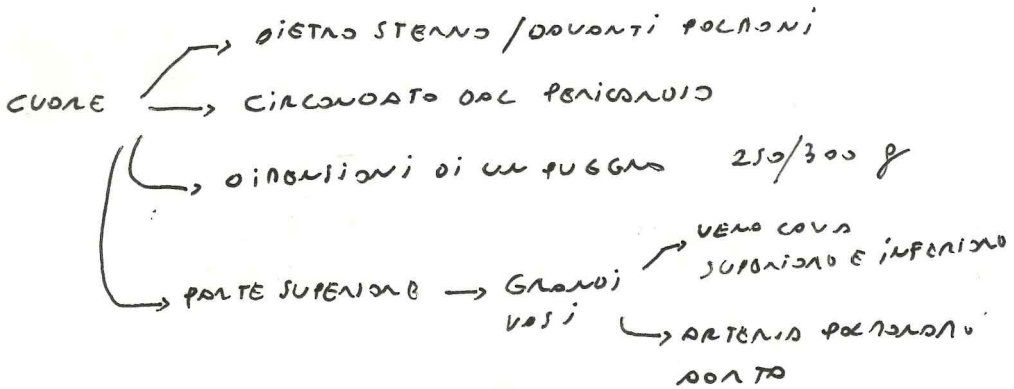


# SEGNALI BIOELETTRICI CARDIACI

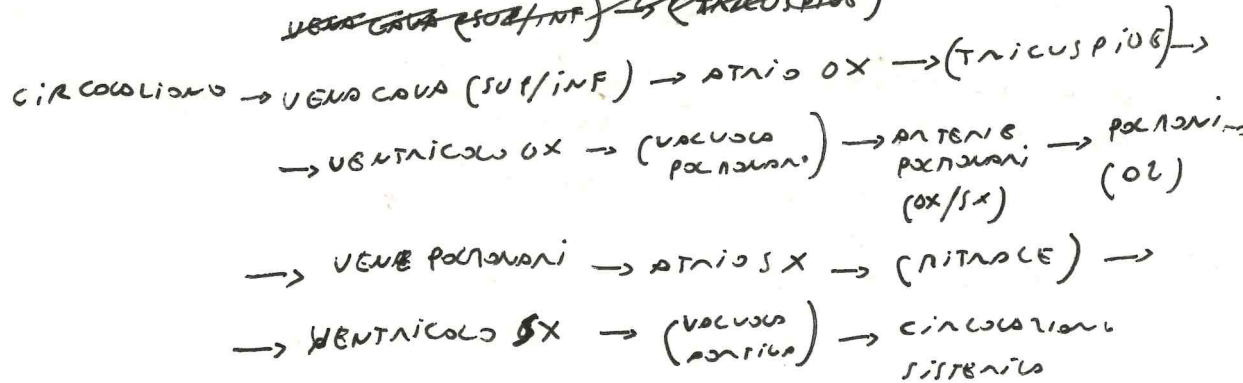
LIBRO-CAPITOLO 6  
LENNI ANATOMICI

MATERIALE SUPPORTO →

SLIDE CON  
FIGURE STATISTE  
DAL LIBRO



~~VENA CAVA (SUP/INF) → (TRICUSPIDE)~~



MUSCOLO STRIATO → COME IL NUCLEO SCHELETRICO

PARTE DX E SX → SEPARATE

SETTO → PARTE CHE SEPARA VENTRICOLO SX E DX

SETTO

PARTE DEL VENTRICOLO DX

} SPESORE MAGGIORE RISPETTO  
ALLA PARTE DEL VENTRICOLO SX  
MAGGIORE FORO MIOCARDIO  
DELLA CIRCOLAZIONE SISTEMICA

4 GRUPPI DI FIBRE AVVOLTE A SPIRALE → TANGENZIALMENTE

(POSITIVITA' CANGIAMENTO E' INIZIALE)

CUORE DX → CIRC. POLMONARE

CUORE SX → CIRC. SISTEMICA

TUTTO QUANTO OTTIE NATURALMENTE SI RIFLETTONO  
SUL SEGNALE BIOELETTRICO GENERATO

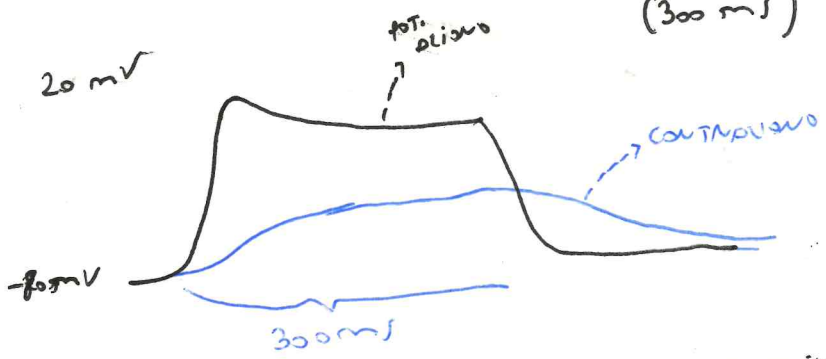
ATTIVAZIONE ECCITATORIA CUOLA

ATTIVAZIONE ELETTRICA → ATTIVITA' MECCANICA → CONTRAZIONE MUSCOLARE

CELLULA MUSCOLARE CARDIACA → MIOCITA CARDIACO → MEMBRANA ECCITABILE (CON CELLULA MUSCOLARE)

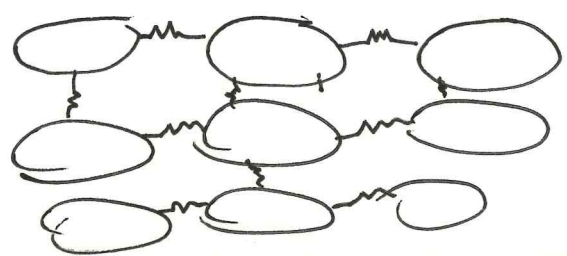
APPREZZA VARIAZIONI POTENZIALI  $\approx 100 \text{ mV}$  (CON CELLULA NEURONALE)

DURATA DEL POTENZIALE di AZIONE → 2 secondi più GRANDE (300 ms) (MEMBRANA di MIOCITA CARDIACA  $\approx 100 \text{ ms}$ )



N.P. | NELLE MIOCITA IL SEGNALE di ATTIVAZIONE PUO' PROPAGARSI DA UNA CELLULA MUSCOLARE ALL'ALTRA

CON SPALTO INTRACELLULARE OBI MIOCITI ADIACENTI E' COLLEGATO ATTRAVERSO PERICINI A BASSA IMPEDENZA (DISCHI INTERCELLULARI) ⇒ L'ATTIVAZIONE di UNA CELLULA PUO' TRASMETTERSI ALL'ALTRA ADIACENTE

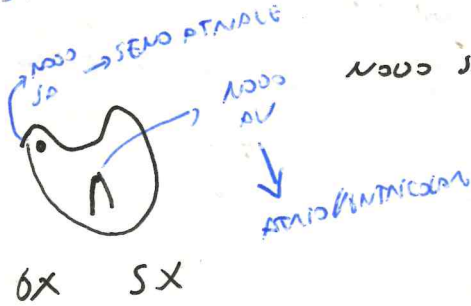


M.P → SE VIENE INDOITTO UN IMPULSO DI DEPOLARIZZAZIONE IN UN PUNTO DEL NODULO, QUESTO SI PROPAGA SU TUTTO IL TESSUTO CIRCOSTANTE

⇒ SINCIZIO → FUNZIONALMENTE IL TESSUTO SI COMPORTE COME FOLTO UN'UNICA CELLULA ECCITABILE

ASPETTO FONDAMENTALE NELLA CONDIZIONE OBSC'IMPULSO → AZIETA NEEVANTE QUANDO STUDIANDO LA STIMOLAZIONE COROIDEA (PROCEDE DIFFERENZIAZIONE)

