生体計測学概論 2
Biometrics

心電計、脳波計、筋電計

体表に電極を付けて、心筋、脳神経、筋肉から発生する微弱な脈流電流を測定。

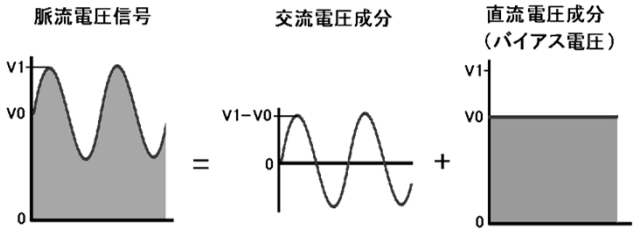
1

多くの生体信号は、脈流電圧信号である。
（直流電圧成分を、バイアス電圧という。）

測定したい信号は、交流成分だけ。

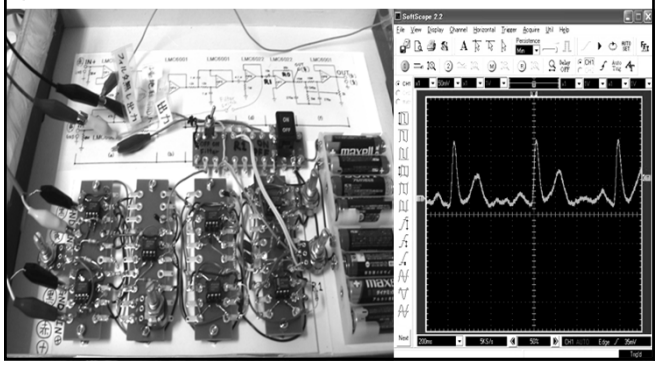
差動増幅回路を使うと、2つの電極から得る電圧信号のバイアス成分が相殺されて、交流成分だけを増幅できる。

