

# 使い方マニュアル

多用途生体情報解析プログラム

## ***BIMUTAS<sup>®</sup> II***

### 《内 容》

*BIMUTASII* の基本操作

---

*BIMUTASII* 操作のワンポイント

---

*BIMUTASII* を使用した解析手順

---

付録1 補足説明

---

付録2 テキストファイルフォーマット

---

2012 年 3 月



**KISSEI COMTEC**

## お問い合わせ

**BIMUTAS® II**に関するお問い合わせは、下記窓口まで



**キッセイコムテック株式会社**

本社 メディカルシステム事業部

〒390-1293 長野県松本市和田 4010 番 10

E-mail [biosignal@comtec.kicnet.co.jp](mailto:biosignal@comtec.kicnet.co.jp)

TEL (0263)40-1122 FAX (0263)48-1284

# 目次

1章 BIMUTASIIの基本操作	1-1
2章 BIMUTASII操作のワンポイント	2-1
1) タブにデータを表示させるには	2-3
2) タブのデータをテキストデータにするには	2-7
3) 波形をテキスト出力するには	2-9
4) 固定幅の範囲を選択するには	2-13
5) 横軸単位を変更するには	2-15
6) 横軸・縦軸スケールを変更して、波形を大きく見るには	2-16
3章 BIMUTASIIを使用した解析手順	3-0-1
筋電図の解析	
1-1) 筋放電を確認する	3-1-1
1-2) 筋疲労を解析する	3-1-5
1-3) 筋放電を定量化する	3-1-11
1-4) MVC(最大随意収縮)で比較する	3-1-17
1-5) 動作単位で正規化する	3-1-21
脳波の解析	
2-1) 帯域別に含有量・含有率を算出する	3-2-1
2-2) 2波形を比較する	3-2-9
2-3) トリガ信号から脳波を抽出する(誘発脳波)	3-2-17
心電図・脈波や呼吸の解析	
3-1) RR 間隔または PP 間隔を表示する	3-3-1
3-2) RR 間隔または PP 間隔をテキスト出力する	3-3-9
3-3) LF/HF を算出する	3-3-15
3-4) 心拍数や呼吸数を数える	3-3-31
3-5) 最高・最低・平均血圧を算出する	3-3-37
その他	
4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数の関係	3-4-1
4-2) FFT ポイント数と平均回数との関係	3-4-3
4-3) 平滑化微分点数と移動平均	3-4-5
付録 1 補足説明	付録 1-1
付録 2 テキストファイルフォーマット	付録 2-1



多用途生体情報解析プログラム

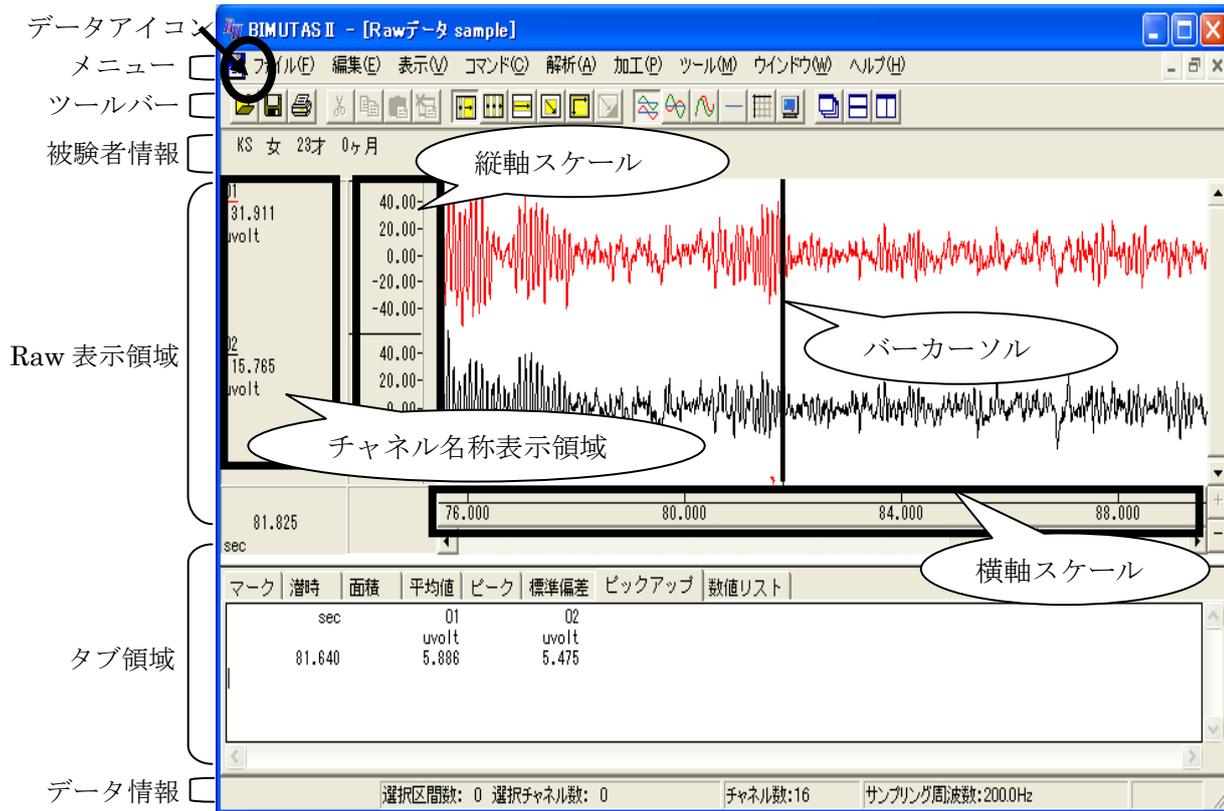
# ***BIMUTAS***<sup>®</sup> ***II***



基本操作

2012/02/24 3 版

## <画面の名称>



## <用語>

- 生波形 ...収録したままの加工していない状態の波形 データアイコンは青色。
- 解析波形 ...生データの解析後、新しいウィンドウとなり表示された波形 データアイコンは赤色。
- 解析 ...「解析」メニューのサブメニューを行うこと。
- 加工 ...「加工」メニューのサブメニューを行うこと。
- コマンド処理 ...「コマンド」メニューのサブメニューを行うこと。

## ＜基本操作の流れ＞

BIMUTASII は、「波形の選択→解析・加工・コマンド処理」の手順が基本操作となります。

① 「BIMUTAS II」を起動	p 1-4
↓	
② ファイルを読み込む	p 1-4
↓	
③ 波形の処理範囲を選択	p 1-6
↓	
④ 生波形の 加工・解析 または コマンド処理	p 1-8
加工の場合 .....	p 1-8
解析の場合 .....	p 1-9
コマンド処理の場合 .....	p 1-10
↓	
⑤ 解析波形のコマンド処理	p 1-11
↓	
⑥ 「BIMUTAS II」を終了	p 1-13

更に詳しい操作説明、パラメータの説明については、ヘルプ、または「BIMUTASII 操作のワンポイント」や「BIMUTASII を使用した解析手順」を御覧ください。

## ①「BIMUTAS II」を起動

1)「BIMUTAS II」アイコンをダブルクリックしてソフトを起動します。



BIMUTAS II

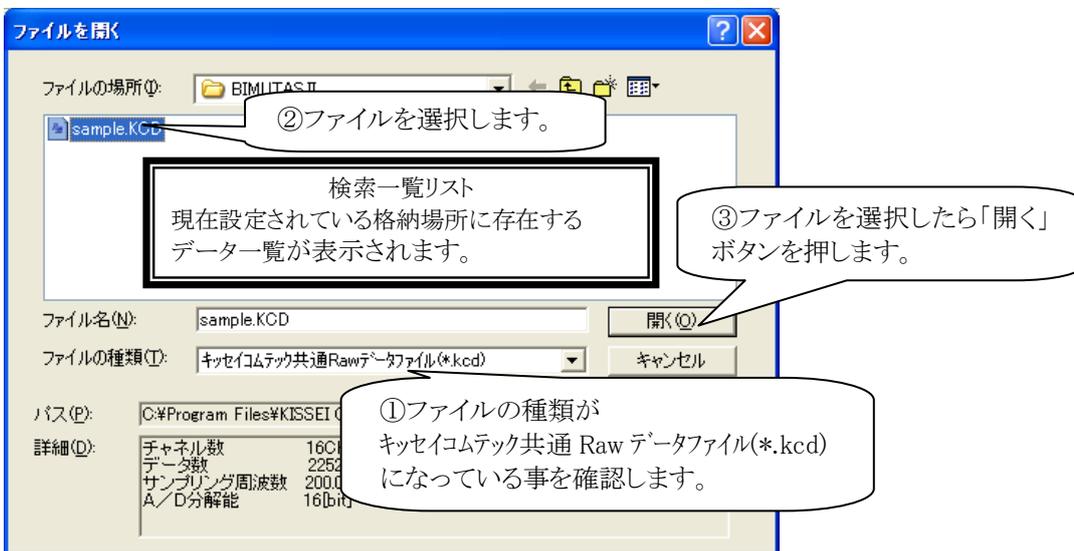
アイコンにマウスマウスカーソルを位置づけ、マウスの左ボタンをダブルクリックすると、ウィンドウタイトル「BIMUTAS II」が表示されます。

## ② ファイルを読み込む

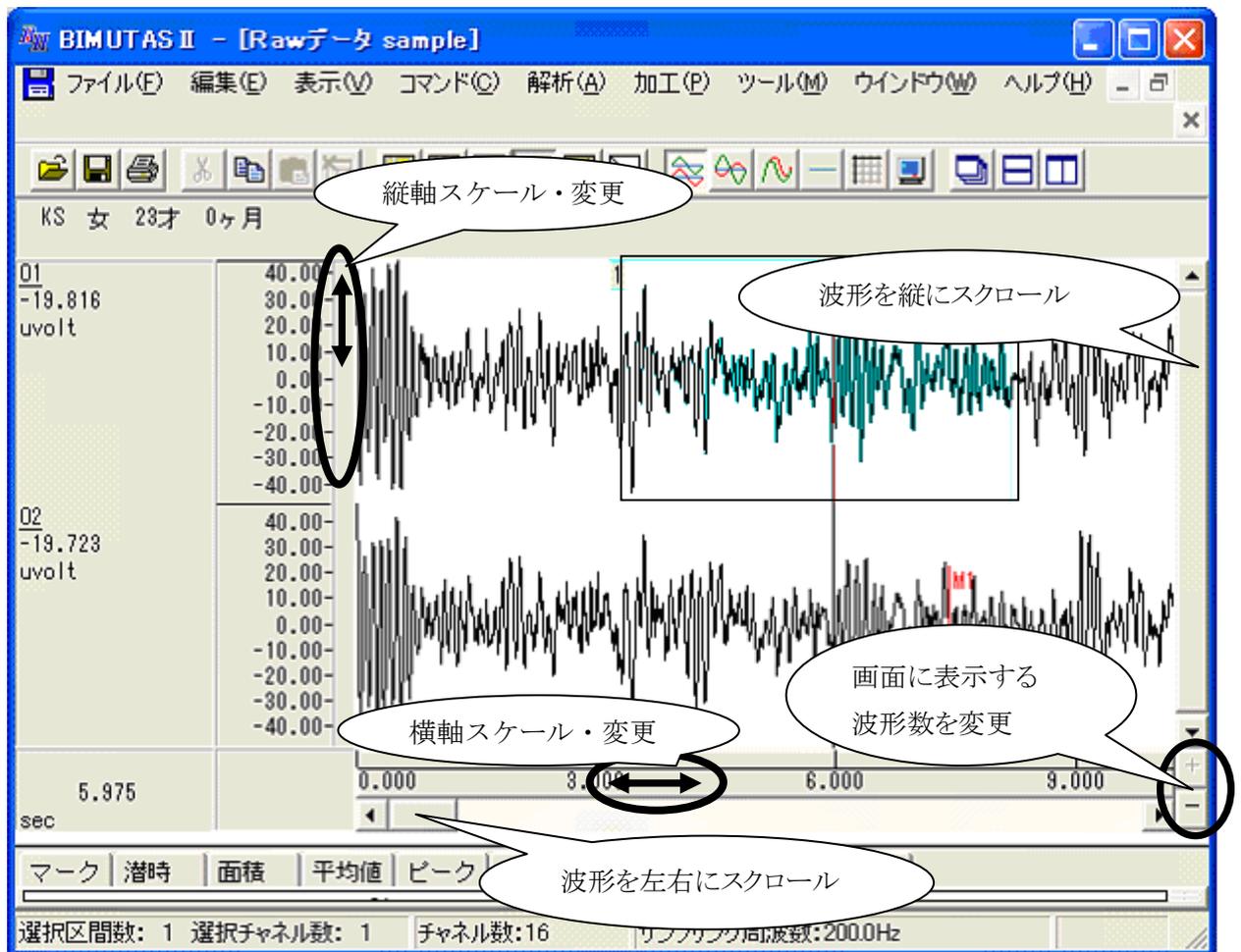
1)「ファイル」メニューの「開く」を選択します。



2)下のダイアログで、解析したいデータを選択し「開く」ボタンを押します。

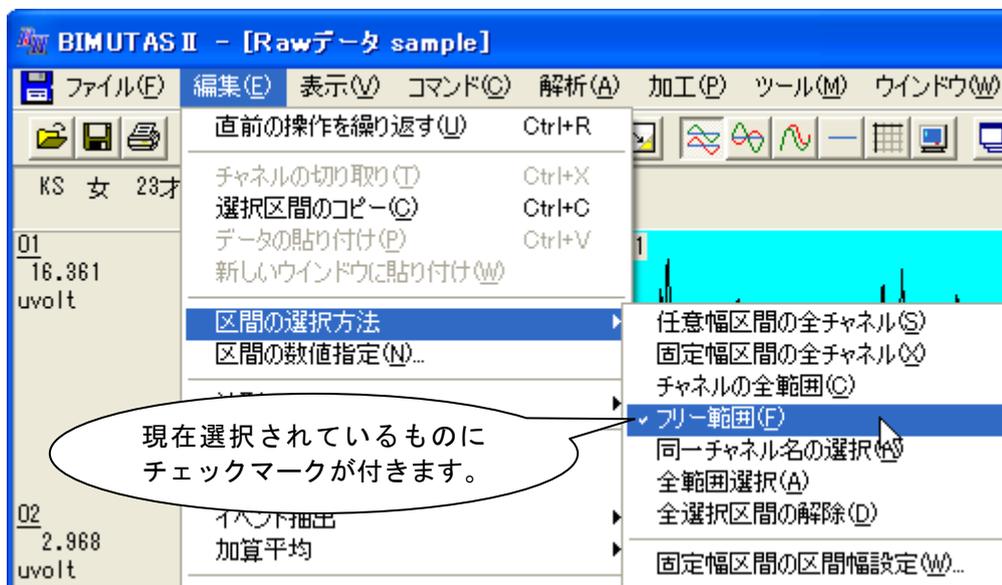


3) 選択されたデータが表示されます。

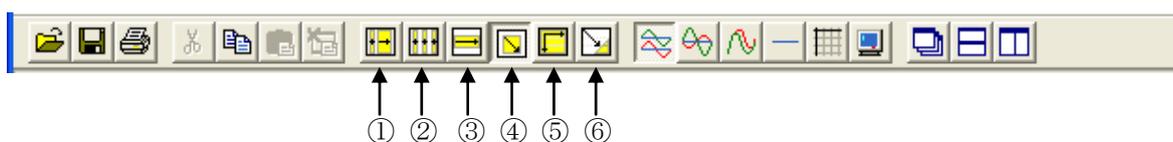


### ③ 波形の処理範囲を選択

- 1) 処理範囲を選択するウィンドウをアクティブにします。
- 2) 「編集」メニューの「区間の選択方法」から処理対象とする区間の選択方法を選択します。



注：区間の選択方法は、メニュー項目の下にあるツールバーで代用する事も出来ます。  
 (押された状態になっている物が現在設定されている選択方法です。  
 下の図は「フリー範囲」を設定した状態になっています。)



- ① 固定区間幅の全チャンネル
- ② 任意区間幅の全チャンネル
- ③ 任意チャンネルの全範囲
- ④ フリー範囲
- ⑤ すべての範囲を選択
- ⑥ 全選択範囲を解除

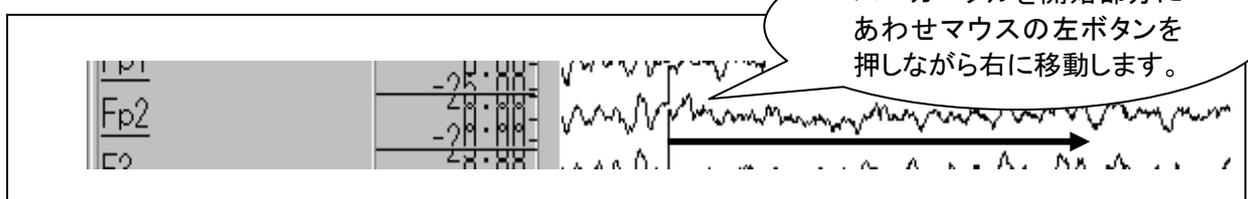
## 3) 区間の選択方法にあわせて処理範囲の指定を行います。

以下の作業を複数回繰り返して複数の範囲を選択する事も出来ます(但し、解析、加工に制限が生じる場合があります)。また、選択範囲が重なっても構いません。

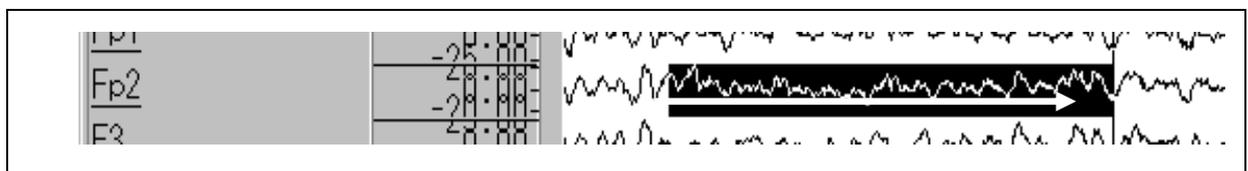
注： 範囲選択をやり直したい場合は、「編集」メニュー「区間の選択方法」から、「全選択区間の解除」を選択した後、はじめからもう一度やり直します。

## 例：「フリー範囲」を選択した場合

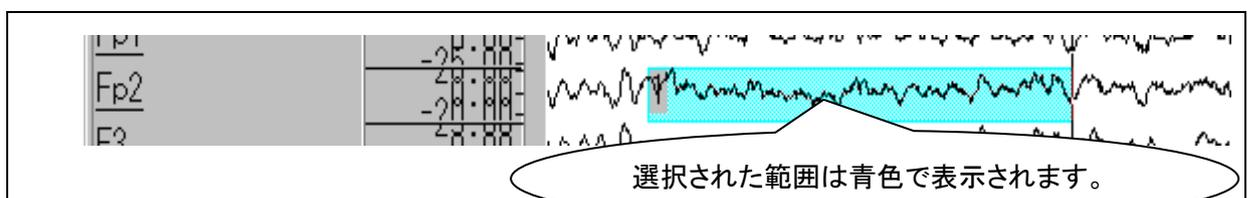
- ① 選択を行いたい波形の開始部分にバーカーソルをあわせ、マウスの左ボタンを押しながら、マウスを右に動かします(マウスのドラッグ操作)。



- ② 選択を行う範囲の終端でマウスの動きを止め、マウスの左ボタンを離します。



- ③ 範囲が選択されました。



## ④生波形の 加工・解析 または コマンド処理

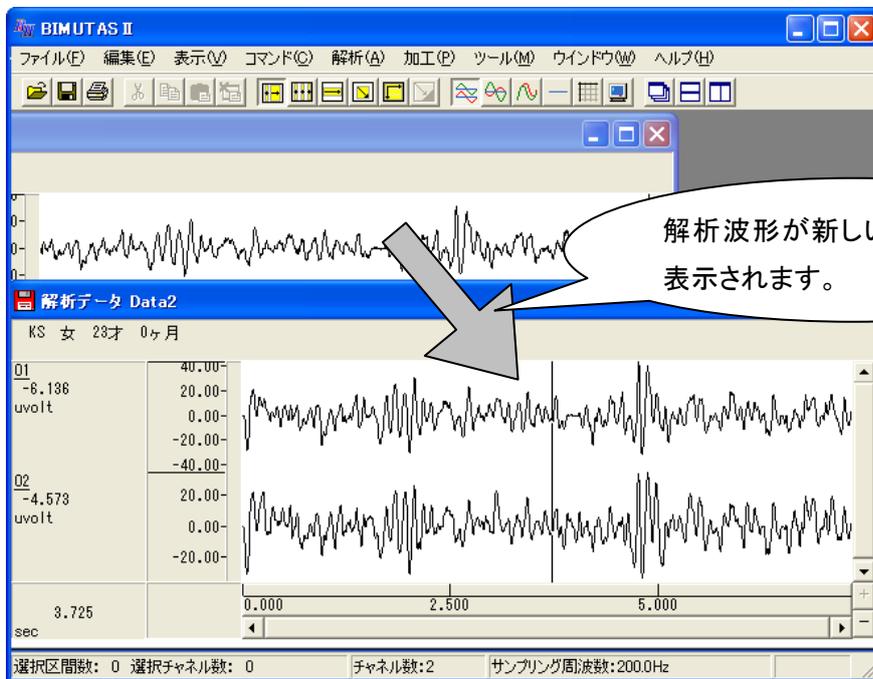
### <加工>

1)「加工」メニューの「加工」サブメニューを選択します。

例：ローパスフィルタの場合



2)加工のパラメータを設定し、「OK」ボタンを押します。処理の結果が新しいウィンドウに表示されます。



注：加工、解析した結果は常に新しいウィンドウに表示されます。元波形への影響はありません。また、解析、加工した結果に対して再び加工、解析を行う事もできます。

## <解析>

- 1) 解析する範囲を選択し、「解析」メニューの「“解析”サブメニュー」を選択します。  
処理したい範囲を選択すると、メニューを選べるようになります。

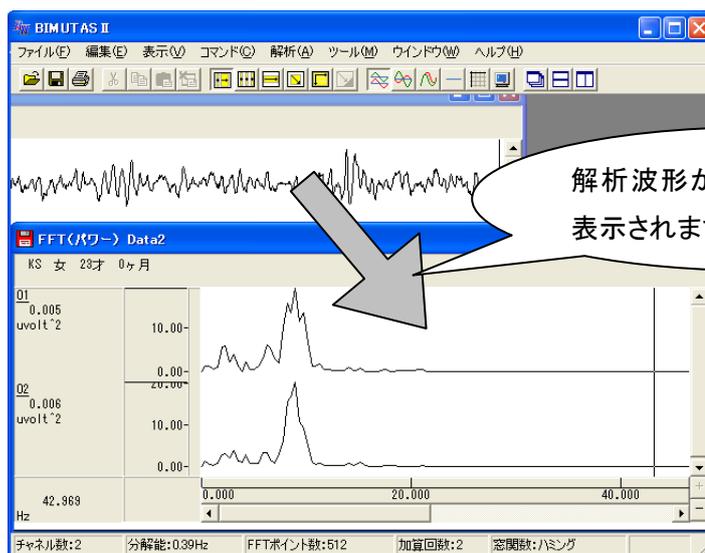
例: FFT の場合



- 2) 解析のパラメータを設定し、「OK」ボタンを押します。解析した結果が新しいウィンドウに表示されます。



行う解析の種類によってパラメータの設定方法は異なります。



解析波形が新しいウィンドウに表示されます。

注: 加工、解析した結果は常に新しいウィンドウに表示されますので、元波形への影響はありません。  
また、解析、加工した結果に対して再び加工、解析を行う事もできます。

## <計測>

1) 解析する範囲を選択し、「コマンド」メニューの「“処理”サブメニュー」を選択します。

処理したい範囲を選択すると、「選択範囲」メニューを选べるようになります。

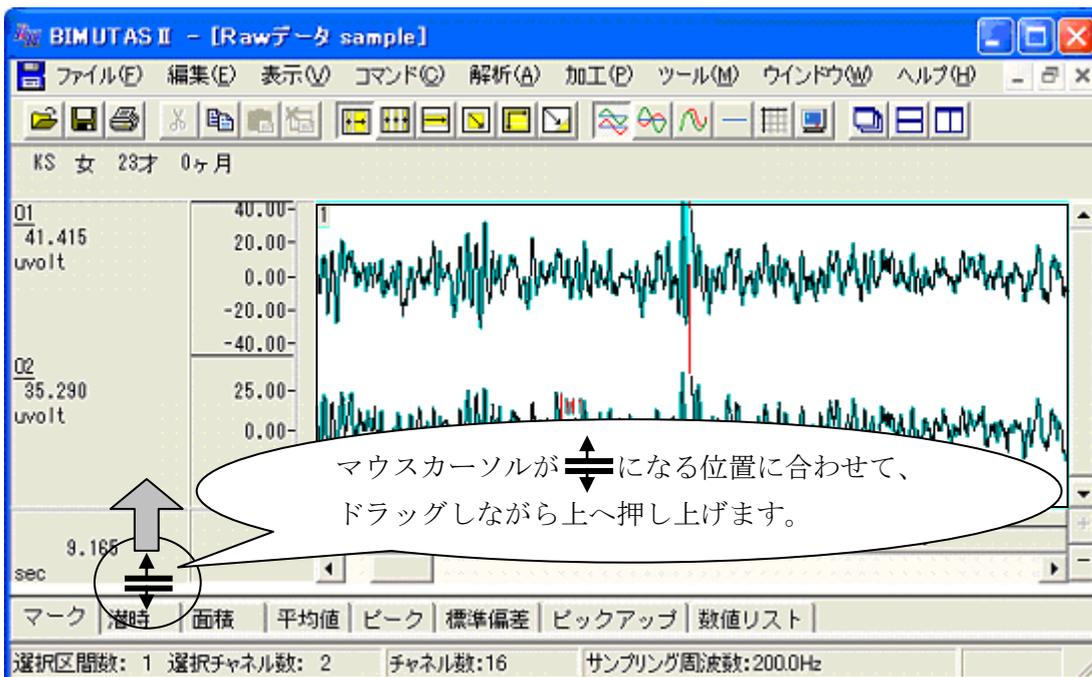
例: 平均値の場合



2) 「選択範囲」メニューを選択します。解析した結果が波形下のタブ領域に表示されます。



3) 波形下のタブ領域を表示させます。





## ⑤解析波形のコマンド処理

- 1) 解析波形が表示されているウィンドウをアクティブにします。
- 2) 「コマンド」メニューの「“コマンド処理”サブメニュー」を選択します。

例: データピックアップ (マウスの左ボタンを押した部分の横軸、縦軸の値を出力) を選択した場合

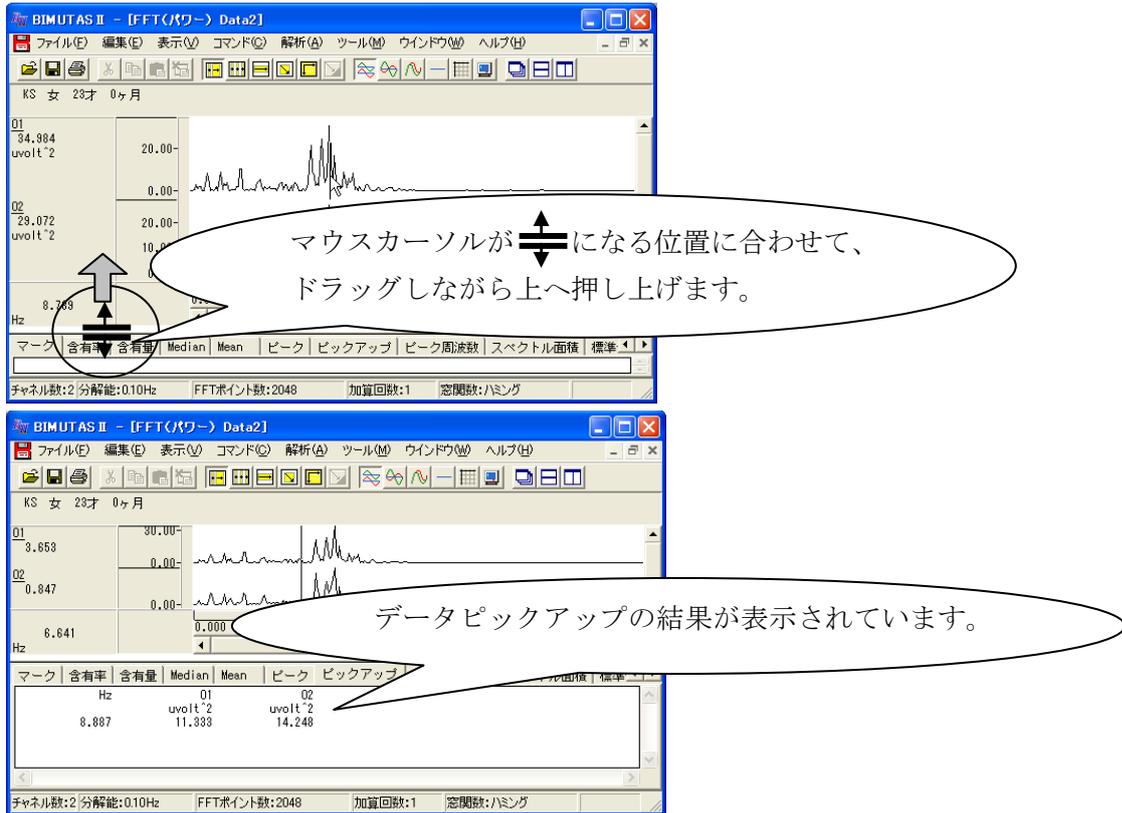


注: 加工または解析したウィンドウによって計測できる種類が異なります。  
詳しくはヘルプをご覧ください。

- 3) 波形にカーソルをあわせてマウスの左ボタンを押すと、計測の結果をウィンドウの下にあるタブに出力します。



- 4) タブ上の横棒にマウスカーソルをあわせ(マウスカーソルの形が変わります)、マウスの左ボタンを押しながら上に動かすと、数値が表示されます。



5) パラメータの設定が必要な場合(含有率など)はパラメータの設定を行うと同様の処理が行えます。

タブの切り替えは、“計測処理”名称の上にマウスカーソルを移動してマウスの左ボタンを押します。

例: 含有率の場合

The image shows two screenshots from the BIMUTAS II software. The top screenshot is a dialog box titled '含有率' (Inclusion Rate). It has a '分母' (Denominator) section with two radio buttons: '帯域の総和(B)' (Sum of bands) which is selected, and '任意域の総和(A)' (Sum of arbitrary bands). Below these are two input fields for 'Hz' with a minus sign between them. At the bottom are 'OK' and 'キャンセル' (Cancel) buttons. A speech bubble points to this dialog box with the text: '計測の種類によってパラメータの設定方法が異なります。詳しくはヘルプを御覧ください。' (The setting method for parameters varies depending on the measurement type. Please refer to the help for details.)

The bottom screenshot shows the main BIMUTAS II interface. The '含有率' dialog box is closed, and the '含有率' (Inclusion Rate) results are displayed in a table. A speech bubble points to this table with the text: '含有率の結果が表示されています。' (The results of the inclusion rate are displayed.)

マーク	含有率	含有量	Median	Mean	ピーク	ピックアップ	ピーク周波数	標準偏差
01		delta		theta	alpha1			beta1
	01	10.359	28.121	44.506	10.847			3.599
	02	10.417	27.158	44.927	12.124			3.940

注: タブ上のテキスト数値はプリンタへの印刷や、表計算ソフトへコピーする事によってグラフ化などの加工を行えます。

## ⑥BIMUTAS IIを終了

1) 「ファイル」メニューの「BIMUTAS IIの終了」により、解析を終了します。



多用途生体情報解析プログラム

# ***BIMUTAS<sup>®</sup> II***

操作のワンポイント

ここでは、BIMUTASII-A を操作する上でのワンポイントを紹介します。

**BIMUTASII の基本的な解析の流れについては「基本操作」を、  
BIMUTASII を使用した解析の具体例については「解析手順」を参照して下さい。**

## <目次>

1) 計測したデータ(「コマンド」メニューによる数値)を表示させるには.....	2-3
2) 計測したデータ(「コマンド」メニューによる数値)をテキスト出力するには.....	2-7
3) 波形をテキスト出力するには.....	2-9
4) 固定幅の範囲を選択するには.....	2-13
5) 横軸単位を変更するには.....	2-15
6) 横軸・縦軸スケールを変更して、波形を大きく見せるには.....	2-16

## 1) 計測したデータ(「コマンド」メニューによる数値)を表示させるには

<操作の流れ>

↓ ①計測したい波形を表示させ、計測範囲を選択する。

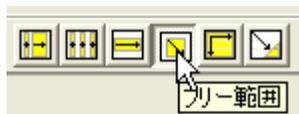
1. 選択範囲を使って、簡便に計測する場合
2. バーカーソルを使って、任意の区間を計測する場合
3. マーク区間を使って、あらかじめ決まっている区間の計測をする場合

②タブ領域を広げ、タブ内のデータを見えるようにする。

①計測したい波形を表示させ、計測範囲を選択する。

### 1. 選択範囲を使って、簡便に計測する場合

ツールバーのボタンを押し、データの選択方法を決定します。



必要な区間をマウスでドラッグして、選択範囲を設定します。



「コマンド」メニューの「計測したいメニュー」の「選択範囲」を選択します。



2. バーカーソルを使って、任意の区間を計測する場合

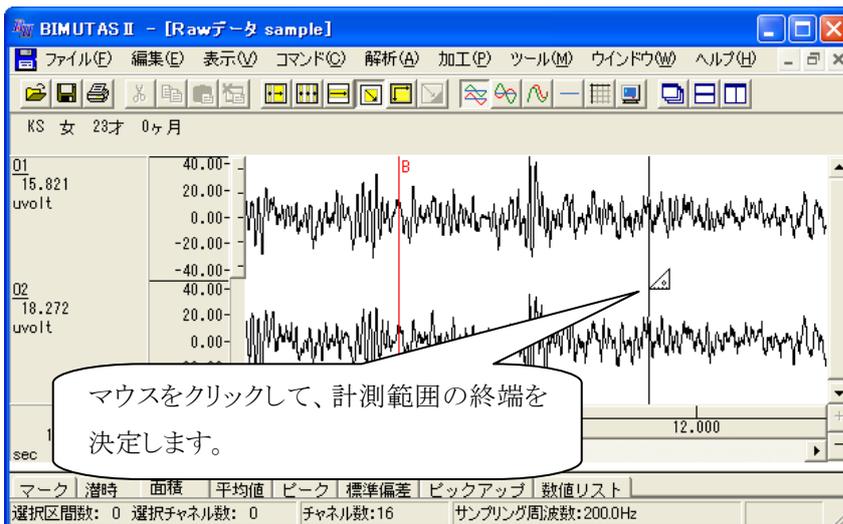
「コマンド」メニューの「計測したいメニュー」の「バーカーソル区間」を選択します。



波形上で、ベースカーソル(1番目の左クリック)を決定します。



波形上で、計測範囲の終端(2番目の左クリック)を決定します。計測範囲の終端は連続して変更することができ、クリックする度にデータがタブに表示されます。



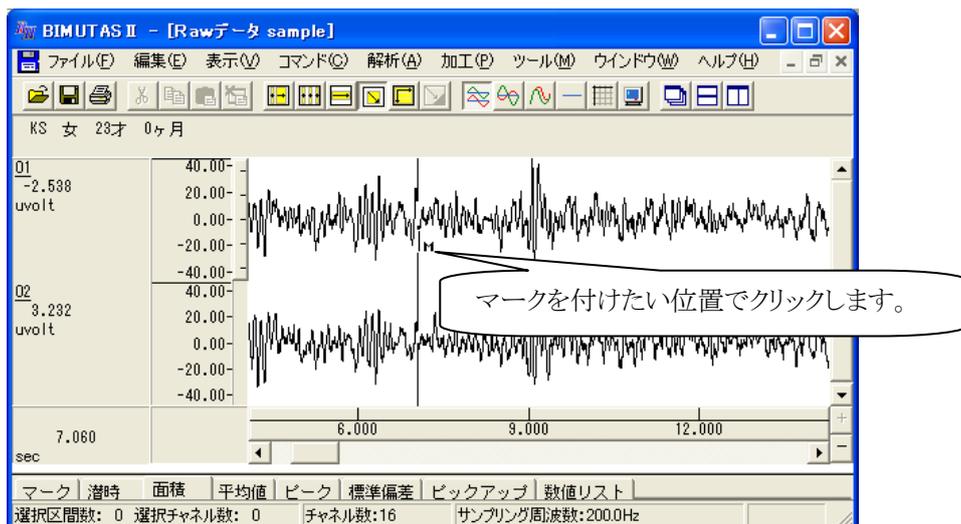
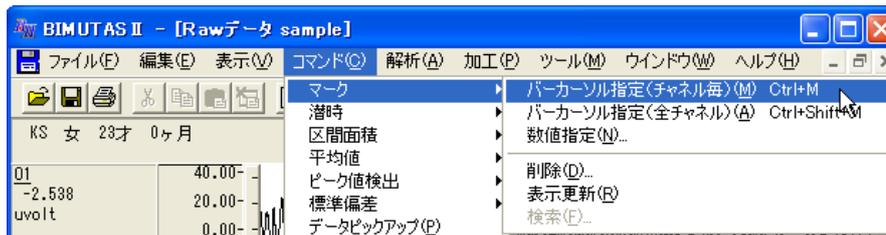
ベースラインを変更するには、波形上で右クリックして「ベースカーソルのクリア」を選びます。その後でベースライン(はじめのクリック)と選択範囲の終端(2度目のクリック)を行います。



### 3. マーク区間を使って、あらかじめ決まっている区間の計測をする場合

あらかじめ、計測したい範囲にマークをつけます。

例:「コマンド」メニューの「マーク」-「バーカーソル指定(チャンネル毎)」で、マークをつける場合



## BIMUTASII 操作のワンポイント

「コマンド」メニューの「”計測したいメニュー”」の「マーク区間」を選択します。

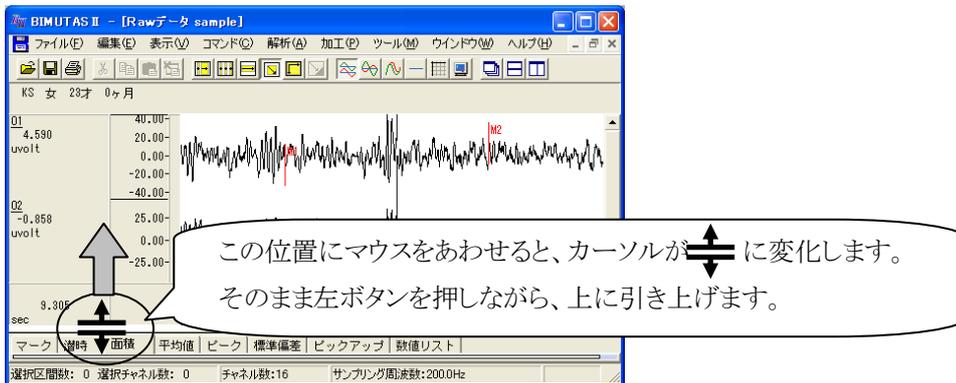


基準マークと対象マークを選び、「表示」ボタンを押します。基準マークと対象マークとの間が計測されます。



### ②タブ領域を広げ、タブ内のデータを見えるようにする。

波形の下にある、タブ領域と波形領域の境目にマウスをあわせます。その後ドラッグして上に引き上げます。



波形の下にあるタブ領域が表示され、①で操作したデータが表示されていることがわかります。



## 2) 計測したデータ(「コマンド」メニューによる数値)をテキスト出力するには

### <操作の流れ>

- ↓ ①タブ領域に計測データを表示させる。
- ↓ ②タブ領域を広げ、タブ内のデータを見えるようにする。
- ↓ ③「編集」メニューの「タブ情報」で「全て選択」を選ぶ。
- ↓ ④「編集」メニューの「タブ情報」で「コピー」を選ぶ。
- ⑤任意のテキストツールを起動して、「ペースト(貼り付け)」を行う。

