

SERVICES D'ELECTRONIQUE DE SACLAY

CEA-CONF--2601

Service d'Electronique pour la Recherche et les Applications

Section d'Assistance Electronique à la Recherche Fondamentale

Saclay, le 19 Février 1974

Journées d'informatique médicale. Toulouse, 4-8  
Mars 1974

CEA-CONF--2601

SES/PUB/SERF/74/35

SYSTEME DE MESURE PAR CLAIRANCE ISOTOPIQUE  
DU DEBIT SANGUIN CEREBRAL REGIONAL

- TRAITEMENT AUTOMATIQUE DES RESULTATS -

Ph. MERIC\*, F. GUILLIER\*\*, B. GRIMONT\*\*, S. MATHIS\*, G. LEPROUX\*\*

J. SEYLAZ\*, H. MAMO\*, B. de CCSNAC\*\*

\* Département de Neurophysiopathologie Humaine - CNRS/ERA 361  
Service de Neurochirurgie - Hôpital Lariboisière  
2, rue Ambroise Paré - 75010 PARIS

\*\* CEA/CEN Saclay - Services d'Electronique de Saclay  
B.P. n° 2 - 91190 GIF SUR YVETTE  
Tél. 941.80.00 - Poste 45-19

## INTRODUCTION

Les mesures du débit sanguin cérébral régional par désaturation de traceurs radioactifs utilisent généralement le xénon 133.

Le gaz est soit introduit par voie respiratoire /1/, soit par injection de sérum physiologique contenant le xénon dissous.

Cette injection est effectuée, soit par voie carotidienne /2/, soit par voie intraveineuse /3/.

L'ERA 361 en collaboration avec les Services d'Electronique de Saclay du Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay étudie la mise au point d'une méthode atraumatique susceptible de permettre des mesures de routine.

Ceci l'a conduite à choisir une méthode par injection intraveineuse qui, tout en ne possédant pas le caractère traumatique de l'injection carotidienne et en supprimant l'anesthésie qu'implique cette dernière, permet néanmoins des résultats plus complets que la méthode par inhalation.

La méthode choisie consiste donc à mesurer la désaturation d'un traceur, injecté par voie intraveineuse par comptage externe des photons  $\gamma$  émis dans le cerveau à l'aide de détecteurs placés sur le crâne.

## 1 - MATERIELS UTILISES ET PROCEDURES D'ACQUISITION DES DONNEES

### A - MATERIELS UTILISES

Les courbes de désaturations du traceur ou courbes de clairance sont fournies par la variation dans le temps du taux de comptage des photons  $\gamma$  émis

par le traceur restant, au temps  $t$ , dans le cerveau. Le taux de comptage est enregistré par un système d'acquisition constitué de plusieurs parties

- 6 chaînes de détecteurs comprenant respectivement un photomultiplicateur, un scintillateur collimaté muni d'un cristal de NaI, une alimentation T.H.T. et un amplificateur discriminateur,

Un châssis permettant la transmission des signaux détectés par l'ensemble de comptage,

- Un système d'acquisition du taux de comptage en photons  $\gamma$  de l'air expiré par le patient fournissant la concentration en xénon de cet air : cet ensemble comprend un masque (type masque d'anesthésie) placé sur le visage du malade et raccordé à un conduit d'évacuation de l'air expiré. Dans ce conduit est introduit un cathéter de diamètre  $2 \text{ mm}$  dont l'embouchure est placée à la sortie du masque. Le cathéter constitue une dérivation raccordée à une pompe péristaltique. La dérivation passe ensuite dans le champ d'un ensemble de détection constitué par un scintillateur, un photomultiplicateur, un amplificateur-discriminateur et un enregistreur 1600 canaux Elatron contenant horloge et échelle de comptage

La dérivation rejoint ensuite le conduit d'évacuation (cf. tableau 1). Ce procédé est inspiré de celui du Docteur OERIST /1/.

Dans la salle de traitement des données se trouvent :

- un châssis de visualisation
- un châssis CAMAC contenant : un tiroir échelle à prétemps JEP 20 qui élabore les intervalles de temps à partir d'un tiroir horloge de  $100 \mu\text{s}$  et  $10 \text{ ms}$  de période, deux tiroirs échelles contenant chacun quatre échelles de 16 bits,
- divers tiroirs de contrôle.

Ces différents châssis sont connectés à un ordinateur T 2000 muni de 8 K de mémoire (configuration minimale) et des périphériques suivants : télétype, lecteur de ruban perforé, perforateur de ruban.

D'autre part, on trouve aussi une console APL et un lecteur de ruban connectés à l'IBM 360/91 du Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay par liaison téléphonique simple.

Ces divers éléments sont reliés entre eux suivant le tableau 1.

## B - PROCEDURE D'ACQUISITION DES DONNEES

### 1/ Acquisition des courbes de clairance

On effectue une injection de xénon  $^{133}$  dissous dans quelques centimètres cubes de sérum physiologique (simple ordre de grandeur dû aux doses de xénon administrées).

