

# PUBLICATIONS SELECTIONNEES

Bernard Legras

**Tome 1**

**Médecine nucléaire et Radiothérapie**

Pendant toute ma carrière, j'ai été l'auteur principal ou coauteur de plus de 200 publications qui comprennent aussi mes deux thèses, mon diplôme de biologie humaine et sept rapports.

La liste complète est présentée dans un premier ouvrage intitulé « Titres et travaux » réalisé en auto-édition (système KDP).

Dans ce second document, figure un certain nombre de publications qui m'ont paru assez représentatives de mes travaux hospitalo-universitaires réalisés entre 1967 jusqu'à ma retraite en 2003.

Ces publications sont regroupées selon six catégories :

**Tome 1 :**

Médecine nucléaire : scintigraphies

Médecine nucléaire : gestion

Radiothérapie

**Tome 2 :**

Bactériologie, infections nosocomiales

**Tome 3 :**

PMSI

Autres

## TABLE DES MATIERES

<b>MEDECINE NUCLEAIRE : SCINTIGRAPHIES</b> .....	5
Un traitement sur ordinateur des scintigrammes numériques avec contrôle statistique : la méthode des écarts .....	6
Statistical verification of the quality of the smoothing of low scanning values.....	12
Intérêt de la simulation pour l'étude des méthodes de traitement sur ordinateur des scintigrammes .....	19
Premier état d'un ensemble de programme de traitement sur ordinateur des scintigraphies numériques .....	24
Lissage par ordinateur des scintigraphies numériques.....	34
Une nouvelle technique de correction de collimation des scintigraphies numériques.....	44
A new display technique for computer processed scans .....	59
A new fast mathematical technique for resolution enhancement applied to simulated scans of the thyroid phantom .....	63
Un nouvel algorithme de reconstruction en tomographie d'émission. Application à l'étude expérimentale de divers paramètres .....	69
<b>MEDECINE NUCLEAIRE : GESTION</b> .....	77
Gestion administrative et médicale par ordinateur d'un Service de Médecine Nucléaire .....	78
Intérêt clinique de l'utilisation en temps différé de l'ordinateur en exploration fonctionnelle isotopique.....	87
Ensemble de programmes informatiques pour les explorations fonctionnelles métaboliques et hématologiques par les radio-isotopes .....	93
Gestion médicale et administrative par ordinateur du Service de Médecine Nucléaire .....	98
Bilan descriptif et évaluation sommaire de quatre ans d'activité d'un Service de Médecine Nucléaire .....	105
Evaluation de l'activité médicale du Service de Médecine Nucléaire du CHU de Nancy de 1975 à 1982 .....	111
Gestion médicale et administrative sur micro-ordinateur d'un service de Médecine Nucléaire .....	116
Gestion sur micro-ordinateur de tests thyroïdiens radio-immunologiques .....	120
Mise au point d'une solution simple et économique de gestion, d'archivage et de traitement d'images en Médecine Nucléaire sur micro-ordinateur.....	126
Gestion de dossiers médicaux avec consultations sous intranet.....	133

<b>RADIOTHERAPIE.....</b>	<b>137</b>
Intérêt médical de l'utilisation de l'ordinateur en radiothérapie .....	138
Différentes méthodes d'optimisation par ordinateurs des traitements en télécobalthérapie .....	143
Présentation d'une exploitation sur ordinateur de dossiers radiothérapeutiques.....	149
Intérêt d'un programme de courbes iso-effet en radiothérapie externe .....	159
Une méthode originale d'optimisation des traitements radiothérapeutiques externes adaptée à un petit système informatique .....	164
Optimisation linéaire puis non linéaire de la distribution des doses en radiothérapie externe.....	170
Software for linear and non-linear optimization in external radiotherapy .....	175
The use of microcomputer for non-linear optimisation of doses in external radiotherapy .....	194

## **MEDECINE NUCLEAIRE : SCINTIGRAPHIES**

Un traitement sur ordinateur des scintigrammes numériques avec contrôle statistique : la  
méthode des écarts

LEGRAS B, POTDEVIN M, GEST J, MARTIN J

Computers in Radiology, Brussels, 1969, Ed. Karger, Basel 1970, 428-432

No 7

## Un traitement sur ordinateur des scintigrammes numériques avec contrôle statistique: la «méthode des écarts»

B. LEGRAS, M. POTDEVIN, J. GEST et J. MARTIN

Laboratoire de Biophysique, Institut Universitaire de Calcul Automatique  
et Section d'Informatique Médicale, Faculté de Médecine, Nancy,  
et Centre René Huguenin, Saint-Cloud

L'analyse des petites zones hypo- ou hyperfixantes sur un scintigramme classique est en général très subjective et pourtant leur détection revêt souvent une grande importance clinique. Pour cette raison, il nous a semblé qu'un traitement mathématique, même complexe et coûteux, est justifié s'il permet de les mettre en évidence. Ceci est le but de la «méthode des écarts» [1, 2].

### *A. Matériel*

Nous avons couplé à un scintigraphe classique un ensemble de stockage à 4096 canaux ( $64 \times 64$ ). Après chaque scintigraphie, les valeurs brutes de comptage (obtenues sans ictomètre), sont transférées sur un ruban perforé compatible avec l'ordinateur du Centre René Huguenin (mémoire centrale de 8 K mots de 16 bits). Ce dispositif permet donc de comparer les scintigrammes classiques (frappe colorée ou film radiographique) et les scintigrammes traités.

### *B. Principes et méthodes*

Suivant la méthode des moindres carrés, nous lissons les valeurs obtenues par un polynôme à 2 variables  $x$  et  $y$  de degré fixé. Ce polynôme est écrit sous forme de combinaison de polynômes de Tchebycheff pour éviter les erreurs de chute. La surface de lissage doit, en théorie, définir en chaque point «l'activité moyenne normale», c'est-à-dire l'activité que l'on enregistrerait en l'absence des fluctuations aléatoires de l'activité et des zones anormales d'hyper- ou d'hypofixation. Si le degré n'est pas trop élevé, la

surface sera suffisamment rigide pour ne pas être sensible à l'existence localisée de quelques valeurs anormalement basses ou élevées. Dans ce cas, les écarts entre valeurs mesurées et valeurs lissées ne seront pas explicables par les fluctuations aléatoires et témoigneront de la présence d'une variation de l'activité moyenne.

En pratique, on ignore si «l'activité moyenne normale» d'un volume radioactif est caractérisée dans sa totalité (ou sa majeure partie) par une surface de degré donné suffisamment faible (par exemple inférieur ou égal à 6). M. POTDEVIN envisagera, dans l'exposé suivant, les résultats obtenus par simulation mathématique à partir d'un modèle d'activité moyenne arbitrairement fixée. Mais dans l'étude expérimentale et plus encore dans celle des organes humains, il est nécessaire de vérifier que les valeurs lissées donnent une bonne représentation des valeurs de «l'activité moyenne normale». Nous avons alors été amenés à essayer le test statistique de Gnendenko [3]. C'est un test d'homogénéité plus puissant que le test du  $X^2$  et surtout plus commode. Il permet de calculer la probabilité qu'ont les écarts entre les valeurs mesurées et les valeurs lissées de suivre une loi gaussienne.

### *C. Résultats de l'étude sur fantôme*

Nous avons utilisé un moule de foie creux en plastique refermant environ 700  $\mu\text{Ci}$  de Sr 85 en solution aqueuse. L'activité maximale obtenue dans un canal après la scintigraphie est égale à 225 coups. Le bruit de fond est négligeable (mesures en spectrométrie gamma). Deux petites rondelles de plomb de 1,8  $\text{cm}^2$ , collées au-dessus, entraînent une baisse d'activité locale respectivement de 20 et 10%. Une troisième zone hypofixante (révélée par le traitement mathématique) peut être attribuée au dépôt de gélatine utilisée pour obstruer l'orifice d'introduction de la solution.

Les scintigrammes classiques (film radiologique: fig. 1, et couleur) montrent que seule est visible la masse hypofixante supérieure.

Le traitement mathématique a consisté d'abord en un lissage par un polynôme du 4<sup>e</sup> degré, des valeurs mesurées supérieures à 50 soit environ 22% de l'activité maximale. C'est après plusieurs essais que nous avons adopté cette valeur. La nécessité de cette correction provient de la variation brutale d'activité au niveau d'un bord de l'organe. Un polynôme du 4<sup>e</sup> degré ne peut pas la suivre correctement.

Nous appliquons la «méthode des écarts» de la façon suivante. On imprime le chiffre 1 lorsque l'écart (en valeur absolue) entre la valeur lissée

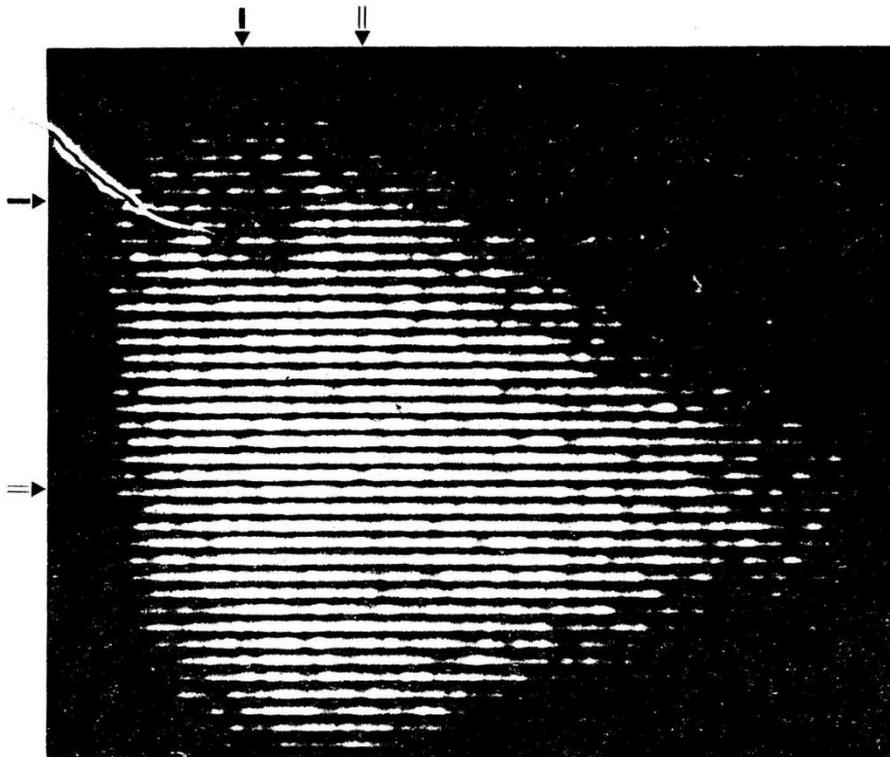


Fig. 1. Scintigramme sur film radiographique du fantôme de foie (balayage à 60 cm/m, collimateur nid d'abeille à 265 trous, cristal 5 × 5 pouces). L'emplacement des 2 rondelles de plomb est situé à l'intersection des flèches.

et la valeur mesurée est supérieure à  $3,1 \sigma$  ( $\sigma$ : écart-type de la valeur lissée). Si les valeurs lissées sont gaussiennes et égales à celles de «l'activité moyenne normale», ce qui est l'hypothèse de base, la probabilité d'apparition d'un chiffre 1 en un point fixé en priori est voisine de 0,001. Mais étant donné le grand nombre de valeurs traitées, la probabilité d'apparition d'un chiffre 1 dans l'ensemble du domaine étudié est plus grande et l'on peut obtenir de façon normale 1 ou 2 chiffres 1. Le chiffre 2 est imprimé lorsque l'écart est compris entre  $3,1 \sigma$  et  $2,24 \sigma$ . Dans ce cas, l'association de 2 chiffres 2 voisins (sur une horizontale, une verticale ou une diagonale) a la même signification statistique que l'apparition du chiffre 1. On attachera donc surtout de la valeur aux associations groupant au minimum un chiffre 1 et un chiffre 2 (probabilité inférieure à 0,0002).

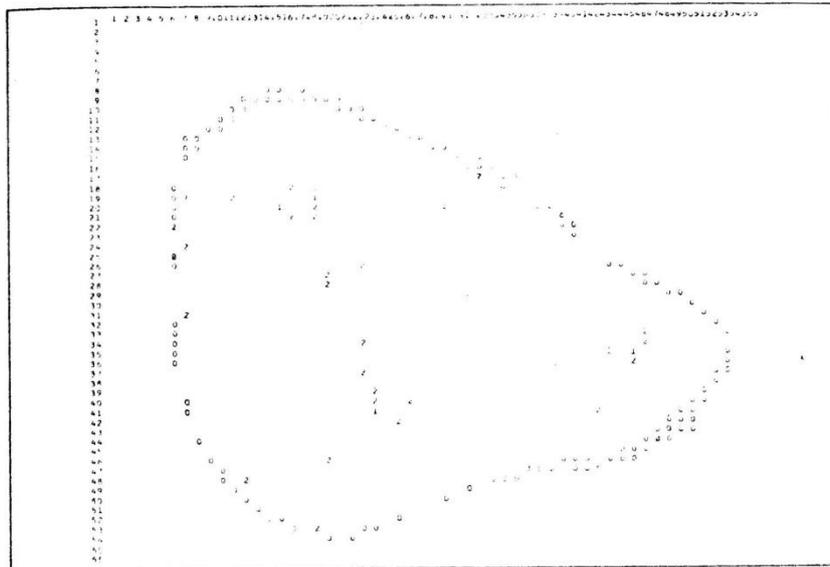


Fig.2. Résultats de la «méthode des écarts» relatifs aux hypofixations. Les associations groupant au minimum un chiffre 1 et un chiffre 2 sont hautement significatives (voir texte). Sur les côtés du scintigramme traité figurent les numéros des lignes et des colonnes. Les valeurs lissées voisines de 60 (valeur maximale = 225) sont indiquées par: 0.

La figure 2 montre les résultats relatifs aux hypofixations. On constate que des associations très hautement significatives existent au niveau de trois zones hypofixantes alors qu'il n'en apparaît aucune sur le tableau relatif aux hyperfixations. Par ailleurs le test de Gnedenko effectué ligne à ligne conduit en général à des probabilités élevées.

Le lissage effectué paraît donc satisfaisant et en accord avec l'hypothèse de base. Il permet de confirmer en particulier l'existence de la zone hypofixante inférieure, invisible sur les scintigrammes classiques.

### Summary

The treatment consists in smoothing the numerical values recorded during the scanning by means of a two-variable polynomial of low degree. The resulting smoothing area must be rigid enough to be unaffected by the presence of small irregular areas, while giving an accurate representation of the "average activity" - that should be obtained in the absence

of aleatory fluctuations – in the main part of the organ. Recourse to a statistical test should enable us to determine objectively whether the divergencies between measured and smoothed values have a purely haphazard origin. The existence of statistically significant divergencies will then denote a local variation of the “average activity” of the organ.

This method, which implies the assumption that the “average activity” of a healthy organ shows a certain regularity, has been tested on a phantom. The authors display here some early results which seem promising.

### *Bibliographie*

1. LEGRAS, B.: La «méthode des écarts» en scintigraphie numérique; thèse méd., Nancy (1967).
2. LEGRAS, B.; POTDEVIN, M.; GEST, J. et MARTIN, J.: Un moyen de traitement sur ordinateur des scintigrammes: la «méthode des écarts». Table ronde sur les Isotopes, Lausanne 1969.
3. GIANNESINI, F.: Présentation et mise au point d'un test non paramétrique; thèse 3<sup>e</sup> cycle, Nancy (1962).

Adresses des auteurs: D<sup>r</sup> B. LEGRAS, Laboratoire de Biophysique, Faculté de Médecine, 30, rue Lionnois, 54 Nancy; M. POTDEVIN, Institut Universitaire de Calcul Automatique, 54 Nancy; D<sup>r</sup> J. GEST, Centre René Huguenin, 92 Saint-Cloud, et D<sup>r</sup> J. MARTIN, Section d'Informatique Médicale, Faculté de Médecine, 54 Nancy (France)

Statistical verification of the quality of the smoothing of low scanning values  
A study by simulation and with a phantom

LEGRAS B, POTDEVIN M, MARTIN J

Journal of Nuclear Medicine, 1972, 13, 7, 528-533

No 10

# STATISTICAL VERIFICATION OF THE QUALITY OF THE SMOOTHING OF LOW SCANNING VALUES: A STUDY BY SIMULATION AND WITH A PHANTOM

Bernard Legras, Michel Potdevin, and Jean Martin

*Service d'Informatique Médicale and Institut Universitaire de Calcul Automatique, Nancy, France*

In order to improve the interpretation of scintiscans several authors have considered the collection and numerical analysis of the counting-rate data (1-7). When the count density is low, the random fluctuations are large. In such cases, it is necessary to consider data-smoothing procedures. The ideal result of such treatments would lead to count distributions without random fluctuation, i.e., those which would be attained at very high counting rates.

It is our purpose to consider different smoothing procedures and to determine a criterion for assessing the quality of smoothing through a statistical test. This test is initially applied to a model obtained through mathematical simulation and then to counts obtained from a radioactive model.

## METHODS

It seems logical that a necessary condition for smoothing is that the distribution of measured values about the smoothed values must follow the Poisson probability law. We have considered the statistical test of Fisher. This test permits the study of the global probability of the applicability of a given law for a group of points  $i$ , provided the individual probabilities  $P_i$  are known and are mutually independent. The global probability for a collection of  $r$  points can be calculated by forming the expression:

$$T = -2 \sum_{i=1}^r \ln P_i$$

$T$  is a random variable following

a  $\chi^2$  law with  $2r$  degrees of freedom. One determines the probability that  $T$  follows this law, or, in a more convenient fashion when  $r$  is sufficiently large (e.g.,  $>15$ ) the probability that  $\epsilon = \sqrt{2T} - \sqrt{4r - 1}$  follows a central reduced normal law.

The statistical test was first applied to mathematically simulated count distributions. Smooth distribution values  $g(x_i, y_j)$  for the radioactive model were initially defined. Thus we start with a definition of "real" distribution values (which are unknown in practice). Poisson law is then applied to these real

values in order to randomize the count distribution. These simulated distributions  $r(x_i, y_j)$  are finally smoothed. The resulting  $f(x_i, y_j)$  is then compared with the initial  $g(x_i, y_j)$  to study the result of different smoothing procedures and the sensitivity of statistical tests (8,9).

We consider two smoothing methods. The first is spatial averaging in which the value at a point is replaced by the average of that value and its four or eight neighbors. This process can be iterated one or more times. The second method is smoothing by least squares. This can be carried out with polynomials of one variable (line by line) or with polynomials of two variables (on all or a large number of the values). These polynomials are written in the form of combinations of Tchebycheff polynomials. We shall not consider here the results of smoothing with polynomials of one variable.

In addition to the routine handling of the data stored in locations, the computer supplies the following information:

1. The matrix of smoothed values and the coefficients of the Tchebycheff polynomials.
2. The locus of the points where the smoothed values are equal (isocount lines). In the absence of a curve tracer, we characterize them by numbers corresponding to their level (e.g., 8, if, at the point under consideration, the smoothed value lies between 78 and 82% of the maximum smoothed value). The peripheral isocount line corresponding, for example, to about 30% of the maximum value (Figs. 2 and 6) gives an indication of the limits and the form of the radioactive volume but not a precise characteristic of its anatomical shape (10).

Received Nov. 2, 1970; revision accepted Feb. 23, 1972.  
For reprints contact: Dr. B. Legras, Faculté de Médecine, Laboratoire de Biophysique Médicale, Section des Isotopes, 30, Rue Lionnois, 54, Nancy, France.

3. The results of the statistical test applied to each line containing more than 15 numbers. These results (probabilities expressed in percentage) appear on the right side of the printed outputs. The statistical test is also carried for the sum of the lines.
4. Two other outputs which are specific to a "method of differences". The first output is concerned with the measured values lower than the smoothed values. The second one is concerned with the other values. In both cases, the figure 1 is printed when the absolute value of the difference between the measured value and the smoothed value is greater than  $3.1\sigma$ , where  $\sigma$  is the standard deviation of the smoothed value. The probability of obtaining a Gaussian random value differing from the real value by more than 3.1 times its standard deviation is less than 0.001. Thus if the smoothed value is equal to the real value, it is also equal to the probability that the figure 1 will appear at an output point. Under these conditions, the figure 1 can appear zero to four times for a group of 2,000 values (at a 95% confidence level). The figure 2 is printed when the difference lies between  $3.1\sigma$  and  $2.24\sigma$ . Under the same conditions as before, the occurrence of two neighboring figures 2 (on a horizontal, a vertical, or a diagonal) has the same statistical significance as the isolated occurrence of a figure 1. A single occurrence on the figure 1 and 2 as neighbors anywhere in a group of 2,000 numbers is, however, highly significant ( $p < 0.01$ ).
5. The outline of specified zones, e.g., anatomical. At the end of the scan, a high known number of counts are electronically added to the channels corresponding to the locations chosen by the detector. The resulting abnormal values can be located, localized, and by subtraction of the added counts, true detected activity can be determined.

Let us now consider the principle of the "method of differences" (11,12). When the real surface  $g(x_i, y_j)$  is completely regular and contains a weak anomaly (low or high counting-rate region) extending over a small number of points, the simulation shows that it is practically impossible to recover the real surface on this region through smoothing of random data. It is possible, however, by smoothing with a low degree polynomial, to obtain values close to those which would exist in the absence of the anomaly (the average "normal" values). One can then sometimes observe that there exist differences



FIG. 1. Model of liver with its two lead pellets.

between these smoothed values and the random data not explained solely by random fluctuations (combinations of at least a figure 1 and a figure 2 neighboring each other —  $p < 0.01$ ). The occurrence of these "abnormal" differences shows up the existence of a local variation from the smoothed distribution at this spot. We shall see the advantage of this method in the case of the scanning of a model of a liver having small zones of low count density.

#### EQUIPMENT

A scanner (Magnascanner V, Picker) equipped with a  $3 \times 5$ -in. NaI(Tl) crystal was coupled to a data-storage system (Intertechnique) equipped with punch tape readout from the 4,096 ( $64 \times 64$ ) memory locations. The tape is compatible with the computer (IBM 1130 with 16K-bit memory) of the Centre René Huguenin and the computer (a CII 10070 with 160K-bit memory) of the Institut Universitaire de Calcul Automatique in Nancy, France. The programs are written in Fortran IV.

The model (phantom) consisted of a hollow mold of a liver enclosing an aqueous radioactive solution containing  $700 \mu\text{Ci}$  of  $^{85}\text{Sr}$ . To obtain small low count-density zones, we have placed two  $1.8\text{-cm}^2$  pellets of lead on the surface of the phantom (Fig. 1). They reduced the counting rates by 20 and 10%, respectively.

#### RESULTS OF THE STUDY BY SIMULATION

In order to simulate actual phantom measurements, we have started with a fourth-degree count-density distribution which corresponds to a fourth-degree smoothing polynomial of actual measurements of the liver model. The values of 36 adjacent points ( $6 \times 6$  matrix) within this distribution were arbitrarily diminished in order to simulate the effect of attenuation by lead pellets. The values of the four central points were diminished by 25%. The 12

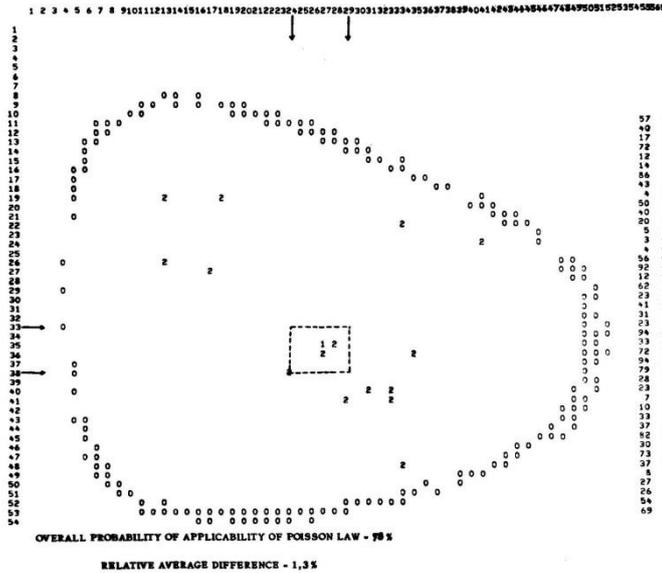


FIG. 2. "Method of differences" applied to counting-rate distribution which contains low count-density region. Fourth-degree polynomial is used to smooth simulated scan. Upper and left indicate columns and lines of locations. P corresponds to results of statistical test (probability expressed in percentage). E is relative average difference (expressed as percentage). Overall probability of test and relative difference average are printed below. Smoothed values lying between 25 and 32% of maximum smoothed value are indicated by 0. Area of 36 points where average values have been arbitrarily diminished has been surrounded by dashes. Significance of 1 and 2 are given in text. Association of a 1 and 2 is highly statistically significant.

points surrounding these were reduced by 12%, and the remaining 20 peripheral values were reduced by 4%. These 36 points represent less than 2% of the total number of points considered. The collection of the values defines the  $g(x_i, x_j)$  from which the  $r(x_i, y_j)$  are determined (with the Poisson law). The 36 old values (prior to decreasing the count in the  $6 \times 6$  regions) define the "normal" values.

This simulation allows us to find the differences between the real  $g(x_i, y_j)$  and the smoothed  $f(x_i, y_j)$  values; i.e., to objectively characterize the quality of the smoothing. The computer determined the average of the relative differences (the absolute difference divided by the real value) for each line with more than 15 values and for the entirety of these lines. The statistical test is similarly carried out for each and for the sum of these lines. Table 1 gives the probability of the applicability of the Poisson law and the relative overall average under different conditions.

We observe that, in the case of multiple iterations with the spatial average of eight values, the probability increases when the average difference value decreases and there is a marked correspondence between the optima. The best smoothing for this study is obtained with six iterations. The "flattening" of the smoothed surface is then relatively slow, and it is necessary to wait till the 12th iteration before obtaining a mediocre average difference and a probability around 5%.

In the case of two-dimensional smoothing by least squares, we obtain small differences and high probabilities from a fourth-degree polynomial. The smooth-

Spatial average (with 8 values)	% relative avg difference (between smoothed values and real values)	% probability of applicability of Poisson law
0 iteration	3.92	2.2
1 iteration	2.84	0.1
2 iterations	2.44	9.4
3 iterations	2.24	21.5
4 iterations	2.16	51.6
5 iterations	2.16	81.8
6 iterations	2.21	89.7
7 iterations	2.32	68.9
8 iterations	2.46	48.4
9 iterations	2.62	34.2
12 iterations	3.18	6.3
13 iterations	3.39	2.2
"Overall" smoothing by least squares		
Polynomial in x and y of:		
second degree	14.51	0.0
third degree	11.44	0.0
fourth degree	1.31	77.5
fifth degree	1.19	72.5
sixth degree	1.24	76.7

ing by a fourth-degree polynomial of values originating from a fourth-degree polynomial is not perfect (average difference = 1.31%). The smoothed surface is slightly below the real surface. The results might be improved by a weighted smoothing. Thus there seems to be excellent correlation between the quality of the smoothing and the probabilities obtained. In practice, when one does not know the true values, the statistical test should be a valuable tool

for the overall or partial judging of the value of smoothing.

This study by simulation also allows us to study the manifestations of low count-density zone. Smoothing with a polynomial of fourth, fifth, or sixth degree\* yields smoothed values which are very close to the "normal" values, a required condition for the application of our "method of differences". Figure 2 shows the results for the fourth-degree polynomial. A highly significant association of 1 and 2 appears at the location of the low count-density zone (surrounded by dashed lines), proving the existence of a lowering of the average values by smoothing.

A single application with eight (or four) values leads to values which are lower than the "normal" values; consequently the "method of differences" is useless. With successive iterations, the smoothed values approach the real average values. The iso-count lines then become useful. At the sixth iteration, corresponding to the best smoothing (the maximum probability of the applicability of the Poisson law), the curves strongly suggest lower local values in the original low count-density zone (Fig. 3).

RESULTS OF THE STUDY ON PHANTOM

Figure 4 shows the photoscan obtained with the "Magnascanner V" fitted with a "honeycomb" collimator (FWHM = 0.25 in.). The upper attenuated zone is visible (20% counting rate reduction). The lower zone (count density measured 10% lower) is not visible on the photoscan or color scan.

\* The smoothing of a sixth-degree, two-variable polynomial lasts 3 min on the CII 10070 Computer.

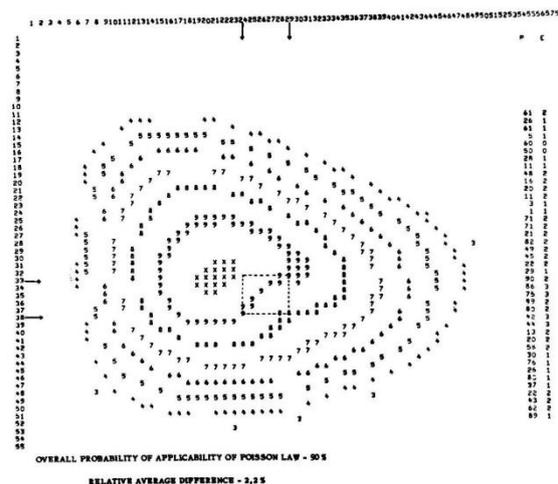


FIG. 3. Isocount lines after spatial average of simulated values with its eight neighbors (iterated six times). Symbols and numbers are explained in Fig. 2.

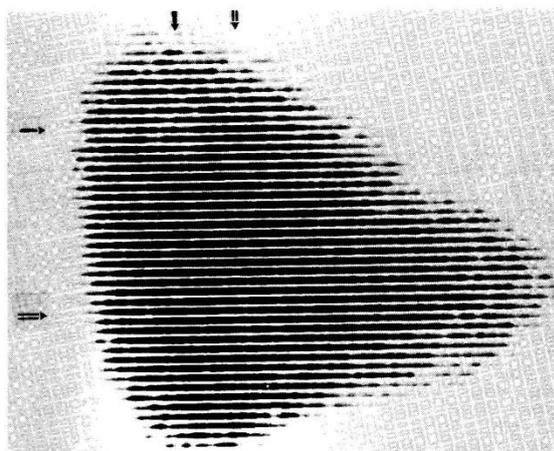


FIG. 4. Photoscan of liver model. Two lead pellets are situated at intersection of arrows.

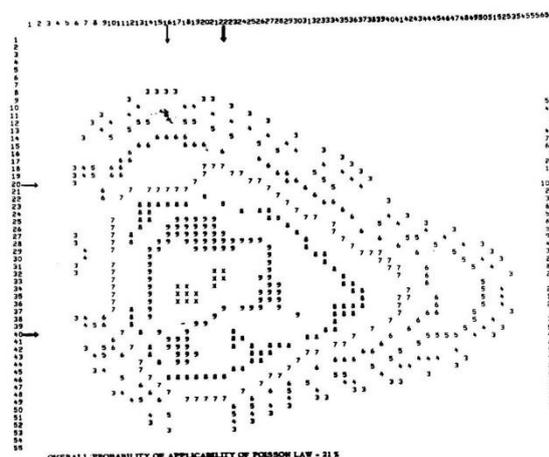
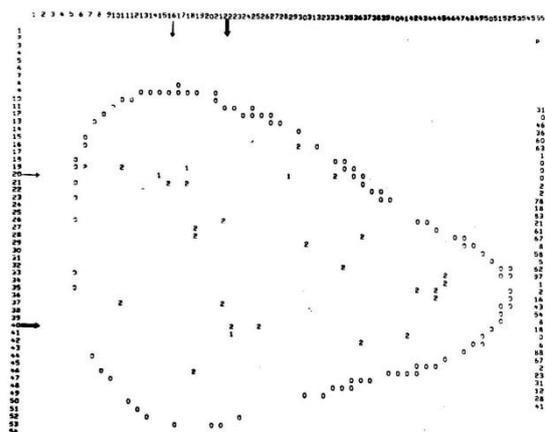


FIG. 5. Isocount lines after spatial average of measured values from scan of liver model, with its eight neighboring values (iterated once). Arrows indicate position of pellets. Symbols and numbers are explained in Fig. 2.

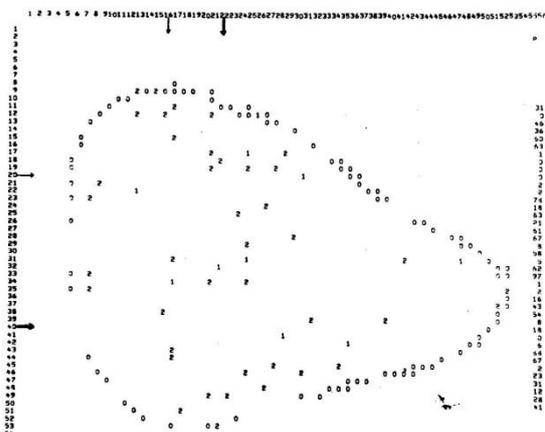
The maximum activity obtained in a location is equal to 225 counts. The printing of the matrices of recorded values does not show up the lower count-density zone.

The optimum spatial average corresponds, in this case, to the spatial average of eight values, iterated once (the probability of the applicability of the Poisson law equals 21% instead of 1.2% for the spatial average without iteration). The curve of the isocount lines of equal smoothing shows up the upper zone in the region of the lead pellet (Fig. 5). The spatial average with two iterations shows no more than one zone, but the probability is close to 0%.

We have subsequently applied the "method of differences" after overall smoothing by a fifth-degree polynomial of two variables. All measured values greater than about 17% of the maximum value were



**FIG. 6.** "Method of differences" applied to values from scan of liver model after smoothing by fifth-degree polynomial in  $x$  and  $y$ . Output is concerned with measured values lower than smoothed values. Arrows indicate position of pellets. Symbols and numbers are explained in Fig. 2.



**FIG. 7.** "Method of differences" applied to values from scan of liver model after smoothing by fifth-degree polynomial in  $x$  and  $y$ . Output is concerned with measured values greater than smoothed values. Arrows indicate position of pellets. Symbols and numbers are explained in Fig. 2.

smoothed. A sharp variation in activity exists at the level of an edge of the organ, which cannot be correctly followed by a low-degree polynomial. A fourth or sixth-degree polynomial gives similar results.

In each case, highly significant associations corresponding to two pellets are seen. In addition, a third grouping rather markedly appears (Fig. 6). It reveals a small weak zone which could be attributed to the deposition of gelatine to block the orifice through which the radioactive solution is introduced.

The output concerned with the measured values greater than the smoothed values shows more figures 1 and 2, but no significant grouping (Fig. 7).

The statistical test of the applicability of the Poisson law, carried out line by line, leads in general to high probabilities in regions distant from the zones

(particularly the upper low count-density zone). This means that the smoothed values markedly correspond to the real values away from the zones. At the level of these zones, on account of the rigidity of the smoothing surface, the smoothed values are without doubt close to the "normal" (no pellet) average values. In fact, the major upper low count-density zone reduces the smoothed surface at its level. The smoothed values then become lower than the "normal" values, which explains the small number of figures 1 and 2 at this spot. Because of easy detection (visual or by classical spatial average) of this zone, this is a small disadvantage. The global test is meaningless since, given the importance of the zones, the smoothed values are too often markedly different from the real values. However, the mathematical treatment allows us to confirm the existence of the lower zone (invisible on the classical scan) and only suggested by the spatial average.

CONCLUSION

The study by simulation has shown that the statistical test used is a useful criterion in the evaluation of smoothing. It allows one to choose the optimal number of iterations in the case of the spatial average or the minimum degree of the smoothing polynomial in the case of an overall smoothing by the method of least squares. This latter type of smoothing is useful when one wants to use the "method of differences". This method has permitted the finding of a low count-density zone in the liver phantom which was invisible on classical scans. It remains to be demonstrated that this "method of differences" is also applicable in practice. It is not certain that a radioactive organ may be characterized in its totality (or its major part) by a low-degree polynomial surface (for example less than or equal to 6). Moreover, a local variation of its average surface could be due to normal physiological and not pathological cause.

ADDENDUM

To increase the statistical control, we have been using two statistical tests since January 1972. The first one, which is similar to the test described above, deals with the squares of the differences between measured values and smoothed values; the second one tests the proportion of the measured values superior to the smoothed ones. The results will be published in *A.T.E.N.*

ACKNOWLEDGMENT

We thank Dr. Gest, Deputy Director of the Centre René Huguenin, who allowed us use of the equipment to carry out our experiment.

## REFERENCES

1. BROWN DW: Digital computer analysis and display of the radionuclide scan. *J Nucl Med* 7: 740-753, 1966
2. CHAAPEL DW, SPRAU AC, TAUXE WN: Data acquisition for computer analysis and display of radionuclide scans. *Int J Appl Radiat* 18: 723-727, 1967
3. IINUMA TA, NAGAI T, FUKUDA N: Digital data processing and display in radioisotope imaging. In *Medical Radioisotope Scintigraphy*, Vienna, IAEA, 1969
4. NAGAI T, IINUMA TA, KODA S: Computer focusing for area scans. *J Nucl Med* 9: 507-516, 1968
5. SPRAU AC, TAUXE WM, CHAAPEL DW: A computerized radio-isotope scan-data filter based on a system response to a point source. *Mayo Clin Proc* 41: 585-598, 1966
6. SCHEPERS H, WINKLER C: An automatic scanning system using a tape performer and computer techniques. In *Medical Radioisotope Scanning*, vol 1, Vienna, IAEA, 1964, pp 321-330
7. TAUXE WN: Contrast enhancement of scanning procedures by high speed digital computer. *J Nucl Med* 7: 647-656, 1966
8. POTDEVIN M, LEGRAS B, MARTIN J: Contrôle par simulation de méthodes de lissage en scintigraphie numérique. In *Computers in Radiology*, Basel, Switzerland, Karger, 1970, pp 433-438
9. POTDEVIN M, LEGRAS B: *Contrôles Statistiques de Techniques de Lissage utilisées en Scintigraphie—Étude par Simulation et sur Fantôme*. Rapport de l'Institut Universitaire de Calcul Automatique de Nancy, October 1970
10. MARTIN J: *La cartographie thyroïdienne—Méthode cartographique et applications cliniques*. Thèse de médecine, Nancy, France, Mar 1957
11. LEGRAS B, POTDEVIN M, GEST J, et al: Un moyen de traitement sur ordinateur des scintigrammes: la "méthode des écarts". In *Table Ronde sur les Isotopes*, Lausanne, Switzerland, May 1969 (unpublished)
12. LEGRAS B, POTDEVIN M, GEST J, et al: Un traitement sur ordinateur des scintigrammes numériques avec contrôle statistique: la "méthode des écarts". In *Computers in Radiology*, Basel, Switzerland, Karger, 1970, pp 428-432

Intérêt de la simulation pour l'étude des méthodes de traitement sur ordinateur des  
scintigrammes

LEGRAS B, POTDEVIN M, MARTIN J

Revue d'Informatique Médicale, 1972, 3, 2, 119-122

No 11

# INTÉRÊT DE LA SIMULATION POUR L'ÉTUDE DES MÉTHODES DE TRAITEMENT DES SCINTIGRAMMES SUR ORDINATEUR

B. LEGRAS (\*), M. POTDEVIN (\*\*), J. MARTIN (\*)

(\*) *Service d'Informatique Médicale (Pr J. Martin), Faculté de Médecine,  
Château du Montet, av. du Gal-Leclerc, 54-Vandœuvre (France)*

(\*\*) *Institut Universitaire de Calcul Automatique (Pr J. Legras),  
42, avenue de la Libération, 54-Nancy (France)*

**RÉSUMÉ.** — La simulation de données scintigraphiques (par émission poissonnienne à partir de valeurs moyennes connues) a permis aux auteurs d'étudier les résultats de différents lissages des valeurs émises. Ils ont comparé les différences entre valeurs lissées et valeurs moyennes de départ (caractérisant la qualité du lissage) et les résultats d'un test statistique appliqué aux valeurs lissées et valeurs simulées. Il existe une correspondance étroite et, comme en pratique, on ignore les valeurs moyennes, le test permet une optimisation du lissage.

*Mots-clés* : Scintigraphie — Ordinateurs — Statistiques.

Texte reçu le 15 janvier 1971.  
Accepté le 5 avril 1971.

LEGRAS B., POTDEVIN M., MARTIN J. (1972). — Intérêt de la simulation pour l'étude des méthodes de traitement des scintigrammes sur ordinateur. *Rev. Informatique méd.*, 3 (2), 119-122

## INTRODUCTION

Cet article expose une application particulière du calcul scientifique sur ordinateur à un problème médical d'exploration fonctionnelle par les isotopes radioactifs. On connaît, dans ce domaine, l'importance de la scintigraphie, méthode qui consiste à obtenir une image de la radioactivité d'un organe à l'aide d'un appareil comprenant un détecteur mobile qui balaie la surface à étudier.

L'aspect subjectif des images obtenues (ou scintigrammes) a entraîné de nombreux travaux, cherchant à quantifier les phénomènes pour en donner une

représentation plus satisfaisante ou en permettre un traitement par ordinateur. C'est ce qu'on appelle la scintigraphie quantitative.

Cependant cette notion de scintigraphie quantitative recouvre des réalités très différentes. Dans certains cas, il s'agit simplement d'une recherche, en utilisant les possibilités de l'ordinateur, de présentations typographiques permettant une meilleure interprétation. Dans d'autres cas, on cherche dans un premier temps, à transformer l'ensemble des données numériques, obtenues point à point, en un

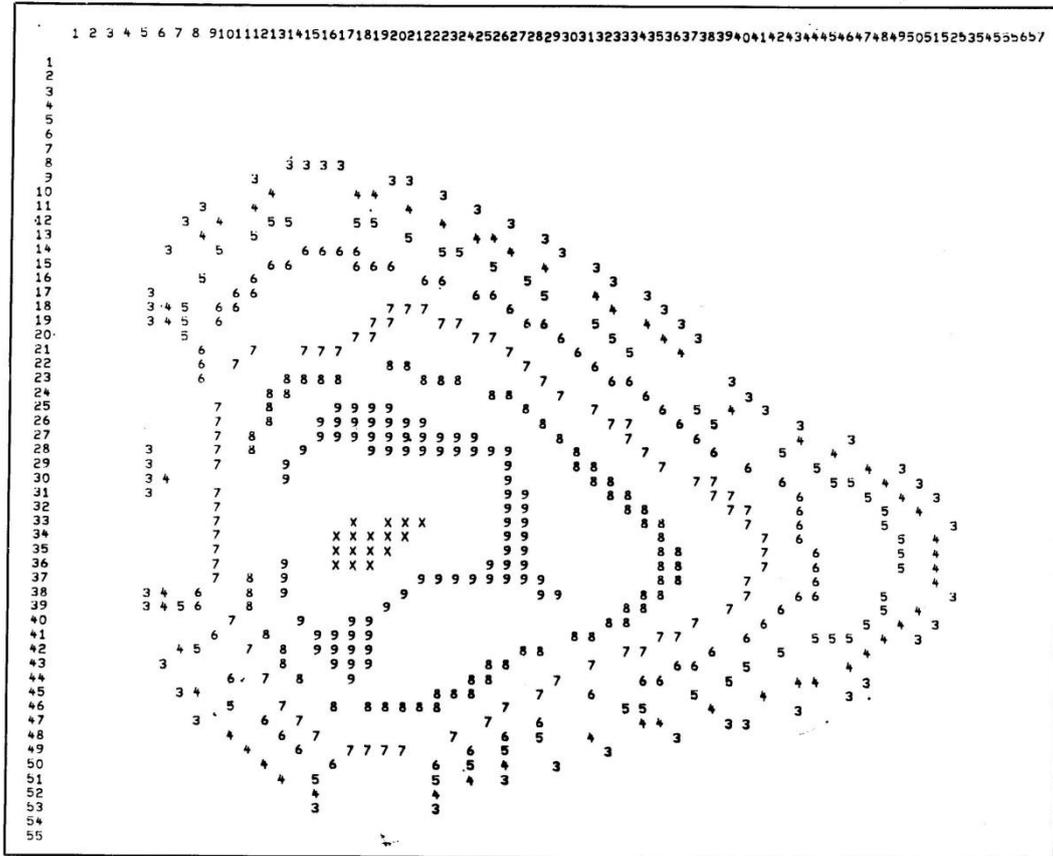


Fig. 1. — Exemple de traitement mathématique d'un scintigramme numérique. L'ordinateur remplace chacune des 4 096 valeurs numériques obtenues par la moyenne de celle-ci et des 8 valeurs voisines, le processus étant réitéré deux fois. Il trace ensuite les lignes d'isolissage. En l'absence d'un traceur de courbes, nous les définissons par des chiffres évoquant leur niveau (par exemple 8 si, au point considéré, la valeur lissée est comprise entre 78 et 82 % de la valeur lissée maximale, représentée par une croix). Les lignes d'isolissage mettent en évidence deux zones hypofixantes (à l'intersection des canaux 15 et 18 pour la première et 22 et 40 pour la seconde) peu visibles sur les documents classiques.

nouvel ensemble débarrassé des fluctuations aléatoires de la radioactivité. La figure 1 illustre ces méthodes appliquées à un fantôme de foie.

Un autre mode de traitement consiste à chercher une correction des déformations liées aux conditions de mesures. En effet, l'appareillage de détection ne peut pas être parfait et en particulier la collimation entraîne une distorsion, en ce sens qu'une source

ponctuelle ne donne pas comme image un point. Pour faire cette correction, on peut utiliser des méthodes mathématiques lourdes et complexes. Nous laisserons à part cet aspect bien qu'il puisse être intégré aux autres traitements. Nous n'envisagerons ici que l'intérêt de la simulation mathématique dans l'étude des lissages (Legras et coll., 1970 ; Potdevin et coll., 1969).

### IMPORTANCE DU LISSAGE

Dans les examens habituels en scintigraphie, la radioactivité détectée est souvent faible pour des raisons biologiques et de durée d'examen. Dans ces conditions, l'importance relative des fluctuations aléatoires de la radioactivité (qui est inversement proportionnelle à la racine carrée de la radioactivité) peut être considérable.

Différentes méthodes de lissage ont été proposées

pour éliminer ces fluctuations aléatoires : moyennage, où chaque valeur est remplacée par la moyenne de celle-ci et des 4 ou 8 valeurs voisines, le processus pouvant être réitéré plusieurs fois ; lissage par les moindres carrés des valeurs d'une ligne (par un polynôme à une variable) ou d'un ensemble de lignes (par un polynôme à deux variables).

Dans cet article, nous ne comparerons pas entre eux les divers lissages. Nous présenterons seulement nos résultats sur le moyen de déterminer, pour un type de lissage donné, celui qui est le plus adéquat. Il importe en effet de connaître, par exemple, le

nombre d'itérations optimal dans le cas du moyennage, ou le degré du polynôme dans le cas du lissage par les moindres carrés. Dans cette optique, nous avons étudié divers tests statistiques que nous avons appliqués à des valeurs simulées.

### INTÉRÊT DE LA SIMULATION

La simulation réalisée par ordinateur permet de définir :

1) les valeurs moyennes  $f(x_i, y_j)$  : ces valeurs, ignorées en pratique, correspondent à celles que l'on mesurerait en l'absence des fluctuations aléatoires de l'émission radioactive avec un détecteur donné possédant en particulier un collimateur défini ;

2) Les valeurs simulées  $S(x_i, y_j)$  : l'ordinateur émet des valeurs poissonniennes de paramètre égal à  $f(x_i, y_j)$  ; elles correspondent, dans la pratique, aux valeurs que l'on pourrait obtenir avec le même appareillage ;

3) les valeurs lissées  $L(x_i, y_j)$  à partir des valeurs simulées.

Le but du lissage est, en général, de s'approcher le mieux possible des valeurs moyennes ; aussi avons-

nous caractérisé la qualité du lissage à partir des écarts entre valeurs lissées et valeurs moyennes. Nous déterminons en chaque point l'écart relatif absolu

$$E_{ij} = \left| \frac{f(x_i, y_j) - L(x_i, y_j)}{f(x_i, y_j)} \right|$$

puis l'écart moyen relatif pour chaque ligne et l'ensemble des lignes ( $E$ ).

Ces écarts sont malheureusement inconnus dans la réalité et nous avons envisagé des tests statistiques ne faisant intervenir que valeurs lissées et valeurs simulées (ou valeurs mesurées dans les cas réels). La comparaison des résultats dans cette étude par simulation permet d'évaluer la qualité des tests statistiques.

### TEST STATISTIQUE

Sur les trois tests statistiques étudiés, nous n'en avons gardé qu'un, car plus simple et ayant donné les meilleurs résultats lors des études par simulation (Potdevin et coll., 1970). En chaque point, nous déterminons :

$$x_{ij} = \frac{S(x_i, y_j) - L(x_i, y_j)}{\sqrt{L(x_i, y_j)}}$$

Si les valeurs simulées sont supérieures à 20 (la loi de Poisson devient sensiblement une loi de Gauss) et si les valeurs lissées sont égales aux valeurs moyennes, les  $x_{ij}$  peuvent être considérées comme des réalisations de variables gaussiennes, centrées, réduites et indépendantes  $X_{ij}$ . Dans ces conditions, la variable aléatoire :

$$Y = \sum_{i=1, j=1}^{i+j=n} X_{ij}^2$$

suit une loi du  $\chi^2$  à  $n$  degrés de liberté. Si  $n$  est suffisamment grand (par exemple supérieur à 30) la variable aléatoire  $U = \sqrt{2Y} - \sqrt{2n-1}$  suit la loi normale, centrée et réduite.

$u$  étant une réalisation de cette variable aléatoire  $U$ , une table des valeurs de la loi normale, centrée et réduite permet de déterminer alors facilement la probabilité  $P$  suivante :  $P = \text{Prob.} (|U| > u)$ . Elle est d'autant plus voisine de 1 que la valeur obtenue  $u$  est plus proche de zéro, valeur moyenne de la loi présumée.

### RÉSULTATS

Pour cette étude, nous avons calculé les valeurs moyennes  $f(x_i, y_j)$  par un polynôme  $f(x, y)$  du 4<sup>e</sup> degré. Il correspond au polynôme de lissage d'un volume radioactif étudié. Pour rester près de la réalité, nous avons utilisé 4096 ( $64 \times 64$ ) valeurs  $f(x_i, y_j)$ , correspondant en pratique au nombre que l'on peut obtenir avec un analyseur multicanaux branché sur l'appareil de scintigraphie. La valeur simulée maximale est égale à 98.

Signalons que sur ces milliers de valeurs, 2 % d'entre elles avaient été légèrement diminuées de façon arbitraire afin d'étudier l'équivalent d'une hypofixation et sa mise en évidence mais ceci ne modifie pas les résultats globaux.

Les tableaux I et II montrent qu'il existe une excellente corrélation entre la qualité du lissage et la probabilité obtenue. Les optima coïncident sensiblement dans l'un et l'autre type de lissage. Cette

TABLEAU I

Moyennage avec huit valeurs

Nombre d'itérations	Ecart relatif moyen ( $E$ ) (%)	Probabilité relative au test statistique ( $P$ ) (%)
0	3,92	2
1	2,84	0
2	2,44	10
3	2,24	31
4	2,16	76
5	2,16	83
6	2,21	50
7	2,32	29
8	2,46	15
9	2,62	7
10	2,79	3
11	2,98	1
12	3,18	0

méthode par simulation nous montre donc qu'en pratique, où l'on ignore les valeurs moyennes, le test statistique devrait être un outil précieux pour juger globalement ou partiellement de la valeur d'un lissage.

TABLEAU II  
Lissage global par les moindres carrés

Degré du polynôme en $x$ et $y$	$E$	$P$
2	14,51	0
3	11,44	0
4	1,31	99
5	1,19	95
6	1,24	97

Comparaison de l'écart relatif moyen ( $E$ ) et de la probabilité relative au test statistique ( $P$ ), déterminés sur l'ensemble des points du scintigramme.

$E$ , qui définit la qualité du lissage à partir des écarts relatifs entre valeurs lissées et valeurs moyennes, est connu sur l'ensemble simulé mais inconnu en pratique.

$P$ , qui est déterminé à partir des écarts relatifs entre valeurs lissées et valeurs simulées (ou mesurées dans les cas réels), est toujours calculable. La bonne correspondance entre les deux paramètres prouve que  $P$  est un critère valable de qualité du lissage.

## CONCLUSION

Cette étude par simulation nous a permis de montrer l'intérêt d'une vérification statistique valable des lissages scintigraphiques. Ceux-ci ne doivent pas être « aveugles » mais au contraire être le plus parfait possible, afin de caractériser au mieux la distribution de la radioactivité détectée et permettre

une interprétation plus objective des anomalies. Dans ces conditions, la qualité des résultats justifierait l'usage courant de l'ordinateur (malgré le coût de ce dernier) pour l'interprétation des documents scintigraphiques.

## THE INTEREST OF SIMULATION IN THE STUDY OF COMPUTER-AIDED PROCESSING METHODS FOR SCINTIGRAMS

B. LEGRAS (\*), M. POTDEVIN (\*\*), J. MARTIN (\*)

(\*) *Service d'Informatique Médicale (Pr J. Martin), Faculté de Médecine, Château du Montet, av. Gal-Leclerc, 54-Vandœuvre (France)*(\*\*) *Institut Universitaire de Calcul Automatique (Pr J. Legras), 42, avenue de la Libération, 54-Nancy (France)*

Rev. Informatique méd., 1972, 3 (2), 119-122

SUMMARY. — The simulation of scintigraphic data (by emission of Poissons's values from known average values) permits the study of results of different smoothing. The authors have compared differences between the smoothed values and the average values and the results of a statistical test applied to the smoothed values and the simulated values. The correlation is close and the test permits an optimisation of smoothing.

Key-words : Radioisotope scanning — Computers — Statistics.

Received January 15th 1971.  
Accepted April 5th 1971.

## RÉFÉRENCES

1. LEGRAS B., POTDEVIN M., MARTIN J. (1970) — Statistical verification of the quality of the smoothing of low scanning values. A study by simulation and with a phantom. *J. Nucl. Med.*
2. POTDEVIN M., LEGRAS B., MARTIN J. (1969). — Contrôle par simulation des méthodes de lissage en scintigraphie numérique. Symposium sur l'utilisation des ordinateurs en radiologie, Bruxelles, 1969. Karger éd., Basel.
3. POTDEVIN M., LEGRAS B. (1970). — Contrôles statistiques de techniques de lissage utilisées en scintigraphie. Etude par simulation et sur fantôme. Rapport de l'Institut Universitaire de Calcul Automatique, Nancy (100 pages).

Premier état d'un ensemble de programme de traitement sur ordinateur des scintigraphies  
numériques

PORTMANN M-C, LEGRAS B, LEGRAS J, MARTIN J

Journal de Biologie et de Médecine Nucléaire, 1972, 7, 27, 22-30

No 16

# Premier état d'un ensemble de programmes de traitement sur ordinateur des scintigraphies numériques

par M.C. PORTMANN\*, B. LEGRAS\*\*, J. LEGRAS\*, J. MARTIN\*\*.

\* Institut Universitaire de Calcul Automatique de Nancy (Pr J. LEGRAS).

\*\* Section d'Informatique Médicale (Pr J. MARTIN) et Service d'Exploration fonctionnelle par les Radioisotopes (Pr BURG et Pr J. MARTIN) U.E.R. de Sciences Médicales, 30, rue Lionnois, 54-NANCY.

## I. — INTRODUCTION

Depuis plusieurs années, nous nous intéressons au traitement sur ordinateur des scintigraphies numériques et plus particulièrement, aux problèmes posés par le lissage.

La majorité des auteurs utilisent, à la suite de TAUXE (6), une méthode de moyennage dont les variantes sont très nombreuses (voir annexe A) et choisies habituellement de façon empirique. Nous avons été amenés à étudier d'autres méthodes de lissage qui reposent sur la méthode des moindres carrés et l'emploi de tests statistiques (1-2-3-5). Deux tests statistiques (décrits en annexe C) sont destinés à caractériser la qualité du lissage et à essayer de l'optimiser.

Le but de cet article n'est pas d'insister sur l'intérêt des tests statistiques, ni de comparer les différents types de lissage, mais de présenter les possibilités variées offertes par l'ensemble de programmes de traitement des scintigraphies numériques mis au point à NANCY (4).

Nous indiquerons dans cet article les caractéristiques générales des programmes de traitement (écrits en FORTRAN IV, ce qui permet de les utiliser sur d'autres ordinateurs, après de légères modifications (\*)) et nous les illustrerons par quelques documents cliniques.

## II. — DESCRIPTION DE LA CHAÎNE DE TRAITEMENT

La chaîne de traitement comprend en premier lieu un prétraitement qui concerne la lecture et l'impression des données scintigraphiques et des repères.

Ensuite, l'utilisateur passe ou non à la phase principale. Il définit éventuellement une sous-matrice sur laquelle sera réalisée la suite du traitement. Il peut choisir aussi plusieurs aires au niveau desquelles seront sommées les valeurs mesurées (ou lissées). Il fixe les caractéristiques du traitement relatif au lissage et à la présentation des résultats.

Dans les cas particuliers nécessitant une soustraction (scintigraphie pancréatique par exemple), on

(\*) Les dossiers de programmation et les listings des traitements seront diffusés aux personnes qui en feront la demande. Pour les tirés-à-part, s'adresser à B. LEGRAS.

utilise un sous-programme spécifique qui s'intercale entre la première et la deuxième phase.

### Programme de prétraitement

1) Le programme lit les nombres obtenus (à partir d'un ruban « papier » ou éventuellement de cartes). Signalons que le Service des Isotopes de Nancy dispose depuis peu d'un prototype S.A.I.P. (\*) relativement simple mais efficace, branché à un scintigraphe et qui perfore séquentiellement sur un ruban pendant l'examen les valeurs détectées (uniquement lorsque le déplacement se fait de gauche à droite). Nous avons été aussi amenés à tenir compte du cas particulier où le balayage se fait de bas en haut.

2) Il recherche les repères (définis soit par une marque spéciale sur le ruban, soit par une valeur anormalement élevée) et les données anormales (\*\*) (canaux n'ayant pas fonctionné ou mauvaises perforations). Il signale ces anomalies et imprime les coordonnées des repères. Ceux-ci peuvent être ensuite reportés manuellement sur les tableaux des résultats.

3) Il imprime éventuellement le tableau des valeurs mesurées brutes (fig. 1) et/ou codées de 0 à 9.

### Programme principal de traitement

Il consiste en un lissage des valeurs détectées et en la sortie des résultats. Nous avons à notre disposition deux types de lissage (décrits en annexe) et plusieurs modes de présentation des résultats du lissage.

Précisons que nous n'avons pas envisagé la correction des effets de collimation.

#### A. — Lissage.

Ce programme traite au choix une partie ou la totalité des valeurs mesurées et lues par le programme de prétraitement.

(\*) Cet appareil est décrit dans ce numéro, page 34.

(\*\*) La valeur anormale est remplacée, pour la suite du traitement, d'une façon automatique ou non, soit par la moyenne des points voisins dans le premier cas, soit par une valeur fixée par l'utilisateur dans le deuxième cas.

PREMIERE PARTIE																																				
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32				
1	32	32	14	19	80	9	21	18	17	9	18	14	30	17	27	24	32	27	32	28	36	37	31	72	64	74	61	82	85	74						
2	7	4	36	32	27	32	24	33	36	48	35	42	40	59	60	42	55	69	55	67	55	52	78	68	72	70	81	82	81	72	64	74	61	82	85	74
3	15	5	25	31	30	36	25	30	36	31	46	35	52	58	53	42	51	70	57	51	70	99	82	81	77	74	85	80	92	92	88	102	81			
4	11	3	26	24	22	34	31	46	35	52	58	53	42	51	70	57	51	70	99	82	81	77	74	85	80	92	92	88	102	81						
5	8	6	26	40	28	38	20	21	38	41	41	60	64	43	84	69	77	82	83	99	114	138	139	118	72	69	93	107	111	103	87	83				
6	14	3	22	43	23	36	35	37	40	54	49	59	58	73	64	104	102	128	123	142	132	207	202	226	172	143	136	127	113	114						
7	11	5	34	32	29	36	21	34	50	39	61	60	39	84	118	101	114	137	158	241	296	305	251	207	215	193	200	162	148	134	93	121				
8	11	1	33	36	27	37	34	38	42	45	54	75	9	85	96	121	190	286	307	370	407	390	374	375	392	396	304	256	203	168	144	115				
9	7	1	30	40	38	25	35	36	31	44	59	75	105	126	162	188	267	347	422	432	479	487	500	475	493	447	353	300	314	268	246	191				
10	13	4	30	39	21	39	31	42	47	47	52	76	104	143	216	268	308	667	408	523	571	561	543	515	503	489	480	420	405	265	274	268				
11	7	1	24	31	27	28	27	34	41	53	75	97	122	153	237	358	397	646	483	572	637	641	584	555	547	522	570	538	545	449	396	349				
12	7	1	26	27	22	24	27	44	37	56	79	87	169	187	284	417	469	605	595	628	690	734	651	647	650	631	652	591	518	599	554	488				
13	12	2	20	27	28	28	25	39	50	60	87	113	181	226	355	417	469	605	595	628	690	734	651	647	650	631	652	591	518	599	554	488				
14	8	1	29	28	21	15	34	43	36	84	87	142	212	303	385	499	695	113	686	652	764	709	734	759	452	658	425	609	655	600	607	524				
15	8	1	26	24	17	19	19	29	58	93	160	230	305	418	555	628	633	635	742	759	795	686	731	652	641	649	597	623	628	627	544					
16	8	2	15	37	19	28	24	29	41	51	88	148	255	359	505	628	650	628	677	708	761	739	727	706	672	659	649	597	623	628	627	544				
17	3	1	23	19	18	13	20	27	36	72	103	196	272	382	476	629	673	720	636	760	748	818	717	729	683	674	619	636	637	621	668	598				
18	14	5	27	26	18	20	21	20	36	47	110	180	299	388	491	672	667	655	629	795	748	818	717	729	683	674	619	636	637	621	668	598				
19	11	3	26	29	22	18	20	27	34	39	62	153	275	364	407	485	544	679	711	773	761	712	665	659	678	650	615	637	656	617	582	531				
20	9	2	23	19	15	21	14	16	27	49	87	198	261	341	530	611	883	538	684	686	762	713	688	720	650	634	598	617	629	540	611	544				
21	12	5	17	23	11	21	13	28	24	40	109	162	286	359	531	586	621	648	645	682	709	701	682	627	661	655	629	601	578	539	477	512				
22	5	4	12	17	14	12	13	28	24	40	109	162	286	359	531	586	621	648	645	682	709	701	682	627	661	655	629	601	578	539	477	512				
23	5	2	14	9	14	17	12	25	37	43	104	187	268	354	528	583	619	648	645	682	709	701	682	627	661	655	629	601	578	539	477	512				
24	8	3	26	17	16	11	11	15	23	47	80	166	265	369	467	538	580	612	600	706	688	685	621	542	504	493	400	333	272	256	229	229				
25	11	15	21	15	10	15	10	15	27	48	81	167	261	344	486	557	607	652	613	653	632	612	569	535	448	340	304	264	248	219	183	127				
26	8	1	26	24	17	19	19	29	58	93	160	230	305	418	555	628	633	635	742	759	795	686	731	652	641	649	597	623	628	627	544					
27	32	1	12	15	12	9	13	10	28	41	83	167	246	350	459	542	576	693	558	658	653	580	499	442	315	294	255	198	192	161	138	137				
28	13	1	13	20	6	11	9	28	12	35	79	162	242	327	404	466	532	536	527	535	576	496	397	301	210	207	190	176	161	150	134	107				
29	45	3	16	11	10	7	8	18	20	33	79	189	236	305	400	466	532	536	527	535	576	496	397	301	210	207	190	176	161	150	134	107				
30	9	2	13	10	7	8	18	20	33	79	189	236	305	400	466	532	536	527	535	576	496	397	301	210	207	190	176	161	150	134	107					
31	8	1	26	24	17	19	19	29	58	93	160	230	305	418	555	628	633	635	742	759	795	686	731	652	641	649	597	623	628	627	544					
32	5	3	11	14	6	13	8	13	21	32	61	120	145	241	380	418	478	420	375	319	277	240	159	130	125	142	118	107	125	111	85	71				
33	14	3	11	13	10	10	8	7	18	29	54	76	146	209	321	399	400	391	398	291	192	157	128	123	133	92	114	100	93	81	75	81				
34	4	1	14	10	5	9	11	10	19	19	51	84	146	178	262	321	356	353	272	223	168	130	128	118	83	106	107	87	102	87	84	84				
35	11	3	13	10	7	10	10	7	22	40	62	92	150	205	268	270	229	210	180	179	134	130	120	65	99	111	76	82	91	74	70					
36	6	3	4	8	15	5	19	13	17	16	26	46	79	92	142	146	142	141	124	101	101	94	114	80	87	71	83	83	62	59	70					
37	10	4	8	15	5	19	13	17	16	26	46	79	92	142	146	142	141	124	101	101	94	114	80	87	71	83	83	62	59	70						
38	7	2	16	11	10	7	9	13	12	19	29	39	63	76	32	101	115	92	105	102	101	77	81	76	75	66	77	72	73	74	52	64				
39	11	4	12	8	9	15	9	5	12	16	27	32	40	55	71	82	79	81	69	89	81	85	80	84	60	57	70	65	75	67	62	63				
40	10	1	10	12	5	15	8	7	8	18	23	24	29	50	52	72	75	69	60	71	71	72	52	65	54	56	70	60	66	45	56	59				
41	5	2	4	14	8	10	7	4	9	13	23	22	17	30	45	58	48	64	67	66	61	59	41	51	53	55	53	49	40	53	69	59				
42	3	1	17	10	8	10	12	8	8	16	13	21	22	35	38	39	46	42	33	44	45	48	45	52	48	62	47	56	47	46	43	61				
43	7	7	9	9	9	9	9	7	7	9	26	22	22	29	23	32	28	38	37	43	36	54	52	44	52	44	53	45	39	42	49	45	52			
44	9	2	16	11	10	7	9	13	12	19	29	39	63	76	32	101	115	92	105	102	101	77	81	76	75	66	77	72	73	74	52	64				
45	7	2	16	11	10	7	9	13	12	19	29	39	63	76	32	101	115	92	105	102	101	77	81	76	75	66	77	72	73	74	52	64				
46	8	6	8	16	9	9	12	11	8	10	15	10	22	14	28	28	14	28	28	14	28	28	14	28	28	14	28	28	14	28	28	14	28			
47	8	3	13	11	9	10	9	6	10	14	15	10	19	11	26	25	30	42	42	29	31	39	40	46	42	34	44	44	34	44	44	34	44			
48	8	3	13	11	9	10	9	6	10	14	15	10	19	11	26	25	30	42	42	29	31	39	40	46</												

1. — Il lisse les valeurs par l'une des deux (ou les deux) méthodes suivantes au choix de l'utilisateur :

a) Moyennage (\*). L'utilisateur fixe le nombre de points « voisins » utilisés (4 ou 8 en pratique). Il peut aussi éventuellement pondérer la valeur centrale et les valeurs voisines par des coefficients qu'il indique. Il choisit le nombre d'itérations du processus (en général inférieur à 4).

b) Lissage au sens des moindres carrés ligne à ligne (ou colonne à colonne) par un polynôme à une variable (\*\*). Le degré du polynôme ( $\leq 14$ ) est défini à partir du test statistique relatif aux écarts (\*\*).

2) Il détermine les probabilités des deux tests statistiques (« tests sur les écarts » et « test sur la répartition » (\*\*)) appliqués successivement aux seules valeurs mesurées dont les valeurs lissées sont supérieures à 10, 20, 30... % de la valeur mesurée maximale.

3) Il somme les valeurs lissées sur la (ou les) zone(s) indiquée(s). Le résultat est imprimé ainsi que la valeur moyenne correspondante.

## B. — Présentation des résultats.

### 1) Documents imprimés systématiquement :

- le type de lissage ;
- la valeur mesurée maximale ;
- la valeur lissée maximale ;
- les résultats des deux tests statistiques.

### 2) Une partie (ou tout) des documents suivants, selon le choix de l'utilisateur :

- le tableau des valeurs lissées brutes ;
- le tableau des valeurs lissées codées de 0 à 9 ;
- le tableau des valeurs lissées après remplacement de celles-ci par des signes d'autant plus foncés que l'activité est plus élevée (choix de 8 niveaux par exemple). Ceci donne une impression visuelle qui rappelle le document classique (fig. 3) ;
- la représentation des lignes d'isolissage. Les lignes d'isolissage correspondent à l'intersection de la « surface lissée » par des plans horizontaux (par exemple de 10 en 10 % de la valeur lissée maximale).

V.M.M. = VALEUR MESUREE MAXIMALE = 818.00

VALEUR LISSEE MAXIMALE = 760.667

	NOMBRE DE VALEURS LISSEES SUPERIEURES A XX% DE V.M.M.	VALEUR DU CHI 2	P1 = PROBABILITE DU CHI 2 EN %		P2 = PROBABILITE DE LA REPARTITION EN %	
10	1147	1665.4	0	49.3	60.6	
20	813	1204.3	0	53.8	2.9	
30	651	922.0	0	57.9	0	
40	512	718.8	0	61.1	0	
50	383	492.8	0	61.6	0	
60	278	333.4	2.4	60.1	0	
70	186	220.8	8.0	57.0	4.6	
80	88	112.8	7.3	56.8	18.2	
90	8	13.1	21.2	62.5	31.7	

Fig. 2. — Résultats des tests statistiques après lissage (moyennage non itéré avec 8 points voisins des valeurs mesurées indiquées sur la figure 1). Les probabilités  $P_1$  et  $P_2$  (explications en annexe) testent l'hypothèse que les valeurs lissées peuvent être considérées comme étant égales aux « valeurs moyennes ». On constate dans ce cas que  $P_1$  et  $P_2$  ne sont simultanément supérieures à 0,05 que pour les valeurs lissées supérieures à 70 % de la valeur mesurée maximale. Pour les valeurs inférieures, les deux tests statistiques ne permettent pas de considérer le lissage comme très valable.

(\*) Voir Annexe A.

(\*\*) Voir Annexe B.

(\*\*\*) Voir Annexe C.

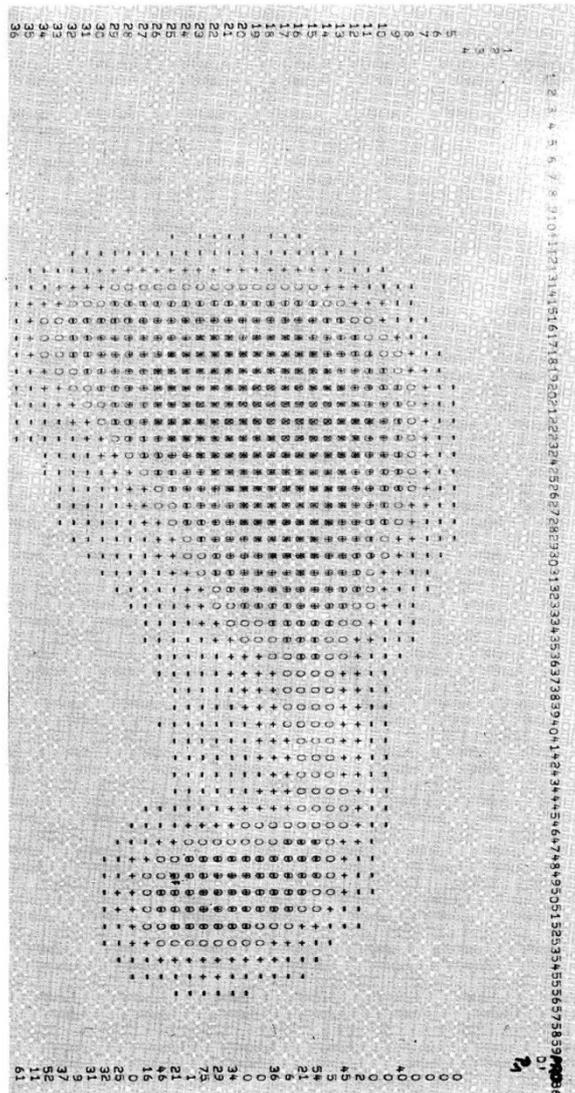


Fig. 3. — Représentation des valeurs lissées par les symboles suivants :

●	»	»	»	75 et 87,5 %	»	»	»
⊕	»	»	»	62,5 et 75 %	»	»	»
⊙	»	»	»	50 et 62,5 %	»	»	»
○	»	»	»	37,5 et 50 %	»	»	»
+	»	»	»	25 et 37,5 %	»	»	»
-	»	»	»	12,5 et 25 %	»	»	»
blanc	»	»	»	0 et 12,5 %	»	»	»

(moyennage non itéré avec 8 points voisins des valeurs mesurées de la figure 1). Sur les côtés gauche et supérieur du tableau sont imprimés les numéros des lignes et des colonnes. Sur le côté droit figure la probabilité  $P_1$  du test statistique.



