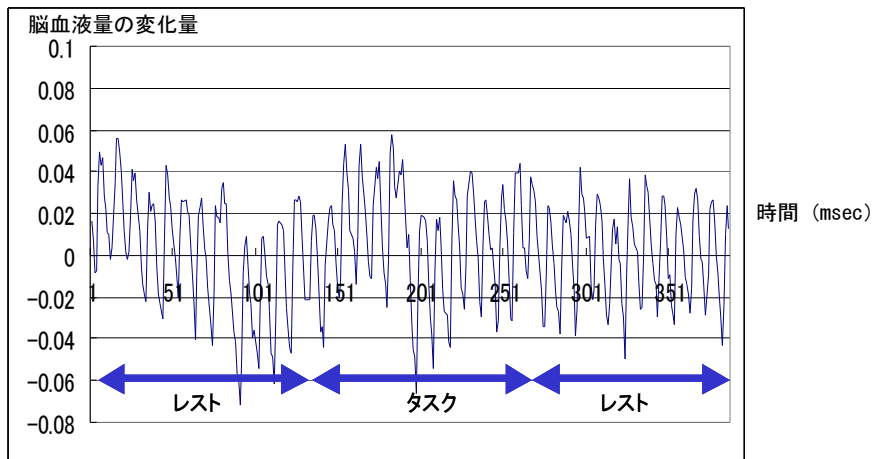
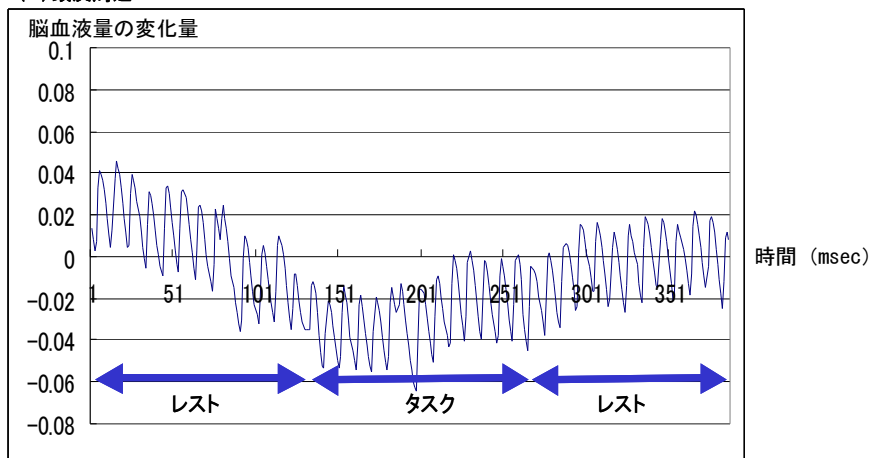


図 1 2点検出計測技術

(1) 大脳表面



(2) 頭皮周辺



(3) 生体ゆらぎ除去

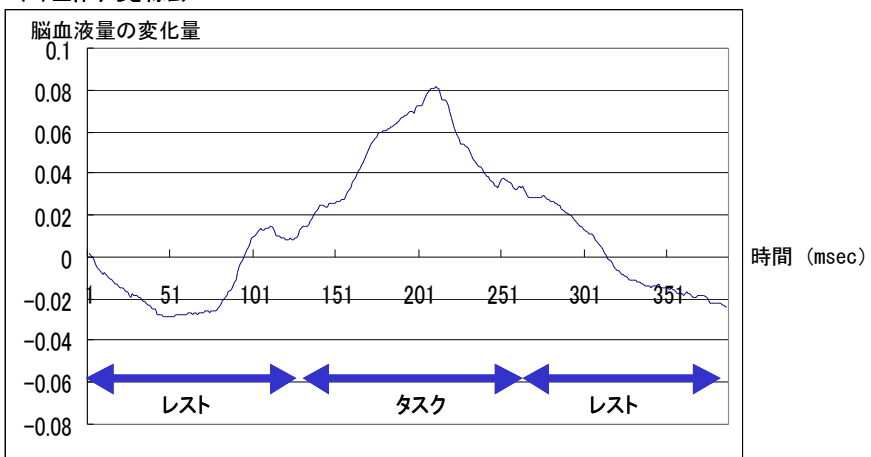


図 2 2点検出計測技術による計測データ

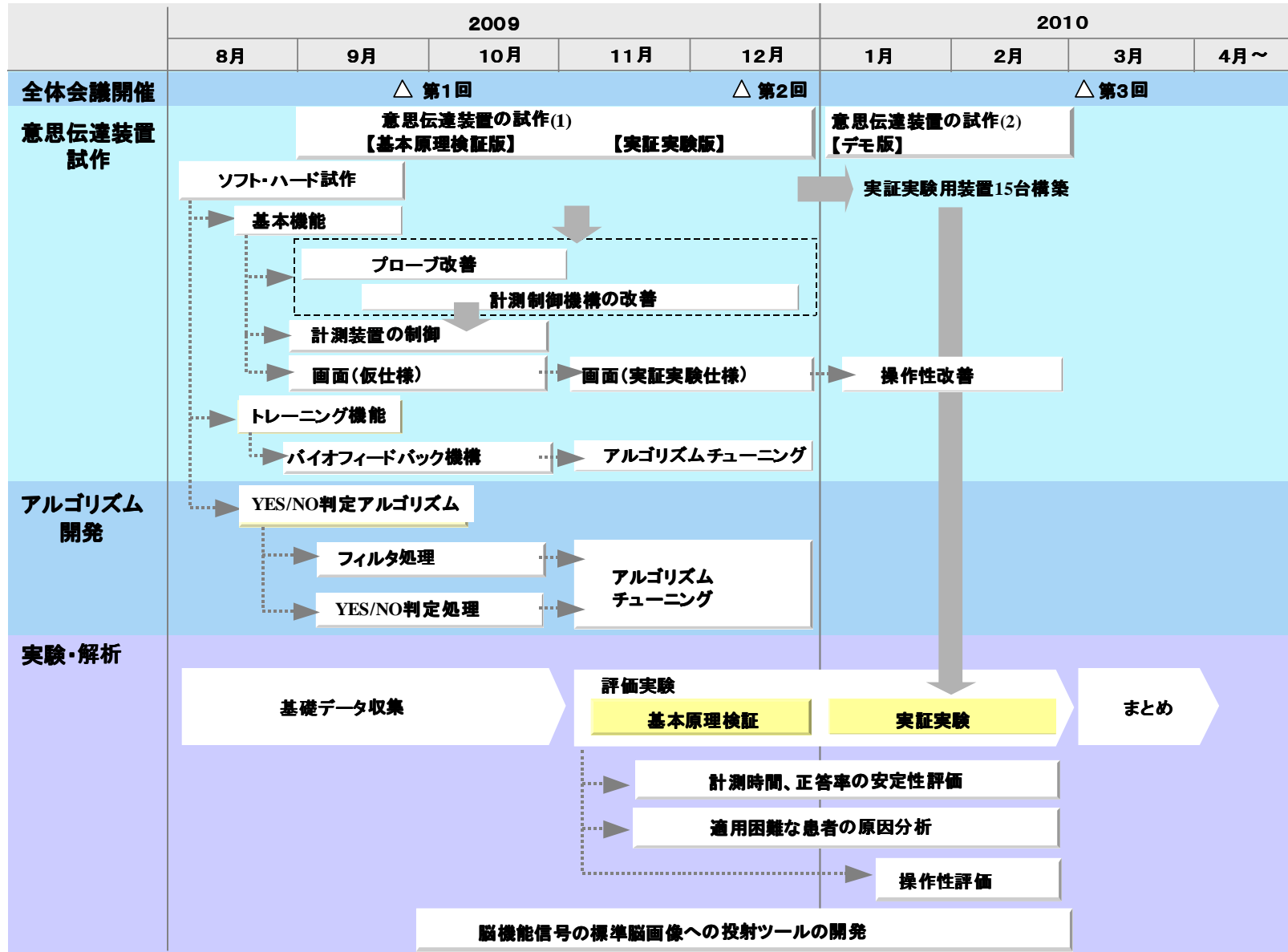


図 3 研究計画

表 1 被験者のプロフィール

被験者	性別	年齢	意思伝達の状況	被験者の状態
1	男	80	「伝の心」使用	-
2	男	65	「伝の心」使用	眼球運動はほぼ保たれ、開閉眼と閉口が可能、 acoustic neurinoma 手術で右 VII 麻痺 (+)、四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺で舌・嚥下・発語・頸部運動はできない
3	男	67	困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺、外眼運動系：閉眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺）、垂直方向麻痺、水平方向麻痺に近い、随意は困難（反射運動で左右差 (+)）（完全な閉じ込め症候群）
4	女	67	困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺、外眼運動系：閉眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺）、垂直・水平方向麻痺（完全な閉じ込め症候群）
5	男	67	困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺、外眼運動系：閉眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺）、水平方向麻痺、垂直方向は下方麻痺で上方に動くが随意は困難（反射 (+)）（完全な閉じ込め症候群）
6	男	69	かなり困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺：僅かに両口角（右>左）に随意的動き (+)、外眼運動系：開眼状態（上眼瞼挙上筋麻痺 (-)）、垂直方向麻痺、水平方向に制限があるが随意的には可能
7	男	62	かなり困難	(最小限のコミュニケーション状態)
8	女	50	かなり困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺：情動運動系が保たれている核上性麻痺で随意的動きは僅か、外眼運動系：垂直方向・水平方向ともに制限され随意的に極めてやりにくい (最小限のコミュニケーション状態)
9	男	63	かなり困難	四肢運動系麻痺、延髄運動系麻痺、橋運動系麻痺：僅かに収縮するが評価困難、外眼運動系：垂直方向麻痺、水平方向：僅かに左眼随意可能、上眼瞼挙筋：緩徐随意運動可能

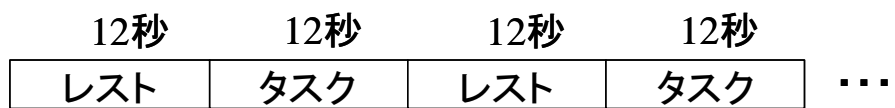
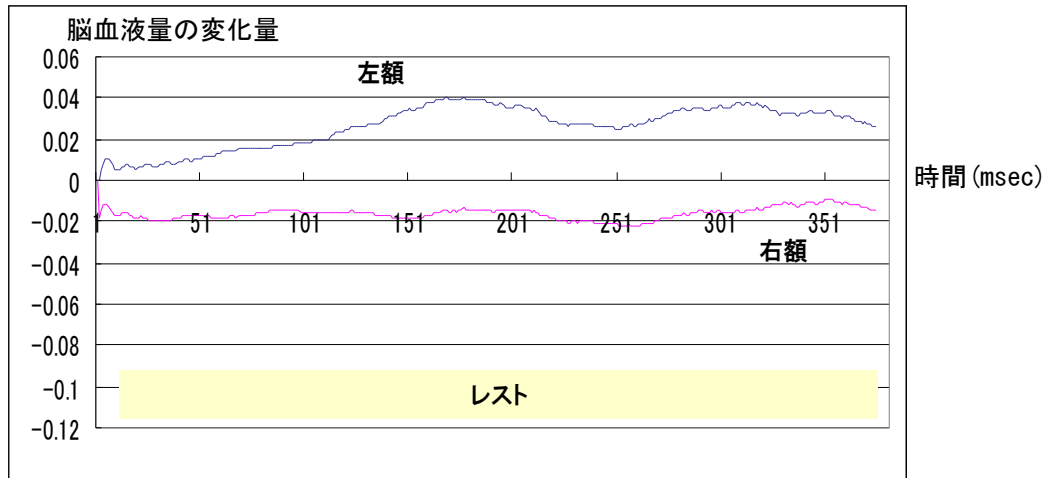
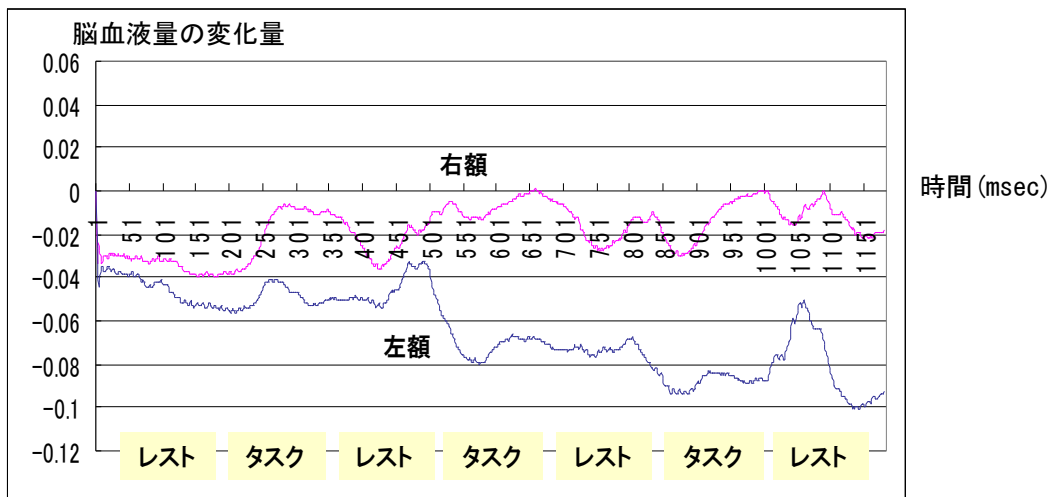


