

第2種ME試験【第21回-午前-問題32】

図の回路で、P点とアース間の電位差は何Vか。

1)3

2)1.5

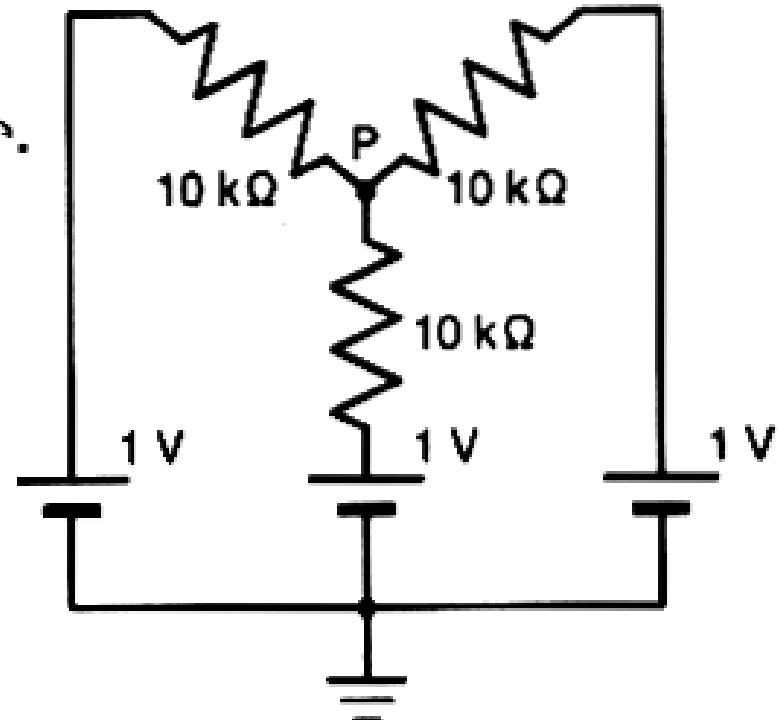
3)1

4)0.67

5)0.33

アース（接地） 

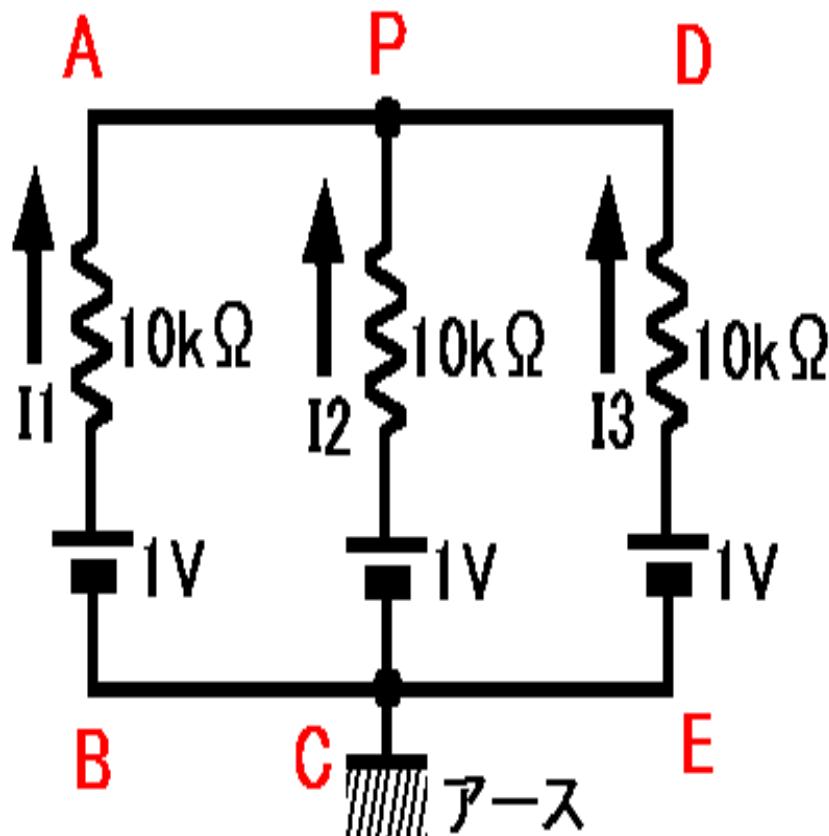
装置の金属ケースや
地面と電気的に接続
している箇所



かなり意地悪な問題である。

電池の電圧や抵抗値が3本とも対称性に並んでいることを見抜けば、この回路には電流が流れないことが判る。
だから、全ての抵抗の端子間には電圧が発生しない。

P点とアース間の電位差は、電池の電圧と同じ 1V。 答 3)



キルヒ霍フの法則で解くと、

P点の電流和

$$I_1 + I_2 + I_3 = 0$$

閉回路 PABCP の電圧和

$$-10000I_1 - 1 + 1 + 10000I_2 = 0 \quad I_1 = I_2$$

閉回路 PDECP の電圧和

$$-10000I_3 - 1 + 1 + 10000I_2 = 0 \quad I_3 = I_2$$

したがって、 $I_1 = I_2 = I_3 = 0$

PC間の電位差は、 $-10000I_2 + 1 = 1(V)$

電流が流れていなくても、電圧が発生している場合
があることを理解してください。

例えば、未使用の電池のプラス電極とマイナス電極
の間には、電流は流れていないが、電圧は存在する
ことを理解すれば、納得できると思います。

負帰還増幅器について誤っているのはどれか。

1. 大きな利得
2. 安定した特性
3. 直線性の改善
4. 雑音の低減
5. 広い周波数帯域幅



1

負帰還(NFB; Negative Feedback)増幅回路

増幅回路の周波数特性を改善させる回路。

負帰還回路 (NFB : Negative Feedback)

出力を目標値と比較して、出力の値を自動制御する回路。

帰還 (feedback) は、結果を取り戻すということ。

負帰還の「負」は、出力の結果を負の情報として戻して比較することを意味する。

増幅器に 負帰還回路を付けると、

増幅回路の周波数特性が良くなり、

入力信号の安定した増幅、ノイズの抑制ができる。

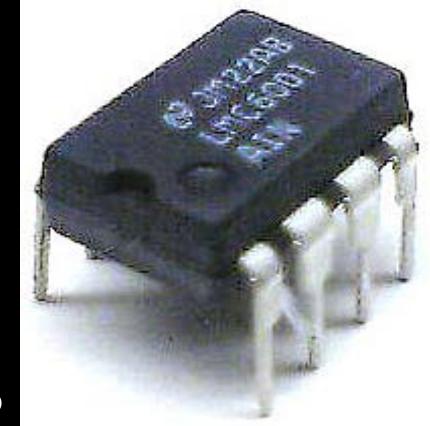
ただし、**増幅率は低下する。**

オペアンプ Operational Amplifier

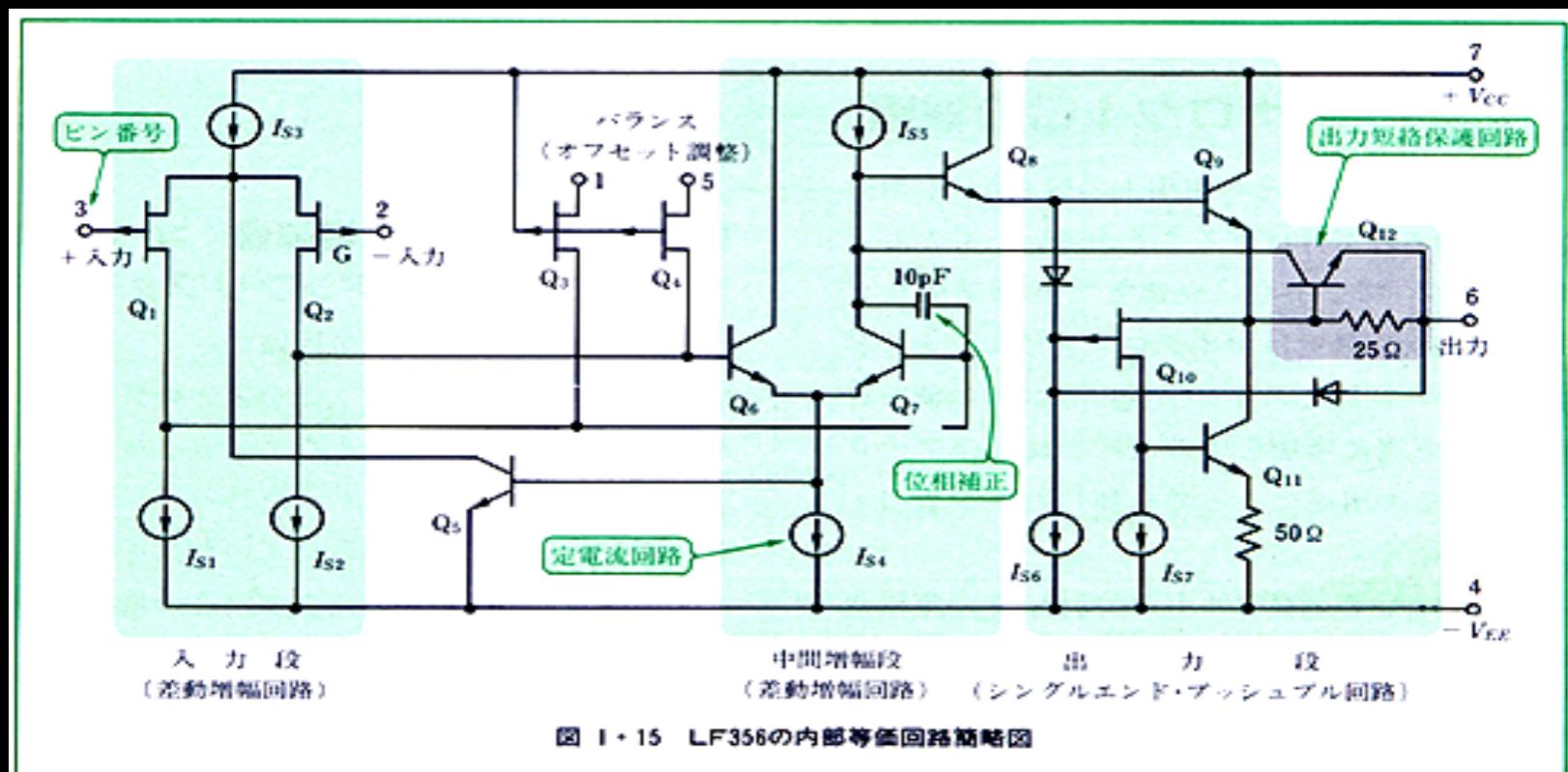
IC化されたアナログIC増幅器。

演算増幅器。コンピュータのない時代は

オペアンプで様々な演算計算を行っていた。



回路図では三角形で表現。オペアンプの中身の、このような複雑な回路(様々な種類の回路の製品がある)は無視してOK。

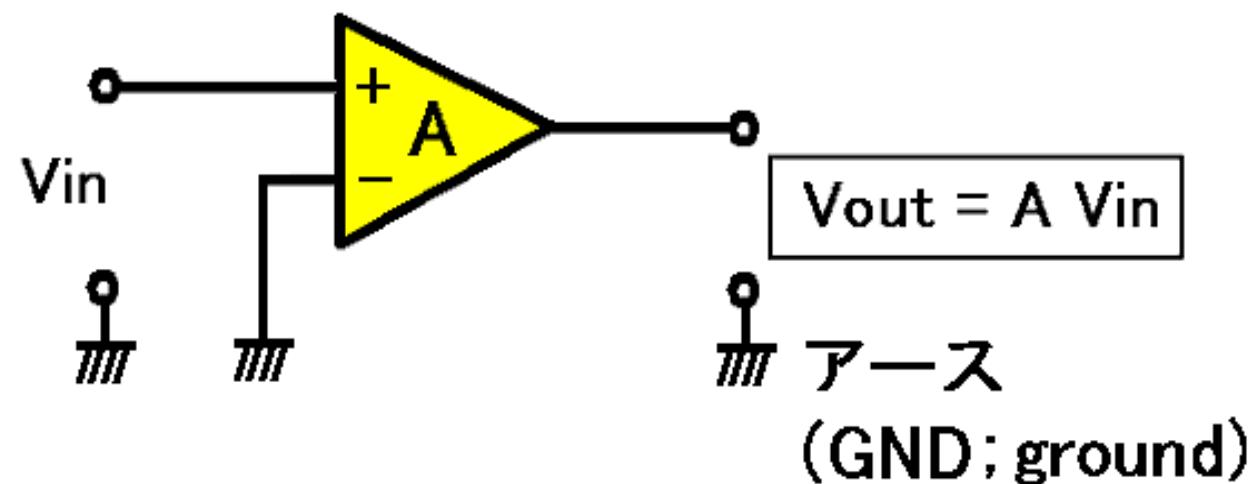
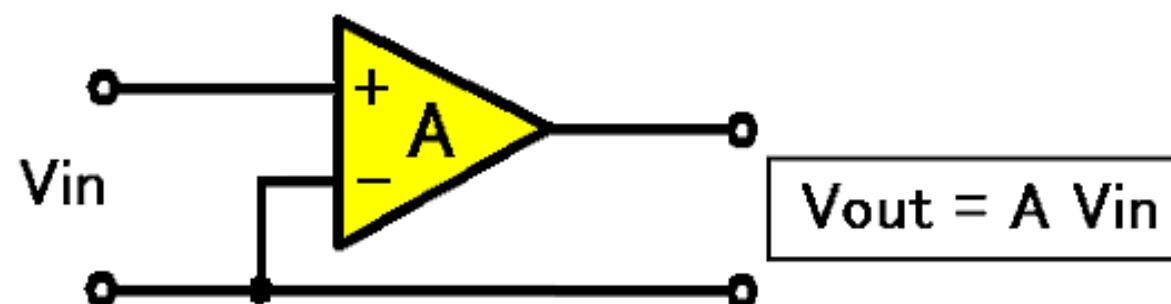
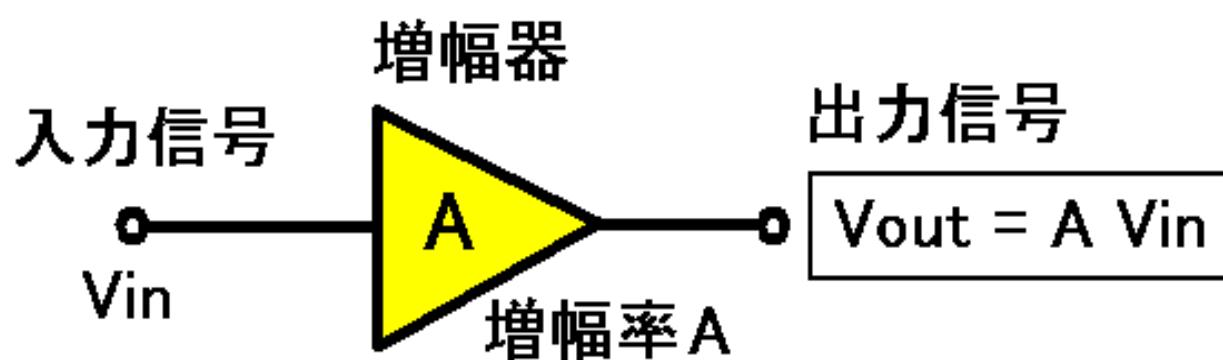