Les injections sont de 10 microcuries pour une injection par voie carotidienne, et de 1 millicurie pour une injection par voie intraveineuse. L'importance de la seconde dose s'explique par la forte élimination (95 %) /4/ /5/ du xénon  $^{133}$  rejeté par les poumons à chaque passage du sang dans ceux-ci, surtout lors du premier passage antérieur à l'arrivée du traceur dans le cerveau. Les discriminateurs de chaînes de détecteurs sont réglés sur le pic de 80 keV du xénon  $^{133}$ .

Le mouvement propre de chaque chaîne est acquis par le programme du T 2000 et soustrait par celui des taux de comptage recueillis.

Ces données en provenance des chaînes sont acquises à des intervalles de temps prédéterminés : huit zones de seize comptages de durée respectives 1, 2, 4, ....., 128 secondes, soit 128 points de mesures répartis sur 1 h 08 mn. Le programme du T 2000 effectue sur commande l'acquisition de l'activité résiduelle avant le déclenchement d'une éventuelle seconde injection.

Les six courbes de clairance peuvent être visualisées ensemble ou séparément sur le tube oscilloscopique du châssis de visualisation à des fins de contrôle.

Au cours de l'acquisition le T 2000 fournit par impression sur la télétype, toutes les cinq minutes, un débit calculé par la méthode de Meier Zierler /6 ; 7/ et à  $t = 2$  mn un débit calculé par la méthode de la "pente initiale" / 8/. Ces résultats valables pour les seules injections par voie intracarotidienne, sont néanmoins des index qualitatifs précieux en cours d'acquisition. A la fin de l'acquisition le T 2000 fournit un ruban perforé contenant les données brutes ainsi que les éventuelles valeurs résiduelles en cas d'injections multiples.

## 2/ Acquisition des valeurs en fonction du temps de la concentration en xénon 133 de l'air expiré

La pompe fonctionnant avec un débit de l'ordre de 1,5 litre par minute, l'air passant dans l'enceinte de comptage, l'émission du xénon 133 est comptée en continu avec des temps de l'ordre de 0,5 seconde.

L'acquisition effectuée par l'enregistreur 1600 canaux Elatron est par suite limitée à une durée de treize minutes vingt secondes ce qui est suffisant : la concentration est pratiquement nulle au bout de trois minutes.

La distance de la bouche du malade à l'enceinte où s'accomplit le comptage de l'air expiré, contaminé par le xénon, et passant dans la dérivation, est limitée au maximum. On limite ainsi les effets d'intégration dus à la diffusion du xénon dans l'air circulant dans la dérivation. L'enveloppe de la courbe relevée (figure 1) constitue l'ensemble de données nécessaires au traitement.

## 2 - TRAITEMENTS DES DONNEES

Les résultats fournis en ligne par le calculateur T 2000 sont des valeurs moyennes des débits sanguins régionaux des six zones explorées pour les injections par voie intracarotidienne.

Plusieurs modèles de circulation cérébrales permettent d'obtenir des informations plus détaillées dans le cas d'injections par voie intracarotidienne et des informations quantitatives dans le cas d'injections par voie intraveineuse.

Les calculs nécessaires à la détermination des différents paramètres de ces modèles exigeants des capacités de mémoires très supérieures à celle du T 2000. Il a été nécessaire de réaliser des programmes de traitements en langage évolué (en l'occurrence API.) et implantés dans un calculateur important : l'IBM 360/91 du Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay.

### 1/ Modèles utilisés

On se sert habituellement pour le traitement des courbes de clairance d'un modèle constitué par deux ou trois compartiments simples en parallèles /5; 9/.

Les deux premiers compartiments représentent deux régimes de circulation cérébrale et le troisième éventuel la prise en compte de la circulation dans les tissus non cérébraux de l'encéphale contaminés par le traceur /10/.

Ce modèle donne une fonction de réponse à une impulsion de la forme

$$\sum_i a_i \cdot \exp(-\lambda_i \cdot t) \quad \begin{array}{l} i = 1, 2 \\ \text{ou} \quad i = 1, 2, 3 \end{array}$$

Les  $\lambda_i$  étant fonctions des débits dans les compartiments et les  $a_i$  des poids relatifs de ces compartiments.

