

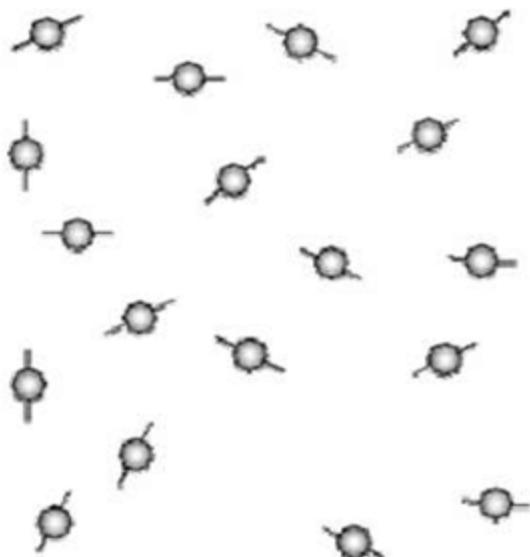
問 25

(2004)

MRIで核磁気共鳴の対象となるのはどれか。

1. 光子
2. 電子
3. 陽子
4. 中性子
5. 中間子

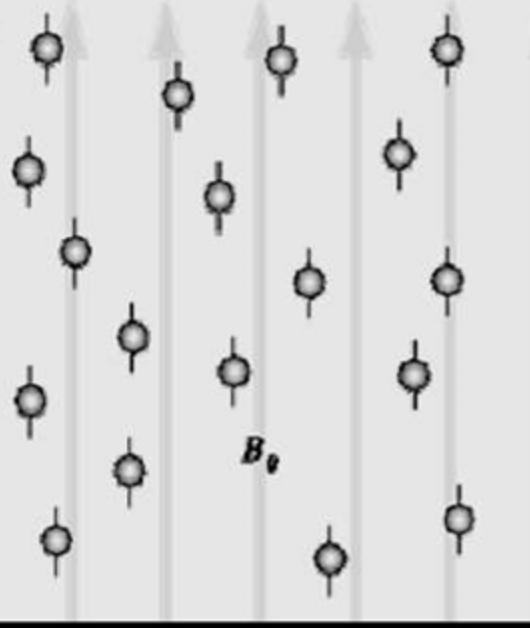
答 3



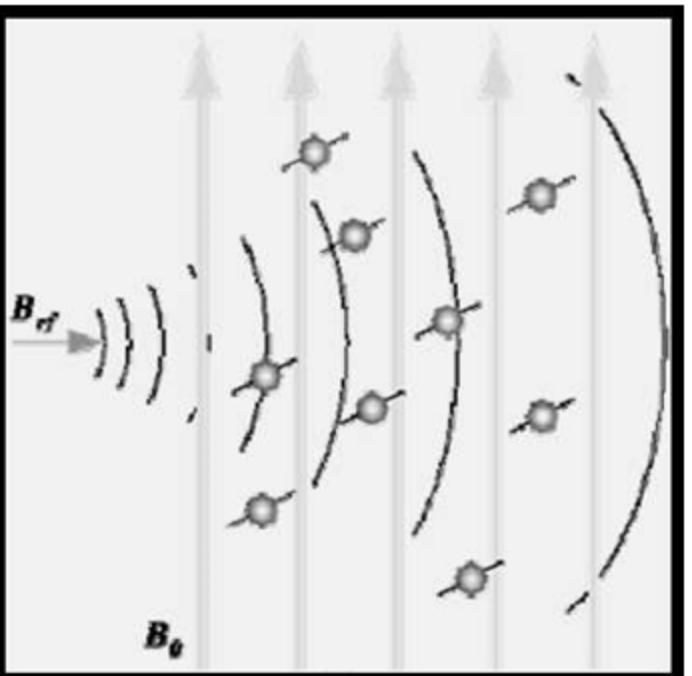
水素原子核は回転している。

水素原子核 = 陽子1個

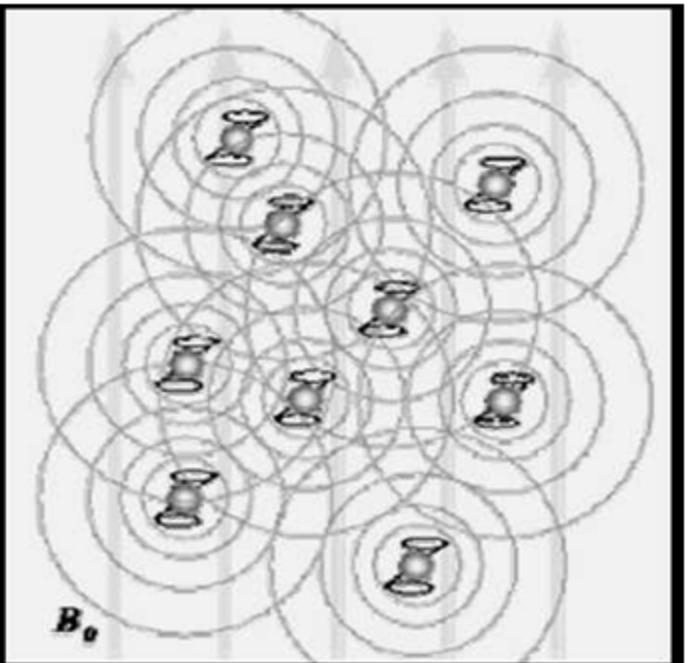
通常は、回転軸は揃って
いないが、



水素原子核は磁石のような
性質があるので
強い磁場(静磁場)をかける
と、回転軸が揃う。



横から 40~60MHz程度
の電波(ラジオ波)を当てると、
水素原子核の回転軸が傾く。
電波を止めると傾きが元に戻る。
倒れかけたコマのような回転



(才差運動)をして軸が戻る。
水素原子核は磁石のような
性質があるので、その運動で
電波が生じる(電磁誘導)。
それを測定してMRI画像を作る。

原子 原子核と軌道電子で構成される

原子核 2種類の核子で構成される。核力で結合している。

陽子(proton) 正の電荷 e を持つ。

陽子数は Z と表現する(=原子番号)

中性子(neutron) 電荷を持たない。

中性子数は N と表現する

陽子と中性子の質量はほぼ同一

軌道電子(electron) 負の電荷 $-e$ を持つ。

陽子の1840分の1の質量(m_e)。

原子の質量数 $A = Z + N$

超音波の伝播速度に関与するのはどれか。

- a 波長
- b 周波数
- c 出力電圧
- d 組織密度
- e 組織弾性率

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

音波、超音波は、質量のある物質を振動させて
伝播するエネルギー。

音の伝播速度 c は、物質が軽いほど速く伝わる。

c は物質の密度 ρ の平方根に反比例する。

音の伝播速度 v は、物質が硬いほど速く伝わる。

c は物質の硬さ(弾性率 K)の平方根に比例する。

$$c = \sqrt{K / \rho}$$

硬くて軽い物質は チタン。 プローブに利用される。

超音波の伝播速度が最も速いのはどれか。

- 1. 水
- 2. 肝臓
- 3. 空気

- 4. 脾臓
- 5. 頭蓋骨

超音波や音波の速さは、音を伝える媒質の硬さや重さ(密度)で決まる。

硬いものの中ほど、音波や超音波は速い。

(空気中の音波、超音波速度は 秒速340 m)

(水中の音波、超音波速度は 秒速 約1500 m)

問 23

(2004)

ドップラ法について正しいのはどれか。

- a 超音波と血流とが平行になると血流は検出されない。
- b 連續波ドップラ法はパルスドップラ法より速い流速を測定できる。
- c パルスドップラ法では発信と受信と同じ振動子が行う。
- d カラードップラ法では振動子に向かう血流を青に表示する。
- e 連續波ドップラ法では反射部位を特定できる。
1. a, b 2. a, e 3. b, c
4. c, d 5. d, e

ドップラー効果 Doppler's effect

音波または電磁波(光など)を発する部位が動くと
観測される音や光の周波数が変化する現象。

1842年 ドップラーが発見。

超音波装置(ドップラーエコー)などに利用される。



センサ(探触子)
に近づく方向の
血流が赤色、
遠ざかる方向の
血流が青色で
表示される。

音を出す物が動くと、進行方向では音の周波数が高くなる。

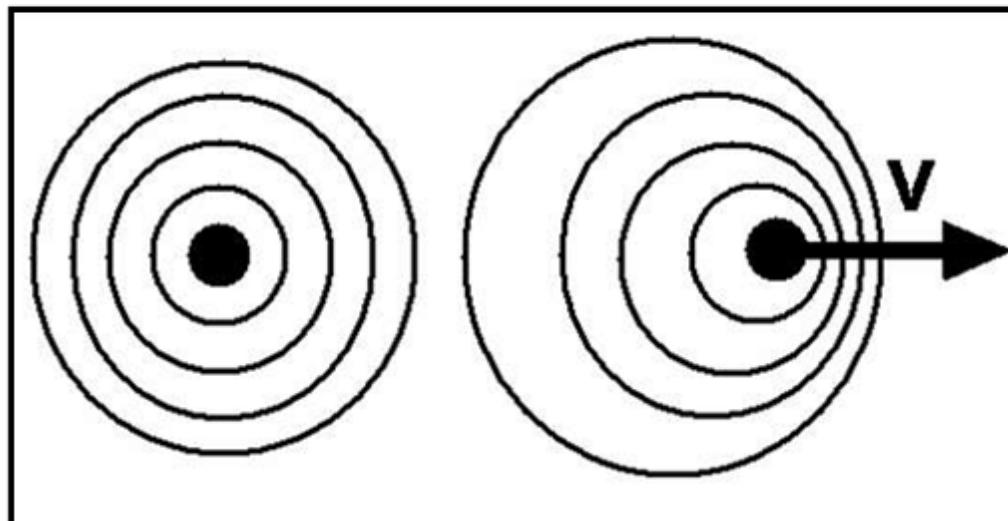
音を出す物に近付きながら音を聞くと周波数が高くなる。

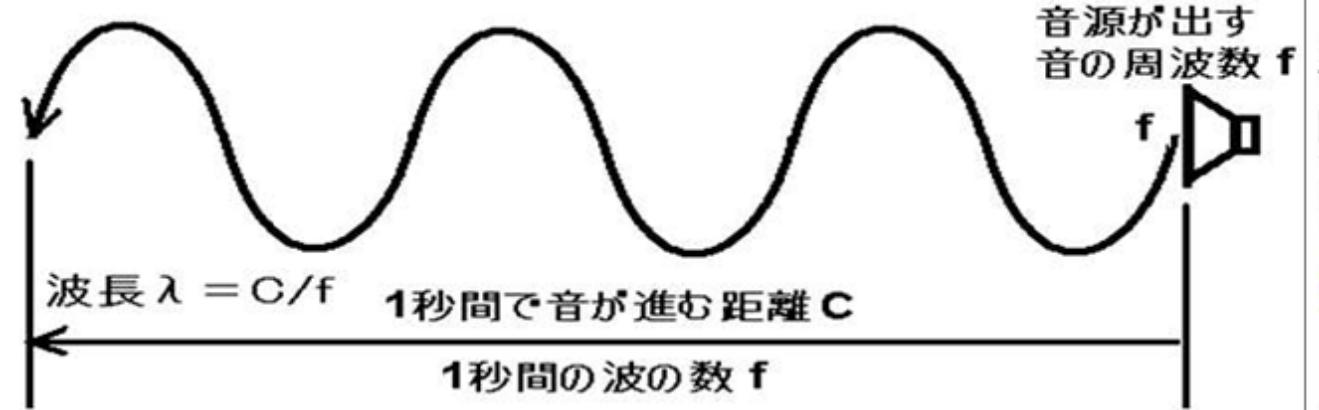
音の周波数を f Hz(1秒に f 回振動)、音の速度を C (m/s)、音波の波長を λ (m)、物体の速度を V (m/s) とする。

