

ELETTROCARDIOGRAFO ANALOGICO MONOCANALE.

Blocchi funzionali:

1) CAVO PAZIENTE

- Ciascuno dei cavi è schermato singolarmente per minimizzare le interferenze di rete;
- I cavi si riuniscono nella scatola di derivazione e proseguono in un unico cavo schermato con una guaina.

2) CIRCUITO SELETTORE DELLE DERIVAZIONI

(STADIO DI INGRESSO DELL'ELETTROCARDIOGRAFO: RETE DI RESISTORI E SELETTORE DELLE DERIVAZIONI)

- Un insieme di resistenze e interruttori che mettono in comunicazione le varie resistenze con i vari punti di prelievo per realizzare le varie derivazioni (fondamentali, aumentate e precordiali);
- Prelevo il potenziale su RA, LA, LL e su V con l'elettrodo esplorante (per le derivazioni precordiali);
- Il selettore delle derivazioni è una matrice di interruttori, è un multiplexer (tanti ingressi possibili, una singola uscita);
- Al selettore segue l'amplificatore per strumentazione;
- AB: sono stadi buffer non invertenti, eventualmente dotati di amplificazione (il guadagno è pari a $1 + R_2/R_1$; perchè non ci sia amplificazione scollego R_1 , che quindi va ad ∞ , e cortocircuito R_2 , che quindi va a zero) \rightarrow servono per prelevare correttamente il segnale e per offrire impedenza elevata al paziente, all'elettrodo e al generatore.

Questi segnali sono inviati:

1. Per misurare le derivazioni fondamentali (I, II, III), direttamente all'amplificatore per strumentazione, senza particolari elaborazioni;
2. Per misurare una delle 6 derivazioni precordiali ho bisogno del terminale centrale (CT) di Wilson in W: cioè della media dei 3 potenziali che stanno in A, B, C (RA, LA e LL), e dell'elettrodo esplorante che rileva V.

Il selettore delle derivazioni invia all'amplificatore per strumentazione CT e il potenziale in V (a seconda della posizione sarà V_1, V_2, V_3, V_4, V_5 e V_6).

3. Per misurare le derivazioni aumentate?

Se per esempio devo misurare aV_F , faccio la media dei potenziali in A e in B e la confronto col potenziale in

corrispondenza della gamba sinistra (LL).

Analogo per le altre derivazioni a V_R e aV_L .

- ➤ RUOLO DEI BUFFER (sono necessari sia in ingresso che in uscita).

In ingresso sono necessari perché la rete di resistori corrisponde ad un carico di resistenza bassa (5-10 $k\Omega$) rispetto alla resistenza di contatto elettrodo-cute \Rightarrow devo impedire che la rete di resistori richieda cariche al generatore (che è il cuore del paziente). *Se collegassi la rete di resistori direttamente al paziente, senza buffer, connetterei fisicamente tra loro RA, LA e LL \Rightarrow la resistenza vista dal paziente non sarebbe quella infinita di un misuratore di tensione, ma sarebbe quella della rete.*

In uscita sono necessari perché il selettore delle derivazioni è un elemento passivo (un insieme di interruttori), non è un generatore ideale di tensione \Rightarrow devo interfacciarlo con un misuratore ideale di tensione (cioè un buffer).

I buffer in uscita sono quelli dello stadio di ingresso dell'amplificatore per strumentazione.

- MANOPOLA DEL SELETTORE DELLE DERIVAZIONI:

consente la selezione delle varie derivazioni.

L'ultima posizione della manopola si riferisce all'elettrodo esploratore posizionato sulla gabbia toracica per rilevare V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 e V_6 .

La prima posizione della manopola è la posizione di calibrazione: quando si trova in questa posizione l'operatore preme il pulsante di calibrazione e si chiude un circuito composto da un partitore resistivo ed una batteria (generatore di tensione costante). Ai capi del partitore deve esserci una ddp di 1 mV, che viene inviata in uscita così che si possa verificare sulla carta la corrispondenza tra 1 mV (segnale costante) e i mm di deflessione verticale della traccia.

