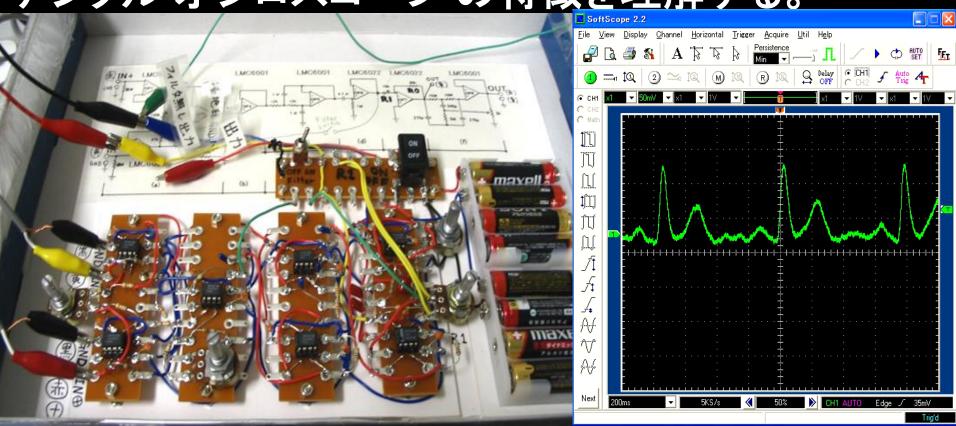
## chtgkato.com

# 心電計 の実験 ECG (Electro Cardiogram )

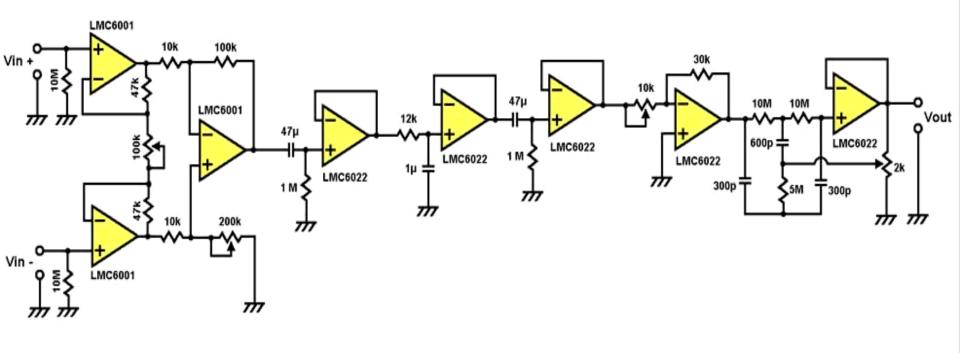
心電計を用いた心電図測定を行う。

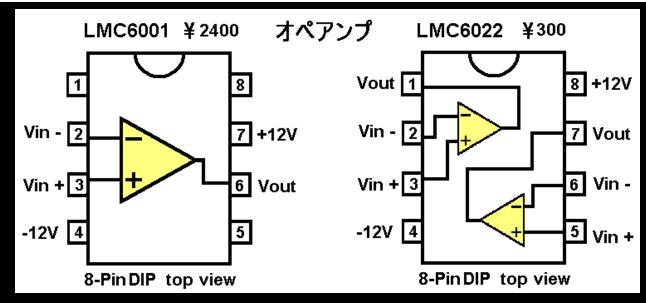
差動増幅回路、雑音を抑制する回路の動作原理、

デジタルオシロスコープの特徴を理解する。



## 心電計 回路図 と 使用オペアンプ



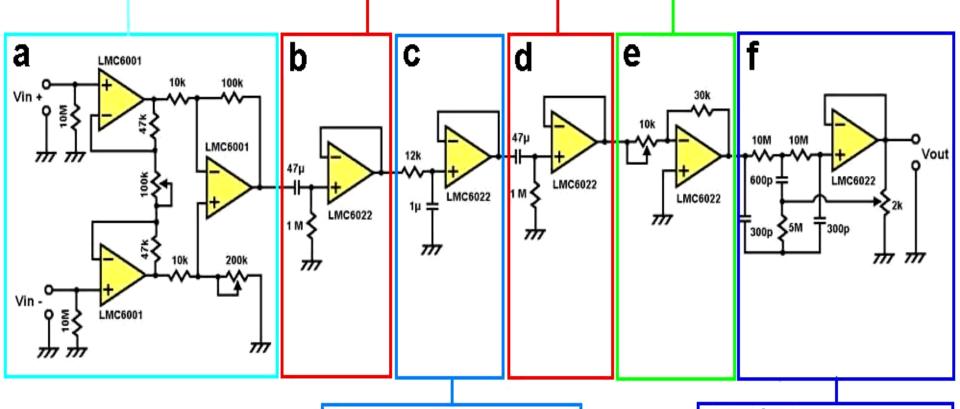


## 各回路ブロックの 働き

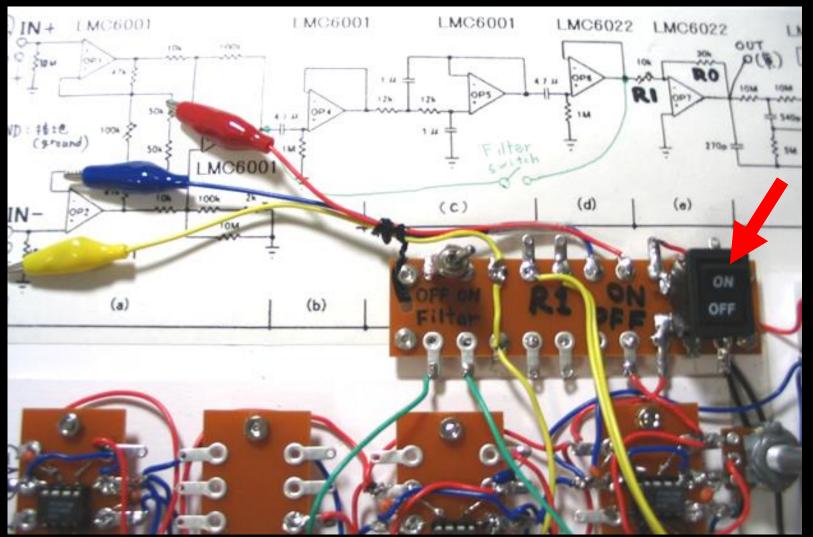
差動増幅回路 同相成分(ハム雑音)を抑制し、 逆相成分(信号成分)を増幅する。

低周波遮断フィルタ ドリフト雑音などの 低周波雑音を抑制する。

負帰還増幅回路 (反転増幅回路) 信号の電圧を増幅

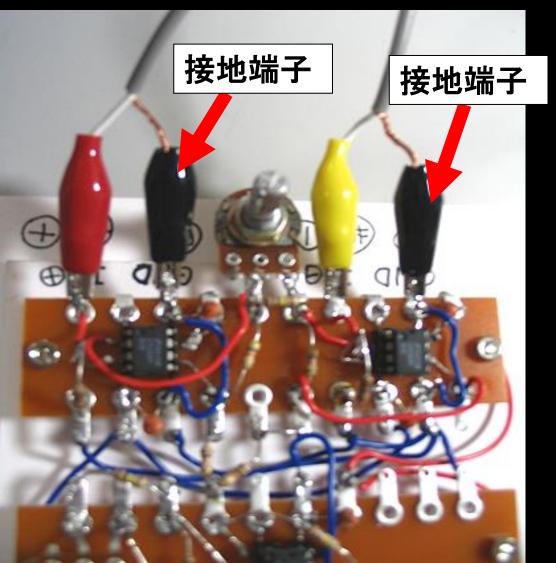


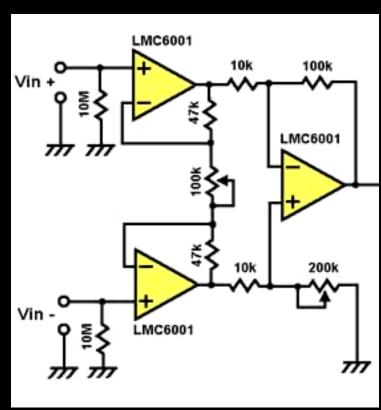
高周波遮断フィルタ 筋電図などの 高周波雑音を抑制する。 帯域遮断フィルタ(BEF) 商用交流雑音(ハム) を抑制する。 心電計 測定時には、箱を閉じる。 電磁シールドの目的で、箱はアルミ箔で覆ってある。 はじめは 電源スイッチを OFF にする。 実験終了時も 電源スイッチを OFF にして下さい。