音の速度 C (m/s) = 音波が1秒間に進む距離、長さ
= 1秒間の波の数 f (cycle/s) × 波1個の長さ λ (m/cycle)
= 周波数 f × 波長 λ

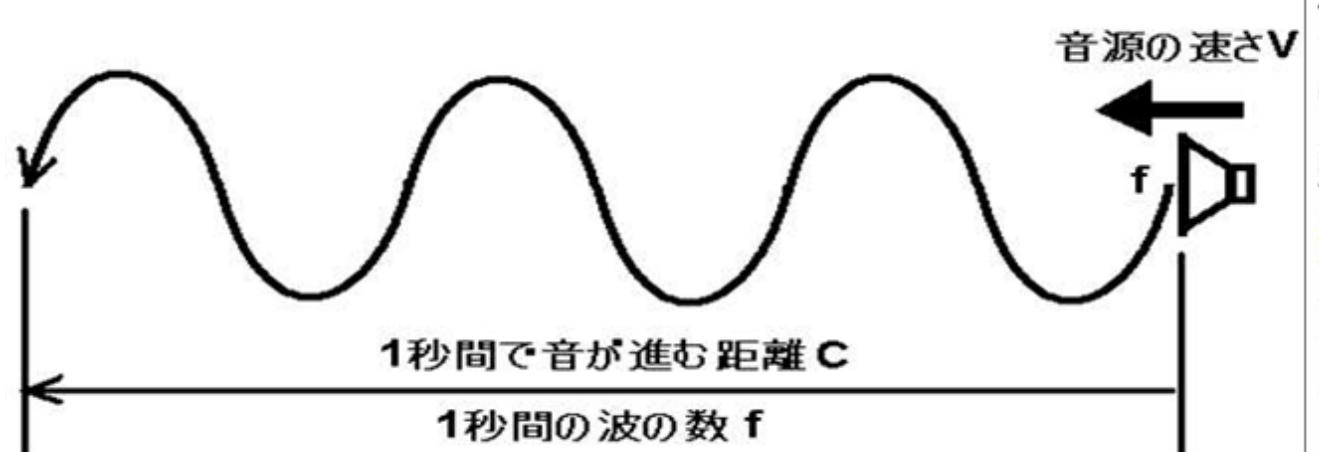
波の基本式

$$C = f \lambda$$

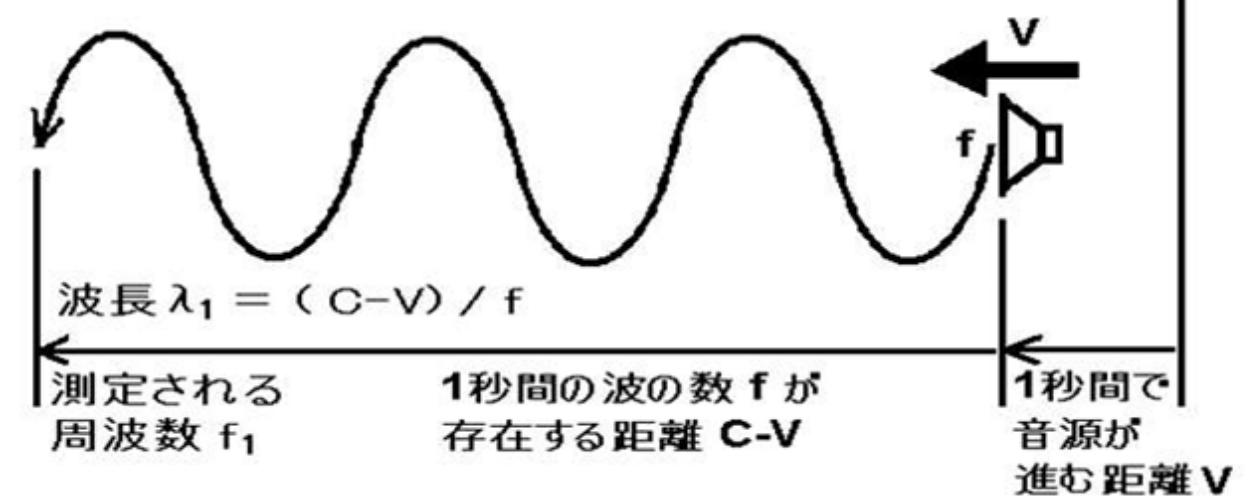




周波数 f の音源が静止しているときの音の波長(音波1個の長さ) λ は、
 $\lambda = C / f$ (C は音速)

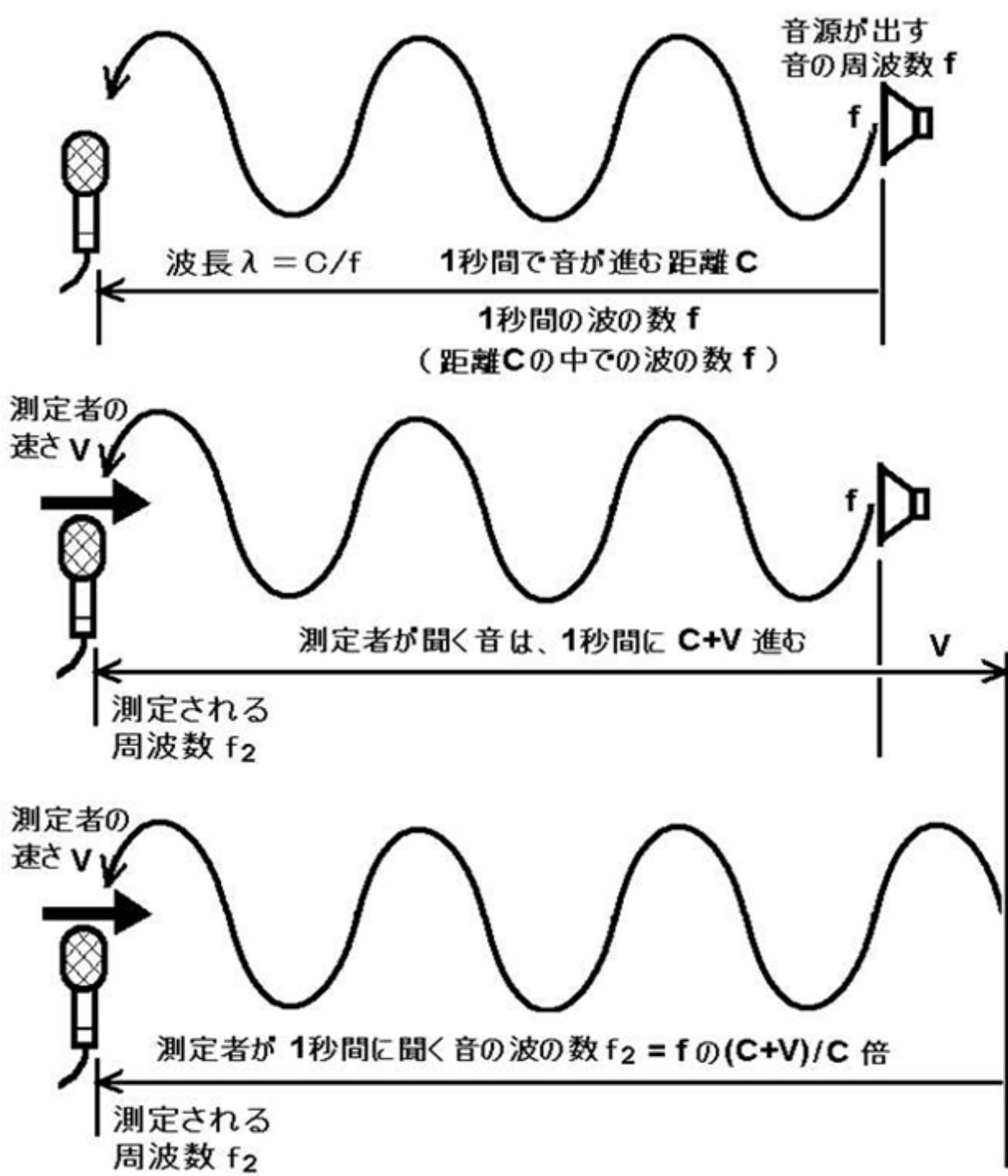


音源が速さ V で、測定者の方向へ動くと
 測定される音の波長は、
 $\lambda_1 = (C - V) / f$
 (長さ $C - V$ の中に音波が f 個ある。)



測定される周波数 f_1 は、
 $f_1 = C / \lambda_1$
 $= (C / (C - V)) f$

音源が近づくと
 音が高くなる。



音源が静止した状態で、
測定者が速さ V で
音源の方向へ動くと
測定者が測る音の速さは、

$$C + V$$

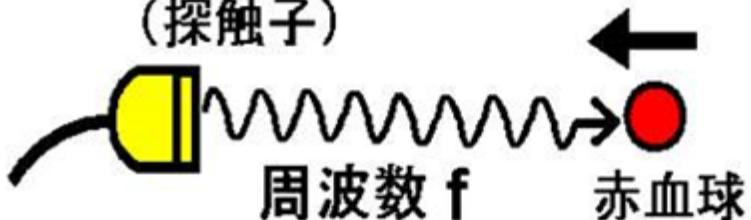
測定者が、1秒間に聞く
音の波の数は、
 f の $(C+V)/C$ 倍になる。