オペアンプの特徴

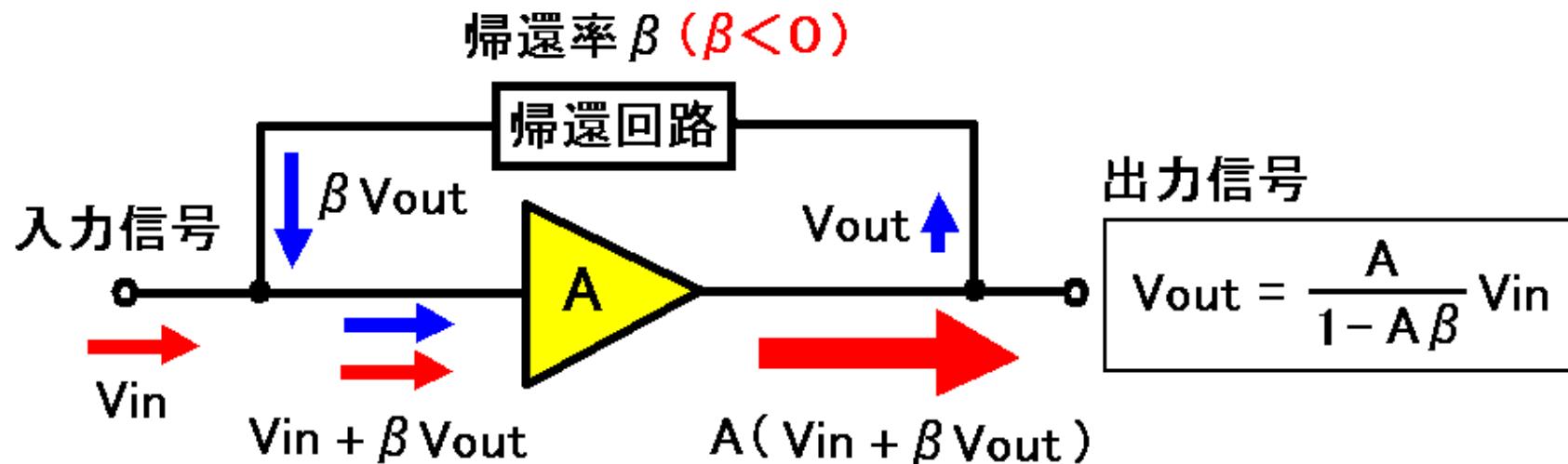
- 高入力インピーダンス (数MΩ)
- 低出力インピーダンス (数10Ω)
- 高ゲイン(高利得)(100dB(十万倍)以上)
- 周波数帯域が広い
(信号の周波数が変化してもゲインが同じ)

無帰還増幅器

回路図には、いろいろな記述法がある。
これらはすべて同じ回路を表現している。



帰還増幅器（帰還率 β が負の場合は、負帰還増幅器）



出力電圧 V_{out} の一部(割合 β)が、入力電圧に加わる。

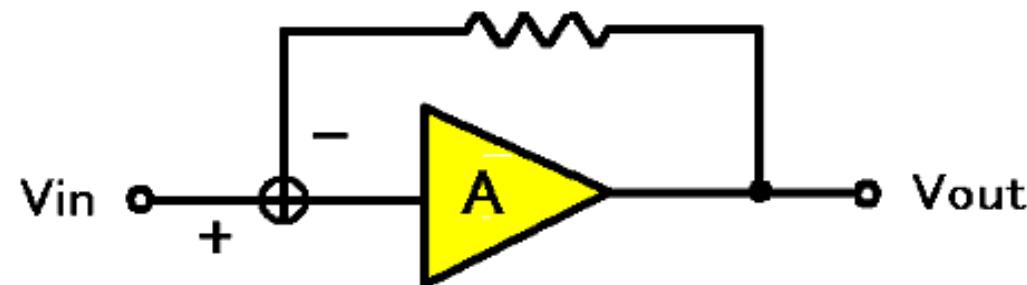
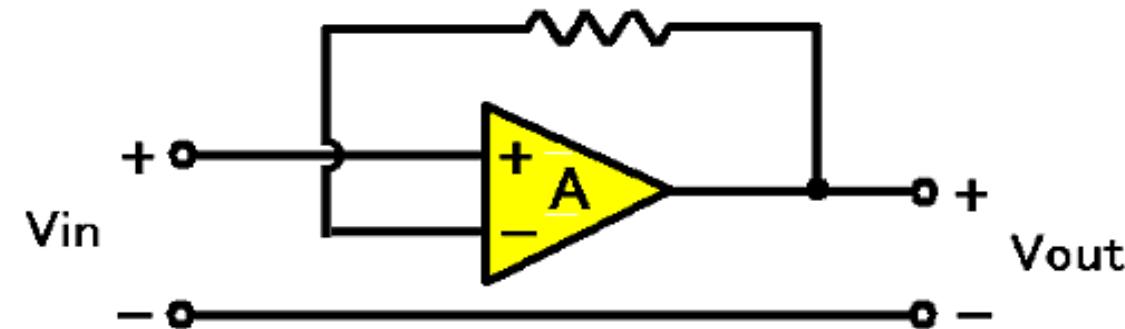
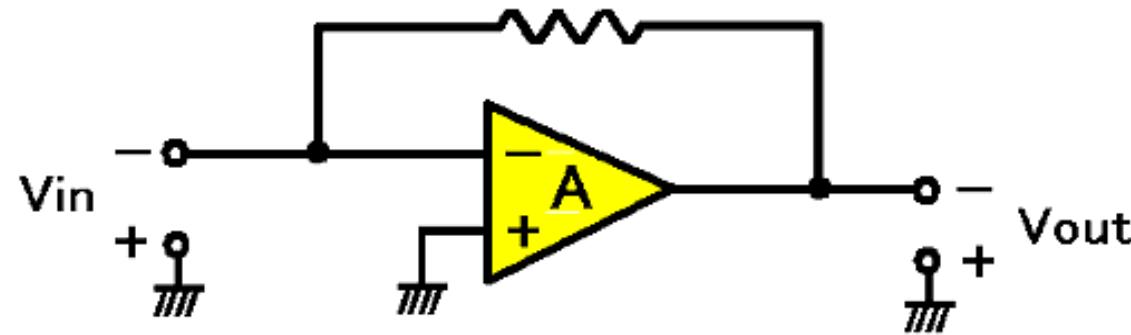
増幅率Aの オペアンプに入力される電圧は、 $V_{in} + \beta V_{out}$ になる。

したがって出力電圧 V_{out} は、 $A(V_{in} + \beta V_{out})$ になる。

$V_{out} = A(V_{in} + \beta V_{out})$ より、 $V_{out} = A/(1 - A\beta) V_{in}$ になる。

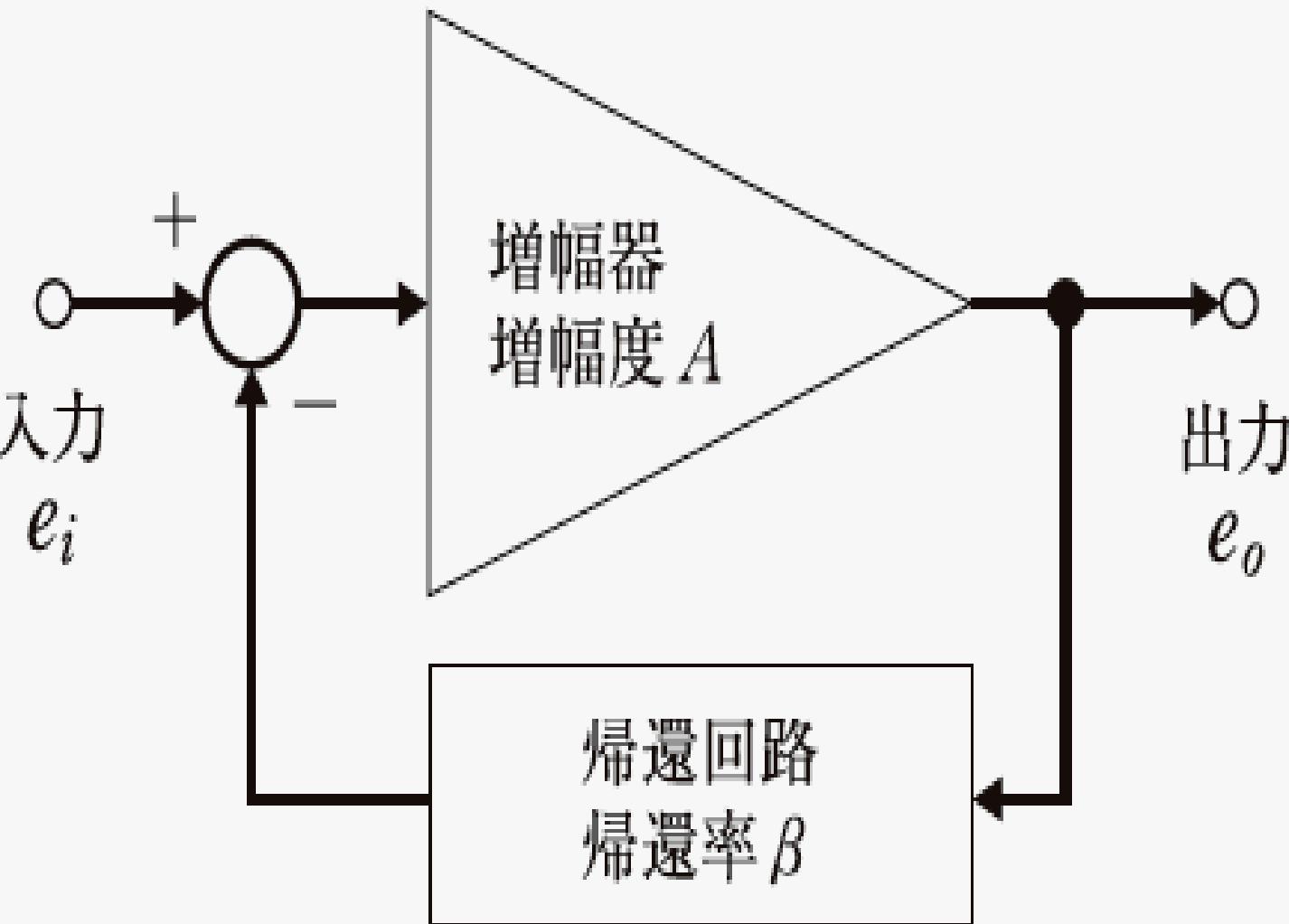
β がプラスの場合は、出力電圧が非常に高くなり、発振の状態になる。
(アンプのスピーカにマイクを近づけた時などのハウリング現象と同じ。)

出力電圧に抵抗を介して
オペアンプの
マイナス端子につなぐと、
 β がマイナスの帰還
(負帰還)の回路になる。



⊕は、帰還信号を入力のマイナス端子に接続することを示す。

図の回路の増幅率(e_o/e_i)はどれか。



1. $A - \beta$

2. $\frac{1}{A + \beta}$

3. $\frac{1}{A - \beta}$

4. $\frac{A}{1 + A\beta}$

5. $\frac{A}{1 - A\beta}$

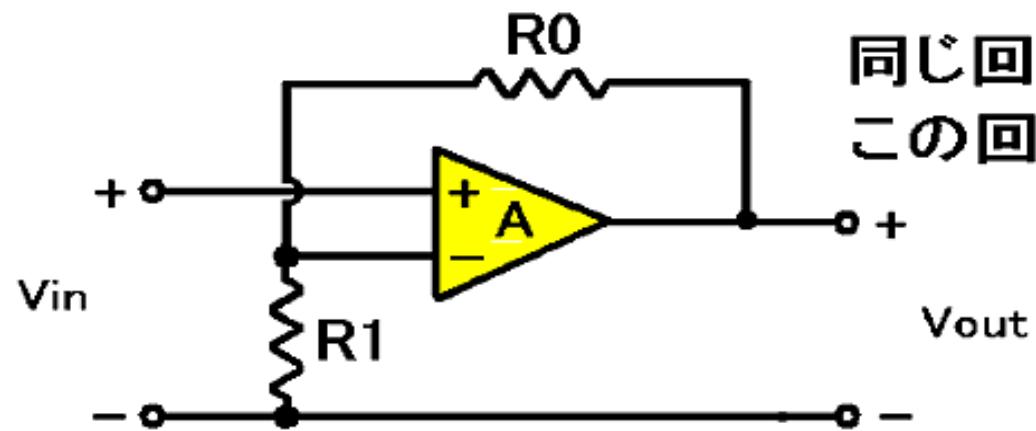
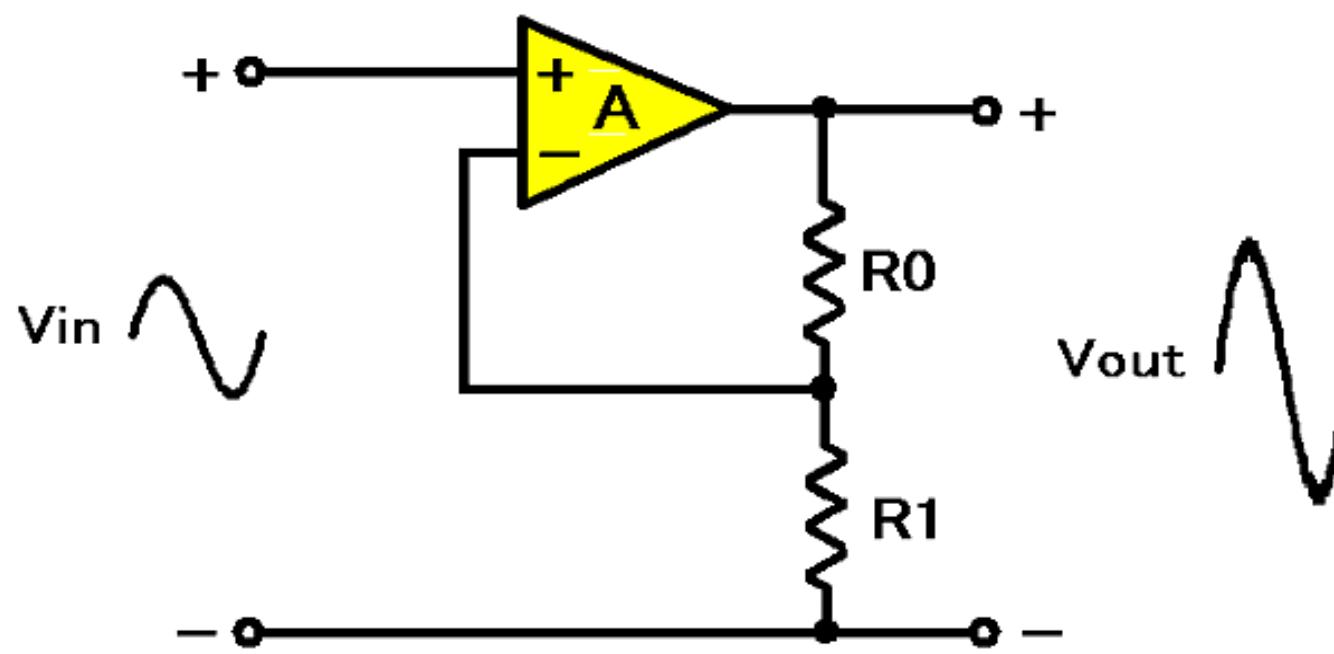
この回路では、出力 E_o の β 倍の信号が、
入力信号 E_i から引き算されて、増幅器に入る。
それが A 倍に増幅された値が E_o なので、
 $E_o = A(E_i - \beta E_o)$ (この問題では $\beta > 0$)

式を変換すると、 $E_o(1 + A\beta) = A E_i$
回路全体の増幅率は、
出力／入力 = $E_o / E_i = A / (1 + A\beta)$

