

負帰還増幅器の働きについて誤っているのはどれか。

- a 総合利得の安定化
- b 周波数特性の広帯域化
- c 直線性や歪率の改善
- d 外部雑音(ハムなど)の低減
- e 弁別比の改善

- 1. a, b 2. a, e 3. b, c
- 4. c, d 5. d, e

解答 5

負帰還回路の利点

1. 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。

総合利得 : 増幅器は、前置増幅器(プリアンプ)および終段増幅器(パワーアンプ)など、複数の増幅回路をつないで作られている。

増幅装置全体のゲインを、総合利得という。

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まない。

(直線性が良くなる。) (内部雑音の低減。)

ノイズが出にくい。 S/N比が良くなる。

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。

雑音 Noise

内部雑音: 増幅回路自体が発生するノイズ。
出力信号の波形が歪むなどのノイズ。

外部雑音: 入力信号に含まれているノイズや、
電源回路などから混入するノイズ。
商用交流雑音(ハム)が主なもの。

負帰還回路は、内部雑音の抑制には寄与するが、
外部雑音の抑制機能はない。

外部雑音を除去するのは差動増幅器

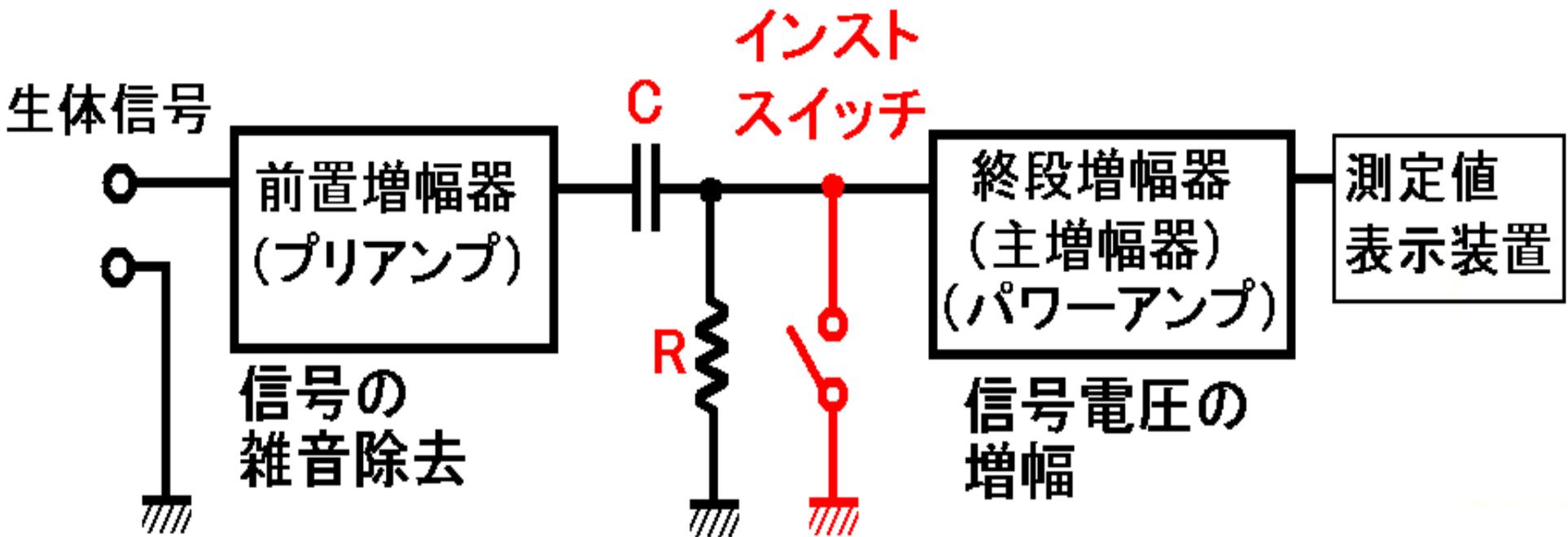
1. 反対位相信号を増幅して、**同位相信号**（同相信号、主に商用交流雑音（ハム））を抑制できる。
2. 2点間の電位差を増幅できる（心電図や脳波等）。
3. 電源電圧の変動（ドリフト）に対して安定である。
4. 直流バイアスを伴う信号の、交流信号だけを増幅できる。

生体用増幅器のインスト(リセット)スイッチの機能はどれか。

- a 低域通過フィルタの時定数を減少させる。
- b 高域通過フィルタの電荷を放電させる。
- c 時定数回路の出力電圧を0Vにする。
- d 総合利得を0dBにする。
- e 帰還率を0dBにする。

- 1. a, b 2. a, e 3. b, c
- 4. c, d 5. d, e

心電計や脳波計などは
前置増幅器と終段増幅器で構成される。
2つの増幅器の間には、低周波遮断フィルタが入っている。
検査時に、測定中の波形の基線に変動を認める場合、
**CR回路のコンデンサに残留電荷がたまっている場合があります、
この残留電圧を0にリセットするのが、インストスイッチ。**



