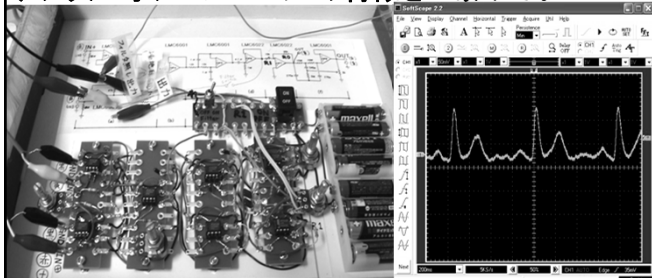
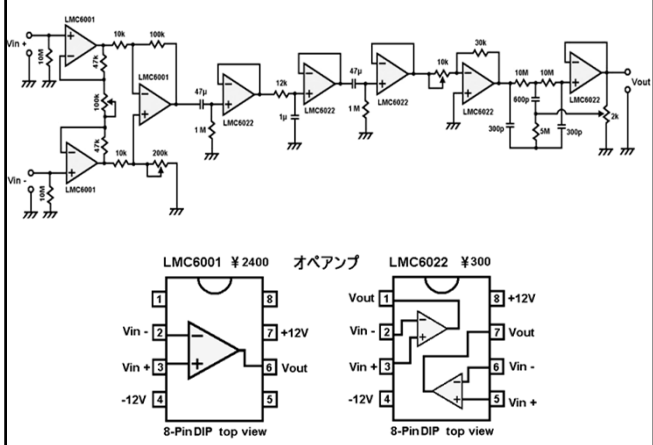


心電計の実験 ECG (Electro Cardiogram)
 心電計を用いた心電図測定を行う。
 差動増幅回路、雑音を抑制する回路の動作原理、
 デジタル オシロスコープ の特徴を理解する。