SISTEMA DI CONDIZIONE



NODO SA → TESSUTO MUSCOLARE SPECIALIZZATO

↓  
CELLULA PACEMAKER

↓  
AUTODIVANTO GENERA POT. DI RIMA

60/70 VOLTS/MINUTO

(MURTO IMPULSI → MURTO PATTITI) → CONTRATTO DEL SNC

IMPULSO DI DEPOLARIZZAZIONE → CONDIZIONE

NODO SA → IMPULSO → SINTOROGA ACCI ATRI (SINCIZIO)

L'IMPULSO DI DEPOLARIZZAZIONE NON PUO' ARRIVARE DIRETTAMENTE AI VENTRICOLI

(ATRI E VENTRICOLI SEPARATI) ELETTRICAMENTE

L'IMPULSO RAGGIUNGE IL NODO AV

↳ TESSUTO MUSCOLARE SPECIALIZZATO

(ATTIVAZIONE + CONTRAZIONE "FAST TRACK")

ARRIVO AL NODO AV

NODO AV → CELLULA PACEMAKER

ORL NODO AV → IMPULSO SI TRASMETTE AI VENTRICOLI

INTRODUCE UN RITARDO DI 100 ms → SINCIZIO LA CONTRAZIONE ATRIALE CON CONTRAZIONE VENTRICOLARE

SISTEMA di CONDUZIONE VECOLE

FASCIO di MIJ  
BRANCO DX & SX  
FIBRA OSL PUNXINJB

TUTTE CELLULE  
PARCO NATEM CON  
PROG. DI ATTIVAZIONE  
PIU' CONTO

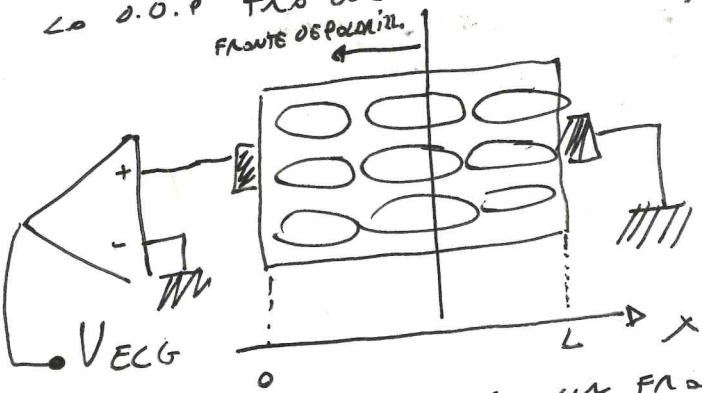
DEP.  
VERTICALE

ORLO PAROTE INTERNA  
ALLO PAROTE ESTERNA

### MODELLI SEMPLIFICATI di GENERAZIONE ECG

VOGLIAMO CAPIRE A COSA SONO ODULTI i PISOPOTENZIALI  
CHE POSSIAMO RILEVARE QUANDO FACCIAMO UNA MISURA  
di ECETTAS CARDIOGNAMA (DOPPIO DUE PUNTI)  
DETTORACE

SUPPONIAMO di CONSIDERARE una SUPERFICIE PIANA  
di TESSUTO MIOCARDICO e di RILEVARE  
LA D.O.P. TRA DUE ECETTASDI PUNTI NELLO SPALIO EXTRACELL.  
FRONTE D'ESPANSI.



SCHEMA NOSTRO SEMPLIFICATIVO  
MA CHE GIA' TUO' DARE  
UN'IDEA di COSA SUCCEVA

SUPPONIAMO CHE ci sia un FRONTE di DEPOLARIZZAZIONE  
CHE si MUOVE da DX (ECETTASDI  $\ominus$ ) VERSO SX (ECETTASDI  $\oplus$ )

ASPETTI da  
CONSIDERARE

① GAP JUNCTIONS →

CORRENTE INTRO C.  
SI PROPAGA da UNA  
CELLULA ALL'ALTRA

② SPALIO EXTRACELLULARE  
RIDOTTO

↓  
CORRENTI  $I_E, I_o$  FLUISCONO PARALLELO  
ALLO DIRIZIONE di PROPAGAZIONE DEL FRONTE \*  
di DEPOLARIZZAZIONE

IN CASO PIU' OBTUSO, QUANDO POLARONI DI POTENSA,  
 INTRODUCONO LE DIMENSIONI CARICHE  
 (DUE → SPAZI INTA E EXTRA CELLULONI CONTINUI)

\* STESSA CONDIZIONI DELLA CAPAC EQUATION  
 (SINCIZIO → MODELLO MONODIMENSIONALE)

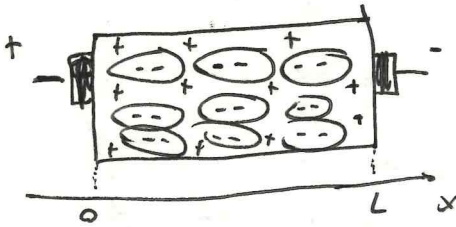
NOTA: ELETTRODI EXTRACELLULONI

⇒  $V_{ECG} \rightarrow$  DIFF. TRA QUEI PUNTI OBLIC SPAZIO  
 EXTRACELLULONI

$$V_{ECG} = \phi_0(0) - \phi_0(L)$$

~~VECG~~ → QUALITATIVO

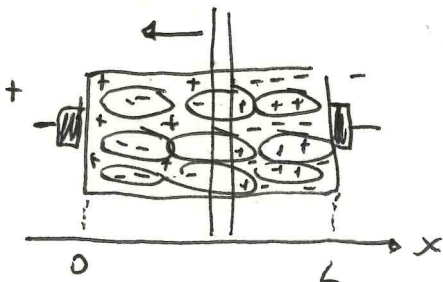
① MIOCARDIO A RIPOSO



$\phi_0, \phi_I \rightarrow$  SPAZIO EXTRAC.  
 EQUIPOTENZIALE

$$\Rightarrow V_{ECG} = \phi_0(0) - \phi_0(L) = 0$$

② UN FRONTO DI DEPOLARIZZAZIONE TRANSITO TRA GLI ELETTRODI  
 (DA OX VERSO SX)

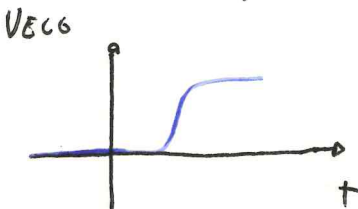


LA ZONA A OX DEL FRONTO RISULTA  
 ATTIVO ⇒  $\phi_0 < \phi_I$

LA ZONA A SX DEL FRONTO E' A RIPOSO

$$\Rightarrow \phi_0 > \phi_I$$

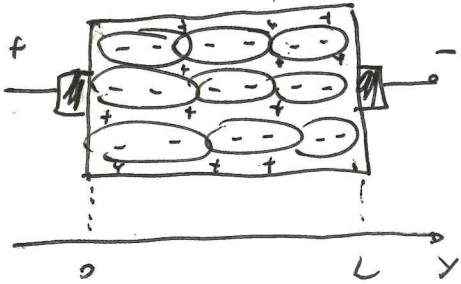
$$\Rightarrow V_{ECG} = \phi_0(0) - \phi_0(L) > 0$$



FINO A QUANDO IL FRONTO E'  
 COMPRESO TRA I DUE ELETTRODI

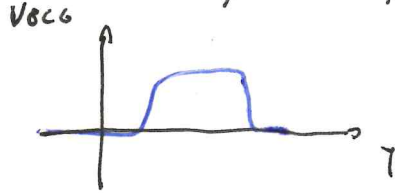
$$V_{ECG} > 0$$

- ③ visto che il PA caricato ha una lunghezza finita, ci sarà un certo intervallo di tempo in cui tutto il tessuto sarà ossigenato