## 心電計 入力端子

差動増幅回路(回路図ブロック a)に、シールド線を接続。 赤クリップをプラス入力、黄クリップをマイナス入力に接続。



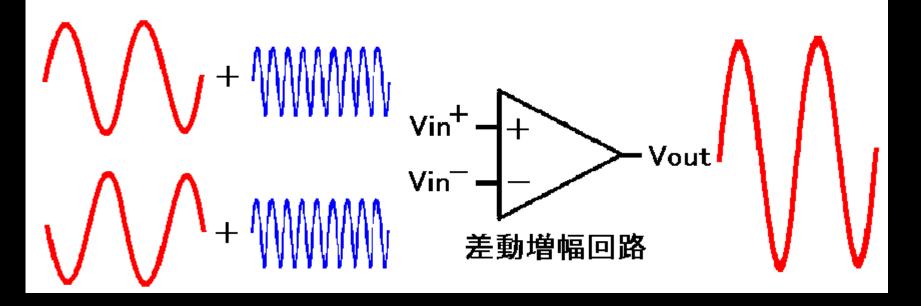


## 差動増幅器 差動増幅回路 差動アンプ

Differential amplifier

2つの電極の電位信号を入力して、それぞれの成分の同じ位相の信号成分(同相信号)を抑制して、 違う位相の信号成分(逆相信号)を増幅する。

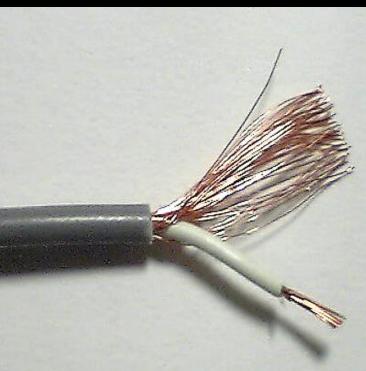
商用交流ノイズなど、ノイズは2つの電極に 同じノイズ源から 受けている場合が多く、2つの電極でのノイズ成分は 同相の場合が多い。 差動増幅回路で除去される。



シールド線は内部の導線を囲むように接地線が覆ってある。 導線(ケーブル)からの交流雑音の混入を防ぐ機能をもつ。 接地線と接続している黒いワニぐちクリップを 回路の接地端子(シールド端子)につなぐ。

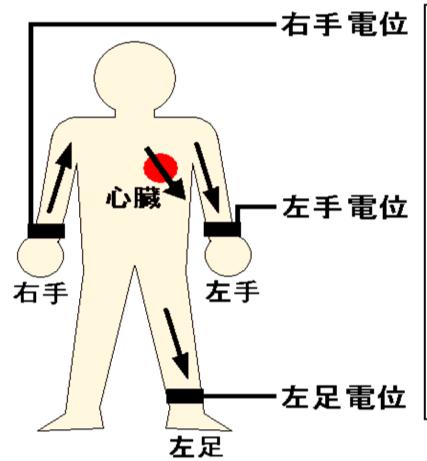
電極側に、心電図電極の端子をつなぐ。 電極の接着力は、軽く洗って乾かせば数回復活するので、 使えなくなるまで利用してください。

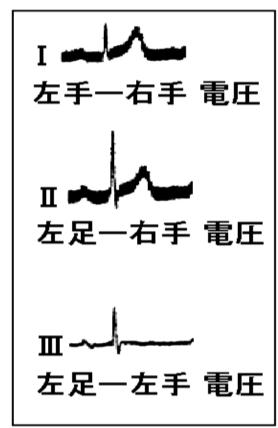




2個の心電図電極を手首または足首に貼り付ける。 まず、左右手首(内側が良い)に付けて下さい。 左手に赤(+)クリップ、右手に黄(-)クリップ。 その他の誘導電圧の観察も試みてください。

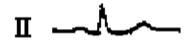
#### 心電図 標準肢誘導





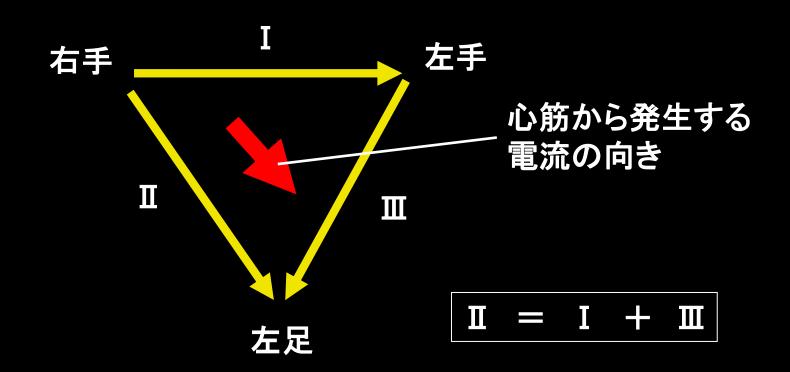
電極間の電位差を 取り出す回路で ノイズが減る。





## 心電図の標準肢誘導

第 I 肢誘導 左手 プラス 右手 マイナス 第 Ⅱ 肢誘導 左足 プラス 右手 マイナス 第 Ⅲ 肢誘導 左足 プラス 左手 マイナス



デジタル オシロスコープ ユニット を PC に

USB接続する。(2本:バスパワーUSB、電源もUSBから供給)

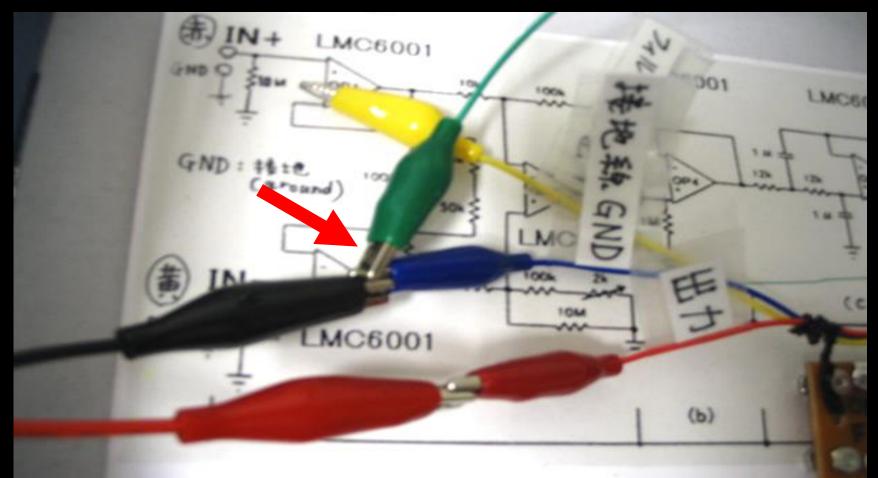
入力 CH1 に、ケーブルを接続する。

PC の デスクトップ にある SoftScpoe2 の アイコンを ダブルクリックする。





心電計の出力端子を、デジタルオシロスコープの入力につなぐ。 心電計出力の青クリップは 接地端子。オシロスコープの黒につなぐ。 (接地端子に箱のアルミ箔と導通した緑クリップもつなぐ(アース線)) 心電計出力の赤クリップを、オシロスコープの赤につなぐ。 心電計の電源を ON にする。