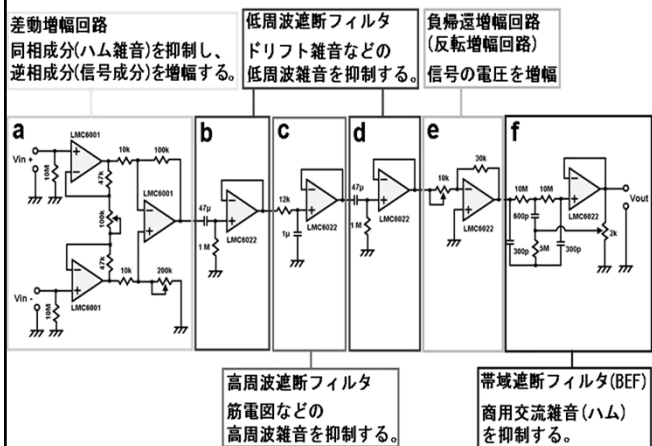
1

心電計 回路図と使用オペアンプ



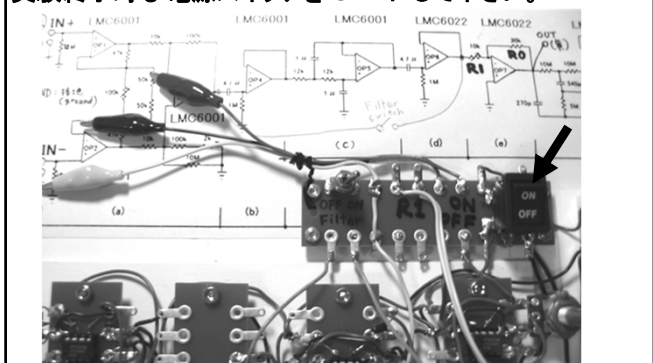
2

各回路ブロックの働き



3

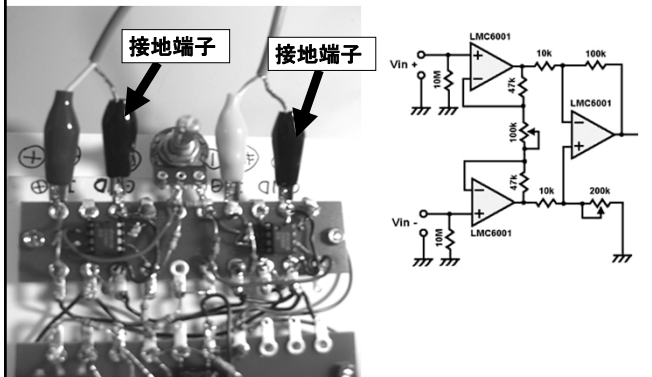
心電計 測定時には、箱を閉じる。
 電磁シールドの目的で、箱はアルミ箔で覆ってある。
 はじめは 電源スイッチを OFF にする。
 実験終了時も 電源スイッチを OFF にして下さい。



4

心電計 入力端子

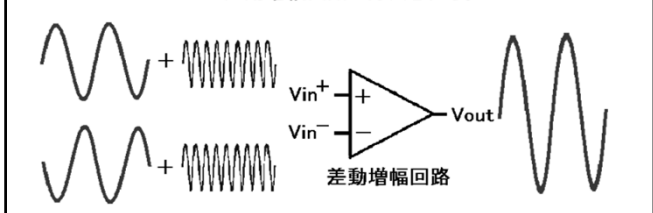
差動増幅回路(回路図ブロック a)に、シールド線を接続。
 赤クリップをプラス入力、黄クリップをマイナス入力に接続。



5

差動増幅器 差動増幅回路 差動アンプ

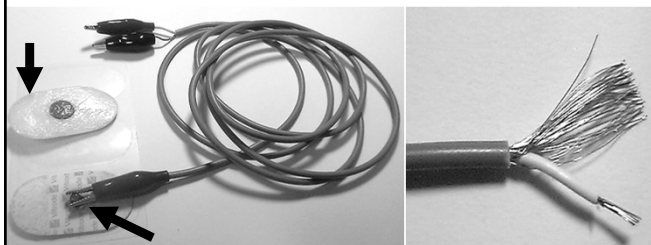
Differential amplifier
 2つの電極の電位信号を入力して、それぞれの成分の
 同じ位相の信号成分(同相信号)を抑制して、
 違う位相の信号成分(逆相信号)を増幅する。
 商用交流ノイズなど、ノイズは2つの電極に同じノイズ源から
 受けている場合が多く、2つの電極でのノイズ成分は
 同相の場合が多い。差動増幅回路で除去される。



6

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。

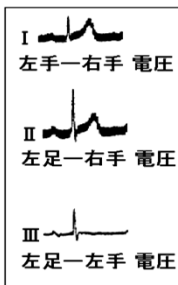
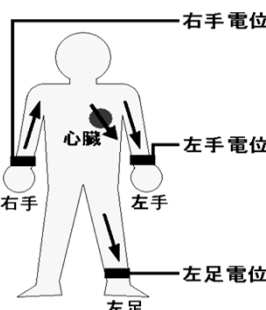
電極側に、心電図電極の端子をつなぐ。電極の接着力は、軽く洗って乾かせば数回復活するので、使えなくなるまで利用してください。