図 4 計測パラダイム

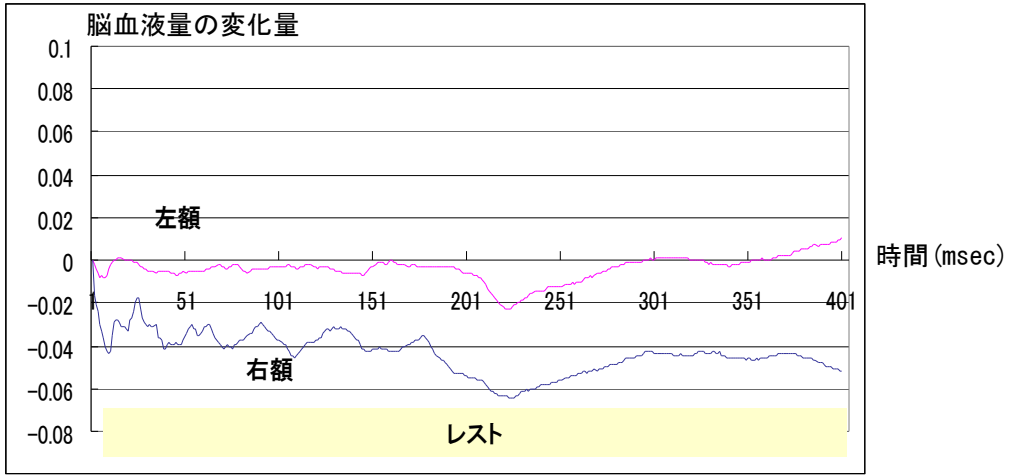


(1) レスト

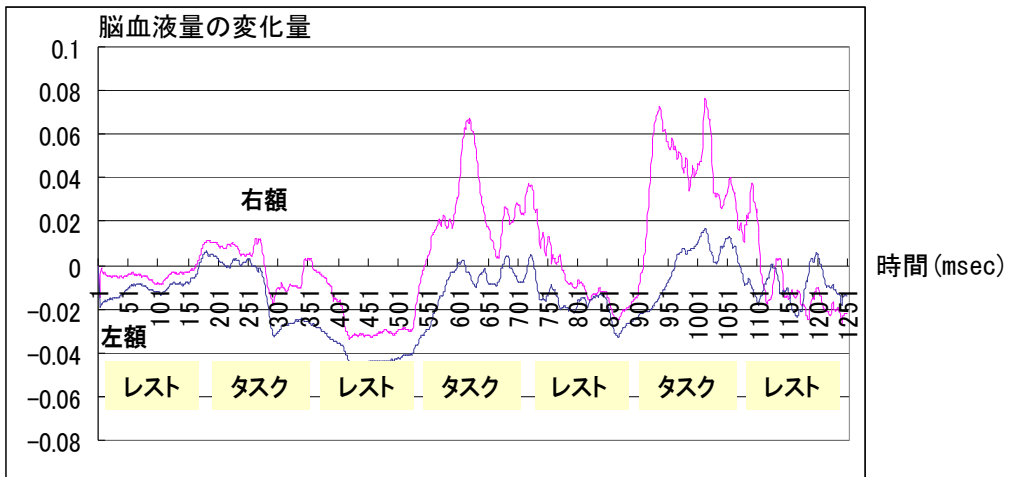


(2) タスク

図 5 (1) 被験者 1

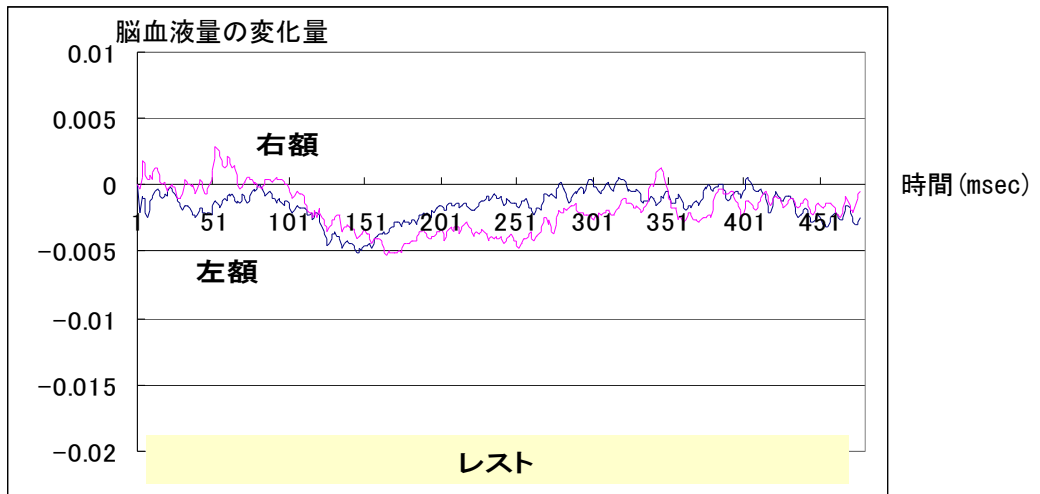


(1) レスト

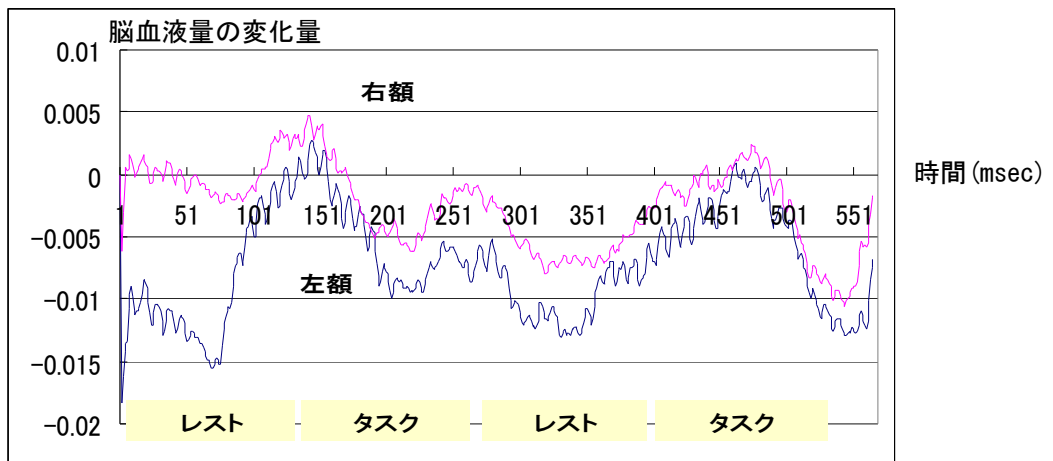


(2) タスク

図 6 (2) 被験者 2

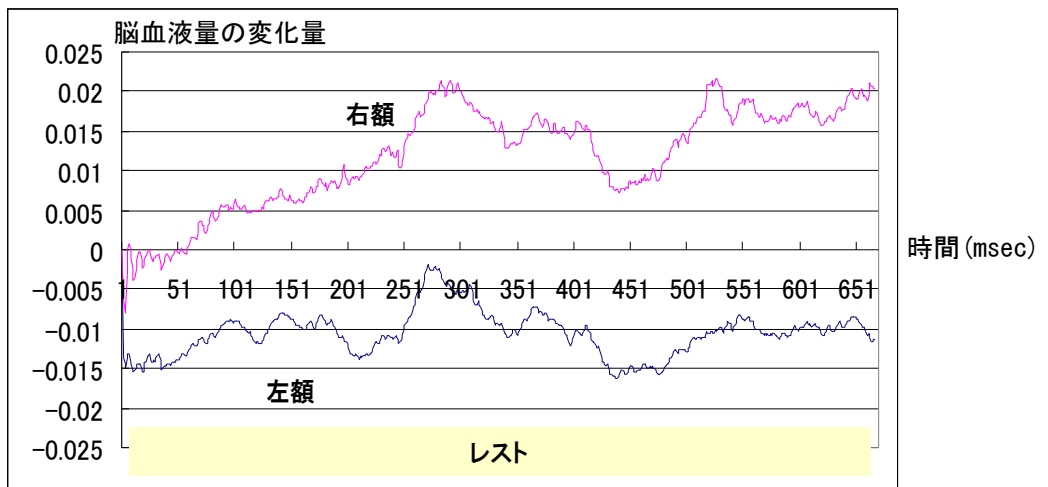


(1) レスト

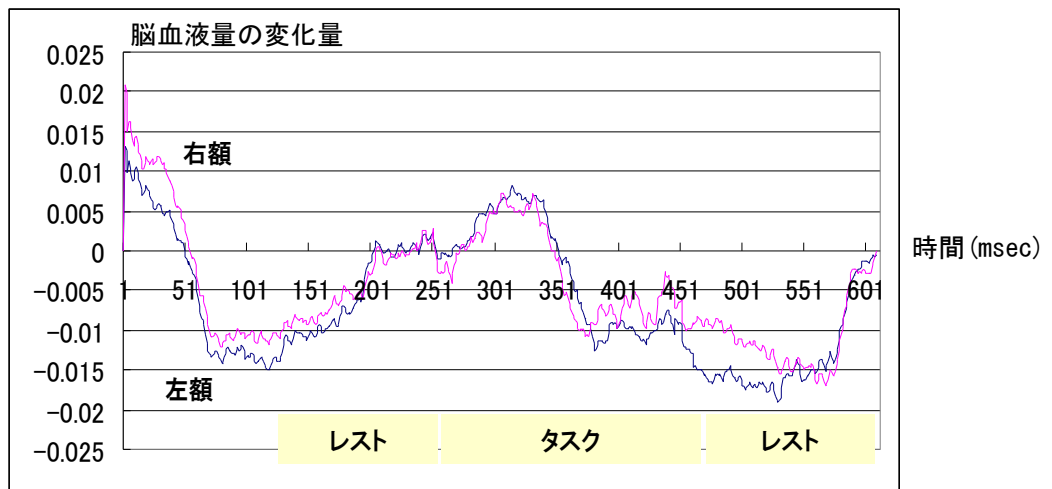


(2) タスク

図 7 (3) 被験者 3



(1) レスト



(2) タスク

図 8 (4) 被験者 4



図 9 試作装置の概観

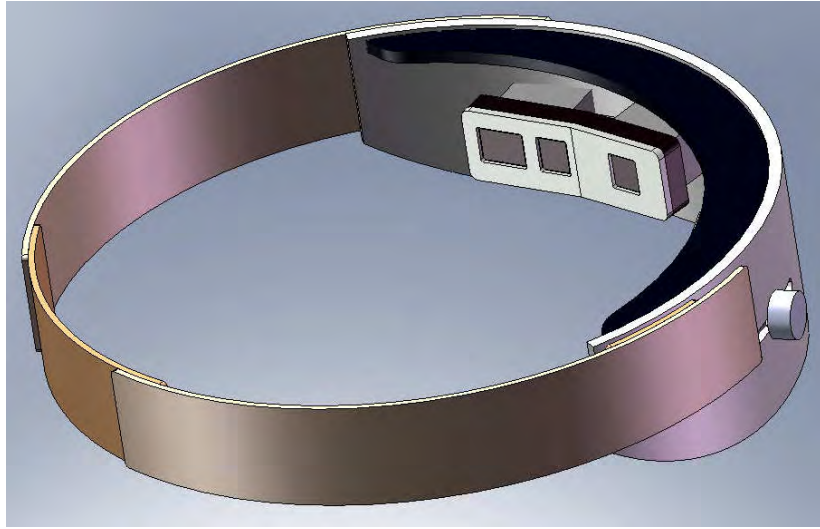


図 10 プローブ完成図（裏側）

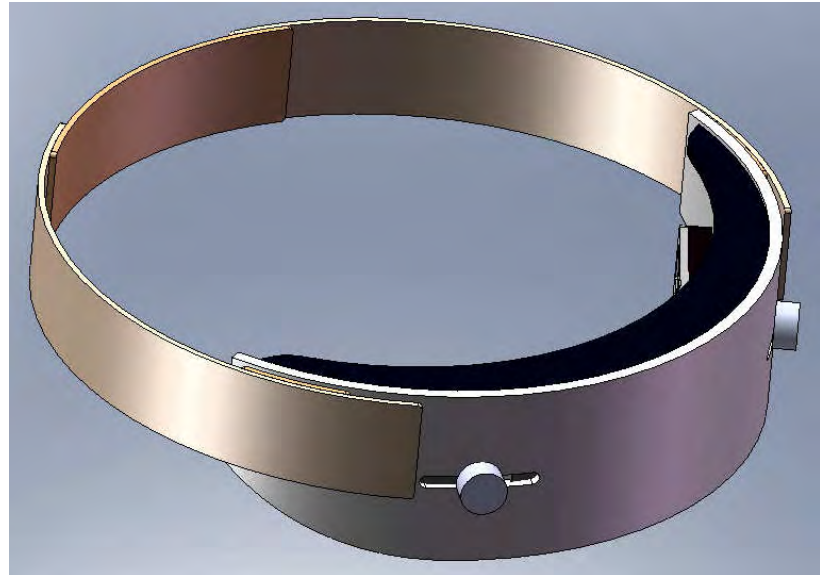


図 11 プローブ完成図（表側）



図 12 改良したプローブ

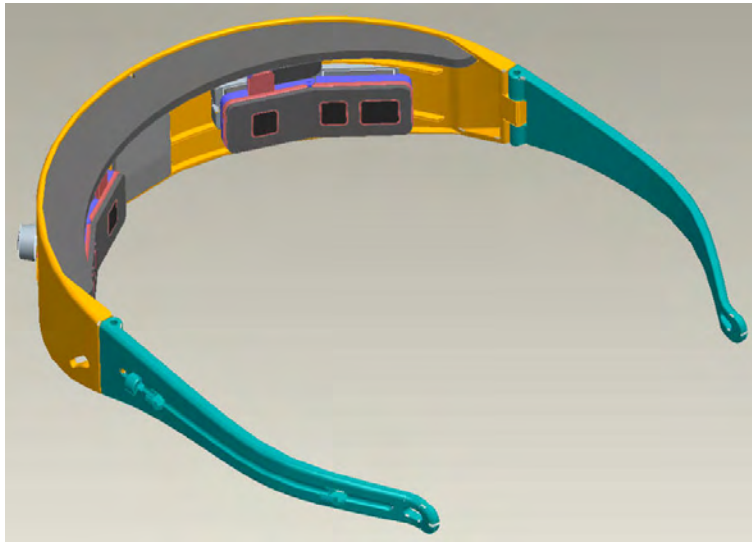


図 13 オリジナルのプローブ

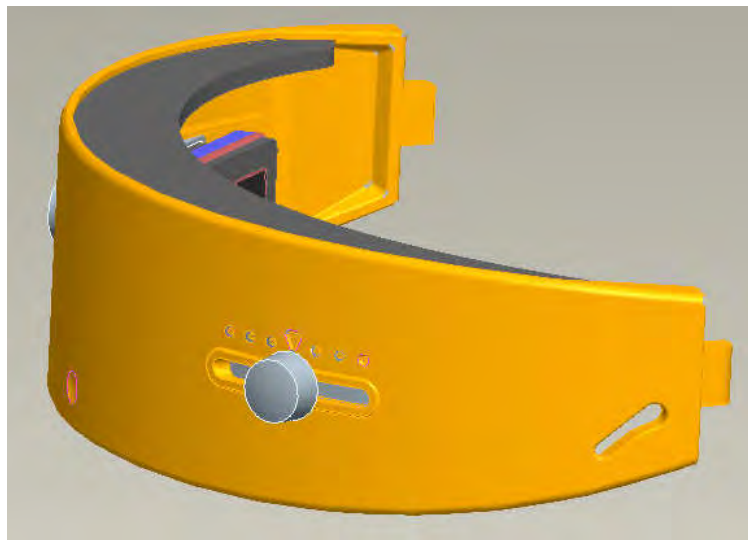


図 14 左右フレームの除去

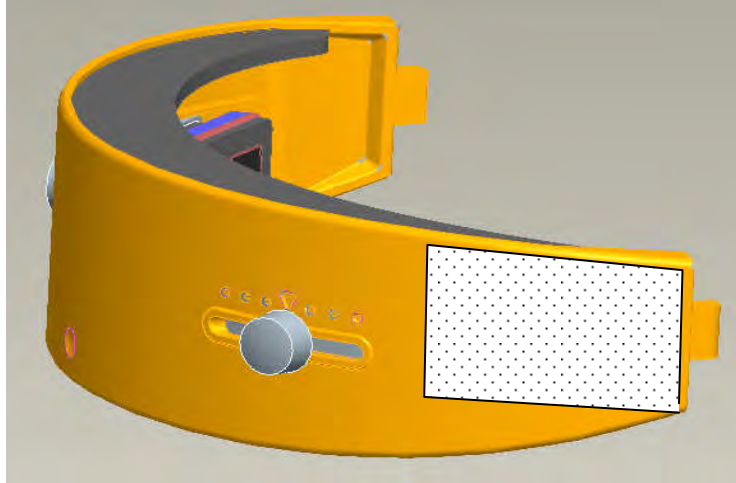


図 15 ホルダへのマジックテープ添付

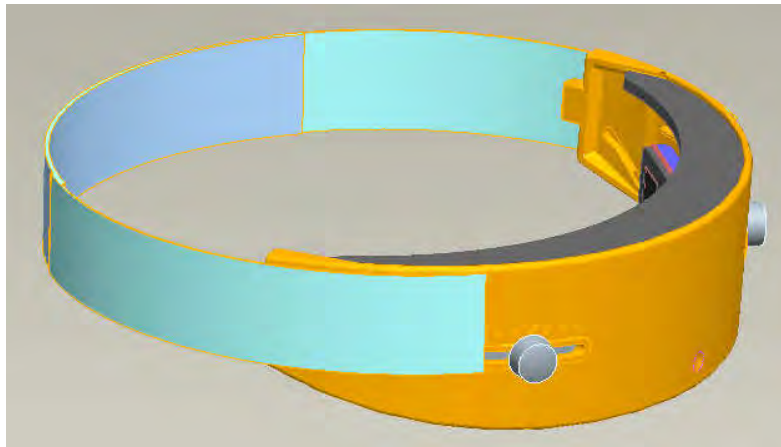
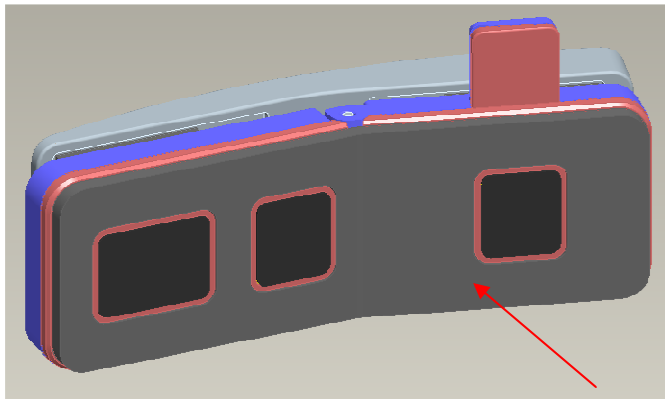