測定者の聞く周波数は、

$$f_2 = ((C+V)/C)f$$

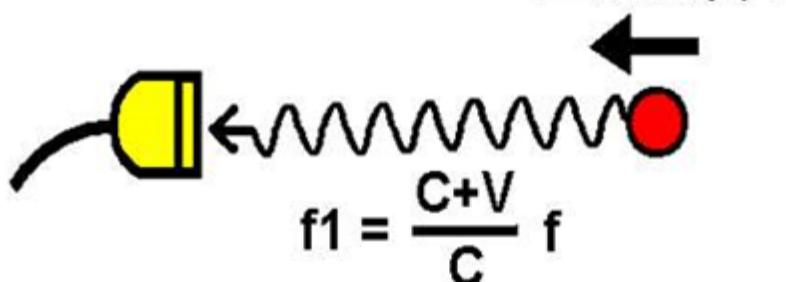
音源に近づくと音が高くなる。

エコープローブ
(探触子)



エコープローブから周波数 f の超音波
が出て、プローブに向かって速度 V で
動く血球にはね返されたとき、

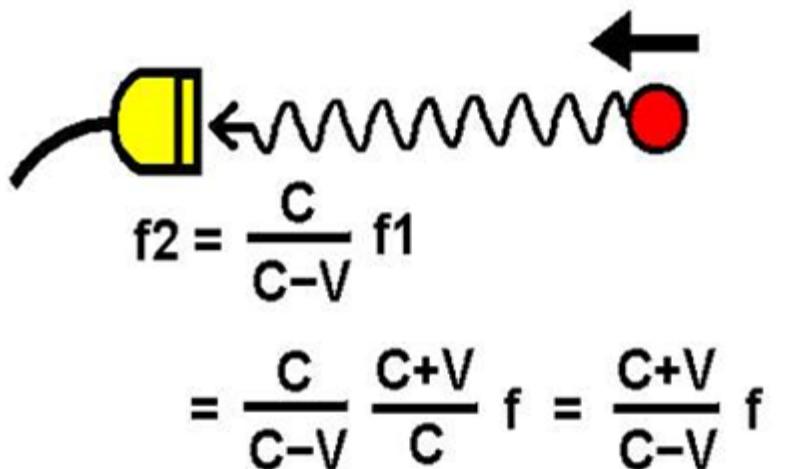
血流速度 V



血球が返す反射波の周波数 f_1 は
$$((C+V) / C) f$$

(測定者が速度 V で動いている。)

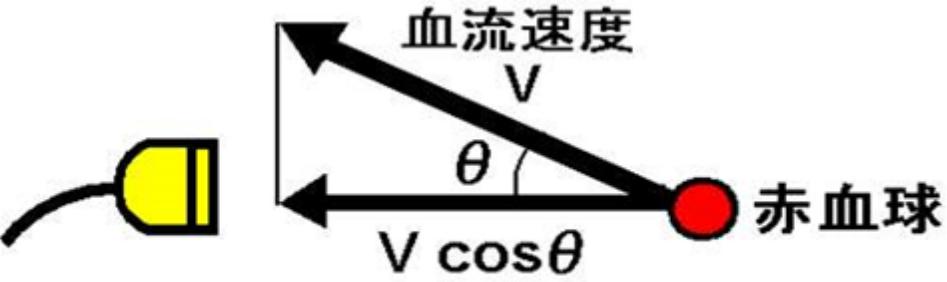
血流速度 V



プローブが測定する反射波の周波数
 f_2 は、
$$(C / (C-V)) f_1$$

(音源が速度 V で動いている。)

$$f_2 = ((C+V) / (C-V)) f$$



$$f_2 = \frac{C + V \cos \theta}{C - V \cos \theta} f$$

$$f_2 - f = \frac{C + V \cos \theta - (C - V \cos \theta)}{C - V \cos \theta} f$$

$$= \frac{2V \cos \theta}{C - V \cos \theta} f$$

$$\therefore \boxed{\frac{2V \cos \theta}{C} f}$$

V : 血流速度 1 m/s 以下

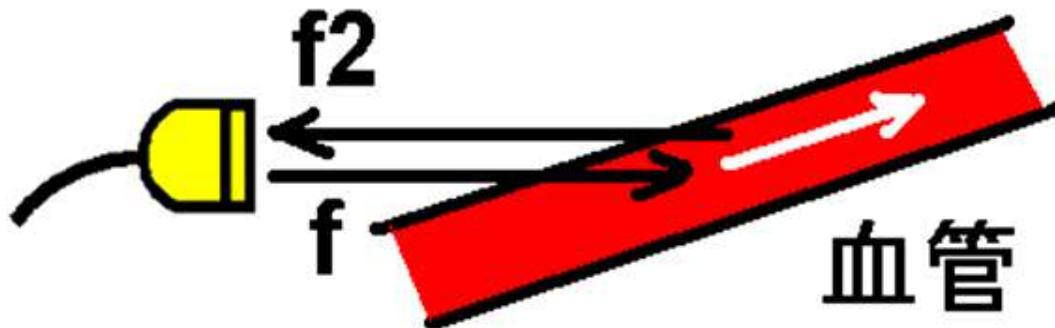
C : 体内の音波速度 約 1530 m/s

C の値は体温、個人差で変動する。

よって $C - V \cos \theta$ は、C としても計算結果はほとんど同じ。

プローブの垂線方向と血管走行との角度が θ のとき、
プローブが出した超音波周波数
(3 MHz ~ 10 MHz)
と反射波周波数との差を測ると、
血流速度 V が測定できる。
(θ は画像から求める。)

カラードップラーエコーで表示される血流速度は θ が 0 と仮定した場合の値なので、
正確に血流を表示したい場合は
プローブの垂線方向を
できるだけ血管走行に近づける。
(できるだけ θ を 0 にする。)



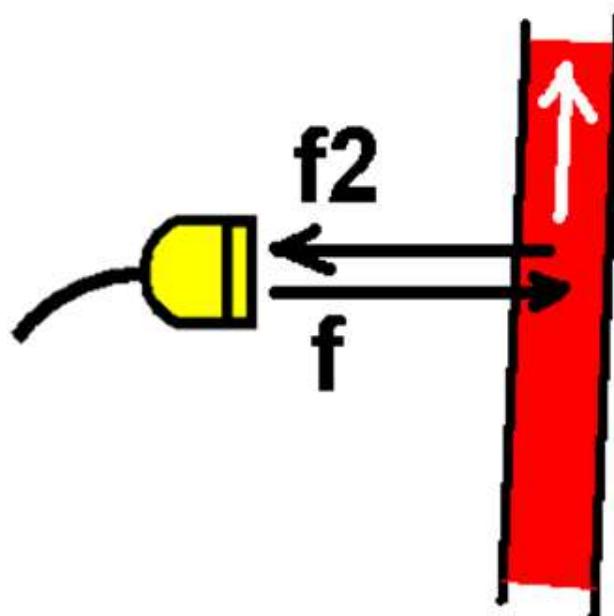
$$f_2 - f = \frac{2V\cos\theta}{c} f$$

$$V = \frac{(f_2 - f)c}{2f\cos\theta}$$

血管と超音波との角度 θ が 0 に近いほど
血流速度 V は正確に算出できる。

($\theta = 0^\circ$ ならば $\cos\theta = 1$)

角度 θ が直角に近いほど
血流速度の測定値は不正確。
($\theta = 90^\circ$ ならば $\cos\theta = 0$)



連続波ドプラ法

(昔の手法だが、高速測定、高速血流の測定が特徴。
画像情報ではない。)

送信と受信の2つの振動子を用意し、
連続的に超音波の送受信を行う。

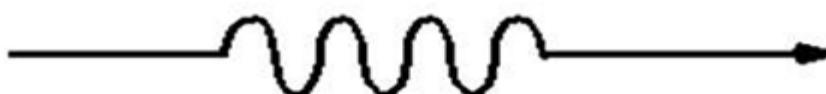
そのため、流速による制限を受けず心臓でみられる
大動脈弁狭窄症、心室中隔欠損などの
5m/s程度の血流を含め高流速の測定が可能。

反射信号が臓器のどの深さから帰ってきたかは不明で、
血流情報の画像表示はできない欠点がある。

連続波



パルス波



パルスドプラ法（現在主流の方法。画像情報が得られる）

送信と受信は1つの振動子で行う。

送信波がある長さのパルス波(数波長程度)として送り、その反射波がかえってきた後に、次のパルスを送波するというように、間欠的に送受波を行う手法。

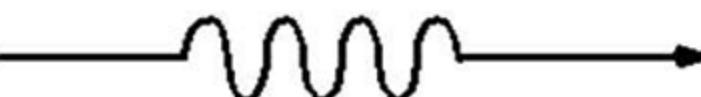
この方法では、断層像で任意の位置(血管)で血流信号をとらえて血流画像を表示することができる。

腹部体表などの血流評価は、現在ではほとんどこの方法で検査されている。

連続波



パルス波



問題 20 超音波の使い方について正しいのはどれか。

1. スキャン幅（角）を広くすることでリアルタイム（実時間）性を上げた。
 2. フォーカス点を2点から4点に増やすことによりリアルタイム性を上げた。
 3. 超音波ピームと血流のなす角度ができるだけ大きくなるようにして血流の計測を行った。
 4. 深度10cmに位置する腫瘍の観察に10MHzの探触子を使用した。
 5. 深部減衰が強いため、周波数を5MHzから3.5MHzに下げた。
-