心電計や脳波計に時定数回路が用いられる主な理由はどれか。

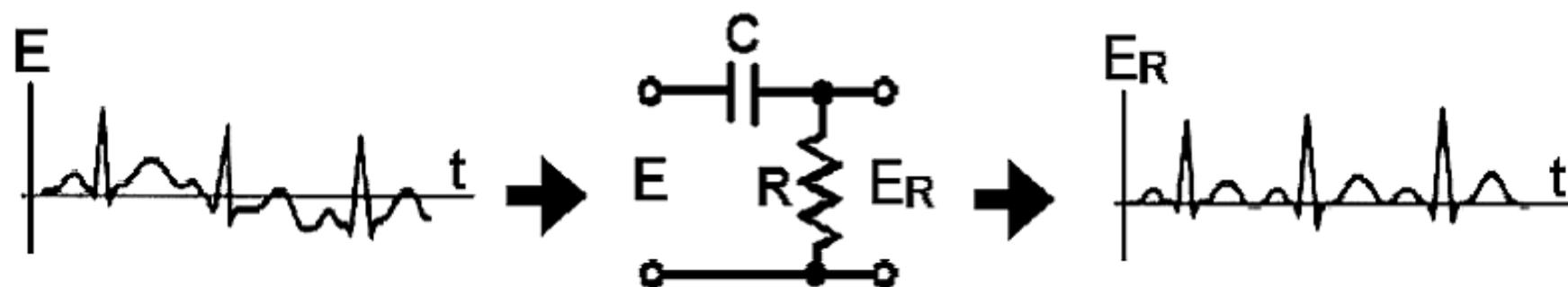
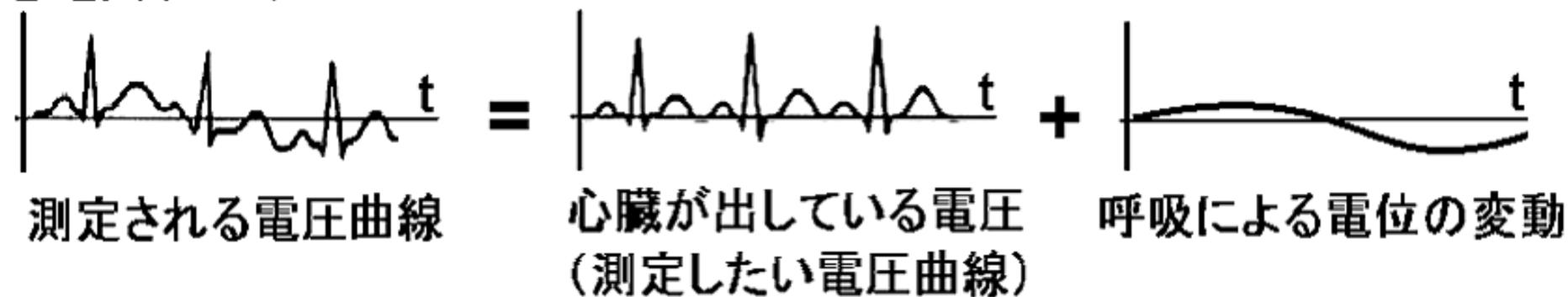
1. 交流障害(ハム)を軽減させるため
2. 弁別比を向上させるため
3. 患者が電撃を受けないようにするため
4. 一定間隔の刻時パルスを発生させるため
5. 基線動揺を軽減させるため



時定数回路 = CR 回路

(抵抗電圧を終段増幅器につなぐ)

心電図 (ECG)



心電図などでは、呼吸による電位変動が低周波雑音として加わっているため、
(心臓と電極との距離が呼吸で変動するため)

測定値そのままでは、基線動揺(基線変動)が認められる。

このような低周波ノイズを、**ドリフト雑音**という。

適切な時定数のCR結合回路を入れて 抵抗電圧を取り出すと、

低周波成分が遮断されて、基線が平坦化する。

商用交流雑音を抑制する手段

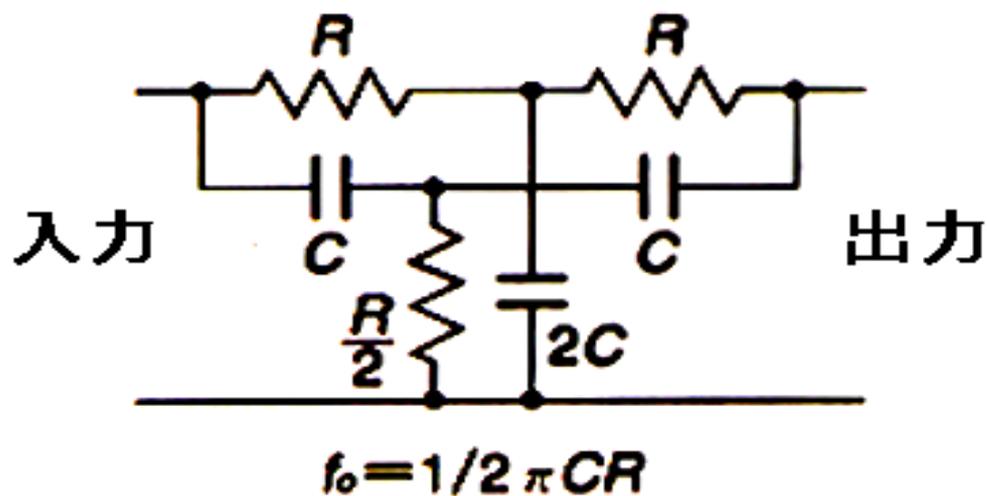
1. 検査時の心得

(アースの接続、電源コードを被検者や装置から離す、など)