負帰還回路は、アンプの増幅率を安定化させる。

非反転増幅回路

増幅率は $1 + R_0/R_1$ になる。

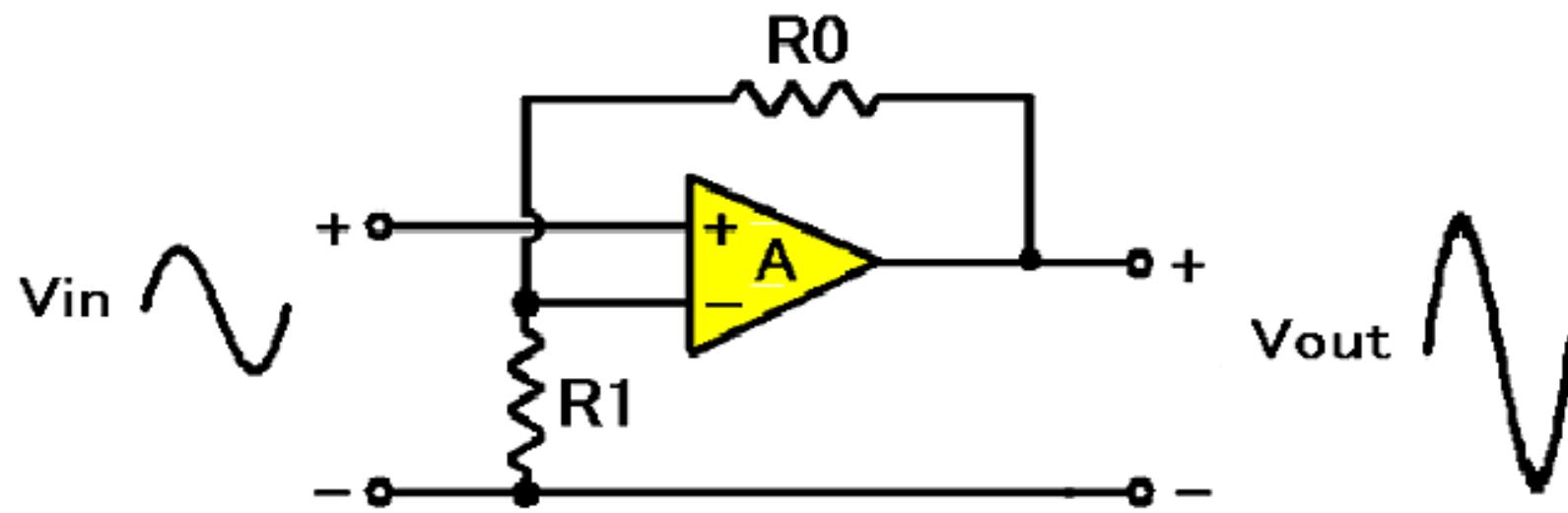


同じ回路

この回路表示のほうが一般的。

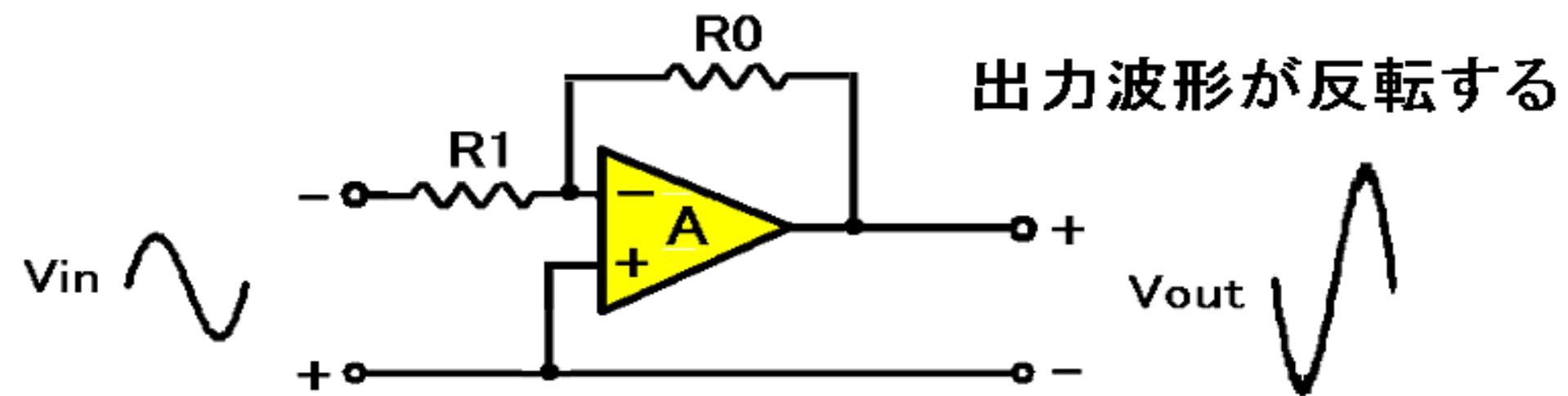
非反転増幅回路

増幅率は $1 + R_0/R_1$

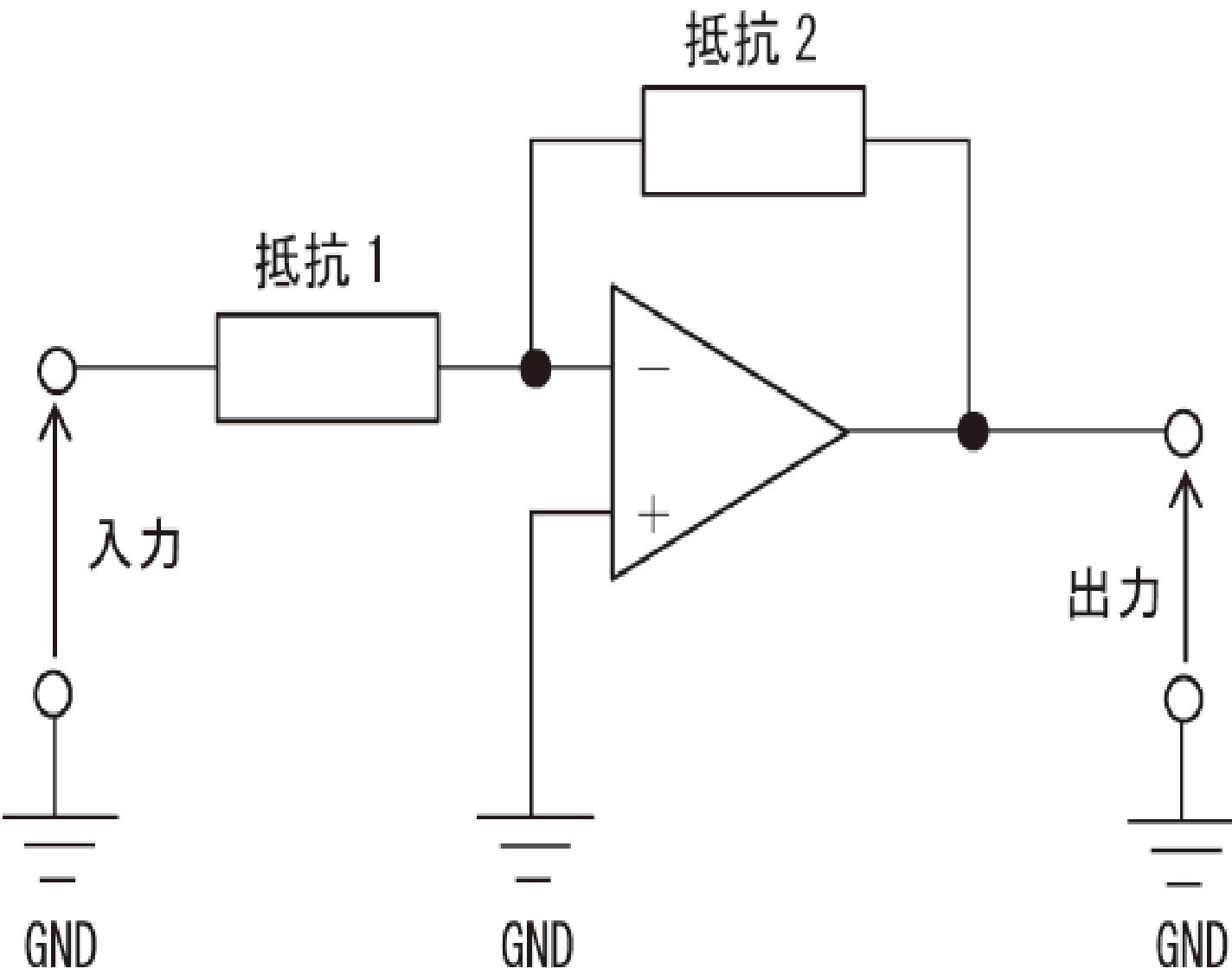


反転増幅回路

増幅率は $-R_0/R_1$



図の回路はどれか。



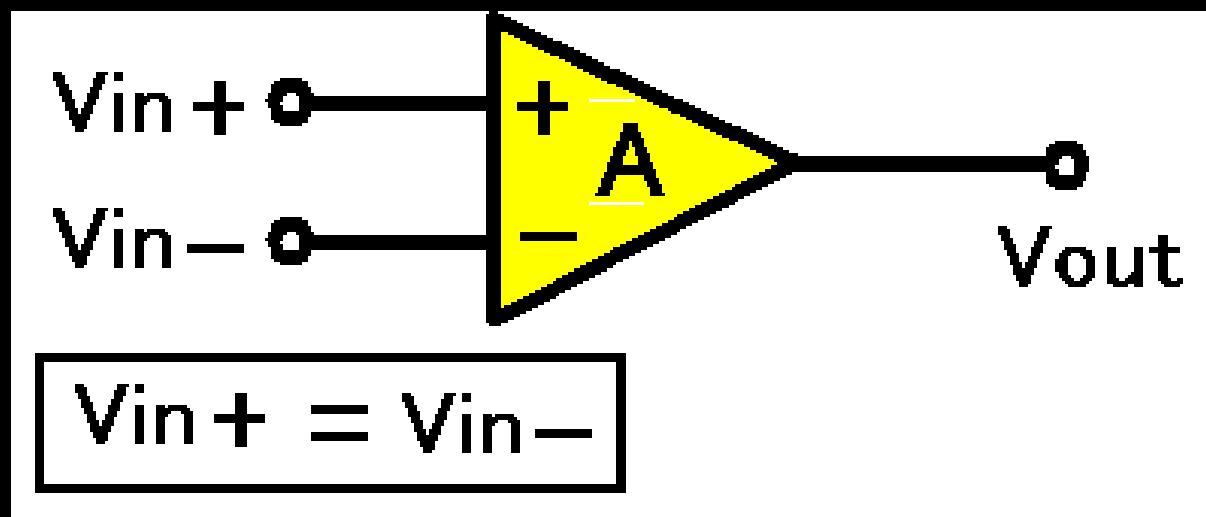
1. 電源回路
2. 微分回路
3. 反転增幅回路
4. フィルタ回路
5. ブリッジ回路

オペアンプの入力信号における

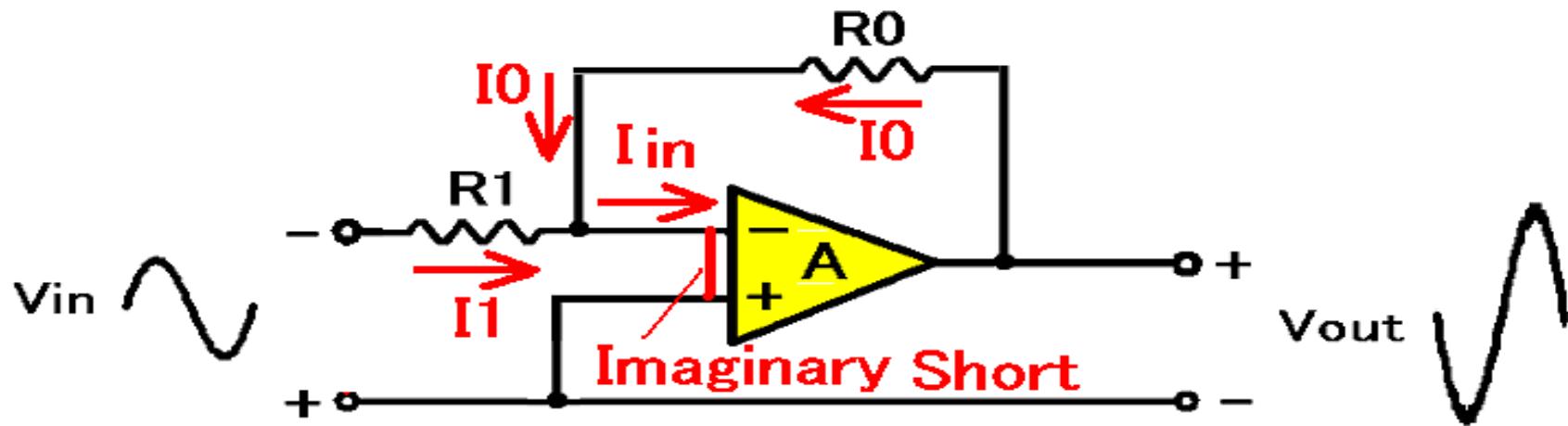
イマジナリ ショート の考え方 Imaginary short

オペアンプのゲインは非常に高いので、2つの入力端子間の電位差は、 0 V と考えて回路計算をする。

(当然、実際は微小な電位差があるが、計算上は、誤差範囲内のわずかな値である)



反転増幅回路

増幅率は $- R_0 / R_1$ 

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。

$$I_{in} = I_0 + I_1 = 0 \quad I_1 = -I_0$$

イマジナリショートを考えると、

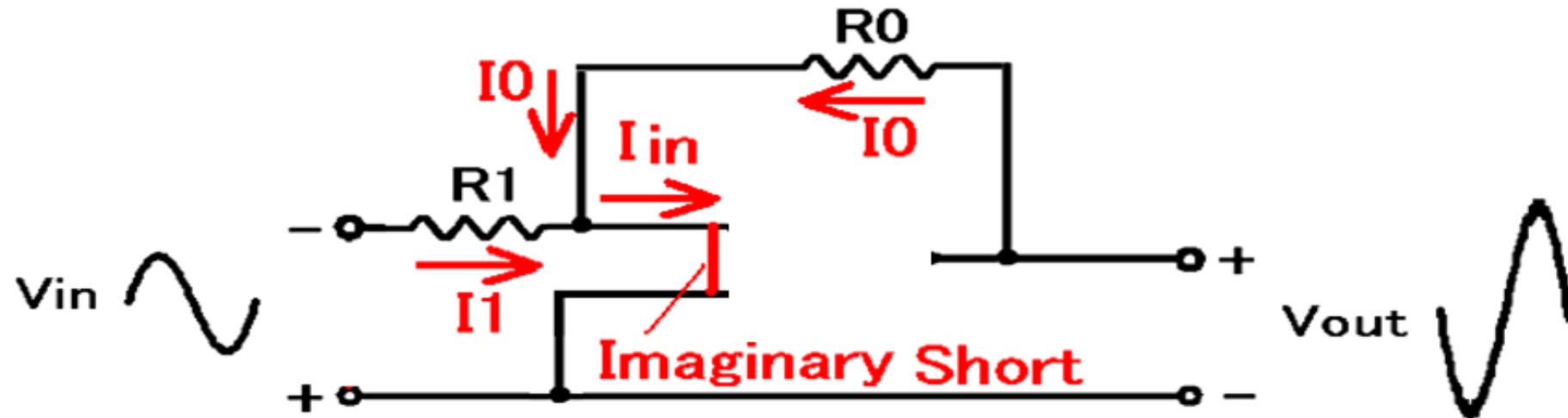
入力端子間の電位差 V_{in} は、オームの法則より、 $R_1 I_1$

出力電圧は V_{out} は、 $R_0 I_0$

$$\text{増幅率} = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_0 I_0}{R_1 I_1} = -\frac{R_0}{R_1}$$