### ①タブ領域に計測データを表示させる。

この手順については、前項「1)計測したデータ(「コマンド」メニューによる数値を表示するには)」を御覧ください。

### ②タブ領域を広げ、タブ内のデータを見えるようにする。

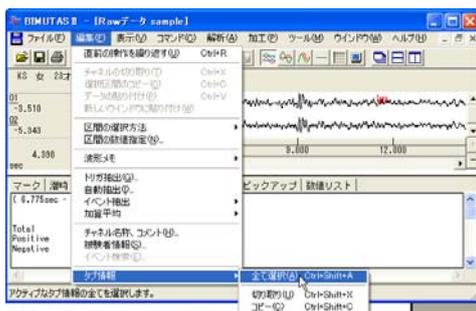
波形の下にある、タブ領域と波形領域の境目にマウスをあわせませす。その後ドラッグして上に引き上げます。



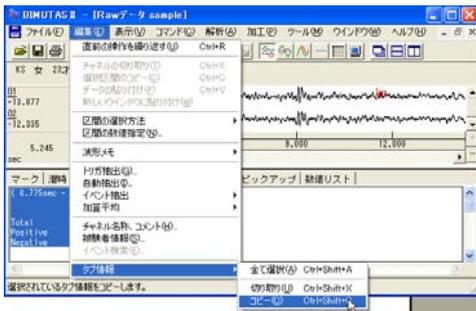
必要なタブをクリックして表示させます。



### ③「編集」メニューの「タブ情報」で「全て選択」を選ぶ。



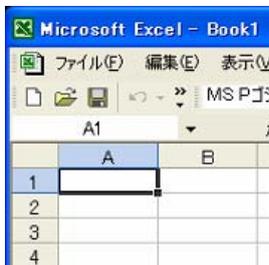
④「編集」メニューの「タブ情報」で「コピー」を選ぶ。



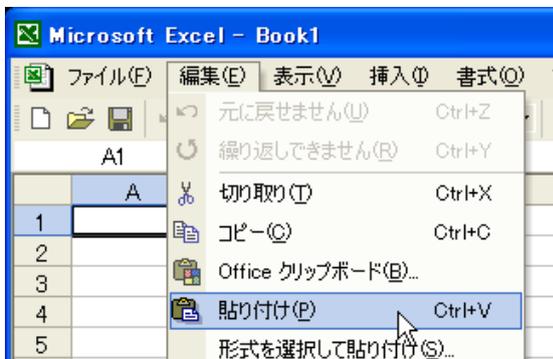
⑤任意のテキストツールを起動して、「ペースト(貼り付け)」を行う。

例: Excel に貼り付ける場合

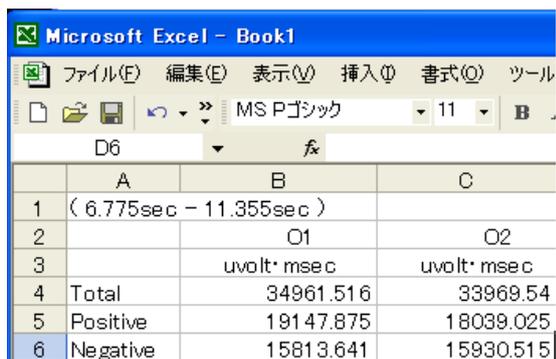
Excel を起動します。



「編集」メニューの「貼り付け」を選択します。



タブの内容が Excel シートに貼り付けられます。



### 3) 波形をテキスト出力するには

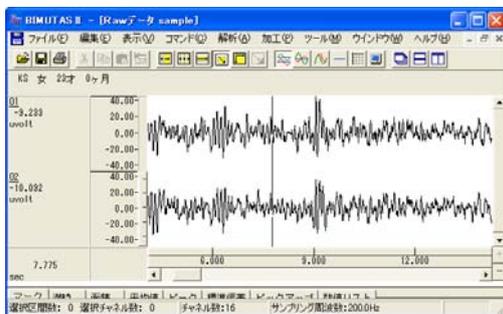
<操作の流れ>

- ↓ ①生波形または加工した波形を表示させる。
- ↓ ②「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル出力」から、出力方式を選択する。
  1. 選択範囲を使って、簡便に出力する場合
  2. バーカーソルを使って、任意の区間を出力する場合
- ③保存先を入力する。

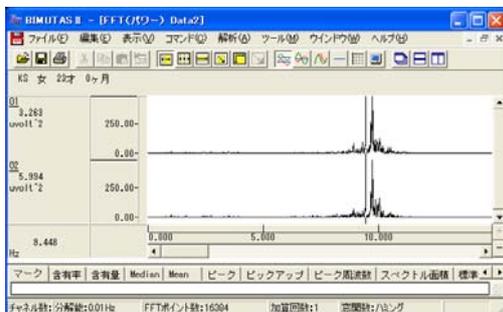
#### ①生波形または加工した波形を表示させる。

生波形でも加工・解析した波形からでも、テキスト出力を行うことができます。

例 1: 生波形を表示した場合の画面・・・生波形 [データアイコンが青色]



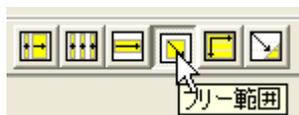
例 2: 生波形から FFT を行った場合の画面・・・解析波形 [データアイコンが赤色]



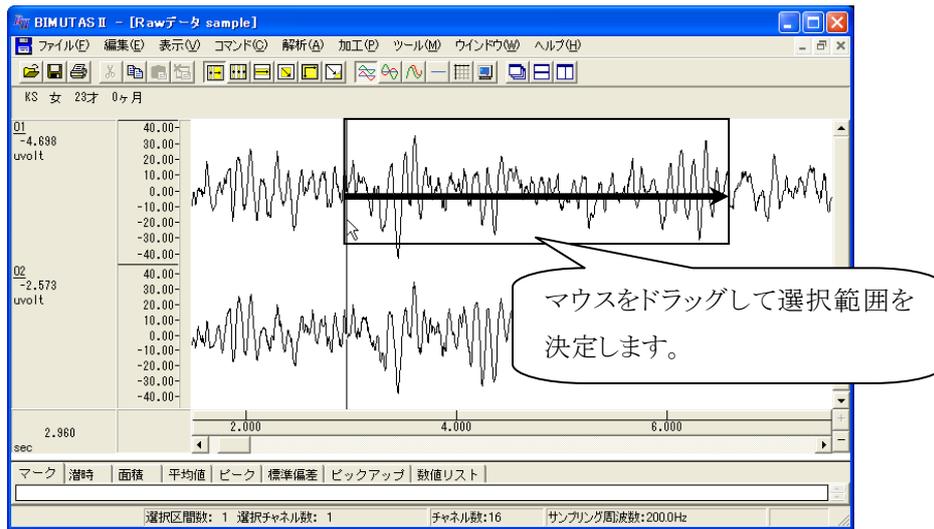
#### ②「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル出力」から、出力方式を選択する。

##### 1. 選択範囲を使って、簡便に出力する場合

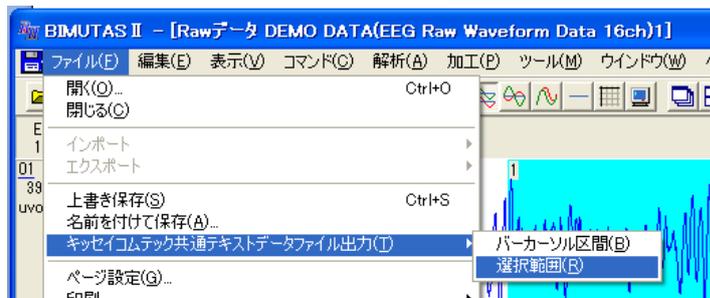
ツールバーのボタンを押し、データを選択方法を決定します。



必要な区間をマウスでドラッグして、選択範囲を設定します。



「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル出力」の「選択範囲」を選択します。

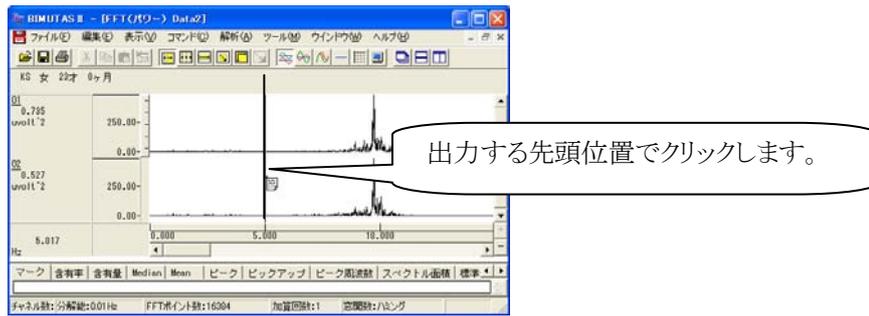


## 2. パーカーソルを使って、任意の区間を出力する場合

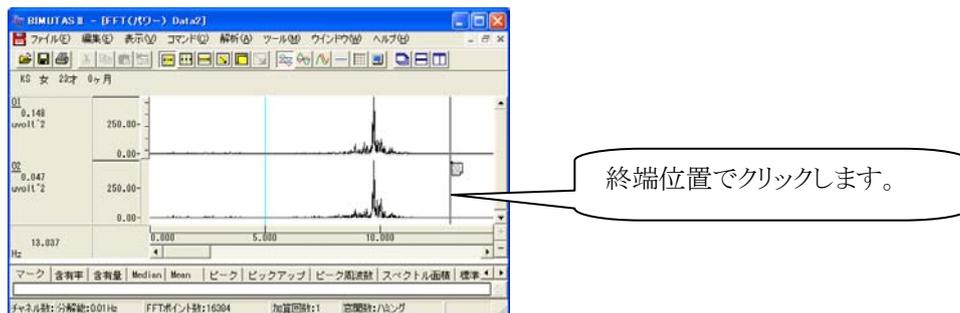
「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル出力」の「パーカーソル区間」を選択します。



テキスト出力する先頭位置で、クリックをします。



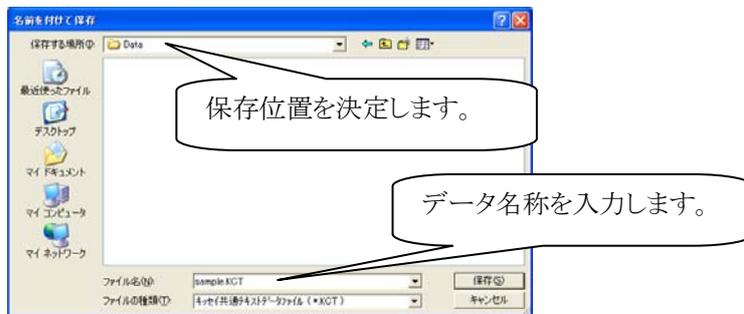
テキスト出力する終端位置で、クリックをします。



### ③保存先を入力する。

テキストデータを保存するダイアログが表示されます。

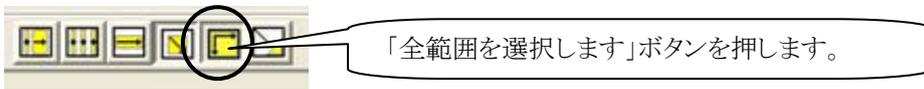
保存場所を決め、「保存」を押すとテキスト出力が完了します。



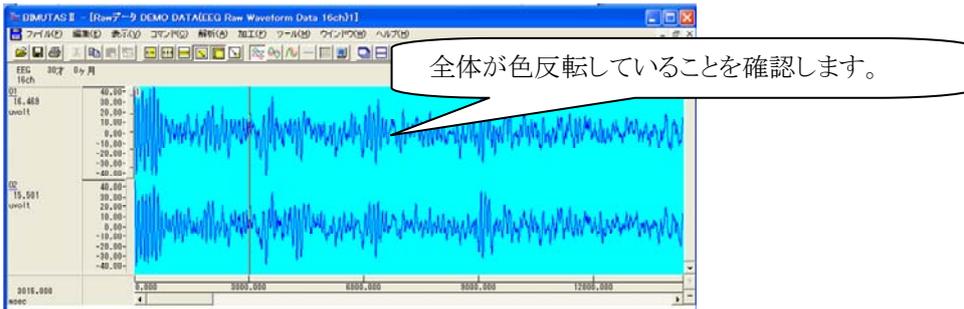
**注:キッセイコムテック共通テキストファイルについて**  
 当社独自のヘッダ構造を持つテキストファイルです。  
 フォーマットについては、「付録2 テキストファイルフォーマット」を御覧ください。

**注: データ全体をテキスト出力するには**

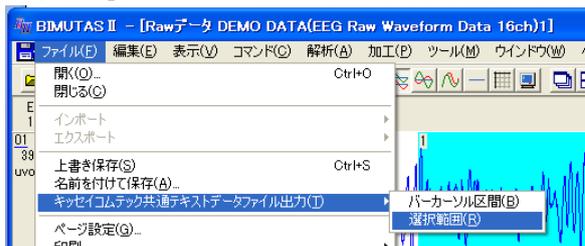
ツールバーの「」ボタンを押して、データ全体を選択します。  
今まで選択されていた範囲は、自動的にクリアされます。



全体が選択されて、色反転していることを確認します。



「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル出力」の「選択範囲」を選択します。



保存位置を決めるとテキスト出力が完了します。

#### 4) 固定幅の範囲を選択するには

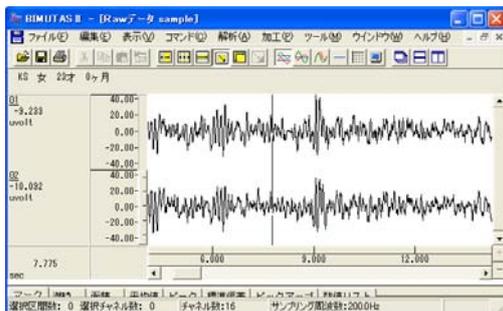
<操作の流れ>

- ↓ ①生波形または加工した波形を表示させる。
- ↓ ②「編集」メニューの「区間選択方法」-「固定幅区間の選択幅設定」を選択する。
- ↓ ③ツールバーの「固定幅区間の全チャンネル」ボタンを押す。
- ④波形上で、選択区間を設定する。

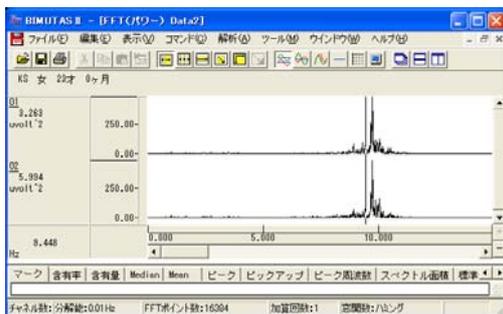
##### ①生波形または加工した波形を表示させる。

生波形上でも加工・解析した波形上でも、固定幅選択範囲を設定することができます。

例 1: 生波形(時系列データ)を表示した場合の画面・・・生波形 [データアイコンが青色]



例 2: 生波形から FFT を行った場合の画面・・・解析波形 [データアイコンが赤色]



##### ②「編集」メニューの「区間選択方法」-「固定幅区間の選択幅設定」を選択する。



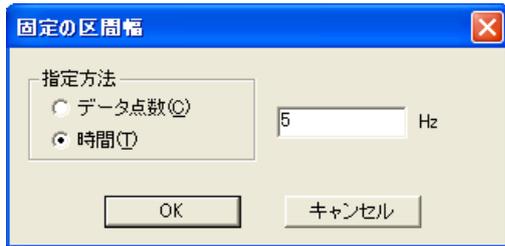
例 1:生波形(時系列データ)を表示した場合・・・生波形 [データアイコンが青色]

10sec の幅を設定



例 2:解析(FFT)を行った場合・・・解析波形 [データアイコンが赤色]

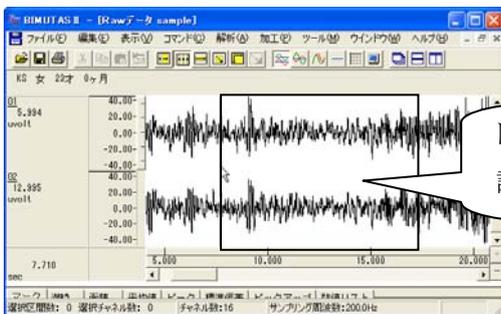
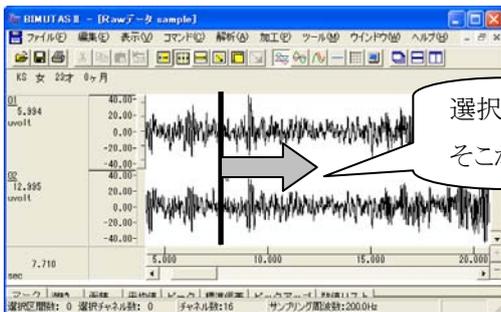
5Hz の幅を設定



③ ツールバーの「固定幅区間の全チャンネル」ボタンを押す。



④ 波形上で、選択区間を設定する。



## 5) 横軸単位を変更するには

<操作の流れ>

- ↓ ①「ツール」メニューの「オプション」を選択する。
- ↓ ②「軸単位」タブを開く。
- ↓ ③横軸単位を設定する。

### ①「ツール」メニューの「オプション」を選択する。

生波形または加工・解析した波形を表示し、「ツール」メニューの「オプション」を選びます。



### ②「軸単位」タブを開く。



### ③横軸単位を設定、「OK」ボタンを押すと、波形に適用されます。



#### 注: 実時間表示 (実際に収録した時間で表示) する場合

時間を「時分秒」または「HMS」とし、「実時間表示する」チェックボックスにチェックを入れてください。



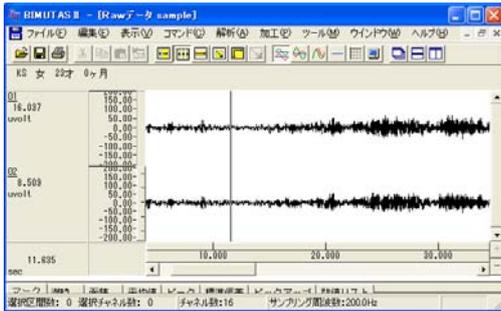
## 6)横軸・縦軸スケールを変更して、波形を大きく見せるには

<操作の流れ>

- ↓ ①生波形または解析波形を表示する。
- ↓ ②横軸スケールを変更する。
- ③縦軸スケールを変更する。

### ①生波形または解析波形を表示する。

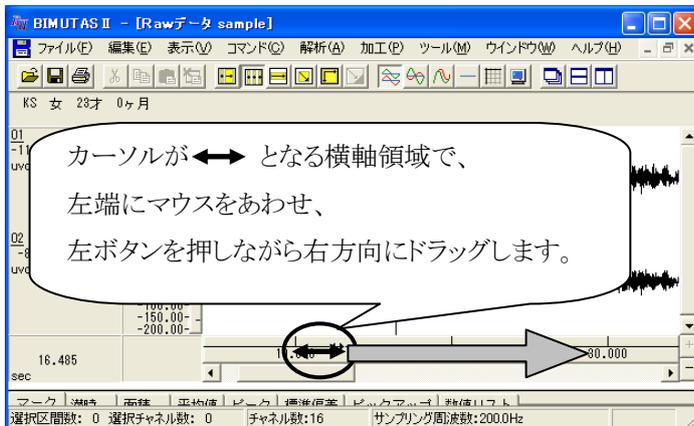
例:生波形を表示した場合



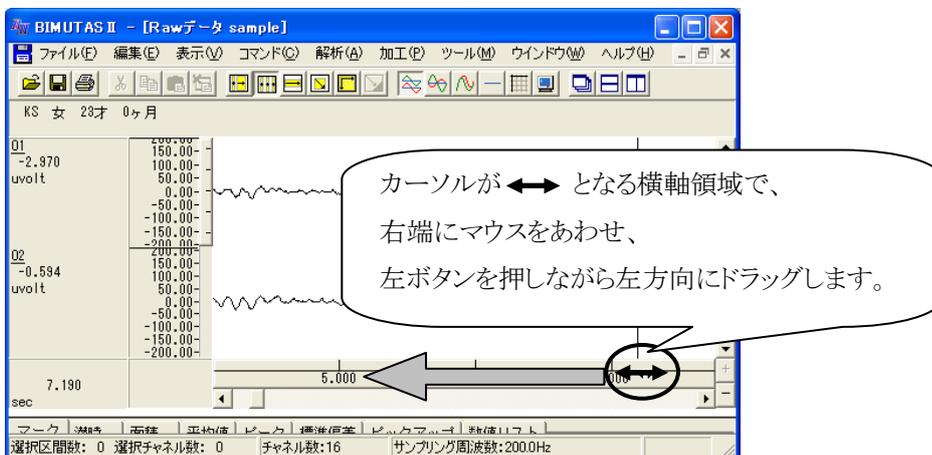
### ②横軸スケールを変更する。

1.波形上で設定する場合

・横軸スケールを広げる場合



・横軸スケールを縮める場合



2.メニューで設定する場合

「表示」メニューの「拡大・縮小」-「横軸数値指定」を選択します。



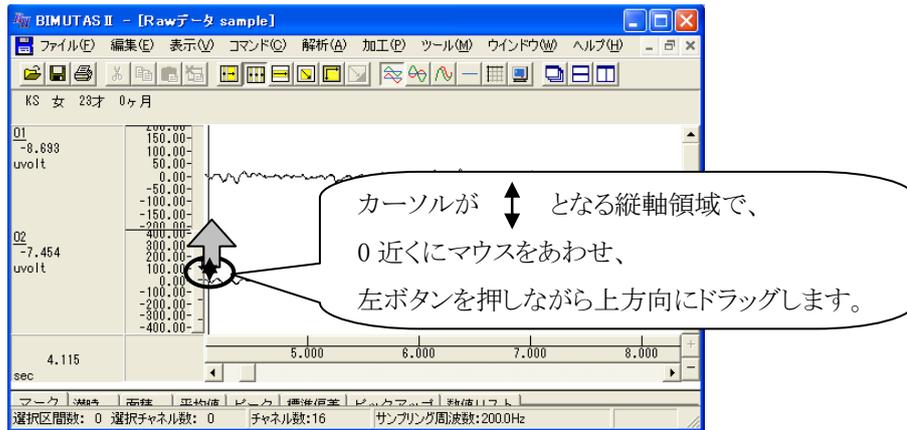
表示する範囲の数値を入力し、「OK」を押します。



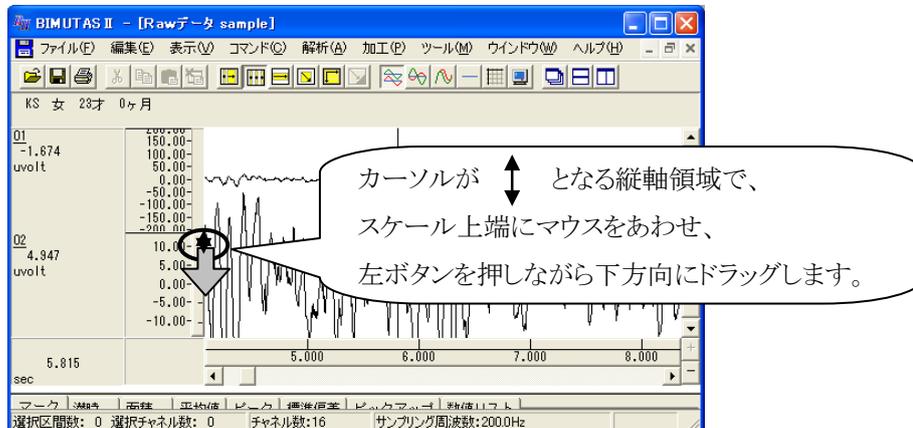
### ③縦軸スケールを変更する。

#### 1.波形上で設定する場合

・縦軸スケールを広げる場合



・縦軸スケールを縮める場合

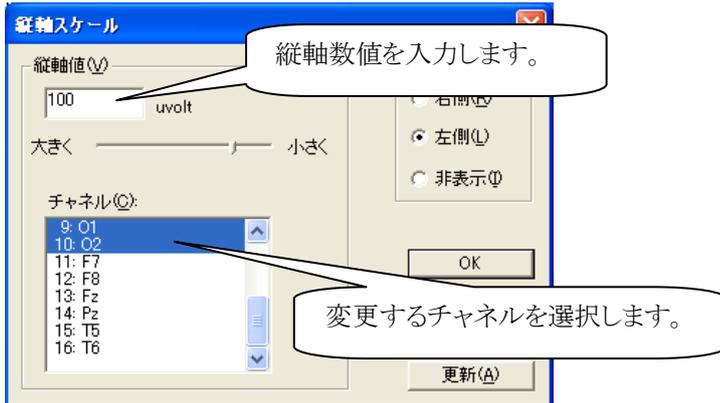


#### 2.メニューで設定する場合

「表示」メニューの「拡大・縮小」-「縦軸数値指定」を選択します。



変更するチャンネルを選択して、縦軸数値を入力し、「OK」を押します。  
「更新」を押すことで、表示の見た目を確かめることができます。



多用途生体情報解析プログラム

# ***BIMUTAS***<sup>®</sup> ***II***



解析手順

BIMUTAS IIでは、機能を組み合わせて様々な解析作業を行う事が出来ます。

BIMUTASII の基本的な解析の流れについては「基本操作」を、  
BIMUTASII を操作する上でのワンポイントについては「操作のワンポイント」を参照してください。

## <目次>

### 筋電図の解析

1-1) 筋放電量を確認する.....	3-1-1
1-2) 筋疲労を解析する.....	3-1-5
1-3) 筋放電を定量化する.....	3-1-11
1-4) MVC(最大随意収縮)で比較する.....	3-1-17
1-5) 動作単位で正規化する.....	3-1-21

### 脳波の解析

2-1) 帯域別に含有量・含有率を算出する.....	3-2-1
2-2) 2 波形を比較する.....	3-2-9
2-3) トリガ信号から脳波を抽出する(誘発脳波).....	3-2-17

### 心電図・脈波や呼吸の解析

3-1) RR 間隔または Peak to Peak 間隔を表示する.....	3-3-1
3-2) RR 間隔または Peak to Peak 間隔をテキスト出力する.....	3-3-9
3-3) LF/HF を算出する.....	3-3-15
3-4)心拍数や呼吸数を数える.....	3-3-31
3-5)最高・最低・平均血圧を算出する.....	3-3-37

### その他

4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数の関係.....	3-4-1
4-2) FFT ポイント数と平均回数(加算平均).....	3-4-3
4-3) 平滑化微分点数と移動平均.....	3-4-5

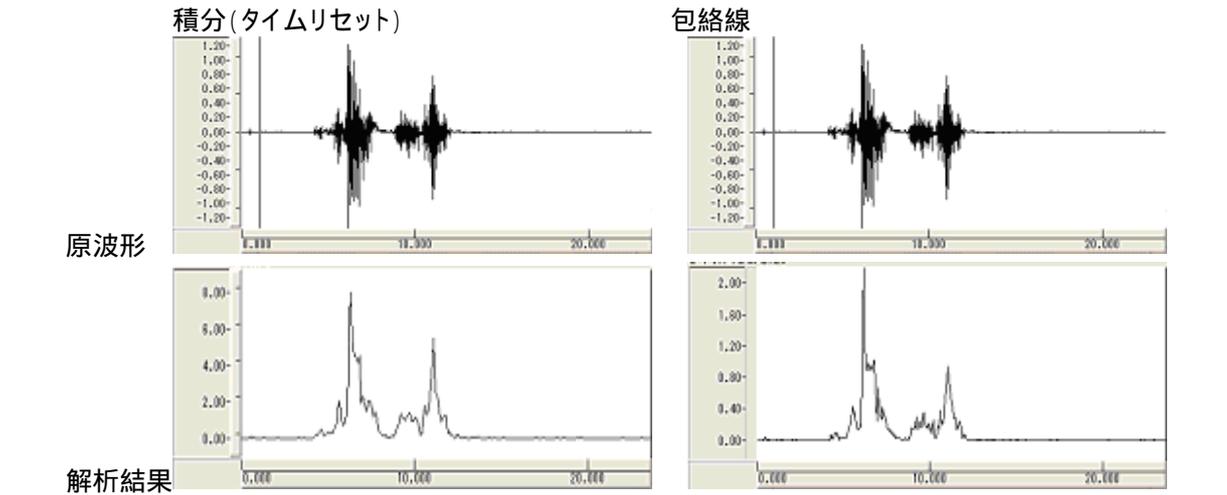
# 筋電図の解析

## 1-1) 筋放電量を確認する

筋放電が起こっている時間や量を目で見て観察しやすいように表示します。

筋放電量を確認するには、2つの方法があります。

1. 積分(タイムリセット) ..... 3-1-1
2. 包絡線 ..... 3-1-3



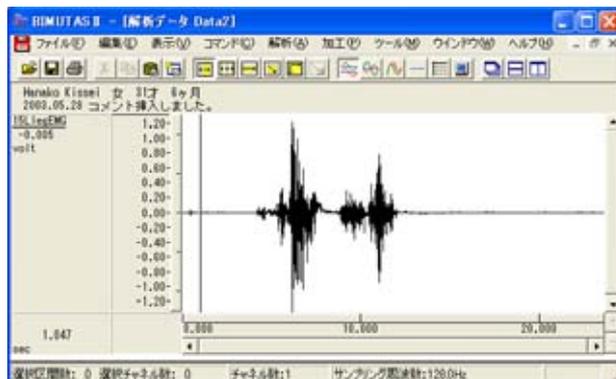
### 1. 積分(タイムリセット)

波形を自動的に全波整流し、ある一定時間(一般的に 50 ~ 200msec)に達した時、連続的に積分し続けた値をゼロに戻す解析方法です。単位時間の筋放電量変化をわかりやすく表示します。

#### < 操作の流れ >

- 筋電図の生波形を表示する。
- チャンネル全体、またはデータ全体を選択する。
- 「解析」メニューの「積分(符号なし)」を選択する。
- タイムリセットの条件を設定する。
- 積分(タイムリセット)が新しいウィンドウに表示される。

筋電図の生波形を表示する。



## BIMUTASII を使用した解析手順

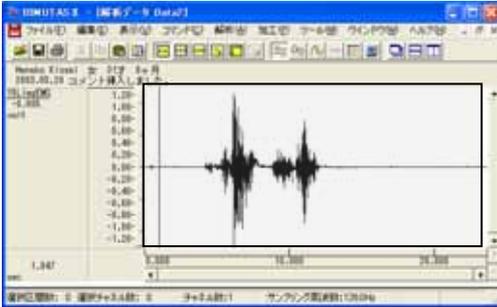
チャンネル全体、またはデータ全体を選択する。

ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを、

または、「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



波形上でクリックすると、選択区間が表示されます。



「解析」メニューの「積分(符号なし)」を選択する。



タイムリセットの条件を設定する。

「タイムリセット」タブをクリックして前面に表示させた後、以下を設定して「OK」ボタンを押します。

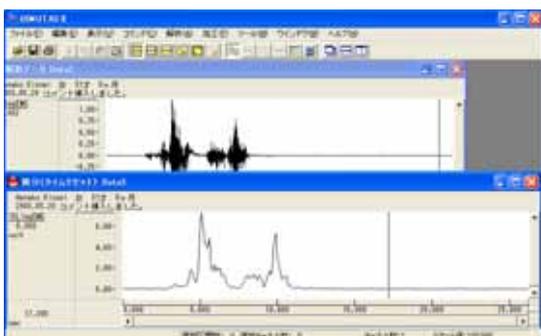


- 解析種類: 振幅積分または面積積分
- 刻みの種類: 実時間
- リセット値: 一般的に 50 ~ 200msec

被験者同士で波形を並べて観察するためには、解析種類を揃えて行う必要があります。

振幅積分と面積積分の算出方法については、ヘルプを御覧ください。

積分(タイムリセット)結果が新しいウィンドウに表示される。



筋放電量が多いと、積分波形が大きくなります。

### 3-1-2 筋放電量を確認する

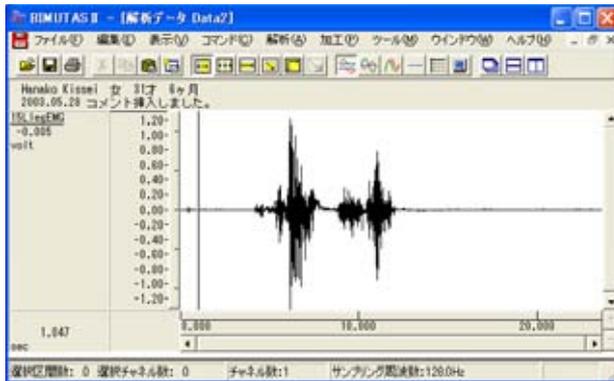
## 2. 包絡線

波形を自動的に全波整流し、波形のピークをなぞるような穏やかな線を描くようにする解析方法です。筋放電量変化をわかりやすく表示します。

### < 操作の流れ >

- 筋電図の生波形を表示する。
- チャンネル全体、またはデータ全体を選択する。
- 「解析」メニューの「包絡線」を選択する。
- 設定ダイアログを設定する。
- 包絡線が新しいウィンドウに表示される。

筋電図の生波形を表示する。

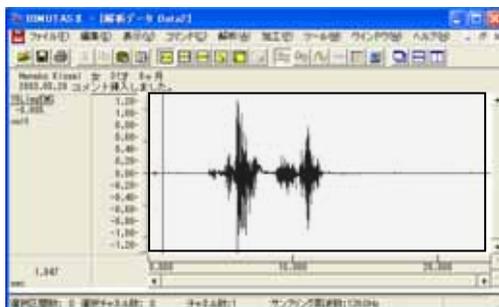


チャンネル全体、またはデータ全体を選択する。

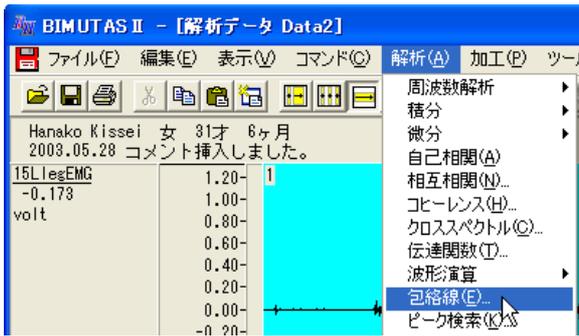
ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを、 または、「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



確認したい波形上でクリックすると、選択区間が表示されます。



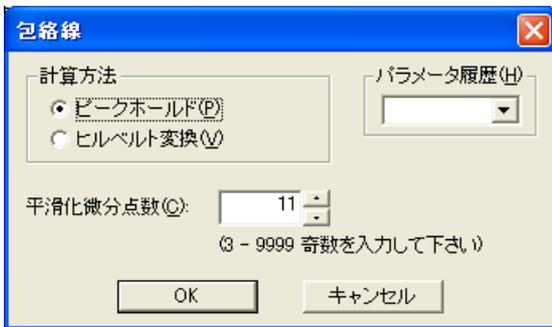
「解析」メニューの「包絡線」を選択する。



設定ダイアログを設定する。

以下を設定して「OK」ボタンを押します。

例：ピークホールドの場合



計算方法：ピークホールドまたはヒルベルト変換  
平滑化微分点数：ピークホールドを選択した場合、設定が必要です。

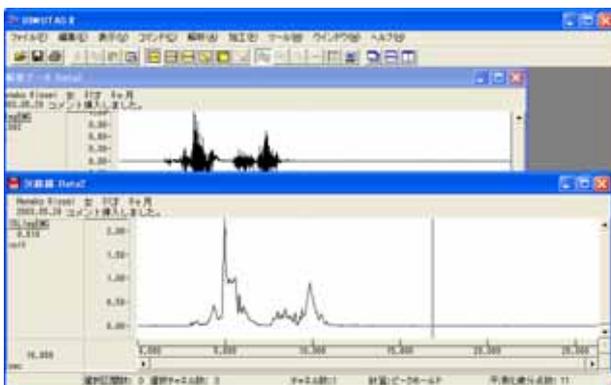
**注：平滑化微分点数の設定方法**

平滑化微分点数を大きくする 包絡線がなだらかになります。  
小さくする 包絡線が細かくなります。

平滑化微分点数の決定方法に標準は無く、実際に試していただき筋放電が見やすい状態にして頂く必要があります。

詳しくは、「4-1) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧ください。

包絡線が新しいウィンドウに表示される。



筋放電量が多いと、積分波形が大きくなります。

# 筋電図の解析

## 1-2) 筋疲労を解析する

筋電を一定時間毎に抽出した後、Median または Mean 周波数を計測します。

一般的に、「筋疲労が生じると Median または Mean 周波数が徐々に低周波数帯へ移動する」と言われています。

### < 操作の流れ >

筋電図の生波形を表示する。

「編集」メニュー「自動抽出」を選択し、波形を一定時間毎に分割する。

データ全体を選択する。

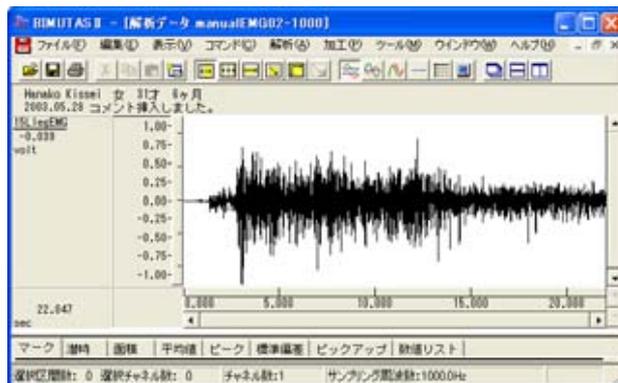
「解析」メニューの「周波数解析」から「FFT」を選択する。

「コマンド」メニュー「Median」または「Mean」から「計算」を選択する。

Median 周波数または Mean 周波数が、タブ領域に表示される。

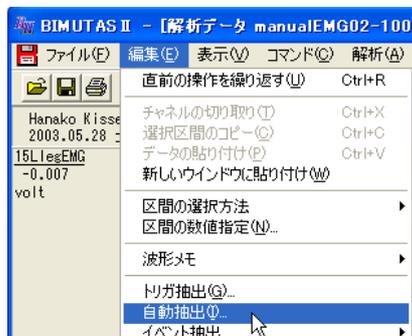
タブ領域内の Median 周波数または Mean 周波数をコピーし、表計算ソフトで加工する。