L'injection par voie carotidienne est généralement assimilée à une "fonction" de Dirac

$$Q = Q_0 \delta(t)$$

Lorsqu'on effectue une injection par voie intraveineuse, la dispersion du "bolus" injecté est beaucoup plus importante, et il est nécessaire de tenir compte de la forme de la fonction d'entrée

$$S = Q(t)$$

La forme de S étant donnée par celle de l'enveloppe de la courbe des taux de comptage de l'air expiré en fonction du temps (la concentration en xénon de l'air rejeté par les poumons à la fin de l'expiration pouvant, dans le domaine qui nous intéresse, être prise comme identique à celle du sang artériel), nous aurons donc :

$$N(t) = \int_0^t Q(\theta) \left[ \sum_i a_i \cdot \exp(-\lambda_i \cdot (t-\theta)) \right] \cdot d\theta$$

Si N(t) est le comptage effectué sur le crâne à une constante multiplicative près qui n'intervient pas dans le résultat final du fait des normalisations effectuées, on peut écrire

$$N(t) = \sum_i P_i(t, \lambda_i) \cdot a_i \cdot \exp(-\lambda_i \cdot t)$$

$$\text{avec : } P_i = \int_0^t Q\theta \exp(\lambda_i \cdot \theta) d\theta$$

### 3 - ALGORITHMES UTILISES

On utilise la propriété des constantes de temps des exponentielles recherchées d'être très différentes : les rapports entre elles sont de l'ordre de 1 à 5 et 1 à 10.

Dans ce cas la fin de la courbe peut être considérée comme une mono-exponentielle multipliée par une fonction  $P_i(\lambda_i, t)$  qui peut être déterminée et ne dépend que de la constante de temps  $\lambda_i$ , de cette exponentielle.

Il est possible, après avoir divisé les données par  $P_i(\lambda_i, t)$ , de calculer

à partir d'une valeur approchée de  $\lambda_1$ ,  $\lambda_1^*$ , de déterminer  $a_1$  et un nouveau  $\lambda_1$ , de soustraire  $P_1(\lambda_1^*, t).a_1.e^{-\lambda_1^* t}$  des données initiales, et de recommencer avec  $P_2(\lambda_2, t)$  sur la partie suivante de la courbe et éventuellement avec  $P_3(\lambda_3, t)$  si l'on utilise un modèle triexponentiel.

Les nouveaux  $\lambda_i$  et  $a_i$  calculés permettent de calculer de nouveau  $P_i(\lambda_i, t)$  et d'itérer le processus. Il est donc nécessaire, au cours de ce processus, pour accélérer la convergence, de déterminer le ou les nombres (suivant que le modèle est bi ou triexponentiel) optimaux de points permettant de calculer avec le maximum de précisions les paramètres des premières et éventuellement secondes exponentielles.

Si  $n$  est le nombre de points de la courbe,  $n_1$  le nombre de points nécessaires au calcul de l'exponentielle ayant la plus grande constante de temps, et éventuellement  $n_2$  le nombre de points nécessaires au calcul de la seconde exponentielle dans le cas d'un modèle triexponentiel, on se fixe des valeurs quelconques des  $\lambda_i$  ( $i = 1, 2$ ) ou ( $i = 1, 2, 3$ ), pour calculer les  $P_i(\lambda_i^*; t_j)$  avec ( $j = 1, \dots, n$ ).

A partir de  $N(t_j)/P_1(\lambda_1^*, t_j)$ , ( $j = (n_1-n), \dots, n$ ), on calcule les paramètres  $a_1$  et  $\lambda_1$ ; puis à partir de :

$$\frac{N(t_j) - P_1(\lambda_1^*, t_j).a_1.\exp(-\lambda_1.t_j)}{P_2(\lambda_2, t_j)} \quad \begin{array}{l} j = 1, \dots, (n_1-n) \\ \text{ou} \quad j = (n_2-n), \dots, (n_1-n) \end{array}$$

on détermine  $a_2$  et  $\lambda_2$ . On procède éventuellement de même pour  $j = 1, \dots, (n_2-n)$  en vue de calculer  $a_3$  et  $\lambda_3$ . On effectue ce calcul jusqu'à ce qu'on ait trouvé le nombre  $n_1$  ou les nombres  $n_1$  et  $n_2$  optimaux. Pour ces nombres on obtient des  $a_i$  et  $\lambda_i$  qui permettent de calculer de nouveau  $P_i(\lambda_i; t_j)$ , et d'itérer.

On a choisi comme critère de précision la somme des carrés des écarts :

$$R = \sum_j [N(t_j) - \sum_i P(\lambda_i, t_j).a_i.\exp(-\lambda_i.t_j)]^2 / [N(t_j)]^2$$

#### 4— PROGRAMMES ET RESULTATS

Les programmes utilisés sont présentés en annexe dans le cas du modèle triexponentiel. Pour le modèle biexponentiel, les fonctions utilisées à quelques détails près sont identiques.

##### - Résultats

a/ Les programmes ont été essayés sur des courbes artificielles perturbées par des erreurs aléatoires suivant la loi de Poisson.

- Pour le modèle biexponentiel, on obtient des erreurs de l'ordre de 5 % pour les  $\lambda_i$  et de 4 % pour les  $a_i$ . Les courbes recalculées à partir des résultats obtenus ne s'écartent que d'une distance inférieure aux barres d'incertitudes de la courbe réelle

- Pour le modèle triexponentiel les résultats sont légèrement moins précis. Pour les  $\lambda_i$  nous aurons des erreurs maximum de 7 % et sur les  $a_i$  les erreurs sont de l'ordre de 6 % au maximum.