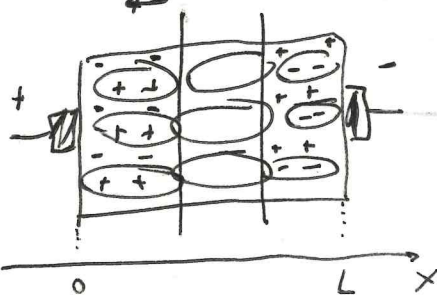
ANCHE in QUESTO caso non c'è spazio extra cell. E' EQUIPOTENZIALE =>

$$V_{ECG} = \phi_0(0) - \phi_0(L) = 0$$



- ④ Ripolarizzazione -> le cellule che si erano depolarizzate per prime si ripolarizzano prima (NOTA: non e' un fenomeno propagato) ANCHE se non e' un fenomeno di propagazione e appare come un fronte di ripolarizzazione che si propaga

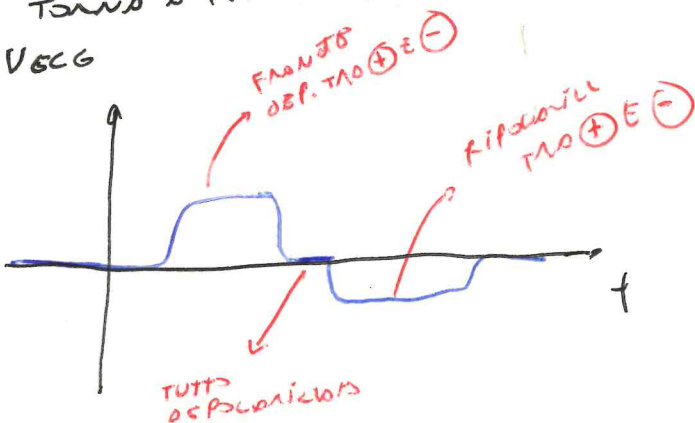
si muove da dx verso dx



a dx -> ANTILO  $\phi_0 < \phi_1$   
a dx -> ATTIVO  $\phi_0 > \phi_1$

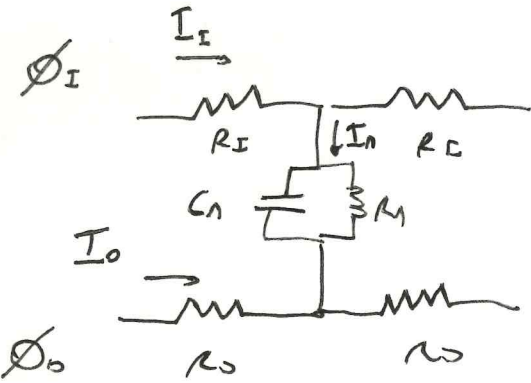
$$\Rightarrow V_{ECG} = \phi_0(L) - \phi_0(0) < 0$$

- ⑤ il tratto di ricarica tende a ripolarizzare =>  $V_{ECG} = \phi_0(L) - \phi_0(0) = 0$



$V_{CC} \rightarrow$  QUANTITATIVO

MODELLO MONODIMENSIONALE



$$\frac{dV_A^2}{dX^2} = (R_I + R_O) I_B$$

$$\frac{d\phi_I}{dX} = -R_I I_E \quad || \quad R_I I_O$$

$$\frac{d\phi_O}{dX} = -R_O I_O$$

$$I_I + I_O = 0$$

$$I_I = -I_O$$

$$\phi_I = R_I \int I_O dx \quad \phi_O = -R_O \int I_O dx$$

$$V_A = \phi_I - \phi_O = (R_I + R_O) \int I_O dx$$

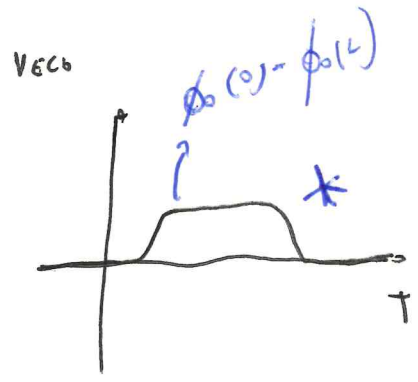
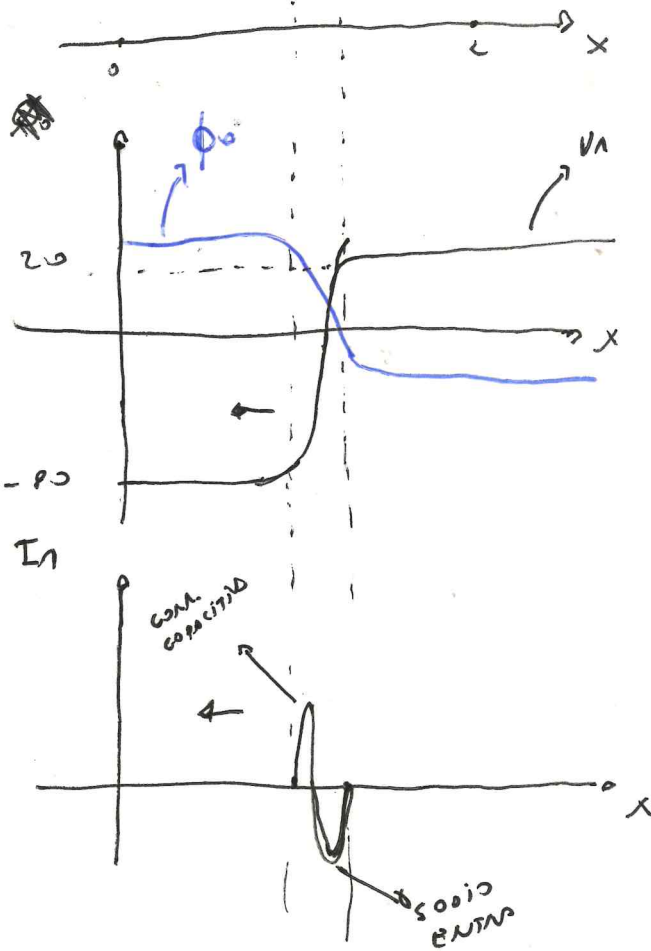
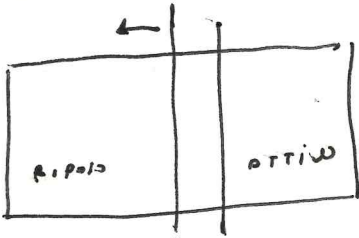
$$\Rightarrow \phi_I = V_A \frac{R_O}{R_I + R_O}$$