bias【名】先入観、偏見、〔電気〕偏倚(へんい)、〔統計〕偏り



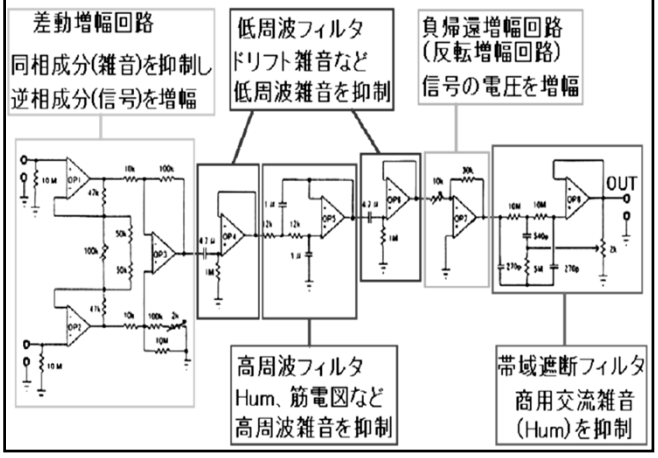
2

心電計 ECG（ Electro Cardiogram ）
心電計を用いた心電図測定
増幅回路、雑音を抑制する回路で作動する。



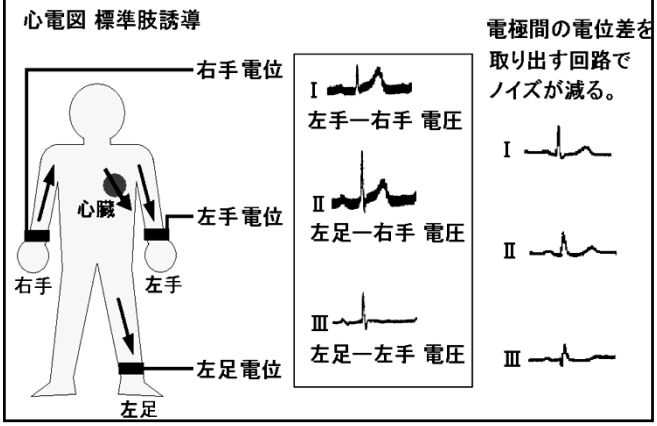
3

心電計 回路図 各回路ブロック の 働き



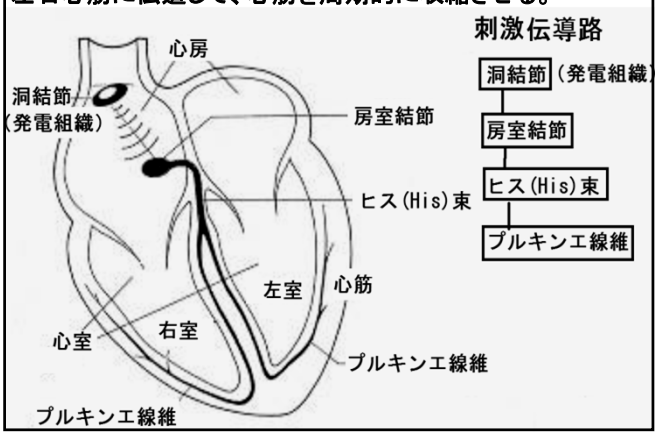
4

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）に付ける。



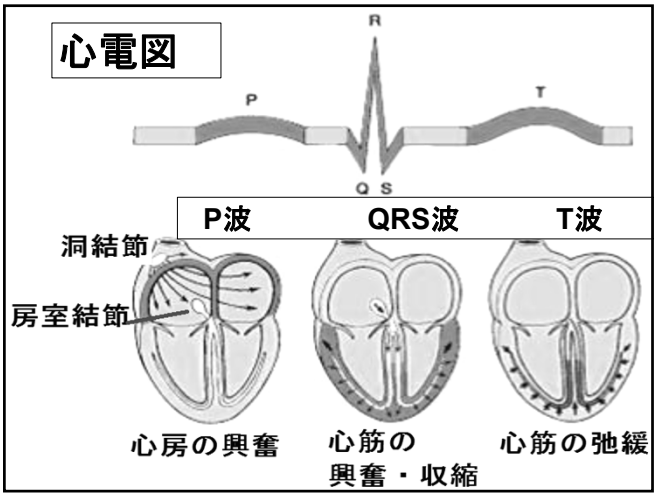
5

右房の洞結節から発生する間歇的なパルス状の電流が
左右心筋に伝道して、心筋を周期的に収縮させる。



6

心電図



7

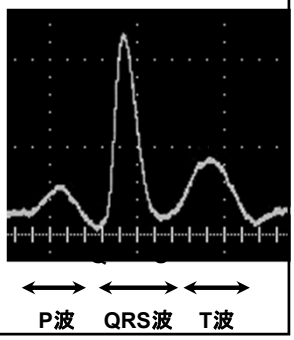
心電図の波形

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）

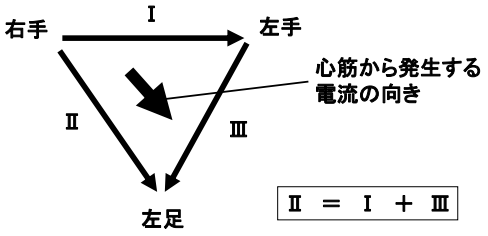
P　0.06～0.1s
　心房興奮は0.1秒以下
PQ　0.12～0.2s
　房室興奮伝達は0.2秒以下
QRS　0.06～0.08s
　心室興奮は 0.08秒以下
QT　0.3～0.45s
　心室収縮の間隔は0.45秒以下