### Effet de la forme de la recirculation

La longueur de la fonction joue un certain rôle, plus la recirculation est longue, moins la déconvolution est précise évidemment.

Lorsque la largeur à mi-hauteur passe par exemple de 0 à 2 mm (ce qui englobe les cas physiologiques), les erreurs s'accroissent de 0,1 à 4 % pour les biexponentielles.

Par contre, la forme de la fonction a très peu d'influence sur les erreurs. Des essais effectués avec des fonctions allant de la droite à la gaussienne, en passant par la somme de deux exponentielles n'ont pas fait apparaître de variations sur les erreurs supérieures à 1 %.

### Effet du lissage

Dans le cas de courbes artificielles, l'effet d'un lissage préalable est peu important, il est néanmoins utile dans le cas de trois exponentielles pour éliminer les points par trop aberrants créés par la fonction bruitant la courbe.

### b/ Cas réels

Les variations incontrôlables de divers paramètres physiologiques, par exemple, la vitesse de respiration du malade, entraînent des irrégularités tant de clairance que de recirculation.

Il est difficile d'éliminer ces irrégularités car elles portent sur des groupes de points relativement importants (voir figure 1).

Il est cependant possible d'atténuer ces irrégularités par un lissage préliminaire des courbes.

On utilise un principe de lissage parabolique sur des groupes de 7 points. L'effet de l'initialisation est peu sensible, et il est possible d'initialiser les  $\lambda_i$  par 0.

La seule conséquence est d'ajouter une à deux itérations supplémentaires et d'allonger d'autant le temps de calcul.

Exemple de traitement :

La courbe II de la figure 2 donne après traitement comme valeurs des  $a_i$ ,  $\lambda_i$

$a_1$	$\lambda_1$	$a_2$	$\lambda_2$	$a_3$	$\lambda_3$
0,206	0,003	0,320	0,153	0,47	0,313

$$w_1 = \frac{a_2}{a_2 + a_3} = 0,405$$

$$w_2 = \frac{a_3}{a_3 + a_2} = 0,595$$

$w_1$  et  $w_2$  représentent les poids respectifs des 2 compartiments correspondant au cerveau dans la modélisation.

$w_1$  et  $w_2$  sont en bon accord avec les valeurs trouvées par les méthodes traumatiques /1, 2/.

Il n'est pas possible de vérifier les  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  de cette manière car les variations peuvent provenir d'état physiologique différent de la non anesthésie des malades.

Le temps de traitement est de l'ordre de 25 sec d'IBM/360/91 pour un modèle triexponentiel et de 7-8 sec pour un modèle biexponentiel, ce qui correspondent à 4 à 5 itérations.

### CONCLUSION

Les techniques que nous avons mises au point permettent d'utiliser la mesure de clairance de radioisotope pour déterminer le débit sanguin cérébral régional en mesure de routine.

Le système étudié a été décomposé en deux parties :

- un système d'acquisition des mesures organisé autour d'un mini-ordinateur T 2000, système qui peut effectuer des calculs simples d'indice de spectre, soustraction de bruit de fond ....
- un software élaboré de traitement, fonctionnant en time-sharing sur le 360/91 du Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay, software écrit en langage APL. Ceci permet en conversationnel de transmettre les données et d'obtenir rapidement leur dépouillement.

L'utilisation de ces programmes en APL permet d'obtenir un résultat immédiat, et donc de développer cette méthode atraumatique en mesure de routine.

Dans un avenir plus lointain, lorsque le système hardware et software sera définitivement figé, après de nombreuses expériences, il sera éventuellement possible soit, de reprogrammer le software sur miniordinateurs, soit d'implanter directement le programme de traitement prudemment mis au point en munissant le miniordinateur d'un interpréteur APL /11/.

Ces deux solutions demandent une augmentation importante de la configuration du miniordinateur en particulier l'achat d'un disque, et posent en fait le problème général du choix entre l'accès par télétransmission à un ordinateur puissant fonctionnant en partage de temps, et la possession d'un système informatique suffisamment étoffé pour effectuer des calculs complexes.



