

## アプリケーションノート 196 : EBI100C 及び LEAD110S を使用する心拍出量測定



### 概要：生体インピーダンス技術を用いる心拍出量

心拍出量は、電気生体インピーダンス測定技術を用いることによって、非侵襲的に測定することができます。電気生体インピーダンスは、単なる大量の組織および流体の特性インピーダンスです。心拍出量を計測する場合、関連組織は心臓および胸部の容積のすぐ周辺を含みます。関連する流体は血液です。胸部の電気インピーダンスは、2種類のインピーダンスから成ると考えられます。

1. ベースインピーダンス ( $Z_0$ ) は、筋肉、骨および脂肪のような非時間的に変化する組織に対応しています。拍動容積が最小の時に  $Z_0$  は測定されます。
2. インピーダンス ( $\Delta Z$ ) は、時間的に変化する流体容積 (血液) に対応しています。

胸部 [ $Z(t)$ ] の電気生体インピーダンスは、心臓から排出される血液の各拍動容積で周期的に減少します。

$$Z(t) = Z_0 - \Delta Z$$

EBI100C モジュールは、直接  $Z(t)$  と  $dZ/dt$  を測定するのに使用することができます。心拍出量の場合、 $\Delta Z$  は実験的に下記の式であると決定されます。

$$\Delta Z = T \times dZ/dt (\text{MAX})$$

ここでは：

$T$  = 収縮期 [LVET] 駆出時間 (秒)

$dZ/dt (\text{MAX})$  = 収縮期の間の最大インピーダンス変化の大きさ (オーム/秒)

心臓から排出される血液の拍動容積は一回拍出量 (SV) と呼ばれています。SV と  $Z_0$ 、 $T$  および  $dZ/dt$  に関連する式は下記になります。

$$SV = R \times (L^2/Z_0^2) \times T \times dZ/dt (\text{MAX})$$

ここでは：

SV=1 回拍出量 (ml)

R=血液の抵抗率 (オーム・cm)

L=内側帯状電極間の長さ (cm)

次の通り、心拍出量 (CO) は SV に関連しています。

$$CO = SV \times HR$$

ここでは：

CO=心拍出量 (ℓ/分)

HR=心拍数 (BPM)

EBI100C は、CO の測定に関連しているパラメータを記録するために設計されています。EBI100C は電流源電極一式の配置によって定義される測定組織容量を介して、非常に小さい ( $100 \mu A$  rms または  $400 \mu A$  rms) 電流を注入する精密高周波電流源を内蔵しています。離れているモニタリング電極一式はその後、組織容量を越えて生じる電圧を測定します。電流は一定なので、測定された電圧は組織容量の生体インピーダンスの特性に比例します。

EBI100C は、両方のインピーダンス振幅と  $dZ/dt$  を同時に測定します。EBI100C は 12.5kHz~100kHz の 4 つの異なる動作周波数でインピーダンスを記録することが可能です。通常 CO の測定は、50kHz もしくは 100kHz のいずれかの測定周波数で行われます。

## 設定

### アンプ設定

#### EBI100C :

振幅利得： 5 Ω/V

LP-振幅： 10Hz

HP-振幅： DC

周波数選択： 50kHz

チャンネル選択：振幅がチャンネル 1 となります

#### ECG100C :

利得： 1000

モード： ノーム

35HzLPN: 0.5Hz

チャンネル選択：チャンネル 2

心拍数は  $dZ/dt$  波形から直接計算することができますが、これは ECG を直接記録するのに役立つことが多いです。EL503 電極と一緒に LEAD110S 電極リード線を 2 つ使用します。被験者は EBI100C モジュールを介して参照されるので、アース線は必要ありません。

## DA100 :

利得 : 50  
10Hz LP : オフ  
LP : 300Hz  
HP : 0.05Hz  
チャンネル選択 : チャンネル 3

左心室駆出時間 (T) を決定するための機構を提供することが重要です。DA100 差動アンプと一緒に TSD108 心音マイクを使用し、AcqKnowledge の選択可能なバンドパスフィルタを実行することによって、大動脈弁の活動を記録することが可能です。