反転増幅回路

増幅率は $- R_0/R_1$

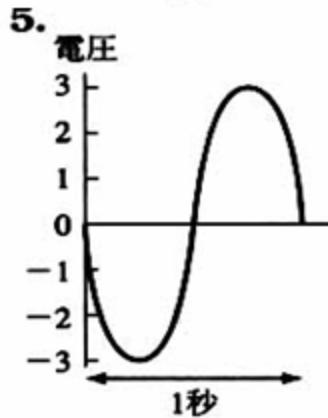
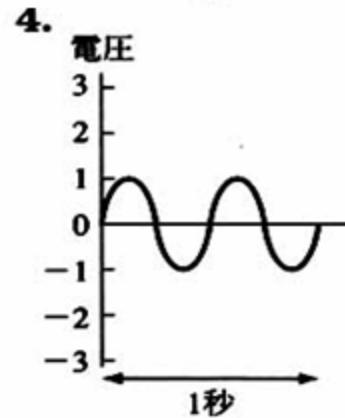
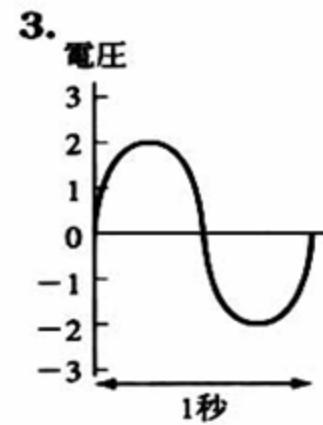
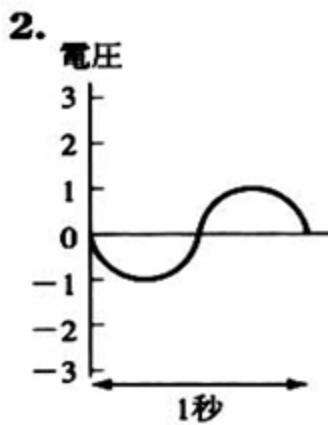
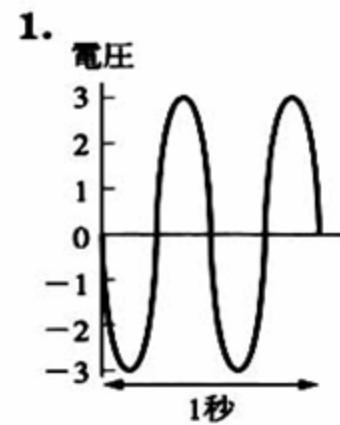
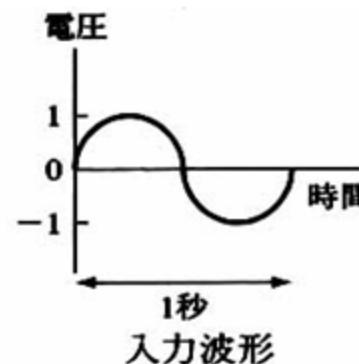
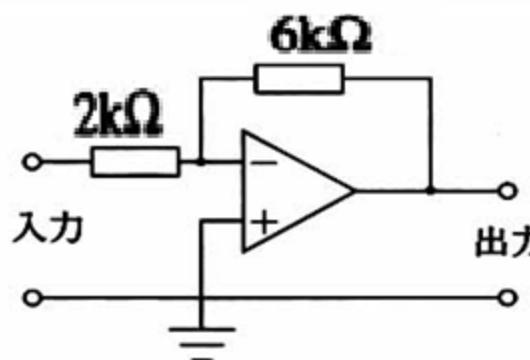


オペアンプの入力インピーダンスは極めて高いので、
回路計算上は、入力電流は 0 と考える。

つまり、回路計算上は、上図のように、
オペアンプが存在しない（イマジナリーショートはある）
と考えて回路計算を行う。

このように考えれば、 V_{out} が、抵抗 R_0 両端の電圧 $R_0 I_0$
となることが、わかりやすい。

図左に示すオペアンプで構成した回路に、
図右に示す正弦波を入力した。
出力に現れる波形はどれか。



解答 5

反転増幅回路の
増幅率は

$$-R_o/R_1 = -3$$

振幅が3倍になり、
波形が反転する。

周波数(波の数)
は変化しない。

反転増幅回路は、ノイズキャンセリング機能付きのイヤホンに利用されている。

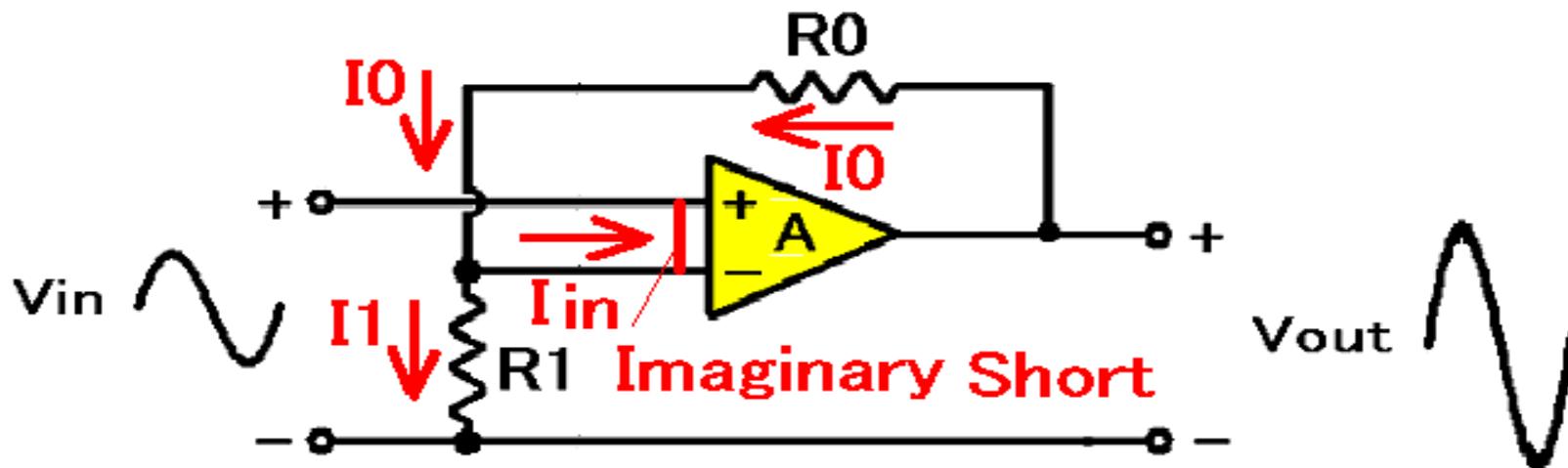
ノイズキャンセリング機能付きのイヤホンには、周囲の雑音を拾うマイクが内蔵されている。

マイクが入力した雑音信号は、
増幅率 -1 の反転増幅回路を通して、
周囲の雑音と逆位相の雑音信号を出力する。

すると、耳の中で、雑音と、逆位相雑音が
打ち消しあって、周囲の雑音が消える。

非反転増幅回路

増幅率は $1 + R_0/R_1$



抵抗 R_1 に生じる電圧は、 $R_1 I_1$

イマジナリ ショート を考えると、 $V_{in} = R_1 I_1$

キルヒhoff の法則から、 $I_0 - I_1 - I_{in} = 0$

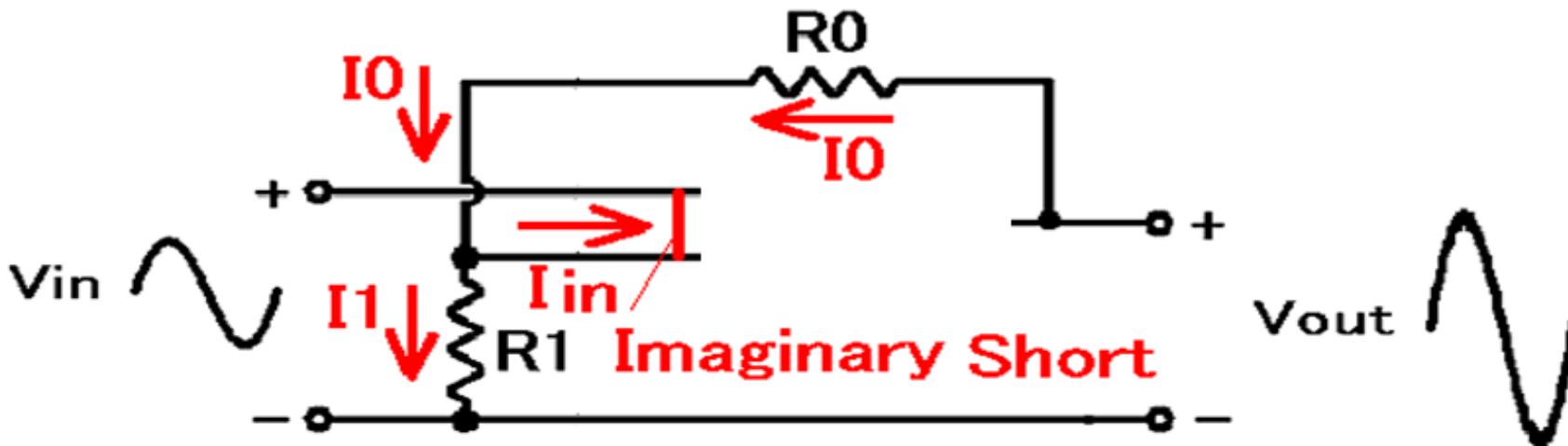
オペアンプの入力電流 I_{in} は 0 と考えるので、 $I_0 = I_1$

出力電圧 V_{out} は、 $R_0 I_0 + R_1 I_1 = (R_0 + R_1) I_1$

$$\text{増幅率} = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{(R_0 + R_1) I_1}{R_1 I_1} = \frac{R_0 + R_1}{R_1}$$

非反転増幅回路

増幅率は $1 + R_0/R_1$



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。

つまり、回路計算上は、上図のように、
オペアンプが存在しない(イマジナリーショートはある)
と考えて回路計算を行う。

このように考えれば、 V_{out} が、
抵抗 R_0 と 抵抗 R_1 の直列接続の 電圧 $(R_0+R_1) I_0$
であることが、分りやすい。

オペアンプIC自体が持つ増幅率は非常に高いが、
その増幅率を、そのまま利用する回路は使わない。
反転または非反転の負帰還回路を組んで使用する。

理由は、

オペアンプ自体が持つ増幅率は温度やICの個体差
で変化し、不安定。

増幅率が大きすぎて、入力信号が大きいと
出力信号が歪んだり、発振しやすく、不安定。

オペアンプは、負帰還回路を組むことを前提として作られたIC. そのため増幅率が非常に高い。

負帰還回路にすると、増幅率は下がるが、以下の利点がある。

1. 回路内の抵抗 R_0 、 R_1 の値を選択することで設計者が希望する増幅率のアンプを作成できる。
2. オペアンプ自体の増幅度が温度上昇などで変動しても、増幅率が安定した回路になる。

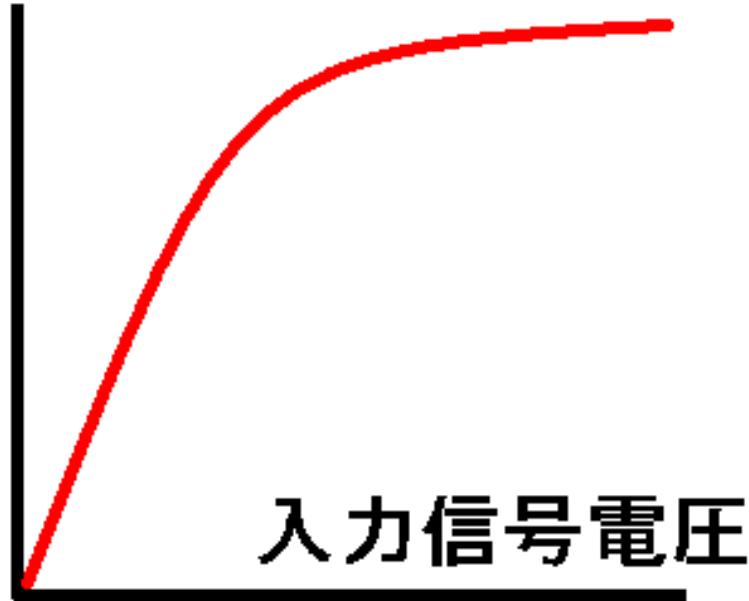
3. 増幅率が安定した回路になるので、過剰な入力信号でも出力信号の波形が歪みにくい。
(直線性が良くなる。)
4. 極端に周波数が高い信号または低い信号が強く入ると、負帰還をかけないオペアンプでは増幅率が不安定になる。 負帰還をかけると、それが改善され、周波数特性が向上する。

増幅率の直線性

無帰還増幅では、入力信号が強いと出力が歪んで
増幅率が低下し、直線性が損なわれる。

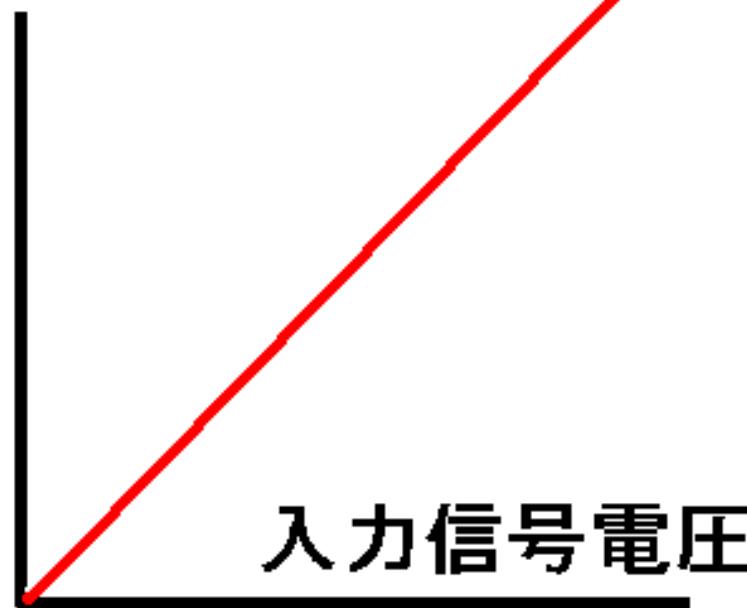
無帰還増幅器

出力信号電圧



負帰還増幅器

出力信号電圧



増幅率の周波数特性

無帰還増幅では、入力信号周波数が極端な場合、出力が歪んで増幅率が低下し、周波数特性が損なわれる。

無帰還増幅器

増幅率



入力信号周波数

低周波

増幅率



入力信号周波数

低周波

高周波

平成18年 国家試験

問題 81 医療機器における
差動増幅器の利便性で正しいのはどれか。

1. 同相ノイズの抑制
2. 周波数特性の改善
3. 実効増幅度の安定化
4. 基線動搖の抑制
5. リップル率の上昇

解答 1

同相信号(ノイズ)の抑制と逆相信号(生体信号)の増幅

= 差動増幅回路

周波数特性の改善 = 負帰還増幅器

実効増幅度の改善 = 負帰還増幅器

(実効増幅度 = 入力電圧の実効値との出力電圧の実効値の比)

基線動揺(ドリフト)の抑制

= 低周波遮断フィルタ (=微分回路)
(CR結合回路の抵抗電圧など)

リップル率の抑制 = 平滑回路

心電図や脳波など、測定したい信号が逆相信号です。

(心臓や脳に対して、2個の電極が異なる方向から信号を受けているので。)

同相信号は、ハム雑音(50Hzの商用交流雑音)です。

差動増幅器の仕事は、測定した信号からハム雑音を除去することです。

平成18年 国家試験

問題 80 増幅器の時定数で誤っているのはどれか。

1. 微分(CR)回路で決められる。
2. 低域遮断周波数が規定される。
3. 過渡応答に関与する。
4. 基線動搖の抑制に効果がある。
5. 脳波計では通常3秒である。

解答 5

CR結合回路の時定数(τ time constant)

$$\tau \text{ (sec)} = C(F) \times R(\Omega)$$

$$\text{遮断周波数(Hz)} = 1 / (2\pi CR)$$

(抵抗電圧では、低周波遮断周波数)

(コンデンサ電圧では、高周波遮断周波数)