周波数の高いプローブ(7.5MHz以上)は、
分解能の高い鮮明な画像が得られるが、
深部まで超音波が届きにくい。
撮像範囲が狭い。

周波数の低いプローブ(5MHz以下)は、
分解能の低い粗雑な画像だが、
深部まで超音波が届きやすく、
撮像範囲が広い。

スキャン幅を広げる、フォーカス(焦点)補正点を
増やすことは、エコー画像作成時間を増やすので
旧式の装置は画像表示が遅れたが、

現在の装置は性能が良いので、スキャン幅、
フォーカス補正点の増加が検査のリアルタイム性
を損なうことはほとんどない。

表在臓器(体表より5cm以内の部位)は
5MHz 以上の高い周波数プローブを使う。

深部臓器(体表より5cm以上深い部位)は
5MHz 以下の低い周波数プローブを使う。

エコー画像の深部が暗いときは、
周波数の低いプローブに切り替える。

2008年 国家試験 解答 3

問題 95 入力インピーダンスが最も高いのはどれか。

1. 真空管
2. 接合形 FET
3. MOS 形 FET
4. NPN 形トランジスタ
5. PNP 形トランジスタ

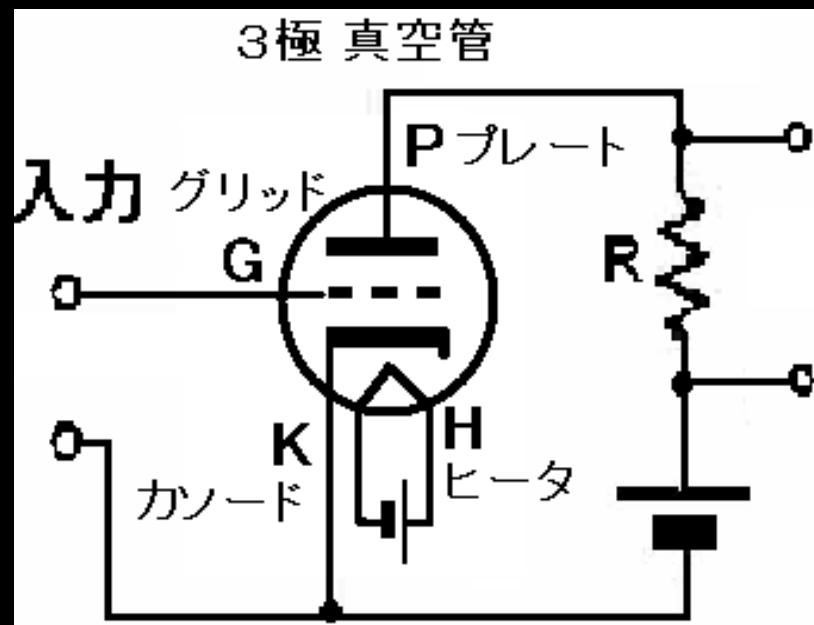
入力インピーダンスが高い

= 入力端子間に流れる電流が少ない

(通る電子が少ない).

真空管(電子管) Vacuum tube

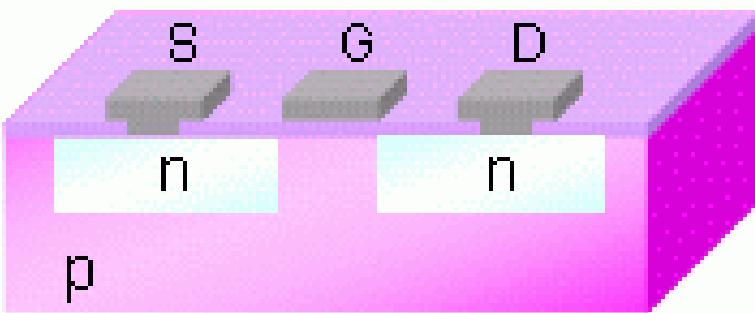
真空管の電極間は真空なので、入力インピーダンスは極めて高いが、ヒータで加熱したカソード電極からプレート電極に電子が飛び、その間の金網状のグリッドに電圧をかけてプレートに飛ぶ電子の量を調節するので、真空中を飛ぶ電子の流れが入力端子間に電流を発生する。



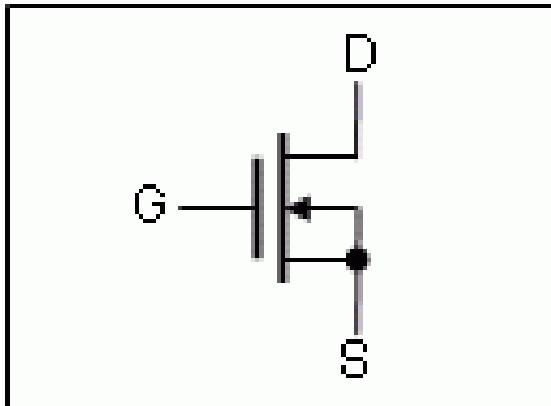
MOS形 FET

金属電極 Metal、酸化膜 Oxide、
半導体 Semiconductor の、3層構造なのでMOS。
入力電極間は、酸化膜で絶縁されている。

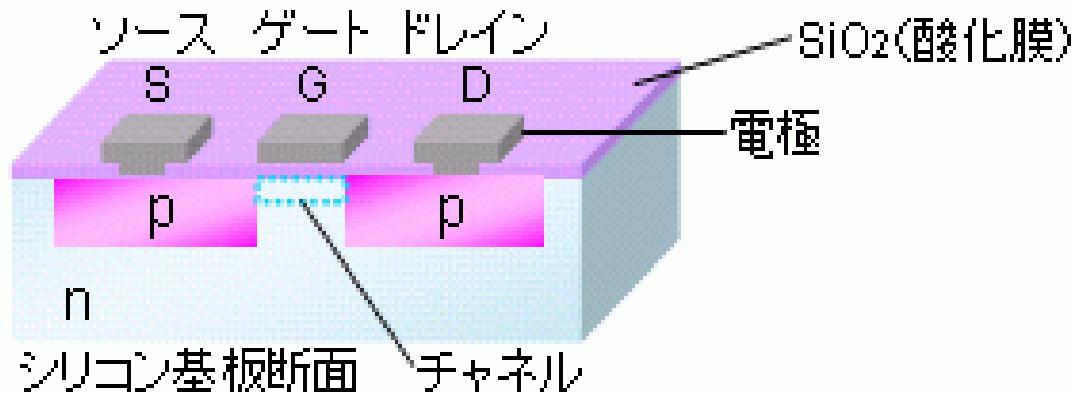
<NMOS>



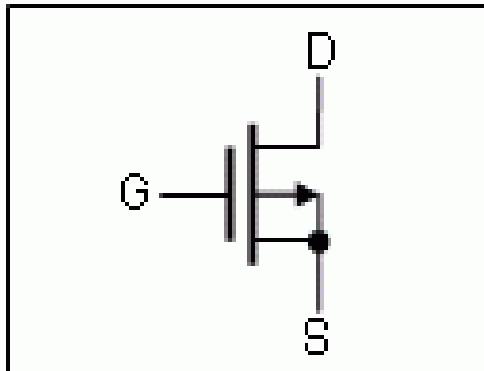
記号



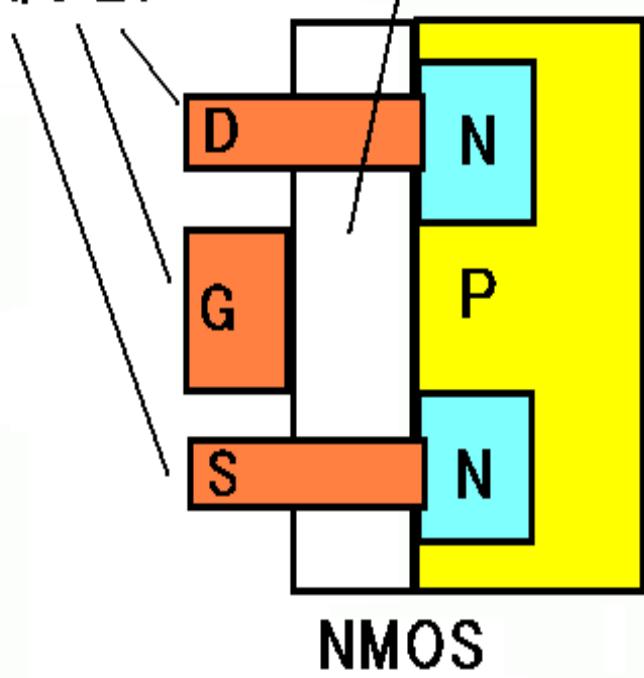
<PMOS>



記号



金属電極 絶縁体(酸化膜)

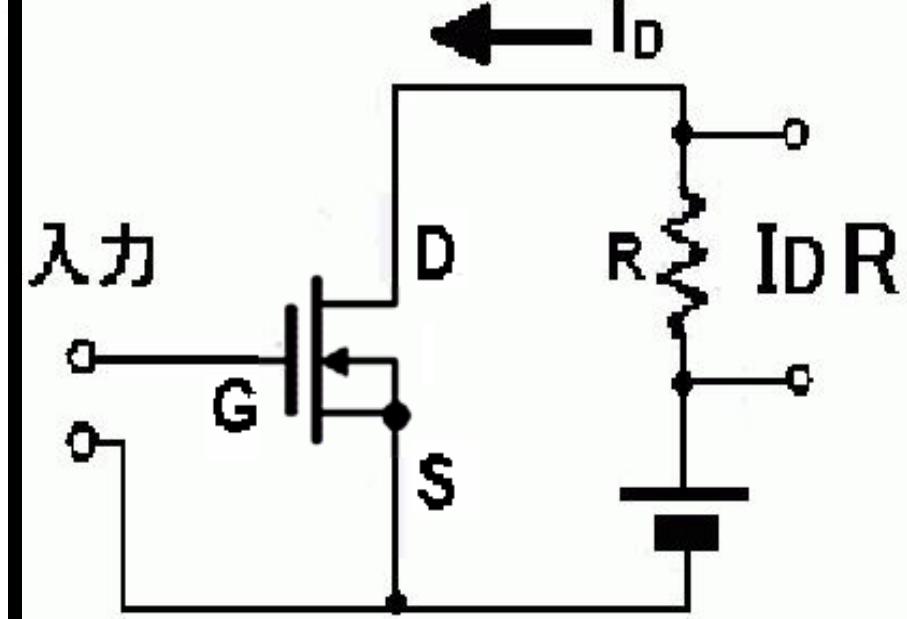
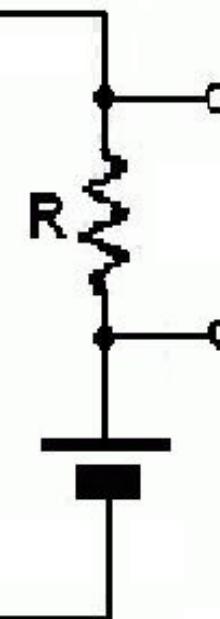
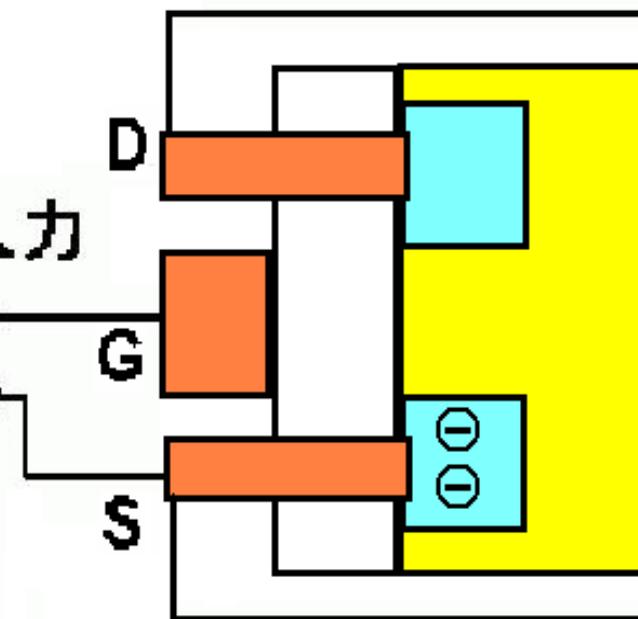