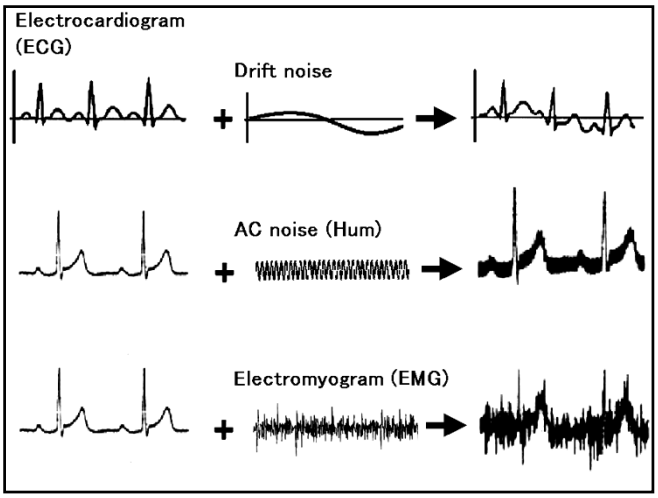
8

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



10

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。

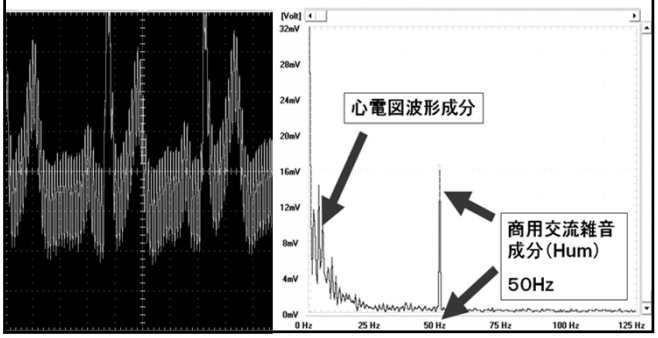
商用交流ノイズ （Hum）（周波数 50Hz）（西日本では 60Hz）
壁をはう 100V 交流電源の電線や、装置内部の電源回路のトランスなどから、周波数50Hzの電磁波が出ている。
検査ベッド位置の工夫、アース線の接地などで抑制できる。

筋電図 （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。

11

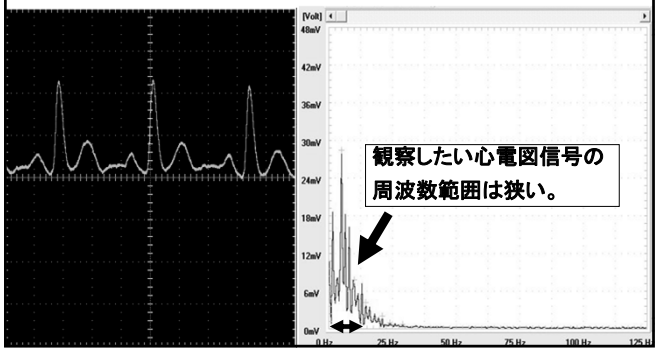
FFT（フーリエ解析、フーリエ変換）　Fast Fourier Transform
波形信号の中に、どの周波数成分がどれだけ入っているかを調べる。

50Hzのハム雑音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。



12

雑音の少ない心電図波形の周波数成分は
0.3 Hz ～ 30 Hz程度の狭い範囲の信号。



13

臨床で多い異常心電図　異常T波。心筋拡張が困難。
青汁など健康食品の過剰摂取によるカリウム過剰。

高カリウム血症

血清カリウム濃度の上昇とともに胸部誘導での高い尖鋭化したＴ波（テント状波），Ｐ波の減高，消失，PQ 間隔の延長，R 波の減高，QRS 間隔の延長，心室性期外収縮の出現，および心室細動，心停止が認められます。

本例は血清カリウム濃度が 8.2 mEq/L に増加した慢性腎不全患者

高カリウム血症は，的確に治療を行わないと短時間のうちに致命的な事態に陥る危険性があるため慎重な経過観察が必要です。

14

危険な心電図とは

P波（心房収縮）と QRS波（心室収縮）の
タイミングが合っていない心電図は危険。
心臓のポンプ機能が破綻している。
ペースメーカーなどの補助が必要。

心臓のポンプ機能が保たれているかを
心電図でチェックできることを理解する。

右心系：酸素の乏しい肺動脈血を
右心房（P波）→ 右心室（QRS波）→ 肺へ

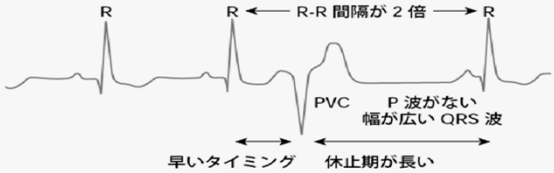
左心系：酸素を多く取込んだ肺静脈血を
左心房（P波）→ 左心室（QRS波）→ 大動脈へ

15

心室期外収縮 PVC　1分に数回程度なら正常内。

心室期外収縮 PVC Premature Ventricular Contraction

洞結節のリズムよりも早いタイミングで心室から刺激が出て，心室の興奮が起こることを心室期外収縮といいます。すなわち，心室のある部分から電気的な刺激が発生し，心室の興奮が心房の興奮よりも先に起こる不整脈のことをいいます。