一般的に、抵抗電圧を使って

低周波遮断フィルタ(=微分回路)として

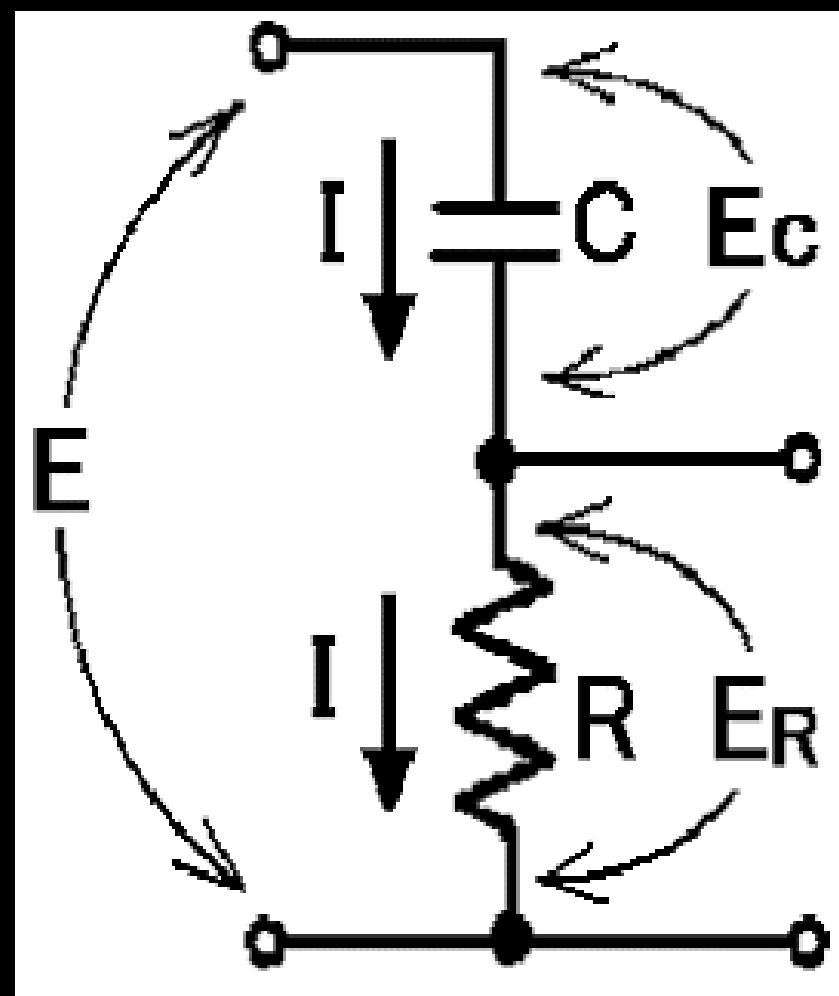
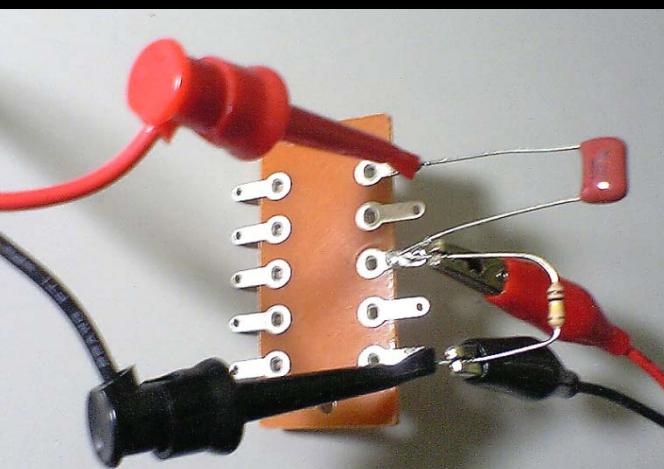
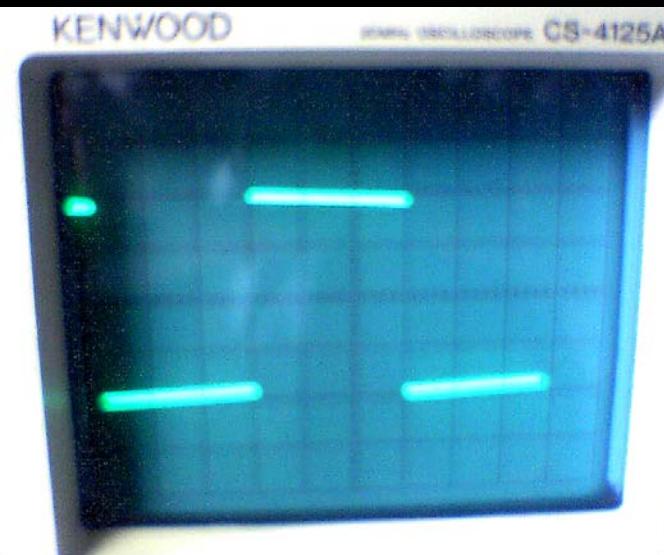
利用する場合が多い。

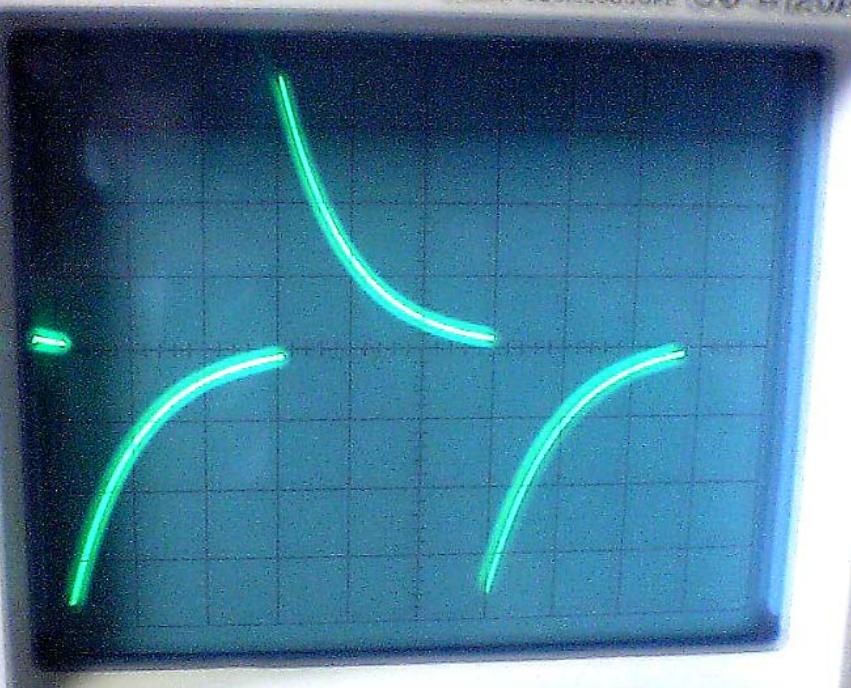
(測定したい波形よりも緩やかな波形(ドリフト)を除去する)

矩形波に対するCR結合回路の過渡応答

発振器の矩形波出力を、CR結合回路の両端につなぐ。

抵抗両端の電圧を、オシロスコープの CH1 につなぐ。

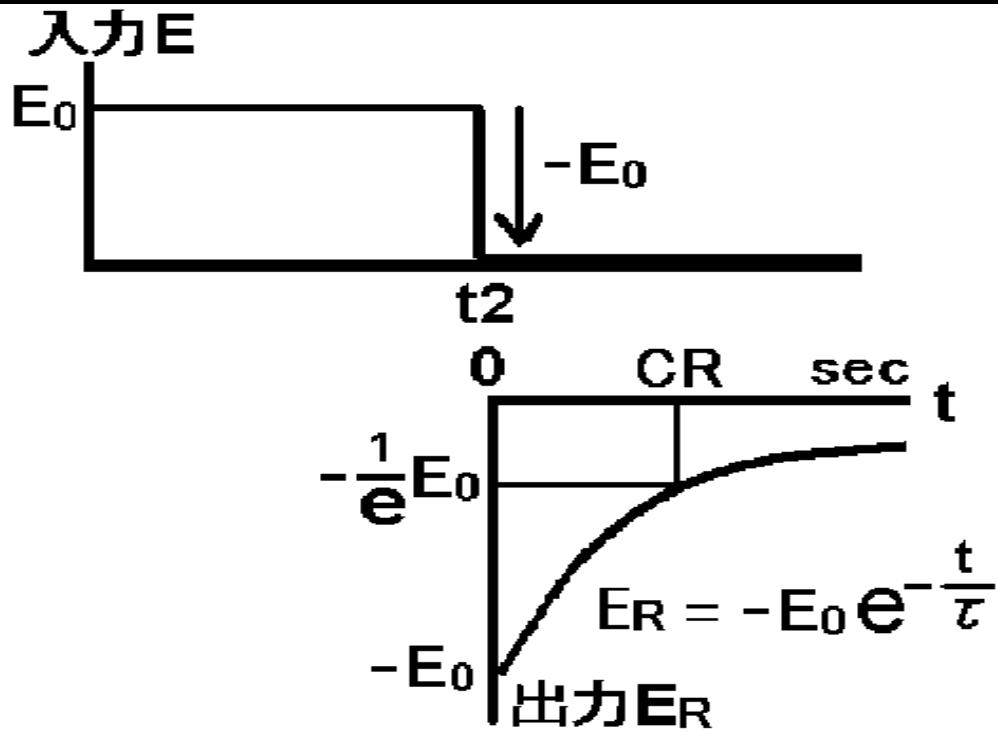
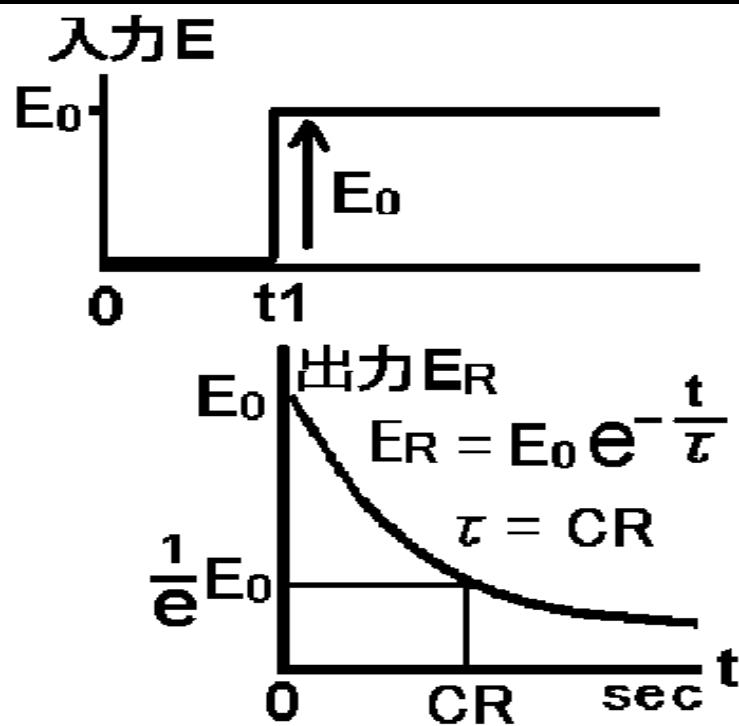




矩形波などの、急激な入力電圧変動に伴う出力電圧の変動の様子を、

過渡応答、過渡現象という。

時定数で過渡応答の大きさ(長引く程度)が決まる。



心電計や脳波計にも CR結合回路が利用されている。

心電計の時定数は 3 秒 (教科書的には 3.2秒以上)

$$\text{遮断周波数} = 1 / (2\pi \times 3) = 0.05 \text{ Hz}$$

0.05 とは $1/20 = 3/60$ 。 1分に3回以下の振動しか示さない緩い波は、ドリフト雑音なので測定しない。

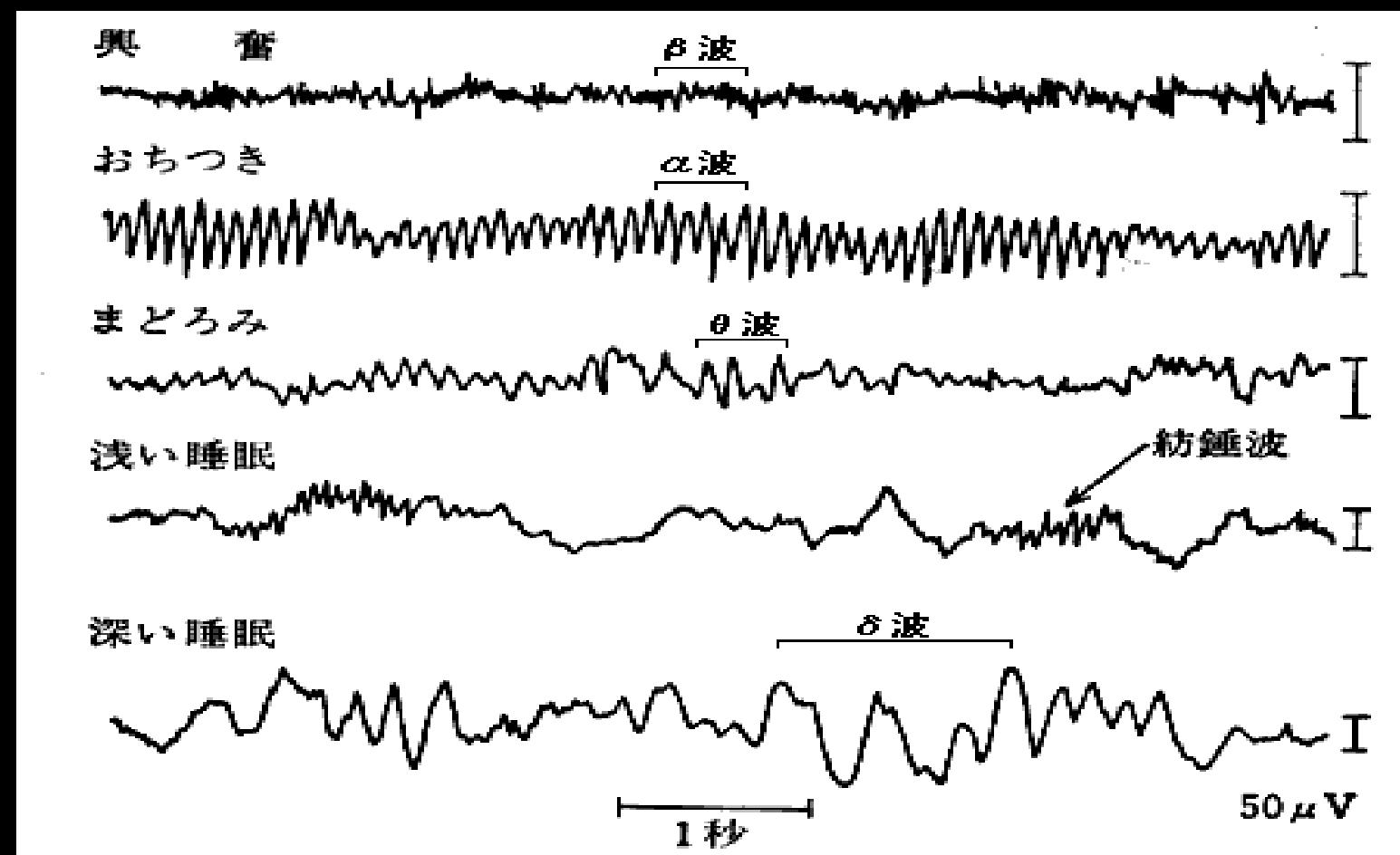
脳波計の時定数は、0.3 秒

$$\text{遮断周波数} = 1 / (2\pi \times 0.3) = 0.5 \text{ Hz}$$

0.5 とは $1/2 = 30/60$ 。 1分間に30回以下しか振動しないような緩い波は、脳波ではないので測定しない。

脳波の種類

- δ(デルタ)波 0.5~4Hz 未満 ぐっすり寝ている時に現れる。
- θ(シータ)波 4~8Hz 未満 とろとろと眠くなつて来た時に現れる。
- α(アルファ)波 8~13Hz 未満 脳の休めている部位に現れる。
- β(ベータ)波 13~40Hz 未満 精神活動している部位に現れる。



商用交流雑音を抑制する手段

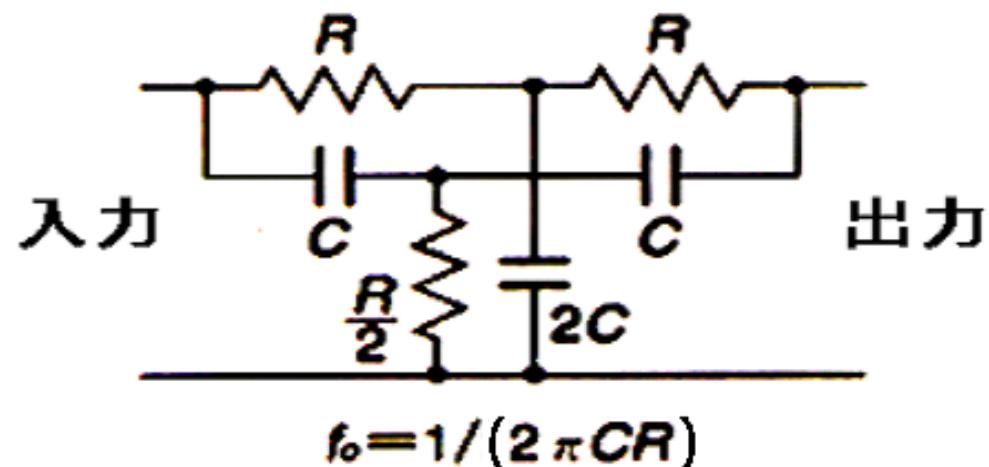
1. 検査時の工夫

(アースの接続、電源コードを被検者や装置から離す、など)

