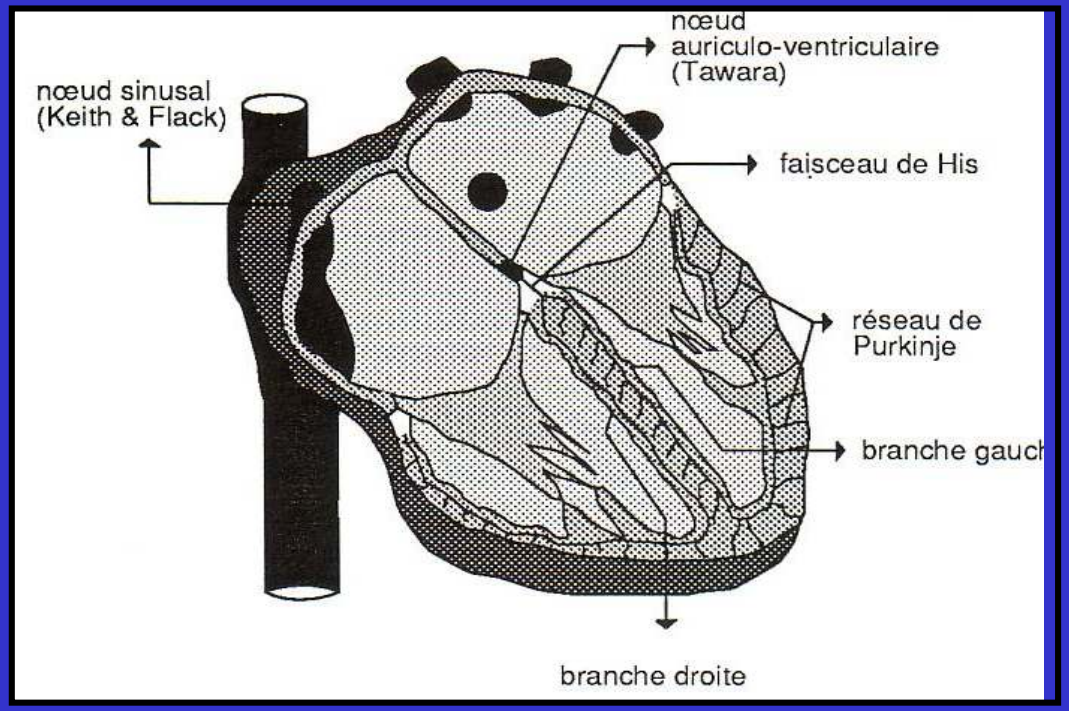
Pacingrp@online.fr

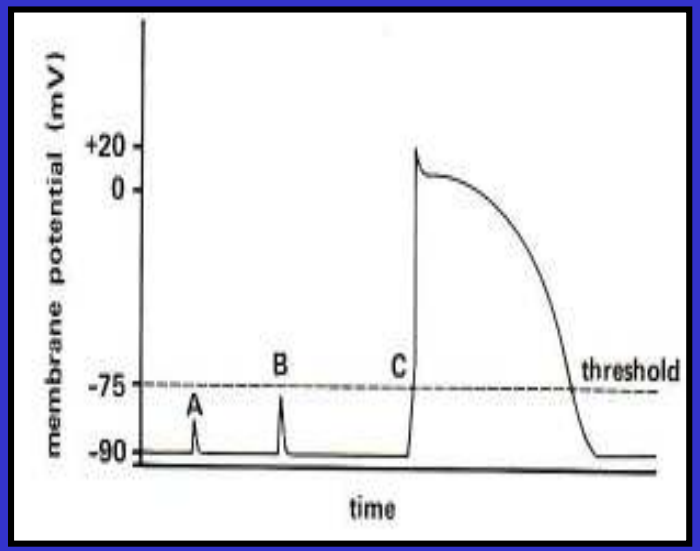
code : pm3405jc

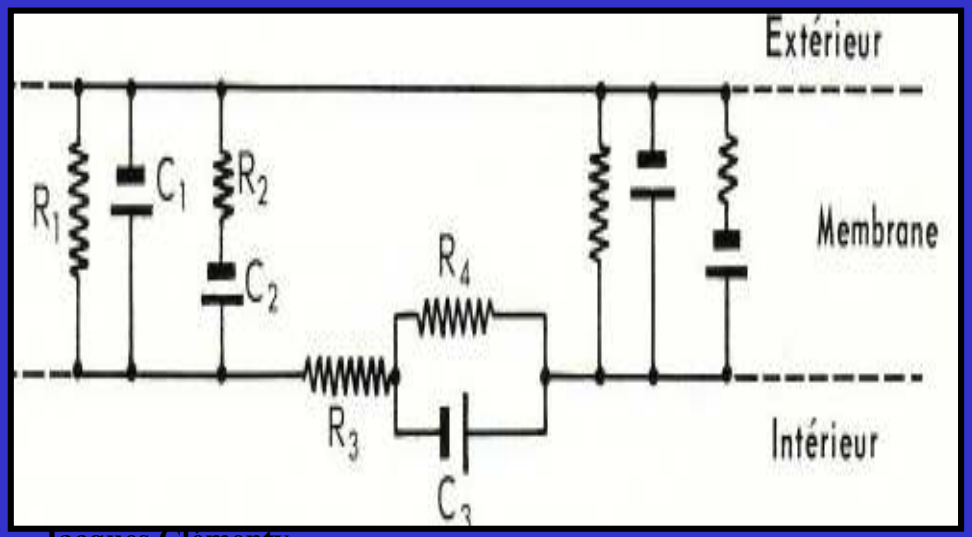
DIU de STIMULATION CARDIAQUE

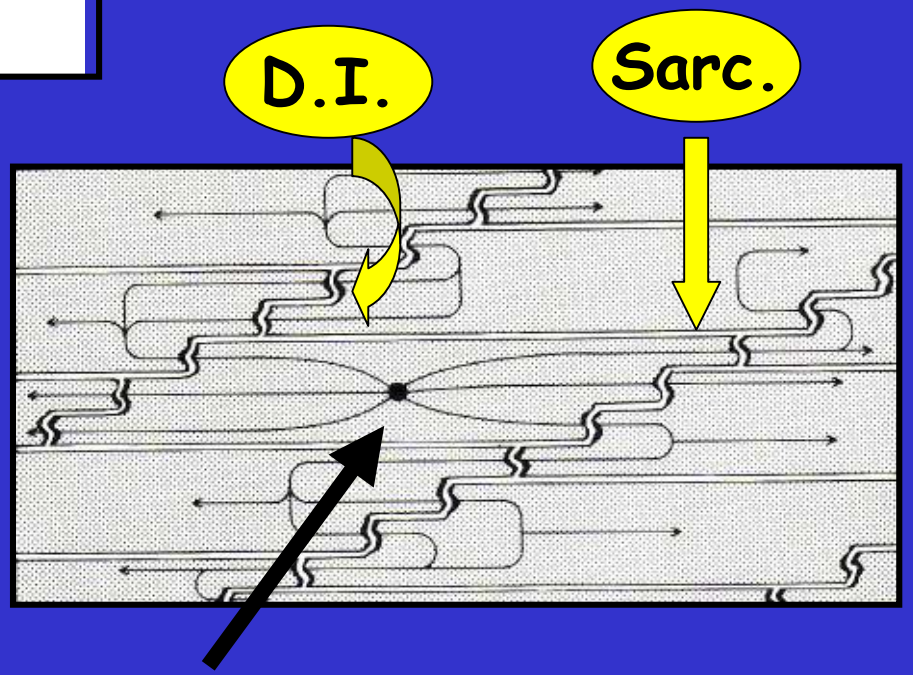
BASES ELECTRIQUES

Professeur J.CLEMENTY (BORDEAUX II)


nœud
auriculo-ventriculaire
(Tawara)
nœud sinusal
(Keith & Flack)
faisceau de His
réseau de
Purkinje
branche gauch
branche droite

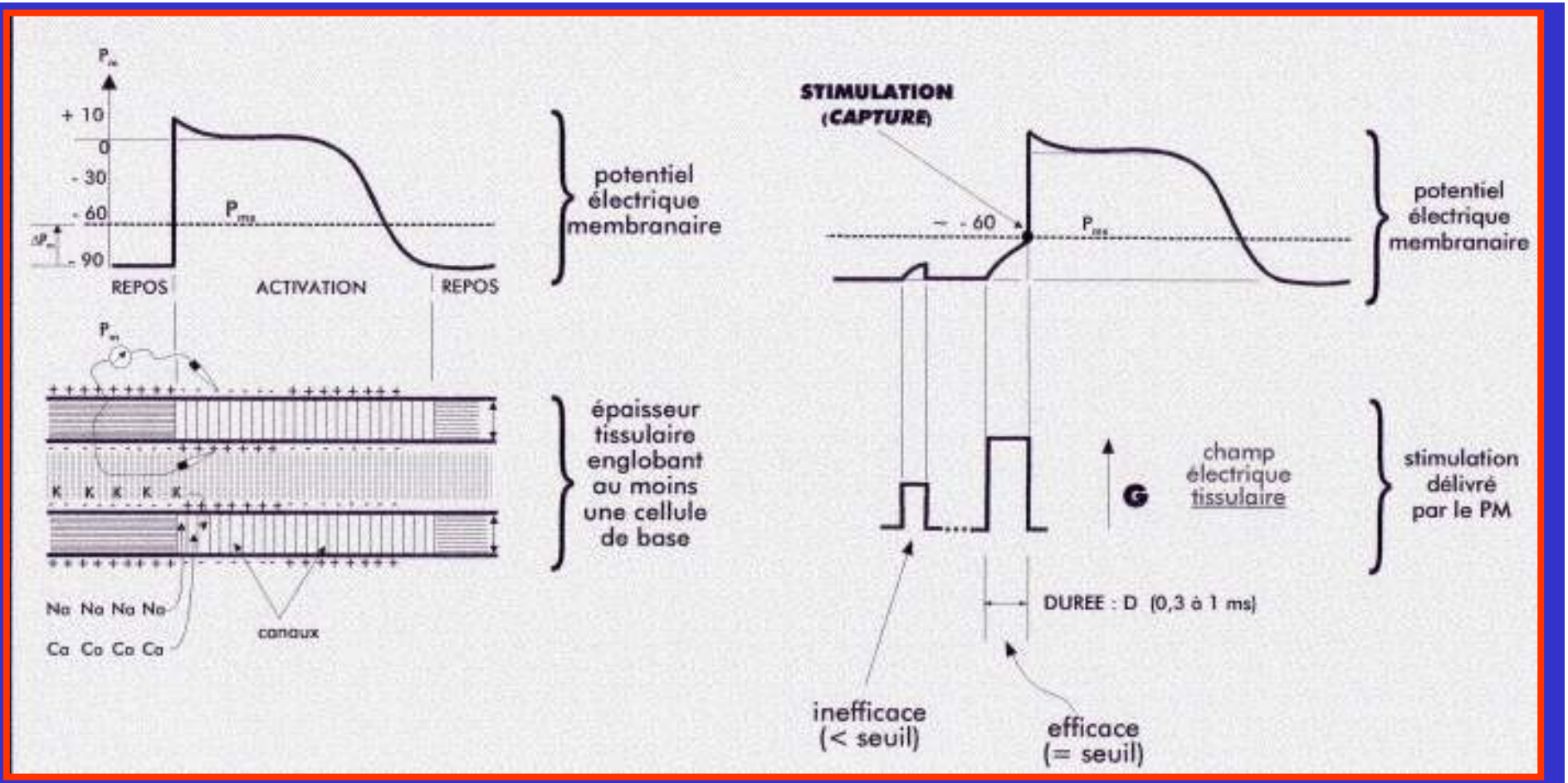

membrane potential (mV)
+20
0
-75
-90
A
B
C
threshold
time


Extérieur
Membrane
Intérieur
R1
C1
R2
C2
R3
R4
C3


D.I.
Sarc.