洞結節からの刺激のリズムより早期のタイミングで，心室から電気的刺激が発生することにより心室が早期に興奮するものをいいます。

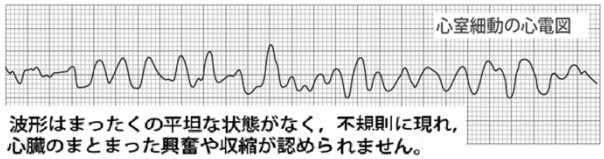
心室期外収縮はあらゆる疾患で見られ，健常者でも見られます。ときどき見られる散発型の心室期外収縮は，必ずしも病的とはいえません。急性心筋梗塞など重篤な心疾患をもっていると，危険な心室期外収縮が現れやすい場合があります。

16

心室細動　fibrillation　速やかにAEDが必要。
心筋が不規則運動している。ポンプ機能がない状態。
動脈に血液が送られていない。脳に酸素が行かない。

心室細動

心電図波形が，意味のある規則正しい波形のある部分を示さずに，まったく不規則な乱れた基線の揺れを示すのみになった状態が，「心室細動」です。　波形はまったく不規則に乱れ，心臓のまとまった興奮や収縮を認めず，心臓のポンプとしての機能が失われます。発症数秒で意識の消失をきたし，緊急に処置を施さない場合は死にいたる致死的不整脈です。



波形はまったくの平坦な状態がなく，不規則に現れ，
心臓のまとまった興奮や収縮が認められません。
心臓のポンプとしての機能が失われています。

17

AED　自動体外式除細動器

Automated External Defibrillator

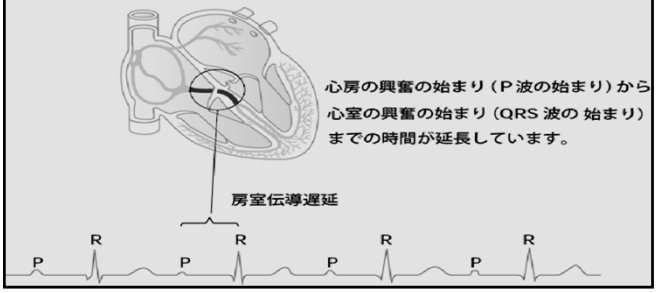
心室細動に対する救命器具

18

第Ⅰ度房室ブロック　　あまり危険ではない不整脈

第Ⅰ度房室ブロック

房室伝導速度の遅れにより心電図上のPQ(R)時間が延長します。PQ(R)時間が0.20秒以上延長したとき，第Ⅰ度房室ブロックといいます。ただし，加齢とともにPQ(R)時間が延長するので注意してください。　一般に，第Ⅰ度房室ブロックは，治療の対象となりませんが，経過観察中，第Ⅱ度，第Ⅲ度房室ブロックへの進展がみられれば 治療の対象 となります。24時間ホルター心電図での検討が必要です。

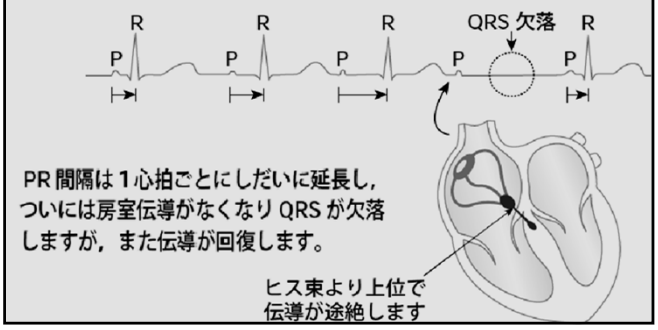


19

第Ⅱ度房室ブロック　　あまり危険ではない不整脈

第Ⅱ度房室ブロック（ウェンケバッハ型）

ウェンケバッハ型では，房室伝導時間がしだいに長くなり，ついには房室伝導がなくなる周期を短時間で繰り返します。比較的予後の良い不整脈ですので，急いで治療する対象とはなりませんが，心筋梗塞などにみられる場合は，処置が必要です。