2. 回路の工夫 (差動増幅回路、帯域除去フィルタ(BEF))

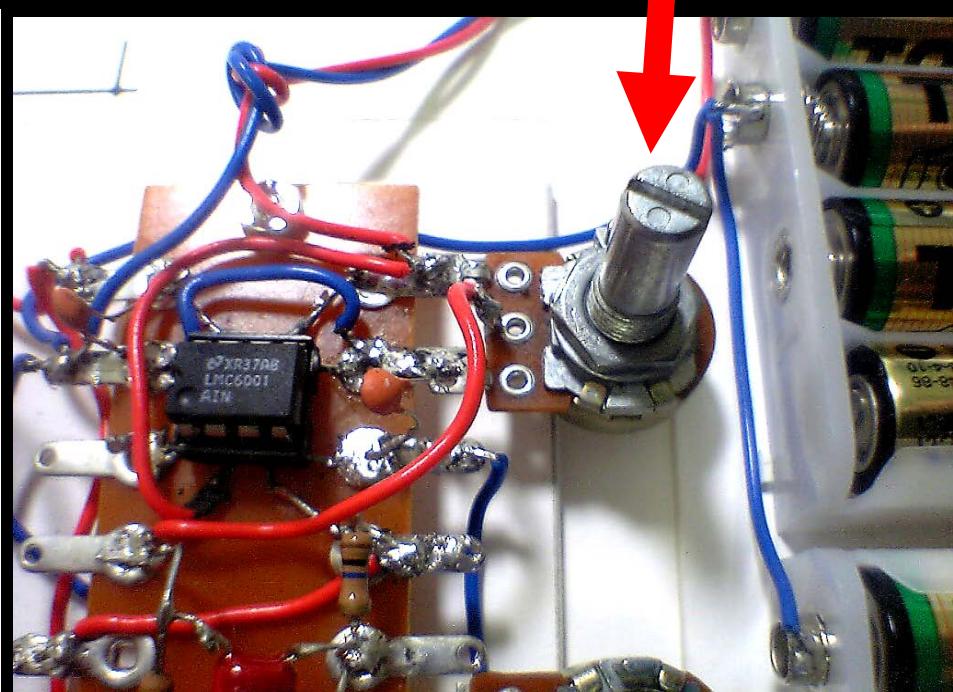
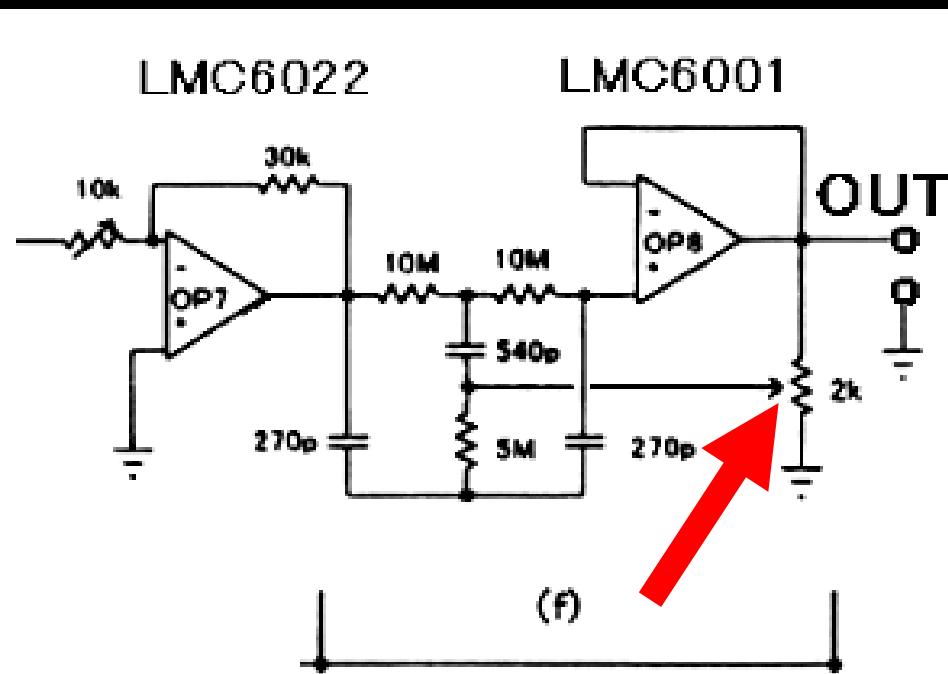
帯域除去フィルタ Band-Elimination Filter (BEF)

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。



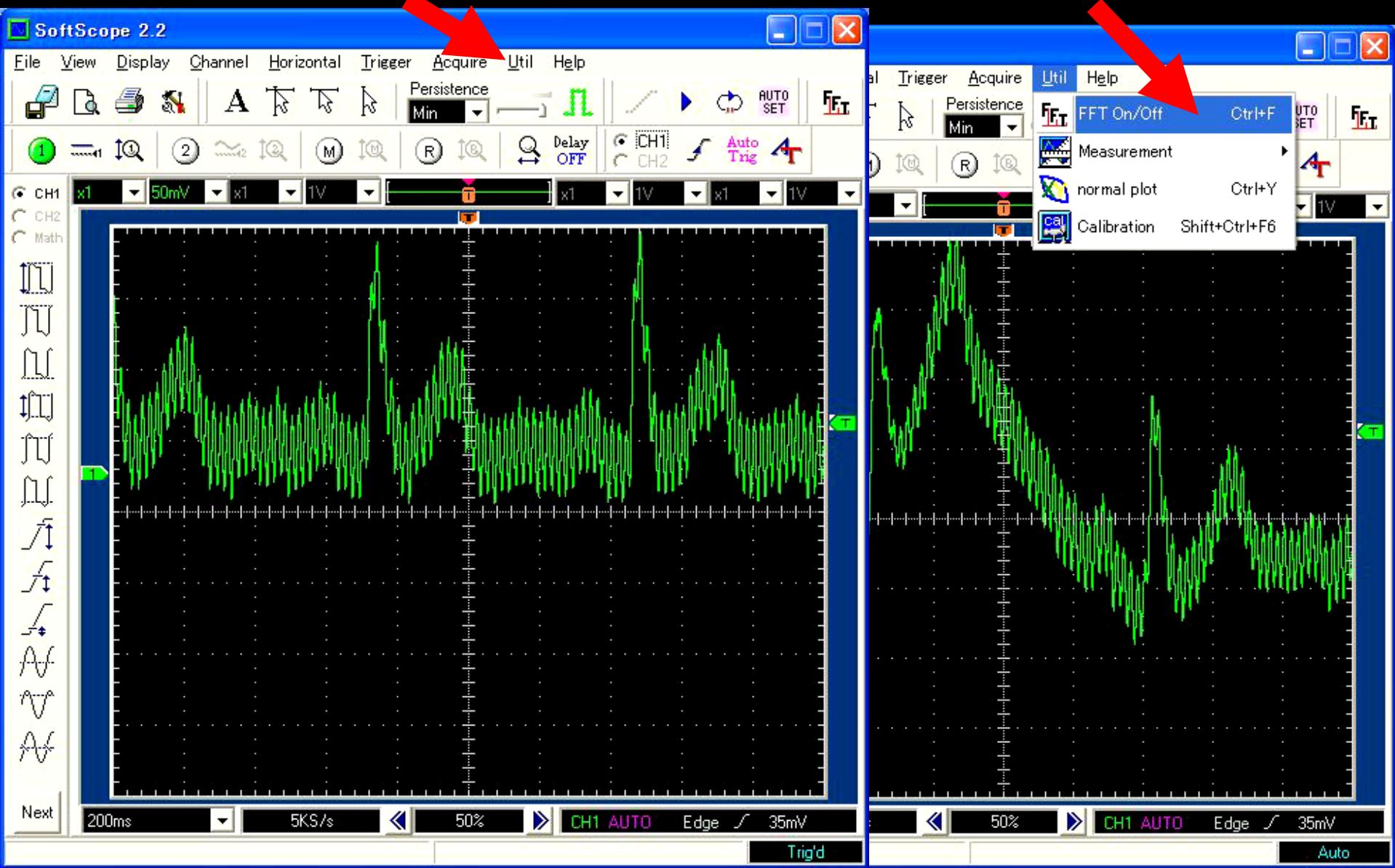
回路図の ブロック f は、50Hzの周波数成分を除去する
帯域除去フィルタ (BEF)。
除去の強さは、出力段にある可変抵抗器 (VR) で変化する。
VRつまみを 左に回すと フィルタが弱くなり、右に回すと強くなる。
フィルタを弱めると 心電図に混入する商用交流雑音 (ハム) が
増加することを観察してください。

観察が終了したら、フィルタを最強に戻してください。



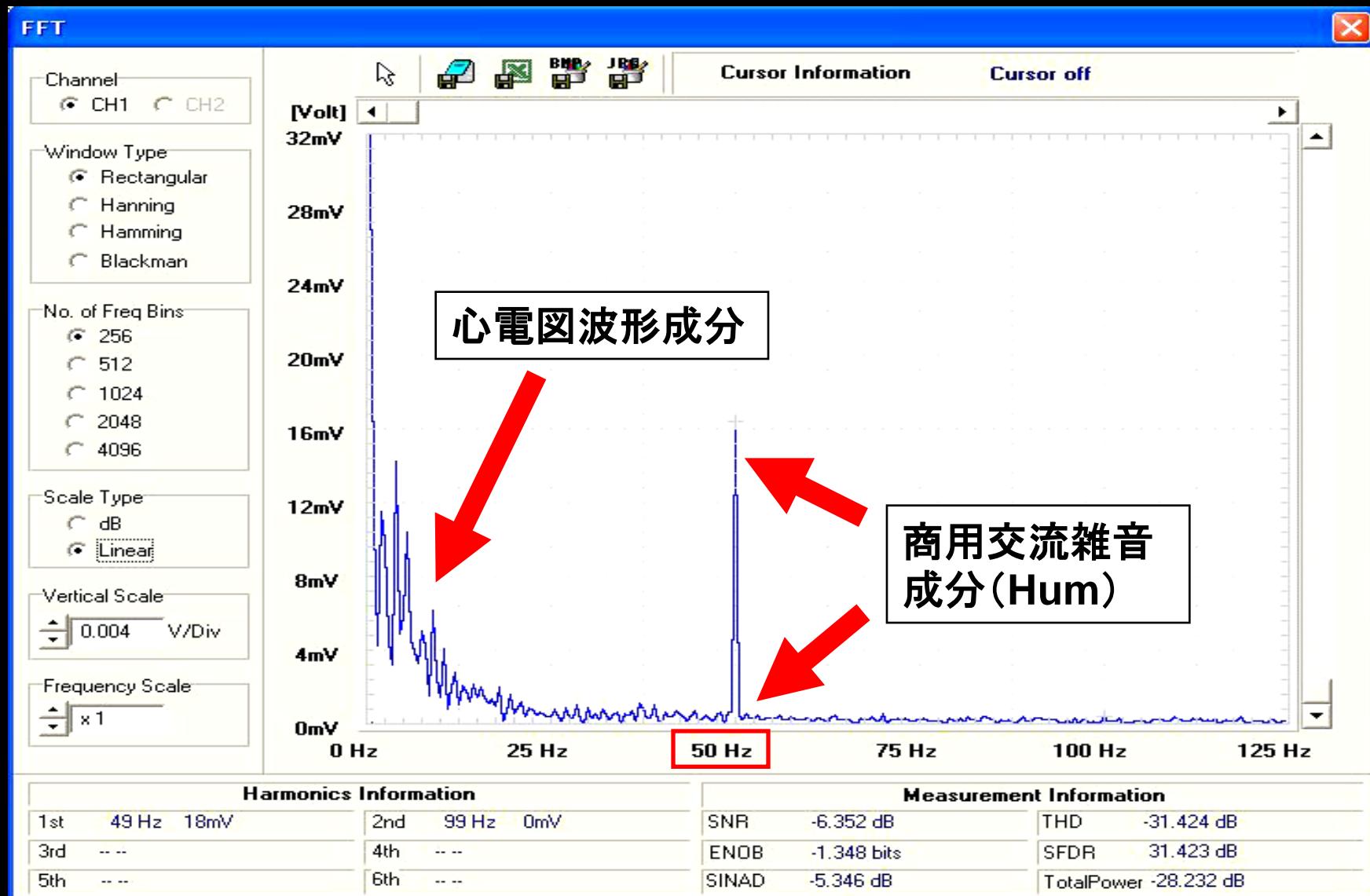
ノイズが混入した波形を 周波数解析する。

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

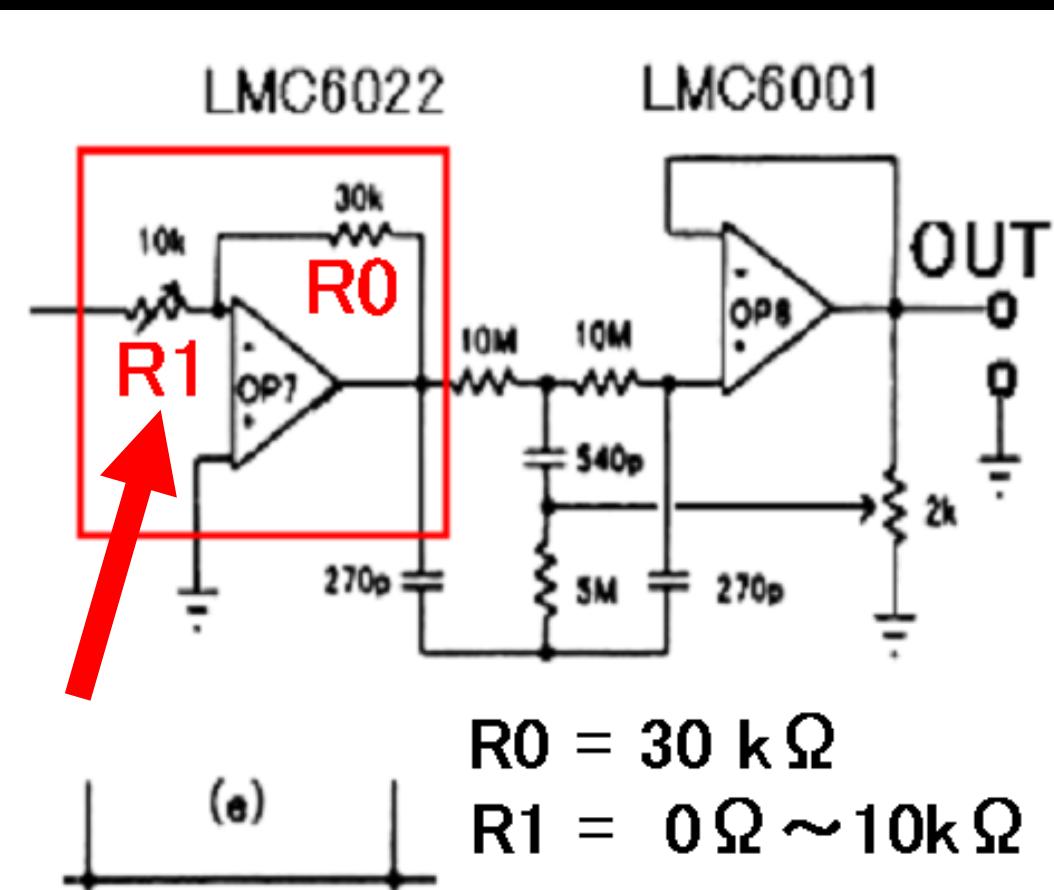
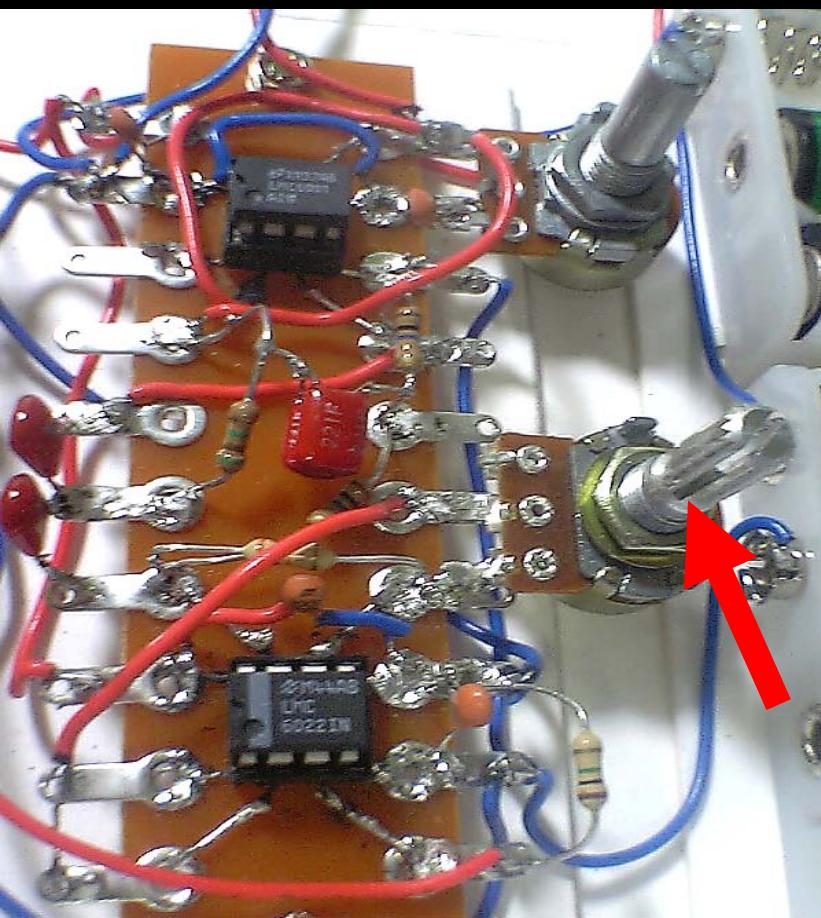
問題 86