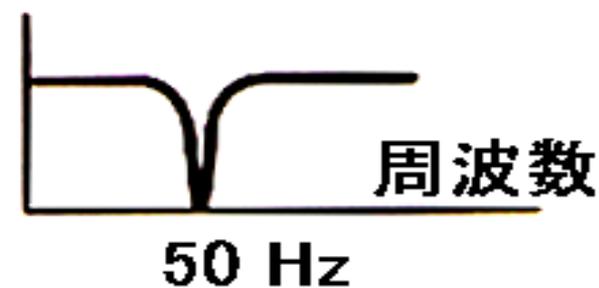
2. 回路の工夫 (差動増幅回路、帯域除去器(BEF))

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。



出力／入力比



生体電気信号と周波数帯域の組合せで正しいのはどれか。

1. 心電図 ———— 0.05 ~ 20 Hz
2. 心音図 ———— 5 ~ 2000 Hz
3. 脳波 ———— 0.5 ~ 60 Hz
4. 筋電図 ———— 0.05 ~ 100 Hz
5. 眼振図 ———— 20 ~ 600 Hz

■ 3

1. 心電図の周波数帯域は 0.05 ~ 100 Hz である。
2. 心音図の周波数帯域は 20 ~ 600 Hz である。
3. 脳波の周波数帯域は 0.5 ~ 60 Hz である。
4. 筋電図の周波数帯域は 5 ~ 2000 Hz である。
5. 眼振図の周波数帯域は 0.05 ~ 20 Hz である。

生体信号とノイズの周波数に差があれば
CR回路などの周波数遮断フィルタでノイズ除去できるが、
周波数が同じ場合には、別の方法で除去する必要がある。

主な生体信号の周波数

心電図 0.05~100 Hz

心音図 20~600 Hz

脳波 0.5~60 Hz

筋電図 5~2000 Hz

眼振図 0.05~20 Hz

商用交流雑音(ハム)は、50または60Hzなので、
単純なCR回路のフィルタでは除去ができない。

主な生体信号の最低周波数は、
時定数との関係を理解して覚えましょう。

心電図 0.05 ~ 100 Hz

(時定数 $\tau = 3$ 秒) ($1/2\pi\tau = 0.05$ Hz)

脳波 0.5 ~ 60 Hz

(時定数 $\tau = 0.3$ 秒) ($1/2\pi\tau = 0.5$ Hz)

筋電図 5 ~ 2000 Hz

(時定数 $\tau = 0.03$ 秒) ($1/2\pi\tau = 5$ Hz)

心音図 20 ~ 600 Hz

眼振図 0.05 ~ 20 Hz

臨床検査としてデジタル記録する場合、必要なサンプリング周波数が最も高いのはどれか。

1. 心電図

4. 筋電図

2. 心音図

5. 脳波

3. 脈波

最高周波数成分が 100 Hz である生体信号を AD 変換するのに理論上必要となる 最長サンプリング周期 [s] はどれか。

- | | |
|----------|--------|
| 1. 0.005 | 4. 50 |
| 2. 0.01 | 5. 200 |
| 3. 0.1 | |

AD変換：アナログ信号をデジタル信号に変換すること。

心電図信号などのアナログ情報は、AD変換してギザギザのデジタル信号にしないと、パソコンに入力できない。

この問題は、周波数ではなく、周期を求める。

100Hz (ヘルツ) : 1秒間あたり100回振動する波形
このアナログ波形(連続波形)を崩さずにコンピュータへ
デジタル信号(階段状、離散的、とびとびのデータ)として入力
(AD変換)するためには、最低でも200Hz(1秒間あたり200回)
のデータ収集(サンプリング)が必要。 (サンプリング定理)

この問題では、最長サンプリング周期を求める。

周期とは、1つの波形(サンプリングの時間間隔)に要する時間(秒)
1秒間に200回以上 サンプリングを行うので、
サンプリング間隔(周期)は、 $1/200$ 秒以下にする必要がある。