- R E F E R E N C E S -

- /1/ W.D. OERIST, M.K. THOMPSON Jr, C. HERSCHEL KING, HOISH SHAN WANG :  
Determination of regional cerebral blood flow by inhalation of  
133 Xenon  
Circ. Res. 10 24 1967
- /2/ HØED RASMUSSEN, SVEIN DOTIR, LASSEN  
Regional cerebral blood flow in man determined by intra-arterial  
injection of radio-active gaz  
Circ. Res. 18 237 1966
- /3/ AUSTIN, HORN, HAYWARD  
Description and early results in a Intravenous radio Isotope technique  
for measuring regional cerebral blood flow  
Cerebral blood flow and intracranial pressure, Proc. 5th, Symp. Roma  
Siena 1971 Part II  
EUROP Neurol. 8 43 1972
- /4/ KETY S.  
The theory and application of the exchange of inert gas at the lungs  
and issue  
Pharmacol Rev. 3 1 1951
- /5/ PURVES :  
The physiology of the cerebral circulation  
Monograph of the biological Soc. Cambridge University Press 1972
- /6/ MEIER ZIELER  
On the theory of the indicator dilution Method for Measurement of  
blood flow and volume  
J of Appl. Physical 6 n° 12 p 731 1954
- /7/ ZIERLER  
Equation for Measuring blood flow by external monitoring of radio-isotope  
circ. Res. 16 n° 4 309 1965
- /8/ OLESEN, PAULSON, LASSEN  
Regional cerebral blood flow in man determined by initial slope of  
the clearance of intra arterially injected 133 Xenon  
Stroke 2 4519 1971

/9/ MIDDLEMAN

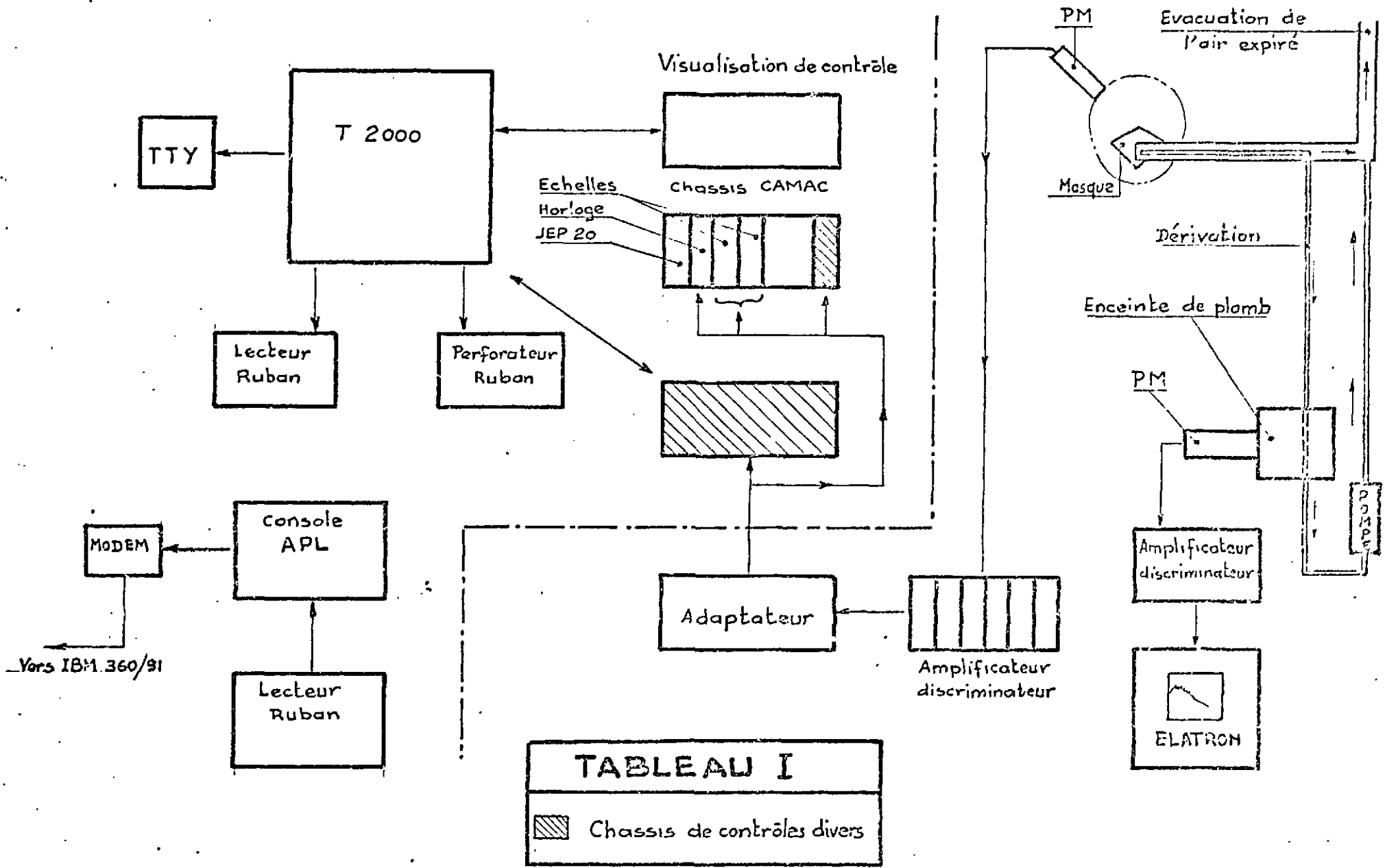
· Transport phenomena in cardiovascular system  
Wiley Inter Sciences 1972

/10/ AGNOLI, PRECIFE, FRIORI, BOZZAO, FIESCHI

Cerebral blood flow (Springer Berlin 1969)