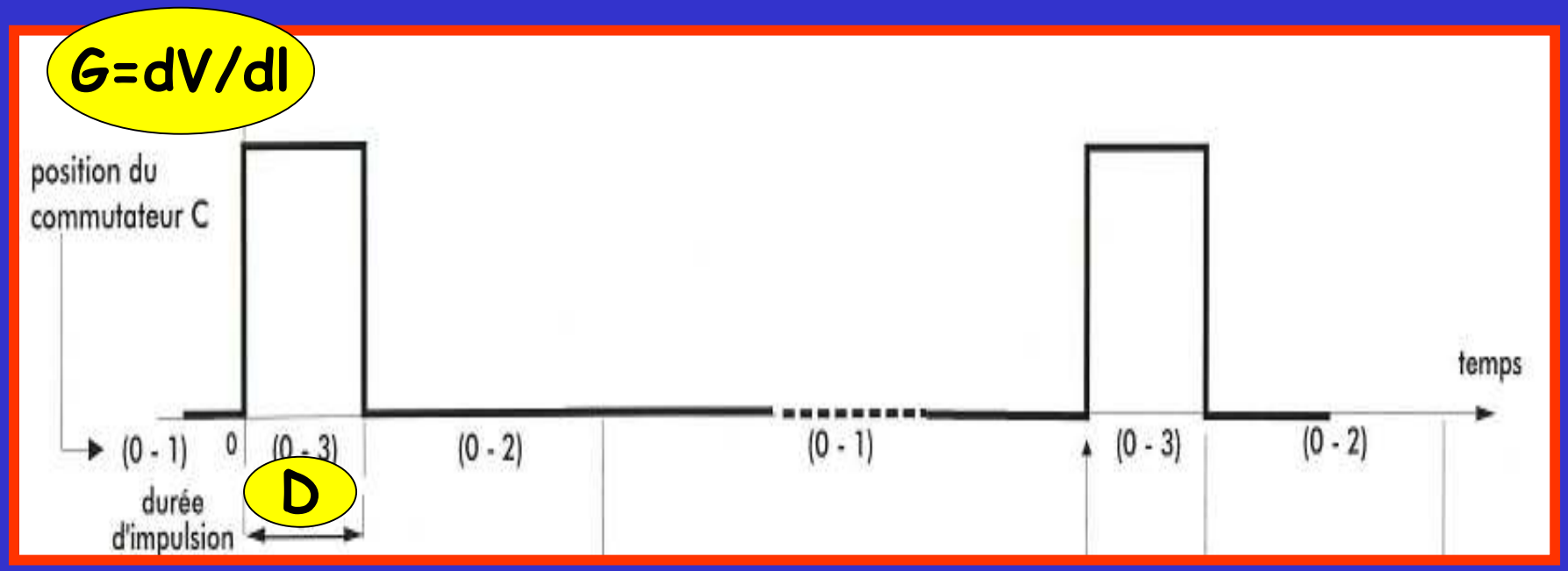
En cas de DEFAILLANCE
des « PACEMAKERS » PHYSIOLOGIQUES
on peut faire appel

À des « PACEMAKERS ARTIFICIELS »
dont les STIMULI ELECTRIQUES
Appliqués au contact de(s) la cellule(s)
assureront (dans l'idéal) des fonctions
EQUIVALENTES



Le Stimulus a pour but d'amener la membrane de son potentiel de REPOS à son Potentiel SEUIL.Pour cela un CONTRE-POTENTIEL est appliqué pendant une durée donnée(D) sur une portion de myocarde créant un champ Électrique(G) initiant la dépolarisation qui se propagera de proche en proche,de cellule en cellule…

LE CHAMP ELECTRIQUE :MOTEUR
De la DEPOLARISATION CELLULAIRE



Pour DEPOLARISER il faut appliquer un CHAMP ELECTRIQUE minimum (Gs) c'est à dire UN GRADIENT DE POTENTIEL pendant une durée (D) afin de porter le potentiel de la cellule de sa valeur de repos à sa valeur seuil

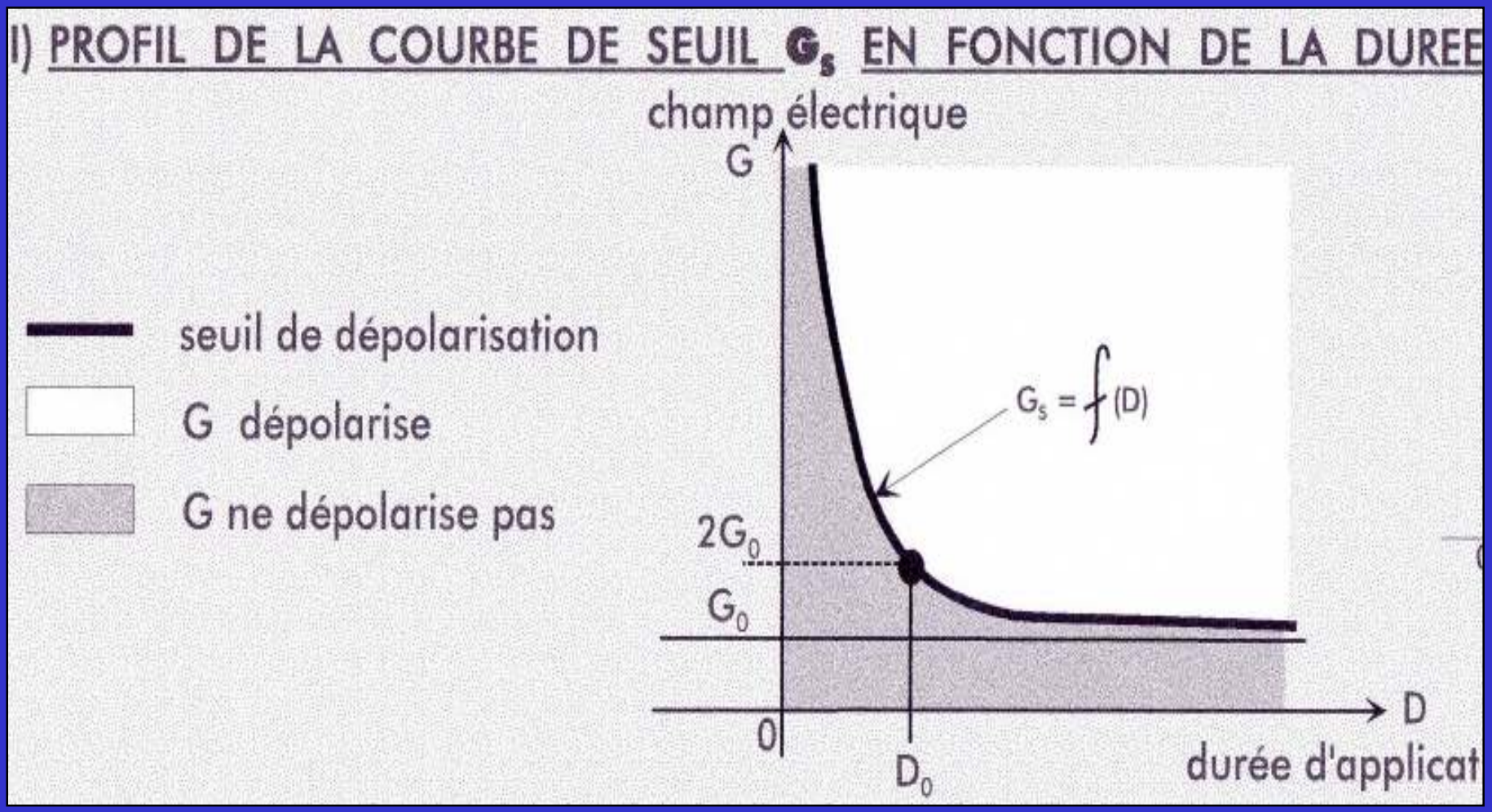
LA DEPOLARISATION DEPEND

De la valeur de Gs

et de LA

DUREE d'APPLICATION(D)

Gs(D)



Go=RHEOBASE

Do=CHRONAXIE(Gs=2Go)

GENESE du CHAMP ELECTRIQUE

CIRCUIT ELECTRIQUE DE TYPE OHMIQUE

- UNE SOURCE DE POTENTIEL(V ou U)
- faisant circuler un COURANT (I)
-au travers d'une UNE RESISTANCE(R) **CONSTANTE**

Selon la loi d'OHMS : V = R x I

FORMULATION DU CHAMP ELECTRIQUE
Necessaire à la Dépolarisation

I) DEFINITION DU CHAMP ELECTRIQUE (ou GRADIENT DE POTENTIEL)

❶ $$G = \frac{V}{\ell}$$ "densité linéaire de potentiel"

II) AUTRE FORMULATION DU CHAMP ELECTRIQUE

☐ sachant que :

❷ $$V = R \cdot I$$

❸ $$R = \rho \cdot \frac{\ell}{S}$$

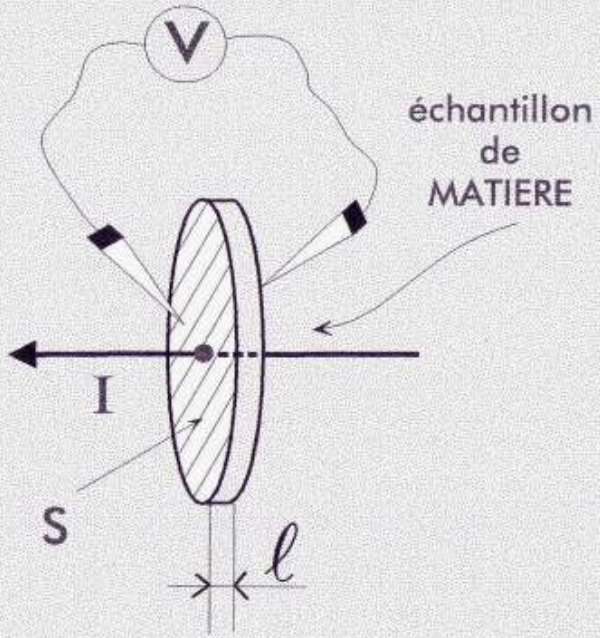
ρ → résistivité de la matière

☐ en associant ❶ , ❷ , ❸

$$G = \frac{V}{\ell} = \frac{RI}{\ell} = \frac{\rho \cdot \frac{\ell}{S} \cdot I}{\ell} = \rho \cdot \frac{I}{S}$$

$$\Rightarrow \boxed{G = \rho \left(\frac{I}{S}\right)} \quad \boxed{J = \left(\frac{I}{S}\right)} \quad \boxed{G = \rho \cdot J}$$

ECHANTILLON DE MATIERE DE RESISTANCE : R



2 FACTEURS
-DENSITE du COURANT(J)
-RESISTIVITE(ro)

EXTRAIT ENSEIGNEMENT UNIVERSITAIRE BORDEAUX II : J. CLEMENTY - D. ROUVES

Une necessité pour stimuler….