En l'absence provisoire d'un traceur de courbes, nous schématisons ces lignes par l'impression de chiffres (par exemple 8 si à cet endroit la valeur lissée est comprise entre 78 % et 82 % de la valeur maximale) (fig. 4). Sur le bord de ce document figure la probabilité  $P_1$  du test statistique relatif aux écarts ; on y trouve de plus le degré du polynôme s'il s'agit d'un lissage par un polynôme à une variable.

— les « profils » choisis de la « surface lissée ». Ils correspondent à l'intersection de la « surface lissée » suivant des lignes ou des colonnes de la matrice générale. Leur impression nécessite beaucoup de pages et on se contentera habituellement de la présentation condensée suivante :

— la présentation des « creux ». Elle permet de repérer et de préciser les « creux » qui apparaissent sur les « profils » de la « surface lissée ». Elle est surtout intéressante lorsque l'organe sain ne présente en général après lissage qu'un maximum au niveau d'une ligne (\*), l'ordinateur n'indique rien. S'il en existe plusieurs, il imprime à leurs niveaux « X » suivi d'un chiffre correspondant à leur valeur (en 1/10 de la valeur mesurée maximale). A l'emplacement des minimums, il imprime la distance (en 1/100 de la valeur mesurée maximale) comprise entre le minimum et la corde joignant les 2 maximums voisins. Enfin, il imprime « - - - » si la courbe comprise entre les deux maximums décroît de gauche à droite et « . . . » si elle croît (fig. 5).

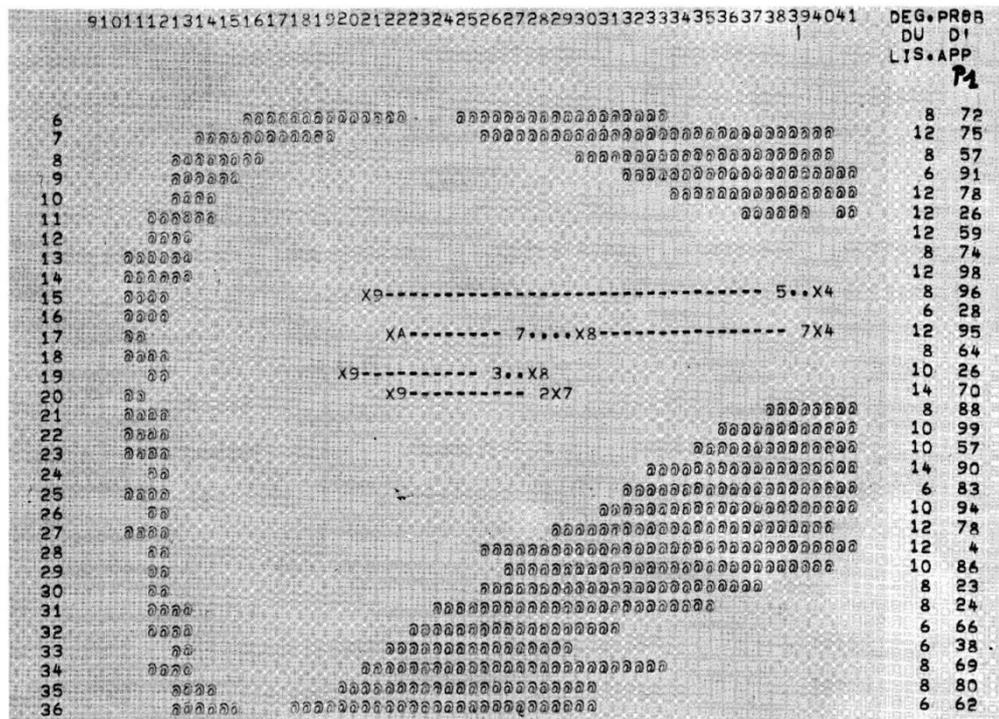


Fig. 5. — Lissage ligne à ligne (suivant la méthode décrite : voir annexe B) des valeurs mesurées de la sous-matrice indiquée sur la figure 1 (limite verticale à la colonne 41) - Tableau des « creux ». Le « creux » de la ligne 14 et celui de la ligne 17 sont dus à la remontée de la radioactivité d'origine splénique (il aurait fallu limiter la sous-matrice à la colonne 39). Les autres « creux » sont isolés ou très peu marqués et donc non significatifs.

Le contour intérieur correspond à 30 % de la valeur mesurée maximale et l'extérieur à 15 %. Sur le bord droit du tableau figurent la probabilité du test statistique ( $P_1$  max) et le degré du polynôme de lissage correspondant.

\* La recherche des « creux » peut être faite aussi colonne par colonne.

### Programme de soustraction

Ce programme est destiné à soustraire les éléments de deux matrices [A] et [B] obtenues dans les mêmes conditions de balayage, de préférence simultanément et correspondant en général à la détection de deux isotopes différents (cas de l'exploration isotopique pancréatique par exemple).

On détermine à l'aide du programme précédent N et M qui sont respectivement la moyenne des éléments de [A] et de [B] situés dans une même zone

choisie. On calcule alors le nombre  $k = \frac{N}{M}$ . Il est

évident que ce nombre dépend de la zone choisie. L'utilisateur peut ainsi obtenir différentes valeurs de k correspondant à différentes zones. A partir d'elles, il estimera une valeur k' qu'il introduira dans la suite du programme. Le programme détermine alors la nouvelle matrice  $[C] = [A] - k'[B]$  sur laquelle on peut appliquer les traitements vus (fig. 6).

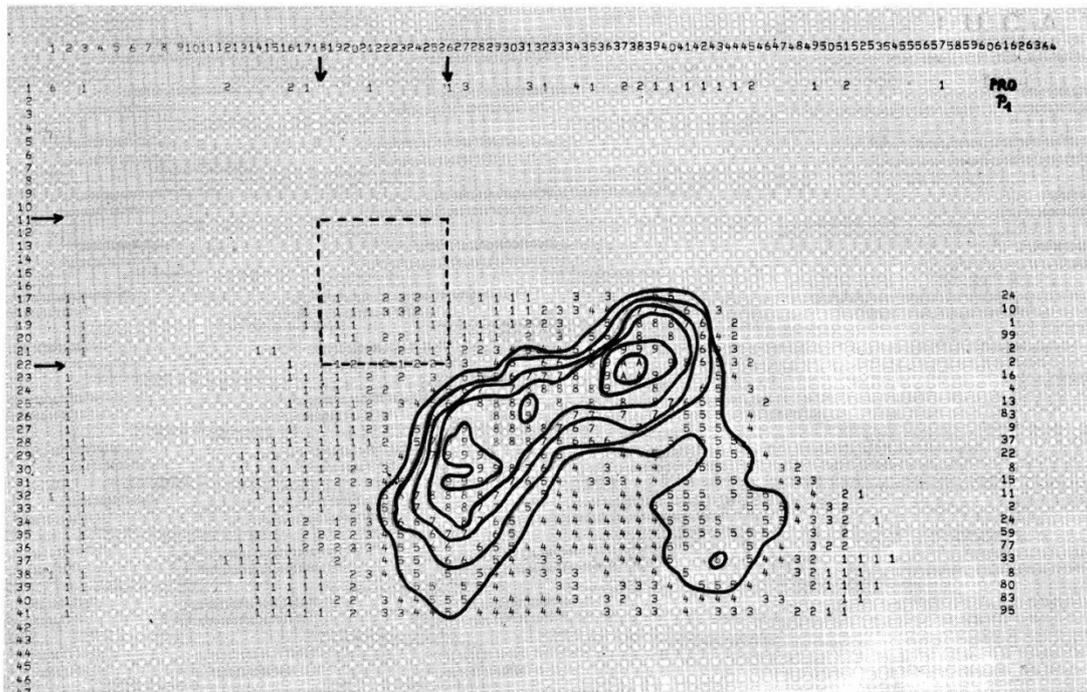


Fig. 6. — Moyennage non itéré avec 8 points voisins des valeurs scintigraphiques pancréatiques obtenues après soustraction. Le rectangle limité par les tirets est la zone à partir de laquelle on a calculé le coefficient de soustraction. Les lignes d'isolissage ont été tracées manuellement. La probabilité  $P_1$ , calculée ligne à ligne, est indiquée sur le bord droit du tableau.

### III. — CONCLUSION

Nous avons décrit les caractéristiques générales d'un ensemble de programmes (ou « package ») qui permet de réaliser, au choix, en fonction du contexte clinique et du but recherché, des traitements scintigraphiques plus ou moins complexes et plus ou moins originaux.

C'est ainsi que, s'il s'agit de mettre en évidence une petite anomalie de la fixation peu ou pas visible sur les documents classiques, l'emploi de différents modes de lissage et de plusieurs présentations de la « surface lissée » ainsi que l'aide apportée par les tests statistiques sont très utiles. Dans d'autres cas, par contre, un seul moyennage avec la sortie des lignes d'isolissage et la détermination de l'activité sur plusieurs zones indiquées peut être suffisant (\*).

Après avoir testé ces traitements sur des scintigraphies simulées ou obtenues à partir de modèles expérimentaux (2-3-5), nous commençons à les utiliser en pratique médicale et comptons préciser ainsi leur intérêt exact dans le domaine de la scintigraphie. Il reste en effet de nombreux problèmes à résoudre dans le traitement des scintigraphies et cette chaîne de programmes qui subira certainement une évolution, n'est pas encore destinée au clinicien mais au spécialiste formé à ces techniques.

(\*) L'exécution de ce traitement très simple prend moins de 20 secondes sur le C.I.I. 10070. Le traitement « lourd » (lissage ligne à ligne-moyennages répétés) peut durer 3 à 4 minutes.

## Remerciements

Nous remercions très vivement le Docteur LEMORT et le Professeur DESGREZ (C.E.A.-Département

de Biologie - Hôpital d'Orsay) pour ces scintigraphies numériques qui nous ont permis de présenter un traitement comportant une soustraction.

## Bibliographie

1. LEGRAS B., POTDEVIN M., GEST J., MARTIN J. — Un traitement sur ordinateur des scintigrammes numériques avec contrôle statistique : la « méthode des écarts ». — Computers in Radiology, Proc. Int. Meeting, Bruxelles 1969 (Karger, Basel 1970), pp. 428-432.
2. LEGRAS B., POTDEVIN M., MARTIN J. — Statistical verification of the quality of the smoothing of low scanning values. A study by simulation and with a phantom (à paraître dans J. Nucl. Med.).
3. MARTIN J., LEGRAS B., PORTMANN M.C. — Lissage sur ordinateur des scintigraphies numériques (à paraître dans International Journal of Applied Radiation and Isotopes).
4. PORTMANN M.C. — Rapport de D.E.A. Nancy, octobre 1971.
5. POTDEVIN M. et LEGRAS B. — Contrôles statistiques de techniques de lissage utilisées en scintigraphie. Etude par simulation et sur fantôme. — Rapport de l'Institut Universitaire de Calcul de Nancy et du Service d'Exploration Fonctionnelle par les Radioisotopes (1970), 100 pages.
6. TAUXE W.N., CHAPEL D.W., SPRAU A.C. — Contrast enhancement of scanning procedures by high-speed digital computer. — J. Nucl. Med., 7, 647 (1966).

## annexe A : LES NOMBREUSES VARIANTES DU MOYENNAGE

Dans l'immense majorité des cas, le lissage des valeurs mesurées est un moyennage, qui consiste, comme son nom l'indique, à déterminer en chaque point la moyenne de cette valeur et des valeurs voisines. Mais il existe de nombreuses variantes qui dépendent des facteurs suivants :

— remplacement de chaque valeur par la moyenne de celle-ci et d'un nombre plus ou moins élevé de valeurs voisines (4,8, etc.) ;

— remplacement de la valeur par cette valeur moyenne seulement lorsque l'écart qui les sépare est

supérieur à 1,2 (ou plus) fois l'écart-type de la valeur ;

— répétition du moyennage 1, 2, 3 ou davantage de fois ;

— pondération des valeurs, soit arbitrairement, soit en tenant compte des effets de la collimation (les coefficients correspondent alors à la matrice des valeurs obtenues à partir d'une source ponctuelle placée au niveau du plan focal du collimateur).

Cette grande diversité montre le côté relativement empirique de ce mode de lissage.

## annexe B : LISSAGE LIGNE A LIGNE SUIVANT LA METHODE DES MOINDRES CARRÉS PAR UN POLYNÔME

Nous n'envisagerons pas ici le lissage « global » suivant les coordonnées cartésiennes x et y par un polynôme à 2 variables. Cette méthode que nous avons décrite dans d'autres publications (1-2) est très lourde en temps machine.

Nous nous limiterons au lissage ligne à ligne par un polynôme à une variable.

$L(x)$  tel que  $\sum_{i=1}^n [L(x_i) - M(x_i)]^2$  soit minimal,

où  $M(x_i)$  est la valeur mesurée au point  $x_i$ ,  $L(x_i)$  la valeur lissée correspondante et n le nombre de points considérés de la ligne.

Le problème essentiel réside dans le choix du degré du polynôme. Nous admettons actuellement à partir de résultats de simulation mathématique (2-3-5) que le degré le plus correct est celui auquel

correspond la probabilité maximale ( $P_1$  max.) du test statistique relatif aux écarts (décrit en annexe C).

Nous utilisons donc la méthode suivante : nous lissons, suivant la méthode des moindres carrés, les valeurs de chaque ligne, par un polynôme dont le degré croît à chaque fois jusqu'au seuil fixé (nous nous limitons actuellement à 14). Pour chaque degré, nous appliquons le test statistique aux valeurs lissées et aux valeurs mesurées et nous calculons la probabilité  $P_1$ . Nous déterminons ainsi la probabilité maximale et nous conservons uniquement les valeurs lissées correspondantes. L'ensemble de ces valeurs lissées sur les différentes lignes définit la « surface lissée », au niveau de laquelle nous recherchons d'éventuelles anomalies, des « creux » par exemple.

Notons que les polynômes sont écrits sous forme de combinaison de polynômes de Tchebycheff pour éviter les instabilités de calcul et qu'on élimine, avant le lissage, les lignes comportant moins de 15 points, ainsi que les valeurs inférieures à un certain seuil, correspondant en pratique au bruit de fond (par

ex. 30). Ceci nous permet de considérer aussi les valeurs comme étant sensiblement gaussiennes.

Signalons enfin qu'à la suite d'études récentes par

simulation, non encore publiées, nous avons écrit une variante de ce lissage qui consiste à s'arrêter dès que  $P_1$  dépasse un seuil fixé par l'utilisateur et à conserver les valeurs lissées correspondantes.

## annexe C : CONTROLE STATISTIQUE

### 1) Principe des tests utilisés

Nous considérons comme hypothèse de base qu'un lissage est « bon » s'il permet d'approcher au mieux les « valeurs moyennes » que l'on aurait obtenues avec l'appareillage utilisé en l'absence des fluctuations aléatoires et qui sont caractéristiques de la distribution radioactive. Le but des tests statistiques utilisés est donc de tester cette hypothèse que les valeurs lissées sont égales aux « valeurs moyennes ».

Rappelons que l'on connaît la loi aléatoire relative aux valeurs mesurées. C'est une loi de Poisson dont le paramètre (moyenne et variance) est égal à la « valeur moyenne ». De plus, cette loi tend en probabilité vers une loi gaussienne et en devient proche lorsque la « valeur moyenne » devient supérieure à 20, ce que nous supposons être le cas en pratique.

Il en découle les deux conséquences suivantes :

a) Si  $M_i$  est la valeur mesurée au point « i » et  $m_i$  la « valeur moyenne », l'écart  $\frac{M_i - m_i}{\sqrt{m_i}}$  est une réalisation d'une variable normale, centrée et réduite. Par suite, si les écarts sont indépendants, la somme des carrés des écarts de n points suit une loi du  $\chi^2$  à n degrés de liberté.

b) La probabilité d'obtenir une valeur mesurée supérieure (ou inférieure) à la « valeur moyenne » correspondante est de 0,5.

Pour étudier la qualité du lissage, nous testons donc de deux façons différentes l'hypothèse que la valeur lissée est égale à la « valeur moyenne ».

### 2) « Tests sur les écarts »

Si  $L_i$ , valeur lissée au point i, est égale à la valeur

$$\text{moyenne } m_i, \quad x = \sum_{i=1}^n \left( \frac{M_i - L_i}{\sqrt{L_i}} \right)^2$$

est une réalisation d'une variable aléatoire qui suit une loi du  $\chi^2$  à n degrés de liberté. Quand n est suffisamment grand ( $\geq 20$ ),  $u = \sqrt{2x} - \sqrt{2n - 1}$  est alors une réalisation d'une variable normale, centrée et réduite U. A partir d'une table des données de cette loi, on calcule facilement, pour chaque réalisation u, la probabilité suivante :

$$P_1 = \text{Pro} (|U| > u).$$

### 3) « Test sur la distribution »

On teste sur un certain nombre de points l'hypothèse que la probabilité, pour une valeur mesurée, d'être supérieure à la valeur lissée correspondante, est égale à 0,5. Le test est le suivant :

Si dans un échantillon de n points (n étant supposé assez grand), on obtient une fréquence égale à f, on

sait que  $v = \sqrt{n} \left( \frac{f - 0,5}{0,5} \right)$  est une réalisation

d'une variable normale, centrée et réduite |U|, à laquelle on peut associer comme précédemment une probabilité:  $P_2 = \text{Pro} (|U| > v)$ .

$P_1$  et  $P_2$  sont d'autant plus proches de 1 que u et v sont plus voisins de 0, valeur moyenne de la loi normale centrée et réduite.

Lissage par ordinateur des scintigraphies numériques

MARTIN J, LEGRAS B, PORTMANN M-C

International Journal of Nuclear Medicine and Biology, 1973, 1, 45-49

No 18

# Lissage par Ordinateur des Scintigraphies Numeriques\*

J. MARTIN and B. LEGRAS

Section d'Informatique Médicale et Service d'Exploration Fonctionnelle par les Radioisotopes,  
et Groupe de Recherches INSERM U. 115  
U.E.R. de Sciences Médicales 30, rue Lionnois 54-NANCY.

and

M. C. PORTMANN

Institut Universitaire de Calcul Automatique de Nancy.

(Received 18 March 1972)

De nombreuses méthodes de traitement sur ordinateur des scintigraphies nombreuses commencent par un lissage, quelle que soit l'analyse ultérieure. Ce lissage initial cherche à éliminer les fluctuations aléatoires, en faisant disparaître le moins possible d'informations valables liées au volume mesuré. Pratiquement aucune étude n'a été faite sur la validité de ces méthodes et il est difficile d'envisager un abord théorique satisfaisant. C'est pourquoi nous avons testé empiriquement sur ordinateur, par simulation et par analyse d'une scintigraphie de fantôme de foie, la méthode de lissage par moyennes successives et une méthode d'approximation par moindres carrés.

## ORDINATOR SMOOTHING OF NUMERICAL SCINTILLOGRAMS

Many methods of ordinator treatment of numerical scintillograms begin with a smoothing, whatever the ultimate analysis may be. This initial smoothing attempts to eliminate random variations while losing the fewest possible valid items of information linked to the volume measures. Practically no study has been carried out on the validity of these methods, and it is difficult to conceive a satisfactory theoretical approach. That is why we have made empirical tests by data processor, by simulation, and by analysing a scintillogram of a liver phantom of the method of smoothing by successive means, and of different methods of approximation by least squares.

## ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО ДЛЯ СГЛАЖИВАНИЯ ЧИСЛЕННЫХ СЦИНТИГРАММ

Многие методы вычислительной обработки численных сцинтиграмм начинаются с сглаживанием, какой бы ни было конечный анализ. Цель этого исходного сглаживания устранить случайные колебания, а терять по возможности минимальное количество действительных элементов информации, связанных соизмеряемым объемом. Обоснованность этих методов практически не изучена, трудно представлять себе удовлетворительный подход теоретически. Поэтому произведены эмпирические эксперименты вычислительным устройством, моделированием и анализом сцинтиграммы фантома печени для метода сглаживания последовательными методами и для различных методов аппроксимации наименьшими квадратами.

## ORDINATORGLÄTTUNG VON NUMERISCHEN SZINTILLOGRAMMEN

Viele Verfahren der Ordinatorbehandlung von numerischen Szintillogrammen beginnen mit einer Glättung, unabhängig von der Elementaranalyse. Diese anfängliche Glättung ist ein

\* Communication présentée à la XIIIe Table Ronde d'Exploration Fonctionnelle par les Radioisotopes-Lyon juin 1971.

Versuch, Zufallsvariationen zu vermeiden, jedoch möglichst wenige wichtige Informationseinheiten in Verbindung mit dem gemessenen Volumen zu verlieren. Es liegt praktisch keine Studie über die Gültigkeit dieser Verfahren vor und es ist schwierig, zufriedenstellende theoretische Schritte zu erdenken. Wir haben aus diesem Grunde empirische Prüfungen unternommen durch einen Datenverarbeiter, durch Nachbildung und durch Analyse des Szintillogramms eines Leberphantoms des Glättungsverfahrens durch aufeinanderfolgende Wege, und verschiedener Näherungsverfahren durch die Methode der kleinsten Quadrate.

DE NOMBREUX travaux, relatifs au traitement des scintigraphies sur ordinateur, ont été effectués, au cours des dix dernières années<sup>(1-5,7-10)</sup> et actuellement plusieurs groupes dans le monde utilisent cette méthode en routine médicale. Nous envisagerons ici les problèmes que pose ce traitement dans la mise en évidence de petites anomalies de la fixation, peu ou non visibles sur les documents classiques. Il n'est pas nécessaire de souligner l'intérêt de cette détection. Rappelons que l'aspect subjectif des petites variations de contraste des documents scintigraphiques est dû aux fluctuations aléatoires de la radioactivité et que l'importance relative de ces fluctuations est inversement proportionnelle à la racine carrée de la valeur (loi de Poisson).

Les lissages essaient d'éliminer ces effets aléatoires. On peut cependant reprocher aux lissages habituellement employés de ne pas avoir fait la preuve, en pratique, de leur possibilité à mettre en évidence, de façon objective, les petites hypo (ou hyper) fixations, principalement lorsque les valeurs de comptage ne sont pas très élevées. Nous avons donc cherché à améliorer les lissages ce qui nous a conduit à utiliser un test statistique. Pour déterminer objectivement la qualité des lissages nous avons employé des méthodes de simulation mathématique et des méthodes expérimentales à partir de fantôme radioactif. Nous présenterons dans cet exposé surtout méthodologique quelques résultats obtenus.

#### MATERIEL ET METHODES

Le traitement mathématique n'est possible qu'à partir de la scintigraphie numérique, c'est-à-dire de la matrice des valeurs détectées. Ces valeurs doivent être des valeurs brutes de comptage, et ne pas être altérées par un icotmètre, par exemple. Elles doivent être également suffisamment nombreuses pour permettre un traitement mathématique satisfaisant. Nous

pensons qu'un analyseur à 4096 canaux connecté au scintigraphe, convient parfaitement au problème. La sortie, à la fin de l'examen, des valeurs obtenues doit être rapide et commode et l'idéal consiste en une bande magnétique directement compatible avec l'ordinateur. Si les programmes sont complexes, l'ordinateur doit posséder une importante mémoire centrale.\*

La méthode la plus répandue est, semble-t-il, le lissage par moyennage. Pour réduire les fluctuations aléatoires on remplace chaque valeur mesurée par la moyenne de celle-ci et des 4 ou 8 (ou plus) valeurs voisines. Ces valeurs peuvent être pondérées de façon plus ou moins arbitraire. Le processus peut être réitéré une ou plusieurs fois. A la fin de ce traitement, l'ordinateur trace des courbes d'isolissage ou des caractères typographiques différents suivant les niveaux. La diversité de ces moyennages montre le côté empirique et subjectif de cette méthode. Mais pour mieux comprendre les critiques que l'on peut lui adresser, il faut d'abord s'interroger sur le but du lissage.

Celui-ci cherche à estimer au mieux les valeurs moyennes que l'on aurait obtenues avec le même appareillage en l'absence des fluctuations aléatoires. Les valeurs lissées caractérisent alors la distribution radioactive de la source. Les courbes d'isolissage deviennent des courbes d'isoactivité (détectée†) et toute anomalie de la "surface lissée" (un "creux" par exemple) devient significative. La difficulté essentielle est d'être sûr que le lissage approche bien les valeurs

\* Nous avons utilisé pour cette étude l'ordinateur CII 10 070 de l'Institut Universitaire de Calcul Automatique de Nancy.

† Pour remonter à la radioactivité "vraie", il faudrait corriger les effets dus à la collimation. Cette correction, lourde et complexe, du point de vue mathématique, doit, en théorie, être réalisée après le lissage. Elle est donc tributaire de sa qualité. Elle semble difficilement pouvoir être utilisée en pratique.

moyennes. Un moyen de tester le lissage consiste à utiliser des méthodes mathématiques de simulation, dont l'intérêt est de permettre l'évaluation de sa qualité par des méthodes statistiques.

La simulation permet, en effet, de connaître les valeurs moyennes ( $M_i$ ) (ignorées en pratique) A partir de ces valeurs moyennes de départ (définies ou non par un polynôme, et se rapprochant ou non d'un organe radioactif) on émet des valeurs simulées ( $S_i$ )\*. Ce sont des valeurs poissonniennes de paramètres égaux aux valeurs moyennes ( $M_i$ ). Elles correspondent en pratique aux valeurs mesurées. On lisse ensuite des valeurs simulées et on compare les valeurs lissées ( $L_i$ ) et les valeurs moyennes initiales ( $M_i$ ). Nous avons choisi le paramètre suivant: en chaque point, nous déterminons l'écart relatif absolu  $E_i$  entre valeurs lissées et valeurs moyennes  $E_i = |(M_i - L_i)/M_i|$  puis l'écart relatif moyen  $E$  pour chaque ligne et/ou pour l'ensemble des lignes.

La simulation nous a permis d'étudier le test statistique suivant: son principe repose sur le fait que si les valeurs lissées sont égales aux valeurs moyennes, les écarts réduits  $x_i = (S_i - L_i)/\sqrt{L_i}$  sont des réalisations de variables gaussiennes, centrées et réduites (il faut aussi que les valeurs soient supérieures à environ 20 pour que la loi de Poisson devienne une loi de Gauss).

Si les valeurs sont indépendantes  $x = \sum_{i=1}^n x_i^2$  est une réalisation d'une variable aléatoire qui suit une loi du  $\chi^2$  à  $n$  degrés de liberté ( $n =$  nombre de points). Si  $n$  est suffisamment grand (par exemple supérieur à 30),  $u = \sqrt{2x} - \sqrt{2n} - 1$  est une réalisation d'une variable aléatoire  $U$  qui suit la loi normale, centrée et réduite. A partir d'une table des valeurs de cette loi, on calcule facilement pour chaque réalisation  $u$ , la probabilité  $P$  suivante:  $\text{Pro} (|U| > u)$ . Elle est d'autant plus proche de 1 que la valeur obtenue est plus voisine de zéro, valeur moyenne de la loi présumée.

\* L'émission aléatoire de ces nombres nécessite de générer des nombres équirépartis sur l'intervalle 0 à 1. Cette génération est délicate quand on utilise plusieurs milliers de valeurs, et il est nécessaire de vérifier par des tests statistiques qu'il ne se produit pas de répétitions.

## RESULTATS EXPERIMENTAUX ET DISCUSSION

Comme dans la pratique, l'écart moyen relatif  $E$  est inconnu, nous allons comparer, dans le cas de la simulation, les résultats donnés par  $E$  et par la probabilité  $P$  envisagée précédemment. Ceci nous permettra de savoir si  $P$  est un critère valable de la qualité du lissage lorsque  $E$  n'est pas connu.

La Fig. 1 montre les résultats obtenus après moyennage successif de plusieurs milliers de valeurs simulées. La "surface moyenne" est définie par un polynôme  $f(x, y)$  du 6° degré, correspondant sensiblement à la distribution radioactive d'un fantôme de foie. La valeur maximale est égale à 904. On constate que la probabilité maximale est obtenue au 4e moyennage et l'écart minimal au troisième. D'autres simulations ont montré des résultats voisins, c'est-à-dire une concordance bonne sinon parfaite entre  $E$  et  $P$ .

Nous avons aussi testé la méthode dans le cas où l'on a une soixantaine de valeurs alignées. La Fig. 2 montre des valeurs moyennes définies par une courbe du 6° degré à partir desquelles ont été émises des valeurs simulées. On a lissé ces valeurs simulées suivant la méthode des moindres carrés par des polynômes à une variable de degré croissant. Pour chaque degré, on déterminait  $P$  et  $E$ . La probabilité maximale a été obtenue avec le degré 6. Les valeurs lissées correspondantes sont indiquées sur la figure. La valeur minimale de  $E$  a été obtenue avec le degré 7. La concordance est ici encore assez bonne. On obtient des résultats comparables dans la majorité des autres simulations, mais non dans toutes.

Moyennage avec 4 valeurs voisines	$E$ en%	$P$
1er	2,07	0,00
2em	1,62	0,00
3em	1,58	0,02
4em	1,71	0,24
5em	1,91	0,11
6em	2,17	0,00

FIG. 1. Moyennage d'une scintigraphie simulée. Comparaison de l'écart type moyen  $E$  et de la probabilité  $P$  du test statistique (explications dans le texte).

Ces résultats nous ont donc amenés à utiliser le mode de lissage suivant: on élimine d'abord avant le lissage les valeurs inférieures à un certain seuil (correspondant en pratique au bruit de fond). Les valeurs restantes de chaque ligne sont ensuite lissées suivant la méthode des moindres carrés\* par des polynômes de degré croissant jusqu'à la valeur 20. Pour chaque degré, on applique le test statistique aux valeurs lissées et aux valeurs mesurées et on calcule la probabilité. On détermine de cette façon les valeurs lissées correspondant à la probabilité maximale; l'ensemble de ces valeurs lissées définit finalement la "surface lissée".

Les résultats doivent être présentés de façon commode à interpréter. En effet, que l'on utilise le moyennage, le lissage par les moindres carrés que nous venons de décrire ou une autre technique, il importe de tirer le maximum d'information de la "surface lissée".

La méthode classique consiste à tracer les lignes d'isolissage (de 10 en 10 % par exemple de la valeur lissée maximale).

On peut également tracer des profils de la "surface lissée". Si les profils ne possèdent en général, dans le cas de l'organe sain, qu'un maximum, l'existence de "creux" sur un et à fortiori sur plusieurs profils successifs présentera un grand intérêt. Il est relativement facile à l'ordinateur de les détecter et de préciser leur étendue et leur profondeur. Nous caractérisons les "creux" de la façon suivante. Au niveau d'un minimum, l'ordinateur indique la distance (en % de la valeur mesurée maximale) du point à la corde joignant les 2 maximums situés de part et d'autre; on imprime—si la courbe lissée décroît de gauche à droite, . . . quand elle croît; enfin on définit les maximums par  $X$  suivi d'un chiffre donnant leur valeur (en 1/10 de la valeur mesurée maximale); l'ordinateur n'imprime rien lorsque le profil lissé n'a qu'un maximum.

Signalons enfin qu'il nous paraît indispensable de pouvoir faire figurer sur ces tableaux les repère

\* Les travaux qui concernent des lissages par la méthode des moindres carrés sont rares:<sup>(6)</sup> ceci est peut être dû au fait que l'utilisation des polynômes classiques se heurte à des difficultés techniques quand le degré augmente (erreurs de chute). L'usage des méthodes numériques (polynômes écrits sous forme de combinaison de polynômes de Tchebycheff)<sup>(6)</sup> nous a permis d'éviter cet inconvénient.

anatomiques désirés. Pour cela on peut par exemple injecter à la fin de la scintigraphie dans les canaux correspondants une quantité importante et connue d'impulsions que l'ordinateur repérera et négligera dans le lissage.

Pour avoir un contrôle expérimental des méthodes précédentes, nous avons confronté les résultats obtenus par l'étude d'un fantôme de foie. Celui-ci permet en particulier de créer artificiellement l'équivalent de petites zones d'hypo ou d'hyperfixation dont on détermine la baisse ou la hausse d'activité qu'elles entraînent.

On peut vérifier alors si les traitements mathématiques permettent de mettre en évidence les anomalies aux endroits correspondants et de comparer les résultats obtenus aux scintigrammes classiques. Cette méthode expérimentale, peu employée, permet donc, tout en étant moins rigoureuse que la simulation, de tester objectivement les différents lissages.

Pour des raisons de matériel, nous n'avons pu effectuer qu'une seule expérience à partir d'un modèle radioactif. Nous avons utilisé un fantôme de foie constitué d'un moule creux en plastique rempli totalement d'une solution aqueuse radioactive contenant 700  $\mu$ Ci de Sr 85. Pour réaliser l'équivalent de petites zones hypofixantes, nous avons disposé à sa surface deux petites rondelles de plomb de 1, 8 cm<sup>2</sup> (Fig. 3). Elles entraînaient une baisse d'activité mesurée d'environ 20 et 10%. Nous avons utilisé un scintigraphe "Magnascanner V" (Picker) équipé d'un cristal de Na I (Tl) de 5 x 5 pouces et d'un collimateur nid d'abeille (index de résolution 0,25 pouce). Il était couplé à un ensemble de stockage (Intertechnique) comprenant une mémoire intégratrice à 4096 canaux (64 x 64). Les valeurs étaient perforées sur ruban.† La Fig. 4 montre le document obtenu sur film radiographique (vitesse de balayage = 60 cm/mn). La zone la plus hypofixante située à la partie supérieure est visible, au contraire de la zone hypofixante inférieure.

Nous avons appliqué nos traitements mathématiques à la scintigraphie numérique obtenue dans les mêmes conditions. La "maille élémentaire" était de 5 x 5 mm. La valeur

† Nous remercions le Docteur GEST (Centre René Huguenin-Saint Cloud) qui nous a permis de réaliser cette expérience.

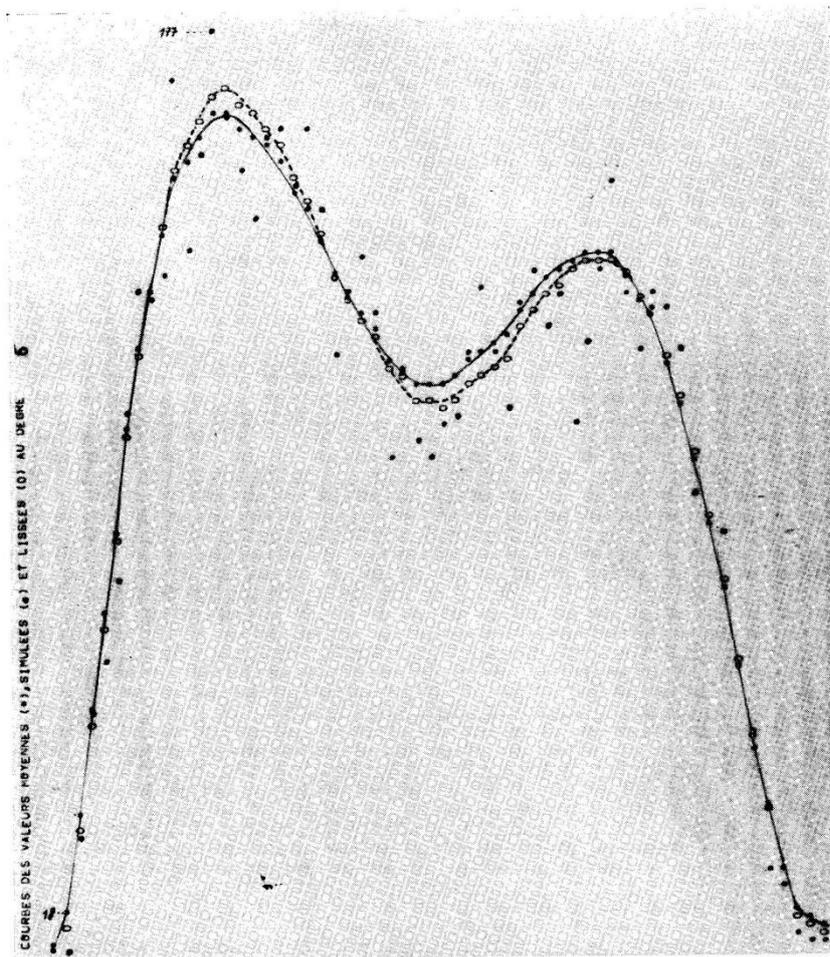


FIG. 2. Lissage par les moindres carrés:

- ◆—◆ Valeurs moyennes (définies par un polynôme du 6e degré).
- Valeurs simulées (à partir des valeurs moyennes) (valeur maximale = 177).
- Valeurs lissées (par un polynôme du 6e degré correspondant à la probabilité maximale du test statistique). L'écart relatif moyen minimum est obtenu avec un polynôme du 7e degré (explications dans le texte).

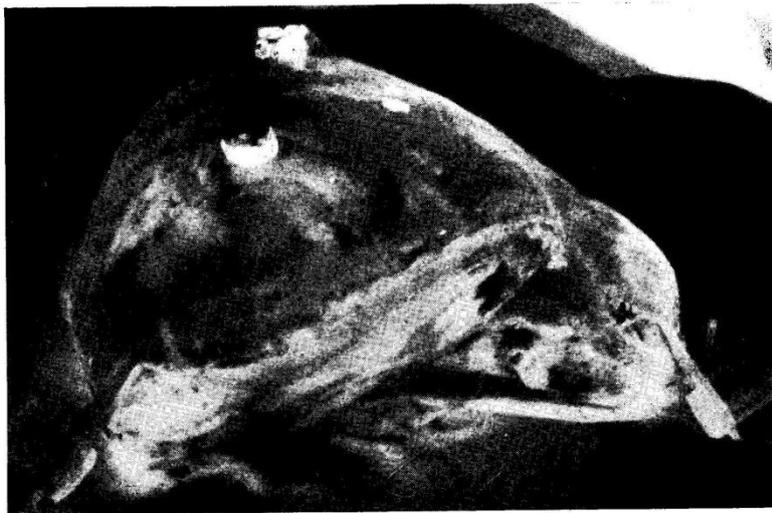


FIG. 3. Fantôme de foie avec ses deux rondelles de plomb.

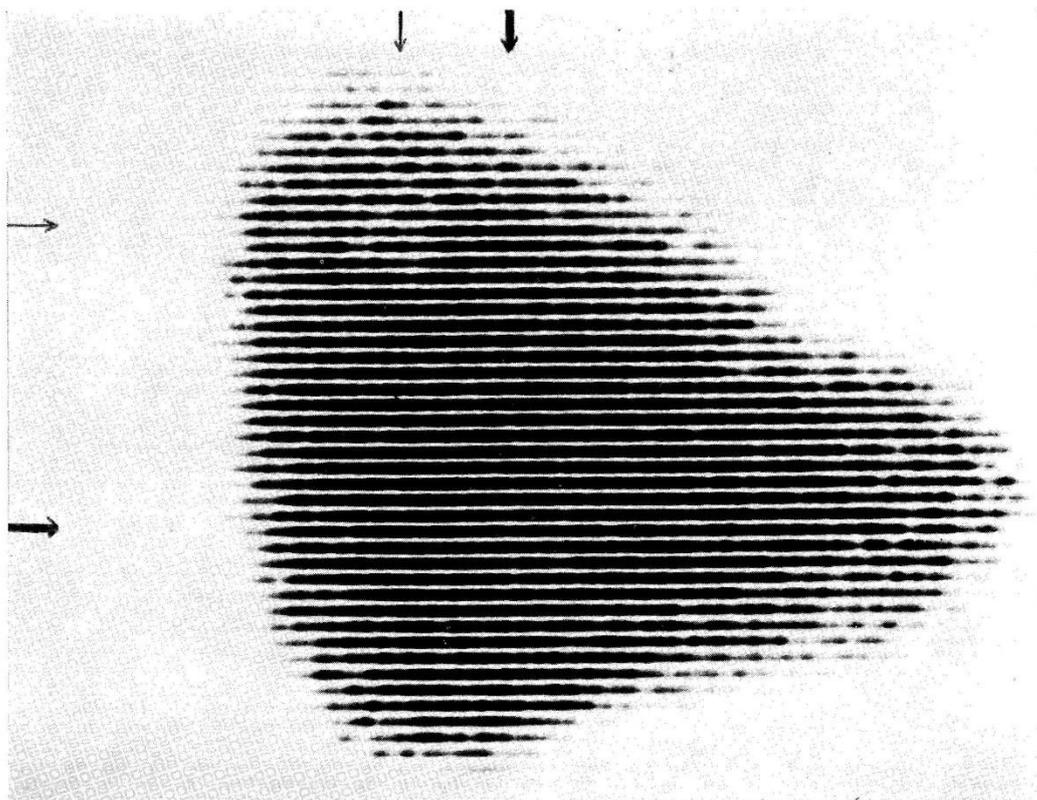


FIG. 4. Document sur film radiographique du fantôme de foie. Les deux rondelles de plomb sont situés à l'intersection des flèches.

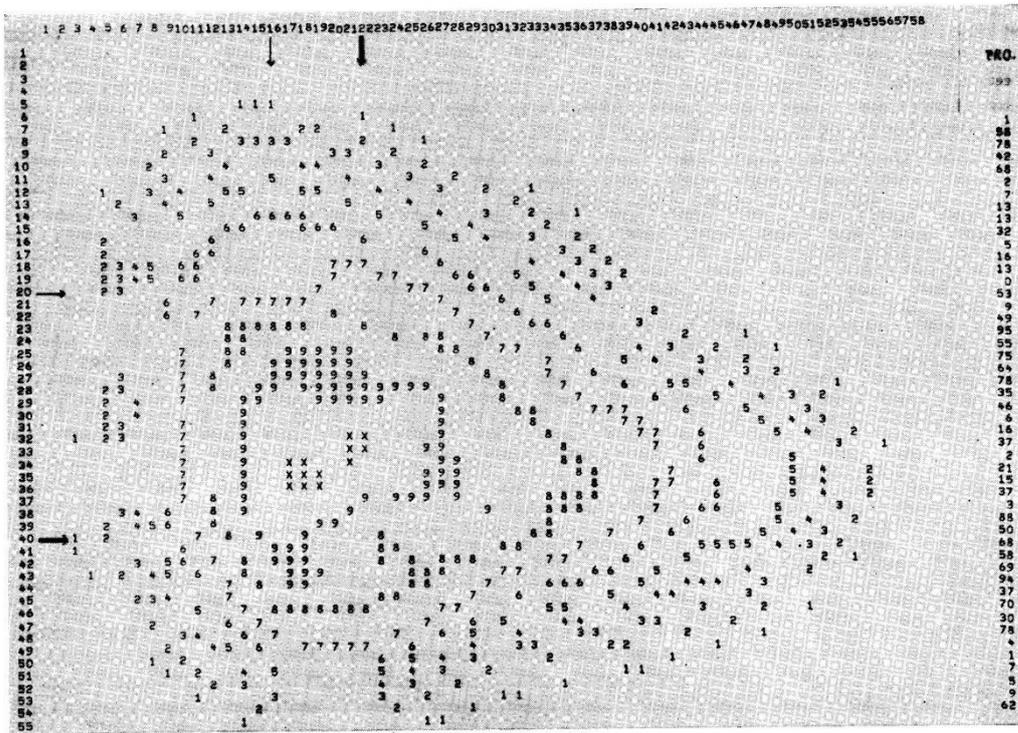


Fig. 5. Lignes d'isolissage après moyennage des valeurs mesurées de la scintigraphie du fantôme de foie (2e moyennage avec 8 points voisins). Les flèches indiquent la position des rondelles de plomb. Les numéros des lignes et des colonnes sont indiqués sur le côté gauche et au dessus. La probabilité du test statistique (exprimée en pourcentage) effectué ligne à ligne apparait sur le côté droit. X correspond à la valeur lissée maximale; les chiffres 9, 8, 7, ... correspondent respectivement à 90, 80, 70% ... ( $\pm 2\%$ ) de la valeur lissée maximale.

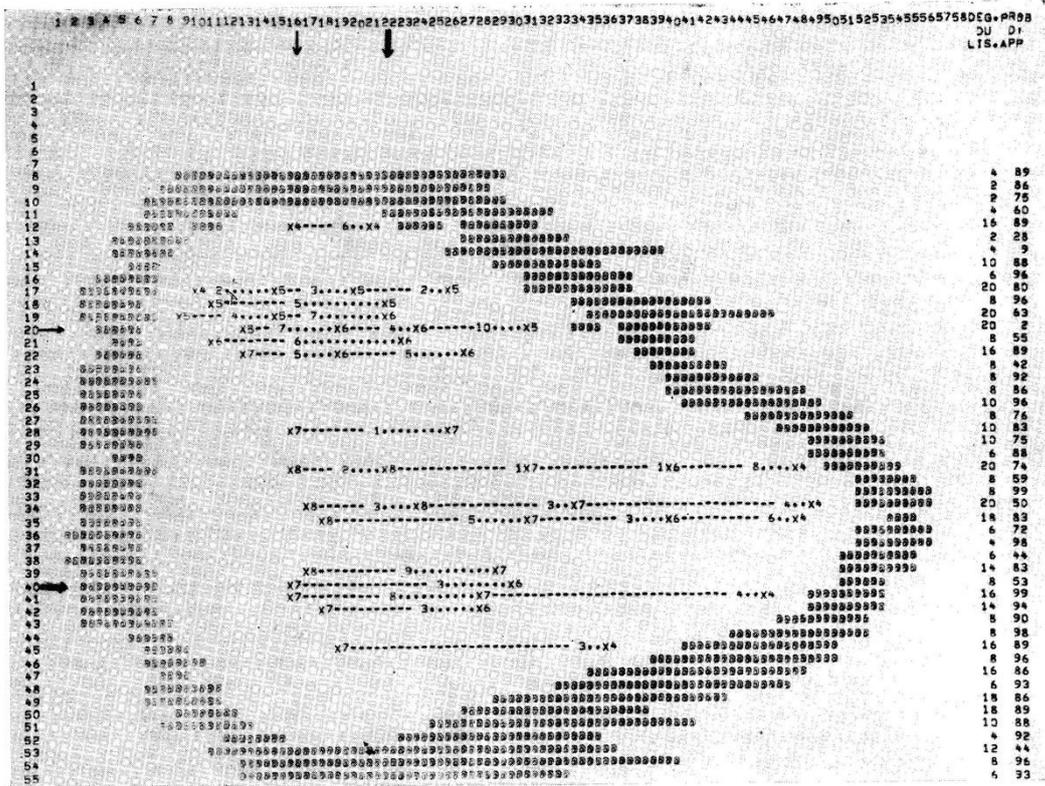


Fig. 6. Mise en évidence des "creux" après lissage ligne à ligne des valeurs mesurées de la scintigraphie du fantôme de foie. Les flèches indiquent la position des rondelles de plomb. Les numéros des lignes et des colonnes sont indiqués sur le côté gauche et au dessus. Sur le côté droit apparaissent la probabilité maximale obtenue (exprimée en pourcentage) et le degré du polynôme correspondant. Les contours intérieurs et extérieurs correspondent à 35% et 10% de la valeur mesurée maximale. Les signes et symboles relatifs au "creux" sont précisés dans le texte.

maximale obtenue dans une maille était égale à 225.

(a) *Moyennage non pondéré avec 8 points voisins\**

La probabilité du test statistique effectué sur l'ensemble des valeurs mesurées supérieures à 20% de la valeur mesurée maximale est égale à :

0,00 6 au 1er moyennage

0,08 7 au 2e moyennage

0,00 0 au 3e moyennage.

La probabilité est donc maximale au 2e moyennage. Le tracé des lignes d'iso-lissage (définies par des chiffres caractérisant leur niveau) met en évidence une zone hypofixante supérieure au niveau de la première rondelle de plomb et suggère l'existence d'une ou deux zones hypofixantes inférieures au niveau de la deuxième rondelle (Fig. 5).

(b) *Lissage ligne à ligne*

La probabilité relative aux mêmes valeurs que précédemment est ici égale à 0,281. Le traitement mathématique séparé de chaque ligne et la grande souplesse des courbes lissées entraînent qu'il n'existe pas une grande régularité pour les valeurs lissées situées sur les mêmes colonnes. Les lignes d'isolissage sont assez irrégulières et difficilement interprétables. Nous n'étudions donc dans ce cas que les profils. La Fig. 6 montre le tableau des "creux" relatif à l'ensemble des lignes. Rappelons, ainsi que nous l'a montré la simulation, qu'on ne peut pas tirer de conclusions formelles à partir d'une seule ligne. L'existence d'anomalies apparaissant au même niveau sur plusieurs lignes voisines est par contre, très significative.

Ce traitement met bien en évidence les deux zones hypofixantes artificielles ainsi que peut-être une troisième qui serait due à la forme du modèle radioactif.

\* Le moyennage avec 4 valeurs voisines donne des résultats relativement comparables.

## CONCLUSION

Le lissage des valeurs numériques scintigraphiques doit être aussi parfait que possible. De nombreuses autres techniques de lissage, différentes de celle décrite, sont possibles. On peut par exemple envisager des lissages non plus ligne à ligne, mais sur un ensemble de lignes (par un polynôme à deux variables). Ces lissages peuvent être testés sur des valeurs simulées et/ou expérimentales.

Les tests statistiques devraient permettre d'optimiser les lissages, de déterminer par exemple le nombre optimal d'itérations dans le cas du moyennage ou le degré du polynôme dans la méthode des moindres carrés. Nous avons vu un test qui s'intéresse à la somme des carrés des écarts entre valeurs mesurées et valeurs lissées. Nous en étudions actuellement un autre qui teste la fréquence des valeurs mesurées supérieures (ou inférieures) aux valeurs lissées.

Il importe enfin de présenter les résultats sous les formes les plus facilement interprétables.

La dernière phase que nous abordons consiste à appliquer ces traitements en routine médicale. Nous pourrions alors mieux évaluer l'importance de l'aide qu'apporte l'ordinateur aux diagnostics scintigraphiquement difficiles.

## BIBLIOGRAPHIE

1. BENUA R. S., WEBER D. A., KENNY P. J. et LAUGHLIN J. S. *J. nucl. Med.* **9**, 135 (1968).
2. BROWN D. W. *J. nucl. Med.* **7**, 740 (1966).
3. GRASMAN E. D., HORGAN J. D. et MEADE R. C. *Radiology* **95**, 517 (1970).
4. IINUMA T. A., NAGAI T. et FUKUDA N. *Medical Radioisotope Scintigraphy*, Vol. 1, p 715. IAEA, Vienna (1969).
5. KRACKOW K. A. et GORTEN R. Y. *J. nucl. Med.* **11**, 523 (1970).
6. LEGRAS J. *Méthodes et Techniques de l'Analyse Numérique* (Edition DUNOD) (1970).
7. PIZER S. M. et VETTER H. G. *J. nucl. Med.* **10**, 150 (1969).
8. SCHEPERS H. et WINKLER C. *Medical Radioisotope Scanning*, Vol. 1, p. 321. IAEA Athen (1964).
9. TAUXE W. N., CHAAPEL D. W. et SPRAU A. C. *J. nucl. Med.* **7**, 647 (1966).
10. TAUXE W. N. *J. nucl. Med.* **9**, 58 (1968).

Une nouvelle technique de correction de collimation des scintigraphies numériques

LEGRAS J, CHAU N, LEGRAS B

Etude par simulation. Annales de Physique Biologique et Médicale, 1974, 8, 221-236

No 23

## **Une nouvelle technique de correction de collimation des scintigraphies numériques. Étude par simulation**

PAR

J. LEGRAS, N. CHAU et B. LEGRAS

*U.E.R. de Sciences Mathématiques - Université de Nancy I  
Case Officielle 140 54037 - Nancy CEDEX  
Section d'Informatique Médicale (Groupe de Recherches INSERM U 115)  
et Service de Médecine Nucléaire - Nancy-Brabois*

### RÉSUMÉ

Les auteurs présentent une nouvelle technique mathématique de correction de collimation des scintigraphies numériques. Elle consiste à approcher les fonctions par des combinaisons linéaires de cosinus, ce qui permet de formaliser le calcul et d'obtenir un traitement numérique efficace et rapide. La technique a été appliquée à trois exemples simulés. Le premier illustre la possibilité de restitution totale des valeurs de départ en l'absence de fluctuations aléatoires. Les second et troisième exemples correspondent à des cas à une et deux variables avec effets aléatoires. Les auteurs n'ont envisagé que le cas de la scintigraphie par détecteur mobile, qui est caractérisé en particulier par l'indépendance des valeurs détectées. La technique réalise simultanément un lissage et une correction de collimation et permet une approche très satisfaisante des valeurs moyennes de départ, supérieure à celle obtenue par lissage seul.

### SUMMARY

*The authors describe a new mathematical technique for the resolution enhancement of digital scans. The functions are approached by linear combinations of cosines, which allows the formulating of the calculation and the obtaining of rapid and efficient numerical processing. The technique has been applied to three simulated examples. The first one shows the possibility of restituting the initial values entirely in case there are no random fluctuations. The second and third examples correspond to cases of one or two variables with random fluctuations. The authors have only considered the case of the scanning by means of a non*

stationary detector, which is characterized particularly by the nondependence of the measured values. This technique, at the same time, effects a smoothing and a resolution enhancement and allows a very satisfactory approach of the initial average values, better than those obtained merely by smoothing.

## INTRODUCTION

Le calcul de la correction de collimation est lié à la résolution de l'équation intégrale

$$\int_{-\infty}^{+\infty} A(u) R(x-u) du = O(x) \quad (1)$$

où :

A(x) est l'activité réelle  
 O(x) l'activité observée  
 R(ξ) la réponse du collimateur.

Les méthodes classiques se ramènent à deux familles :

- a) l'usage de la transformée de Fourier (1-2) ;
- b) la discrétisation de l'équation intégrale en un système d'équations linéaires que l'on résoudra par une des nombreuses méthodes itératives (2-4-8).

La méthode étudiée (3) consiste à développer les fonctions A(x) et O(x) en série de cosinus par :

$$A(x) = \frac{a_0}{\sqrt{2}} + \sum_{j=1}^{\infty} a_j \cos \frac{j\pi x}{L}$$

$$O(x) = \frac{b_0}{\sqrt{2}} + \sum_{j=1}^{\infty} b_j \cos \frac{j\pi x}{L}$$

A(x) et O(x) sont supposées définies sur un intervalle fini (0, L).

Cette méthode conduit à une technique de calcul de la correction de collimation particulièrement rapide, que nous avons appliquée à des exemples simulés.

## MÉTHODE

Dans cette étude nous introduisons l'hypothèse que la réponse du collimateur R(ξ) est une fonction paire. C'est une hypothèse peu restrictive, vérifiée lorsque R(ξ) est une fonction gaussienne et qui allège considérablement les calculs.

*Relation entre les coefficients de Fourier  $a_j$  et  $b_j$ .*

Introduisons les coefficients

$$\rho_j = \int_{-\infty}^{+\infty} R(\xi) \cos \frac{j\pi\xi}{L} d\xi$$

qui se calculent à partir de la transformée de Fourier T.F. ( $\nu$ ) de la fonction  $R(\xi)$  par :

$$\rho_j = \text{T.F.} \left( \frac{j}{2L} \right)$$

Rappelons que :

$$\text{T.F.}(\nu) = \int_{-\infty}^{+\infty} R(\xi) e^{-2i\pi\nu\xi} d\xi$$

Compte tenu de la parité de  $R(\xi)$ , on établit facilement que :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \cos \frac{j\pi u}{L} R(x-u) du = \rho_j \cos \frac{j\pi x}{L}$$

relation qui justifie l'usage des bases de cosinus et lie les coefficients des développements par :

$$a_j \cdot \rho_j = b_j$$

En général les coefficients  $\rho_j$  décroissent et tendent rapidement vers zéro lorsque  $j$  augmente. Une première conséquence est que les termes  $b_j$  doivent devenir en général négligeables lorsque  $j$  est suffisamment grand et qu'en fait nous n'utilisons qu'un nombre fini de termes du développement de  $O(x)$ .

De plus, les termes  $b_j$ , que nous calculerons à partir des valeurs de l'activité observée, seront entachés d'une certaine erreur  $\epsilon$ , due à la nature aléatoire de l'activité et aux éventuelles erreurs de mesure. Le coefficient  $a_j$  correspondant sera donc égal à  $\frac{b_j}{\rho_j} + \frac{\epsilon}{\rho_j}$ , somme où apparaît le « terme parasite »  $\epsilon/\rho_j$  d'autant plus amplifié que  $\rho_j$  sera plus petit.

Sans entrer dans les détails nous noterons seulement qu'il faudra limiter les développements de Fourier de  $A(x)$  et de  $O(x)$  à un nombre de termes assez faible pour ne pas introduire de termes parasites trop amplifiés. Dans cette étude, nous fixerons arbitrairement ce nombre de termes.

*Calcul des  $b_j$ .*

Nous avons vu que nous devons limiter la représentation de  $O(x)$  à une somme trigonométrique d'un nombre fini de termes

$$O(x) = \frac{b_0}{\sqrt{2}} + \sum_{j=1}^p b_j \cos \frac{j\pi x}{L}$$

où  $p$  est un paramètre que nous nous sommes fixé.

D'autre part, nous supposons que la fonction  $O(x)$  est définie par ses valeurs numériques en  $n$  points équidistants. Nous pouvons toujours supposer que ces points sont définis de la façon suivante : nous partageons  $(0, L)$  en  $n$  intervalles égaux et les points  $x_1, x_2 \dots x_n$ , où  $O(x)$  est connue, sont les milieux de ces intervalles.

Nous aurons donc

$$x_1 = \frac{L}{2n} \quad x_2 = \frac{3L}{2n} \quad \dots \quad x_k = \frac{2k-1}{2n} L \quad \dots \quad x_n = \frac{2n-1}{2n} L$$

les valeurs  $O(x_1), O(x_2) \dots O(x_n)$  sont donc connues

Il est naturel, et commode, de déterminer les  $b_j$  pour que le polynôme trigonométrique \*

$$\frac{b_0}{\sqrt{2}} + \sum_{j=1}^p b_j \cos \frac{j\pi x}{L}$$

approche au mieux, au sens des moindres carrés, la fonction  $O(x)$  sur le support  $x_1, x_2 \dots x_n$  (7).

On a alors les relations suivantes :

$$b_0 = \frac{\sqrt{2}}{n} \sum_{k=1}^n O(x_k) \quad b_j = \frac{2}{n} \sum_{k=1}^n O(x_k) \cdot \cos \frac{j\pi x_k}{L}$$

Notons les points suivants :

- a) Si nous appliquons cette technique à des problèmes où les « termes parasites » sont négligeables, nous pouvons donner à  $p$  toute valeur inférieure ou égale à  $n-1$ . Si  $p = n-1$  le polynôme trigonométrique sera égal à  $O(x_k)$  pour chaque  $x_k$  (polynôme d'interpolation).
- b) Si nous prenons  $p < n-1$ , le polynôme trigonométrique d'approximation s'obtient en prenant les  $p+1$  premiers termes du polynôme d'interpolation.

Le fait de prendre  $p < n-1$  entraîne automatiquement un lissage (au sens des moindres carrés) de l'activité observée. Il en sera de même pour  $A(x)$  et les formules que nous présenterons.

*Calcul de la matrice de correction de collimation.*

Compte tenu des relations vues on peut écrire

$$A(x) = \frac{b_0}{\rho_0 \sqrt{2}} + \sum_{j=1}^p \frac{b_j}{\rho_j} \cos \frac{j\pi x}{L}$$

\* Le polynôme trigonométrique est un « polynôme généralisé » au sens de la théorie de l'approximation. Nous abrègerons « polynôme généralisé » en « polynôme » et donnerons à  $p$  le nom de « degré ».

où les  $b_j$  sont définis par les formules précédentes. Il est commode d'introduire les valeurs  $A(x_1), A(x_2), \dots, A(x_n)$  calculées aux points de mesure de  $O(x)$  et on peut montrer que chaque  $A(x_k)$  est combinaison linéaire des valeurs observées  $O(x_1) \dots O(x_n)$ . En employant la notation matricielle, on a :

$$\begin{bmatrix} A(x_1) \\ A(x_2) \\ \vdots \\ A(x_n) \end{bmatrix} = [\Phi] \begin{bmatrix} O(x_1) \\ O(x_2) \\ \vdots \\ O(x_n) \end{bmatrix} \quad (2)$$

où  $[\Phi]$  est la matrice de correction de collimation. Ses éléments  $\Phi_{kl}$  sont définis par :

$$\Phi_{kl} = Z_p(k+l-1) + Z_p(|k-l|) \text{ pour } 1 \leq \frac{k}{l} \leq n$$

$Z_p(t)$  est une fonction auxiliaire

$$Z_p(t) = \frac{1}{n} \left\{ \frac{1}{2\rho_0} + \sum_{j=1}^p \frac{1}{\rho_j} \cos \frac{j\pi t}{n} \right\} \text{ pour } t = 0, 1, 2, \dots, 2n-1.$$

Il suffit, après tabulation de  $Z_p(t)$ , de calculer chaque  $A(x_l)$  par

$$A(x_l) = \sum_{k=1}^n \{ Z_p(k+l-1) + Z_p(|k-l|) \} O(x_k) \quad (3)$$

*Cas de deux variables.*

La méthode précédente s'étend sans difficulté au cas de deux variables. Notons en particulier le résultat suivant : si la réponse du collimateur est de la forme  $e^{-k^2(x^2+y^2)}$ , nous commençons à faire la correction de collimation ligne par ligne, puis sur les valeurs semi-corrigées ainsi obtenues, nous réalisons la correction colonne par colonne selon la même méthode.

RÉSULTATS

Rappelons d'abord que, dans l'étude des scintigraphies numériques, il faut distinguer deux phénomènes de nature différente : une transformation de l'information due à la collimation, une dégradation de l'information due à la nature aléatoire des grandeurs observées.

Nous nous proposons de montrer sur des exemples que la technique décrite permet de restituer intégralement l'information, lorsque seul le phénomène de collimation intervient, et qu'elle permet également d'améliorer la reconstitution de l'information, lorsque nous avons simultanément effet de collimation et effet aléatoire.

Nous présenterons les résultats obtenus à partir d'exemples simulés. L'intérêt de la simulation sur ordinateur que nous avons déjà employée pour tester les lissages (5-6) réside dans le fait que l'on connaît la solution stricte et qu'on peut la comparer aux résultats du traitement.

*Traitement de la seule collimation sans effets aléatoires.*

Les collimateurs simulés sont définis par leur paramètre K égal au rapport de la largeur à mi-hauteur de la réponse du collimateur sur la largeur de la « maille » (distance de 2 points de mesure). La valeur observée en  $x_i$  est combinaison linéaire des activités réelles en  $x_i$  et aux points voisins de la forme :

$$O(x_i) = c_0 A(x_i) + c_1 (A(x_{i+1}) + A(x_{i-1})) \\ + c_2 (A(x_{i+2}) + A(x_{i-2})) + \dots$$

Ces coefficients de pondération  $c_k$  figurent au tableau I pour diverses valeurs de K.

TABLEAU I  
Coefficients de pondération  $c_k$  de l'activité réelle pour différentes valeurs du paramètre de collimation K

k	K	2	3	4	5	6
0		0,47	0,32	0,24	0,19	0,16
± 1		0,23	0,23	0,20	0,17	0,15
± 2		0,03	0,09	0,12	0,12	0,12
± 3			0,02	0,05	0,07	0,08
± 4				0,01	0,03	0,05
± 5					0,01	0,02
± 6						0,01

(K = largeur à mi-hauteur de la réponse du collimateur/distance entre deux valeurs)

Cette formule nous permet d'obtenir par calcul les « valeurs observées »  $O(x_i)$  correspondant à une activité connue.

Dans l'exemple que nous traitons (problème à une variable) nous avons choisi comme activité  $A(x)$  une répartition utilisée par Inuma (4) et représentée figure 1 ; c'est aux valeurs  $O(x_i)$  obtenues par les formules précédentes que nous appliquons la technique décrite : calcul des coefficients  $b_j$ , calcul de  $a^*_j$ , puis de  $A^*(x)$  ; plutôt que de comparer les valeurs  $A(x_j)$  et  $A^*(x_j)$ , il nous a paru plus instructif de comparer les coefficients des développements des deux fonctions  $A(x)$  (activité donnée) et  $A^*(x)$  (activité calculée). Le tableau II donne les valeurs de certains d'entre eux dans le cas où  $K = 2$ .

Le même exemple a été repris avec une collimation de paramètre  $K = 5$ . Il a alors été nécessaire de faire les calculs en double précision (15 chiffres significatifs) et nous avons obtenu une restitution de qualité un peu meilleure que celle de l'exemple précédent (l'erreur sur les coefficients  $a_n$  et  $a_n^*$  est inférieur à  $10^{-6}$ ).

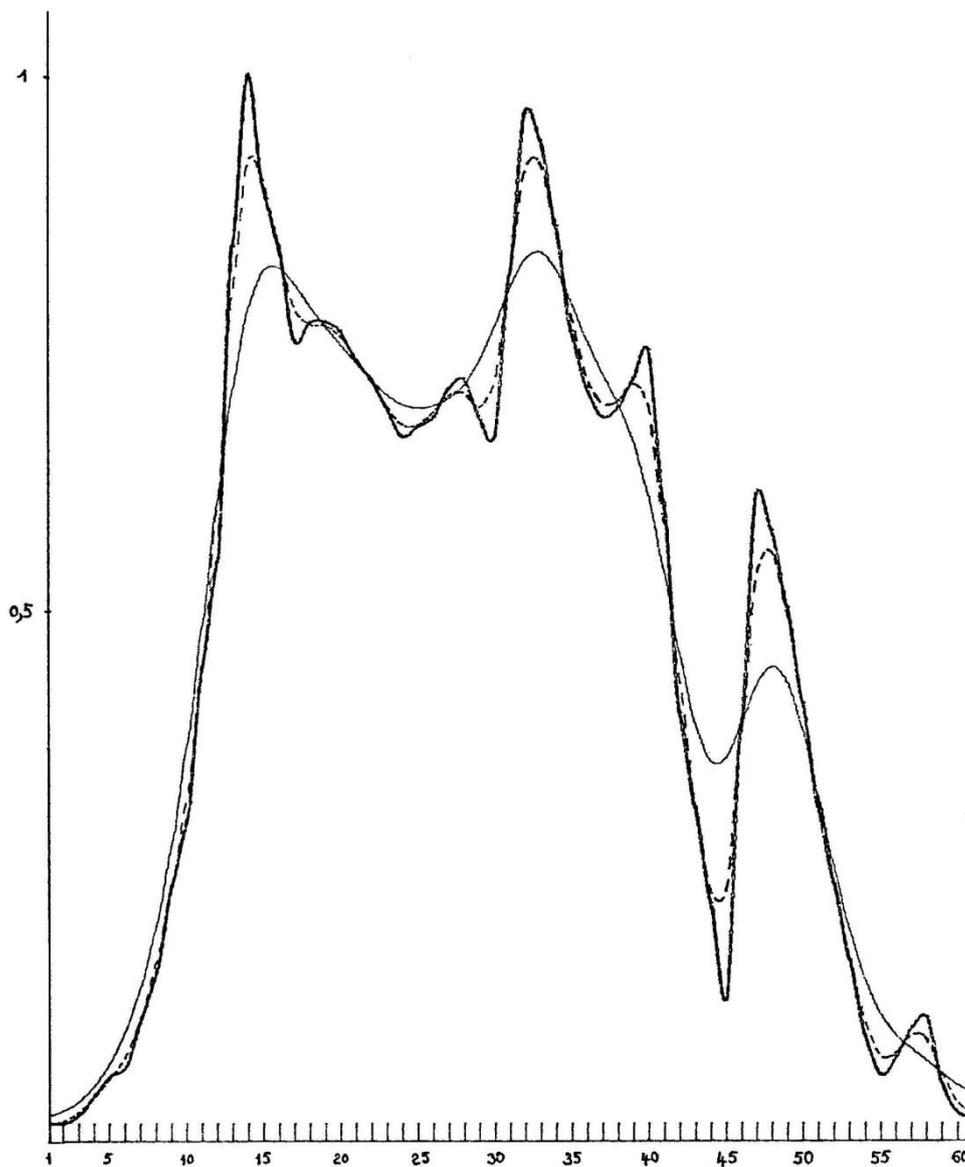


FIG. 1. — Exemple simulé à une variable sans effets aléatoires : données  
 —  $\bar{A}(x)$  : activité moyenne de départ.  
 ---  $O(x)$  : activité observée après collimation étroite ( $K = 2$ ).  
 - -  $O(x)$  : activité observée après collimation plus large ( $K = 5$ ).

TABLEAU II

Quelques coefficients  $a_k$  et  $a^*_k$  des développements des fonctions  $A(x)$  (activité donnée) et  $A^*(x)$  (activité calculée).

k	$10^5 \cdot a^k$	$10^5 \cdot a^{k*}$
0	66943	66934
5	— 7817	— 7817
10	6287	6286
15	3203	3203
20	— 1498	— 1497
25	— 1669	— 1669
30	— 791	— 791
35	103	102
40	626	626
45	428	428
50	— 450	— 450
55	418	419
60	— 207	— 209

*Traitement de la collimation avec effets aléatoires.*

La véritable inconnue de notre problème est ici l'activité moyenne  $\bar{A}(x)$ , alors que les inconnues qui apparaissent dans les équations sont les  $A(x_i)$ , réalisation des variables aléatoires poissonniennes de paramètre  $\bar{A}(x_i)$ .

La connaissance des valeurs observées nous permet, théoriquement du moins (possibilité limitée en fait par les erreurs de mesure), de déterminer les  $A(x_i)$  puis, par exemple par une technique de lissage, d'obtenir  $\bar{A}(x_i)$ . Dans la technique que nous décrivons, la correction de collimation et le lissage se font simultanément ; le seul fait de prendre  $p < n$  assure le lissage, au sens des moindres carrés.

La simulation que nous utiliserons dans nos exemples correspond au cas du scintigraphe mobile ; il y a en effet une grande différence entre le comportement des valeurs observées  $O(x_i)$ , selon que le détecteur se déplace (scintigraphe mobile) ou est fixe (caméra à scintillations) : dans les 2 cas, les valeurs  $O(x_i)$  sont des réalisations de variables poissonniennes, de paramètres

$$O(x_i) = c_0 A(x_i) + c_1 \{ A(x_{i+1}) + A(x_{i-1}) \}$$

mais dans le premier cas les deux groupes de valeurs  $A(x_j)$  intervenant dans deux mesures distinctes de  $O(x_i)$  et  $O(x_k)$  sont faites pendant des intervalles différents, alors que dans le second cas toutes les valeurs  $O(x_i)$  proviennent d'un seul groupe de valeurs  $A(x_j)$  mesurées pendant le même intervalle de temps. La conséquence est que les valeurs  $O(x_i)$  mesurées avec un scintigraphe mobile peuvent être considérées comme indépendantes, alors que les valeurs provenant d'une caméra sont fortement corrélées.

Nous nous sommes limités à la simulation du scintigraphe mobile. Elle a été réalisée comme suit : nous nous donnons une répartition  $\bar{A}(x)$ , calculons  $\bar{O}(x_i)$  (valeurs observées moyennes) à l'aide de la formule écrite précédemment. Pour chaque  $x_i$  nous simulons la réalisation au hasard d'une variable poissonnienne de paramètre  $\bar{O}(x_i)$ , le procédé de génération de nombre au hasard assurant l'indépendance des valeurs ainsi simulées. A partir de ces valeurs  $O(x_i)$ , nous utilisons la technique de traitement décrite.