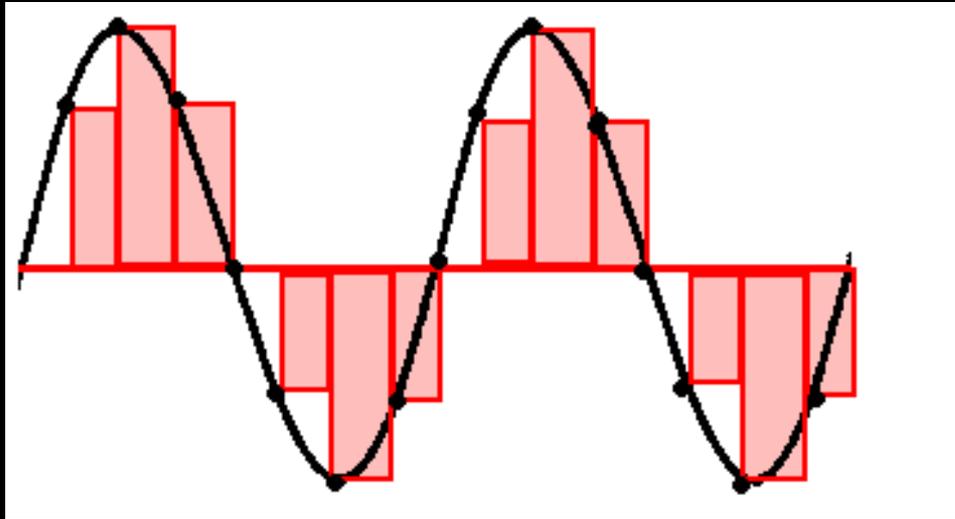
周期と周波数の関係

$$\text{周期} = 1 / \text{周波数}$$

答 ①

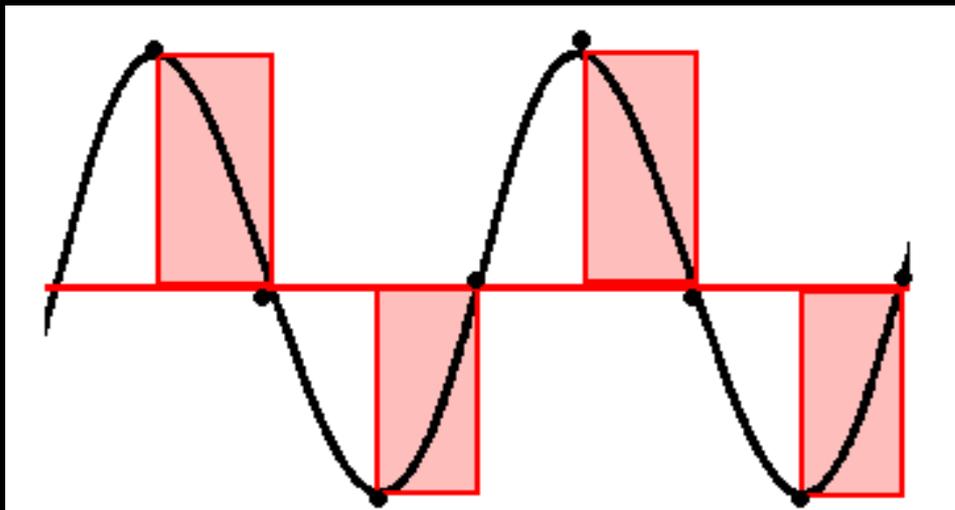
AD変換のサンプリング定理

アナログ波形を崩さずにデジタル信号に量子化するためには
波形の半波長より短いサンプリング間隔にしなければならない。



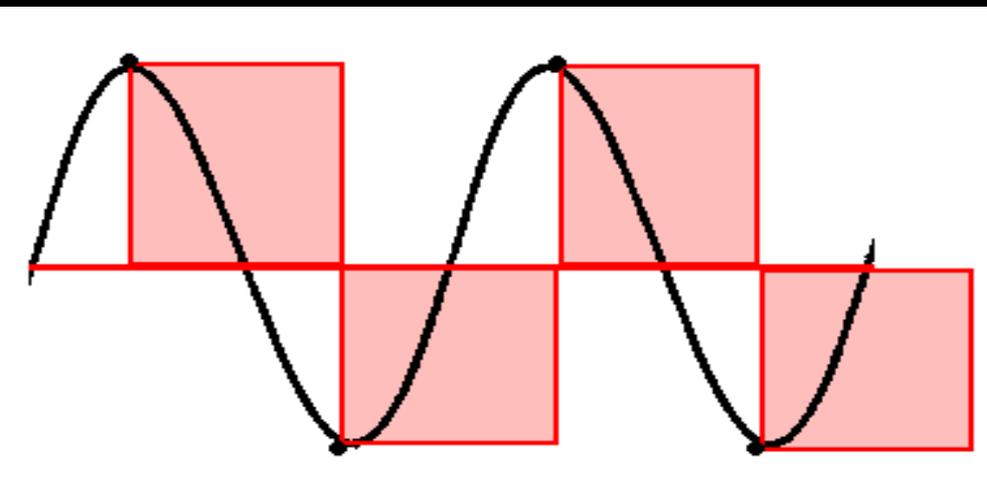
波長を8分割したサンプリング
(信号の8倍の周波数での
サンプリング)

かなりアナログ波形の形状を
保った量子化ができています。



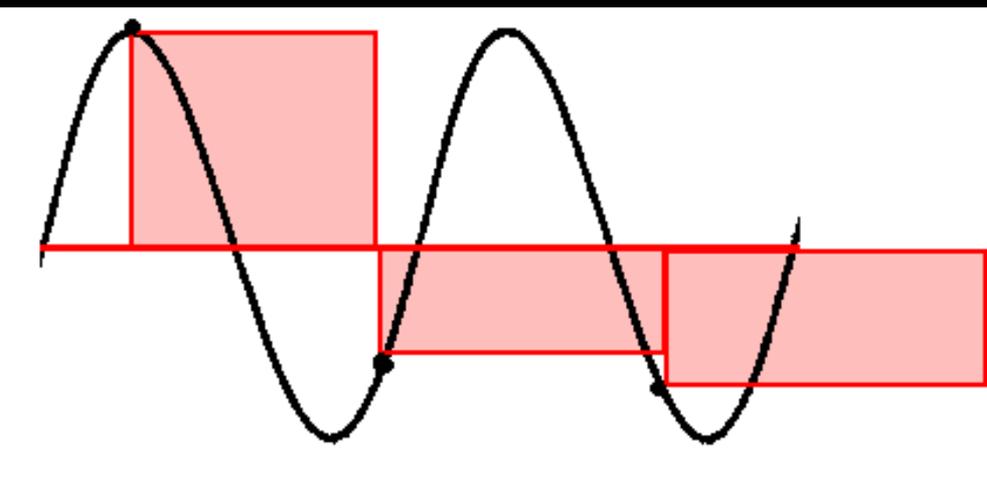
波長を4分割したサンプリング
(信号の4倍の周波数での
サンプリング)