3) PREAMPLIFICAZIONE

- Costituita dal buffer (offre impedenza infinita a ciascuno degli ingressi selezionati) e dall'amplificatore per strumentazione (effettua la differenza tra i due ingressi selezionati per poter effettuare la derivazione)

4) CIRCUITO PILOTA DI GAMBA DESTRA

- È un circuito inserito in controreazione: rimanda al paziente un segnale uguale ed opposto a quello di modo comune per cancellarlo definitivamente;
- Distingue l'elettrocardiografo per diagnosi da quello per monitoraggio;

- SENZA CIRCUITO:
 - la corrente di disturbo, dovuta all'alimentazione di rete, entra nel paziente attraverso una capacità parassita (è detta parassita perché non è un componente elettronico inserito appositamente): è una corrente parassita poiché idealmente non dovrebbe fluire nel paziente, ed è detta di dispersione perché viene tipicamente dispersa attraverso le capacità parassite;
 - la corrente di disturbo attraversa il paziente e si richiude a terra provocando la tensione di modo comune nel paziente V_C ;
- Per poter eliminare V_C devo sapere quanto vale, quindi oltre alla differenza dei due potenziali sugli elettrodi misuro la tensione di modo comune e la reinietto attraverso l'elettrodo di gamba destra;
- Il paziente è il nodo differenziale di un loop di controreazione: prelevo il segnale, estraggo il solo modo comune, lo amplifico e lo inverto e lo rimando al paziente;
- Prelevo il segnale dal 1° stadio dell'amplificatore per strumentazione: invece della differenza dei due segnali in uscita, faccio la somma (scompare il termine $A_d V_d / 2$: corrisponde alla metà del potenziale differenziale amplificato); prevale il modo comune, che viene amplificato invertito e rimandato al paziente;
- La tensione di feedback reinviata al paziente è pari a $V_f = -R_f / R * 2V_C$ (inversione e amplificazione di V_C);
- Come faccio a re-inviare al paziente V_f ?
 Serve un altro elettrodo (elettrodo di gamba destra), con la sua resistenza di contatto RE_3 , ed un altro cavo.

Cosa succede all'interno del paziente?

Fluisce una corrente di disturbo dovuta all'alimentazione di rete.

Il circuito è analogo ad un condensatore in cui un'armatura è costituita dall'alimentazione di rete, l'altra dal paziente.

La corrente di disturbo è una corrente di spostamento (le cariche sono richiamate sugli elettrodi del condensatore) ed è responsabile della presenza del modo comune nel paziente (il paziente è un buon conduttore: ha una resistenza pari a 1000Ω a 50 Hz) → *l'impedenza del paziente è più bassa di quelle di contatto degli elettrodi, di quelle all'ingresso dei buffer e di quella a 50 Hz del condensatore di accoppiamento.*

Il paziente è un buon conduttore, inoltre il potenziale è uguale in ogni suo punto ⇒ è un potenziale di modo comune a 50 Hz prodotto dalla corrente di disturbo che ha frequenza 50 Hz.

- CON IL CIRCUITO (quando applico l'elettrodo di gamba destra):
 - la corrente di disturbo invece di richiudersi a terra attraverso un altro condensatore di accoppiamento tra paziente e terra fluisce all'interno dello stadio di uscita del sommatore;
 - la corrente di disturbo si richiude a massa attraverso la resistenza di contatto dell'elettrodo di gamba destra e poi attraverso l'uscita dell'amplificatore;
 - il circuito è una sorta di cortocircuito dal punto di vista delle impedenze: l'impedenza di uscita è circa 0 (cioè trascurabile rispetto alle altre).
- $V_C = V_F + I_d R E_3$ (che è la caduta di potenziale ai capi dell'elettrodo di gamba destra dovuta ad I_d);
- $V_F = -2 * V_C * R_f / R \Rightarrow V_C = -2 * V_C * R_f / R + I_d R E_3 \Rightarrow V_C = I_d R E_3 / 1 - A$
- 1-A è una grandezza molto maggiore di 1 (in modulo);
 scelgo $A (= R_f / R) \gg 1$ così che $V_C \rightarrow 0$: questo è il concetto base della controreazione usata per annullare il segnale di modo comune.