心電図波形を観察するときには、

デジタルオシロスコープに使うパソコンの電源をバッテリー駆動にすると、商用交流雑音(ハム)の混入が減る。

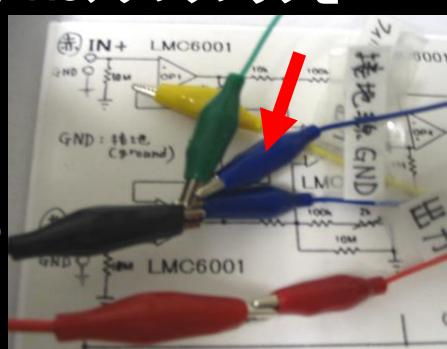
波形観察時には、ACアダプタプラグを パソコン本体から

外して、バッテリ一駆動にしてください。

観察をしていないときは、こまめにACアダプタプラグを

接続してください。

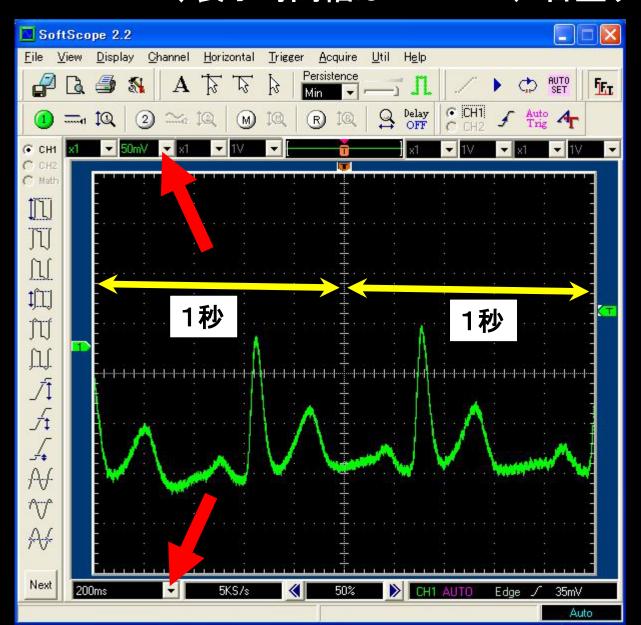
接地線にアース線を追加すると (クリップを水道の蛇口につなぐ) さらにハムが減少する。



PC画面で、デジタルオシロスコープの調整を行う。

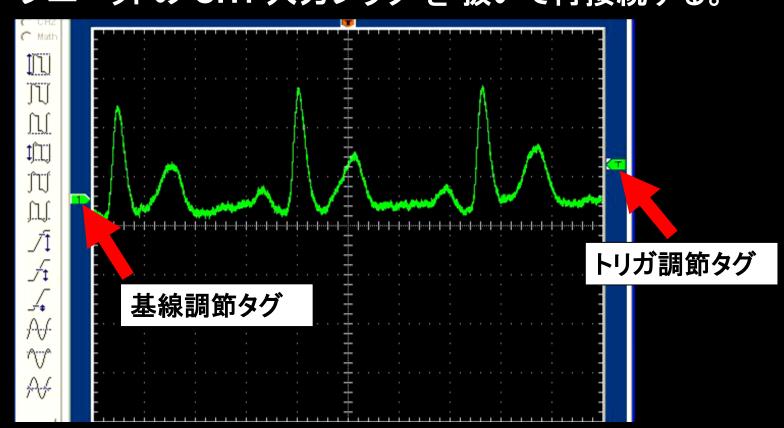
表示電圧は 50~500mV、表示時間幅は 200ms(1目盛り 0.2 秒)

にする。



心電図波形が 適切な位置になるように、 基線調節タグ とトリガ調節タグ を 上下に動かしてください。

このデジタルオシロスコープは、波形が表示されるまで数秒間時間の遅れがあるので、波形がすぐ出なくても数秒待つようにする。 それでも表示されない場合は、トリガ調節タグを クリックしたり、 オシロスコープユニットの CH1 入力プラグ を 抜いて再接続する。



### 心電図の波形

P波 心房の興奮(電流が 洞房結節 から 房室結節に 伝わる過程)

QRS波 心室筋の興奮、脱分極 (心室筋の収縮開始)

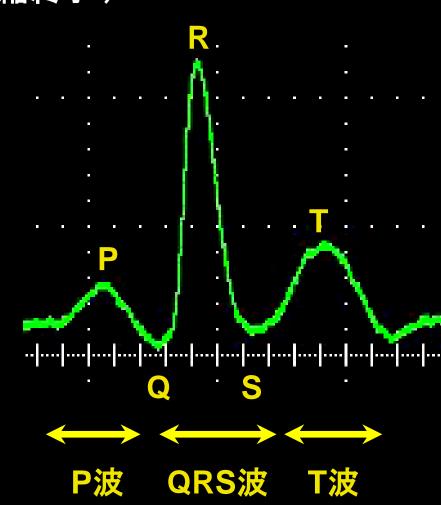
T波 心室筋の再分極 (心室筋の収縮終了)

P 0.06~0.1s 心房興奮は0.1秒以下

PQ 0.12~0.2s 房室興奮伝達は0.2秒以下

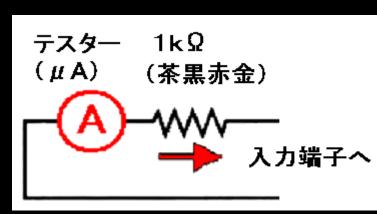
QRS 0.06~0.08s 心室興奮は 0.08<u>秒以下</u>

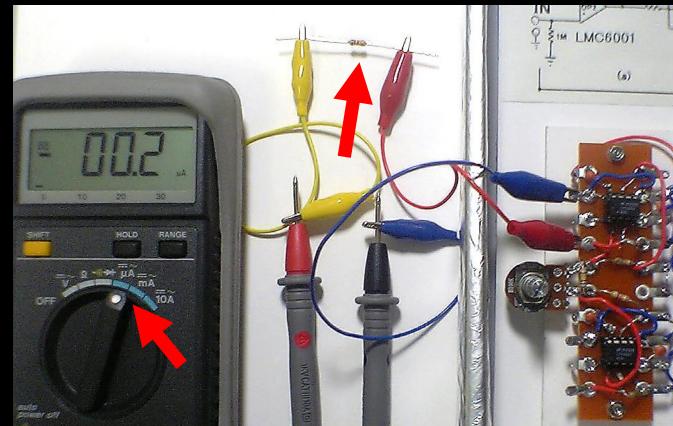
QT 0.3~0.45s 心室収縮の間隔は0.45秒以下



この心電計の入力電極間の漏れ電流を測定する。

人体のダミー抵抗 1kΩ を
入力端子につないで、流れる電流を
測定する (レンジはμA)。





#### マクロショック

体表に受ける電撃。 許容電流は、100 µ A (最小感知電流の10%)

### ミクロショック

直接、心臓に流れる電撃。

許容電流は、10μΑ (心室細動の危険電流の10%)