図 16 マジックテープによるバンド設置



素材を変更したクッション部

図 17 センサー部

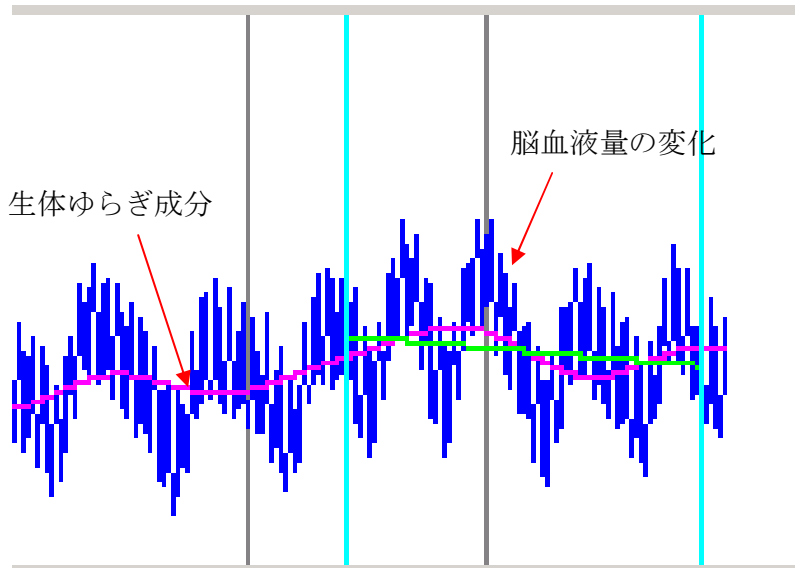


図 18 生体ゆらぎ成分（縦軸：脳血液量の変化，横軸：時間）

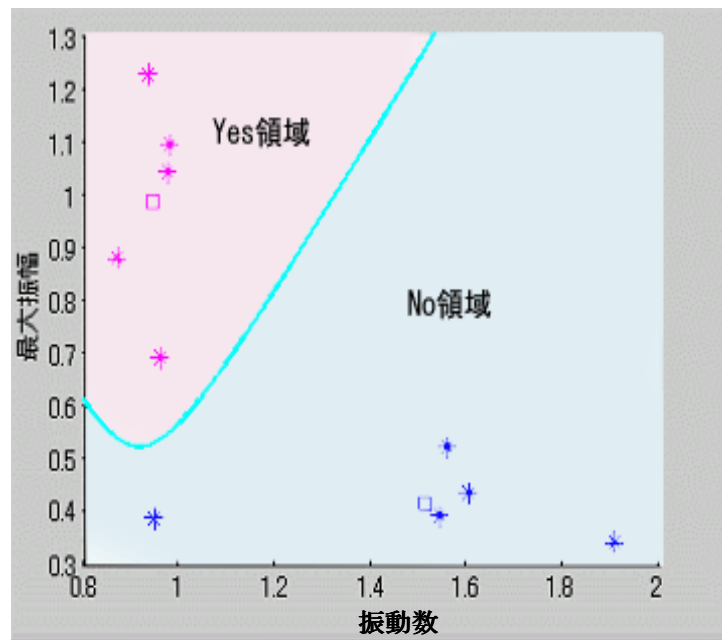


図 19 YES/NO 判定（*：計測データ，□：YES および NO データの重心）

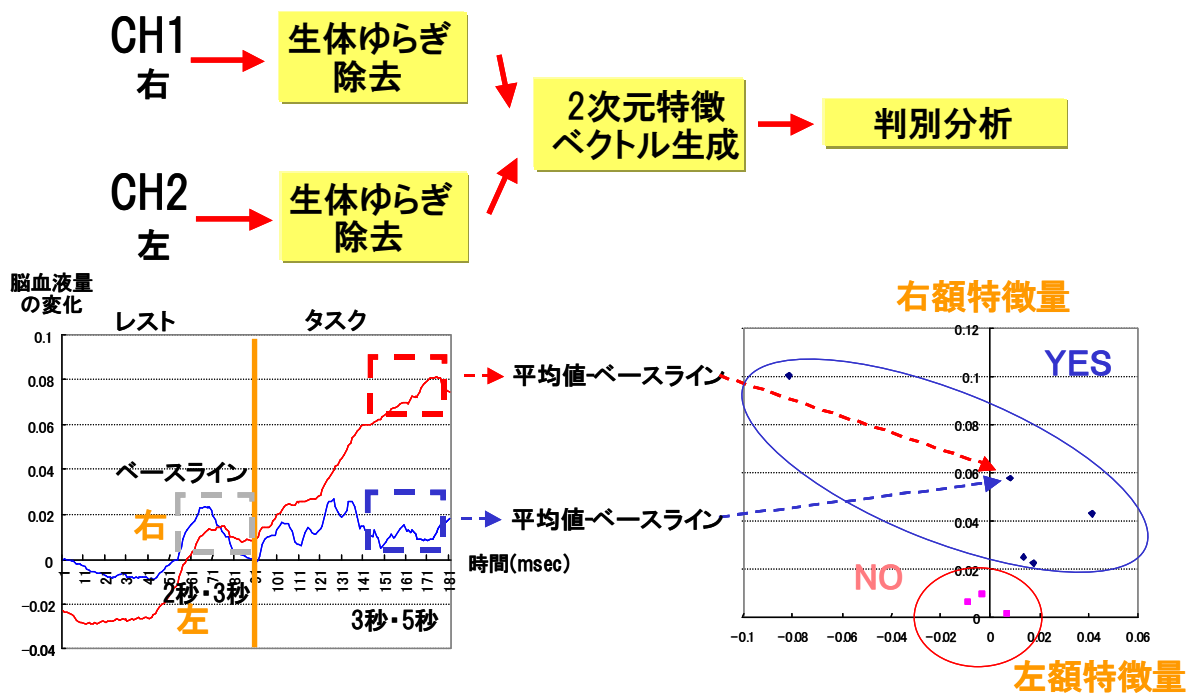


図 20 試作版アルゴリズム

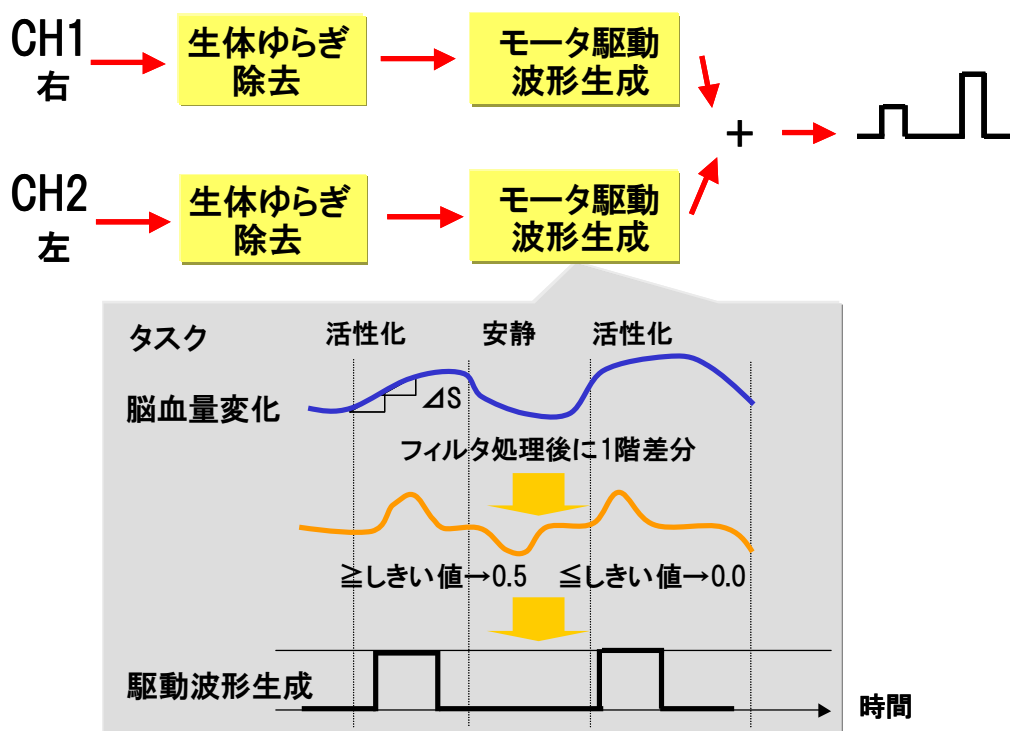


図 21 駆動パルスの生成

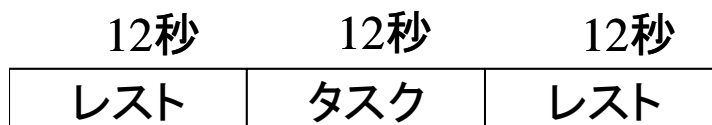


図 22 計測パラダイム（現行版）

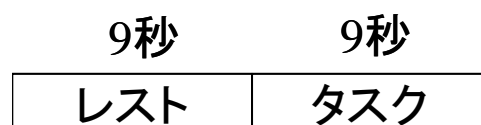


図 23 計測パラダイム（試作版）



図 24 モニター評価の様子



図 25 プローブの設置状況



図 26 バイブレータの設置例

表 2 正答率の評価

被験者	現行機 (36 秒)					試作機 (18 秒)				
	試行 日数	試行 回数	正答率			試行 日数	試行 回数	正答率		
			最高	最低	平均			最高	最低	平均
1	4	40	80	40	55	5	38	80	60	69
2	2	40	40	20	30	1	8	75	75	75
3	4	40	70	40	48	2	16	80	67	74
4	4	40	60	50	53	1	6	83	83	83
5	4	40	90	40	73	3	34	82	73	77
6	4	40	78	50	62	1	10	100	100	100
7	10	100	70	30	51	0	-	-	-	-
8	4	40	60	40	50	1	17	47	47	47
9	4	40	70	20	47	3	30	70	50	63

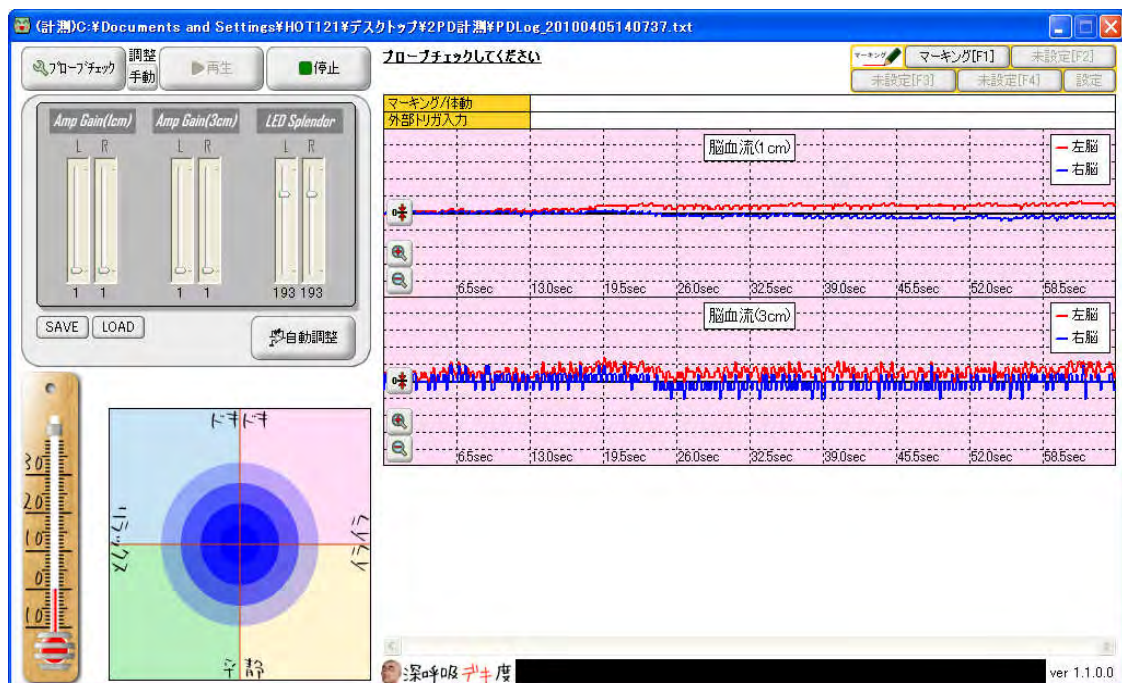


図 27 脈拍成分



図 28 携帯型光トポグラフィ装置

12秒	12秒	12秒	12秒	12秒	12秒
レスト	タスク	レスト	タスク	レスト	タスク

図 29 トレーニング



図 30 携帯型光トポグラフィ装置による計測風景



(1) カウント課題



(2) 歌を歌う課題

[mMmm]

0.05

0

-0.05

⊗ 計測不良Ch

図 31 前頭葉の賦活状況

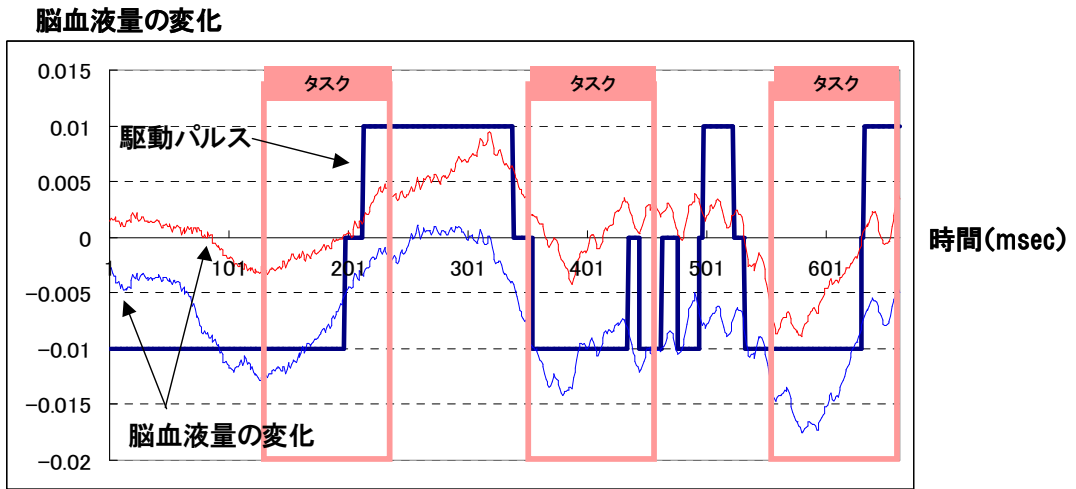


図 32 生成された駆動パルス

付録1. 試作装置のソフトウェア詳細

1. メイン画面

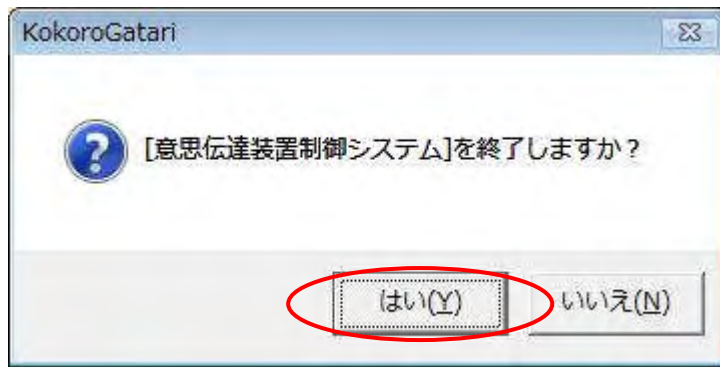
ユーザ名を選択したら, [データ計測]を押してデータ計測画面へ進む.



『心語り』を終了するとき, メイン画面の[終了]を押す.



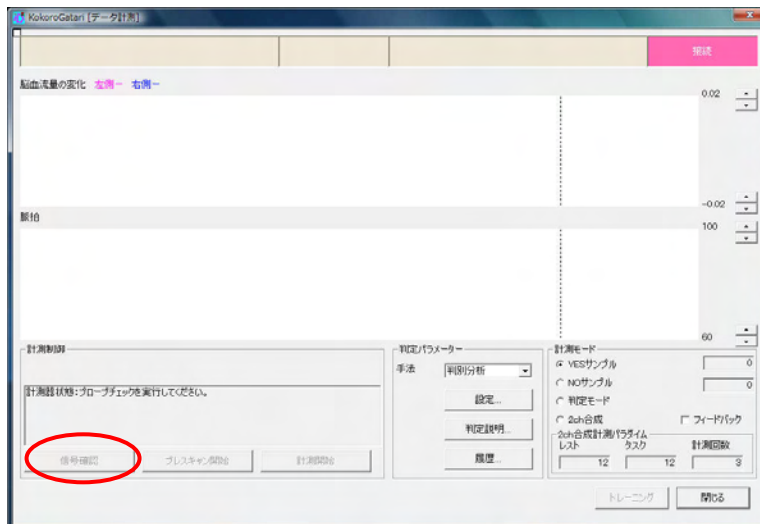
以下の確認画面が表示されるので, [はい]を押して『心語り』を終了する.



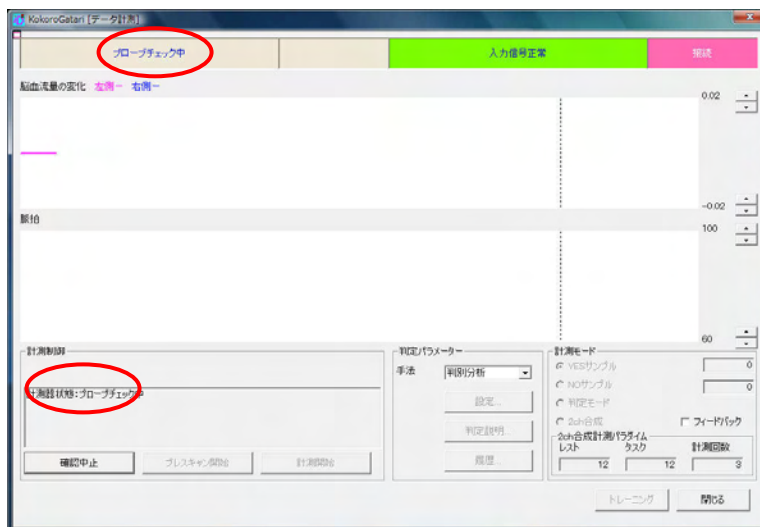
2. データ計測について

[信号確認する]

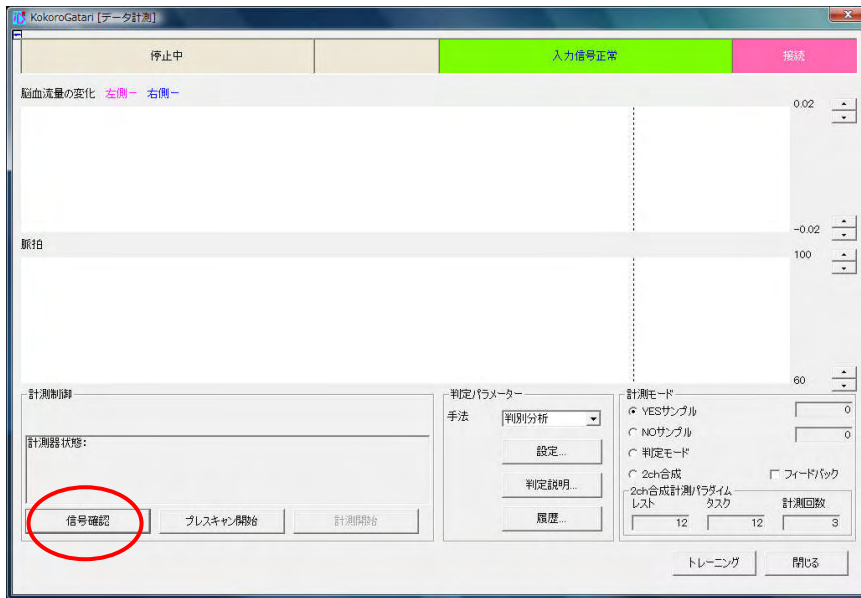
データ計測またはトレーニングする場合、正確なデータ計測を行うため、信号確認を行います。



[信号確認]を押せるようになったら、ヘッドセットの装着を確認し、[信号確認]を押して信号確認を開始する。信号確認中のデータ計測画面には、「プローブチェック中」、「キャリブレーション中」の表示が順に出る。どちらの場合でも、頭を動かさず安静にする。

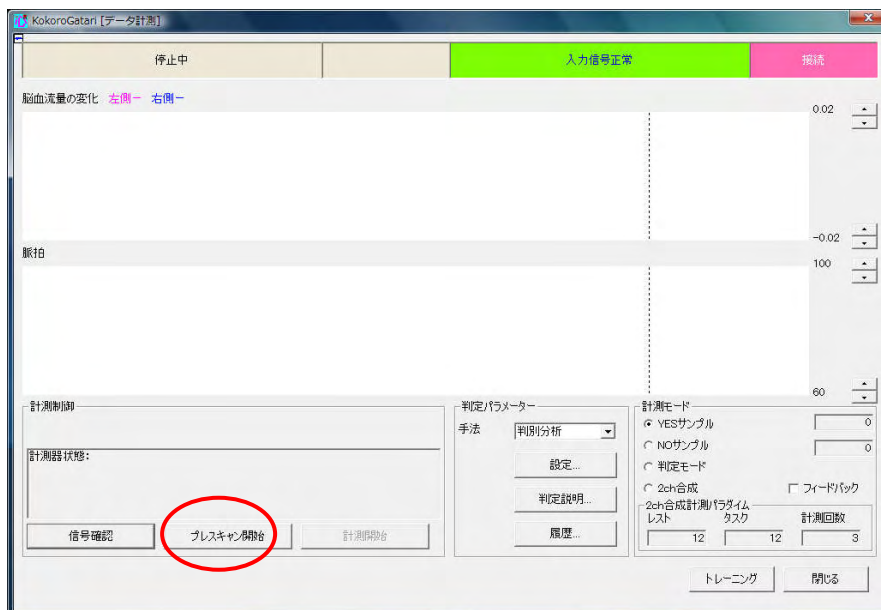


信号確認終了後、[プレスキャン開始]が押せるようになったら成功です。失敗した場合は、計測装置の接続と装着を確認し、再度、信号確認を行う。

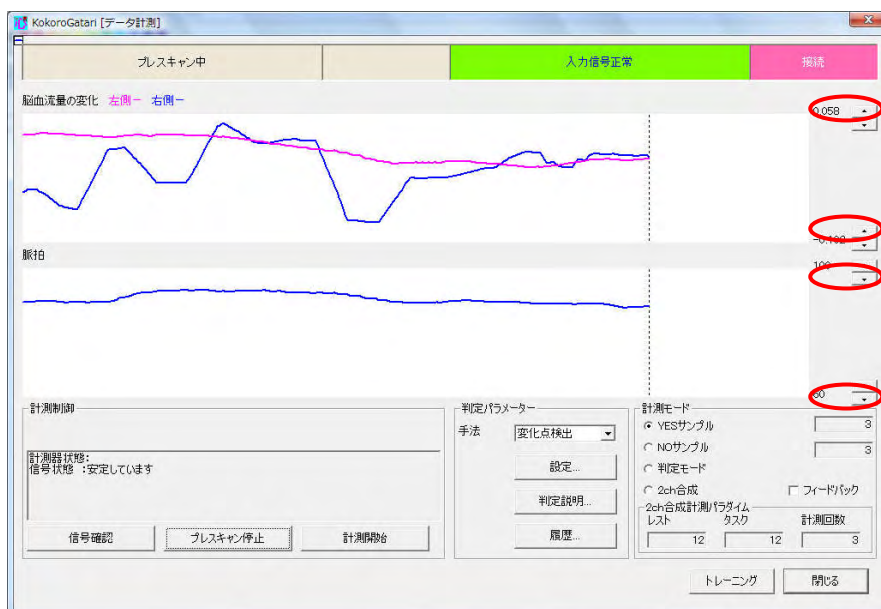


[プレスキャンする]

データ計測を開始する前に、[プレスキャン開始]を押してプレスキャンを開始する。



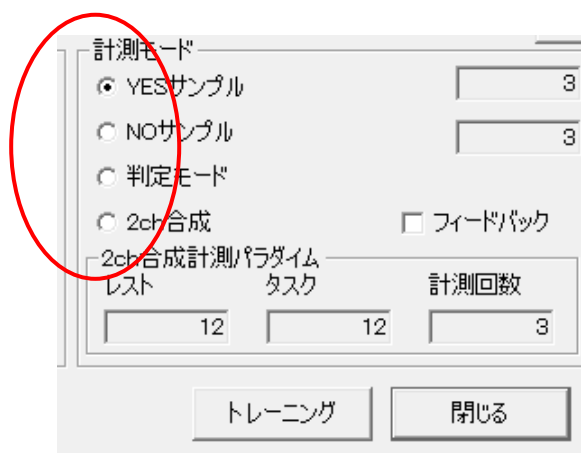
プレスキャンにより信号を取り込み、計測可能な状態にする。このとき、グラフが枠からはみ出てしまう場合、グラフ右のスピンドットで描画範囲を調整する。



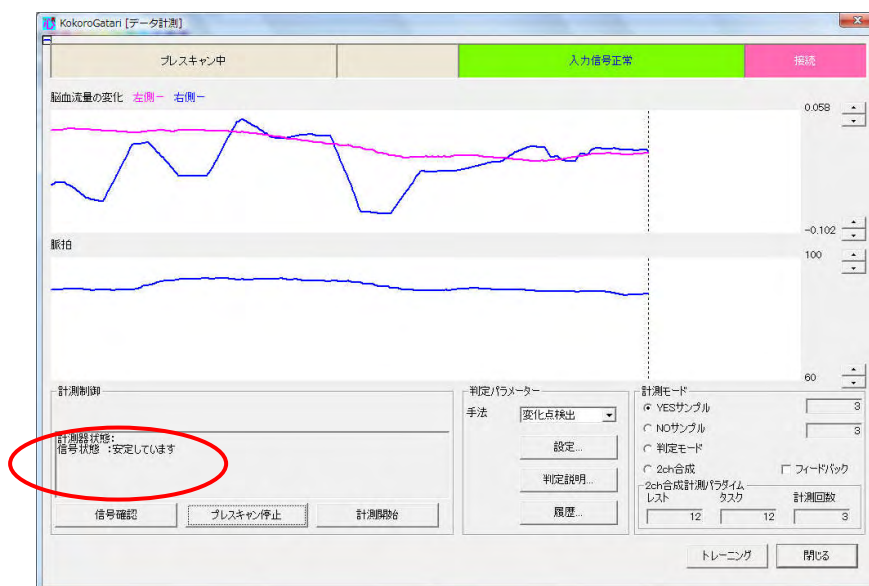
[データ計測する]