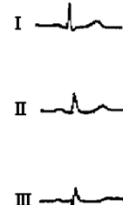
7

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



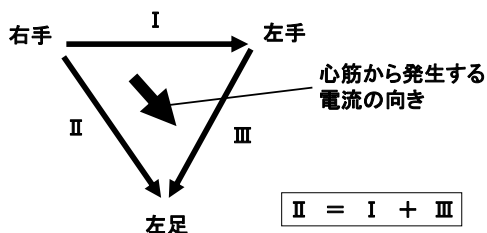
電極間の電位差を取り出す回路でノイズが減る。



8

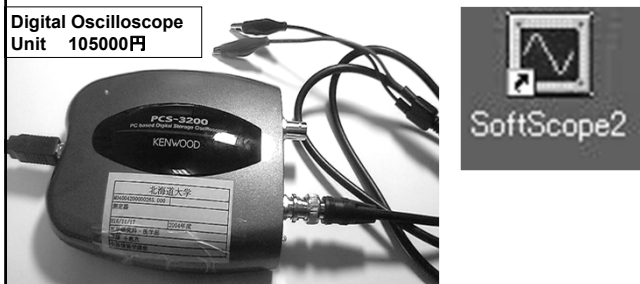
心電図の標準肢誘導

- 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



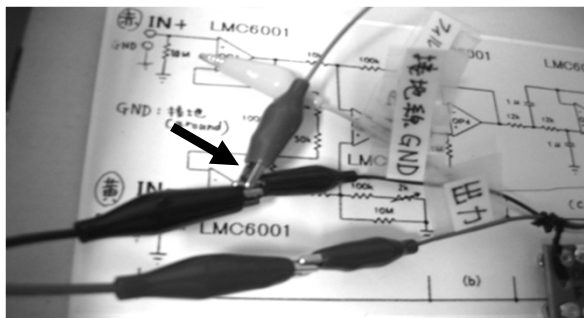
9

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: パスワー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。



10

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。



11

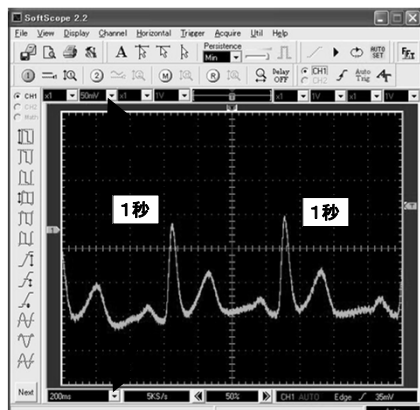
心電図波形を観察するときには、デジタルオシロスコープに使うパソコンの電源をバッテリー駆動にすると、商用交流雑音(ハム)の混入が減る。波形観察時には、ACアダプタプラグを パソコン本体から外して、バッテリー駆動にしてください。観察をしていないときは、こまめにACアダプタプラグを接続してください。

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。



12

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。



13

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。

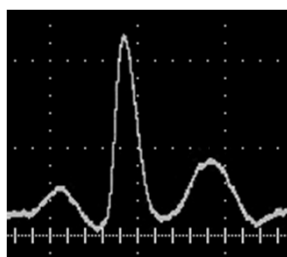


14

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秒以下
QT 0.3~0.45s
心室収縮の間隔は0.45秒以下

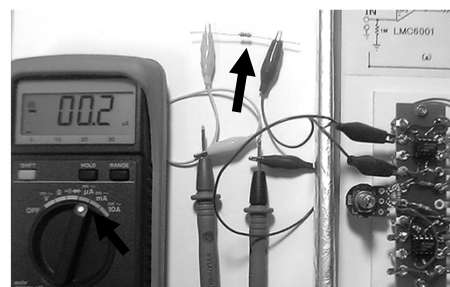
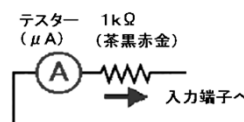


P波 QRS波 T波

15

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)。



16

マクロショック

体表に受ける電撃。
許容電流は、100 μA (最小感知電流の10%)

マイクロショック

直接、心臓に流れる電撃。
許容電流は、10 μA (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1kΩなので、電撃は 10 μA 以下に抑制できる。

17

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、0.02 μA 以下。

CF形 (漏れ電流 10 μA 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 1~10mV 程度であるが、約1kΩの人体に、装置から 0.02 μA 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。

18

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、電源回路が電氣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。電氣的に浮いた状態を示す。
電源に、電池やバッテリーを使うのも有効なフローティング。