#### EPRシステム

機器間のアース電位差が10mV 以下になれば、体表抵抗は $約1k\Omega$ なので、電撃は $10\mu$ A以下に抑制できる。

この心電計は、波形表示用のパソコンもバッテリー駆動で動作している状態であれば内部電源機器に相当し、フローティング(電極が商用交流と絶縁している)機器である。

測定される漏れ電流は、O. O2 μ A以下。

CF形(漏れ電流 $10\mu$ A以下でフローティング回路あり)の規格に入る。

漏れ電流が非常に低い理由は、 非常に高い入力インピーダンスの オペアンプを 入力初段の差動増幅回路に使用しているため。

心電図波形の振幅は  $1\sim 10\text{mV}$  程度であるが、 約 $1\text{k}\Omega$ の人体に、装置から  $0.02\,\mu$  A の電流が漏れても その影響が測定波形に与える誤差は、0.02mV である。

### フローティング Floating

漏れ電流の発生箇所は、装置の電源回路。

特に商用交流電源を利用した電源回路が原因。

被検者に着ける電極と、電源回路が電気的につながっていると、漏れ電流を防ぐのは困難。

そこで、電源回路から増幅回路に供給する電力を、

トランス(絶縁トランス)を介して渡す絶縁方法がある。

これを、フローティングという。電気的に浮いた状態を示す。

電源に、電池やバッテリを使うのも有効なフローティング。

### 電極(装着部)からの漏れ電流の程度による分類

B形 装着部 (Body 形) 漏れ電流 100 μ A 以下 フローティング回路なし。 体表にのみ使用。 心電図電極など。

BF形 装着部 ( Body 形 & Floating ) 漏れ電流 100 μ A 以下 フローティング回路あり。 体表にのみ使用。 エコーのプローブ(探触子)など。

CF形 装着部 (Cor(心臓)形 & Floating)漏れ電流  $10 \mu A$  以下 フローティング回路あり。直接心臓に使用可。 カテーテル電極など。

生体信号は微弱な上に、様々なノイズが重なっている。

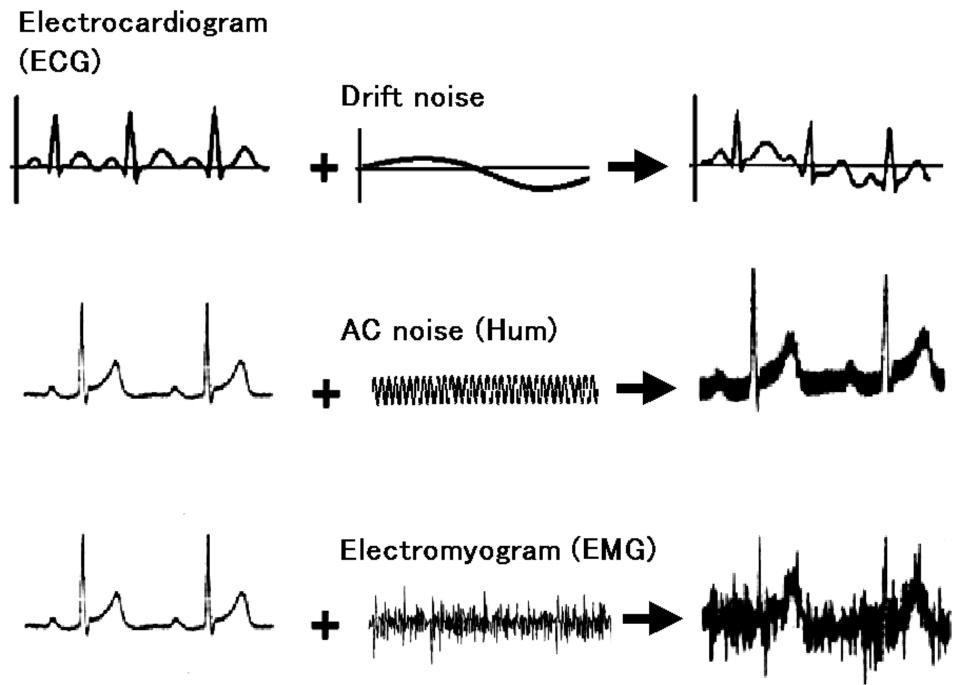
#### <u>ドリフトノイズ (周波数 0.5 Hz 程度)</u>

胸郭の呼吸変動等による低周波ノイズ。基線変動を起こす。 電極の装着不良、発汗、緊張、深呼吸で増強される。 電源回路の電圧変動でも、出力信号に変動を生じる。

商用交流ノイズ (Hum) (周波数 50Hz) (西日本では 60Hz) 壁をはう 100V 交流電源の電線や、装置内部の電源回路のトランスなどから、周波数50Hzの電磁波が出ている。 検査ベッド位置の工夫、アース線の接地などで抑制できる。

## 筋電図(EMG Electro Myogram)(周波数 5~2000 Hz)

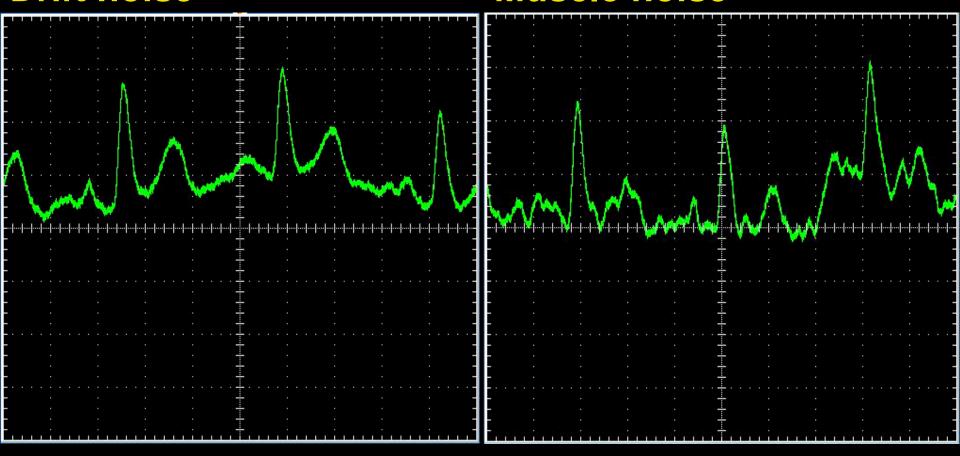
電極と測定臓器の間に、近傍の筋肉から生じる電圧変動が測定値に加わるノイズ。体動、緊張、低温で増強される。



深呼吸によるドリフトノイズの出現を観察し、記録する。 手を強く握って 筋電図の混入を観察し、記録する。 これより、心電図を測定する場合、被検者にどのような注意を伝える必要があるか考察してください。



#### **Muscle noise**



#### SoftScope2 の波形表示画面をキャプチャする方法

あらかじめ、デスクトップ上の WinShot を ダブルクリックして起動。 画面右下のタスクバー内に、WinShotのアイコンが表示される。 キャプチャするウィンドウをアクティブ(ウィンドウ上枠を濃青にする) になっている状態で、Ctrl キー を押しながら B を押す (Ctrl B)。 キャプチャされたウィンドウ画像が、jpgファイルとして C ドライブのフォルダ 00buf に保存される。



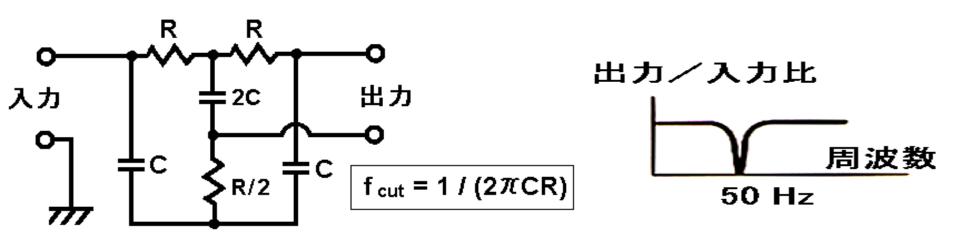


商用交流雑音を抑制する手段

- 1. 検査時の心得
- (アースの接続、電源コードを被検者や装置から離す、など)
- 心電図回路、電極ケーブルや被検者にACコードを近づけて
- 心電図の商用交流雑音の増加を観察してください。
- 2. 回路の工夫 (差動増幅回路、帯域除去器(BEF))