筋電図の生波形を表示する。



「編集」メニュー「自動抽出」を行い、波形を一定時間毎に分割する。

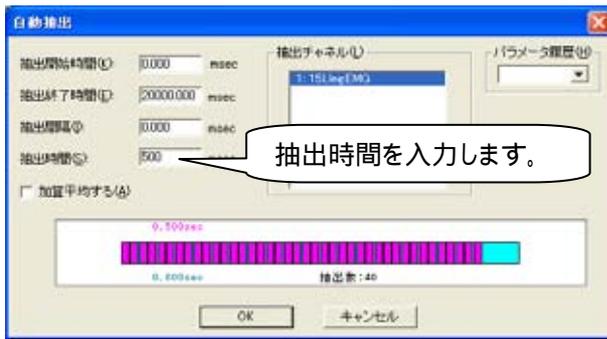
「編集」メニューの「自動抽出」を選択します。



## BIMUTASII を使用した解析手順

自動抽出ダイアログで条件を設定します。

例: データ長 20sec を、先頭から 500msec 毎に分割する場合



抽出開始～抽出終了時間: データ全長

抽出間隔: 抽出区間同士に間隔を持たせる場合に  
入力する。

抽出時間: 自動抽出される1波形の時間

この場合、500msec長の波形が40個抽出されます。(データ長 20sec ÷ 抽出時間 0.5sec = 40 個)

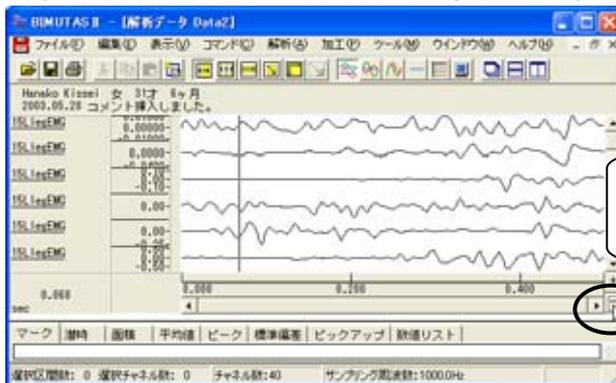
新しいウィンドウに、抽出された波形が切り出されて縦に並びます。



### 注: 抽出された1つ1つの波形を確認する場合

右下の「-」ボタンを連続してクリック 表示される波形が少なくなります。

右下の「+」ボタンを連続してクリック 表示される波形が多くなります。



項目 ~ を行う前に、全ての波形を表示して下さい。表示されていない波形については、解析が行われません。

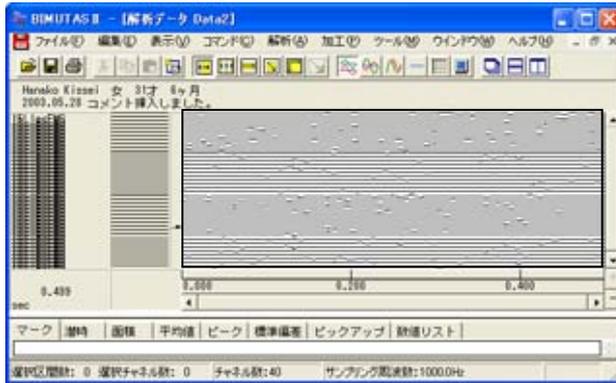
データ全体を選択する。

ツールバーで「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



## 3-1-6 筋疲労を解析する

データ全てが選択されます。



「解析」メニューの「周波数解析」から「FFT」を選択する。



「FFT」ダイアログの設定を行います。



区間の指定方法: 平均回数が1回になるように指定するのが一般的です。

窓関数: ハミングまたはハニングが一般的です。

スペクトル単位: パワー

全データ点数 521 点の内、先頭 512 点分が FFT されます。

FFT ポイント数

平均回数 (一般的に 1 回に設定します)

### 注: FFT ポイント数の設定方法

筋電図の場合、一般的に平均回数が1回となるように FFT ポイント数を設定します。

FFT ポイント数 < 全データ点数の場合:

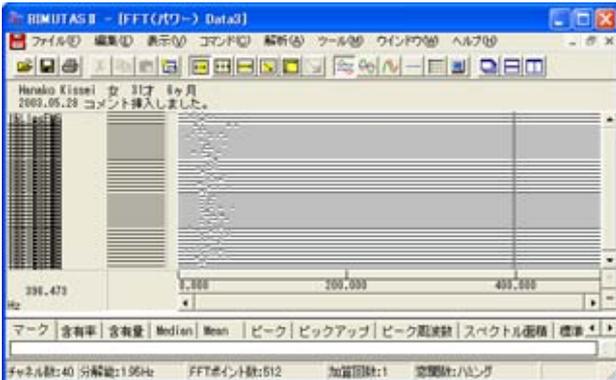
データ先頭から FFT ポイント数分のデータが FFT 解析に使用されるため、データ後半は FFT 結果に反映されません。

FFT ポイント数 > 全データ点数の場合:

FFT するために足りないデータは、自動的に 0 で埋められます。

詳しくは、「4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数」を御覧下さい。

FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。



**注:1つ1つのFFT結果を確認する場合**

右下の「-」ボタンを連続してクリック 表示される波形が少なくなります。  
 右下の「+」ボタンを連続してクリック 表示される波形が多くなります。



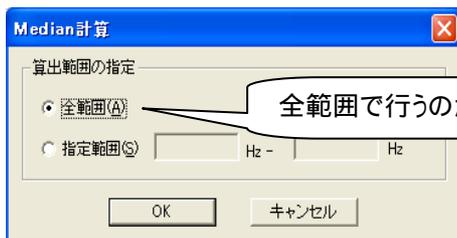
+・-ボタンのクリックで  
表示される波形の数を変更します。

項目 ~ を行う前に、全ての波形を表示して下さい。表示されていない波形については、解析が行われません。

「コマンド」メニュー「Median」または「Mean」から「計算」を選択する。

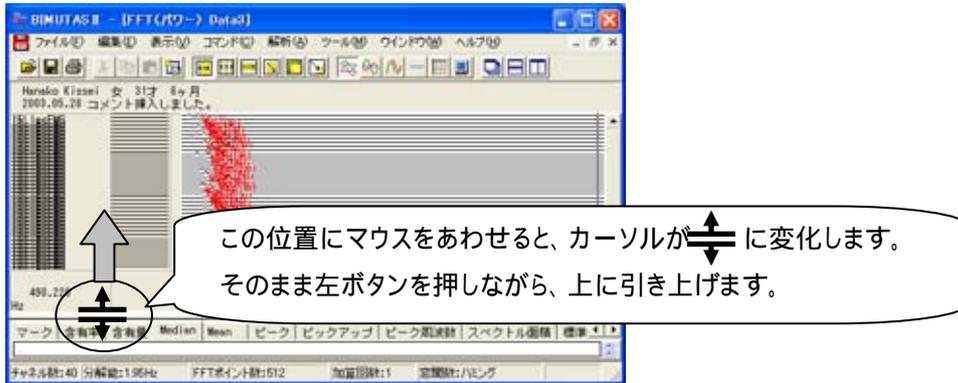


Median または Mean 周波数の計算方法を指定します。



全範囲で行うのが一般的です。

Median 周波数または Mean 周波数が、タブ領域に表示される。  
 タブ領域を拡大して、計測データを表示させます。



タブ領域が広げられ、Median 周波数が計測されていることがわかります。

生波形の

- 0msec ~ 500msec の Median 周波数
- 500msec ~ 1000msec の Median 周波数
- 1000msec ~ 1500msec の Median 周波数
- ...

のように、連続した時系列上の Median 周波数の数値が、左から順に表示されています。

また、波形上には算出された Median 周波数の位置が赤線で表示されています。



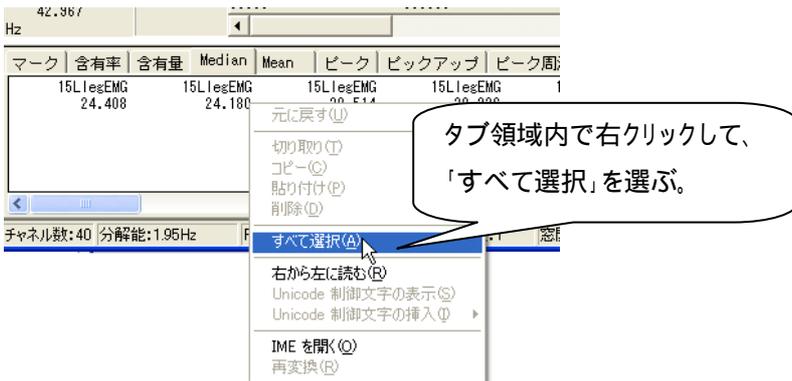
**注: 1つ1つの Median 周波数位置を確認する場合**

右下の「-」ボタンを連続してクリック 表示される波形が少なくなります。  
 右下の「+」ボタンを連続してクリック 表示される波形が多くなります。



## BIMUTASII を使用した解析手順

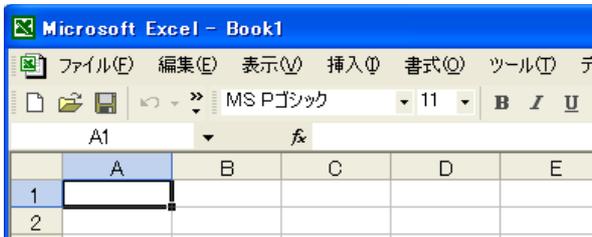
タブ領域内の Median 周波数または Mean 周波数をコピーし、表計算ソフトで加工する。  
タブ領域内で右クリックして、「すべて選択」を選びます。



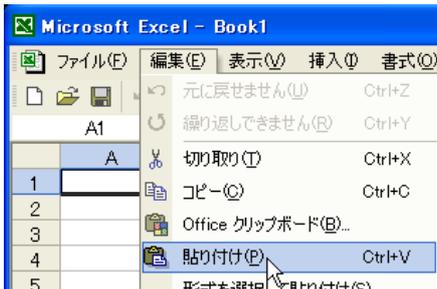
タブ領域内が選択された(色反転している)ことを確認した後で、再びタブ領域内で右クリックして、「コピー」を選びます。



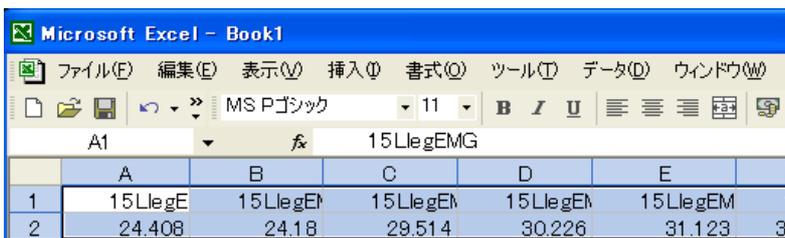
表計算ソフト(例: Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。



Median 周波数が表計算ソフトに表示されました。グラフ等の加工を行うことができます。



## 筋電図の解析

### 1-3) 筋放電を定量化する

2つの事象について比較をしたり、経過時間による筋放電量変化をグラフ化するために、筋放電を定量化します。

筋放電を定量化するには、2つの方法があります。

1. 積分の時系列変化を表示し定量化する..... 3-1-11
2. 積分値を直接求める..... 3-1-14

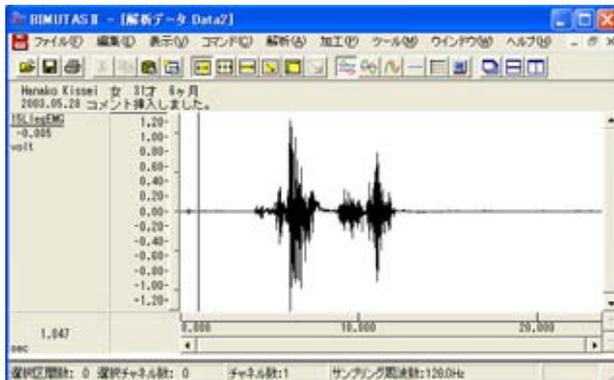
#### 1. 積分の時系列変化を表示し定量化する

波形を自動的に全波整流し、積分します。経過時間による変化をグラフで表示します。

##### < 操作の流れ >

- 筋電図の生波形を表示する。
- 解析する波形の一部または全体を選択する。
- 「解析」メニューの「積分(符号なし)」を選択する。
- 「ノーマル」ダイアログを設定する。
- 積分(ノーマル)が新しいウィンドウに表示される。
- 「コマンド」メニューの「データピックアップ」を選択する。
- タブ領域に積分値が表示される。

筋電図の生波形を表示する。



解析する波形の一部または全体を選択する。

ツールバーで選択区間モードボタンを押します。

例: フリーモードで選択する場合、「フリー範囲」ボタンを押します。



## BIMUTASII を使用した解析手順

波形範囲をドラッグすると、波形に選択区間が表示されます。

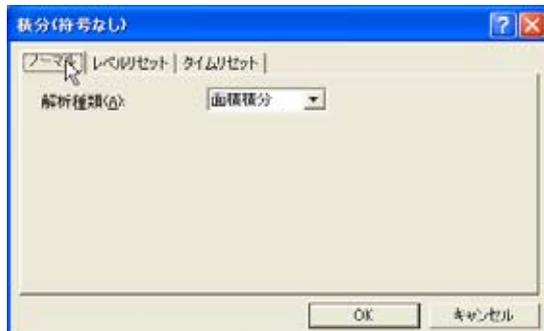


「解析」メニューの「積分(符号なし)」を選択する。



「ノーマル」ダイアログを設定する。

「ノーマル」タブをクリックして前面に表示させた後、以下を設定して「OK」ボタンを押します。



解析種類: 面積積分または振幅積分

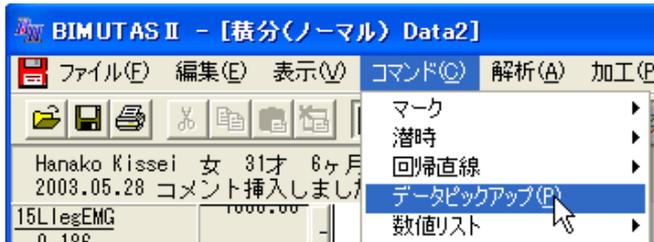
被験者同士で波形を並べて観察するためには、解析種類を揃えて行う必要があります。

振幅積分と面積積分の算出方法については、ヘルプを御覧ください。

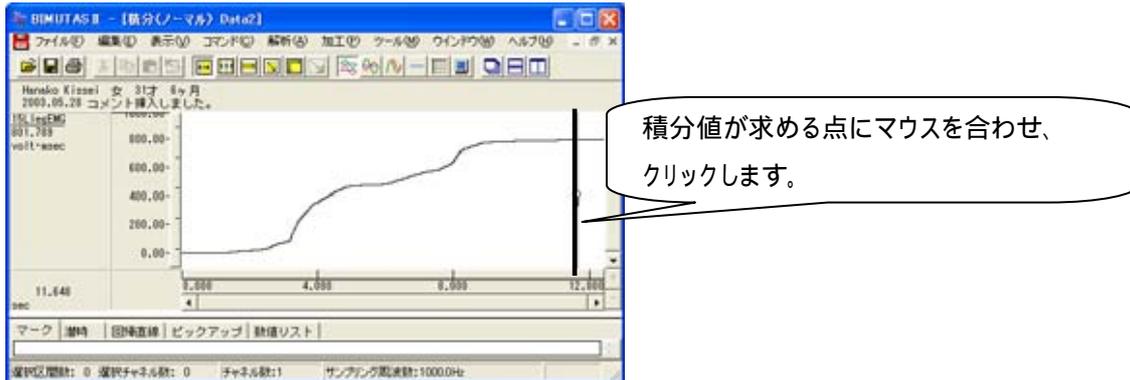
積分(ノーマル)が新しいウィンドウに表示される。



「コマンド」メニューの「データピックアップ」を選択する。

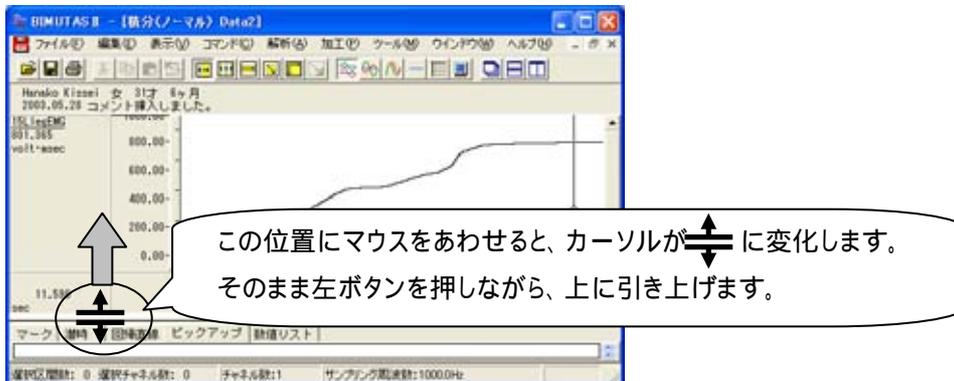


波形上の積分値を求める点にマウスを合わせ、クリックします。



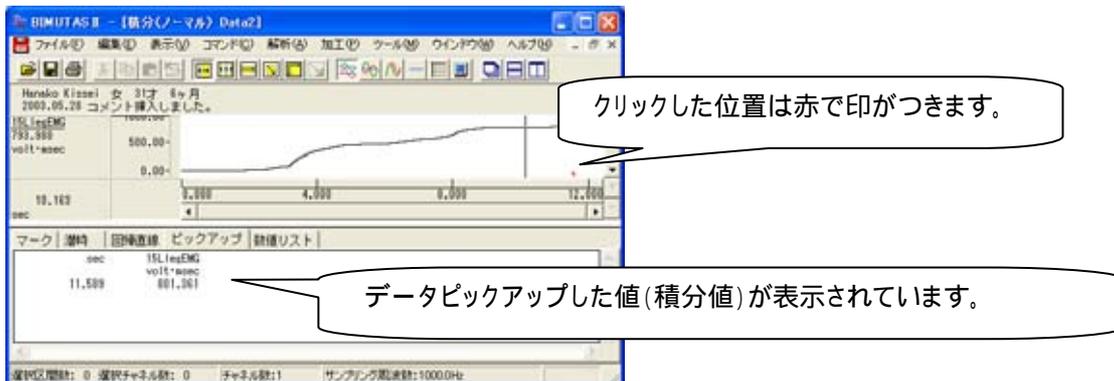
タブ領域に積分値が表示される。

タブ領域を拡大して、計測データを表示します。



タブ領域が広げられ、積分値が計測されていることがわかります。

同様に、別の積分結果から積分値をデータピックアップして数値を比較します。



## 2. 積分値を直接求める

波形の面積積分を行い、その値を直接算出する方法です。

### < 操作の流れ >

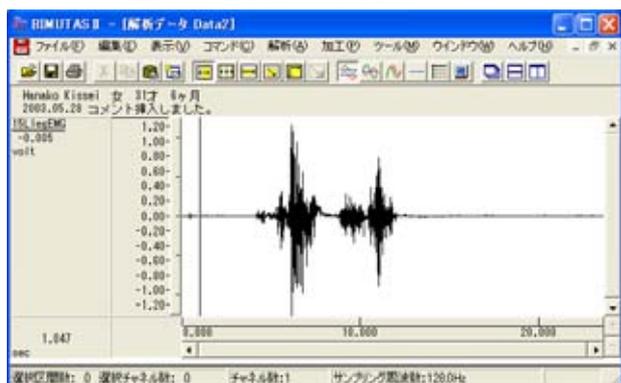
筋電図の生波形を表示させる。

解析する波形部分を選択する。

「コマンド」メニューの「区間面積」-「選択範囲」を選択する。

タブ領域に積分値が表示される。

筋電図の生波形を表示させる。



解析する波形部分を選択する。

ツールバーで選択区間モードボタンを押し、波形を選択します。

例: フリーモードで選択する場合、「フリー範囲」ボタンを押します。



波形範囲をドラッグすると、波形に選択区間が表示されます。

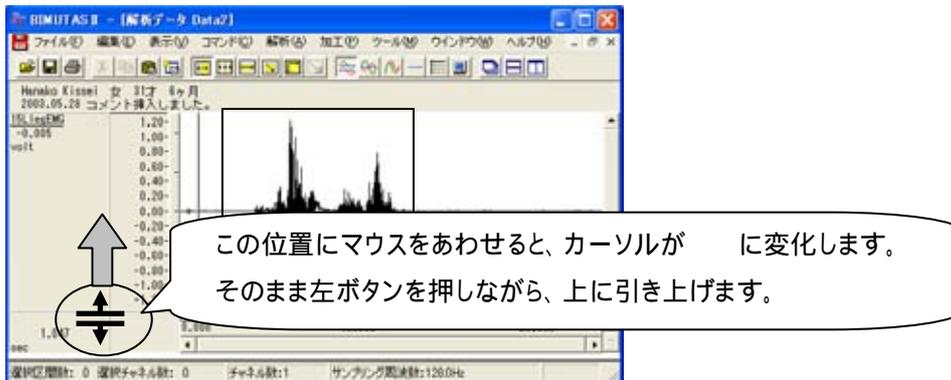


「コマンド」メニューの「区間面積」-「選択範囲」を選択する。



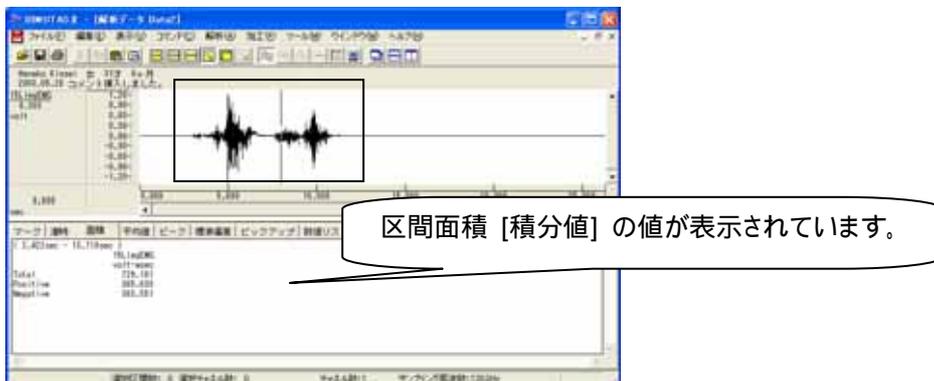
タブ領域に積分値が表示される。

タブ領域を拡大して、計測データを表示させます。



タブ領域が広げられ、区間面積 [積分値] が計測されていることがわかります。

同様に、別の波形から積分値を算出して数値を比較します。





# 筋電図の解析

## 1-4) MVC(最大随意収縮)で比較する

個人間では、単なる積分値などの絶対量を用いて比較はできません。そのために MVC を用いて最大収縮からの比率を求め、筋放電を比較します。

100%MVC を用いて比率を求めることで、個人間の比較が可能になります。

### <操作の流れ>

- ↓ ①100%の力を込めて記録した、筋電図の生波形を表示する。
- ↓ ②筋放電の強い区間を選択する。
- ↓ ③「加工」メニューの「整流」-「全波整流」を選択する。
- ↓ ④「コマンド」メニューの「ピーク検出」または「平均値」を選択して、値をメモする。
- ↓ ⑤実際の筋電図の生波形を表示する。
- ↓ ⑥「解析」メニューの「波形演算」-「単項演算」を選択し、メモした値を入力する。
- ⑦縦軸が比率になって表示される。

### ①100%の力を込めて記録した、筋電図の生波形を表示する。

この時点で基線がずれている場合は、ヘルプの「加工」-「基線算出」をご覧ください。

### ②筋放電の強い区間を選択する。

ツールバー「フリー範囲」ボタンを押します。



波形範囲をドラッグすると、波形に選択区間が表示されます。



### ③「加工」メニューの「整流」-「全波整流」を選択する。



④「コマンド」メニューの「ピーク検出」または「平均値」を選択して、値をメモする。

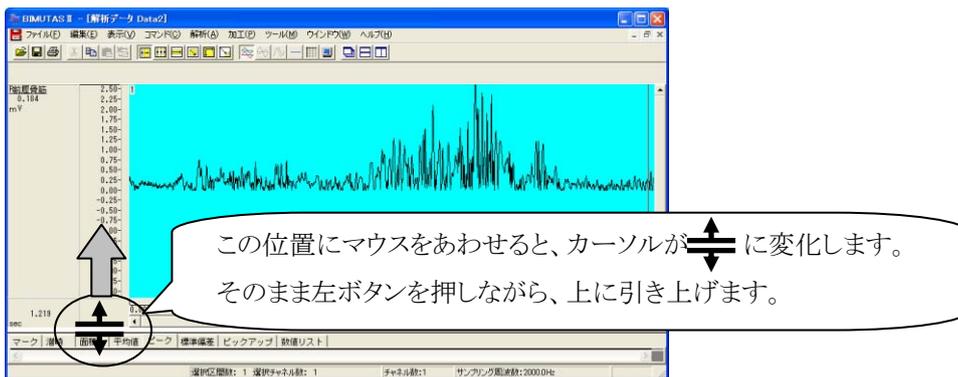
ツールバーで「全選択」ボタンを押し、波形を全選択します。



最大値を取得するときは「コマンド」メニューの「ピーク検出」-「選択範囲」を選択します。  
また、平均値を取得するときは「コマンド」メニューの「平均値」-「選択範囲」を選択します。

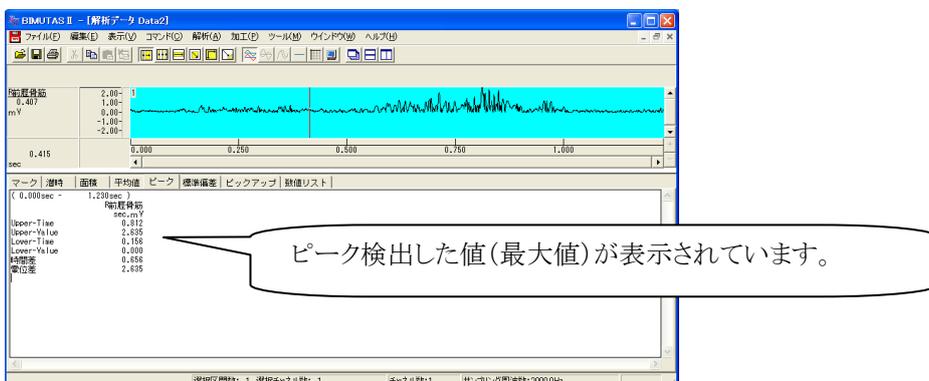


タブ領域を拡大して、計測データを表示します。



タブ領域が広げられ、最大値または平均値が計測されていることがわかります。

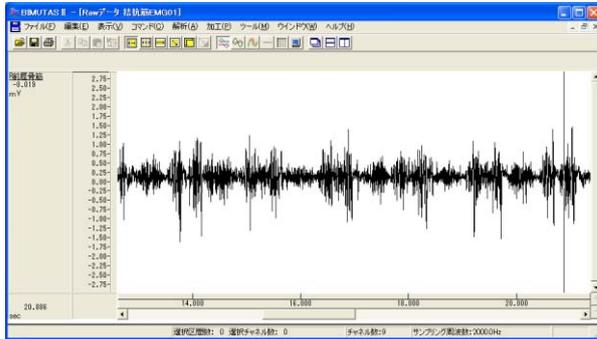
最大値を取得する場合は[ピーク]タブの「Upper-Value」、平均値を取得する場合は[平均値]タブ値をメモします。



100%MVC であれば、メモした数値をそのまま使用します。

⑤実際の筋電図の生波形を表示する。

この時点で基線がずれている場合は、ヘルプの「加工」-「基線算出」をご覧ください。

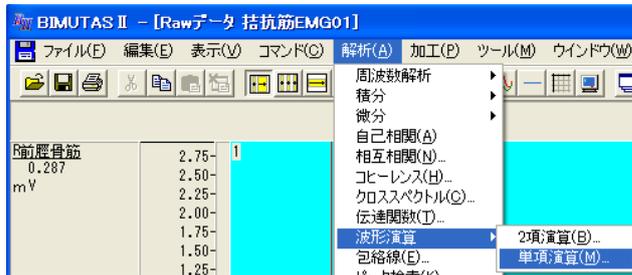


⑥「解析」メニューの「波形演算」-「単項演算」を選択し、メモした値を入力する。

ツールバーで「全選択」ボタンを押し、波形を全選択します。



「解析」メニューの「波形演算」-「単項演算」を選択します。



単項演算の式を入力します。



演算種別: 「÷」を選択します。

演算値: メモしておいた値を入力します。

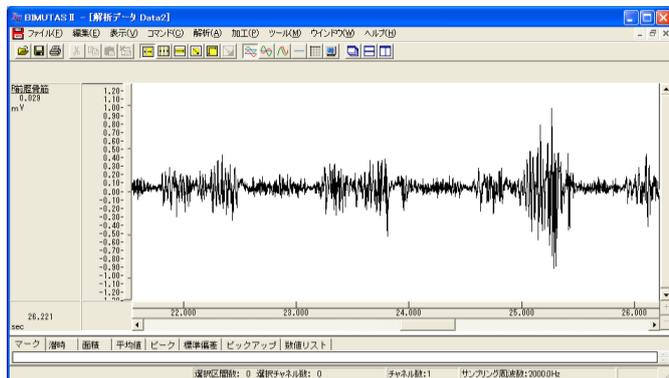
「登録」ボタンを押してから、OK ボタンで閉じます。

波形演算について詳しくは、ヘルプを御覧下さい。

⑦縦軸が比率になって表示される。

縦軸の値が、入力した値を 1.0 とした比率となって(～-1.0～0～1.0～)表示されます。

BIMUTASII の仕様上、縦軸単位は前のままですが、単位を無視してください。



値をテキスト出力する場合は、ワンポイント集をごらんください。

# 筋電図の解析

## 1-5) 動作単位で正規化する

歩行などの繰り返し動作を比較する方法の1つです。

動作が一度終わるまでの時間はそれぞれ違うため、そのまま比較はできません。そのために、1動作が終わる時刻を100%として、横軸を揃えて(=正規化して)から比較します。

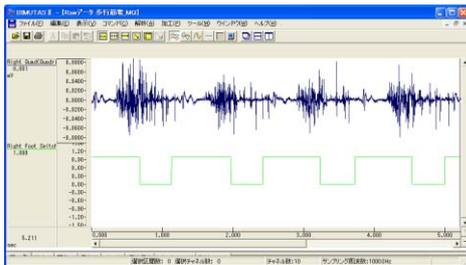
正規化することによって、試行毎や個人間の筋放電の比較が可能になります。  
フットスイッチを用いた歩行解析を例として、説明します。

### <操作の流れ>

- ↓ ①筋電図の生波形を表示する。
- ↓ ②フットスイッチから、1歩行周期(1動作分)を選択する。
  - 1) 「編集」メニューの「トリガ抽出」で、歩行動作開始点を抽出する。
  - 2) 「編集」メニューの「区間の数値指定」で、選択区間の終点を入力する。
- ↓ ③新しいウィンドウに張り付ける。
- ↓ ④リサンプリングしてデータ点数をそろえ、値をテキスト出力する。
  - 1) 同じ長さのチャンネルについて、波形を全選択する。
  - 2) 「加工」メニューの「整流」-「全波整流」を選択する。
  - 3) 「加工」メニューの「リサンプリング」を選択して、データ点数をそろえる。
  - 4) 「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル」を選択する。
- ⑤表計算ソフトで、縦軸を加算平均し、横軸を100%に換算する。

### ①筋電図の生波形を表示する。

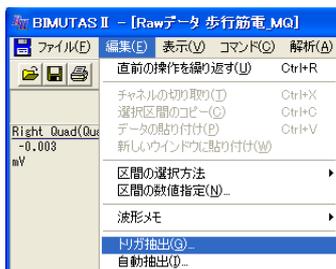
この時点で基線がずれている場合は、ヘルプの「加工」-「基線算出」をご覧ください。



### ②フットスイッチから、1歩行周期(1動作分)を選択する。

- 1) 「編集」メニューの「トリガ抽出」で、歩行動作開始点を抽出する。

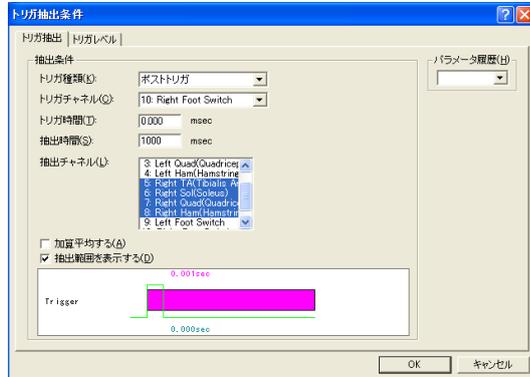
「編集」メニューの「トリガ抽出」を選択します。



## BIMUTASII を使用した解析手順

右のフットスイッチから、右足の筋電図の歩行動作開始点を検出します。左足については、右足の解析がすべて終わった後で、再度左のスイッチを用いて検出し直してください。

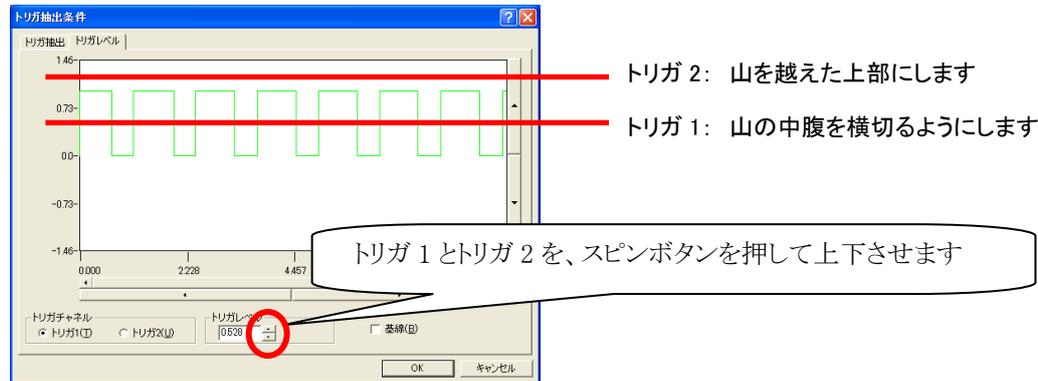
「トリガ抽出」タブ:



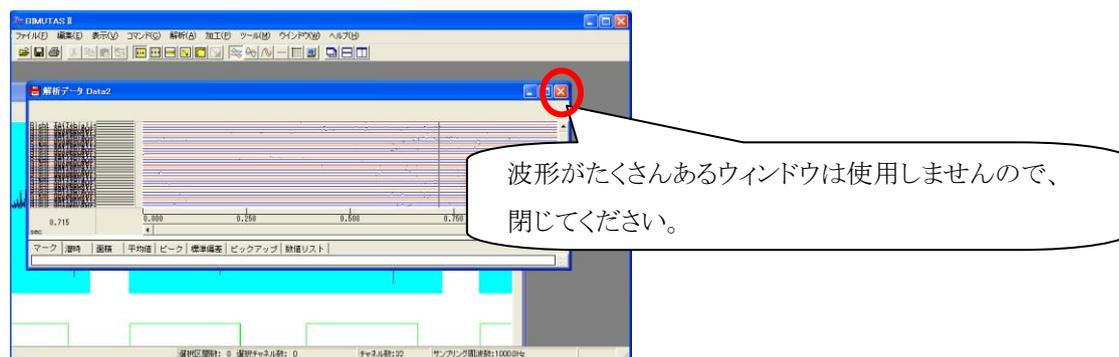
トリガ種類: 「ポストトリガ」  
トリガチャンネル: 右のフットスイッチ  
トリガ時間: 0 msec  
抽出時間: 適当に 1000msec を入力します。  
抽出チャンネル: 右足の筋電図を選択します。

加算平均はせず、抽出範囲を表示します。

「トリガレベル」タブ: フットスイッチの「中腹」と「山を越えた上部」の 2 つを指定します。



新しく作成されたウィンドウは使用しませんので、そのまま閉じてください。

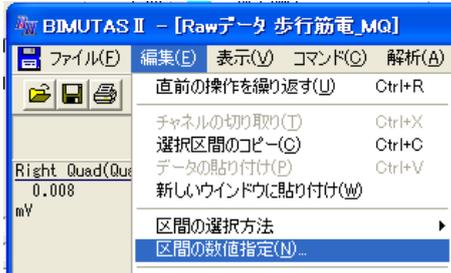


この段階では、歩行動作開始点だけが合っている状態です。

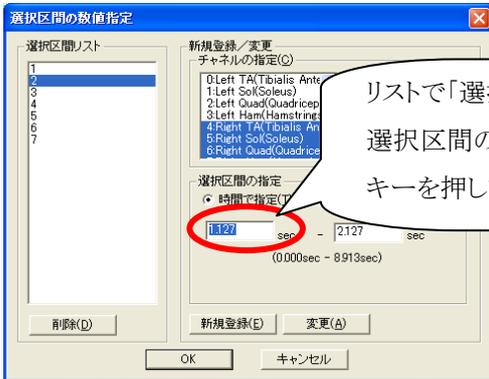
目で確認いただき、ノイズやいらぬ部分があれば、選択範囲を右クリック→「選択区間の解除」を選んで、選択区間から排除してください。

2) 「編集」メニューの「区間の数値指定」で、歩行動作終了点を入力する。

「編集」メニューの「区間の数値指定」を選択します。

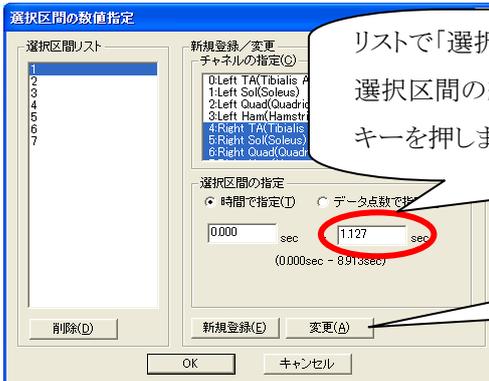


歩行周期のように、“今の終了点” = “次の開始点”である場合は、下のように設定していきます。  
左のリストから選択区間 2 を選んで、その開始時刻をコピーします。



リストで「選択区間 2」を選んでから、  
選択区間の開始時刻を色反転させて、Ctrl キーを押しながら「C」キーを押します。すると、この値をコピーした状態になります。

次に、左のリストから選択区間 1 を選んで、その終了時刻へペーストします。



リストで「選択区間 1」を選んでから、  
選択区間の終了時刻を色反転させて、Ctrl キーを押しながら「V」キーを押します。すると、前項でコピーした値をペーストしました。

「変更」ボタンを押して、確定します。

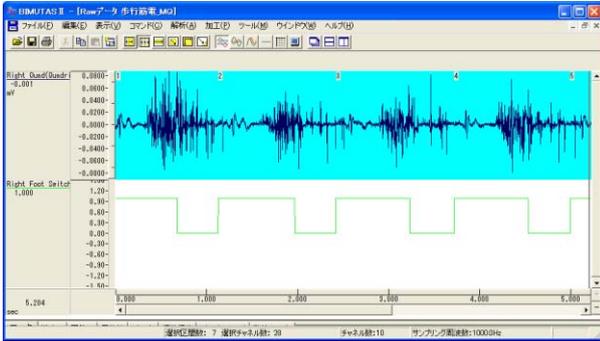
このように、

- 「選択区間 2」の開始時刻コピー → 「選択区間 1」の終了時刻へペースト → 「変更」ボタン
- 「選択区間 3」の開始時刻コピー → 「選択区間 2」の終了時刻へペースト → 「変更」ボタン
- 「選択区間 4」の開始時刻コピー → 「選択区間 3」の終了時刻へペースト → 「変更」ボタン
- …と繰り返して、すべての選択範囲の終了点を確定します。