Concentrer le courant

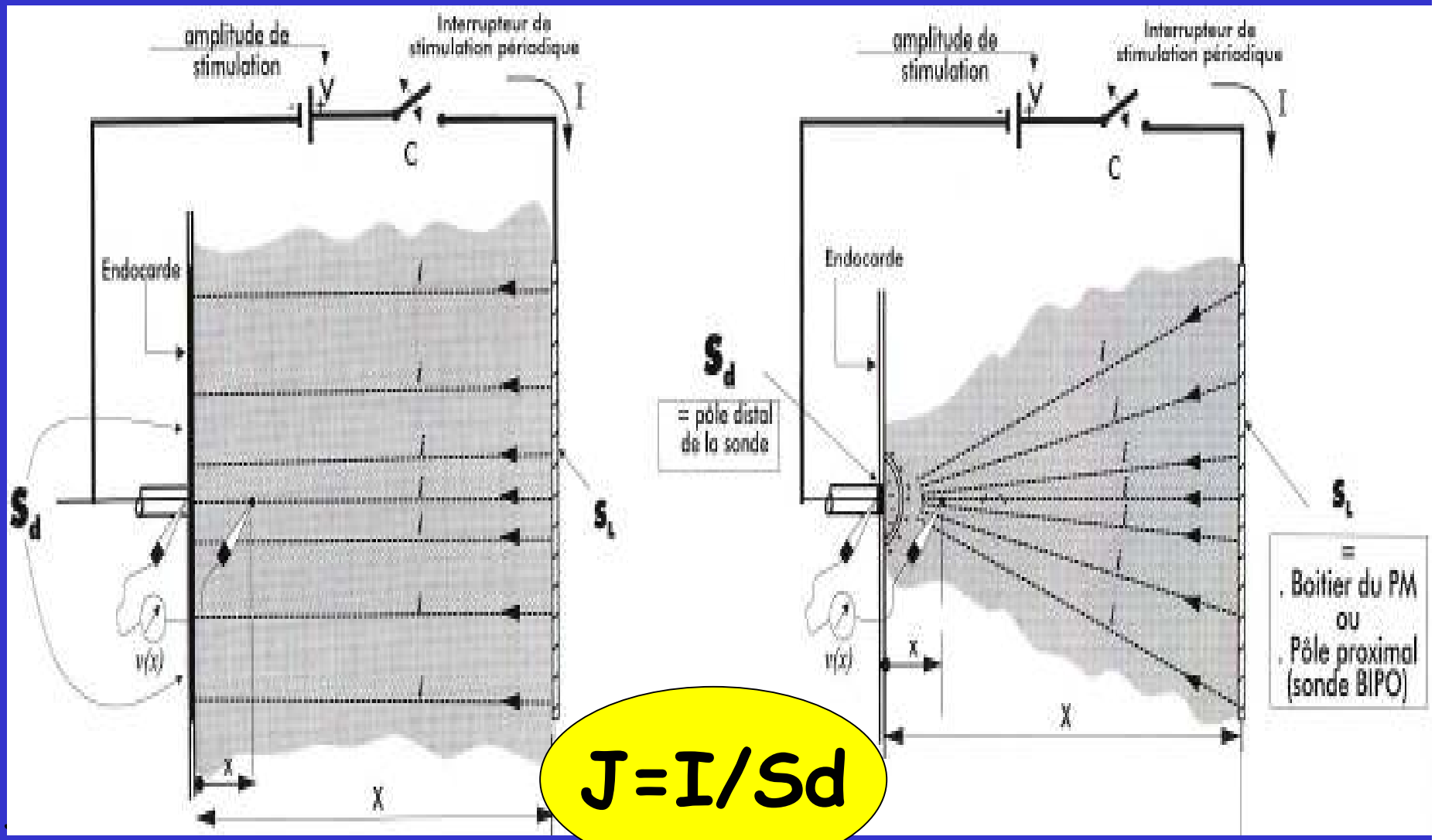
au Niveau du tissu à stimuler

$G = \rho . J$

$J = I / S$

pour J constant et I (consommation de courant) faible : S doit etre le plus petit possible

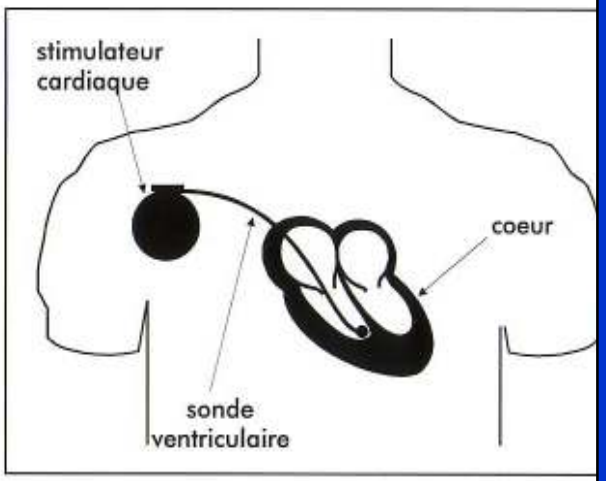
Pour une valeur de G donnée,plus la surface de stimulation sera petite, plus la densité du courant sera grande



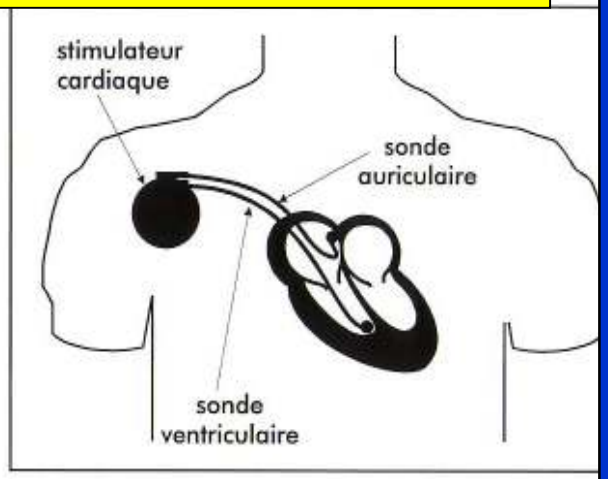
J=I/Sd

CREATION DU CHAMP ELECTRIQUE (G)

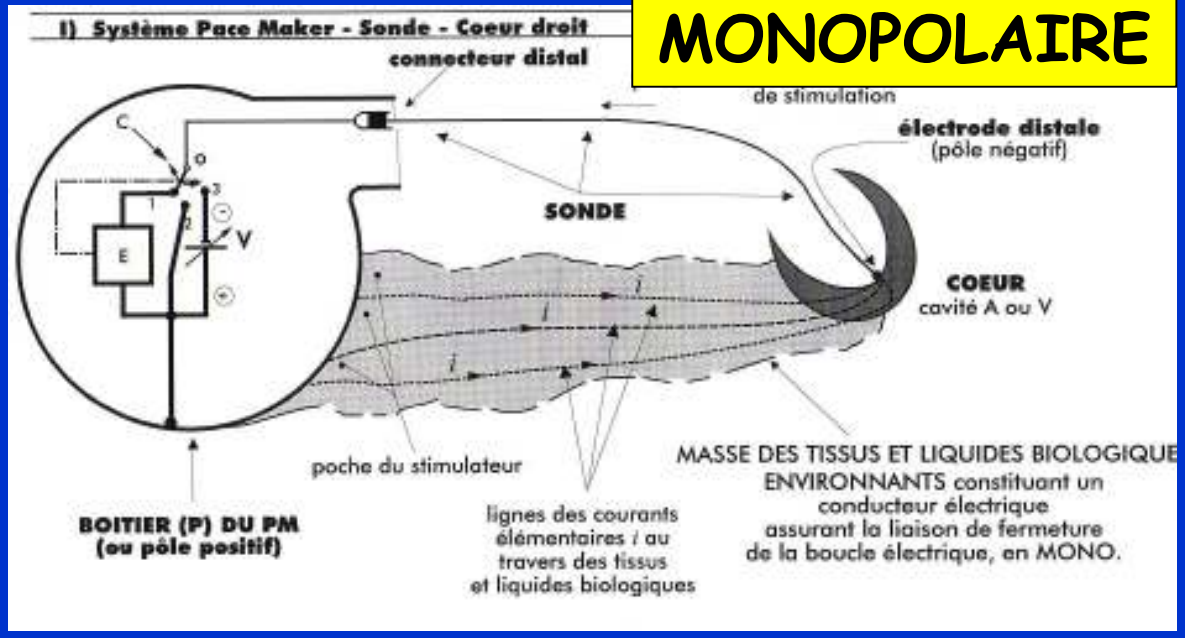
MONOCHAMBRE



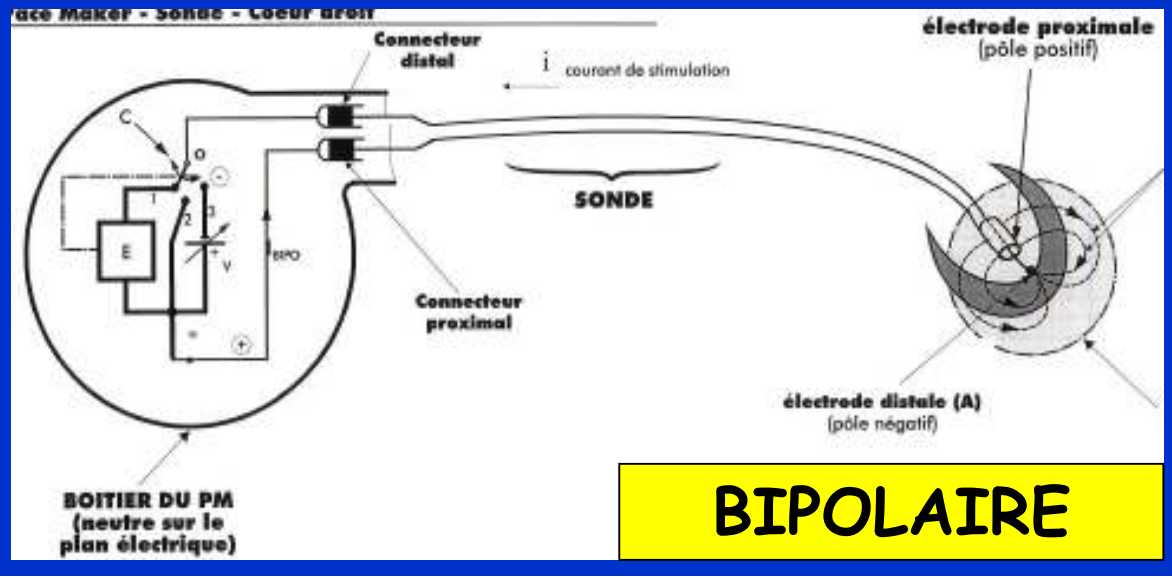
DOUBLE CHAMBRE

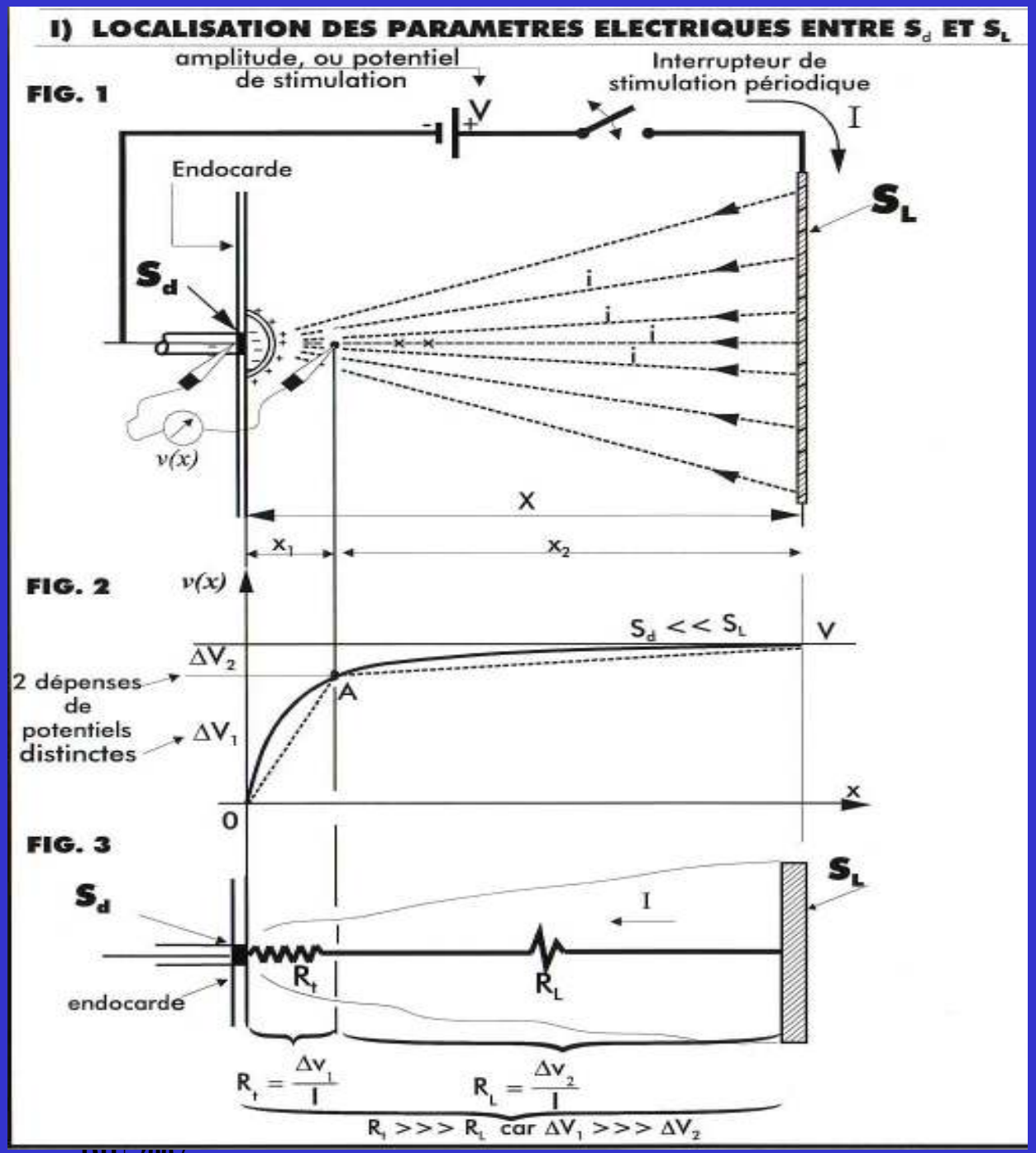


MONOPOLAIRE



BIPOLAIRE





C'est au Contact ELECTRODE/ TISSU que la <u>résistance</u> est la plus grande et La dépense de <u>potentiel</u> la plus importante