19

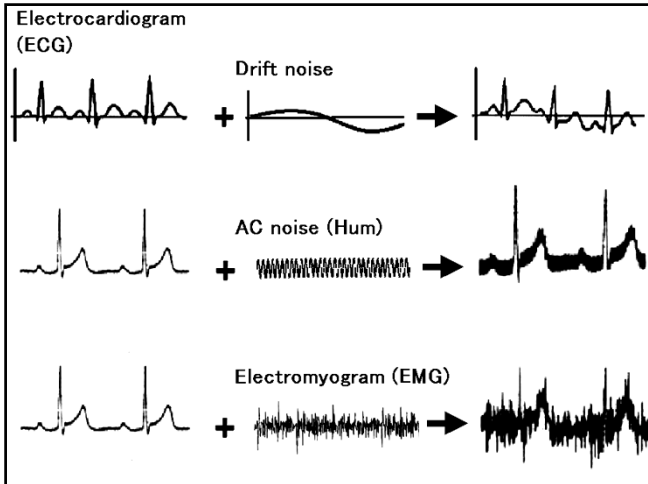
電極(装着部)からの漏れ電流の程度による分類

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 μ 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。

20

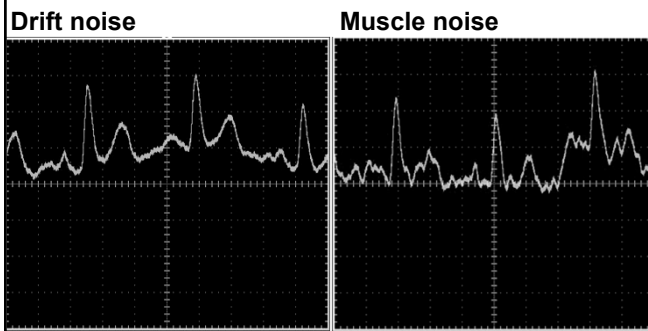
生体信号は微弱な上に、様々なノイズが重なっている。
ドリフトノイズ (周波数 0.5 Hz 程度)
胸郭の呼吸変動等による低周波ノイズ。基線変動を起こす。
電極の装着不良、発汗、緊張、深呼吸で増強される。
電源回路の電圧変動でも、出力信号に変動を生じる。
商用交流ノイズ (Hum) (周波数 50Hz) (西日本では 60Hz)
壁をはう 100V 交流電源の電線や、装置内部の電源回路のトランスなどから、周波数50Hzの電磁波が出ている。
検査ベッド位置の工夫、アース線の接地などで抑制できる。
筋電図 (EMG Electro Myogram) (周波数 5~2000 Hz)
電極と測定臓器の間に、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。