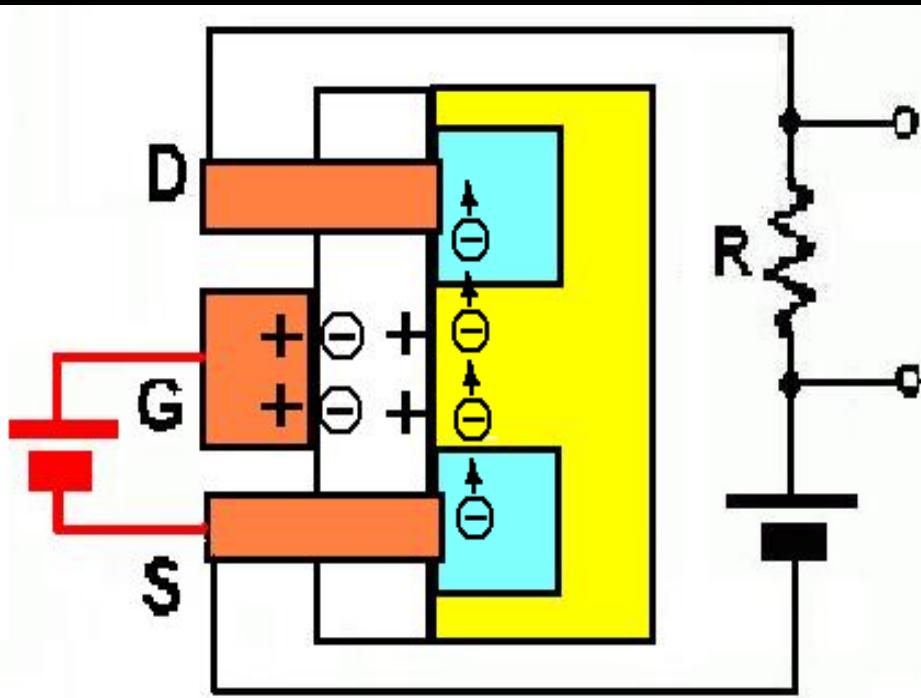
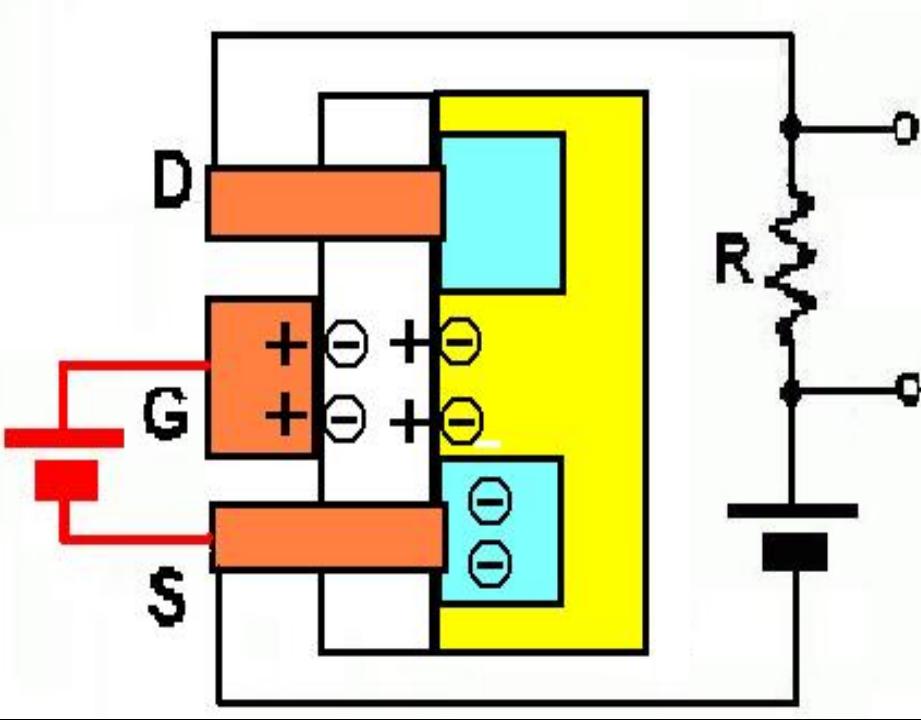
MOS FET は、
入力端子間 (ソースS、ドレンD)
に電圧を加えても、
入力端子間に電流が流れない
(電子が流れない)。
入力インピーダンスは無限大。

入力

G

S





ゲートGに+の電圧をかけると絶縁体の酸化膜の内部と周囲に静電気が発生する。ソースとドレインの間のP半導体内部に電子の層が出現する(チャンネル)(channel : 水路)。チャンネルを伝ってソースからドレインに電子が流れる。

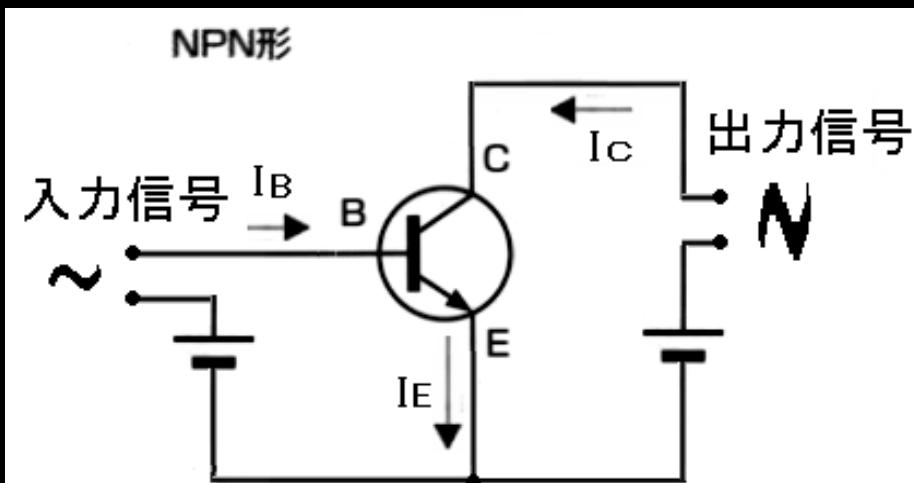
トランジスタの欠点

電流増幅素子なので、入力電極間に電流が流れないと動作しない。

入力に電流が流れる=入力インピーダンスが低い
ベース、コレクタ、エミッタの各端子の間の抵抗値が小さい。
端子間に電流が常に流れている。

半導体の内部で電子と正孔が常に動いているので
発熱しやすい。 高密度な集積回路には向かない。
温度で増幅率が変動する。

この問題を解決するために
FETが作られた。



2008年 国家試験

解答 3

問題96 人体の電撃に対する周波数特性を模擬した測定用具が必要な測定はどれか。

a. 接地線抵抗

d. 保護接地回路の抵抗

b. 接地漏れ電流

e. 等電位化システムの電位

c. 患者漏れ電流 I

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

電撃 = 機器から人体に漏れる電流

人体を模擬した抵抗器が必要なのは電撃の測定
= 電流の測定

抵抗値や電圧はテスターで測定できる。

患者漏れ電流Ⅰ

= ME機器の電極から患者に漏れる電流
(正確には、電極から患者を通して大地(アース)に
流れる電流)

患者漏れ電流Ⅱ

= ME機器の電源回路から電極を介して
患者に漏れる電流
(フローティング回路のある機器では 0)

接地漏れ電流 = ME機器からアースに流れる電流
(接地線(アース線)を流れる電流)