NOTION de BASE
G (D)= ρ/S x Is =Cte x Is

C'est uniquement **la quantité de courant** qui assure la stimulation (Q=IxD)

- Pour une durée de stimulation(D) donnée il faut un courant minimum(Is) pour assurer la dépolarisation
- La tension ne sert qu'à faire circuler le courant pendant La durée (D)
- Si (D) varie le Is seuil varie également selon la loi de LAPICQUE

Dans un circuit ohmique… R=Cte

-LE CHAMP ELECTRIQUE: G
-LA TENSION :U
-LE COURANT :I

Sont reliés directement
Les uns aux autres

LE SEUIL PEUT ETRE INDIFFEREMMENT
mesuré en courant ou en tension

I) RAPPEL

Lois qui relient I_s et G_s

$$I_S = \left[\frac{S_d}{\rho}\right] \cdot G_S$$

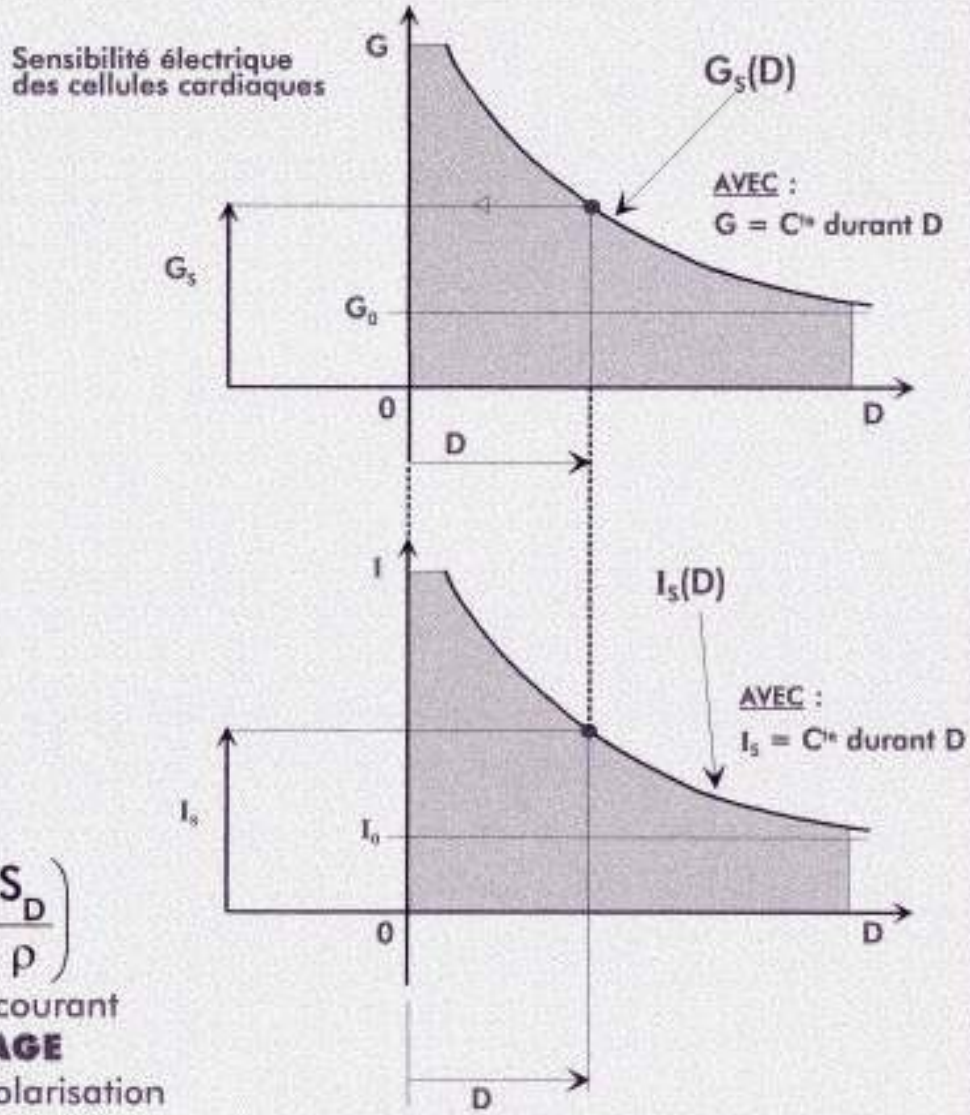
II) REPRESENTATION DU COURANT SEUIL $I_s(D)$

Pour chaque durée D d'impulsion de courant il existe un courant minimal SEUIL : I_S correspondant à un champ électrique tissulaire SEUIL : G_S

tel que $$I_S(D) = \left[\frac{S_d}{\rho}\right] \cdot G_S(D)$$

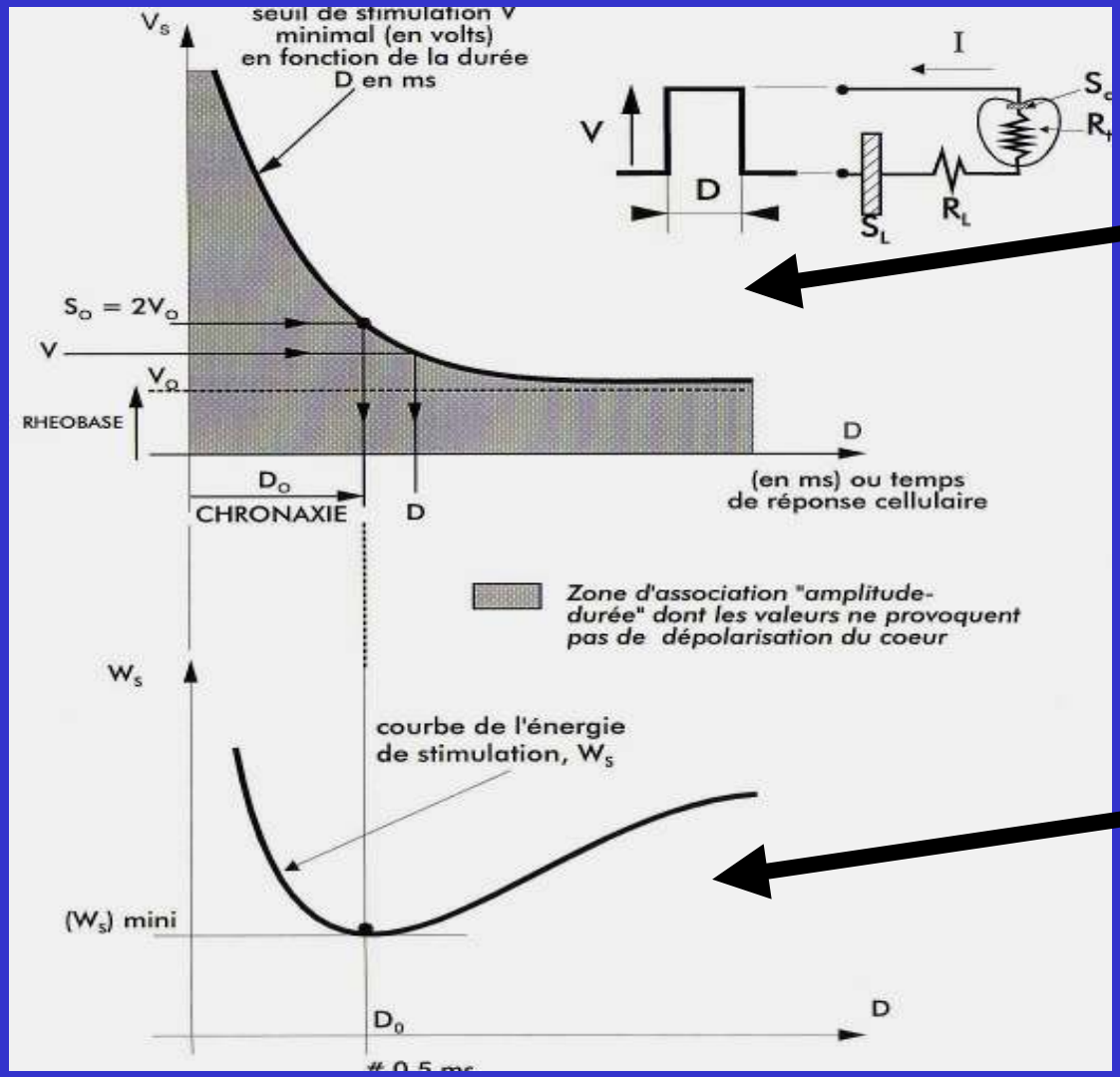
d'où 1) ⟹ $I_S(D)$ et $G_S(D)$ relie par une Cte $\left(\frac{S_D}{\rho}\right)$

2) ⟹ $G_S(D)$ même allure que $I_S(D)$: le courant seuil de stimulation $I_S(D)$ est **l'IMAGE** du champ électrique seuil de dépolarisation



EXTRAIT ENSEIGNEMENT UNIVERSITAIRE BORDEAUX II : J. CLEMENTY - D. ROUVES

si le circuit est ohmique PUR (UouV=R.I)



LOI de LAPICQUE

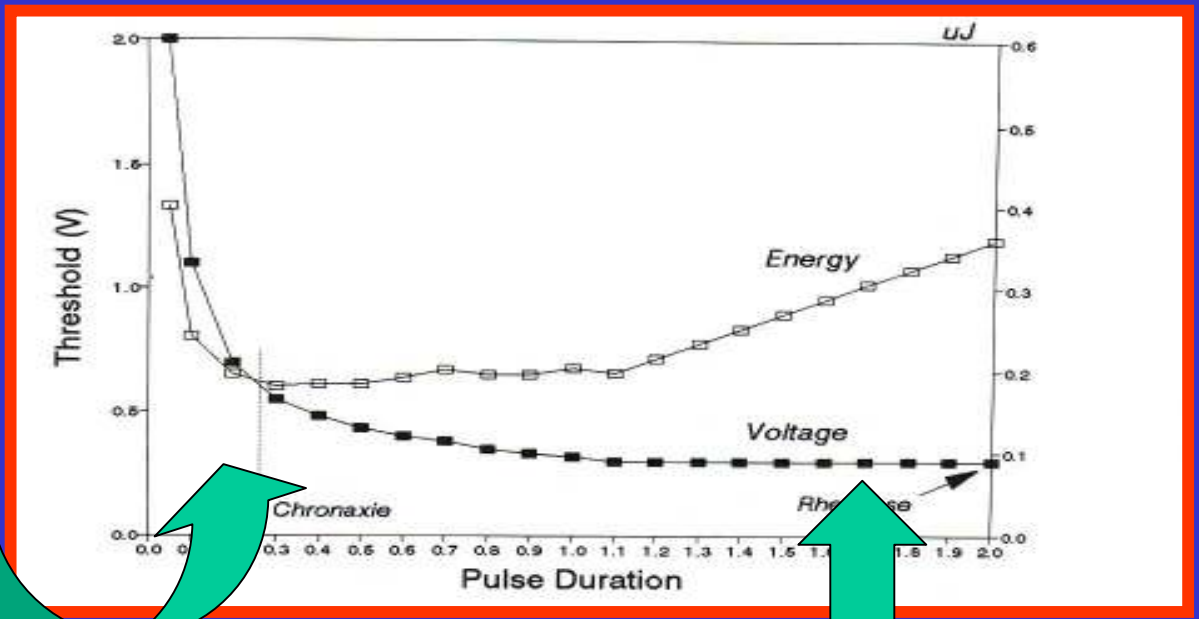
Vs ou Us=Vo(1+Do/D)