アナログ波形の波長はわかるが、
形状があまり保たれていない
量子化がされている。



波長を2分割したサンプリング
(信号の2倍の周波数での
サンプリング)

アナログ波形の波長はわかるが、
形状が保たれていない量子化が
行われている。



半波長をこえたサンプリングでは
(信号の2倍より低い周波数での
サンプリング)

アナログ波形の波長も、形状も
わからない量子化がされている。

最低でも、もとの信号の波長、周波数が判る量子化をしないと、
デジタル変換の意味が無い。

AD変換のサンプリング間隔は、データ波長の半分以下の時間にする
(データ周波数の2倍以上の周波数でサンプリングする)。

接地(アース)について正しいのはどれか。

- a 同一患者にいくつかの機器を同時使用するときには接地点を必ず別にする。
- b シールドルームの金網は接地しなければならない。
- c ガス管に接地することは絶対に避けるべきである。
- d 塩化ビニールの水道管に接地しても十分な効果が得られる。
- e ERPシステムはマクロショックの対策である。

- 1. a, b 2. a, e 3. b, c
- 4. c, d 5. d, e

医用電気機器 (ME) の安全管理

測定電極などを介して患者に電流 (電撃) が流れる危険

マクロショック

患者**体表**に着けた電極、患者の手などを介して受ける電撃。

許容電流は、 $100\ \mu\text{A}$ (1mA で電流を感じる (感知電流))

ミクロショック

ICU、CCU、手術室などで、**心臓カテーテルの電極**を

介して受ける電撃。 直接、心臓に流れる電撃。

許容電流は、 $10\ \mu\text{A}$ ($100\ \mu\text{A}$ で心室細動の危険がある)

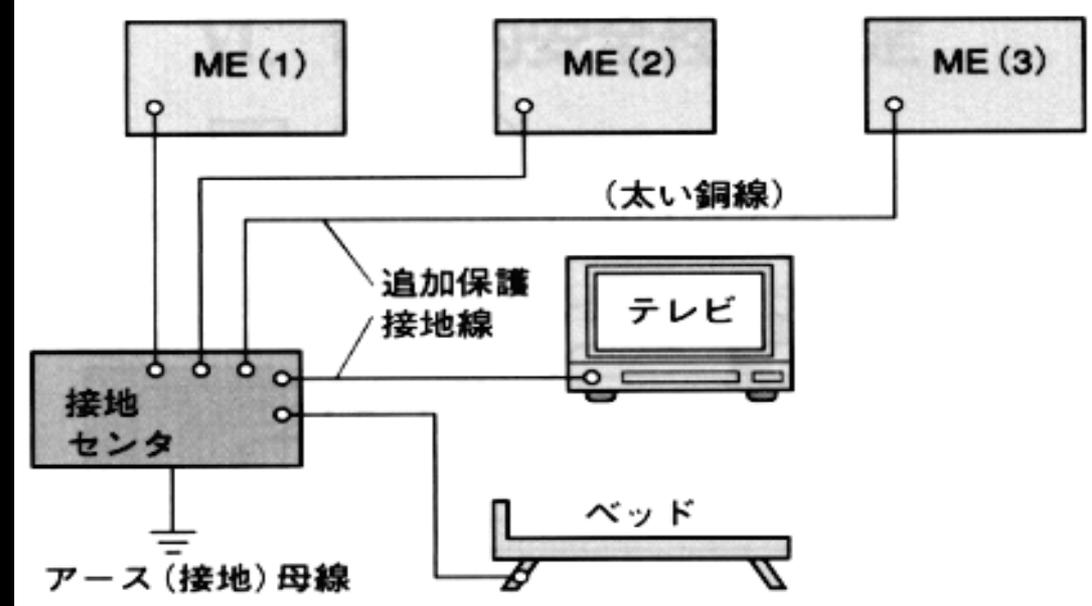
(正常の心筋収縮運動とは無関係な不規則運動)

EPR システム

(等電位化接地システム)

Equipotential Patient
Reference System

マイクロショック電撃事故を
防ぐシステム



患者が複数の医用機器、テレビ、ベッドなどの金属を触れる可能性のある環境では、それらの機器のアース電圧を同じにすると、電撃事故を防止できる。

同じ接地端子(センタ)に全ての機器やベッドのアースを繋ぐ。アース線も同じ銅線を使う。(0.1 Ω /m 以下の太い銅線)

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 Ω なので、電撃は 10 μ A 以下に抑制できる。

EPRシステム

複数のME機器から患者体表に電極が付いている場合、EPRシステムを設置しないと、異なる機器からの電極間で電撃が生じる危険がある。電極を着けた患者がテレビやベッドの金属部分にふれた場合にも電撃の危険がある。CCU、ICU、手術室、心カテーテル検査室では義務化されている。

シールドルーム shield【名】〔電気〕(電磁波などに対する)遮蔽物
脳波などの微弱生体信号を測定する場合、被検者を金網で囲った場所(シールドルーム)に入れて測定すると、商用交流雑音(ハム)や、測定装置自体から出る電磁波の影響を抑制できる。
シールドの金網は、アースにつなぐことが必須。