Notons enfin, les points suivants :

- a) nous supposons que la réponse du collimateur est constante dans tout le domaine exploré (cas du scintigraphe mobile et non de la caméra à scintillations) ;
- b) nous négligeons la variation de cette réponse suivant la profondeur, le déplacement du détecteur à l'intérieur d'une « maille » (approximation acceptable si la « maille » est petite) ainsi que les erreurs de mesure ;
- c) nous nous limitons au cas où la réponse est gaussienne, dans le cas d'une variable comme dans celui de deux variables.

#### *Exemple à une variable.*

Nous prenons comme activité moyenne  $\bar{A}(x)$ , une fonction voisine de celle de la figure 1 construite de façon à mettre en évidence l'avantage que possède la méthode décrite sur le simple lissage (sans correction de collimation).

Les essais ont été effectués pour diverses valeurs de  $K$ . Mais nous ne présenterons ici que des résultats obtenus avec  $K = 5$ , valeur qui correspond à une collimation importante et comparable à celle utilisée par Iinuma dans l'article déjà cité (4).

- La figure 2 montre l'activité moyenne donnée  $\bar{A}(x)$ , l'activité moyenne observée  $\bar{O}(x)$  et l'activité observée avec effets aléatoires  $O(x)$ .

- La figure 3 présente les meilleurs résultats obtenus par simple lissage et par correction de collimation. Ils correspondent à la même valeur du degré  $p = 15$ . Les résultats varient très peu pour  $p$  compris entre 12 et 18. La concordance entre l'activité corrigée de l'effet de collimation  $\bar{A}_c(x)$  et l'activité moyenne de départ  $A(x)$  est très satisfaisante. On note également que  $\bar{A}_c(x)$  est plus proche de  $\bar{A}(x)$  que ne l'est  $A^*(x)$ , activité obtenue par lissage seul.

#### *Exemple à deux variables.*

Il s'agit d'une simulation d'un fantôme de foie défini par une matrice de 26 lignes et 34 colonnes et présentant une zone d'hypoactivité au voisinage du point  $x = 18$  et  $y = 14$  (18<sup>e</sup> ligne et 14<sup>e</sup> colonne). La valeur maximale de l'activité moyenne donnée  $\bar{A}(x, y)$  est égale à 378. Les paramètres du collimateur sont les suivants :  $K_x = 12/7$  et  $K_y = 2$ . L'effet de collimation est donc assez important.

Nous présentons l'activité moyenne de départ  $\bar{A}(x, y)$ , l'activité observée moyenne  $\bar{O}(x, y)$  correspondant à  $\bar{A}(x, y)$  ayant subi l'effet de collimation,

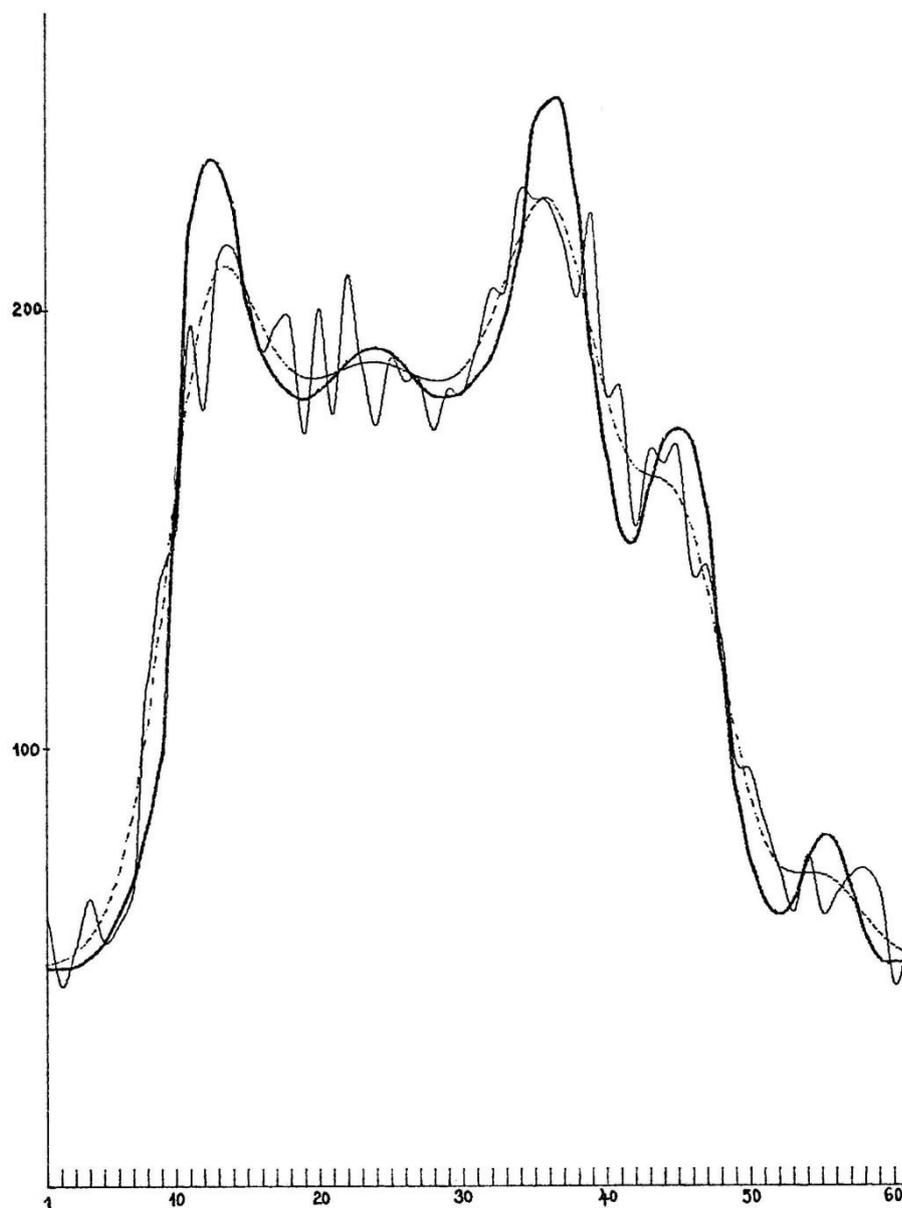


FIG. 2. — Exemple simulé à une variable avec effets aléatoires : données  
 —  $\bar{A}(x)$  : activité moyenne choisie.  
 ---  $\bar{O}(x)$  : activité moyenne après collimation.  
 —  $O(x)$  : activité observée après collimation et effets aléatoires. Les résultats des traitements mathématiques effectués sur les valeurs  $O(x_i)$  apparaissent sur la figure 3.

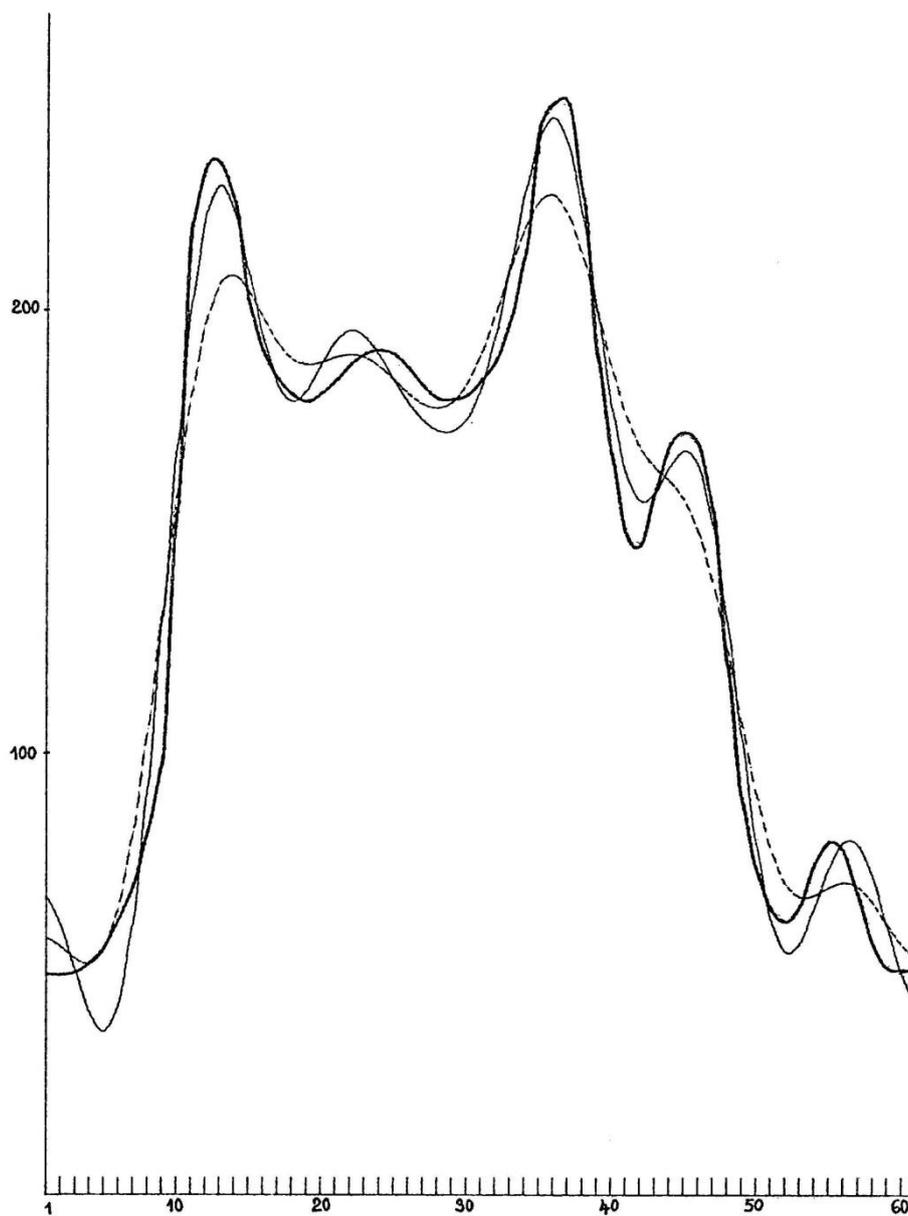


FIG. 3. — Meilleurs résultats obtenus à partir des valeurs  $O(x_i)$  de la figure 2 par simple lissage et par correction de collimation :

- $\bar{A}(x)$  : activité moyenne choisie.
- $A^*(x)$  : activité lissée avec un polynôme de degré 15.
- $A_c(x)$  : activité corrigée par notre méthode avec un polynôme de degré 15.

l'activité obtenue après lissage  $A^*(x, y)$  et celle obtenue après correction de collimation  $\bar{A}_c(x, y)$ , sous forme de lignes d'isovaleurs égales à 90, 80, ... 10 % de la valeur maximale de la distribution.

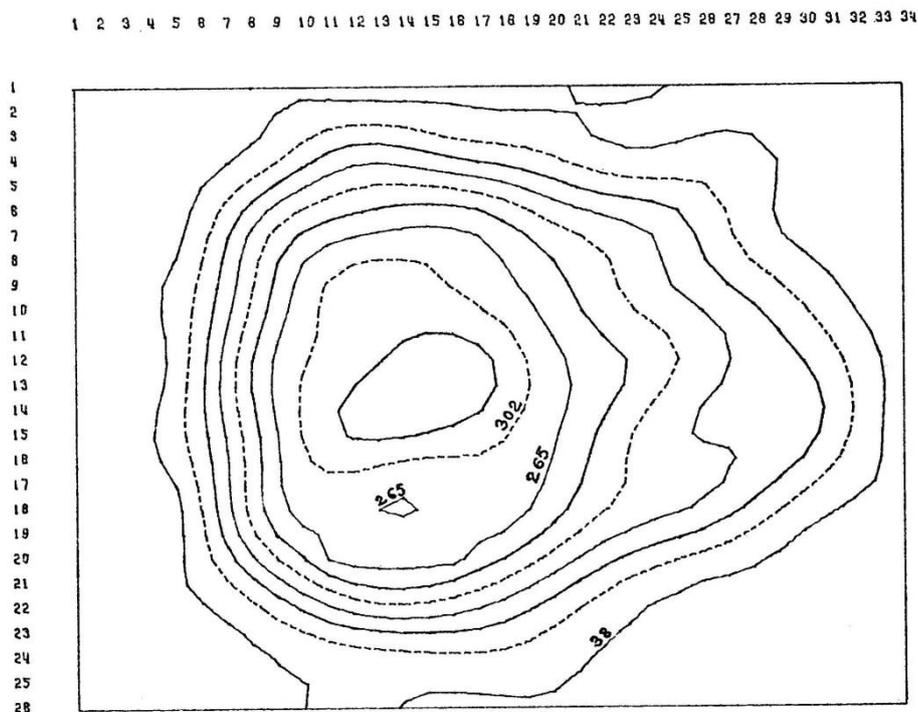


FIG. 4. — Exemple simulé à deux variables avec effets aléatoires correspondant à la scintigraphie d'un fantôme de foie.

Lignes d'isovaleurs représentatives de l'activité moyenne de départ  $\bar{A}(x, y)$ . La valeur maximale est égale à 378. On note une zone d'hypoactivité centrée sur les valeurs  $x = 14$  et  $y = 18$ .

$\bar{A}(x, y)$  et  $\bar{O}(x, y)$  sont représentées sur les figures 4 et 5. Les figures 6 et 7 montrent les meilleurs résultats obtenus pour  $A^*(x, y)$  et  $\bar{A}_c(x, y)$ . Ils correspondent à des polynômes du même degré  $p = q = 12$ . On constate que le « creux » très peu apparent après lissage devient très net après correction de collimation.

Signalons que le calcul de  $\bar{A}_c(x, y)$  est aussi rapide que celui de  $A^*(x, y)$  : sur l'ordinateur CII 10070 en simple précision, il demande environ 0,12 mm. Le temps de calcul dépend du nombre de points mais très peu des degrés du polynôme.

Le programme est écrit en FORTRAN IV.

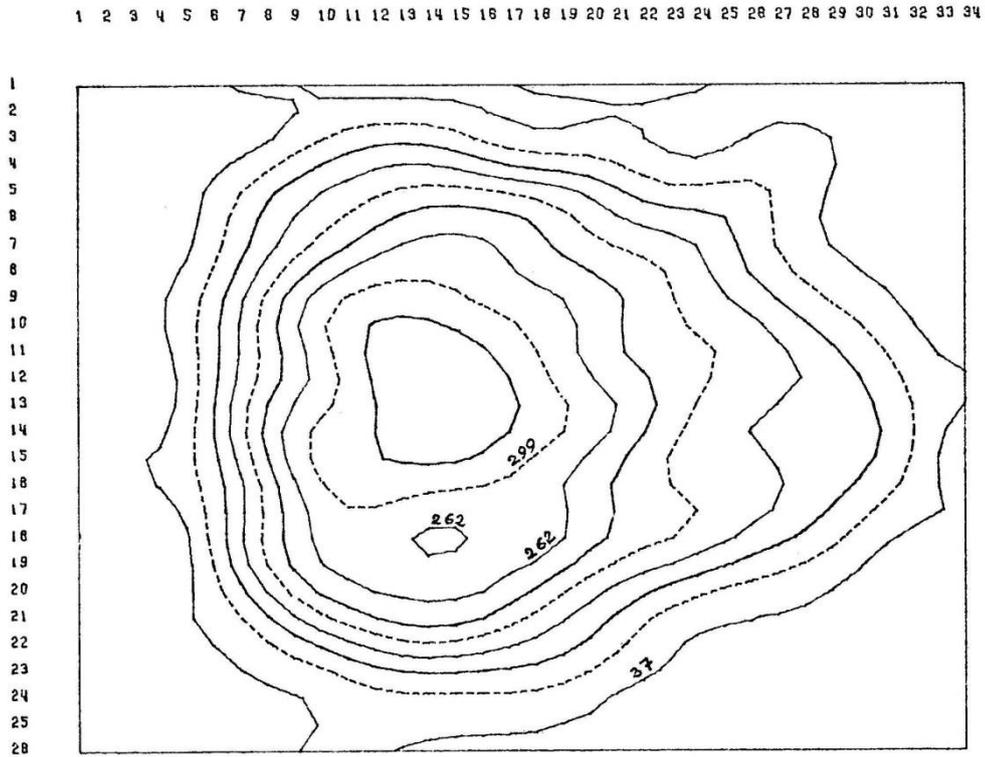


FIG. 7. — Meilleurs résultats obtenus après correction de collimation de l'activité observée  $O(x, y)$  (emploi d'un polynôme de degré 12 en  $x$  et en  $y$ ). La valeur maximale est égale à 374. La comparaison des figures 4, 6 et 7 montrent que l'activité corrigée  $\bar{A}_c(x, y)$  approche l'activité moyenne de départ  $\bar{A}(x, y)$  nettement mieux que ne le fait l'activité lissée  $A^*(x, y)$ . La zone hypoactive masquée en partie par l'effet de collimation apparaît nettement.

une approximation très satisfaisante de l'activité moyenne réelle, meilleure qu'avec le lissage seul. L'étude de scintigraphies réelles du fantôme de thyroïde (Picker) confirme le grand avantage apporté par cette méthode vis-à-vis des seuls lissages lorsque la résolution n'est pas très fine (ces résultats feront l'objet d'une autre publication).

La détermination optimale du degré  $p$  du polynôme reste le problème délicat : choisir des valeurs trop petites assure une grande régularité de l'activité traitée mais peut, comme le lissage, faire disparaître des anomalies significatives ; choisir des valeurs trop grandes fait apparaître des oscillations sans signification. Dans cette première étude, nous avons fixé un certain nombre de valeurs de  $p$  et nous avons comparé les résultats aux données. Nous avons constaté que l'élévation du degré produisait des phénomènes « aberrants » dus à l'amplification anormale de termes parasites et que ces phénomènes se traduisaient par exemple par l'apparition de valeurs corrigées

maximales nettement supérieures à la valeur simulée (ou mesurée) maximale ainsi que de valeurs corrigées négatives. Nous avons l'intention d'étudier en détail le caractère aberrant de ces phénomènes afin de pouvoir les tester. La méthode consisterait alors à donner à  $p$  des valeurs croissantes jusqu'à l'apparition du phénomène aberrant et à garder comme valeur de  $p$  la dernière valeur diminuée de une ou plusieurs unités.

## REFERENCES

1. BERCHE C., DI PAOLA R. — Analyse fréquentielle et filtrage des images scintigraphiques. *J. Biol. et Méd. Nucl. (A.T.E.N.)*, **9**: 16-28, 1974.
2. BROWN D. W., KIRCH D. L., RYERSON R. W. et al. — Computer processing of scans using Fourier and other transformations. *J. Nucl. Med.*, **12**: 287-291, 1971.
3. CHAU N. — Une technique de résolution de l'équation de convolution. Application à la correction de collimation des scintigraphies numériques. Thèse en cours.
4. IINUMA T. A., NAGAI T. — Image restoration in radioisotope imaging systems. *Phys. Med. Biol.*, **12**: 501-509, 1967.
5. LEGRAS B., POTDEVIN M., MARTIN J. — Intérêt de la simulation pour l'étude des scintigrammes sur ordinateur. *Rev. Inf. Méd.*, **3**: 119-122, 1972.
6. LEGRAS B., POTDEVIN M., MARTIN J. — Statistical verification of the smoothing of low scanning values. A study by simulation and with a phantom. *J. Nucl. Med.*, **13**: 528-533, 1972.
7. LEGRAS J. — Méthodes et techniques de l'analyse numérique. Ed. Dunod, Paris, 1971.
8. NAGAI T., FUKUDA N., IINUMA T. A. — Computer - focusing using an appropriate gaussian function. *J. Nucl. Med.*, **10**: 209-212, 1969.

A new display technique for computer processed scans

LEGRAS B, MALLET J-L, CHAU N, LAMBERT J-P, LEGRAS J

European Journal of Nuclear Medicine, 1977, 2, 129-131

No 33

## A New Display Technique for Computer-Processed Digital Scans

B. Legras<sup>1</sup>, J.L. Mallet<sup>2</sup>, N. Chau<sup>1</sup>, J.P. Lambert<sup>3</sup>, J. Martin<sup>1</sup> and J. Legras<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Section d'Informatique Médicale (Unité U.115), Faculté de Médecine, Nancy, France

<sup>2</sup> Ecole de Géologie, Nancy, France

<sup>3</sup> Département de Mathématiques Appliquées, Faculté des Sciences, Nancy, France

**Abstract.** This article presents a new approach for presenting scintigraphic images. The technique combines the conventional plotting of contour lines and the highlighting, by means of hatching, of the concavities (or convexities) of the 'surface' representative of radioactive distribution. The search for the surface features is achieved generally by the method of normal curvatures. An example with a phantom demonstrates the utility of this representation method.

### Introduction

Accurate knowledge of the 'relief' of the scintigraph 'surface' which characterizes the radioactive distribution of an isotope is important, in particular its features, which may correspond to known anatomic structures or to uptake irregularities. Some authors have investigated the automatic highlighting of concavities by computer (Grassman et al., 1970; Neill et al., 1971) but these investigations have been carried out on profiles of the surface and consist in comparing the measured values with the average values.

These techniques are useful, but it appears more interesting and more logical to examine surface singularities in an overall manner, and the authors were led to employ the method of normal curves, a method which does not depend on directions but only on the intrinsic properties of the surface.

### Method

A classic proof in differential geometry shows that among all planes passing through a point  $M$  of an area defined by  $f(x,y)$  and contain-

*For offprints contact:* Dr. B. Legras, Section d'Informatique Médicale, Faculté de Médecine B.P. 1080, F-54019 Nancy-Cédex, France

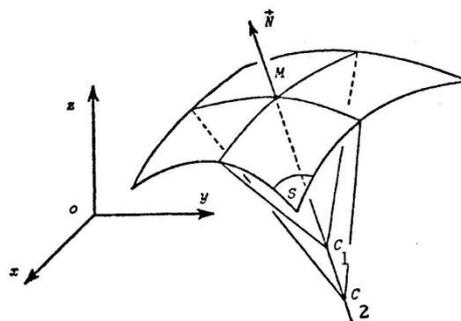


Fig. 1. Main radii of normal curvature of surface  $S$  at point  $M$  ( $R_1 = MC_1$ ,  $R_2 = MC_2$ )

ing the normal  $\vec{N}$  at this point, two planes  $P_1$  and  $P_2$  exist, which are perpendicular to each other and such that the corresponding radii of curvature  $R_1$  and  $R_2$  are the shortest and longest possible (Fig. 1).  $R_1$  and  $R_2$  are the principal (normal) radii of curvature and  $C_1 = 1/R_1$  and  $C_2 = 1/R_2$  are the principal normal curvatures.

The determination of  $R_1$  and  $R_2$  requires the calculation of the first and second partial derivatives of  $f$ . In order to estimate these derivatives at each point of the scintiscan, the program employed<sup>1</sup> carries out a local interpolation by a polynomial of determined degree at  $x$  and at  $y$  on a selected window<sup>2</sup>.

The representations adopted employ a curve plotter<sup>3</sup> and associate the plotting of isocontours with the revelation of concavities (or convexities) by normal curvatures.

The program hatches the zones in which both curvatures  $C_1$  and  $C_2$  have the same selected sign (negative in the study of concavities). It determines their respective means  $C_{M1}$  and  $C_{M2}$  and at

<sup>1</sup> The program is written in FORTRAN IV and its size is about 2K octets

<sup>2</sup> The window is centered on the point considered whenever possible, or not centered in other cases (edges of area studied). Local interpolation is achieved by Lagrange's method. The best results are provided by a 4th degree polynomial at  $x$  and at  $y$  and a 25-points window

<sup>3</sup> Curve plotter Calcomp used off-line

areas where  $|C_1| > |C_{M1}|$  and  $|C_2| > |C_{M2}|$  simultaneously, it overprints hatching perpendicular to the previous hatching. Hence the more pronounced and consequently more significant anomalies are easily localized.

Many other procedures are feasible. One involves the use, at each point, of the maximum curvature only. Curvatures can also be more highly quantified by using a greater number of hatchings.

**Results**

In order to illustrate these representation techniques, the authors have chosen the scintiscan of a liver phantom, more accurately described in another article (Legras et al., 1972). It is carrying two lead discs which simulate two pathologic cold lesions. The upper one is visible on the black white scan unlike the lower cold lesion. The value matrix is  $64 \times 64$  and the maximum measured value is equal to 240.

The raw values obtained were smoothed by an original method (Lambert, 1975). This smoothing is carried out simultaneously on all the values by a poly-

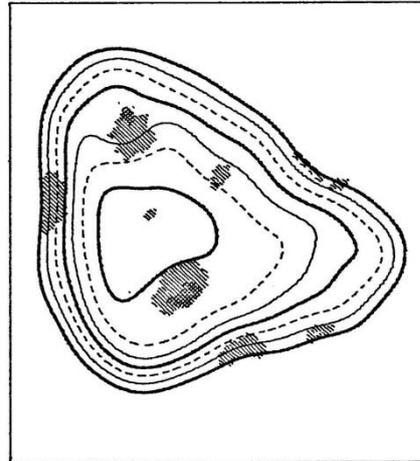


Fig. 4. Representation of concavities of smoothed digital scan of phantom liver by the method of normal curvatures in association with contour lines. Two types of hatching are used, depending on the value of the two radii of curvature

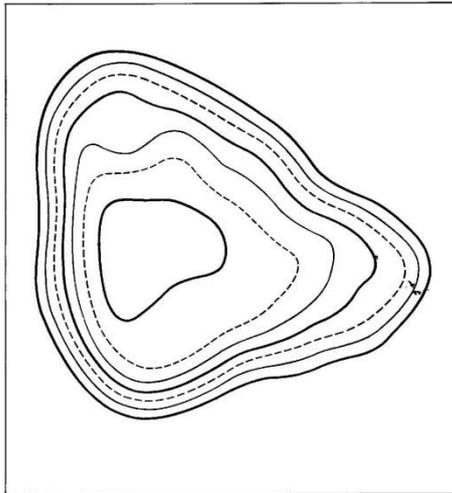


Fig. 2. Contour lines of smoothed digital scan of phantom liver (equidistant levels of 10% of the maximum smoothed value)

nomial at  $x$  and at  $y$  by the method of the least squares. Two statistical tests applied to raw and smoothed values provide information on smoothing quality (Legras, 1972) and help to choose the polynomial degree. In our example, we have used a 10th degree polynomial and we shall allow as true that the smoothed surface is characteristic of the radioactive distribution.

Only the concavities are considered here. Figure 2 shows the classic representation by isocontours. They clearly reveal the upper cold zone but merely suggest the lower one. The isometric representation which has been used in nuclear medicine since 1964 (Duggan et al.) shows the two anomalies more clearly (Fig. 3).

The representation associating isocontours and concavities (Fig. 4) enables perfect display of the two cold lesions. Furthermore, it objectifies the small hollows which are very difficult to evaluate from isocontours.

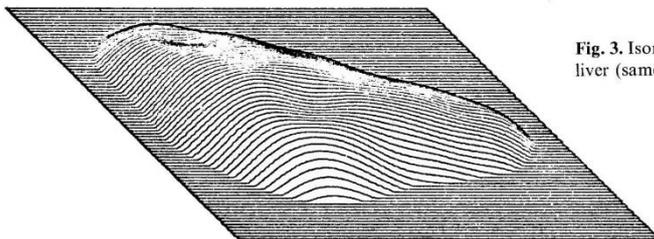


Fig. 3. Isometric representation of smoothed digital scan of phantom liver (same orientation as Fig. 2)

Note that the various representations are not effected below a basic level defined by a certain percentage of the maximum value (30% in the present example).

### Discussion and Conclusions

The classic representation of computer-processed scintiscans uses the isocontour method. If the grid is very dense, however, the document is difficult to read, and if the grid is loose, the curves may tend to ignore interesting zones (which is the case with the lower hypofixing zone not displayed in Fig. 2).

The isometric representation is more expressive but has two drawbacks—*anomalies may be masked, depending on the sight angle, and it is difficult to establish precisely the magnitude and location of the anomalies.*

The new type of representation described in this article furnishes in a single document the isocontours and complementary information on the relief of the surface. The isocontours give a general idea of the surface, and the shaded zones immediately locate the cold zones. In this initial study, a sufficient degree of quantification of the concavities was achieved to satisfy current needs. There is no problem in modify-

ing the graphic representation to obtain more advanced quantification. This representation, which is the result of extensive tests, appears to be easier to interpret.

### References

- Duggan, M.H., Brice, J., Jones, E., Mallard, J.R., Myers, M.I.: Scanning techniques for brain—tumour localization. *Med. Radioisot. Scanning (IAEA Vienne)* **II**, 121–145 (1964)
- Grassman, E.D., Horgan, J.D., Maeder, C.: Quantitative analysis of liver scan data as an aid diagnosis. *Radiology* **95**, 517–523 (1970)
- Lambert, J.P.: Etude par simulation des lissages polynomiaux des scintigraphies numériques avec contrôle statistique. Thèse 100 p. (1975)
- Legras, B.: Analyse de différentes représentations des scintigraphies numériques traitées par ordinateur. Mémoire D.E.R.B.H., 70 p. (1975)
- Legras, B., Potdevin, M., Martin, J.: Statistical verification of the smoothing of low scanning values. A study by simulation and with a phantom. *J. nucl. Med.* **13**, 528 (1972)
- Mallet, J.L.: Présentation d'un ensemble de méthodes et techniques de la cartographie numérique. *Sciences de la Terre* **4**, No. 4, 212 p. (1974)
- Neill, G.D.S., Hutchinson, F.: Computer detection and display of focal lesions on scintiscans. *Brit. J. Radiol.* 962–967 (1971)

*Received October 11, 1976*

A new fast mathematical technique for resolution enhancement applied to simulated scans of the thyroid phantom

CHAU N, LEGRAS B, LEGRAS J, MARTIN J

European Journal of Nuclear Medicine, 1977, 2, 147-151

No 35

## A New Fast Mathematical Technique for Resolution Enhancement Applied to Simulated Scans of the Thyroid Phantom

N. Chau<sup>1</sup>, B. Legras<sup>1</sup>, J. Legras<sup>2</sup>, and J. Martin<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Section d'Informatique Médicale (Unité INSERM U115), Faculté de Médecine, Nancy, France

<sup>2</sup> Département de Mathématiques Appliquées, Faculté des Sciences, Nancy, France

**Abstract.** The authors present a new mathematical technique for resolution enhancement. It has been applied to scans of the international thyroid phantom simulated by computer, in standard measurement conditions. The effect of random fluctuations and the choice of the optimal image are investigated. The results obtained are satisfactory and superior to those of smoothings.

### Introduction

Various works have dealt with the problem of resolution enhancement of digital scans. The methods employed are mainly iterative ones (Iinuma and Nagai, 1967, 1969) and those based on Fourier transforms (Brown, 1971; Metz, 1974), but the problem is complicated by the existence of random noise associated with the radioactive emission.

We have developed a mathematical technique with a certain resemblance to the methods employing Fourier transforms, one which enables simultaneous smoothing and resolution enhancement.

Moreover, it is a rapid method (about 12 times faster, for a matrix of  $64 \times 64$  elements, than those based on Fourier transforms using Glasman's<sup>1</sup> fast Fourier transform algorithm) and a stable one, based on rigorous mathematical formulations and well adapted to computer processing.

We applied this method to real scans of Picker's thyroid phantom. In order to test the method in more

rigorous conditions, we performed computer simulations of the scan of the phantom in question.

The results obtained are presented after a brief discussion of the method proposed.

### Method

We shall only deal here with the case of one variable, in which the resolution function  $R(x)$  of the collimator is even.

The resolution enhancement calculation is linked to the resolution of the convolution equation:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} A(u) \cdot R(x-u) du = O(x)$$

where  $A(x)$  and  $O(x)$  represent the real and observed activities respectively. We assume that  $A(x)$  and  $O(x)$  are defined over a finite interval  $(0, T)$ .

The method involves approximating  $A(x)$  and  $O(x)$  by the trigonometric series  $A^*(x)$  and  $O^*(x)$  limited to the  $p$  order (which we shall term degree):

$$A^*(x) = a_0 + \sum_{j=1}^p (a_j \cos j\omega x + b_j \sin j\omega x)$$

$$O^*(x) = C_0 + \sum_{j=1}^p (c_j \cos j\omega x + d_j \sin j\omega x)$$

$$\text{with: } \omega = \frac{2\pi}{T}$$

By introducing the coefficients:

$$R_j = \int_{-\infty}^{+\infty} R(u) \cos j\omega u \cdot du$$

it is shown that the coefficients  $a_j, b_j$  and  $c_j, d_j$  of  $A^*(x)$  and  $O^*(x)$  are interrelated by:

$$c_j = R_j a_j$$

$$d_j = R_j b_j$$

Consequently:

$$A^*(x) = \frac{C_0}{R_0} + \sum_{j=1}^p (c_j \cos j\omega x + d_j \sin j\omega x).$$

For offprints contact: Dr. B. Legras, Section d'Informatique Médicale, Faculté de Médecine, BP 1080, F-54019 Nancy Cédex, France

<sup>1</sup> The gain in time in relation to techniques employing rapid Fourier transforms is even greater if the number of values is different by a power of 2

Furthermore, let us assume that  $O(x)$  is a function defined by its digital values at  $n$  equidistant points:

$$x_1 = 0, x_2 = \frac{T}{n}, \dots, x_i = \frac{i-1}{n} \cdot T, \dots, x_n = \frac{n-1}{n} \cdot T.$$

Hence it is natural and convenient to determine coefficients  $c_j$  and  $d_j$  so that  $O^*(x)$  is the best approximation in the sense of the least squares of  $O(x)$  on medium  $x_1, x_2 \dots x_n$ .<sup>2</sup> The coefficients are calculated in these conditions by the following equations (Chau, 1976), valid for  $n \geq 2p+1$ .

$$c_0 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n O(x_i)$$

$$c_j = \frac{2}{n} \sum_{i=1}^n O(x_i) \cos j\omega x_i$$

$$d_j = \frac{2}{n} \sum_{i=1}^n O(x_i) \sin j\omega x_i$$

Let us introduce the values of  $A^*(x)$  at the measurement points  $x_i$  of  $O(x)$ . In view of the above results, one can show that:

$$A^*(x_k) = \sum_{i=1}^n O(x_i) Z_p(|i-k|)$$

for  $k = 1, 2, \dots, n$

where  $Z_p$  is an auxiliary function independent of  $O(x)$ :

$$Z_p(t) = \frac{2}{n} \left( \frac{1}{2R_0} + \sum_{j=1}^p \frac{1}{R_j} \cos \frac{2\pi j t}{n} \right).$$

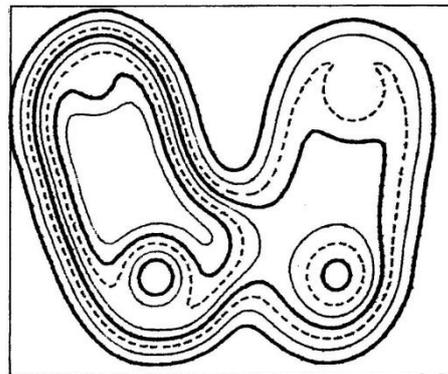
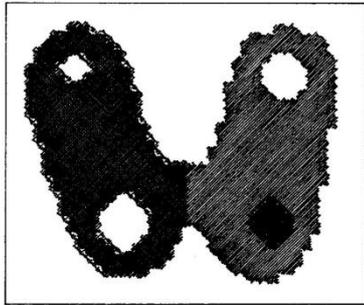
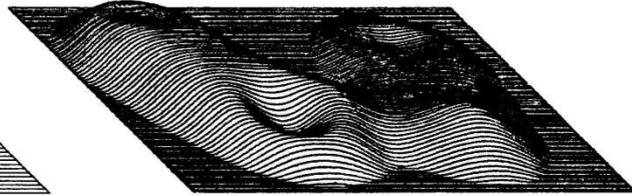
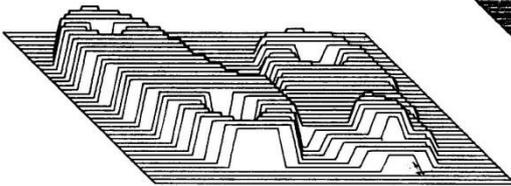


Fig. 1. Representation of mean initial activity simulating the mean real activity of Picker's thyroid phantom

Fig. 2. Representation of activity after the effect of collimation and without random fluctuations

<sup>2</sup> The approximation in the sense of least squares is also the best in the sense of the maximum likelihood when the values are gaussian. Here  $O(x)$ , which follows a Poisson's law, becomes appreciably gaussian when the values are greater than 15

The formulas may be extended to cover two variables without any problems. We shall only deal here with the case in which the degree in  $x$  is equal to the degree in  $y$ . Note that smoothing alone is obtained without resolution enhancement by making  $R_j$  equal to 1.

### Simulations Performed and Results

Using a computer, we produced simulated scans of Picker's international thyroid phantom with its four nodules.

Figure 1 shows the distribution of the mean initial values with the three levels (100%, 50%, and 10% corresponding to the background). The matrix consists of  $38 \times 45$  values of  $2 \times 2$  mm elementary areas.

We simulated the observed values from mean initial values by carrying out the collimation effect and building Poisson's values. Collimation was defined by gaussian response and low resolution ( $WHM = 10$  mm). Figure 2 shows the activity without random noise.

We performed many simulations with increasing values of the activity (maximum of the mean initial values equal to 44, 88, 176, and 352). Figure 3 shows the activity with noise (observed activity) when the maximum is equal to 44.

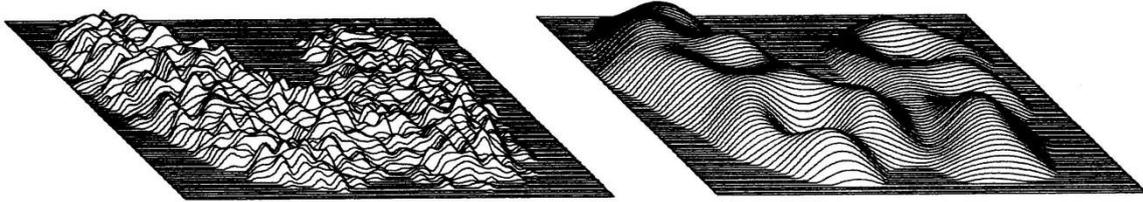


Fig. 3. Representation of observed activity simulating measured activity (mean initial activity maximum=44)

We applied our method (resolution enhancement and smoothing alone) to observed values with increasing degrees. In order to characterize and compare the different results, we calculated the mean of the relative differences (in absolute value) between the mean initial values and the processed ones. These results and the maximal values are indicated in the table below.

It may be noted that the best results ( $E$  minimum) are obtained by enhancement of collimation with degree 4 for moderate activities and degree 5 for stronger activities. The corresponding maximum processed value is just under the maximum observed value (degree 4) or very slightly above (degree 5).

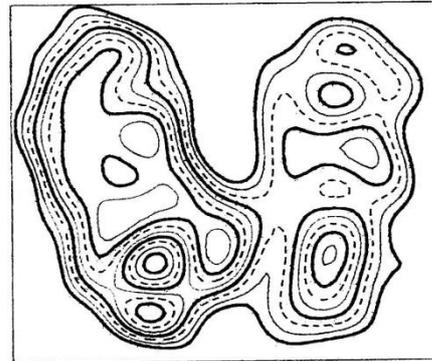


Fig. 4. Representation of activity corrected by our method (degree 4 at  $x$  and  $y$ , mean initial activity maximum=44)

Table 1. Maximum values (max) and the differences with the mean initial values ( $E$ ) (see explanations in the text). The minimum values of  $E$  (best results of the processings) are italicized

	Mean activity							
	max = 44		max = 88		max = 176		max = 352	
	<i>E %</i>	max	<i>E %</i>	max	<i>E %</i>	max	<i>E %</i>	max
observed activity	24.4	55	22.2	102	20.9	193	20.1	372
activity, after resolution enhancement by our method, at $x$ and $y$								
. degree 3	23.0	53	22.9	107	22.8	215	22.8	432
. degree 4	<i>18.0</i>	50	<i>17.6</i>	98	17.4	196	17.4	398
. degree 5	21.5	58	18.4	108	<i>16.5</i>	212	<i>15.4</i>	419
. degree 6	37.5	87	28.2	150	22.3	268	18.5	488
. degree 7	183.1	211	129.9	326	92.4	519	66.0	849
activity smoothed by our method (degree 7, best results)	20.4	45	19.9	89.4	19.6	177	19.4	351
activity smoothed by averaging ( $3 \times 3$ points without weighting)	24.3	42	24.1	85	24.1	171	24.0	342
activity smoothed by weighted averaging (Tauxe's method) <sup>a</sup>	26.6	41	26.5	82	26.4	166	26.4	333

<sup>a</sup> In the method proposed by Tauxe and Sprau (1966), the weights are derived from the system response function

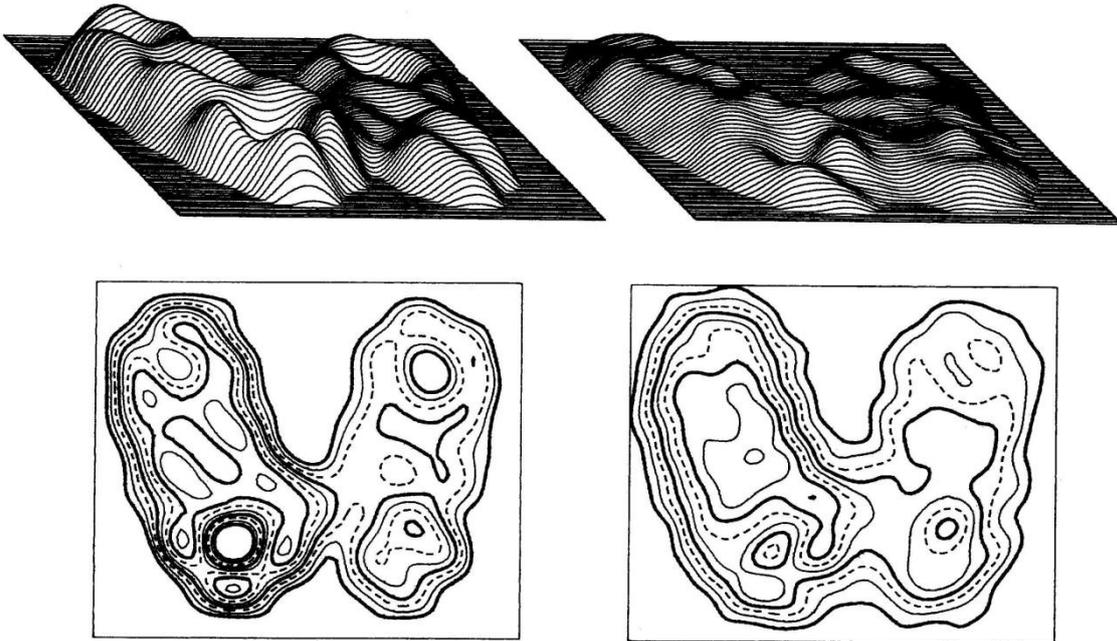


Fig. 5. Representation of activity corrected by our method (degree 5 at  $x$  and  $y$ , mean initial activity maximum=352)

Fig. 6. Representation of activity after smoothing alone by our method (degree 7 at  $x$  and  $y$ , mean initial activity maximum=44)

When the degree exceeds the optimum, the enhanced value begins rising very rapidly.

Figure 4 shows the document processed with degree 4 and maximum mean initial activity of 44. In appearance it closely approaches those obtained with other simulations with the same degree. The three main anomalies are clearly marked, but the small upper cold zone is not highlighted. Moreover, small undulations of about 10% exist at the activity plateaux. These undulations are weaker with higher activity.

Figure 5 presents the document processed with degree 5 and maximum mean initial activity of 352. The fourth nodule is displayed and is distinguished from neighboring undulations by a sharper drop in activity (about 30%).

It is also worthwhile noting the good results of smoothing, achieved exclusively by our method. Figure 6 shows the document smoothed with degree 7. The three anomalies are less pronounced than with the collimation enhancement, but the undulations are also weaker. Averaging, weighted or not, gives poorer results.

## Discussion

This work comprises two sections, the first of which provides a brief description of a new algorithm for processing the convolution equation, of which the differences and advantages in relation to the usual algorithms using fast Fourier transforms have been analyzed in another article (J. Legras and Chau, 1977). It is more rapid than conventional algorithms, especially when the number of points considered differs by a power of 2.

The second section presents the results of computer-simulated scans. The value of simulation resides, in particular, in the exact knowledge of the mean initial activity, which can be compared to the processed activity. In order to approach reality, we decided to simulate the international thyroid phantom with one value every  $2 \times 2$  mm and fairly wide collimation ( $WHM=10$  mm corresponding to five points). We varied the number of counts to investigate the influence of this parameter. It can be seen that the optimal degree varies only slightly (4 for low activities, 5 for high activities).

Based on the equations given, it can easily be shown that, when collimation has a gaussian response defined by  $WHM$ , the enhanced activity  $A(x)$  is a function of the ratio:

$$\bar{O}(x) / \frac{WHM}{d}$$

where  $\bar{O}(x)$  is the mean observed activity (equal to the variance of fluctuations since  $\bar{O}(x)$  follows Poisson's law) and  $d$  is the side of the elementary area. For any value of this ratio, an optimal degree exists which provides the best restitution of  $A(x)$ . To increase this degree and to display finer details with the same collimation, it is necessary to reduce the random effects (increase  $\bar{O}(x)$  or feed in more data (lower  $d$ , leaving  $\bar{O}(x)$  constant)). Hence in our simulation, with  $\bar{O}(x)_{\max} = 44$ , we are restricted to degree 4, which does not reveal the small upper left-hand cold zone. On the other hand, with  $\bar{O}(x)_{\max} = 352$ , it is possible to reach degree 5, which makes it possible to display this anomaly.

In the given conditions ( $WHM$  and  $d$  defined), the optimal degree can only assume a few values (2 or perhaps 3). In practice, one can therefore select one of these values (for example, in line with measured activity), or test all of them, while taking account of the comparison between maximum measured and enhanced values in selecting the final document.

### Conclusions

The computer simulation of scans provides the possibility of accurate judgement of the qualities and limits of the method used for resolution enhancement. The experiments reveal the existence of an

optimal degree. The latter appears to be associated chiefly with operating conditions (side of the elementary area,  $WHM$ , activity level), but varies only slightly in normal conditions.

Naturally, the enhanced values can only provide an approximate approach to the real mean values, owing to random fluctuations which prevent the use of high degrees, especially with lower activity. Resolution enhancement nevertheless provides results superior to those of smoothing, and deserves to be tested in current practice.

### References

- Berche, C., Di Paola, R.: Analyse fréquentielle et filtrage des images scintigraphiques. *J. Biol. et Med. Nucl.* **36**, 16-28, **37**, 16-39, **39**, 8-14, (1974)
- Brown, D.W., Kirch, D.L., Ryerson, R.W.: Computer processing of scans using Fourier and other transformations. *J. Nucl. Med.* **12**, 287-291 (1971)
- Chau, N.: Une technique numérique de résolution d'équations de convolution. Application au traitement des scintigraphies numériques. Thèse mathématiques (1976)
- Glassmann, J.A.: A generalisation of the Fast Fourier Transform. *IEEE Transactions on Computers*, Vol. C, 19, 2, 105-111 (1970)
- Iinuma, J.A., Nagai, T.: Image restoration in radioisotope imaging systems. *Phys. Med. Biol.* **12**, 501-509 (1967)
- Legras, J.: Méthodes et techniques de l'analyse numérique. Paris: Dunod 1971
- Legras, J., Chau, N., Legras, B.: Une nouvelle technique de correction des scintigraphies numériques. Etude par simulation. *Annales Phys. Biol. et Med.* **8**, 221-236 (1974)
- Legras, J.: A new algorithm for resolution enhancement in scintigraphy. Accepted by *Physics in Med. and Biol.* (1977)
- Sprau, A.C., Tauxe, W.N.: A computerized radioisotope scan-data filter based on a system response to a point source. *Mayo Clin. Proc.* **41**, 585-598 (1966)

Received April 29, 1977

Un nouvel algorithme de reconstruction en tomographie d'émission. Application à l'étude expérimentale de divers paramètres

LEGRAS J, LEGRAS B, LAMBERT J-P, LEICHTMANN G, TRITSCH P, ROUSSEL R

Journal de Biophysique et Médecine Nucléaire, 1981, 5, 273-279

No 58

# Un nouvel algorithme de reconstruction en tomographie d'émission

## Application à l'étude expérimentale de divers paramètres

J. LEGRAS (\*), B. LEGRAS (\*\*), (\*\*\*), J.-P. LAMBERT (\*\*), G. KARCHER (\*\*\*)

RÉSUMÉ. — La première partie de cet article décrit en détail l'algorithme de reconstruction original tant par la méthode de résolution que par la technique de régularisation, algorithme valable aussi bien en tomographie d'absorption, qu'en tomographie d'émission, où il permet d'introduire une correction d'absorption (coefficient d'absorption constant).

La deuxième partie concerne l'étude expérimentale réalisée à l'aide d'un fantôme tournant devant une gamma-caméra. Des résultats sont présentés et commentés, ainsi que les effets de quelques éléments, centrage, correction d'absorption. Un point essentiel est l'importance de la qualité du centrage de l'axe de rotation.

SUMMARY. — The first part of this article gives a detailed description of a new algorithm of reconstruction both by the resolution method and the regularisation technique. This algorithm is valid both in the tomography of absorption and emission, where it makes the introduction of absorption correction possible.

The second part is concerned with the experimental study which is undertaken by the means of a phantom turning in front of a gamma-camera. Some results are presented and commented upon, as well as the effects of a few elements, centering, absorption-correction. The quality of the centering of the rotation axis is essential.

### 1. INTRODUCTION

La tomographie d'émission dépend de la même équation fondamentale que la tomographie d'absorption lorsque l'on néglige l'absorption du rayonnement par le milieu [2].

Le but de cet article est d'établir une équation tenant compte de cette absorption dans l'hypothèse simple où le coefficient d'absorption est constant dans le domaine étudié et d'appliquer une méthode originale de résolution de l'équation ainsi obtenue.

Dans une deuxième partie, les auteurs ont testé l'algorithme à partir d'un fantôme radioactif tournant devant une gamma-caméra et étudié l'influence de divers éléments (centrage, correction d'absorption, paramètres de régulation).

### 2. ALGORITHME DE RECONSTRUCTION EN TOMOGRAPHIE D'ÉMISSION

#### 2.1. Hypothèses et notations. Établissement de l'équation de base

Nous prenons comme plan de travail et plan de figure (fig. 1) un plan perpendiculaire à l'axe de rotation de l'appareil.  $O$  est la trace de l'axe de rotation,  $Q_1$  et  $Q_2$  les traces de la face du détecteur en deux positions opposées.

Soit  $C$  le cercle de balayage (centre  $O$ , rayon  $R$ ),  $D$  un domaine intérieur à  $C$  dont le coefficient d'absorption  $\mu$  sera supposé constant et connu.

Soit  $f(r, \theta)$  une densité radioactive, nulle à l'extérieur de  $D$ , inconnue dans  $D$ . On considère une droite  $\Delta$  perpendiculaire à  $Q_1$  et  $Q_2$ , qui coupe  $C$  en  $N_1$  et  $N_2$  et  $D$  en  $P_1$  et  $P_2$ .

Le nombre de coups émis pendant un temps fixé par une source radioactive de longueur  $dl$  centrée en  $P$  (point courant de  $\Delta$ ) et mesuré en  $M_1$  (ou  $M_2$ ) sera respectivement  $f(r, \theta) e^{-\mu P_1 P}$  (ou  $f(r, \theta) e^{-\mu P P_2} dl$ ).

(\*) Département de Mathématiques Appliquées, Faculté des Sciences, Nancy.

(\*\*) Section d'Informatique Médicale (Groupe I.N.S.E.R.M. U 115) Faculté de Médecine, Nancy.

(\*\*\*) Service des Isotopes, C.H.U. de Nancy.

Tiré à part : Pr. B. LEGRAS, Informatique Médicale (Groupe I.N.S.E.R.M. U 115), Faculté de Médecine, B. P. 184, 54500 Vandœuvre-lès-Nancy.

Reçu en février 1981, forme définitive en juin 1981.

Le nombre de coups total émis par les sources de  $P_1, P_2$  et mesuré en  $M_1$  (respectivement  $M_2$ ) sera donc :

$$\int_{P_1, P_2} f(r, \theta) e^{-\mu P_1} dl$$

(respectivement  $\int_{P_1, P_2} f(r, \theta) e^{-\mu P_2} dl$ ).

Soit  $H$  (de coordonnées polaires  $x$  et  $\omega$ ) la projection de  $O$  sur  $\Delta$ . Posons :

$$HP_1 = l_1(x, \omega), \quad HP_2 = l_2(x, \omega)$$

et supposons que le contour de  $D$  soit connu [c'est-à-dire que nous sachions calculer  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$ ]. Désignons respectivement par  $g_1(x, \omega)$  et  $g_2(x, \omega)$  le nombre de coups mesuré en  $M_1$  et  $M_2$  pendant un temps fixé. Nous avons :

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{-\mu(l_1(x, \omega))} dl = g_1(x, \omega),$$

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{-\mu(l_2(x, \omega))} dl = g_2(x, \omega),$$

que nous transformons en :

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{-\mu l} dl = e^{-\mu l_1(x, \omega)} g_1(x, \omega),$$

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{\mu l} dl = e^{\mu l_2(x, \omega)} g_2(x, \omega).$$

Au lieu de chercher à exploiter séparément chacune de ces deux équations, nous les remplaçons par leur combinaison évidente :

$$(1) \quad \int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) \operatorname{ch}(\mu l) dl = h(x, \omega),$$

où :

$$(2) \quad h(x, \omega) = \frac{1}{2} (e^{-\mu l_1(x, \omega)} g_1(x, \omega) + e^{\mu l_2(x, \omega)} g_2(x, \omega)).$$

Comme  $f(r, \theta)$  est nul en dehors de  $D$  on ne modifiera pas (1) en remplaçant les bornes de l'intégrale par  $-\sqrt{R^2-x^2}$  et  $\sqrt{R^2-x^2}$  correspondant aux points  $N_1$  et  $N_2$  du cercle de balayage.

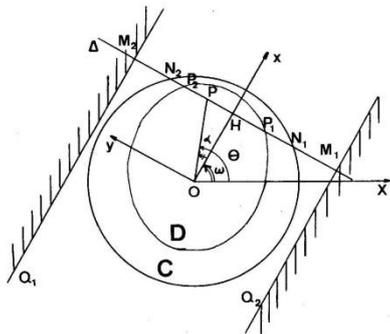


Fig. 1. — Notations utilisées :  $OP=r$ ;  $OH=x$ ;  $OX, OP=\theta$ ;  $OX, OH=\omega$ ;  $O$ =trace de l'axe de rotation de l'appareil;  $Q_1$  et  $Q_2$ =traces de la face de l'appareil dans deux positions opposées.

L'équation que nous nous proposons d'étudier s'écrit donc :

$$(3) \quad \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f(r, \theta) \operatorname{ch}(\mu l) dl = h(x, \omega),$$

où  $h(x, \omega)$  est une « donnée », dépendant des nombres de coups  $g_1(x, \omega)$  et  $g_2(x, \omega)$  (mesurés en  $M_1$  et  $M_2$ ), et du contour [par l'intermédiaire de  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$ ].

### 2.2. Technique de résolution numérique

Posons :

$$f(r, \theta) = \sum f_n e^{in\theta} \quad \text{et} \quad h(x, \omega) = \sum h_n(x) e^{in\omega}.$$

Dans (3),  $r$  et  $\theta$  représentent des fonctions de  $l$  définies par :

$$r = \sqrt{x^2 + l^2}, \quad \theta = \omega + \alpha, \quad \operatorname{tg} \alpha = l/r.$$

Après permutation des signes  $\sum$  et  $\int$ , l'équation (3) devient :

$$(4) \quad \sum e^{in\omega} \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch}(\mu l) e^{in\alpha} dl = \sum e^{in\omega} h_n(x).$$

Le fait que  $r$  et  $\cos n\alpha$  sont fonctions paires de  $l$ , alors que  $\sin n\alpha$  est fonction impaire, entraîne :

$$(5) \quad \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \cos n\alpha dl = 2 \int_0^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \cos n\alpha dl,$$

$$\int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \sin n\alpha dl = 0.$$

En identifiant les termes en  $e^{in\omega}$  dans (4) nous obtenons, compte tenu de (5) :

$$(6) \quad 2 \int_0^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \cos n\alpha dl = h_n(x),$$

pour  $n=0, 1, 2, \dots$

Nous transformons (6) en prenant  $r$  comme variable d'intégration et obtenons :

$$(7) \quad \int_x^R f_n(r) \operatorname{ch}(\mu \sqrt{r^2-x^2}) K_n(x, r) dr = h_n(x),$$

avec :

$$(8) \quad K_n(x, r) = \frac{2r T_n(x/r)}{\sqrt{r^2-x^2}},$$

$T_n(y)$  est le polynôme de Tchebycheff de degré  $n$  en  $y$ .

La discrétisation d'une équation (7), pour une valeur de  $n$  donnée, demande quelques précautions à cause du caractère oscillant de  $K_n(x, r)$ . Nous partagerons

l'intervalle  $-R, R$  en  $2s - 1$  intervalles égaux et posons  $h = 2R / (2s - 1)$ , puis :

$$r_i = R - (i - 1)h, \quad x_j = R - (j - 1)h, \quad 1 \leq j \leq S.$$

Notons enfin :

$$f_i^n = f_n(r_i), \quad h_j^n = h_n(x_j).$$

Les  $h_j^n$  sont les coefficients de Fourier de  $h(x_j, \omega)$  où  $x_j$  est fixe et où  $\omega$  est discrétisé en 32 ou 64 valeurs  $\omega_k$ , ce qui permet l'emploi de transformations rapides de Fourier. Réciproquement la connaissance des  $f_i^n$  permettra, par une transformation inverse de Fourier, de restituer les valeurs  $f(r_i, \omega_k)$  aux nœuds d'un réseau polaire.

La discrétisation de (7) se fera en remplaçant sur chaque intervalle  $r_i, r_{i+1}$  la quantité  $f_n(r)$  ch ( $\mu \sqrt{r^2 - x^2}$ ) par le polynôme du premier degré en  $r$  interpolant cette fonction pour  $r_i$  et pour  $r_{i+1}$ . On obtient ainsi un système linéaire approchant l'équation (7) :

$$(8) \quad \begin{aligned} k_{11}^n f_1^n &= h_1^n, \\ k_{21}^n f_1^n + k_{22}^n f_2^n &= f_2^n, \\ k_{s1}^n f_1^n + k_{s2}^n f_2^n + \dots + k_{ss}^n f_s^n &= h_s^n, \end{aligned}$$

système dont nous n'explicitons pas le calcul des coefficients  $k_{ij}^n$ .

Ce système se résoud facilement pour  $n=0$  ou 1, mais devient instable dès que  $n$  augmente.

La raison en est que  $h(x, \omega)$  doit vérifier des conditions de stabilité que la méthode exposée permet d'expliciter; l'équation (7) n'est soluble que si  $h_n(x)$  vérifie les conditions :

$$(9) \quad \int_0^R x^p h_n(x) dx = 0$$

pour  $p < n$ ,  $p$  et  $n$  de même parité,

au nombre de  $p = E(n/2) - E$  désigne la partie entière, par exemple :  $n = 7$ ; on a alors  $p = 3$  et  $h_n(x)$  doit vérifier nécessairement :

$$\int_0^R x h_7(x) dx = 0, \quad \int_0^R x^3 h_7(x) dx = 0, \\ \int_0^R x^5 h_7(x) dx = 0.$$

Il faut s'attendre à des propriétés du même ordre pour le système « approchant ». Or, dire qu'un système linéaire de  $s$  équations n'est soluble que si les seconds membres vérifient  $p$  conditions, entraîne que le système est d'ordre  $m_p = s - p$  : il ne comporte en fait que  $m_p = s - p$  équations indépendantes et, lorsqu'il est soluble, ne peut définir que  $m_p$  variables.

La méthode de résolution que nous utiliserons tient compte de ces remarques.

1° Nous ne garderons que  $m_p$  inconnues  $f_i^n$  à  $f_{m_p}^n$  et donnerons aux autres inconnues la valeur 0. Simultanément nous supprimerons les  $p$  dernières colonnes des premiers membres de (8).

vol. 5, n° 5

2° Le système restant est un système surdéterminé de  $s$  équations à  $m_p = s - p$  inconnues. En principe  $p$  équations sont combinaisons linéaires des autres et peuvent être supprimées; nous avons préféré garder toutes les équations et calculer la « pseudo-solution » ([3], p. 125) qui résoud « au mieux » le système (8), au sens des moindres carrés.

Les résultats ainsi obtenus présentent encore des instabilités gênantes. Pour réduire ces dernières nous complétons le système (8) par  $m_p - 1$  conditions de régularisation :

$$(10) \quad \begin{aligned} \varepsilon f_1^n - \varepsilon f_2^n &= 0, \\ \varepsilon f_2^n - \varepsilon f_3^n &= 0, \\ \dots & \\ \varepsilon f_{m_p-1}^n - \varepsilon f_{m_p}^n &= 0 \end{aligned}$$

et nous cherchons la pseudo-solution du système formé des  $s$  équations (8) et des  $m_p - 1$  équations (10).

Le calcul effectif se fait par une méthode de triangularisation dite méthode de Golub ([3], p. 125). L'intérêt de cette technique est qu'il existe pour chaque valeur de  $n$  une matrice  $R_n^n$  qui peut être précalculée et chargée sur disque, telle que :

$$(11) \quad \begin{bmatrix} f_1^n \\ f_2^n \\ \vdots \\ f_s^n \end{bmatrix} = [R_n^n] \begin{bmatrix} h_1^n \\ h_2^n \\ \vdots \\ h_s^n \end{bmatrix}$$

Le calcul de  $f(r, \theta)$  se déroulera alors selon le schéma ci-dessous :

(1) Calcul des  $h_j^n$  à partir de  $h(x_j, \omega)$  par transformation de Fourier, avec usage de la transformation rapide de Fourier si  $s = 32$  ou 64.

(2) Calcul des  $f_i^n$  à partir des  $h_j^n$  pour chaque valeur de  $n$  soit par résolution directe du système formé des équations (8) et (10) pour une valeur convenable de  $\varepsilon$ , soit par multiplication par la matrice  $R_n^n$  chargée sur disque.

(3) Calcul des  $f(r_j, \theta_k)$  à partir des  $f_i^n$ . On utilisera une transformation rapide de Fourier si  $s = 32$  ou 64.

(4) La solution  $f(r, \theta)$  est définie aux nœuds d'un réseau polaire et on a besoin de ses valeurs aux nœuds d'un réseau cartésien. La technique utilisée consiste à affecter à chaque nœud du réseau cartésien la valeur de  $f$  au nœud du réseau polaire le plus proche.

Remarques. — (1) Il est intuitif (et cela se vérifie expérimentalement), que plus  $\varepsilon$  est grand, plus efficace sera la régularisation, c'est-à-dire la suppression des effets dus à l'instabilité des calculs; mais en même temps que les artefacts dus à l'instabilité nous effaçons certaines variations brusques qui correspondent à des causes réelles : il faudra donc choisir entre une représentation assez fidèle mais présentant des artefacts (ce qui correspond à des valeurs de  $\varepsilon$  d'ordre de 0,01) et des représentations mieux régularisées, mais moins fidèles. Nous verrons un exemple de l'influence du choix de  $\varepsilon$ .

(2) La méthode présentée a été développée dans le cas où  $\mu \neq 0$ . Elle reste valable si  $\mu = 0$ , cas où l'équation (3) devient identique à l'équation fondamentale de la tomographie d'absorption.

### 3. ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

#### 3.1. Appareillage

La caméra utilisée (Opticaméra CGR) comporte un cristal de 32 cm de diamètre et est équipée d'un collimateur basse énergie à trous parallèles. Elle est connectée à un système informatique de traitement des données (Informatek). Celles-ci sont accumulées dans des matrices  $64 \times 64$  à l'aide des programmes de routine du système puis mises sur bande magnétique. Elles sont lues et traitées sur un autre ordinateur indépendant (CII Mitra 125) mieux adapté à ces études car possédant un lecteur de cartes, une imprimante et une plus grande disponibilité. Les résultats sont, soit imprimés sous forme de tableaux de nombre à deux chiffres (valeur maximale ramenée à 100), soit visualisés sur l'écran couleur du système.

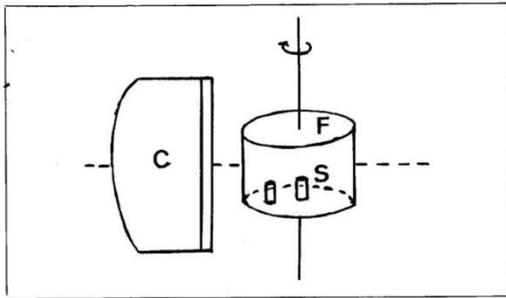


Fig. 2. — Arrangement du fantôme F contenant les flacons S tournant devant la caméra C.

Le fantôme employé pour les expériences consiste en un récipient qui s'évase légèrement. Il est constitué de plastique fin de 0,3 cm d'épaisseur et de 21 cm de diamètre à sa partie inférieure. Des flacons de verre remplis de solution radio-active ou non sont fixés par de la colle, sur le fond du récipient. Le fantôme est placé sur un plateau tournant de 30 cm de diamètre, spécialement construit pour ces travaux, disposé devant la caméra (fig. 2). Le plateau est tourné manuellement autour d'un axe vertical; 64 positions angulaires définies à l'aide d'encoches sous le plateau permettent de choisir un nombre variable de positions (16, 32 ou 64 par exemple) pour l'acquisition des données. L'axe de rotation est localisé à l'aide d'un fin capillaire radio-actif disposé au centre du plateau.

#### 3.2. Procédure expérimentale

Six flacons de même diamètre (1,6 cm) sont immergés dans le fantôme contenant une solution radio-active ( $^{99m}\text{Tc}$ ). Ces flacons contiennent un même volume de liquide dont la concentration radio-active en technétium est nulle, inférieure ou supérieure à celle de la solution.

La figure 3 présente la position des flacons et les activités mesurées correspondantes.

Les données pour la tomographie ont été collectées selon 64 incidences réparties régulièrement sur  $360^\circ$  (incrément angulaire de  $5,625^\circ$ ). Le temps de comptage était de 7 secondes par incidence. L'étude a été faite au

niveau d'une coupe centrale correspondant à une hauteur de 0,5 cm (dimension du pixel) passant par le milieu des sources. Le nombre total d'impulsions détecté à ce niveau après sommation sur les 64 incidences était égal à environ 669 000.

#### 3.3. Résultats

Les tableaux à deux chiffres obtenus après traitement ne peuvent être présentés dans cet article, mais ils permettent une analyse fine des résultats. On peut ainsi connaître la valeur minimale au niveau des flacons hypoactifs et la valeur maximale au niveau des flacons hyperactifs (fig. 4). On peut aussi construire des profils d'activité (fig. 5 et 6) et nous avons choisi à titre d'exemple deux directions A et B définies sur la figure 3 : A passe par les flacons 1, 2 et 3 (fig. 5); et B ne traverse que la solution radioactive, à distance modérée du centre (3 cm) (fig. 6).

Les constatations faites à partir des différents documents présentés ou visualisés sur l'écran couleur du système informatique peuvent être résumées ainsi :

(a) le traitement mathématique introduit des artefacts; le plus apparent dans notre étude est la couronne périphérique hyperactive;

(b) lorsque le centrage est satisfaisant, le traitement avec ou sans correction d'absorption objective très nettement les zones non actives (fig. 1, 3 et 5) ainsi que la plus active (fig. 4). Les autres zones sont moins visibles, en particulier celle correspondant au flacon n°2 est à la limite de la détection;

(c) comme prévu le décentrage détériore la qualité des résultats et modifie l'emplacement des anomalies;

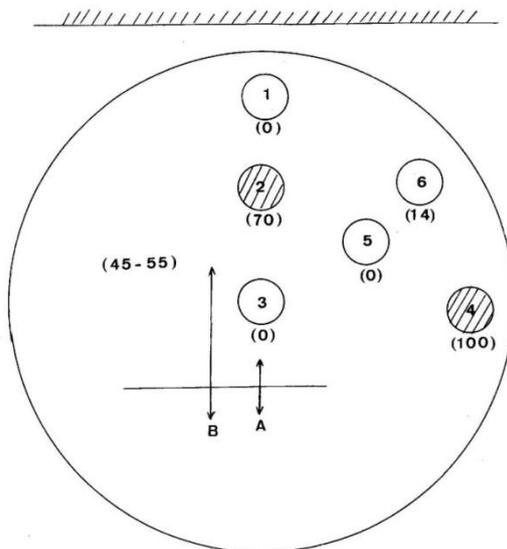


Fig. 3. — Disposition des six flacons à l'intérieur du fantôme. Les concentrations radioactives des flacons sont indiquées entre parenthèses; elles sont normalisées et exprimées en pourcentage du maximum. Les zones hachurées sont plus actives que la solution contenue dans le récipient. Les résultats correspondant aux divers traitements seront présentés en particulier au niveau des deux directions A et B.

cet effet est déjà marqué pour un décentrage de 0,5 cm; il est considérable pour un décentrage de 1 cm et le flou introduit masque en particulier la zone centrale; par ailleurs, le décentrage amplifie la couronne périphérique;

(d) la correction d'absorption permet de se rapprocher des valeurs théoriques aussi bien au niveau des zones hypo ou hyperfixantes qu'en dehors, au sein de la solution radioactive. C'est ainsi que pour la zone centrale non fixante (fig. 3), on obtient pour valeur minimale 3% du maximum au lieu de 10%. La zone légèrement plus active que la solution (fig. 2) est aussi un peu plus apparente comme le montre le profil d'activité (fig. 5). La valeur maximale passe de 51 à 69% du maximum (valeur théorique = 70%). La correction d'absorption amplifie aussi les fluctuations aléatoires. Il paraît alors intéressant d'utiliser un facteur de régularisation plus important, par exemple  $\epsilon=1$  au lieu de 0,5; les résultats sont légèrement modifiés comme le montre le tableau de la figure 4. On note par ailleurs qu'au niveau de la solution radioactive à distance des anomalies (fig. 6), les valeurs calculées diminuent régulièrement à mesure que l'on s'approche du centre. Cet effet net en l'absence de correction d'absorption est considérablement réduit dans le cas contraire;

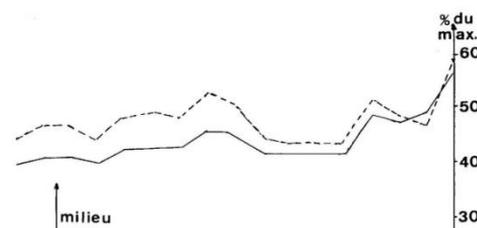


Fig. 6. — Profil des densités radioactives calculées suivant la coupe B (voir fig. 3) pour deux modalités différentes correspondant à un centrage correct (—  $\mu=0$ ; - - -  $\mu=0,2$ ).

(e) les différents documents visualisés sur écran présentent des aspects peu différents lorsque le centrage est correct. A titre d'exemple, la figure 7 montre le résultat obtenu avec  $\epsilon=0,5$  et  $\mu=0,2$ .

3.4. Commentaires

(a) La qualité du centrage est essentielle. L'analyse précise de la courbe de réponse de la source radio-active axiale montrait que l'axe de rotation de la source et le

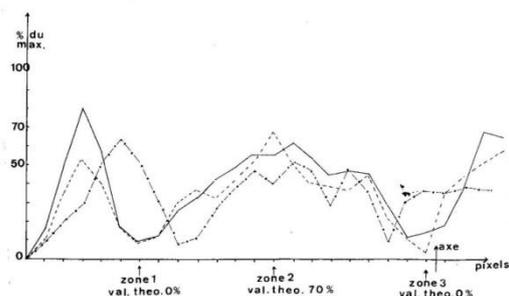


Fig. 5. — Profil des densités radioactives calculées [fonction  $f(r, \theta)$ ] suivant la coupe A traversant les zones n° 1, 2 et 3 (voir fig. 3) pour trois modalités différentes (—  $\mu=0$ , bon centrage; - - -  $\mu=0,2$ , bon centrage; - · -  $\mu=0,2$ , décentrage de -1).