$$\phi_O = V_A \cdot \frac{-R_O}{R_I + R_O}$$

$$\phi_0 = -\frac{R_0}{R_0 + R_i} V_A$$

$$V_{ECG} = \phi_0(0) - \phi_0(L)$$

DEPOLARIZZAZIONE

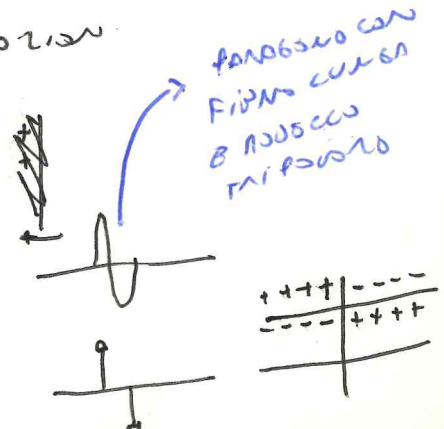


$$I_A \rightarrow \alpha \frac{dV_A}{dx}$$

\* N.B.: SE INVENTO PARIETI  
DEPOLARIZZAZIONE  
V\_ECG CONTINUA  
SEGNO

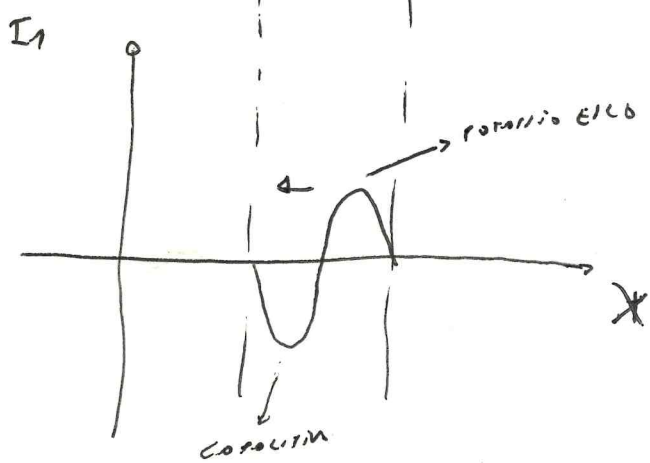
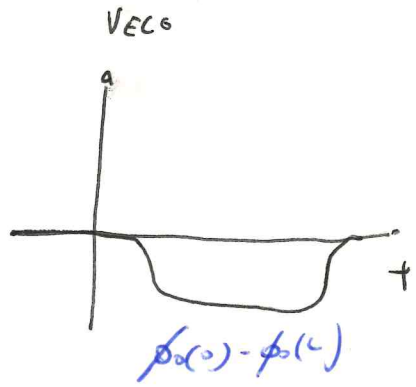
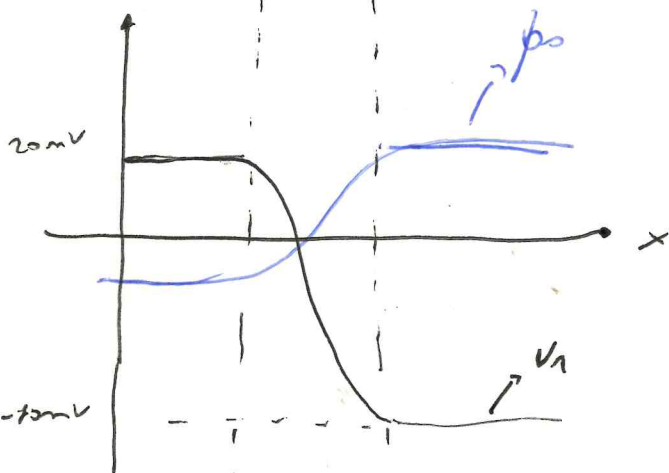
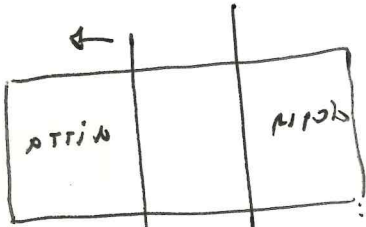
SINTESI

- ZONA di DEPOLARIZZAZIONE TRASITA
- FRONTI SPALTI (mm)
- APPROSSIMAZIONE con un DIPOLO di CARICHI CHE TRASITA





RIPOLARIZZAZIONE



SINTESI

- ZONA RIPOLARIZZAZIONE
- TRASUD
- FRONTO RIPOLARIZAZIONE

BIPOLIO di  
CORRENTE  
ELETTRICA



POLARITA' OPPOSTA  
RISPETTO ALLA  
RIPOLARIZZAZIONE

MISURA ATTIVITA' ECETTICA DEL CUORE

LIPNO CAP 15

ATTIVITA' ECETTICA RILEVABILE DALL' ESTERNO

CORRENTI IONICHE LEGATE AI FRONTI DI DEPOLARIZZAZIONE CHE SI PROPAGANO NEL MIOCARDIO (MEMBRANE DEI NODI) CARVICI

SISTEMA "STANDARD" di USO CLINICO

- TRIANGOLO EINTHOVEN
- 3 DERIVAZIONI STANDARD
- 3 DERIVAZIONI "PUNTEGGIATE"
- 6 DERIVAZIONI PRE-CARDIACI

12 DERIVAZIONI

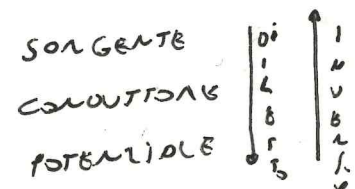
12 COPPIE di Elettrodi ATTACCATO CUI MISURARE 12 D.D.T

PUNTO di "Osservazione" STANDARD CHE PERMETTE di INTERPRETARE CARATTERISTICHE DELLA SORGENTE

METODI TECNICI di ANALISI (PROCCAS INVERSO)

VECTORE DELLE DERIVAZIONI  
↓  
LIPNO CAP 11

PROBLEMA 3 ASPETTI INVERSO



MISURAZIONE IL POTENZIALE E RISOLUZIONE DELLA SORGENTE

RILEVAMENTO BIOLOGICO (NOTO: NON HA SOLUZIONE UNICA)

INFORMAZIONE CLINICO/DIAGNOSTICO

MISURA in MODO NON INVASIVO IL POTENZIALE E DA QUESTO RILEVARE INFORMAZIONI SULLA SORGENTE PER DETERMINARE EVENTUALI ~~MA~~ PROBLEMI PATOLOGICI

FONDAMENTO PER LA DECISIONE MEDICA

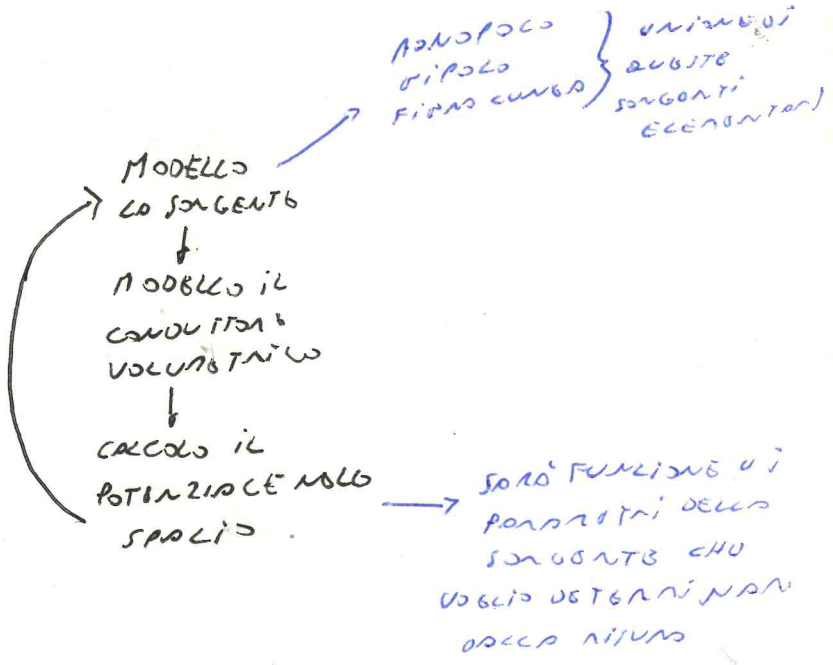
MODALITÀ di "RISOLUZIONE"  
PROBLEMA INVENITO