/11/ Y. AMRAM, B. de COSNAC, J.L. GRANGER, A. SMOUCOVIT

An APL interpreter for mini-computers. A microprogrammed APL machine  
Proceeding of the AFL Congress 73 - COPENHAGEN (DENMARK)



**TABLEAU I**  
 ▨ Chassis de contrôles divers

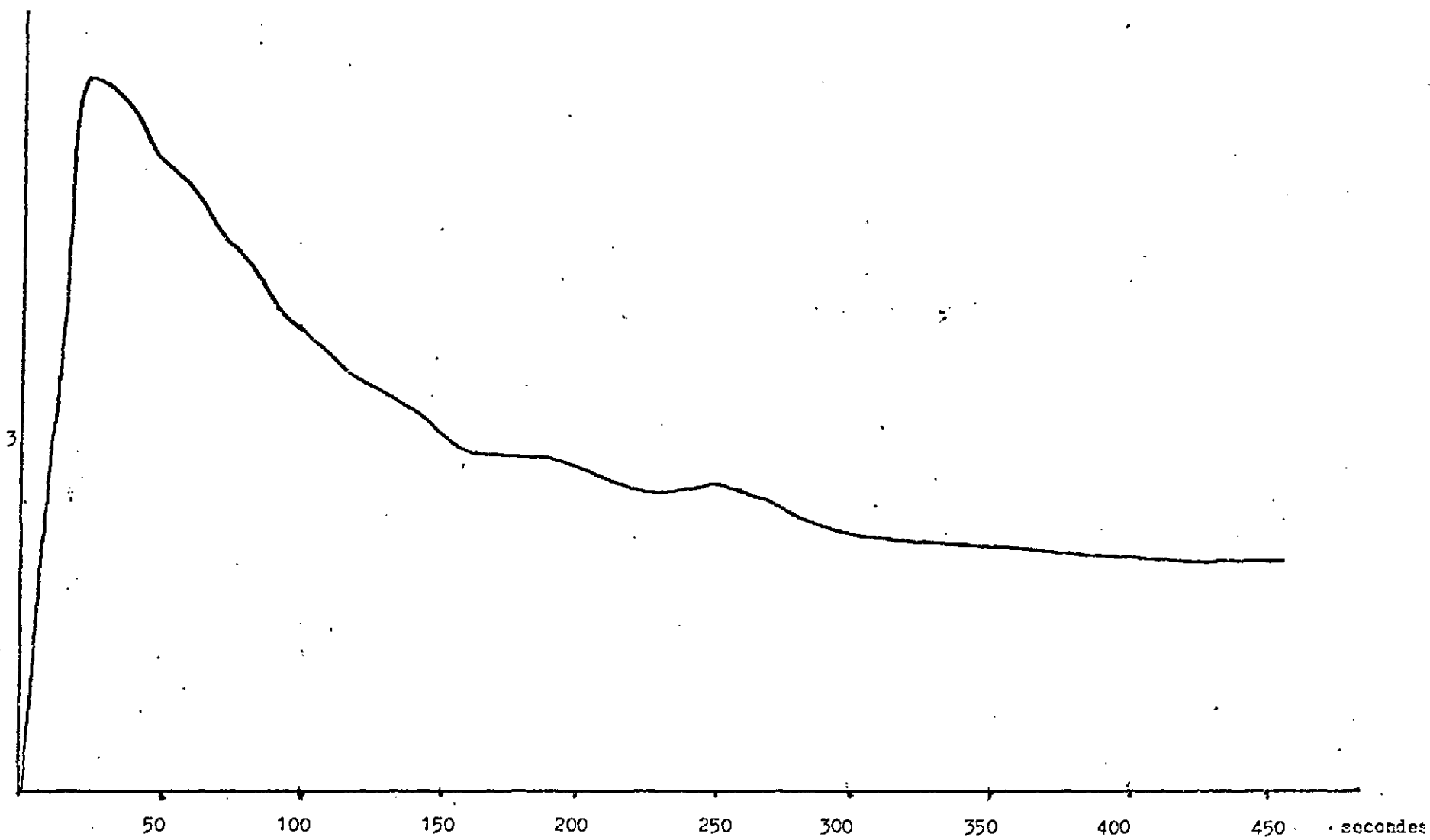


Figure 1 - COURSE DE RECIRCULATION

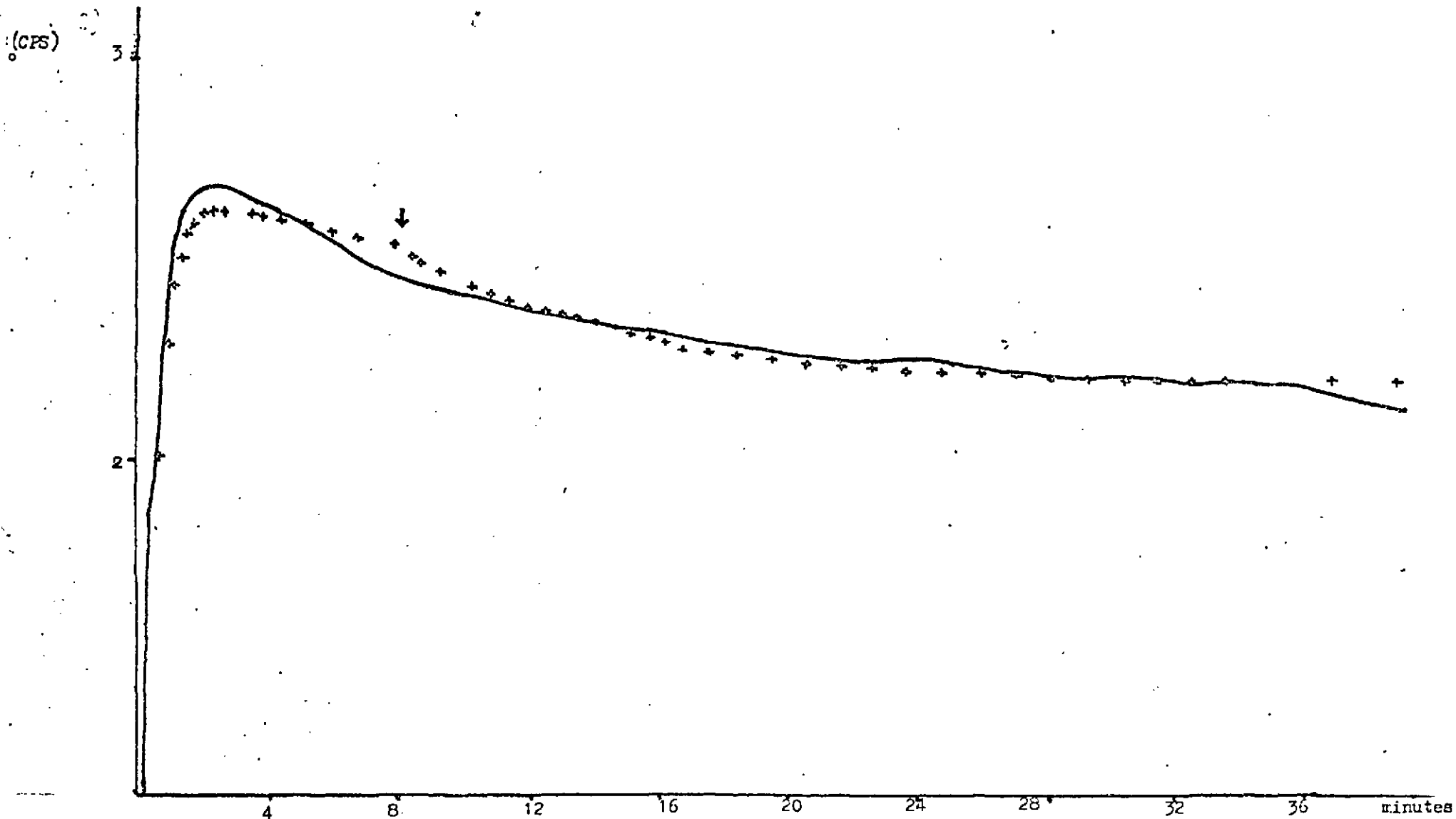


FIGURE 2 -

— Courbe de clairance I

+++++ Courbe reconstituée à partir des résultats ; l'irrégularité (↓) provient d'une perturbation brutale de la courbe de recirculation et non des résultats. II

ANNEXE

Listing des programmes pour le modèle triexponentiel

DECA3

FONCTION CALCULANT LES PARAMETRES DU MODELE TRIEXPONENTIEL  
 DEUX ARGUMENTS :

- \* VVV pVVV = 4 N  