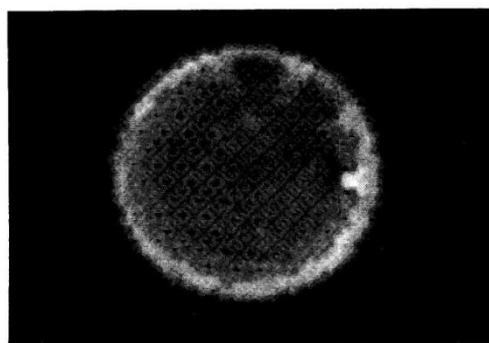


Fig. 7. — Visualisation en noir et blanc du résultat correspondant à un bon centrage et la correction d'absorption ( $\mu=0,2$ ). A noter que, sur le document d'origine en couleur, les différentes anomalies apparaissent beaucoup mieux.

TABLEAU

Numéro du Flacon	Concentration radioactive normalisée	Résultats normalisés				
		C=0 $\mu=0$ $\epsilon=0,5$	C=0 $\mu=0,2$ $\epsilon=0,5$	C=-1 $\mu=0$ $\epsilon=0,5$	C=-2 $\mu=0$ $\epsilon=0,5$	C=0 $\mu=0,2$ $\epsilon=1$
1. ....	0	8	9	9	27	9
2. ....	70	51	69	54	56	66
3. ....	0	10	3	10	25	8
4. ....	100	100	100	100	100	100
5. ....	0	1	-5	9	18	-3
6. ....	14	19	20	25	28	20
Maximum vrai. ...		138	664	110	112	656

Fig. 4. — Tableau des résultats obtenus suivant plusieurs modalités définies par le centrage (C) (0=correct, 1=décentrage de 1 pixel, 2=décentrage de 2 pixels) et la correction d'absorption ( $\mu$ =coefficient d'absorption employé). Dans tous les cas, un prétraitement a été effectué (moyennage sur les valeurs de la coupe et celles juste voisines). Les valeurs obtenues après traitement sont normalisées et exprimées en pourcentage du maximum (=100). Dans les zones moins actives que la solution (flacons n° 1, 3, 5 et 6); la valeur indiquée est la plus basse de la zone. Dans les zones plus actives que la solution (flacons n° 2 et 4), la valeur portée est la plus élevée de la zone.

milieu du pixel central de la matrice ne coïncidaient pas parfaitement et étaient séparés d'un intervalle d'environ 1 à 2 mm. Ceci peut expliquer les légères déformations des zones anormales créées sur les résultats. Pour permettre une étude plus fine, il aurait fallu réaliser des acquisitions de matrices  $128 \times 128$  correspondant à des pixels de 0,25 cm.

(b) Nous avons réalisé une correction d'absorption dans des conditions idéales : domaine circulaire et centré sur l'axe de rotation, milieu homogène. Celle-ci apporte quelques améliorations mais elles sont insuffisamment démonstratives pour imposer la correction d'absorption en routine. Pour utiliser notre algorithme, il convient par ailleurs de connaître le contour et l'assimiler à un cercle ou une ellipse; il suppose en outre que le coefficient d'absorption soit constant. Ces conditions peuvent être assez éloignées de la réalité ce qui peut réduire la valeur de la correction même utilisée comme première approximation.

(c) Le traitement préalable des images est utile. Le moyennage sur trois coupes réduit nettement les variations dues au hasard et diminue le bruit de fond.

(d) L'artéfact constitué par la couronne hyperactive est lié au fait que la concentration radioactive passe brusquement de zéro à une valeur élevée. Les fonctions utilisées ne peuvent pas suivre parfaitement « les marches d'escalier ».

## 4. DISCUSSION

### 4.1. Cas ou $\mu \neq 0$

L'étude a été faite sur les hypothèses suivantes :

—  $\mu$  constant à l'intérieur d'un domaine D connexe (sans « trou »);

— possibilité de calculer les fonctions  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$  égales respectivement à  $HP_1$  et  $HP_2$  et qui dépendent du contour de D supposé connu (voir *fig. 1*). Ce coefficient  $\mu$  intervient dans l'équation fondamentale (3) d'une part dans le premier membre par l'expression  $ch(\mu l)$ , d'autre part dans le calcul du second membre par :

$$h(x, \omega) = \frac{1}{2} [\exp \{ -\mu l_1(x, \omega) \} g_1(x, \omega) + \exp \{ \mu l_2(x, \omega) \} g_2(x, \omega)],$$

où  $g_1$  et  $g_2$  sont les nombres de coups mesurés respectivement en  $M_1$  et  $M_2$  et où  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$  dépendent du contour de D et devraient être calculés pour chaque contour.

Les matrices  $R_\epsilon^n$  [qui permettent le calcul des  $f_i^n$  par (11)] dépendent de  $\mu$  mais non du contour; elles peuvent donc être tabulées, une fois  $\mu$  connu. Au contraire  $h(x, \omega)$  devra être calculé pour chaque application, ce qui nécessitera le calcul de  $l_1(x, \omega)$  et de  $l_2(x, \omega)$ .

Dans l'exemple traité, le contour de D est un cercle de rayon R, centré à l'origine. On a alors :

$$l_1(x, \omega) = \sqrt{R^2 - x^2} \quad \text{et} \quad l_2(x, \omega) = -\sqrt{R^2 - x^2}$$

Le calcul de  $l_1$  et de  $l_2$  sera encore facile à programmer si le contour de D est un cercle non-centré à l'origine ou une ellipse. Le cas général paraît *a priori* délicat à traiter.

### 4.2. Cas ou $\mu = 0$

Nous avons noté que l'équation (3) devenait alors identique à l'équation fondamentale de la tomographie d'absorption, pour laquelle il existe des méthodes classiques de résolution.

Avant de comparer ces méthodes et la nôtre, il faut d'abord rappeler que l'équation :

$$\int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f(r, \theta) dl = h(x, \omega),$$

n'est soluble que si  $h(x, \omega)$  satisfait à des conditions de compatibilité que nous avons explicitées en (9).

Ceci est un fait mathématique, indépendant de la technique de résolution, qui entraîne que le moindre écart sur  $h(x, \omega)$  se traduit par de fortes erreurs sur la solution  $f(r, \theta)$  : c'est un phénomène d'instabilité numérique; une conséquence est que toute technique de résolution numérique devra nécessairement faire appel à un mécanisme de régularisation qui devra éliminer au mieux les artéfacts dus à l'instabilité tout en conservant dans la mesure du possible les informations réelles. En fait il y aura toujours compromis entre ces deux aspects.

La méthode de régularisation utilisée dans les techniques classiques ([1], [4]) est en général un filtrage sur les harmoniques de  $h(x, \omega)$  considérés comme fonctions de la seule variable  $x$ . Cette technique de filtrage diffère de façon essentielle de la technique de régularisation que nous avons utilisée; il n'a pas encore été possible de faire une comparaison sérieuse de la qualité des résultats obtenus soit par la technique que nous avons décrite, soit par les techniques classiques.

Notons enfin que le fait de pouvoir précalculer les matrices  $R_\epsilon^n$  devrait permettre un gain appréciable en temps de calcul.

## Remerciements

Nous remercions M. Duviol et ses collaborateurs (Unité I.N.S.E.R.M. U95) qui ont réalisé le plateau tournant employé pour l'étude expérimentale.

**BIBLIOGRAPHIE**

- [1] B. BORNAUD et F. SOUSSALINE, Appareils et techniques scintigraphiques de Médecine nucléaire. *Bibliographie CEA BIB 214*, Suppl. n° 3, 1979.
- [2] A. M. LANDRAUD, Bases de la tomographie avec assistance d'ordinateur. Possibilités d'une méthode analogique optique. *J. Biophys. et Méd. Nucl.*, 4, n° 1, 1980, 27-37 (nombreuses références bibliographiques).
- [3] J. LEGRAS, *Méthodes et techniques de l'analyse numérique*, Dunod, Paris 1971.
- [4] R. OUDIN, L'opérateur de Radon appliqué à des espaces de fonctions sur  $\mathbb{R}^2$ . *Thèse d'État*, 1978 (nombreuses références bibliographiques en particulier dans le domaine théorique).

## **MEDECINE NUCLEAIRE : GESTION**

Gestion administrative et médicale par ordinateur d'un Service de Médecine Nucléaire

LEGRAS B, MARTIN J, VIARD D

Journal de Biologie et de Médecine Nucléaire, 1974, 9, 35, 47-54

No 20

# GESTION ADMINISTRATIVE ET MÉDICALE PAR ORDINATEUR D'UN SERVICE DE MÉDECINE NUCLÉAIRE

par **B. LEGRAS, J. MARTIN et D. VIARD**

*Avec la collaboration technique de P. EMOND et de N. BUNEL  
Service d'Exploration Fonctionnelle par les Isotopes,  
Section d'Informatique Médicale (Groupe INSERM U. 95) (P<sup>r</sup> J. MARTIN)  
U.E.R. des Sciences Médicales,  
30, rue Lionnois, 54000 NANCY*

**Résumé.** — Les auteurs présentent la gestion administrative et médicale par ordinateur utilisée en routine depuis le début de l'année 1972 dans le service des isotopes de Nancy. Ils ont fait en sorte que mis à part la perforation des cartes, cela n'entraîne pas de perte de temps de secrétariat, mais au contraire un gain par la détermination automatique des bilans mensuels. Elle leur permet surtout d'obtenir un fichier de malades, avec les examens pratiqués et de nombreux renseignements médicaux destinés à des exploitations statistiques.

## **Administrative and medical computer management of a nuclear medicine laboratory**

by **B. LEGRAS, J. MARTIN, D. VIARD**

**Abstract.** — The authors present an administrative and medical management by computer used since the beginning of 1972 in the Nuclear Medicine Laboratory of Nancy.

They managed it so that excepting the perforation of cards, it should not involve a loss of time on the part of the secretaries but on the contrary, allow a gain of time thanks to the automatic determination of the monthly balances. It allows them chiefly to obtain a card-index of the patients with the explorations and many medical data used for statistical work.

## **INTRODUCTION.**

Chaque mois, le Service des Isotopes de Nancy pratique environ un millier d'examen qui peuvent être rangés en trois catégories : traitements isotopiques, consultations simples après traitement, explorations dans un but diagnostique.

Ces dernières qui constituent l'essentiel de l'activité hospitalière du Service comprennent des explorations *in vivo*, essentiellement par des isotopes, mais également, depuis peu, par d'autres méthodes physiques (échographie - thermographie) et enfin des tests isotopiques *in vitro*.

Pour chaque malade, et ceci depuis des années, nous ouvrons un dossier formé d'une feuille double dans laquelle sont glissés les renseignements relatifs aux examens (demande de l'examen, observation

médicale, etc...) et les résultats obtenus (calculs, courbes, doubles des réponses et des scintigraphies, etc...). La première page porte le nom, l'âge, l'adresse du patient ainsi que la date, le numéro du dossier et le type d'examen.

De plus, les Services administratifs de l'hôpital nous demandent de leur fournir pour chaque malade une facture comportant de nouveau les mêmes renseignements (état civil, domicile...) ainsi que les cotations des actes réalisés et pour les explorations isotopiques la nature et la dose du produit employé.

Enfin, il nous faut établir un bilan mensuel comprenant le total des diverses cotations (R ou Z, K et C) pour différentes catégories de malades (hospitalisés, externes...) et éventuellement, le nombre de malades par examen (\*).

Le temps passé pour l'établissement du bilan mensuel nous a poussés au début de l'année 1972 à envisager l'emploi d'une fiche informatisée d'autant plus qu'il existait depuis quelques années à proximité du Service des Isotopes un ordinateur et une équipe orientée vers le problème des dossiers médicaux. La fiche informatisée devait nous permettre de remplacer la facture manuscrite envoyée à l'hôpital par une facture imprimée, de déterminer automatiquement le bilan mensuel, d'obtenir un fichier de nos malades plus commodément exploitable. Ces applications purement administratives, nous ont semblé insuffisantes pour le prix de l'opération et nous avons prévu la possibilité d'inclure des données médicales.

Nous décrivons la fiche informatisée, le moyen utilisé pour éviter des copies inutiles, les contrôles effectués par l'ordinateur pour vérifier les informations, le document imprimé en double pour l'hôpital et le Service, le bilan automatique effectué sur l'ensemble des factures imprimées, le bilan mensuel.

Nous indiquerons les contraintes et les limites de la formule utilisée ayant nécessité l'emploi pour certaines explorations de fiches informatisées supplémentaires à but purement médical.

(\*) Le Service des Isotopes de Nancy est un établissement de l'Education Nationale qui a passé une convention avec le Centre Hospitalier et qui doit établir chaque mois un bilan comptable.

## LA FICHE INFORMATISEE ET LE DOSSIER.

La fiche informatisée de structure fixe, est une feuille imprimée recto-verso qui comprend 240 cases correspondant à 3 cartes à 80 colonnes. On peut distinguer (figures 1 et 2) deux parties, l'une administrative, l'autre médicale.

Dans la deuxième partie, le médecin indique, pour un certain nombre d'explorations, les raisons de demande, les résultats obtenus et éventuellement sur les deux dernières lignes des résultats quantitatifs. Nous avons choisi d'utiliser une simple fiche informatisée et non un dossier volumineux. Ceci nous a conduit à employer de nombreux codes qui ne figurent pas en clair sur la feuille, malgré certaines

SERVICE D'EXPLORATION FONCTIONNELLE PAR ISOTOPES ET AUTRES METHODES PHYSIQUES - C. H. U. - NANCY		1 <sup>re</sup> CARTE	
		Identification	
		: 1 : : 7 : 9 : 1 :	Central Brabois
		↑	: 2 :
		dernier chiffre du millésime	
NUMERO DU DOSSIER DANS LE SERVICE		: : : : : (10)	
DATE DU DEBUT DE L'EXAMEN		: : : : : (12) : : : : : (14)	
		jour mois	
<b>ETAT CIVIL</b>			
Nom	■	: : : : : (29)	
Nom de jeune fille	■	: : : : : (41)	
Prénom usuel	■	: : : : : (52)	
et si possible initiale du 2 <sup>e</sup> prénom (avec un blanc entre)			
Age		Sexe : masculin (1) - féminin (2)	: : : : : (53)
		Année de naissance	1 : : : : : (56)
Numéro de S.S.	■	: : : : : (60)	
Etranger : si oui (1) (préciser en clair le pays d'origine)			
: : : : : (70)			
<b>HOSPITALISATION</b>			
Malade hospitalisé dans le C.H.U. (1) ou externe hospitalisé hors du C.H.U. (2) ou externe privé (3) : : : : : (71)			
Hôpital de Nancy (si 1) (code) : : : : : (72)			
Numéro d'hospitalisation (si 1) Classe de S.S. (si 3) ■ : : : : : (80)			
		<b>2<sup>e</sup> CARTE</b> : 2 :	
Service dans le C.H.U. (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation hors du C.H.U. (si 2)			
■ : : : : : (19)			
Salle (si 1) : : : : : (21)			
DOMICILE : département (code postal) : : : : : (26)			
numéro dans la rue : : : : : (29)			
Rue : ■ : : : : : (46)			
Ville : ■ : : : : : (66)			
<b>EXAMEN</b>			
— Urgence : si satisfaite le jour même (1) - si non satisfaite (2) : : : : : (69)			
— Délai en jours entre demande de rendez-vous et examen (Dans le cas d'examens demandés pour le plus tôt possible) (sinon blanc) (00 si examen réalisé le jour même, 01 le jour suivant... etc...) : : : : : (71)			
— Examen pratiqué de 1960 à 1969 - si oui(6) : : : : : (72)			

Fiche informatique administrative et médicale

Modèle janvier 1973

Fig. 1. — Recto de la fiche informatisée administrative et médicale du Service des Isotopes — Partie administrative.

Dans la partie administrative on note principalement :

— sur la 1<sup>re</sup> page : les renseignements relatifs à l'état civil du malade, le lieu d'hospitalisation et son domicile ;

— sur la 2<sup>e</sup> page : les produits utilisés, les examens pratiqués avec les cotations, les appareils employés.

réserves théoriques initiales. On pouvait craindre en effet, que la nécessité de recourir à des documents extérieurs pour coder les dossiers, freine leur utilisation en routine. Il n'en a rien été du fait surtout, de la stabilité du personnel, de la spécialisation des médecins et de leur motivation. Un des codes est alphabétique (code des hôpitaux de Nancy caractérisés par leur première lettre) ; les autres

sont numériques variant de 0 à 9 (code des consultations et traitements) ou de 00 à 99 (code des isotopes, des examens isotopiques morphologiques, non morphologiques, des tests *in vitro*, des autres examens par méthodes physiques). Notons en passant que les secrétaires apprennent très vite les codes qui de plus nous ont obligé à préciser parfaitement l'ensemble des actes pratiqués.

de la demande (codes de 00 à 99) et enfin deux pour les résultats obtenus (codes de 00 à 99). Les deux dernières lignes destinées essentiellement aux résultats quantitatifs, constituent une zone commune employée différemment selon le type d'exploration (par exemple, on utilise les deux premières cases pour indiquer le taux de fixation thyroïdienne à la 20<sup>e</sup> minute dans le cas de l'exploration thyroïdienne

**PRODUITS UTILISES**  
 — Isotopes

Nature (code) : : : : (74)  
 Dose remboursable en millicuries : : : : (79)  
 ou dose indiquée par un code : : : : (80)

---

3<sup>e</sup> CARTE : 3 :

— Fourniture complémentaire. Si oui (code) : : : : (12)  
 (produit non RA ou 2<sup>e</sup> isotope - indiquer alors en clair sa nature et la dose)

**EXAMENS PRATIQUES - COTATION**

- CONSULTATION SIMPLE Ex N° : : : : (3) : : : : (4)  
 (0 si gratuit)
- TRAITEMENT Ex N° : : : : (5)
- DIAGNOSTIC

Examens morphologiques (scintigraphies) Ex N° : : : : (7)

Cotation de cet examen ou du traitement Z : : : : + Z : : : : + Z : : : : + Z : : : : (10) (12) (14) (16)  
 (0 si gratuit)

Examens isotopiques non morphologiques Ex N° : : : : (18)

Cotation globale Z : : : : (21)  
 (0 si gratuit)

Tests *in vitro* Ex N° : : : : Cotation Z : : : : (25)  
 (23) (0 si gratuit)

Examens par méthodes physiques Ex N° : : : : Cotation K : : : : (29)  
 (27) (0 si gratuit)

Ex N° : : : : Cotation K : : : : (33)  
 (31) (0 si gratuit)

**APPAREILLAGE**

— Enregistrement sur ruban. Si oui (1) : : : : (34)  
 — Appareils scintigraphiques utilisés (code) : : : : (35) : : : : (36)

**RESULTATS DE L'EXPLORATION (à remplir par le Médecin)**

— Médecin responsable : : : : (38) Exploration (code) : : : : (40)

— Raisons de demande de l'exploration (code) : : : : (42)

— Résultats obtenus (code) : : : : (44) : : : : (46)

: : : : (47) : : : : (50) : : : : (53) : : : : (56) : : : : (59) : : : : (60) : : : : (63)  
 : : : : (64) : : : : (65) : : : : (68) : : : : (70) : : : : (73) : : : : (75) : : : : (78) : : : : (80)

Fig. 2. — Verso de la fiche informatisée — Partie administrative (suite) et partie médicale.

Plus difficile a été la mise au point des codes médicaux relatifs à une vingtaine d'explorations (thyroïdienne, pulmonaire, hépatique, rénale, hématologiques, métaboliques... (\*). Il existe dans tous les cas, un emplacement fixe pour le type de l'exploration (code de 00 à 99), un autre pour les raisons

et les 4 premières pour noter le fond commun calcique dans le cas de l'exploration du métabolisme du calcium).

Parmi les autres difficultés rencontrées, signalons celle des cotations. Celles-ci sont variables dans le cas des examens isotopiques morphologiques car elles dépendent du nombre de scintigraphies effectuées. Par contre, dans le cas des examens isotopiques non morphologiques, la cotation ne varie pas et dépend seulement du type de l'examen. Nous

(\*) Voir en annexe les codes de l'exploration rénale donnés à titre d'exemple.



## L'IMPRESSION DES FACTURES.

Les fiches informatisées transmises au Service d'Informatique sont perforées sur carte le jour même ou le lendemain et traitées par l'ordinateur. Celui-ci fournit pour chaque fiche deux documents imprimés, l'un à côté de l'autre (figure 4). Le premier qui ne renferme pas de données médicales est destiné à l'hôpital, le second plus complet et où figurent les renseignements médicaux reste au Service des Isotopes, dans les archives. Les feuilles imprimées sont alors renvoyées au Service des Isotopes où elles sont vérifiées puis séparées.

Au début de cette expérience, nous avons noté un taux élevé de documents imprimés incorrects, soit parce que les fiches informatisées étaient mal ou incorrectement remplies, soit par erreur de perforation (absence de vérification des cartes pour des raisons d'insuffisance de personnel). Les corrections nécessitaient des navettes supplémentaires, des recherches de cartes, leurs corrections et de nouvelles impressions, ceci prenait du temps et retardait l'envoi des documents imprimés à l'hôpital.

La solution optimale nous a semblé être de réaliser le maximum de contrôles par le programme d'impression. Plus de 20 tests vérifient que les éléments essentiels (nom, prénom, sexe, numéro aux Isotopes, date, examen avec leurs cotations...) ne sont pas oubliés ou mal perforés. Sinon l'impression s'arrête ; les cartes sont alors retirées et corrigées immédiatement ou dans un deuxième temps. En fin de compte, la vérification des documents imprimés au Service des Isotopes ne porte plus quasiment que sur l'orthographe du nom et du domicile et le taux d'erreurs est devenu négligeable.

## LES PROGRAMMES DE BILANS ADMINISTRATIFS.

Chaque jour, on envoie à l'hôpital les factures imprimées et vérifiées. Mais cela n'est pas suffisant et on nous demande d'adresser en outre, simultanément un récapitulatif des cotations et ceci pour différentes catégories de malades (hospitalisés, externes...).

C.N.U.	SERVICE D'EXPLOR. FONCT. PAR	C.N.U.	SERVICE D'EXPLOR. FONCT. PAR
NANCY	RADIO-ISOTOPES ET METHODES PHYSIQUES	NANCY	RADIO-ISOTOPES ET METHODES PHYSIQUES
	* DATE DE L'EXAMEN : 06.02.73		* DATE DE L'EXAMEN : 06.02.73
	* NUMERO DOSSIER ISOTOPES : 45380		* NUMERO DOSSIER ISOTOPES : 45380
* MALADE HOSPITALISE DANS LE CHU *		* MALADE HOSPITALISE DANS LE CHU *	
HOPITAL : (CODE) C		HOPITAL : (CODE) C	
SERVICE : MED B 01 SALLE : 10		SERVICE : MED B 01 SALLE : 10	
* NUMERO D'HOSPITALISATION AU CHU : NY2.46572		* NUMERO D'HOSPITALISATION AU CHU : NY2.46572	
* NOM : DUPONT NOM J.F. :		* NOM : DUPONT NOM J.F. :	
PRENOMS : JULIE SEXE : F		PRENOMS : JULIE SEXE : F	
* ADRESSE : 30 RUE A BRIAND		* ADRESSE : 30 RUE A BRIAND	
54000 NANCY		54000 NANCY	
* NUMERO DE SECURITE SOCIALE NON FOURNI		* NUMERO DE SECURITE SOCIALE NON FOURNI	
-----		-----	
* VENU POUR DIAGNOSTIC *		* VENU POUR DIAGNOSTIC *	
EX. ISOT. NON MORPH. NO. 12 COT. TOT. = Z 130		EX. ISOTOPIQUE COTATION TOTALE = Z 130	
2 70 * 2 30 * 2 10 * 2 10 * 2 10		2 70 * 2 30 * 2 10 * 2 10 * 2 10	
FOURNITURE		FOURNITURE	
ISOTOPE UTILISE : (CODE) 31		ISOTOPE UTILISE : (CODE) 31	
DOSE REMBOURSABLE EN MILLICURIES : 0,50		DOSE REMBOURSABLE EN MILLICURIES : 0,50	
-----		-----	
* IMPRIME LE 20.09.73		* IMPRIME LE 20.09.73	
DELAI : 03 APPAREILS UTILISES :		DELAI : 03 APPAREILS UTILISES :	
* MEDECIN RESPONSABLE : GE EXPLORATION : 24		* MEDECIN RESPONSABLE : GE EXPLORATION : 24	
* RAISON : 80 RESULTATS OBTENUS :		* RAISON : 80 RESULTATS OBTENUS :	
* RESULTATS QUANTITATIFS : 050281914		* RESULTATS QUANTITATIFS : 050281914	

Fig. 4. — Exemple de factures imprimées à partir d'une fiche informatisée. Celle de droite qui renferme des renseignements médicaux reste dans le Service des Isotopes. Celle de gauche sans données médicales est envoyée à l'hôpital. Il s'agit d'une étude de la durée de vie des plaquettes (exploration n° 24) pour une suspicion de purpura thrombopénique (raison n° 80). Les résultats quantitatifs correspondent à la durée de vie (05,0 jours), des pourcentages remis en circulation à la 30<sup>e</sup> mn (20 %) 3<sup>e</sup> h (19 %) et 24<sup>e</sup> h (14 %).

FACULTÉ DE MÉDECINE - C.H.U.  
Informatique Médicale  
NANCY

<p>EXAMENS EFFECTUES PENDANT LE MOIS DE JANVIER 1973</p> <p>DATE DE L'IMPRESSION : 17.02.73</p> <p>NB DE FACTURES = 0121</p> <table border="0" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 33%;">DANS LE C.H.U.</td> <td style="width: 33%;">EXTERNES</td> <td style="width: 33%;">TOUL</td> </tr> <tr> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">COT,Z</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">NB</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">TOT</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">COT,Z</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">NB</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">TOT</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">COT,Z</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">NB</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">TOT</td> </tr> <tr> <td>30</td><td>102</td><td>03000</td><td>30</td><td>019</td><td>00570</td><td>30</td><td>005</td><td>0150</td> </tr> <tr> <td>40</td><td>003</td><td>00120</td><td>40</td><td>002</td><td>00080</td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>100</td><td>015</td><td>01500</td><td>100</td><td>009</td><td>00900</td><td>100</td><td>001</td><td>0100</td> </tr> <tr> <td>130</td><td>001</td><td>00130</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>150</td><td>001</td><td>00150</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>200</td><td>002</td><td>00400</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td colspan="3">* NB DE Z = 03300</td> <td colspan="3">* NB DE Z = 01550</td> <td colspan="3">* NB DE Z = 0250</td> </tr> </table> <table border="0" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 33%;">COT,K</td> <td style="width: 33%;">NB</td> <td style="width: 33%;">TOT</td> <td style="width: 33%;">COT,K</td> <td style="width: 33%;">NB</td> <td style="width: 33%;">TOT</td> <td style="width: 33%;">COT,K</td> <td style="width: 33%;">NB</td> <td style="width: 33%;">TOT</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td>20</td><td>001</td><td>0020</td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td colspan="3"></td> <td colspan="3">* NB DE K = 0020</td> <td colspan="3"></td> </tr> </table>	DANS LE C.H.U.	EXTERNES	TOUL	COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT	30	102	03000	30	019	00570	30	005	0150	40	003	00120	40	002	00080				100	015	01500	100	009	00900	100	001	0100	130	001	00130							150	001	00150							200	002	00400							* NB DE Z = 03300			* NB DE Z = 01550			* NB DE Z = 0250			COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT													20	001	0020							* NB DE K = 0020						<p>EXAMENS EFFECTUES PENDANT LE MOIS DE JANVIER 1973</p> <p>DATE DE L'IMPRESSION : 17.02.73</p> <p>NB DE FACTURES = 0121</p> <table border="0" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 33%;">DANS LE C.H.U.</td> <td style="width: 33%;">EXTERNES</td> <td style="width: 33%;">TOUL</td> </tr> <tr> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">COT,Z</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">NB</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">TOT</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">COT,Z</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">NB</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">TOT</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">COT,Z</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">NB</td> <td style="border-top: 1px solid black; border-bottom: 1px solid black;">TOT</td> </tr> <tr> <td>30</td><td>102</td><td>03000</td><td>30</td><td>019</td><td>00570</td><td>30</td><td>005</td><td>0150</td> </tr> <tr> <td>40</td><td>003</td><td>00120</td><td>40</td><td>002</td><td>00080</td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>100</td><td>015</td><td>01500</td><td>100</td><td>009</td><td>00900</td><td>100</td><td>001</td><td>0100</td> </tr> <tr> <td>150</td><td>001</td><td>00130</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>150</td><td>001</td><td>00150</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td>200</td><td>002</td><td>00400</td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td colspan="3">* NB DE Z = 03300</td> <td colspan="3">* NB DE Z = 01550</td> <td colspan="3">* NB DE Z = 0250</td> </tr> </table> <table border="0" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 33%;">COT,K</td> <td style="width: 33%;">NB</td> <td style="width: 33%;">TOT</td> <td style="width: 33%;">COT,K</td> <td style="width: 33%;">NB</td> <td style="width: 33%;">TOT</td> <td style="width: 33%;">COT,K</td> <td style="width: 33%;">NB</td> <td style="width: 33%;">TOT</td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td></td><td></td><td></td><td>20</td><td>001</td><td>0020</td><td></td><td></td><td></td> </tr> <tr> <td colspan="3"></td> <td colspan="3">* NB DE K = 0020</td> <td colspan="3"></td> </tr> </table>	DANS LE C.H.U.	EXTERNES	TOUL	COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT	30	102	03000	30	019	00570	30	005	0150	40	003	00120	40	002	00080				100	015	01500	100	009	00900	100	001	0100	150	001	00130							150	001	00150							200	002	00400							* NB DE Z = 03300			* NB DE Z = 01550			* NB DE Z = 0250			COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT													20	001	0020							* NB DE K = 0020					
DANS LE C.H.U.	EXTERNES	TOUL																																																																																																																																																																																																																													
COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT																																																																																																																																																																																																																							
30	102	03000	30	019	00570	30	005	0150																																																																																																																																																																																																																							
40	003	00120	40	002	00080																																																																																																																																																																																																																										
100	015	01500	100	009	00900	100	001	0100																																																																																																																																																																																																																							
130	001	00130																																																																																																																																																																																																																													
150	001	00150																																																																																																																																																																																																																													
200	002	00400																																																																																																																																																																																																																													
* NB DE Z = 03300			* NB DE Z = 01550			* NB DE Z = 0250																																																																																																																																																																																																																									
COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT																																																																																																																																																																																																																							
			20	001	0020																																																																																																																																																																																																																										
			* NB DE K = 0020																																																																																																																																																																																																																												
DANS LE C.H.U.	EXTERNES	TOUL																																																																																																																																																																																																																													
COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT	COT,Z	NB	TOT																																																																																																																																																																																																																							
30	102	03000	30	019	00570	30	005	0150																																																																																																																																																																																																																							
40	003	00120	40	002	00080																																																																																																																																																																																																																										
100	015	01500	100	009	00900	100	001	0100																																																																																																																																																																																																																							
150	001	00130																																																																																																																																																																																																																													
150	001	00150																																																																																																																																																																																																																													
200	002	00400																																																																																																																																																																																																																													
* NB DE Z = 03300			* NB DE Z = 01550			* NB DE Z = 0250																																																																																																																																																																																																																									
COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT	COT,K	NB	TOT																																																																																																																																																																																																																							
			20	001	0020																																																																																																																																																																																																																										
			* NB DE K = 0020																																																																																																																																																																																																																												

Fig. 5. — Feuille de bilan des factures pour trois catégories de malades.

Nous avons supprimé cette étape manuelle, longue et délicate grâce à un deuxième programme qui établit ce bilan sur l'ensemble des cartes correctes et l'imprime en double (figure 5). Il reste seulement à vérifier que le nombre de factures imprimées adressées à l'hôpital correspond au nombre traité (indiqué en haut de la feuille). La sécurité est alors presque totale.

Le bilan mensuel devient alors très rapide. Il suffit d'utiliser ce programme sur l'ensemble des cartes du mois ou d'additionner les valeurs obtenues journalièrement.

Signalons que nos programmes généraux de fichier nous permettent également de déterminer sur une période donnée (un mois par exemple) le nombre de malades examen par examen, éventuellement service par service et de tenir ainsi à jour nos statistiques.

#### LES LIMITES ET LES CONTRAINTES.

L'ordinateur du Service d'Informatique est un petit ordinateur (CII 10 010 à mémoire centrale de 16 K octets), qui permet d'exploiter des fichiers

quasi-extemporanément et à la demande, à condition que ceux-ci ne soient pas trop lourds (moins de 4 000 cartes environ, ce qui correspond sensiblement aux cartes d'un mois). L'utilisation du 10 010 a l'avantage d'un coût très modique et de la commodité des programmes généraux d'interrogation mis au point.

Dans le cas des gros fichiers, l'exploitation est faite sur l'ordinateur CII 10 070 de l'Université auquel le 10 010 est relié par une ligne à 2 400 bauds. Nous montons donc sur bande magnétique nos fichiers-cartes qui deviennent vite très volumineux. A partir du fichier général, nous pouvons obtenir des sous-fichiers condensés correspondant aux diverses explorations et permettant une exploitation plus rationnelle des données médicales colligées (études statistiques par exemple, corrélations, listing de certaines catégories de malades, etc...) (fig. 6). Le coût d'utilisation du 10 070 est malheureusement plus important et nous limitons les manipulations des fichiers-bandes.

Il nous faut maintenant noter certaines limites. La première, peu gênante en pratique est que notre fichier général ne s'interroge pas en temps réel, ce qui interdit de l'utiliser comme moyen de savoir immédiatement si telle personne est déjà venue au

TABLEAU DES CARACTERISTIQUES						
LIRELLES	EFFECTIFS	MINIMUM	MAXIMUM	ETENDUE	SOMME	MOYENNE
1 HEURE	268	1000000E 01	2300000E 02	2200000E 02	2045000E 04	7630596E 01
4 HEURE	268	5000000E 01	4600000E 02	4100000E 02	4964000E 04	1852238E 02
1 JOUR	268	2000000E 02	5400000E 02	3400000E 02	8947000E 04	3338432E 02
2 JOUR	268	2000000E 02	5200000E 02	3200000E 02	9166000E 04	3420149E 02

LIRELLES	VARIANCE	ESTIM VARIANCE	ECART TYPE	ESTIM EC-TYP	ECART STOC MOY	E.C.M / ETENDU
1 HEURE	1492700E 02	1498291E 02	3863547E 01	3870776E 01	2364454E 00	3304474E 02
4 HEURE	5710034E 02	5731436E 02	7556477E 01	7570624E 01	4624497E 00	8865829E 02
1 JOUR	5922949E 02	5844778E 02	7630825E 01	7645115E 01	4669999E 00	7280515E 02
2 JOUR	5464600E 02	5485088E 02	7392293E 01	7406137E 01	4524021E 00	7073354E 02

Fig. 6. — Etude statistique réalisée à partir du fichier général de tous les malades de l'année 1972 (8 400). Résultats relatifs aux taux de fixation thyroïdienne à différents moments (1<sup>re</sup> heure, 4<sup>e</sup> heure, 1<sup>er</sup> jour, 2<sup>e</sup> jour) chez les sujets considérés comme euthyroïdiens (268).

Service et pour quel examen. La seconde est qu'il est peu commode et coûteux en temps de récupérer les cartes pour les modifier ou les compléter. Ceci nous empêche en pratique de rajouter par exemple plusieurs semaines après la perforation des cartes certaines données médicales comme les résultats d'autres examens ou mieux les résultats définitifs. De plus, il est impossible d'attendre ces éléments car l'hôpital doit recevoir en général les factures dans un délai inférieur à 15 jours suivant l'examen. On peut pour quelques examens rares (examen par le Fer 59 — durée de vie des hématies par exemple) mettre les cartes de côté, mais cela devient malaisé lorsqu'il s'agit d'examens très fréquents. Ceci nous a conduit dans certains cas, les explorations cérébrales par exemple, à utiliser une fiche informatisée spéciale et de ne plus remplir la partie médicale du bordereau habituel.

Quant aux contraintes, elles sont minimales par rapport aux avantages. La fiche informatisée doit être remplie le plus parfaitement possible, mais ceci permet d'obtenir des dossiers complets et corrects. Le codage de la partie médicale constitue aussi un surcroît de travail pour le médecin, mais, la connaissance et l'emploi du code sont acquis rapidement et l'intérêt lui paraît suffisamment grand pour qu'il fasse en général l'effort nécessaire.

## CONCLUSION.

Depuis le début de l'année 1972, nous utilisons au Service des Isotopes un dossier informatisé qui sert à la fois dans un but administratif et médical.

Si l'on ne tient pas compte du temps de la perforation des cartes, le temps gagné par le secrétariat est notable, les dossiers mieux remplis, et les bilans réalisés automatiquement.

Le codage des renseignements médicaux est relativement rapide et les médecins ont en leur possession un fichier d'où ils peuvent extraire les renseignements désirés (par exemple connaître tous les dossiers correspondant à telle ou telle caractéristique) et sur lesquels ils peuvent réaliser des travaux statistiques. Les avantages sont donc grands pour un coût peu important.

Dans l'avenir nous pensons que les Services de Médecine Nucléaire posséderont des ordinateurs branchés derrière une (ou plusieurs) caméras à scintillations et servant à des tâches multiples (traitement des scintigraphies, gestion du fichier des malades, etc...) évitant ainsi une possible sous-utilisation. Les données seraient saisies directement sur bande magnétique par l'intermédiaire d'une petite console et le fichier pourrait être facilement manipulé, modifié et interrogé. Ceci est pour demain, nous l'espérons.

**ANNEXE. EXEMPLE DE CODES MEDICAUX. EXPLORATION RENALE**

**I. — CODE DE L'EXPLORATION : 04.**

**II. — CODE DES RAISONS DE LA DEMANDE DE L'EXAMEN.**

- 01 — Suspicion d'une tumeur rénale.
- 02 — Etude d'une tumeur rénale connue.
- 05 — Suspicion de lésion rénale après traumatisme.
- 10 — Suspicion d'une anomalie rénale congénitale.
- 11 — Etude d'un rein ectopique.
- 13 — Etude d'un rein muet à l'urographie.
- 20 — Etude d'une insuffisance rénale.
- 24 — Suspicion d'une polykystose rénale.
- 25 — Etude d'une polykystose rénale.
- 30 — Etude d'une affection rénale d'origine infectieuse.
- 31 — Etude d'une affection rénale d'origine obstructive.
- 40 — Surveillance d'un rein transplanté.
- 50 — Etude d'une hypertension artérielle.
- 55 — Suspicion de lésion rénale vasculaire (sténosé...).
- 90 — Autre raison.

- 22 — Existence d'un rein de taille inférieure à la normale avec hypertrophie compensatrice de l'autre rein.
- 30 — Hypofixation des deux reins avec forte fixation hépatique.
- 35 — Visualisation d'une zone hypofixante ou d'une encoche.
- 36 — Visualisation de plusieurs zones hypofixantes.
- 50 — Néphrogramme normal des deux côtés.
- 55 — Néphrogramme anormal d'un seul côté.
- 57 — Néphrogramme anormal des deux côtés.
- 90 — Autre résultat.

**III. — CODE DES RESULTATS OBTENUS.**

- 01 — Scintigraphie d'apparence normale.
- 10 — Absence de fixation au niveau d'une loge rénale.
- 11 — Rein surnuméraire.
- 12 — Rein ectopique.
- 13 — Anomalie de conformation (rein en fer à cheval, aplasie segmentaire...).
- 20 — Reins de taille inférieure à la normale.
- 21 — Existence d'un rein de taille inférieure à la normale sans hypertrophie compensatrice de l'autre rein.

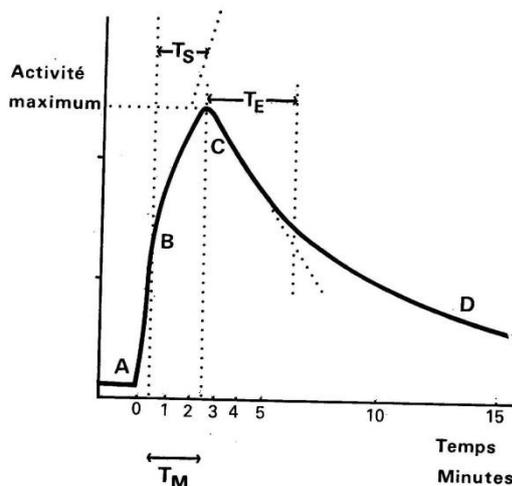


Schéma d'un néphrogramme normal.

**IV. — RESULTATS QUANTITATIFS (relatifs aux néphrogrammes).**

CASES	47	51	54	58	61		
	$T_M$ mn 99 si pas d'excrétion	$T_S$ mn	$T_E$ mn	$T_M$ mn 99 si pas d'excrétion	$T_S$ mn	$T_E$ mn	$\frac{\max G}{\max D}$
	REIN GAUCHE			REIN DROIT			

Les paramètres quantitatifs utilisés sont les suivants (voir schéma) :

- $T_M$  : temps d'apparition du maximum.
- $T_S$  : période de la phase secrétrice BC (temps

nécessaire au doublement de l'activité à partir de B).

$T_E$  : période de la phase excrétrice CD (temps nécessaire à la disparition de la moitié de l'activité à partir de C).

Intérêt clinique de l'utilisation en temps différé de l'ordinateur en exploration fonctionnelle isotopique

LEGRAS B, MARTIN J, GEORGES F

Annales Médicales de Nancy, 1975, 14, 341-348

No 25

## Intérêt clinique de l'utilisation en temps différé de l'ordinateur en exploration fonctionnelle isotopique

par B. LEGRAS, J. MARTIN, F. GEORGES

### RÉSUMÉ

*L'ordinateur utilisé en temps différé dans un service d'explorations fonctionnelles présente de nombreux avantages, car les domaines d'application sont très nombreux :*

- gestion des différents types d'explorations, des stocks...*
- analyse d'images, particulièrement en scintigraphie et gammagraphie*
- calculs et modèles pour l'exploitation des résultats.*

*Nous avons mis au point, à côté d'un dossier systématique qui permet à la fois de prendre en charge l'aspect administratif et l'aspect médical de ces explorations, de nombreux dossiers particuliers (17 à ce jour) qui facilitent beaucoup la tâche de nos techniciens. L'utilisation de l'ordinateur a permis de gagner de très nombreuses heures de personnel, avec le bénéfice supplémentaire de calculs toujours exacts et d'une présentation impeccable des résultats.*

### INTRODUCTION

De nombreuses explorations fonctionnelles isotopiques sont relativement complexes et les résultats nécessitent de multiples calculs. Il s'en suit que leur détermination manuelle ou même à l'aide d'une calculatrice de bureau entraîne une perte de temps rapidement excessive indépendamment d'un risque élevé d'erreurs.

L'emploi de calculatrices programmables à partir de cartes magnétiques a constitué un progrès notable et nous sommes servis pendant plusieurs années d'un appareil de ce type (Programma Olivetti.).

L'utilisation de l'ordinateur muni des périphériques adéquats permet de nouvelles améliorations et nous avons été amenés à abandonner la calculatrice programmable. Mis à part le fait qu'il est indispensable dès que le programme devient volumineux, un autre avantage majeur de l'ordinateur réside dans ses possibilités typographiques. Dans tous les cas, nous faisons imprimer les données, certains calculs intermédiaires permettant les contrôles et les résultats. Ces derniers comprennent souvent des courbes et des renseignements médicaux (valeurs normales et/ou pathologiques). Ils sont toujours fournis en double exemplaires l'un pour nos dossiers, l'autre pour le service demandeur. Nous avons veillé à la présentation des résultats pour éviter leur recopie et gagner ainsi du temps de secrétariat.

Depuis le début de l'année 1972, nous avons mis au point plus de dix programmes d'exploration fonctionnelle que nous décrivons rapidement ici.

### MATÉRIEL

Les petits programmes sont traités sur l'ordinateur CII 10 010 du Service d'Informatique Médicale de la Faculté de Médecine. Il comprend un lecteur de cartes, un lecteur rapide de ruban et une imprimante. Sa mémoire centrale est de 16 K octets.

Deux gros programmes (fer et calcium) comprenant un lissage biexponentiel sont traités sur l'ordinateur CII 10 070 de l'Institut Universitaire de Calcul Automatique (mémoire centrale de 128 K octets) auquel est relié le CII 10 010 par une ligne téléphonique. Les données sont lues et les résultats imprimés au niveau du CII 10 010.

La proximité du Service d'Isotopes et de l'ordinateur constitue un gros avantage et les résultats sont livrés habituellement dans les heures qui suivent.

Communication présentée à la Société de Médecine de Nancy le 24.4.1974.

## PROGRAMMES UTILISÉS

### 1) Mesure de l'absorption de la vitamine B12 en présence et en l'absence de facteur intrinsèque par une technique de double marquage (test de Schilling)

Le système calcule, en tenant compte de la superposition des deux spectres, les taux d'absorption de la vitamine B12 libre marquée au Cobalt 58 et celui de la vitamine B12 additionnée de facteur intrinsèque (vit. B12 marquée au Cobalt 57). L'édition fournit outre les données, les résultats obtenus ainsi que les valeurs habituelles pour différentes affections (fig. 1).

```

C.H.U. NANCY
SERVICE D'EXPLORATION FONCTIONNELLE
PAR LES RADIO-ISOTOPES

EXPLORATION ISOTOPIQUE DE L'ABSORPTION
DE LA VITAMINE B12 PAR DOUBLE MARQUAGE

M. RENE
DERMATO 13.02.74

R E S U L T A T S .

VOLUME DES URINES RECUEILLIES EN 24H. (EN ML.) : V = 2000

ACTIVITE ELIMINEE DANS LES URINES
EN L'ABSENCE DE FACTEUR INTRINSEQUE (C058)
EN POURCENTAGE DE LA DOSE INJECTEE : A- = 3.78

ACTIVITE ELIMINEE DANS LES URINES
EN PRESENCE DE FACTEUR INTRINSEQUE (C057)
EN POURCENTAGE DE LA DOSE INJECTEE : A+ = 14.27

RAPPORT DES DEUX VALEURS PRECEDENTES : A+/A- = 3.76
(CONDITIONNANT DE LA FONCTION RENALE,
D'UN RECUEIL URINAIRE IMPARFAIT
ET D'UN TRAITEMENT ANTERIEUR PAR LA VITAMINE B12)

VALEURS HABITUELLES
-----
A-      A+      A+/A- =
-----
SUJETS NORMAUX      11 A 28      12 A 30      0.7 A 1.4

MALABSORPTIONS NON
DUES A UN MANQUE DE
FACTEUR INTRINSEQUE      INF. A 4      INF. A 4      0.7 A 1.4

ANEMIES BIERPERIENNES
ET AUTRES MALABSORPT.
DUES A UN MANQUE DE
FACTEUR INTRINSEQUE      0 A 5.5      5 A 14      1.8 A 15
    
```

FIGURE 1

### 2) Mesure de l'eau totale après injection d'eau tritiée

Le système corrige les différences d'absorption des échantillons biologiques émetteurs  $\beta$  à partir d'étalons. Il détermine ensuite le volume de diffusion de l'eau en litre, en litre/kg et en litre/kg théorique ainsi que la masse maigre et il imprime ces résultats ainsi que les données (fig. 2).

SERVICE D'EXPLORATION FONCTIONNELLE  
PAR LES RADIO-ISOTOPES  
\* MESURE DE L'EAU ECHANGEABLE \*

```

L. PHILIPPE 60 ANS

INS RESP
05.06.73

POIDS ACTUEL (KG) = 61.4
POIDS THEORIQUE (KG) = 58.3
TAILLE = 1.61
EAU ECHANGEABLE = 31 L
= 51 % DU POIDS ACTUEL
= 53 % DU POIDS THEORIQUE

* VAL. NORM. = H : 54 % ; F : 49 % *

MASSE MAIGRE = 42 KG
    
```

FIGURE 2

### 3) Mesure du pool échangeable du sodium ou du potassium après injection d'un traceur émetteur gamma

Il existe deux programmes légèrement différents. Dans les deux cas, le système calcule les pools échangeables en tenant compte éventuellement de la décroissance physique du traceur au moment des comptages (cas du K 42 et du Na 24 qui ont une courte période). Il imprime ces résultats en meq, meq/kg et meq/kg théorique, ainsi que les valeurs normales (fig. 3).

### 4) Tracé des courbes de comptage externes au cours de l'érythropoïèse par le fer 59

Le système calcule les résultats des comptages au niveau des organes de deux manières différentes :

- activité réellement fixée dans l'organe à un moment donné. Pour cela, il tient compte de l'activité plasmatique puis globale déterminée à partir des échantillons sanguins ;

- activité observée à un moment donné rapportée à l'activité initiale. Il imprime les valeurs obtenues et trace les courbes correspondantes.

### 5) Tracé des courbes de comptages externes au cours de l'étude de la durée de vie des hématies ou des plaquettes marquées au Cr 51

Il existe deux programmes légèrement différents. Dans les deux cas, le système rapporte l'activité observée à un moment donné au niveau d'un organe (foie, rate ou sacrum) à celle du cœur. Il imprime les données et les taux de fixation obtenus et trace les courbes correspondantes (fig. 4).

C.H.U.  
NANCY

SERVICE D'EXPLORATION FONCTIONNELLE  
PAR LES RADIO-ISOTOPES  
\* MESURE DU POTASSIUM ECHANGEABLE \*

C. MARTIAL 68 ANS

MARINGER 2

10.07.73

POIDS ACTUEL (KG) : 66,1

POIDS THEORIQUE (KG) : 61,2

TAILLE : 1,65

DIURESE DES 24 H (ML) : 1400

\* RESULTATS.

K ECHANGEABLE (MEQ) : 1013,06

K ECH./POIDS ACT. (MEQ/KG) : 15,32

K ECH./POIDS THÉ. (MEQ/KG) : 16,55

\* VALEURS MOYENNES (D'APRES BERNIER) \*

SEXE	AGE	K.ECH. (MEQ/KG TH)
M	16-30	48 ±3
	31-60	45 ±3
	61-90	37 ±3
F	16-30	38 ±3
	31-60	34 ±3
	61-90	29 ±3

FIGURE 3

EXPLORATION PAR LE CHROME 51 - DUREE DE VIE DES HEMATIES - COMPTAGES EXTERNES  
P. VICTOR MED INF A 06.11.73

ACTIVITE SUR L'ORGANE / ACTIVITE SUR LE COEUR.

	0	1	2	3
00	S F	IR		
01	S F	I R		
02	S F	I R		
03	S F	I R		
		I		
06	S F	I R		
		I		
08	S F	I R		
		I		
10	S F	I R		
		I		
13	S F	I R		
		I		
15	S F	I R		
		I		
17	S F	I R		
		I		
20	S F	I R		
		I		

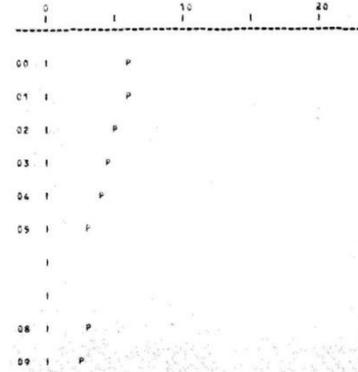
FIGURE 4

6) Tracé de la courbe de décroissance de l'activité des plaquettes marquées au Cr 51

Le système calcule l'activité des échantillons et la rapporte à la dose injectée. Il imprime ces résultats et trace les courbes correspondantes en coordonnées cartésiennes et semi-logarithmiques (fig. 5).

EXPLORATION PAR LE CHROME 51 - DUREE DE VIE DES PLAQUETTES  
G. INCORONA 65 ANS MED INF F

COURBE DES ACTIVITES CIRCULANTES SANG ET PLAQUETTES



EXPLORATION PAR LE CHROME 51 - DUREE DE VIE DES PLAQUETTES  
G. INCORONA 65 ANS MED INF F 22.10.73  
LOGARITHME DE L'ACTIVITE DES PLAQUETTES.

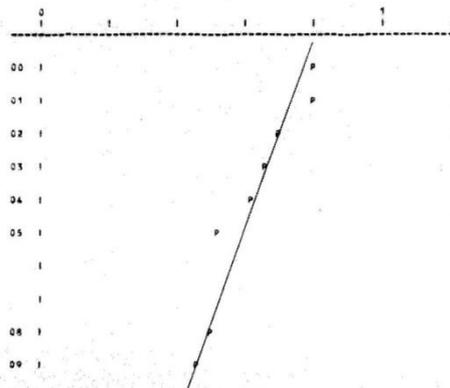


FIGURE 5

7) Durées de vie des hématies

Il comprend deux programmes différents utilisés successivement :

- tracé de la courbe de décroissance de l'activité des hématies marquées au Cr 51 en coordonnées sémi-logarithmiques ;
- à partir de cette courbe, on détermine la période que l'on introduit en données avec la dose injectée. Le second

programme calcule alors différents paramètres cliniques (destructions, production, indices) qu'il imprime (fig. 6).

C.H.U. NANCY

SERVICE D EXPLORATION FONCTIONNELLE PAR LES RADIO-ISOTOPES  
EXPLORATION PAR LE CHROME 51 - DUREE DE VIE DES HEMATIES

S. VICTOR 64 ANS  
MED A 03.12.73  
NUMERO DU DOSSIER AUX ISOTOPES = 52561

**\* RESULTATS \***

HEMATOCRITE STABLE = VALEUR CORREE MOYENNE = 32,5 X  
\*\* VN = 43 ; F = 41 \*\*

VOLUME SANGUIN A J = 0 = 4761, ML

VOLUME SANGUIN THEORIQUE = 4710 ML

VOLUME GLOBULAIRE A J = 0 = 1541, ML

VOLUME GLOBULAIRE THEORIQUE = 2020 ML

TEMPS DE DEMI-DISPARITION DES HEMATIES = T50 = 20,0 J  
\*\* VN = 26 A 33 J \*\*

DESTRUCTION OU PRODUCTION REELLE PAR JOUR  
= 33,9 ML J = 2,20 POURCENT DU VOL. GLOBUL.  
\*\* VN = 0,83 POURCENT DU VOL. GLOBUL. \*\*

DESTRUCTION OU PRODUCTION IDEALE PAR JOUR = 16,9 ML

PRODUCTION DE COMPENSATION PAR JOUR = 44,9 ML

INDEX DE PRODUCTION REELLE = 1,9

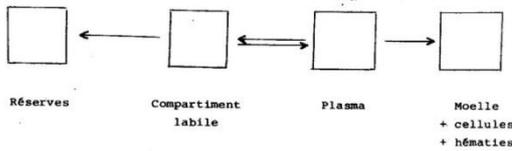
INDEX DE PRODUCTION DE COMPENSATION = 2,6

**\* CONCLUSIONS \***

FIGURE 6

### 8) Exploration de l'érythropoïèse par le Fer 59

Le modèle adopté (Najeau) comprend 4 compartiments (fig. 7). Les valeurs plasmatiques sont approchées par une courbe constituée d'une somme de deux exponentielles.



SCHEMA DE L'ERYTHROPOIESE SUIVANT NAJEAN

FIGURE 7

Le calcul des coefficients se fait à partir des paramètres de la courbe et de la valeur du plateau d'incorporation globulaire.

Les résultats comprennent :

- les résultats immédiats de l'exploration (hématocrite, ...);
- les caractéristiques du modèle compartimental adopté (fig. 8);
- les courbes expérimentales et celles qui sont recalculées d'après l'ajustement (Fig. 9).

SERVICE DES ISOTOPES  
C.H.U. NANCY  
EXPLORATION PAR LE FER 59

NOM DU MALADE M. VICTOR  
PRENOM MARIA  
DOSSIER DES ISOTOPES N. 44072  
AGE 77 ANS  
LIEU D'HOSPITALISATION MEDEC N  
DATE DE L'EXAMEN. JOUR, 9 MOIS, 1 ANNEE, 73

**DONNEES EXPERIMENTALES**

POIDS = 55,00 KG  
PER SERIQUE = 98 GAMMA, 100 ML \*\*VAL. NORM. HOMMES 90 A 150  
\*\*VAL. NORM. FEMMES 70 A 120

HEMATOCRITE CORREE MOYEN = 30 POURCENT  
VOLUME SANGUIN = 2880 ML  
VOLUME SANGUIN THEORIQUE = 3500 ML  
VOLUME GLOBULAIRE = 1010 ML  
VOLUME GLOBULAIRE THEORIQUE = 1435 ML

**RESULTATS DU LISSAGE**

ACTIVITE A L'ORIGINE, DML = 1072 COUPE, MN

EXPONENTIELLE COURTE  
FACTEUR A L'ORIGINE = .0975 \*\*VN SUP A .990 \*\*  
LAMBEA = 24,0763 \*\*VN = 70 A 110 MN \*\*  
PERIODE = .0281 J

EXPONENTIELLE LONGUE  
FACTEUR A L'ORIGINE = .0025 \*\*VN INF A .010 \*\*  
LAMBEA = .0510 \*\*VN = 3 J \*\*  
PERIODE = 13,37 J

INCORPORATION GLOBULAIRE  
MAXIMUM D'INCORPORATION = .45 \*\*VN = .70 A .80 \*\*  
VITESSE D'INCORPORATION = 3,90 \*\*VN = 2,0 A 3,2 J \*\*  
TEMPS D'APPAR DU MAXIMUM = J \*\*VN = 12 A 14 J \*\*

COEFFICIENTS D ECHANGE PAR JOUR  
COMP PLASMA - COMP LABILE = 19,374 \*\*VN = 3,08 \*\*  
COMP LABILE - COMP PLASMA = .078 \*\*VN = 0,18 \*\*  
COMP LABILE - RESERVES = .036 \*\*VN = 1,22 \*\*  
COMP PLASMA - HEMOGLOBINE = 3,040 \*\*VN = 7,41 \*\*

VOLUME DE DIFFUS. DE SIDEROPHY 1900,1 ML = 34,5 ML, KG

COMPARTIMENTS  
PLASMATIQUE = 1,802 MG = .034 MG, KG \*\*VN = .046 A .065 \*\*  
LABILE = 320,804 MG = 9,829 MG, KG \*\*VN = .070 A .157 \*\*

FLUX D ECHANGE  
COMP LAB - RESERVES = 15,56 MG, J = .210 MG, KG, J \*\*VN = .030 A .160 \*\*  
COMP PLA - HEMOGLOB = 9,39 MG, J = .171 MG, KG, J \*\*VN = .370 A .350 \*\*  
HS SYNTHETISES = 2,76 G, J = .050 G, KG, J \*\*VN = .110 A .150 \*\*

FIGURE 8

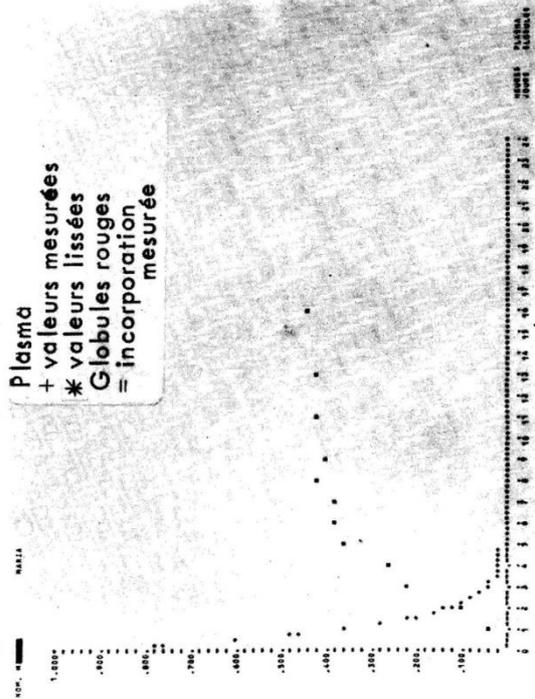


FIGURE 9

### 9) Exploration du métabolisme du calcium par le calcium 45

Il s'agit comme pour le fer 59 d'une étude compartimentale avec ajustement de la courbe expérimentale par une somme de deux exponentielles. Les résultats sont voisins des précédents (fig. 10).

SERVICE DES ISOTOPES U.E.R. C.H.U. NANCY  
EXPLORATION DU METABOLISME CALCIQUE

NOY DU MELANGE : L-153  
PREVON : G  
NO. DU ISOTOPES : 0

AGE : 50 ANS  
LIEU D'HOSPITALISATION : HEG 5  
DATE DE L'EXAMEN : 8/16/1973  
POIDS : 70 KG

RESULTS

POOL RAPIDEMENT ECHANGEABLE :	2026.4 MS	=	28.95 MG/KG
POOL LENTEMENT ECHANGEABLE :	7374.4 MS	=	105.35 MG/KG
FOND COMMUN CALCIQUE :	9430.8 MS	=	134.30 MG/KG
CALCAIRE MOYENNE :	81.4 MG/L		
CALCEPHE :	10.0 MG/J	=	.14 MG/J/KG
CALCIUM FECAL TOTAL :	342.0 MG/J	=	5.68 MG/J/KG
RESORPTION URINAIRE :	6.1 MG/J	=	.09 MG/J/KG
RESORPTION OSTEOLE :	1543.4 MG/J	=	22.05 MG/J/KG
RESORPTION OSTEOSE :	1035.4 MG/J	=	14.79 MG/J/KG
RELAH :	538.0 MG/J	=	7.26 MG/J/KG
CALCIUM URINERE :	900.0 MG/J	=	12.86 MG/J/KG
CALCIUM ADSORBE :	1.0 MG/J	=	.01 MG/J/KG

TAUX DE TRANSPORT PAR JOUR :

DU POOL RAPIDE VERS LE POOL LENT :	1.53	GLOBAL DU POOL RAPIDEMENT ECHANGEABLE :	.77
DU POOL LENT VERS LE POOL RAPIDE :	.42		

FIGURE 10

### DISCUSSION ET CONCLUSION

L'ordinateur s'avère un outil de plus en plus précieux en Médecine Nucléaire.

Son utilisation la plus courante consiste à traiter les informations provenant d'une caméra à scintillations : correction de l'hétérogénéité du champ de la caméra, lissage des valeurs obtenues pour réduire les fluctuations aléatoires et améliorer l'image scintigraphique, tracé de courbes dynamique..., etc.

On peut aussi employer l'ordinateur à des tâches de gestion. Depuis 1972, la gestion administrative et médicale du Service des Isotopes est faite par ce moyen (2). Elle fournit la facturation des examens, le bilan mensuel des cotations et des examens. De plus, elle permet à partir des données médicales indiquées la recherche et l'impression des dossiers possédant les caractéristiques désirées ainsi que des études statistiques.

Le troisième domaine d'utilisation est celui que nous avons illustré dans cet article. L'ordinateur présente un intérêt considérable en exploration fonctionnelle isotopique. Il permet un gain de temps notable et procure une sécurité accrue. Il est très utile, voire indispensable, pour les études compartimentales complexes nécessitant la détermination de plusieurs exponentielles (fer 59 - calcium 45).

Section d'Informatique Médicale  
Groupe de Recherches U 115  
(Dir. : Pr J. Martin)  
30, rue Lionnois - 54000 NANCY

et  
Service de Médecine Nucléaire,  
C.H.R. de Brabois

### BIBLIOGRAPHIE

- LEGRAS B., MARTIN J., PORTMANN M.C. — Contrôle statistique de divers lissages des scintigraphies numériques. Résultats obtenus en pratique médicale. *In Medical Radioisotope Scintigraphy*, 1972, IAEA.
- LEGRAS B., MARTIN J., VIARD D. — Gestion administrative et médicale par ordinateur d'un Service de Médecine Nucléaire. *Journal de Biologie et de Médecine Nucléaire*, 1974, 9.

### REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier vivement Mademoiselle MONOT, Monsieur EMOND et Monsieur SIRANTOINE qui ont participé à l'écriture des programmes.

Ensemble de programmes informatiques pour les explorations fonctionnelles métaboliques et  
hématologiques par les radio-isotopes

LEGRAS B, CHAU N, MARTIN J

Journal Français de Biophysique et Médecine Nucléaire, 1977, 2, 147-151

No 34

# Ensemble de programmes informatiques pour les explorations fonctionnelles métaboliques et hématologiques par radio-isotopes

B. LEGRAS, N. CHAU et J. MARTIN

RÉSUMÉ. — Les auteurs présentent des programmes écrits en Fortran (et donc facilement adaptables) utilisés en routine au Service de Médecine nucléaire du C.H.U. de Nancy. Trois programmes sont employés pour des explorations métaboliques : absorption de la vitamine B 12, eau échangeable, masse échangeable du sodium ou du potassium ; trois autres correspondent à des explorations hématologiques : comptages externes (hématies ou plaquettes), durée de vie des hématies, étude de l'érythropoïèse (cinétique à 1 ou 2 compartiments et comptages externes). Un soin particulier a été porté aux éditions des documents comme le montrent les différentes figures.

ABSTRACT. — *The authors present programs written in Fortran (and therefore easily adaptable) regularly used in a Nuclear Medicine Service. Three programs are employed for metabolic investigations: B 12 vitamin absorption, exchangeable water, exchangeable sodium or potassium. Three others are used for hematological investigations: external counting (red cells or platelets), red cells survival, erythropoietic study (kinetic with 1 or 2 compartments and external counting). A special attention has been brought to the editions of the documents as shown.*

## INTRODUCTION

De nombreuses explorations fonctionnelles isotopiques sont complexes et les résultats nécessitent de multiples calculs. Il s'ensuit que leur détermination manuelle entraîne une perte de temps rapidement excessive indépendamment d'un risque élevé d'erreurs. Pour ces raisons, nous avons été amenés à utiliser l'ordinateur depuis 1972 [1].

Celui-ci présente de nombreux autres avantages. Il permet en particulier des études compartimentales complexes, là où l'on se contente souvent d'un modèle plus grossier. Nous avons donc veillé à la présentation des résultats pour faciliter la lecture, éviter la recopie et gagner ainsi du temps de secrétariat.

Section d'Informatique médicale (Unité I.N.S.E.R.M.U. 115)  
Faculté de Médecine, B.P. n° 1080, 54019 Nancy Cedex et  
Service des Isotopes, C.H.U. de Nancy-Brabois.

Reçu en décembre 1976.

(<sup>1</sup>) Un document complet est à la disposition des personnes intéressées [2].

Nous décrivons rapidement dans cet article les programmes d'explorations métaboliques et hématologiques utilisés en routine par le Service de Médecine nucléaire (<sup>1</sup>), en présentant pour chacun une partie des résultats fournis par l'ordinateur.

## PROGRAMMES UTILISÉS

Le but recherché était de mettre au point des programmes fournissant des documents très clairs avec un contrôle facile des données, des résultats intermédiaires utiles et des résultats définitifs sous forme élaborée permettant une analyse facile par le médecin. Aussi, nous faisons imprimer les valeurs de référence et éventuellement certaines valeurs correspondant à des états pathologiques. Ces résultats définitifs sont toujours fournis en double exemplaires, l'un pour les dossiers du Service des Isotopes, l'autre pour le Médecin demandeur.

Écrits d'abord en Astrol (langage spécifique de l'ordinateur CII 10010 alors en notre possession), les programmes ont été en 1976 améliorés et réécrits en Fortran (langage universel accepté par de nombreux ordinateurs). Ils passent actuellement sur le nouvel ordinateur (CII Mitra 15) de la Section d'Informatique de la Faculté de Médecine. Les données sont indiquées sur des bordereaux et perforées sur des cartes. Les résultats sont fournis par une imprimante rapide (?). Les programmes mis au point sont au nombre de 6 : 3 concernent des explorations métaboliques, les 3 autres sont utilisés en hématologie.

### 1. Mesure de l'absorption de la vitamine B 12 en présence et en l'absence de facteur intrinsèque par une technique de double marquage (test de Schilling)

Le programme calcule, en tenant compte de la superposition des deux spectres, les taux d'absorption de la vitamine B 12 libre marquée au Cobalt-58 et celui de la vitamine B 12 additionnée de facteur intrinsèque (vitamine B 12 marquée au Cobalt-57). L'édition fournit outre les données, les résultats obtenus ainsi que les valeurs habituelles pour différentes affections (fig. 1).

SECT. D'INF. MED. - PROF. J. MARTIN

SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES  
PAR LES RADIO-ISOTOPES (C.H.U. BRABOIS)  
\* ABSORPTION DE LA VITAMINE B 12 \*

PATIENT : NGUER MAUKI  
LIEU D'HOSPITALISATION : CHIM R  
DATE DE L'EXAMEN : 12-11-74

RESULTATS

VOLUME DES URINES RECUEILLIES EN 24 H : 850 ML  
POURCENTAGE D'ACTIVITE ELIMINEE DANS LES URINES EN ABSENCE DE FACTEUR INTRINSEQUE (FI) (A-) : 26.4 %  
POURCENTAGE D'ACTIVITE ELIMINEE DANS LES URINES EN PRESENCE DE FI (A+) : 23.5 %  
A+/A- : 0.89  
(INDEPENDANT DE LA FONCTION RENALE D'UN RECUEIL URINAIRE IMPARFAIT ET D'UN TRAITEMENT ANTERIEUR PAR LA VITAMINE B 12)

VALEURS HABITUELLES EN %

SUJETS	MALABSORPTION NON DUE A UN MANQUE DE FI	ANEMIES BIERMERTENNES ET AUTRES MALABSORPTIONS DUES A UN MANQUE DE FI
A- : 11 A 28	INF A +	0 A 5.5
A+ : 12 A 30	INF A +	5 A 14
A+/A- : 0.7 A 1.4	0.7 A 1.4	1.0 A 15

Fig. 1

### 2. Mesure de l'eau totale après injection d'eau tritiée

Le programme corrige les différences d'absorption des échantillons biologiques émetteurs  $\beta$  à partir d'étalons. Il détermine ensuite le volume de diffusion de l'eau en litre, en litre par kilogramme et en litre par kilogramme théorique ainsi que la masse maigre et il imprime ces résultats ainsi que les données (fig. 2).

SECT. D'INF. MED. - PROF. J. MARTIN

SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES  
PAR LES RADIO-ISOTOPES (U.E.M. NANCY)  
\* MESURE DE L'EAU ECHANGEABLE \*

Fig. 2

PATIENT : LAVAUX PHILIPPE  
LIEU D'HOSPITALISATION : INS RESP  
DATE DE L'EXAMEN : 5-6-73  
AGE : 60 ANS  
SEXE : MASCULIN  
POIDS ACTUEL : 61.4 KG  
POIDS THEORIQUE : 59.3 KG  
TAILLE : 1.61 M

RESULTATS

EAU ECHANGEABLE : 31 L  
EAU ECHANG./POIDS ACTUEL : 51 %  
EAU ECHANG./POIDS THEOR. : 54 %  
(VALEUR NORMALE : 54 %)  
MASSE MAIGRE : 43 KG

### 3. Mesure du pool échangeable du sodium ou du potassium après injection d'un traceur émetteur gamma

Le programme calcule les pools échangeables en tenant compte éventuellement de la décroissance physique du traceur au moment des comptages (cas du potassium 42 et du sodium 24 qui ont une courte période). Il imprime ces résultats en milliéquivalents, milliéquivalent par kilogramme et milliéquivalents par kilogramme théorique, ainsi que les valeurs normales (fig. 3).