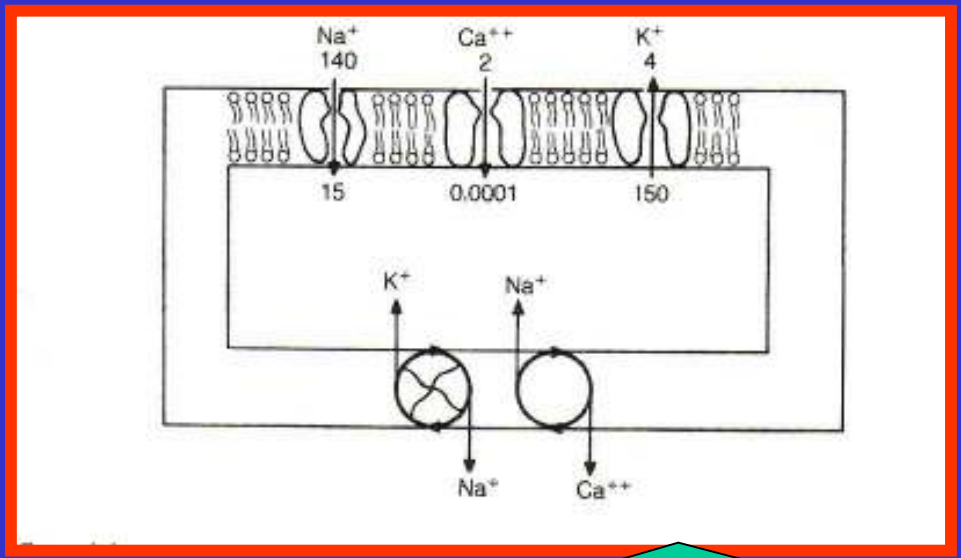
LOI de l'ENERGIE

$$W_s = \frac{V_s^2}{R_L + R_t} D$$

CHRONAXIE

L'ENERGIE
Passe par
Un MINIMUM



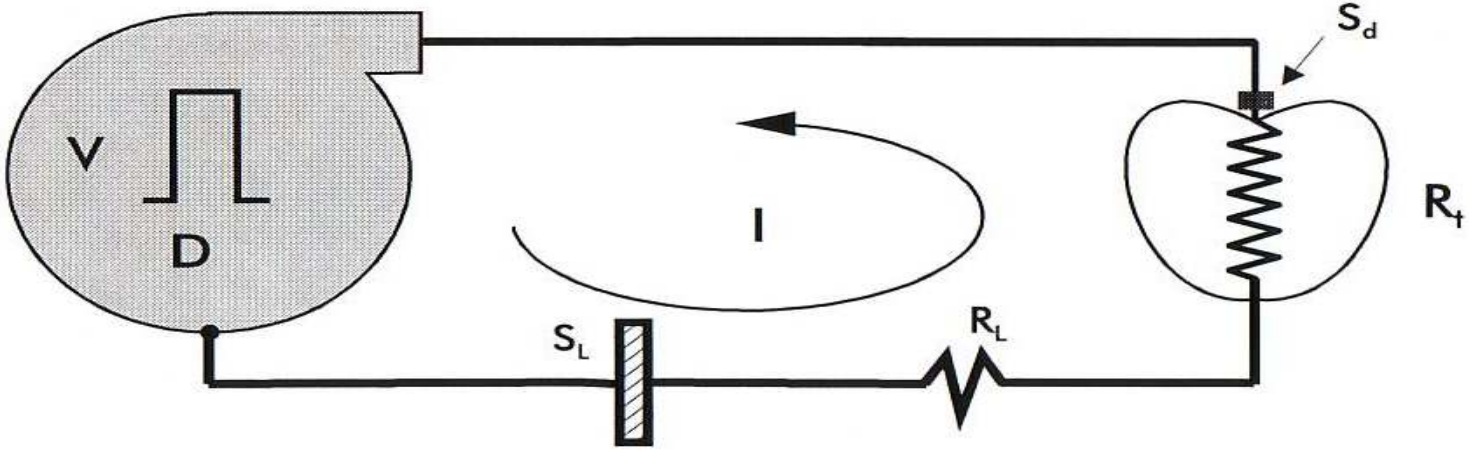


RHEOBASE

Dépolarisation
Impossible
Méme si la durée
D'application est infinie

Jacques Clémenty
DIU 2007

COURANT CONSOMME pour STIMULER



Appelons $R_o = R_L + R_t$ ~ impédance Z de la sonde

Equations de base :

❶ $I = \frac{V}{R_o}$ (V : Volts, I : mA, R_o : kΩ)

(courant de stimulation) en milliampère : mA

❷ $Q = I \times D$ (Q : µcoulomb, I : mA, D : ms)

(quantité d'électricité puisée dans la pile à chaque impulsion) en micro coulomb : µC

a quantité d'électricité stockée Q_S dans la pile du stimulateur est précisée dans les manuels en Ah (ampère x heure) $1 < Q_S < 2$ ampère x heure

achant que 1 coulomb = 1 ampère x 1 seconde $3600 < Q_S < 7200$ coulomb

our un ordre d'idée :

ne impulsion stimulation, avec une amplitude V de 5 V sur une impédance de sonde de 500 Ω et pour une durée de 0,5 ms consomme :

appliquons les équations ❶ et ❷ $I = \frac{5\ \text{Volt}}{0{,}5\ \text{k}\Omega} = 10\ \text{mA}$ $Q = 10\ \text{mA} \times 0{,}5\ \text{ms} = 5\ \mu\ \text{coulomb}$

si on prend une période de base de 1 s. (soit une fréquence de 60 / mn), le courant moyen est de $\frac{5\ \mu\ \text{coulomb}}{1\ \text{s}} = 5\ \mu\text{A}$

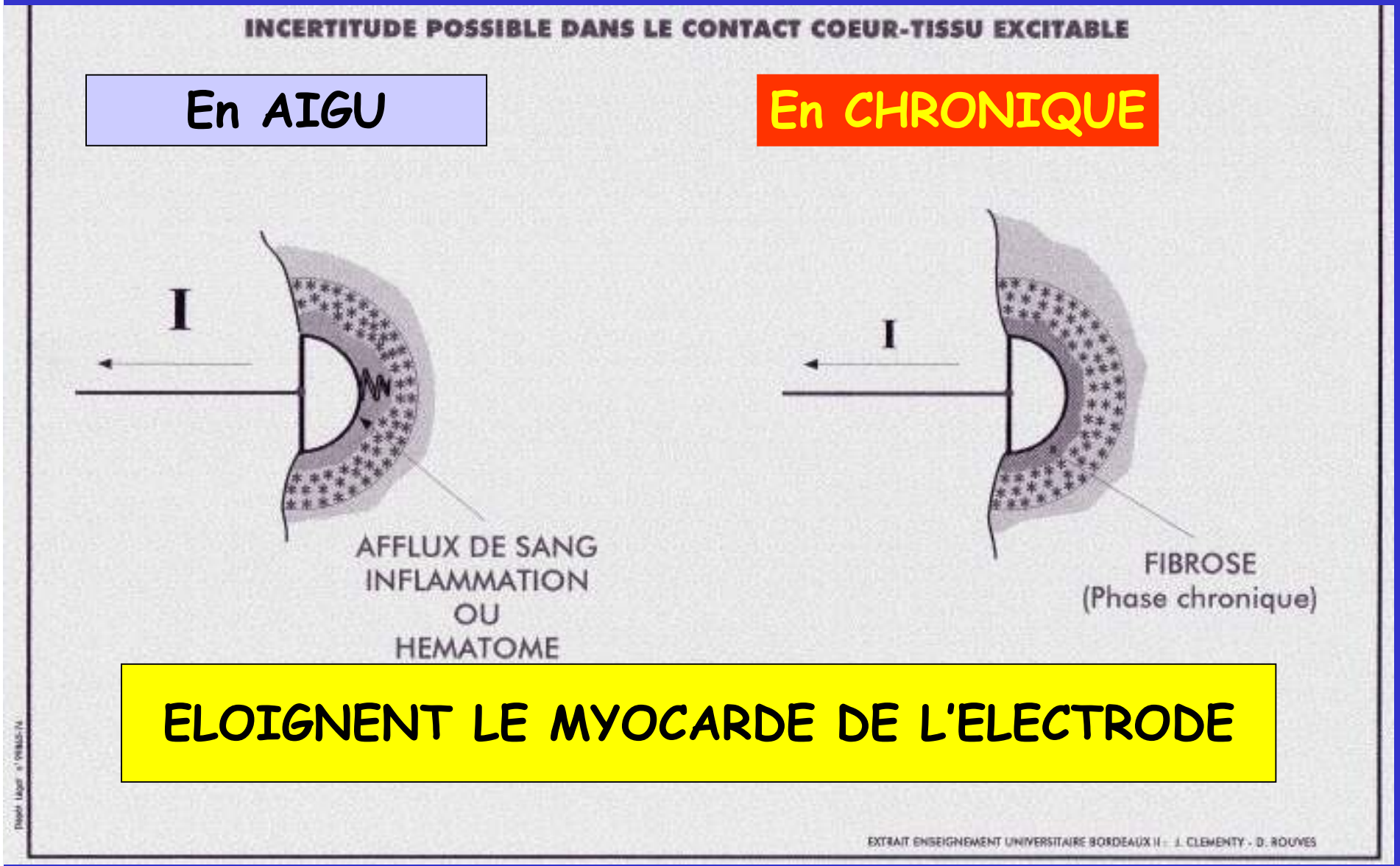
\ titre indicatif, le circuit électronique en situation inhibée consomme, toutes marques confondues, entre 5 et 20 μA .

2 AMPERES (2 OOO OOO microA) 1 HEURE

20 MICRO 100 000 heures

100 OOO h= 11 ANS

SECURITE DE LA CAPTURE



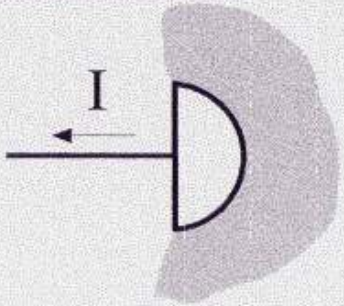
ELOIGNENT LE MYOCARDE DE L'ELECTRODE

STIMULATION CARDIAQUE DEFINITIVE — **Pénétration de l'EXCITATION ELECTRIQUE** — **Visualisation**

SOIT UNE DUREE D D'EXCITATION CHOISIE

I) Absence de dépolarisation cellulaire artificielle

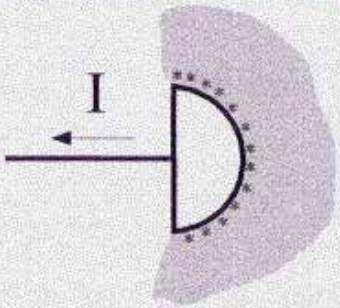
$I \langle I_S \rightarrow G \langle G_S$



PED = 0

II) Présence de dépolarisation cellulaire artificielle au seul contact de L'ELECTRODE

$I = I_S \rightarrow G = G_S$

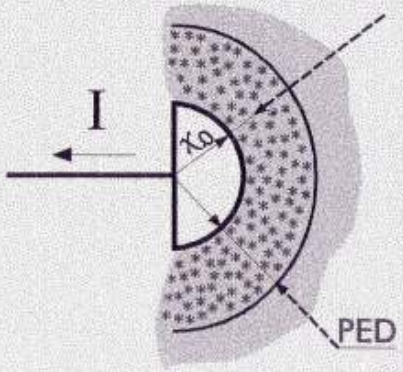


PED = 0

**** tissu électrodépolarisé

III) Présence de la dépolarisation cellulaire artificielle au delà de la surface de l'ELECTRODE

$I \rangle I_S \rightarrow G \rangle G_S$



$$PED = x_0 \left(\sqrt{\gamma} - 1\right)$$

EXTRAIT ENSEIGNEMENT UNIVERSITAIRE BORDEAUX II : J. CLEMENTY - D. ROUVES

FIG. 1

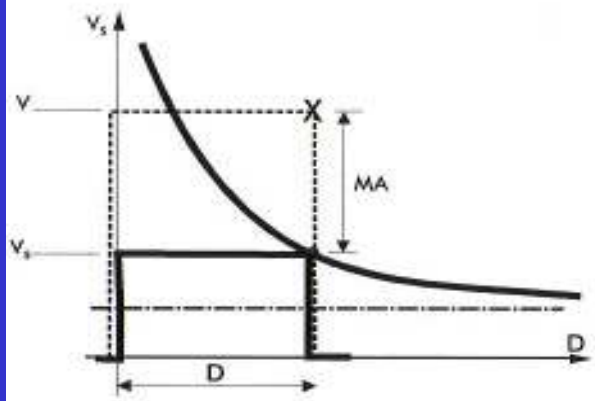
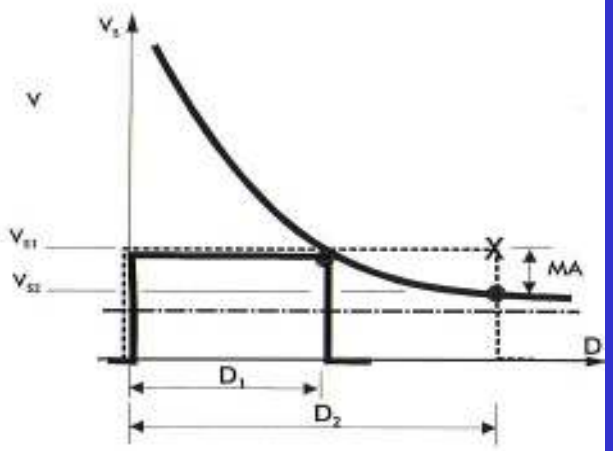