アース端子が設置されている場合は、

端子は建物の鉄筋または地下に埋め込んだ金属棒と接続されている。

アース端子がない場合は、

鉄パイプを使用した水道管、蛇口の金属部位が利用できる。

塩化ビニール管を使用した水道では利用できない。

ガス管は、引火の危険があり、アース端子に使用してはならない。

等電位化システムについて正しいのはどれか。

1. 1.0Ω 以下のアース線を用いる。
2. ミクロショックを防止することが可能である。
3. 人体に流れる電流値を $100\mu\text{A}$ 以下におさえる。
4. ME 機器間の電位差を 10V 以下におさえる。
5. 金属製窓枠にアース線を接続する必要はない。

同じ接地端子(センタ)に全ての機器やベッドのアースを繋ぐ。

アース線も同じ銅線を使う。(0.1 Ω/m 以下の太い銅線)

機器間のアース電位差が 10mV 以下になれば、体表抵抗は

約 $1\text{k}\Omega$ なので、電撃は $10\mu\text{A}$ 以下に抑制され、

ミクロショック (許容電流は、 $10\mu\text{A}$) を防止できる。

電気ショックについて正しいのはどれか。

- a 心室細動を引き起こすマイクロショック電流値は感知電流値より大きい。
- b 離脱電流値は感知電流値より大きい。
- c マクロショックでは100 mAで心室細動を起こす。
- d ミクロショックでは10 μ Aで心室細動を起こす。
- e EPRシステムでは各機器間の電位差を1.0 mV以下に保つ。

- 1. a, b 2. a, e 3. b, c
- 4. c, d 5. d, e



人体の商用交流に対する電撃反応について誤っているのはどれか。

1. 体表での最小感知電流は成人男子で約 1 mA である。
2. 手足に 20 mA の電流が流れると行動の自由が失われる。
3. 体表間に 100 mA 以上の電流が流れると心室細動が誘発される。
4. 1 kHz 以上の高周波は商用交流より安全である。
5. 心臓に直接 $10 \mu\text{A}$ の電流が流れると心室細動が誘発される。

感知電流

体表に流れる電流を感知するときの電流値。

商用交流で 約**1mA** が、最小感知電流。

交流の**周波数が上がると、電流を感じにくくなる。**

(**1kHz 以上では 周波数に比例して電撃閾値が上る。**)

女性の方が低い電流を感知する(電撃閾値が低い)。

離脱電流

10mA 以上では、筋肉の不随意収縮が生じ、自らの意思で動けなくなる。これを離脱電流という。

100mA 以上の電流が体表を通ると、心筋に $100\mu A$ 以上の電流が通り、心室細動の危険がある。

マクロショック

体表に受ける電撃。

許容電流は、 $100\ \mu\text{A}$ （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、 $10\ \mu\text{A}$ （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 $1\text{k}\Omega$ なので、電撃は $10\ \mu\text{A}$ 以下に抑制できる。

商用交流によるマクロショックで
最小感知電流[mA]はどれか。

1. 0.01

2. 0.1

3. 1

4. 10

5. 100

マクロショックに関連する生体の特性はどれか。

1. 光学的特性
2. 磁気的特性
3. 電気的特性
4. 熱的特性
5. 力学的特性

正しいのはどれか。

- a 電流が皮膚から皮膚に流れたときの感電をマクロショックという。
- b 複数のME機器を同時に使用する場合1点アースを行う。
- c 3P式電源プラグのコードの中にはアース線がある。
- d EPRシステムでは各機器間の許容電位差を50 mV以下に保つ。
- e BF型機器は漏れ電流による心臓への障害を防ぐ。

- | | |
|------------|------------|
| 1. a, b, c | 2. a, b, e |
| 3. a, d, e | 4. b, c, d |
| 5. c, d, e | |

平成18年 国家試験

問題83 人体の電流に対する反応で正しいのはどれか。2つ選べ。

1. 商用電源(50ないし60 Hz)は高周波電源(100 kHz)に比べ電流閾値が低い。
2. 直流電流は人体の電気抵抗を1 M Ω と想定して決められている。
3. マクロショックでは1 mAの電流で筋の持続収縮が起こる。
4. マクロショックによる心室細動の発生閾値は約10 mAである。
5. ミクロショックによる心室細動の発生閾値は約100 μ Aである。