### 重要な注意点

EBI100C モジュールと一緒にこの変換機を使用する際、DA100 モジュールに TSD108 の接地ピンを接続しないでください。TSD108 の接触面が分離した接地と繋がれているので、そうすることで不正確なインピーダンス測定の原因となります。代替方法は、ラテックスバルーンもしくは他の非導電性バリアを使用して皮膚表面から TSD108 を絶縁することです。この後の手順が続いている場合は、接地ピンを DA100 モジュールに取り付けることが可能です。

## AcqKnowledge 設定

### 設定取得 :

サンプルレート : 1000Hz

### 設定チャンネル :

アナログチャンネル : 取得チャンネル : 1、2、3

チャンネル 1 : 以下のスケーリング設定で、  
EBI100C モジュールからの  $Z(t)$   
( $5 \Omega/V$  の EBI100C 振幅利得を使用) :

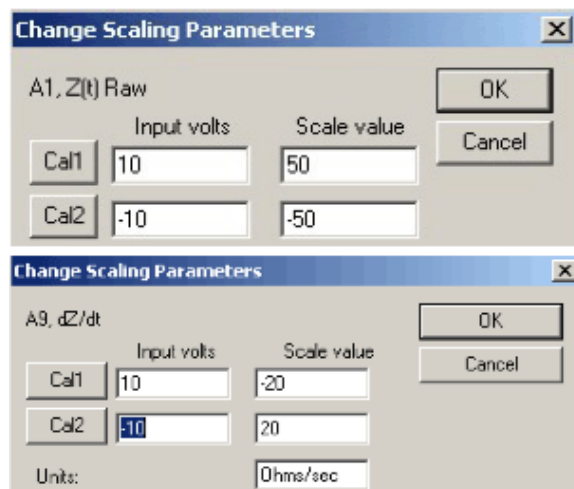
チャンネル 2 : ECG100 モジュールから収集した ECG

チャンネル 3 : TSD108 と DA100 モジュールから収集した心音

### 計算チャンネル :

チャンネル C0 : 10Hz、 $Q=0.707$  のアナログチャンネル 1 のローパスフィルタ  
 $Z(t)$  上のこのフィルタは、微分する前に  $Z(t)$  波形の残留ノイズを除去します。このフィルタは任意で、信号品質に応じます。

チャンネル C1 : C0 の差を一つサンプリングします。この計算は  $Z(t)$  上で導関数を行い、 $dZ/dt$  を生じさせます。



チャンネル C2 : 40~60Hz、Q=0.707 のアナログチャンネル 3 のバンドパスフィルタ  
この選択フィルタは、心臓弁によって生成された音を抽出します。

チャンネル C3 : レートを介したピーク最大値のソースは C1 です。C1 の結果は dZ/dt (最大)  
となります。このレート計算は、サイクルピーク最大値によってサイクルを  
決定します。

チャンネル C8 : アナログチャンネル 2 のレートを介した BPM の決定。このレート計算は、  
アナログチャンネル 2 の ECG 信号のサイクル BPM によってサイクルを決定  
します。

次の 2 つのチャンネルは後処理の間に作成されましたが、オンラインで容易に計算できる場合があります。

チャンネル 4 : 式評価器を使用して 1 回拍出量を計算します :  
$$SV = R \times (L^2/Zo^2) \times T \times dZ/dt (MAX)$$