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

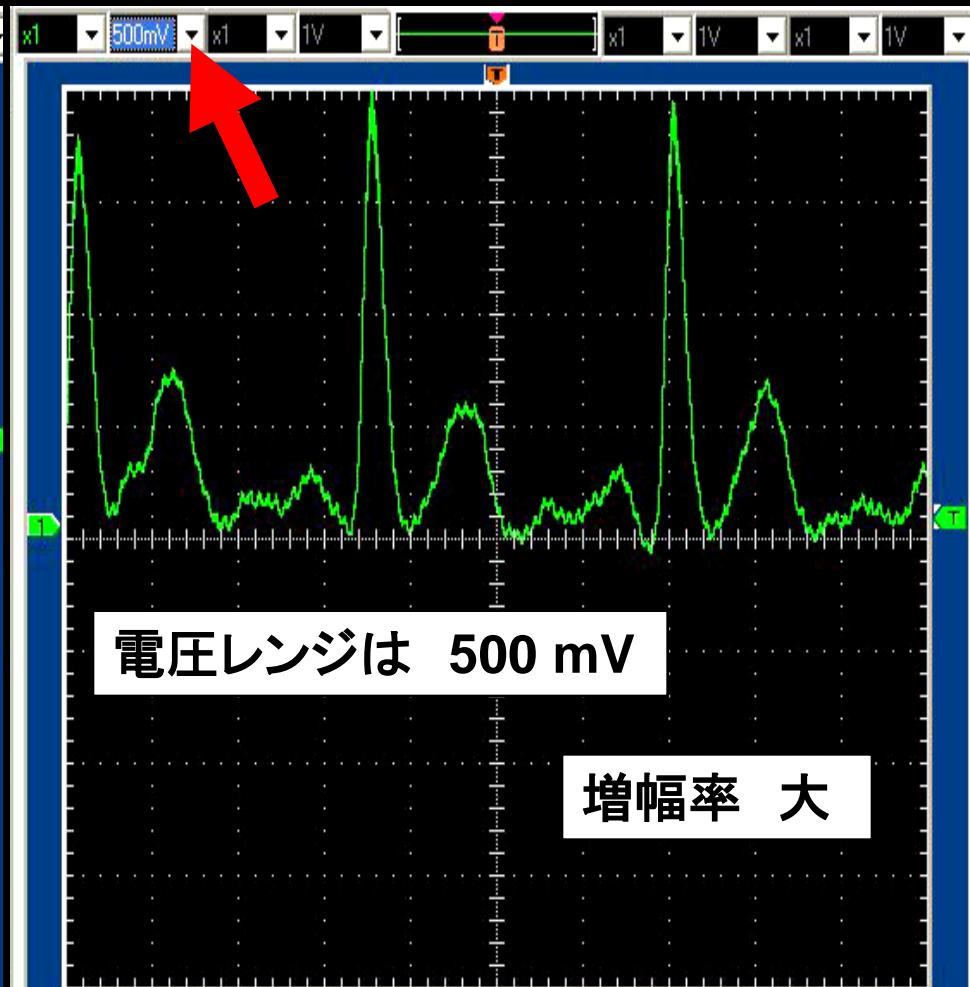
回路図の ブロック e は、負帰還増幅回路(反転増幅回路)。
10kΩ可変抵抗を 右に回すと増幅率が上がり、
左に回すと下がることを、心電図波形を観察しながら
確認して下さい。 増幅率 = $-30k / (0 \sim 10k)$ になる。



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。

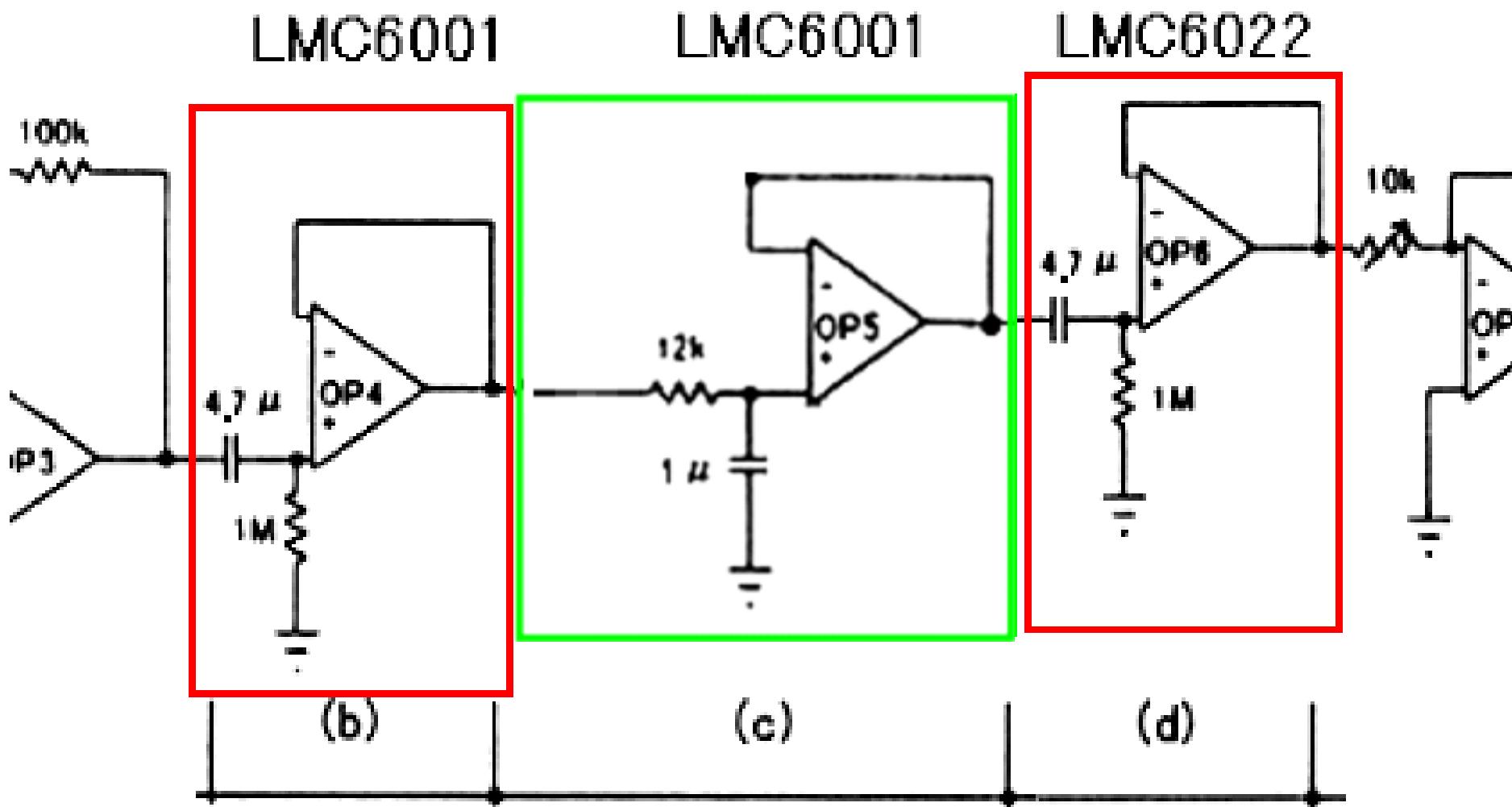
適切な増幅率を、波形を観察しながら求めて下さい。



差動増幅器と 反転増幅器の 間の回路は、周波数フィルタ。

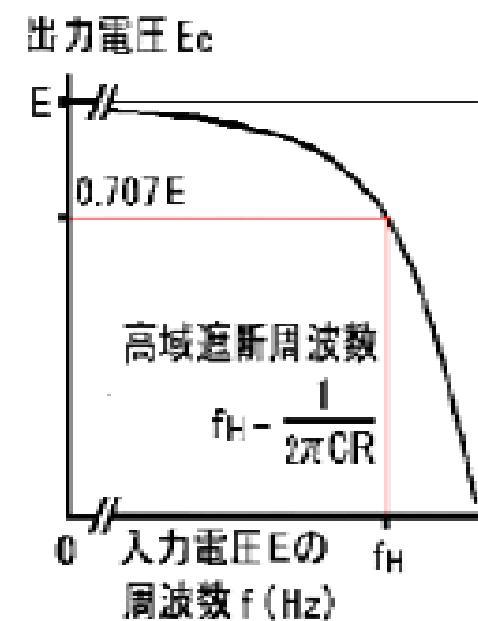
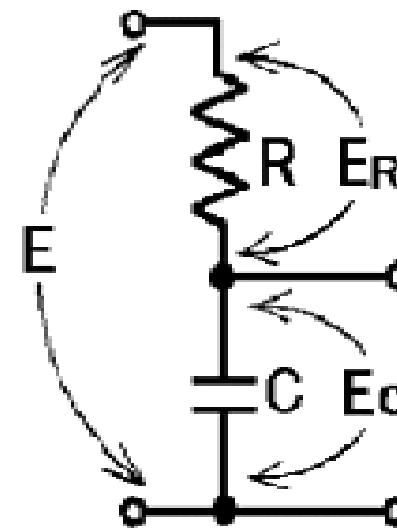
回路ブロック b と d は、低周波遮断フィルタ（微分回路）。

回路ブロック c は、高周波遮断フィルタ（積分回路）。



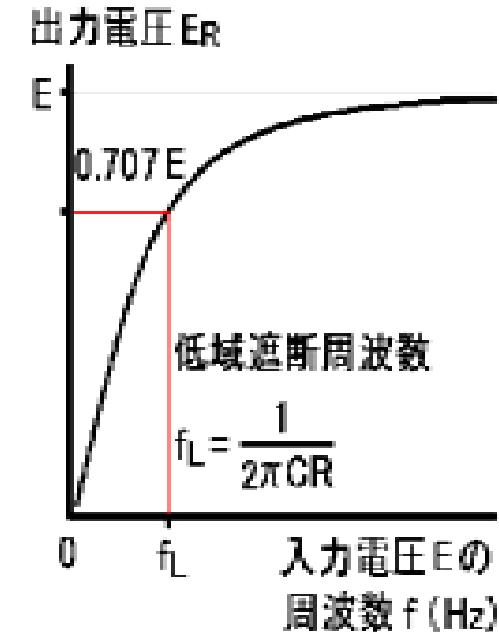
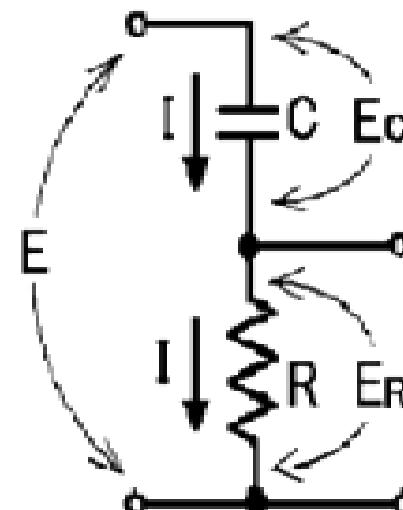
CR結合回路のコンデンサ電圧 E_C は、
高周波成分を遮断する機能をもつ。
(高域フィルタ、高周波フィルタ)

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結合回路の抵抗の電圧 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)

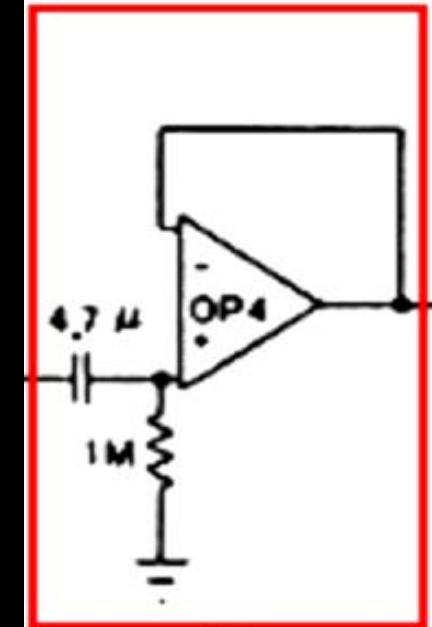
低域遮断周波数 $f_L = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi\tau}$



回路ブロック b と d の CR回路の時定数 τ は

$$\tau = 1000000 \times 0.0000047 = 4.7 \text{ 秒}$$

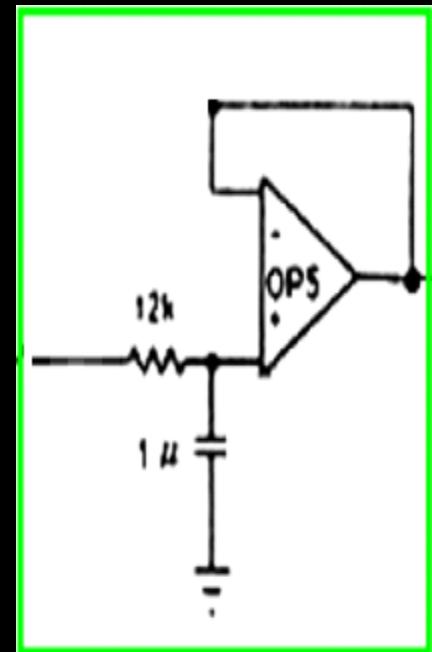
低周波遮断周波数は、 $1/(2\pi\tau) = 0.034 \text{ Hz}$