PATTERN di SEGNALI  
ASSOCIATI A CONFIGURAZIONE  
NOTA DELLA SORGENTE

→ PASO 10 → MODELLO PARAMETRICO  
MODELLI MATEMATICI CON GRADI di LIBERTÀ  
IDENTIFICABILI DALLA  
RISULTA

ESEMPIO:  
VETTORI DERIVAZIONI

APPROCCIO

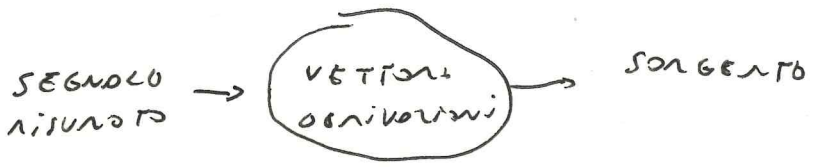


### METODO DEL VETTORE DELLE DERIVAZIONI CAPITOLO 11

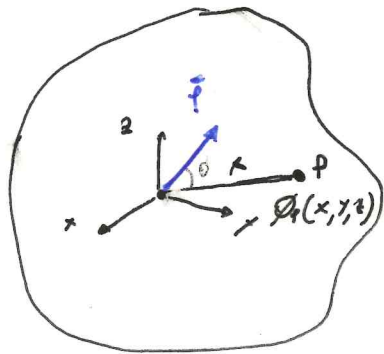
USATO PER L'ANALISI DELLA ATTIVITÀ ELETTRICA CARDIACA

(TRIANGOLO di EINTHOVEN È UN ESEMPIO di APPLICAZIONE DEL VETTORE DELLE DERIVAZIONI)

MODELLO SORGENTE → MODELLO CONDUTTORI → VETTORE DERIVAZIONI



IPOTESI  $\left\{ \begin{array}{l} \text{SOLGENTE} \rightarrow \text{DIPOLLO TENDE VARIANTE} \\ \text{IN POSIZIONE FISSA} \\ \text{CONDUTTORI} \rightarrow \text{LINEARE, FINITO} \end{array} \right. \text{ (NOTA: PUO' ESSERE INOMOGENEO)}$



$\vec{p} \rightarrow$  MOMENTO DI DIPOLLO  $\rightarrow$  PUO' RUOTARSI E VARIARE ANCHE PER VARIARE DI  $\pm$  (CASO CONDUTTORI)

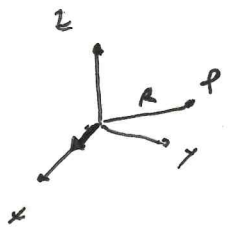
SE "FOTOGRAFATO" AL TEMPO  $t$

$$\phi_p = \frac{\vec{p} \cdot \vec{r}}{4\pi\epsilon_0 R^2}$$

$\rightarrow$  SE CONDUTTORI OMOGENEO

CALCO LIANO IL POTENZIALE  $\rightarrow$  SOMMA POSIZIONE EFFETTI (IPOTESI LINEARITA')

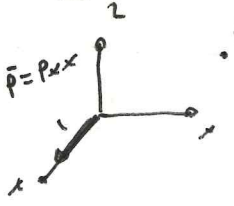
IPOTESI 1) CONSIDERAMO DIPOLLO UNITARIO LUNGO X



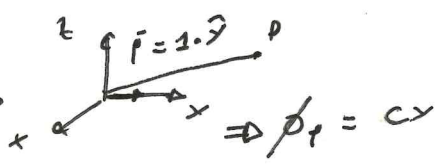
$\vec{p} = 1 \hat{x} \Rightarrow$  POTENZIALE ASSOCIATO  $\phi_p = Cx$

2) DIPOLLO  $p_x$  DIROTTO LUNGO X

$\Rightarrow$  PER LA LINEARITA'  $\phi_p = Cx p_x$

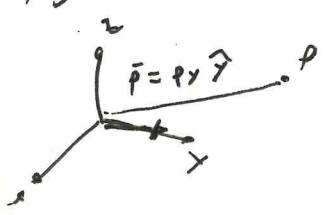


3) DIPOLLO UNITARIO LUNGO Y



$\Rightarrow \phi_p = Cy$

4) DIPOLLO  $p_y$  DIROTTO LUNGO Y



$\phi_p = Cy p_y$

5) dipolo unitario lungo z  $\phi_f = C_z$

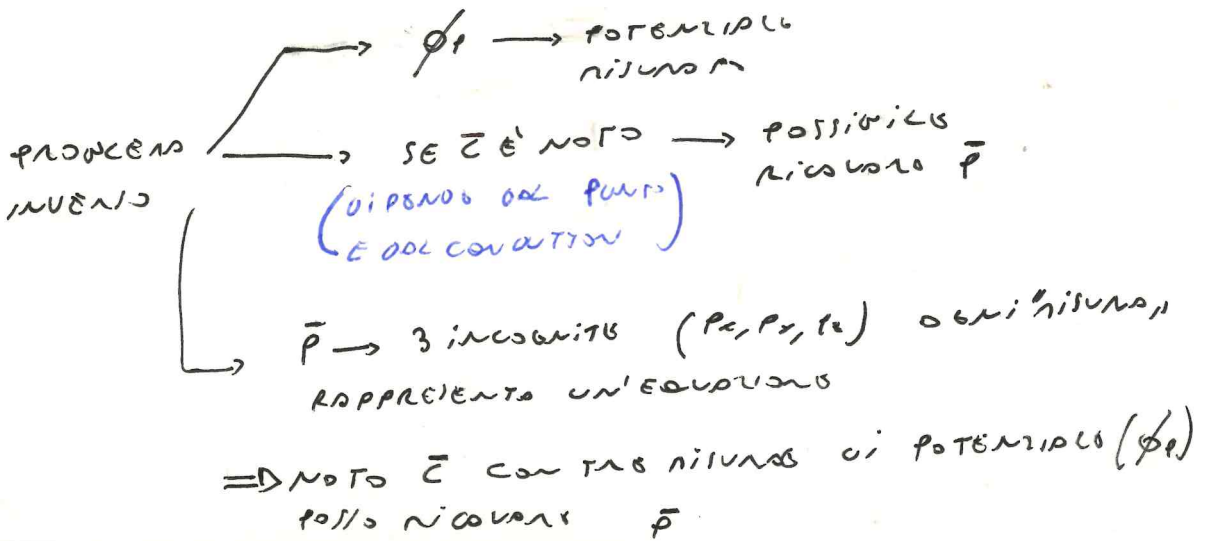
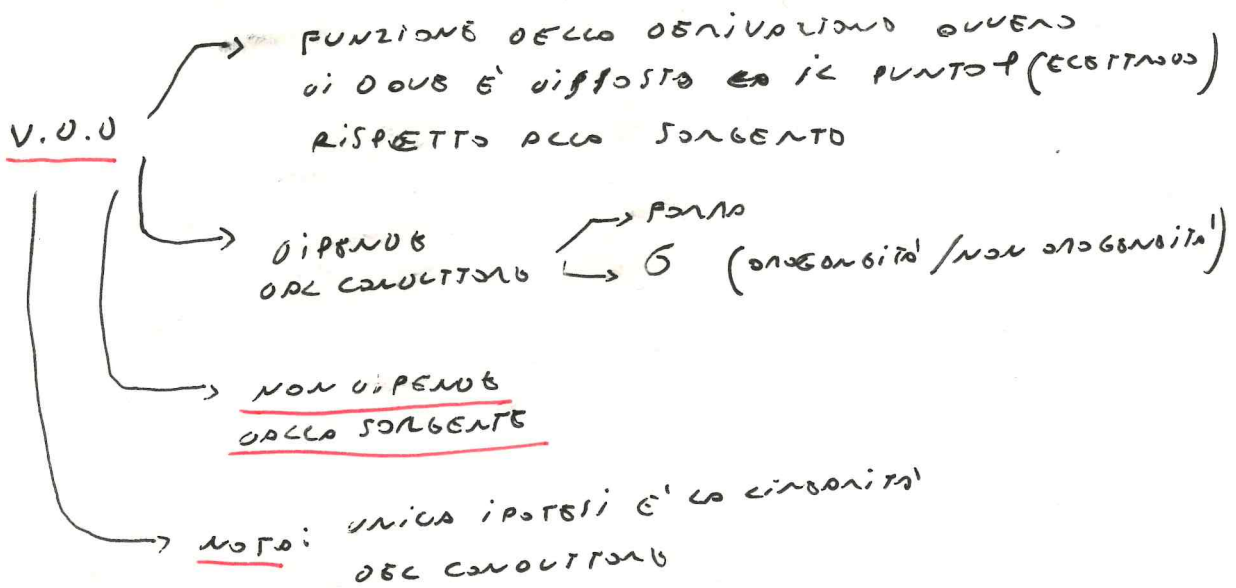
6) dipolo  $p_z$  lungo z  $\phi_f = C_z p_z$