チャンネル 5 : 式評価器を使用して心拍出量を計算します :  
$$CO = SV \times HR$$

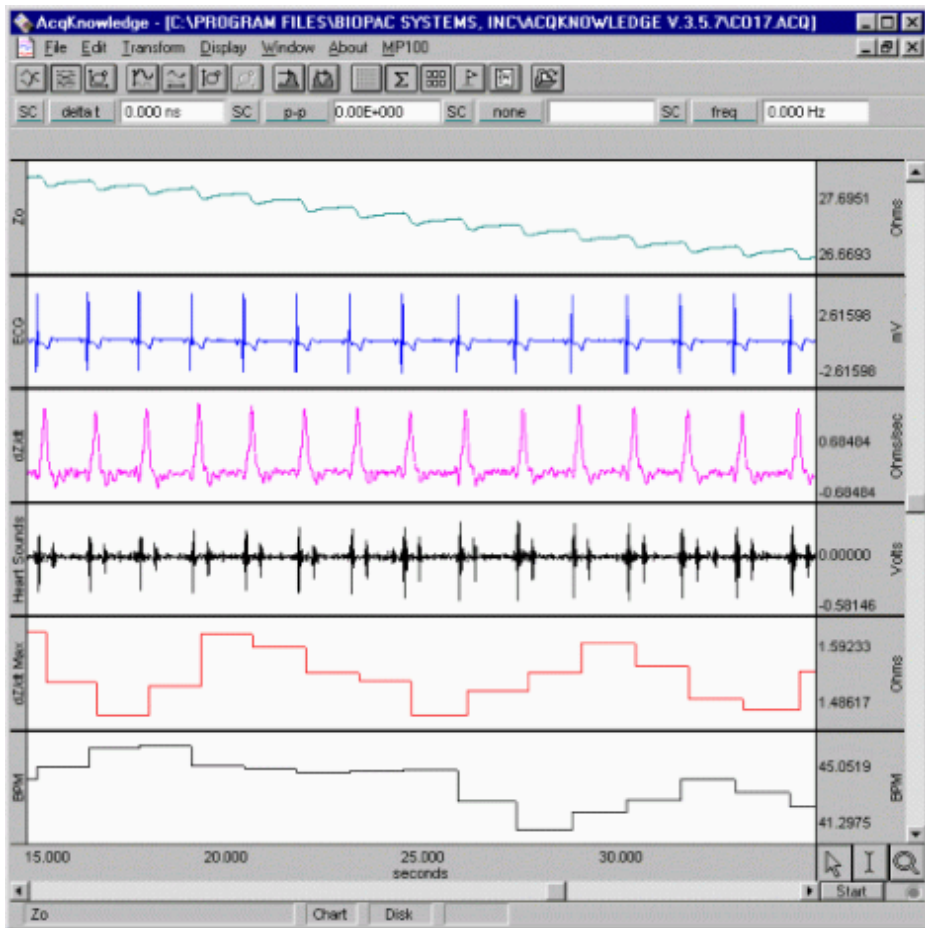
CO を測定するために EBI を使用する場合、CBL204 タッチプルーフ “Y” 電極リードアダプタを 4 つと、一対  
の EL500 使い捨て電極に接続された LEAD110 電極リード線を 8 つ使用します。

次の図に示されるように、二股の電極は EBI100C の入出力ジャックに接続されます。下部胴体電極は、  
EBI100C の回線ジャックに接続されます。電圧検出電極の内側（上側および下側）のセットは、Vin+と Vin-  
それぞれに接続されます。

CO 測定のための他の接続は、DA100 差動アンプへの（EL503 電極によって示される）ECG 電極リード線と  
TSD108 心音マイクが含まれています。左心室駆出時間 (T) の正の定義では、TSD108 は大動脈弁の開閉を最  
適に検出するために再配置が必要な場合があります。

実際には、(T) を決定するための多くの方法があります。これらの方法の全ては、心電図または dZ/dt 波形  
そのものを使用しているにせよ、心電図に呼応しているにせよ、波形の特定の位置から (T) を抽出しよう  
とする場合にはやや曖昧となります。