SECT. D'INF. MED. - PROF. J. MARTIN

SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES  
PAR LES RADIO-ISOTOPES (C.H.U. BRABOIS)  
\* MESURE DU POTASSIUM ECHANGEABLE \*  
(ISOTOPE UTILISE : K 42)

Fig. 3

PATIENT : PUPPU RENE  
LIEU D'HOSPITALISATION : PROUVE A  
DATE DE L'EXAMEN : 1-10-74  
AGE : 42 ANS  
SEXE : MASCULIN  
POIDS ACTUEL : 75.4 KG  
POIDS THEORIQUE : 65.7 KG  
TAILLE : 1.71 M  
DIURESE : 1910 ML

RESULTATS

MASSE ECHANGEABLE : 1419. MFQ  
MASSE ECHANG./POIDS ACTUEL : 18.8 MEQ/KG  
MASSE ECHANG./POIDS THEOR. : 21.6 MEQ/KG  
(VALEUR MOYENNE D'APRES BERNIER : 42 A 48 MEQ/KG)

(?) Les programmes sont facilement adaptables sur les ordinateurs utilisés en Médecine nucléaire pour les traitements scintigraphiques statiques et dynamiques, dans la mesure où ils possèdent un compilateur Fortran. Les données seraient alors introduites à partir du clavier.

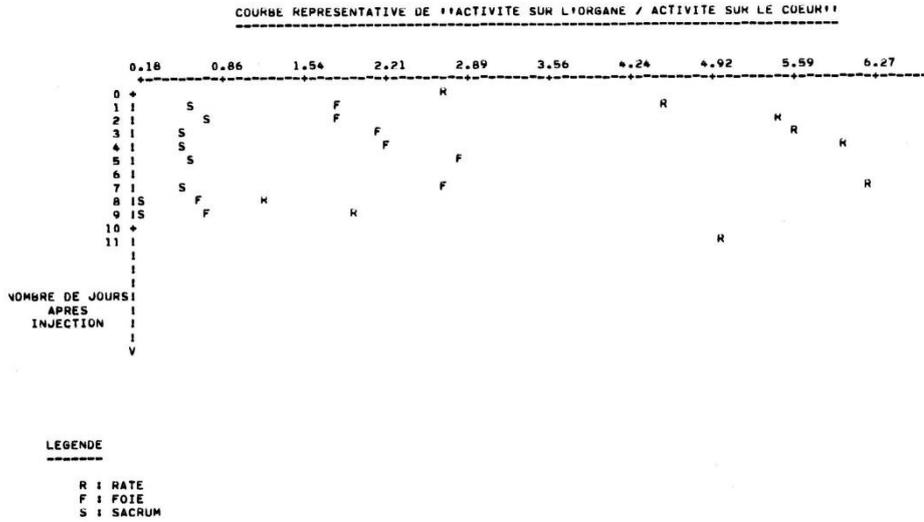


Fig. 4

SECT. D'INF. MED. - PROF. J. MARTIN

SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES  
 PAR LES RADIO-ISOTOPES (C.H.U. BRABOIS)  
 \* DUREE DE VIE DES HEMATIES \*

PATIENTE : NABIALEK MARTINE  
 LIEU D'HOSPITALISATION : RHUMATO  
 DATE DE L'EXAMEN : 16-12-74  
 AGE : 23 ANS  
 SEXE : FEMININ  
 ETAT DE L'HEMATOCRITE : INSTABLE  
 HEMATOCRITE CORRIGE MOYEN : 27.6 %  
 (VALEUR NORMALE : 41 %)  
 HEMATOCRITE CORRIGE A J=0 : 29 %  
 HEMATOCRITE CORRIGE A J=11 : 14 %

RESULTATS

VOLUME SANGUIN A J=0 : 3290. ML  
 VOLUME GLOBULAIRE REEL A J=0 : 954. ML  
 THEORIQUE A J=0 : 1349. ML  
 TEMPS DE DEMI-DISPAR. DES HEMATIES : 13.8 J  
 (VALEUR NORMALE : 26 A 33 J)  
 DESTRUCTION REELLE PAR J : 30.5 ML  
 (3.20 % DU VOLUME GLOBULAIRE A J=0 ;  
 VALEUR NORMALE : 0.83 %)  
 PRODUCTION REELLE PAR J : 14.3 ML  
 (1.50 % DU VOLUME GLOBULAIRE A J=0 ;  
 VALEUR NORMALE : 0.83 %)  
 DESTRUCT. ET PRODUCT. THEOR. PAR J : 11.2 ML  
 PRODUCTION DE COMPENSATION PAR J : 98.9 ML  
 INDEX DE PRODUCTION REELLE : 1.3  
 (VALEUR NORMALE : 1)  
 INDEX DE PRODUCTION DE COMPENSATION : 8.8  
 (VALEUR NORMALE : 1)

Fig. 5

RESULTATS  
 MODELE DE NAJEAN A 2 EXPONENTIELLES  
 (DEPART DE FER VERS LES RESERVES A PARTIR  
 D'UN COMPARTIMENT LABILE ECHANGEABLE)

	VALEUR CALCULEE	VALEUR NORMALE
INCORPORATION GLOBULAIRE :		
MAXIMUM D'INCORPORATION :	78 %	70-85 %
TEMPS DE DEMI-INCORPORATION MAXIMALE :	1.7 J	1.5-2.5 J
PERIODES DE L'ACTIVITE PLASMATIQUE :		
EXPONENTIELLE COURTE :	57 MN	60-110 MN
EXPONENTIELLE LONGUE :	3.9 H	3 J
POOLS :		
FER PLASMATIQUE	TOTAL : 1.0 MG PAR KG : 0.07 MG	0.05 MG
FER LABILE ECHANGEABLE	TOTAL : 0.9 MG PAR KG : 0.06 MG	.07-.57 MG
COEFFICIENTS DE RENOUELEMENT PAR J :		
PLASMA VERS COMPARTIMENT LABILE :	6.3	3.08
COMPARTIMENT LABILE VERS PLASMA :	4.1	0.18
COMPARTIMENT LABILE VERS RESERVES :	2.5	0.22
PLASMA VERS MOELLE :	8.9	7.2
FLUX DE RENOUELEMENT PAR J :		
COMP. LABILE VERS RESERVES	TOTAL : 2.4 MG PAR KG : 0.16 MG	
PLASMA VERS MOELLE	TOTAL : 8.7 MG PAR KG : 0.58 MG	.37-.57 MG
HEMOGLOBINE SYNTHETISEE	TOTAL : 2.5 G PAR KG : 0.17 G	.11-.15 G

Fig. 6

#### 4. Comptages externes au cours de l'étude de la durée de vie des hématies ou des plaquettes marquées au $^{51}\text{Cr}$

Le programme rapporte l'activité observée à un moment donné au niveau d'un organe (foie, rate ou os sacrum) à celle du cœur. Il imprime les données et les taux de fixation obtenus et trace les courbes correspondantes en coordonnées cartésiennes (*fig. 4*).

#### 5. Durée de vie des hématies

Le programme détermine l'exponentielle qui traduit la décroissance de l'activité des hématies marquées au  $^{51}\text{Cr}$  en fonction du temps. A partir de ses caractéristiques, il calcule différents paramètres cliniques (destruction, production, indices) qu'il imprime (*fig. 5*). Les calculs diffèrent selon que l'hématocrite est stable ou non pendant l'examen.

#### 6. Étude de l'érythropoïèse par le fer

Pour la cinétique plasmatique, on a adopté soit le modèle simplifié à un compartiment plasmatique correspondant à une exponentielle, soit le modèle de Najean à 2 compartiments correspondant à deux exponentielles <sup>(\*)</sup>.

Le programme définit l'exponentielle unique (valeurs obtenues pendant les deux premières heures) ou les 2 exponentielles (valeurs des 2 premiers jours). Il détermine aussi la courbe de l'incorporation globulaire (exponentielle croissante). Des paramètres du système sont calculés à partir des paramètres de la courbe plasmatique, de la valeur du plateau d'incorporation globulaire et de quelques données (sidérémie, hématocrite, etc.).

Le programme imprime les caractéristiques du modèle choisi (coefficients d'échange, flux, pools) (*fig. 6*) ainsi que les données, les résultats intermédiaires et les courbes.

Le même programme, utilisant certaines valeurs calculées (telle la dose injectée), détermine l'activité au niveau des organes choisis (activité comptée moins activité circulante) ramenée à l'activité injectée. Il imprime les résultats et fournit les courbes correspondantes.

#### CONCLUSION

L'ordinateur s'avère un outil de plus en plus précieux en Médecine nucléaire.

Son utilisation la plus courante consiste à traiter les informations provenant d'une caméra à scintillations : correction de l'hétérogénéité du champ de la caméra, lissage des valeurs obtenues pour réduire les fluctuations aléatoires et améliorer l'image scintigraphique, tracé de courbes dynamiques, etc.

On peut aussi employer l'ordinateur à des tâches de gestion. Depuis 1972, la gestion administrative et médicale du Service des isotopes est faite par ce moyen [3]. Elle fournit la facturation des examens, le bilan mensuel des cotations et des examens. De plus, elle permet à partir des données médicales indiquées la recherche et l'impression des dossiers possédant les caractéristiques désirées ainsi que des études statistiques.

Le troisième domaine d'utilisation est celui que nous avons illustré dans cet article. L'ordinateur présente un intérêt considérable en exploration fonctionnelle isotopique. Il permet un gain de temps notable et procure une sécurité accrue. Il est très utile, voire indispensable, pour les études compartimentales complexes nécessitant la détermination de plusieurs exponentielles (fer-59).

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] B. LEGRAS, J. MARTIN et F. GEORGES, Intérêt clinique de l'utilisation en temps différé de l'ordinateur en exploration fonctionnelle isotopique. *Ann. Méd. de Nancy*, **14**, 1975, 341-348.
- [2] B. LEGRAS, N. CHAU et J. MARTIN, Ensemble de programmes Fortran pour explorations fonctionnelles hématologiques et métaboliques par radio-isotopes. Rapport 53 p., 1976.
- [3] B. LEGRAS, J. MARTIN et D. VIARD, Gestion administrative et médicale par ordinateur d'un Service de Médecine nucléaire. *J. Biol. Méd. Nucl.*, **9**, 1974, 47-54.

*Nous remercions M<sup>me</sup> Bunel pour sa collaboration technique.*

<sup>(\*)</sup> Le modèle de Najean est caractérisé par un compartiment labile en équilibre avec le compartiment plasmatique, un flux de fer irréversible vers la moëlle à partir du plasma et un flux irréversible vers les réserves à partir du compartiment labile.

Gestion médicale et administrative par ordinateur du Service de Médecine Nucléaire

LEGRAS B, CHAU N, LAMBERT J-P, MARTIN J, BERTRAND A

Journal Français de Biophysique et de Médecine Nucléaire, 1977, 5, 225-230

No 36

# Gestion médicale et administrative par ordinateur du service de médecine nucléaire de Nancy

B. LEGRAS (\*), N. CHAU (\*), J.-P. LAMBERT (\*); J. MARTIN (\*) (\*\*) et A. BERTRAND (\*\*).

RÉSUMÉ. — Les auteurs présentent les résultats d'une gestion informatique de données administratives et médicales d'un Service de Médecine nucléaire. En contrepartie d'un surcroît de travail modéré de secrétariat (usage de carbonnes évitant des recopies) et d'efforts réduits pour les médecins, les avantages sont considérables. On obtient chaque mois un bilan très complet de l'activité du Service. A partir des fichiers médicaux, l'ordinateur permet des statistiques et des éditions en clair (avec ou sans tri) fournissant les dossiers sélectionnés.

SUMMARY. — This article presents the results of the processing of the administrative and medical data collected in a Department of Nuclear medicine. For a moderate increase in the secretaries' work (limited by the use of carbon copies) and for minor efforts of the doctors, the resulting advantages are tremendous. A detailed balance of the Department activity can be obtained monthly. From the medical files, the computer provides statistical data and listings in clear form (with or without sort) of the selected records.

## INTRODUCTION

Chaque année le Service de Médecine nucléaire du C.H.U. de Nancy-Brabois pratique plus de dix mille examens qui se répartissent en trois catégories : traitements isotopiques, consultations simples après traitement, explorations à but diagnostique.

Ces dernières qui constituent l'essentiel de l'activité hospitalière du Service comprennent des explorations *in vivo* essentiellement par des isotopes mais également par d'autres méthodes physiques (échographie) et enfin des tests isotopiques *in vitro*.

En 1972, le Service était en dehors du C.H.U., sous convention et devait établir pour chaque malade une facture et un bilan comptable mensuel. Nous avons alors mis au point une fiche informatique unique renfermant les renseignements administratifs, les caractéristiques de l'examen, les cotations et aussi des renseignements médicaux. Nous avons décrit dans une publication cette expérience poursuivie sous cette forme pendant 3 ans, qui nous a permis de réaliser une gestion administrative automatique et de constituer un fichier de malades avec de nombreux renseignements médicaux.

(\*) Section d'Informatique médicale, Unité I.N.S.E.R.M. U 115, Faculté de Médecine, B.P. n° 1080, 54019 Nancy Cedex.

(\*\*) Service de Médecine nucléaire, C.H.U. Nancy-Brabois.

L'inconvénient de la formule résidait dans le fait d'indiquer sur la même feuille les données administratives et les données médicales. Les premières doivent être réunies pour une exploitation commune et rapide; les secondes doivent être rassemblées par exploration pour une exploitation spécifique, en général non urgente. Il faut donc constituer un fichier administratif unique et des fichiers médicaux multiples et distincts.

En 1975, date de création d'un Service dans le C.H.U., nous avons simplifié et modifié les bordereaux de données en séparant la fiche administrative et la fiche médicale. Les programmes ont été réécrits en Fortran<sup>(1)</sup> et passent actuellement sur l'ordinateur « CII Mitra 15 » de la Section d'Informatique Médicale de la Faculté de Médecine, peu éloignée du Service de Médecine Nucléaire.

Nous décrivons les fiches informatisées, les moyens utilisés pour éviter des copies inutiles, les contrôles effectués par l'ordinateur pour vérifier les informations, les bilans administratifs mensuels et annuels fournis par l'ordinateur, les éditions et les études statistiques relatives aux fichiers médicaux<sup>(2)</sup>.

(1) Les programmes étaient écrits initialement en Astrol et passaient sur ordinateur « CII 10010 » qui ne possédait pas de compilateur Fortran. L'Astrol est un langage spécifique de l'ordinateur alors que le Fortran est un langage universel accepté par la majorité des ordinateurs actuels.

(2) Un document complet est à la disposition des personnes intéressées.

**LES FICHES INFORMATIQUES**

Les fiches informatiques administratives et médicales correspondent à une carte à 80 colonnes. Elles font partie de liasses formées successivement :

- de la fiche médicale (partie commune avec la fiche administrative jusqu'à la colonne 45 (fig. 1);

**SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES PAR ISOTOPES ET AUTRES METHODES PHYSIQUES**  
C.H.R. - BRABOIS

EXAMEN (8)

Identification 4 3 0

Numéro du dossier dans le service (1) \_\_\_\_\_

Date du début de l'examen jour (9) \_\_\_\_\_ mois (11) \_\_\_\_\_ an (13) \_\_\_\_\_

ETAT CIVIL

NOM (15) \_\_\_\_\_

Prénom (25) \_\_\_\_\_

Sexe : masculin (1) - féminin (2) (30) \_\_\_\_\_

Age (ans - 00 < 1 an) (31) \_\_\_\_\_

HOSPITALISATION

Malade hospitalisé dans le CHR (1) ou hors du CHR (2) ou externe (3) (33) \_\_\_\_\_

Hôpital de Nancy : Central (1) - St-Julien (2) - Villemin, M. F. (3) - Brabois (4) - Toul (5) (34) \_\_\_\_\_

Service dans le CHR (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation (si 2) (35) \_\_\_\_\_ Code (44) \_\_\_\_\_

DOMICILE (38) \_\_\_\_\_ Code (44) \_\_\_\_\_

---

EXPLORATION (non hématologique)

00 crâne - 01 foie - 02 poumons - 03 reins - 04 rate - 05 cœur Code (46) \_\_\_\_\_  
06 glandes salivaires - 07 os - 08 tumeur (Méthyocône) - 09 orbite - 10 thyroïde

Numéro d'examen (pour l'exploration considérée) (48) \_\_\_\_\_

Médecin responsable (initiales) (49) \_\_\_\_\_

Raisons de la demande : en clair : Code (51) \_\_\_\_\_

Résultats scintigraphiques : en clair : Code (53) \_\_\_\_\_

Résultats définitifs : en clair : Code (55) \_\_\_\_\_

Reserves Cas intéressant (si oui 1) (58) \_\_\_\_\_

(60) (63) (66) (69) (72) (75) (78) (80)

Section d'Informatique Médicale Janvier 1975

Fig. 1

- de la fiche administrative séparée de la précédente par un carbone (fig. 2);
- et enfin, d'une double feuille dont la première page correspond sensiblement à la fiche administrative (fig. 3) et qui est remplie simultanément grâce à un second carbone. Cette double feuille constitue la chemise dans laquelle sont glissés les scintigraphies, les lettres et autres résultats.

Nous utilisons de nombreux codes numériques pour le lieu d'hospitalisation, les produits utilisés, les examens réalisés, les raisons de la demande, les résultats obtenus. A chacun d'eux nous associons, dans des dictionnaires de traduction, la signification en clair qui seule apparaît dans les diverses éditions et les bilans. Ces dictionnaires, édités facilement pour le personnel médical et du secrétariat, peuvent être aisément modifiés et remis à jour. Ils sont stockés sur disque.

Signalons en passant que les secrétaires apprennent très vite les codes administratifs qui de plus nous ont obligé à préciser parfaitement l'ensemble des actes pratiqués. Plus difficile a été la mise au point des codes médicaux relatifs à une dizaine d'explorations (thyroïdienne, pulmonaire, hépatique, rénale, cérébrale,

**SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES PAR ISOTOPES ET AUTRES METHODES PHYSIQUES**  
C.H.R. - BRABOIS

EXAMEN (8)

Identification 4 3 9

Numéro du dossier dans le service (1) \_\_\_\_\_

Date du début de l'examen jour (9) \_\_\_\_\_ mois (11) \_\_\_\_\_ an (13) \_\_\_\_\_

ETAT CIVIL

NOM (15) \_\_\_\_\_

Prénom (25) \_\_\_\_\_

Sexe : masculin (1) - féminin (2) (30) \_\_\_\_\_

Age (ans - 00 < 1 an) (31) \_\_\_\_\_

HOSPITALISATION

Malade hospitalisé dans le CHR (1) ou hors du CHR (2) ou externe (3) (33) \_\_\_\_\_

Hôpital de Nancy : Central (1) - St-Julien (2) - Villemin, M. F. (3) - Brabois (4) - Toul (5) (34) \_\_\_\_\_

Service dans le CHR (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation (si 2) (35) \_\_\_\_\_ Code (44) \_\_\_\_\_

DOMICILE (38) \_\_\_\_\_ Code (44) \_\_\_\_\_

---

PRODUITS UTILISES

- Isotope - Nature : Code : (46) \_\_\_\_\_

Dose remboursable en millicuries (48) \_\_\_\_\_

ou Dose indiquée par un code (53) \_\_\_\_\_

- Fourniture complémentaire : Code : (54) \_\_\_\_\_

EXAMENS PRATIQUES - COTATION

CONSULTATION Ex N° (56) \_\_\_\_\_ Cotation Z (57) ↑ 0 = gratuit

TRAITEMENT Ex N° (56) \_\_\_\_\_ Cotation Z (59) ↑

DIAGNOSTIC - Scintigraphie Ex N° (62) \_\_\_\_\_ Cotation Z (64) ↑

- Examen isotopique non morphologique Ex N° (67) \_\_\_\_\_ Cotation Z (69) ↑

- Test in vitro Ex N° (72) (73) (74) \_\_\_\_\_ Cotation Z (75) ↑

- Examen par méthodes physiques Ex N° (77) \_\_\_\_\_ Cotation K (79) ↑

Section d'Informatique Médicale Janvier 1975

Fig. 2

**SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES PAR ISOTOPES ET AUTRES METHODES PHYSIQUES**  
C.H.R. - BRABOIS

EXAMEN (8)

Numéro du dossier dans le service (1) \_\_\_\_\_

Date du début de l'examen jour \_\_\_\_\_ mois \_\_\_\_\_ an \_\_\_\_\_

ETAT CIVIL

NOM \_\_\_\_\_

Prénom \_\_\_\_\_

Sexe : masculin (1) - féminin (2) \_\_\_\_\_

Age (ans - 00 < 1 an) \_\_\_\_\_

HOSPITALISATION

Malade hospitalisé dans le CHR (1) ou hors du CHR (2) ou externe (3) \_\_\_\_\_

Hôpital de Nancy : Central (1) - St-Julien (2) - Villemin, M. F. (3) - Brabois (4) - Toul (5) \_\_\_\_\_

Service dans le CHR (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation (si 2) \_\_\_\_\_ Code \_\_\_\_\_

DOMICILE \_\_\_\_\_

---

PRODUITS UTILISES

- Isotope - Nature : Code : \_\_\_\_\_

Dose remboursable en millicuries \_\_\_\_\_

ou Dose indiquée par un code \_\_\_\_\_

- Fourniture complémentaire : Code : \_\_\_\_\_

EXAMENS PRATIQUES - COTATION

CONSULTATION Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z

TRAITEMENT Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z

DIAGNOSTIC - Scintigraphie Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z

- Examen isotopique non morphologique Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z

- Test in vitro Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z

- Examen par méthodes physiques Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation K

Section d'Informatique Médicale Janvier 1975

Fig. 3

osseuse, etc.). Il existe dans tous les cas un emplacement fixe pour le type de l'exploration, pour les raisons de la demande et les résultats obtenus. Nous avons prévu un emplacement pour les résultats définitifs mais ceux-ci ne sont jamais indiqués. La dernière ligne constitue une zone commune employée différemment selon le type d'exploration et destinée souvent à des résultats quantitatifs (par exemple : taux de fixation pour l'exploration thyroïdienne).

## LES CONTROLES

### 1. Validation des données

#### Fiche administrative

Nous avons mis au point un programme qui vérifie pour chaque carte que les éléments essentiels (nom, prénom, sexe, numéro du dossier, examens avec leurs cotations, leurs doses, ...) ne sont pas oubliés ou erronés. Sinon la lecture s'arrête ce qui permet de retirer la carte mal remplie pour la compléter ou la corriger. De plus, le programme imprime un message d'erreur et le contenu de la carte avec des étoiles pour signaler l'emplacement incomplet ou inexact (fig. 4).

```

LE CODE DE SCINTIGRAPHIE EST INDIQUE MAIS SA COTATION N'EST PAS DONNEE
4392376 5 77601KSCNANDMANCE1 140ML 0447 200 30 17 *****
-----
LE CODE D'ISOTOPE EST INDIQUE MAIS LA DOSE N'EST PAS DONNEE
4392376 1 776LEFEVRE J PIC1303 10 01 34 70 *****
-----

```

Fig. 4

#### Fiche médicale

De la même façon, un programme contrôle les données et principalement que les codes indiqués pour les raisons et les résultats appartiennent bien au dictionnaire de l'exploration. Sinon, la lecture s'arrête avec impression des données et des anomalies repérées par des étoiles (fig. 5).

```

PAUSE
430 827512 375800DMIE MAULE26314MED E 0410 VA303232 04
**
PAUSE
430 824611 375800HEK LEA 24914MED E 0402 VAB00000 0522
**
PAUSE
430 8034 5 375PAILLARD JEANN23914MED E 0410PH0002001 07
**

```

Fig. 5

NUMERO	NOM	PRENUM	AGE	SEXE	DATE	ORIGINE	COTATION TOTALE	EXAMENS
LES NUMEROS DES DOSSIERS JEPHIS 32451. JUSQU' A 32456. MANQUENT								
32457.	VEZ	SIMON	F	1-	4-77	MEU A	K 20	REFLEXUS
*32459.	MAR	MURIEU	F	30-	4-77	EXTERNE	7 30+7 30	SC THYR + FIX THYR
32460.	JAY	BEHNA	F	1-	4-77	MEU A	K 20	REFLEXUS
*32464.	VIG	JEANN	F	30-	4-77	EXTERNE	7 30+7 30	SC THYR + FIX THYR
32465.	FHA	MIREI	F	1-	4-77	CAV	7 40	SC HATE
*32466.	MUI	MAUEL	F	30-	4-77	EXTERNE	7 30+7 30	SC THYR + FIX THYR
32468.	SLP	BILKIN	M	30-	4-77	EXTERNE	7 30+7 30	SC THYR + FIX THYR
*32468.	VUG	EUNIG	F	1-	4-77	MEU E	7 40	TR HYPERTHYROIDIE
32469.								
32561.	LOU	M LOU	F	5-	4-77	MEU E	7 30+7 30+7 60	SC THYR + FIX THYR+ TEST THYR
*32561.	CAN	SIMON	F	12-	4-77	MEU E	7 60	TEST THYR
32570.								
32670.	VAN	MARCE	F	7-	4-77	EXTERNE	7 30+7 30+7 20	SC THYR + FIX THYR+ TEST THYR
*32670.	BAR	JACQU	M	7-	4-77	EXTERNE	7 20	TEST THYR

Fig. 6

### 2. Recherche des cartes administratives absentes

Un autre programme effectue un tri sur disque des fiches par numéro de dossier croissant. Il imprime en clair soit la totalité du fichier trié soit les seules anomalies (numéros manquants ou en double) (fig. 6).

Ce contrôle réalisé seulement courant 1976 a été appliqué au fichier de 1975. Il a montré l'absence d'environ 10 % des examens pratiqués.

Actuellement, pour limiter ces erreurs au maximum, nous faisons rechercher dans le registre manuscrit du Service où sont notés ces examens dans le même ordre, les fiches non codées signalées par l'ordinateur. Le fichier complété et validé est alors monté sur disque et exploité.

## LES BILANS ADMINISTRATIFS

Les programmes de bilan fournissent pour la période considérée (mois ou année) les renseignements suivants :

- nombre de malades du C.H.U. et en dehors et total des C, K, ou Z correspondant à ces deux

catégories de malades pour les différents examens effectués (consultations, traitements et explorations à but diagnostique) (fig. 7);

- total des doses remboursables pour les différents isotopes;
- total des différentes fournitures complémentaires utilisées;
- nombre de malades et cotations pour les différents services hospitaliers du C.H.U. et quelques autres lieux d'hospitalisation codés) (fig. 8);
- répartition des examens en fonction des divers services avec totaux partiels (fig. 9);
- répartition des malades par sexe et par tranches d'âge;
- récapitulatif des examens et des cotations (fig. 10);
- répartition des examens sur les différents mois de l'année pour l'ensemble des malades (fig. 11) et pour les malades des services choisis.

Il faut souligner que pour faciliter la lecture et l'analyse des documents, les examens, les isotopes, les fournitures complémentaires et les lieux d'hospitalisation sont imprimés en clair.

MILAN DES SCINTIOPHIES (DU 1- 2-76 AU 29- 2-76)

EXAMEN PRATIQUE	EFFECTIF DES PATIENTS		PATIENTS PAYANTS			
	GRATUITS	GRATUITS ET PAYANTS	CHU		HORS CHU	
			EFFECTIF	NUMBRE DE Z	EFFECTIF	NUMBRE DE Z
THYROÏDE	0	164	114	3710.	45	1350.
THYROÏDE AVEC HALYANÉ	0	11	3	180.	8	450.
REIN	0	2	2	90.	0	0.
FOIE	0	79	73	6570.	6	240.
MATE	0	18	18	1820.	0	0.
CERVEAU	0	115	94	14100.	21	3150.
ESPACES SOUS-ARACHNOÏDIENNES	0	4	4	600.	0	0.
CITERNES	0	5	5	750.	0	0.
POUMON (PERFUSION)	0	76	72	7200.	4	400.
OS	0	57	43	6450.	14	2100.
MÉTASTASE TUMORALE	0	17	16	2400.	1	150.
SURRÉNALES	0	1	0	0.	1	150.
TOTAL	0	549	449	43670.	100	7350.

Fig. 7

ORIGINE DES MALADES HOSPITALISÉS DANS LE CHU  
SERVICES DE MÉDECINE (DU 1- 2-76 AU 29- 2-76)

SERVICE	NUMBRE DE MALADES	NUMBRE DE Z	NUMBRE DE N
MÉDECINE A	55	5560.	0.
MÉDECINE B	68	7680.	40.
MÉDECINE C	33	2470.	140.
MÉDECINE D	51	4880.	0.
MÉDECINE E	175	9670.	180.
MÉDECINE F	6	620.	0.
MÉDECINE G	82	2660.	0.
MÉDECINE J	36	4580.	20.
CARDIOLOGIE CENTRAL	5	400.	0.
CARDIOLOGIE BRABUIS	5	460.	20.
RHUMATOLOGIE	25	3540.	0.
NEPHROLOGIE	5	570.	0.
PNEUMOLOGIE HOMME	10	960.	0.
PNEUMOLOGIE FEMME	9	690.	0.

Fig. 8

### LES FICHIERS MÉDICAUX

Un programme d'édition fournit pour chaque fichier une liste des malades (rangés ou non suivant l'ordre alphabétique). Les fiches sont imprimées ligne par ligne avec édition en claire du lieu d'hospitalisation, des raisons et des résultats (fig. 12). D'autres programmes généraux permettent des études statistiques sur les données (dénombrements, moyennes,...) ainsi que des sélections avant les statistiques ou les impressions.

A la fin de chaque année, nous fournissons à chaque médecin responsable d'une exploration, la liste définitive, dans l'ordre alphabétique, des malades ayant subi cette exploration pendant l'année considérée.

### DISCUSSION ET CONCLUSION

Depuis 2 ans, nous utilisons au Service des Isotopes un dossier informatique qui sert à la fois dans un but administratif et médical.

JOURNAL FRANÇAIS DE BIOPHYSIQUE ET MÉDECINE NUCLÉAIRE.

REPARTITION DES EXAMENS SUIVANT LES LIEUX D'HOSPITALISATION COUÉS (DU 1-6-76 AU 30-6-76)  
 THEMA : DUREE DE VIE DES G.R. ET DES PLAQUETTES ET EXPIRATION PAR FES9 - MET I K. NA ET LAU ECHANGEAB

LIEUX D'HOSPITAL- CODES	SCINTIGRAPHIES										EXAMENS ISOTOPIQUES NON MORPHOLOGIQUES								
	THYR	REIN	FOIE	RATE	CERV	POUM	OS	TUM	LCH	COEUR	AUTRES	TOTAL	HEMA	MASS	MET	H12	THYR	AUTRES	TOTAL
MED A	1	1	23	22	6	0	9	2	6	0	0	70	7	1	0	2	1	0	11
MED B	7	0	16	0	29	3	9	8	2	1	0	75	0	3	0	0	6	1	10
MED C	1	0	4	0	3	1	6	0	0	0	1	16	0	0	0	0	1	0	1
MED D	5	0	11	1	13	8	5	5	2	0	1	51	0	1	0	0	5	0	6
MED E	69	0	5	0	3	0	3	2	0	0	2	84	0	1	0	0	64	0	65
MED F	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	1	0	1
MED G	13	0	3	1	8	0	2	0	0	0	0	27	0	0	37	0	13	0	50
MED H	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
MED J	3	1	2	0	15	0	7	0	1	0	0	29	0	0	0	0	2	1	3
CARD B	1	0	3	0	6	2	0	1	0	1	1	15	0	0	0	0	1	1	2
RHUMAT	3	0	0	1	3	0	12	0	0	0	0	19	0	2	0	0	3	0	5
NEPHR	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	2	0	0	0	0	1	0	1
PNEUM H	2	0	2	0	1	5	1	5	0	0	0	16	0	0	0	0	2	0	2
PNEUM F	1	0	0	0	2	0	0	0	0	0	0	3	0	0	0	0	1	0	1
INS RESP	0	0	1	0	2	19	0	1	0	0	3	26	0	68	3	0	0	0	71
INFECT	2	0	1	0	5	1	7	0	0	0	0	16	0	0	0	0	2	0	2

Fig. 9

RECAPITULATIF DES EXAMENS ET DES COTATIONS (DU 1-1-75 AU 31-12-75)

RECAPITULATIF	CHU	HORS CHU	TOTAL
NUMBRE TOTAL DE DOSSIERS	1220	1631	2851
NUMBRE TOTAL DE MALADES VENUS AU SERVICE	5929	1447	7376
- AVEC EXAMENS IN VIVO SEULS	5105	1297	6402
- AVEC EXAMENS IN VIVO ET IN VITRO	104	240	344
NUMBRE TOTAL DE DOSSIERS DE TESTS IN VITRO	2055	374	2429
- AVEC TESTS IN VITRO SEULS	1291	134	1425
NUMBRE DE TRAITEMENTS	92	132	224
NUMBRE DE SCINTIGRAPHIES	4413	1093	5506
NUMBRE D'EXAMENS ISOTOPIQUES NON MORPHOLOGIQUES	2522	722	3244
NUMBRE D'ULTRASONS	231	71	302
NUMBRE DE G	20	35	55
NUMBRE DE R	4040	1420	5460
NUMBRE DE Z	546450	122170	668620
NUMBRE DE Z (EXAMENS IN VIVO)	501850	115010	616860
NUMBRE DE Z (TESTS IN VITRO)	44600	1700	46300

Fig. 10

Avec des contraintes faibles (pas de recopie grâce à des carbones pour le secrétariat, indication au minimum de deux nombres pour le médecin), on obtient de nombreux fichiers médicaux indépendants et un fichier administratif.

Il n'y a aucun double emploi avec le système « Sigma » qui est effectivement implanté au C.H.R. de Brabois. En effet, celui-ci, à des fins de facturation,

n'enregistre que la cotation de l'acte médical, sans autre précision.

Notre fichier administratif fournit de nombreux bilans sur l'activité du Service, indispensables aux médecins : total des factures avec surtout l'indication de la répartition des utilisations des radio-isotopes, les fournitures complémentaires, le dénombrement des

TOTALITF DES MALADES

(MEMA IDUDEF DE VIF DES G.R. ET DES PLAQUETTES ET EXPIORATIONS PAR FES9 - MET TR. NA ET EAU ECHANGEABLES)

MOIS	SCINTIGRAPHIES											EXAMENS ISOTOPISQUES NON NUCLÉAIQUES							
	THYR	HEIN	FOIE	HATE	CERV	POUM	US	TUM	LCH	CŒUR	AUTRES	TOT	MEMA	MET	MASS	B12	THYM	AUTRES	TOT
JANVIER	134	2	60	20	73	68	32	16	1	1	5	412	11	2	96	15	125	7	258
FEBVRIER	138	2	63	17	48	68	36	13	1	1	1	388	11	0	89	11	134	3	248
MARS	164	2	65	26	60	62	35	12	4	0	0	430	4	5	123	9	152	3	296
AVRIL	207	1	61	14	78	62	34	19	1	0	0	487	7	0	97	11	197	12	324
MAI	152	3	60	13	75	50	36	14	3	0	1	407	7	0	69	8	137	14	235
JUIN	178	3	60	17	93	63	35	14	1	1	1	466	4	0	90	8	170	6	278
JUILLET	137	6	65	14	44	43	40	14	3	2	1	424	14	2	48	4	135	2	250
AOUT	88	2	49	11	64	32	24	10	1	0	4	290	7	0	52	11	86	2	158
SEPTEMBRE	164	0	93	26	121	72	30	14	4	2	3	529	12	0	47	15	158	6	290
OCTOBRE	203	1	66	19	122	68	65	14	0	2	5	610	14	1	112	12	185	14	338
NOVEMBRE	172	0	66	22	115	67	50	14	12	4	5	550	6	0	115	17	166	10	314
DECEMBRE	160	0	60	24	103	57	56	25	2	0	1	513	6	0	100	12	140	7	265
TOTAL	1647	22	424	234	1046	732	483	184	33	13	30	5506	103	10	1120	136	1785	88	3244

Fig. 11

NUMERO	NOM	PRENOM	AGE	SEXE	DATE	ORIGINE
7160	PERI	MANCE	42	M	29-1-75	MED E
6870	PLT	LISE	28	F	16-1-75	MED A
6932	PIE	ALPHU	66	F	20-1-75	MED A
7152	PIE	FRANC	14	M	29-1-75	MED E
6874	PLU	JEAN	44	M	16-1-75	MED M
7200	PUC	KULAN	24	M	30-1-75	MED A
6916	PUI	KENEL	28	F	20-1-75	MED B
6927	PSE	MAUKI	58	M	20-1-75	MED C
7205	PUL	ANGEL	50	F	30-1-75	MED E

RAISON DE LA DEMANDE	RESULTAT
SURVEILLANCE (TR MED POUR HYPEN)	12 18 GUITRE HOMOGENE FIXATION ELEVEE
HYPERTHYROIDIE AVEC GLANDE NORMALE?	14 37 GLANDE NORMALE FIXATION NORMALE
SURVEILLANCE (MED THYROIDIE)	10 RESIDU THYROIDIE FIXATION NORMALE
GUITRE ANCIEN SANS DYSTHYROIDIE	39 52 GUITRE HOMOGENE FIXATION ELEVEE (SANS ANGI F)
SURVEILLANCE (TR MED POUR HYPEN)	14 20 GUITRE HOMOGENE FIXATION ELEVEE
HYPERTHYROIDIE AVEC GLANDE NORMALE?	41 48 GLANDE NORMALE FIXATION ELEVEE (AVEC ANGI E)
HYPERTHYROIDIE AVEC GUITRE?	30 GUITRE HOMOGENE FIXATION NORMALE
GUITRE?	01 GLANDE NORMALE FIXATION BASSE (SATUR. PROR)
TEST QUENTID (ORIGINE HYPOT)	08 GLANDE NORMALE QUENTID - (HYPO PERTPH)

Fig. 12

divers examens, leurs répartitions suivant les Services, selon les âges des malades, leur sexe.

Ces fichiers médicaux fournissent aux médecins des listes de malades rangés par ordre alphabétique et par année qui permettent facilement de retrouver pour tel ou tel malade les raisons d'une ancienne visite et les résultats obtenus et de noter de nouveaux renseignements. On peut aussi fournir des listes partielles des dossiers possédant telle(s) ou telle(s) caractéristique(s) pour des études données. On peut enfin exploiter les résultats médicaux par des traitements statistiques.

Nous remercions M<sup>me</sup> N. Bunel pour sa collaboration technique.

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] B. LEGRAS, J. MARTIN et D. VIARD, Gestion administrative et médicale par ordinateur d'un Service de Médecine nucléaire, *Journal de Biologie et de Médecine nucléaire*, 9, 35, 1974, p. 47-54.
- [2] B. LEGRAS, J. MARTIN, N. CHAU, J. P. LAMBERT et D. BARBAZANGES, *Gestion médicale et administrative par méthodes informatiques d'un Service de Médecine nucléaire*, Rapport, 1977, 130 p.

Bilan descriptif et évaluation sommaire de quatre ans d'activité d'un Service de Médecine Nucléaire

LEGRAS B, CHAU N, MARTIN J, LAMBERT J-P, GEORGES F, VAILLANT D, HOCQUARD C, BERTRAND A

Journal Français de Biophysique et de Médecine Nucléaire, 1980, 4, 187-191

No 48

# Bilan descriptif et évaluation sommaire de 4 ans d'activité d'un Service de Médecine Nucléaire

B. LEGRAS (\*), (\*\*), N. CHAU (\*\*), J. MARTIN (\*), (\*\*),  
J. P. LAMBERT (\*\*), A. BERTRAND (\*), F. GEORGES (\*),  
D. VAILLANT (\*), C. HOCQUARD (\*)

RÉSUMÉ. — Une gestion médicale et administrative par méthodes informatiques, employée depuis début 1975 au Service de Médecine Nucléaire du C.H.R. de Nancy, a permis de déterminer avec précision l'activité du Service, l'évolution des examens pendant ces 4 années et de mieux connaître les raisons de demande de différentes explorations ainsi que les résultats obtenus.

SUMMARY. — A medical and administrative processing by computer applied since January 1975 in the Department of Nuclear medicine at the Regional Hospital in Nancy made it possible to define very precisely the activity in the Department, the evolution of the investigations during these past four years and to find out more data about the reasons why these different investigations were required as well as about the results obtained.

## INTRODUCTION

Le Service de Médecine Nucléaire du C.H.R. de Nancy-Brabois a été créé en 1974. Bien qu'il ne reçoive pas les malades de tous les Services du C.H.R. et en particulier ceux de Neurologie, de Neurochirurgie et de Pédiatrie, on peut cependant considérer son activité comme assez proche de celle de la majorité des autres Services de Médecine Nucléaire français.

(\*) Service de Médecine Nucléaire du C.H.R. de Nancy-Brabois.

(\*\*) Section d'Informatique Médicale (Groupe I.N.S.E.R.M., U 115), Faculté de Médecine, Nancy.

Tirés à part : B. LEGRAS, Faculté de Médecine, Laboratoire d'Informatique Médicale, Groupe I.N.S.E.R.M., U 115, avenue de la Forêt-de-Haye, B. P. n° 184, 54500 Vandœuvre-les-Nancy.

Reçu en juin 1979.

Son équipement consiste essentiellement en deux gamma-caméra couplées depuis 1977 à un ordinateur (ce qui permet des explorations dynamiques complexes et a favorisé le développement de certaines d'entre elles comme la détermination de la fraction d'éjection du ventricule gauche).

Chaque année, plus de 10 000 examens isotopiques sont pratiqués et les méthodes manuelles ne permettent pas de connaître avec précision l'activité du Service et son évolution. Pour ces raisons, nous utilisons en routine depuis 1975 des méthodes informatiques pour obtenir une gestion médicale et administrative efficace du Service. Ces méthodes avaient été appliquées précédemment depuis 1972 dans l'autre Service de Médecine Nucléaire. Elles ont été considérablement modifiées en 1975.

La thèse de Denis Barbazange [1] avait fait le point après 2 ans d'activité. Le but de cet article est de dégager maintenant un certain nombre d'éléments après 4 années complètes d'utilisation.

### DESCRIPTION RAPIDE DE LA GESTION INFORMATIQUE DU SERVICE

Nous employons des fiches informatiques administratives et médicales décrites en détail dans un article précédent [2] (*fig.*). Elles font partie de liasses autocopiantes évitant les recopies inutiles des parties communes. Outre les renseignements administratifs (nom, prénom, date, sexe, lieu d'hospitalisation) nous utilisons de nombreux codes numériques pour le service d'hospitalisation, les produits utilisés, les examens réalisés, les raisons de la demande, les résultats obtenus. Ceci fournit un système complet qui simplifie le secrétariat et a l'appui des médecins du Service.

Chaque fiche correspond à un bloc de 80 colonnes. La perforation des cartes et l'exploitation des données sont réalisées par le département d'Informatique Médicale de la Faculté. Différents programmes servent à la validation des données (recherche des oublis, des nombres erronés) et à la détection des fiches absentes.

Les programmes de bilan administratif fournissent pour la période considérée (mois ou année), les renseignements suivants :

- nature des actes;
- nombre de malades hospitalisés au C.H.R. et consultants externes et total des C, K et Z correspondant à ces deux catégories de malades

pour les différents examens effectués (consultations, traitements, et explorations à but diagnostique);

- total des doses pour les différents isotopes;
- total des différentes fournitures complémentaires utilisées (trousses non radioactives...);
- nombre de malades et cotations pour les différents services hospitaliers du C.H.R.;
- répartition des examens pour les différents mois de l'année;
- répartition par tranche d'âge et par sexe.

Comme on le voit, ces informations sont complémentaires de celles du système informatique hospitalier Sigma car elles sont orientées vers les problèmes médicaux de gestion du Service, beaucoup plus que vers les problèmes administratifs du type facturation.

Pour les fichiers médicaux, un programme d'édition fournit pour chaque exploration une liste des malades (rangés ou non suivant l'ordre alphabétique) avec édition en clair du lieu d'hospitalisation, des raisons et des résultats. D'autres programmes généraux permettent des études statistiques sur les données (dénombrements, moyennes) avec ou sans sélection. L'exploitation informatique des fichiers médicaux et administratifs est réalisée sur un petit ordinateur (CII Mitra 125). Elle prend moins de 2 heures par mois ce qui la rend très peu coûteuse.

SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES PAR ISOTOPES ET AUTRES METHODES PHYSIQUES C.H.R. - BRABOIS		EXAMEN (B)	
Identification		4	3 0
Numéro du dossier dans le service		(1)	
Date du début de l'examen		jour (6)	mois (11) an (13)
ETAT CIVIL		(15)	
NOM		(15)	
Prénom		(26)	
Sexe : masculin (1) - féminin (2)		(30)	
Age (ans - 00 < 1 an)		(31)	
HOSPITALISATION		(33)	
Malade hospitalisé dans le CHR (1) ou hors du CHR (2) ou externe (3)		(33)	
Hôpital de Nancy : Central (1) - St-Julien (2) - Villemin, M. F. (3) - Brabois (4) - Toul (5)		(34)	
Service dans le CHR (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation (si 2)		(34)	
DOMICILE		(44)	
EXPLORATION (non hématologique)		(46)	
00 crâne - 01 foie - 02 poumons - 03 reins - 04 rate - 05 cœur 06 glandes salivaires - 07 os - 08 tumeur (bléomycine) - 09 orbite - 10 thyroïde		(46)	
Numéro d'examen pour l'exploration considérée		(46)	
Médecin responsable (initiales)		(49)	
Raisons de la demande : en clair		(51)	
Résultats scintigraphiques : en clair		(53)	
Résultats définitifs : en clair		(55)	
Réserves		(57)	
Cas intéressant (si oui 1)		(60)	
Section d'Informatique Médicale		Janvier 1973	

SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES PAR ISOTOPES ET AUTRES METHODES PHYSIQUES C.H.R. - BRABOIS		EXAMEN (B)	
Identification		4	3 9
Numéro du dossier dans le service		(1)	
Date du début de l'examen		jour (6)	mois (11) an (13)
ETAT CIVIL		(15)	
NOM		(15)	
Prénom		(26)	
Sexe : masculin (1) - féminin (2)		(30)	
Age (ans - 00 < 1 an)		(31)	
HOSPITALISATION		(33)	
Malade hospitalisé dans le CHR (1) ou hors du CHR (2) ou externe (3)		(33)	
Hôpital de Nancy : Central (1) - St-Julien (2) - Villemin, M. F. (3) - Brabois (4) - Toul (5)		(34)	
Service dans le CHR (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation (si 2)		(34)	
DOMICILE		(44)	
PRODUITS UTILISES		(46)	
- Isotope - Nature :		(46)	
Dose remboursable en millicuries		(46)	
ou Dose indiquée par un code		(53)	
Fourniture complémentaire :		(54)	
EXAMENS PRATIQUES - COTATION		(56)	
CONSULTATION		Ex N° (56)	Cotation Z (57) 0 = gratuit (59) †
TRAITEMENT		Ex N° (56)	Cotation Z (57) †
DIAGNOSTIC		Ex N° (56)	Cotation Z (57) †
- Examen isotopique non morphologique		Ex N° (57)	Cotation Z (57) †
- Test in vitro		Ex N° (73) (73) (74)	Cotation Z (73) †
- Examen par méthodes physiques		Ex N° (73)	Cotation K (73) †
Section d'Informatique Médicale		Janvier 1973	

Bordereaux utilisés pour la gestion médicale (A) et administrative (B).

JOURNAL DE BIOPHYSIQUE ET MÉDECINE NUCLÉAIRE.

### ÉVOLUTION DES EXAMENS ISOTOPIQUES DE JANVIER 1975 A DÉCEMBRE 1978

#### (a) Examens scintigraphiques

26 833 examens scintigraphiques ont été réalisés (20 302, soit 75,7 %, chez des malades hospitalisés au C.H.R.). Le tableau I montre la diminution des scintigraphies hépatiques et spléniques depuis 1977 liée au développement de l'échographie, l'augmentation modérée des scintigraphies cérébrales (malgré l'installation d'un scanner X), l'augmentation importante des scintigraphies osseuses et celle encore plus considérable des examens en cardiologie (scintigraphies myocardiques, mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche).

TABLEAU I

Bilan des examens scintigraphiques de 1975 à 1978

	1975	1976	1977	1978
Scintigraphies thyroïdiennes . . . .	1 897	2 197	1 889	2 094
Scintigraphies cérébrales et orbitaires . . . . .	1 046	1 586	1 494	1 737
Cisternographies isotopiques . . . .	36	122	125	91
Scintigraphies du squelette . . . . .	483	940	963	1 368
Scintigraphies hépatiques . . . . .	828	993	851	560
Scintigraphies spléniques . . . . .	238	334	276	172
Scintigraphies rénales . . . . .	22	37	65	35
Scintigraphies pulmonaires de perfusion et de ventilation . . . . .	732	810	557	675
Scintigraphies du myocarde et mesure de la fraction d'éjection . . . .	13	31	66	364
Fixation de la bléomycine ou du gallium . . . . .	184	285	228	191
Lymphographies isotopiques . . . . .	11	18	43	22
Scintigraphies surrénaliennes . . . .	7	29	21	22
Autres examens scintigraphiques . .	8	15	11	11
TOTAL . . . . .	5 505	7 397	6 589	7 342

#### (b) Examens isotopiques non scintigraphiques

12 043 examens ont été réalisés pendant ces 4 ans (8 718, soit 72,4 % chez des malades du C.H.R.). Le tableau II chiffre la baisse des courbes de fixation

TABLEAU II

Bilan des examens isotopiques non scintigraphiques de 1975 à 1978

	1975	1976	1977	1978
Courbes de fixation thyroïdienne . .	1 785	1 943	1 420	1 415
Masses sanguines . . . . .	1 120	970	801	842
Tests de Schilling . . . . .	138	134	142	134
Durées de vie des hématies . . . . .	44	38	22	15
Fer-59 « longs » . . . . .	15	14	17	8
Fer-59 « rapides » . . . . .	43	55	51	65
Sodium, potassium et eau échangeables . . . . .	10	156	12	8
Débits cardiaques . . . . .	24	50	149	152
Autres examens . . . . .	56	45	68	61
TOTAL . . . . .	3 235	3 418	2 682	2 708

vol. 4, n° 3

thyroïdienne remplacées de plus en plus par les tests *in vitro* (voir plus loin), la diminution d'examens longs (durée de vie des hématies, fer-59 « normal »), l'accroissement des débits cardiaques.

#### (c) Examens isotopiques *in vitro*

Les tests thyroïdiens *in vitro* se multiplient : 2 429 en 1975, 4 397 en 1976, 4 783 en 1977, 7 080 en 1978. 64,4 % d'entre eux ont été réalisés chez des sujets hospitalisés au C.H.R.

#### (d) Traitements isotopiques

1 087 traitements ont été réalisés (429 chez des malades hospitalisés au C.H.R. soit 39,5 %). Le tableau III montre la relative stabilité des divers traitements obtenus par certains isotopes émetteurs bêta.

TABLEAU III

Bilan des traitements isotopiques de 1975 à 1978

Traitements isotopiques	1975	1976	1977	1978
Hyperthyroïdies ou néoplasmes thyroïdiens . . . . .	90	114	99	137
Polyglobulies . . . . .	9	10	12	10
Angiomes . . . . .	36	32	35	42
Épanchements néoplasiques (ascite, pleurésie) . . . . .	11	12	6	5
Arthrites . . . . .	98	92	123	114
TOTAL . . . . .	244	260	275	308

#### (e) Isotopes utilisés

De nouveaux isotopes sont employés; en particulier le xénon-133 pour l'exploration pulmonaire (364 mCi en 1976, 1 952 en 1978) et le gallium-67 (48 mCi en 1976, 120 en 1978). Le technétium-99m qui marque de nombreuses molécules et dont les propriétés physiques sont optimales pour les détecteurs des gamma-caméras actuellement en usage est de plus en plus utilisé (22 210 mCi en 1975, 58 110 en 1978).

#### (f) Répartition par sexe et par âge

La prédominance masculine se manifeste pour la plupart des examens (53 % des scintigraphies cérébrales, 74 % des pulmonaires, 55 % des osseuses, 60 % des hépatiques, 55 % des spléniques) sauf les examens thyroïdiens (21 %).

La répartition par âge varie légèrement d'un examen à l'autre. La fréquence maximale est entre 70 et 79 ans pour les examens cérébraux, 60-69 ans pour les pulmonaires et les hépatiques, 40-49 ans pour les thyroïdiens, 50-69 ans pour les osseux, 50-59 ans pour les spléniques.

**(g) Origine des malades**

Les malades sont surtout envoyés par les services hospitaliers. Les malades externes sont en nombre réduit sauf pour les examens thyroïdiens (27 %) et osseux (9 %). La proportion des consultants externes est plus grande pour l'autre service de Médecine Nucléaire de Nancy (Service hors C.H.R. sous convention avec l'Hôpital).

**QUELQUES RÉSULTATS CLINIQUES****(a) Explorations thyroïdiennes** (9 888 dossiers remplis de 1973 à 1979)

Les raisons de la demande se répartissent principalement entre les suspicions d'hyperthyroïdie (25,7 %), d'hypothyroïdie (8,1 %), les études des goîtres euthyroïdiens (15,4 %), des nodules isolés (13 %), des tests dynamiques (10 %) et les surveillances de traitement (médical, chirurgical ou isotopique) (20 %). Les résultats sont variés. Citons comme exemple que parmi les 982 nodules froids scintigraphiques notés, 25,8 % présentaient un tracé de type liquidien aux ultra-sons et que 10 % des fixations thyroïdiennes étaient basses en rapport avec une saturation iodée certaine ou très probable.

**(b) Explorations cérébrales** (5 184 dossiers remplis de 1975 à 1979)

Les raisons de demande d'une scintigraphie cérébrale sont très diverses. Notons la crise épileptique (11 %), la perte de connaissance (8,5 %), la suspicion de métastases cérébrales (8,9 %) [principalement pour néo-bronchique (2,3 %)], et tous les petits signes variés qui font craindre un processus expansif que l'on veut éliminer (29,1 %). Dans notre service qui ne reçoit pas les malades de neurologie et de neurochirurgie, 83,9 % des scintigraphies étaient normales et par exemple, nous n'avons obtenu des images de type ramollissement que dans 4,1 % des examens et de type gliome que dans 2,8 % des cas.

**(c) Explorations osseuses** (3 497 dossiers remplis de 1974 à 1979)

La raison la plus fréquente de demande de scintigraphie osseuse est la suspicion de métastases (43,4 %) [en premier lieu pour néoplasme du sein (12,1 %)]. Les autres raisons sont très variées. 42,2 % des examens sont normaux. Signalons par ailleurs que nous avons rencontré des foyers hypofixants dans 1 % des examens.

**(d) Explorations hépatiques** (2 794 dossiers remplis de 1975 à 1979)

La scintigraphie hépatique pour suspicion de métastases du foie d'un néoplasme connu constitue, là aussi, la principale raison (43,5 %). L'exploration pour suspicion de cirrhose est retrouvée dans 12,8 % des cas. Les autres raisons sont nombreuses. Citons par exemple 3,5 % de suspicion de kyste hydatique. L'organe est normal dans 38,2 % des cas. De simples anomalies de position sont indiquées dans 18,5 % des examens. On note aussi des lésions parenchymateuses multiples (9,8 %) ou uniques (6,7 %), des images en faveur d'une cirrhose (fixation extra-hépatique par exemple) dans 13,5 % des cas.

**(e) Explorations spléniques** (898 dossiers remplis de 1975 à 1979)

La raison la plus fréquente est la suspicion d'atteinte splénique principalement au cours des hémopathies malignes (70 %). Un examen normal a été obtenu dans 48,9 % des cas, des anomalies de la fixation dans 10,9 %, une splénomégalie homogène dans 37,1 %.

**(f) Explorations pulmonaires** (1 918 dossiers remplis de 1975 à 1979)

24,7 % des scintigraphies pulmonaires de perfusion étaient réalisées pour suspicion d'embolie. L'étude de la vascularisation est souvent demandée chez des bronchitiques (28,1 %), des asthmatiques (5,5 %) et dans un bilan préopératoire de néoplasme pulmonaire (5,3 %).

TABLEAU IV

Quelques résultats obtenus chez les sujets adressés pour suspicion de métastases d'un néoplasme connu

Année	1975	1976	1977	1978
<i>Pourcentage d'examen réalisés pour suspicion de métastases (néo connu) en :</i>				
— scintigraphies osseuses . . . . .	51,1	46,6	48,9	33,2
— scintigraphies cérébrales . . . . .	11,2	9,3	9,2	8,9
— scintigraphies hépatiques . . . . .	40,5	40,9	44,8	49
<i>Pourcentage de résultats normaux à l'intérieur de ces sous-groupes :</i>				
— scintigraphies osseuses . . . . .	40,6	46,3	48,1	46,6
— scintigraphies cérébrales . . . . .	65	74,6	84,7	81,9
— scintigraphies hépatiques . . . . .	46,4	41,2	49,7	51,0
<i>Pourcentage de résultats très évocateurs de métastases à l'intérieur de ces sous-groupes :</i>				
— scintigraphies osseuses . . . . .	39,6	33,2	32,5	33,5
— scintigraphies cérébrales . . . . .	22,3	8,8	8,1	10,3
— scintigraphies hépatiques . . . . .	30,2	18,2	27,3	17,8

**(g) Exemple d'étude de sous-groupes**

Le système informatique permet de sélectionner et d'analyser des sous-groupes et à titre d'exemple, le tableau IV présente quelques résultats obtenus chez les sujets adressés pour suspicion de métastases d'un néoplasme connu et chez qui on a pratiqué des scintigraphies osseuses, cérébrales ou hépatiques. On constate en particulier le pourcentage élevé de sujets pour les explorations osseuses mais celui-ci a nettement diminué de 1975 à 1978, l'examen étant demandé de plus en plus fréquemment pour d'autres affections.

**DISCUSSION**

La Médecine Nucléaire est une spécialité récente qui évolue rapidement du fait de l'amélioration des techniques, l'apparition de nouvelles molécules radioactives et la volonté de réduire l'irradiation des patients. Par ailleurs, on doit préciser ses indications relativement à d'autres méthodes physiques récentes, également non traumatisantes, telles que l'échographie, la thermographie et la tomодensitométrie.

Ce changement dans les explorations, les demandes et les raisons rend nécessaire, si l'on veut l'apprécier valablement, l'emploi d'un outil puissant comme un dossier informatisé.

C'est ainsi, par exemple, que nous avons pu chiffrer la diminution des scintigraphies hépatiques (-40 % de 1976 à 1978) et spléniques (-48 % de 1976 à 1978), le développement des scintigraphies osseuses (+180 % de

1975 à 1978) et cardiaques (+450 % de 1977 à 1978), l'augmentation des tests thyroïdiens *in vitro* (+190 % de 1975 à 1978).

Nous avons pu avoir également une vue d'ensemble des demandes pour différents examens ainsi que des résultats obtenus. Nous avons ainsi constaté le pourcentage élevé d'examen normaux pour les scintigraphies cérébrales (84 %) et osseuses (42 %). Nous avons posé la question aux médecins demandeurs et ils nous ont expliqué qu'à leurs yeux, l'innocuité et la sensibilité de ces examens en faisaient d'excellents instruments d'orientation pour éliminer ou non d'autres explorations plus complexes et parfois plus traumatisantes.

**CONCLUSION**

Avec des contraintes réduites pour le secrétariat et les médecins, la gestion informatique utilisée permet de connaître avec précision la demande médicale, l'activité du Service et son évolution.

**BIBLIOGRAPHIE**

- [1] D. BARBAZANGES, Gestion médicale et administrative par méthodes informatiques d'un Service de Médecine Nucléaire, *Thèse Nancy*, 1977.
- [2] B. LEGRAS, N. CHAU, J. P. LAMBERT, J. MARTIN et A. BERTRAND, Gestion médicale et administrative par ordinateur du Service de Médecine Nucléaire de Nancy, *J. Fr. Biophys. et Med. Nucl.*, 5, 1977, 227-232.

Evaluation de l'activité médicale du Service de Médecine Nucléaire du CHU de Nancy de  
1975 à 1982

Intérêt de la qualité d'une gestion médicale et administrative informatique pour l'évaluation  
des examens pratiqués et de leur facturation : un véritable "tableau de bord"

LEGRAS B, MARTIN J, LAMBERT J-P, CHAU N, BERTRAND A

Annales Médicales de Nancy et de l'Est, 1983, 22, 737-740

No 87

# Evaluation de l'activité médicale du Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy de 1975 à 1982

## Intérêt de la qualité d'une gestion médicale et administrative informatique pour l'évaluation des examens pratiqués et de leur facturation : un véritable « tableau de bord »

par B. LEGRAS, J. MARTIN, J.P. LAMBERT, N. CHAU, A. BERTRAND

### RÉSUMÉ

Une gestion informatisée, médicale et administrative, utilisant un dossier informatisé simple, bien intégré au fonctionnement, est employée depuis début 1975 au Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy. Elle a permis de déterminer avec précision le tableau de bord des activités du Service et l'évolution des examens pendant ces huit dernières années. Ces données sont des éléments fondamentaux de réflexion pour les médecins, et devraient aussi l'être pour les administrateurs de santé. C'est le « tableau de bord » trop souvent réduit à ses seuls aspects financiers.

#### Mots-clés :

Gestion,  
Médecine Nucléaire,  
Informatique.

### ESTIMATION OF MEDICAL ACTIVITY IN THE DEPARTMENT OF NUCLEAR MEDICINE OF THE UNIVERSITY HOSPITAL CENTER IN NANCY BETWEEN 1975 AND 1982

Utility of the quality of medical and administrative management with data processing for precise appraisal of the investigations which were carried out and of their invoice making out : a real « dash-board »

#### SUMMARY

A medical and administrative processing by computer, using a simple computerised file which is well integrated into the operation, has been applied since January 1975 in the Department of Nuclear Medicine at the regional hospital in Nancy. This has made it possible to define very precisely the instrument panel of the activities in the department and the evolution of the investigations during these past eight years. This data is the fundamental element of thought for the doctors and should also be for the health administrators.

#### Key-words :

Processing,  
Nuclear Medicine,  
Computer.

### INTRODUCTION

Le Service de Médecine Nucléaire de Nancy-Brabois a été ouvert en 1973 dès la mise en service de ce nouvel hôpital de 1 200 lits ; il a été créé par division du service d'origine, ouvert dès 1952 (Professeur KELLERSHOHN, puis Professeurs BURG et MARTIN, et actuellement Professeur ROBERT) à la Faculté, près des hôpitaux de ville. Chaque année, plus de 10 000 examens isotopiques y sont pratiqués et les méthodes manuelles ne permettent pas de détailler avec précision l'activité du Service. Pour obtenir des informations valables, nous avons mis en place en 1975 une gestion informatisée du Service, sur le modèle de celle que nous avions déjà dans le service des hôpitaux de ville. Ces dernières années, la médecine nucléaire a subi des évolutions importantes, en particulier avec l'apparition de systèmes informatiques intégrés. Ceux-ci ont permis le développement d'explorations dynamiques complexes (depuis 1977, le Service possède un ordinateur couplé aux deux gamma-caméras) ; pendant le même temps, des examens classiques ont été plus ou moins abandonnés.

Communication présentée à la séance de la Société de Médecine de Nancy (économie médicale et évaluation des soins) 22 avril 1981 - Article complété en juin 1983.

L'évolution des divers examens réalisés dans le Service au cours des huit dernières années est donc un bon témoin des modifications de la demande médicale pour les explorations de Médecine Nucléaire.

### Description rapide de la gestion informatique du service

Nous employons des fiches informatiques décrites en détail dans des articles précédents (figure n° 1). Elles font partie de liasses autocopiantes évitant les recopies inutiles des parties communes. Outre les renseignements administratifs (nom, prénom, date, sexe, lieu d'hospitalisation) nous indiquons à l'aide de codes numériques le service d'hospitalisation, les produits utilisés et les examens réalisés. Chaque fiche correspond à un bloc de 80 colonnes. La perforation des cartes et l'exploitation des données sont réalisées par le laboratoire d'Informatique Médicale de la Faculté. Différents programmes servent à la validation des données (recherche des oublis, des nombre erronés) et à la détection des fiches absentes. Il s'agit donc d'un travail en temps différé. Depuis un an, afin de mieux suivre certaines conséquences économiques des activités isotopiques, un fichier séparé rend compte de toutes les commandes de radio-éléments et produits annexes (kits de marquage en particulier) avec leur facturation séparée.

**SERVICE D'EXPLORATIONS FONCTIONNELLES  
PAR ISOTOPES  
ET AUTRES METHODES PHYSIQUES**

**C.H.R. - BRABOIS**

**EXAMEN (8)**

Identification 4 3 9

Numéro du dossier dans le service \_\_\_\_\_

Date du début de l'examen jour \_\_\_\_\_ mois \_\_\_\_\_ an \_\_\_\_\_

ETAT CIVIL \_\_\_\_\_

NOM \_\_\_\_\_

Prénom \_\_\_\_\_

Sexe : masculin (1) - féminin (2) \_\_\_\_\_

Age (ans - 00 < 1 an) \_\_\_\_\_

HOSPITALISATION

Médecin hospitalisé dans le CHR (1) ou hors du CHR (2) ou externe (3) \_\_\_\_\_

Hôpital de Nancy Central (1) - St-Julien (2) - Villémin, M. F. (3) - Brabois (4) - Toul (5) \_\_\_\_\_

Service dans le CHR (si 1) ou autre lieu d'hospitalisation (si 2) \_\_\_\_\_

Code \_\_\_\_\_

DOMICILE \_\_\_\_\_

Code \_\_\_\_\_

PRODUITS UTILISES

- isotope - Nature : \_\_\_\_\_ Code : \_\_\_\_\_

Dose remboursable en millicuries \_\_\_\_\_

ou Dose indiquée par un code \_\_\_\_\_

Fourniture complémentaire : \_\_\_\_\_ Code : \_\_\_\_\_

EXAMENS PRATIQUES - COTATION

CONSULTATION Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z \_\_\_\_\_

TRAITEMENT Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z \_\_\_\_\_

DIAGNOSTIC

- Scintigraphie Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z \_\_\_\_\_

- Examen isotopique non morphologique Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z \_\_\_\_\_

- Test in vitro Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation Z \_\_\_\_\_

- Examen par méthodes physiques Ex N° \_\_\_\_\_ Cotation K \_\_\_\_\_

Section d'Informatique Médicale Janvier 1979

**TABLEAU I**  
**Bilan des examens scintigraphiques de 1975 à 1982**

	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982
— Scintigraphies thyroïdiennes et balayage	1897	2197	1889	2094	1989	1982	2138	1934
— Scintigraphies (et angioscintigraphies) cérébrales, scintigraphies orbitaires et salivaires	1047	1593	1500	1739	1647	1260	1161	984
— Scintigraphie osseuses	483	940	963	1368	1550	1578	1929	2074
— Scintigraphies pulmonaires de perfusion (macroagregats)	732	810	547	558	572	435	616	709
— Scintigraphies pulmonaires de perfusion-ventilation (Xénon)	0	0	10	67	283	282	232	222
— Scintigraphies du myocarde	13	31	30	79	93	216	408	562
— Scintigraphies des cavités avec étude de la fraction d'éjection	0	0	36	285	365	838	1423	1712
— Tomographies cardiaques	0	0	0	0	0	0	0	311
— Scintigraphies hépatiques	828	993	851	560	361	195	133	122
— Scintigraphies spléniques	238	334	276	172	139	59	39	26
— Fixation de la biéomycine ou du gallium	184	285	228	191	139	129	155	151
— Scintigraphies rénales et fixation rénale du bichlorure	22	37	65	35	61	85	62	42
— Scintigraphies des citernes	36	122	125	91	24	26	26	16
— Lymphographies isotopiques	11	18	43	22	20	26	25	18
— Scintigraphies des surrénales	7	29	21	22	25	25	12	19
— Scintigraphies de la moëlle réticulaire et érythroprétique	1	18	15	16	11	10	4	5
— Autres examens isotopiques (diverticule de Meckel, ...)	7	13	4	9	9	5	5	6
— Autres examens angioscintigraphiques	0	0	0	0	16	55	24	23
TOTAL	5506	7416	6603	7308	7370	7204	8395	8948

Figure n° 1 : Page Informatique du bordereau autocopiant utilisé comme dossier-chemise de l'observation de nos malades.

Les programmes de bilan fournissent pour la période considérée (mois ou année), les renseignements suivants :

- nature réelle des actes effectués pour les malades,
- nombre de malades hospitalisés au C.H.R. et consultants externes,
- total des cotations administratives de la S.S. : C, K et Z, correspondant à ces deux catégories de malades pour les différents examens effectués (consultations, traitements et explorations à but diagnostique),
- total des doses pour les différents isotopes,
- total des différentes fournitures complémentaires utilisées (trousses non radioactives...),
- nombre de malades et types d'examens pour les différents services hospitaliers du C.H.R.,
- répartition des examens pour les différents mois de l'année,
- répartition par tranche d'âge et de sexe.

Comme on le voit, ces informations sont complémentaires de celles du système informatique hospitalier Sigma car elles sont orientées vers les problèmes médicaux de gestion du Service, beaucoup plus que vers les problèmes administratifs du type facturation.

**Evolution des Examens isotopiques de janvier 1975 à décembre 1982**

**Examens scintigraphiques**

Le tableau I présente l'évolution des 58 750 examens scintigraphiques (ou angioscintigraphiques) de ces huit

années (environ 74 % ont été effectuées chez des malades hospitalisés au C.H.R.). Ce tableau montre la stabilité des scintigraphies thyroïdiennes (1<sup>er</sup> rang des examens jusqu'à 1981), l'augmentation constante des scintigraphies osseuses (examen passant en 1982 au 1<sup>er</sup> rang avant la scintigraphie cérébrale), le développement impressionnant des explorations cardiaques depuis 1977 (scintigraphies myocardiennes et plus encore mesure de la fraction d'éjection, qui avec 1 712 examens en 1982 passe au 3<sup>e</sup> rang des examens). Les explorations dynamiques employant l'ordinateur se sont multipliées : mesure de la fraction d'éjection (déjà signalée), examen pulmonaire au Xénon 133, angioscintigraphies cérébrales et autres (mains, corps caverneux), mesure de la fixation rénale du bichlorure de mercure. Par contre, l'apparition de nouvelles techniques physiques a entraîné une baisse notable de certains examens : c'est le cas des scintigraphies hépatiques et spléniques (phénomène très net depuis 1977, lié à la généralisation des examens échographiques) ; les scintigraphies cérébrales qui ont progressé jusqu'en 1978, ont depuis légèrement diminué en 1980, mais de façon moins importante que l'utilisation privilégiée de la tomographie aurait pu le laisser prévoir.

On note aussi un recul de certains examens qui après un engouement initial, on vu préciser leurs indications et leurs limites : (cisternographies isotopiques, explorations à la biéomycine et au gallium). Cette diminution de la demande des examens simplement morphologiques est compensée et au-delà par des examens dynamiques beaucoup plus complexes. L'année 1982 a vu notamment le développement des tomographies cardiaques (312 examens). L'ensemble des explorations cardiaques a atteint 2 585 examens.

### Examens isotopiques non scintigraphiques

Le tableau II donne le détail des 17 824 examens réalisés pendant ces huit ans (environ 73 % chez des malades du C.H.R.). Ce tableau montre la diminution de nombreux examens, et leur remplacement. Par exemple les courbes de fixation thyroïdiennes sont supplantées de plus en plus par des tests in vitro (voir plus loin) et les néphrogrammes isotopiques par la mesure de la fixation rénale du bichlorure (voir examens isotopiques scintigraphiques). On note l'accroissement des débits cardiaques jusqu'en 1978 et une chute notable en 1980.

TABLEAU II  
Bilan des examens isotopiques non scintigraphiques de 1975 à 1982

	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982
— Courbes de fixation thyroïdienne	1785	1943	1420	1415	571	376	307	277
— Masses sanguines	1120	970	801	842	653	632	599	884
— Tests de Schilling	138	134	142	134	127	100	124	142
— Durée de vie des hématies	44	38	22	15	20	10	14	12
— Fer-59 « longs »	15	14	17	8	8	7	10	26
— Fer-59 « rapides »	43	55	51	65	60	63	62	50
— Sodium, potassium et eau échangeables	10	156	12	8	12	12	1	4
— Débits cardiaques (+ masse)	24	50	149	152	139	76	119	59
— Néphrogrammes	51	44	48	36	31	24	26	11
— Autres examens	5	1	20	25	7	7	9	11
Total	3235	3418	2682	2708	1628	1307	1380	1466

### Examens isotopiques in vitro

Les tests thyroïdiens in vitro se multiplient : 2 429 en 1975 ; 4 397 en 1976, 4 783 en 1977, 7 080 en 1978, 7 205 en 1979, 6 854 en 1980, 8 086 en 1981, 8 981 en 1982 ; 62 % d'entre eux ont été réalisés chez des sujets hospitalisés au C.H.R.