『心語り』には4種類の計測モードがある。

計測モード	説明
YES サンプル	YES サンプルを取得します。
NO サンプル	NO サンプルを取得します。
判定モード	YES/NO の判定をします。
2ch 合成	2ch 合成パラメータを自動で決定するための計測データを取得します。



データ計測するときには、プレスキャンで信号状態が安定していることを確認する。

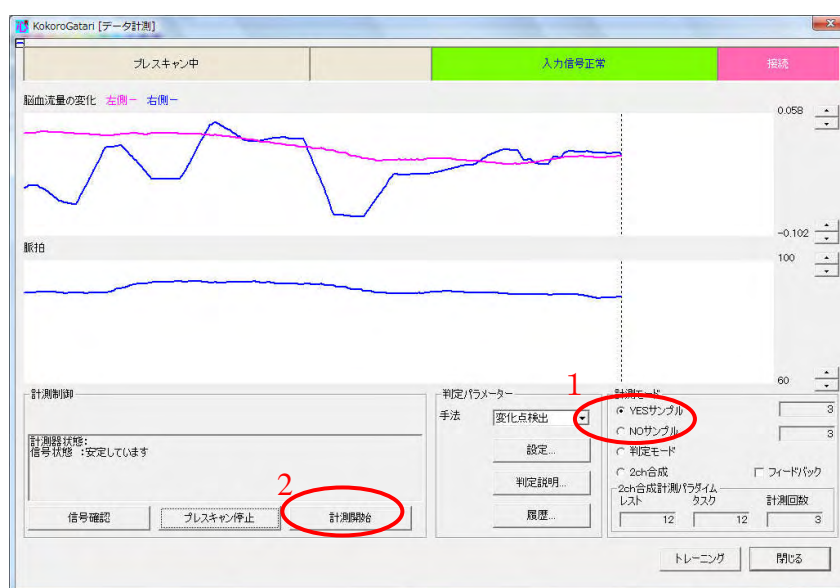


[YES サンプル,NO サンプル]

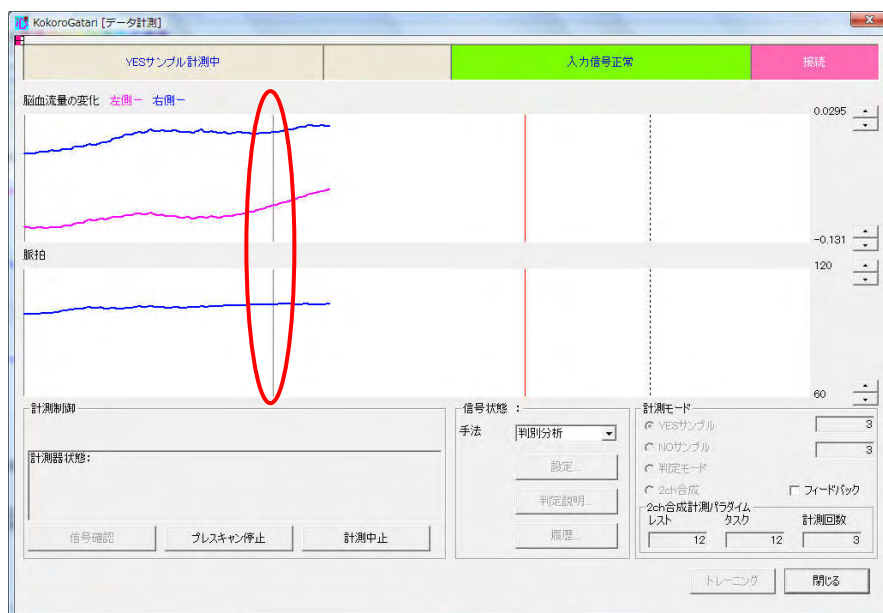
判別分析,変化点分析に使用する YES サンプル, NO サンプルを取得するための計測モード.

計測モードから YES サンプル, NO サンプルを選択します. YES サンプルに設定した場合は Yes, NO サンプルに設定した場合は No と回答するように, 患者さんに伝える.

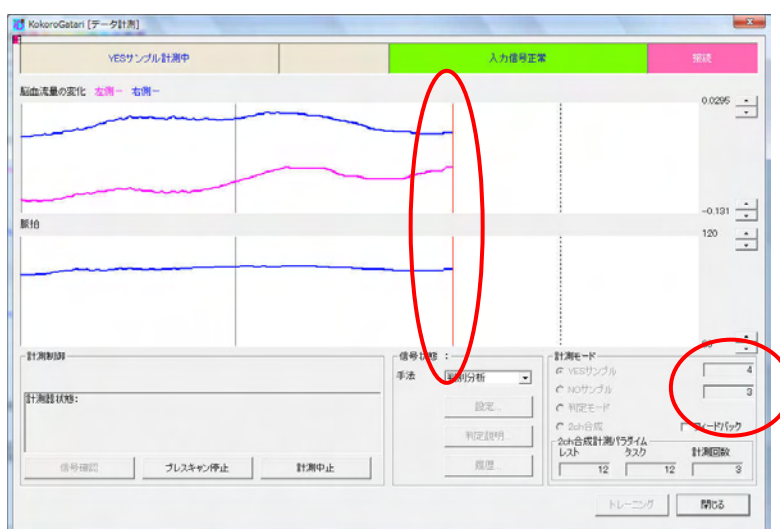
YES サンプル, NO サンプルを選択後, [計測開始]を押して, データ計測を行う. データ計測開始直後はレスト状態なので, 頭を働かせずリラックスさせる.



グラフが黒線まで到達すると効果音が出力される. 効果音が出力されたら, 患者さんは, YES サンプルの場合は頭を働かせ, NO サンプルの場合は頭を働かせずにリラックスさせる.



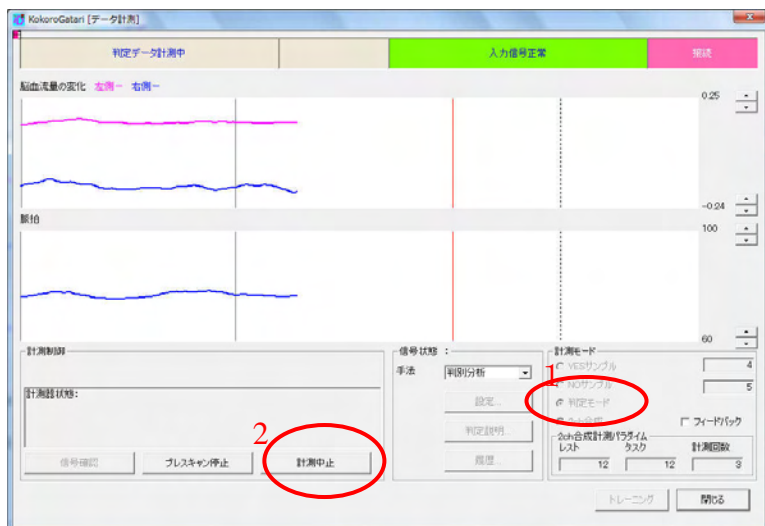
グラフが赤線まで到達すると、効果音流れ、データ計測は終了する。データ計測が終了すると、計測モード右に表示されている数値(サンプル数)が+1される。



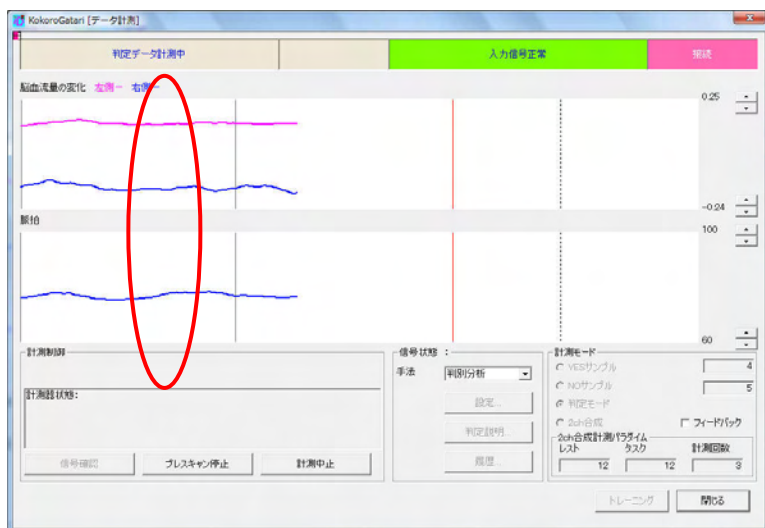
[判定モード]

データ計測を行い、その結果が現在の設定において、YES,NO のどちらであるかを判定する計測モード。正しく判定するためには、YES サンプル,NO サンプルをそれぞれ複数個取得したのち、判定手法やパラメータの設定を行っておく必要がある。

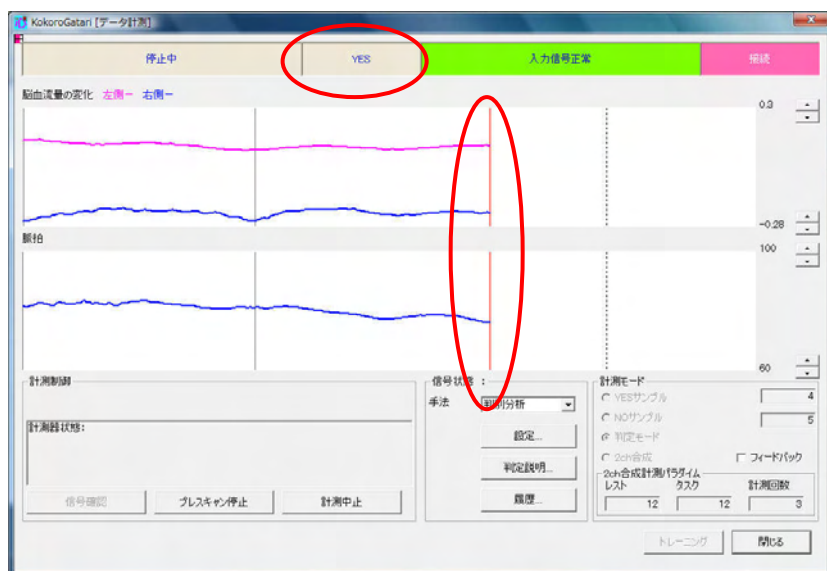
計測モードから判定モードを選択し、[計測開始]を押す。患者さんに、判定モードであることを伝える。



グラフが黒線まで到達すると効果音がでますので、その後、YES 判定したいときは頭を働かせ、NO 判定したいときは頭を働かせずにいてください。



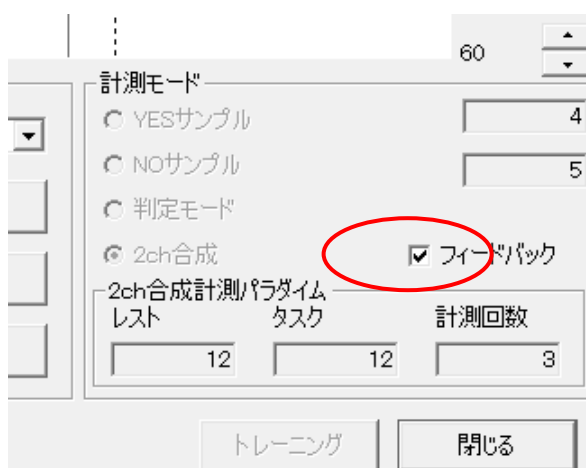
グラフが赤線までいくと、効果音と YES または NO のアナウンスが流れる。また、画面上部にも結果が表示される。



[フィードバック機能を使う]

データ計測時,またはトレーニング時にフィードバック機能を使用することで, 脳血流量の変化をバイブレータの振動で把握することができる.

フィードバック機能を使用するには, 計測モードの一番下にある, フィードバックチェックボックスにチェックを入れる. フィードバック機能を止めたいときは, フィードバックチェックボックスのチェックを外す.



3. トレーニングについて

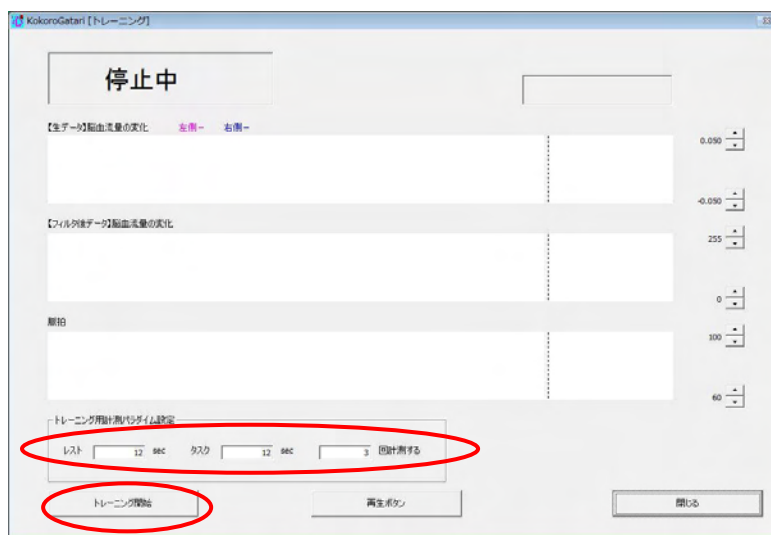
トレーニングを行うには、データ計測画面で[トレーニング]を押す。ただし、信号確認をしていないと、トレーニングすることができない。また、トレーニング中はフィードバック機能を使用することができる。



[トレーニングする]

トレーニングは下記手順に従い行う。

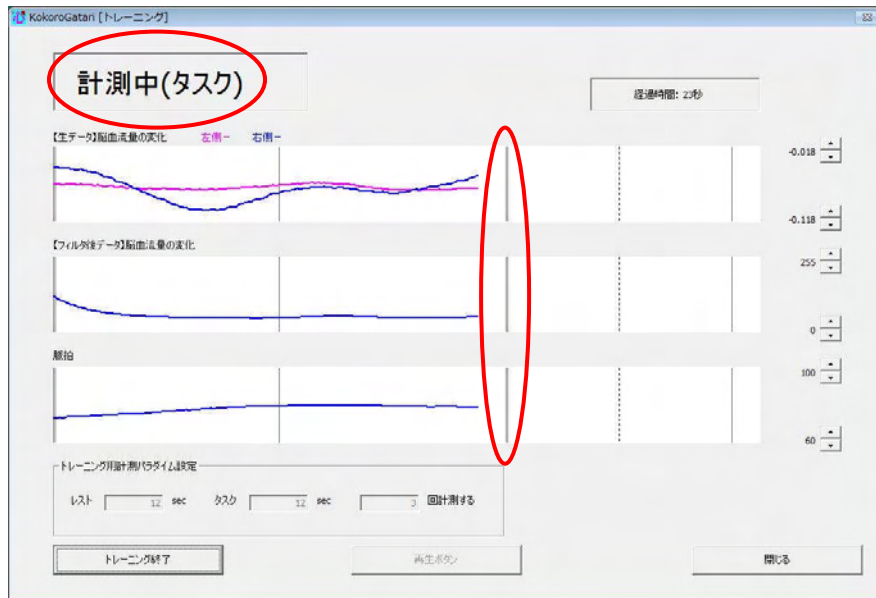
計測パラダイム(レスト, タスク, 計測回数)を設定し, [トレーニング開始]を押してトレーニングを開始する。レストとは頭を働かせない状態, タスクとは頭を働かせる状態を表す。



トレーニングを開始すると, まずレスト状態になり, 画面左上に「計測中(レスト)」と表示される。レストで設定した時間が経過すると, グラフが1本線に到達して効果音が1度流れる。これはレスト状態からタスク状態への切り替えを意味する。1本線に到達したら, 頭を働かせるようにする。



タスク状態のとき、画面左上に「計測中(タスク)」と表示される。タスクで設定した時間が経過すると、グラフが2本線に到達して効果音が2度流れる。これはタスク状態からレスト状態への切り替えを意味する。2本線に到達したら、頭を働かせないようにする。

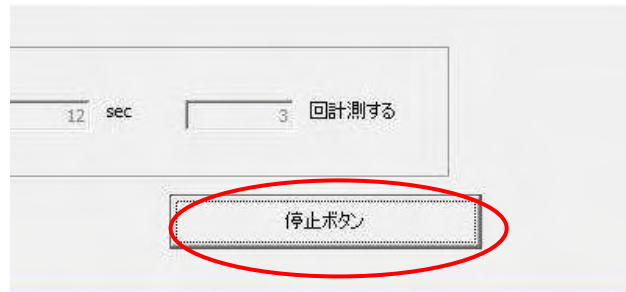


タスク、レストを設定した回数繰り返すと、トレーニングは終了する。



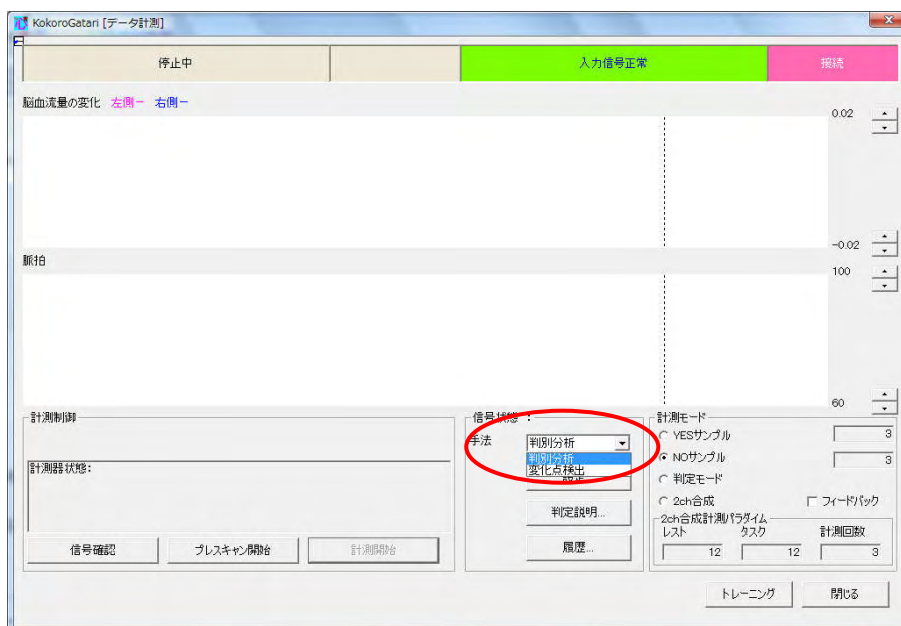
[再生する]

最後のトレーニング計測データを再生することができる。再生するには、[再生ボタン]を押す。最後まで再生するか、[停止ボタン]を押すと終了する。



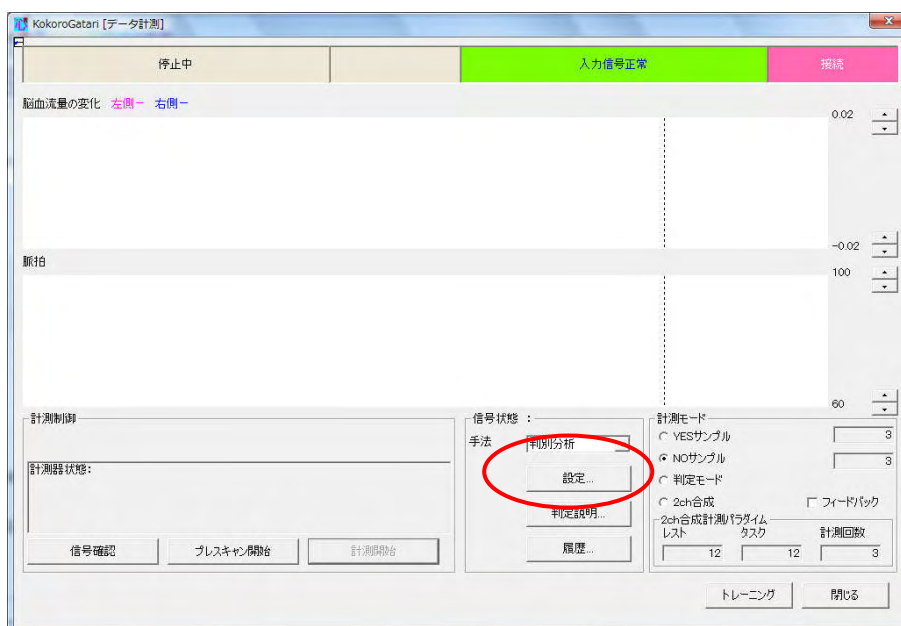
4. 判別分析について

判別分析のパラメータの設定,判定説明を行うときは, データ計測画面のコンボボックスで判別分析を選択する.