終了時刻を目で見えて確認いただき、特に最終区間については、必要があれば時刻を手入力してください。

③新しいウィンドウに張り付ける。

色反転した選択範囲が、波形上で横に連なった状態です。

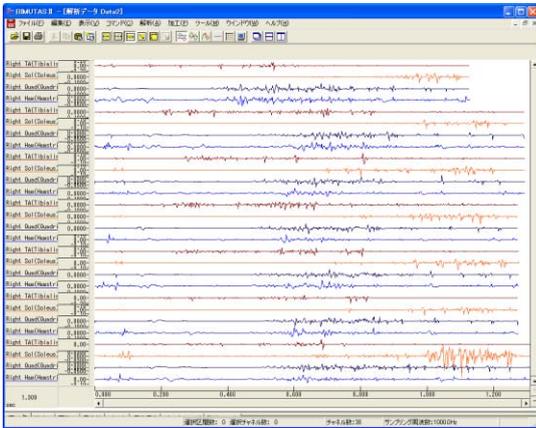


ツールバーで「選択区間のコピー」ボタンを押したあとで、すぐに「新規ウィンドウに張り付け」ボタンを押します。



新しくウィンドウができます。

良く見ると、一定のチャンネル毎に、波形の長さが少しずつ違うことがわかります。この場合は、右足の筋電図が4チャンネルあるので、4チャンネルを1セットとして同じ長さの波形が並んでいます。



④リサンプリングしてデータ点数をそろえ、値をテキスト出力する。

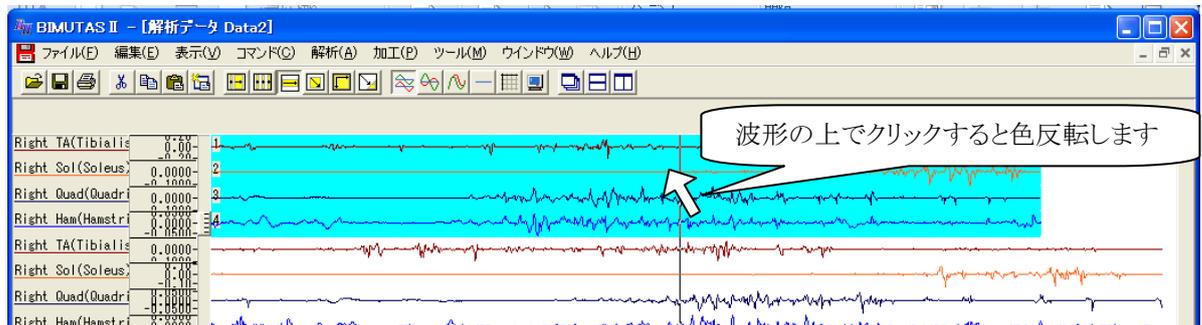
1) 同じ長さのチャンネルについて、波形を全選択する。

ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを押します。



波形の1セットを順番にクリックします。

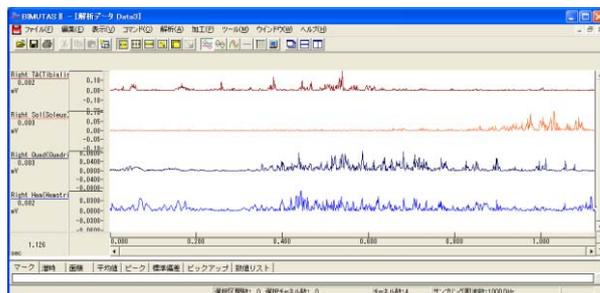
この例の場合は、右足の筋電図が4チャンネルあるので、4チャンネルを1セットです。すなわち、上から4チャンネル分を一つずつクリックします。



2) 「加工」メニューの「整流」-「全波整流」を選択する。



新しいウィンドウができ、全波整流した状態になります。

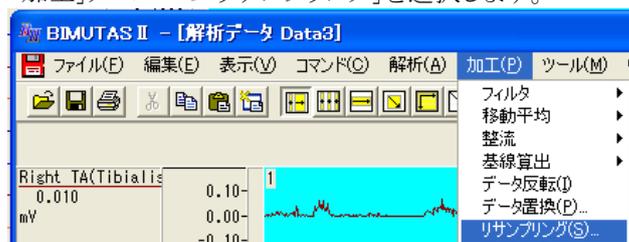


3) 「加工」メニューの「リサンプリング」を選択して、データ点数をそろえる。

ツールバーで「全選択」ボタンを押し、波形を全選択します。



「加工」メニューの「リサンプリング」を選択します。



## BIMUTASII を使用した解析手順

データ点数を、一番長い点数に合わせます。

一番長いデータに合わせて、且つキリの良い数字にすると、作業が楽になります。

この例では、余裕を持ってすべてのデータを 2000 点にリサンプリングします。



変換後データ点数: データ長の長いものに合わせます

この例では 2000 点を入力していますが、実際のデータによって数字を変えてください。

新しくウィンドウができます。

このウィンドウでは、データ点数が入力した点数になっているはずですが。

再度、全範囲を選択してから「加工」メニューの「リサンプリング」をクリックして、データ点数が入力した値になったかどうか、かならず確認してください。

もし、点数が1点多いときは、リサンプリング点数を1点減らしてみてください。

### 4) 「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル」を選択する。

ツールバーで「全選択」ボタンを押し、波形を全選択します。



「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル」-「選択範囲」を選択します。



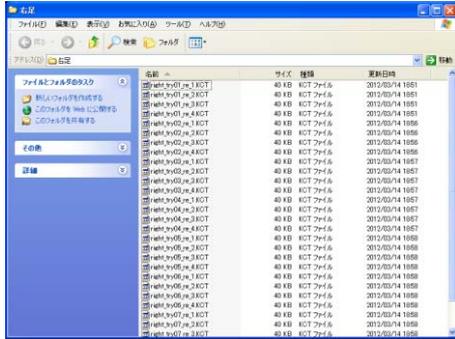
保存先を入力して、テキストファイルを作成します。

### 5) 1 試行毎にこの作業を繰り返します。

以上の 1)~4)工程を繰り返して、1 試行毎のテキストファイルを次々と作成します。

⑤表計算ソフトで、縦軸を加算平均し、横軸を 100%に換算する。

全試行のテキストファイルを出力したことを確認します。



表計算ソフト(今回は Excel を使用します)へ、チャンネル毎に1つのシートにまとめます。

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Right TA(Tibialis Anterior)								
2									
3	msec	1周期	2周期	3周期	4周期	5周期	6周期	7周期	
4	0	0.00228	0.00267	0.00038	0.0019	0.0019	0.00724	0.00762	
5	0.563782	0.00201	0.00288	0.00075	0.00048	0.00386	0.00566	0.00178	
6	1.127564	0.00345	0.00238	0.00073	0.00057	0.00342	0.00449	-0.00008	
7	1.691346	0.00517	0.0016	0.00074	0.00169	0.00207	0.00355	0.00064	
8	2.255128	0.00488	0.001	0.00115	0.0036	0.00184	0.00257	0.00275	
9	2.818909	0.00274	0.00058	0.00306	0.00432	0.00177	0.00162	0.00364	
10	3.382691	0.00365	0.00062	0.0061	0.00275	0.00126	0.00087	0.00247	
11	3.946473	0.00626	0.00294	0.0058	0.00214	0.00111	0.00087	0.00174	

まずは、縦軸を加算平均します。

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
1	Right TA(Tibialis Anterior)									
2										
3	msec	1周期	2周期	3周期	4周期	5周期	6周期	7周期		
4	0	0.00228	0.00267	0.00038	0.0019	0.0019	0.00724	0.00762	=AVERAGE(B4:H4)	
5	0.563782	0.00201	0.00288	0.00075	0.00048	0.00386	0.00566	0.00178		
6	1.127564	0.00345	0.00238	0.00073	0.00057	0.00342	0.00449	-0.00008		
7	1.691346	0.00517	0.0016	0.00074	0.00169	0.00207	0.00355	0.00064		
8	2.255128	0.00488	0.001	0.00115	0.0036	0.00184	0.00257	0.00275		

加算平均されました。

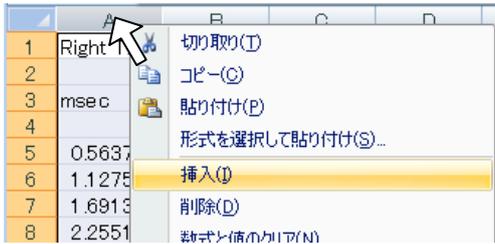
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Right TA(Tibialis Anterior)								
2									
3	msec	1周期	2周期	3周期	4周期	5周期	6周期	7周期	加算平均
4	0	0.00228	0.00267	0.00038	0.0019	0.0019	0.00724	0.00762	0.003427
5	0.563782	0.00201	0.00288	0.00075	0.00048	0.00386	0.00566	0.00178	0.002489
6	1.127564	0.00345	0.00238	0.00073	0.00057	0.00342	0.00449	-0.00008	0.002137
7	1.691346	0.00517	0.0016	0.00074	0.00169	0.00207	0.00355	0.00064	0.002209
8	2.255128	0.00488	0.001	0.00115	0.0036	0.00184	0.00257	0.00275	0.002541
9	2.818909	0.00274	0.00058	0.00306	0.00432	0.00177	0.00162	0.00364	0.002533
10	3.382691	0.00365	0.00062	0.0061	0.00275	0.00126	0.00087	0.00247	0.002531

次に、横軸値を算出します。

## BIMUTASII を使用した解析手順

A 列目をクリックしてから、右クリック→「挿入」を選択して、列を追加します。

再度、同じ作業をして、2列分を追加します。



追加した片方の列には、連番で 0,1,2,3,4,5...となるように番号を振っておきます。

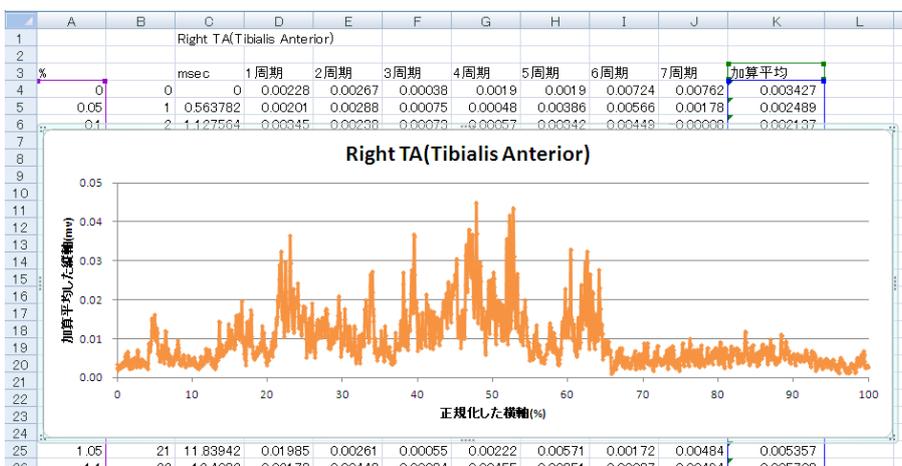
	A	B	C	D
1			Right TA(Tibialis Anterior)	
2				
3			msec	1 周期
4		0	0	0.00228
5		1	0.563782	0.00201
6		2	1.127564	0.00345
7		3	1.691346	0.00517
8		4	2.255128	0.00488
9		5	2.818909	0.00274

隣の列には、100%の正規化ができるように横軸の値を作成します。

今回の例では、リサンプリング点数を 2000 点にしたので、B 列×100%÷2000 点を行いました。

	A	B	C	D
1			Right TA(Tibialis Anterior)	
2				
3			msec	1 周期 2 周
4	=B4*100/2000		0	0.00228
5		1	0.563782	0.00201
6		2	1.127564	0.00345
7		3	1.691346	0.00517
8		4	2.255128	0.00488
9		5	2.818909	0.00274

縦軸値と横軸値ができましたので、最後にグラフを書いて観察します。



# 脳波の解析

## 2-1) 帯域別に含有量・含有率を算出する

含有量を算出し、ある事象における帯域毎や部位毎の比較を行います。  
また、含有率を算出し、別の被験者(対象)や別の事象と定性的な比較を行います。

含有量を使用した場合、対象により絶対値が異なるため、別の被験者(対象)や別の事象と定性的な比較ができません。

### < 操作の流れ >

脳波の生波形を表示する。  
チャンネル全体または一部を選択する。

FFT を行う。

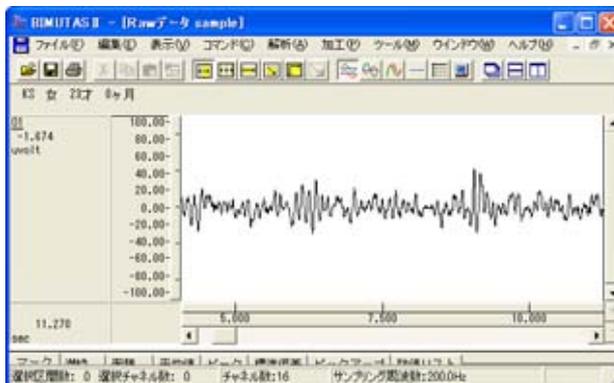
1. 含有率・量の時系列変化を求める場合
2. 任意の範囲における含有率・量を求める場合

「コマンド」メニュー「帯域設定」を選択する。

含有率または含有量を算出する。

タブ領域内の含有率または含有量をコピーし、表計算ソフトへ貼り付ける。

脳波の生波形を表示する。



チャンネル全体または一部を選択する。

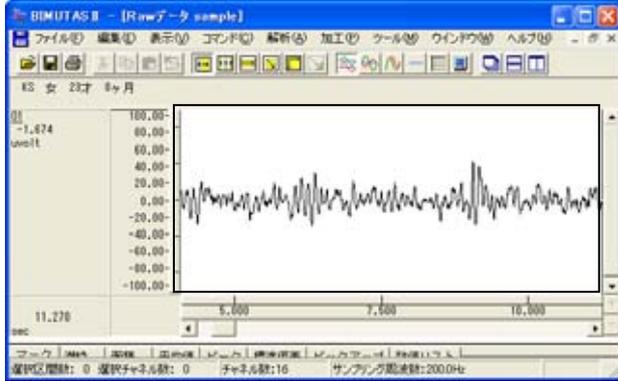
ツールバーの選択範囲モードを選び、波形上で選択範囲を設定します。

例: チャンネル全体を選択範囲とする場合

ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを押します。



波形上でクリックすると、そのチャンネル全体が選択されます。



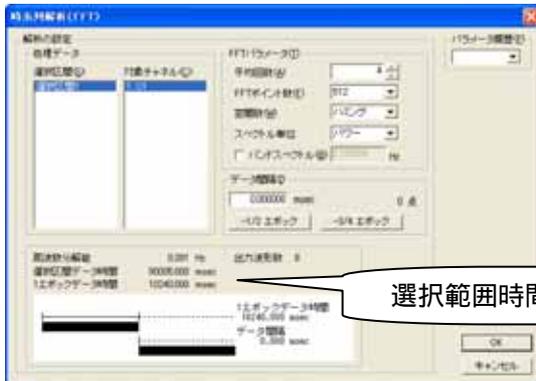
FFT を行う。

1. 含有率・量の時系列変化を求める場合

「解析」メニューの「周波数解析」-「時系列解析」から「FFT」を選択します。



「時系列解析(FFT)」ダイアログの設定を行います。



- 平均回数: ダイアログ上の”1エポックデータ時間”が、解析する分析時間になるように設定します。
- FFT ポイント数: 128～1024 が一般的です。
- 窓関数: ハミングまたはハニングが一般的です。
- スペクトル単位: パワー

選択範囲時間約 90sec の内、先頭から約 10sec 毎に FFT されます。

**注: 平均回数と FFT ポイント数の設定方法**

脳波の場合、一般的に FFT ポイント数は 128～1024 点に設定します。  
平均回数はダイアログ上の”1エポックデータ時間”が、解析する分析時間になるように設定します。

詳しくは、「4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数」  
「4-2) FFT ポイント数と平均回数の関係」を御覧下さい。

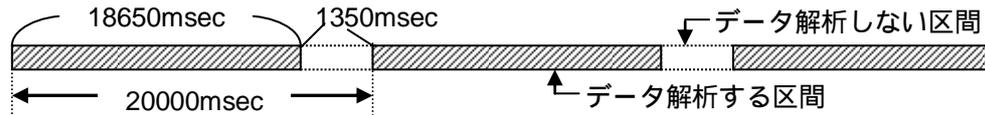
**注:分析時間を、区切り良く設定する方法**

FFT ポイント数は2のべき乗である必要があるため、“1 エポックデータ時間”を区切りの良い時間にできない場合があります。

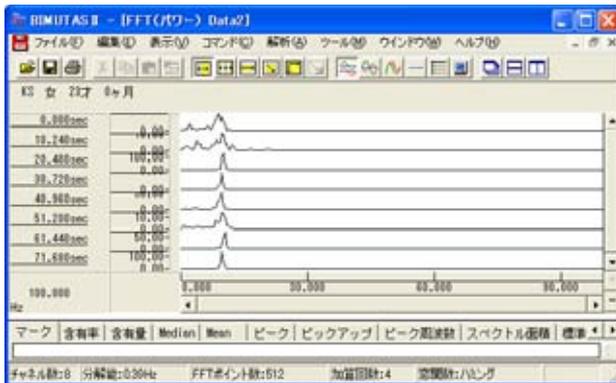
ダイアログ上の“データ間隔”に端数を代入して下さい。ただし“データ間隔”は FFT 解析範囲に含まれません。

例:20000msec 毎に分析したい。しかし、“1 エポックデータ時間”は 18650msec を最後に、平均回数を1つ上げると20000msec を越えてしまう。

“データ間隔”に 1350msec (=20000msec-18650msec) を代入して下さい。



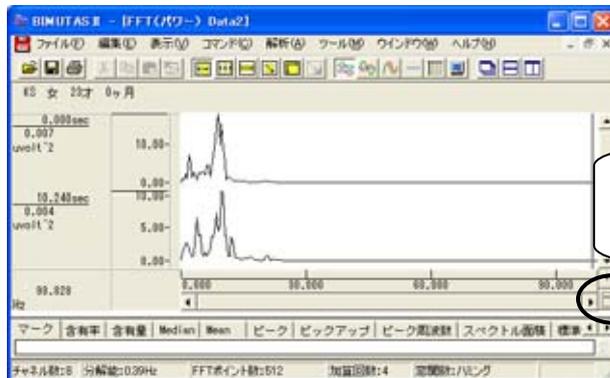
FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。



**注:1つ1つの FFT 結果を確認する場合**

右下の「-」ボタンを連続してクリック 表示される波形が少なくなります。

右下の「+」ボタンを連続してクリック 表示される波形が多くなります。



+ ボタンのクリックで  
表示される波形の数を変更します。

項目 ~ を行う前に、全ての波形を表示して下さい。表示されていない波形については、解析が行われません。

2. 任意の範囲における含有率・量を計測する場合

「解析」メニューの「周波数解析」から「FFT」を選択する。



「FFT」ダイアログの設定を行います。



区間の指定方法： 脳波解析では、512～1024 点に設定するのが一般的です。  
 窓関数： ハミングまたはハニングが一般的です。  
 スペクトル単位： パワー

選択範囲の点数 2001 点の内、先頭 512x3=1536 点分が FFT されます。

**注: FFT ポイント数の設定方法**

脳波の場合、一般的に FFT ポイント数は 128～1024 点に設定します。

FFT ポイント数 < 全データ点数の場合：

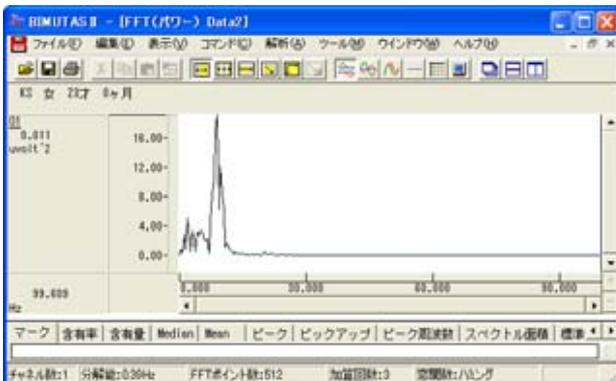
データ先頭から FFT ポイント数分のデータが FFT 解析に使用されるため、データ後半は FFT 結果に反映されません。

FFT ポイント数 > 全データ点数の場合：

FFT するために足りないデータは、自動的に 0 で埋められます。

詳しくは、「4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数」を御覧下さい。

FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。



「コマンド」メニュー「帯域設定」を選択する。



設定したい帯域名称と、周波数帯域を入力し「OK」ボタンを押します。デフォルトでは、脳波の6帯域が設定されています。

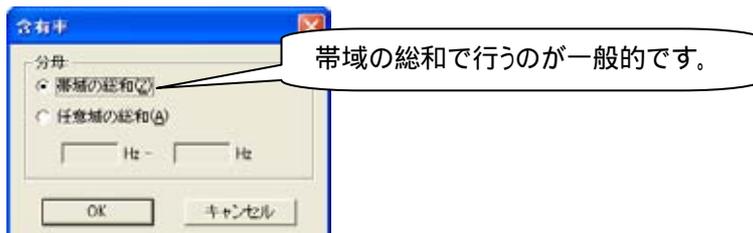


含有率または含有量を算出する。

「コマンド」メニューの「含有率」または「含有量」を選択します。

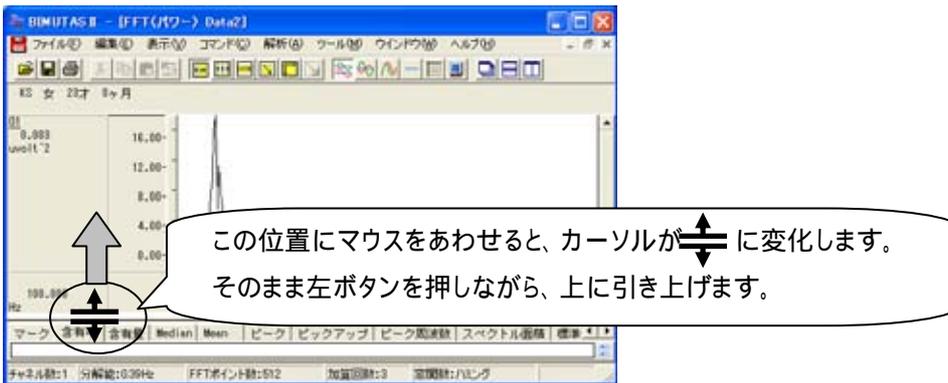


含有率の場合計算方法を指定し、「OK」ボタンを押します。

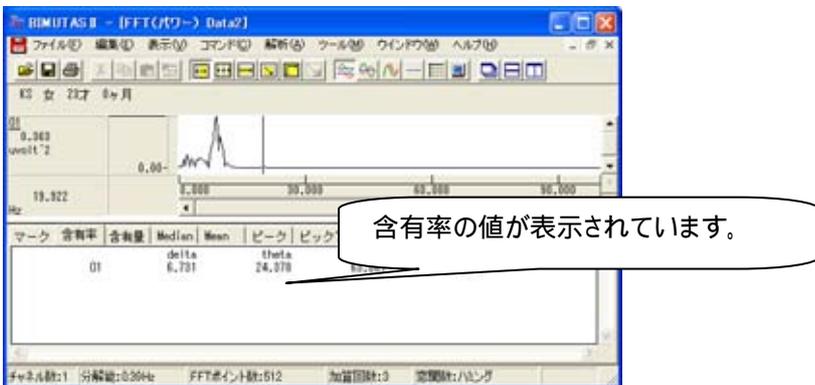


## BIMUTASII を使用した解析手順

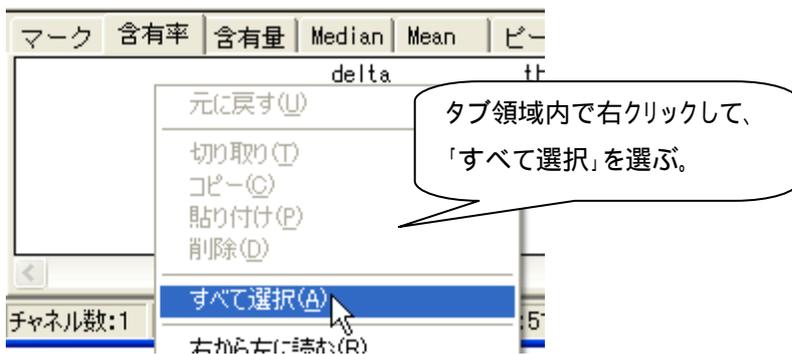
タブ領域を拡大して、計測データを表示させます。



タブ領域が広げられ、含有率が計測されていることがわかります。



タブ領域内の含有率または含有量をコピーし、表計算ソフトへ貼り付ける。  
タブ領域内で右クリックして、「すべて選択」を選びます。



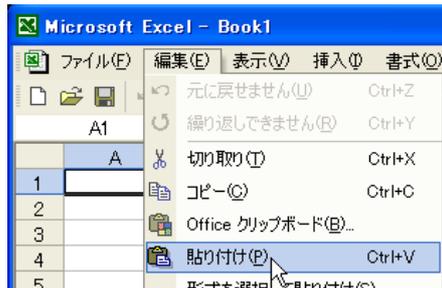
タブ領域内が選択された(色反転している)ことを確認した後で、再びタブ領域内で右クリックして、「コピー」を選びます。



表計算ソフト(例:Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。



含有率が表計算ソフトに表示されました。グラフ等の加工を行うことができます。





# 脳波の解析

## 2-2) 2波形を比較する

2つの事象や、2つの波形の変化を見やすいようにグラフ化します。

脳波の2波形を比較するためには、2つの手段があります。

1. それぞれの波形における周波数成分の変化を見る場合…………… 3-2-9
2. 2つの波形における周波数成分の差を見る場合…………… 3-2-14

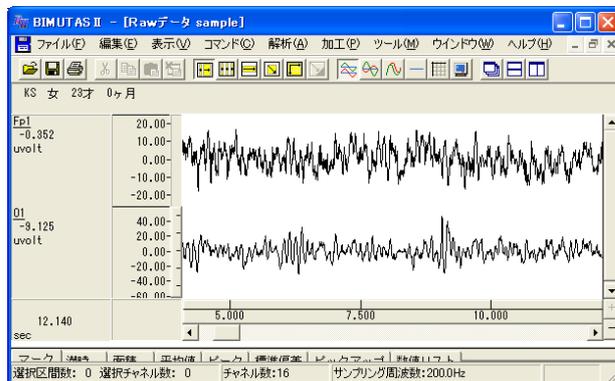
### 1. それぞれの波形における周波数成分の変化を見る場合

脳波の2波形について、それぞれ含有率を計測し、その値を比較します。

#### <操作の流れ>

- ↓ ①脳波の生波形を表示する。
- ↓ ②波形の一部を、2箇所選択する。
- ↓ ③「解析」メニュー「周波数解析」から「FFT」を選択する。
- ↓ ④「コマンド」メニュー「帯域設定」を選択する。
- ↓ ⑤含有率を算出する。
- ⑥タブ領域内の含有率をコピーし、表計算ソフトへ貼り付ける。

#### ①脳波の生波形を表示する。



#### ②波形の一部を、2箇所選択する。

ツールバーの選択範囲モードを選び、波形上で選択範囲を設定します。

例:2部位における、同時刻で同じ時間幅を選択範囲とする場合

ツールバーで「任意幅の区間の全チャンネル」ボタンを押します。



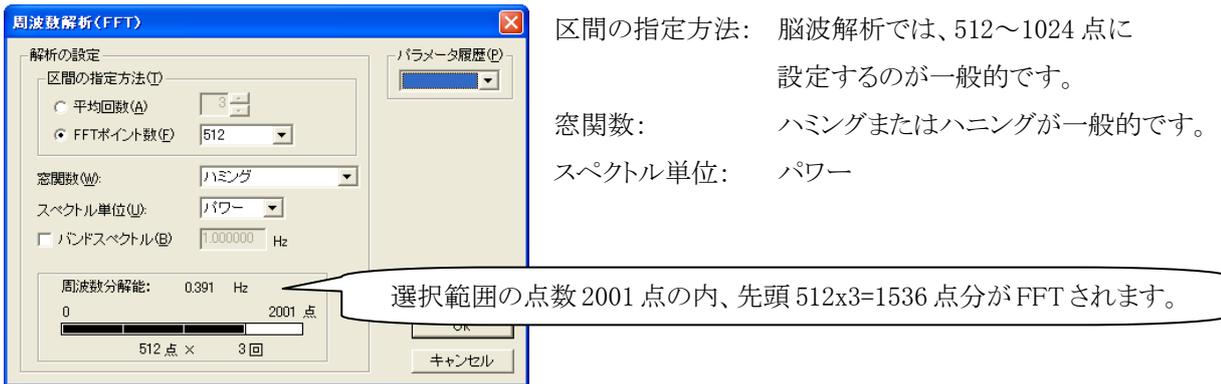
波形上でドラッグすると、2チャンネル分の選択範囲が表示されます。



③「解析」メニュー「周波数解析」から「FFT」を選択する。



「FFT」ダイアログの設定を行います。



**注: FFT ポイント数の設定方法**

脳波の場合、一般的に FFT ポイント数は 128~1024 点に設定します。

FFT ポイント数 < 全データ点数の場合:

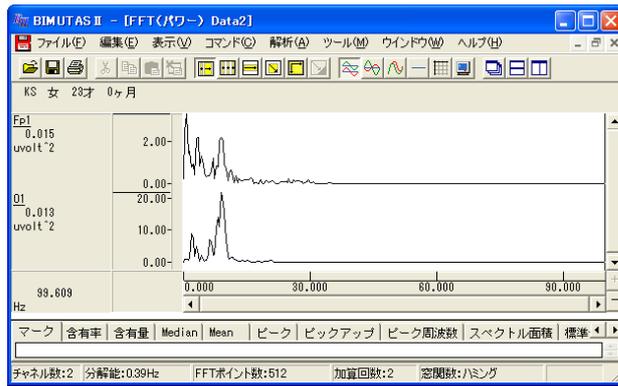
データ先頭から FFT ポイント数分のデータが FFT 解析に使用されるため、データ後半は FFT 結果に反映されません。

FFT ポイント数 > 全データ点数の場合:

FFT するために足りないデータは、自動的に 0 で埋められます。

詳しくは、「4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数」を御覧下さい。

2波形分の FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。



④「コマンド」メニュー「帯域設定」を選択する。



設定したい帯域名称と、周波数帯域を入力し「OK」ボタンを押します。初期値は、脳波の6帯域が設定されています。



⑤含有率を算出する。

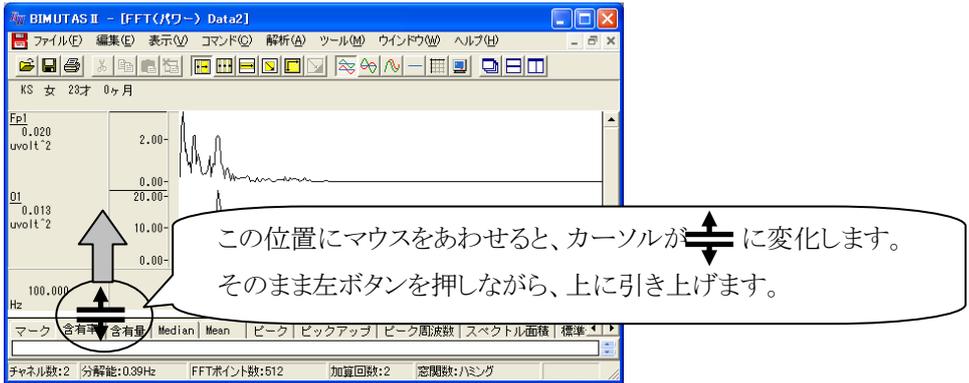
「コマンド」メニュー「含有率」または「含有量」を選択します。



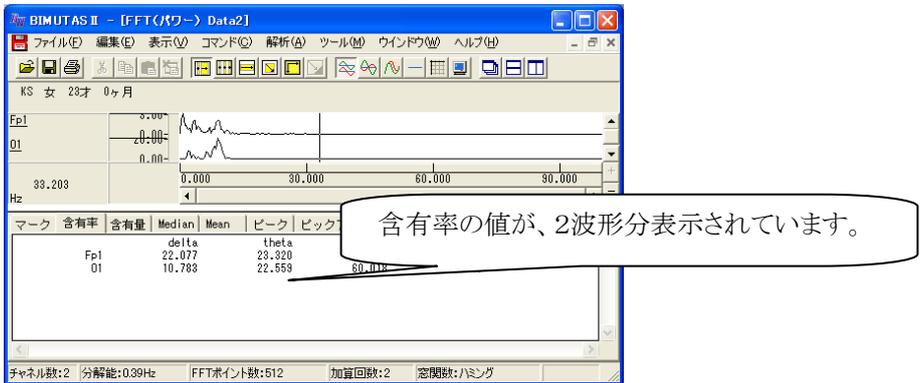
含有率の場合計算方法を指定します。



タブ領域を拡大して、計測データを表示させます。

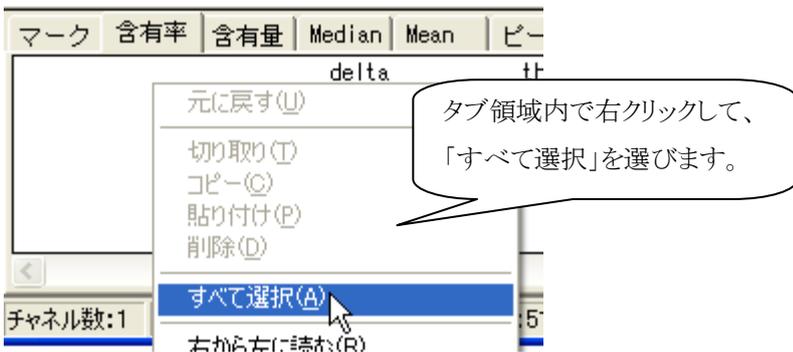


タブ領域が広げられ、含有率が2波形分計測されていることがわかります。



⑥タブ領域内の含有率をコピーし、表計算ソフトへ貼り付ける。

タブ領域内で右クリックして、「すべて選択」を選びます。



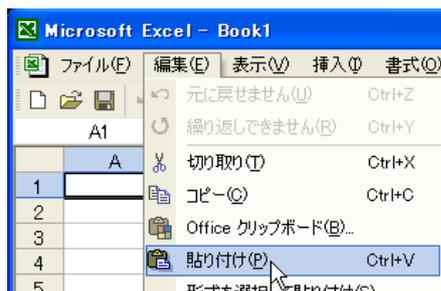
タブ領域内が選択された(色反転している)ことを確認した後で、再びタブ領域内で右クリックして、「コピー」を選びます。



表計算ソフト(例:Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。



2波形のそれぞれの含有率が表計算ソフトに表示されました。グラフ等の加工を行うことができます。

	A	B	C	D	E
1		delta	theta	alpha	beta
2	Fp1	22.077	23.32	36.62	17.984
3	O1	10.783	22.559	60.018	6.64
4					

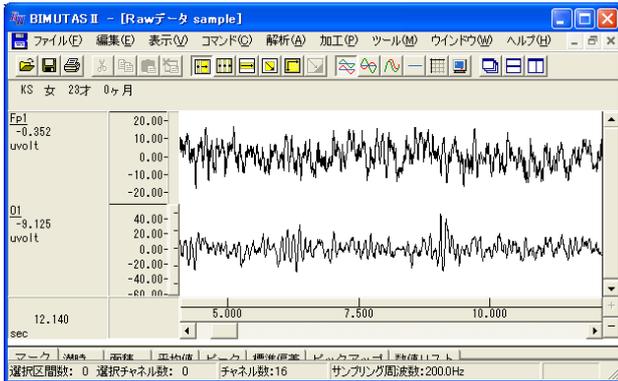
## 2. 2つの波形における周波数成分の差を見る場合

脳波の2波形にそれぞれ含まれる周波数成分の差を表示する解析方法です。

### <操作の流れ>

- ↓ ①脳波の生波形を表示する。
- ↓ ②波形の一部を、2箇所選択する。
- ↓ ③コヒーレンスを算出する。

### ①脳波の生波形を表示する。



### ②波形の一部を、2箇所選択する。

ツールバーの選択範囲モードを選び、波形を色反転させ選択範囲を設定します。

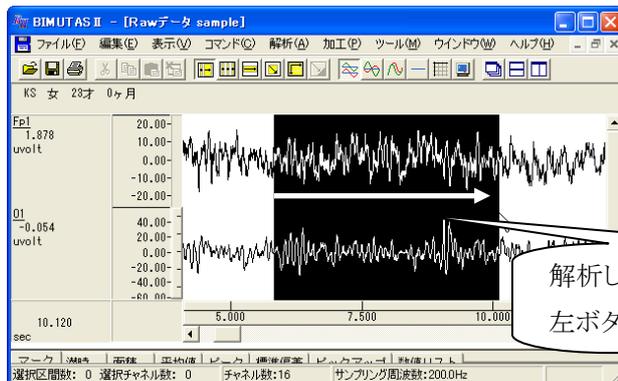
**注： 2箇所の選択範囲は、同じ時間幅（同じデータ点数）である必要があります。**

例：2部位における、同時刻で同じ時間幅を選択範囲とする場合

ツールバーで「任意幅区間の全チャンネル」ボタンを押します。



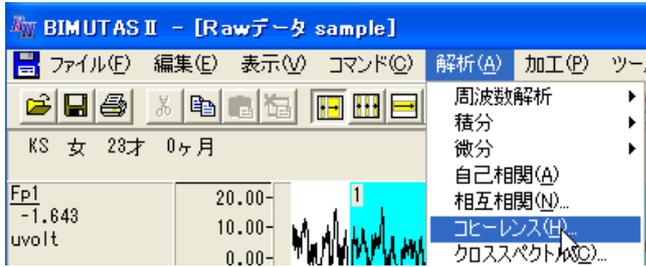
波形上でドラッグすると、2チャンネル分の選択範囲が表示されます。



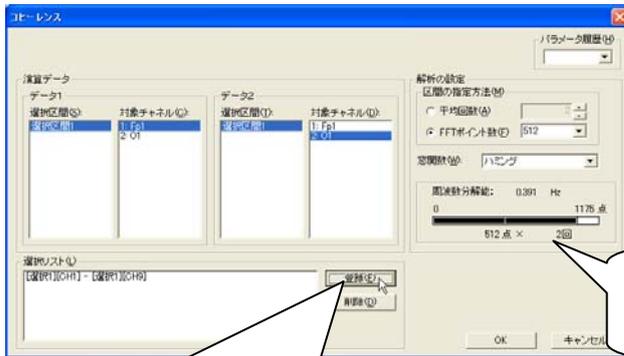
解析したい範囲の先頭にマウスを合わせ、左ボタンを押しながら右にドラッグします。

③コヒーレンスを算出する。

「解析」メニューの「コヒーレンス」を選択します。



「コヒーレンス」ダイアログを設定し、「OK」ボタンを押します。



区間の指定方法: 512~1024 点に設定するのが一般的です。  
窓関数: ハミングまたはハミングが一般的です。

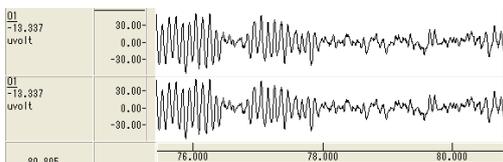
選択範囲の点数 1175 点の内、先頭 512x2=1024 点分が FFT されます。