以下は、参照設定手順を使用して被験者から収集されたデータです。

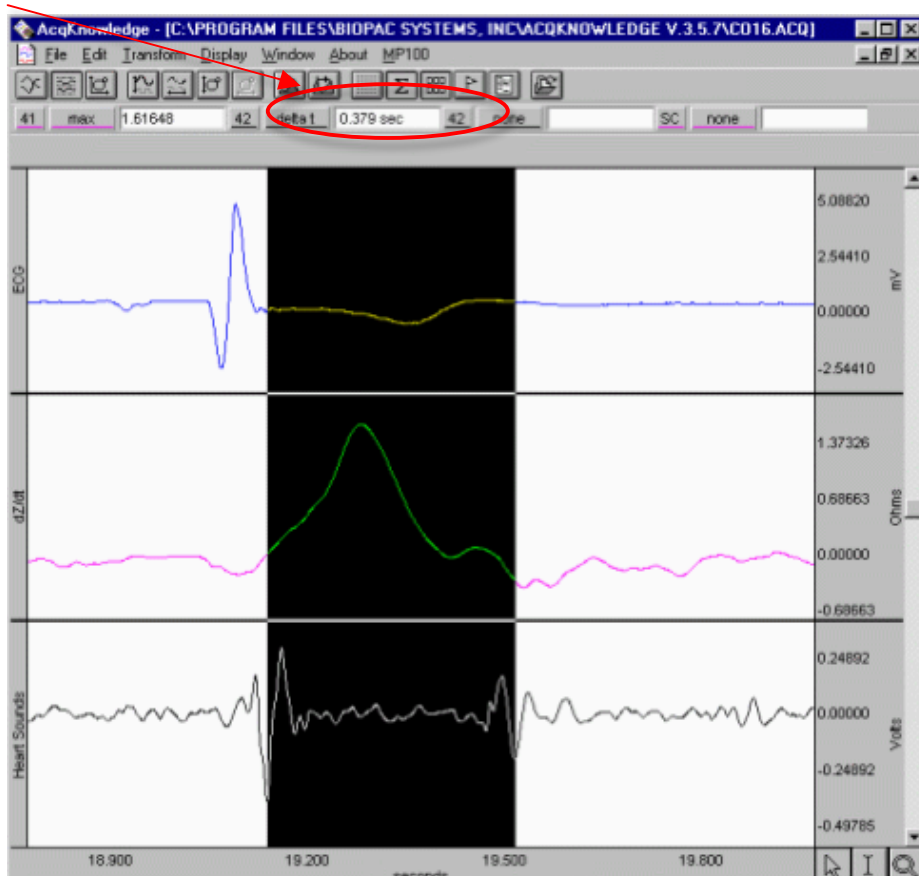


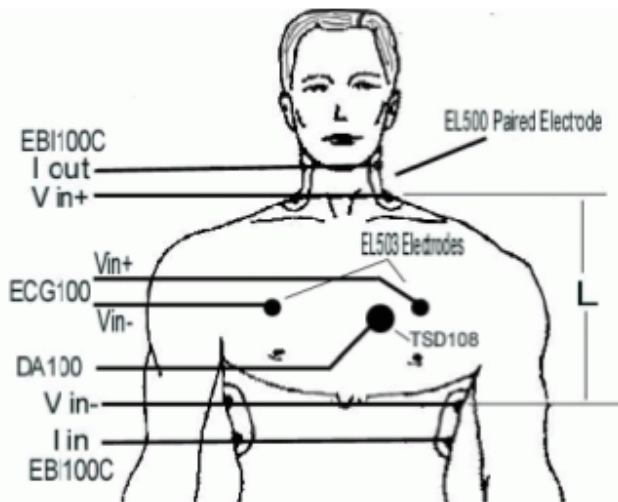
$dZ/dt_{(MAX)}$  は上から 5 番目に表示され、上から 3 番目に表示される生  $dZ/dt$  波形からのサイクル基準によって決定されています。

同様に、下部に表示される **BPM** の心拍数は、上から 2 番目に表示されるチャンネル 1 の生 **ECG** 波形から生じています。

### 左心室駆出時間 (T) 設定

フィルター処理した (40~60Hz) 心音グラフ内のピークピーク間隔を i ビームで囲います。  
 $\Delta t$  の示す (0.379 秒) は、大動脈弁の開閉時間を表示します。