### Traitements isotopiques

2 209 traitements ont été effectués (41 % chez des malades hospitalisés au C.H.R.). Le tableau III montre la relative stabilité des divers traitements réalisés par les isotopes émetteurs bêta, mis à part les épanchements néoplasiques.

TABLEAU III  
Bilan des traitements isotopiques de 1975 à 1982

	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982
— Hyperthyroïdies ou néoplasmes thyroïdiens	90	114	99	137	102	113	123	95
— Polyglobulies	29	33	22	31	30	27	9	9
— Angiomes	36	32	35	42	33	28	28	14
— Epanchement néoplasiques (ascite, pleurésie)	11	12	6	5	4	1	0	2
— Arthrites	98	92	123	114	85	108	145	92
TOTAL	264	283	285	329	254	277	305	212

### Etude par service

Les programmes mis au point fournissent la répartition des examens par service (Tableau IV) et à titre d'exemple nous avons représenté l'évolution de ces examens au cours des années pour un important service de Médecine (Médecine A) (Tableau V). On retrouve l'évolution notée pour l'ensemble des examens. Les chefs de Service intéressés peuvent recevoir toutes ces informations détaillées.

TABLEAU V

Principaux examens scintigraphiques pratiqués de 1972 à 1982 pour les patients hospitalisés dans le service de Médecine A

	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982
— Scintigraphies thyroïdiennes	48	53	32	37	35	30	36	26
— Scintigraphies cérébrales	76	114	85	86	96	60	43	31
— Scintigraphies osseuses	52	87	101	108	120	108	99	86
— Scintigraphies hépatiques	193	210	173	105	100	17	0	1
— Scintigraphies spléniques	136	203	143	79	77	27	4	9
— Scintigraphies pulmonaires	9	4	7	15	19	14	11	26
— Autres (cœur, FE...)	6	21	47	25	46	48	64	94

TABLEAU IV

Répartition des principaux examens scintigraphiques réalisés en 1980 parmi les importants services demandeurs (plus de 90 examens annuels)

	Thyr.	Foie	Rate	Cerveau	Poumon	Os	Cœur	TOTAL
Médecine A	30	17	27	60	14	108	20	276
Médecine B	41	5	3	243	21	100	2	415
Médecine C	21	1	0	37	5	32	0	96
Médecine D	21	5	1	85	34	48	4	198
Médecine E	748	4	1	60	8	61	3	855
Médecine J	32	1	1	105	4	33	1	177
Cardio Brabois	32	5	2	81	105	14	894	1133
Rhumatologie	34	3	1	56	4	450	0	548
Pneumologie Hommes	10	4	0	16	68	21	0	119
Pneumologie Femmes	21	0	0	52	25	30	0	128
Insuf. Resp.	10	3	0	14	191	18	4	240
Infectieux	11	7	1	58	11	84	3	175

### Répartition par sexe et âge

La prédominance masculine se manifeste pour la plupart des examens (53 % des scintigraphies cérébrales, 74 % des pulmonaires, 55 % des osseuses, 60 % des hépatiques, 55 % des spléniques) sauf pour les examens thyroïdiens (21 %). Faute de statistiques correctes globales de morbidité du C.H.R., nous n'avons pas pu comparer avec la répartition des affections.

La répartition par âge varie légèrement d'un examen à l'autre. La fréquence maximale est entre 70 - 79 ans pour les examens cérébraux, 60 - 69 ans pour les pulmonaires et les hépatiques, 40 - 49 ans pour les thyroïdiens, 50 - 69 ans pour les osseux, 50 - 59 ans pour les spléniques.

### Origine des malades

Les malades sont surtout envoyés par les services hospitaliers. Les malades externes sont en nombre réduit sauf pour les examens thyroïdiens (27 %) et osseux (9 %). La proportion des consultants externes est plus grande pour le deuxième service de Médecine Nucléaire de Nancy (Service hors C.H.R. sous convention avec l'Hôpital, resté dans les locaux du service d'origine).

### Comparaison des résultats avec ceux fournis par le système informatique du C.H.R.

Le principal problème des traitements informatiques est celui de la qualité du recueil correcte des données. Les très nombreux contrôles effectués par l'ordinateur (suivi de la correction manuelle des données erronées ou incomplètes) ainsi que la détection des fiches absentes (à l'aide d'un programme de tri) nous permettent d'obtenir un fichier complet et fiable où le nombre d'erreurs est réduit au minimum.

TABLEAU VI

Comparaison des montants en Z obtenus par la gestion informatique du Service et par celle de l'hôpital (totaux indiqués dans les rapports annuels)

	Total en Z pour les malades hospitalisés			Total en Z pour les consultants externes			Total en Z général		
	Gestion du Service	Gestion de l'hôpital	Divergence en %	Gestion du Service	Gestion de l'hôpital	Divergence en %	Gestion du Service	Gestion de l'hôpital	Divergence en %
1976	756 893	510 296	+ 43,3 %	220 800	160 023	+ 38 %	977 693	670 319	+ 45,9 %
1977	746 611	612 647	+ 21,9 %	234 700	183 170	+ 27,1 %	981 781	795 817	+ 23,4 %
1978	910 226	787 476	+ 15,6 %	311 010	228 611	+ 36 %	1 221 336	1 016 087	+ 20,2 %
1979	857 030	630 953	+ 35,8 %	320 990	250 260	+ 28,3 %	1 178 020	881 213	+ 33,7 %
1980	872 792	828 481	+ 5,3 %	337 395	296 493	+ 13,8 %	1 210 187	1 124 977	+ 7,6 %
1981	997 790		< 2 %	418 040		< 2 %	1 415 830		< 2 %
1982	1 004 016		< 2 %	523 920		< 2 %	1 587 936		< 2 %

On peut donc accorder une large confiance aux divers résultats et en particulier les totaux des Z. La comparaison de ces résultats avec ceux fournis par le système hospitalier SIGMA (Tableau VI) met en évidence les graves lacunes de ce dernier jusqu'en 1980 où le programme a été changé\*. Bien entendu, il faut tenir compte pour celui-ci des retards de paiement et des difficultés administratives, mais ces causes ne devraient jouer qu'un rôle mineur. Un contrôle par sondage semble confirmer que la différence ne provient pas de divergence dans le nombre des bordereaux et des cartes perfostyles de SIGMA au départ du secrétariat du service.

#### CONCLUSION

La médecine nucléaire est une spécialité récente qui évolue rapidement du fait de l'amélioration des techniques, de l'apparition de nouvelles molécules radioactives et d'une volonté permanente de réduire l'irradiation des patients. Par ailleurs, on doit préciser ses indications relativement à d'autres méthodes physiques récentes, également non traumatisantes, telles que l'échographie et la tomographie. Ces changements dans les explorations, les demandes et les raisons rendent nécessaire, si l'on veut l'apprécier valablement, l'emploi d'un outil puissant comme un dossier informatisé. C'est ainsi, par exemple, que nous avons pu chiffrer la diminution de

1976 à 1982 des scintigraphies hépatiques (- 85 %) et splénique (- 89 %), le développement des scintigraphies osseuses (+ 329 %) et cardiaques (+ 524 % de 1978 à 1982), l'augmentation des tests thyroïdiens in vitro (+ 299 % de 1975 à 1982).

Globalement l'activité continue de croître, tout en passant par des paliers comme le prouve le total annuel des Z.

En fait, le remplacement des examens morphologiques : foie, rein, rate ... par des examens dynamiques (pneumologie, cardiologie) pose des problèmes difficiles au service. En effet une exploration hépatique nécessite la présence d'un seul technicien, une fois l'examen mis en route. A l'opposé, un examen tel que les mesures de fraction d'éjection au cours d'une épreuve d'effort suppose pendant près d'une heure, la présence permanente de deux médecins (un cardiologue, un isotopiste) et de deux techniciens, sans parler de l'exploitation ultérieures des données sur l'ordinateur. La différence des cotations n'est pas adaptée : Z 90 dans le premier cas, Z 150 (plafonné) dans le second. Quand à l'efficacité médicale, elle est sans commune mesure puisque le bilan correct de la fonction ventriculaire gauche passe par cet examen, de surcroît totalement atraumatique.

Travail du Service de Médecine Nucléaire  
et d'Informatique Médicale  
et du Laboratoire d'Informatique Médicale  
(Groupe INSERM U. 115)  
(Professeur J. MARTIN)

#### BIBLIOGRAPHIE

- BARBAZANGES (D.) — Gestion médicale et administrative par méthodes informatiques d'un Service de Médecine Nucléaire.  
Thèse Nancy, 1977.
- LEGRAS (B.), CHAU (N.), LAMBERT (J.P.), MARTIN (J.), BERTRAND (A.) — Gestion médicale et administrative par ordinateur du Service de Médecine Nucléaire de Nancy.  
*J. Fr. Biophys. et Méd. Nucl.*, 1977, 5, 227-232.
- LEGRAS (B.), CHAU (N.), MARTIN (J.), LAMBERT (J.P.), BERTRAND (A.), GEORGES (F.), VAILLANT (D.), HOCQUARD (C.) — Bilan descriptif et évaluation sommaire de 4 ans d'activité d'un Service de Médecine Nucléaire.  
*J. Fr. Biophys. et Méd. Nucl.*, 1980, 4, 187-191.
- MILHAUD (G.) — Dépenses et recettes d'un Service de Médecine Nucléaire.  
*Sem. Hôp. Paris*, 1976, 52, 131-136.

Il faut signaler que le bilan informatique de l'hôpital ne prend pas compte les factures modifiées ultérieurement après contestation des patients. Cela peut expliquer une partie des divergences constatées.

Gestion médicale et administrative sur micro-ordinateur d'un service de Médecine Nucléaire

LEGRAS B, KOHLER F

Journal de Biophysique et Médecine Nucléaire, 1984, 8, 235-267

No 104

# Gestion médicale et administrative sur micro-ordinateur d'un Service de Médecine Nucléaire

B. LEGRAS et F. KOHLER (\*)

RÉSUMÉ. — La gestion informatisée sur micro-ordinateur du service de Médecine Nucléaire de C.H.U. de Nancy a permis de réduire considérablement le travail de secrétariat et fournit aux médecins des statistiques très utiles sur les examens pratiqués.

Mots-clés : Informatique, micro-ordinateur, médecine nucléaire, gestion.

SUMMARY. — *The use of a microcomputer for data management in a department of Nuclear Medicine has allowed to reduce considerably office work, and supplies the physicians with very useful statistics on the investigations carried out.*

Key-words : *Processing, microcomputer, nuclear medicine, management.*

## INTRODUCTION

L'évolution prodigieuse de l'informatique a conduit à la mise sur le marché, des micro-ordinateurs puissants, relativement peu coûteux et pourvus de logiciels très performants (gestion de fichiers, traitements de texte...). Ces systèmes sont bien adaptés à la gestion des laboratoires et ceci nous a amené à remplacer la gestion ancienne du Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy, réalisée en différé ([1], [2], [3]) par une gestion en temps réel sur micro-ordinateur.

## MATÉRIEL

Le système informatique utilisé comprend un micro-ordinateur 16 bits (Victor 256 Ko) <sup>(1)</sup> muni d'un disque dur (10 Mo) et d'un lecteur de disquettes 5 pouces (1,2 Mo). Il est complété par une imprimante (OKI 84 : 200 codes/s, optimisée, bidirectionnelle, avec qualité courrier). Pour cette réalisation, nous avons utilisé « d Base 2 », un logiciel très répandu de bases de données qui fonctionne sur tous les micro-ordinateurs possédant une mémoire suffisante et le système d'exploitation MS/DOS ou CP/M. Le prix de l'ensemble revient à environ 80 000 F TTC.

(\*) Laboratoire d'Informatique Médicale (I.N.S.E.R.M. U 115), Faculté de Médecine, avenue de la Forêt de Haye, 54500 Vandœuvre-Les-Nancy.

Reçu en avril 1984.

<sup>(1)</sup> Ko = kilooctet soit environ 1000 octets (exactement  $2^{10} = 1024$ ), Mo = million d'octets.

## MÉTHODES

### Données sélectionnées

Chaque enregistrement a une longueur fixe égale à 140 caractères (C) et a été limité à 15 informations (\* = donnée obligatoire) :

1. \* date de l'examen (6C) (elle est entrée une seule fois au début de la journée);
2. \* nom du patient (15 C max);
3. prénom (10 C max);
4. sexe (1 C : m ou f);
5. âge (2 C);
6. \* code de l'origine (1 = CHU, 2 = Hôpital hors CHU, 3 = externe);
7. code du service (2 C) (63 services actuellement); la donnée est obligatoire si l'origine est égale à 1;
8. secteur (si CHU) ou nom de l'hôpital (si hors CHU) ou adresse du malade (si externe) (40 C max);
9. nom et adresse du médecin (si demande en externe) (50 C max);
10. \* code de l'examen pratiqué (diagnostic ou traitement); il peut s'agir en réalité d'une combinaison d'examens réalisés successivement (ceci nous a conduit à définir 80 codes, dont plus d'une trentaine pour le seul domaine de la thyroïde);
11. code de la raison de l'examen (2 C);
12. 2<sup>e</sup> raison si nécessaire (2 C);
12. code du résultat de l'examen (2 C);
14. 2<sup>e</sup> résultat si nécessaire (2 C);
15. 3<sup>e</sup> résultat si nécessaire (2 C).

```

=====
:
:   No de dossier      998
:   Date de l'examen  170284
:   MA                CL          45 ans
:   Origine 3
:   Adresse  66, GRANDE-RUE 88120 SAINT-AME
:   DR BARTHEL 16, RUE ANTOINE-HURAUULT 88025 EPINAL
:   Examen   SCINTI THYROIDE+ECHO+T3, 4, TSH
:   Cotation Z: 90          K: 20
:
:=====
:   Raison(s) :
:   Resultat(s) :
:=====

```

Fig. 1

### Logiciel

Un menu permet d'appeler différents programmes écrits sous d Base 2 qui permettent diverses fonctions.

#### a. Saisie et correction des données

Différents contrôles automatiques sont effectués sur les données (présence des données obligatoires, appartenance au dictionnaire...).

#### b. Édition en clair du dossier (fig. 1)

Pour cela, l'ordinateur consulte un fichier des services et un des examens (celui-ci comprend l'intitulé de l'examen et sa cotation qui est aussi imprimée). Le document obtenu est collé sur le recto de la chemise en papier où sont rangés les divers documents (lettres, scintigraphies, réponses...). L'édition, non systématique, (elle n'est pas effectuée pour certains examens : tests *in vitro*, masse sanguine), évite la recopie manuscrite (plus ou moins lisible) de ces informations.

#### c. Édition récapitulative des dossiers (fig. 2)

Éditée chaque soir, la liste des dossiers de la journée est conservée dans un classeur qui remplace le cahier manuscrit traditionnel.

#### d. Édition automatique complète des réponses normales

Il suffit d'appeler le numéro de l'enregistrement, de préciser le type de l'examen (scintigraphies cérébrales

(avec ou sans angiographies), osseuses, hépatiques ou de perfusion pulmonaire) et d'indiquer le code du médecin responsable.

#### e. Édition automatique d'une partie des réponses pathologiques

On fournit les mêmes éléments que pour les réponses normales mais dans ce cas, il est nécessaire d'entrer au clavier la partie variable de la lettre. Il faut signaler que les réponses normales ou autres tiennent évidemment compte automatiquement du demandeur (médecin ou service hospitalier), du sexe du malade et de son âge. Suivant les cas, on aura à l'édition : mon cher confrère ou messieurs, ... monsieur, madame ou enfant (si l'âge est inférieur à 16 ans). L'utilisateur fixe également le nombre d'exemplaires désirés.

#### f. Statistiques

Elles dénombrent sur la période choisie les examens effectués et le total des cotations (nombre de Z et de K) en distinguant ce qui provient du C.H.U. et du reste.

#### g. Recherche de dossier à partir du nom

Pour cela on utilise un fichier indexé sur le nom, ce qui permet d'obtenir les dossiers quasiment immédiatement.

```

LISTE DES DOSSIERS          2 FEVRIER 84
-----
100 MA      BENOITE F      ans T3 + T4 +TSH      Ext
BRILLONS ENBARROIS 55000 BAR LE DUC

101 BE      BERNADETTE F      ans T3 + T4 +TSH      Ext
21 RUE DE ST MIHIEL BAR LE DUC

102 FI      DOMINIQUE M 31 ans SCINTI OS      Chu 15
Secteur

103 HE      EMILE M 60 ans SCINTI CERVEAU      Hop
HOPITAL DE BAR LE DUC

104 LA      IRENE F 64 ans FE BASE VG      Hop
CENTRE ALEXIS VAUTRIN

105 MO      RÔGER M 49 ans MASSE SANGUINE      Chu 01
Secteur

```

Fig. 2

## RÉSULTATS

L'utilisation du système informatique a débuté le 1<sup>er</sup> février 1984 au Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy. Au cours du mois de Janvier, les programmes ont été écrits et testés et les secrétaires préparées à son emploi.

Fin mars 1984, on peut tirer plusieurs conclusions très positives.

a Le système a été parfaitement accepté, principalement pour la raison développée ci-après.

b Le gain de temps de secrétariat est très important. On peut l'évaluer à plus d'un demi-poste de secrétaire, ce qui est fort précieux lorsque l'une des deux secrétaires du service est absente (vacances, maladies, ...). Il suffit en effet d'entrer les données une seule fois (moins de 30 s par dossier) et l'on évite deux recopies (sur le cahier et sur la chemise). Par ailleurs le courrier est effectué plus rapidement grâce aux réponses normales automatiques (c'est le cas de nombreuses scintigraphies osseuses et cérébrales dans le Service) et à une frappe limitée pour les autres réponses.

c. L'activité du service est connue avec précision et sans retard grâce aux statistiques mensuelles.

Sur le plan de l'utilisation journalière, se pose le problème du codage de l'examen. La secrétaire ignore parfois quel examen sera effectivement réalisé. C'est presque toujours le cas des explorations thyroïdiennes où peuvent se combiner scintigraphie, courbe de fixation, plusieurs tests *in vitro*, échographie. C'est au médecin à vérifier que l'examen indiqué est correct et dans le cas contraire, le corriger. Lorsque le dossier revient au secrétariat pour le courrier, la secrétaire doit réintroduire le code exact. Elle doit aussi compléter éventuellement les dossiers par les codes des raisons et des résultats notés par le médecin responsable. Il faut signaler aussi que chaque soir, après l'édition journalière, elle sauvegarde le fichier sur la disquette du jour correspondant de la semaine. En cas de dégâts graves (disque dur et disquette abimés), il n'y aura à ressaisir au pire que les dossiers d'une journée.

## COMMENTAIRES

La configuration est déjà importante, mais la gestion pourrait être réalisée sur un système informatique plus petit ne comportant que deux lecteurs de disquettes. Nous avons préféré un disque dur pour des raisons de stockage, de rapidité et de facilité d'emploi. Il permet d'autres utilisations sans manipulation de disquettes. C'est ainsi que nous avons réservé 3 Mo pour notre fichier (soit environ 21 000 dossiers), 3 Mo pour le traitement de texte (articles...) et 3 Mo pour des futurs fichiers médicaux orientés vers la recherche. Le reste du disque stocke des programmes de base (d Base 2, ...) et ceux mis au point pour cette application.

Pour ce qui concerne le codage des informations strictement médicales, nous avons choisi de nous limi-

ter à deux raisons et à trois résultats. Chaque code est un nombre compris entre 1 et 99 qui dépend du type d'exploration : thyroïdienne, cardiologie, osseuse, ... L'expérience tirée de l'ancienne gestion ([1], [2]) nous a appris qu'en général une raison et deux résultats suffisaient largement. On peut coder par exemple dans le domaine thyroïdien :

- raison = suspicion d'hyperthyroïdie;
- résultat 1 = goître nodulaire (information morphologique);
- résultat 2 = hyperfonctionnement thyroïdien (information fonctionnelle).

Il est possible que pour les examens cardiologiques groupés (tomographie d'émission du myocarde + fraction d'éjection par exemple), les médecins désirent indiquer ultérieurement plus de trois résultats. L'adjonction d'un quatrième résultat (ou de toute autre information) ne présente aucune difficulté avec le logiciel d Base 2 qui permet de modifier aisément la structure de la base de données (le nombre de champs est limité à 32).

Pour ce qui concerne le programme, il faut noter que les diverses fonctions appelées par le menu ne couvrent pas la totalité des demandes envisageables, notamment la recherche de dossiers sous des sélections multiples et variées. Dans ce cas, il faut utiliser les commandes directes de d Base 2 dont l'emploi s'acquière aisément.

## CONCLUSION

Le micro-ordinateur s'avère un outil irremplaçable pour les laboratoires notamment lorsque les recopies d'informations prennent un temps considérable. Conjointement à ce versant bureautique, il ne faut pas oublier son intérêt dans une meilleure connaissance de l'activité du service.

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] B. LEGRAS, N. CHAU, J. P. MARTIN et A. BERTRAND, Gestion médicale et administrative par ordinateur du Service de Médecine Nucléaire de Nancy, *J. Fr. Biophys. et Méd. Nucl.*, 5, 1977, 227-232.
- [2] B. LEGRAS, N. CHAU, J. MARTIN, J. P. LAMBERT, A. BERTRAND, F. GEORGES, D. VAILLANT et C. HOCQUARD, Bilan descriptif et évaluation sommaire de 4 ans d'activité d'un Service de Médecine Nucléaire, *J. Fr. Biophys. et Méd. Nucl.*, 4, 1980, 187-191.
- [3] B. LEGRAS, J. MARTIN, J. P. LAMBERT, N. CHAU et A. BERTRAND, Évaluation de l'activité médicale du Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy de 1975 à 1982. Intérêt de la qualité d'une gestion médicale et administrative pour l'évaluation des examens pratiqués et leur facturation : un véritable « tableau de bord », *Ann. méd. Nancy et Est*, 22, 1983, 737-740.

Gestion sur micro-ordinateur de tests thyroïdiens radio-immunologiques

LEGRAS B, DAVID C, KOHLER F

Trait-d'Union, 1986, 4, 28-32

## Gestion sur micro-ordinateur des tests thyroïdiens radio-immunologiques

B. Legras\*, C. David\*\* et F. Kohler\*

\* Service d'Informatique Médicale - C.H.U. Nancy - \*\* Service de Médecine Nucléaire - C.H.U. Nancy

### RÉSUMÉ

La gestion des examens immunologiques thyroïdiens est réalisée au Service de Médecine Nucléaire de Nancy par un micro-ordinateur. Elle a permis un allègement important des tâches et une sécurité accrue. Le logiciel mis au point est transportable sur de nombreux ordinateurs et facilement adaptable à d'autres laboratoires.

**Mots-clés :** radio-immunologie, tests thyroïdiens, informatique, micro-ordinateur, gestion.

### INTRODUCTION

De nos jours, la radio-immunologie est une technique de laboratoire très utilisée dans une multitude d'applications. En pathologie thyroïdienne, elle joue un rôle fondamental dans le diagnostic des hyper ou hypothyroïdies.

Le dosage radio-immunologique est une méthode d'analyse basée sur la réaction antigène-anticorps et sur l'emploi d'un traceur radioactif. Les séries de dosages comprennent des standards pour l'établissement d'une courbe d'étalonnage, des échantillons en nombre élevé et des sérums de contrôle et se terminent par des mesures de radioactivité.

Des traitements automatiques des données permettent d'obtenir la courbe d'étalonnage et le calcul des concentrations (4). Dans la majorité des cas, le processeur est inclus dans le compteur de radioactivité et les programmes ne peuvent pas être modifiés.

A côté du versant « calcul scientifique », on rencontre, comme dans les autres laboratoires, des tâches administratives réalisées en général manuellement : écriture des demandes d'examen et des résultats sur le « cahier de paillasse », impression des réponses, recherche des résultats demandés... etc.

Compte-tenu de la mise sur le marché de micro-ordinateurs performants et peu onéreux ainsi que de logiciels de gestion de fichier, il est relativement aisé d'informatiser ces travaux de bureautique. Ces raisons nous ont conduits à développer un logiciel de gestion des tests immunologiques thyroïdiens qui fonctionne en routine depuis mars 1985.

### MATÉRIEL ET LOGICIEL

Le système utilisé au Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy consiste en un micro-ordinateur

VICTOR muni de 2 lecteurs de disquettes (1,2 Mo) et d'une imprimante matricielle. Le prix total de la configuration est d'environ 30 000 F.

Les programmes sont écrits en Dbase 2. L'originalité de ce logiciel de gestion de fichier très utilisé, réside dans la possibilité de commandes directes et également d'écriture de véritables programmes à l'aide de fichiers de commandes. Il permet aussi une transportabilité aisée sur tous les ordinateurs fonctionnant sous les systèmes d'exploitation CP/M ou MSDOS.

Deux disquettes sont utilisées : la première stocke les programmes et le fichier des services, la seconde le fichier des examens et un fichier d'index sur les noms des patients.

### DESCRIPTION DES PROGRAMMES

Les programmes sont très conversationnels. A la mise en route, on obtient un menu général qui appelle à son tour des menus secondaires.

#### A - Entrée des données

Les informations choisies sont indiquées en fig.1.

Celles-ci sont saisies à l'entrée et on indique pour chacun des 6 examens possibles, ceux qui sont demandés (valeur 1 au lieu de la valeur 0 fixée par défaut). Des validations automatiques interdisent les codes incorrects. Une recherche d'antériorité à partir du nom a lieu automatiquement et évite, si elle est positive, de saisir à nouveau certains paramètres. Chaque demandeur (service hospitalier ou laboratoire d'analyse extérieur ou médecin prescripteur du service) est codé par un numéro.

#### B - Entrées des résultats

Habituellement on entre l'ensemble des résultats d'un examen donné (ex. : T<sub>3</sub> libre) pour tous les dossiers présentant une demande pour cet examen et compris à l'intérieur d'une fourchette de numéros choisis.

A signaler qu'au moment de la saisie apparaissent le nom et le numéro ainsi que les résultats des autres tests et que la confrontation des différentes données amène parfois à reconstruire la valeur.

Les nombres introduits sont comparés aux bornes des valeurs normales et le programme détermine automatiquement le résultat global ; le chiffre correspondant (3 = normal, 4 = augmenté, 5 = diminué...)

INFORMATION	NOMBRE DE CARACTÈRES	COMMENTAIRES
Date de réception	6	Saisie 1 fois par jour
Nom et prénom	30	
Date de naissance	6	
Sexe	1	m ou f
Service	2	Code numérique
Secteur (ou salle)	10	Texte libre
Dossier achevé ou non	1	Déterminé automatiquement
Tests immunologiques	6 x 1	Pour les 6 tests
Thyroglobuline*		0 = non demandé
Anticorps antithyroglobuline*		1 = demandé
T <sub>3</sub> libre**		2 = à contrôler
T <sub>4</sub> libre**		Pour
TSH**		* 6 = négatif, 7 = positif
TRH***		** 3 = normal, 4 = /, 5 = \
		*** 8 = terminé (3, 4, 5 et 8 sont déterminés automatiquement)
Modalité du test au TRH	1	0 à 9
Valeurs numériques		Valeurs multipliées par 10
Thyroglobuline	4	
Anticorps antithyroglobuline	4	
• T <sub>3</sub> libre	3	
• T <sub>4</sub> libre	4	
• TSH	4	
TRH à t <sub>0</sub>		
t <sub>1</sub>		
t <sub>2</sub>		
t <sub>3</sub>	6 x 4	
t <sub>4</sub>		
t <sub>5</sub>		
		Le code des modalités définit les temps correspondant à t <sub>1</sub> , t <sub>2</sub> , t <sub>3</sub> ... t <sub>5</sub>
	TOTAL 107	

Figure 1  
Structure d'un enregistrement (valeurs normales indiquées pour les paramètres avec •)

remplace la valeur 1 saisie à l'entrée. Une modalité spéciale permet de repérer les tests à contrôler (valeur 2 stockée).

A côté de cette procédure, on peut saisir (ou corriger) l'ensemble des informations d'un enregistrement indiqué par son numéro.

Lorsque les résultats de tous les tests demandés sont obtenus, le dossier rentre dans la catégorie des enregistrements complets.

#### C - Edition du courrier

On peut éditer le compte-rendu en clair d'un ou de plusieurs dossiers (fig. 2).

L'intitulé du service correspondant au code numérique est lu dans un fichier spécial.

Les résultats des tests sont indiqués avec leur interprétation et les valeurs normales.

C.H.U. NANCY-BRABOIS

SERVICE DE MEDECINE NUCLEAIRE (PR. A. BERTRAND)

TESTS THYROIDIENS IN VITRO  
Poste 3902

Date de l'examen 04/03/86 No de dossier 4603  
Nom et prénom LU JONATHAN  
Date de naissance 25/02/86  
Sexe M  
Origine SERVICE DE MEDECINE INFANTILE 3

	VALEURS	NORMALES (adultes)	RESULTATS
T3 LIBRE	EN COURS	4 à 9.9 pmol/l	
T4 LIBRE	10.8	11 à 26.2 pmol/l	DIMINUE
TSH ULTRASENSIBLE	NON DEMANDEE	< 0.3 à 3.5 mUI/l	

Signature du biologiste responsable Le : 05/03/86

Figure 2

Compte-rendu d'un enregistrement. Un autre modèle est utilisé pour les résultats des tests au TRH.

**D - Listes récapitulatives**

De nombreuses possibilités sont proposées par le menu :

- liste sans sélection
- liste des dossiers inachevés
- liste par examen des dossiers achevés
- liste par examen des dossiers inachevés
- liste alphabétique
- liste alphabétique par service.

Cette fonction d'édition est très utile, car elle évite les transcriptions manuelles habituelles.

La liste sans sélection correspond à la liste chronologique des examens et remplace le cahier du jour.

La liste alphabétique permet de retrouver très rapidement tout résultat concernant un examen antérieur, quelle que soit la date d'arrivée au laboratoire (fig. 3).

## TECHNIQUES AU QUOTIDIEN

LISTE RECAPITULATIVE : DOSSIERS 4644 A 4662  
 FT3 4, 0-9, 9 FT4 11, 0-26, 2 TSH 0, 3-3, 5  
 LISTE ALPHABETIQUE  
 DATE D'EDITION : 06/03/86

4661	050386	ADA	EUGENIE	020298	F 03	0**DDD*			
4644	040386	ALL	MANUELLA	270156	F 07	1**NNN*	75	183	9
4657	050386	BOU	BERNADETTE		F 98	0**DDD*			
4656	040386	BUR	NADINE		F 05	0*****D			
4662	050386	COM	HENRI	300412	M 11	0**DDD*			
4645	040386	DAM	LUCETTE	070633	F 07	1**NNN*	60	172	15
4653	040386	FOE	LILIANE	270631	F 05	0*****D			
4658	050386	HER	MURIELLE		F 98	0**DDD*			
4647	040386	IAN	CHANTAL	181150	F 03	1**NNN*	89	223	14
4646	040386	MAH	GUY	230850	M 03	1**NNN*	78	155	21
4660	050386	MOI	JOSETTE		F 95	0**DDD*			
4659	050386	MOR	JEANNETTE		F 95	0**DDD*			
4655	040386	MOR	J. MARC	160460	M 05	0*****D			
4650	040386	NIE	MICKAEL	061178	M 31	0**NN*D	89	169	
			TRH (mod: 4)						
4649	040386	NIE	LUCINDA	051180	F 31	0**NN*D	61	153	
			TRH (mod: 4)						
4651	040386	NDE	MARTINE		F 05	1**NN*5	73	173	
			TRH (mod: 1)						
4652	040386	ORD	ANDRE		M 05	1**NN*5	46	243	
			TRH (mod: 7)						
4648	040386	SIB	CORINNE	040166	F 31	1**N)*5	71	359	
			TRH (mod: 4)						
4654	040386	VER	BERNADETTE	150239	F 05	0*****D			

Figure 3

1<sup>re</sup> ligne : n° dossier, date examen, nom, prénom, date naissance, sexe, origine, fini (1, sinon 0), résultats des différents tests (\* = non demandé, N = normal, > = augmenté, < = diminué, D = demandé mais non terminé, F = fait) dans l'ordre (thyro., anticorps, T<sub>3</sub>, T<sub>4</sub>, TSH, TRH), puis valeurs numériques (x 10) de T<sub>3</sub>, T<sub>4</sub>, TSH, TRH.  
 2<sup>e</sup> ligne (optionnelle) : résultats du test au TRH (modalité et valeurs x 10).

### E - Statistiques

Celles-ci dénombrent pour chacun des 6 examens les différents types de réponse et leur total.

### F - Recherche des dossiers

On peut consulter la liste alphabétique ou interroger directement le fichier. La recherche par le nom est très rapide grâce à l'emploi d'un fichier d'index mis à jour au moment de la saisie. A noter qu'une réindexation globale est nécessaire en cas de modification de l'orthographe des noms. Elle figure dans le menu général.

### G - Autres possibilités

Les commandes directes de Dbase 2, notamment de recherche multicritères, peuvent être employées indépendamment des programmes et s'acquièrent aisément. A titre d'exemple, une instruction simple permet de lister tous les enregistrements pour les-

quels les 3 tests de base (T<sub>3</sub> libre, T<sub>4</sub> libre et TSH) ont des valeurs supérieures aux seuils choisis.

### RÉSULTATS

Le Service de Médecine Nucléaire du C.H.U. de Nancy réalise environ 3 000 tests thyroïdiens par mois sous la direction d'un interne en pharmacie. Les mesures sont effectuées à l'aide d'un compteur KONTRON. Cela correspond à environ 900 enregistrements par mois. Une disquette du VICTOR permet de stocker 6 mois d'examen.

Le logiciel fonctionne en routine depuis début mars 1985. Moins d'un mois a suffi pour l'écriture du logiciel et son utilisation en routine. Par contre, pour satisfaire pleinement tous les utilisateurs, il a fallu apporter diverses modifications et améliorations pendant une seconde phase interactive d'ajustement qui a duré plusieurs mois.

Actuellement, après 8 mois de fonctionnement, il s'avère que le système est parfaitement accepté par les techniciens qui, à tour de rôle, s'occupent des examens radio-immunologiques. La facilité d'emploi du programme et le gain de temps très important dans l'activité journalière expliquent cette adhésion.

De leur côté, les nombreux médecins (jusqu'à 5) qui sont responsables des explorations thyroïdiennes chez les malades (et combinent, selon les cas, scintigraphies, échographies, courbes de fixation, traitements, tests in-vitro) ont également amélioré leur efficacité ; grâce à leur individualisation par un numéro de code, il est aisé de remettre à chacun d'eux les résultats des examens in-vitro de leurs patients. Au lieu de compulser un gros cahier, il leur suffit de consulter la liste triée ou d'interroger l'ordinateur afin d'obtenir rapidement les résultats antérieurs de leurs malades (ceci facilite le suivi des traitements par exemple). Cette fonction de recherche est d'ailleurs très utilisée par les médecins ainsi que par tous ceux qui doivent répondre aux nombreuses demandes téléphoniques. En pratique, il suffit de taper le nom et de se déplacer dans le fichier indexé jusqu'au moment, où l'on obtient le dossier recherché (caractérisé par le prénom, la date de naissance, et la date d'examen corrects).

En contrepartie, les contraintes sont modérées. La saisie des informations doit être très soignée et l'orthographe des noms et prénoms très rigoureuse. Toutefois, la vérification par le biologiste est indispensable avant de signer les résultats. Il faut, d'une part, contrôler la cohérence des résultats. Cette étape peut être déjà réalisée par la lecture de l'écran lors de l'entrée des derniers résultats (en pratique, cela a lieu souvent quand on introduit les valeurs des TSH et que l'on voit simultanément celles de  $T_3$  et  $T_4$  rentrées précédemment). D'autre part, il faut confronter chaque demande d'examen avec le compte-rendu de l'ordinateur ; ceci permet de corriger les erreurs possibles (orthographe des noms et prénoms, demande d'examen, origine...) qui peuvent avoir lieu lors de la saisie des dossiers.

Enfin, pour éviter des destructions malencontreuses, chaque soir, le fichier est recopié sur une autre disquette et par souci de sécurité, il existe 2 disquettes de sauvegarde (une par 2 jours de la semaine). En cas de détérioration simultanée de la disquette courante et de la dernière disquette de sauvegarde, on repart de la disquette restante en réintroduisant les enregistrements d'une ou deux journées.

#### DISCUSSION - CONCLUSION

Il ne fait pas de doute que la gestion des résultats est grandement améliorée par l'informatique, lorsque le logiciel est facile d'emploi et convivial, présentant les options sous la forme de menus documentés.

En effet, l'emploi de l'ordinateur réduit considérablement la tâche des techniciens et du biologiste. Il suffit de saisir l'information au début : renseignements administratifs et tests demandés puis, par la suite, les seuls résultats des examens en faisant défiler les dossiers correspondants. L'ordinateur fournit auto-

matiquement toutes les listes précédemment recopiées manuellement ainsi que les statistiques d'activité. Il soulage aussi le secrétariat en évitant les comptes-rendus (ou remplace des documents manuscrits mal présentés). Le gain de temps obtenu est évalué à près de 2 heures par jour.

Cette gestion est réalisable à l'aide de petites configurations peu onéreuses (coût minimal inférieur à 20 000 F). Le système est limité par la capacité de la mémoire de masse. Sur une disquette 5 pouces 1/4 d'un Apple IIe, on peut stocker environ 120 000 caractères soit approximativement 800 enregistrements, sur le VICTOR 10 fois plus. Au-delà, on peut être amené à acheter un disque dur. Par ailleurs, les programmes sont aisément transportables sur tout ordinateur supportant Dbase 2, c'est-à-dire tous ceux, fort nombreux, qui acceptent les systèmes d'exploitation standard CP/M ou MSDOS. Pour l'Apple IIe, il convient de rajouter une carte Z80 et une carte 80 colonnes (coût d'environ 3 000 F).

L'emploi par d'autres laboratoires des programmes décrits nécessite quelques transformations minimales : modification de l'intitulé du laboratoire (2 instructions dans un programme) et entrée des noms des services de l'hôpital (ou des médecins demandeurs) dans le fichier correspondant (maximum = 99). D'autres modifications sont nécessaires si l'on change les bornes des valeurs normales (fig. 4).

$T_3$ libre .....	4 à 9,9 pmol/l.
$T_4$ libre .....	11 à 26,2 pmol/l.
TSH .....	0,3 à 3,5 mU/l.
Thyroglobuline .....	< 60 ng/ml.
Anticorps antithyroglobuline .....	< 1,5 µg/ml.

Figure 4  
Limites des valeurs normales (chez l'adulte)  
des tests thyroïdiens utilisés

Contrairement à plusieurs réalisations françaises récentes ou en cours (1, 2, 3, 5), on peut reprocher au système de ne pas être intégré et de se limiter à la gestion des fiches patients. L'entrée en ordinateur des résultats des comptages pourrait être réalisée soit directement, soit à partir d'une disquette provenant de l'appareil de mesure.

#### BIBLIOGRAPHIE

1. Asklenazy S., Gallant F. Gestion Informatisée en radio-immunologie. Actualités en micro-informatique - Instrumentation médicale. Colloque Besançon, 1985.
2. Devaux J.-Y., Pick Y., Ingrand J. Organisation Informatique de l'activité d'un service de radio-immunologie. Colloque Besançon, 1985.
3. Dupin J.-P., Frachon M., Barbier Y. Logiciel de gestion d'un laboratoire de radio-immunologie. Actualités en micro-informatique - Instrumentation médicale. Colloque Besançon, 1985.
4. Gilly J. Data retrieval and analysis for radioimmunoassays. Computer Programs in Biomedicine, 1984. 75-79.
5. Legentil P., Tainturier C., Akerman M. Apport de la micro-informatique à la gestion d'un laboratoire d'analyses radio-immunologiques. Actualités en micro-informatique - Instrumentation médicale. Colloque Besançon, 1985.

Mise au point d'une solution simple et économique de gestion, d'archivage et de traitement  
d'images en Médecine Nucléaire sur micro-ordinateur

ESCANYE J-M, LEGRAS B, ROUSSEL K

Revue Française de Médecine Nucléaire, 2001, 25, 417-422

No 222

## Mise au point d'une solution simple et économique de gestion, d'archivage et de traitement d'images en Médecine Nucléaire sur micro-ordinateur

J.M. Escanye\*, B. Legras\*\*,  
K. Roussel\*\*

\* Service de Médecine Nucléaire - Hôpital Central  
\*\* Service d'Epidémiologie et d'Evaluation Cliniques - Hôpital Marin -  
CHU de Nancy

Reçu le 18 mai 2001 ; Accepté le 27 juin 2001

### Résumé

*Les auteurs présentent une application informatisée opérationnelle de gestion d'images en médecine nucléaire ; basée sur l'emploi de micro-ordinateur PC, elle permet : 1. d'archiver les images (renommées à partir de l'identifiant et de la date), 2. de réaliser des traitements d'image (utilisation du logiciel EzDicom adapté), 3. d'associer les images au dossier informatisé (utilisation du logiciel SESIM). Les contraintes sont quasiment nulles et les avantages sont importants pour les médecins, notamment la création de bases personnelles d'images sélectionnées. Le coût du matériel est faible (PC équipé d'un disque dur IDE de 45 Go).*

*Base de données d'images / Gestion / Archivage / Traitement d'images / Micro-ordinateur*

### INTRODUCTION

En Médecine Nucléaire, comme pour beaucoup de plateaux techniques qui manipulent des images, il est tentant de disposer d'un dossier informatisé complet qui fournisse les

images en même temps que les autres éléments de base du dossier, tel que le compte-rendu. Le logiciel SESIM utilisé dans le service depuis 2000 pour gérer les dossiers permet d'associer des images aux enregistrements.

Ceci nous a conduit à développer une solution globale qui permet d'archiver les images mais aussi de les traiter et

de constituer des dossiers complets avec texte libre, texte structuré (questionnaire) et images.

Cette réalisation fonctionne en routine sur PC dans le service de Médecine Nucléaire depuis mars 2001. L'article décrit cette possibilité caractérisée par un coût modeste et des contraintes minimales.

Correspondance et tirés à part : Jean-Marie Escanye

Service de Médecine Nucléaire - Hôpital Central - 29, avenue du Maréchal-de-Lattre-de-Tassigny - C.O. n° 34 - 54035 Nancy Cedex (France).  
Tél. : 03 83 85 85 85 - Fax : 03 83 85 23 01 - E-mail : jm.escanye@chu-nancy.fr

## MATÉRIELS ET MÉTHODES

### Le logiciel SESIM

Le logiciel de gestion des dossiers utilisé (SESIM, acronyme de "Saisie et Exploitation Statistique de Données Médicales") a été mis au point par B. LEGRAS et constamment amélioré depuis sa première version en janvier 2000. Développé à l'aide de Delphi sous Windows (en utilisant des bases de données de type Paradox), SESIM est un outil très adaptable utilisé dans le CHU de Nancy sur plus de 10 sites, services et plateaux techniques (mais également en dehors du domaine médical pour des bases d'images et des enquêtes).

SESIM ne peut pas être décrit ici en détail. Une de ses particularités essentielles est la possibilité pour le médecin utilisateur de créer et d'adapter aisément des questionnaires définis par des variables codées (de type liste, numérique, calculée, date ou heure) ou textuelles (commentaires courts). Les questionnaires sont limités à 100 variables.

Chaque enregistrement peut associer jusqu'à 100 questionnaires (différents ou identiques) mais aussi 100 textes libres (au format RTF) et 100 images.

Les questionnaires et les textes libres peuvent comporter des liens ouvrant vers d'autres médias (textes, images, adresses Web).

SESIM est également très orienté vers les exploitations statistiques (dénombrements, tests statistiques nombreux, graphiques) associées ou non à des sélections multi-critères très performantes et notamment sur les éléments des questionnaires. Les exportations sont nombreuses et aisées.

SESIM fonctionne en routine depuis janvier 2000 pour la gestion de tous les examens (in vivo et in vitro) pratiqués en Médecine Nucléaire au CHU de Nancy, sur deux sites distincts. SESIM est le successeur du logiciel LABO-PC (qui fonctionnait sous DOS) utilisé précédemment depuis 1996 dans le service [1].

### Les images et le logiciel EzDicom

Les images de Médecine Nucléaire sont produites sur des stations de travail (station RISC 6000 "Vision", Sopa Medical Vision International (SMVI)) qui sont connectées aux gamma-caméras, par le biais du réseau Ethernet du Service, lui-même relié au réseau hospitalier du CHU. Ces liens, et le fait que ces stations soient compatibles DICOM, nous permettent de compléter nos dossiers d'images par des images provenant d'autres modalités, en particulier de l'IRM. Nous utilisons la fonction d'exportation des images en un format DICOM prévue sur les stations Vision. Elle nécessite seulement la présence d'un serveur FTP sur le micro-ordinateur PC qui recevra les images, et le choix d'un répertoire (paramétrable) pour le transfert des fichiers. Comme nous développons l'ensemble de l'application SESIM avec Delphi, nous avons choisi d'installer une application basée sur un composant serveur FTP Delphi diffusé librement avec son programme source sur Internet [2], et qui s'est avérée totalement satisfaisante. Celle-ci est chargée au démarrage de Windows et fonctionne en tâche de fond en permanence; le transfert des images est transparent au niveau du PC.

Les images provenant de la station de travail, au format DICOM, sont constituées de fichiers (nommés xxx.DCM, où xxx est un numéro dans la base de données de la station); ils sont transférés vers le PC dans un premier répertoire. Il est alors nécessaire, pour établir le lien avec le programme SESIM de retrouver une information exploitable commune (nom du patient, date). Pour cela, l'interprétation de l'en-tête du fichier DICOM est nécessaire. Plutôt que d'écrire un interpréteur Dicom ab nihilo, là encore, nous avons pu trouver une application diffusée librement avec son programme source Delphi: EzDicom, qui est un programme de visualisation d'images médicales écrit d'abord par W. Krug puis repris par C. Rorden [3].

EzDicom permettait des manipulations comme l'utilisation des tables de couleurs pour l'affichage des images mais ne disposait pas réellement de fonctions de traitement des images. Nous avons donc décidé de le transformer pour y ajouter en outre toutes les fonctions qui nous ont semblé nécessaires. L'avantage principal de cette méthode est que nous restons maître des fonctions que nous implémentons, contrairement à ce que permettrait l'utilisation d'autres programmes gratuits de visualisation

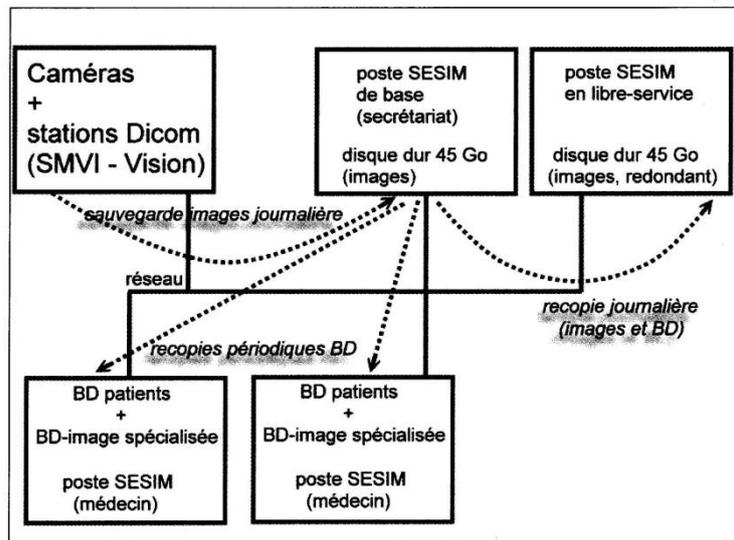


Schéma 1. Représentation des transferts d'informations (images et données) dans le service.

Dicom pour PC, comme eFilm Workstation [4] ou Osiris [5].

Pour commencer, nous avons donc ajouté une fonction qui renomme en série tous les fichiers images reçus à partir des informations lues dans l'entête. Le nouveau nom du fichier est défini par : le nom, un tiret, le prénom, la date, un numéro d'image auto-incrémenté, le suffixe (.DCM); les images sont recopiées dans un second répertoire (paramétrable également) et effacées dans le premier. De plus, pour chaque fichier image, nous créons un fichier texte (même nom mais avec le suffixe .TXT) qui comprend quelques données jugées utiles (type d'examen, date et heure de l'examen) pour être affichées avec les images.

La deuxième étape est réalisée sous SESIM. Elle consiste à rechercher par le programme dans la base des patients (sur les dossiers récents) ceux qui ont le même nom, le même prénom (et la même date s'il y a plusieurs dossiers avec le même identifiant) que les fichiers d'images. La recherche se fait sur un certain nombre de dossiers à partir du dernier (500 par défaut - valeur modifiable par l'utilisateur), et ne nécessite pas d'intervention de l'utilisateur. SESIM n'intègre pas l'image, il crée un lien.

Quand une correspondance existe entre dossier et image, un enregistrement est construit dans la base des images : le nom du fichier image est recopié ainsi que le texte du fichier texte associé. Ce dernier devenu inutile est détruit, l'image est alors archivée (recopiée) dans un troisième répertoire (défini lui aussi par un chemin paramétrable) et détruite dans le répertoire intermédiaire (dans celui-ci demeurent les images qui n'ont pas de correspondance avec les dossiers de la base). Par la suite, quand on appelle un dossier, on peut consulter les images liées (maximum = 100 par dossier) avec le texte associé. L'image apparaît sous forme d'une icône mais en cliquant dessus, on appelle le programme EzDicom qui les visualise. L'image peut être affichée à côté du questionnaire pour en faciliter le remplissage avec un résultat (figure 1), ou à côté du texte libre (figure 2), lors de la complétion du dossier.

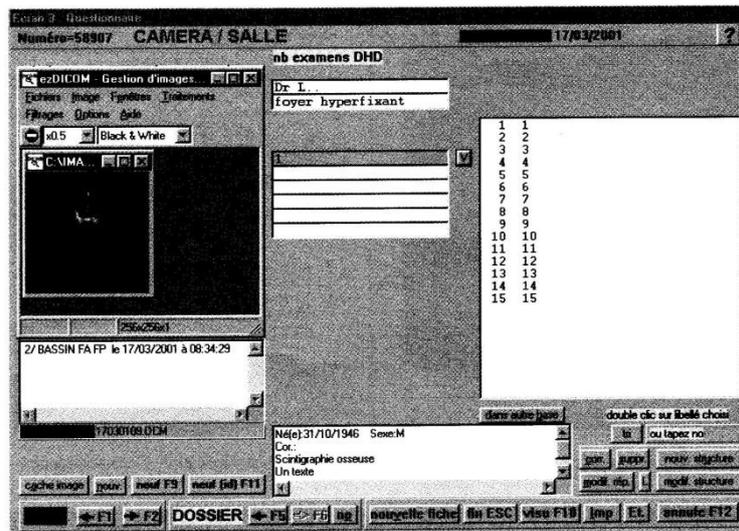


Figure 1. Remplissage du questionnaire du dossier à l'aide du logiciel SESIM.

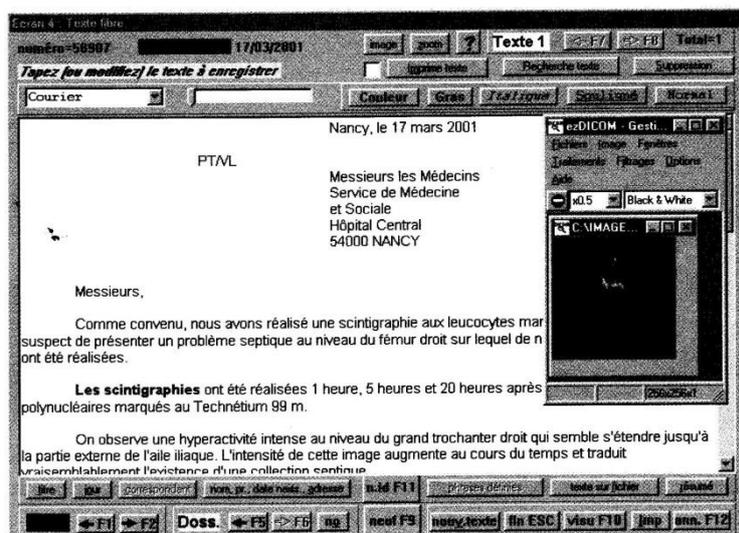


Figure 2. Consultation du dossier (écran de texte libre) à l'aide du logiciel SESIM.

### LES TRAITEMENTS DE BASE DES IMAGES

⇒ Ce sont des fonctionnalités qui ont été ajoutées par J.M. Escanyé dans le logiciel EzDicom. Nous les décrivons brièvement ici :

1. Amélioration des images, par filtrage convolutif, pour exploitation en lissages ou contours,
2. Exploitation des images, avec possibilité de création de régions d'intérêt (ROIs) rectangulaires, elliptiques ou polygonales, avec des mesures de rapports d'activités entre 2 ROIs de même type (figure 3), et des courbes d'évolution de la radioactivité dans une ROI pour une série d'images séquentielles ou multiples (figure 4),
3. Autres fonctions, qui sont, outre l'impression locale des images, l'exportation de fichiers de résultats (vers

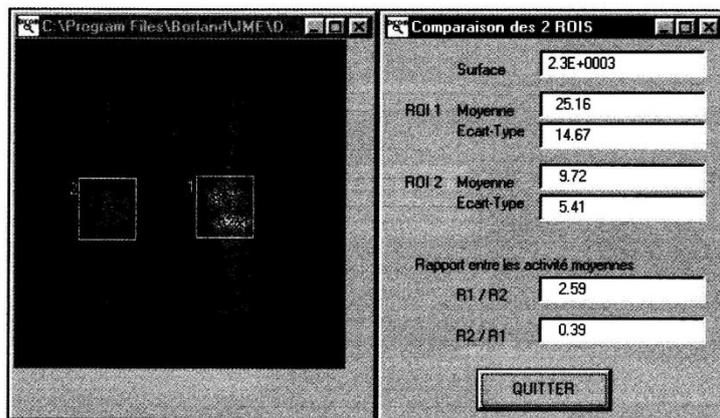


Figure 3. Comparaison d'activité dans deux ROIs à l'aide du logiciel EzDicom adapté.

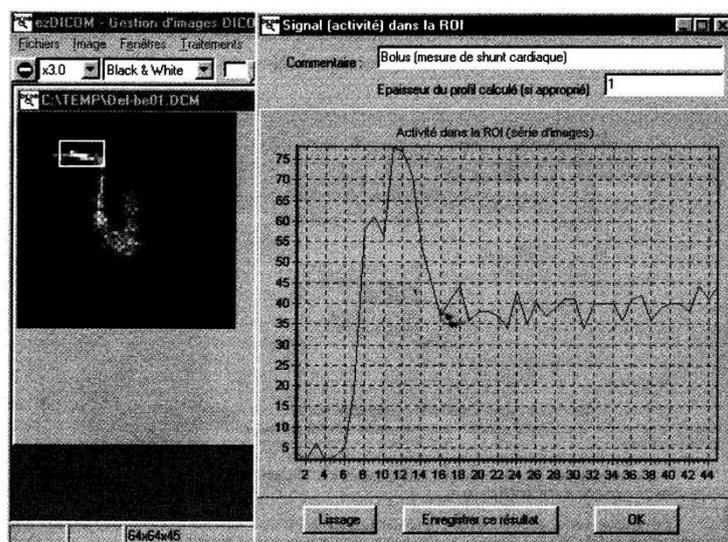


Figure 4. Sortie de courbe sur une série dynamique à l'aide du logiciel EzDicom adapté.

un tableau par exemple) et l'importation d'images provenant de disquettes au format SMVI Sopha NXT et leur réécriture au format Dicom (dans le but d'assurer la continuité des dossiers d'images dans le service, ces systèmes ayant précédé les systèmes Vision).

### RÉSULTATS

⇒ Les opérations à réaliser sont très simples et peu contraignantes. Les techniciens qui réalisent les examens

transfèrent les images de la journée vers le PC du secrétariat qui renferme SESIM, depuis la station de travail. Cette opération est effectuée simultanément au stockage de certains examens sur disque optique, et à la purge du disque dur de la station afin de libérer de la place sur celui-ci. Ce sont eux qui s'assurent de la continuité des sauvegardes.

La secrétaire appelle EzDicom pour renommer les fichiers image (le serveur FTP est lancé au démarrage sur le PC). Cette opération automatique ne

représente qu'un clic de souris sur un bouton, elle est donc très facile à lancer, et s'exécute en quelques minutes sur un micro-ordinateur récent pour une journée d'examen (quelques centaines d'images dans notre service). Ensuite, à l'aide de SESIM, la secrétaire lance la recherche automatique des correspondances entre les fichiers renommés et les dossiers récents de la base. Pour simplifier encore cette procédure, nous avons adapté les deux programmes pour qu'ils s'enchaînent automatiquement dans une tâche planifiée de Windows, tous les jours, à une heure donnée.

Le PC doit posséder des mémoires externes suffisantes pour stocker le grand volume dû aux images. Pour archiver les images, nous avons équipé cet ordinateur d'un second disque dur de 45 Go extractible (environ 2 500 F). Le stockage des images d'une année correspondant à environ 40 Go ; cela permet de pouvoir disposer en ligne de toutes les images d'une année.

Chaque année, nous utiliserons un nouveau disque dur pour archiver les images, ce qui, à notre connaissance, est la technique la plus économique possible pour une telle fonction.

Par ailleurs, il était nécessaire de pouvoir consulter (et éventuellement manipuler) les images, en libre-service pour les médecins, sur un autre lieu que le secrétariat. Cela nous a conduit à acquérir un deuxième PC équipé de manière identique et sur lequel est copié chaque soir l'ensemble de la base avec les images. Il sert donc aussi de sauvegarde de la base du secrétariat, ce qui allie dans cette réalisation faible coût et sécurité.

Les médecins peuvent aussi consulter les images à partir de leurs PC installés en réseau. Quand une image les intéresse pour la recherche ou l'enseignement, ils peuvent en cliquant sur un bouton recopier le dossier avec ses images sur leur base personnelle, sous-ensemble de la base générale. Ils peuvent ensuite enrichir cette base par leurs propres questionnaires adaptés aux images sélectionnées et à leurs domaines d'intérêt.

À la date du 20 juin 2001, la base du service contenait environ 61 000 dossiers (début en 1991), 35 000 comptes-

rendus (début en 1996), 26000 questionnaires (début en 1997) et 8000 images créées en un mois (début courant mars 2001). Un seul questionnaire est rempli systématiquement qui concerne essentiellement l'appareillage utilisé pour l'examen et la salle occupée afin de gérer des statistiques d'utilisation des caméras.

### DISCUSSION

⇒ Les temps de saisie sont rapides ; par exemple, les questionnaires (optionnels) peuvent être complexes, mais pour l'essentiel, des listes de réponses codées par numéro sont construites (a priori ou bien progressivement en cours d'utilisation) qui optimisent l'opération. Toutes les fonctions spécifiques concernant l'incorporation des images et des comptes-rendus sont effectuées automatiquement.

Des extensions réseau ont été ajoutées par J.M. Escanyé. Elles permettent des transferts d'informations :

1. avec le système informatique hospitalier (incorporation journalière dans la base de données de SESIM des informations concernant les patients

hospitalisés, émission journalière des factures les concernant),

2. avec les systèmes de traitement de texte pour l'incorporation des comptes-rendus réalisés sous Word, à l'aide d'une macro de transfert réseau et de réécriture en format RTF permettant des enrichissements (noter que le compte-rendu peut être rédigé rapidement dans SESIM en texte simple),

3. enfin, avec les médecins concernés (envoi par courriel de résultats, protégés par un cryptage à clé publique, pour le moment uniquement à l'intérieur du CHU).

Nous développons actuellement des améliorations qui vont permettre l'incorporation des images dans un document unifié pouvant être rendu disponible sur un serveur Web, et comprenant aussi des écrans résultats de traitements effectués sur Vision.

Le logiciel SESIM n'a pas la prétention de couvrir actuellement toutes les fonctionnalités utiles en Médecine Nucléaire, comme par exemple la gestion en temps réel des produits radioactifs fournie par le logiciel Nuclea (société Medimage - Créteil). Pour le moment, SESIM n'est pas commercialisé ; les personnes intéressées par SESIM ou l'ensemble de la solution

(SESIM + eZdicom adapté) peuvent contacter les auteurs.

### CONCLUSION

⇒ Le système mis au point apporte beaucoup d'avantages. Le service de Médecine Nucléaire archive désormais les images réalisées (ce qui n'était pas fait) en les associant aux dossiers des patients. Ainsi, on peut retrouver rapidement les images d'un patient et les imprimer, notamment quand les documents sur papier sont absents ou égarés.

De plus, les médecins peuvent construire aisément leur propre base d'images utiles pour l'enseignement ou la recherche. Le coût de l'ensemble est faible. Les opérations nécessaires sont simples et rapides. Elles ne font pas intervenir les médecins et n'entraînent aucune contrainte pour eux.

Ce système, comportant les deux logiciels SESIM et EzDicom, peut être utilisé dans d'autres domaines de l'imagerie médicale, par exemple dans un service de radiologie déjà équipé matériellement, pour y constituer ces bases personnelles documentées d'images.

### Summary

#### **Simple making of the management, storage and processing of an image database in nuclear medicine on a microcomputer**

*A running image database management system for nuclear medicine is presented here. It allows (1) image storage following copying and renaming according to patient and date information from the nuclear medicine imaging system, (2) basic image processing, with a special version of EzDicom, and (3) linking images to the patient's record (with SESIM software), all that on a PC microcomputer. Constraints are very reduced to enable this system, and advantages are important for physicians, especially concerning creating their own private databases. Using 45 Gbyte IDE hard drives reduces hardware cost.*

*Image Database / Storage / Image processing / Microcomputer*

## REMERCIEMENTS

Aux Pr. Bertrand et Karcher qui ont favorisé le développement du prototype de cette application dans leur service.

## RÉFÉRENCES

1. Legras B., Escanyé J.M. Un logiciel adapté au PMSI pour la saisie des actes des plateaux techniques. *Utilisation en Médecine Nucléaire. Gestions Hospitalières*, 1997; 362 : 61-64.
2. Drozdov D. Composant Delphi serveur FTP: TFTP. Disponible dans Torry's delphi developer library pages ([www.torry.ru](http://www.torry.ru)).
3. Krug W., Rorden C. EzDicom, open source medical image viewer. Disponible sur [www.psychology.notttingham.ac.uk.staff/cr1/dicom.html](http://www.psychology.notttingham.ac.uk.staff/cr1/dicom.html).
4. eFilm Medical Inc. eFilm workstation for viewing and manipulating medical images. Disponible sur [www.efilm.ca](http://www.efilm.ca).
5. Ligier Y. Osiris imaging software. Disponible sur [www.expasy.ch/UIN](http://www.expasy.ch/UIN).

Gestion de dossiers médicaux avec consultations sous intranet

LEGRAS B, ROUSSEL K, ESCANYE J-M, LE GROM DE MARET S

Gestions Hospitalières, 2002, 417, 187-189

No 224

## Mots clés

Dossier médical  
Archivage  
Informatisation  
Logiciel

Intranet  
NTIC  
Médecine nucléaire

**Bernard LEGRAS**  
**Kévin ROUSSEL**  
Service d'épidémiologie

**Jean-Marie ESCANYÉ**  
**Stéphanie LE GROM DE MARET**  
Service de médecine nucléaire

CHU de Nancy

## Gestion de dossiers médicaux avec consultation sous intranet

### Utilisation en médecine nucléaire

Les auteurs présentent une application de gestion de dossiers médicaux, reposant sur le logiciel Sesim avec la possibilité de consultation de ceux-ci sous intranet à l'aide d'un serveur indépendant et spécifique. Cette fonctionnalité est utilisée dans un service de médecine nucléaire pour consulter les images réalisées dans ce service puis archivées et associées aux dossiers sous Sesim.

Les dossiers médicaux informatisés doivent pouvoir être consultés à distance. De plus en plus fréquemment, les hôpitaux constituent des réseaux locaux de type intranet et ceux-ci peuvent être utilisés pour cet objectif. Nous présentons une réalisation appliquée en routine dans un service de médecine nucléaire. Elle s'appuie sur des logiciels originaux développés par les auteurs. Depuis 2000, le logiciel de dossiers médicaux Sesim est utilisé en routine dans le CHU de Nancy sur plus de quinze sites, services, plateaux techniques et laboratoires. Il est employé notamment dans le service de médecine nucléaire du CHU où il est associé à des images de scintigraphies avec l'aide d'un logiciel de traitement d'images (Ezdicom adapté). Pour ouvrir les dossiers de Sesim à de nombreux utilisateurs à distance, nous avons développé un serveur indépendant qui permet la consultation à l'aide d'un simple navigateur sous intranet. Rappelons que l'intranet est la mise en place des applications nées du réseau internet et du protocole TCP/IP dans le contexte des réseaux privés. Cela passe notamment par des formats standardisés (HTML et HTTP) et la mise en place d'un serveur.

### Le logiciel utilisé : Sesim

Le logiciel de gestion des dossiers utilisé est Sesim, acronyme de « Saisie et exploitation statistique de données médicales », mis au point par B. et J. Legras et constamment amélioré depuis sa première version en janvier 2000 (version 8 actuellement). Développé à l'aide de Delphi sous Windows (en utilisant des bases de données de type Paradox), Sesim est un outil extrêmement adaptable utilisé dans le CHU de Nancy sur plus de dix sites, services et plateaux techniques (mais également en dehors du domaine médical pour des bases d'images et des enquêtes).

Sesim ne peut pas être décrit ici en détail. Une de ses particularités essentielles est la possibilité pour le médecin utilisateur de créer et d'adapter aisément des questionnaires définis par des variables codées (de type liste, numérique, calculée, date ou heure) ou textuelles (commentaires courts). Les questionnaires sont limités à 100 variables. Chaque enregistrement peut associer jusqu'à 100 questionnaires (différents ou identiques) mais aussi 100 textes libres (au format RTF) et 100 images. Les questionnaires et les textes libres peuvent comporter des liens ouvrant vers d'autres médias (textes, images, adresses web). Sesim est également très

orienté vers les exploitations statistiques (dénombrements, tests statistiques nombreux, graphiques) associées ou non à des sélections multicritères très performantes, notamment sur les éléments des questionnaires.

Sesim fonctionne en routine depuis début 2000 pour la gestion de tous les examens (*in vivo* et *in vitro*) pratiqués en médecine nucléaire au CHU de Nancy, sur deux sites distincts. SESIM est le successeur du logiciel Labo-PC (qui fonctionnait sous DOS) utilisé précédemment depuis 1996 dans le service<sup>(1)</sup> et dont tous les dossiers ont été remis au format Sesim.

Pour pouvoir archiver, traiter les images et les associer à Sesim, Jean-Marie Escanyé a adapté le logiciel EzDicom<sup>(2)</sup>, programme de visualisation d'images médicales gratuit dont les sources écrites en Delphi sont diffusées librement<sup>(3)</sup>.

La figure 1 présente une partie d'un dossier sous Sesim avec le début du texte libre (compte-rendu d'examen) ainsi que l'image Dicom associée et visualisée à l'aide de Ezdicom.

### notes

(1) « Un logiciel adapté au PMSI pour la saisie des actes des plateaux techniques : utilisation en médecine nucléaire », B. Legras, J.-M. Escanyé, *Gestions hospitalières*, 1997, n° 362, pp. 61-64.

(2) « Mise au point d'une solution simple et économique de gestion, d'archivage et de traitement d'images en médecine nucléaire sur micro-ordinateur », J.-M. Escanyé, B. Legras, K. Roussel, *Revue française de médecine nucléaire*, 2001, n° 25, pp. 417-422.

(3) « EzDicom, open source medical image viewer », W. Krug, C. Rorden. Disponible sur [www.psychology.nottingham.ac.uk.staff/cr1/dicom.html](http://www.psychology.nottingham.ac.uk.staff/cr1/dicom.html)

figure  
 Consultation d'un dossier  
 (écran du texte libre)  
 à l'aide du logiciel Sesim

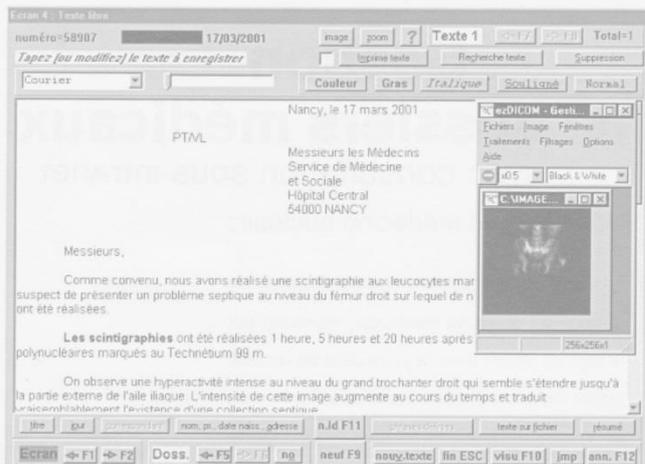
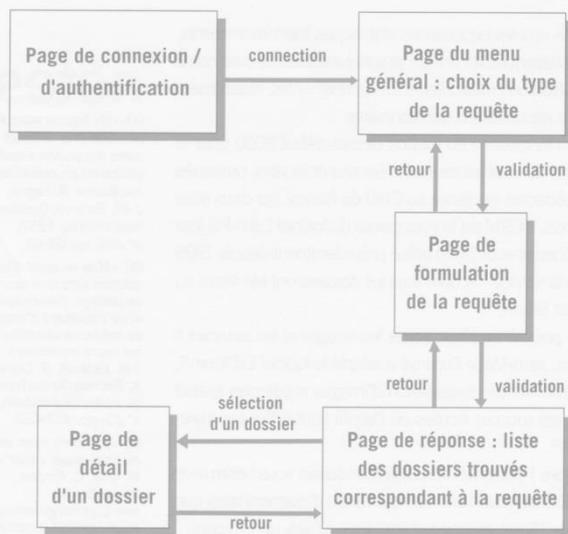


figure  
 Interface de l'intranet Sesim



## Ouverture de Sesim par le serveur sous intranet

La solution retenue a été le développement sous Delphi d'une application serveur, indépendante et spécifique. Cette application (Web-Sesim) joue simultanément plusieurs rôles :

- serveur HTTP recevant les différentes requêtes des clients (navigateurs Web) et leur fournissant les réponses adéquates au format HTML ;
- générateur de pages HTML de façon purement dynamique, en réponse aux requêtes formulées par les clients (requêtes SQL effectuées sur les tables de la base SESIM en temps réel) ;
- gestion de l'authentification des utilisateurs, grâce à un mécanisme de mots de passe ;
- gestion des sessions utilisateurs via des « cookies » dont la « durée de vie » est limitée à quelques minutes ;
- gestion de la sécurité des transactions et des échanges sur le réseau par l'implémentation du protocole OpenSSL au sein des requêtes HTTP.

L'interface a été conçue de façon à être la plus simple d'utilisation possible pour l'utilisateur. Elle se décompose en un enchaînement linéaire de pages HTML, créés dynamiquement par le serveur (figure 2) et détaillés dans la partie suivante.

## Consultation

En pratique, pour consulter un dossier Sesim, les opérations se déroulent de la façon suivante : d'abord le lancement du serveur Web-Sesim qui permet le paramétrage et définit en particulier les répertoires où sont situés les éléments de Sesim (il propose aussi un historique des transactions) ; puis lancement par l'utilisateur de l'explorateur Web avec déroulement des pages.