2波形を選択してから、必ず「登録」ボタンを押して下さい。

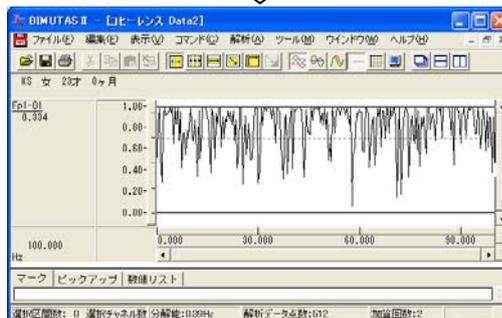
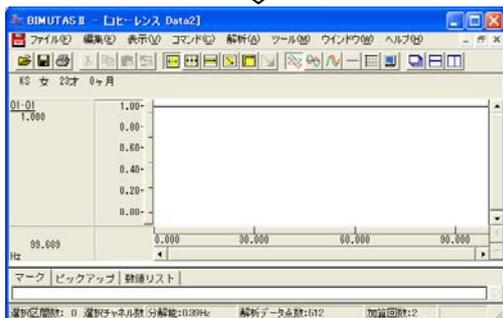
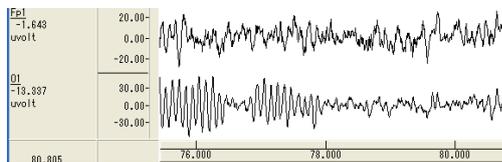
注: コヒーレンスを行うために、平均回数を2回以上に設定する必要があります。

値が1であれば、その周波数において2波形が同じであることを示します。

同じ2波形でコヒーレンスを求めた場合



違う2波形でコヒーレンスを求めた場合





# 脳波の解析

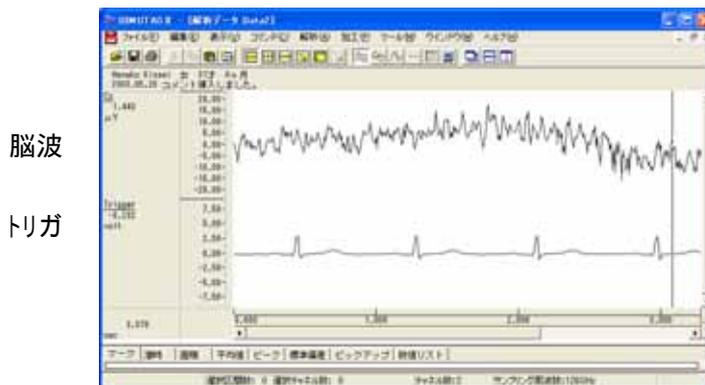
## 2-3) トリガ信号から脳波を抽出する(誘発脳波)

トリガ信号を基にして、そのトリガから前後の固定幅区間で脳波を抽出します。  
抽出した波形を加算平均することで、背景脳波を除いた事象に関する特異な波形を取り出すことができます。

### < 操作の流れ >

- 脳波とトリガ信号の生波形を、1つのウィンドウ内に表示する。
- 選択範囲を消去する。
- 「編集」メニュー「トリガ抽出」を選択する。
- 新しくできたウィンドウを閉じる。
- 生波形上でアーチファクトを除く。
- 加算平均する。
- 加算波形に対して、潜時を計測する。

脳波とトリガ信号の生波形を、1つのウィンドウ内に表示する。

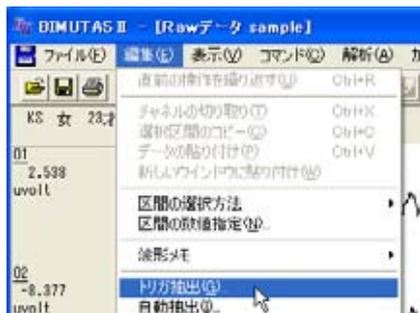


選択範囲を消去する。

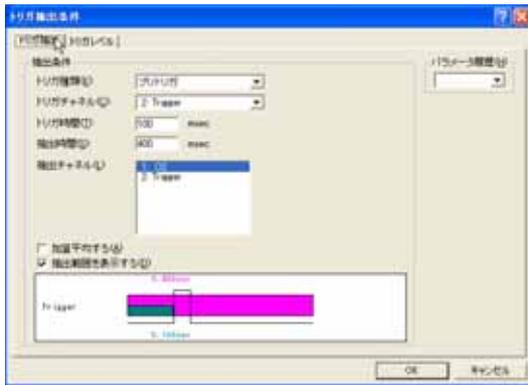
ツールバーで「全ての選択を解除します。」ボタンを押します。



「編集」メニュー「トリガ抽出」を選択する。

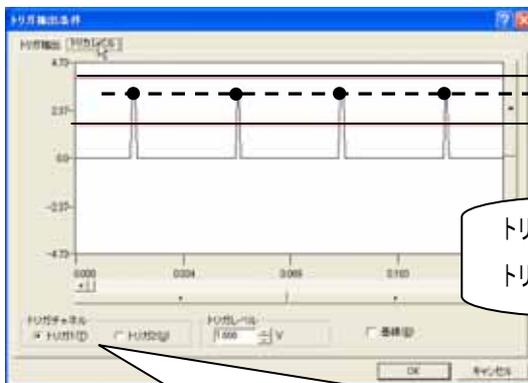


「トリガ抽出条件」ダイアログの「トリガ抽出」タブをクリックして前面に表示させ、以下の通りに設定します。



- トリガ種類: 一般的にはプリトリガを使用します。
- トリガチャンネル: トリガ信号のチャンネルを選択します。
- トリガ時間: トリガ信号までの時間  
(ダイアログ内での緑色部分)
- 抽出時間: 抽出する全長時間  
(ダイアログ内でのピンク色部分)
- 抽出チャンネル: 複数選択することができます。

「トリガレベル」タブをクリックして前面に表示させます。トリガレベル(2本の赤線)を、トリガ信号をはさむように設定します。



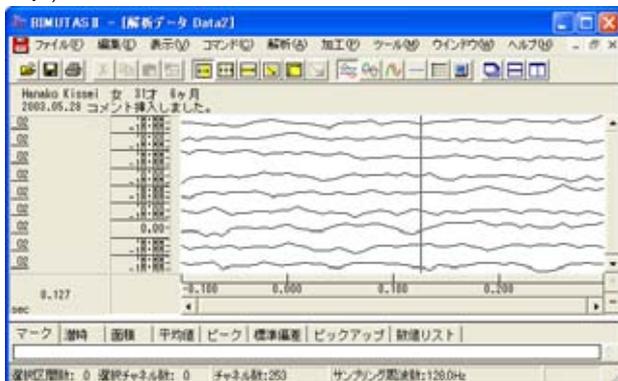
トリガ 1

トリガ 2

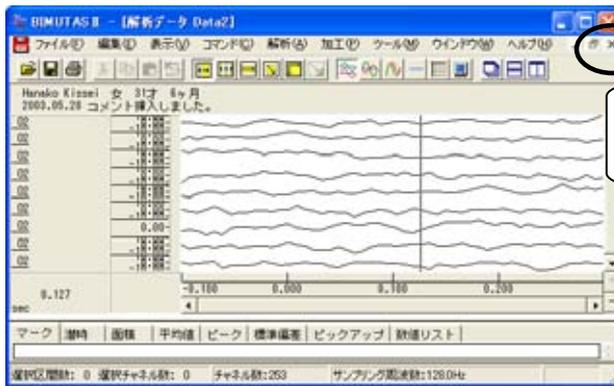
トリガ 1(赤線)とトリガ 2(赤線)で、  
トリガ信号の頂点(破線)をはさむように設定します。

トリガ 1: 左のラジオボタンを「トリガ 1」にあわせてから、右の「トリガレベル」スピンドルボタンを上下します。  
トリガ 2: 左のラジオボタンを「トリガ 2」にあわせてから、右の「トリガレベル」スピンドルボタンを上下します。

抽出された結果が新しいウィンドウに表示されます。(このウィンドウは次頁 項で閉じてしまい、使用しません。)



新しくできたウィンドウを閉じる。



下の「X」ボタンを押し、  
新しくできたウィンドウだけを閉じます。

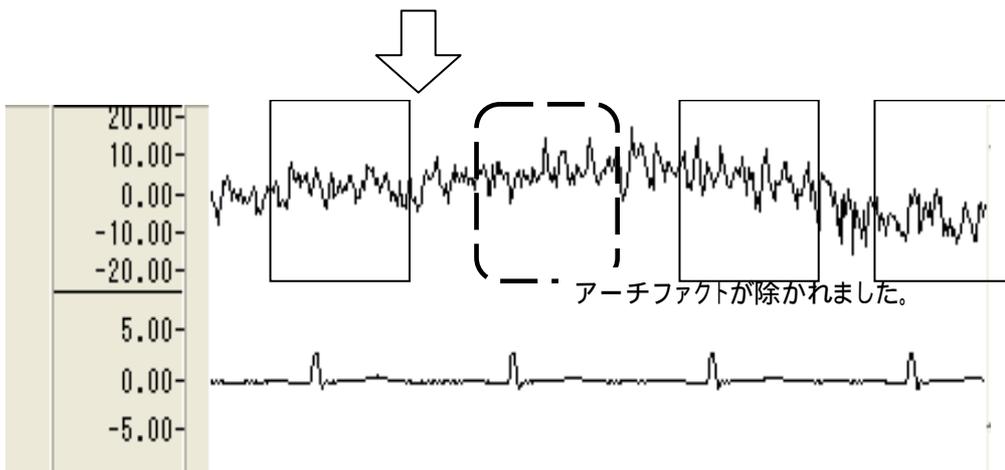
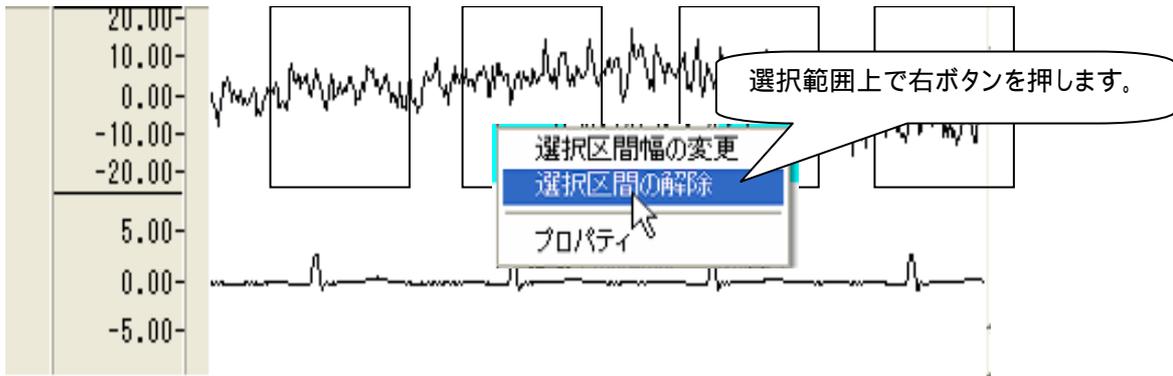
生波形上でアーチファクトを除く。

生波形上の選択された範囲(色反転している部分)は、トリガ信号から抽出された波形です。

選択された部分を順に見て、アーチファクトがあった場合は選択を解除します。

**注：一度解除した区間を、再度選択区間に設定することはできません。**

アーチファクトを含む選択された範囲上にマウスを合わせ、右クリックして「選択区間の解除」を行います。



加算平均する。

「編集」メニュー「加算平均」から「同名チャンネル毎」を選択します。

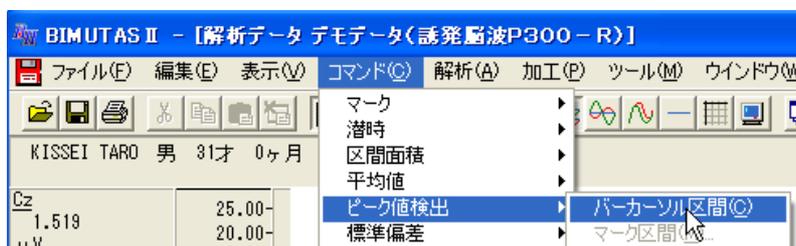


新しいウィンドウに加算された波形が表示されます。



加算波形に対して、潜時を計測する。

「コマンド」メニューの「ピーク値検出」から「バーカーソル区間」を選択します。



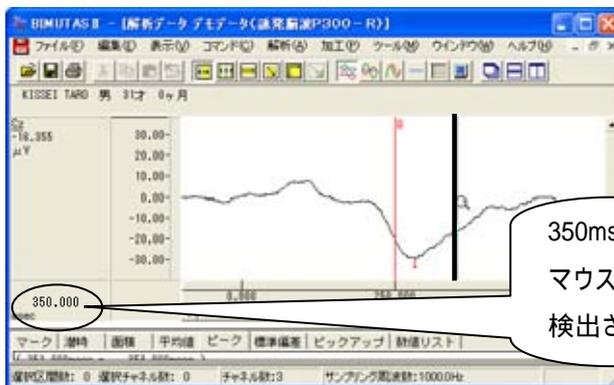
例： P300 を見つけるため、250msec から 350msec までのピークを検出する場合

250msec にマウスを合わせ左ボタンを押し、ベースラインを設定します。



250msec であることを確認してマウスの左ボタンを押すと、ベースカーソル(Bと書かれた赤線)が表示されます。

350msec にマウスを合わせ左ボタンを押すと、ピークが検出されます。



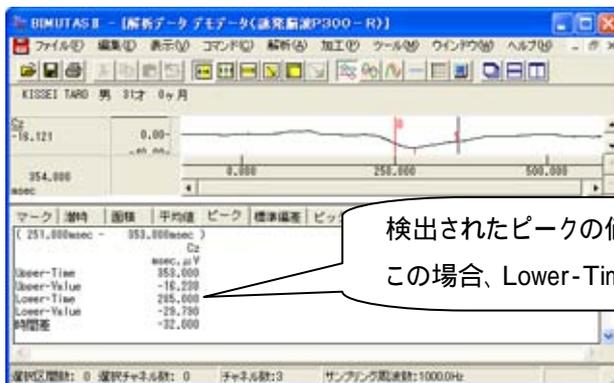
350msec であることを確認してマウスの左ボタンを押すと、検出されたピーク上下の矢印が表示されます。

タブ領域を拡大して、計測データを表示させます。



この位置にマウスをあわせると、カーソルが $\updownarrow$ に変化します。そのまま左ボタンを押しながら、上に引き上げます。

タブ領域が広げられ、上下ピークの値が計測されていることがわかります。



検出されたピークの値が表示されています。この場合、Lower-Time である 285msec が潜時になります。



## 心電図・脈波や呼吸の解析

### 3-1) RR 間隔 または Peak to Peak 間隔 を表示する

波形のピークを検出し、表示します。

ピーク位置をそのまま表示する方法と、ピークとピークの間隔をスプライン補間して、時系列で表示する 2 つの方法があります。

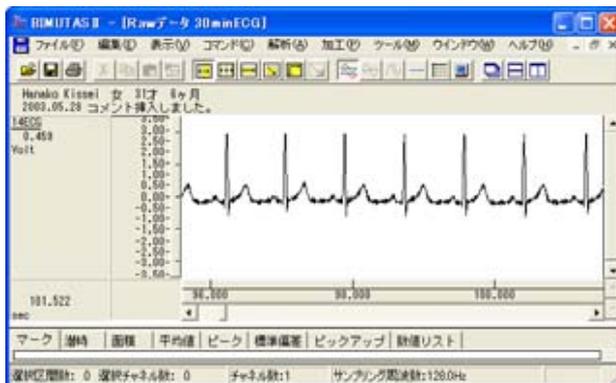
#### < 操作の流れ >

心電図・脈波や呼吸の生波形を表示する。  
解析する区間を選択する。  
心拍の揺らぎを除去する。

R 波、脈波や呼吸の Peak を検出する。

1. ピーク位置をそのまま表示する場合 [間隔テキスト]
2. 時系列表示する場合 [間隔トレンド]

心電・脈波または呼吸の生波形を表示する。



解析する区間を選択する。

ツールバーの選択範囲モードを選び、選択範囲を設定します。

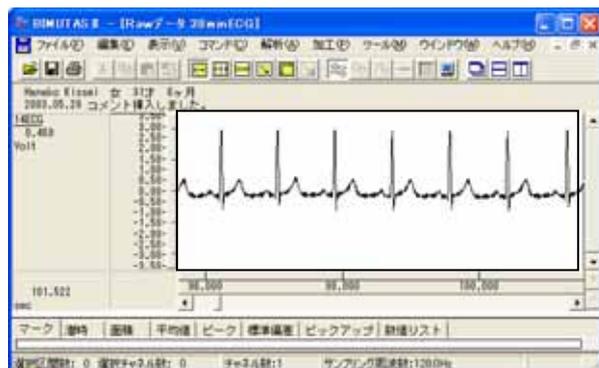
例: チャンネル全体を選択範囲とする場合

ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを押します。



## BIMUTASII を使用した解析手順

波形上でクリックすると、そのチャンネル全体が選択されます。



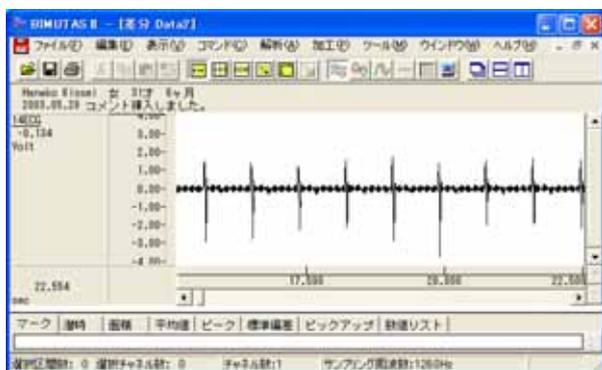
心拍の揺らぎを除去する。

「解析」メニューの「微分」から「差分」を選択します。



新しいウィンドウに微分された波形が表示されます。

元の波形とは異なりますが、ピーク間隔は元の波形と同じです。



### 注: 心拍の揺らぎの除去

この処理は心拍波形にゆらぎがある場合に行ってください。

ゆらぎがなく、頂のピーク検索を用いて R 波または Peak を拾ってくる事ができる場合には、必要ありません。

R 波、脈波や呼吸の Peak を検出する。  
 ツールバーの「全範囲を選択します。」ボタンを押します。

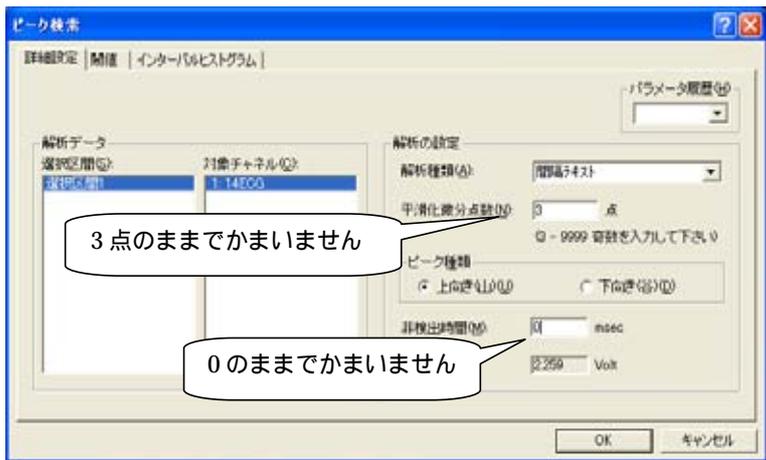


「解析」メニューの「ピーク検索」を選択します。



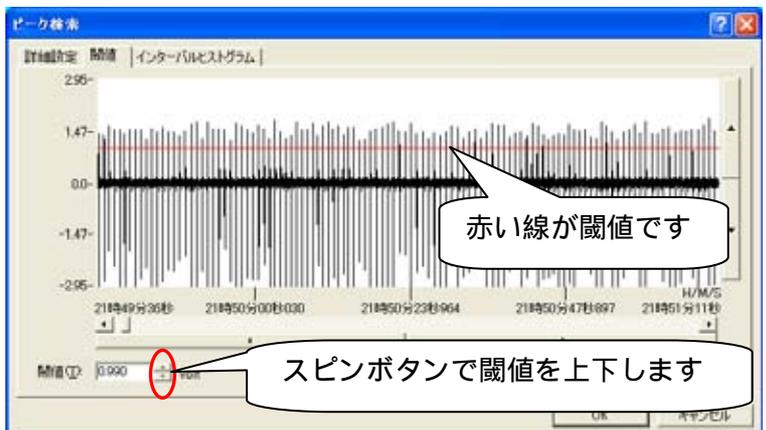
1. ピーク位置をそのまま表示する場合 [間隔テキスト]

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブをクリックし前面に表示させ、以下の様に設定します。



解析種類: "間隔テキスト"を必ず選択してください。

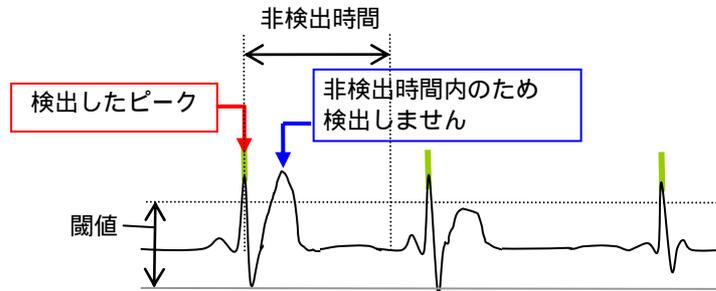
「ピーク検索」ダイアログの「閾値」タブをクリックし前面に表示させ、全てのピークが赤線を越えるように設定します。



**注: R 波や Peak のみを正しく拾ってきているか確認するには**

対処法 1: T 波が R 波と同じくらい大きく、R 波のみを拾えない。

項を行っていない場合は、「微分」の「差分」を行ってください。  
それでも正しく拾えない場合は、「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「非検出時間」を[400 ~ 600msec]に設定します。



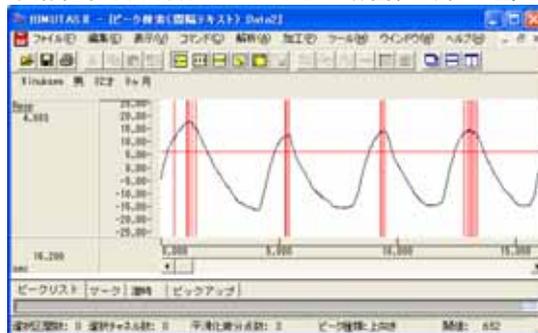
対処法 2: 脈波のピークがはっきりしないため、波形の山にピークが集まり、多く検出されてしまう。

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「平滑化微分点数」を大きく設定します。  
詳しくは、「その他 4-3) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧下さい。

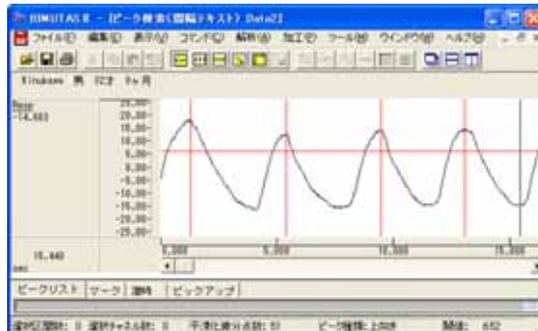
対処法 3: 呼吸の山がなだらかで、波形の山にピークが集まり、正しく検出できない。

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「平滑化微分点数」を大きく設定します。  
詳しくは、「その他 4-3) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧下さい。

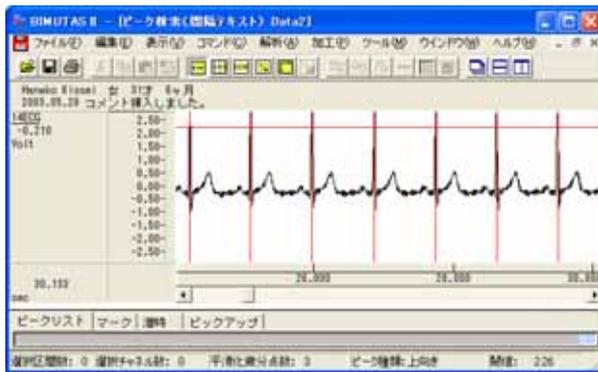
例: 平滑化微分点数を 3 点にした場合、波形の山にピークが集まり正しく検出できていない。



平滑化微分点数を 51 点にした場合、波形の山に 1 つだけピークが検出されている。



「OK」ボタンを押すと、新しいウィンドウに RR 間隔テキストが表示されます。

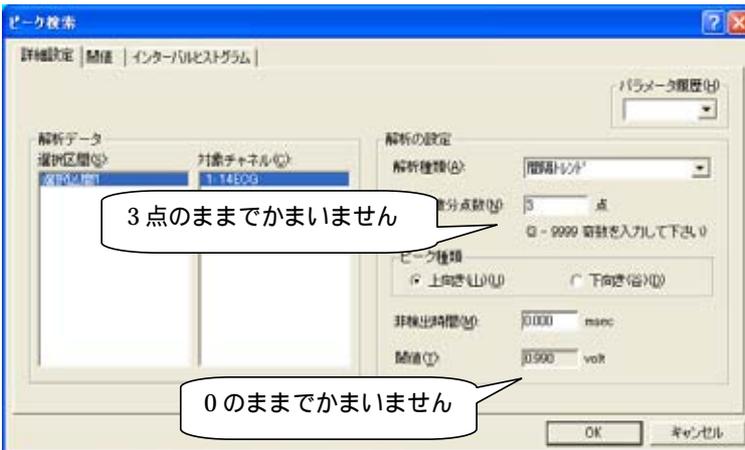


**注: 間隔テキストについて**

間隔テキストデータは、ファイルとして保存することができません。ピーク位置を保存するには、「心電・脈波や呼吸の解析 3-2) RR 間隔または Peak to Peak 間隔をテキスト出力する」を御覧ください。

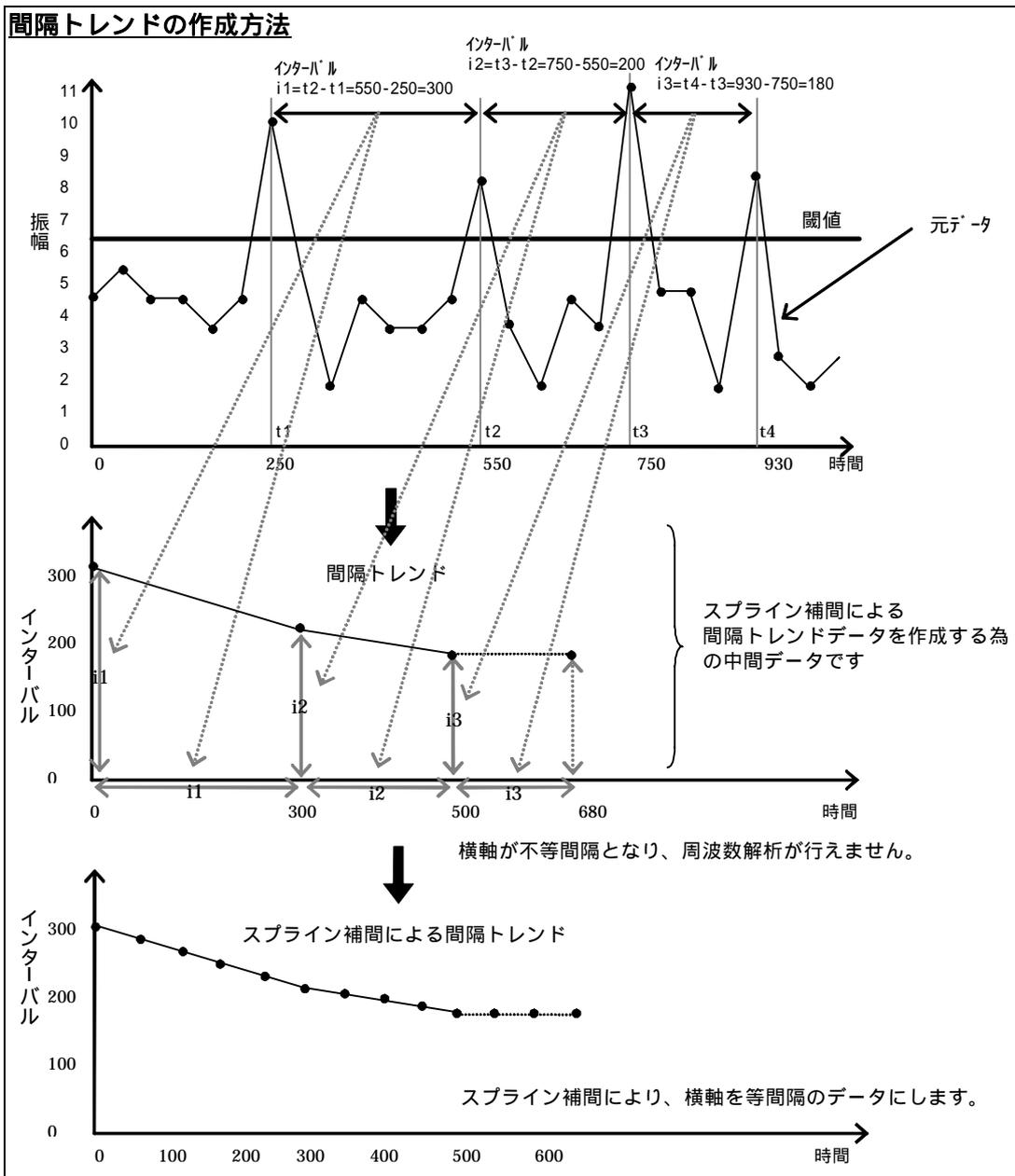
2. 時系列表示する場合 [間隔トレンド]

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブをクリックして前面に表示させ、次の様に設定します。



解析種類: "間隔トレンド"を必ず選択してください。

間隔トレンドは、R-R 間隔の時系列変化を示すものです。



「ピーク検索」ダイアログの「閾値」タブをクリックし前面に表示させ、全てのピークが赤線を越える様に設定します。



### 注: ピークのみを正しく拾ってきているか確認するには

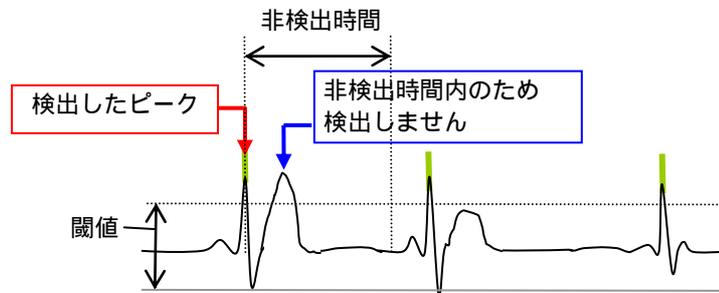
「詳細設定」タブの「解析種類」から「間隔テキスト」を選択してください。

ただし、「間隔トレンド」の結果からは、次項 ~ を行うことができません。「間隔テキスト」で R 波を正しく拾ったことを確認したら、もう一度同じ条件で「間隔トレンド」結果を表示させてください。

対処法 1: T 波が R 波と同じくらい大きく、R 波のみを拾えない。

項を行っていない場合は、「微分」の「差分」を行ってください。

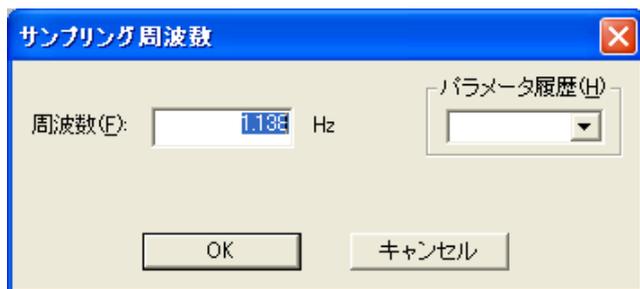
それでも正しく拾えない場合は、「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「非検出時間」を[400 ~ 600msec]に設定します。



対処法 2: 脈波の Peak がはっきりしないため、波形の山にピークが集まり、多く検出されてしまう。

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「平滑化微分点数」を大きく設定します。詳しくは、「その他 4-3) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧下さい。

「OK」ボタンを押すと、以下の「サンプリング周波数」ダイアログが表示されます。



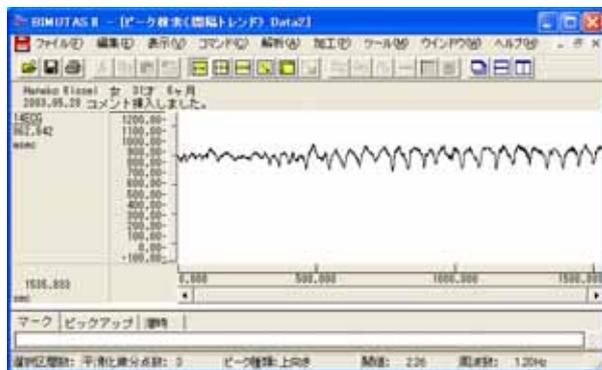
RR 間隔の平均値を周波数に換算したものが、初期値として表示されます。次項「周波数解析を行う。」のために、一定の数値を入力する必要があります(ヒトの心電図では、一般的にヒト安静時における RR 間隔の平均的な値である 1.2Hz ほどを入力することが多い)。

### 注: サンプリング周波数の設定方法

複数の被験者データに対して一つ一つを解析すると、最後に現れるサンプリング周波数は必ず違う値が表示されます(理由: 被験者ごとに平均 RR 間隔が異なるため)。FFT を行う際に FFT ポイント数を揃えても、FFT を行う範囲(分析時間)が被験者毎に異なってしまい、データを比較できなくなってしまいます。

最終的にデータ値を被験者毎または異なる事象毎に比較するには、「サンプリング周波数」ダイアログに一定の値を入力する必要があります。

「サンプリング周波数」ダイアログにて「OK」ボタンを押すと、新しいウィンドウに RR 間隔トレンドが表示されます。



# 心電図・脈波や呼吸の解析

## 3-2) RR 間隔 または Peak to Peak 間隔 をテキスト出力する

波形のピークを検出し、その間隔を時系列で表示した後で、テキスト出力を行います。  
テキスト出力することで、表計算ソフト上での加工や、他ソフトへの読込が可能になります。

以下の2つの表示では、それぞれテキスト出力する方法が異なります。

1. ピークをそのまま表示している場合 [間隔テキスト] ..... 3-3-9
2. ピークを時系列で表示している場合 [間隔トレンド] ..... 3-3-12

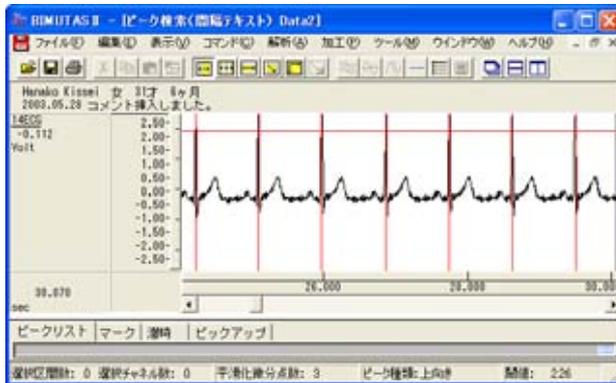
### 1. ピークをそのまま表示している場合 [間隔テキスト]

#### < 操作の流れ >

- RR 間隔 または Peak to Peak 間隔を表示する。
- タブ領域のピークリストを確認する。
- タブ領域内を選択し、コピーする。
- 表計算ソフト上で貼り付ける。

RR 間隔 または Peak to Peak 間隔を表示する。

「心電・脈波や呼吸の解析 3-1) RR 間隔または Peak to Peak 間隔を表示する」の手順に従い、下図のように間隔テキストを表示させます。



タブ領域のピークリストを確認する。

タブ領域を拡大して、ピークリストを表示させます。



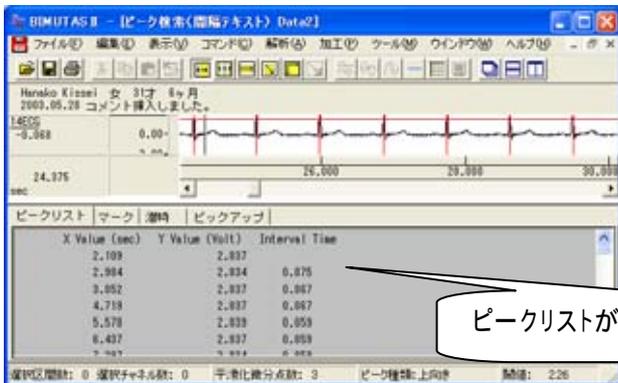
## BIMUTASII を使用した解析手順

右端のスクロールを最上段まで押し上げます。



スクロールバーにマウスを合わせ、  
左ボタンを押しながら  
最上段まで押し上げます。

ピークリストが作成されていることを確認できます。



ピークリストが作成されています。

タブ領域内を選択し、コピーする。

「編集」メニューの「タブ情報」から「全て選択」を選びます。



続けて、「編集」メニューの「タブ情報」から「コピー」を選びます。

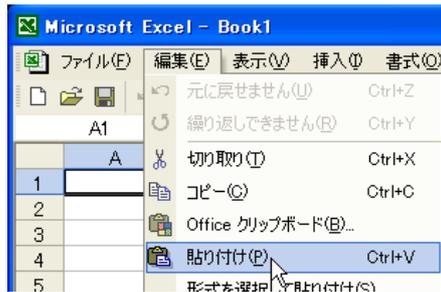


表計算ソフト上で貼り付ける。

表計算ソフト(例: Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。



生波形上でのピーク位置 (X Value 時間)、ピーク位置での縦軸値(Y Value)、ピークとピークの間隔(Interval Time)が表計算ソフトに表示されます。グラフ等の加工を行うことができます。

The screenshot shows the Microsoft Excel application window with a table of peak data. The table has four columns: A, B, C, and D. The data is as follows:

	A	B	C	D
1		X Value (sec)	Y Value (Volt)	Interval Time
2		2.109	2.837	
3		2.984	2.834	0.875
4		3.852	2.837	0.867
5		4.719	2.837	0.867
6		5.578	2.839	0.859
7		6.437	2.837	0.859
8		7.297	2.834	0.859
9		8.148	2.839	0.852
10		9	2.832	0.852
11		9.836	2.83	0.836
12		10.664	2.834	0.828
13		11.5	2.834	0.836

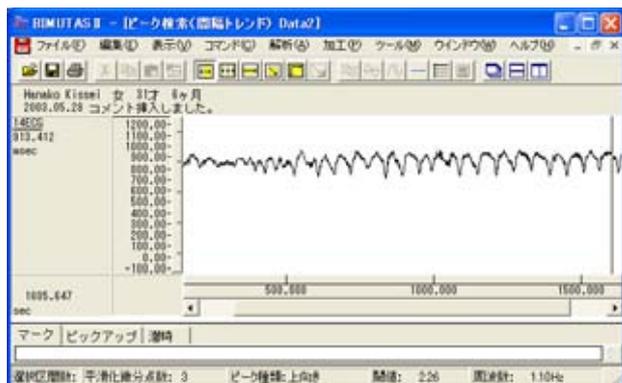
## 2. ピークを時系列表示している場合 [間隔トレンド]