5) FILTRAGGIO

- Per eliminare i disturbi a bassa frequenza (dovuti al respiro):
 - filtro passa-alto,
 se si sta facendo diagnosi è impostato ad una frequenza di taglio molto bassa (0.05 Hz); per il monitoraggio è impostato ad una frequenza di taglio più alta (0.5 Hz)
- Per eliminare il disturbo di rete:
 - filtro di Notch (filtro elimina banda) centrato a 50 Hz, circuito di gamba destra (se sto facendo diagnosi);
 - filtro passa-basso con frequenza di taglio a 40 Hz (se sto monitorando);
- Per eliminare i disturbi dovuti alla contrazione muscolare:
 - questo disturbo è un segnale elettromiografico si estende fino a 30-35 Hz \Rightarrow cade nella banda del segnale elettrocardiografico
 - ho un segnale di natura stocastica di difficile eliminazione, la soluzione è ancora in fase di studio;
- Per eliminare artefatti da movimento dell'elettrodo:
 - uso elettrodi adesivi (monouso), a pinza o a ventosa (riutilizzabili);
 - se l'elettrodo si muove ho uno spostamento delle cariche all'interfaccia tra metallo e soluzione, quindi un'alterazione del potenziale

6) CIRCUITO DI PILOTAGGIO DEL GALVANOMETRO

- Nei tradizionali sistemi di scrittura analogici (dotati di pennino) serve un circuito che fornisca la giusta corrente al galvanometro di scrittura.

Questo circuito produce una corrente idonea proporzionale al segnale in ingresso

7) GALVANOMETRO DI SCRITTURA A BOBINA MOBILE:

- Il galvanometro è un dispositivo che traduce corrente elettrica in momento magnetico:
 - è composto di due magneti permanenti, Nord e Sud, che creano un campo magnetico costante B (radiale, diretto da N a S).
 - B investe una bobina costituita da n spire
 - nella bobina viene fatta scorrere una corrente I (proporzionale all'ampiezza del segnale ECG da tracciare, costituita da cariche che si muovono a velocità v);
 - la corrente che scorre nella bobina produce un campo magnetico che si oppone a quello esterno
 - in ogni tratto di spira si genera una Forza di Lorentz ($F = qv \times B$)
 - la Forza di Lorentz valutata considerando direttamente la corrente, passante per n spire, è $F = nILB$: perpendicolare ad I ed a B (regola della mano sinistra);

L è la lunghezza del tratto di conduttore immerso nel campo)

 - nei due lati opposti (paralleli ai magneti) ottengo F e $-F$ (I scorre in versi opposti): due forze uguali ed opposte poste a distanza b (braccio, cioè la larghezza della bobina) creano un momento che fa ruotare intorno ad un'asse la bobina mobile
 - il pennino solidale alla bobina ruota di conseguenza;
 - c'è una molla di torsione che serve a riportare a zero l'equipaggio mobile (bobina+pennino) quando non c'è corrente.
- La scrittura avviene sulla carta termica: nella punta del pennino c'è una resistenza che si scalda per effetto Joule che, muovendosi sulla carta (che scorre a velocità costante), ne scioglie lo strato superficiale scoprendo il sottostante strato nero;
- Come si calcola la sensibilità del galvanometro?
La sensibilità di uno strumento in generale è il più piccolo valore della grandezza che lo strumento può rilevare. È una sorta di guadagno: l'effetto che riesco a produrre in base alla causa che lo sta producendo.

Nel galvanometro ottengo una certa deflessione del pennino a causa del passaggio della corrente I (proporzionale all'ampiezza del segnale ECG).

La rigidità della molla di torsione è $g = \Delta M / \Delta \theta$, dove ΔM è la coppia necessaria per produrre una deflessione angolare $\Delta \theta$ del pennino.

Istante per istante la coppia della molla ΔM equilibra la coppia prodotta dalla forza F moltiplicata per il braccio e per il numero di spire: $\Delta M = Fb = nBILb = g\Delta \theta \Rightarrow$ la sensibilità è $S = \Delta \theta / I = nBLb/g$

- **REGOLAZIONE DI GUADAGNO:** c'è una manopola che mi permette di regolare meccanicamente il guadagno (il rapporto mm/mV, cioè a quanti mm di deflessione sulla carta corrispondono i mV del segnale). Sono valori standardizzati (0.5, 1, 2) e vanno a costituire l'asse delle ordinate.

Con la calibrazione verifico se c'è scostamento dal valore nominale;

- **REGOLAZIONE DELL'OFFSET DEL PENNINO:** c'è una manopola che mi permette di regolare meccanicamente la posizione della punta del pennino (che quando non c'è segnale in ingresso deve trovarsi sullo zero)

8) MOTORE ELETTRICO

- La velocità di rotazione dell'albero motore deve essere adattata alla velocità di trascinamento della carta;
- **REGOLAZIONE DELLA VELOCITÀ DI TRASCINAMENTO DELLA CARTA:** c'è una manopola che mi permette di regolare meccanicamente la velocità di trascinamento della carta. Sono valori standardizzati (25, 50 mm/s) che vanno a costituire l'asse dei tempi