### Page de connexion et d'authentification

L'utilisateur doit donner son identifiant de connexion (login) et son mot de passe. L'ensemble des noms associés aux mots de passe sont regroupés dans une table Paradox nommée login.db. Cette table se situe dans le répertoire de l'application serveur, car elle n'est consultée que lors du déroulement de cette application. Si la table n'existe pas déjà, il faut la créer. À cette fin est définie une procédure qui définit et remplit les champs de cette table.

### Page du choix du type de requête

Cette seconde page est un menu détaillant les divers types de requêtes possibles. Chaque type de requête est défini par le critère employé pour sélectionner les dossiers. Dans la version actuelle, trois choix sont pos-

sibles : sélection sur le nom du patient (modalité la plus fréquente), le numéro du dossier, la date d'examen. Le choix entre ces différents critères de sélection se fait grâce à des boutons sur la page HTML. Un bouton « suivant » permet de valider le choix effectué et de passer à la page de définition de la requête.

### Page de formulation de la requête

Après avoir choisi le critère de recherche désiré dans la page précédente, on entre à présent la valeur attendue pour ce critère dans un champ d'édition prévu à cet effet : par exemple, le nom et le prénom (en totalité ou partiellement pour les deux). La recherche est alors lancée par un clic sur le bouton « recherche ». L'application vérifie systématiquement la validité de la valeur entrée vis-à-vis du type de critère choisi, et émet un message d'erreur en cas d'anomalie. Comme à l'écran précédent, il est possible de cliquer sur un lien « retour » pour retourner à la page du menu. On peut également effacer si nécessaire le contenu du champ d'édition de la valeur recherchée.

### Page de réponse: liste des dossiers trouvés

Cette page affiche sous la forme d'une table la liste des dossiers trouvés correspondant à la requête validée dans la page précédente. Cette liste rappelle pour chaque dossier son numéro, le nom et le prénom du patient, sa date de naissance, la date d'examen. Chaque ligne de cette liste comporte un hyperlien permettant, si l'utilisateur le désire, de sélectionner le dossier correspondant pour le visualiser en détail. Un lien « retour » final permet de revenir à la page de requête.

### Page de détail du dossier sélectionné

Cet écran détaille, dans un formulaire, l'ensemble du dossier sélectionné : données administratives, diagnostics, actes, questionnaire(s), texte(s) libre(s), image(s). Un lien « retour » final permet de revenir à la page de réponse.

## Discussion

À la date d'octobre 2001, la base Sesim du service de médecine nucléaire contenait environ 62000 dossiers, 36000 comptes-rendus, 27000 questionnaires et 13000 images (début en mars 2001).

Archiver des images provenant des stations de travail et les intégrer dans les dossiers Sesim a constitué une étape très importante dans cette réalisation. Elle a été très appréciée par les médecins du service qui, depuis, peuvent constituer notamment des bases personnelles d'images pour la recherche. Elle se réalise sans contraintes car toutes les opérations sont effectuées presque automatiquement.

Pour permettre une consultation élargie de la base, il restait à ouvrir Sesim en lui associant un serveur web. Parmi les choix possibles, nous avons décidé de développer un serveur pour éviter l'acquisition des licences généralement nécessaires pour les serveurs commerciaux. Par ailleurs, par souci de compatibilité avec des navigateurs plus ou moins récents, nous nous sommes limités aux outils de base : le protocole HTTP et le langage HTML standard. Enfin, nous avons choisi Delphi que nous maîtrisons tous et considérons comme un remarquable outil de développement rapide.

La consultation des dossiers sous un réseau intranet est d'un emploi très simple. Elle ne nécessite aucune installation de logiciel sur le PC de l'utilisateur. Il suffit d'être sous un intranet, de posséder un navigateur et d'être enregistré dans la base d'authentification du serveur.

Un problème de confidentialité est apparu. Peut-on permettre à un utilisateur de consulter tous les dossiers de la base? Réponse positive pour certains; pour d'autres, il convient de n'autoriser que les dossiers du service. Ceci nous a conduits à rajouter un paramètre dans la base d'authentification (avec le code du service ou l'absence pour un accès global).

Signalons que les images de médecine nucléaire sont au format Dicom et ne peuvent pas être visualisées par le langage HTML. Il faut les transformer en un autre format (jpeg par exemple). Pour éviter la perte de temps due au changement de format en temps réel, nous avons écrit un programme qui constitue une deuxième base d'images au format jpeg (images statiques) ou mpeg (images dynamiques) appelées par le serveur.

Le logiciel réalisé s'installe facilement par du personnel non informaticien. Pour le moment, Sesim n'est pas commercialisé; les personnes intéressées par cette réalisation peuvent contacter les auteurs.

## Conclusion

L'application serveur associée à une base de dossiers au format Sesim permet d'ouvrir les dossiers de cette base à de nombreux utilisateurs. Dans le contexte décrit de la médecine nucléaire, les médecins autorisés de l'hôpital peuvent consulter aisément les comptes-rendus des examens de leurs patients et visualiser les images correspondantes (scintigraphies, etc.). Cette solution simple et économique ne nécessite pas l'installation d'un Pacs ou d'un serveur spécialisé. Quelques PC en réseau nous ont suffi (sans aide de l'administration pour cette expérimentation). Sous Web-Sesim, actuellement, on ne peut pas saisir de données, ni réaliser de sélection complexe comme avec Sesim. Ces développements sont à l'étude. •

# **RADIOTHERAPIE**

Intérêt médical de l'utilisation de l'ordinateur en radiothérapie

LEGRAS B

Annales Médicales de Nancy, 1975, 14, 359-362

No 26

## Intérêt médical de l'utilisation de l'ordinateur en radiothérapie

par B. LEGRAS

### RÉSUMÉ

*L'ordinateur en radiothérapie sert actuellement essentiellement aux calculs de dosimétrie. Il est presque indispensable en curiethérapie et se révèle très utile en radiothérapie externe dès que l'on utilise plusieurs faisceaux, des filtres en coin ou des champs complexes. Dans le futur proche, les autres possibilités de l'ordinateur prendront une importance croissante : contrôle des appareils de radiothérapie, optimisation des traitements, sans oublier la gestion de dossiers informatisés. L'auteur illustre certaines rubriques en précisant les réalisations et les projets locaux.*

### INTRODUCTION

L'objectif de la radiothérapie consiste à délivrer le maximum de dose au niveau de la lésion cancéreuse et le minimum aux tissus sains environnants. Il importe donc de déterminer avec la plus grande précision la dose reçue en différents points. Cette dosimétrie est en général fort complexe parce que les limites du corps sont irrégulières, que la tumeur ne correspond pas à un volume géométrique simple, qu'il existe des zones hétérogènes et que la dose délivrée dépend de nombreux facteurs. On conçoit donc aisément que la construction manuelle des isodoses soit une tâche fastidieuse réalisée souvent de façon incomplète en ne tenant compte que d'un nombre limité de points et que l'ordinateur ait d'abord été utilisé à calculer les isodoses.

Ces avantages sont incontestables mais le radiothérapeute peut attendre encore davantage de l'ordinateur. Il peut prévoir plusieurs plans de traitement, les faire calculer et choisir celui qui correspond le mieux au but fixé. Il peut plus simplement demander à l'ordinateur de choisir le plan idéal de traitement. Ces méthodes d'optimisation actuellement à l'étude seront utilisées sans doute dans un futur proche.

Le rôle de l'ordinateur ne s'arrête pas là. Il peut contrôler le fonctionnement des appareils de radiothérapie. Il peut aussi servir comme dans tout service à stocker des données administratives, médicales et techniques et fournir un fichier des malades exploitable à des fins statistiques.

L'ordinateur est utilisé en routine depuis plusieurs années dans quelques centres très importants possédant un matériel considérable en hommes et en machines. En France, l'Institut Gustave-Roussy (I.G.R.) à Villejuif en est l'exemple et l'équipe dirigée par Mme A. Dutreix a développé la dosimétrie par ordinateur et mis au point de nombreux programmes. Les autres centres peuvent bénéficier de ces travaux et faire traiter leurs données à Villejuif. Malheureusement, les délais, dus essentiellement aux transports postaux sont en général trop longs.

Nous avons donc décidé d'adapter certains de ces programmes au matériel nancéien pour écourter au maximum l'attente des résultats et permettre aux malades de profiter des grands avantages de ces méthodes.

### DOSIMÉTRIE EN CURIETHÉRAPIE

En curiethérapie, les avantages apportés par l'utilisation de l'ordinateur sont évidents puisque les calculs sont si laborieux que l'on se contentait d'estimer les doses en quelques points. On sait maintenant calculer les doses dans n'importe quel plan souhaité par le radiothérapeute, quelle que soit la nature des sources radioactives utilisées (Radium, Césium ou Iridium), leur nombre et leur posi-

Communication présentée à la Société de Médecine de Nancy le 24.4.1974.

tion relative (fig. 1 A et 1 B). On sait tenir compte de l'influence de la filtration des sources. Les ordinateurs permettent de déterminer avec précision la position dans le malade des sources utilisées à partir de leurs coordonnées sur deux radiographies orthogonales.

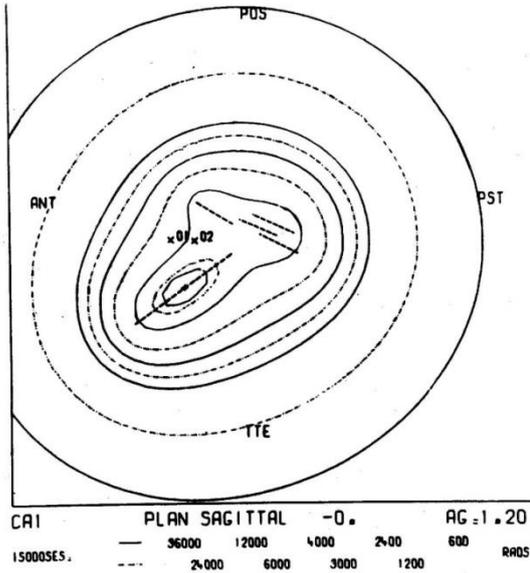


Fig. 1 A

FIGURES 1 A et 1 B  
Curiethérapie gynécologique  
DTE Répartition des doses dans deux plans

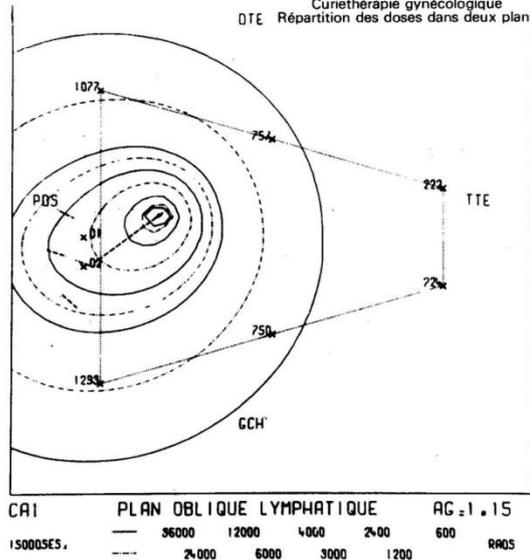


Fig. 1 B

Nous avons adapté le programme utilisé à l'I.G.R. Les données sont lues à partir de cartes sur l'ordinateur du Service d'Informatique Médicale de la Faculté de Médecine (CII 10 010), puis transférées par ligne téléphonique à l'ordinateur de l'Institut de Calcul (CII 10 070) où elles sont traitées. Les résultats numériques (doses au niveau des sources et des repères) sont imprimés sur le CII 10 010 alors que les isodoses sortent sur le tracteur de courbes de l'Institut. La totalité des résultats est habituellement fournie dans un délai inférieur à 2 jours.

### RADIOTHÉRAPIE EXTERNE

Les programmes permettent de faire les calculs d'isodoses pour un ou différents champs associés en tenant compte de l'obliquité des tissus et de la présence éventuelle de filtres en coins\* (fig. 2). Nous avons repris et modifié les programmes de l'I.G.R. que nous commençons à utiliser.

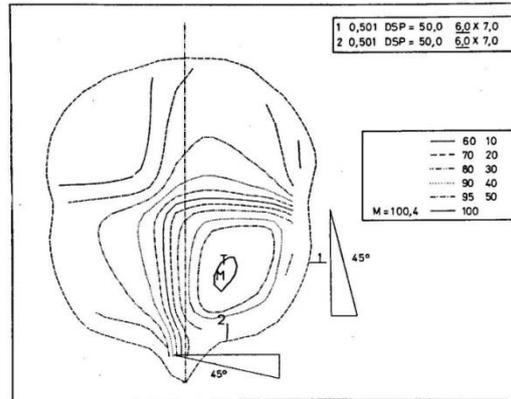


FIGURE 2. — Irradiation d'un sinus maxillaire par deux champs perpendiculaires avec utilisation de coins. Répartition des doses.

### FICHE DE TRAITEMENT

Elle aussi, inspirée du modèle employé à l'I.G.R., cette fiche de traitement comprend (fig. 3 A et B).

- Des données administratives
- Des renseignements médicaux (diagnostic, T.N.M., etc.)
- L'intention de l'irradiation
- Les modalités de l'irradiation (appareil utilisé, volumes-cibles, dose totale, fractionnement, étalement, etc.)
- La cotation de l'examen.

Cette fiche informatique, utilisée depuis peu, doit permettre la constitution d'un fichier très utile pour le tri des dossiers et les études statistiques. Elle servira sans doute de base à un dossier médical ultérieur plus complet.

\* Le filtre en coin est un dispositif qui permet de modifier les isodoses et de réduire la dose en une zone du champ.



## CONCLUSION

Dans les grands centres anticancéreux, l'ordinateur est appelé à jouer un rôle primordial. Déjà indispensable pour une dosimétrie précise nécessaire à la qualité du traitement radiothérapique, il permettra prochainement le contrôle des appareils, l'optimisation de certains traitements ainsi que la gestion médicale et administrative. Le nouveau centre de Nancy sera équipé d'un ordinateur

pour réaliser ces différentes tâches très importantes pour le malade et le médecin.

Centre Régional de Lutte contre le Cancer  
(Dir. : Pr C. Chardot)  
Section d'Informatique Médicale  
Groupe de Recherches U 115 INSERM  
(Dir. : Pr J. Martin)  
30, rue Lionnois - 54000 NANCY  
et Service de Médecine Nucléaire  
C.H.R. de Brabois

---

## BIBLIOGRAPHIE

- DUTREIX A. — Utilisation des ordinateurs en dosimétrie  
*Computers in Radiology*.  
*Proc. int. Meeting*, Bruxelles, 1969.
- RUBINSTEIN K., DUTREIX J. — Réalisation d'un dossier de  
radiothérapie exploitable par ordinateur.  
*Computers in Radiology - Proc. Int. Meeting*, Bruxelles,  
1969.

## REMERCIEMENTS

Nous remercions de ses conseils le Docteur NAOUN qui a développé la dosimétrie clinique au Centre Anticancéreux de Nancy ; et les informaticiens qui contribuent ou ont contribué à l'adaptation délicate des programmes de l'I.G.R. : Mademoiselle PORTMANN, Monsieur POTDEVIN et Monsieur LAMBERT.

Différentes méthodes d'optimisation par ordinateurs des traitements en télécobalthérapie

LEGRAS B, POTDEVIN M, LEGRAS J, CHAU N, SCHOUMACHER P

Journal français de Biophysique et de Médecine Nucléaire, 1977, 5, 219-223

No 37

# Différentes méthodes d'optimisation par ordinateur des traitements en télécobalthérapie

H. ALI-AHMED (\*\*), B. LEGRAS [(\*), (\*\*\*)], M. POTDEVIN (\*\*), J. LEGRAS (\*\*), N. CHAU (\*) et P. SCHOUMACHER (\*\*\*)

Mots clés : Optimisation, radiothérapie, cobalt, ordinateur.

RÉSUMÉ. — Les auteurs présentent un ensemble de programmes, qui permettent une optimisation des traitements radiothérapeutiques externes par cobalt, sous des contraintes données, au niveau du volume-cible, des volumes sensibles et des points d'entrée. L'optimisation consiste au choix :

- soit à minimiser la dose intégrale délivrée aux organes sensibles;
- soit à minimiser les écarts entre dose maximale et dose-seuil dans le volume tumoral, ce qui revient à homogénéiser la dose à l'intérieur de la tumeur.

L'optimisation est linéaire et la méthode utilisée est celle du simplexe.

Le programme fournit pour chaque faisceau la pondération en absence et en présence d'un coin d'angle fixé. Il indique la dose intégrale moyenne aux organes sensibles et l'écart maximal au niveau de la tumeur, ce qui permet de comparer les deux types d'optimisation.

SUMMARY. — The authors present a set of programs through which an optimisation of radiotherapeutic treatments by cobalt are possible. This optimisation consists in:

- either minimizing the integral dose delivered to the critical organs;
- or minimizing the differences between maximum and threshold doses in the tumoral volume, which results in an increase in the dose uniformity within the tumor.

The program furnishes for each beam the correction within and without an angle quin. He points out the mean integral dose on the critical organs and the maximum deviation on the tumor, which permits a comparison between the two types of optimisation.

## 1. INTRODUCTION

L'un des buts de la radiothérapie externe consiste à délivrer des doses suffisantes à un volume-cible tumoral, tout en protégeant les organes ou les zones sensibles. L'ordinateur peut aider le radiothérapeute à améliorer les traitements mais cette « optimisation » varie suivant les auteurs par les méthodes utilisées et les contraintes choisies ([1], [2], [4], [5], [6], [8], [9]).

Nous pensons qu'il est utile en pratique de distinguer deux modalités différentes :

(\*) Section d'Informatique médicale (I.N.S.E.R.M. U 115), Faculté de Médecine, Nancy.

(\*\*) Faculté des Sciences, U.E.R. de Mathématiques, Nancy.

(\*\*\*) Centre anticancéreux Alexis-Vautrin, Nancy.

a) optimisation « lourde » (de recherche) où l'ordinateur détermine parmi un très grand nombre de directions le nombre, l'emplacement et la pondération des faisceaux;

b) optimisation « légère » (de routine) où le radiothérapeute ayant fixé le nombre et l'emplacement des faisceaux, l'ordinateur calcule la contribution des différents faisceaux.

Les programmes que nous avons mis au point pour des traitements par cobalt 60 fournissent pour chaque faisceau la pondération en absence et en présence d'un coin d'angle choisi.

Ils offrent aussi au choix deux fonctions à optimiser sous les contraintes fixées :

a) minimiser la dose intégrale délivrée aux organes sensibles;

b) minimiser les écarts entre dose maximale et dose seuil dans le volume-cible, c'est-à-dire rendre maximale l'homogénéité des doses à la tumeur.

**2. MÉTHODE**

Dans cette étude, nous n'avons envisagé que le problème bidimensionnel dans un plan de coupe du corps humain passant par la tumeur avec les hypothèses suivantes :

- les axes des faisceaux sont dans le plan de coupe;
- les axes des faisceaux sont concourants en un point T de la tumeur.

**2.1. Programmes utilisés <sup>(1)</sup>**

a) *Quadrillage*

A partir des coordonnées des contours du volume-cible et des organes sensibles, fournies à l'ordinateur, le programme définit les coordonnées d'un certain nombre de points régulièrement disposés à l'intérieur de ces domaines. Ces points ainsi que ceux d'entrée de l'axe des faisceaux devront satisfaire aux contraintes de dose proposées par les médecins. Ce sont les points du « support d'optimisation » <sup>(2)</sup>.

b) *Calcul des doses unitaires par faisceau*

Le programme calcule les doses (*d*) délivrées aux points considérés par chaque faisceau unitaire (le faisceau unitaire délivre une dose de 100 rd au niveau du maximum). Les doses sont déterminées en l'absence et en la présence du coin d'angle donné et tiennent compte de l'obliquité du contour du sujet (voir § 2.2). Le programme s'applique aussi bien aux traitements effectués à une distance constante source-peau, qu'à une distance source-axe.

c) *Calcul de la fonction à optimiser et optimisation*

Les programmes calculent la fonction choisie (fonction objectif) et préparent la phase d'optimisation. La fonction est un système de combinaisons linéaire des *d<sub>i</sub>*. Les inconnues sont les pondérations *w<sub>i</sub>*. L'optimisation de la fonction sous les contraintes données est réalisée par l'algorithme classique du simplexe mis au point par Dantzig [3].

d) *Calcul des doses totales*

Le programme détermine la dose totale au point considéré, soit

$$D = \sum_{i=1}^n d_i w_i,$$

avec *n*, nombre de faisceaux; *d<sub>i</sub>*, dose unitaire délivrée par le faisceau *i*; *w<sub>i</sub>*, facteur de pondération calculé par optimisation.

<sup>(1)</sup> Les programmes sont écrits en Fortran IV. Ils passent actuellement sur un ordinateur C.I.I. (Iris 80).

<sup>(2)</sup> Le quadrillage régulier permet aussi le calcul précis de la dose intégrale (voir § 3.1).

e) *Tracé des isodoses*

A partir des valeurs calculées au nœud d'un réseau régulier couvrant tout ou une partie du contour, le programme trace les courbes isodoses par une méthode d'interpolation.

**2.2. Calcul des doses**

Il existe de nombreuses méthodes plus ou moins générales et précises de calcul des doses (Cunningham, van de Geijn,...). Nous avons choisi la formule empirique utilisée par Bourgat et coll. [2] qui permet un calcul rapide des doses et nous l'avons complétée pour tenir compte de l'obliquité du contour et de la présence de coins.

a) *Calcul sans coin et sans correction d'obliquité*

En point M quelconque du corps (fig. 1), la dose est donnée par

$$d(M) = d_0(H) \left( 1 - \frac{e^{k(MH - [l(M)/2])}}{2} \right)$$

si

$$MH < \frac{l(M)}{2},$$

$$d(M) = d_0(H) \frac{e^{k([l(M)/2] - MH)}}{2}$$

si

$$MH \geq \frac{l(M)}{2},$$

avec *l(M)*, largeur du faisceau au niveau du point M; *k*, constante positive qui permet de tenir compte de la pénombre (*k* = 1,5); *d<sub>0</sub>(H)*, dose au point H situé sur l'axe du faisceau à la perpendiculaire de M :

$$d_0(H) = A e^{EH \cdot B}$$

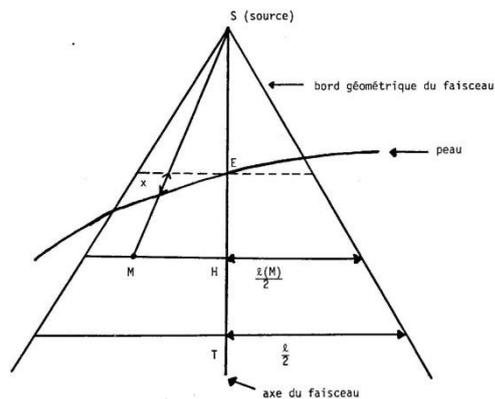


Fig. 1. - Calcul des doses.

A est une constante qui dépend de l'appareil utilisé; ici nous prenons  $A=110$ ; B est une fonction des dimensions du faisceau et de la DSP dont nous faisons une approximation quadratique par

$$B = B_0 + B_1 a + B_2 a^2,$$

a est le côté du champ carré équivalent  $= 2lL/(l+L)$  (l et L largeur et longueur du faisceau au niveau du point T de la tumeur). EH est l'épaisseur de tissu comprise entre le point d'entrée E du faisceau et le point H considéré.

Les coefficients  $B_0$ ,  $B_1$  et  $B_2$  pour chaque DSP sont calculés par un polynôme d'interpolation du troisième degré à partir des valeurs  $B_0$ ,  $B_1$  et  $B_2$  correspondant aux DSP 50, 60, 80 et 100 cm, indiquées dans l'article de Bourgat [2].

#### b) Correction d'obliquité

Il s'agit d'une correction approchée qui ne fait intervenir que la modification de la DSP (inverse des carrés des distances), soit

$$d = d(M) \left( \frac{\text{DSP}}{\text{DSP} + x} \right)^2,$$

x est l'écart dû à l'obliquité.

#### c) Modification due à la présence d'un coin

Le coin est placé de telle façon qu'il compense l'obliquité du contour. Il est caractérisé par un paramètre  $\theta$  fixé et l'on admet l'approximation que toutes les isodoses sont déviées de cet angle  $\theta$ .

Alors le point M est « déplacé » en M' d'une distance  $MM' = MH \operatorname{tg} \theta$ , et par suite

$$d_{\text{avec coin}} = d_{\text{sans coin}} e^{-MM'} = d_{\text{sans coin}} e^{-MH \operatorname{tg} \theta}.$$

### 3. RÉSULTATS

#### 3.1. Présentation des documents

Le programme imprime, en premier lieu, les données du bordereau : coordonnées des points des différents contours et caractéristiques des différents champs. Il fournit ensuite les résultats de l'optimisation : pondération à l'entrée et contribution au centre de la tumeur pour chaque faisceau, avec et sans coin. Il indique aussi les valeurs des paramètres suivants, utilisés pour comparer les différentes méthodes d'optimisation proposées :

- dose moyenne au niveau de la tumeur et de chaque volume-cible (dose intégrale divisée par l'aire correspondante);
- maximum des écarts entre les doses obtenues au niveau des points de la tumeur et la valeur-seuil (critère d'homogénéité).

Le programme imprime également les coordonnées des points du support d'optimisation et les doses correspondantes obtenues après optimisation.

Enfin, la distribution des doses après optimisation est visualisée à l'aide d'un traceur de courbes.

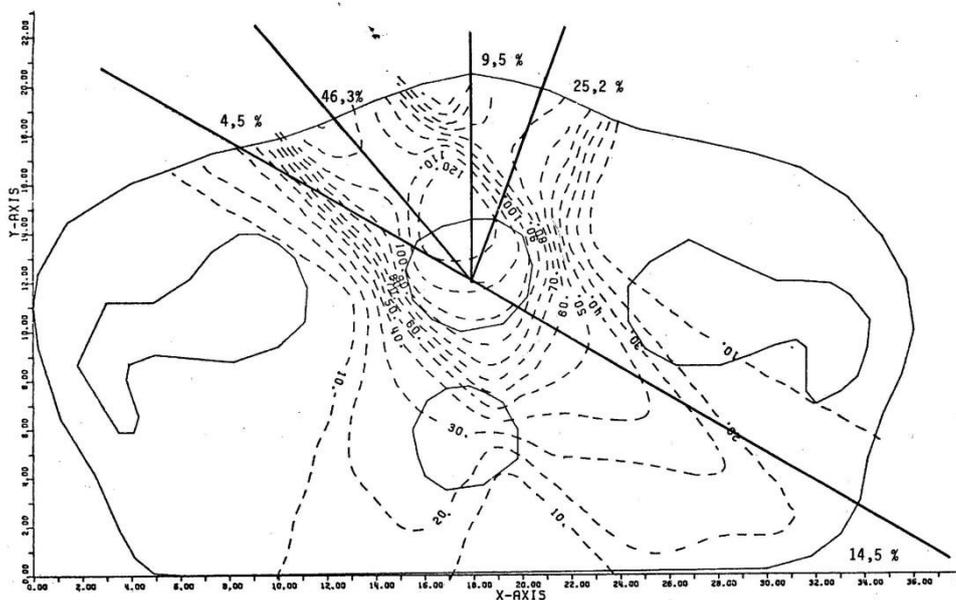


Fig. 2. — Isodoses obtenues après optimisation en dose intégrale. Cas d'un traitement non défini à 18 positions. On a conservé celles dont la pondération à l'entrée est supérieure à 1 %. Les pondérations indiquées ont été corrigées pour ramener le total à 100 %.

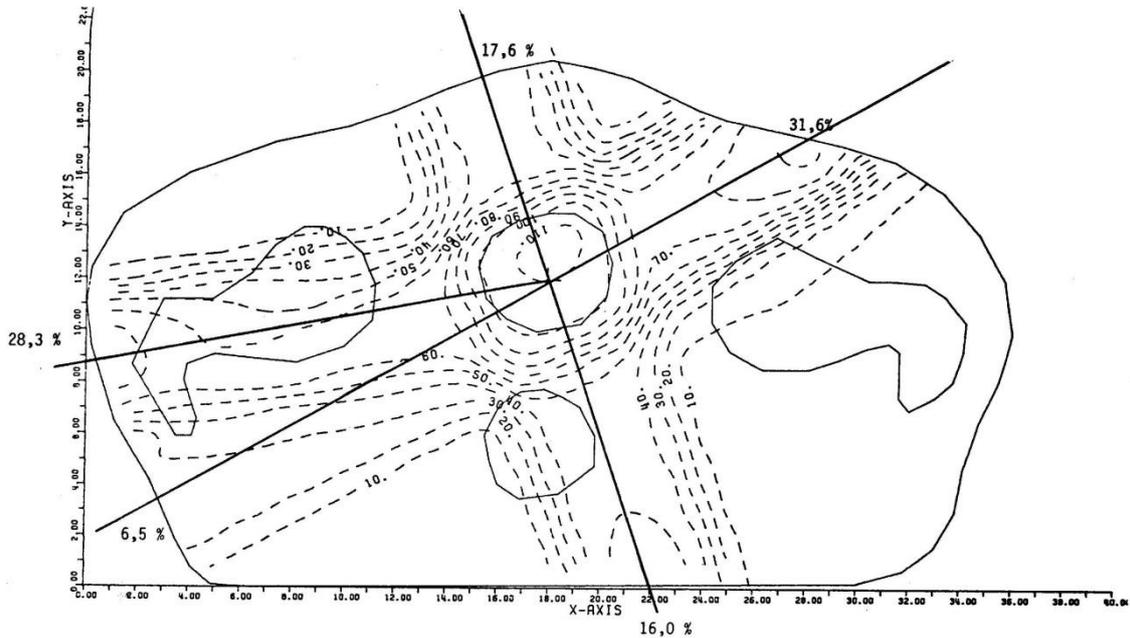


Fig. 3. — Isodoses obtenues après optimisation en homogénéité (mêmes caractéristiques que celles de la figure 2).

TABLEAU I

Organe	Dose (rd)	Écart maximal (%)		Dose moyenne (%)	
		Optimisation en homogénéité	Optimisation en dose intégrale	Optimisation en homogénéité	Optimisation en dose intégrale
Tumeur . . . . .	6 000 = 100	11,1	28,7	105,2	112,2
Rectum . . . . .	4 000			25,4	35,4
Fémur droit . . . . .	6 000			47,1	1,7
Fémur gauche . . . . .	6 000			41,2	18,3

### 3.2. Exemples

a) Le premier exemple concerne l'irradiation d'une vessie à 6 000 rd. Les organes sensibles sont le rectum (dose maximale, 4 000 rd) et les têtes fémorales (dose maximale, 6 000 rd). La dose-seuil pour les points d'entrée est choisie égale à 7 000 rd<sup>(3)</sup>. Le programme utilisé correspond au cas du traitement non défini et l'on essaye 18 positions de la source, de 20 en 20° sur l'ensemble du contour à partir de la position 0° (verticale passant par le centre de la tumeur). La DSA est égale à 80 cm, le champ est de 6 × 6 cm au centre de la tumeur. La figure 2 présente les isodoses après optimisation en dose intégrale et la figure 3 après optimisation en homogénéité. Le tableau I compare les différents critères pour les deux modalités d'optimisation.

b) On constate une différence considérable entre les résultats suivant la méthode choisie.

<sup>(3)</sup> La valeur-seuil correspond en pratique à 6 400 rd du fait de la courbe de rendement en profondeur utilisée qui part de 110 % à la surface ce qui surestime les doses données d'environ 10 % pour les profondeurs inférieures à 1 cm.

Le deuxième exemple envisage le cas simple d'un traitement d'une tumeur ORL par 3 faisceaux perpendiculaires (champs 5 × 5 cm à la DSP = 60 cm). On recherche la modalité qui donne avec des coins de 60° la répartition des doses la plus homogène dans la tumeur. Les doses-seuils sont égales à 6 000 rd à la tumeur, 4 000 rd à la moelle et 6 000 rd à l'entrée. Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau II. La figure 4 montre les isodoses correspondantes.

TABLEAU II

Modalité de l'irradiation	Pondération à l'entrée (%)	Dose moyenne à T (%)	Écart maximal à T (%)
0° avec coin . . . . .	25,9	102,0	4,3
0° sans coin . . . . .	17,9		
180° avec coin . . . . .	0,0		
180° sans coin . . . . .	15,6		
270° avec coin . . . . .	25,7		
270° sans coin . . . . .	14,9		

En théorie, il conviendrait de traiter le sujet à chaque séance avec et sans coin pour chaque position de la source. En pratique, pour réduire les risques d'erreurs

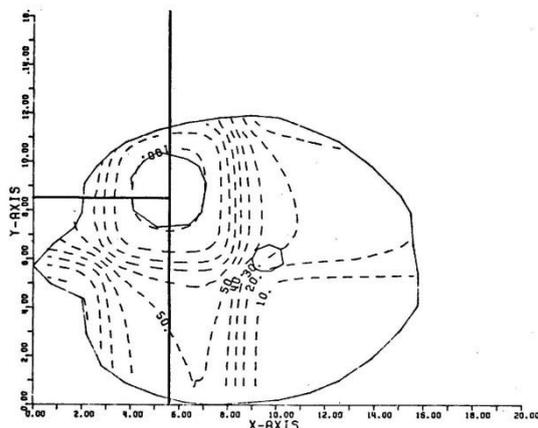


Fig. 4. — Isodoses obtenues après optimisation en homogénéité. Cas d'un traitement défini (3 faisceaux et utilisation de coins de 60°). Les pondérations sont indiquées dans le tableau II.

et les temps de manipulation, on peut simplifier en traitant un certain nombre de séances avec coin; puis les séances restantes sans coin (\*). Si  $n$  est le nombre total de séances, on déterminera facilement le nombre de séances avec coin pour l'angle  $i$ . On prendra l'entier  $N$  le plus proche de la valeur

$$n \times \frac{\text{pondération à l'entrée avec coin}}{\text{pondération à l'entrée avec coin} + \text{pondération à l'entrée sans coin}}$$

Le nombre de séances sans coin sera bien entendu égale à  $n-N$ .

#### 4. PERSPECTIVES ET CONCLUSION

Nous avons mis au point un ensemble de programmes modulaires qui permettent de réaliser différents types d'optimisation au choix du radiothérapeute.

Le calcul des doses est réalisé par une méthode rapide et approximative valable pour le cobalt 60. Nous comptons améliorer la précision et étendre l'optimisation aux photons de haute énergie en adaptant aux programmes la méthode de calcul des doses mise au point par Cunningham (séparation du rayonnement primaire et secondaire et emploi de tables de rapports diffusés-air). Nous envisagerons également de tenir compte des hétérogénéités des volumes-sensibles et de corriger les doses en conséquence.

Pour utiliser ces programmes en routine, il conviendrait de les adapter aux matériels informatiques livrés actuellement pour la dosimétrie. Le centre Alexis-

(\* On admettra que l'effet biologique est sensiblement le même.

Vautrin possède un ordinateur PDP 11 pour cette tâche et nous étudions actuellement l'insertion de nos programmes d'optimisation à l'intérieur de ceux de dosimétrie (utilisant les méthodes de Cunningham). Un problème réside dans la taille de la mémoire centrale qui doit atteindre 32 Kmots au minimum si les points d'optimisation et les faisceaux sont en nombre élevé.

Nous avons étudié deux fonctions à optimiser. Le radiothérapeute préférera la dose intégrale lorsque la protection des organes sensibles est essentielle. Si ceux-ci sont peu concernés, sinon absents, il sera plus logique d'employer l'homogénéité. On peut proposer d'autres fonctions objectif par exemple, on peut s'intéresser à la dose intégrale à l'ensemble des tissus, ou à la dose intégrale moyenne par organe sensible.

On peut aussi envisager une optimisation non plus sur les doses, mais sur les TDF (Time-Dose-Factor d'Orton et d'Ellis) qui définissent des effets biologiques à partir des doses, des étalements et des fractionnements [7].

L'optimisation linéaire possède ses limites. Pour améliorer les résultats, on peut utiliser ensuite des méthodes non linéaires. On modifie pas à pas les paramètres (centre de la tumeur, inclinaison des faisceaux) de façon à améliorer la fonction objectif. Nos premiers résultats obtenus sont encourageants et nous explorons cette possibilité bien que les temps de calcul soient nettement plus longs et puissent devenir prohibitifs.

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] G. K. BAHR et J. G. KERIADES, The method of linear programming applied to radiation treatment planning, *Radiology*, **91**, 1968, 686-693.
- [2] J. F. BOURGAT, M. RIVER, A. DUTREIX et D. BERNARD, Optimisation par ordinateur du traitement en télécobalt-thérapie, *J. Radiol. Electrol.*, **55**, 1974, 775-779.
- [3] DANTZIG, Computational algorithm of the revised simplex method, Santa Monica, California, The Rand Corporation. RM. 1266, 1953.
- [4] L. HODES, Semi automatic optimization of external beam radiation treatment planning, *Radiology*, **110**, 1974, 191-196.
- [5] C. S. HOPE et O. CAIN, A computer program for optimised stationary beam treatment planning using score functions, *Computers programs in biomedicine*, **2**, 1972, 221-231.
- [6] J. S. ORR, Optimization of the radiotherapy treatment planning. *Computers programs in biomedicine*, **2**, 1972, 216-220.
- [7] C. G. ORTON et F. ELLIS, A simplification in the use of the NSD concept in practical radiotherapy, *Brit. J. Radiol.*, **46**, 1973, 529-538.
- [8] A. T. REDPATH, B. L. VICKERY et D. H. WRIGHT, A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming, *Phys. Med. Biol.*, **21**, 1976, 781-791.
- [9] R. VAN DER LAARSE, Pseudo optimization of radiotherapy treatment planning, *Brit. J. Radiol.*, **49**, 1976, 450-457.

Présentation d'une exploitation sur ordinateur de dossiers radiothérapeutiques

LEGRAS B, LAMBERT J-P, POTDEVIN M, SCHOUMACHER P

Journal Belge de Radiologie, 1977, 60, 473-482

No 38

## THE USE OF THE COMPUTER IN CASE RECORDS OF RADIOTHERAPY

B. LEGRAS<sup>1-3</sup>, J. LAMBERT<sup>2</sup>, M. POTDEVIN<sup>2</sup> and P. SCHOUMACHER<sup>3</sup>

### Abstract

**This article deals with computer processing of the files of patients treated with external radiotherapy and curietherapy.**

**Fortran written programs make it possible to sort and select case records.**

**They also allow for either complete or condensed statistics and reports. The files are linked automatically and their number may gradually be increased so as to make up a complete and open-end record. These files may be added to the general information sent to the common file of all French cancer-treating centers.**

Key-words : Radiotherapy — Medical record — Computer.

## PRÉSENTATION D'UNE EXPLOITATION SUR ORDINATEUR DE DOSSIERS RADIOTHÉRAPIQUES

### I. Introduction

Les traitements radiothérapeutiques font intervenir de nombreux paramètres, dont dépendent les résultats thérapeutiques : rayonnement, dose, fractionnement, étalement, balistique, etc., en radiothérapie externe; isotope, dose, temps d'application, nombre de séances, etc., en curietherapie.

Pour mieux analyser ces facteurs, et du fait du grand nombre de traitements réalisés chaque année au Centre Anti-Cancéreux de Nancy, nous avons été amenés à étudier courant 1974 l'emploi de méthodes informatiques (4).

Nous avons décidé de réaliser des fichiers distincts pour les différentes thérapeutiques et dans un premier temps nous avons cons-

titué un fichier de radiothérapie externe et un autre de curietherapie. Ces fichiers sont exploitables indépendamment mais peuvent être chaînés automatiquement pour la constitution d'un dossier médical complet et une exploitation globale.

Cet article décrit les données choisies et leur exploitation par l'ordinateur\*.

### II. Données sélectionnées

#### A) Radiothérapie externe

Les données sont indiquées sur une feuille unique imprimée recto-verso et correspondent à 4 cartes à 80 colonnes.

Sur la première page, figurent les renseignements généraux (fig. 1) : nom du malade,

Received May 31, 1977.

1. Section d'Informatique Médicale (Unité INSERM U.115), Nancy.
2. Section de Mathématiques Appliquées, Nancy.
3. Centre Anticancéreux Alexis Vautrin, Nancy.

\* Un document plus complet est à la disposition des personnes intéressées : « présentation d'un ensemble de programmes d'exploitation de dossiers de radiothérapie. Application aux traitements de l'année 1975 effectués au Centre Alexis-Vautrin » (50 pages, dont 25 figures).

<b>RENSEIGNEMENTS GENERAUX</b>	
<b>CARTE</b>	1   1   0
Fiche numéro	3
Dossier numéro	8
Traitement numéro	14
Nom	15                     ...
Age (ans)	24
Sexe: 1 masc.; 2 fém.	26
Hospitalisation	27           ← 1 CAV, 2 CHR, 3 hors CHR, 4 externe
Hôpital (code)	28
Service (code)	29                     — si hospitalisé dans le CHR
Initiales du Médecin	31
<b>DIAGNOSTIC</b>	
Nature du néo primitif (noter en clair ci-dessous)	33
<b>T N M</b>	39           40           N   41           M
Stade	42
Histologie (code)	44
Particularités	48           1 cas rare, 2 localisation double, 3=2+1
<b>RESERVE</b>	49
But	50           1 curatif, 2 palliatif, 3 prophylactique
Association	51           0 non, 1 prép, 2 postop., 3 avec curieth., 4 avec chimiothérapie, 9 posttumoréctomie

Fig. 1. — Fiche de fin de traitement par radiothérapie externe (recto du bordereau).



âge, sexe, numéro du dossier, lieu d'hospitalisation, renseignements sur la tumeur (localisation\*, TNM, histologie\*). De plus, le médecin indique le but de l'irradiation (curatif, palliatif, prophylactique) et une éventuelle association (par exemple chirurgie avant l'irradiation).

Sur la deuxième page, sont notés les renseignements techniques (fig. 2): date du début et de fin de traitement, conformité ou non du traitement (et raisons dans ce cas), constance ou non de la dose par séance, interruption ou non du traitement, nombre total de faisceaux, présence de coins, de bolus, de mantelet, dosimétrie par ordinateur etc...

Puis pour chaque volume-cible (6 au maximum), on note les points suivants: l'emplacement et la nature du volume\*\*, le (ou les) appareil(s) employé(s) et l'énergie dans le cas des électrons, la dose, l'étalement, le fractionnement, le nombre de faisceaux, leur disposition (opposés ou non, cyclotherapie), leur rythme (alternance ou non), l'indication s'il s'agit de la deuxième partie d'un traitement discontinu.

#### B) Curiothérapie

Ces données sont indiquées sur une feuille unique imprimé recto-verso et correspondant à 4 cartes à 80 colonnes.

On trouve sur la première page sensiblement les mêmes renseignements généraux que sur la fiche de radiothérapie externe.

Les renseignements techniques sont évidemment différents. On note sur la deuxième page, pour chaque volume-cible (2 au maximum) (fig. 3): l'emplacement et la nature du volume\*\*, l'isotope utilisé (Ir, Cs ou Ra), le nombre de sources, leurs caractéristiques (courbes ou rectilignes), leur emplacement (endocavitaire ou interstitiel), les doses au volume et à certains organes sensibles (rectum, vessie pour la gynécologie),

\* Code INSERM.

\*\* Code mis au point par le Docteur Rubinstein (Institut Gustave Roussy).

l'isodose de référence, les dimensions du volume (longueur, largeur, épaisseur), le temps d'application.

### III. Exploitation des données

Pour exploiter les données, nous avons mis au point sur un petit ordinateur\*, un ensemble de programmes facilement transportables sur la majorité des ordinateurs\*\*.

#### A) Programmes de validation des données

Deux programmes permettent de contrôler les données: le premier signale les oublis et les erreurs de codage du fichier cartes, le second vérifie la conformité entre les fiches d'un même malade après la montée des données sur disque et chaînage (contrôle sur le nom, le numéro de dossier et la chronologie des dates).

#### B) Programme de montée sur disque du fichier cartes de radiothérapie externe

Le programme lit des données, réarrange les volumes dans un ordre fixe (tumeur primitive, récurrence, adénopathie, métastases, ...), calcule et contrôle de nouveaux paramètres (dose par séance, nombre de séances par semaine, durée du traitement, TDF\*\*\*). Pour les traitements discontinus en 2 parties et indiqués comme tels, le programme déterminera en outre la dose totale et le TDF total. Enfin, le programme chaîne les différents traitements d'un même malade après constitution d'une table de correspondance.

#### C) Programmes de traitement des données

##### A) Programme de tri

Il permet avant les éditions, un tri des traitements dans l'ordre des numéros de dossier ou dans l'ordre alphabétique.

\* Ordinateur CII Mitra 15 (mémoire centrale de 32 K mots et un disque de 5 M octets).

\*\* Programmes écrits en Fortran IV. Ils sont à la disposition des personnes intéressées.

\*\*\* TDF = Facteur Temps-Dose-Fractionnement proposé par Orton (7).



b) *Programmes de sélection et de dénombrement*

Il s'agit d'un programme général qui permet, avant le tri et les éditions, des sélections plus ou moins complexes et des dénombrements portant sur un seul caractère (ex. : sexe) ou sur deux (ex. : âge).

c) *Programmes de bilan mensuel et annuel des traitements de radiothérapie externe*

Le programme réalise un dénombrement de différentes données suivant les mois de l'année : nombre de traitements d'hommes et de femmes, de malades hospitalisés au Centre, hors CHU et au CHU (et leur répartition dans différents services); nombre total de faisceaux par mois, répartition des traitements suivant les appareils, total des cotations en Z; nombre de traitements curatifs, prophylactiques et palliatifs (avec et sans métastases), nombre de traitements conformes et non conformes. En outre, le programme indique le nombre de traitements par mois pour chaque localisation et pour chaque type histologique.

Un programme voisin réalise un dénombrement annuel et fournit pour chaque localisation indiquée en clair : le nombre des malades irradiés pendant l'année (totalité des malades et nouveaux malades), le nombre des traitements et parmi eux ceux réalisés en 2 parties, le nombre des traitements concentrés pour l'irradiation des métastases et d'autres raisons, le nombre de traitements

curatifs, prophylactiques et palliatifs (avec et sans métastases) (fig. 4).

d) *Programmes d'édition*

Il existe différentes modalités d'éditions plus ou moins condensées avec chaînage ou non. Ces éditions peuvent être réalisées après des sélections et un tri. Dans tous les cas, on imprime en clair la localisation du néo et le type histologique (fig. 5).

L'édition globale fournit en clair toutes les caractéristiques du traitement. Cette édition est surtout intéressante après chaînage quand y figurent tous les traitements d'un malade.

e) *Programme de chaînage entre fichiers*

On construit une «table de correspondance» avec des pointeurs vers les 2 fichiers. Ceci permet de grouper les traitements radiothérapeutiques externes et curiethérapeutiques d'un même malade et de réaliser une édition groupée dans un ordre chronologique (fig. 6).

## IV. Discussion et conclusion

Le débit annuel de malades, le rythme des consultations, la complexité des thérapeutiques, le nombre de paramètres étudiés ne permettent plus une exploitation manuelle convenable des dossiers médicaux d'un centre anti-cancéreux important. Ces raisons ont poussé plusieurs centres à exploiter leurs données médicales par l'ordinateur (1, 2, 3, 5, 6, 8).

Localisation des néos	Malades traités		Nouveaux malades		Traitements			Traitements concentrés		But traitements				
	nomb.	fréq. %	nomb.	fréq. %	nomb.	fréq. %	tr. disc.	sur méta.	non méta.	cur.	pal.	pal. méta.	pro phyl.	non ind.
Lésion non tumorale	22	1,5	22	1,7	24	1,4	0	0	0	18	1	2	1	2
Lèvre	8	0,5	5	0,4	8	0,5	1	0	0	6	1	1	0	0
Langue	35	2,4	31	2,4	38	2,2	15	0	0	31	6	0	0	1
Glandes salivaires	6	0,4	4	0,3	6	0,4	0	0	0	3	0	3	0	0
Gencives	9	0,6	5	0,4	11	0,6	4	0	0	6	4	1	0	0
Plancher buccal	35	2,4	30	2,4	38	2,2	9	0	0	24	12	0	1	1
Cavité buccale	15	1,0	15	1,2	20	1,2	6	0	0	19	1	0	0	0
Oro-pharynx	62	4,3	45	3,5	80	4,7	21	1	2	49	22	5	1	3
Rhino-pharynx	7	0,5	5	0,4	8	0,5	1	0	0	8	0	0	0	0

Fig. 4. — Bilan annuel des malades suivant la localisation des néos (résultats partiels).

DOSSIER	NOM	SEXE	NEO	NATURE	TNM	RADIOTHERAPIE EXTERNE Histologie
1380 = 74	AN	F	173	SEIN		ADENOCARCIN TRABECULAIRE
787 = 74	AN	F	173	SEIN	110	ADENOCARCIN TRABECULAIRE
1020 = 74	AR	F	173	SEIN		ADENOCARCIN S.A.I.
1000 = 74	AU	F	173	SEIN		ADENOCARCIN TRABECULAIRE
1923 = 75	AU	F	173	SEIN	010	CARCIN SQUIRRHEUX
536 = 74	BA	F	173	SEIN	200	ADENOCARCIN TRABECULAIRE
1575 = 74	BE	F	173	SEIN		ABSENCE DE RENSEIGNEMENTS
549 = 74	BE	F	173	SEIN	410	CARCIN IN SITU S.A.I.
1231 = 74	BO	F	173	SEIN	400	ABSENCE DE RENSEIGNEMENTS

Fig. 5. — Edition condensée (1<sup>re</sup> partie) après rangement par ordre alphabétique et sélection (tumeurs du sein, traitées par radiothérapie après chirurgie).

CENTRE ALEXIS VAUTRIN NANCY

NOM : ME      SEXE : F      DOSSIER : 2024-75  
NEO : 180      COL UTERIN      HISTO :

RADIOTHERAPIE EXTERNE

NUMERO 2471      TRAITEMENT 1      DEBUT 7/11/75      FIN 15/12/75      AGE : 57 ANS      MEDECIN : PS  
\* CARACTERISTIQUES : CURATIF      CONFORME      NON CONCENTRE  
2 FAISCEAUX      DOSI ORD  
VOL 1 NUM 8239      ABDOMEN EN TOTALITE      D.G      TP+ADENO      APP : COBALT TH 780      2 CHAMPS OPPOSES  
DOSE : 5000 R      25 SEANCES      39 JOURS      200 R/SEANCE      4 SEANCES/SEM      NSD : 1540 R  
TDF : 79

CURIETHERAPIE

NUMERO 1777      TRAITEMENT : 1      DEBUT 9/1/76      AGE : 57 ANS  
\* CARACTERISTIQUES : CURATIF  
VOLUME : 1 NUM 8441      PARAVAGIN SUP      MIL      TUM PRIMIT      DOSE : 6000 R  
ISOTOPE : CS 137      SOURCES : 3 RECTILIGNES  
DOSE VESSIE : 2700 R      DOSE RECTUM : 1700 R

Fig. 6. — Exemple d'édition complète en clair des divers traitements radiothérapeutiques (radiothérapie externe et curiethérapie) d'un malade (chaînage entre les 2 fichiers).

On sait que l'introduction de l'informatique avec sa rigueur et ses contraintes est délicate dans le milieu hospitalier. Aussi, plutôt que d'envisager comme d'habitude, un dossier informatique global couvrant tous les domaines (clinique, diagnostic, thérapeutique, évolution ...) nous avons préféré partir de domaines bien limités et avons choisi les

données radiothérapeutiques qui, précises et nombreuses, se prêtent à un traitement informatique.

Nous avons mis au point un ensemble de programmes écrits en Fortran permettant d'exploiter les fichiers de radiothérapie externe et de curiethérapie. Nous les avons

appliqués aux traitements réalisés en 1975 au C.A.V. et un certain nombre de résultats sont présentés dans le document cité en introduction.

Les fichiers utilisés dans cette étude comportent de nombreux renseignements techniques que l'on peut facilement augmenter ou modifier suivant les souhaits des médecins responsables. Les fichiers sont indépendants mais on peut par programme les « chaîner » entre eux sans modification de leur présentation sur disque et regrouper chronologiquement les différentes données de chaque malade (fig. 6). On constitue en fait un fichier unique.

Le nombre de fichiers peut être accru progressivement (fichiers de chimiothérapie, de chirurgie, d'évolution, ... etc.) ce qui permettrait de réaliser finalement pour chaque sujet un dossier médical complet et évolutif.

Rappelons que les Centres anticancéreux français possèdent depuis 1975 un fichier informatique général traité à l'échelon national. Ce fichier global est parfaitement complémentaire des fichiers techniques présentés dans ce travail. Alors que les derniers sont facilement adaptables, spécifiques d'un Centre et peuvent être très complets, le fichier général doit convenir à tous et ne peut donc renfermer qu'un nombre modéré d'informations d'intérêt indiscutable. En pratique, les Centres fournissent depuis le début de l'année 1975, une fiche qui correspond à une carte à 80 colonnes et renferme des données générales sur le malade et les caractéristiques de la lésion lors de la première visite (fig. 7). Toutes ces fiches sont rassemblées et constituent le fichier commun aux Centres à partir duquel on effectue des statistiques globales et par Centre.

A l'échelon local, on peut vouloir associer les données générales envoyées et des données techniques. Il suffit de réaliser (ou de recevoir) un double du fichier informatique adressé et de le « chaîner » avec des fichiers techniques du type des fichiers décrits (simplifiés pour éviter les informations en dou-

ble). Cette formule souple pourrait faciliter dans l'avenir l'implantation progressive de dossiers médicaux informatiques en cancérologie.

### Résumé

Les auteurs présentent une exploitation sur ordinateur de fichiers de radiothérapie externe et de curiethérapie. Les programmes écrits en Fortran permettent des sélections, des tris, des statistiques et de nombreuses éditions, complètes et en clair, ou condensées. Les fichiers sont chaînés automatiquement et leur nombre peut être augmenté progressivement pour constituer un dossier médical complet et évolutif. Ils peuvent compléter les données générales fournies au fichier commun à tous les centres anti-cancéreux français.

### Samenvatting

De auteurs stellen een computer-beheerd kaartensysteem van uitwendige radiotherapie en curietherapie voor. Met de programma's, die in Fortran geschreven zijn, kunnen selecties, sorteringen, statistieken en talrijke verslagen gemaakt worden, zowel volledig en niet gecodeerd als gecondenseerd.

De kaartsystemen worden automatisch aaneengeschaald en hun aantal kan progressief verhoogd worden om een volledig en evolutief medisch dossier te vormen. Zij kunnen de algemene gegevens aanvullen die ingevoerd worden in het kaartensysteem dat gemeenschappelijk gebruikt wordt door alle Franse anticentra voor kankerbestrijding.

### Bibliographie

1. DUTREIX J., DUTREIX A. et ZUMMER K.: Data recording in radiotherapy. *Computer programs in biomedicine*, 2: 232-241, 1972.
2. GARY-BOBO J. et ROSSI M.: Réalisation d'un dossier de cancérologie exploitable par ordinateur. Bilan de 5 ans d'utilisation. *Journal de Médecine de Montpellier*, 4: 197-200, 1970.
3. GUSTAFSSON T., MOLLER T. and NORDBERG U.: Beko: a system for documentation of external beam treatment in radiotherapy. *Computers Programs in Biomedicine*, 3: 135-144, 1973.
4. LEGRAS B.: Intérêt médical de l'ordinateur en radiothérapie. *Annales Médicales de Nancy*, 14: 359-362, 1975.
5. MARQUES P., BRU A., CARTON M., COMBES B., FERNET P., MANN N., PENALBA L. et POISSON P.: Étude et réalisation d'un système d'exploitation automatisée des dossiers médicaux en cancérologie. *Rev. Informatique Méd.*, 3: 187-192, 1972.

6. MINET P. et TIBAUX G.: Premières impressions au sujet du traitement par l'ordinateur des dossiers de patients cancéreux. In *Computers in Radiology*, Ed. R. de Haene and A. Wambersie, S. Karger, 1970.
7. ORTON C.G. and ELLIS F.: A simplification in the use of NSD concept in practical radiotherapy. *Brit. J. Radiol.*, 46: 529-533, 1973.
8. RUBINSTEIN K. et DUTREIX J.: Réalisation d'un dossier de radiothérapie exploitable par l'ordinateur.

In: *Computers in Radiology*, Ed. R. de Haene and A. Wambersie, S. Karger, 1970.

*Address reprint requests to* : B. Legras  
Informatique Médicale,  
Faculté de Médecine  
B.P. 1080 - 54019 F Nancy-Cédex

Intérêt d'un programme de courbes iso-effet en radiothérapie externe

LEGRAS B, CHAU N, KARCHER G, MALLET J-L, MARTIN J, LEGRAS J

Annales de Radiologie, 1978, 21, 65-68

No 39

# Intérêt d'un programme de courbes iso-effet en radiothérapie externe

B. LEGRAS<sup>1-2</sup>, M. POTDEVIN<sup>3</sup>, P. BEY<sup>1</sup>, P. SCHOUMACHER<sup>1</sup>

## RÉSUMÉ

Les auteurs montrent l'intérêt d'un programme de calcul des facteurs TDF. Le programme mis au point est couplé à une chaîne de programmes de dosimétrie fournis avec le système informatique, ce qui permet le tracé des courbes iso-effet après les isodoses. L'analyse suivant l'effet biologique est utile dans tous les cas et principalement lorsqu'on ne traite pas tous les champs à chaque séance.

MOTS CLÉS : Radiothérapie\*, dosimétrie - Ordinateurs.

## SUMMARY

The value of a programme of iso-effect curves in external radiotherapy. — A description of the value of a computing programme of the TDF factors. The programme developed is coupled to a chain of programmes of dosimetry supplied with the computer, which permits plotting of iso-effect curves on the basis of the isodoses. Analysis according to the biological effect is useful in all cases and especially when not all fields are treated at each session.

INDEX TERMS : Radiotherapy dosage - Computers.

De nombreux radiothérapeutes utilisent une modalité de traitement simplifiée qui consiste à ne pas irradier à chaque séance les volumes-cibles par l'ensemble des champs concernés. Depuis plusieurs années, différents auteurs [2, 3, 6, 8, 10] ont étudié les effets cliniques produits par cette technique et les ont analysés à l'aide du concept classique de la NSD [1] ou de son extension en facteur TDF (facteur temps-dose-fractionnement [7, 9]\* (voir note explicative page ci-contre).

Gitterman [3] a montré à l'aide de courbes iso-TDF que, suivant la localisation de la lésion, la balistique employée, la dose et le rayonnement utilisés, on pouvait accepter ou non cette modalité simplifiée.

Comme les radiothérapeutes utilisent de plus en plus fréquemment l'ordinateur pour connaître la répartition des doses en radiothérapie externe, il semblerait donc utile de leur fournir, outre les courbes isodoses, les courbes iso-TDF, c'est-à-dire des courbes iso-effet si on admet le concept en première approximation.

Pour ces raisons, nous avons mis au point et incorporé à l'ensemble des programmes de dosimétrie fournis avec notre ordinateur, un programme qui calcule les TDF et permet le tracé des courbes iso-effet.

### Le système informatique utilisé et ses programmes de dosimétrie

Le Centre Alexis Vautrin possède un ensemble informatique pour la dosimétrie. Il comprend un ordinateur PDP 11 (mémoire centrale 16 K.mots) muni d'un disque, d'une console de visualisation, d'un lecteur de courbes et d'un traceur de courbes. Les programmes de dosimétrie fournis ont été mis au point par Cunningham et utilisent la méthode de calcul de dose qu'il a inventée (séparation du rayonnement primaire et diffusé, utilisation des rapports tissus, air et diffusés, air) [5].

\* Voir note explicative.

(1) Le programme est écrit en Fortran et conversationnel. Il est à la disposition des personnes intéressées. —

Le programme principal (CBEAM) calcule la dose aux points d'une grille de mesure pour chaque faisceau et pour une dose donnée fixée. Les résultats pour chaque faisceau sont stockés dans un fichier sur disque. Le programme suivant (CMTSUM) additionne les doses de chaque faisceau en leur affectant un poids choisi par l'utilisateur. Les programmes ultérieurs visualisent les isodoses sélectionnées sur la console ou les tracent sur la table. Ils impriment également la dose maximale calculée par l'ordinateur et divers renseignements (fig. 1).

### Programme ISOTDF (1)\*

Le découpage modulaire des programmes de dosimétrie et le stockage en mémoire des doses par faisceau facilite le calcul des TDF après la dosimétrie.

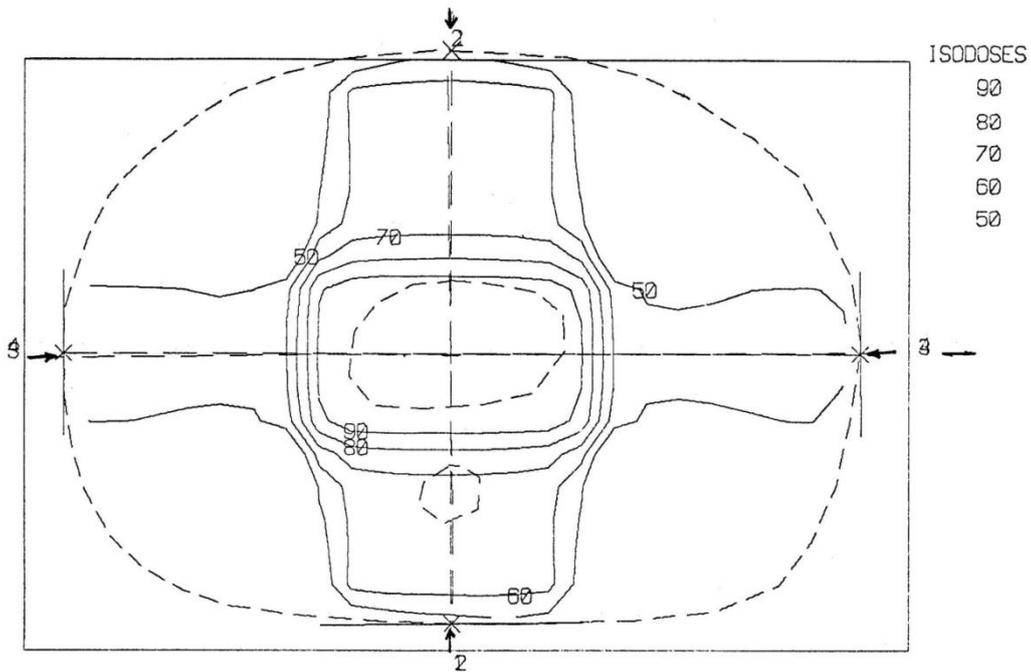
Le programme est appelé après la détermination des isodoses ; on connaît alors la dose maximale obtenue et les facteurs de pondération utilisés.

Travail 1) du centre anticancéreux Alexis Vautrin, 2) de la Section d'Informatique médicale (Unité INSERM U.115) de la Faculté de Médecine et 3) du Service de Mathématiques appliquées de la Faculté des Sciences, Nancy.

Tirés à part : Dr B. Legras, Informatique Médicale, Faculté de Médecine, B.P. 1080, F 54019 NANCY CEDEX (France).

Reçu le 17 octobre 1977. Accepté le 14 novembre 1977.

LEGRAS B., POTDEVIN M., BEY P., SCHOUMACHER P. — Intérêt d'un programme de courbes iso-effet en radiothérapie externe. *Ann. Radiol.*, 1978, 21 (1), 65-68.



SCALE = 1.0: 1.0

MAXIMUM= 2077 AT X= -1.0 Y= 0.0  
NORMALIZED TO 2077

```

NUMERO DE PARTIE
-
DOSE MAXIMALE ORDI (RADS)
-----
ISODOSE CHOISIE (POURCENTAGE)
---
DOSE PAR SEANCE A T (RADS)
----
NOMBRE DE SEANCES
--
NOMBRE DE JOURS
--
INTERVALLE AVEC PARTIE SUIVANTE (JOURS)
---
POIDS (FAISCEAU 1)
---
POIDS (FAISCEAU 2)
---

```

Fig. 2

Entrée des données d'un programme ISOTDF. Les données sont introduites à la console à l'emplacement des tirets.

Fig. 1

Impression des isodoses d'un traitement par 4 champs au cobalt 60. Les isodoses sont exprimées en pourcentage de la dose maximale égale à 2 077 rads pour une dose donnée de 1 000 rads par faisceau: le volume-cible au centre et le volume sensible (moelle) sont limités par des tirets.

On introduit pour chaque partie du traitement la dose maximale calculée par l'ordinateur, l'isodose choisie, la dose à la tumeur par séance, le nombre de séances, le nombre de jours, l'intervalle avec une éventuelle partie suivante. Pour chaque faisceau, on indique la pondération (fig. 2).

L'ordinateur cherche en chaque point de la grille la dose obtenue par le faisceau correspondant. Il calcule la dose par séance pour l'ensemble des faisceaux concernés et détermine ensuite le TDF par la formule d'Orton et Ellis [4, 7].

(2) Voir note explicative p. 64.

```

PARTIE : 1
DOSE MAXIMALE(ORDI) : 2077 RADS
ISODOSE CHOISIE : 90%
DOSE PAR SEANCE A T : 200 RADS
NOMBRE DE SEANCES : 20
DUREE DE LA PARTIE : 28 JOURS
INTERVALLE AVEC PARTIE 2 : 0 JOURS
FAISCEAU 1 2 3 4 5
POIDS 2.00 2.00 0.00 0.00 0.00

```

```

PARTIE : 2
DOSE MAXIMALE(ORDI) : 2077 RADS
ISODOSE CHOISIE : 90%
DOSE PAR SEANCE A T : 200 RADS
NOMBRE DE SEANCES : 10
DUREE DE LA PARTIE : 14 JOURS
INTERVALLE AVEC PARTIE 3 : 0 JOURS
FAISCEAU 1 2 3 4 5
POIDS 0.00 0.00 2.00 2.00 0.00

```

Fig. 3

Impression des données introduites pour le programme ISOTDF, données correspondant à l'exemple de la figure 6.

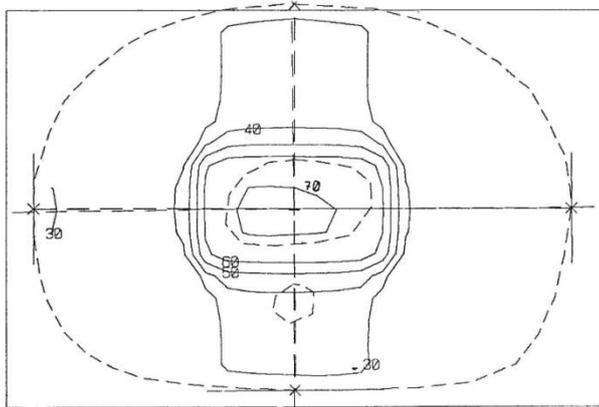


Fig. 4

Conditions standard de traitement : 200 rads par séance, 5 séances par semaine, les 4 faisceaux par séance. La dose équivalente maximale est égale à 7 056 rads dont 5,8 % de plus que la dose maximale.

Dans un dernier temps, l'ordinateur additionne les TDF pour les différentes parties. On trace, ensuite, à l'aide des programmes de dosimétrie, les courbes iso-effet réunissant les points ayant même TDF.

En réalité, nous préférons au TDF un facteur qui en découle directement, la « dose équivalente » qui est la dose correspondant aux conditions standard de 200 rads/séance, 5 séances par semaine (2).

Pour permettre les contrôles, le programme fournit, à la fin des calculs des TDF, un récapitulatif des données introduites (fig. 3).

### Exemples

Les figures 4, 5 et 6 présentent des courbes iso-effet pour différentes modalités appliquées à la distribution des doses de la figure 1. La dose choisie à la tumeur, pour les exemples des figures 4, 5 et 6 est de 6 000 rads sur l'isodose 90 p. cent (dose maximale = 6 666 rads). Les courbes iso-effet correspondent à des doses équivalentes et sont exprimées en Gray (rads/100).

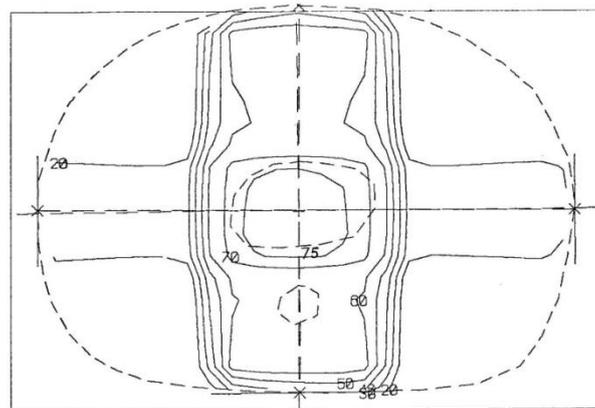
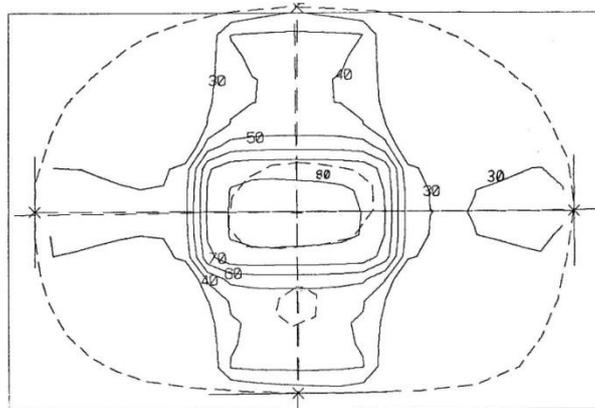
4

Fig. 5

Conditions non standard de traitement : 300 rads par séance, 3 séances par semaine, les 4 faisceaux par séance. La dose équivalente maximale est égale à 8 195 rads soit 23 % de plus que la dose maximale.

Fig. 6

Traitement en 2 parties sans intervalle de temps. Conditions standard : 200 rads à T par séance, 5 séances par semaine.  
a) 4 000 rads par faisceaux antérieur et postérieur sur isodose 90 %, les 2 faisceaux par séance.  
b) 2 000 rads par faisceaux latéraux sur isodose 90 %, les 2 faisceaux par séance.  
La dose équivalente maximale est de 7 654 rads soit 14,8 % de plus que la maximale.



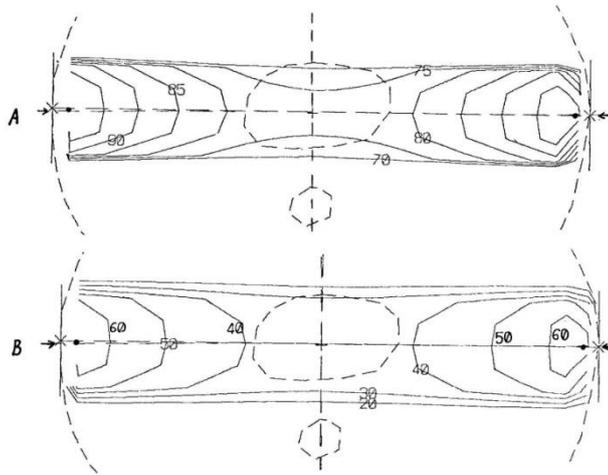


Fig. 7

a) Isodoses en pourcentage de la dose maximale.  
b) Isodoses équivalentes en Gray (rads/100).

La figure 7 envisage le cas où l'on veut donner 4 000 rads sur l'isodose 75 p. cent (dose maximale = 5 333) par les faisceaux latéraux seuls (fig. 7a). On utilise le rythme habituel (200 rads par séance, cinq fois par semaine) mais on traite chaque champ, une séance sur deux. L'intervalle de séparation entre les deux champs est égal à 24 cm. La dose équivalente maximale située à 0,5 cm de profondeur est égale à 6 629 rads, soit 24,3 p. cent de plus que la dose maximale. A l'isodose 70 p. cent (soit 3 733 rads) correspond environ l'isodose équivalente égale à 3 000 rads (fig. 7b).

### Discussion

Si l'on accepte la validité clinique du concept NSD - TDF, il est plus correct d'analyser chaque traitement selon sa distribution en courbes iso-effet que suivant sa distribution en isodose. Les facteurs TDF ont été choisis comme mesure de l'effet biologique parce qu'ils peuvent être calculés pour des situations de non tolérance partielle, qu'ils sont additifs et qu'au contraire de la tolérance partielle ils ne nécessitent pas la connaissance du seuil de tolérance. Ils peuvent être facilement transformés en dose équivalente, notion plus parlante aux non spécialistes.