FIG. 2



DEFINITIONS :

- D : durée d'impulsion considérée
- V_S : tension de seuil correspondante
- V : tension de stimulation adoptée correspondante
- γ : coefficient de sécurité (prononcer gamma)

FIGURE 1 = $\gamma = \frac{V}{V_S}$

FIGURE 2 = $\gamma = \frac{V_{S1}}{V_{S2}}$

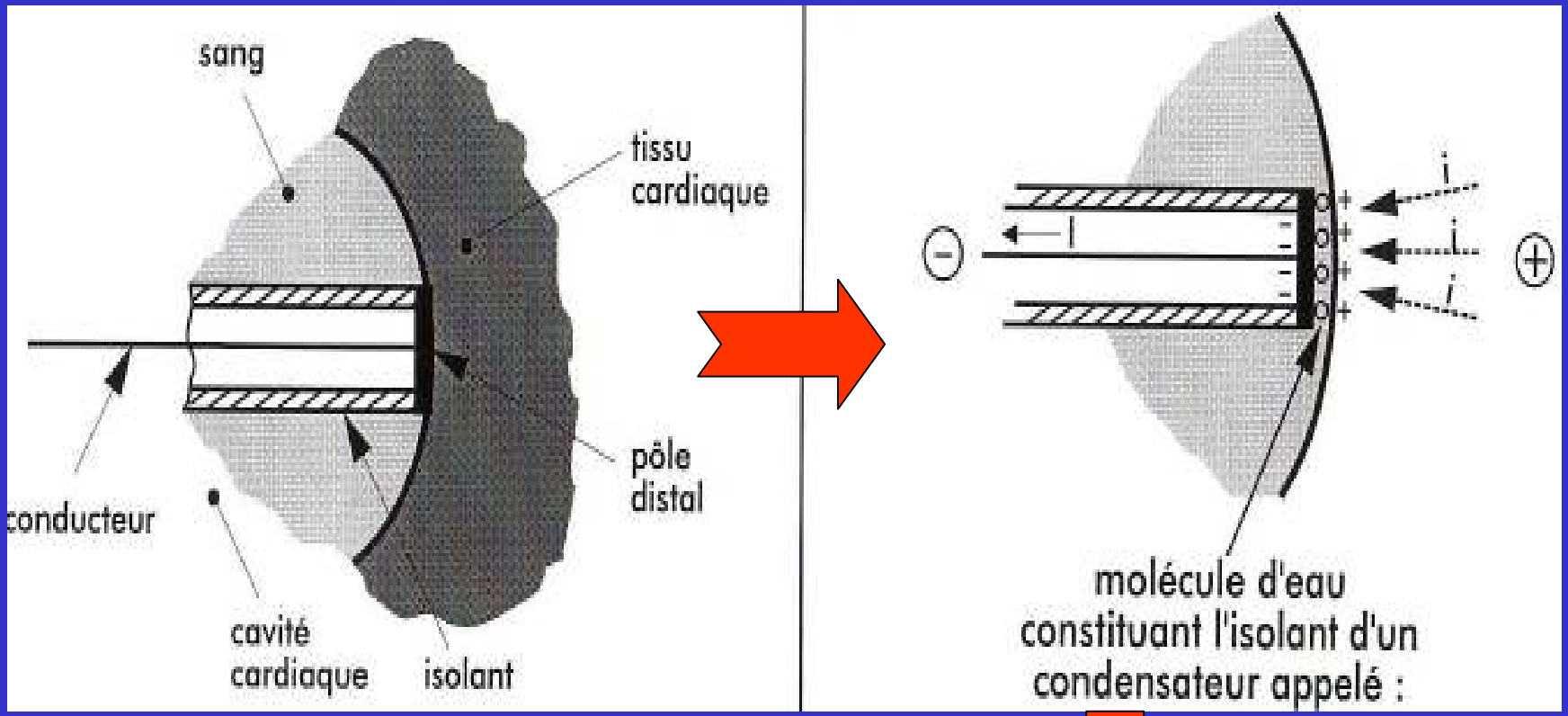
REGLES :

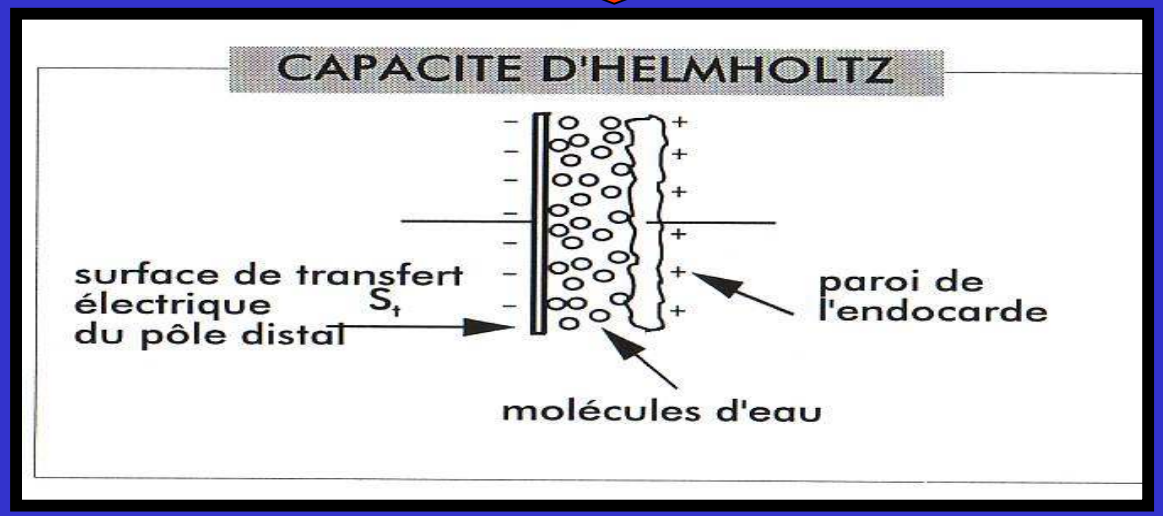
Pour une durée D déterminée,

c'est le rapport $\boxed{\frac{V}{V_S} = \gamma}$ qui détermine à lui **seul** l'efficacité de la stimulation.

γ représente le **coefficient de sécurité**, qui détermine la **pénétration** de la dépolarisation artificielle, dans le tissu cardiaque, en fin d'impulsion.

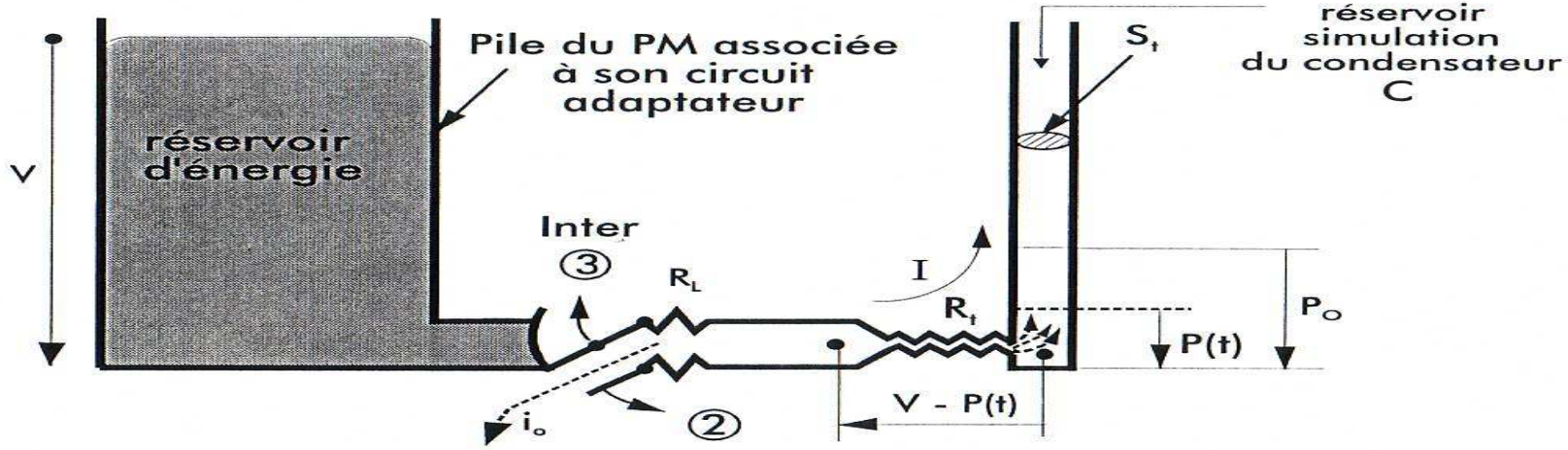
MAIS…EN REALITE le CIRCUIT de STIMULATION n'est pas un CIRCUIT PUREMENT OHMIQUE où G / I / V sont directement liés





La POLARISATION

II) CIRCUIT HYDRAULIQUE ANALOGIQUE POUR LA STIMULATION



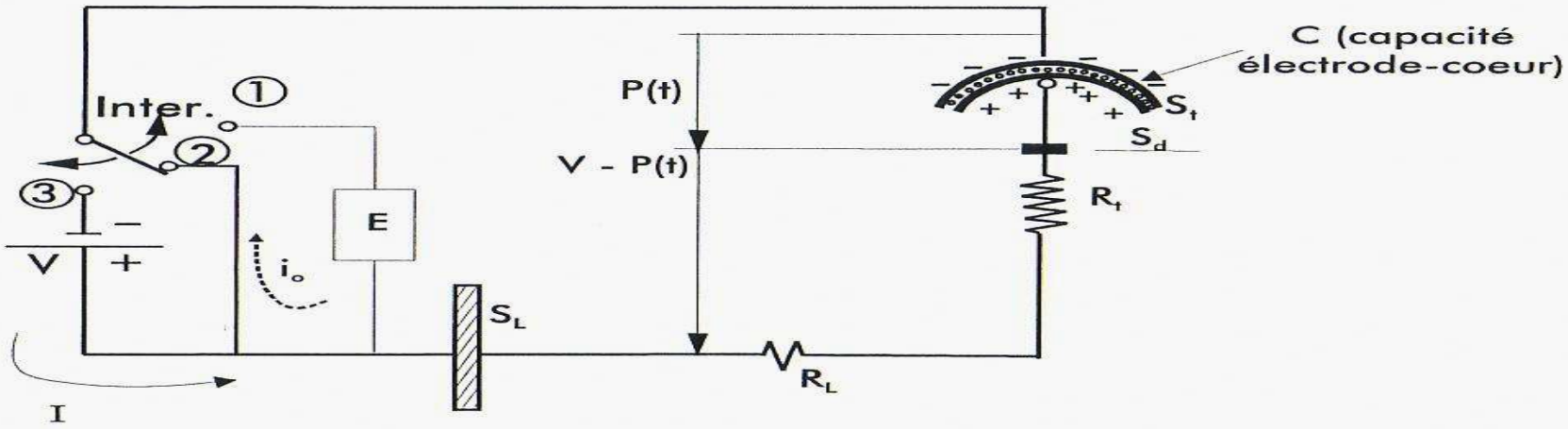
On peut observer :

1) - i_o = courant parasite de décharge du condensateur C (coeur-sonde)