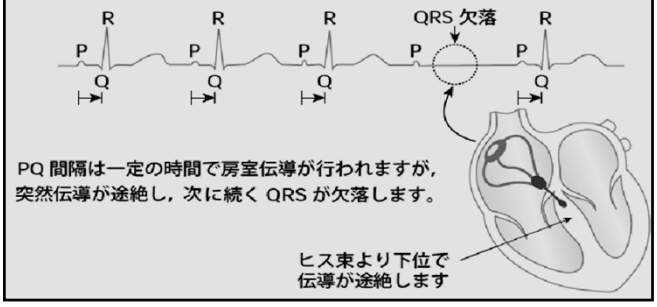


20

第Ⅱ度房室ブロック　　少し危険な不整脈

第Ⅱ度房室ブロック（モビッツⅡ型）

モビッツⅡ型は，房室伝導時間には変化がなく，突然房室伝導が中断されます。
高度房室ブロックに移行する可能性が高く慎重に経過を観察します。
ウェンケバッハ型とは異なり，ヒス束より下部でのブロックが考えられ，
ペースメーカーの植え込みを検討します。

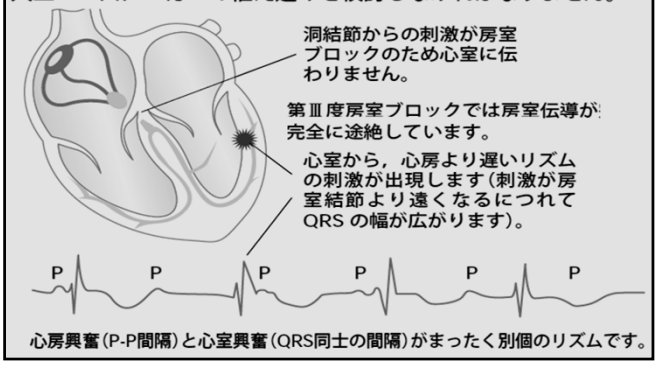


21

第Ⅲ度房室ブロック　　危険な不整脈
心房と心室の収縮タイミングが合っていない。

第Ⅲ度房室ブロック

人工ペースメーカーの植え込みを検討しなければなりません。



22

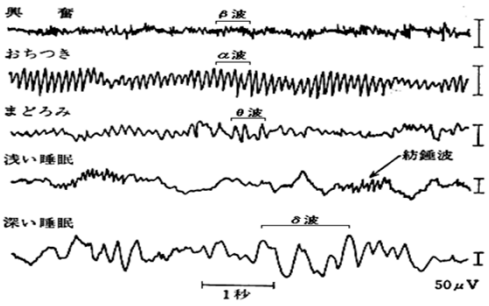
心臓ペースメーカーの誤作動（オーバーセンシング）

X線検査や、携帯電話の電磁波で、ペースメーカー装置内の半導体 に電磁誘導が発生し、その電流を心臓の電気的興奮現象と感知(センシング) するため、ペースメーカーからの心臓への刺激電流が停止する(オーバーセンシング)。心停止の危険がある。
X線検査、CT，X線照射治療、および
携帯電話の電磁波でオーバーセンシングの危険あり。

23

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　とろとろと眠くなって来た時に現れる。
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。



24

2009年　国家試験模試　　解答 3

脳波周期が θ 波であるのはどれか。　1秒間 は 1000 ms

1． 50 ms	= 1秒間で 50ms は20回 ＝	20 Hz	β波
2． 120 ms	= 1秒間で 120ms は約8回＝	約 8 Hz	α波
3． 240 ms	= 1秒間で 240ms は約4回＝	約 4 Hz	θ波
4． 550 ms	= 1秒間で 550ms は約2回＝	約 2 Hz	δ波
5． 730 ms	= 1秒間で 730ms は約1.3回＝	約 1.3Hz	δ波

脳波の周波数				
	熟睡状態	デルタ波	δ	約 2 Hz
	軽眠状態	シータ波	θ	約 5 Hz
	安静状態	アルファ波	α	約 10 Hz
	活発状態	ベータ波	β	約 20 Hz

昏睡、爆睡状態でも 0.5Hz（2秒で1回振動）以下の脳波は無い。
0.5Hz 以下の交流信号は、CR結合回路で脳波信号から除去する。

25

筋電図　EMG　Electromyogram

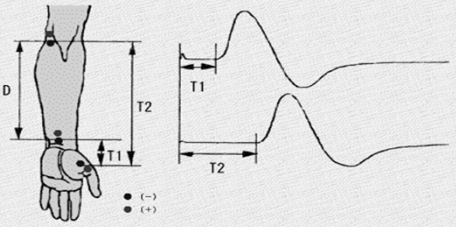
筋線維から発生する活動電位を測定。
筋線維収縮状態の、定量的な時間経過を解析する。