[判別分析の設定をする]

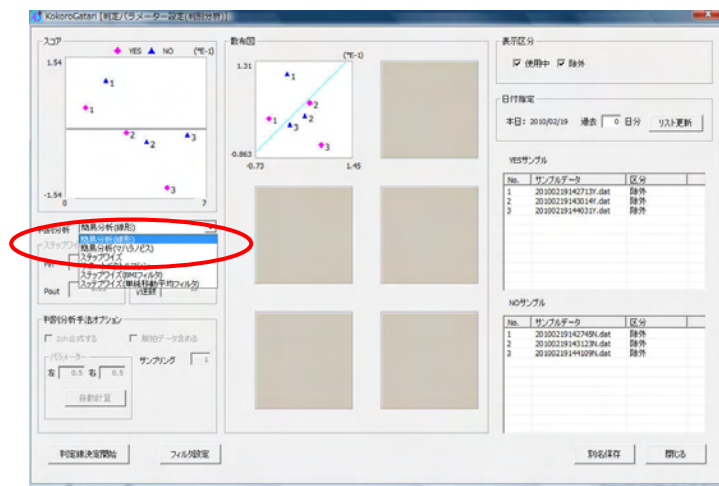
判別分析の設定を行うには, データ計測画面において, 手法が「判別分析」の状態ですべての[設定]を押し, 判定パラメータ設定(判別分析)画面を表示する.



[判別分析手法を選択する]

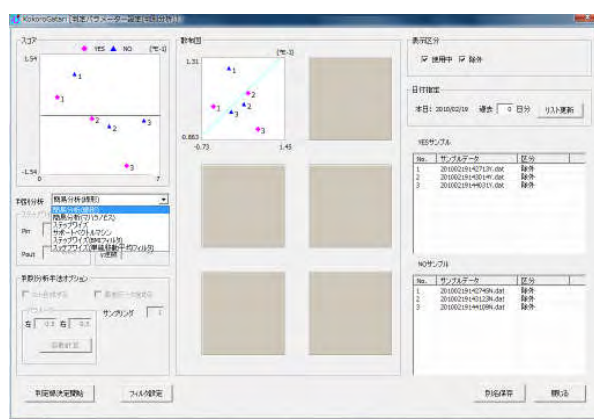
判別分析コンボボックスから使用する判別分析手法を選択できる。デフォルトの判別分析手法は4種類あり、表示される図や設定できるパラメータが異なる。

No.	判別分析手法	パラメータ
1	簡易分析(線形)	なし
2	簡易分析(マハラノビス)	なし
3	ステップワイズ	Pin, Pout
4	サポートベクトルマシン	C, γ 逆数



[簡易判別分析(線形), 簡易判別分析(マハラノビス)]

判別分析手法が、簡易判別分析(線形),簡易判別分析(マハラノビス)のとき、スコア図と、散布図1つが表示される。設定できるパラメータはない。以下の画面は線形の例。

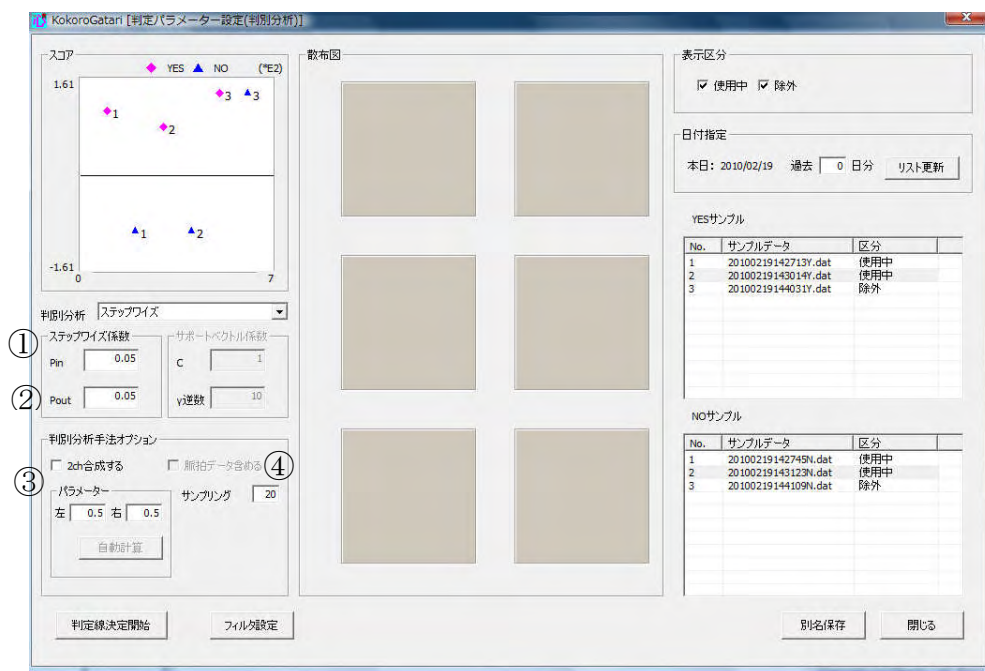


[ステップワイズ]

判別分析手法がステップワイズのとき、スコア図,散布図の表示は、ステップワイズにより求められた独立変数の数によって異なる。

表示される図

求められた独立変数の数	スコア図	散布図
0	非表示	非表示
1	表示	非表示
2	表示	1つ表示
3	表示	3つ表示
4	表示	6つ表示

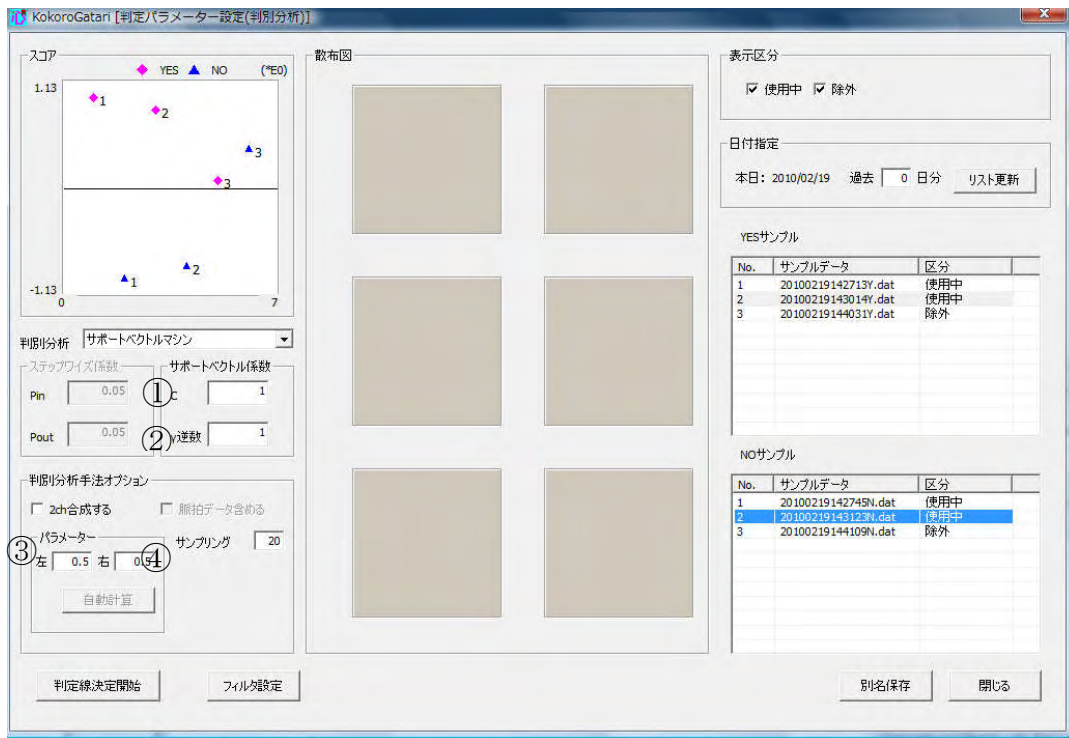


パラメータ(ステップワイズ)

No.	パラメータ	概要
①	Pin	変数取り込みの有意水準
②	Pout	変数除去の有意水準
③	2ch 合成パラメータ	2ch 合成処理で用いる線形結合係数
④	サンプリング	ダウンサンプリング数

[サポートベクトルマシン]

判別分析手法がサポートベクトルマシンのとき、スコア図のみ表示される。



パラメータ(サポートベクトルマシン)

No.	パラメータ	概要
①	C	サポートベクトルマシン係数
②	γ 逆数	サポートベクトルマシン係数
③	2ch 合成パラメータ	2ch 合成処理で用いる線形結合係数
④	サンプリング	ダウンサンプリング数

[判別分析の設定画面で一覧表示するサンプルデータを指定する]

サンプルデータ一覧に表示する日数の指定を行うことができる。過去何日分表示するかを入力し、[リスト更新]を押す。0日分としたときは、当日のデータのみを表示する。

スコア

散布図

表示区分

使用中 除外

日付指定

本日: 2010/02/19 過去: 0 日分 リスト更新

YESサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	除外

NOサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

判別分析 簡易分析(線形)

ステップワイズ係数 Pin: 0.05 Pout: 0.05

サポートベクトル係数 C: 1 ν逆数: 1

判別分析手法オプション

2ch合成する 脈拍データ含める

パラメーター 左: 0.5 右: 0.5 サンプルング: 20

自動計算

判定線決定開始 フィルタ設定 別名保存 閉じる

[サンプルデータを判別分析の判定に使用する]

サンプルデータを判定に使用するには、区分を「使用中」にする。データ計測で取得した YES サンプル,NO サンプルデータは、区分がデフォルトで「除外」になっているため、下記手順に従い区分の変更を行う。

No.	区分	判定	説明
1	使用中	使用	判別分析で使用する計測データ
2	除外	不使用	新規計測した計測データ。判別分析では使用しない

区分を変更するサンプルデータを選択し、ダブルクリックする。

判別分析 簡易分析(線形)

ステップワイズ係数: Pin 0.05, Pout 0.05

サポートベクトル係数: C 1, ν逆数 1

判別分析手法オプション

パラメータ: 左 0.5, 右 0.5

サンプリング: 20

自動計算

判別線決定開始

フィルタ設定

別名保存

閉じる

表示区分

使用中 除外

日付指定

本日: 2010/02/19 過去 0 日分 リスト更新

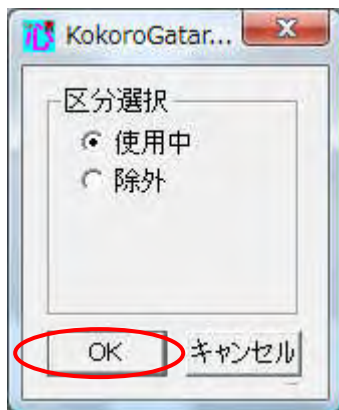
YESサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	除外

NOサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

区分選択画面が表示されるので、判定に使用するサンプルデータの区分を使用中に変更し、[OK]を押す。



区分選択を行ったサンプルデータは、一覧表示の区分が変更される。区分の変更を行うと、スコア図、散布図の表示が自動更新される。

YESサンプル		
No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	使用中

[判別分析のグラフに表示するデータを変更する]

スコア図, 散布図に表示するサンプルデータを, 区分ごとに表示・非表示の変更ができる. 非表示にしたい表示区分がある場合, 非表示にしたい表示区分のチェックを外す. チェックを外すと, スコア図と散布図の表示が自動で更新される.

以下の画面は, 表示区分の除外のチェックを外し, 区分が除外のサンプルデータを非表示にしたもの.

判別分析: 簡易分析(線形)

ステップワイズ係数: Pin 0.05, Pout 0.05

サポートベクトル係数: C 1, γ逆数 1

判別分析手法オプション: 2ch合成する, 脈拍データを含める, パラメーター 左 0.5 右 0.5, サンプルング 20, 自動計算

表示区分: 使用中, 除外

日付指定: 本日: 2010/02/19 過去 0 日分 リスト更新

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	使用中

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

判定線決定開始 フィルタ設定 別名保存 閉じる

[判別分析の設定を保存する]

設定の保存は、上書き保存と別名保存がある。上書き保存は、既存の判別分析手法のパラメータを変えるときに使う。別名保存は、同種類でパラメータの異なる判別分析手法を作成するときを使う。

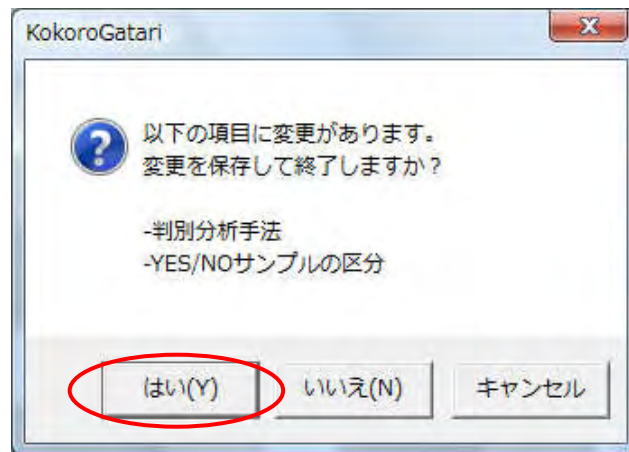
設定を上書き保存する場合

判定パラメータ設定(判別分析)画面で設定を行ったのち、[閉じる]を押す。

The screenshot shows the 'KokoroGatari [判定パラメータ設定(判別分析)]' window. It contains several components:

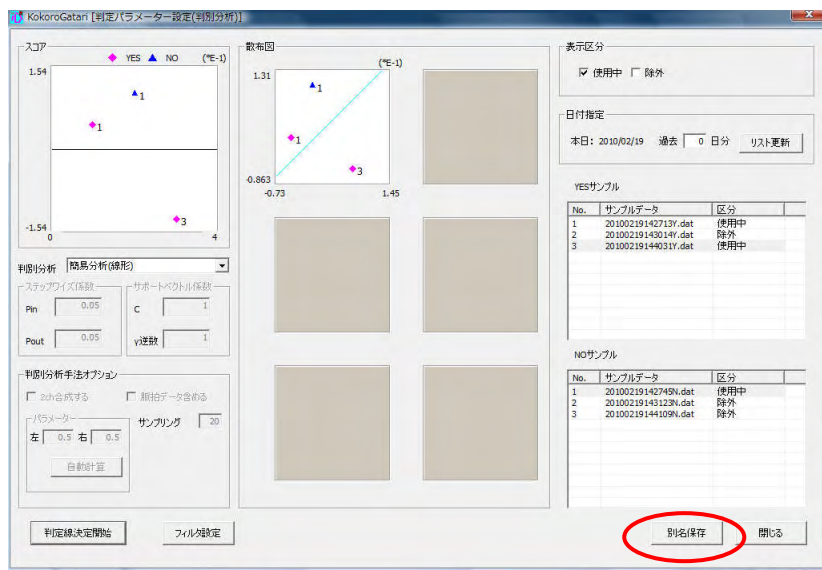
- スコア (Score):** A scatter plot with points labeled 1, 2, and 3. The y-axis ranges from -1.54 to 1.54, and the x-axis ranges from 0 to 4.
- 散布図 (Scatter Plot):** A scatter plot with points labeled 1, 2, and 3. The y-axis ranges from -0.863 to 1.31, and the x-axis ranges from -0.73 to 1.45. A diagonal line is drawn through the points.
- 判定分析 (Discriminant Analysis):** A dropdown menu set to '簡易分析(線形)'. Below it are input fields for 'Pin' (0.05), 'Pout' (0.05), 'C' (1), and 'γ逆数' (1).
- 判別分析手法オプション (Discriminant Analysis Method Options):** Checkboxes for '2ch合成する' and '脈拍データを含める'. Below are 'パラメーター' (Left: 0.5, Right: 0.5) and 'サンプリング' (20) fields, with an '自動計算' button.
- 表示区分 (Display Category):** A checkbox for '使用中' (checked) and '除外' (unchecked).
- 日付指定 (Date Specification):** '本日: 2010/02/19', '過去: 0 日分', and a 'リスト更新' button.
- YESサンプル (YES Samples):** A table with 3 rows and 3 columns (No., サンプルデータ, 区分).
- NOサンプル (NO Samples):** A table with 3 rows and 3 columns (No., サンプルデータ, 区分).
- Buttons:** '判定線決定開始', 'フィルタ設定', '別名保存', and '閉じる' (circled in red).