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。

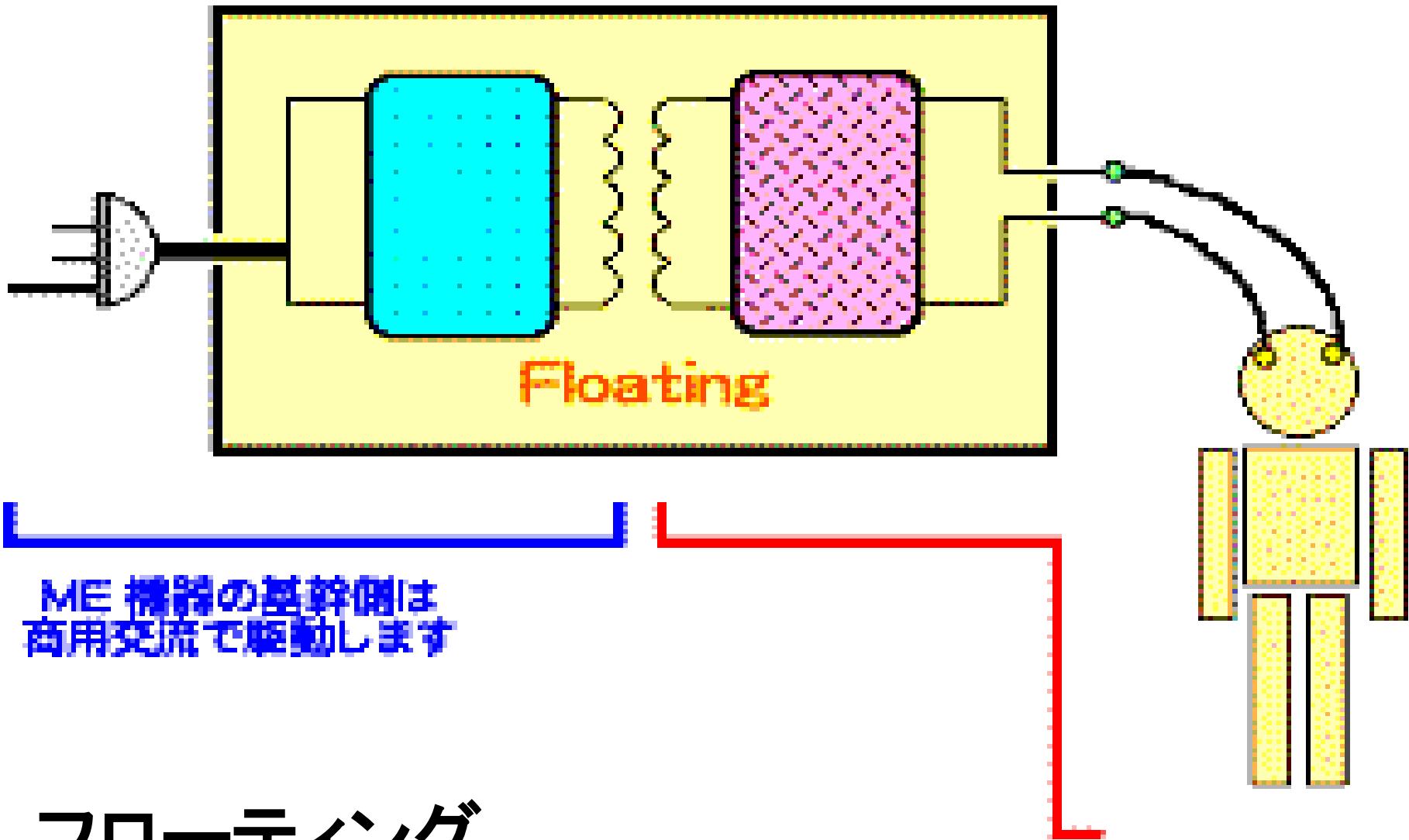
そこで、電源回路から増幅回路に供給する電力を、

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。

ME 機器



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

電極からの漏れ電流 (F型では患者漏れ電流Ⅰ) の程度による分類

B形 装着部 (Body形) (患者漏れ電流Ⅱを含む)

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、装着部の許容電流は、
危険電流の 10% に設定してある。

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%)

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%)

2008年 国家試験 解答 2

問題 97 電磁妨害による雑音で誤っているのはどれか。

- 1. ドリフト
- 2. フリッカ雑音
- 3. 高周波雑音
- 4. 静電気雑音
- 5. 商用交流雑音

電磁妨害による雑音 = 外部雑音

フリッカ雑音 = 装置の部品(半導体やスイッチ等)の内部のわずかな接触不良などで生じる機器の内部雑音。入力信号の周波数が低いほど目立つので $1/f$ 雜音ともいう。

flicker【名】明滅する光、(光の)ゆらめき、揺らぎ。

雑音 Noise

内部雑音: 増幅回路自体が発生するノイズ。
(= フリッカ雑音)

出力信号の波形が歪むなどのノイズ。

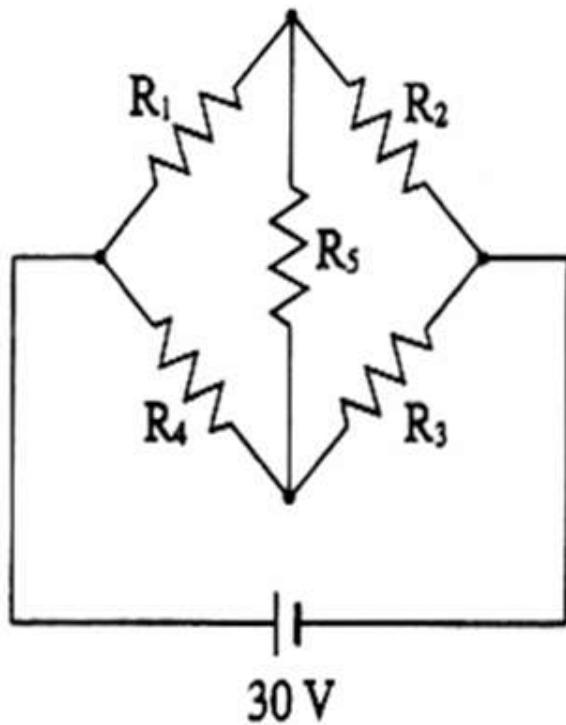
外部雑音: 入力信号に含まれているノイズや、
電源回路などから混入するノイズ。
商用交流雑音(ハム)が主なもの。

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。

2007年 模試

問題 79 図の抵抗ブリッジ回路で $R_1=100\Omega$ 、 $R_2=50\Omega$ 、 $R_3=100\Omega$ 、 $R_4=200\Omega$ 、 $R_5=100\Omega$ としたとき、 R_5 で消費される電力はいくらか。ただし、電池の電圧は 30 V である。

1. 0 W
2. 1 W
3. 2 W
4. 3 W
5. 4 W



解答 1

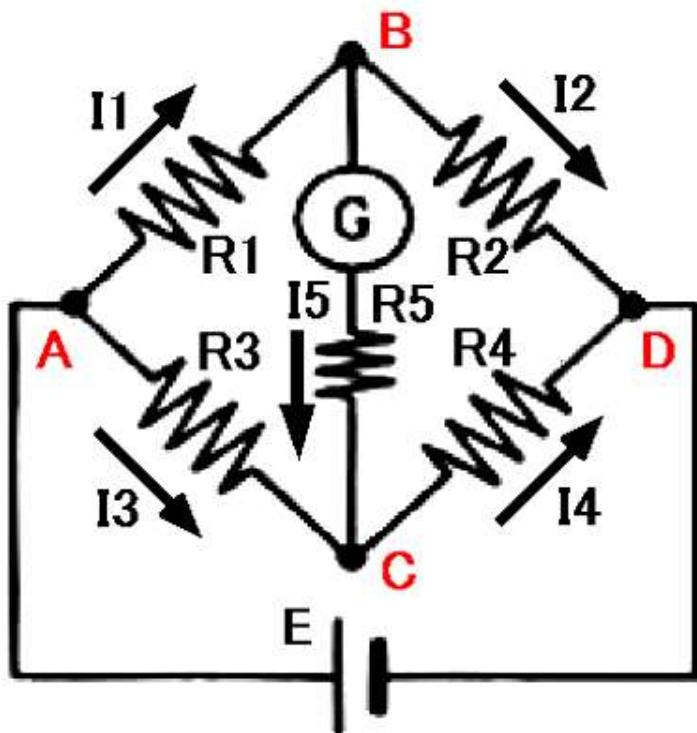
$$R_1 \times R_3 = 100 \times 100 = 10000$$