26

運動神経伝導検査 MCS

1） 原理

運動神経の神経幹を経皮的に近位部と遠位部の2点で別々に電気刺激し、末端の支配筋よりM波をそれぞれ導出します。
両者の潜時差で2点の刺激間距離を割りm/secの単位で表したものが運動神経伝導速度(MCV)です。

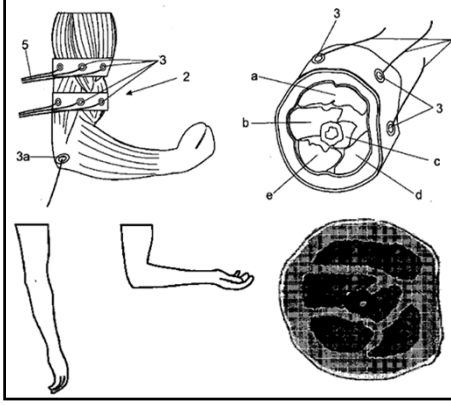


$$MCV\ (m/sec) = \frac{D}{T2-T1}$$

D　刺激間距離
T1　遠位部刺激からM波の立ち上がりまでの潜時
T2　近位部刺激からM波の立ち上がりまでの潜時

27

腕や足の断層筋電図が開発されている。
（北大工学部で研究中）。



EMG-CT
Electro-Myogram CT

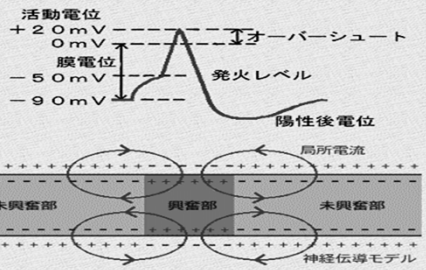
腕を動かした場合の、腕の筋肉の活動性を断層画像で観察できる。

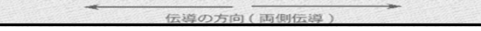
28

興奮と伝導

膜電位(静止膜電位)は、筋線維、神経線維ともに約 −90mV(内側に陰性)で分極とよばれる状態にありますが、刺激が加わるとNa⁺イオンが細胞内に流入して静止膜電位は＋に転じていきます。これを脱分極といいます。
閾値(約 −50mV)以下の刺激では膜電位は徐々に＋に転じていきますが、閾値を越えると全か無かの法則にしたがって、膜の透過性が急速に高まり、Na⁺イオンが急激に細胞内に流入します。
そして一気に膜電位は +20mV前後に高まり、活動電位(興奮)が発生します。

脱分極の後は、膜電位をもとの −90mVに戻すために、K⁺イオンが細胞外に流出し再分極が生じます。





29

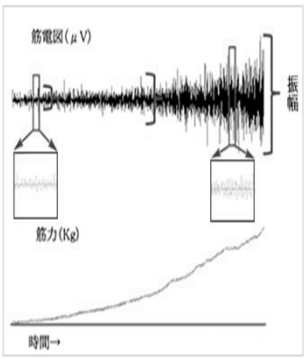


図2　力を増加と筋電図の変化

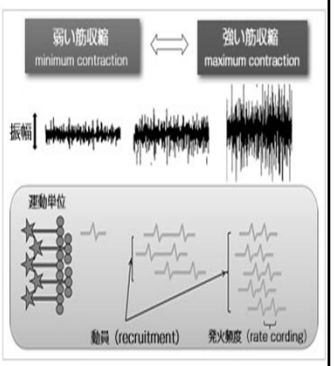


図3　動員と発火頻度による力の調節

30

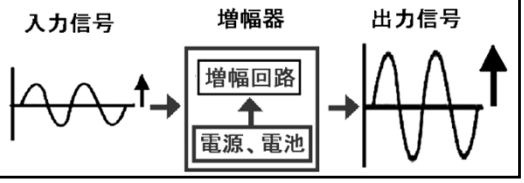
生体信号の電圧は 非常に低い。数μV～mV 程度。

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。



31

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　0．05～200　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