### < 操作の流れ >

RR 間隔 または Peak to Peak 間隔を表示する。  
テキスト出力する。

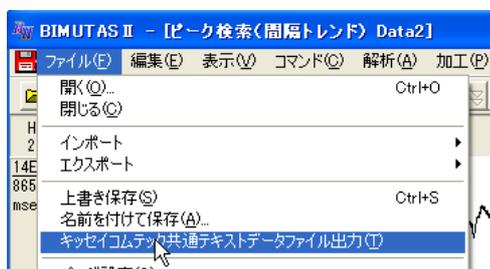
RR 間隔 または Peak to Peak 間隔を表示する。

「心電・脈波や呼吸の解析 3-1) RR 間隔または Peak to Peak 間隔を表示する」の手順に従い、下図のように間隔トレンドを表示させます。

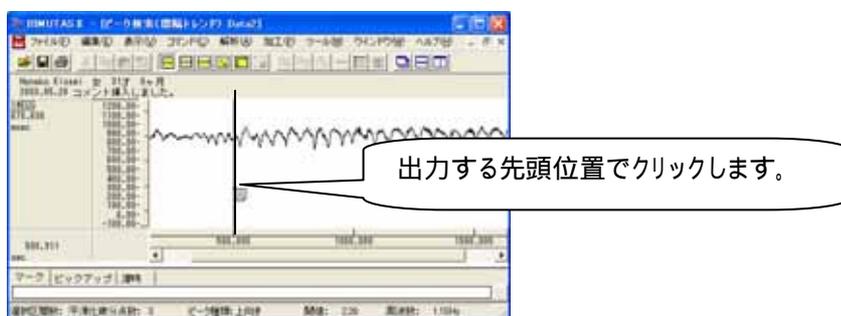


テキスト出力する。

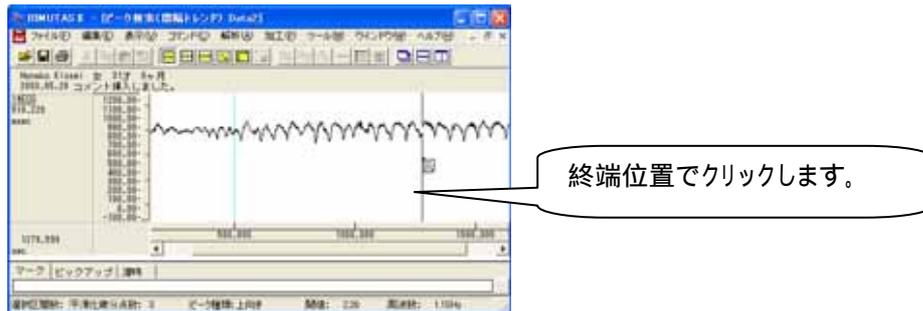
「ファイル」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル」を選択します。



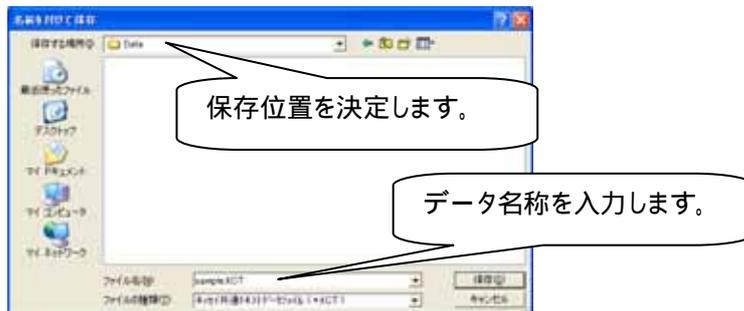
テキスト出力する先頭位置で、クリックをします。



テキスト出力する終端位置で、クリックします。



テキストデータを保存するダイアログが表示されます。  
保存場所を決め、「保存」を押すとテキスト出力が完了します。



**注:キッセイコムテック共通テキストファイルについて**  
 当社独自のヘッダ構造を持つテキストファイルです。  
 フォーマットについては、「付録2 テキストファイルフォーマット」を御覧ください。

テキストエディタ(例:NotePad)でテキストデータ(拡張子 .kct)を開くことができます。





# 心電図・脈波や呼吸の解析

## 3-3) LF/HFを算出する

心電図や脈波から特定の周波数(HF成分やLF成分と呼ばれる周期的な変動成分)を算出します。  
一般的に、LF成分とHF成分を抽出するには100心拍前後のデータが必要とされています。

### <操作の流れ>

- ↓ ①心電図または脈波の生波形を表示する。
- ↓ ②解析する区間を選択する。
- ↓ ③心拍の揺らぎを除去する。
- ↓ ④R波または、脈波のPeakを検出する。

### ⑤LF/HFを算出する

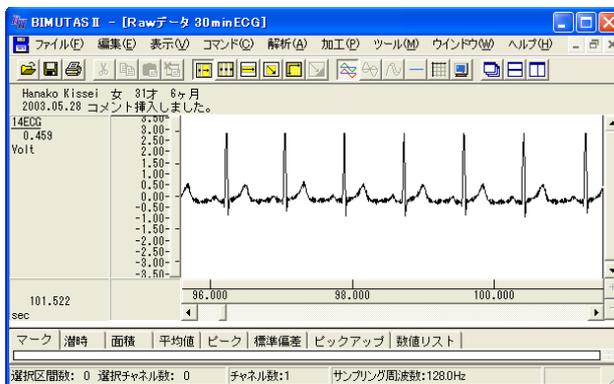
#### #1) 平均振幅を用いる方法

1. 周波数解析を行う。  
 ☆周波数成分を時系列的に抽出する場合  
 ☆任意区間の周波数成分を算出する場合
2. LFとHFを求める。
3. タブ領域内のLFとHFをコピーし、表計算ソフトへ貼り付け、LF/HFを算出する。

#### #2) 含有量を用いる方法

1. 周波数解析を行う。  
 ☆周波数成分を時系列的に抽出する場合  
 ☆任意区間の周波数成分を算出する場合
2. LFとHFを求める。
3. タブ領域内のLFとHFをコピーし、表計算ソフトへ貼り付け、LF/HFを算出する。

### ①心電図または脈波の生波形を表示する。



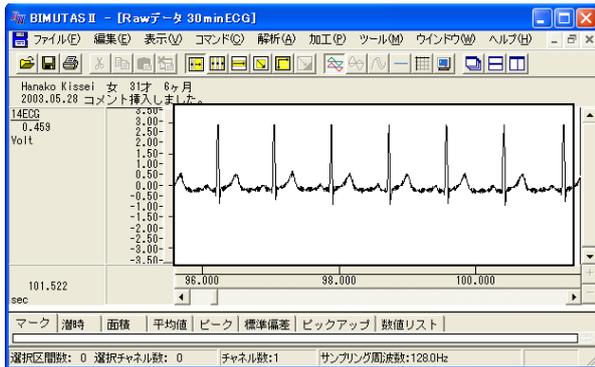
②解析する区間を選択する。

ツールバーの選択範囲モードを選び、選択範囲を設定します。

例:チャンネル全体を選択範囲とする場合、ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを押します。



波形上でクリックすると、そのチャンネル全体が選択されます。

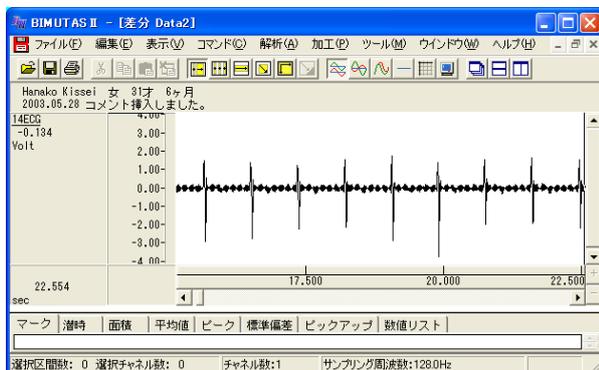


③心拍の揺らぎを除去する。

「解析」メニューの「微分」から「差分」を選択します。



新しいウィンドウに微分された波形が表示されます。元の波形とは異なりますが、ピーク間隔は元の波形と同じです。



注:心拍の揺らぎの除去

この処理は心拍波形にゆらぎがある場合に行ってください。  
ゆらぎがなく、④項のピーク検索を用いて R 波または Peak を拾ってくることは、必要ありません。

④R 波または、脈波の Peak を検出する。

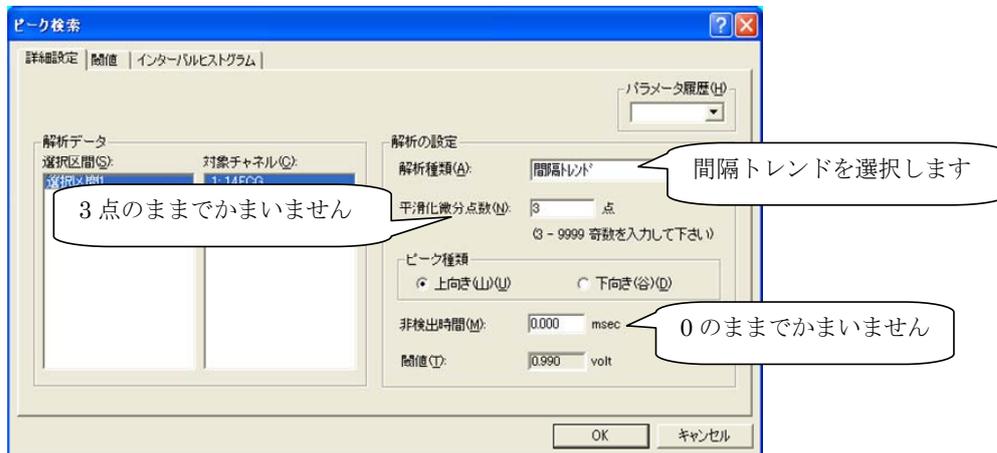
ツールバーの「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



「解析」メニューの「ピーク検索」を選択します。



「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブをクリックし前面に表示させ、以下の様に設定します。



解析種類: ”間隔トレンド”を必ず選択してください。

間隔トレンドは、R-R 間隔の時系列変化を示すものです。

間隔トレンドのデータがどのようにして作成されるかについては、BIMUTASII のヘルプ「解析」-「ピーク検索」-「間隔トレンド」内の模式図を御覧ください。

「ピーク検索」ダイアログの「閾値」タブをクリックし前面に表示させ、ピークが赤線を越える様に設定します。

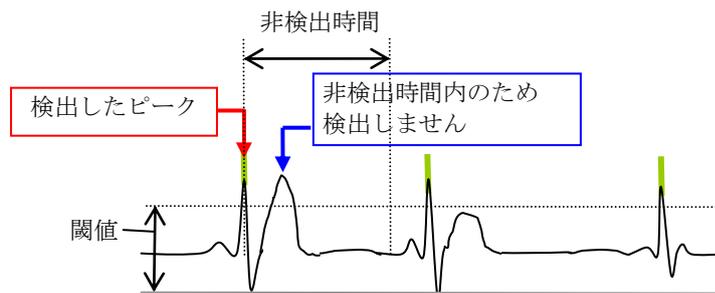


**注: R 波のみを正しく拾ってきているか確認するには**

「詳細設定」タブの「解析種類」から「間隔テキスト」を選択してください。  
 ただし、「間隔トレンド」の結果からは、次項⑤～を行うことができません。「間隔テキスト」で R 波を正しく拾ったことを確認したら、もう一度同じ条件で「間隔トレンド」結果を表示させてください。

対処法 1: T 波が R 波と同じくらい大きく、R 波のみを拾えない。

③項を行っていない場合は、「微分」の「差分」を行ってください。  
 それでも正しく拾えない場合は、「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「非検出時間」を[400~600msec]に設定します。



対処法 2: 脈波のピークがはっきりしないため、波形の山にピークが集まり、多く検出されてしまう。

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「平滑化微分点数」を大きく設定します。  
 詳しくは、「その他 4-3) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧下さい。

「OK」ボタンを押すと、以下の「サンプリング周波数」ダイアログが表示されます。



RR 間隔の平均値を周波数に換算したものが、デフォルトで表示されます。次項「周波数解析を行う」のために、一定の数値を入力する必要があります。

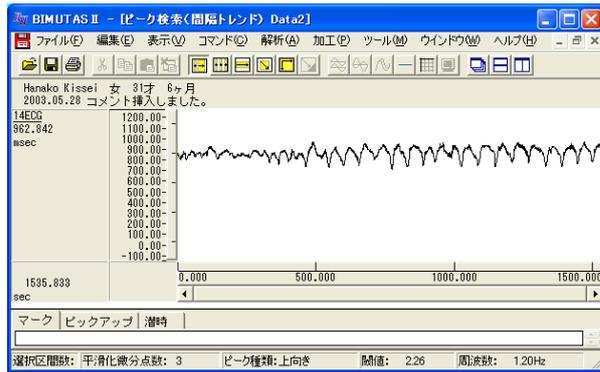
ヒトの心電図では、一般的に「ヒト安静時における RR 間隔の平均的な値である 1.2Hz ほど」～「ヒト運動時における 2.5Hz ほど」の間を入力することが多いです。

**注: サンプリング周波数の設定方法**

複数の被験者データに対して一つ一つを解析すると、最後に現れるサンプリング周波数は必ず違う値が表示されます(理由: 被験者ごとに平均 RR 間隔が異なるため)。FFT を行う際に FFT ポイント数を揃えても、FFT を行う範囲(分析時間)が被験者毎に異なってしまい、データを比較できなくなってしまいます。

**最終的に LF/HF を被験者毎または異なる事象毎に比較するには、「サンプリング周波数」ダイアログに一定の値を入力する必要があります。**

「サンプリング周波数」ダイアログにて「OK」ボタンを押すと、新しいウィンドウに RR 間隔トレンドが表示されます。



## #1) 平均振幅を用いる方法

### 1. 周波数解析を行う。

全体を選択区間として設定するため、ツールバーの「全範囲を選択します。」ボタンを押します。

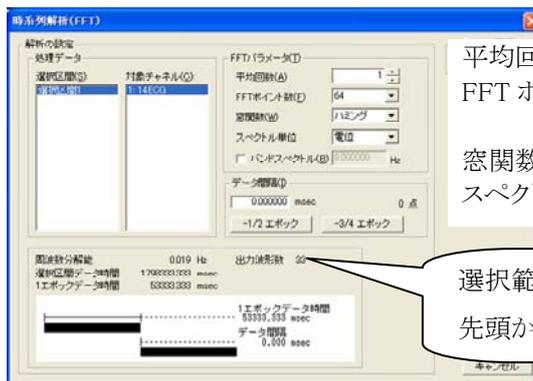


### ☆周波数成分を時系列的に抽出する場合

「解析」メニューの「周波数解析」-「時系列解析」から「FFT」を選択します。



「時系列解析(FFT)」ダイアログの設定を行います。



平均回数: 1 回に設定します。  
 FFT ポイント数: データ長に合わせて設定します。  
 下の囲みをご覧ください。  
 窓関数: ハミングまたはハニングが一般的です。  
 スペクトル単位: 電位

選択範囲時間約 30min の内、  
 先頭から約 53sec 毎に FFT されます。

### 注: 平均回数と FFT ポイント数の設定方法

心電図の場合、平均回数は 1 回になるように設定します。

人の心拍を解析する場合、R 波はだいたい 60 回/1min です。つまり、1 分間のデータであれば、R 波データが 60 点分あることとなります。2 分間のデータであれば、R 波データは  $60 \times 2 = 120$  点あります。

一方、FFT ポイント数は数学的に2のべき乗を取らざるを得ません。すなわち、64, 128, 256, 512, 1024・・・を設定することになります。  
 そこで、FFT ポイント数には、1 エポックデータ時間が 0min~1min では 64 点、1min~2min は 128 点、2min~4min は 256 点、4min~8min では 512 点、8min~17min なら 1024 点を入力するのが一般的です。

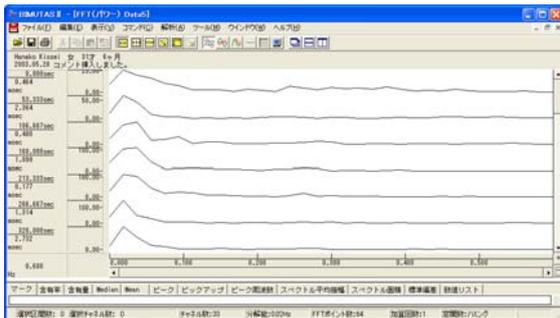
詳しくは、「4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数」  
 「4-2) FFT ポイント数と平均回数」を御覧下さい。

**注:分析時間を、区切り良く設定する方法**

FFT ポイント数は2のべき乗である必要があるため、「1 エポックデータ時間」を区切りの良い時間にできない場合があります。  
 ダイアログ上の「データ間隔」に端数を代入して下さい。ただし「データ間隔」は FFT 解析範囲に含まれません。

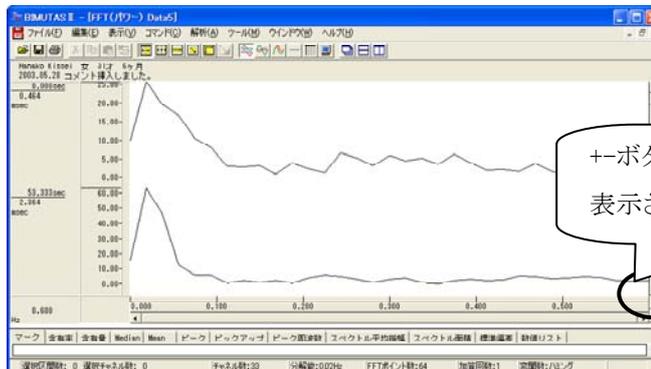
例: 180000msec(3min)毎に分析したい。しかし、「1 エポックデータ時間」は 176000msec が限界である。  
 ↓  
 “データ間隔”に 4000msec (=180000msec-176000msec) を代入して下さい。

FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。



**注:1つ1つの FFT 結果を確認する場合**

右下の「-」ボタンを連続してクリック→表示される波形が少なくなります。  
 右下の「+」ボタンを連続してクリック→表示される波形が多くなります。



LF, HF を算出する前に、全ての波形を表示して下さい。表示されていない波形については、解析が行われません。

## ☆任意区間の周波数成分を算出する場合

「解析」メニューの「周波数解析」から「FFT」を選択します。



「FFT」ダイアログの設定を行います。



区間の指定方法: 平均回数を1回  
窓関数: ハミングまたはハニングが一般的です。  
スペクトル単位: 電位

### 注:FFT ポイント数の設定方法

心電図の場合、一般的に平均回数 1 回に設定します。

人の心拍を解析する場合、R 波はだいたい 60 回/1min です。つまり、1分間のデータであれば、R 波データが 60 点分あります。2 分間のデータであれば、R波データは  $60 \times 2 = 120$  点あります。一方、FFT ポイント数は数学的に 2 のべき乗を取らざるを得ません。すなわち、64, 128, 256, 512, 1024...を設定することになります。

そこで、FFT ポイント数には、1 エポックデータ時間が 0min~1min では 64 点、1min~2min は 128 点、2min~4min は 256 点、4min~8min では 512 点、8min~17min なら 1024 点を入力するのが一般的です。

FFT ポイント数 < 全データ点数の場合:

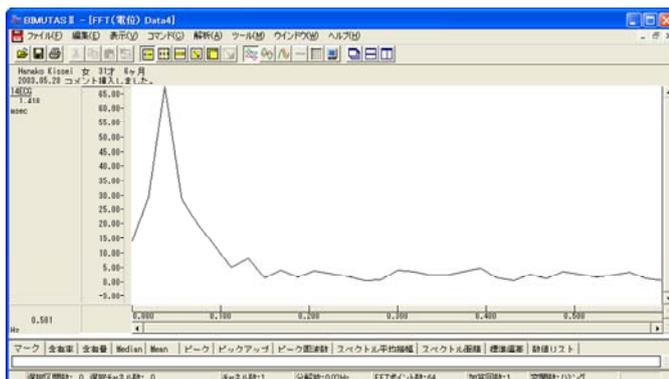
データ先頭から FFT ポイント数分のデータが FFT 解析に使用されるため、データ後半は FFT 結果に反映されません。

FFT ポイント数 > 全データ点数の場合:

FFT するために足りないデータは、自動的に 0 で埋められます。

詳しくは、「4-2) FFT ポイント数とサンプリング周波数」を御覧下さい。

FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。

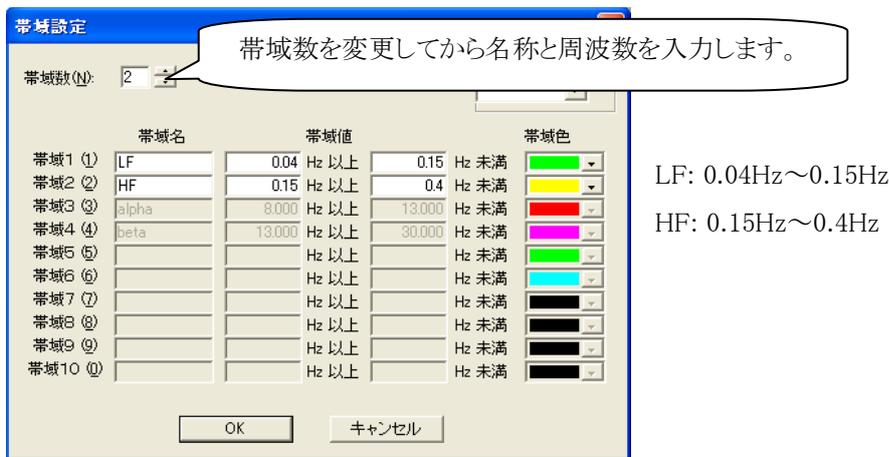


## 2. LF と HF を求める。

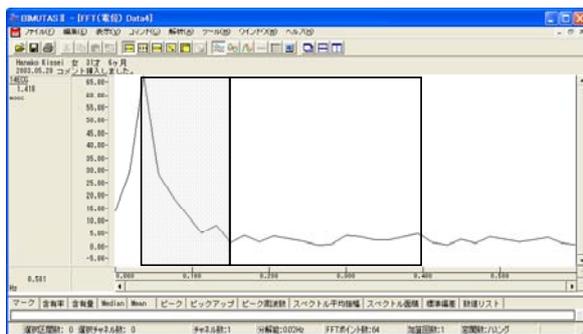
「コマンド」メニューの「帯域設定」を選択します。



LF と HF 帯域名称と、周波数を入力し「OK」ボタンを押します。



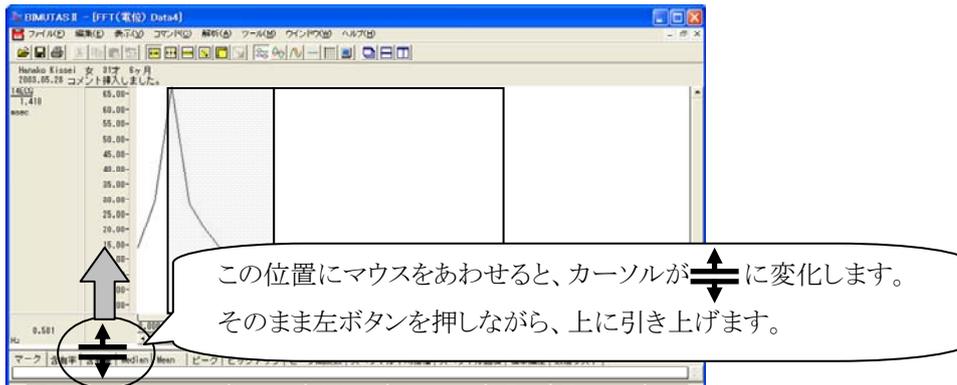
「表示」メニューの「帯域塗り分け」を選択すると、帯域毎に波形が分けられます。



「コマンド」メニューの「帯域のスペクトル平均振幅」を選択する。



LF と HF の値がタブ領域に表示されます。

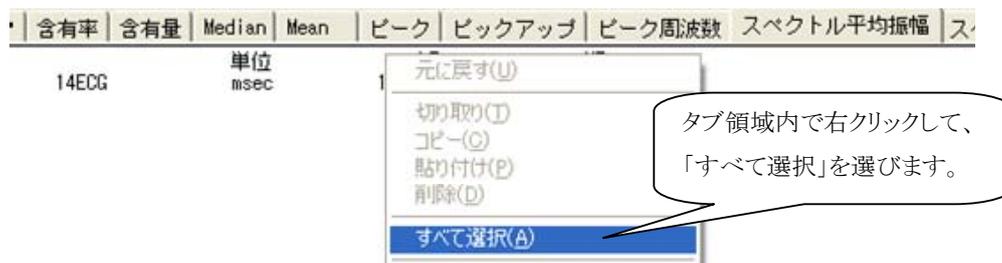


タブ領域が広げられ、LF と HF が計測されていることがわかります。



### 3. タブ領域内の LF と HF をコピーし、表計算ソフトへ貼り付け、LF/HF を算出する。

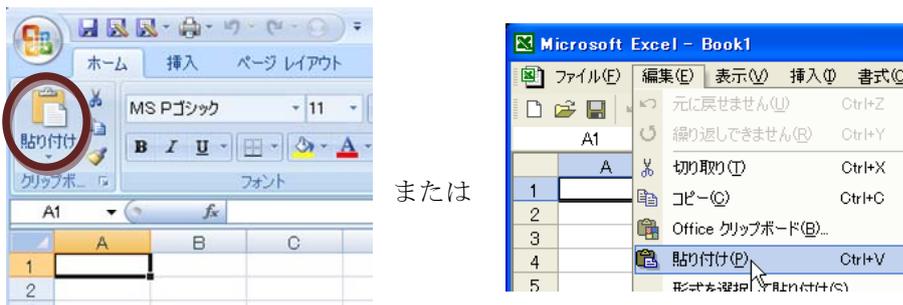
タブ領域内で右クリックして、「すべて選択」を選びます。



タブ領域内が選択された(色反転している)ことを確認した後で、再びタブ領域内で右クリックして、「コピー」を選びます。



表計算ソフト(例:Excel)を起動し、「貼り付け」メニューまたはボタンを選びます。



LF と HF が表計算ソフトに表示されました。表計算ソフト上で、LF/HF を算出します。

	A	B	C	D	E	F	G
1		単位	LF	HF		LF/HF	
2	14ECG	msec	12.671	2.954		4.289	
3							

以上の方法は、書籍「人体計測ハンドブック」(産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門 編・朝倉書店・2003年)を参考にしております。

## #2)含有量を用いる方法

### 1. 周波数解析を行う。

全体を選択区間として設定するため、ツールバーの「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



### ☆周波数成分を時系列的に抽出する場合

「解析」メニューの「周波数解析」-「時系列解析」から「FFT」を選択します。



「時系列解析 (FFT)」ダイアログの設定を行います。



平均回数: 1 回に設定します。  
 FFT ポイント数: データ長に合わせて設定します。  
 下の囲みをご覧ください。  
 窓関数: ハミングまたはハニングが一般的です。  
 スペクトル単位: パワー

選択範囲時間約 25min の内、  
 先頭から約 53sec 毎に FFT されます。

**注: 平均回数と FFT ポイント数の設定方法**

心電図の場合、平均回数は 1 回になるように設定します。

人の心拍を解析する場合、R 波はだいたい 60 回/1min です。つまり、1 分間のデータであれば、R 波データが 60 点分あることになります。2 分間のデータであれば、R 波データは  $60 \times 2 = 120$  点あります。

一方、FFT ポイント数は数学的に 2 のべき乗を取らざるを得ません。すなわち、64, 128, 256, 512, 1024... を設定することになります。

そこで、FFT ポイント数には、1 エポックデータ時間が 0min~1min では 64 点、1min~2min は 128 点、2min~4min は 256 点、4min~8min では 512 点、8min~17min なら 1024 点を入力するのが一般的です。

詳しくは、「4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数」  
 「4-2) FFT ポイント数と平均回数の関係」を御覧下さい。

**注: 分析時間を、区切り良く設定する方法**

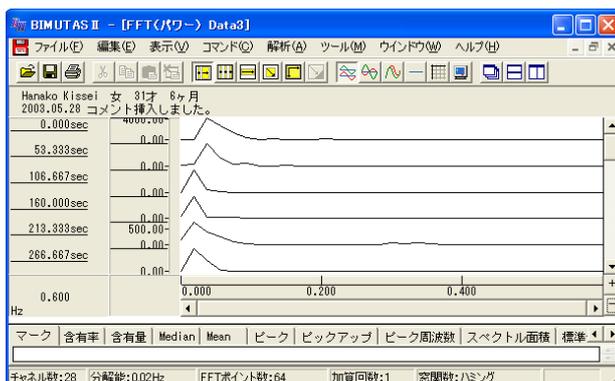
FFT ポイント数は 2 のべき乗である必要があるため、「1 エポックデータ時間」を区切りの良い時間にできない場合があります。

ダイアログ上の「データ間隔」に端数を代入して下さい。ただし「データ間隔」は FFT 解析範囲に含まれません。

例: 180000msec(3min)毎に分析したい。しかし、「1 エポックデータ時間」は 176000msec が限界である。

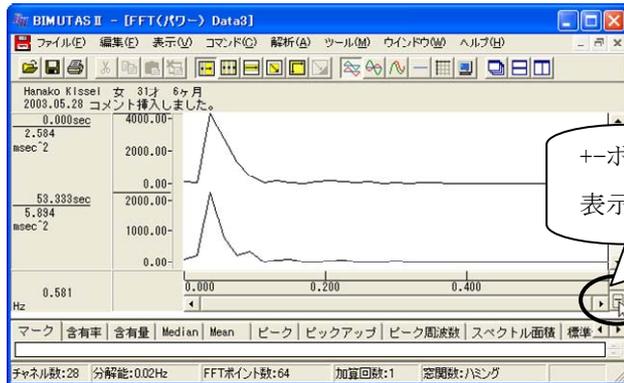
↓  
 “データ間隔”に 4000msec (=180000msec-176000msec) を代入して下さい。

FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。



**注:1つ1つの FFT 結果を確認する場合**

右下の「-」ボタンを連続してクリック→表示される波形が少なくなります。  
 右下の「+」ボタンを連続してクリック→表示される波形が多くなります。



+-ボタンのクリックで  
表示される波形の数を変更します。

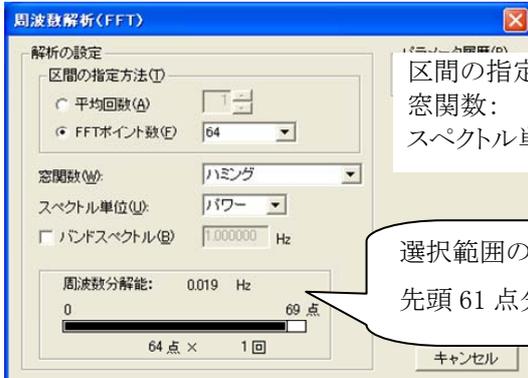
LF, HF 算出を行う前に、全ての波形を表示して下さい。表示されていない波形については、解析が行われません。

**☆任意区間の周波数成分を算出する場合**

「解析」メニューの「周波数解析」から「FFT」を選択します。



「FFT」ダイアログの設定を行います。



区間の指定方法: 平均回数を1回  
 窓関数: ハミングまたはハミングが一般的です。  
 スペクトル単位: パワー

選択範囲の点数 69 点の内、  
先頭 61 点分が FFT されます。

**注:FFT ポイント数の設定方法**

心電図の場合、一般的に平均回数 1 回に設定します。

人の心拍を解析する場合、R 波はだいたい 60 回/1min です。つまり、1分間のデータであれば、R 波データが 60 点分あります。2 分間のデータであれば、R波データは 60 x 2 = 120 点あります。一方、FFT ポイント数は数学的に 2 のべき乗を取らざるを得ません。すなわち、64, 128, 256, 512, 1024・・・を設定することになります。

そこで、FFT ポイント数には、1 エポックデータ時間が 0min~1min では 64 点、1min~2min は 128 点、2min~4min は 256 点、4min~8min では 512 点、8min~17min なら 1024 点を入力するのが一般的です。

FFT ポイント数 < 全データ点数の場合:

データ先頭から FFT ポイント数分のデータが FFT 解析に使用されるため、データ後半は FFT 結果に反映されません。

FFT ポイント数 > 全データ点数の場合:

FFT するために足りないデータは、自動的に 0 で埋められます。

詳しくは、「4-2) FFT ポイント数とサンプリング周波数」を御覧下さい。

FFT 結果が新しいウィンドウに表示されます。

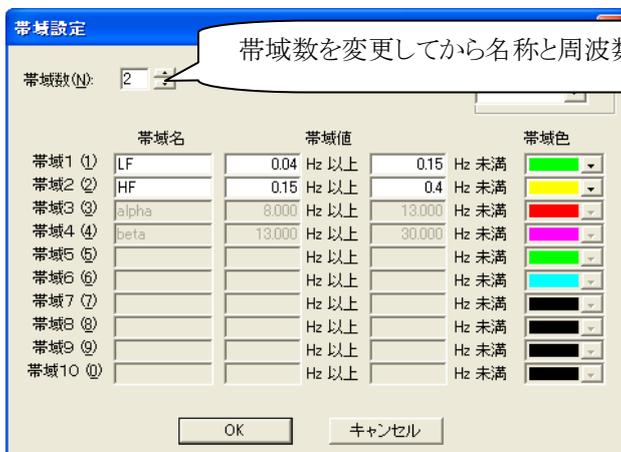


## 2. LF と HF を求める。

「コマンド」メニューの「帯域設定」を選択します。



LF と HF 帯域名称と、周波数を入力し「OK」ボタンを押します。

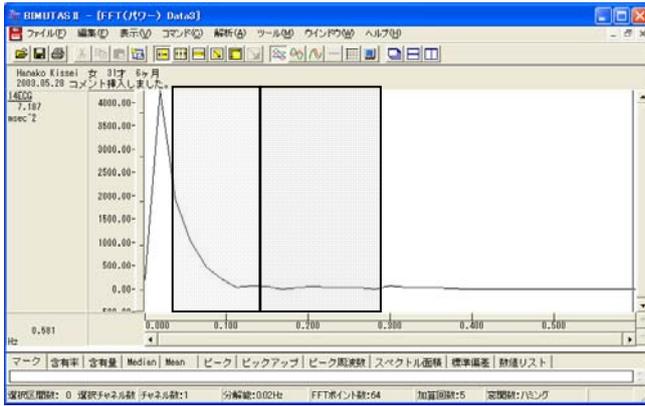


LF: 0.04Hz~0.15Hz

HF: 0.15Hz~0.4Hz

## BIMUTASII を使用した解析手順

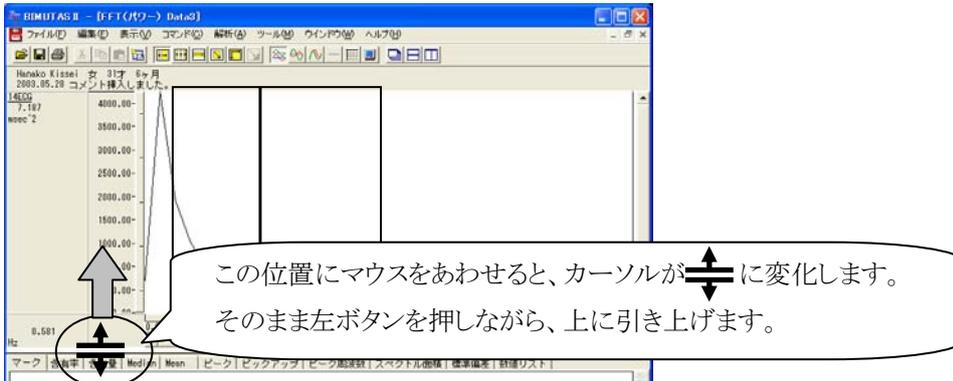
「表示」メニューの「帯域塗り分け」を選択すると、帯域毎に波形が分けられます。



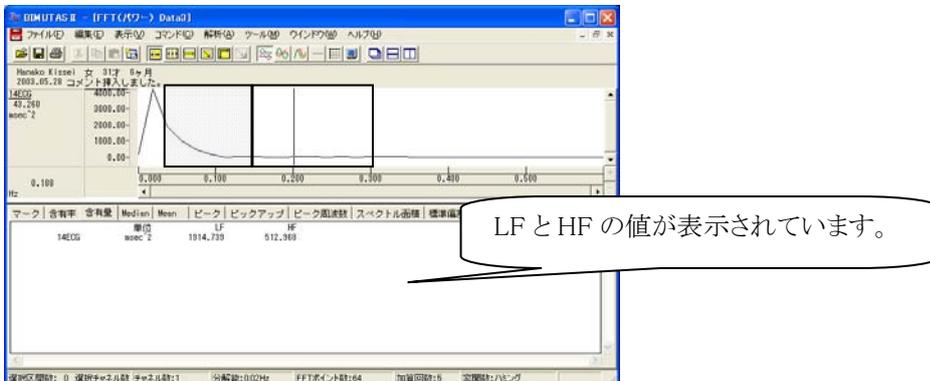
「コマンド」メニューの「含有量」を選択する。



含有量、すなわち LF と HF がタブ領域に表示されます。

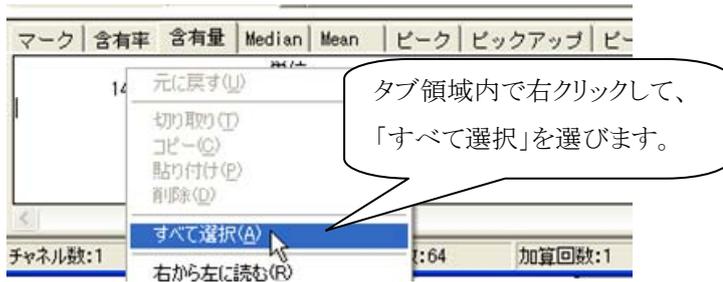


タブ領域が広げられ、LF と HF が計測されていることがわかります。



3. タブ領域内の LF と HF をコピーし、表計算ソフトへ貼り付け、LF/HF を算出する。

タブ領域内で右クリックして、「すべて選択」を選びます。



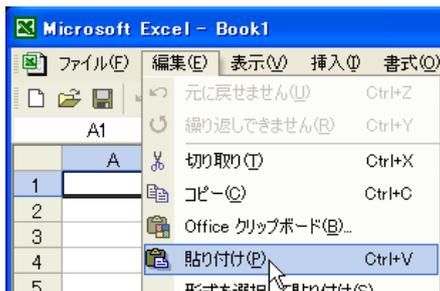
タブ領域内が選択された(色反転している)ことを確認した後で、再びタブ領域内で右クリックして、「コピー」を選びます。



表計算ソフト(例:Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。



LF と HF が表計算ソフトに表示されました。表計算ソフト上で、LF/HF を算出します。





# 心電図・脈波や呼吸の解析

## 3-4) 心拍数や呼吸数を数える

生波形上で、任意区間のピーク数を数えます。

### <操作の流れ>

- ↓ ①心電図・脈波や呼吸の生波形を表示する。
- ↓ ②解析する区間を選択する。
- ↓ ③心拍の揺らぎを除去する。
- ↓ ④R波・脈波の Peak または呼吸の Peak を検出する。[間隔テキスト]
- ↓ ⑤タブ領域内を選択し、コピーする。
- ⑥表計算ソフト上で貼り付ける。