帯域除去フィルタ Band-Elimination Filter(BEF)

商用交流雑音(ハム)が発生する 50 または 60 Hz の 信号だけ除去するフィルタ。

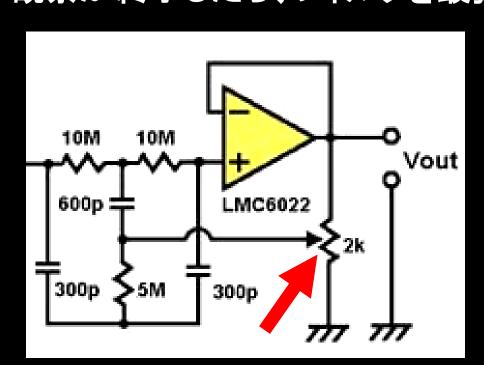


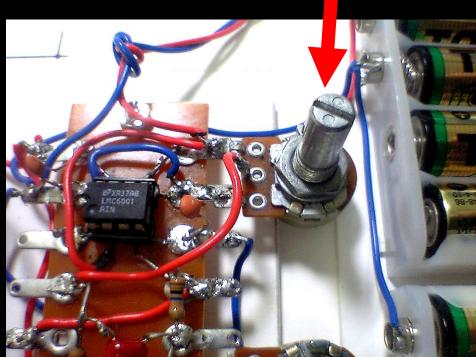
回路図の ブロック f は、50Hzの周波数成分を除去する 帯域除去フィルタ (BEF)。

除去の強さは、出力段にある可変抵抗器(VR)で変化する。

VRつまみを 左に回すとフィルタが弱くなり、右に回すと強くなる。フィルタを弱めると心電図に混入する商用交流雑音(ハム)が増加することを観察してください。

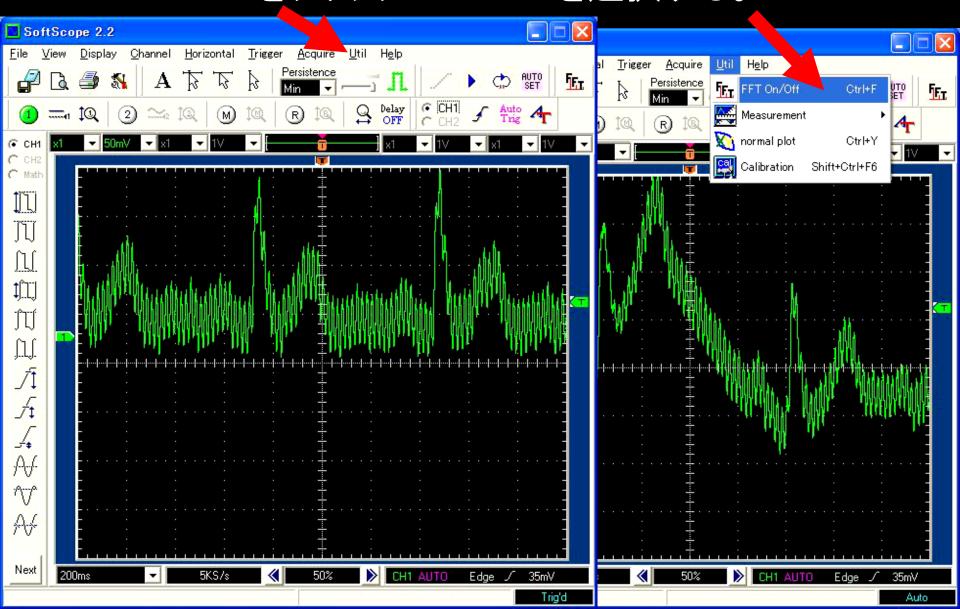
観察が終了したら、フィルタを最強に戻してください。





## ノイズが混入した波形を周波数解析する。

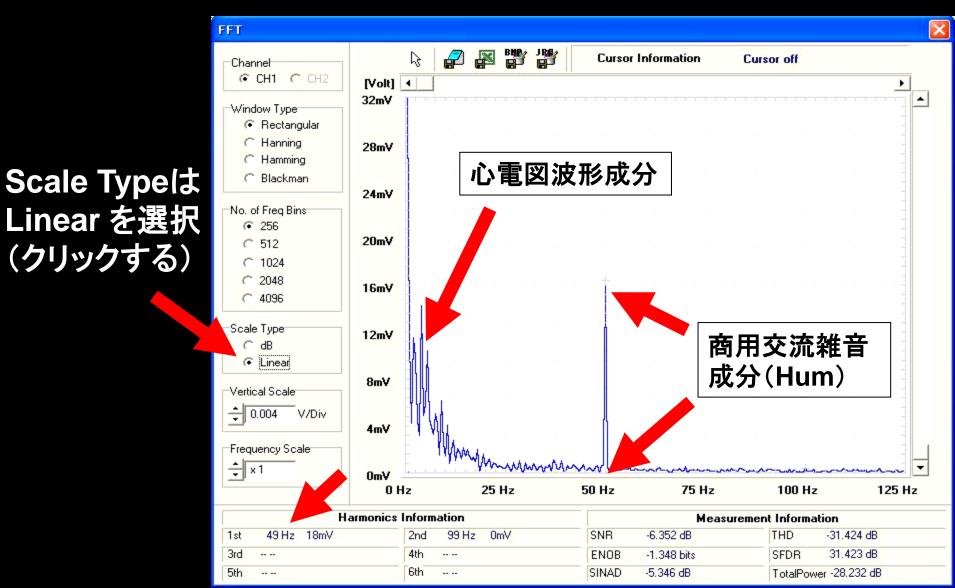
## メニューの Util をクリックして FFT を選択する。



#### FFT(フーリエ解析、フーリエ変換) Fast Fourier Transform

波形信号の中に、どの周波数成分がどれだけ入っているかを調べる。

フィルタを強くすると、50Hzの信号成分が抑制されることを観察する。



デジタル オシロスコープ は、波形データを A / D 変換してパソコン内に取り込むので、周波数解析(フーリエ変換)など生体情報の解析に有効な デジタル処理ができる。