21



22

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。



23

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。



24

商用交流雑音を抑制する手段

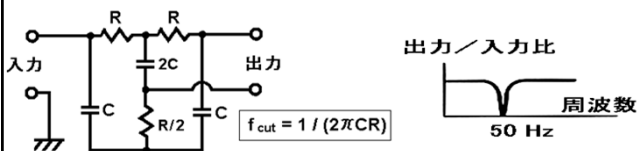
1. 検査時の心得

(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。

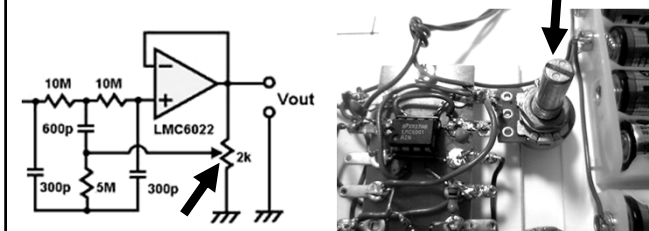


25

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。

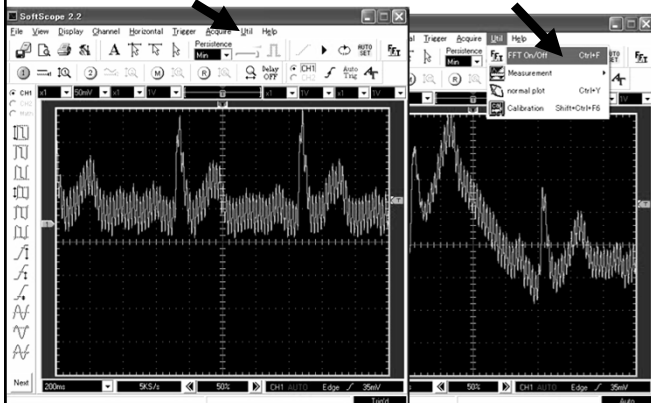
観察が終了したら、フィルタを最強に戻してください。



26

ノイズが混入した波形を周波数解析する。

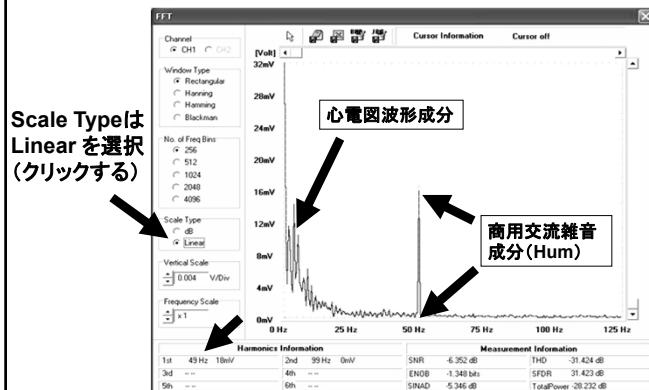
メニューの Util をクリックして FFT を選択する。



27

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。



28

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

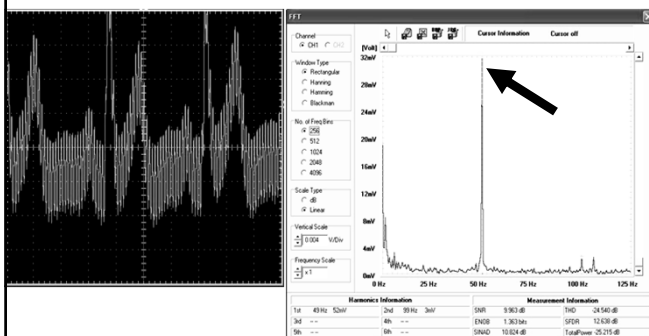
周波数が変化する自発性生体信号の観察と解析に最も有効な処理方法はどれか。

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

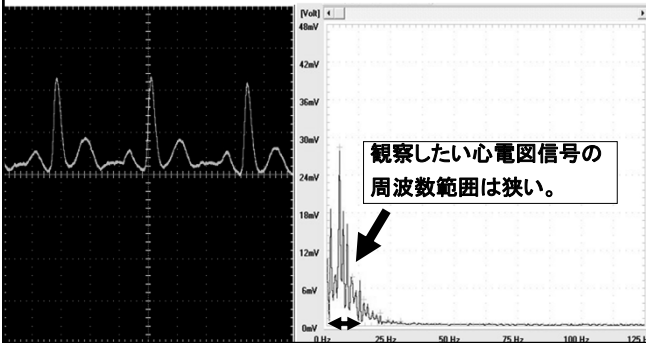
29

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。



30

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。



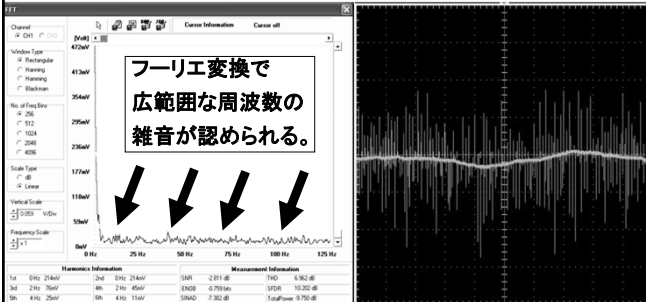
31

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)。

32

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。



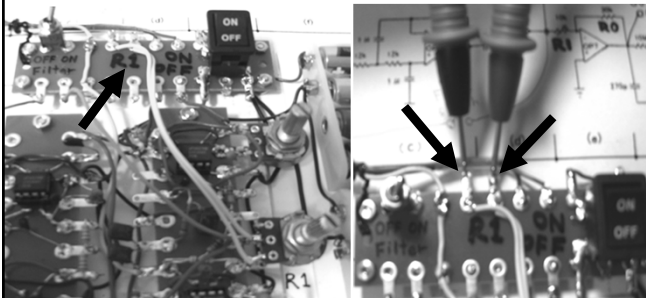
33

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 = $-30k / (0 \sim 10k)$ になる。