### ①心電図・脈波や呼吸の生波形を表示する。



### ②解析する区間を選択する。

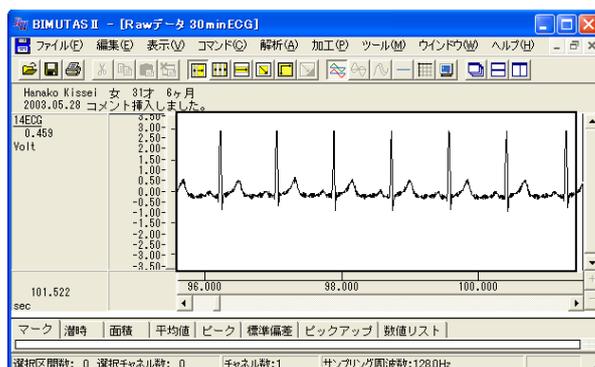
ツールバーの選択範囲モードを選び、選択範囲を設定します。

例: チャンネル全体を選択範囲とする場合

ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを押します。



波形上でクリックすると、そのチャンネル全体が選択されます。

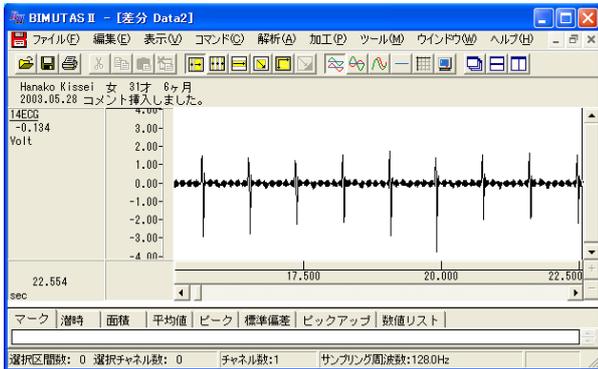


③心拍の揺らぎを除去する。

「解析」メニューの「微分」から「差分」を選択します。



新しいウィンドウに微分された波形が表示されます。  
元の波形とは異なりますが、ピーク間隔は元の波形と同じです。



**注:心拍の揺らぎの除去**

この処理は心拍波形にゆらぎがある場合に行ってください。  
ゆらぎがなく、次項④のピーク検索を用いてR波またはPeakを拾ってくることは、必要ありません。

④R波・脈波の Peak または呼吸の Peak を検出する。[間隔テキスト]

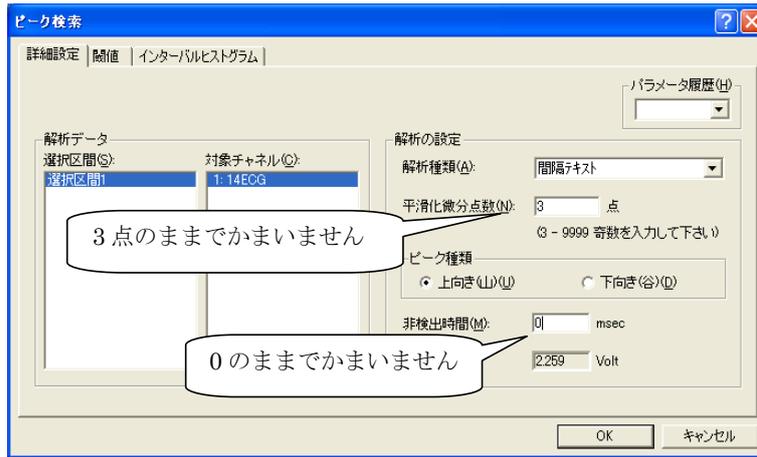
ツールバーの「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



「解析」メニューの「ピーク検索」を選択します。

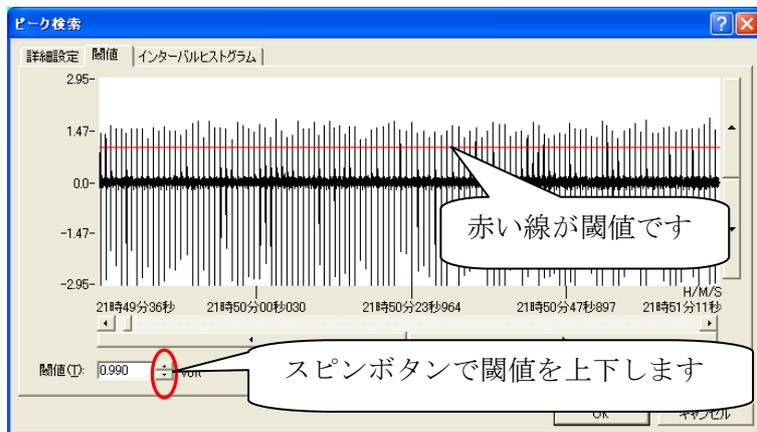


「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブをクリックし前面に表示させ、以下の様に設定します。



解析種類:”間隔テキスト”を必ず選択してください。

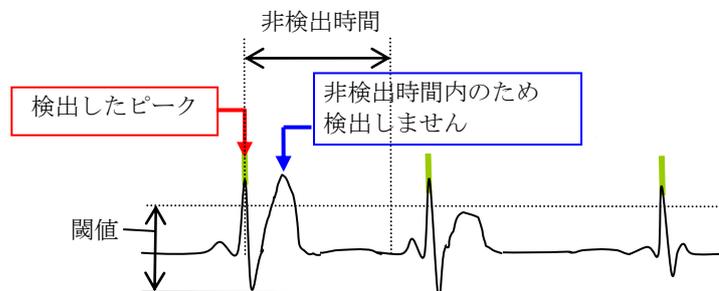
「ピーク検索」ダイアログの「閾値」タブをクリックし前面に表示させ、全てのピークが赤線を越える様に設定します。



**注: R波のみを正しく拾ってきているか確認するには**

対処法 1: T波が R波と同じくらい大きく、R波のみを拾えない。

③項を行っていない場合は、「微分」の「差分」を行ってください。  
それでも正しく拾えない場合は、「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「非検出時間」を[400~600msec]に設定します。



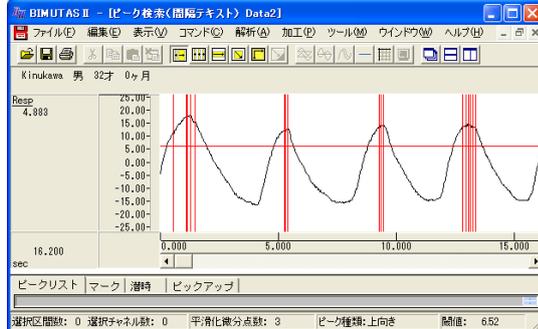
対処法 2: 脈波のピークがはっきりしないため、波形の山にピークが集まり、多く検出されてしまう。

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「平滑化微分点数」を大きく設定します。  
詳しくは、「その他 4-3) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧下さい。

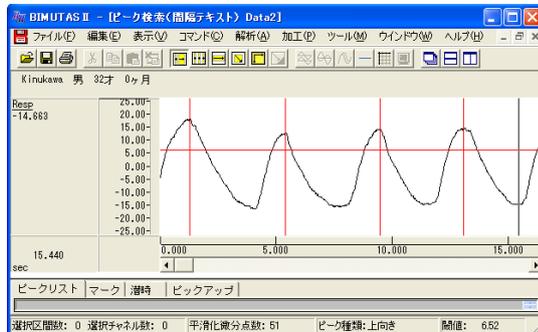
対処法 3:呼吸の山がなだらかで、波形の山にピークが集まり、正しく検出できない。

「ピーク検索」ダイアログの「詳細設定」タブにて、「平滑化微分点数」を大きく設定します。  
詳しくは、「その他 3-3) 平滑化微分点数と移動平均」を御覧下さい。

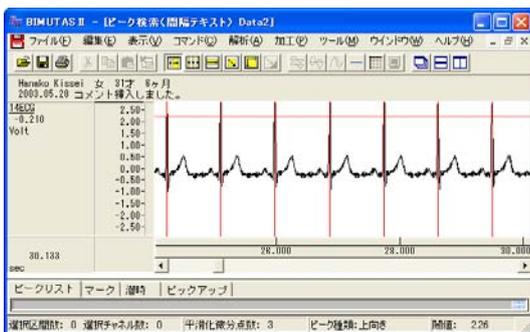
例:平滑化微分点数を3点にした場合、波形の山にピークが集まり正しく検出できていない。



平滑化微分点数を51点にした場合、波形の山に1つだけピークが検出されている。

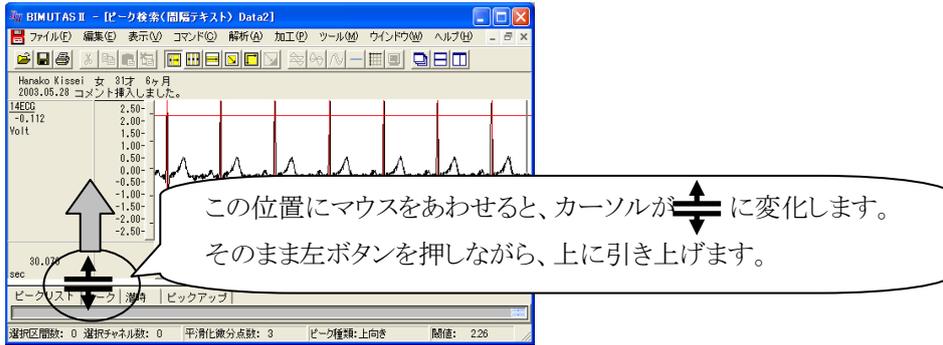


「OK」ボタンを押すと、新しいウィンドウに間隔テキストが表示されます。



⑤タブ領域内を選択し、コピーする。

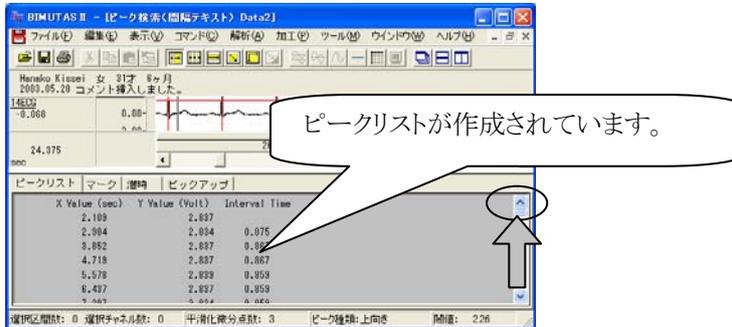
タブ領域を拡大して、ピークリストを表示させます。



右端のスクロールを最上段まで押し上げます。



ピークリストが作成されています。



「編集」メニューの「タブ情報」から「全て選択」を選びます。



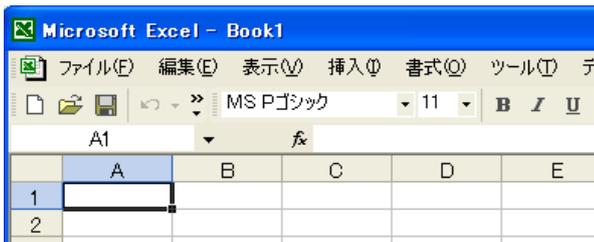
## BIMUTASII を使用した解析手順

続けて、「編集」メニューの「タブ情報」から「コピー」を選びます。

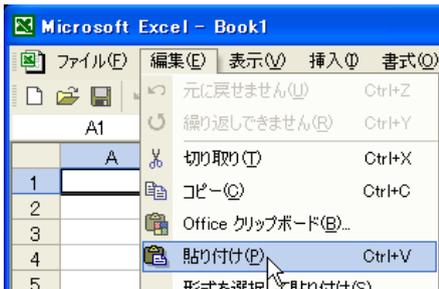


### ⑥表計算ソフト上で貼り付ける。

表計算ソフト(例:Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。



生波形上でのピーク位置 (X Value 時間)、ピークの縦軸値(Y Value)、ピークとピークの間隔(Interval Time)が表計算ソフトに表示されました。

貼り付けられた最終行を見ると、Peak 数がわかります。

	A	B	C	D	E
1		ピーク数	28		
2					
3	X Value (msec)	Y Value (Volt)	Interval Time		
4		234.373	2.839		
5		1148.426	2.834	914.053	
6		2054.667	2.834	906.241	
7		2953.095	2.834	898.429	
8		3859.336	2.839	906.241	
9		4757.765	2.834	898.429	

この場合、  
28個(=29行 - ヘッダ1行)  
のピークがあります。

# 心電図・脈波や呼吸の解析

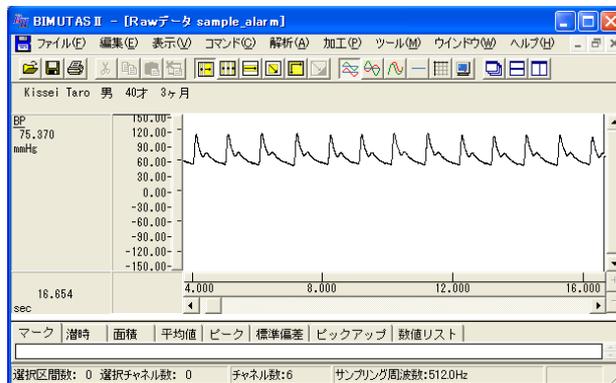
## 3-5) 最高・最低・平均血圧を算出する

脈波から、区間毎の最高・最低血圧を算出します。  
その後、表計算ソフト上で、平均血圧を算出します。

### <操作の流れ>

- ↓ ①脈波の生波形を表示する。
- ↓ ②解析する区間を選択する。
- ↓ ③最高・最低血圧を算出する。
- ↓ ④タブ領域内を選択し、コピーする。
- ⑤表計算ソフト上で、脈圧と平均血圧を算出する。

### ①脈波の生波形を表示する。



### ②解析する区間を選択する。

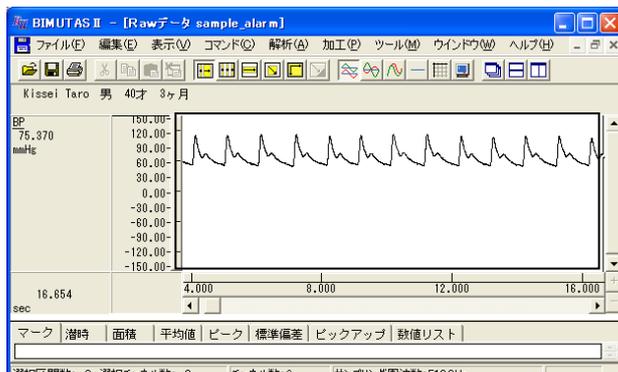
ツールバーの選択範囲モードを選び、選択範囲を設定します。

例:チャネル全体を選択範囲とする場合

ツールバーで「チャンネルの全範囲」ボタンを押します。



波形上でクリックすると、そのチャンネル全体が選択されます。



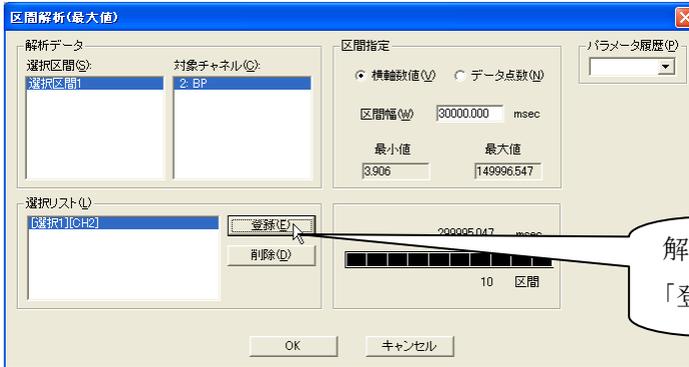
③最高・最低血圧を計測する。

「解析」メニューの「区間解析」から最高血圧なら「最大値」、最低血圧なら「最小値」を選択します。



「区間解析(最大値)」または「区間解析(最小値)」ダイアログ上で、以下の様に設定し「OK」ボタンを押します。

例: 選択区間を 30sec 毎に区切り、30sec 毎の最高血圧を計測する場合



区間指定: 横軸数値

区間幅: 計測したい時間を入力します。

解析する選択範囲を選び、「登録」ボタンを必ず押して下さい。

新しいウィンドウに、最高血圧または最低血圧を時系列に並べた波形が表示されます。

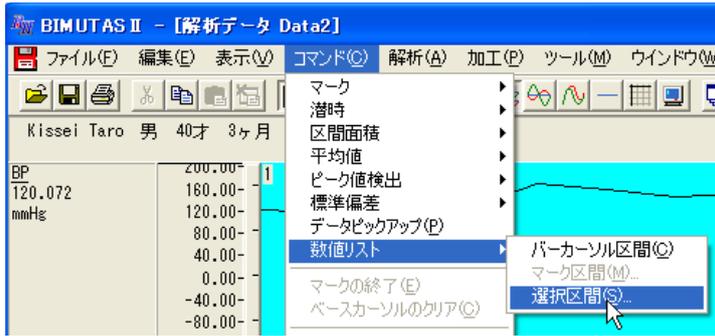


④タブ領域内を選択し、コピーする。

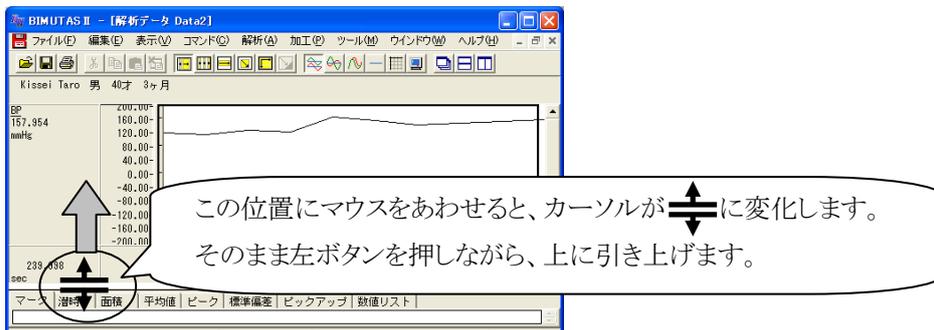
新しいウィンドウ内の波形を全て選択するため、ツールバーで「全範囲を選択します。」ボタンを押します。



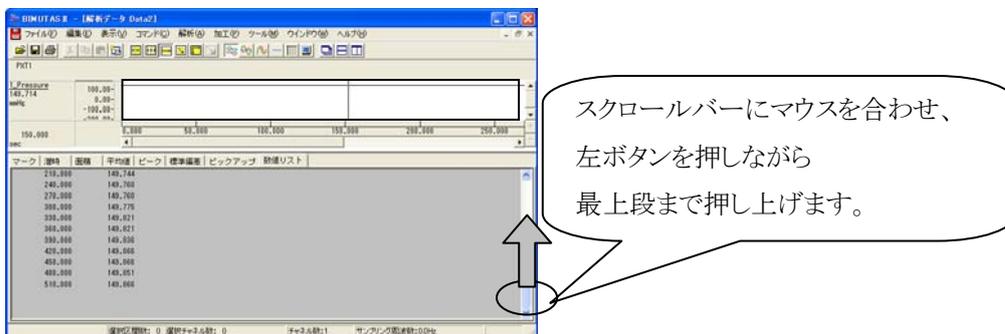
「コマンド」メニューの「数値リスト」から「選択区間」を選びます。



タブ領域を拡大して、数値リストを表示させます。



右端のスクロールを最上段まで押し上げます。



「編集」メニューの「タブ情報」から「全て選択」を選びます。



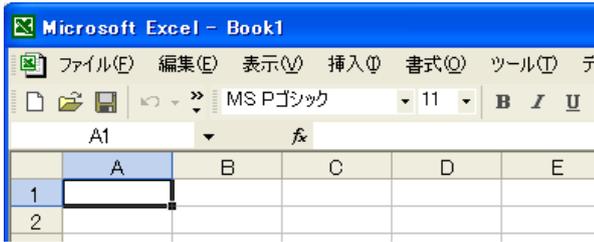
## BIMUTASII を使用した解析手順

続けて、「編集」メニューの「タブ情報」から「コピー」を選びます。

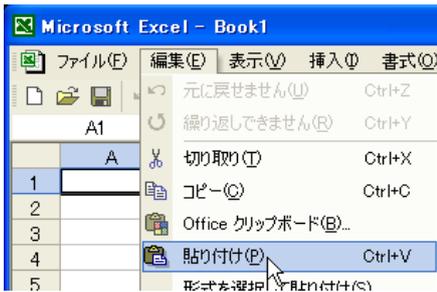


### ⑥表計算ソフト上で貼り付ける。

表計算ソフト(例:Excel)を起動します。



表計算ソフト上で「貼り付け」を選びます。最高血圧が表計算ソフトに表示されます。



同様に⑤⑥項を最低血圧についても行います。

最高血圧と最低血圧を元に、脈圧と平均血圧を計算すると、以下のようになります。

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	最高血圧			最低血圧			脈圧	[最高血圧-最低血圧]		平均血圧	[最低血圧+脈圧/3]
2	sec	mmHg		sec	mmHg		sec	mmHg		sec	mmHg
3	0	123.423		0	54.875		0	68.548		0	77.724
4	30	120.072		30	53.607		30	66.465		30	75.762
5	60	131.874		60	53.124		60	78.75		60	79.374
6	90	127.8		90	54.15		90	73.65		90	78.700
7	120	170.752		120	53.124		120	117.628		120	92.333
8	150	162.27		150	56.505		150	105.765		150	91.760
9	180	147.781		180	57.954		180	89.827		180	87.896
10	210	153.879		210	57.893		210	95.986		210	89.888
11	240	157.954		240	63.024		240	94.93		240	94.667
12	270	163.749		270	64.473		270	99.276		270	97.565
13											

## その他

### 4-1) FFT ポイント数とサンプリング周波数の関係

FFT を行うための設定項目 (FFT ポイント数・平均回数) と、解析するデータ点数 (サンプリング周波数) によって、分析時間 (時間分解能) が決まります。

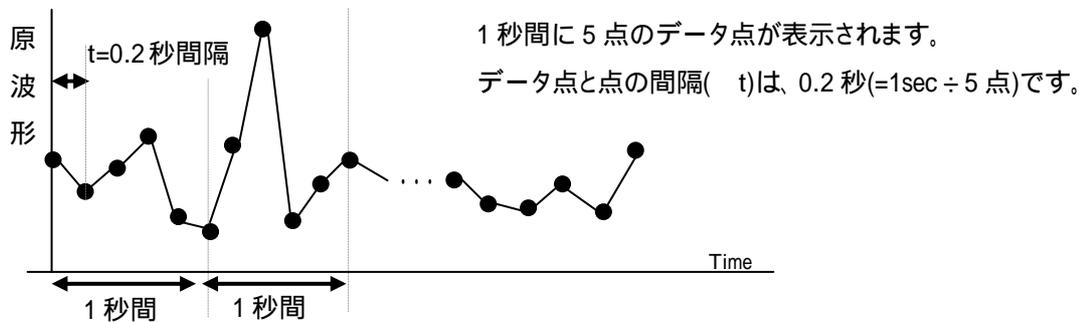
また、FFT ポイント数を決定することにより、FFT 解析後のデータ値間隔である周波数分解能が決まります。

FFT ポイント数を小さく	分析時間が短い	周波数分解能が低い
大きく	分析時間が長い	周波数分解能が高い

#### ・サンプリング周波数とは

データ収録時に、1秒間に何点分のデータ点を保持するかを決めるのがサンプリング周波数です。この数によって、データ点と点の間隔時間 ( $t$ ) が決定します。

例: 5Hz のサンプリング周波数で収録を行った場合



#### ・FFT ポイント数とは

FFT 解析を行うデータ点数のことです。FFT 数式上、FFT ポイント数は2のべき乗である必要があります。

弊社製品では、64,128,256,512・・・という固定の2のべき乗数から選択して頂くことになります。

#### ・FFT ポイント数とサンプリング周波数の関係

FFT ポイント数を変更することによる分解能への影響を下表に示します。分析時間と周波数分解能については、次頁 1. と 2. の詳細説明を御覧ください。

	分析時間(時間分解能)	周波数分解能
FFT ポイント 小	短い 細かい区間に分けて分析できる利点あり	低い
FFT ポイント 大	長い	高い FFT 結果を詳細に分析できる利点あり

#### 注: 平均回数について

上記の例では簡潔に説明する目的で、平均回数1回の場合を想定して説明しています。

脳波解析を行う際、平均回数を1より大きく設定する場合は、「各種設定の説明 1-2) FFT ポイント数と平均回数の関係」も御覧ください。

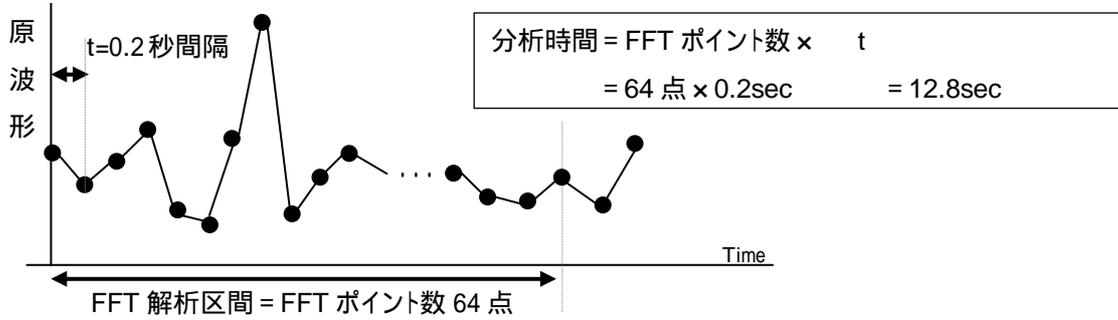
## BIMUTASII を使用した解析手順

### 1.分析時間(時間分解能)

FFT ポイント数を決定すると、データ上での分析時間が決定します。

$$\langle \text{分析時間} = \text{FFT ポイント数} \div \text{サンプリング周波数} = \text{FFT ポイント数} \times t \rangle$$

例: サンプリング周波数 5Hz のデータ上で、FFT ポイント数 64 に設定して FFT を行う場合

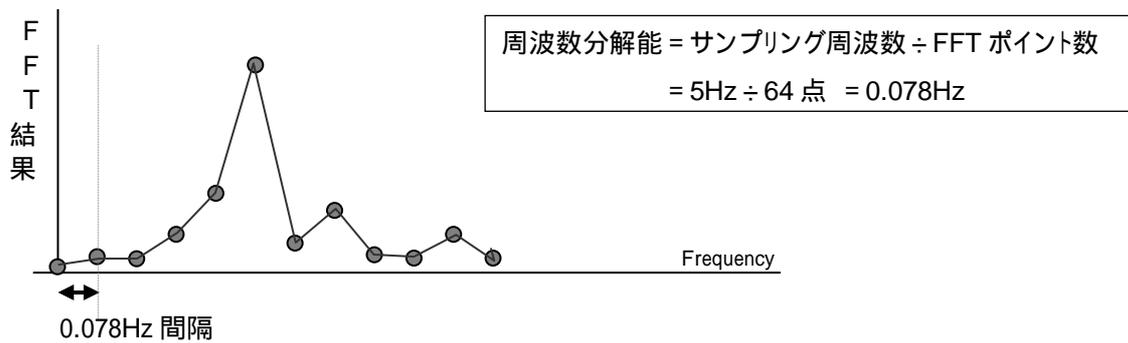


### 2.周波数分解能

FFT ポイント数を決定することで、FFT 解析結果の周波数分解能が決まります。

$$\langle \text{周波数分解能} = \text{サンプリング周波数} \div \text{FFT ポイント数} \rangle$$

例: サンプリング周波数 5Hz のデータ上で、FFT ポイント数 64 に設定して FFT を行う場合



## その他

### 4-2) FFT ポイント数と平均回数との関係

FFT を行うための設定項目には、FFT ポイント数と平均回数があります。  
加算平均することによって、特定区間の特徴に左右されにくい結果を得ることができます。

#### ・平均回数とは

FFT 解析時に、FFT 結果を平均化する回数を指します。

#### ・FFT ポイント数と平均回数の関係

1区間の分析時間は、FFT ポイント数 ÷ サンプルング周波数で表されます。

(詳しくは、「各種設定の説明 4-1) FFT ポイント数とサンプルング周波数の関係」を御覧ください。)

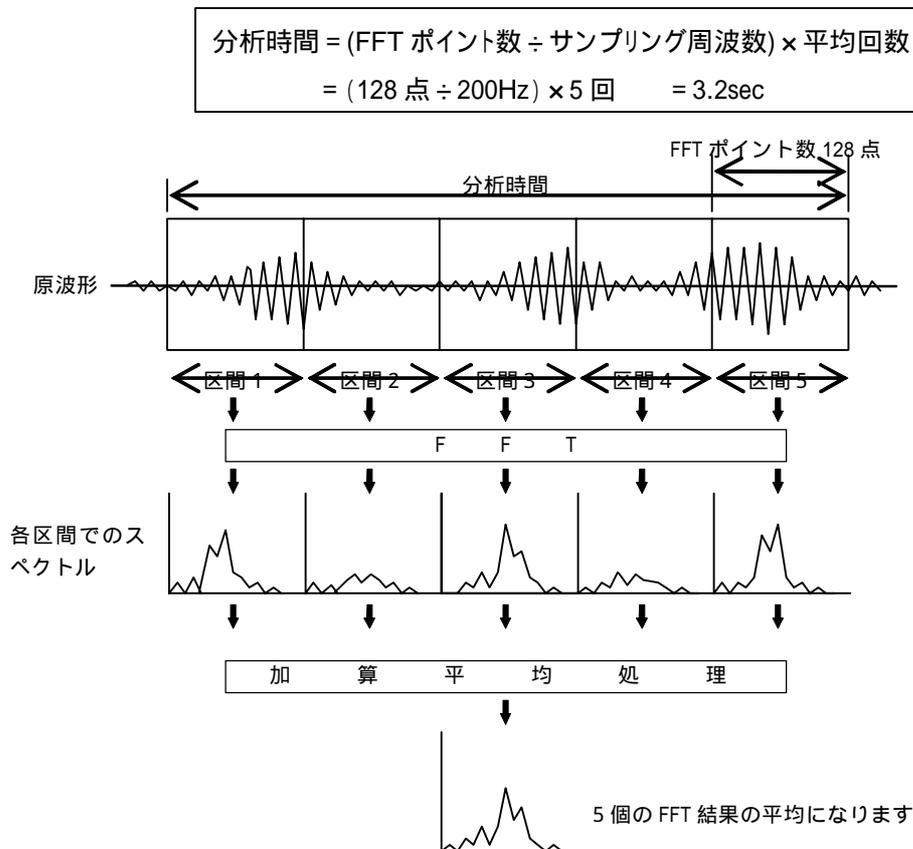
1区間の FFT 結果を平均回数分だけ加算平均します。

< 分析時間 = 1区間の分析時間 × 平均回数

= (FFT ポイント数 ÷ サンプルング周波数) × 平均回数 >

例: サンプルング周波数 200Hz のデータに対して、

FFT ポイント数 128 点、平均回数 5 回の FFT を行った場合





## その他

### 4-3) 平滑化微分点数と移動平均

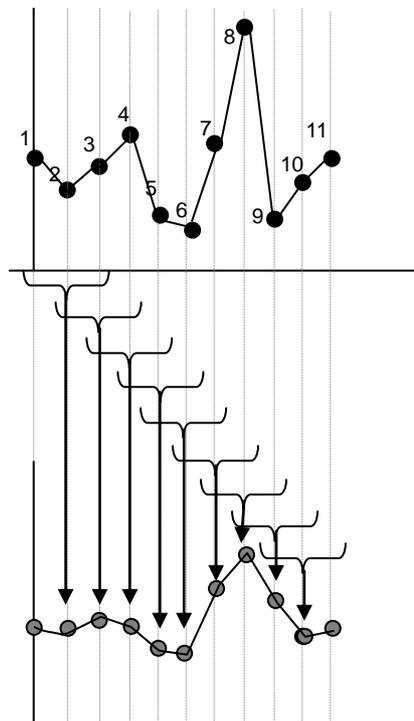
移動平均には、波形を均しなだらかな状態にする働きがあります。

どの程度なだらかにするのかを決定するのが平滑化微分点数です。包絡線・コヒーレンスやピーク検索を行う際にも入力する必要があります。

平滑化部分点数を大きく      よりなだらかな波形になる。  
 小さく                              原波形に近く、細かい波形になる。

#### ・移動平均とは

単純移動平均で平滑化微分点数=3点にした場合を例に説明します。



原波形

前後3点ずつの平均値をプロットしたものが移動平均です。

$$1 \text{ 点目} = (1+1+2) \div 3$$

$$2 \text{ 点目} = (1+2+3) \div 3$$

$$3 \text{ 点目} = (2+3+4) \div 3$$

$$4 \text{ 点目} = (3+4+5) \div 3$$

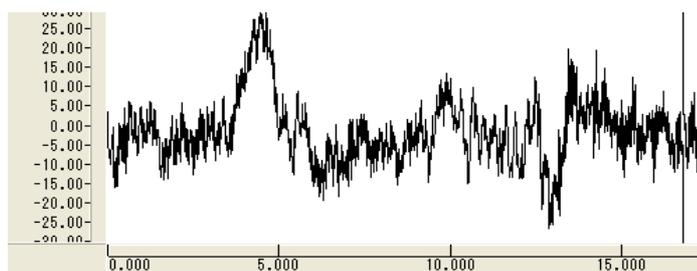
$$5 \text{ 点目} = (4+5+6) \div 3$$

…と続けていきます。

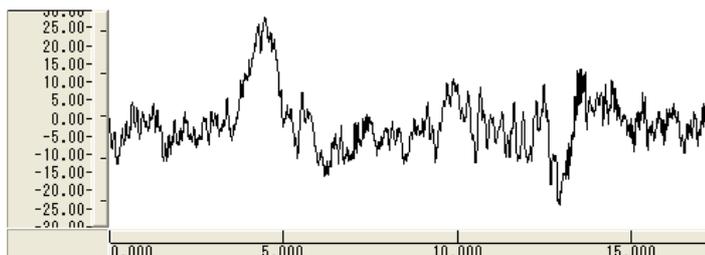
・平滑化微分点数による波形の違い

単純移動平均を例にして、波形が平滑化微分点数によってどのように変化するかを説明します。

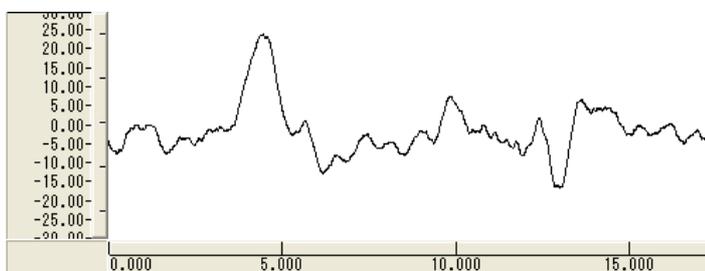
原波形



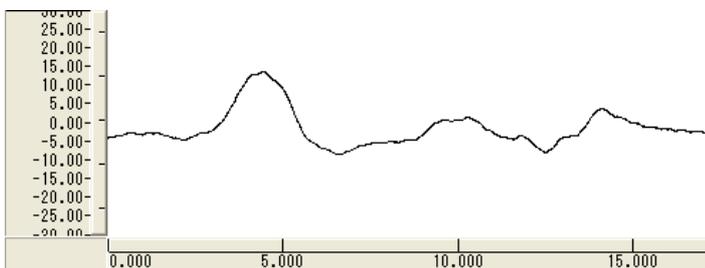
平滑化微分点数 = 5 点



平滑化微分点数 = 51 点



平滑化微分点数 = 201 点



平滑化微分点数を大きくするに従って、波形の縦幅が小さくなり、山の起伏がなだらかになっていることがわかります。

包絡線やコヒーレンス・ピーク検索を行う場合は、この平滑化微分が行われた後の波形(上記のような波形)を用いて処理が行われます。

# 付録

## 付録 1: 補足説明

---

1. FFT	付録 1 - 1
2. 窓関数	付録 1 - 3
3. MEM	付録 1 - 5
4. AR	付録 1 - 8
5. 包絡線	付録 1 - 10
6. 自己相関関数	付録 1 - 12
7. 相互相関関数	付録 1 - 12
8. クロススペクトル	付録 1 - 13
9. 伝達関数	付録 1 - 14
10. コヒーレンス	付録 1 - 15
11. 微分・差分	付録 1 - 16
12. 積分	付録 1 - 17
13. デジタルフィルタ	付録 1 - 18

## 付録 2: テキストファイルフォーマット

---



## 付録 1 : 補足説明

### 1 . F F T

**BIMUTAS**<sup>®</sup> では、以下の手順でFFTによるスペクトル推定を行っています。

ダイアログで指定した、FFT ポイント、または平均回数 ( K ) から、分析区間単位 ( 1 エポック ) を決定します。

窓関数を掛けます。(次項「2-2.窓関数」を参照してください)

FFTによる生(ナマ)のスペクトル  $S_n$  を算出します。

$$S_n = \frac{W}{N \times \Delta t} \left\{ (\Delta t \times R_n)^2 + (\Delta t \times I_n)^2 \right\} \quad W = \begin{cases} 1 & n = 0 \\ 2 & 1 \leq n \leq N/2 + 1 \end{cases}$$

t : サンプルング間隔

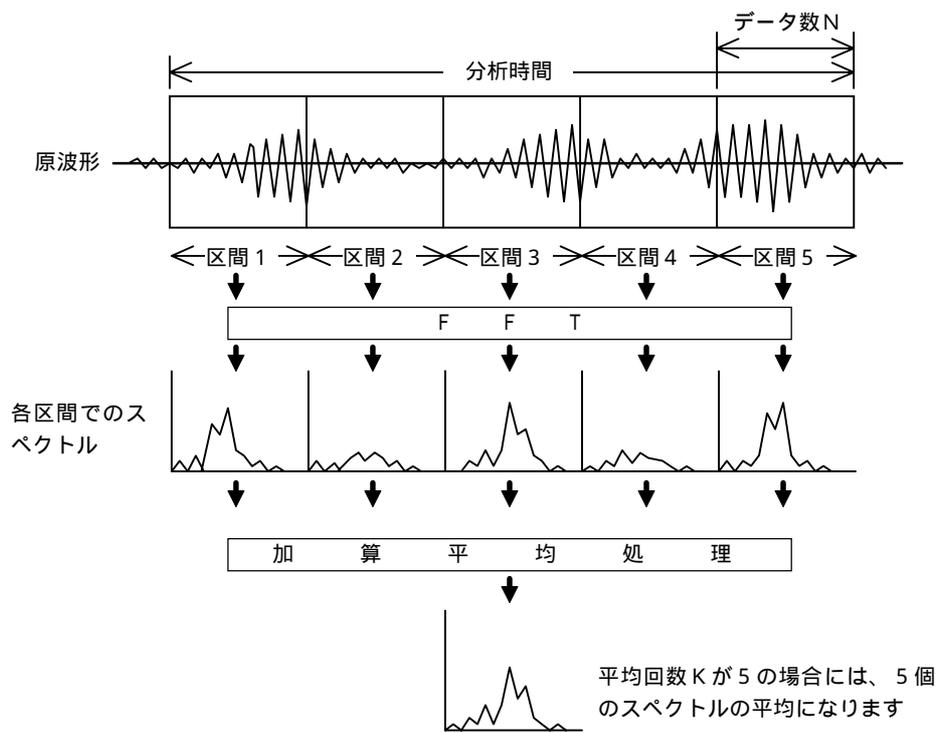
R n : FFT から求めた実数部

I n : " 虚数部

分析時間がデータ数 N の複数区間となる場合には、スペクトル  $S_n$  を加算平均してからスペクトルを推定します。

$$\hat{S}_n = \frac{1}{K} \sum_{n=1}^K S_n \quad K : \text{データ数 } N \text{ の区間数 ( 平均回数 )}$$

これにより分散の少ないスペクトル推定値が求まります。



設定されているスペクトル単位にしたがって値を計算します。単位には、等価的電位、パワー、dBの3種類があります。

等価的電位 (volt など)

$$Vn = \sqrt{\hat{S}n}$$

パワー (volt<sup>2</sup> など)

$$Pn = \hat{S}n$$

dB

$$\begin{aligned} dBn &= 20 \cdot \log \sqrt{Pn / SMAX} \\ &= 10 \cdot \log(Pn / SMAX) \end{aligned}$$