平成18年3月 臨床検査技師国家試験

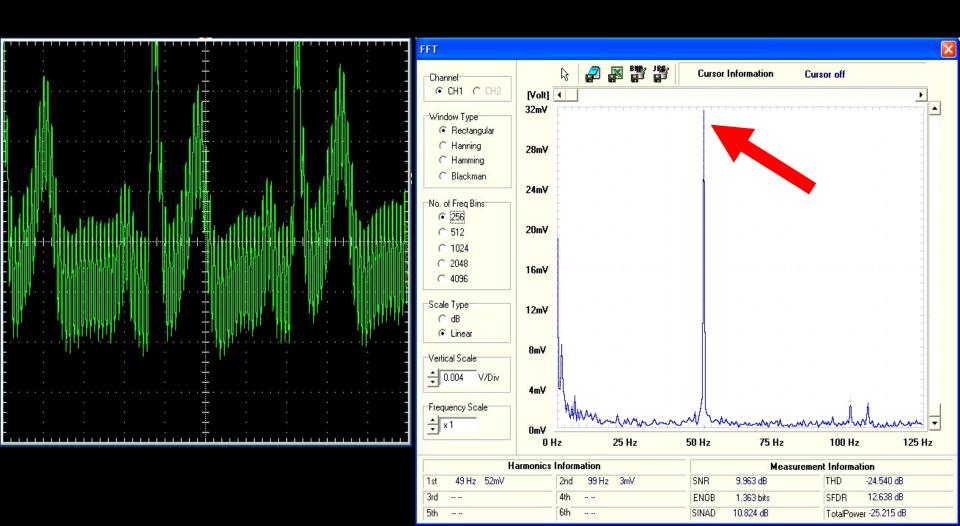
問題 86

周波数が変化する自発性生体信号の観察と解析に 最も有効な処理方法はどれか。

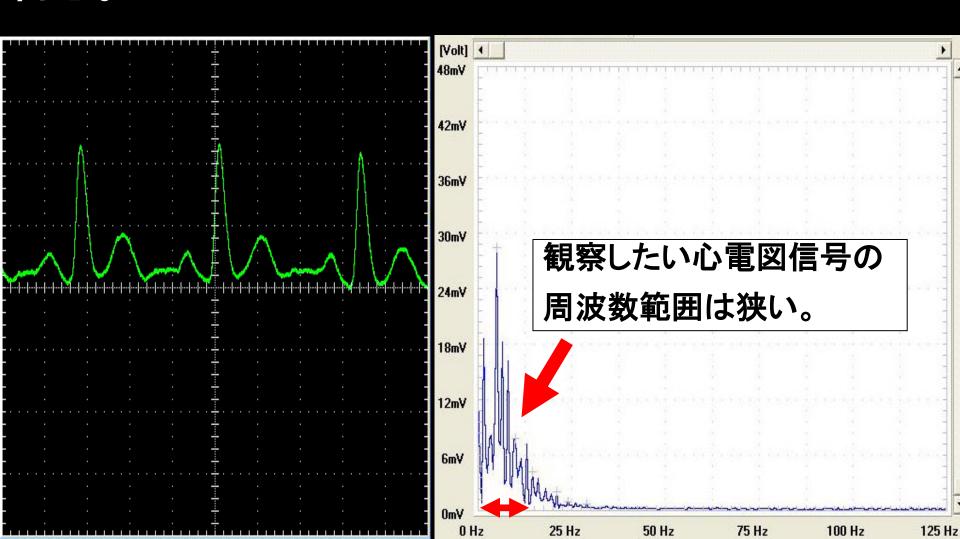
- 1. 加算平均 2. フーリエ変換 3. 対数変換
- 4. 積分演算 5. 微分演算

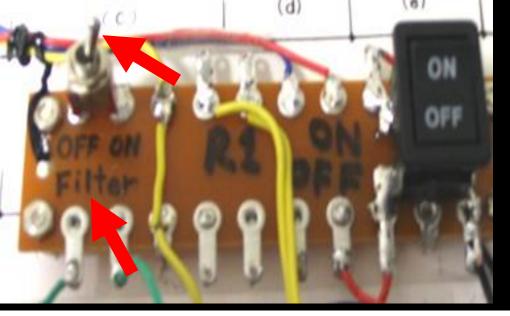
解答 2

回路ブロック f の帯域除去フィルタ回路を通る前の信号には、 商用交流雑音(Hum)が非常に多く混入していることを フーリエ変換グラフで 確認して下さい。



雑音の少ない心電図波形の周波数成分は 0.03 Hz ~ 13 Hz程度の狭い範囲の信号だけを 含む。





周波数フィルタを OFF にする。

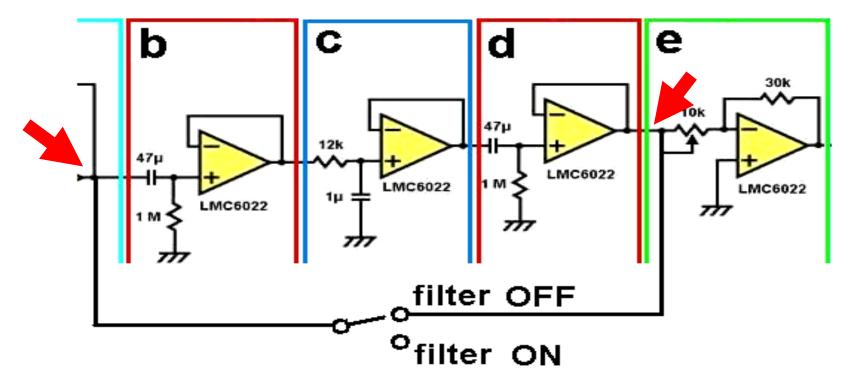
差動増幅器の出力を

直接、反転増幅器に

つないで、心電図の波形

と周波数成分を観察する。

filter スイッチを OFF にすると フィルタ回路が短絡する(働かない)。



周波数フィルタがないと、広い範囲の周波数雑音が混入し、

心電図波形がほとんど見えないことを確認して下さい。

周波数フィルタで、0.03 Hz ~ 13 Hz の狭い範囲の信号

だけを負帰還増幅器に渡していることを理解して下さい。

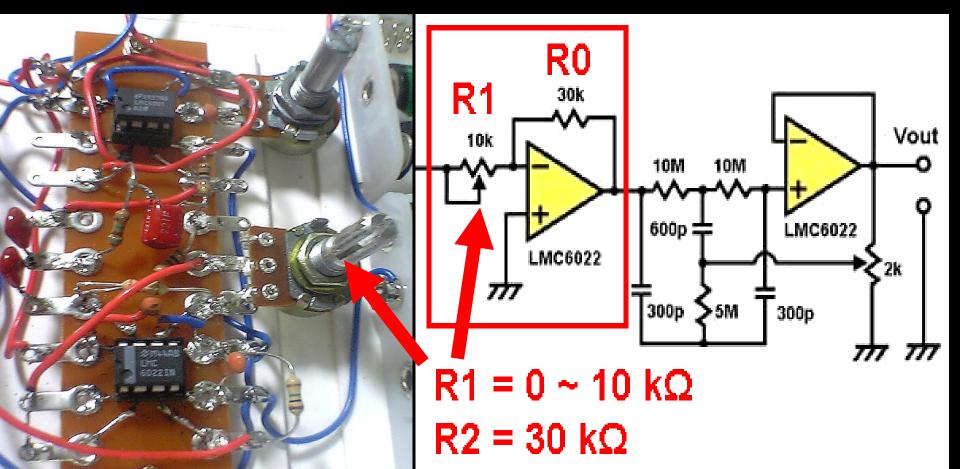


回路図のブロック e は、負帰還増幅回路(反転増幅回路)。

10kΩ可変抵抗を 右に回すと増幅率が上がり、

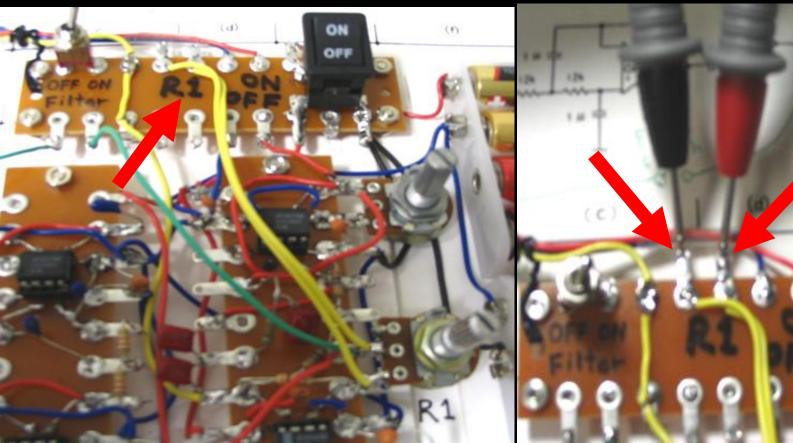
左に回すと下がることを、心電図波形を観察しながら

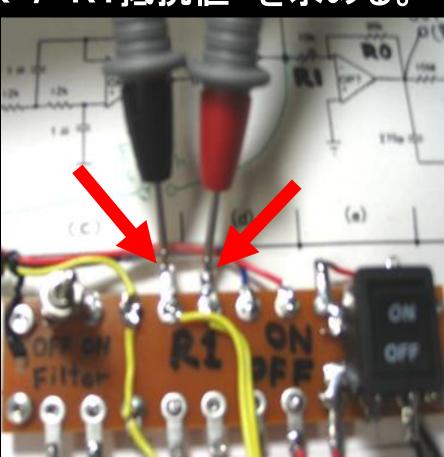
確認して下さい。 増幅率 = -30k / (0~10k) になる。



回路図ブロックeの反転増幅回路の可変抵抗値を測る。 心電計の電源が ON の状態では抵抗値が正確に測れない ので、電源を OFF にして、ラグ板の R1 と 記された端子間 の抵抗値をテスターで測定する。