PRINCIPIO DI FUNZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI

- Gli elettrodi per il prelievo di segnali fisiologici sono detti bioelettrodi: sono assimilabili a semi-celle elettrolitiche in cui un metallo noto è immerso in una soluzione di un suo sale.
- Nel caso dell'elettrocardiografo, gli elettrodi sono adesivi monouso di Ag, ricoperti da un sottile strato di AgCl ed immersi in un gel saturo di AgCl.
- $Ag \rightleftharpoons Ag^+ + e^-$, Ag si ossida e si ottengono ioni positivi ed elettroni; Gli elettroni in eccesso restano nel metallo, gli ioni positivi vanno in soluzione e si combinano con Cl^- , formando il sale AgCl. Così si ottiene una struttura analoga ad un condensatore carico, ai capi del quale c'è una ddp E tipica dei materiali che compongono il semielemento (nel caso di Ag e Cl, $E=0.2$ V).
- A circuito aperto (all'equilibrio), senza applicare l'elettrodo al paziente, ai capi della struttura (all'interfaccia tra elettrodo e soluzione) si forma il potenziale E: schematizzazione analoga al condensatore carico.
- Quando applico l'elettrodo sulla parte di cute del paziente, questo viene a contatto con un sovrapotenziale rispetto ad E (il potenziale rilevato sarà $E + \text{quello prodotto dalla sorgente esterna}$, per esempio il muscolo cardiaco).

Il sovrapotenziale sposta il sistema dall'equilibrio iniziale provocando reazioni di ossido-riduzione e quindi un passaggio di corrente nel circuito dovuto a:

- Elettroni nell'elettrodo che si muovono in direzione opposta alla corrente;
- Cationi nella soluzione che si muovono nella stessa direzione della corrente;
- Anioni nella soluzione che si muovono in direzione opposta alla corrente.
- CONDUZIONE:
 1. IONICA (nel gel di accoppiamento (soluzione) e nel paziente);
 2. ELETTRONICA (nel metallo e nei circuiti elettrici degli amplificatori).
 ⇒ l'elettrodo trasduce le correnti ioniche prodotte dall'attività cardiaca in correnti elettroniche utilizzabili nei circuiti elettronici.
- Quando applico due elettrodi per registrare una derivazione prelevo il segnale in maniera differenziale ⇒ il potenziale E di elettrodo scompare poiché è un segnale di modo comune

CIRCUITI DI PROTEZIONE DALLE SOVRATENSIONI IN INGRESSO

- Sono elementi passivi posti subito prima dei buffer o subito prima del pilota di gamba destra.
- L'elettrocardiografo preleva i segnali, li invia all'unità centrale e poi al sistema di scrittura.
L'unità centrale invia un segnale di feedback alla gamba destra del paziente per eliminare la tensione di modo comune.
- Prima dei primi elementi attivi che il segnale incontrerà (buffer, pilota di gamba destra), ci sono questi elementi passivi che servono a proteggere i dispositivi stessi da sovratensioni.

Ipotizziamo che la sovratensione sia un disturbo impulsivo (con un contenuto in frequenza elevato). I DISPOSITIVI DI PROTEZIONE SONO:

- ★ Filtro con una cella passa-basso R-C;
- ★ GDT (Gas Discharge Tube = Tubo a Scarica di Gas)
 - è un contenitore in vetro o ceramica dentro cui sono posti due elettrodi che si affacciano (uno dei quali è posto a massa);
 - all'interno del contenitore c'è un gas inerte;
 - se in ingresso ho una tensione impulsiva (evoluzione temporale rapida, ampiezza elevata), ritrovo su un elettrodo questo potenziale (l'altro è a massa);
 - tra i due elettrodi si forma, di conseguenza, un campo elettrico molto elevato: supera la rigidità dielettrica del gas che quindi si ionizza;
 - il gas da isolante diventa conduttore e tra i due elettrodi scocca un arco (una scintilla): una corrente che cortocircuita la corrente verso massa e gli impedisce di arrivare al buffer;
 - questo sistema di protezione si trova sia sulla linea che porta il segnale dal paziente alla macchina, sia sulla linea che porta il segnale dalla macchina al paziente;
- ★ Spark gap
 - è costituito da un contenitore in cui sono posti due elettrodi a punta (il campo elettrico si concentra sulle punte) uno collegato a massa, l'altro collegato a terra;
 - non c'è gas inerte, normalmente c'è aria;
 - se il campo elettrico tra le due punte supera un certo valore, scocca una scintilla e i due elettrodi vengono cortocircuitati (uno a massa, uno a terra);