ほとんどの生体信号は、周波数フィルタだけでは
ノイズ除去ができない。

32

電極の分極電圧

体表に電極を付ける場合、ペースト（電極のり）を塗る。
ペーストは、電子を通す必要があり電解液（主成分は NaCl）が入っている。
測定装置から電極に電流が多く流れると、金属電極からペースト内に電子が流れる。
ペーストは電気抵抗（電極インピーダンス）R を持つので電圧が発生する。

また、電極自体にイオン化傾向の異なる部位があると（一部分が錆びているなど）、ペーストを介して電極の局所間で電圧 が発生する。

これらの電極接触面に生じる電圧を、分極電圧という。

33

電極接触面の、抵抗値（電極インピーダンス）を下げるには、

ペーストを厚く塗らない。

ペーストが厚いと ペーストの厚さが呼吸運動で変動する不都合も生じ、ドリフトノイズが増加する。

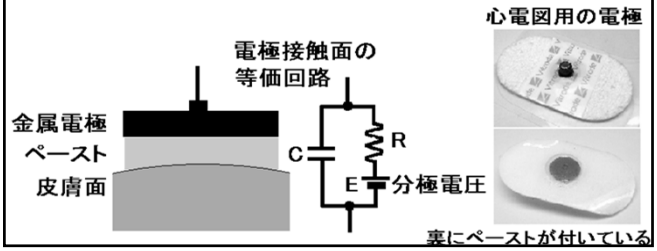
電極接触面の、静電容量を下げるためには、

面積の小さい電極を使う。 被検者の汗を良く拭き取る。

接触面の汗が多いと、皮膚面側のコンデンサ電極に相当する面積が大きくなる。

34

接触皮膚面と金属電極の間の電解質に、電子（電荷）がたまるので、静電容量（コンデンサ）と等価の状態にもなり、CR結合回路のように、入力信号が変動すると検出電圧の変動が生じる。
電極接触面の 抵抗 R、静電容量 C、分極電圧 E は、測定値を不正確にするので、小さいほうが望ましい。



35

電極接触面の、分極電圧を下げるためには、

錆びた電極を使わない。
錆びにくい、イオン化傾向の小さい金属の電極を使う。
銀、水銀、白金、金 など。

Ag-AgCl（銀電極の表面に塩化銀の膜が形成されたもの）
（古い銀電極はペーストのCl で表面に塩化銀の膜が付く）
は、ペースト内の Cl とは イオン交換しないので、理想的な電極として、不分極電極 と呼ばれる。

生理的食塩水に入れて保存する。塩化銀の膜が維持される。
（わざと古くする処理なので、Aging という。）

36

電極接触面の、分極電圧を下げるためには、

できるだけ電極に電流が流れない装置を使う。
（入力インピーダンスの高い増幅器を使う。）

インピーダンス とは、生体に流れる電流などの
交流、脈流電流に対する抵抗値。

インピーダンスが低い装置で生体計測を行うと、
生体に付けた体表電極に、装置が電流を流してしまう。
測定装置が体表微弱電流の測定を邪魔してはいけない。

37

問 216☆ (2002)

生体電気現象を計測する装置として適切なのはどれか。

a　入力インピーダンスが大きい。
b　電極インピーダンスが小さい。
c　電極分極電圧が大きい。
d　入力電流が大きい。
e　同相信号除去比が大きい。

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

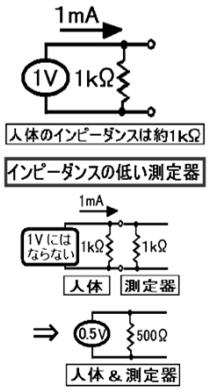
答 2

38

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 = 1mA 。

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。）

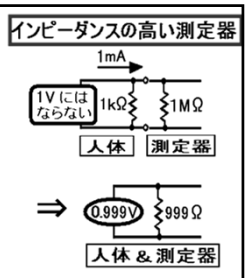


39

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。

40

増幅度、利得　デシベル　ディービー　dB
decibel 【名】〔物〕デシベル【略】dB

デシ（d）は、10分の1の意味。
ベル（B）は、本来は騒音の単位。電話の発明者の名前。
現在は、増幅回路（アンプ）の利得の指標に使われる。

人間の感覚は、音や振動などの物理量は対数的に感じる。
（音の物理エネルギーが10から100に増えると、音の大きさが2倍に聞こえる。）

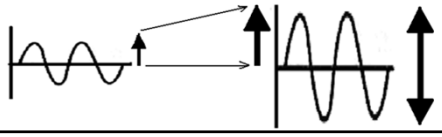
人間の感覚と比例する指標なので便利。
増幅回路を複数つないだ装置の増幅率の合計が計算しやすい。（対数は、かけ算を足し算に変換する。）