解答 1, 5

医用電気機器の分類

患者や術者への電流(漏れ電流)を抑制する保護手段。

基礎絶縁 装置内の回路が周囲の構造物と絶縁している。
全ての医用機器に必要な保護手段。

追加保護手段

保護接地 基礎絶縁が破壊しても、漏れ電流がアースに流れるように、アース線(保護接地線)を伴う
3P電源コードを使用。

補強絶縁 基礎絶縁が破壊しても周囲との絶縁が保たれる**2重構造**になっている。

内部電源 電源にバッテリー、電池を使用
(ただし充電中は内部電源機器とは扱わない)。

クラス I 機器 基礎絶縁 および 保護接地

3Pコンセントによる接地を行って使用する。

クラス II 機器 基礎絶縁 および 補強絶縁

接地は不要。

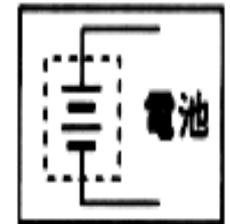
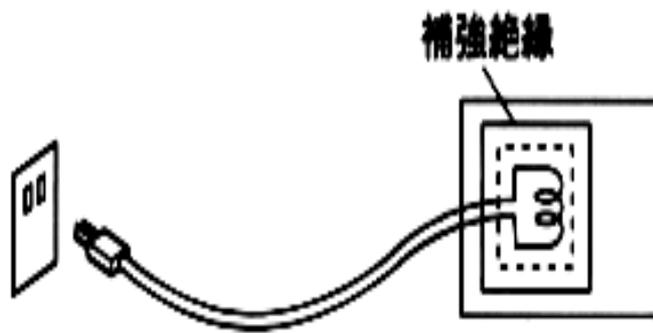
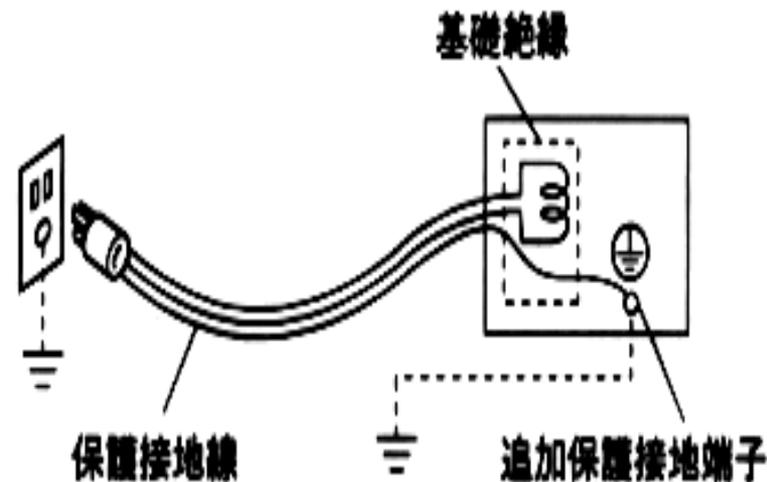
内部電源機器 基礎絶縁 および 内部電源

充電中は、クラス I か II の使用法に従う。

クラス I 機器 — 保護接地を必要とする

クラス II 機器 — 保護接地に依存しない

内部電源機器



電池電源で
フローティングする（ただし
充電しながら使用できる機器
は対象とならない）

クラス I 機器の追加安全手段はどれか。

1. 基礎絶縁
2. 補強絶縁
3. 強化絶縁
4. 保護接地
5. 等電位接地

医用電子(ME)機器の漏電防止策

すべてのME機器に **基礎絶縁** を義務付けている。

(電子回路の電流が、機器の端子やケースに漏れないように電氣的な絶縁構造をしている。)

さらに2重の安全策として、

クラス I 機器 には **保護接地**

クラス II 機器 には **補強絶縁**

内部電源機器 には **内部電源** (バッテリー、電池)

(充電中は、クラス I か II に従う。)