$R1 = 0 \sim 10 \text{ k}\Omega$
 $R2 = 30 \text{ k}\Omega$

34

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。



35

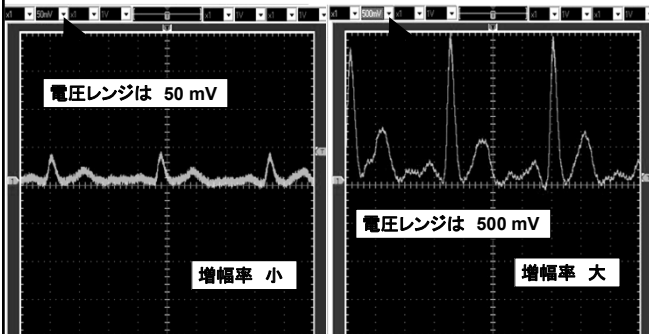
反転増幅回路 増幅率は $-R0/R1$

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。
 $I_{in} = I_0 + I_1 = 0$ $I_1 = -I_0$
イマジナリ ショート を考えると、
入力端子間の電位差 V_{in} は、オームの法則より、 $R1 I_1$
出力電圧は V_{out} は、 $R0 I_0$

$$\text{増幅率} = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R0 I_0}{R1 I_1} = -\frac{R0}{R1}$$

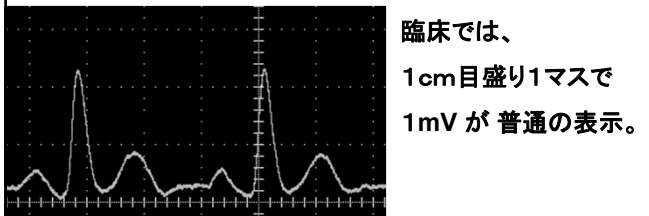
36

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。



37

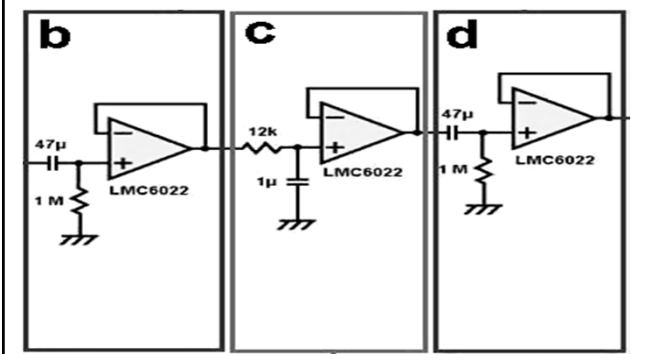
ある一定電圧の入力電圧に対して、
 この心電計が出力する電圧は、負帰還増幅器の増幅率で
 変動するので、本当は正確な 1mV 程度の電圧を測定して
 校正（キャリブレーション）を行う必要がある。
 ここでは簡便に、第 I 誘導の R波が 正常では 1~1.5 mV
 程度なので、R波高 = 1mV でキャリブレーションすると、
 下の波形では、2目盛りが約1mV、1目盛り 0.5 mV となる。



臨床では、
 1cm目盛り1マスで
 1mV が 普通の表示。

38

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）。

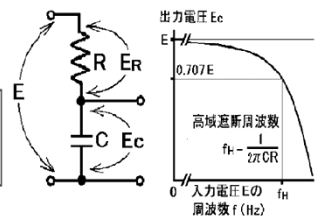


39

CR結合回路のコンデンサ電圧 E_c 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)