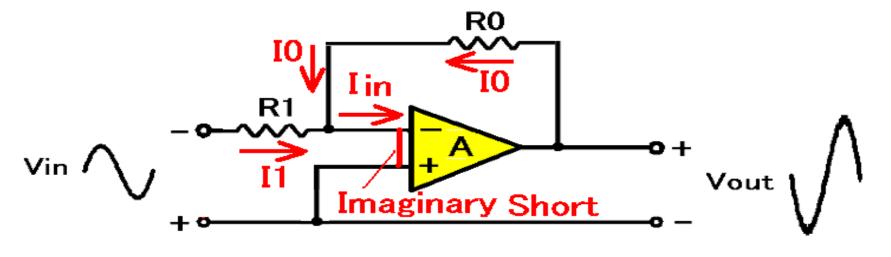
反転増幅回路増幅率 = - 30k / R1抵抗値 を求める。







#### 増幅率は - R0/R1



オペアンプの入力インピーダンスは極めて高いので、 回路計算上は、入力電流は 0 と考える。

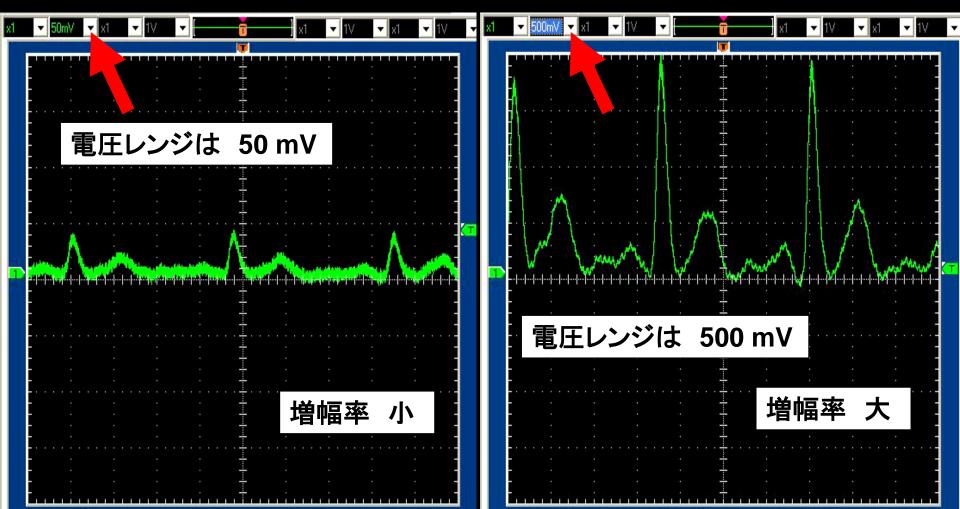
$$Iin = I0 + I1 = 0$$
  $I1 = -I0$ 

イマジナリ ショート を考えると、

入力端子間の電位差 Vin は、オームの法則より、R1 I1 出力電圧は Vout は、R0 I0

增幅率 = 
$$\frac{\text{Vout}}{\text{Vin}} = \frac{\text{R0 I0}}{\text{R1 I1}} = -\frac{\text{R0}}{\text{R1}}$$

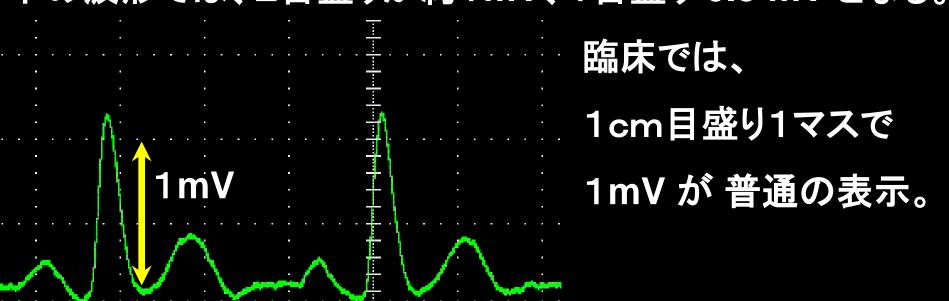
増幅率を大きくすると、波形に占める雑音の比率が下がり 良好な波形を得るが、基線の変動が大きくなり不安定になる。 適切な増幅率を、波形を観察しながら求めて下さい。



ある一定電圧の入力電圧に対して、

この心電計が出力する電圧は、負帰還増幅器の増幅率で変動するので、本当は正確な 1mV 程度の電圧を測定して校正(キャリブレーション)を行う必要がある。

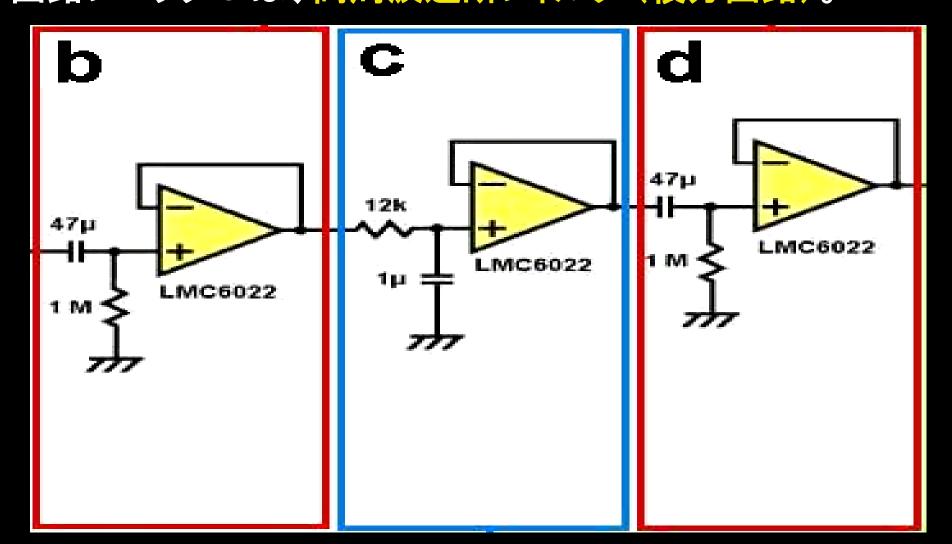
ここでは簡便に、第 I 誘導の R波が 正常では 1~1.5 mV程度なので、R波高 = 1mVでキャリブレーションすると、下の波形では、2目盛りが約1mV、1目盛り 0.5 mV となる。