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。

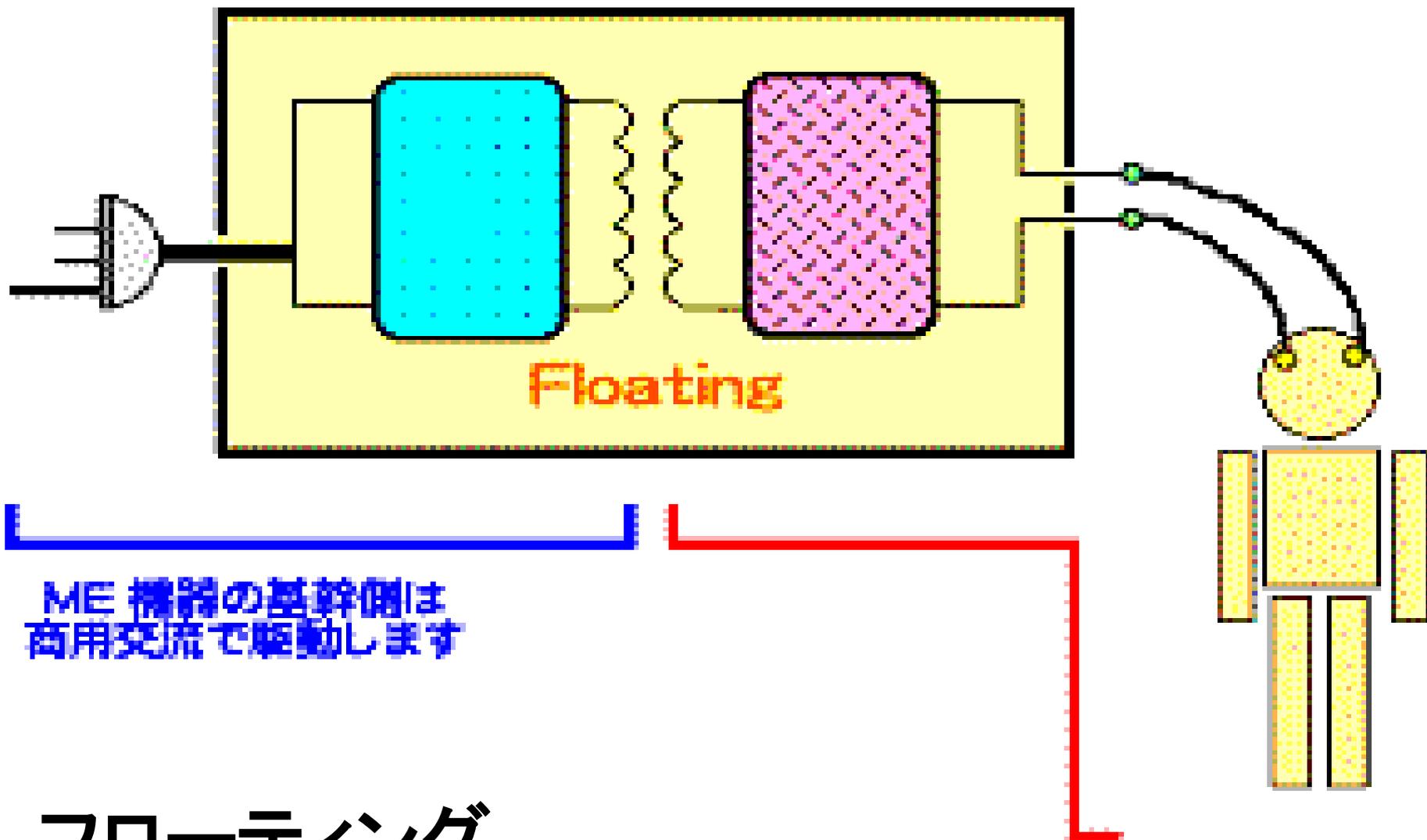
そこで、電源回路から増幅回路に供給する電力を、

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。

ME 機器



ME 機器の基幹側は
商用交流で駆動します

フローティング

被験者側は商用交流から
アイソレーションされています

電極(装着部)からの漏れ電流(患者漏れ電流 I)

による ME機器の分類

B形 装着部 (Body 形)

漏れ電流 $100\mu A$ 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 $100\mu A$ 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。

B、BF、CF 形 機器の、装着部(患者に付ける電極)への
許容電流(患者漏れ電流 I)は、危険電流の 10%。

故障時は、50% まで許容されている。

(装置が故障しても 危険電流の50% 以下に抑えられる
ように設計することが義務付けられている。)

マクロショック 体表に受ける電撃。

許容電流は、 $100\ \mu\text{A}$ (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、 $10\ \mu\text{A}$ (心室細動の危険電流の10%)

ME図記号

漏れ電流による 装着部の分類



B形機器



BF形機器



CF形機器

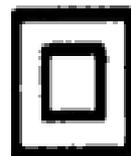
医用機器のクラス別分類



保護接地（大地）

クラスⅠ機器の

3Pコンセントによる接地



クラスⅡ機器

補強絶縁



等電位化

EPR(等電位化接地)

システムの接地端子

CF形機器の正常状態の接地漏れ電流の許容値はどれか。

1. 0.01mA
2. 0.05mA
3. 0.1mA
4. 0.5mA
5. 1mA

ME機器から漏れる3種類の電流(漏電)

1. 電極(装着部)からの漏れ電流(患者漏れ電流 I)
2. 装置のケースからの漏れ電流(外装漏れ電流)
3. アース電極からの漏れ電流(接地漏れ電流)

医用電気機器の安全基準である JIS T 0601-1 に規定されている「CF 形装着部における単一故障状態での患者漏れ電流-I」の許容値 (mA) はどれか。

- | | |
|---------|--------|
| 1. 0.01 | 4. 0.5 |
| 2. 0.05 | 5. 1.0 |
| 3. 0.1 | |

漏れ電流の許容値の表

漏れ電流	BF 形		CF 形	
	正常状態	単一故障状態	正常状態	単一故障状態
患者漏れ電流- I	0.1mA	0.5mA	0.01mA	0.05mA
外装漏れ電流	0.1mA	0.5mA	0.1mA	0.5mA
接地漏れ電流	0.5mA	1 mA	0.5mA	1 mA

**患者漏れ電流 I は、危険電流の 10% 以下。
故障時は、危険電流の 50% まで許容されている。**

**外装漏れ電流 は、心臓には流れないので、
すべてのME機器で BF形の患者漏れ電流と同じ。
接地漏れ電流 はすべてのME機器で
0.5 mA 以下。（故障時は 1.0 mA 以下）**

病院電気設備の安全基準 (JIS T 1022) で定められている
瞬時特別非常電源の立ち上がり時間はどれか。

1. 0.1 秒以内
2. 0.5 秒以内
3. 1 秒以内
4. 5 秒以内
5. 10 秒以内

病院電気設備で定められている特別非常電源の立ち上がり時間と最小の連続運転時間の組合せで正しいのはどれか。

立ち上がり時間

連続運転時間

- | | | | |
|----|---------|-------|---------|
| 1. | 0.5 秒以内 | ————— | 10 分以上 |
| 2. | 10 秒以内 | ————— | 1 時間以上 |
| 3. | 10 秒以内 | ————— | 10 時間以上 |
| 4. | 40 秒以内 | ————— | 10 時間以上 |
| 5. | 40 秒以内 | ————— | 24 時間以上 |

病院電気設備の安全基準で定められている 瞬時特別非常電源の立ち上がり時間は **0.5秒**

	立ち上がり時間 (電圧確率時間)	連続運転可 能な最小時間	用途・適応
一般 非常電源	40秒 以内に自家 発電設備が電圧 を確立	10時間 以上	重要ME機器・ 照明
特別 非常電源	10秒 以内に自家 発電設備が電圧 を確立	10時間 以上	生命維持 装置
瞬時特別 非常 電源	0.5秒 以内に 蓄電池設備が 電圧を確立	10分 以上	手術灯

**保護接地端子を備えた
病院内の3Pコンセント
赤いコンセントは停電時にも
電源が確保される非常電源。**