2) - pour une même durée D, P_O ↘ si S_t ↗

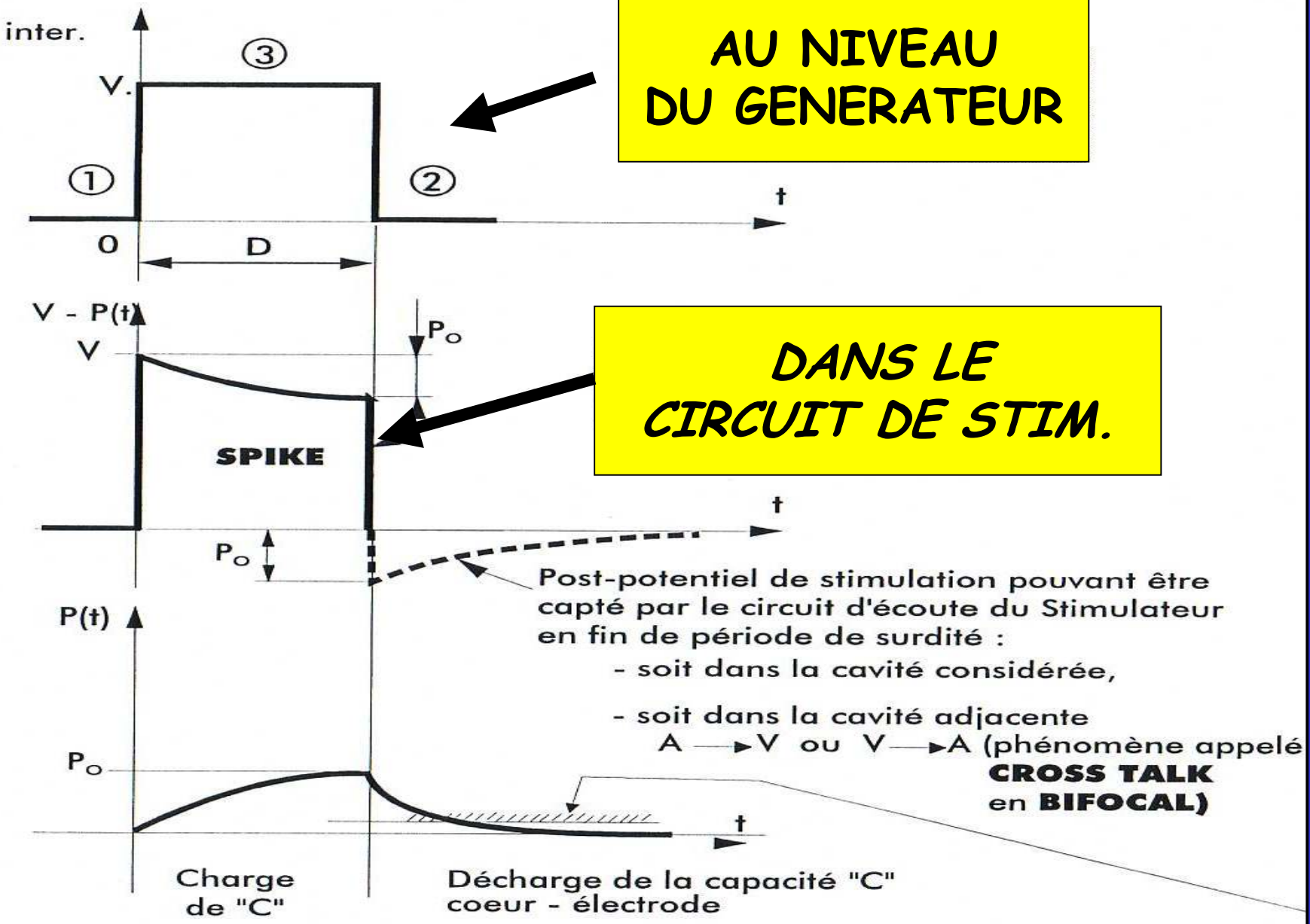
3) - P_o ↗ si D ou V ↗

I) CIRCUIT ELECTRIQUE EQUIVALENT



Jacques Clémenty
DIU 2007

III) RESULTAT DYNAMIQUE ELECTRIQUE



AU NIVEAU DU GENERATEUR

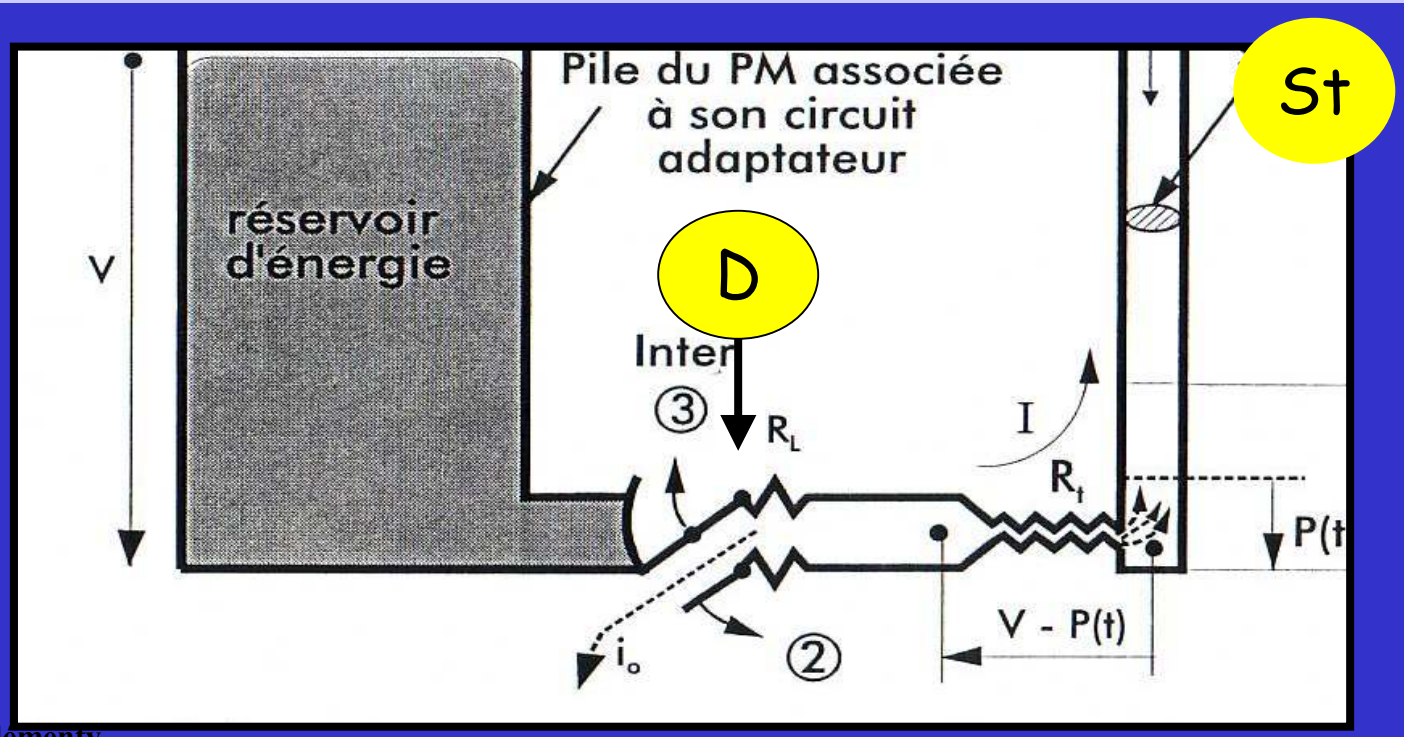
DANS LE CIRCUIT DE STIM.

Post-potentiel de stimulation pouvant être capté par le circuit d'écoute du Stimulateur en fin de période de surdité :

- soit dans la cavité considérée,
- soit dans la cavité adjacente A ⟶ V ou V ⟶ A (phénomène appelé **CROSS TALK** en **BIFOCAL)**

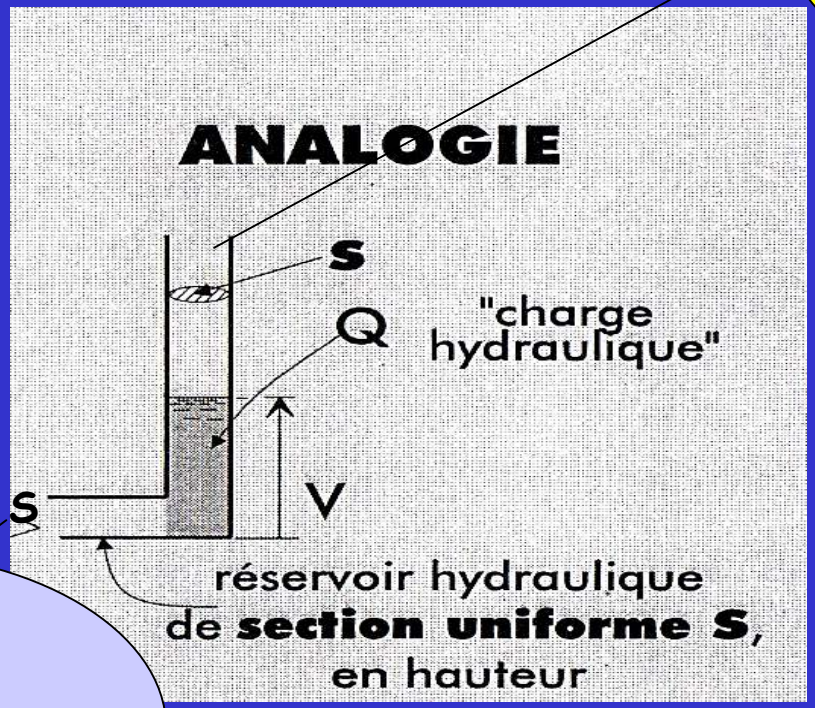
Pour reduire la polarisation

- PROGRAMMER (D) Court
- UTILISER une SURFACE de TRANSFERT Grande



LE DILEMME:

<u>S</u> GRAND
Pour
Une **polarisation**
FAIBLE

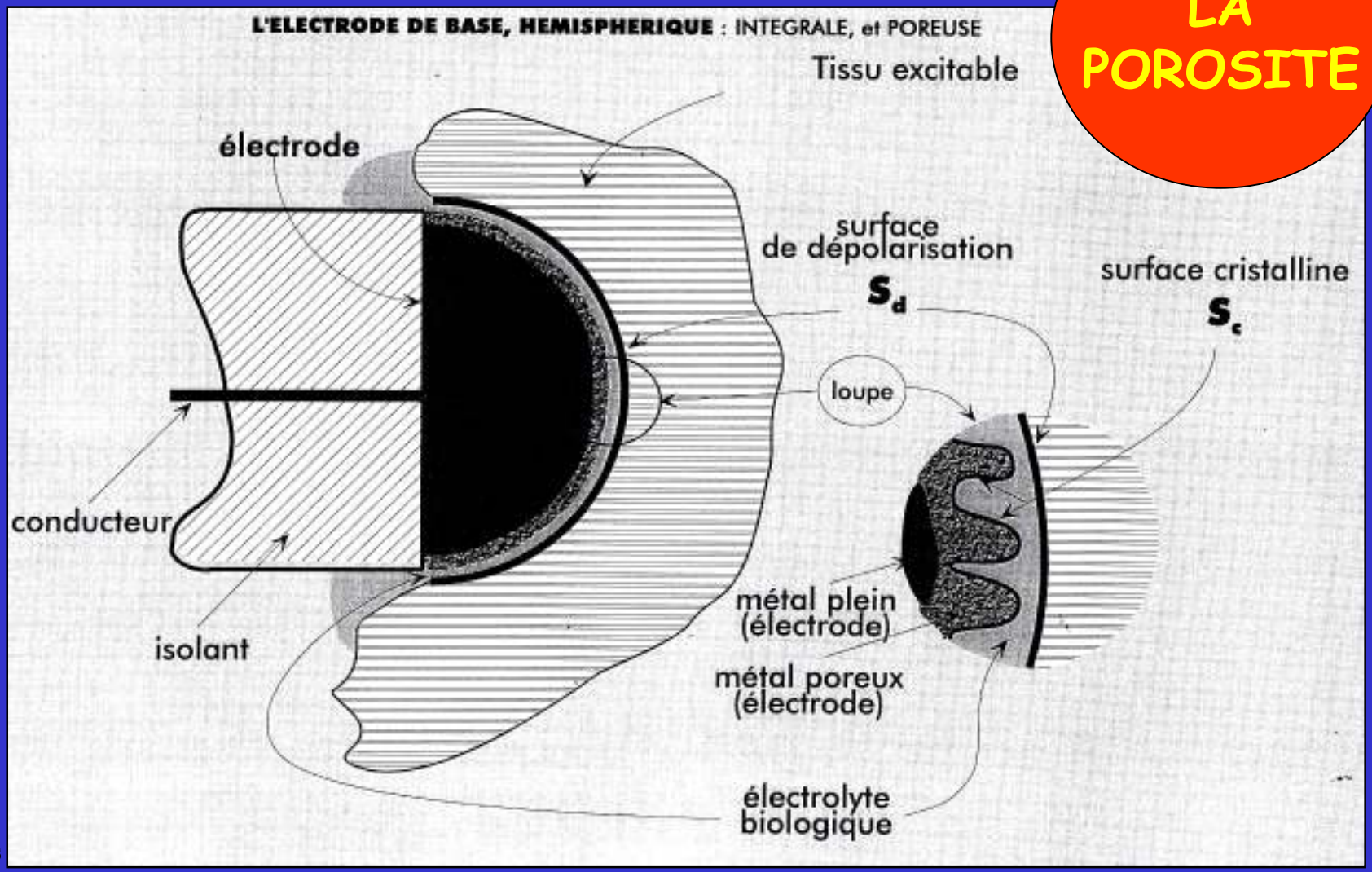


?