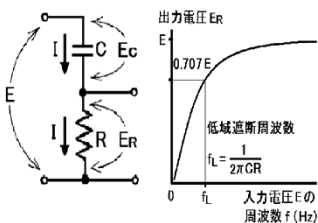
$$\text{高域遮断周波数 } f_H = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi\tau}$$

(High cut-off frequency) ($\tau = CR$)



CR結合回路の抵抗電圧 E_R 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)

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



40

CR 結合回路の 抵抗電圧出力 E_R 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。

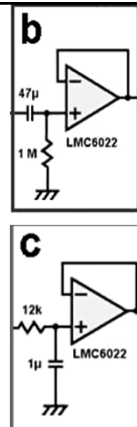
CR 結合回路の コンデンサ電圧出力 E_c は、
 高周波遮断フィルタ (High cut filter = Low pass filter)
 かつ、積分回路である。

積分回路は、高周波遮断フィルタの特性をもつ。

41

回路ブロック b と d の CR回路の時定数 τ は
 $\tau = 1000000 \times 0.0000047 = 4.7$ 秒
 低周波遮断周波数は、 $1 / (2\pi\tau) = 0.034$ Hz
 回路ブロック c の CR回路の時定数 τ は
 $\tau = 12000 \times 0.000001 = 0.012$ 秒
 高周波遮断周波数は、 $1 / (2\pi\tau) = 13.3$ Hz

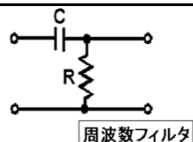
周波数フィルタなどで回路のインピーダンスが
 上がる。高インピーダンスの出力は次の回路に
 信号が伝わりにくくなるので、インピーダンスを
 下げる ボルテージ フォロア回路 (増幅率1の
 負帰還増幅回路) を付ける。
 処理信号、回路を安定化させる働きをもつ。



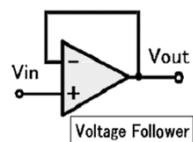
42

ボルテージ フォロア 回路

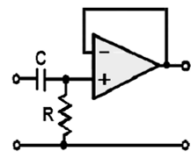
インピーダンスの高い回路から、インピーダンスの低い回路には信号が正確に伝わらない。
(電気信号が干渉する。)



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ふので、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、次の回路に信号を渡すと、電気信号が精度良く伝わる。



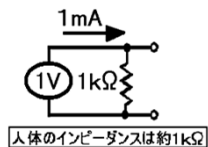
ボルテージフォロアの入力インピーダンスは非常に高く、出力インピーダンスは非常に低いので(そのような性能のオペアンプを使う)、前後の回路と干渉しない安定した回路になる。



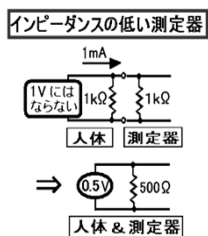
43

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1kΩ。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 $1/1000 = 1\text{mA}$ 。

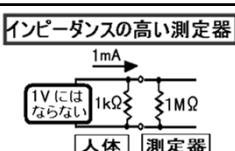


測定器が直接知ることができる電気情報は、電流(電子の流れ)。電圧は間接的な情報。測定器のインピーダンス(入力インピーダンス)が1kΩの場合には、人体と装置の合成抵抗は500Ωになる。そこに1mAの電流が流入するので、測定器は0.5Vの電圧と測定する。真の電圧より低くなり、正しい測定ができない。(インピーダンス不整合による電圧降下。)



44

インピーダンスの高い1MΩの測定器では、人体と装置の合成抵抗は999Ωになる。(1kΩと1MΩ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。)

45

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、入力信号を電氣的に増幅する装置(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。

46

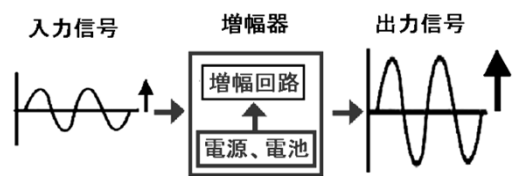
生体信号の電圧は非常に低い。数 μV ~ mV 程度。

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。



47