設定の変更があった場合、以下の画面が表示される。画面には変更された項目の一覧が表示される。[はい]を押すと設定が保存され、データ計測画面に戻る。

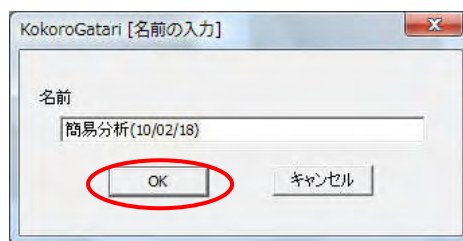


別名保存する場合

判定パラメータ設定(判別分析)画面で設定を行ったのち、[別名保存]を押す。



保存する設定名の入力画面が表示されるので、テキストボックスに名前を入力し、[OK]を押す。

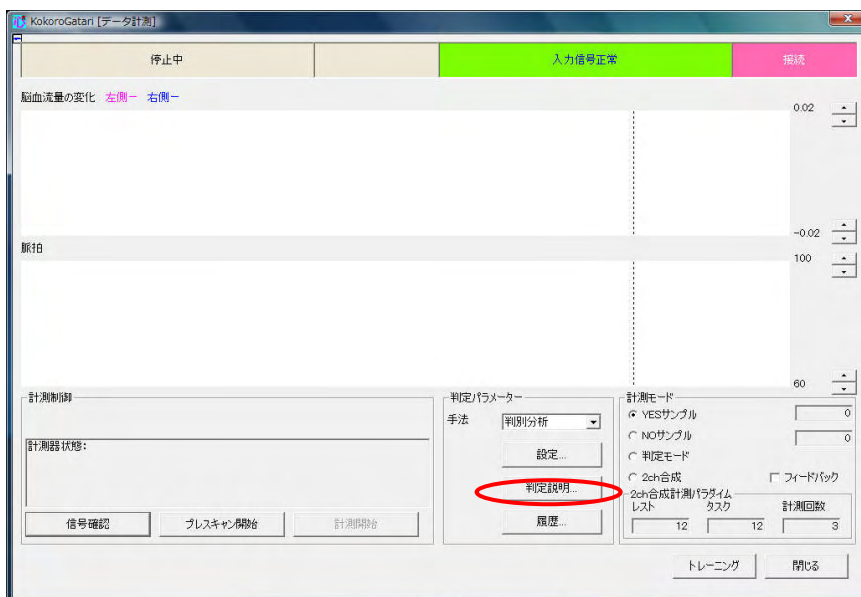


保存されると、以下の画面が表示されるので、[OK]を押す。

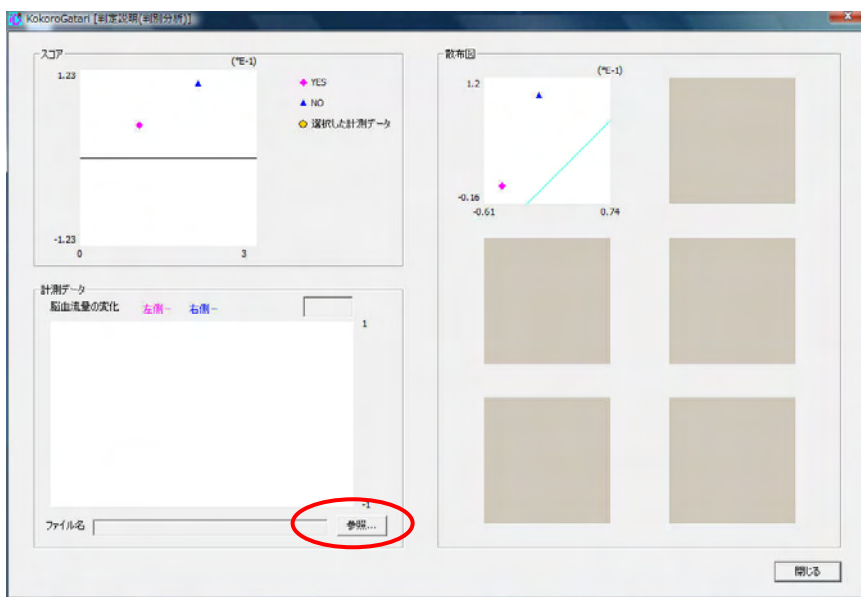


[判別分析の判定説明を見る]

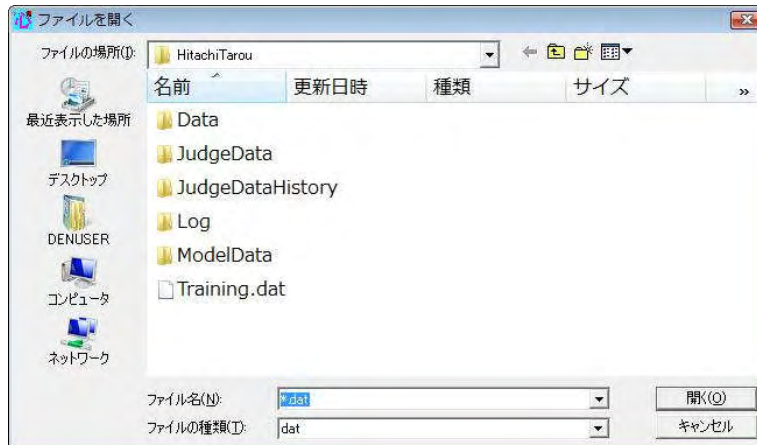
アクティブな判別分析処理により、指定された計測データのスコア描画、散布図描画を行う。判定パラメータ設定(判別分析)画面を開くには、データ計測画面において、手法が「判別分析」の状態ですべてのボタンが有効になり、[判定説明]を押す。



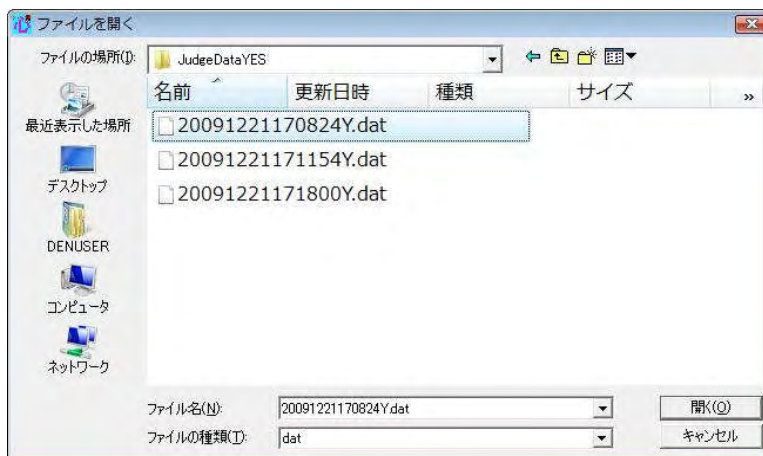
判定説明を見るには、[参照]を押して計測データを選択する。



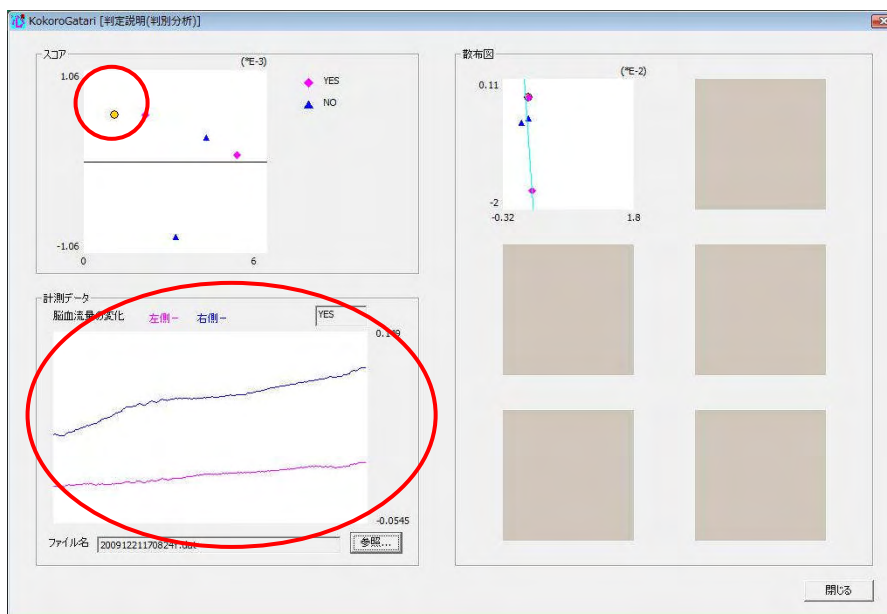
『心語り』のユーザフォルダが開くので、使用する計測データのあるフォルダを開く。計測データは、JudgeData フォルダ、JudgeDataHisutory フォルダに保存される。



使用する計測データを選択して開く。ファイル名はデータ計測した日時になる。また、YES サンプルは末尾に Y,NO サンプルは末尾に N がつく。

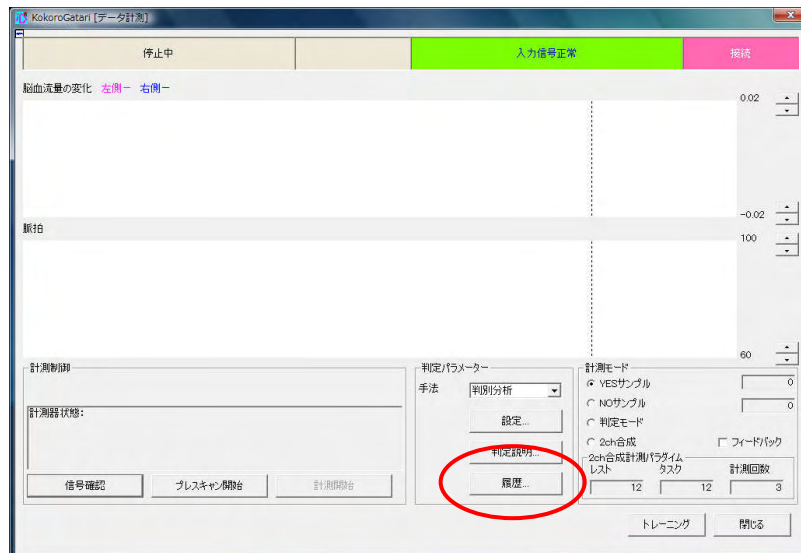


選択した計測データのグラフと、現在の設定における判定が表示される。また、スコア図に、選択した計測データのスコアが、黄色い点で表示される。



[判別分析手法の切り替え,削除をする]

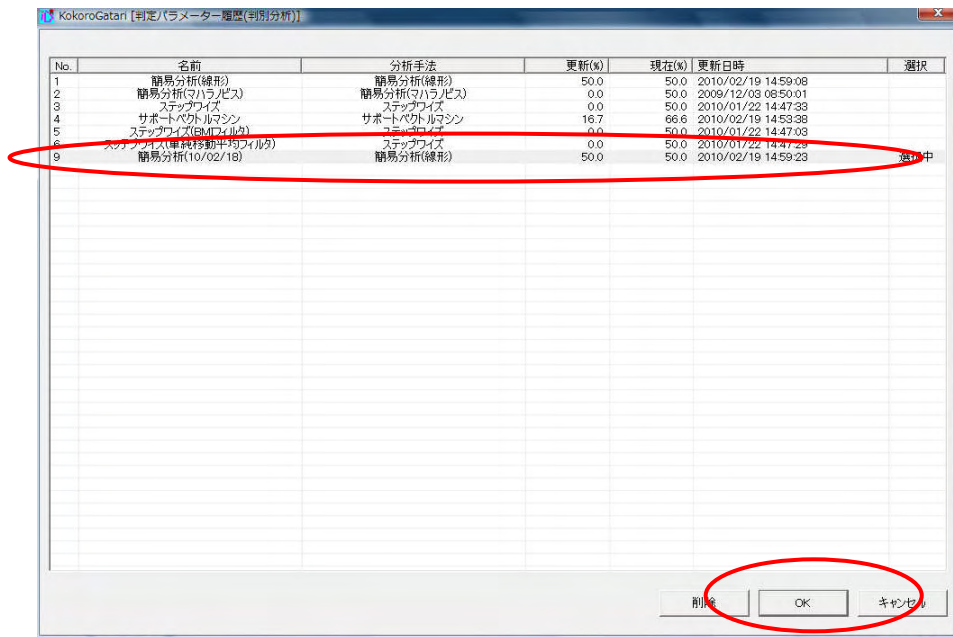
アクティブな判定分析手法の切り替え, 判定分析手法の削除を行うことができる. 履歴(判別分析)画面を開くには, データ計測画面において, 手法が「判別分析」の状態ですべての[履歴]を押す.



履歴(判別分析)画面を開くと, 以下のような画面が表示される. 青く表示 (またはグレー表示) されたものが現在選択されている判別分析手法である. この画面では, 各判別分析手法の正答率確認, 判別分析手法の切り替え, 判別分析手法の削除を行うことができる.

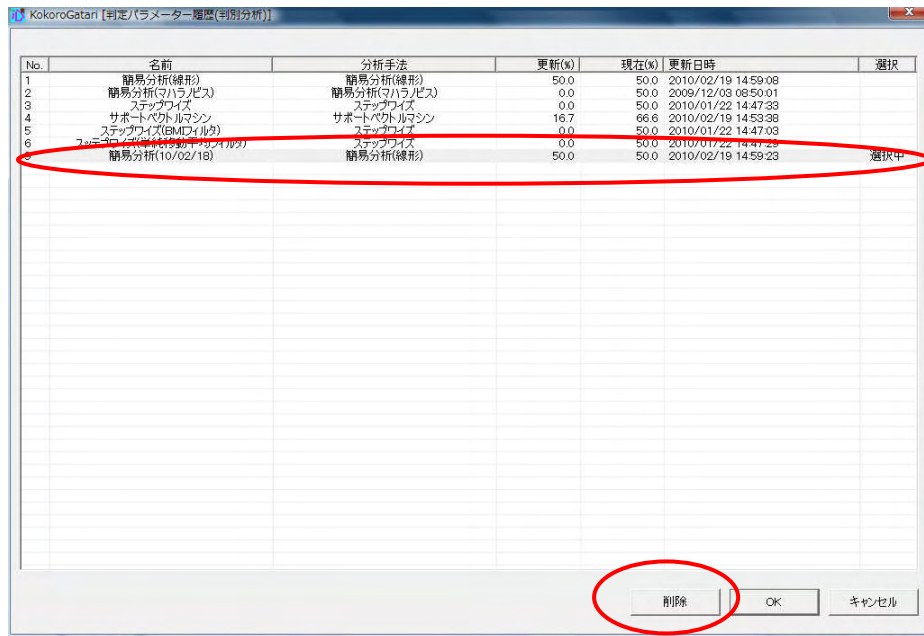
No	名前	分析手法	更新(%)	現在(%)	更新日時	選択
1	簡易分析(線形)	簡易分析(線形)	50.0	50.0	2010/02/19 14:59:08	
2	簡易分析(マハラビシ)	簡易分析(マハラビシ)	0.0	50.0	2009/12/08 08:50:01	
3	ステップワイズ	ステップワイズ	0.0	50.0	2010/01/22 14:47:33	
4	サポートベクターマシン	サポートベクターマシン	16.7	66.6	2010/02/19 14:53:36	
5	ステップワイズ(BMフィルタ)	ステップワイズ	0.0	50.0	2010/01/22 14:47:03	
6	ステップワイズ(単純移動平均フィルタ)	ステップワイズ	0.0	50.0	2010/01/22 14:47:29	
9	簡易分析(10/02/18)	簡易分析(線形)	50.0	50.0	2010/02/19 14:59:23	選択中

判別分析手法の切り替えは、選択したい判別分析手法をクリックすることで切り替えることができる。切り替えを保存する場合は[OK]、保存しない場合は[キャンセル]を押して、履歴(判別分析)画面を終了する。

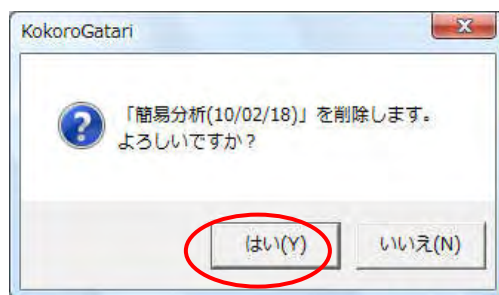


判別分析手法の削除は下記手順に従い行う。

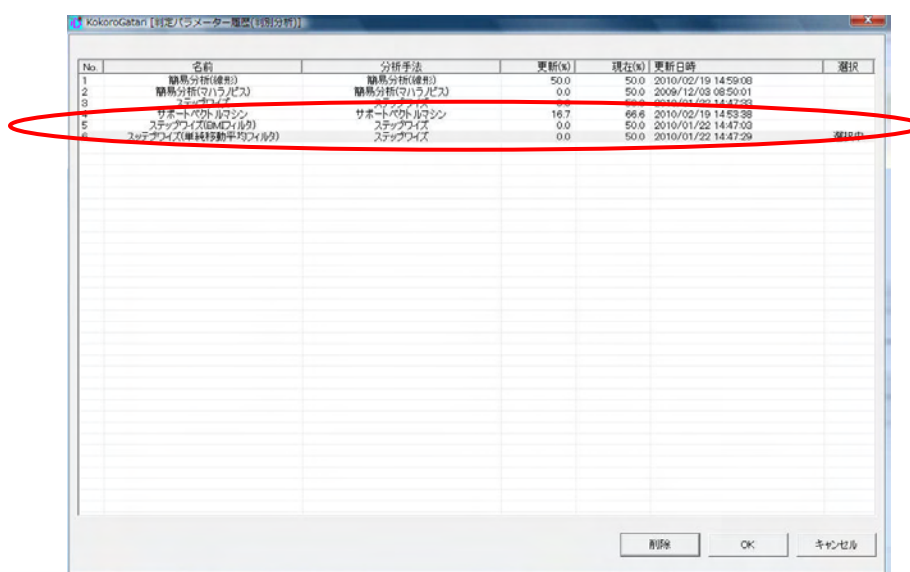
削除したい判別分析手法を選択し、[削除]を押す。



削除の確認画面が表示されるので、[はい]を押す。

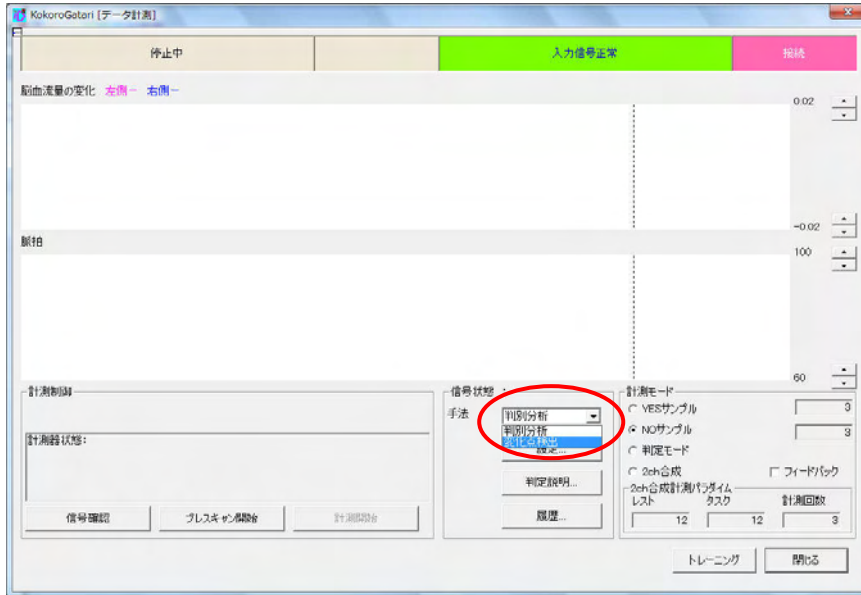


選択した判別分析手法が削除される。 [OK]を押して履歴(判別分析)画面を閉じる。



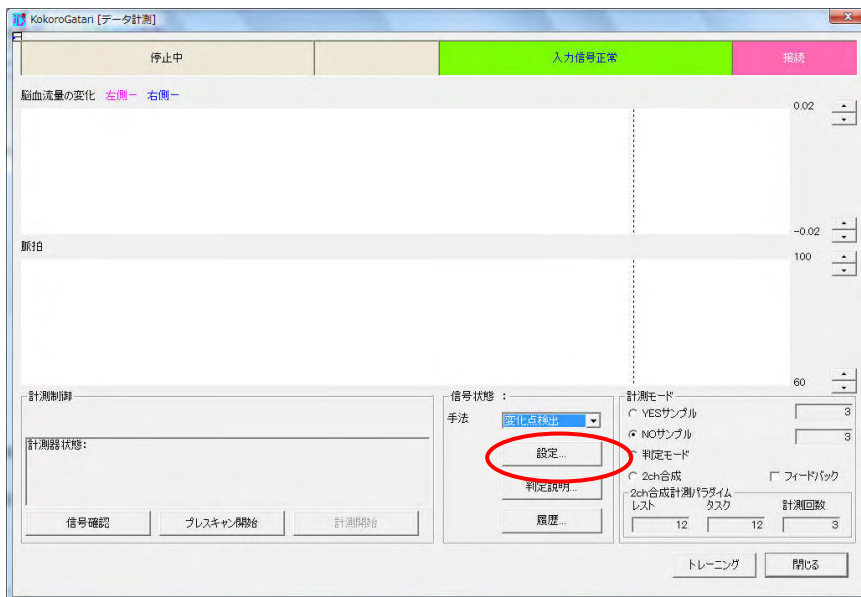
5. 変化点検出について

変化点検出での設定,判定説明など行うときは, データ計測画面のコンボボックスで変化点検出を選択する.