差動増幅器と反転増幅器の間の回路は、周波数フィルタ。

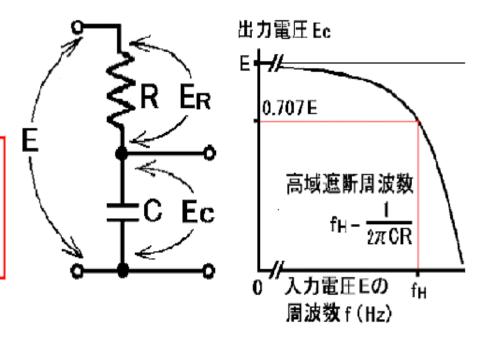
回路ブロックbとdは、低周波遮断フィルタ(微分回路)。

回路ブロックcは、高周波遮断フィルタ(積分回路)。



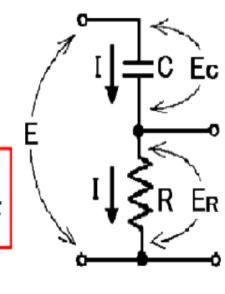
CR結合回路のコンデンサ電圧 Ec は、 高周波成分を遮断する機能をもつ。 (高域フィルタ、高周波フィルタ)

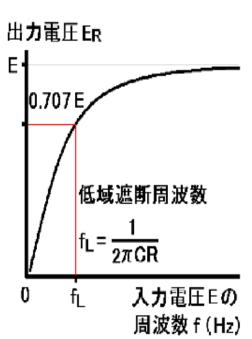
高域遮断周波数 
$$f_H = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi T}$$
  
( High cut-off frequency)  $(\tau = CR)$ 



CR結合回路の抵抗の電圧 ER は、 低周波成分を遮断する機能をもつ。 (低域フィルタ、低周波フィルタ)

低域遮断周波数 
$$f_L = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi T}$$





CR 結合回路の 抵抗電圧出力 ERは、 低周波遮断フィルタ (Low cut filter = High pass filter) かつ、微分回路である。

微分回路は、低周波遮断フィルタの特性をもつ。

CR 結合回路の コンデンサ電圧出力 Ec は、 高周波遮断フィルタ (High cut filter = Low pass filter) かつ、積分回路である。

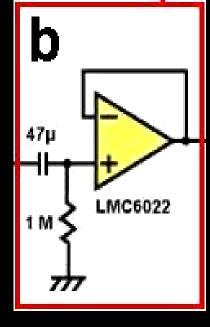
積分回路は、高周波遮断フィルタの特性をもつ。

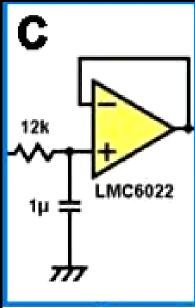
回路ブロック b と d の CR回路の時定数τは T= 1000000 x 0.0000047 = 4.7 秒 低周波遮断周波数は、1/(2πτ)= 0.034 Hz

回路ブロック c の CR回路の時定数τは T= 12000 x 0.000001 = 0.012 秒 高周波遮断周波数は、1/(2πτ)= 13.3 Hz

周波数フィルタなどで回路のインピーダンスが上がる。高インピーダンスの出力は次の回路に信号が伝わりにくくなるので、インピーダンスを下げるボルテージフォロア回路(増幅率1の負帰還増幅回路)を付ける。

処理信号、回路を安定化させる働きをもつ。





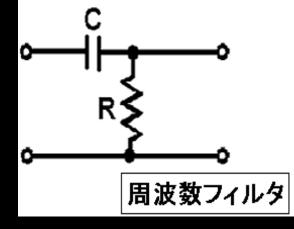
## ボルテージ フォロア 回路

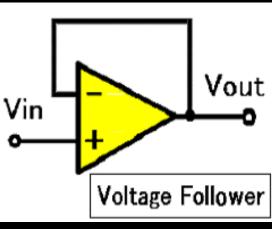
インピーダンスの高い回路から、インピーダンス の低い回路には信号が正確に伝わらない。 (電気信号が干渉する。)

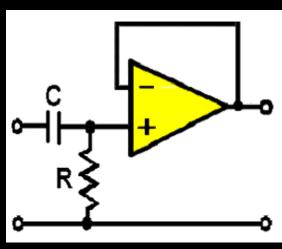
周波数フィルタなど、信号に操作を加える回路はインピーダンスが高くなってしまうので、次の回路に信号を渡す前に、オペアンプによるボルテージフォロア回路を入れて、回路のインピーダンスを下げてから、次の回路に

ボルテージフォロアの入力インピーダンスは 非常に高く、出力インピーダンスは非常に低い ので(そのような性能のオペアンプを使う)、 前後の回路と干渉しない安定した回路になる。

信号を渡すと、電気信号が精度良く伝わる。







## 測定装置のインピーダンス(入力インピーダンス)を、

## 人体(電極間)のインピーダンスより高くする理由。

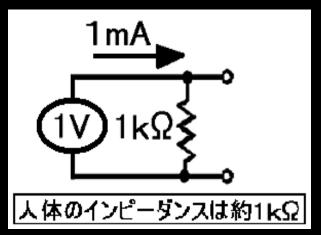
人体の電気抵抗(インピーダンス)は、約 $1k\Omega$ 。 例として、体内に1Vの電圧を発生する部位があるとすると、人体に装着した電極間に流れる電流は、オームの法則で1/1000 = 1 mA。

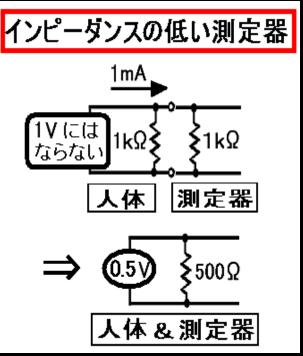
## 測定器が直接知ることができる電気情報は、

電流(電子の流れ)。電圧は間接的な情報。

(インピーダンス不整合による電圧降下。)

測定器のインピーダンス(入力インピーダンス)が1kΩの場合には、人体と装置の合成抵抗は500Ωになる。 そこに1mAの電流が流入するので、測定器は 0.5Vの電圧と測定する。真の電圧より低くなり、正しい測定ができない。

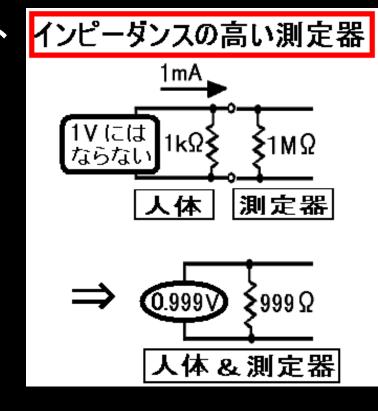




インピーダンスの高い  $1M\Omega$ の測定器では、 人体と装置の合成抵抗は  $999\Omega$ になる。  $(1k\Omega と 1M\Omega$ の並列抵抗)

そこに1mAの電流が流入すると、 測定器は 0. 999Vの電圧を測定する。

測定器のインピーダンスが高いほど 正確な生体内電圧を測定できる。



インピーダンスの高い測定器

= 装置の入力電極に電流が流入しにくい装置

人体に装着する電極の電気抵抗(インピーダンス)は低いほうが良い。

微弱な電圧を測定する装置の入力インピーダンスは高いほうが 正確な測定値を得られる。(FETや真空管を用いた装置。)

## 増幅器 (アンプ ) Amplifier

生体から得る電気信号(電圧信号)は微弱である。

体表電極と測定する組織の間にある組織のインピーダンスの影響で、さらに入力信号の電圧は低下する。

これらの微弱電圧信号を測定するために、

入力信号を電気的に増幅する装置(増幅器)が必要。

前置(初段)増幅器 プリアンプ

入力信号を取り込み、ノイズを除去する回路。

最終(終段)増幅器 パワーアンプ

プリアンプから出た信号の電圧(電力)を上げる回路。

生体信号の電圧は非常に低い。数μV~mV程度。

脳波 1~500 μV

心電図 1~5 mV

筋電図 0.01~10 mV

増幅器は、電池または電源回路から電力を受取り、 入力信号の電力エネルギーを増加して出力信号を

出す。