$Pn$  : パワースペクトル

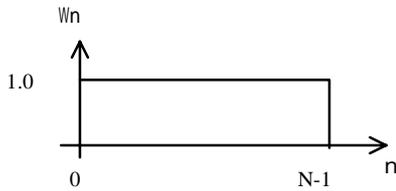
$SMAX$  : パワースペクトル最大値

## 2. 窓関数

FFTを使用する解析を行う場合、FFTの部分区間長における不連続接点の影響を軽減する為に、窓関数をデータに掛けるという方法をとります。

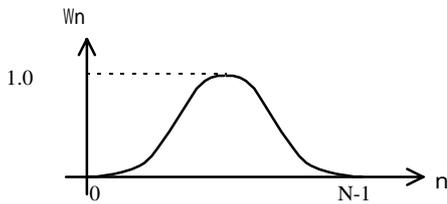
BIMUTAS<sup>®</sup> では次に示す窓関数を指定することができます。

### ・ 矩形窓



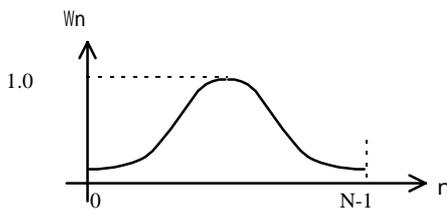
$$W_n = \begin{cases} 1.0 & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & \text{上記以外} \end{cases}$$

### ・ ハニング窓(Hanning)



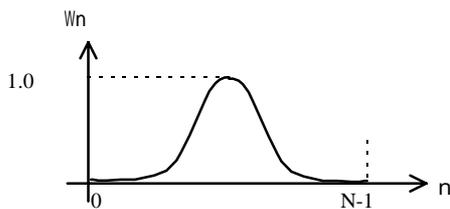
$$W_n = \begin{cases} 0.5 - 0.5 \cos(2\pi n/N) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & \text{上記以外} \end{cases}$$

### ・ ハミング窓(Hamming)



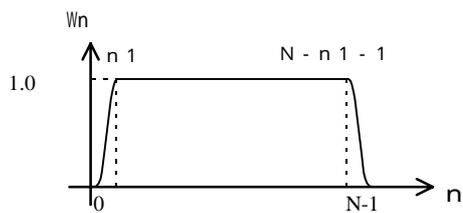
$$W_n = \begin{cases} 0.54 - 0.46 \cos(2\pi n/N) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & \text{上記以外} \end{cases}$$

### ・ ブラックマン窓(blackman)



$$W_n = \begin{cases} 0.42 - (0.5 \cos(2\pi n/N)) \\ \quad + (0.08 \cos(4\pi n/N)) & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0.0 & \text{上記以外} \end{cases}$$

・コサインテーパ窓(cos-taper)



$$W_n = \begin{cases} 0.5 \times (1 - \cos(\frac{n}{n_1})) & 0 \leq n \leq n_1 - 1 \\ 1.0 & n_1 \leq n \leq N - n_1 - 1 \\ 0.5 \times (1 - \cos(\frac{N - n}{n_1})) & N - n_1 \leq n \leq N - 1 \end{cases}$$

ただし、 $n_1 = N / 10$

矩形窓以外の窓関数では、区間内の原波形に対し、基線算出処理を行います。

一般的には、取り出したデータの長さが波形の周期の整数倍に一致しない場合には、矩形窓を使うべきではありません。2つの周波数成分が接近している場合にはハミング窓が良いとされています。また、周波数成分があまり接近していなくて、しかも非常に小さな成分まで検出する場合には、ハミング窓かブラックマン窓が良いとされています。

### 3 . M E M

M E Mは、最大エントロピー法 (Maximum Entropy Method) という周波数解析の手法です。

F F Tと比較した場合のM E Mの特徴は、

メリット

- ・スペクトルの分解能が非常に高い
- ・スペクトルがなだらかである
- ・短いデータから周波数を求めるのに有効である

デメリット

- ・非線形処理を用いる方法であるため、振幅や位相の検出ができない。
- ・F F Tに比べ計算時間が長い

です。

*BIMUTAS*<sup>®</sup> で使用している方法は、M E Mの中でも最も分解能が優れているBurg法です。

以下にM E Mの計算手順を示します。

解くべき方程式

$$\begin{bmatrix} C_0 & C_1 & \cdots & C_m \\ C_1 & C_0 & \cdots & C_{m-1} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ C_m & C_{m-1} & \cdots & C_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ Y_{m1} \\ \vdots \\ Y_{mm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_m \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix}$$

$C_k$  : ラグ  $k$  の自己相関関数

$Y_{mk}$  :  $m$  次の予測誤差フィルターを設計するときの第  $k$  番目の係数

$P_m$  :  $(m+1)$  点予測誤差フィルターからの平均出力

$$\left. \begin{array}{l} \text{未知数 } Y_{m1}, Y_{m2}, \cdots, Y_{mm} \\ C_m \\ P_m \end{array} \right\} \quad (m+2) \text{ 個を求める}$$

( 方程式は  $(m+1)$  なので条件が 1 つ不足しています )

$Y_{mm}$  の予測

予測誤差フィルターに信号を前向きに通す場合と、逆向きに通す場合の平均出力  $P_m$  を最小とします。

$$P_m = \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \left\{ \left( X_i + \sum_{k=1}^m Y_{mk} X_{i+k} \right)^2 + \left( X_{i+m} + \sum_{k=1}^m Y_{mk} X_{i+m-k} \right)^2 \right\}$$

$$\begin{bmatrix} 1 \\ Y_{m1} \\ Y_{mm} \\ \vdots \\ Y_{mm} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 \\ Y_{m-1,1} \\ Y_{m-1,2} \\ \vdots \\ Y_{m-1,m-1} \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ Y_{m-1,m-1} \\ Y_{m-1,m-2} \\ \vdots \\ Y_{m-1,1} \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$Y_{mk} = Y_{m-1,k} + Y_{mm} Y_{m-1,m-k}$$

$$C_0 = P_0 = \frac{1}{N} (X_i - \bar{X})^2$$

$$\left. \begin{aligned} b_{mi} &= b_{m-1,i} + a_{m-1,m-1} b_{m-1,i+1} \\ b'_{mi} &= b'_{m-1,i+1} + a_{m-1,m-1} b_{m-1,i+1} \\ b_{0i} &= b'_{0i} = x_i \\ b_{1i} &= x_i \\ b'_{1,i} &= X_{i+1} \end{aligned} \right\} \text{とすると}$$

$$P_m = \frac{1}{2(N-m)} \sum_{i=1}^{N-m} \left\{ (b_{mi} + Y_{mm} b'_{mi})^2 + (b'_{mi} + Y_{mm} b_{mi})^2 \right\}$$

これを最小にする

$$\frac{\delta P_m}{\delta Y_{mm}} = 0 \quad \text{よ} \quad Y_{mm} = -2 \frac{\sum_{i=1}^{N-m} b_{mi} b'_{mi}}{\sum_{i=1}^{N-m} (b_{mi}^2 + b'_{mi}^2)}$$

$Y_{mk}$  の計算

$$Y_{mk} = Y_{m-1,k} + Y_{mm} Y_{m-1,m-k}$$

(  $k = 1, \dots, m-1$  )  $Y_{m-1,k}$  は  $(m-1)$  個

$P_m$  の計算

$$P_m = P_{m-1} (1 - Y_{mm}^2)$$

$C_m$  の計算

$$C_m = -(Y_{m1}C_{m-1} + Y_{m2}C_{m-2} + \cdots + Y_{mm}C_0)$$

F P E ( Final Prediction Error ) の計算

$$(FPE)_m = \frac{N + (m + 1)}{N - (m + 1)} S_m^2$$

$$S_m^2 = \sum_{i=m+1}^N (X_i + Y_{m1}X_{i-1} + Y_{m2}X_{i-2} + \cdots + Y_{mm}X_{i-m})^2 / (N - m)$$

$$= \frac{1}{N - m} \sum_{i=1}^{N-m} \left( X_{i+m} + \sum_{k=1}^m Y_{mk} X_{i+m-k} \right)^2$$

$m$ が予め指定した値になるか、F P E が最小値になるまで から を繰り返します。  
 $m < 2\sqrt{N} \sim 3\sqrt{N}$  にとどめます。

スペクトルの計算

$$P(f) = \frac{\Delta t P_m}{\left| 1 + \sum_{k=1}^m Y_{mk} e^{i2\pi f k \Delta t} \right|^2}$$

## 4 . A R

スペクトル解析において分解能が特に優れているのが、A R（自己回帰モデル）です

A Rの特徴としては

メリット

- ・スペクトルの分解能が非常に高い。
- ・スペクトルがなだらかである。
- ・短いデータから周波数スペクトルを求めるのに有効である。

デメリット

- ・モデル次数によって結果が全く異なるため、モデル次数の決定が難しい。

などが挙げられます。

以下にA Rの計算手順を示します。

窓関数の計算

窓関数については「2-2.窓関数」を参照してください。

自己相関関数の計算

自己相関関数の計算については、「2-6.自己相関」を参照してください。

モデル次数の計算

モデル次数が入力されていない場合には、次数を決定しなければなりません。しかし、自己回帰モデルにおいては、モデル次数が重要な意味を持っているため、その選択の仕方によっては全く異なった結果となってしまいます。

BIMUTAS では、2種類のモデル次数計算方法を採用しました。

赤池情報基準 (Akaike's Information Creterion)

$$AIC(p) = N \log(\delta_p^2) + \frac{2(p-1)}{N}$$

最終予測誤差 (Final Prediction Error Creterion)

$$FPE(p) = \delta_p^2 \left( \frac{N+p+1}{N-p-1} \right)$$

モデル係数の計算

(1) で求められた自己相関関数  $R_{xx}$  を用いて初期値を設定します

$$\delta_0^2 = R_{xx}(0)$$

$$\Delta_0 = R_{xx}(1)$$

(2) 次数を計算します。

$$\rho_k = -\Delta_{k-1} / \delta_{k-1}$$

$$\delta_k = \delta_{k-1}(1 - \rho_k^2)$$

$$a_i^{(k)} = a_i^{(k-1)} + \rho_k a_{k-i}^{(k-1)} \quad (i = 1, 2, \dots, k-1)$$

$$a_k^{(k)} = \rho_k$$

(3)  $k = p$  で計算を終わります。  $k < p$  の場合には

$$\Delta_k = R_{xx}(k+1) + \sum_{i=1}^k a_i^{(k)} R_{xx}(k+1-i)$$

$k+1$   $k$  として、(2)、(3)を繰り返します。

FFTを使用してスペクトルの推定を行います。

## 5 . 包絡線

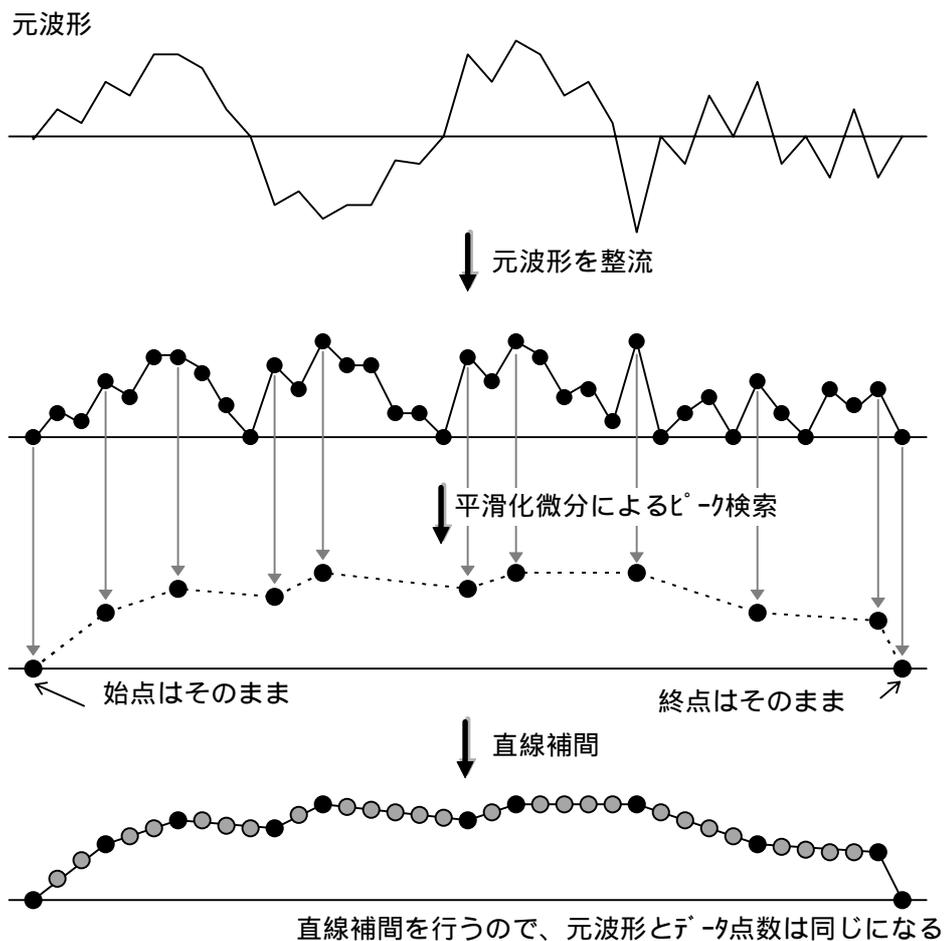
包絡線は信号をパターン化するのに適しており、減衰波形では包絡線の傾きから減衰率を算出できます。

### ピークホールド

ピークホールドの解析手順を以下に示します。

- (1)解析する波形を整流（全波整流）します
- (2)平滑化微分を行い、ピークを検索します
- (3)求められたピークを直線で結び、間の点を直線補間して求めます。

### ピークホールドによる包絡線



## ヒルベルト変換

信号  $S(n)$  のフーリエ変換の後半でゼロとなる数列を  $S(e^{j\omega})$  とすると、 $S(n)$  が実数列であるためには  $S(e^{-j\omega}) = S(e^{j\omega})$  となり  $S(n)$  は次のように表せます。

$$S(n) = S_r(n) + jS_i(n)$$

この複素信号は  $S_r(n)$ 、 $S_i(n)$  より包絡線は、

$$\sqrt{S_r^2(n) + S_i^2(n)}$$

として求められます。

$S_r(n)$ 、 $S_i(n)$  の求め方

$S_r(n)$ 、 $S_i(n)$  のフーリエ変換を  $S_r(e^{j\omega})$ 、 $S_i(e^{j\omega})$  とすれば次の式が成り立ちます。

$$S_r(e^{j\omega}) = \frac{1}{2} \{ S(e^{j\omega}) + S(e^{-j\omega}) \}$$

$$jS_i(e^{j\omega}) = \frac{1}{2} \{ S(e^{j\omega}) - S(e^{-j\omega}) \}$$

この式により  $S_r(e^{j\omega})$ 、 $S_i(e^{-j\omega})$  を計算し、各々逆フーリエ変換することにより、 $S_r(n)$ 、 $S_i(n)$  が求まります。

## 6 . 自己相関関数

時系列データでは、時間差  $\tau$  が小さい2点間ではかなり関連性が強く、 $\tau$  が大きくなるにつれて関連性は弱くなってきます。また、時系列データの中に周期データが含まれている場合は、ある一定時間差（周期）毎に類似性が強くなります。

自己相関関数は時間差  $\tau$  の関数として表され、時系列データの性質（不規則性の度合）を解析したり、時系列データの中に含まれる周期データを S / N比を改善して検出する目的などに使用されます。

自己相関関数は、パワースペクトルのフーリエ逆変換によって求めることができ、一般に次の式で表されます。

$$R_{xx}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{xx}(f) e^{i2\pi f\tau} df$$

自己相関関数の性質として、 $\tau = 0$  で入力信号の2乗平均に等しい最大値をとります。

以下に自己相関関数の手順を示します。

データ数は2のべき乗にならない場合、0を付け加える。

FFTの計算を行う。

パワースペクトルの計算を行う。  $|X_k|^2$

逆FFTの演算を行う。

$R_{xx}(0)$  が1.0となるように正規化する。

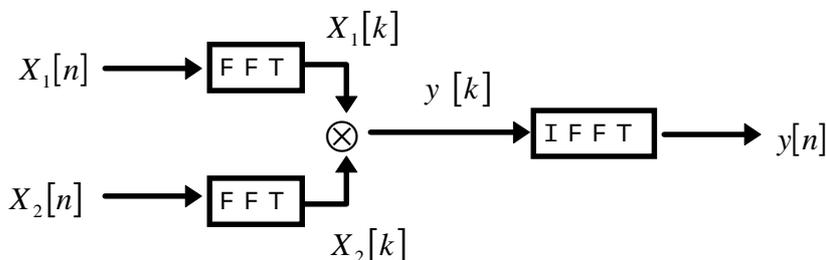
## 7 . 相互相関関数

相互相関関数では、2つの時系列データにおいて時間差  $\tau$  だけ離れた2点間にどれだけの関連性があるかを求めるもので、時間遅れの測定から速度や距離を求めたり、伝達経路を決定したりする目的に使用されます。

相互相関関数は、クロススペクトル  $P_{xy}$  のフーリエ逆変換によって求めることができ、一般に次の式で表されます。

$$R_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{xy}(f) e^{i2\pi f\tau} df$$

以下に相互相関関数の計算手順を示します。



## 8 . クロススペクトル

クロススペクトルは、2つの時系列データ間における共通な周波数成分の振幅と位相の情報を求めることができます。各周波数において、振幅値は2つの時系列データの各々の振幅値の積を表し、位相差は2つの時系列データ間の相対的な位相差を表します。

X 1 (以後 X) のフーリエスペクトル  $S_x$  の複素共役数  $S_x^*$  を、X 2 (以後 Y) のフーリエスペクトル  $S_y$  と掛け合わせることで得られます。

$$\begin{aligned} P_{xy} &= S_y \cdot S_x^* = (R_y(f) + jI_y(f))(R_x(f) - jI_x(f)) \\ &= (R_y(f) \cdot R_x(f) + I_y(f) \cdot I_x(f)) + j(I_y(f) \cdot R_x(f) - R_y(f) \cdot I_x(f)) \end{aligned}$$

また、クロススペクトルは相互相関関数を周波数領域で表したものに对应し、相互相関関数と同様に時間遅れの測定に適用できます。例えば、波形の伝播速度や伝達経路が周波数に依存している場合には、注目する周波数における位相値から時間遅れを求めることができます。

以下にクロススペクトルの計算手順を示します。

X ( n )、Y ( n ) に F F T を行う。

クロススペクトルを求める。

$$\begin{aligned} P_{XY} &= \frac{\Delta t}{N} (A_X + jB_X)(A_Y + jB_Y) \\ &= A_{XY} + jB_{XY} \end{aligned}$$

振幅値を求める。

X、Y の振幅値の積 (クロススペクトル)

$$|P_{XY}| = \sqrt{A_{XY}^2 + B_{XY}^2}$$

位相差を求める。

X、Y の相対的な位相差 (フェーズ)

$$\theta = \tan^{-1} \frac{B_{XY}}{A_{XY}}$$

## 9 . 伝達関数

例えば、電気回路のフィルタ特性といった系の周波数応答特性を系の入出力間の関数として求めるもので、振幅と位相の2つの情報を得られます。

$$H_{xy} = \frac{S_y}{S_x}$$

また、

$$H_{xy} = \frac{S_y \cdot S_x^*}{S_x \cdot S_x^*} = \frac{P_{xy}}{P_{xx}}$$

とも表されます。

伝達関数は、入力の一フーリエスペクトルに対する出力の一フーリエスペクトルの比で表されます。また、系の入力の一フーリエスペクトルに対するクロススペクトルの比としても表されます。

この方法による伝達関数は、

クロススペクトル  $P_{XY}$  を用いて計算するため振幅と位相の両方を測定できる

どのような入力に対しても適用できる

といった特徴があります。

伝達関数のフーリエ逆変換はインパルス・レスポンスと呼ばれます。

以下に伝達関数の計算手順を示します。

$X(n)$ 、 $Y(n)$  に FFT を行う。

また、クロススペクトルを求める。

伝達関数を計算する。

$$\begin{aligned} H_{XY} &= \frac{P_{XY}}{P_X / 2} \\ &= \frac{(A_X A_Y + B_X B_Y) + j(A_Y B_X - A_X B_Y)}{A_X^2 B_X^2} \\ &= H_R + jH_I \end{aligned}$$

振幅値を求める。

$$|H| = \sqrt{H_R^2 + H_I^2}$$

位相差を求める。

$$\theta = \tan^{-1} \frac{H_I}{H_R}$$

## 10. コヒーレンス

伝達関数を求めるとき、系が非線型形と考えられる場合や外乱がある場合、あるいは経路が1つではなく他にも入力源がある場合などは、系の正しい伝達関数を求めることはできません。

コヒーレンス関数は、入出力の因果関係を表すもので、0～1の値をとります。

$$COHR = \frac{P_{xy} \cdot P_{xy}^*}{P_{xx} \cdot P_{yy}} \quad x: \text{入力波形}, y: \text{出力波形}$$

クロススペクトルの2乗振幅を入力と出力のパワースペクトルの積で割ったものをいいます。

ある周波数におけるコヒーレンス値が1の場合、出力は入力だけによって生じていることになり、0の場合は出力は入力と全く関係のないことになります。

0と1の中間の値、例えば0.3の時には、出力は着目している入力の影響が0.3で、残り0.7は他の入力、あるいは外乱の影響によるものと考えられます。

このように、コヒーレンス関数は、伝達関数の評価として使用することができ、多入力系においては、各々の入力が出力に与える貢献度（寄与率）を求めることができます。

伝達関数を測定する場合、必ずコヒーレンス関数も求めることを勧めます。

以下に「クロススペクトル」、「伝達関数」、「コヒーレンス」を求める際の共通する計算手順を示します。

（データ数が2のべき乗に一致しなければ、ゼロのデータを付け加える）

$x(n)$ 、 $y(n)$ の平均値を求める。 （ $X$ ：入力波形  $Y$ ：出力波形）

$X(n) = x(n) - \bar{x}$ 、 $Y(n) = y(n) - \bar{y}$ を求める。

$X(n)$ のFFTを行う ...  $A_X + jB_X$  （実数部： $A_X$  虚数部： $B_X$ ）

$Y(n)$ のFFTを行う ...  $A_Y + jB_Y$  （実数部： $A_Y$  虚数部： $B_Y$ ）

$X$ のスペクトルを求める

$$P_X = 2 \times \frac{\Delta t}{N} (A_X^2 + B_X^2)$$

$Y$ のスペクトルを求める

$$P_Y = 2 \times \frac{\Delta t}{N} (A_Y^2 + B_Y^2)$$

## 1 1 . 微分・差分

微分は、位置データから距離を求め累積し、その結果を微分して速度を求め、更に微分して加速度を求めることができます。

$$D_i = \frac{Y_i - Y_{i-1}}{\Delta t} \quad (\text{但し } D_0 = 0)$$

$\Delta t$  : データ間隔

差分は、ある時点のデータから 1 つ前のデータを差し引く処理です。

$$D_i = Y_i - Y_{i-1} \quad (\text{但し } D_0 = 0)$$

## 1 2 . 積分

時系列データと時間軸に囲まれた部分の面積を求めることにより、時系列データの振幅値の変動の大きさを表します。これには、波形の面積計算と振幅の総和の 2 種類があります。また積分にはデータの符号を考慮しない絶対値の積分と、符号を考慮した積分があります。

### 積分

符号を考慮した積分は、例えば加速度センサーをつけた部位のデータを積分することにより速度を求め、さらに積分すると累積の距離が求まります。

#### (1) 面積積分

$$I = \int_0^t x(t) dt$$

#### (2) 振幅値の総和 (振幅積分)

$$I = \sum_{i=0}^{N-1} xi$$

### 積分 (絶対値)

符号を考慮しない積分は、筋電図のように筋放電量を問題にする場合などに用います。

#### (1) 面積計算

$$I = \int_0^t |x(t)| dt$$

サンプリング間隔が異なる波形同士でも積分値を比較することができます。

単位は、volt・sec あるいは、mvolt・msec といったものになります。

#### (2) 振幅値の総和 (振幅積分)

$$I = \sum_{i=0}^{N-1} |xi|$$

サンプリング間隔が等しい波形同士で積分値を比較する場合に用います。

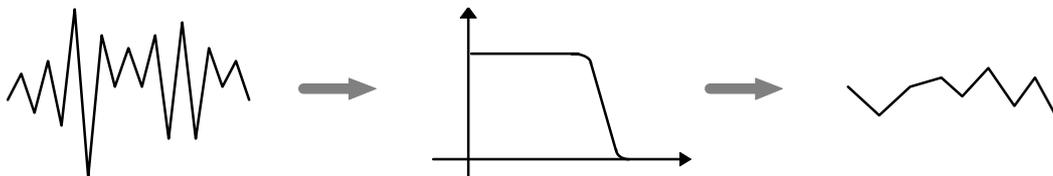
単位は、volt あるいは、mvolt といったものになります。

### 1 3 . デジタルフィルタ

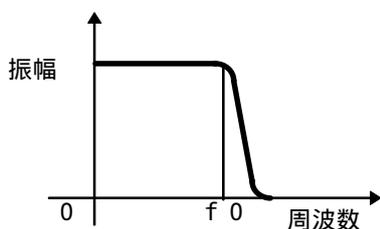
測定したデータに何らかの処理を施して、ある信号の測定値を得ることを「デジタルフィルタ処理」といいます。  
**BIMUTAS**<sup>®</sup> では、次の 4 種類のデジタルフィルタを使用して任意の周波数の信号を取り出すことができます。

低域通過フィルタ：L P F (Low Pass Filter)

低い周波数成分だけを取り出します

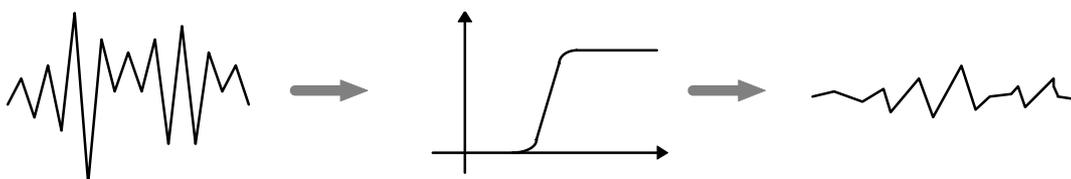


**BIMUTAS**<sup>®</sup> におけるローパスフィルタは、通過域が周波数 = 0 から  $f_0$  迄で、 $f_0$  を指定します。

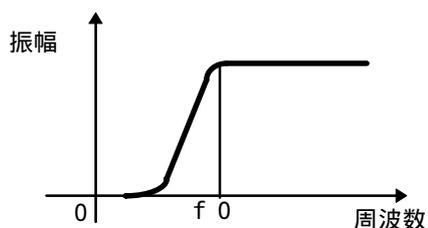


高域通過フィルタ：H P F (High Pass Filter)

高い周波数成分だけを取り出します

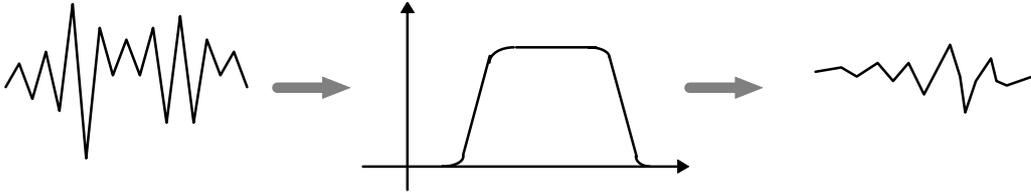


**BIMUTAS**<sup>®</sup> におけるハイパスフィルタは、通過域が周波数  $f_0$  以上で、 $f_0$  を指定します。

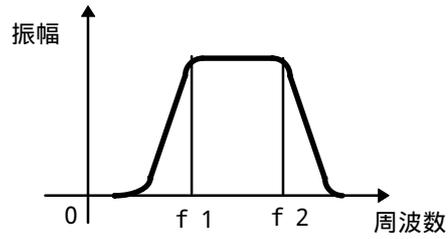


帯域通過フィルタ：B P F (Band Pass Filter)

指定した範囲の周波数成分だけを取り出します

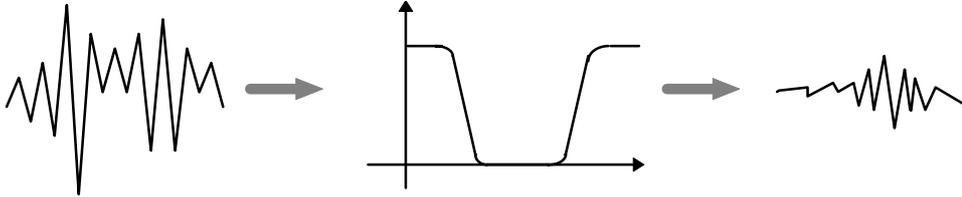


**BIMUTAS**<sup>®</sup> におけるバンドパスフィルタは、通過域が周波数  $f_1$  から  $f_2$  迄で、 $f_1$  と  $f_2$  を指定します。

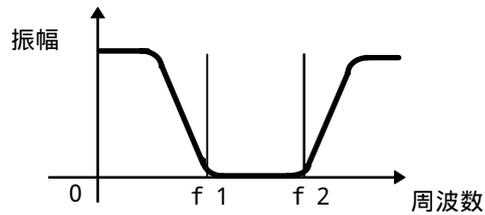


帯域阻止フィルタ：B S F (Band Stop Filter)

指定した範囲の周波数成分だけを除きます。



**BIMUTAS**<sup>®</sup> におけるバンドストップフィルタは、阻止域が周波数  $f_1$  から  $f_2$  迄で、 $f_1$  と  $f_2$  を指定します。



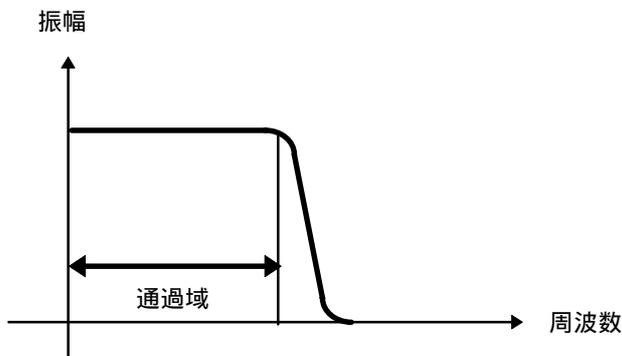
## 付録 1

デジタルフィルタには、インパルス応答の継続時間に注目して、継続時間が有限のインパルス応答を有する F I R ( Finite Impulse Responce )フィルタと、継続時間が無限のインパルス応答を有する I I R ( Infinite Impulse Response)フィルタがあります。I I Rフィルタは、急峻な遮断特性を持つフィルタを作るのに F I Rフィルタより適しており、同じ特性のフィルタを作る場合、はるかに低い次数で構成できます。

**BIMUTAS<sup>®</sup>** のデジタルフィルタは、バターース特性あるいはチェビシェフ特性を持つ I I Rフィルタです。

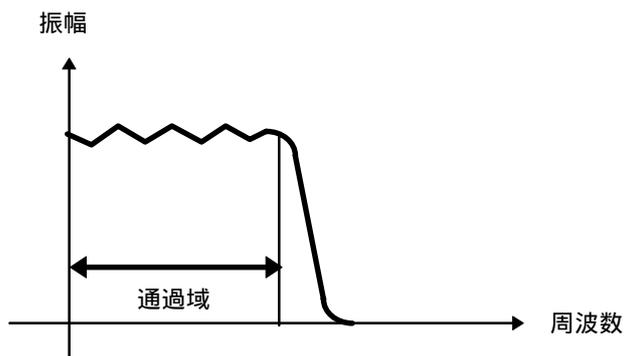
### バターース特性

通過域が平坦で通過域のエッジ周波数の直前から単調に減衰する為、最大平坦型と呼ばれます。

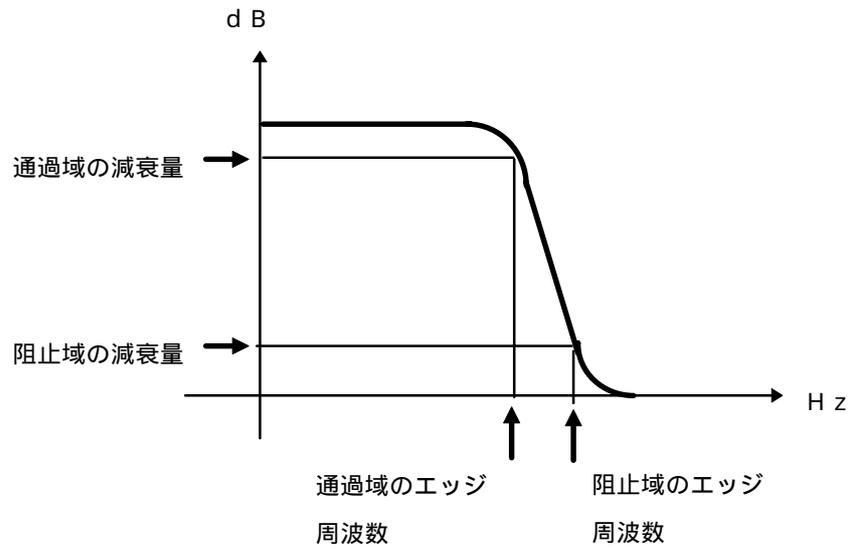


### チェビシェフ特性

通過域で等リップルを許す事により遮断特性を急峻にしたものです。



## 原形 L P F の設計仕様



## 通過域のエッジ周波数

入力信号が指定した程度（通過域の減衰量）は減衰するが、ほぼ入力信号そのままの出力となるエッジ周波数を言います。

- ・ **BIMUTAS**<sup>®</sup> での通過域のエッジ周波数の既定値は、

$$\frac{\text{サンプリング周波数 (単位: Hz)}}{2} \times 0.2 \quad (\text{角周波数で } 0.2 \text{ )}$$

- ・ **BIMUTAS**<sup>®</sup> での通過域の減衰量の既定値は、3 dB です。

## 阻止域のエッジ周波数

入力信号が指定した量（阻止域の減衰量）だけ減衰して出力信号が出てくるエッジ周波数を言います。

- ・ **BIMUTAS**<sup>®</sup> での阻止域のエッジ周波数の既定値は、

$$\frac{\text{サンプリング周波数 (単位: Hz)}}{2} \times 0.3 \quad (\text{角周波数で } 0.3 \text{ )}$$

- ・ **BIMUTAS**<sup>®</sup> での阻止域の減衰量の既定値は、27 dB です。



## 付録2：テキストファイルフォーマット

弊社製品で入出力可能なテキストデータは、「キッセイコムテック共通テキストファイル」です。  
「キッセイコムテック共通テキストファイル」フォーマットを以下に示します。

弊社製品では、テキスト出力：「キッセイコムテック共通テキストファイル」メニューから  
テキスト入力：「インポート」メニューの「キッセイコムテック共通テキストファイル」から  
テキスト入出力を行います。

### 1. ファイル仕様

拡張子	KCT
ファイル構成	可変サイズの1ファイル構成
収録チャンネル数	1～512チャンネル
最大収録データ点数（チャンネル当り）	無制限
データセパレータ	「,」、タブ文字、スペース文字
データ部格納データ	時系列データ、周波数解析データ、%データ、電位データ
文字コード体系	シフトJIS

### 2. データ構造

データは先頭9行に収録データの情報を記述し、10行目以降からデータ群の並びとなる

1行目	認識文字列	データ識別用の「 <code>“</code> 」で括られた認識文字列。 KC_BIO_TEXTDATA (半角大文字) を記述
2行目	データセパレータタイプ	データセパレータのタイプを示す「 <code>“</code> 」で括られた一桁の数値 0:「,」 1:タブ文字 2:スペース文字
3行目	データタイプ識別コード	データ群の横軸タイプを示す「 <code>“</code> 」で括られた一桁の数値 0:時系列データ 3:電位データ 1:周波数データ -1:その他のタイプ 2:%データ
4行目	収録チャンネル数	収録チャンネル数。「 <code>“</code> 」で括る
5行目	チャンネル当たりのデータ点数	チャンネル当たりのデータ点数。「 <code>“</code> 」で括る
6行目	横軸間隔	周波数 [ Hz ] 表記での横軸間隔。「 <code>“</code> 」で括る 全チャンネル共通の横軸間隔を記述する
7行目	チャンネル名称	各チャンネル名称は「 <code>“</code> 」で括られ、データセパレータ (2行目で指定) で区切られる。チャンネル名称のないチャンネルも必ず記述する
8行目	チャンネルコメント	各チャンネルコメントは「 <code>“</code> 」で括られ、データセパレータ (2行目で指定) で区切られる。チャンネルコメントのないチャンネルも必ず記述する
9行目	データ単位	横軸, チャンネル1, チャンネル2, ...チャンネルnの順番で記述。各データ単位は「 <code>“</code> 」で括られ、データセパレータ (2行目で指定) で区切られる。データ単位のないチャンネルも必ず記述する
10行目以降	データ群	横軸, チャンネル1, チャンネル2, ...チャンネルnの順番で記述。各データはデータセパレータ (2行目で指定) で区切られる。横軸値は、6行目の横軸間隔値 ( [ Hz ] ) の逆数値分ずつ増加する

### 3. 弊社製品での制限事項

BIMUTASII, ATAMAPII, EPLYZERII でのテキストデータの読み込みについて

- 1) 3 行目「データタイプ認識コード」は、「0: 時系列データ」である必要があります。
- 2) 9 行目「データ単位」にて、先頭「横軸」は「msec」である必要があります。10 行目以降「データ群」においても、先頭「横軸」は msec 単位で記述されている必要があります。  
msec 以外のデータの場合は、表計算ソフトなどで msec 単位の換算して記述してください。
- 3) 10 行目以降「データ群」にて、先頭の「横軸」値を 0msec より大きい数字を開始時間として、読み込むことができません。  
0msec より大きい数字を開始時間としている場合は、表計算ソフトなどで 0msec を開始時間にしたデータに換算してください。
- 4) 10 行目以降「データ群」にて、5 行目「チャンネル当たりのデータ点数」に書かれた点数以上の改行が存在すると読み込むことができません。

### 4. ファイル例

【例】以下の条件でのファイル例

入力チャンネル数: 3CH

チャンネル当たりのデータ点数: 10点

横軸間隔: 1msec すなわち、サンプリング周波数は1000Hz

1 行目	"KC_BIO_TEXTDATA"	←	認識文字列(固定)
2 行目	"0"	←	コンマは 0、タブは 1
3 行目	"0"	←	時系列データを表す 0(固定)
4 行目	"3"	←	入力チャンネル数
5 行目	"10"	←	データ数
6 行目	"1000"	←	サンプリング周波数
7 行目	"CH1", "CH2", ""	←	チャンネル毎の名称
8 行目	" 1 C Hチャンネルコメント", "", ""	←	チャンネル毎のコメント
9 行目	"msec", "μV", "mV", ""	←	チャンネル毎のデータ単位(始めは必ず msec)
10 行目	0, -10.5, 0, 20.5	←	データ(始めは必ず msec での横軸データ)
	1, -11.5, 0, 21.5		
	2, -14.3, 0, 22.5		
	3, -15.5, 0, 23.5		
	4, -9.2, 0, 24.5		
	5, -7.0, 0, 25.5		
	6, -3.2, 0, 26.5		
	7, 0.1, 0, 27.5		
	8, 1.2, 0, 28.5		
	9, 2.2, 0, 29.5		