(センチメートルで測定される) 距離  
“L” は、電圧検出電極の上下間の垂直  
距離になります。

### 重要な注意点

心拍出量計測は相対的で、電極の種類、数および位置に対して敏感です。例えば、帯電極はスポット電極とは異なる結果を生成する場合があります。(各リード線/被験者に接続するために) 2つのスポット電極を使用することによって、単一のスポット電極を用いる場合よりも結果は近似帯電極に更に近づきます。同様に、(各リード線/被験者に接続するために対称的で環状に配置された) 4つのスポット電極は、帯電極の結果をより正確にエミュレートします。

心拍出量の相対的な計測のみ必要な場合は、各リード線/被験者に接続するために単一のスポット電極が使用されることがあります。心拍出量の絶対的な測定が必要な場合は、元の機器設定の電極配置と一致することが非常に重要です。

## 1 回拍出量

オフライン計算式:

$$SV = R \times (L^2/Zo^2) \times T \times dZ/dt (MAX)$$

ここでは

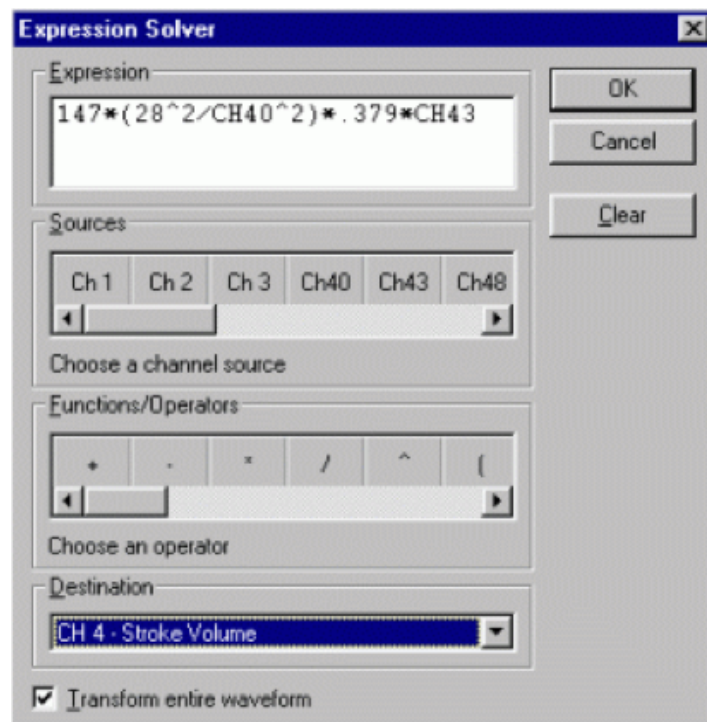
$R = 147 \Omega \times \text{cm}$  (定数)

$L = 28 \text{ cm}$  (上記で測定された通り)

$Zo = \text{チャンネル 1}$

$T = .379 \text{ 秒}$  (上記の LVET から算出)

$dZ/dt (MAX) = \text{チャンネル 43}$  (サイクルピーク最大値)