回路ブロック c の CR回路の時定数 τ は

$$\tau = 12000 \times 0.000001 = 0.012 \text{ 秒}$$

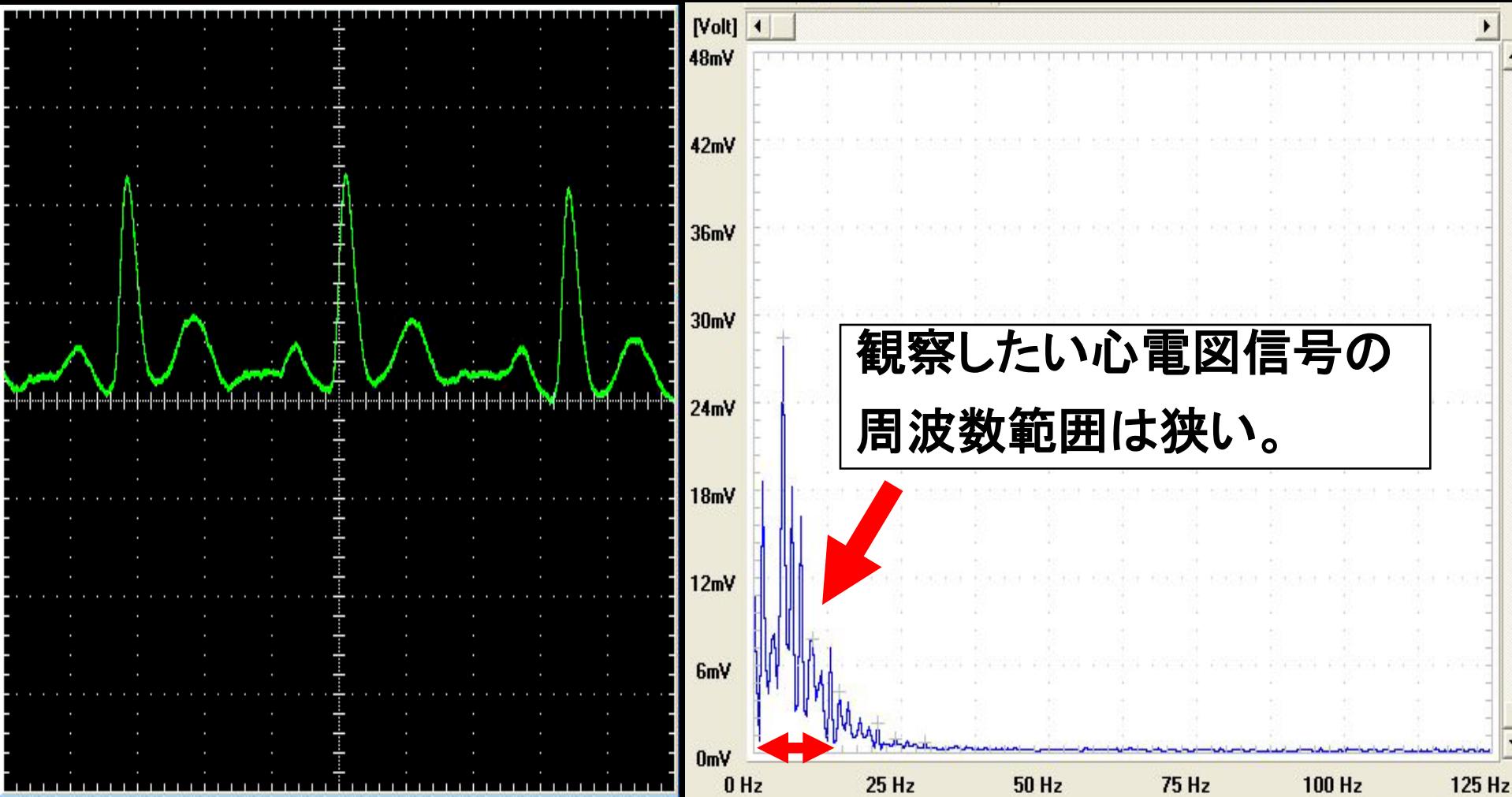
高周波遮断周波数は、 $1/(2\pi\tau) = 13.3 \text{ Hz}$



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**（增幅率1の
負帰還増幅回路）を付ける。

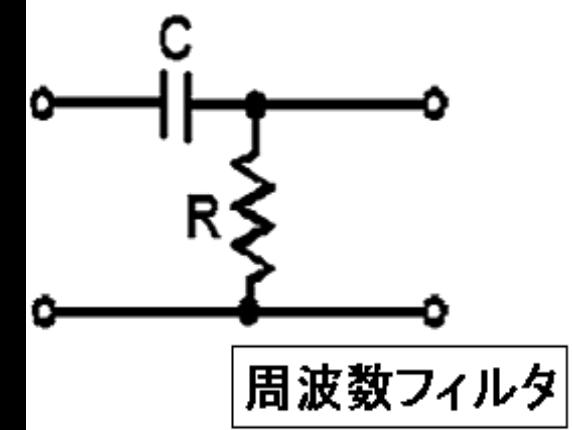
処理信号、回路を安定化させる働きをもつ。

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。

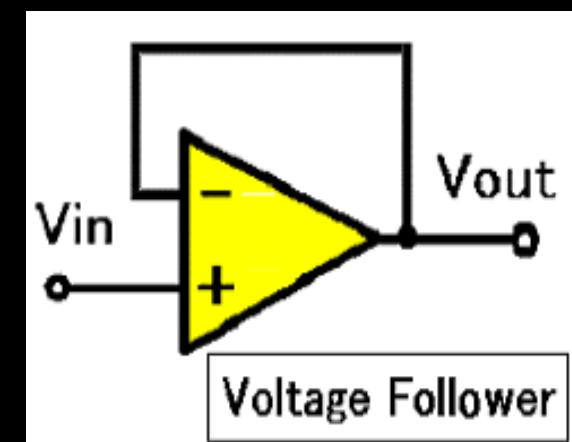


ボルテージフォロア 回路

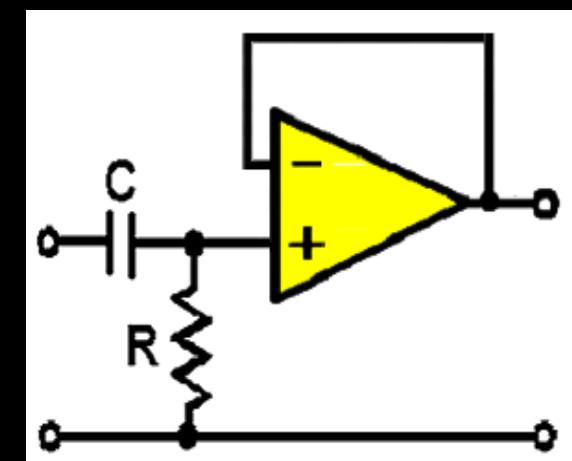
インピーダンスの高い回路から、インピーダンスの低い回路には 信号が正確に伝わらない。
(電気信号が干渉する。)



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。



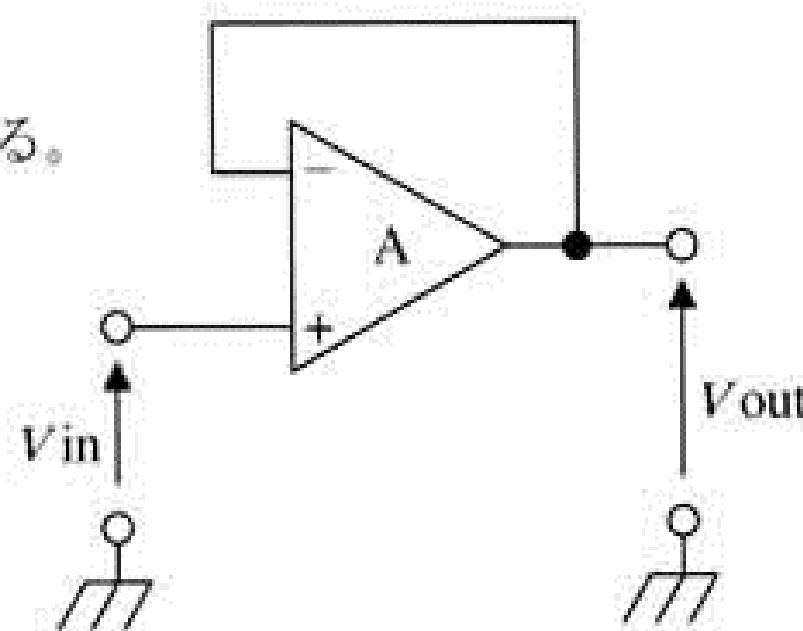
ボルテージフォロアの入力インピーダンスは非常に高く、出力インピーダンスは非常に低いので（そのような**理想性能**のオペアンプを使う）、前後の回路と干渉しない安定した回路になる。



図の回路について誤っているのはどれか。

ただし、Aは理想演算増幅器である。

- 1) 電圧増幅度は1倍である。
- 2) インピーダンス変換器として使用される。
- 3) 入力インピーダンスは無限大である。
- 4) 正帰還が用いられている。
- 5) 電圧フォロアである。



ボルテージフォロア回路(電圧維持回路)

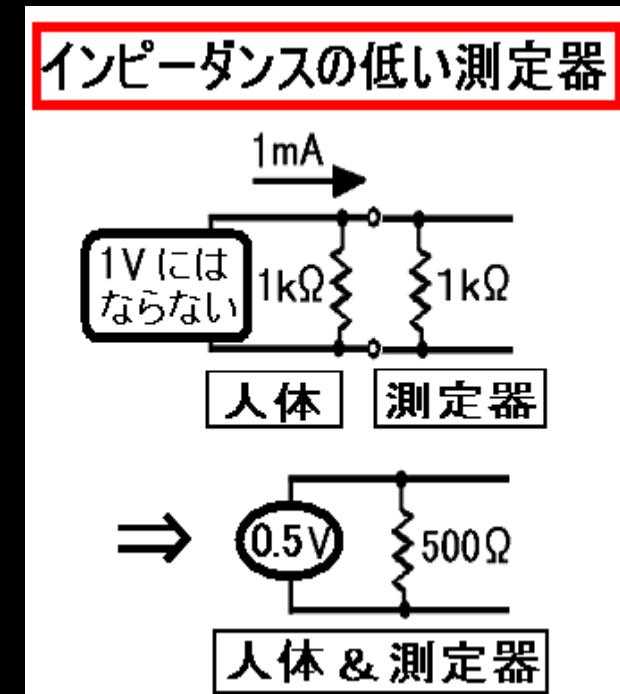
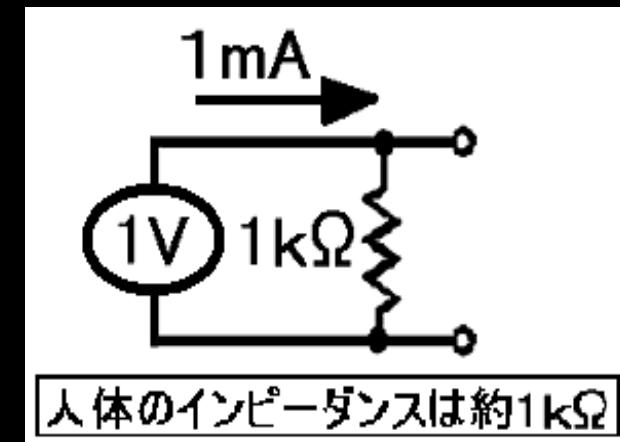
高インピーダンスの回路から電圧を受け取ると、電圧降下が生じやすい。ボルテージフォロア回路は低インピーダンスにしてから次の回路に電圧を渡して、電圧降下を防ぐ負帰還回路。

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 $1\text{k}\Omega$ 。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 $1/1000 = 1\text{mA}$ 。

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 $1\text{k}\Omega$ 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。)

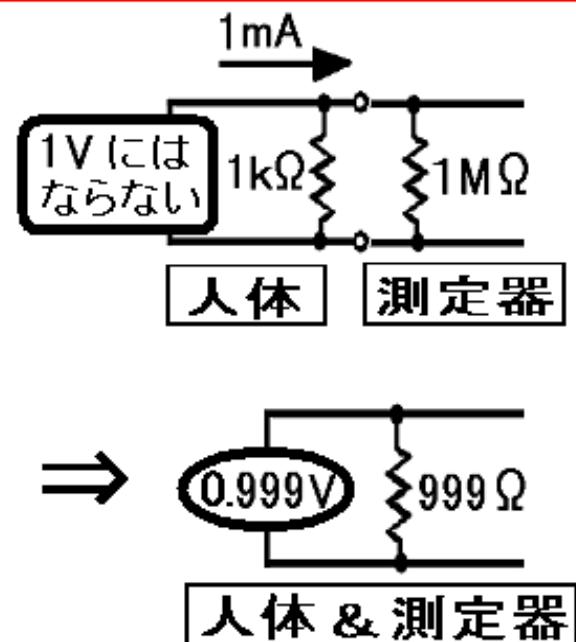


インピーダンスの高い $1\text{M}\Omega$ の測定器では、
人体と装置の合成抵抗は 999Ω になる。
($1\text{k}\Omega$ と $1\text{M}\Omega$ の並列抵抗)

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



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 amplification 増幅器＝アンプ amplifier

何らかの信号の入力に対して元の信号より大きな出力信号を得ること。

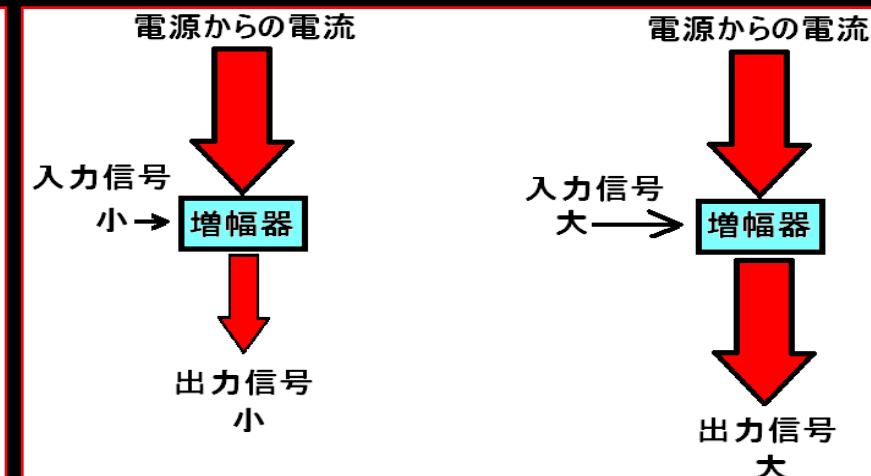
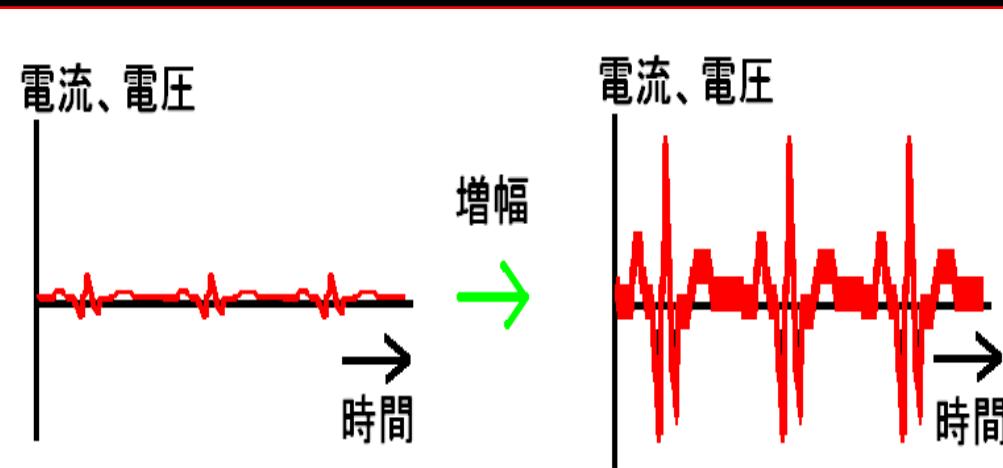
心電図や脳波などの微弱な電流を、観察しやすいように大きな電流や電圧の信号に変換する。

入力信号のもつエネルギーそのものを拡大するのではなく、増幅器に外部から供給したエネルギー(電源)を、入力に応じて制御する装置。

増幅器は、水道の蛇口と似たような装置と考えると理解しやすい。

蛇口は、上水道から来る大量の水を、調節して流す水量を増減する。

増幅器は、電源から来る大電流を、入力信号と比例する分量で通過させ、入力信号と同じ波形の電流信号が大きくなって出力される。



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。