- ❑ la parte flottante (quella applicata al paziente) deve essere collegata a massa (per la sicurezza del paziente) e deve essere isolata elettricamente dal resto dell'elettrocardiografo;
- ❑ il resto dell'elettrocardiografo deve essere invece collegato a terra per sicurezza;
- ❑ non è bene che la parte flottante, essendo isolata, giunga a potenziali troppo diversi da quello di terra, altrimenti riscoccherebbe l'arco e i due potenziali verrebbero riequilibrati;

★ Coppia di diodi

- ❑ ho due diodi collegati a due batterie, oppure due diodi zener;
- ❑ serve a limitare la tensione in ingresso (tipicamente non impulsiva): i diodi hanno bisogno di tempo per entrare in conduzione, non sono rapidi (devono svuotare le cariche che hanno nella giunzione);
- ❑ si usano per evitare che la tensione impulsiva in ingresso superi la tensione delle batterie $+o - V$ (o la tensione di rottura V_Z nel caso della coppia di diodi zener)

CIRCUITI DI PROTEZIONE DALLE SOVRACORRENTI

- Problemi delle apparecchiature a contatto diretto con il paziente (in particolare se il contatto è vicino al cuore):
 1. Correnti parassite, che hanno un'elevata possibilità di attraversare il muscolo cardiaco;
 2. Gli elettrodi (la parte flottante, applicata al paziente) possono condurre, anche in condizioni normali, verso terra \Rightarrow la corrente rischia di attraversare il cuore.
- La corrente massima che può attraversare il cuore è $10 \mu\text{A}$ a 50 Hz : se si supera questa soglia di provoca un MICROSHOCK, che può avere esiti fatali (il cuore può andare in fibrillazione ventricolare, che è una contrazione disordinata dei ventricoli, durante la quale la gittata cardiaca tende a zero).
- Per evitare questa evenienza devo separare elettricamente la parte dove ci sono le alimentazioni di rete ed i circuiti elettrici (che non servono direttamente alla misura dei parametri cardiaci) da tutti i circuiti che di fatto fanno capo agli elettrodi (che sono la parte applicata al paziente (flottante))

N.B. Il riferimento della parte flottante è la massa; il riferimento della parte dove c'è l'alimentazione è la terra.

- Tra le due parti non deve esserci passaggio fisico di elettroni (può al massimo esserci una corrente di dispersione);
- L'accoppiamento elettrico tra i 2 circuiti è necessario (deve esserci comunicazione, ma non passaggio di corrente):
 - il circuito elettrico della parte flottante comunica al resto dell'apparecchiatura le tensioni e le differenze di potenziale misurate attraverso gli elettrodi;
 - la parte dell'alimentazione comunica alla parte flottante l'alimentazione oppure i comandi impostati tramite pannello frontale;
- Tipicamente ci sono due tipi di accoppiamento:
 - 1) ELETTRICITÀ: le informazioni sono scambiate attraverso un trasformatore primario ed un secondario;
 - 2) OTTICO: un led produce una luce opportunamente modulata ed un fotodiode la traduce in corrente elettrica;

Con questi due tipi di accoppiamento il paziente è tenuto fisicamente separato dalla zona dell'apparato dove ci sono correnti potenzialmente pericolose.

ACCOPIAMENTO ELETTROMAGNETICO. MODULAZIONE.

- Il modulatore è un moltiplicatore;
- Prima di trasmettere il segnale elettrocardiografico (che ha un contenuto in frequenza relativamente basso, massimo di 1000 Hz) devo modularlo;
- Il trasformatore per funzionare ha bisogno di segnali alternati a frequenza elevata poiché il primario deve produrre un'induzione ai capi delle spire secondario secondo la legge di Faraday → il flusso di campo magnetico prodotto dal primario si deve concatenare con le spire del secondario (tale flusso deve essere alternato);
- Il segnale elettrocardiografico va quindi modulato poiché in continua, o a basse frequenze, non può essere trasmesso da una parte all'altra del condensatore;
- Per far sì che il segnale sia trasmesso devo sovrapporre al segnale elettrocardiografico un segnale sinusoidale a frequenza relativamente alta (10 kHz) ⇒ il modulatore moltiplica il segnale elettrocardiografico per una sinusoide a frequenza elevata e costante.