$$R_2 \times R_4 = 50 \times 200 = 10000$$

ホイートストンブリッジ回路では、
対向する抵抗値の積が等しい場合には
対角線の電流は、0 になる。

ホイートストン ブリッジ 回路

ホイートストン ブリッジ 回路 は、
対向する抵抗値の積が等しい場合に
対角線の電流が 0 になる。



メータ G に電流が流れないとときは、 $I_5 = 0$

$$\text{B点の電流和 } I_1 - I_2 - I_5 = 0 \quad I_1 = I_2$$

$$\text{C点の電流和 } I_3 + I_5 - I_4 = 0 \quad I_3 = I_4$$

閉回路 ABCA の電圧和

$$R_1I_1 + R_5I_5 - R_3I_3 = 0 \quad R_1I_1 = R_3I_3$$

閉回路 BCDB の電圧和

$$R_5I_5 + R_4I_4 - R_2I_2 = 0 \quad R_2I_2 = R_4I_4$$

これを解くと、 $R_1R_4 = R_2R_3$

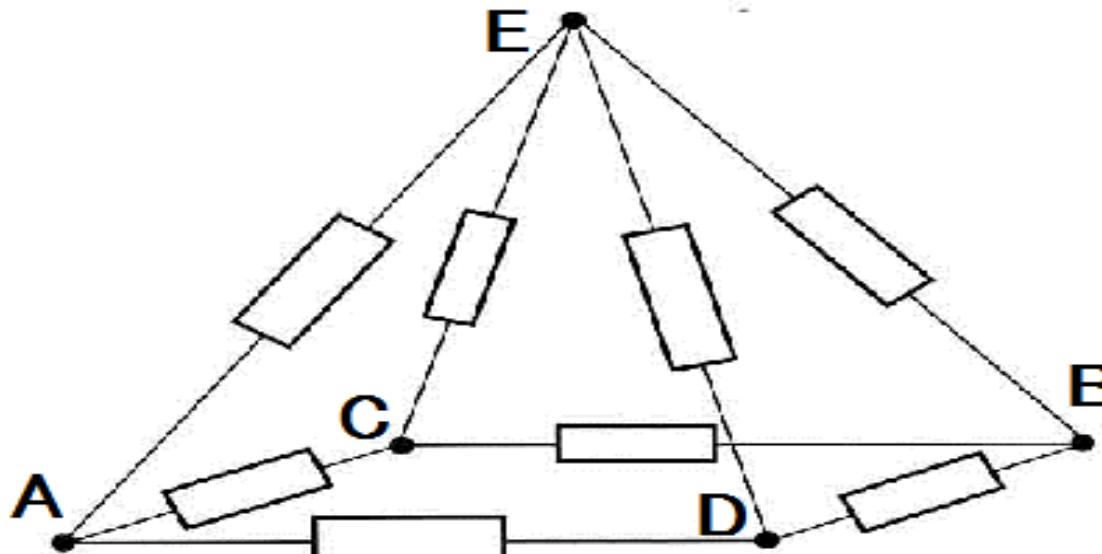
精度良く抵抗値を測定することができる回路で、

抵抗値が変化するトランスデューサ（サーミスタ、CdS、ストレインゲージなど）
の測定値検出回路に用いられる。

2018年 第2種ME技術実力検定試験 解答 4

四角錐の各辺に 1 個ずつ抵抗器が接続された回路がある。AB 間の合成抵抗は何 Ω か。
ただし、抵抗器はすべて 15Ω とする。

- 1) 2
- 2) 5
- 3) 7
- 4) 10
- 5) 15

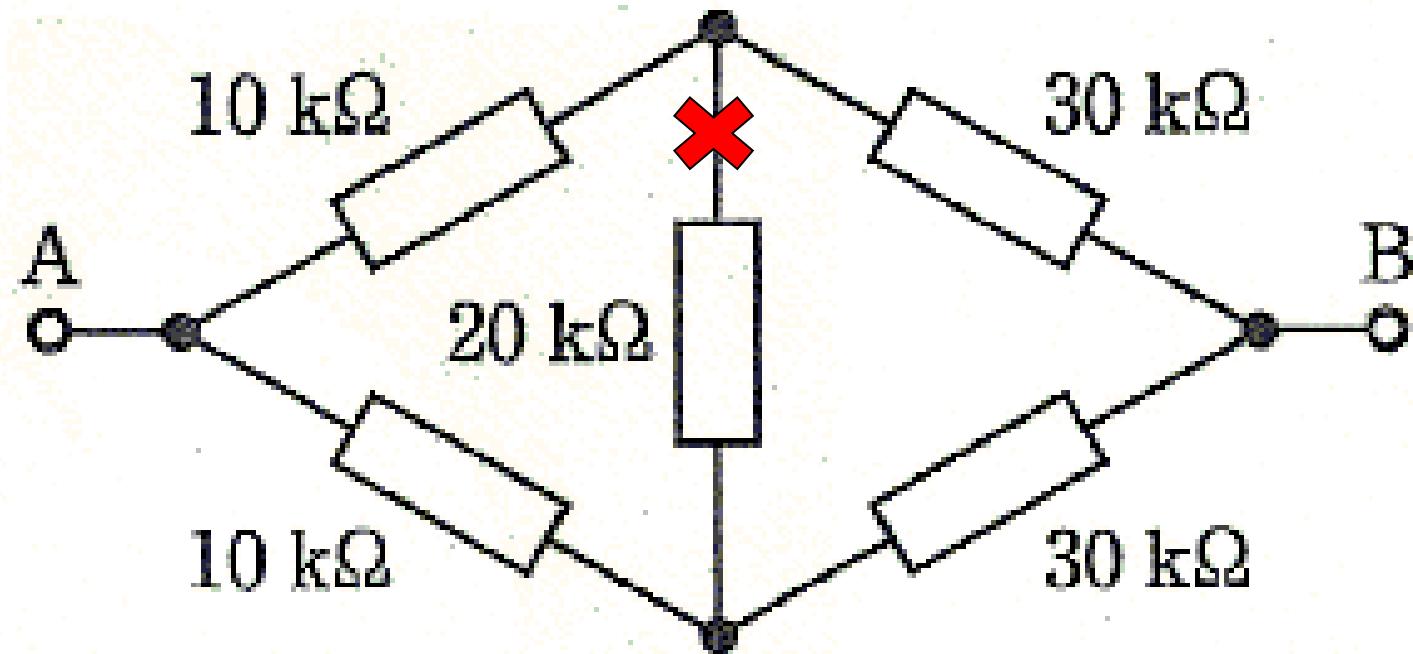


ホイートストンブリッジ回路の法則から、経路CEDには電流が流れないので、経路CEDは存在しないと考えてよい。

よって、AB間には、 30Ω の抵抗が3列、並列接続していると考えてよい。 $1 / ((1/30) + (1/30) + (1/30)) = 10 (\Omega)$

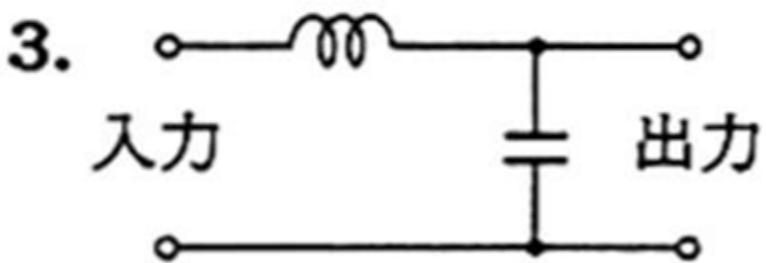
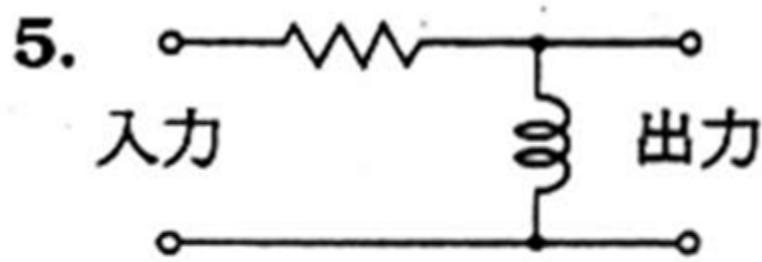
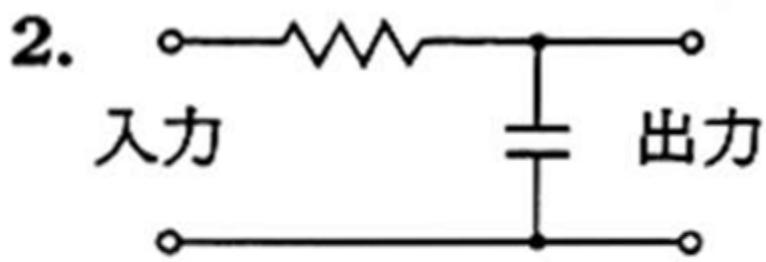
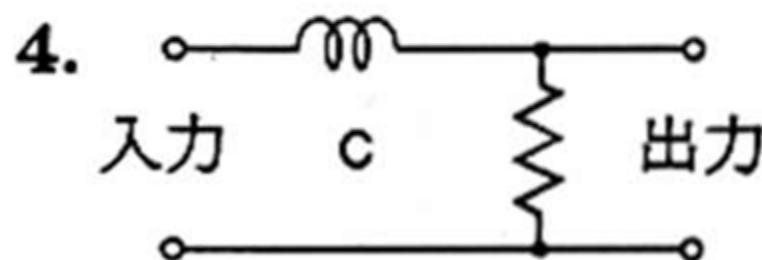
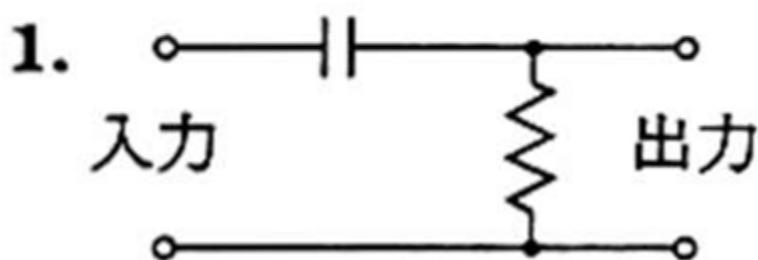
図の回路で A-B 間の合成抵抗 [$k\Omega$] はどれか。

1. 15
2. 20
3. 30
4. 40
5. 60



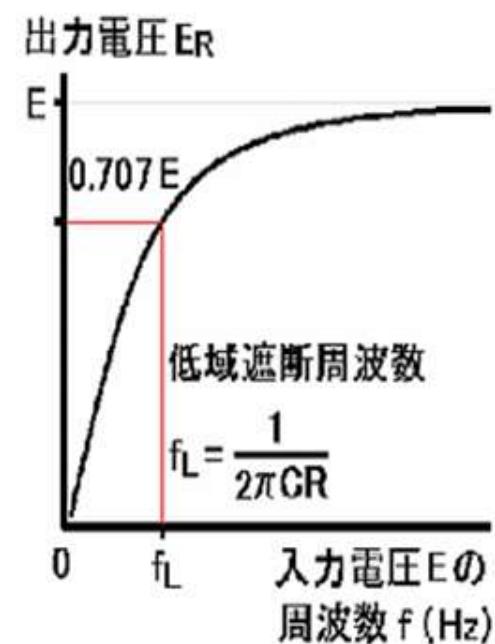
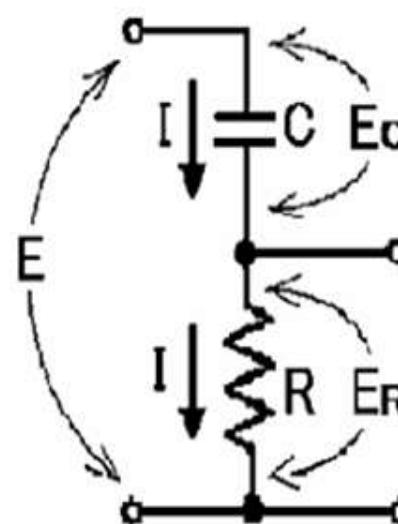
ホイートストン ブリッジ回路。向い合う抵抗の積が等しいと、対角線の回路の電流はゼロ(断線と同じ)。対角線にある $20k\Omega$ の抵抗は無いと考えてよい。

微分回路はどれか。2つ選べ。



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)

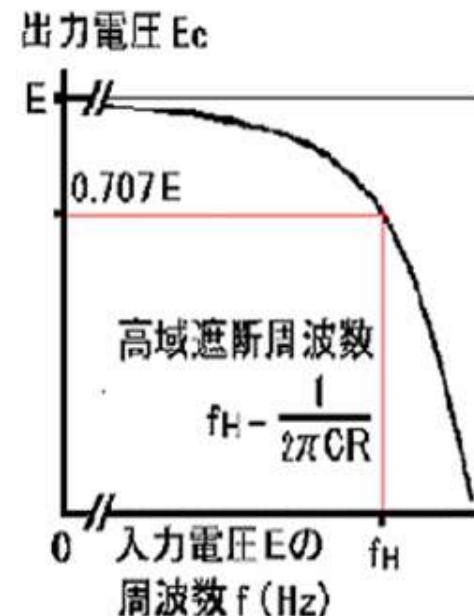
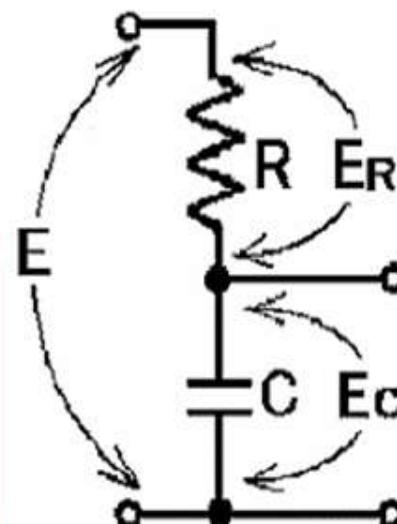
$$\text{低域遮断周波数 } f_L = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{1}{2\pi CR} = \frac{1}{2\pi\tau}$$