増幅度の対数を、利得（ ゲイン gain ）という。
（正確には、dBは増幅度の単位ではなく、利得の単位）

41

デシベル　dB ： ゲイン（ gain　G ）の単位

電力など、マイナスの値を取らない物理量の場合、
$G = 10 \log_{10}$（出力／入力）
（ G の10分の1の値が、増幅度の対数（ゲイン））
電圧や電流など、マイナスの値もある物理量の場合、
$G = 20 \log_{10}$（出力／入力）
マイナス方向にもゲインが広がるので、2倍にする。

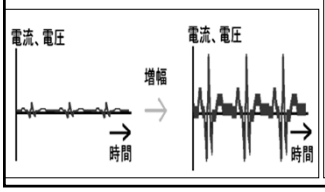


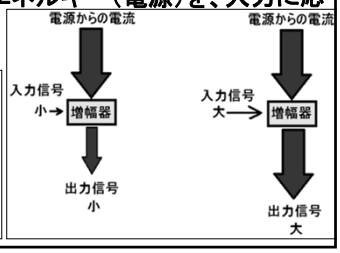
42

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こと。





43

問 210☆　　（既出問題）

60 dB と 20 dB の増幅器を直列に接続したときの全利得はどれか。

1.　40 dB
2.　60 dB
3.　80 dB
4.　120 dB
5.　1,200 dB

〔注解〕 いくつかの増幅器を直列に接続した場合，それらの利得がデシベル表示であるならば，それらすべての和，すなわち，60 dB＋20 dB＝80 dB として利得を計算できる。　答 3

44

ゲイン 60dB の増幅器（アンプ）とは、100万倍の増幅率。
G = 60 = 10 $\log_{10}$(出力電力／入力電力)
$\log_{10}$(出力／入力) = 6　→ 出力／入力 = 10^6（100万倍）

ゲイン 20dB の増幅器とは、100倍の増幅率。
G = 20 = 10 $\log_{10}$(出力電力／入力電力)
$\log_{10}$(出力／入力) = 2　→ 出力／入力 = 10^2　（100倍）

これらの増幅器を直列にすると、
100万倍 x 100倍 = 1億倍（10^8 倍）の増幅率になる。
出力／入力 = 10^8 → ゲイン　G = 10 $\log_{10}$(10^8) = 80 dB

dBは対数の指標なので、このような面倒な計算をしなくても単純に 60 と 20 を足せば、同じ結果が得られて便利。

45

問 214☆　　(2001)

生体電気計測用増幅器で正しいのはどれか。

1. 入力インピーダンスは電極インピーダンスと等しくする。
2. 差動増幅器の同相弁別比は小さい方がよい。
3. 増幅帯域は信号帯域の10倍以上必要である。
4. 出力側でのSN比は大きい方がよい。
5. 直流電源のリップルは大きい方がよい。　答 4

46

S/N 比　　信号対雑音比　　Signal / Noise　ratio

入力信号、または出力信号における
測定したい信号（Signal）と、ノイズ（Noise）の比率。
単位は dB。 S/N 比 は、大きいほうが望ましい。

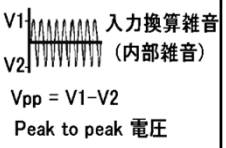
入力換算雑音 （ 内部雑音、 フリッカー雑音 ）

測定装置の入力端子間を、抵抗器でつないで、
入力信号がない状態で出る雑音信号の大きさ。
測定器自体が発生するノイズ（内部雑音）の大きさ。
Peak to peak 電圧で表示。 小さいほうが望ましい。

47

生体信号の測定装置に必要な入力換算雑音の限度

	信号電圧	入力換算雑音
心電図	1～5mV	10μV 以下
脳波	1～500μV	3μV 以下
筋電図	0.01～10mV	5μV 以下



入力換算雑音が10μV の増幅器で、
1mV の入力信号を測定すると、S/N比は

S/N 比 = 20 $\log_{10}$(Signal / Noise)
= 20 $\log_{10}$(1mV / 10μV)
= 20 $\log_{10}$(10^2)
= 40 dB

48