[変化点検出の設定をする]

変化点検出方法の設定を行うには, データ計測画面において, 手法が「変化点検出」の状態ですべての[設定]を押す, 判定パラメータ設定(変化点検出)画面を表示する.



[変化点検出方法を選択する]

変化点検出方法選択コンボボックスから、使用する変化点検出方法を選択できる。

The screenshot shows the 'KokoroGatari' software interface for parameter settings. The main window is titled 'KokoroGatari [判定/パラメータ設定(変化点検出)]'. It features a graph on the left showing two data series (one in pink, one in blue) with a vertical line indicating a change point. Below the graph, there are radio buttons for '平均' (Average) and '個別' (Individual). A dropdown menu for '変化点検出方法' (Change Point Detection Method) is highlighted with a red circle, showing the selected option '変化点検出, 計測データ(1)'. Below this, there are input fields for '合成時パラメータ' (Synthesis Parameter) with '左' (Left) and '右' (Right) values both set to 0.5, and an '自動計算' (Auto Calculate) button. At the bottom, there are fields for '下限閾値' (Lower Threshold) at -0.4 and '上限閾値' (Upper Threshold) at 0.4, along with '表示更新' (Update Display) and 'フィルタ設定' (Filter Settings) buttons. On the right side, there are sections for '表示区分' (Display Classification) with checkboxes for '使用中' (In Use) and '除外' (Exclude), '日付指定' (Date Specification) with a date field set to 2010/02/19 and a '過去' (Past) field set to 0 days, and two tables for 'YESサンプル' (YES Samples) and 'NOサンプル' (NO Samples). The YES Samples table has 3 rows, and the NO Samples table has 3 rows. At the bottom right, there are buttons for '別名保存' (Save as) and '閉じる' (Close).

[変化点検出の設定画面で一覧表示するサンプルデータを指定する]

サンプルデータ一覧に表示する日数の指定を行うことができる。過去何日分表示するかを入力し、[リスト更新]を押す。0日分としたときは、当日のデータのみを表示する。

【フィルタ後データ】脳血流量の変化 YES:--- NO:---

表示区分
 使用中 除外

日付指定
本日: 2019/02/19 過去 0 日分 リスト更新

YESサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142715Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	除外

NOサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

合成時パラメータ
左: 0.5 右: 0.5 自動計算

下限閾値 -0.4 上限閾値 0.4 表示更新 フィル列設定

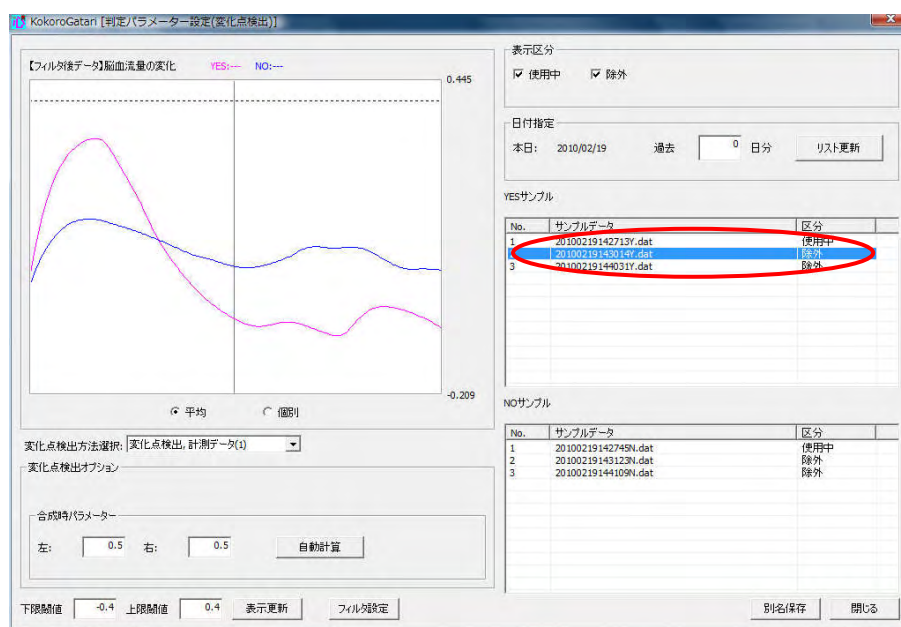
別名保存 閉じる

[サンプルデータの区分を変更する]

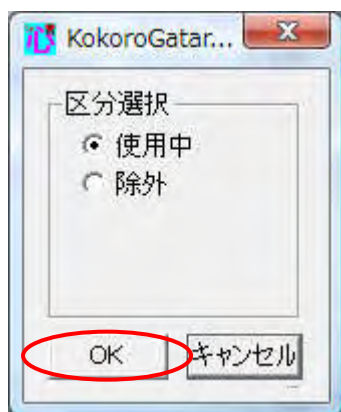
データ計測で取得した YES サンプル,NO サンプルデータは、区分がデフォルトで「判定依頼」になっている。区分を変更するには、下記手順に従い行う。

No.	区分	判定	説明
1	使用中	不使用	変化点検出では使用しない計測データ
2	除外	不使用	新規計測した計測データ。判定の対象にならない。

区分を変更するサンプルデータを選択し、ダブルクリックする。



区分選択画面が表示されるので、区分を選択して[OK]を押す。



区分選択を行ったサンプルデータは、一覧表示の区分が変更される。脳血流量の変化グラフの表示が自動更新される。

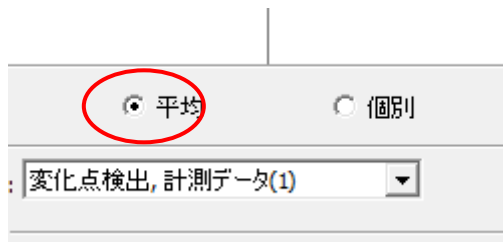
YESサンプル

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713Y.dat	使用中
2	20100219143014Y.dat	使用中
3	20100219144031Y.dat	除外

[変化点検出のグラフに表示するデータを変更する]

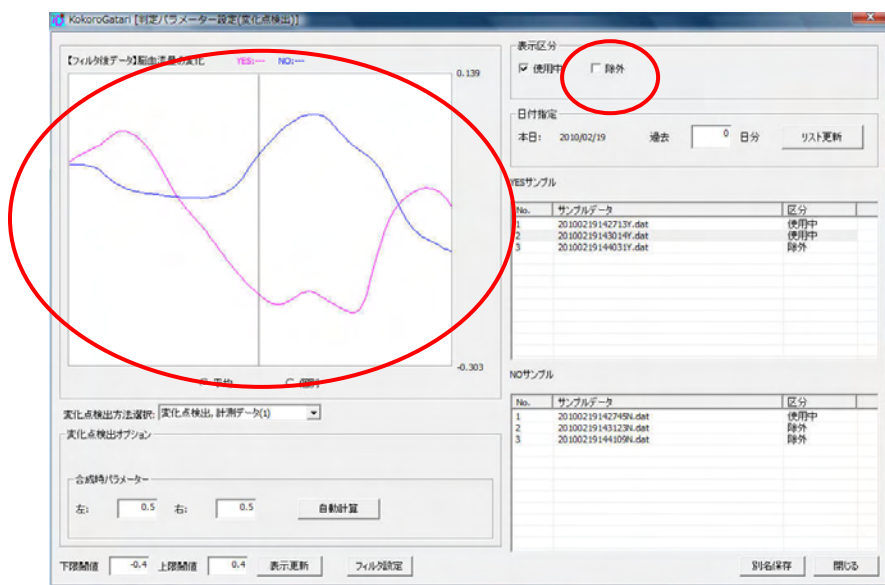
判定パラメータ設定(変化点検出)画面では、複数のサンプルデータの平均を表すグラフと、個別のサンプルデータを表すグラフを表示することができる。

複数のサンプルデータの平均を表すグラフを表示するには、ラジオボタンの[平均]を選択する。表示区分に含まれるすべてのサンプルデータの平均を表すグラフを表示する。



非表示にしたい表示区分がある場合、非表示にしたい表示区分のチェックを外す。チェックを外すと、グラフの表示が自動で更新される。

以下の画面は、表示区分の除外のチェックを外し、除外のサンプルデータを非表示にしたもの。



個別のサンプルデータのグラフ表示する場合は、ラジオボタンの[個別]を選択する。表示したいサンプルデータを選択すると、選択したサンプルデータのグラフが表示される。YES サンプル、NO サンプルからそれぞれ1つずつ選択することができる。

The screenshot shows the 'KokoroGatari' software interface. On the left, a graph displays '脳血流量の変化' (Change in Cerebral Blood Flow) with 'YES' and 'NO' data series. A red circle labeled '1' highlights the '個別' (Individual) radio button. On the right, there are two tables: 'YESサンプル' and 'NOサンプル'. Red circles labeled '2' and '2'' highlight the 'YES' and 'NO' sample tables respectively. The 'YES' table has the following data:

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142749N.dat	使用中
2	20100219144031Y.dat	除外
3	20100219144031Y.dat	除外

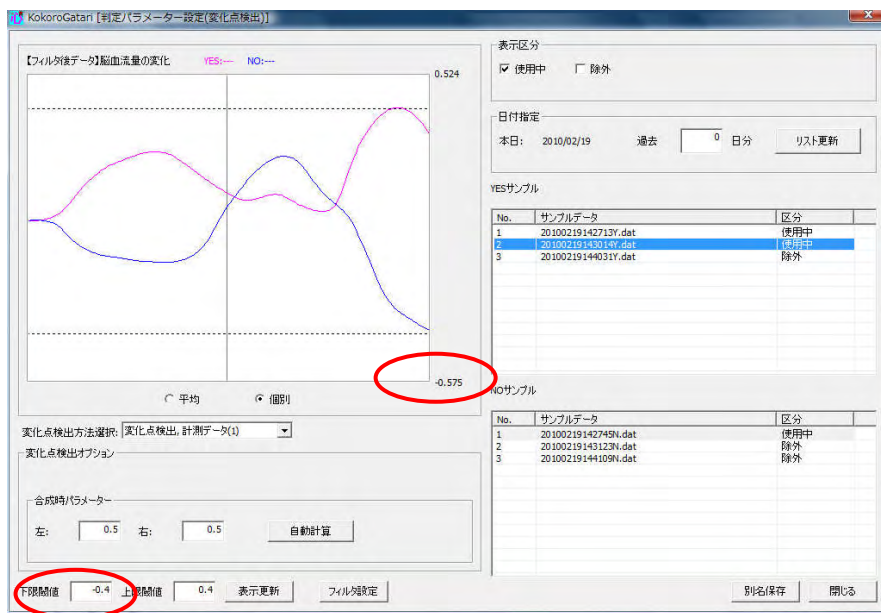
The 'NO' table has the following data:

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142749N.dat	使用中
2	20100219144031Y.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

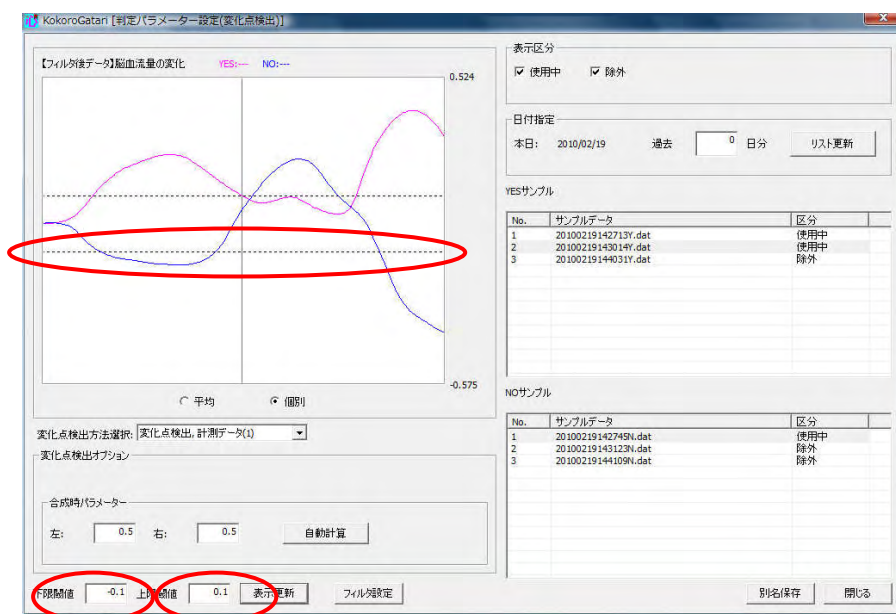
[変化点検出の閾値を変更する]

設定された閾値ではグラフ領域の閾値線が不適切であるとき、閾値を変更することができる。

以下の画面では、下限閾値が描画領域の下限値より小さいため、下限閾値線が描画されていない。このとき下限閾値の値を描画領域の値より大きくする。



[表示更新]を押すと、描画領域に下限閾値線が表示される。



1

2

[変化点検出のグラフ表示を更新する]

閾値等の変更を行ったとき、グラフ表示の更新は自動で行われない。値を入力したら、[表示更新]を押してグラフ表示を更新する。

The screenshot shows the 'KokoroGatari [判定パラメーター設定(変化点検出)]' window. The main area contains a line graph titled '【フィルタ後データ】脳血流量の変化' with a y-axis ranging from -0.575 to 0.524. The graph displays two data series: a blue line for '平均' (Average) and a pink line for '個別' (Individual). Below the graph, there are controls for '変化点検出方法選択' (Change point detection method selection) set to '変化点検出, 計測データ(1)', and '合成時パラメーター' (Synthesis parameters) with '左' (Left) and '右' (Right) values both set to 0.5 and an '自動計算' (Automatic calculation) button. At the bottom, there are input fields for '下限閾値' (Lower threshold) at -0.1 and '上限閾値' (Upper threshold) at 0.1, followed by a red-circled '表示更新' (Update display) button and a 'フィルタ設定' (Filter settings) button. On the right side, there are sections for '表示区分' (Display classification) with checkboxes for '使用中' (In use) and '除外' (Exclude), '日付指定' (Date specification) with '本日' (Today) as 2010/02/19 and '過去' (Past) as 0 days, and two tables for 'YESサンプル' (YES samples) and 'NOサンプル' (NO samples). The YES samples table has 3 rows with columns for 'No.', 'サンプルデータ' (Sample data), and '区分' (Classification). The NO samples table also has 3 rows with the same columns.

No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142713V.dat	使用中
2	20100219143014V.dat	使用中
3	20100219144031V.dat	除外

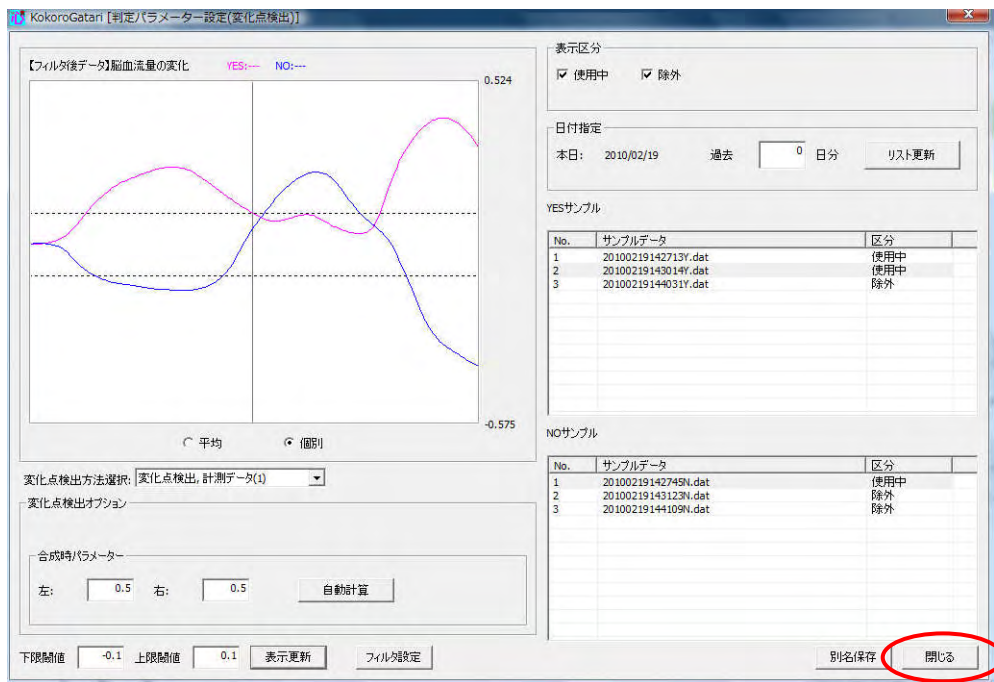
No.	サンプルデータ	区分
1	20100219142745N.dat	使用中
2	20100219143123N.dat	除外
3	20100219144109N.dat	除外

[変化点検出の設定を保存する]

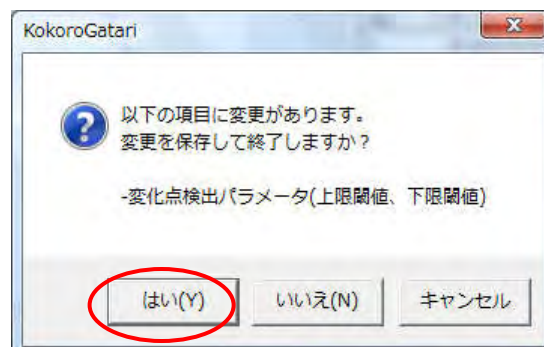
設定の保存は、上書き保存と別名保存がある。上書き保存は、既存の変化点検出方法のパラメータを変えるときに使う。別名保存は、同種類でパラメータの異なる変化点検出方法を作成するときを使う。