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。

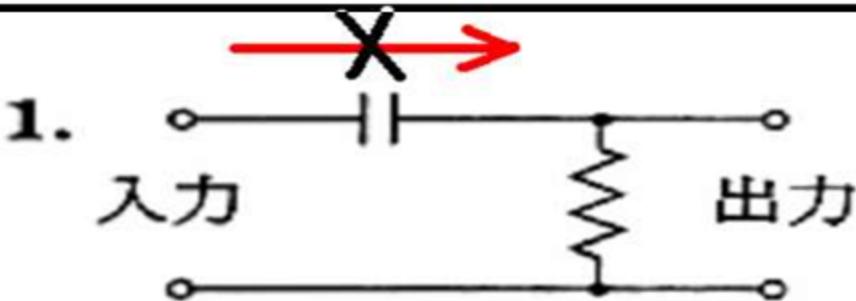
微分回路は、低周波遮断フィルタの特性をもつ。

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。

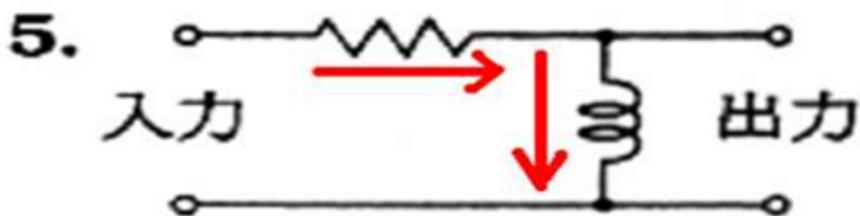
積分回路は、高周波遮断フィルタの特性をもつ。

微分回路は低周波を通しにくい回路

= 直流が通らない回路 と解釈する。



コンデンサは直流を通さないので、
この回路は直流入力に対して出力は〇



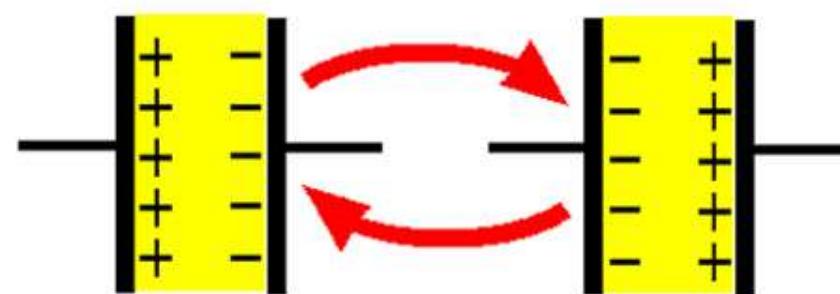
抵抗とコイルは直流を通すので、
この回路に直流を入力すると
出力はコイルでショート(短絡)して〇

コンデンサは直流電流を通さない。
(周波数 $f = 0$ の交流を通さない)



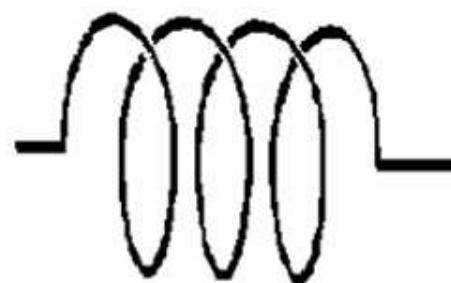
周波数の高い交流電流は、よく通す。

電流の向きが頻繁に変わると、
絶縁体に生じる静電気が頻繁に交換される。



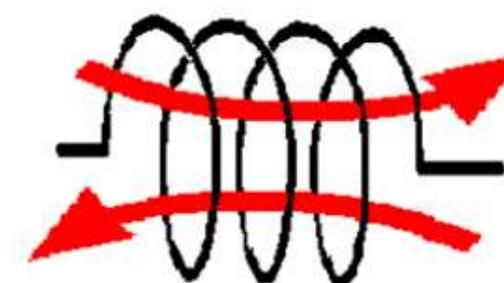
$$\text{容量リアクタンス } X_C = \frac{1}{\omega C} = \frac{1}{2\pi f C}$$

コイルは直流電流をよく通す。
(周波数 $f = 0$ の交流は、よく通す)



周波数の高い交流電流は、通しにくい。

電流の変化が多いと、
電流の変化を阻止する磁力線が多く生じる。



$$\text{誘導リアクタンス } X_L = \omega L = 2\pi f L$$

図の差動増幅器の2入力に100 mVの同相信号を入力したところ、出力端子には10 mVの同じ波形の出力が得られた。この差動増幅器の増幅度(逆相増幅度)を60 dBとすると、同相弁別比はいくらか。

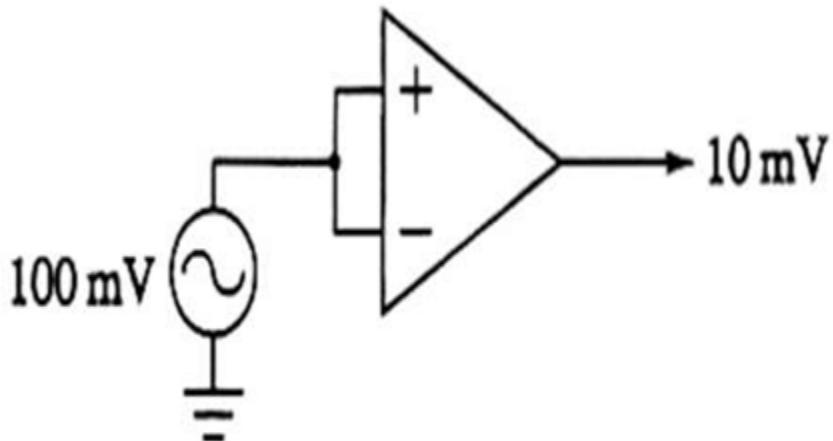
1. -20 dB

2. 20 dB

3. 40 dB

4. 60 dB

5. 80 dB



同相信号除去比（同相除去率、弁別比）

CMRR (Common Mode Rejection Ratio)

差動増幅器の性能評価の指標。 CMRRは大きいほど良い。

差動成分の増幅率を A_d 、同相成分の増幅率を A_c とすると、

同相信号除去比(弁別比) $CMRR = A_d / A_c$

差動信号電圧

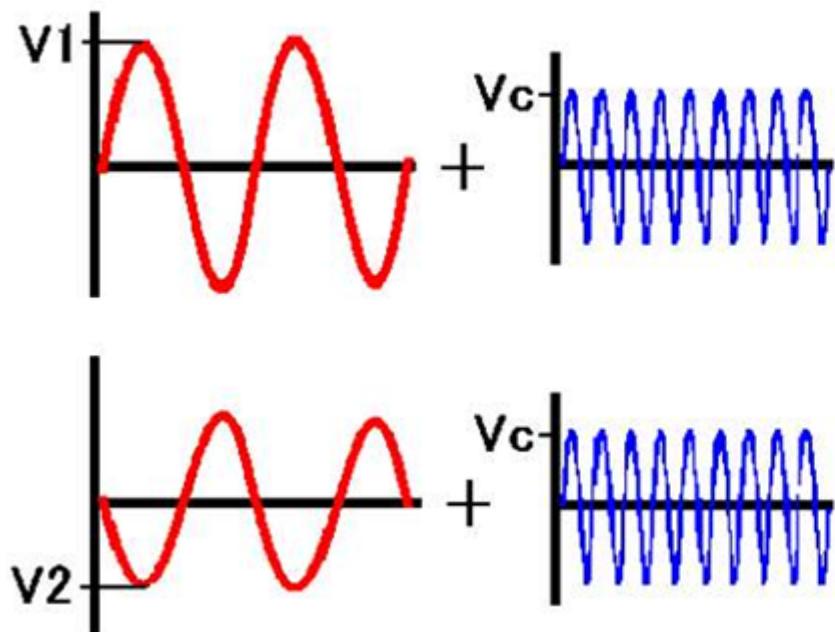
$$V_d = V_1 - V_2$$

同相信号

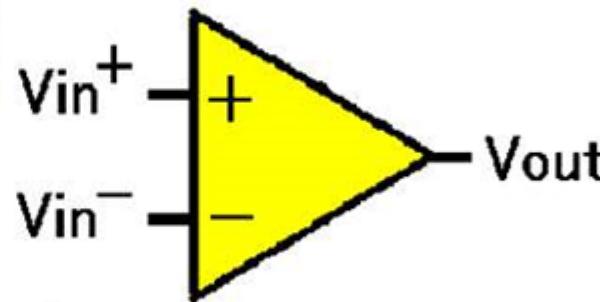
$$V_c$$

出力信号

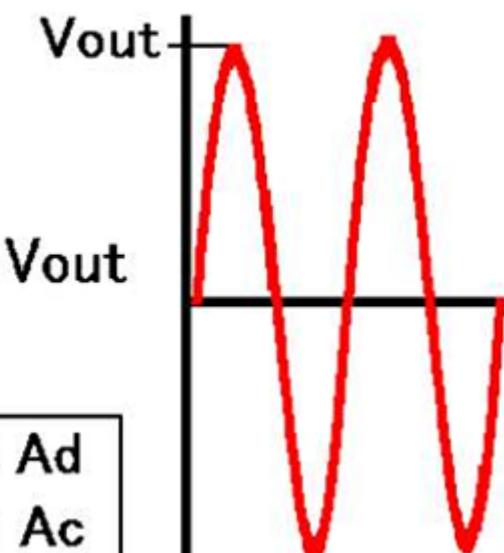
$$V_{out} = A_d V_d + A_c V_c$$



差動増幅回路



差動信号増幅率 A_d
同相信号増幅率 A_c



同相成分増幅率 $A_c = 10\text{mV} / 100\text{mV} = 0.1$

差動成分増幅率 $A_d = 1000 \quad (60 \text{ dB} = 20 \log_{10} 10^3)$

利得 Gain (dB) = $20 \log_{10}$ (増幅率)

弁別比 CMRR = $A_d/A_c = 1000/0.1 = 10000$ 倍

dB で表現すると、 $20 \log 10000 = 20 \log_{10} 10^4$

$$= 20 \times 4$$

$$= 80 \text{ dB}$$

CMRR を 直接、利得(Gain (dB))で計算する解法

差動成分利得 G_d (dB)

同相成分利得 G_c (dB)

弁別比 $CMRR = G_d - G_c$ (dB)

(対数は、割り算を 引き算 に変換する関数)

同相成分増幅率 $A_c = 10mV / 100mV = 0.1 = 10^{-1}$

$$= -20 \text{ dB} \quad (-20 \text{ dB} = 20 \log_{10} 10^{-1})$$

差動成分増幅率 $A_d = 60 \text{ dB}$

$$CMRR = 60 - (-20) = 80 \text{ dB}$$

差動増幅器の特徴

1. 反対位相信号を増幅して、同位相信号(ノイズ)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。