SOPRAPPONGO EFFETTI  $\phi_f = C_x p_x + C_y p_y + C_z p_z$

$$\vec{p} = (p_x, p_y, p_z)$$

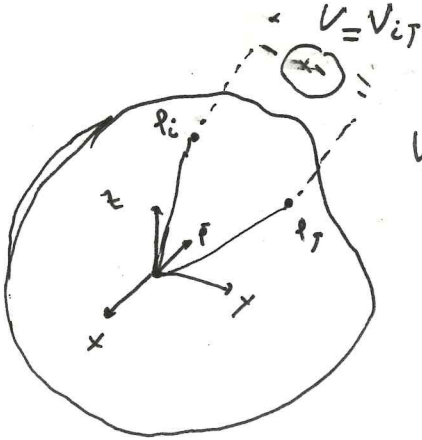
$$\Rightarrow \phi_f = \vec{C} \cdot \vec{p}$$

$\vec{C} = (C_x, C_y, C_z) \rightarrow$  VEETTORE DELLE  
OBSERVAZIONI (V.O.O)



ESTENDIAMO IL CONCETTO A DERIVAZIONI BIPOLARI

→ MISURA V.O.P TRA DUE PUNTI CON UNA COPPIA DI ELETTRODI  
(MISURE CHE FOCCHIANO AD ESEMPIO NELLE ECG)



$$V_{ij} = \phi_i - \phi_j = \bar{c}_i \cdot \bar{p} - \bar{c}_j \cdot \bar{p} = (\bar{c}_i - \bar{c}_j) \cdot \bar{p} = \bar{c}_{ij} \cdot \bar{p}$$

$$\bar{c}_{ij} = (c_{ijx}, c_{ijy}, c_{ijz})$$

NON DIPENDE DAL SORGENTE

→ VETTORE DELLE DERIVAZIONI ASSOCIATO ALLA DERIVAZIONE BIPOLARE

→ DIPENDE DAI COEFFICIENTI E DAI POSIZIONAMENTI RELATIVI TRA SORGENTI E DERIVAZIONE

→ POSSIBILE ESERCIZIO → RICAVARE \$\bar{c}\$ DATO UN DIPLO DI CARICHI E CONDUCIBILITÀ

TECNICAMENTE → 3 DERIVAZIONI → TRE EQUAZIONI → NOTO \$\bar{c}\_{ij}\$ → RICAVO \$\bar{p}\$

ESEMPIO APPROSSIMATIVO → TRIANGOLO EINTHOVEN

→ NELLE IPOTESI DI EINTHOVEN CONDIZIONE I VETTORI DELLE DERIVAZIONI

H.P → ATTIVITÀ ECSTASICA RISULTANTE DEI MUSCOLI CARDIACI DURANTE IL CICLO DI OBRAC./RIPAC.

→ DIPLO POSTO AL CENTRO DEL CUORE

TEMPO VARIANTE → VALORE \$|P|\$ E ~~VALORE~~ COSTANTE

→ CUORE AL CENTRO DEL TORACE

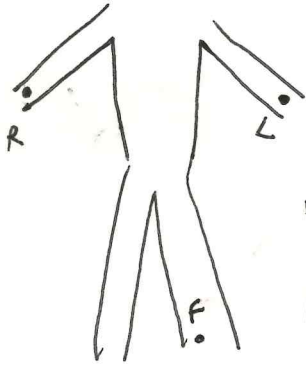
→ TORACE INFINITO E OMOGENEO

→ \$\sigma\$ → CONDUCIBILITÀ COSTANTE



DERIVAZIONI "STANDARD"

3 ELETTRUDI:  $\begin{cases} R & \text{BRACCIO OX} \\ L & \text{BRACCIO SY} \\ F & \text{PIEDE SX} \end{cases}$



PUNTI DI CONTATTO ANTI/TRONCO  
FORMANO UN TRIANGOLO EQUILATERO  
CON IL CUORE POSTO AL CENTRO

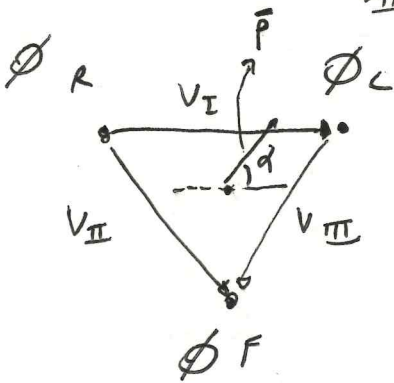
POTENZIALI SUI VERTICI DEL TRIANGOLO SONO  
UGUALI AI POTENZIALI ~~SOTTO~~ MISURATI SUGLI  
ANTI ODI TRE ELETTRUDI

si risuona  
3 O.U.P.  
(3 DERIVAZIONI)

$$V_I = \phi_L - \phi_R$$

$$V_{II} = \phi_F - \phi_R$$

$$V_{III} = \phi_F - \phi_L$$



CUORE  $\rightarrow$  DIPOL.  $\vec{P}$   
AL CENTRO DEL TRIANGOLO  
 $\rightarrow$  FORMA UN ANGOLO  $\alpha$   
CON ASSE Y

$$V_I = \phi_L - \phi_R = (\bar{c}_L - \bar{c}_R) \cdot \vec{P} = \bar{c}_I \cdot \vec{P}$$

$$V_{II} = \phi_F - \phi_R = (\bar{c}_F - \bar{c}_R) \cdot \vec{P} = \bar{c}_{II} \cdot \vec{P}$$

$$V_{III} = \phi_F - \phi_L = (\bar{c}_F - \bar{c}_L) \cdot \vec{P} = \bar{c}_{III} \cdot \vec{P}$$

SE CONOSCIAMO  
 $\bar{c}_I, \bar{c}_{II}, \bar{c}_{III}$   
POSSIAMO RICOSTRUIRE  
 $\vec{P}$  DOTTORE  
RISUNO FATTO SULLI  
TRE DERIVAZIONI

NOTO:  $|\bar{c}_R| = |\bar{c}_L| = |\bar{c}_F| \rightarrow$  PERCHÉ!

$$\phi_i = \frac{\vec{P} \cdot \vec{R}_i}{4\pi R^2} \Rightarrow$$

$$\bar{C}_R = \frac{\hat{R}_R}{4\pi\sigma R^2}$$

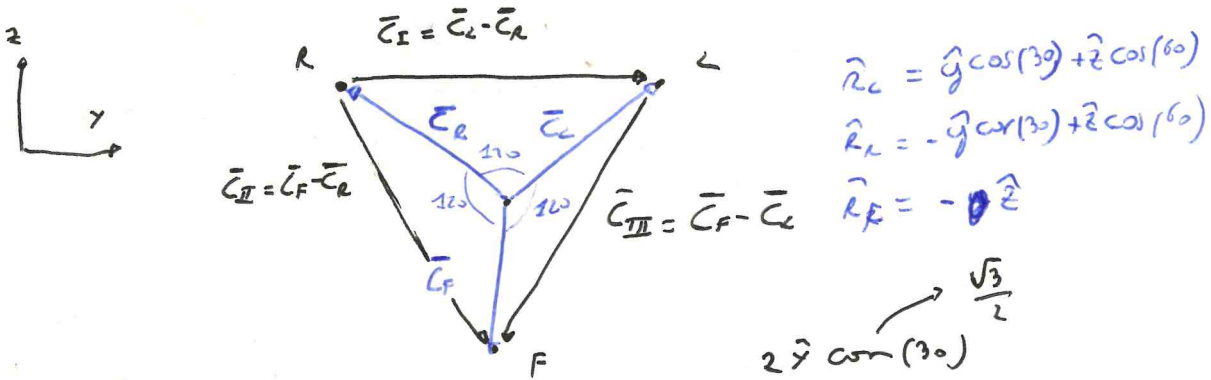
$$\bar{C}_L = \frac{\hat{R}_L}{4\pi\sigma R}$$

$$\bar{C}_F = \frac{\hat{R}_F}{4\pi\sigma R^2}$$

ci mettiamo nelle condizioni di conoscere  $\bar{C}_R, \bar{C}_L, \bar{C}_F$

infatti  $\sigma$  lo ipotizziamo nota e  $R$  è la distanza tra il centro del triangolo e gli elettrodi (in realtà  $R$  varia da 506667 Å a 506670 Å)