設定を上書き保存する場合

判定パラメータ設定(変化点検出)画面で設定を行ったのち、[閉じる]を押す。

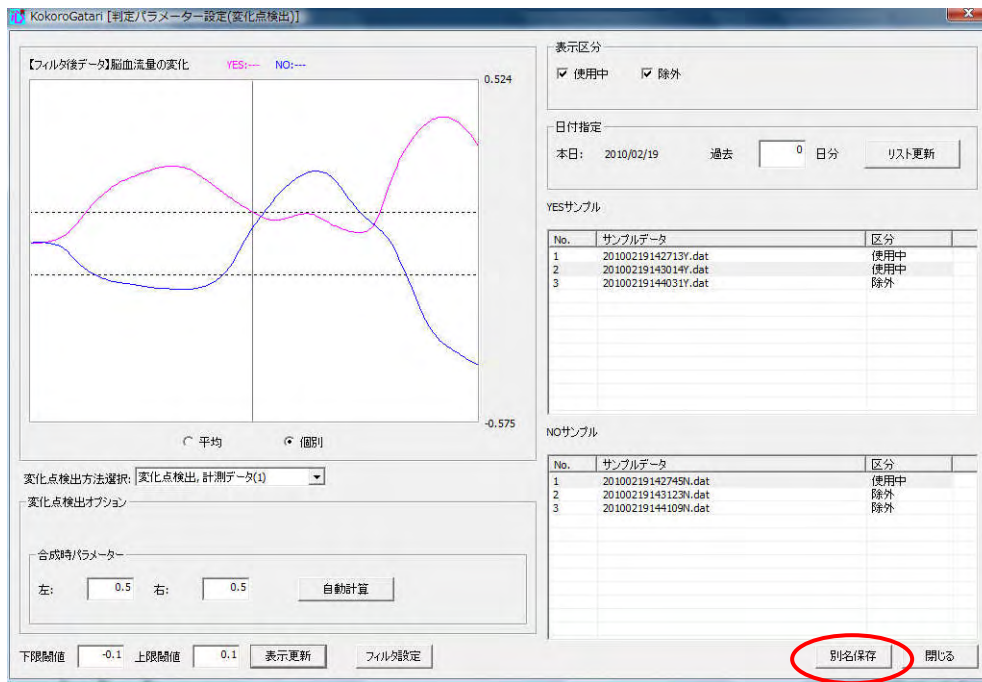


設定の変更があった場合、以下の画面が表示される。画面には変更された項目の一覧が表示される。[はい]を押すと設定が保存され、データ計測画面に戻る。

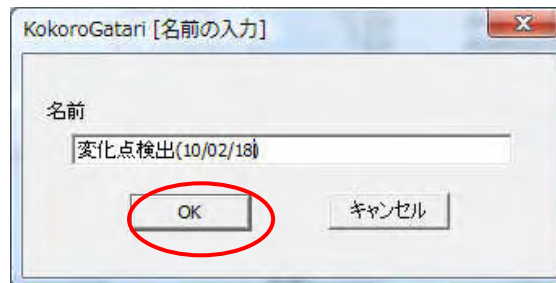


別名保存する場合

判定パラメータ設定(変化点検出)画面で設定を行ったのち、[別名保存]を押す。



保存する設定名の入力画面が表示されるので、テキストボックスに名前を入力し、[OK]を押す。

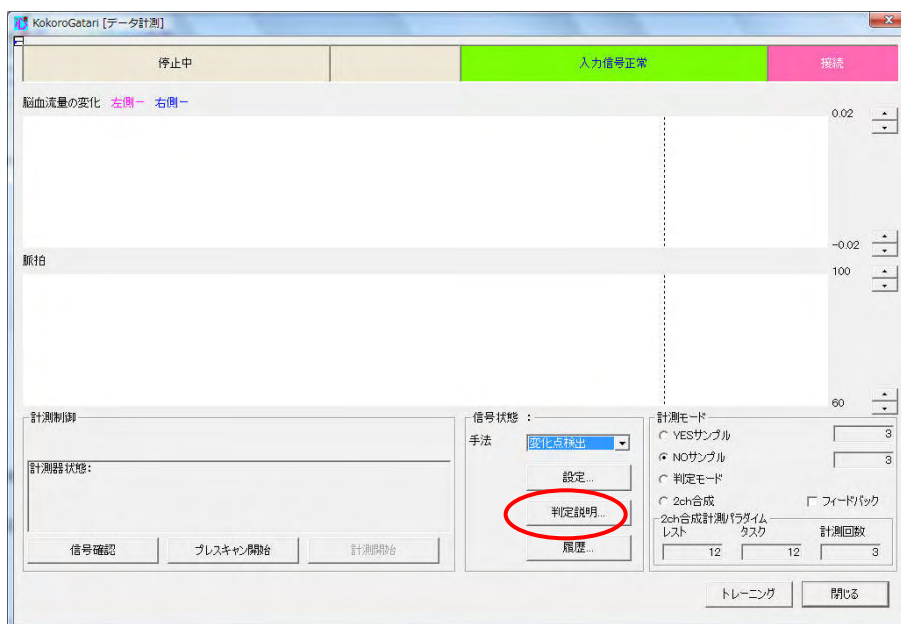


保存されると、以下の画面が表示されるので、[OK]を押す。

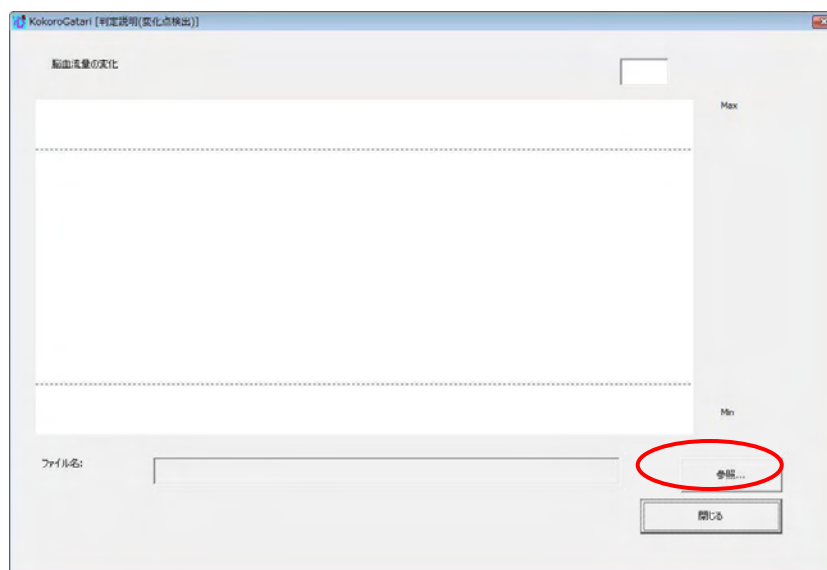


[変化点検出の判定説明を見る]

アクティブな変化点検出処理により、指定された計測データの描画を行う。判定パラメータ設定(変化点検出)画面を開くには、データ計測画面において、手法が「変化点検出」の状態ですべての[判定説明]を押す。

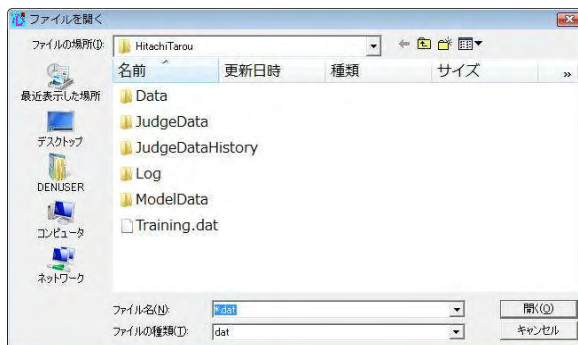


判定説明(変化点検出)画面を開くと、以下の画面が表示される。判定説明を見るには、[参照]を押して計測データを選択する。

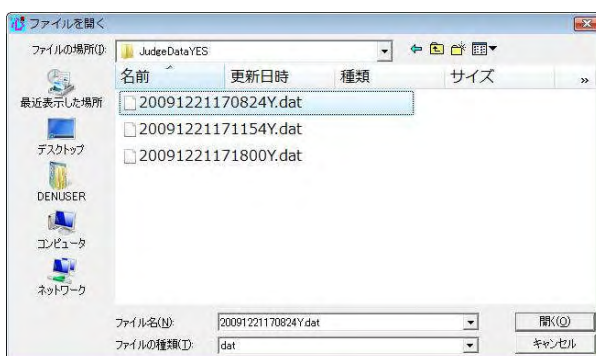


『心語り』のユーザフォルダが表示されるので、使用する計測データのあるフォルダを開く。

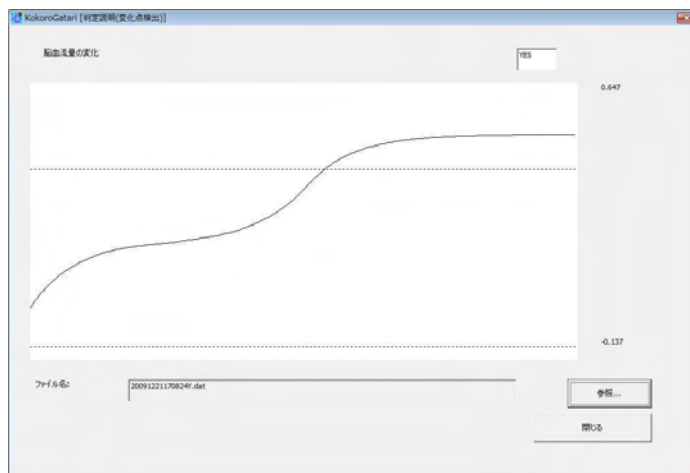
計測データは、 JudgeData フォルダ, JudgeDataHistory フォルダに保存される。



使用する計測データを選択して開く。ファイル名はデータ計測した日時になっている。また、YES サンプルは末尾に Y, NO サンプルは末尾に N がつく。

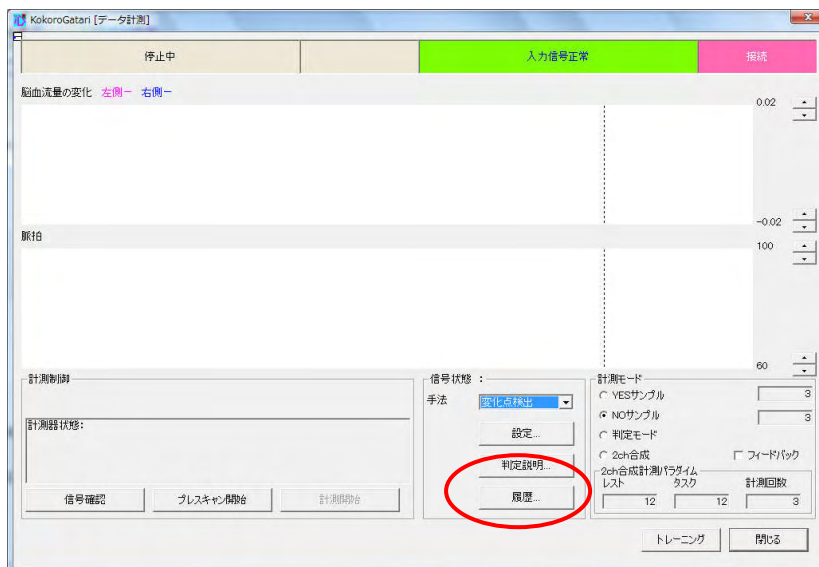


アクティブな変化点検出により、指定された計測データの描画が行われる。



[変化点検出方法の切り替え,削除をする]

アクティブな変化点検出方法の切り替え, 変化点検出方法の削除を行える. 履歴(変化点検出)画面を表示するには, データ計測画面において, 手法が「変化点検出」の状態ですべての項目を押す.



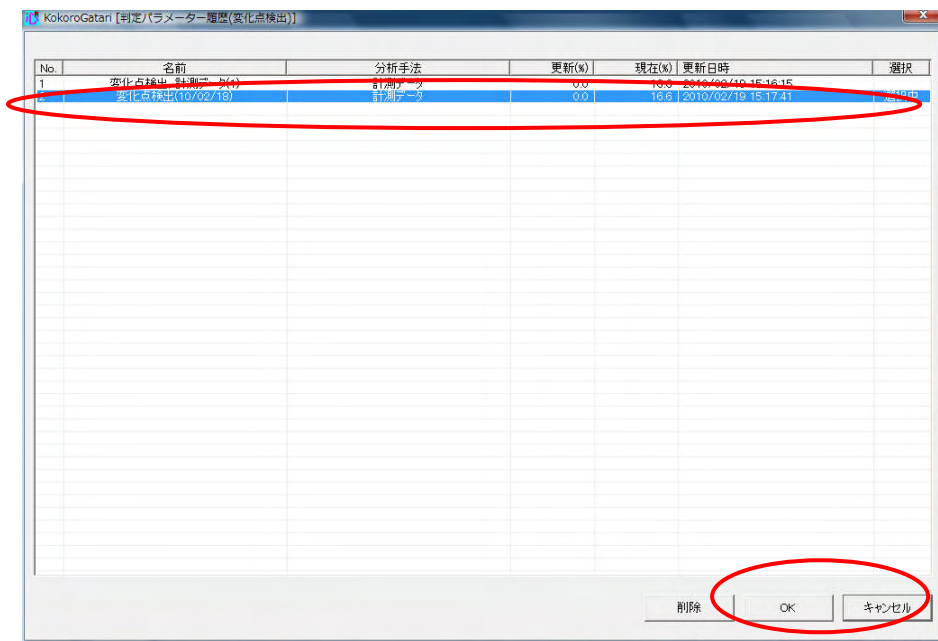
履歴(変化点検出)画面を開くと, 以下のような画面が表示される. 青く表示 (またはグレー表示) されたものが現在選択されている変化点検出方法である. この画面では, 各変化点検出方法の正答率確認, 変化点検出方法の切り替え, 変化点検出方法の削除を行うことができる.

The screenshot shows the 'KokoroGatari [計測パラメーター画面 (変化点検出)]' window. It displays a table with the following data:

No.	名前	分析手法	更新(m)	現在(m)	更新日時	選択
1	変化点検出, 計測データ(1)	計測データ	0.0	16.6	2010/02/19 15:16:15	選択中
2	変化点検出(10/02/18)	計測データ	0.0	16.6	2010/02/19 15:17:41	

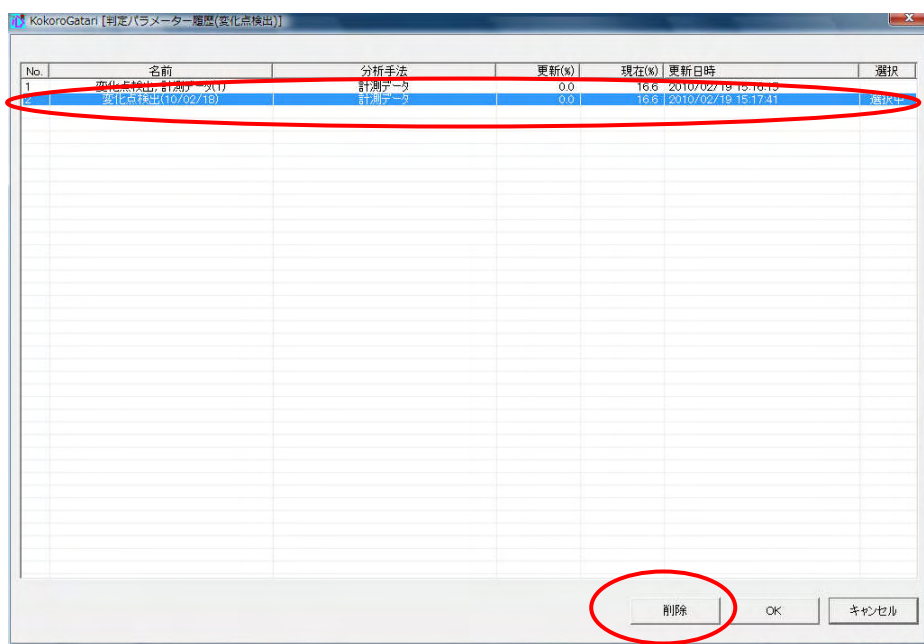
At the bottom of the window, there are buttons for '削除', 'OK', and 'キャンセル'.

変化点検出方法の切り替えは, 選択したい変化点検出方法をクリックすることで切り替えることができる. 選択を保存する場合は[OK], 保存しない場合は[キャンセル]を押して, 履歴(変化点検出)画面を終了する.

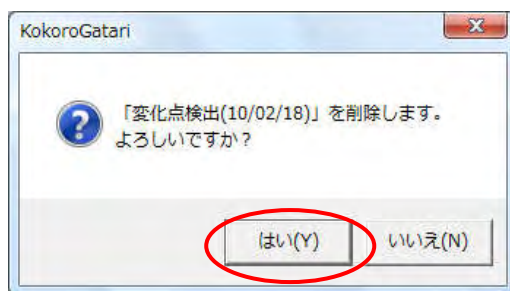


変化点検出方法の削除は下記手順に従い行う。

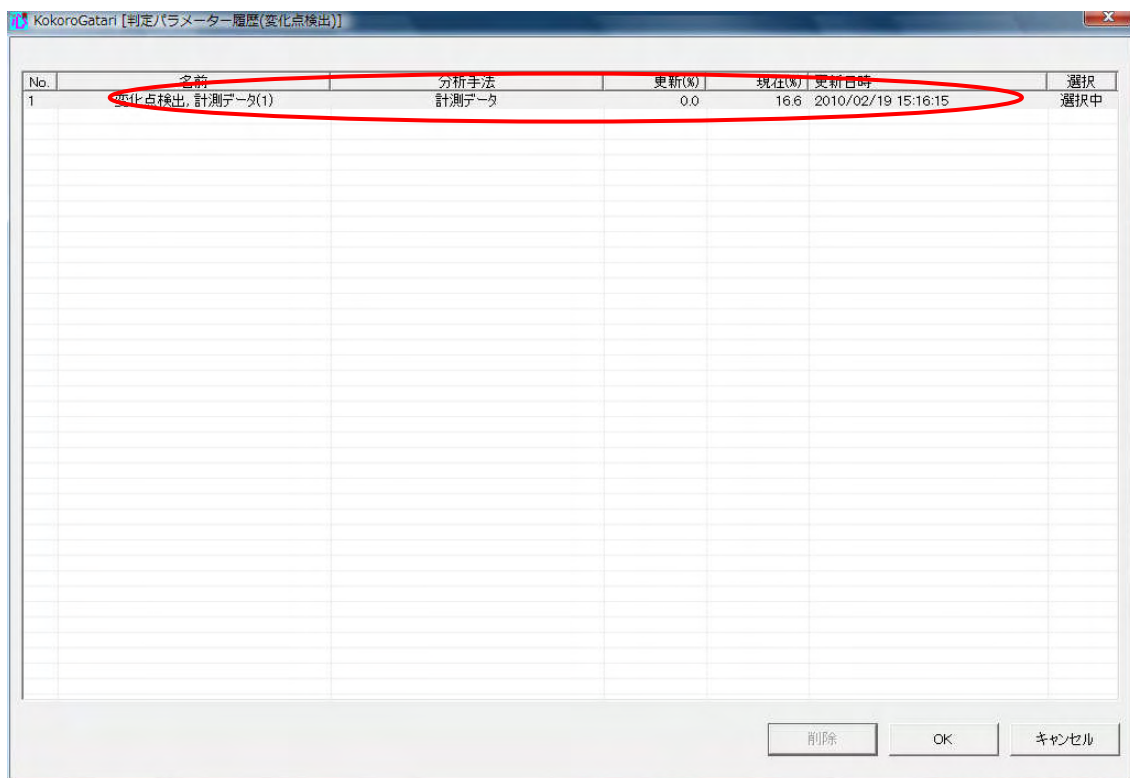
削除したい変化点検出方法を選択し，[削除]を押す。



削除の確認画面が表示されるので、[はい]を押す。



選択した変化点検出方法が削除される。[OK]を押して履歴(変化点検出)画面を閉じる。



研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書 籍 名	出版社名	出版地	出版年	ページ
—	—	—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—	—	—

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—
—	—	—	—	—	—