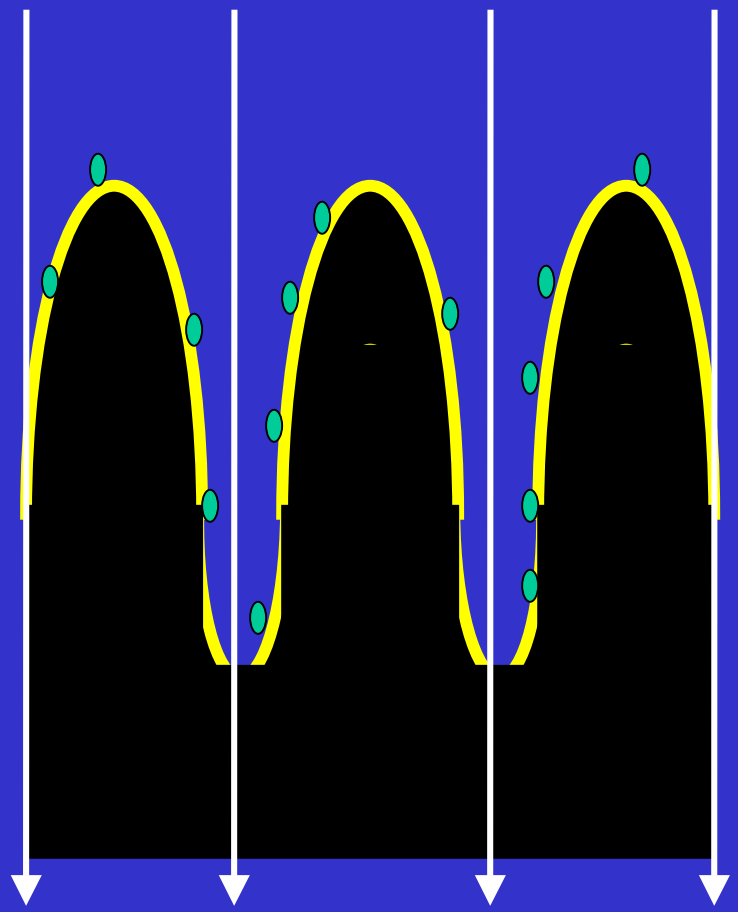
<u>S</u> PETIT
Pour
Une **consommation**
faible

… ET SA SOLUTION TECHNOLOGIQUE :

LA POROSITE



LA POROSITE DE L'ELECTRODE DISTALE



SURFACE CRISTALLINE

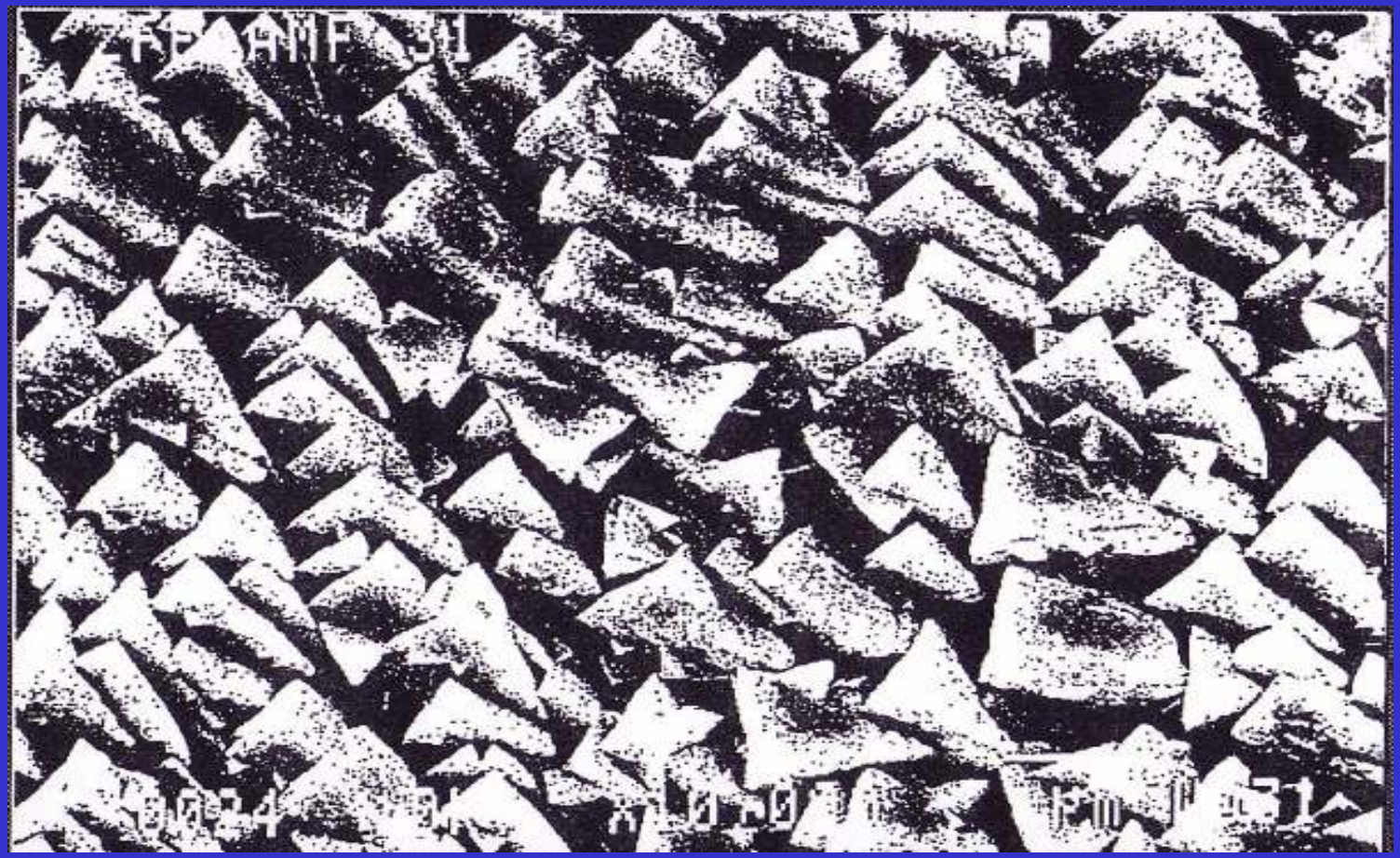
POLARISATION

CIRCULATION DU COURANT

SURFACE GEOMETRIQUE

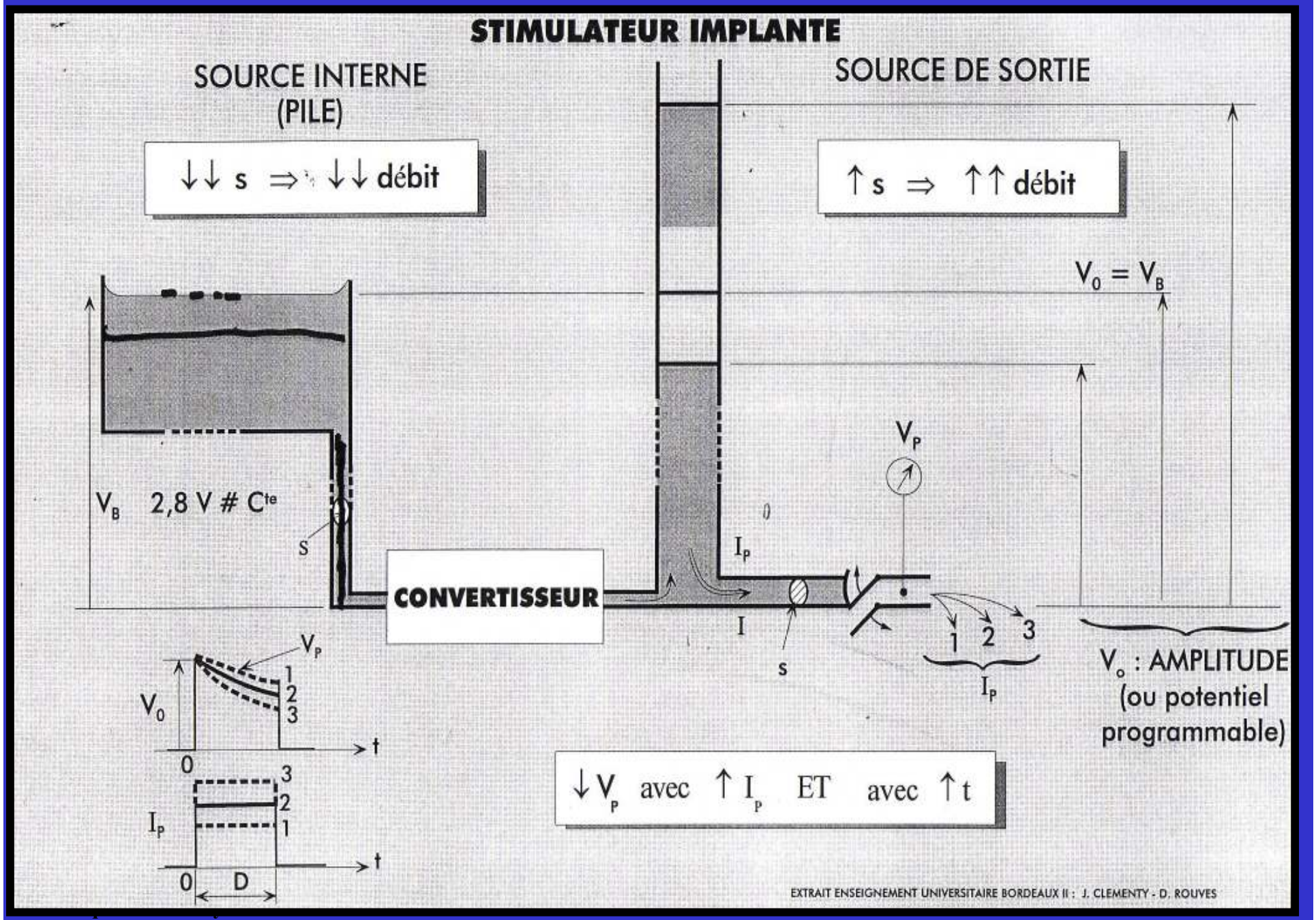
Jacques Clémenty
DIU 2007

NITRURE de TITANE



Jacques Clémenty
DIU 2007

Le fonctionnement
intrinsèque
du stimulateur
TYPE »CONDENSATEUR »
ajoute
un dernier élément
de complexité au
modèle ohmique théorique


STIMULATEUR IMPLANTE
SOURCE INTERNE
(PILE)
↓↓ s ⇒ ↓↓ débit
SOURCE DE SORTIE
↑ s ⇒ ↑↑ débit
V0 = VB
VB 2,8 V # Cte
S
CONVERTISSEUR
VP
IP
I
s
1 2 3
IP
Vo : AMPLITUDE
(ou potentiel
programmable)
VP
V0
1
2
3
0
t
IP
3
2
1
0
D
t
↓VP avec ↑IP ET avec ↑t
EXTRAIT ENSEIGNEMENT UNIVERSITAIRE BORDEAUX II : J. CLEMENTY - D. ROUVES

DANS LE CIRCUIT DE STIMULATION
IL N'YA PAS
UN SEUL CONDENSATEUR
MAIS 2:
-LA POLARISATION
-LA DECHARGE DU PM
-Qui vont se comporter comme
Des résistances variables