DEMODULATORE.

- Il demodulatore effettua l'operazione inversa → estrae il segnale utile da quello modulato;
- Dopo il diodo raddrizzatore devo ricostruire l'involuppo della modulante ⇒ inserisco in parallelo al resistore un condensatore (ottengo un circuito lineare, non una cella passa-basso);
- FASE DI CARICA:
 - V_d (è la tensione di uscita ai capi del secondario) > 0 : semionda positiva;
 - Il diodo è in conduzione e la corrente va a caricare istantaneamente il condensatore (si carica attraverso la bassa resistenza del diodo) ⇒ il condensatore si carica attraverso il diodo;
- FASE DI SCARICA:
 - V_d inizia a scendere, ma C si è caricato;
 - La differenza di potenziale ai capi del diodo si inverte e il diodo da polarizzato direttamente diventa polarizzato inversamente;
 - La corrente non fluisce più nel diodo, ma fluisce dal condensatore al resistore ⇒ il condensatore si scarica attraverso il resistore;
- Il ciclo si ripete allo stesso modo: in uscita ho un andamento seghettato che tende a replicare quello dell'involuppo del segnale in ingresso;

- Per eliminare le discontinuità (dovute alla seghettatura delle componenti ad alta frequenza) si aggiunge un filtro passa-basso in uscita, che permette di approssimare meglio l'andamento della modulante.

ACCOPIATORE OTTICO.

- Ho la parte flottante, la barriera di isolamento (dielettrico) e il resto dell'elettrocardiografo;
- La luminosità emessa dal led aumenta o diminuisce con l'aumento o la diminuzione dell'ampiezza del segnale elettrocardiografico;
- La luce led costituisce una modulazione dell'ampiezza → la frequenza portante è quella dell'onda elettromagnetica luce (quella della luce che viene emessa);
- Dato che si sta misurando il potenziale sul torace del paziente, non si possono tollerare non linearità o distorsioni ⇒ la misura deve essere effettuata da uno strumento lineare con sensibilità costante (led, diodi, fotodiodi e transistor, se non controreazionati, non sono lineari);
- Il led (D_2) è alimentato dall'uscita dell'amplificatore e la luce investe i due fotodiodi (D_1 e D_3);
- Ogni fotodiodo produce, in risposta alla luce, una corrente (D_1 produce I_1 e D_3 produce I_3) ⇒ devo scegliere $D_1 = D_3$, così che $I_1 = I_3$ (dato che i due diodi sono illuminati dallo stesso dispositivo D_2);
- I_1 (la corrente di ingresso) = V_i/R_i (a meno del segno) = I_3 (la corrente che determina la tensione in uscita) = V_n/R_f (a meno del segno).
Invertendo i diodi o la tensione di ingresso si possono invertire i segni;
- $V_n = V_i * R_f/R_i$ ⇒ non dipende dalle caratteristiche di LED e fotodiodi;
- D_2 emette luce quando in ingresso ho V_i , quindi quando seleziono una derivazione e da ciascun elettrodo proviene V_i ;

CIRCUITO PER IL RECUPERO AUTOMATICO DELL'ISOELETTRICA

- Il valore dell'isoelettrica che raccorda tutti i vari battiti del cuore non deve essere alterato poichè è oggetto di diagnosi;
- Il filtro passa-alto di fatto deve avere frequenza molto bassa (~ 0.05 Hz) \Rightarrow ho una costante di tempo $\tau=20$ s;
- Se in ingresso ho un disturbo impulsivo la cella C-R risponde con una risposta impulsiva: devo aspettare 5τ (più di 1 minuto) perchè la traccia torni allo stato originale \rightarrow questo fenomeno può avvenire tutte le volte che l'operatore si sposta da una derivazione all'altra;
- Quando si è certi della presenza di un disturbo impulsivo bisogna scaricare rapidamente il condensatore (per recuperare il prima possibile la posizione dell'isoelettrica) \rightarrow il recupero deve essere automatico perchè i tempi di intervento di un operatore sono più lenti di quelli di un circuito elettronico;
- Il cuore del sistema è un transistor ad effetto di campo:
 - \rightarrow se opportunamente polarizzato può comportarsi come un circuito completamente aperto e non c'è bisogno di recuperare l'isoelettrica;
 - \rightarrow se devo scaricare rapidamente il condensatore diventa un circuito chiuso e consente il passaggio di corrente tra drain e source (che permette la scarica del condensatore).