$|\bar{C}_R| = |\bar{C}_L| = |\bar{C}_F| \Rightarrow$  le vettori delle derivazioni dipolari formeranno un triangolo equilatero



$$\bar{C}_I = \frac{1}{4\pi\sigma R^2} (\hat{R}_L - \hat{R}_R) = \frac{1}{4\pi\sigma R^2} \begin{pmatrix} \hat{y} \cos(30) + \hat{z} \sin(30) + \hat{y} \cos(30) \\ -\hat{z} \sin(30) \end{pmatrix} =$$

$$= \frac{\sqrt{3}}{4\pi\sigma R^2} \hat{y} \quad -\frac{3}{2} \hat{z} + \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{y} = \sqrt{3} \left( \frac{\hat{y}}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{z} \right)$$

$$\bar{C}_{II} = \frac{1}{4\pi\sigma R^2} (\hat{R}_F - \hat{R}_R) = \frac{1}{4\pi\sigma R^2} \begin{pmatrix} -\hat{z} + \hat{y} \cos(30) - \hat{z} \sin(30) \end{pmatrix} =$$

$$= \frac{\sqrt{3}}{4\pi\sigma R^2} \left( \frac{\hat{y}}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{z} \right) \quad -\frac{3}{2} \hat{z} - \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{y}$$

$$\bar{C}_{III} = \frac{1}{4\pi\sigma R^2} (\hat{R}_F - \hat{R}_L) = \begin{pmatrix} -\hat{z} - \hat{z} \cos(30) - \hat{y} \cos(30) \end{pmatrix} =$$

$$= \frac{\sqrt{3}}{4\pi\sigma R^2} \left( -\frac{\hat{y}}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{z} \right)$$



$$\vec{c}_I = K \hat{y} \quad \vec{c}_{II} = K \left( \frac{y}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{z} \right) \quad \vec{c}_{III} = K \left( -\frac{y}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} \hat{z} \right)$$

NOTA:  $|\vec{c}_I| = |\vec{c}_{II}| = |\vec{c}_{III}| = K = \frac{\sqrt{3}}{2\pi\sigma R^2}$  (TRIANGOLO EQUILATERO)

$$V_I = \vec{c}_I \cdot \vec{p} = K \left( \frac{p_y}{\sqrt{3}} \right)$$

$$V_{II} = \vec{c}_{II} \cdot \vec{p} = K \left( \frac{p_y}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} p_z \right)$$

$$V_{III} = \vec{c}_{III} \cdot \vec{p} = K \left( -\frac{p_y}{2} - \frac{\sqrt{3}}{2} p_z \right)$$

NOTA: SOLO DUE EQUAZIONI SONO INDIPENDENTI

$$V_I + V_{II} - V_{III} = 0$$

(PIÙ FACILE PER IL POTENZIALE  $\tau$  ORA ECCO NOTIZIA)

IMPORTANZA TRIANGOLO EINTHOVEN

NESSUNO  $V_I, V_{II}, V_{III}$   
RICOVO  $p_x, p_z$  OUVENS

A POSTERIORI 2 RISULTATI CON TRE RISOLUZIONI ACCURSE INDETERMINATE LEGATE A IPOTESI NON RISPETTATE

LE COMPONENTI DEL DIPOLLO CARICATO ~~HA~~ SUL PIANO  $y, z$

NOTA  $\rightarrow R$  PUO' NON ESSERE DETERMINATO

$\rightarrow$  NON E' COMPLETO NELLE INFORMAZIONI OTTENGO  $K\vec{p}$   $\rightarrow$  GRANDEZZA PROPORZIONALE A  $\vec{p}$  CHE SI POSSONO COLLETTARE OLTRE A RISPONDERE IMPORTANTI INFORMAZIONI SULLO SORGENTE

TRIANGOLO DI EINTHOVEN

$\rightarrow$  IPOTESI E CONDIZIONE SPERIMENTALE CHE PERMETTE DI DETERMINARE IL VETTORE DELLE DERIVAZIONI UTILE ALLA RISOLUZIONE DEL PROBLEMA INVENTO

NOTA  $\rightarrow$

PROIEZIONI DI  $\vec{p}$  SULLE DIREZIONI INDIVIDUATE DAI VETTORI DELLE DERIVAZIONI CHE SONO DIRITTI COME I LATI DEL TRIANGOLO

# GENERAZIONE ECG E SINGOLARE DIPOLARE ASSOCIATO CAP 15

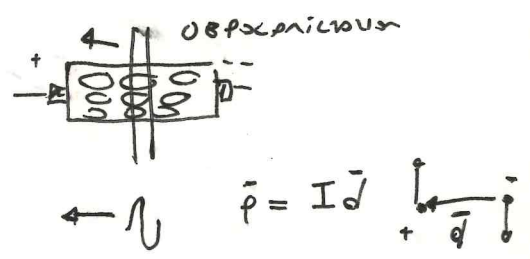
TENIAMO CONTO DELLE ANATOMIE FATTE  
RIGUARDANDO ALLA GENERAZIONE SEMPLIFICATA DELL'ECG

CUORE → CICLO DEPOLARIZZAZIONE / RIPOLARIZZAZIONE → DIPOLARE RISULTANTE  $\vec{P}$



NOTA →

$$\begin{aligned} V_I &= \bar{C}_I \cdot \bar{P} \\ V_{II} &= \bar{C}_{II} \cdot \bar{P} \\ V_{III} &= \bar{C}_{III} \cdot \bar{P} \end{aligned}$$



$\vec{P}$  → PARALLELO ALLA DIREZIONE DI PROPAGAZIONE OBLIQUA FRONTE DI DEPOLARIZZAZIONE

(PARALLELO ANCHE ALLA PROP. OBLIQUA RIPOLARIZZAZIONE MA VERSO OPPOSTO)

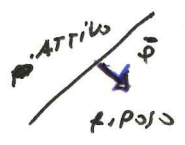
- picco di PROP.  $\propto \cos(\theta)$
- STESSI MAGNITUDINI PER LA RIPOLARIZZAZIONE MA CON SEGNO OPPOSTO

- SE FRONTE DI DEPOLARIZZAZIONE SI MUOVE // A  $\bar{C}_i$  CI ASSOTTIANO UN PICCO POSITIVO MINIMO
- SE SI MUOVE  $\perp$  UN SEGNO POSITIVO

## FASI CARDIACHE E ECG RISULTANTE

1) TUTTO DISATTIVO → POT. NULLO

2) IMPULSO DI ATTIVAZIONE → DEPOLARIZZAZIONE ATRIALE




DIPOLARE RISULTANTE "PICCOLO" E // ALLA DIREZIONE DI PROPAGAZIONE

INTENSITA' PROP. DE MINORI MISURE → MASSIMA PER I VENTRICOLI  
CONTRIBUTO > SU TUTTE LE ORBITAZIONI; + GRANDI IN V<sub>II</sub> (// a  $\vec{P}$ )