## 心拍出量

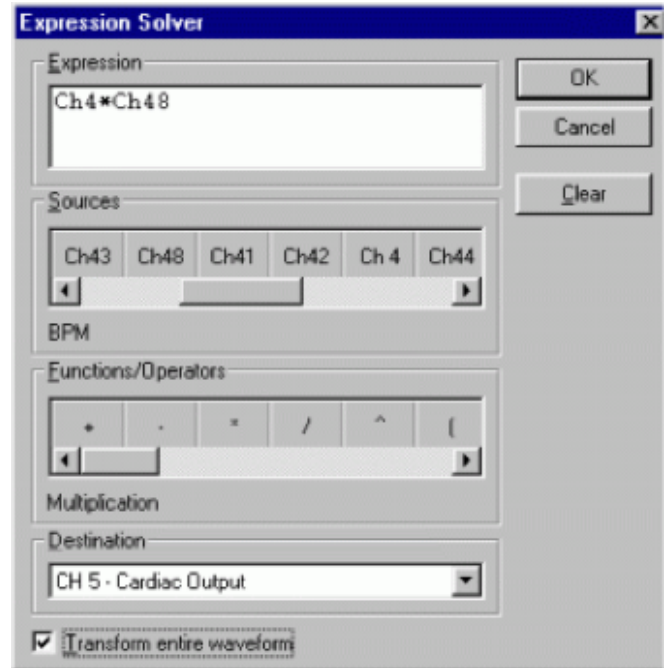
ここでの計算は：

$$CO = SV \times HR$$

$$CH4 = SV$$

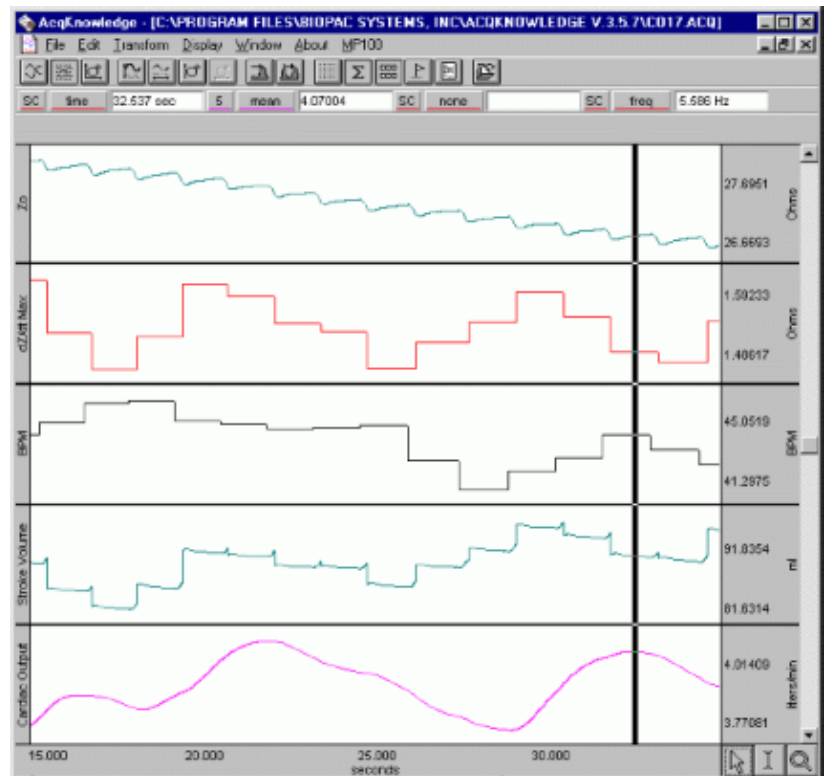
$$CH48 = HR$$

1. 平滑化された結果を得るには、0.2Hz ハイパスに設定した IIR フィルタと 0.707. の Q で心拍出量信号をフィルタリングします。
2. ml/分の代わりに l/分で標準化するには、1000 で CO 信号を割ります。



次のグラフでは、心拍出量は記録が始まって 32.537 秒で 4.070 l/分となります。

期間が示されている間の 1 拍毎の 1 回拍出量（心臓から排出される血液）は、80 と 95ml の間で変化することに注意してください。



## 心拍出量に関する統計

参照：*Impedance Cardiography: A Noninvasive Way to Monitor Hemodynamics*  
*Dimensions of Critical Care Nursing, Vol. 19, No. 3, May/June 2000*

<b>Zo</b>	胸部インピーダンスのベース	雄型：20～30 Ω、雌型 25～35 Ω
<b>dZ/dt</b>	インピーダンス変化	0.8～2.5 Ω/秒
<b>T</b>	心室駆出時間	0.25～0.35 秒
<b>PEP</b>	駆出前期間	0.05～0.12 秒
<b>SV</b>	1 回拍出量	60～100 ml/拍

CO	心拍出量	4~8 l/分
CI	心係数	2.5~4.5 l/分/m <sup>2</sup> (体表面積に連動)