 VVV[1:] CONTIENT LES ORDONNEES DE LA COURBE DE CLAIRANCE  
 VVV[2:] CONTIENT LES ABSCISSES DE LA COURBE DE CLAIRANCE  
 VVV[3:] CONTIENT LES ORDONNEES DE LA COURBE DE RECIRCULATION  
 VVV[4:] CONTIENT LES ABSCISSES DE LA COURBE DE RECIRCULATION
- \* III pIII = 3  
 III CONTIENT LES MODULES DES LAMBDA INITIALS RANGES EN ORDRE CROISSANT

```

V RRR+III DECA3 VVV;W;WW
[1] I+11-pRRR+9pW+1
[2] DEC1:WW+ 3 1 p(*VVV[3 4 ;1])*III*VVV[4;1]+0*pW+1+RRR
[3] DEC2:+((VVV[3;I+I+1]≠0)+0*pρWW+WW,[2] WW[:1+pWW]+ 3 1 p(VVV[4;I]-VVV[4;I-1])*VVV[3;I])*III*VVV[4;I])/DEC2
[4] I+2+0*pρWW+WW,[2]q((1+(pVVV)-pWW),3)pWW[13;1+pWW]
[5] III←[RRR[2 4 6]+0*pRRR+ 0 0 RECHA(5,(1+pVVV))p(,VVV[1 2 ;]),,WW
[6] +((1/1((RRR[2 4 6],*RRR[3 5 7])-W[1 3 5],*W[2 4 6])÷W[1 3 5],*W[2 4 6])>0.01)/DEC1
V
  