NOTA → LA RIPOLARIZZAZIONE ATRIALE NON SI VEDE IN QUANTO È AFFOGATA, NEL SEGNOLE DI DEPOLARIZZAZIONE VENTRICOLARE

3) IMPULSO ~~PER~~ NODO AV ~~PROPAGAZIONE~~ → RITORNO  
 POCO TENDITO COINVOLTO → TRATTO DE  
 SEGNOLE  $\cong \cup$

4) FASCIO HIS → BRANCHE OX, SX → PURKINJE  
 L'IMPULSO PARTE DA SX PROPAGANDOSI VERSO OX

DEPOLARIZZAZIONE  
 SOTTO →  PICCOLO CONTRIBUTO  
 $> 0 \rightarrow V_{III}$   
 $< 0 \rightarrow V_{I}, V_{II}$

5) DEPOLARIZZAZIONE DELLE PARETI DEL SOTTO, SIP SX SIN OX,  
 VERSO APICE → SI COMPENSA MA C'È UNA PICCOLA  
 RISULTANTE VERSO SX

CONTRIBUTO  $> 0$   $V_{I}, V_{II}, V_{III}$



6) PROPAGAZIONE VENTRICOLARE → DALLA PARTE INTERNA  
 VERSO LA PARTE ESTERNA

LA PARTE DEL VENTRICOLO SX È PIÙ SPESSE

⇒ ~~LA~~ VENTR. OX SI POLARIZZA SUBITO MENTRE IL  
 VENTR. SX DEVE ANCORA DEPOLARIZZARSI

⇒ RISULTANTE GRANDE (TANTI NODI COINVOLTI)  
 È MOLTO SPORZATO A SX



GRANDE CONTRIBUTO IN  $V_{I}, V_{II}$

CONTRIBUTO PICCOLO  $< 0$  IN  $V_{III}$

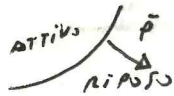
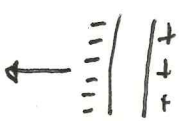
7) DEPOLARIZZAZIONE CONTINUA MA LO SQUILIBRIO  
 OTTO SX E OX SINIUCO ⇒ SEGNOLE SINIUCO



8) TUTTO DEPOLARIZZATO  $\Rightarrow$  SEGNALE NULLO

9) LA RIPOLARIZZAZIONE INIZIA DAL C' INTERNO  
 VENTRICOLI.  
~~DEPOLARIZZAZIONE~~ (TRA LE CELLULE CHE SI ENTRA DEPOLARIZZATE)

N.B: LE CELLULE DEL NIO CANALO ESTERNO SONO PIU' VELOCI A RIPOLARIZZARSI  $\Rightarrow$  APPARE UNA REGIONE DI RIPOLARIZZAZIONE CHE SI MUOVE DALL' ESTERNO VERSO L'INTERNO



ONDA T70 E PEN VISIBILE SU VEE UTI

NOTA  $\rightarrow$  ONDA U  $\rightarrow$  NON SEMPRE VISIBILE  $\rightarrow$  HP: RIPOL. FINALE PURKINJE

ALTRE OSSERVAZIONI

VOLTAGGIO DURENTOF

$$V_{AVF} = \phi_F - \frac{\phi_L + \phi_R}{2}$$

$$V_{AVR} = \phi_R - \frac{\phi_L + \phi_F}{2}$$

$$V_{AVL} = \phi_L - \frac{\phi_R + \phi_F}{2}$$

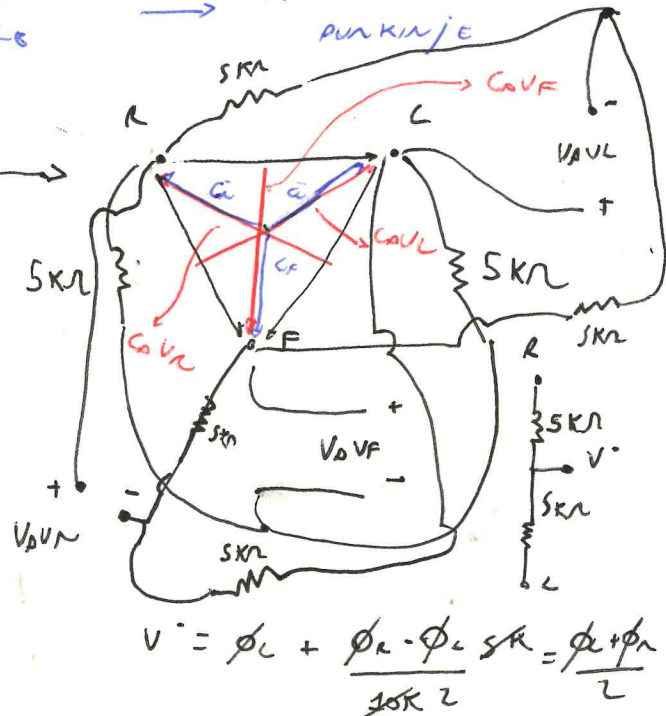
$$\bar{C}_F = \frac{\bar{C}_L + \bar{C}_R}{2} = \bar{C}_{AVP}$$

$$\bar{C}_R = \frac{\bar{C}_L + \bar{C}_F}{2} = \bar{C}_{AVR}$$

$$\bar{C}_L = \frac{\bar{C}_R + \bar{C}_F}{2} = \bar{C}_{AVL}$$

$$\begin{aligned} V_{AVF} &= \bar{C}_{AVF} \cdot \bar{\phi} \\ V_{AVL} &= \bar{C}_{AVL} \cdot \bar{\phi} \\ V_{AVR} &= \bar{C}_{AVR} \cdot \bar{\phi} \end{aligned}$$

individui vettori  
 3 direzioni su cui proiettare  
 $\bar{\phi}$  NDC piano  $\odot$   $\neq$   $\neq$

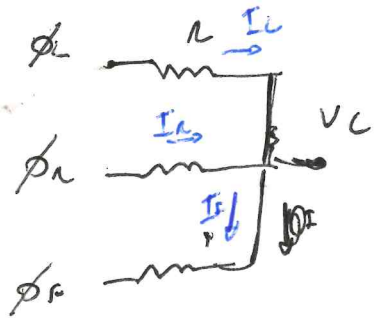


$$V = \phi_L + \frac{\phi_R - \phi_L}{\sqrt{3}} = \frac{\phi_L + \phi_R}{2}$$

PRECONDIZIONI

6 DERIVAZIONI → RISULTATO RISPETTO ALLE CENTRALI TERMINALI

$$V_{Fi} = V_i - \frac{\phi_L + \phi_R + \phi_F}{3} = \left( \bar{C}_i - \frac{\bar{C}_L + \bar{C}_R + \bar{C}_F}{3} \right) \cdot \bar{p}$$

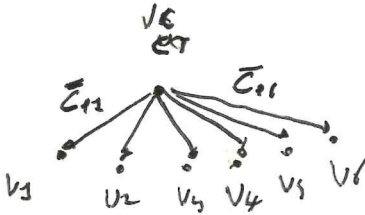


$$V_C = \phi_F + R I_F = \phi_F + R \left( \frac{\phi_L - V_C}{R} + \frac{\phi_R - V_C}{R} \right)$$

$$3V_C = \phi_F + \phi_L + \phi_R$$

$$\Rightarrow V_C = \frac{\phi_F + \phi_L + \phi_R}{3}$$

XY



$$V_{PL} = \bar{C}_{PL} \cdot \bar{p}$$

⇒ TRASIETTO IL DIPOLLO  $\bar{p}$  SUL PIANO XY

ECC 12

DERIVAZIONI



IN "TECNICA" INFORMAZIONI RIDONDANTI (p ha tre componenti)

caso MIGLIORA LA RICONDIZIONE DEI POTERI

TIENE ILLO COSTO  
DELLA PASTE NON  
RISPOTTA

TANCOS  
NON SPERICO / INFINITO

CONDUTTORI  
NON SOGGETTI

DIAGNOSI ECG CAPITOLO 17 SCIOPRE CON MATERIALI DI SUPRATO