```

PEELA3

FONCTION EFFECTUANT LE CALCUL DES PARAMETRES DE TROIS EXPONENTIELLES POUR P1 P2 P3 DONNES ET DES  
NOMBRES DE POINTS FIXES  
DEUX ARGUMENTS :

- \* V IDENTIQUE A VV DE RECHA
- \* I pI = 2  
I CONTIENT LES NOMBRES DE POINTS UTILISES (FOURNIS PAR RECHA)

```

▽ R+I PEELA3 V;K;W;J
[1] W+V[1;]+0×pR+6pK+I[1]÷I[1]+I[1]+1+J+0
[2] P1:I[1]+I[1]-1
[3] P2:→(K= 1 3 +pR[K,K+1]+(I[1]+(-1×J) V[2;]) BLOK I[1]+(-1×J)+W÷V[+/ 3 4 5 ×K= 1 3 5 ;])/P3,P4
[4] →(0÷+/0≥I[1]+W-V[3;]×(*R[2])×*R[1]×V[2;])/P1
[5] →(0÷pW+W-V[3;]×(*R[2])×*R[1]×V[2;]+0×pI[1]+I[-1+K+3]+0×J+(pV[1;])-I[1])/P2
[6] P3:→(0÷+/0≥I[1]+W-V[4;]×(*R[4])×*R[3]×V[2;])/P1
[7] I[2]←I[1]
[8] →(0÷pW+W-V[4;]×(*R[4])×*R[3]×V[2;]+0×K+5+I[1]+0×J+(pV[1;])-I[1])/P2
[9] P4:R+R,I[2]
[10] R+(+/|V[1;]-(V[3;]×(*R[2])×*R[1]×V[2;])+(V[4;]×(*R[4])×*R[3]×V[2;])+(V[5;]×(*R[5])×*R[5]×V[2;])).R
▽

```



RECHA

3

FONCTION EFFECTUANT LA SELECTION DES NOMBRES DE POINTS PRIS EN COMPTE DANS LE CALCUL DE CHAQUE  
EXPONENTIALLE  
DEUX ARGUMENTS :

- \* VV  $\rho VV = 5 N$   
VV[1;] VOIR VVV[1;] DE DECA3  
VV[2;] VOIR VVV[2;] DE DECA3  
VV[3;] CONTIENT LES VALEURS DE P1 (VOIR TEXTE)  
VV[4;] CONTIENT LES VALEURS DE P2 (VOIR TEXTE)  
VV[5;] CONTIENT LES VALEURS DE P3 (VOIR TEXTE)
- \* H  $\rho H = 2$   
H CONTIENT LES VALEURS INITIALES (EVENTUELLES) DES INDICES DES POINTS UTILISES DANS LE CALCUL

```
V RR+H RECHA VV;I
[1] H0+ 90 75 1
[2] H+Q 3 2  $\rho(1+\rho VV)$  CONTROL H+(H=0)*H0[1 2]+0*x $\rho PA+1$ ,H0[3]*K+RO+RC+10**+/ $\rho RR+ 2 8 \rho I+0$ 
[3] R1:+(1=RR[;1]I $RE+1$ +I/QRR+ 2 8  $\rho((H[;1]+(1+\rho VV)$  CONTROL H[;2]+I $\phi PA[I+1]$ ,0) PEFLA3 VV),H[;1] PEFLA3 VV)/R2
[4] RR[1;]+(H[;1]+(1+\rho VV) CONTROL H[;2]-I $\phi PA[I+1]$ ,0) PEFLA3 VV
[5] R2:+(2>I+I+ $\rho \rho H[; 1 2]$ +Q 2 2  $\rho H[1;RR[;1]I $RE$ ],RR[RR[;1]I $RE+1$ +I/QRR;8])/R1
[6] +((0 $\neq$ (x/PA=1)*K $\geq$ 6),(1 3 4 5 =K+K+RE $\geq$ RO+I+0))/R5,R4,R4,R3,R4
[7] +(0 $\neq$ PA+ $[1.5 \times PA = K+3]$ )/R1
[8] R3:+(0 $\neq$ K+x/ $\rho H+Q 3 2 \rho H[;3]$ )/R1
[9] R4:+(0 $\neq$ RO+RE+0*x/ $\rho H+Q(2 2 \rho(1+\rho VV)$  CONTROL(2*xH[;1])-H[;3]),[1] H[;1])/R1
[10] R5:RR+(1+RR[1;]),H[;1]$ 
```

V