Nous avons mis au point un programme conversationnel qui permet le calcul des TDF après les doses, les programmes fournis stockant ces dernières dans des fichiers jusqu'à la dosimétrie suivante. Les résultats présentés rappellent des notions connues. Il n'y a pas une dépendance linéaire entre la dose et le TDF. En effet le TDF s'exprime en fonction de la dose à la puissance 1,538. Ainsi, un point « chaud » de 5 p. cent en dose devient un point « chaud de 8 p. cent en TDF et de même un point « froid » de 5 p. cent en dose l'est de 8 p. cent en TDF. Si seulement un champ est traité chaque jour, on perd de l'homogénéité de dose. Les points près de la surface des champs traités reçoivent une dose biologique majorée et par exemple, la modalité simplifiée (pas tous les champs à chaque séance) paraît peu acceptable dans les cas suivants traités par cobalt 60 : séparation importante des champs entraînant une hétérogénéité notable des doses, extension près de la surface de la tumeur, présence d'un organe critique en périphérie (moelle par exemple).

En pratique, le tracé des courbes iso-effet présente un intérêt particulier

dès que le traitement ne suit plus les conditions habituelles, c'est-à-dire dans les cas suivants : dose à la tumeur différente de 200 rads par séance, nombre de séances par semaine inférieur à 5, traitement en deux parties séparées par un délai, traitement en deux parties avec des conditions différentes de dose ou de rythme, faisceaux non donnés à chaque séance. C'est essentiellement pour ces catégories que nous comptons employer systématiquement le programme présenté.

### Conclusion

Nous avons mis au point un programme qui passe sur petit ordinateur et qui fournit des courbes iso-effet définies par le facteur TDF. L'analyse de ces courbes permet de mieux apprécier les effets de l'irradiation que les courbes isodoses, principalement lorsqu'on n'emploie pas les conditions standard de dose et de rythme et que l'on n'irradie pas par tous les faisceaux à chaque séance.

### REFERENCES

1. ELLIS F. — Nominal standard dose and the ret. *Brit. J. Radiol.*, 1971, **44**, 101-108.
2. ELLIS F., SORENSEN A., LESCRENIER C. — Radiation therapy schedules for opposing parallel fields and their biological effects. *Radiology*, 1974, **111**, 701-707.
3. GITTERMAN M., LITTMAN P., DOPPKÉ K., WANG C. — Rethinking the necessity of treating all fields at each radiotherapy session. *Radiology*, 1975, **117**, 419-424.
4. GOITEIN M. — The computation of time, dose and fractionation factors for irregular treatment schedules. *Brit. J. Radiol.*, 1974, **47**, 665-724.
5. JOHNS H., CUNNINGHAM J. — *The physics of Radiology*, Springfield Ill., Charles C. Thomas, 1969.
6. MARKS R., AGARWAL S., CONSTABLE W. — Increased rate of complications as a result of treating only one prescribed field daily. *Radiology*, 1973, **107**, 615-619.
7. ORTON C., ELLIS F. — A simplification in the use of the NSD concept in practical radiotherapy. *Brit. J. Radiol.*, 1973, **46**, 529-537.
8. QUINT R., ABATUCCI J.S. — Incidence pratique de la notion de NSD. *J. Radiol. Electrol.*, 1971, **52**, 707-716.
9. SWYNGEDAUF J. — Dose de tolérance tissulaire, dose de stérilisation tumorale en irradiations continues ou discontinues. *J. Radiol. Electrol.*, 1975, **56**, 369-381.
10. WILSON C., HALL E. — On the advisability of treating all fields at each radiotherapy session. *Radiology*, 1971, **99**, 419-424.

Une méthode originale d'optimisation des traitements radiothérapeutiques externes adaptée à  
un petit système informatique

POTDEVIN M, LEGRAS B, LEGRAS J, SCHOUMACHER P, ALETTI P

Annales de Radiologie, 1980, 23, 36-40

No 46

# UNE MÉTHODE ORIGINALE D'OPTIMISATION DES TRAITEMENTS RADIOTHÉRAPIQUES EXTERNES ADAPTÉE A UN PETIT SYSTÈME INFORMATIQUE

M. POTDEVIN (1), B. LEGRAS (2), J. LEGRAS (1),  
P. SCHOUMACHER (3), P. ALETTI (3)

## RÉSUMÉ

Les auteurs présentent une optimisation automatique des doses, adaptée à un petit système informatique spécifique de la dosimétrie. L'optimisation est réalisée suivant la technique classique de la programmation linéaire et revient à rendre la répartition des doses la plus uniforme possible au niveau du volume-cible. Les interventions des opérateurs ont été réduites au minimum.

MOTS-CLÉS : Radiothérapie externe - Optimisation - Programmation linéaire - Ordinateur.

## SUMMARY

An original method for optimization of external radiotherapy using a data-processing system.

The authors describe a method for automatic optimization of doses using a small data-processing system specifically adapted for dosimetry. Optimization is obtained by using the traditional technique of linear programming which enables the most uniform distribution of doses possible to the target-volume. The operator's part in the procedure has been reduced to a minimum.

KEY-WORDS : External radiotherapy - Optimization - Linear programming - Computer.

## INTRODUCTION

Différents auteurs ont défini les critères d'un bon plan de traitement en radiothérapie externe [8, 12] et on peut les résumer ainsi : 1) distribution des doses uniforme à l'intérieur du volume-cible ; 2) doses minimales dans les tissus normaux environnant, avec des valeurs inférieures à des seuils fixés dans certaines régions vulnérables.

Pour résoudre le problème automatiquement, plusieurs procédés ont été essayés : recherche exhaustive [7], programmation linéaire [1, 3, 4, 6, 9, 10], programmation non linéaire [2, 15]. La méthode la plus utilisée est la programmation linéaire dont la résolution se fait par la technique classique du simplexe [5]. Cette technique permet de trouver la valeur maximale ou minimale d'une fonction linéaire appelée la fonction objectif lorsqu'une combinaison linéaire des variables est limitée par des valeurs choisies. Dans le problème étudié, on a à résoudre une série d'équations linéaires dans lesquelles les poids des faisceaux sont les variables.

Un problème important réside dans le choix de la fonction objectif. La majorité des auteurs minimise la dose intégrale aux tissus sains ou aux seuls organes vulnérables. Récemment Redpath a proposé une technique de programmation quadratique pour obtenir la répartition la plus homogène des doses dans le volume-cible et il a adapté les programmes à un petit système informatique [14, 15].

Parallèlement à ces derniers travaux, nous avons mis au point une optimisation par programmation linéaire suivant un critère d'homogénéité et nous

avons incorporé les programmes d'optimisation dans un petit système informatique spécialisé pour la dosimétrie [1, 2, 11, 13].

## SYSTÈME INFORMATIQUE UTILISÉ

A la fin de ce travail, en juin 1978, le système informatique du Centre Anticancéreux \* comprenait un ordinateur PDP 11 avec une mémoire centrale de 16 K mots de 16 bits, des disques amovibles de 1,2 million d'octets, un lecteur de courbes, un traceur de courbes et une console. Il avait été livré avec un ensemble de programmes de dosimétrie qui ont été mis au point par Cunningham et qui utilisent sa méthode de calcul des doses (séparation des rayonnements primaires et secondaires ; utilisation des rapports tissu-air et diffusés-air). La figure 1 présente les principaux programmes de dosimétrie utilisés avant ou après l'optimisation et indique leurs fonctions. Tous ces programmes ainsi que ceux mis au point sont conversationnels, l'utilisateur répondant aux questions qui apparaissent sur la console. Ils sont en outre écrits en Fortran, c'est-à-dire facilement adaptables à un autre matériel.

\* Système TP 11 (A.E.C.L.).

Reçu le 25 septembre 1978. Accepté le 5 décembre 1978.

- (1) Section de Mathématiques Appliquées - Faculté des Sciences - NANCY.
- (2) Section d'Informatique Médicale (Groupe INSERM U. 115) - Faculté de Médecine - NANCY.
- (3) Centre Anticancéreux Alexis Vautrin - NANCY.

Tirés à part : Dr. B. LEGRAS, Informatique Médicale, Faculté de Médecine, B.P. 1080 - F 54019 NANCY CEDEX.

POTDEVIN M., LEGRAS B., LEGRAS J., SCHOUMACHER P., ALETTI P. — Une méthode originale d'optimisation des traitements radiothérapeutiques externes adaptée à un système informatique. *Ann. Radiol.*, 1980, 23, 1, 36-40.



OPTIMISATION EN HOMOGENEITE						
*****						
SEUIL TUMEUR : 6000 RADS						
NOMBRE DE POINTS TUMEURS : 22						
FAISCEAUX	1	2	3	4	5	6
POIDS	0.50	0.22	2.97	3.08	0.00	0.79

Fig. 2. — Impression de la solution optimale (valeur correspondant au 2<sup>e</sup> exemple présenté dans le texte).

CALCUL DES DOSES EN RADS AUX POINTS D'OPTIMISATION											
*****											
POIDS DE CHAQUE FAISCEAU											
F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	F9			
0.50	0.22	2.97	3.08	0.00	0.79	0.00	0.00	0.00			
COORDONNEES		DOSE POUR CHAQUE FAISCEAU								DOSE	
X	Y	F1	F2	F3	F4	F5	F6	F7	F8	F9	TOTALE
GROUPE: 1 TUMEUR (22 POINTS)											
-2.00	2.00	423	150	3035	1944	0	442	0	0	0	5994
-2.00	1.00	398	164	2839	2188	0	496	0	0	0	6085
-2.00	0.00	374	165	2650	2324	0	526	0	0	0	6039
-2.00	-1.00	350	164	2470	2457	0	555	0	0	0	5996
-1.00	2.00	467	160	2986	2077	0	411	0	0	0	6101
-1.00	1.00	439	176	2799	2345	0	459	0	0	0	6218
-1.00	0.00	410	177	2615	2492	0	487	0	0	0	6181
-1.00	-1.00	383	176	2439	2639	0	513	0	0	0	6150
0.00	2.00	471	171	2802	2212	0	381	0	0	0	6037
0.00	1.00	442	188	2634	2503	0	425	0	0	0	6192
0.00	0.00	414	190	2467	2660	0	450	0	0	0	6181
0.00	-1.00	387	188	2305	2824	0	474	0	0	0	6178
0.00	-2.00	360	171	2147	2863	0	479	0	0	0	6020
1.00	2.00	467	182	2637	2356	0	353	0	0	0	5995
1.00	1.00	439	201	2478	2671	0	393	0	0	0	6182
1.00	0.00	410	202	2321	2839	0	416	0	0	0	6188
1.00	-1.00	383	201	2170	3021	0	437	0	0	0	6212
1.00	-2.00	356	182	2021	3068	0	443	0	0	0	6070
2.00	1.00	398	213	2188	2833	0	363	0	0	0	5995
2.00	0.00	374	215	2055	3010	0	384	0	0	0	6038
2.00	-1.00	350	213	1926	3214	0	403	0	0	0	6106
2.00	-2.00	326	193	1798	3270	0	408	0	0	0	5995

Fig. 3. — Détermination des doses par faisceau et des doses totales (rads) aux points d'optimisation (valeurs correspondant au 2<sup>e</sup> exemple présenté dans le texte). Certaines doses totales sont inférieures à la dose seuil (6 000 rads) du fait d'erreur d'arrondi.

**Exemple d'optimisation sans contraintes de dose en dehors du volume-cible**

On irradie une tumeur ORL au télécobalt par 3 champs orthogonaux avec et sans coin de 45° : champs 5 × 5 cm à la DSP de 80 cm. La dose seuil à la tumeur est choisie égale à 60 Gy. L'optimisation est réalisée selon la modalité automatique. La figure 2 fournit les résultats de l'optimisation. La figure 3 indique les coordonnées des points d'optimisation avec les doses par faisceau et les doses totales. La figure 5 montre la répartition des doses. Les isodoses sont exprimées en Gy ; la dose maximale est égale à 62,16 Gy soit un surdosage maximal inférieur à 5 %. On constate que l'isodose 60 Gy ne couvre pas la totalité du volume-cible. Cela est dû au fait que les points d'optimisation ne comprennent pas les points du contour mais l'erreur faite est en général négligeable.

**DISCUSSION**

Nous avons choisi comme but de l'optimisation de rendre la dose aussi homogène que possible dans le volume-cible considéré. Cela peut se traduire de différentes façons :

- on peut minimiser la somme des carrés des écarts ( $\sum (D - \bar{D})^2$ ).  $D$  est la dose en un point de la tumeur et  $\bar{D}$  la moyenne des doses de la tumeur. Cette méthode utilisée par Redpath [15] nécessite l'emploi de méthodes de programmation quadratique.

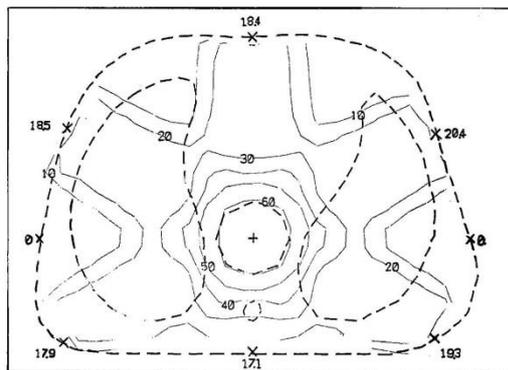
- on peut minimiser la dose maximale à la tumeur en la laissant supérieure au seuil fixé. Cette méthode se résout par programmation linéaire mais nécessite l'écriture de contraintes supplémentaires [1, 2].

- on peut minimiser la somme des doses aux points de la tumeur. C'est la méthode choisie exposée précédemment. Par rapport à la méthode 2, elle permet d'optimiser sur un nombre plus élevé de points au niveau de la tumeur.

Dans tous les cas, l'optimisation par la programmation linéaire conduit à déterminer les coefficients de pondération des faisceaux ; mais en pratique, on peut distinguer deux attitudes différentes :

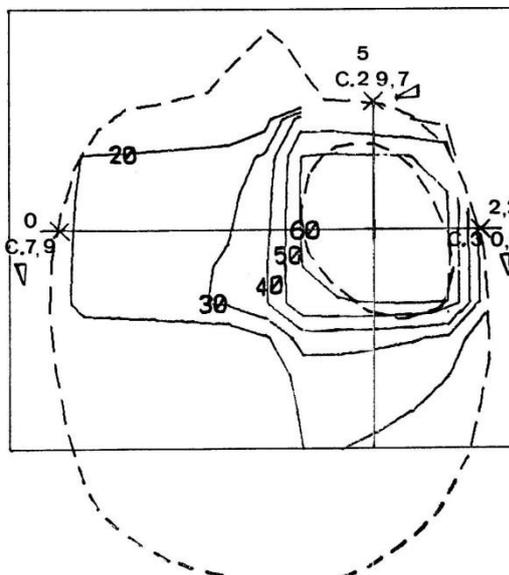
- Dans le premier cas, il s'agit essentiellement de rechercher les meilleurs emplacements pour les faisceaux. La méthode consiste alors à essayer un grand nombre de positions (par exemple tous les 20 ou 10 degrés soit 18 ou 36 directions), en travaillant à distance source-axe constante. Le programme fournit les coefficients de pondération pour chaque direction et on conserve les emplacements correspondants aux pondérations les plus élevées. Cette optimisation que l'on peut qualifier de lourde (ou de recherche) nécessite un gros ordinateur [1].

- Dans le deuxième cas qui correspond à la grande majorité des traitements, les faisceaux sont en nombre limité et leur direction ainsi que leur dimension ont été fixées par le radiothérapeute. Dans cette optimisation légère (ou de routine), il ne s'agit donc que de déterminer la



Œsophage axe  
Maximum = 6365 AT X = 0.5 Y = - 0.5

Fig. 4. — Résultats de l'optimisation du traitement de la tumeur œsophagienne par 8 faisceaux. Les doses données, exprimées en Gy (poids optimaux multipliés par 10) sont indiquées à côté des points d'entrée des faisceaux. Les isodoses correspondent aux doses réelles exprimées en Gy.



Maximum = 62.16 AT X = - 1.0 Y = 1.0  
Normalized to 100.00

Fig. 5. — Résultats de l'optimisation du traitement de la tumeur ORL par 6 faisceaux (3 champs orthogonaux avec et sans coin de 45° dont les bords épais sont placés comme cela est indiqué). Les doses données, exprimées en Gy (égales aux poids optimaux multipliés par 10) sont indiquées à côté des points d'entrée des faisceaux (C = faisceau avec coin). Les isodoses correspondent aux doses réelles exprimées en Gy.

contribution des différents faisceaux. Un petit système informatique permet de traiter ces cas d'optimisation plus limités comme nous l'avons montré dans cet article.

Pour que l'optimisation soit utilisée couramment en routine, nous avons fait en sorte que son emploi soit d'une grande facilité. Dans le cas le plus simple mais peut-être le plus fréquent où on n'introduit pas de contraintes de dose à l'extérieur

du volume-cible, il suffit d'entrer initialement le contour du volume-cible à l'intérieur de la conformation (effort contraignant mais positif pour le radiothérapeute), puis, après le calcul des doses unitaires par faisceau, de lancer l'optimisation en précisant simplement la dose totale à la tumeur. Les programmes mis au point sont chaînés automatiquement et fournissent les coefficients de pondération des différents faisceaux. On continue alors les manœuvres habituelles pour aboutir aux tracés des isodoses. L'intervention humaine réduite ici à son minimum est plus marquée lorsqu'on introduit des points particuliers par le graf-pen et les contraintes de dose associées.

Notons enfin que les dimensions de la mémoire centrale de l'ordinateur limitent le nombre de points d'optimisation et donc la précision des résultats. Une augmentation de la mémoire centrale à 32 K mots devrait permettre une optimisation plus poussée et aussi de tester des techniques de programmation non linéaire qui recherchent une amélioration du résultat en modifiant pas à pas certains paramètres comme la direction des faisceaux [1, 2].

### CONCLUSION

Notre étude a montré qu'on pouvait réaliser une optimisation simple des doses sur un petit système informatique. L'optimisation mise au point recherche la distribution la plus homogène des doses dans la tumeur et fournit les pondérations optimales des différents faisceaux. C'est maintenant aux radiothérapeutes à tester ces techniques qui devraient permettre une amélioration de la qualité de certains traitements radiothérapeutiques complexes.

### ANNEXE

#### Notations

Désignons par :

T : la tumeur (le volume-cible)

$n_T$  : le nombre de points pour l'optimisation dans la tumeur

$n_k$  : le nombre de points définis à l'intérieur de l'organe sensible  $O_k$

m : le no. de faisceaux

$w_j$  : le poids du faisceau j

$d_{ij}$  : la dose unitaire délivrée au point i par le faisceau unitaire j (le faisceau unitaire délivre 1 000 rads au point de référence\*)

#### Contrainte de dose

— Sur chaque point choisi de la tumeur, la dose totale est supérieure ou égale à la dose tumorale choisie  $D_T$

$$\text{soit } \sum_{j=1}^m d_{ij} w_j \geq D_T \quad \text{avec } i = 1, 2, \dots, n_T$$

— Sur chaque point i choisi de l'organe sensible  $O_k$ , la dose totale est inférieure ou égale à la dose seuil fixée  $D_k$

$$\text{soit } \sum_{j=1}^m d_{ij} w_j \leq D_k \quad \text{avec } i = 1, 2, \dots, n_k$$

#### Fonction objectif

C'est la somme des doses totales aux points de la tumeur

$$\text{soit } Z = \sum_{j=1}^m w_j \times \sum_{i=1}^{n_T} d_{ij}$$

$\sum_{i=1}^{n_T} d_{ij}$  est une constante  $c_j$

$$\text{d'où } Z = \sum_{j=1}^m c_j w_j.$$

#### Conclusion

Si l'on considère l'ensemble des éléments (fonction objectif et contraintes de doses) mis sous forme matricielle, le programme cherche le minimum de

$$\begin{aligned} Z &= C \cdot W \\ \text{avec } A_1 W &\geq D_T \\ A_2 W &\leq D_k \\ W &\geq 0 \end{aligned}$$

W est la matrice des inconnues  $w_j$

$A_1$  et  $A_2$  sont les matrices des contraintes  $d_{ij}$

C est la matrice des coefficients  $c_j$

\* Le point de référence est la profondeur de l'équilibre électronique pour les traitements en DSP et l'axe pour les traitements en DSA.

### RÉFÉRENCES

1. ALI-AHMED H., LEGRAS B., POTDEVIN M., LEGRAS J., CHAU N., SCHOUmacher P. — Différentes méthodes d'optimisation par ordinateur des traitements en télécobalthérapie. *J. Fr. bioph. Méd. Nucléaire*, 1977, 5, 219-223.
2. ALI-AHMED H. — *Techniques d'optimisation en radiothérapie externe*. Thèse de Docteur ès-Sciences, Nancy, 1977.
3. BAHR G.K., KERIADIS J.G. — The method of linear programming applied to radiation treatment planning. *Radiology*, 1968, 91, 686-693.
4. BOURGAT J.F., RIVER M., DUTREX A., BERNARD D. — Optimisation par ordinateur du traitement en télécobalthérapie. *J. Radiol. Electrol.*, 1974, 55, 775-779.
5. DANTZIG G.B. — Computational algorithm of the revised simplex method. Santa Monica, California. *The Rand Corporation*, 1973, RM, 1266.
6. HODES L. — Semi-automatic optimization of external beam radiation treatment planning. *Radiology*, 1974, 110, 191-196.
7. HOPE C.S., CAIN O. — A computer program for optimised stationary beam treatment planning using score functions. *Computers programs in biomedicine*, 1972, 2, 221-231.
8. HOPE C.S., LAURIE J., ORR J.S., HALNAN K.E. — Optimisation of X-ray treatment planning by computer judgement. *Phys. Med. Biol.*, 1967, 12, 531-542.
9. GALLAGHER T.L. — *Optimization of external radiation beams for therapy planning*. Ph. D. Thesis, 1967, Washington.
10. KLEPPER L.Y. — Electronic computers and methods of linear programming in the choice of optimal conditions for radiation therapy. *Medskaya Radiol.*, 1966, 11, 5-8.
11. LEGRAS B. — *L'optimisation automatique des doses en radiothérapie externe*. 1978. Thèse de Biologie Humaine, Nancy.
12. ORR J.S. Optimisation of the radiotherapy treatment planning. *Computers programs in biomedicine*, 1972, 2, 216-220.
13. POTDEVIN M., LEGRAS B., SCHOUmacher P., BEY P. — Programs of optimization, iso-effect curves and treatment time supplementing the dosimetry programs of a small data processing system. 1978. Proposé à Intern. J. Radiat. Oncology.
14. REDPATH A.T., VICKERY B.L., WRIGHT D.H. — A set of fortran subroutines for optimizing radiotherapy plans. *Computer Programs in Biomedicine*, 1975, 5, 158-164.
15. REDPATH A.T., VICKERY B.L., WRIGHT D.H. — A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming. *Phys. Med. Biol.*, 1976, 21, 781-791.

Optimisation linéaire puis non linéaire de la distribution des doses en radiothérapie externe

LEGRAS J, POTDEVIN M, LEGRAS B

Journal de Biophysique et Médecine Nucléaire, 1981, 5, 169-172

No 57

# Optimisation linéaire puis non linéaire des distributions de dose en radiothérapie externe

J. LEGRAS (\*), M. POTDEVIN (\*) et B. LEGRAS (\*\*)

**RÉSUMÉ.** — Les auteurs présentent une méthode d'optimisation non linéaire de la distribution des doses en radiothérapie externe. La méthode définit la géométrie des faisceaux et la dose donnée par chacun d'eux de façon à homogénéiser au mieux les doses dans le volume-cible, tout en respectant des contraintes de seuil dans ce volume et éventuellement dans des organes sensibles. Un exemple illustre les possibilités de cette technique.

**SUMMARY.** — *The authors describe herein a method of non linear optimization of the doses in external radiotherapy. The method defines the geometry of the beams and the dose given by each of them so as to homogenize the doses as well as possible in the target-volume. The possibilities of this technique are illustrated by an example.*

## I. INTRODUCTION

Différents auteurs ont défini les critères d'un bon plan de traitement en radiothérapie externe ([10], [15]) et on peut les résumer comme suit. Il faut :

(a) que la dose soit la plus homogène possible au niveau du volume cible;

(b) que la dose soit minimale au niveau des tissus environnants et en particulier qu'elle ne dépasse pas certains seuils au niveau des régions vulnérables.

Pour satisfaire à ces critères, on peut agir sur les nombreux paramètres du traitement qui concernent la balistique de l'irradiation et plus particulièrement sur le nombre, la dimension et la direction des faisceaux, ainsi que sur la dose délivrée par chacun d'eux.

Pour résoudre le problème sur ordinateur, différentes méthodes mathématiques ont été proposées.

L'école de Glasgow ([9], [10], [15]) a étudié une méthode exhaustive destinée à prendre en compte plusieurs paramètres.

Une méthode couramment utilisée est la programmation linéaire ([1], [2], [3], [5], [11], [12]). Citons également la programmation quadratique ([18], [19]). Dans ces deux cas, les variables sont les doses délivrées

par chaque faisceau; tous les autres paramètres sont fixés par le radiothérapeute.

Les résultats obtenus par optimisation linéaire peuvent ne pas convenir et amener le médecin à modifier certains éléments du traitement, la direction des faisceaux par exemple. Cette phase d'amélioration est difficilement réalisable par de simples tâtonnements : elle peut être obtenue sur ordinateur par la méthode décrite dans cet article, méthode qui permet de déterminer, outre la dose délivrée par chaque faisceau, la position optimale de chacun d'eux. Les autres paramètres (nombre de faisceaux, dimension des champs, énergie du rayonnement) sont fixés *a priori* par le radiothérapeute.

L'article présente cette méthode, les programmes correspondants et illustre ses possibilités et son intérêt sur un exemple.

## I. MÉTHODE ET PROGRAMMES

On suppose les axes des faisceaux coplanaires et concourants; la distance des sources aux points de concours des axes est donnée. La « géométrie des faisceaux » est définie par les variables géométriques : coordonnées du point de concours des axes, angles polaires de ces axes.

Les inconnues du problème d'optimisation sont les variables géométriques et les doses délivrées par chaque faisceau.

On choisit comme critère d'homogénéité de minimiser une fonction objectif  $f(x)$  égale à la somme

(\*) Département de Mathématiques Appliquées, Faculté des Sciences, Nancy.

(\*\*) Section d'Informatique Médicale, Groupe I.N.S.E.R.M. U. 115, Faculté de Médecine, Nancy.

Tirés à part : B. LEGRAS, Informatique Médicale, Faculté de Médecine, B.P. 184, 54500 Vandœuvre-lès-Nancy.

des doses reçues en des points choisis dans le volume cible et sur son contour.

Les contraintes sont des conditions de seuil :

- doses supérieures à un seuil  $s_1$  aux points du volume cible;
- doses inférieures à des seuils  $s_2, s_3 \dots$ , aux points des différentes zones vulnérables.

Les points qui interviennent dans le calcul de la fonction objectif et ceux pour lesquels nous écrivons les conditions de seuil forment le support d'optimisation. Ils sont fixés par le radiothérapeute.

**1. Méthode mathématique**

La méthode utilisée est une méthode itérative, connue sous le nom de « méthode du gradient projeté ».

Soit  $X^r$  les valeurs des variables d'optimisation (variables géométriques, doses délivrées par chaque faisceau) à l'itération  $r$ . On commence à déterminer une direction de montée  $D$  et on donne à chaque variable  $x_i$  un accroissement  $\delta x_i$  proportionnel à l'élément correspondant  $d_i$  de  $D$ . On définit ainsi  $X = X^r + hD$  et on calcule la direction  $D$  pour que :

- 1° toutes les contraintes du problème d'optimisation, vérifiées par hypothèse en  $X^r$ , restent vérifiées en  $X$  pour  $h$  suffisamment petit;
- 2° que la diminution de la fonction objectif soit aussi grande que possible pour  $h$  donné.

Cette direction porte le nom de gradient projeté et se calcule par des formules explicitées en [14].

Dans une seconde étape, on détermine  $h$  et le point  $X^{r+1} = X^r + hD$ , soit par la condition que ce point soit « meilleur » que le précédent ( $f(X^{r+1}) < f(X^r)$ ), soit, le cas échéant, par la condition qu'une nouvelle contrainte devienne saturée en  $X^{r+1}$  (condition « > » remplacée par « = »). On montre que dans le passage de  $X^r$  à  $X^{r+1}$  :

- 1° toutes les variables sont en général modifiées, aussi bien les doses que les variables géométriques;
- 2° la fonction objectif diminue : il y a amélioration de la distribution des doses.

Il est commode d'initialiser le processus itératif par une phase linéaire dans laquelle on se fixe la configuration géométrique et qui calcule les doses.

**2. Programmes**

Ce sont :

- 1° des sous-programmes généraux d'optimisation non linéaires avec contraintes extraits de [14];

2° des sous-programmes spécifiques de notre problème qui permettent le calcul de la fonction objectif, de son gradient, des contraintes et de leurs dérivées. Ces sous-programmes font eux mêmes appel à des sous-programmes permettant le calcul des doses, adapté de CFIX (programmes de calcul des doses par la méthode de Cunningham [6], mis au point à Villejuif [4]);

3° des programmes principaux d'optimisation, adaptés des programmes de [14], et des programmes de service (chargement des données par exemple).

Cette bibliothèque très structurée peut s'adapter sans difficulté particulière à tout ordinateur et à tout système, en remplaçant éventuellement le sous-programme de calcul de dose par un sous-programme utilisant d'autres formules de calcul.

Ces programmes ont été mis au point sur un MITRA 125 de 64 K mots de mémoire centrale. La durée d'une itération non linéaire, pour 3 faisceaux et 25 contraintes est de 4 minutes environ.

**II. EXEMPLE**

L'exemple choisi pour illustrer cette méthode est proche d'un cas réel. Le contour correspond à une section transversale de la tête au niveau du nez.

On se propose d'irradier un volume-cible latéral par trois champs de  $5 \times 5$  cm à une distance source-axe de 80 cm. La dose seuil  $s_1$  au volume-cible est choisie égale à 60 Gy. Pour augmenter la difficulté, nous avons défini une zone sensible située près du volume-cible; elle ne doit pas recevoir plus de 50 Gy.

Les points d'optimisation sont au nombre de 12 sur le contour du volume-cible, de 10 à l'intérieur de ce volume et de 10 sur le contour de la zone sensible.

Initialement, les axes polaires des faisceaux sont 45, -45 et 180° et le point de concours des axes est au centre du volume-cible en  $x=0, y=0$ ; les doses à l'isocentre sont déterminées par optimisation linéaire; les isodoses correspondantes apparaissent sur la figure 1.

Par optimisation non linéaire, après 11 itérations, on obtient les résultats suivants :

	Valeur moyenne dans la tumeur (Gy)	Valeur maximale dans la tumeur (Gy)
État initial après optimisation linéaire. . . . .	65,8	70,3
État final après 11 itérations non linéaires. . . . .	63,0	66,7

	Point de concours des axes des faisceaux (cm)		Angles polaires des faisceaux (°)			Doses à l'isocentre (Gy)		
	x	y	$\theta_1$	$\theta_2$	$\theta_3$	$D_1$	$D_2$	$D_3$
État initial. . . . .	0	0	45	-45	180	12,4	16,9	41,0
État final. . . . .	-0,12	-0,37	59,3	-67,3	163,4	22,2	13,8	30,7

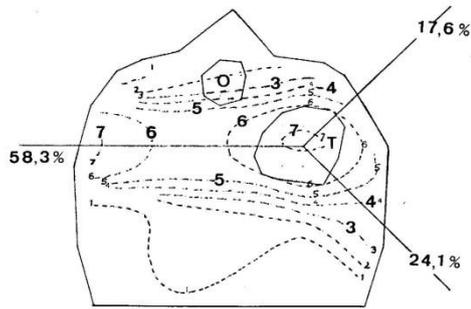


Fig. 1. — Distribution des doses à la fin de la phase d'optimisation linéaire. Tracé des isodoses de 10 en 10 Gy (7 = isodose 70 Gy ...). Valeur moyenne à l'organe-cible (T) : 65,8 Gy (valeur seuil 60 Gy). La dose au niveau de l'organe sensible (O) ne doit pas dépasser 50 Gy. La contribution relative de chaque faisceau à la dose à l'isocentre est portée sur chaque axe, exprimée en pour cent.

Les isodoses correspondant à l'état final apparaissent sur la figure 2.

### III. DISCUSSION

1° Pour mettre au point les techniques d'optimisation, nous avons dû choisir une fonction objectif et nous avons introduit la minimisation de la somme des doses en différents points du volume-cible, ce qui nous a paru une interprétation satisfaisante du critère d'homogénéité de la répartition des doses à l'intérieur du volume-cible. Suivant les cas et l'opinion des radiothérapeutes, on peut préférer d'autres fonctions objectifs et par exemple minimiser les doses sur une zone choisie (organe-cible ou domaine sain entourant le volume-cible). Dans une publication précédente [1], nous avons montré que les résultats obtenus pouvaient différer considérablement selon le choix du critère. Le programme mis au point permet ces différentes possibilités.

2° Nous avons vu que, pour des raisons de commodité, la première itération est une optimisation linéaire, où les positions des faisceaux sont fixés par la radiothérapeute et où le programme d'optimisation calcule les doses délivrées par chaque faisceau. Si cette solution est satisfaisante, on peut s'en tenir là.

Dans le cas contraire, le programme d'optimisation non linéaire conduit à des solutions meilleures par modification de la géométrie des faisceaux et, par voie de conséquence, des doses délivrées. On peut s'arrêter au bout d'un nombre fixé d'itérations (10 par exemple) ou lorsque le gradient projeté est devenu « suffisamment » petit (le terme « suffisamment » devra être précisé par l'expérience).

3° Les essais effectués montrent la pertinence de la méthode décrite et des programmes correspondants, mais laissent dans l'ombre certaines questions (choix du nombre de faisceaux, choix du support d'optimisation, de la fonction objectif, etc.) auxquelles seule l'expérience sur des cas réels permettra de répondre.

vol. 5, n° 3

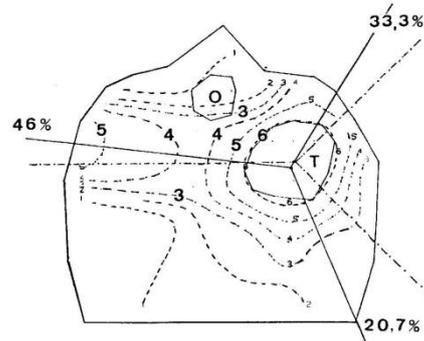


Fig. 2. — Distribution finale des doses à la fin de la phase d'optimisation non linéaire. Valeur moyenne au volume-cible (T) : 62,9 Gy. La contribution relative de chaque faisceau à la dose à l'isocentre est portée sur chaque axe, exprimée en pour cent. La géométrie des faisceaux lors de la phase I est rappelée (traits -.-).

4° La technique décrite, très précise et sûre, ne prend son plein intérêt que si le volume-cible et les zones sensibles sont définis avec précision, ce qui devrait pouvoir être obtenu par exploration tomographique à l'aide d'un scannographe.

### CONCLUSION

Notre étude décrit une méthode qui permet d'améliorer les résultats obtenus par programmation linéaire. Cette technique d'optimisation non linéaire permet de modifier la géométrie des faisceaux par touches successives, de façon à améliorer à chaque étape l'homogénéité des doses dans le volume-cible tout en respectant toutes les contraintes de seuil.

Les programmes correspondants, écrits en FORTRAN, sont conçus sous forme modulaire permettant leur adaptation à tout ordinateur.

### BIBLIOGRAPHIE

- [1] H. ALI-AHMED, B. LEGRAS, M. POTDEVIN, J. LEGRAS, N. CHAU et P. SCHOUMACHER, Différentes méthodes d'optimisation par ordinateur des traitements en télécobalthérapie, *J. Fr. Biophys. et Méd. Nucl.*, **5**, 1977, 219-223.
- [2] H. ALI-AHMED, Techniques d'optimisation en radiothérapie externe, *Thèse ès Sciences*, Nancy, 1977.
- [3] J. K. BAHR et J. G. KERIADES, The method of linear programming applied to radiation treatment planning, *Radiology*, **91**, 1968, 686-693.
- [4] D. BERNARD et A. DUTREIX, Calcul des doses par ordinateur en télécobalthérapie, *J. Radiol. Electrol.*, **53**, 1972, 233-240.
- [5] J. F. BOURGAT, M. RIVER, A. DUTREIX et D. BERNARD, Optimisation par ordinateur du traitement en télécobalthérapie, *J. Radiol. Electrol.*, **55**, 1974, 775-779.
- [6] J. R. CUNNINGHAM, P. N. SHRIVASTAVA et J. M. WILKINSON, *Computer Programs in Biomedicine*, **2**, 1972, 192-199.

- [7] G. B. DANTZIG, *Computational algorithm of the revised simplex method*, Santa Monica, California, The Rand Corporation, R.M., 1973, 1266.
- [8] L. HODES, Semi-automatic optimization of external beam radiation treatment planning, *Radiology*, **110**, 1974, 191-196.
- [9] C. S. HOPE et O. CAIN, A computer program for optimized stationary beam treatment planning using score functions, *Computer programs in biomedicine*, **2**, 1972, 221-231.
- [10] C. S. HOPE, J. LAURIE, J. S. ORR et K. E. HALNAN, Optimization of X-ray treatment by computer judgement, *Phys. Med. Biol.*, **12**, 1967, 531-542.
- [11] T. L. GALLAGHER, Optimization of external radiation beams for therapy planning, *Ph. D. Thesis*, Washington, 1967.
- [12] L. Y. KLEPPER, Electronic computers and methods of linear programming in the choice of optimal conditions for radiation therapy, *Medskaya Radiol.*, **5**, 1968.
- [13] B. LEGRAS, L'optimisation automatique des doses en radiothérapie externe, *Thèse de biologie humaine*, Nancy, 1978.
- [14] J. LEGRAS, *Algorithmes et programmes d'optimisation non linéaire*, Masson, Paris, 1980.
- [15] J. S. ORR, Optimisation of the radiotherapy treatment planning, *Computers programs in biomedicine*, **2**, 1972, 216-220.
- [16] M. POTDEVIN, B. LEGRAS, J. LEGRAS, P. SCHOUmacher et P. ALLETI, Une méthode originale d'optimisation des traitements radiothérapeutiques externes adaptées à un petit système informatique, *Ann. Radiol.*, **23**, 1980, 36-40.
- [17] M. POTDEVIN, Programmes d'optimisation non linéaire en radiothérapie externe, *Thèse ès Sciences*, Nancy, 1980.
- [18] A. T. REDPATH, B. L. VICKERY et D. H. WRIGHT, A set of Fortran subroutines for optimizing radiotherapy plans, *Computers programs in biomedicine*, **5**, 1975, 158-164.
- [19] A. T. REDPATH, B. L. VICKERY et D. H. WRIGHT, A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming, *Phys. Med. Biol.*, **21**, 1976, 781-791.

Un nouvel algorithme de reconstruction en tomographie d'émission. Application à l'étude expérimentale de divers paramètres

LEGRAS J, LEGRAS B, LAMBERT J-P, LEICHTMANN G, TRITSCH P, ROUSSEL R

Journal de Biophysique et Médecine Nucléaire, 1981, 5, 273-279

No 58

# Un nouvel algorithme de reconstruction en tomographie d'émission

## Application à l'étude expérimentale de divers paramètres

J. LEGRAS (\*), B. LEGRAS (\*\*), (\*\*\*), J.-P. LAMBERT (\*\*), G. KARCHER (\*\*\*)

RÉSUMÉ. — La première partie de cet article décrit en détail l'algorithme de reconstruction original tant par la méthode de résolution que par la technique de régularisation, algorithme valable aussi bien en tomographie d'absorption, qu'en tomographie d'émission, où il permet d'introduire une correction d'absorption (coefficient d'absorption constant).

La deuxième partie concerne l'étude expérimentale réalisée à l'aide d'un fantôme tournant devant une gamma-caméra. Des résultats sont présentés et commentés, ainsi que les effets de quelques éléments, centrage, correction d'absorption. Un point essentiel est l'importance de la qualité du centrage de l'axe de rotation.

SUMMARY. — The first part of this article gives a detailed description of a new algorithm of reconstruction both by the resolution method and the regularisation technique. This algorithm is valid both in the tomography of absorption and emission, where it makes the introduction of absorption correction possible.

The second part is concerned with the experimental study which is undertaken by the means of a phantom turning in front of a gamma-camera. Some results are presented and commented upon, as well as the effects of a few elements, centering, absorption-correction. The quality of the centering of the rotation axis is essential.

### 1. INTRODUCTION

La tomographie d'émission dépend de la même équation fondamentale que la tomographie d'absorption lorsque l'on néglige l'absorption du rayonnement par le milieu [2].

Le but de cet article est d'établir une équation tenant compte de cette absorption dans l'hypothèse simple où le coefficient d'absorption est constant dans le domaine étudié et d'appliquer une méthode originale de résolution de l'équation ainsi obtenue.

Dans une deuxième partie, les auteurs ont testé l'algorithme à partir d'un fantôme radioactif tournant devant une gamma-caméra et étudié l'influence de divers éléments (centrage, correction d'absorption, paramètres de régulation).

### 2. ALGORITHME DE RECONSTRUCTION EN TOMOGRAPHIE D'ÉMISSION

#### 2.1. Hypothèses et notations. Établissement de l'équation de base

Nous prenons comme plan de travail et plan de figure (fig. 1) un plan perpendiculaire à l'axe de rotation de l'appareil.  $O$  est la trace de l'axe de rotation,  $Q_1$  et  $Q_2$  les traces de la face du détecteur en deux positions opposées.

Soit  $C$  le cercle de balayage (centre  $O$ , rayon  $R$ ),  $D$  un domaine intérieur à  $C$  dont le coefficient d'absorption  $\mu$  sera supposé constant et connu.

Soit  $f(r, \theta)$  une densité radioactive, nulle à l'extérieur de  $D$ , inconnue dans  $D$ . On considère une droite  $\Delta$  perpendiculaire à  $Q_1$  et  $Q_2$ , qui coupe  $C$  en  $N_1$  et  $N_2$  et  $D$  en  $P_1$  et  $P_2$ .

Le nombre de coups émis pendant un temps fixé par une source radioactive de longueur  $dl$  centrée en  $P$  (point courant de  $\Delta$ ) et mesuré en  $M_1$  (ou  $M_2$ ) sera respectivement  $f(r, \theta) e^{-\mu P_1 P}$  (ou  $f(r, \theta) e^{-\mu P P_2}$   $dl$ ).

(\*) Département de Mathématiques Appliquées, Faculté des Sciences, Nancy.

(\*\*) Section d'Informatique Médicale (Groupe I.N.S.E.R.M. U 115) Faculté de Médecine, Nancy.

(\*\*\*) Service des Isotopes, C.H.U. de Nancy.

Tiré à part : Pr. B. LEGRAS, Informatique Médicale (Groupe I.N.S.E.R.M. U 115), Faculté de Médecine, B. P. 184, 54500 Vandœuvre-lès-Nancy.

Reçu en février 1981, forme définitive en juin 1981.

Le nombre de coups total émis par les sources de  $P_1, P_2$  et mesuré en  $M_1$  (respectivement  $M_2$ ) sera donc :

$$\int_{P_1, P_2} f(r, \theta) e^{-\mu P_1} dl$$

(respectivement  $\int_{P_1, P_2} f(r, \theta) e^{-\mu P_2} dl$ ).

Soit  $H$  (de coordonnées polaires  $x$  et  $\omega$ ) la projection de  $O$  sur  $\Delta$ . Posons :

$$HP_1 = l_1(x, \omega), \quad HP_2 = l_2(x, \omega)$$

et supposons que le contour de  $D$  soit connu [c'est-à-dire que nous sachions calculer  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$ ]. Désignons respectivement par  $g_1(x, \omega)$  et  $g_2(x, \omega)$  le nombre de coups mesuré en  $M_1$  et  $M_2$  pendant un temps fixé. Nous avons :

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{-\mu(l-l_1(x, \omega))} dl = g_1(x, \omega),$$

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{-\mu(l_2(x, \omega)-l)} dl = g_2(x, \omega),$$

que nous transformons en :

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{-\mu l} dl = e^{-\mu l_1(x, \omega)} g_1(x, \omega),$$

$$\int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) e^{\mu l} dl = e^{\mu l_2(x, \omega)} g_2(x, \omega).$$

Au lieu de chercher à exploiter séparément chacune de ces deux équations, nous les remplaçons par leur combinaison évidente :

$$(1) \quad \int_{l_1(x, \omega)}^{l_2(x, \omega)} f(r, \theta) \operatorname{ch}(\mu l) dl = h(x, \omega),$$

où :

$$(2) \quad h(x, \omega) = \frac{1}{2} (e^{-\mu l_1(x, \omega)} g_1(x, \omega) + e^{\mu l_2(x, \omega)} g_2(x, \omega)).$$

Comme  $f(r, \theta)$  est nul en dehors de  $D$  on ne modifiera pas (1) en remplaçant les bornes de l'intégrale par  $-\sqrt{R^2-x^2}$  et  $\sqrt{R^2-x^2}$  correspondant aux points  $N_1$  et  $N_2$  du cercle de balayage.

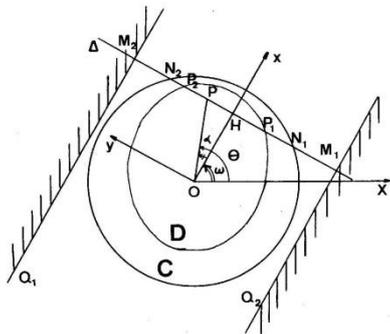


Fig. 1. — Notations utilisées :  $OP=r$ ;  $OH=x$ ;  $OX, OP=\theta$ ;  $OX, OH=\omega$ ;  $O$ =trace de l'axe de rotation de l'appareil;  $Q_1$  et  $Q_2$ =traces de la face de l'appareil dans deux positions opposées.

L'équation que nous nous proposons d'étudier s'écrit donc :

$$(3) \quad \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f(r, \theta) \operatorname{ch}(\mu l) dl = h(x, \omega),$$

où  $h(x, \omega)$  est une « donnée », dépendant des nombres de coups  $g_1(x, \omega)$  et  $g_2(x, \omega)$  (mesurés en  $M_1$  et  $M_2$ ), et du contour [par l'intermédiaire de  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$ ].

### 2.2. Technique de résolution numérique

Posons :

$$f(r, \theta) = \sum f_n e^{in\theta} \quad \text{et} \quad h(x, \omega) = \sum h_n(x) e^{in\omega}.$$

Dans (3),  $r$  et  $\theta$  représentent des fonctions de  $l$  définies par :

$$r = \sqrt{x^2 + l^2}, \quad \theta = \omega + \alpha, \quad \operatorname{tg} \alpha = l/r.$$

Après permutation des signes  $\sum$  et  $\int$ , l'équation (3) devient :

$$(4) \quad \sum e^{in\omega} \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch}(\mu l) e^{in\alpha} dl = \sum e^{in\omega} h_n(x).$$

Le fait que  $r$  et  $\cos n\alpha$  sont fonctions paires de  $l$ , alors que  $\sin n\alpha$  est fonction impaire, entraîne :

$$(5) \quad \int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \cos n\alpha dl = 2 \int_0^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \cos n\alpha dl,$$

$$\int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \sin n\alpha dl = 0.$$

En identifiant les termes en  $e^{in\omega}$  dans (4) nous obtenons, compte tenu de (5) :

$$(6) \quad 2 \int_0^{\sqrt{R^2-x^2}} f_n(r) \operatorname{ch} \mu l \cos n\alpha dl = h_n(x),$$

pour  $n=0, 1, 2, \dots$

Nous transformons (6) en prenant  $r$  comme variable d'intégration et obtenons :

$$(7) \quad \int_x^R f_n(r) \operatorname{ch}(\mu \sqrt{r^2-x^2}) K_n(x, r) dr = h_n(x),$$

avec :

$$(8) \quad K_n(x, r) = \frac{2r T_n(x/r)}{\sqrt{r^2-x^2}},$$

$T_n(y)$  est le polynôme de Tchebycheff de degré  $n$  en  $y$ .

La discrétisation d'une équation (7), pour une valeur de  $n$  donnée, demande quelques précautions à cause du caractère oscillant de  $K_n(x, r)$ . Nous partagerons

l'intervalle  $-R, R$  en  $2s - 1$  intervalles égaux et posons  $h = 2R / (2s - 1)$ , puis :

$$r_i = R - (i - 1)h, \quad x_j = R - (j - 1)h, \quad 1 \leq j \leq S.$$

Notons enfin :

$$f_i^n = f_n(r_i), \quad h_j^n = h_n(x_j).$$

Les  $h_j^n$  sont les coefficients de Fourier de  $h(x_j, \omega)$  où  $x_j$  est fixe et où  $\omega$  est discrétisé en 32 ou 64 valeurs  $\omega_k$ , ce qui permet l'emploi de transformations rapides de Fourier. Réciproquement la connaissance des  $f_i^n$  permettra, par une transformation inverse de Fourier, de restituer les valeurs  $f(r_i, \omega_k)$  aux nœuds d'un réseau polaire.

La discrétisation de (7) se fera en remplaçant sur chaque intervalle  $r_i, r_{i+1}$  la quantité  $f_n(r)$  ch ( $\mu \sqrt{r^2 - x^2}$ ) par le polynôme du premier degré en  $r$  interpolant cette fonction pour  $r_i$  et pour  $r_{i+1}$ . On obtient ainsi un système linéaire approchant l'équation (7) :

$$(8) \quad \begin{aligned} k_{11}^n f_1^n &= h_1^n, \\ k_{21}^n f_1^n + k_{22}^n f_2^n &= f_2^n, \\ k_{s1}^n f_1^n + k_{s2}^n f_2^n + \dots + k_{ss}^n f_s^n &= h_s^n, \end{aligned}$$

système dont nous n'explicitons pas le calcul des coefficients  $k_{ij}^n$ .

Ce système se résoud facilement pour  $n=0$  ou 1, mais devient instable dès que  $n$  augmente.

La raison en est que  $h(x, \omega)$  doit vérifier des conditions de stabilité que la méthode exposée permet d'expliciter; l'équation (7) n'est soluble que si  $h_n(x)$  vérifie les conditions :

$$(9) \quad \int_0^R x^p h_n(x) dx = 0$$

pour  $p < n$ ,  $p$  et  $n$  de même parité,

au nombre de  $p = E(n/2) - E$  désigne la partie entière, par exemple :  $n = 7$ ; on a alors  $p = 3$  et  $h_n(x)$  doit vérifier nécessairement :

$$\begin{aligned} \int_0^R x h_7(x) dx &= 0, & \int_0^R x^3 h_7(x) dx &= 0, \\ \int_0^R x^5 h_7(x) dx &= 0. \end{aligned}$$

Il faut s'attendre à des propriétés du même ordre pour le système « approchant ». Or, dire qu'un système linéaire de  $s$  équations n'est soluble que si les seconds membres vérifient  $p$  conditions, entraîne que le système est d'ordre  $m_p = s - p$  : il ne comporte en fait que  $m_p = s - p$  équations indépendantes et, lorsqu'il est soluble, ne peut définir que  $m_p$  variables.

La méthode de résolution que nous utiliserons tient compte de ces remarques.

1° Nous ne garderons que  $m_p$  inconnues  $f_i^n$  à  $f_{m_p}^n$  et donnerons aux autres inconnues la valeur 0. Simultanément nous supprimerons les  $p$  dernières colonnes des premiers membres de (8).

vol. 5, n° 5

2° Le système restant est un système surdéterminé de  $s$  équations à  $m_p = s - p$  inconnues. En principe  $p$  équations sont combinaisons linéaires des autres et peuvent être supprimées; nous avons préféré garder toutes les équations et calculer la « pseudo-solution » ([3], p. 125) qui résoud « au mieux » le système (8), au sens des moindres carrés.

Les résultats ainsi obtenus présentent encore des instabilités gênantes. Pour réduire ces dernières nous complétons le système (8) par  $m_p - 1$  conditions de régularisation :

$$(10) \quad \begin{aligned} \varepsilon f_1^n - \varepsilon f_2^n &= 0, \\ \varepsilon f_2^n - \varepsilon f_3^n &= 0, \\ \dots & \\ \varepsilon f_{m_p-1}^n - \varepsilon f_{m_p}^n &= 0 \end{aligned}$$

et nous cherchons la pseudo-solution du système formé des  $s$  équations (8) et des  $m_p - 1$  équations (10).

Le calcul effectif se fait par une méthode de triangularisation dite méthode de Golub ([3], p. 125). L'intérêt de cette technique est qu'il existe pour chaque valeur de  $n$  une matrice  $R_n^n$  qui peut être précalculée et chargée sur disque, telle que :

$$(11) \quad \begin{bmatrix} f_1^n \\ f_2^n \\ \vdots \\ f_{m_p}^n \end{bmatrix} = [R_n^n] \begin{bmatrix} h_1^n \\ h_2^n \\ \vdots \\ h_s^n \end{bmatrix}$$

Le calcul de  $f(r, \theta)$  se déroulera alors selon le schéma ci-dessous :

(1) Calcul des  $h_j^n$  à partir de  $h(x_j, \omega)$  par transformation de Fourier, avec usage de la transformation rapide de Fourier si  $s = 32$  ou 64.

(2) Calcul des  $f_i^n$  à partir des  $h_j^n$  pour chaque valeur de  $n$  soit par résolution directe du système formé des équations (8) et (10) pour une valeur convenable de  $\varepsilon$ , soit par multiplication par la matrice  $R_n^n$  chargée sur disque.

(3) Calcul des  $f(r_j, \theta_k)$  à partir des  $f_i^n$ . On utilisera une transformation rapide de Fourier si  $s = 32$  ou 64.

(4) La solution  $f(r, \theta)$  est définie aux nœuds d'un réseau polaire et on a besoin de ses valeurs aux nœuds d'un réseau cartésien. La technique utilisée consiste à affecter à chaque nœud du réseau cartésien la valeur de  $f$  au nœud du réseau polaire le plus proche.

Remarques. — (1) Il est intuitif (et cela se vérifie expérimentalement), que plus  $\varepsilon$  est grand, plus efficace sera la régularisation, c'est-à-dire la suppression des effets dus à l'instabilité des calculs; mais en même temps que les artefacts dus à l'instabilité nous effaçons certaines variations brusques qui correspondent à des causes réelles : il faudra donc choisir entre une représentation assez fidèle mais présentant des artefacts (ce qui correspond à des valeurs de  $\varepsilon$  d'ordre de 0,01) et des représentations mieux régularisées, mais moins fidèles. Nous verrons un exemple de l'influence du choix de  $\varepsilon$ .

(2) La méthode présentée a été développée dans le cas où  $\mu \neq 0$ . Elle reste valable si  $\mu = 0$ , cas où l'équation (3) devient identique à l'équation fondamentale de la tomographie d'absorption.

### 3. ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

#### 3.1. Appareillage

La caméra utilisée (Opticamera CGR) comporte un cristal de 32 cm de diamètre et est équipée d'un collimateur basse énergie à trous parallèles. Elle est connectée à un système informatique de traitement des données (Informatek). Celles-ci sont accumulées dans des matrices  $64 \times 64$  à l'aide des programmes de routine du système puis mises sur bande magnétique. Elles sont lues et traitées sur un autre ordinateur indépendant (CII Mitra 125) mieux adapté à ces études car possédant un lecteur de cartes, une imprimante et une plus grande disponibilité. Les résultats sont, soit imprimés sous forme de tableaux de nombre à deux chiffres (valeur maximale ramenée à 100), soit visualisés sur l'écran couleur du système.

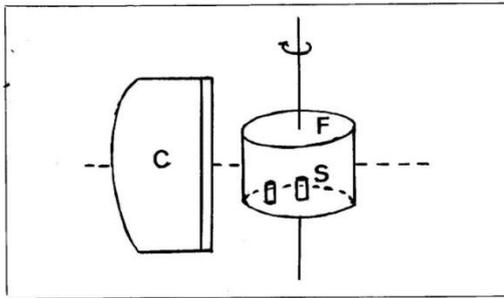


Fig. 2. — Arrangement du fantôme F contenant les flacons S tournant devant la caméra C.

Le fantôme employé pour les expériences consiste en un récipient qui s'évase légèrement. Il est constitué de plastique fin de 0,3 cm d'épaisseur et de 21 cm de diamètre à sa partie inférieure. Des flacons de verre remplis de solution radio-active ou non sont fixés par de la colle, sur le fond du récipient. Le fantôme est placé sur un plateau tournant de 30 cm de diamètre, spécialement construit pour ces travaux, disposé devant la caméra (fig. 2). Le plateau est tourné manuellement autour d'un axe vertical; 64 positions angulaires définies à l'aide d'encoches sous le plateau permettent de choisir un nombre variable de positions (16, 32 ou 64 par exemple) pour l'acquisition des données. L'axe de rotation est localisé à l'aide d'un fin capillaire radio-actif disposé au centre du plateau.

#### 3.2. Procédure expérimentale

Six flacons de même diamètre (1,6 cm) sont immergés dans le fantôme contenant une solution radio-active ( $^{99m}\text{Tc}$ ). Ces flacons contiennent un même volume de liquide dont la concentration radio-active en technétium est nulle, inférieure ou supérieure à celle de la solution.

La figure 3 présente la position des flacons et les activités mesurées correspondantes.

Les données pour la tomographie ont été collectées selon 64 incidences réparties régulièrement sur  $360^\circ$  (incrément angulaire de  $5,625^\circ$ ). Le temps de comptage était de 7 secondes par incidence. L'étude a été faite au

niveau d'une coupe centrale correspondant à une hauteur de 0,5 cm (dimension du pixel) passant par le milieu des sources. Le nombre total d'impulsions détecté à ce niveau après sommation sur les 64 incidences était égal à environ 669 000.

#### 3.3. Résultats

Les tableaux à deux chiffres obtenus après traitement ne peuvent être présentés dans cet article, mais ils permettent une analyse fine des résultats. On peut ainsi connaître la valeur minimale au niveau des flacons hypoactifs et la valeur maximale au niveau des flacons hyperactifs (fig. 4). On peut aussi construire des profils d'activité (fig. 5 et 6) et nous avons choisi à titre d'exemple deux directions A et B définies sur la figure 3 : A passe par les flacons 1, 2 et 3 (fig. 5); et B ne traverse que la solution radioactive, à distance modérée du centre (3 cm) (fig. 6).

Les constatations faites à partir des différents documents présentés ou visualisés sur l'écran couleur du système informatique peuvent être résumées ainsi :

(a) le traitement mathématique introduit des artefacts; le plus apparent dans notre étude est la couronne périphérique hyperactive;

(b) lorsque le centrage est satisfaisant, le traitement avec ou sans correction d'absorption objective très nettement les zones non actives (fig. 1, 3 et 5) ainsi que la plus active (fig. 4). Les autres zones sont moins visibles, en particulier celle correspondant au flacon n°2 est à la limite de la détection;

(c) comme prévu le décentrage détériore la qualité des résultats et modifie l'emplacement des anomalies;

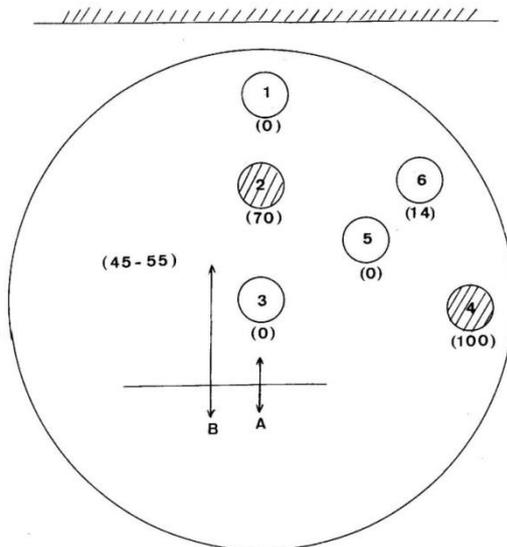


Fig. 3. — Disposition des six flacons à l'intérieur du fantôme. Les concentrations radioactives des flacons sont indiquées entre parenthèses; elles sont normalisées et exprimées en pourcentage du maximum. Les zones hachurées sont plus actives que la solution contenue dans le récipient. Les résultats correspondant aux divers traitements seront présentés en particulier au niveau des deux directions A et B.

cet effet est déjà marqué pour un décentrage de 0,5 cm; il est considérable pour un décentrage de 1 cm et le flou introduit masque en particulier la zone centrale; par ailleurs, le décentrage amplifie la couronne périphérique;

(d) la correction d'absorption permet de se rapprocher des valeurs théoriques aussi bien au niveau des zones hypo ou hyperfixantes qu'en dehors, au sein de la solution radioactive. C'est ainsi que pour la zone centrale non fixante (fig. 3), on obtient pour valeur minimale 3% du maximum au lieu de 10%. La zone légèrement plus active que la solution (fig. 2) est aussi un peu plus apparente comme le montre le profil d'activité (fig. 5). La valeur maximale passe de 51 à 69% du maximum (valeur théorique = 70%). La correction d'absorption amplifie aussi les fluctuations aléatoires. Il paraît alors intéressant d'utiliser un facteur de régularisation plus important, par exemple  $\epsilon=1$  au lieu de 0,5; les résultats sont légèrement modifiés comme le montre le tableau de la figure 4. On note par ailleurs qu'au niveau de la solution radioactive à distance des anomalies (fig. 6), les valeurs calculées diminuent régulièrement à mesure que l'on s'approche du centre. Cet effet net en l'absence de correction d'absorption est considérablement réduit dans le cas contraire;

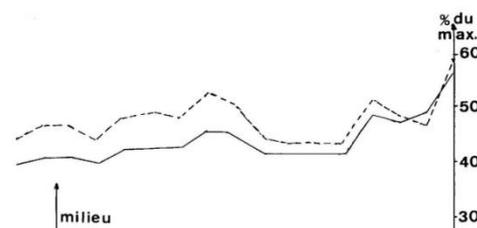


Fig. 6. — Profil des densités radioactives calculées suivant la coupe B (voir fig. 3) pour deux modalités différentes correspondant à un centrage correct (—  $\mu=0$ ; - - -  $\mu=0,2$ ).

(e) les différents documents visualisés sur écran présentent des aspects peu différents lorsque le centrage est correct. A titre d'exemple, la figure 7 montre le résultat obtenu avec  $\epsilon=0,5$  et  $\mu=0,2$ .

### 3.4. Commentaires

(a) La qualité du centrage est essentielle. L'analyse précise de la courbe de réponse de la source radio-active axiale montrait que l'axe de rotation de la source et le

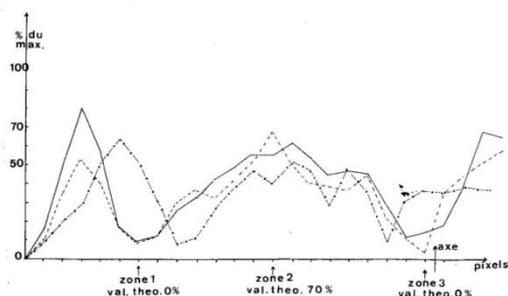


Fig. 5. — Profil des densités radioactives calculées [fonction  $f(r, \theta)$ ] suivant la coupe A traversant les zones n° 1, 2 et 3 (voir fig. 3) pour trois modalités différentes (—  $\mu=0$ , bon centrage; - - -  $\mu=0,2$ , bon centrage; - · -  $\mu=0,2$ , décentrage de -1).

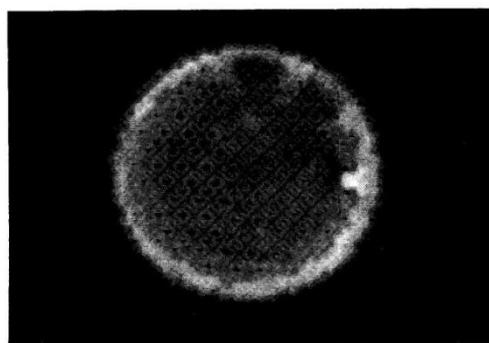


Fig. 7. — Visualisation en noir et blanc du résultat correspondant à un bon centrage et la correction d'absorption ( $\mu=0,2$ ). A noter que, sur le document d'origine en couleur, les différentes anomalies apparaissent beaucoup mieux.

TABLEAU

Numéro du Flacon	Concentration radioactive normalisée	Résultats normalisés				
		C=0 $\mu=0$ $\epsilon=0,5$	C=0 $\mu=0,2$ $\epsilon=0,5$	C=-1 $\mu=0$ $\epsilon=0,5$	C=-2 $\mu=0$ $\epsilon=0,5$	C=0 $\mu=0,2$ $\epsilon=1$
1. ....	0	8	9	9	27	9
2. ....	70	51	69	54	56	66
3. ....	0	10	3	10	25	8
4. ....	100	100	100	100	100	100
5. ....	0	1	-5	9	18	-3
6. ....	14	19	20	25	28	20
Maximum vrai. ...		138	664	110	112	656

Fig. 4. — Tableau des résultats obtenus suivant plusieurs modalités définies par le centrage (C) (0=correct, 1=décentrage de 1 pixel, 2=décentrage de 2 pixels) et la correction d'absorption ( $\mu$ =coefficient d'absorption employé). Dans tous les cas, un prétraitement a été effectué (moyennage sur les valeurs de la coupe et celles juste voisines). Les valeurs obtenues après traitement sont normalisées et exprimées en pourcentage du maximum (=100). Dans les zones moins actives que la solution (flacons n° 1, 3, 5 et 6); la valeur indiquée est la plus basse de la zone. Dans les zones plus actives que la solution (flacons n° 2 et 4), la valeur portée est la plus élevée de la zone.

milieu du pixel central de la matrice ne coïncidaient pas parfaitement et étaient séparés d'un intervalle d'environ 1 à 2 mm. Ceci peut expliquer les légères déformations des zones anormales créées sur les résultats. Pour permettre une étude plus fine, il aurait fallu réaliser des acquisitions de matrices  $128 \times 128$  correspondant à des pixels de 0,25 cm.

(b) Nous avons réalisé une correction d'absorption dans des conditions idéales : domaine circulaire et centré sur l'axe de rotation, milieu homogène. Celle-ci apporte quelques améliorations mais elles sont insuffisamment démonstratives pour imposer la correction d'absorption en routine. Pour utiliser notre algorithme, il convient par ailleurs de connaître le contour et l'assimiler à un cercle ou une ellipse; il suppose en outre que le coefficient d'absorption soit constant. Ces conditions peuvent être assez éloignées de la réalité ce qui peut réduire la valeur de la correction même utilisée comme première approximation.

(c) Le traitement préalable des images est utile. Le moyennage sur trois coupes réduit nettement les variations dues au hasard et diminue le bruit de fond.

(d) L'artéfact constitué par la couronne hyperactive est lié au fait que la concentration radioactive passe brusquement de zéro à une valeur élevée. Les fonctions utilisées ne peuvent pas suivre parfaitement « les marches d'escalier ».

## 4. DISCUSSION

### 4.1. Cas ou $\mu \neq 0$

L'étude a été faite sur les hypothèses suivantes :

—  $\mu$  constant à l'intérieur d'un domaine D connexe (sans « trou »);

— possibilité de calculer les fonctions  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$  égales respectivement à  $HP_1$  et  $HP_2$  et qui dépendent du contour de D supposé connu (voir *fig. 1*). Ce coefficient  $\mu$  intervient dans l'équation fondamentale (3) d'une part dans le premier membre par l'expression  $ch(\mu l)$ , d'autre part dans le calcul du second membre par :

$$h(x, \omega) = \frac{1}{2} [\exp \{ -\mu l_1(x, \omega) \} g_1(x, \omega) + \exp \{ \mu l_2(x, \omega) \} g_2(x, \omega)],$$

où  $g_1$  et  $g_2$  sont les nombres de coups mesurés respectivement en  $M_1$  et  $M_2$  et où  $l_1(x, \omega)$  et  $l_2(x, \omega)$  dépendent du contour de D et devraient être calculés pour chaque contour.

Les matrices  $R_\epsilon^n$  [qui permettent le calcul des  $f_i^n$  par (11)] dépendent de  $\mu$  mais non du contour; elles peuvent donc être tabulées, une fois  $\mu$  connu. Au contraire  $h(x, \omega)$  devra être calculé pour chaque application, ce qui nécessitera le calcul de  $l_1(x, \omega)$  et de  $l_2(x, \omega)$ .

Dans l'exemple traité, le contour de D est un cercle de rayon R, centré à l'origine. On a alors :

$$l_1(x, \omega) = \sqrt{R^2 - x^2} \quad \text{et} \quad l_2(x, \omega) = -\sqrt{R^2 - x^2}$$

Le calcul de  $l_1$  et de  $l_2$  sera encore facile à programmer si le contour de D est un cercle non-centré à l'origine ou une ellipse. Le cas général paraît *a priori* délicat à traiter.

### 4.2. Cas ou $\mu = 0$

Nous avons noté que l'équation (3) devenait alors identique à l'équation fondamentale de la tomographie d'absorption, pour laquelle il existe des méthodes classiques de résolution.

Avant de comparer ces méthodes et la nôtre, il faut d'abord rappeler que l'équation :

$$\int_{-\sqrt{R^2-x^2}}^{\sqrt{R^2-x^2}} f(r, \theta) dl = h(x, \omega),$$

n'est soluble que si  $h(x, \omega)$  satisfait à des conditions de compatibilité que nous avons explicitées en (9).

Ceci est un fait mathématique, indépendant de la technique de résolution, qui entraîne que le moindre écart sur  $h(x, \omega)$  se traduit par de fortes erreurs sur la solution  $f(r, \theta)$  : c'est un phénomène d'instabilité numérique; une conséquence est que toute technique de résolution numérique devra nécessairement faire appel à un mécanisme de régularisation qui devra éliminer au mieux les artéfacts dus à l'instabilité tout en conservant dans la mesure du possible les informations réelles. En fait il y aura toujours compromis entre ces deux aspects.

La méthode de régularisation utilisée dans les techniques classiques ([1], [4]) est en général un filtrage sur les harmoniques de  $h(x, \omega)$  considérés comme fonctions de la seule variable  $x$ . Cette technique de filtrage diffère de façon essentielle de la technique de régularisation que nous avons utilisée; il n'a pas encore été possible de faire une comparaison sérieuse de la qualité des résultats obtenus soit par la technique que nous avons décrite, soit par les techniques classiques.

Notons enfin que le fait de pouvoir précalculer les matrices  $R_\epsilon^n$  devrait permettre un gain appréciable en temps de calcul.

## Remerciements

Nous remercions M. Duviol et ses collaborateurs (Unité I.N.S.E.R.M. U95) qui ont réalisé le plateau tournant employé pour l'étude expérimentale.

**BIBLIOGRAPHIE**

- [1] B. BORNAUD et F. SOUSSALINE, Appareils et techniques scintigraphiques de Médecine nucléaire. *Bibliographie CEA BIB 214*, Suppl. n° 3, 1979.
- [2] A. M. LANDRAUD, Bases de la tomographie avec assistance d'ordinateur. Possibilités d'une méthode analogique optique. *J. Biophys. et Méd. Nucl.*, 4, n° 1, 1980, 27-37 (nombreuses références bibliographiques).
- [3] J. LEGRAS, *Méthodes et techniques de l'analyse numérique*, Dunod, Paris 1971.
- [4] R. OUDIN, L'opérateur de Radon appliqué à des espaces de fonctions sur  $\mathbb{R}^2$ . *Thèse d'État*, 1978 (nombreuses références bibliographiques en particulier dans le domaine théorique).

Software for linear and non-linear optimization in external radiotherapy

LEGRAS J, LEGRAS B, LAMBERT J-P

Computer Programs in Biomedicine, 1982, 15, 233-242

No 78

## Software for linear and non-linear optimization in external radiotherapy

Jean Legras, Bernard Legras\* and Jean-Pierre Lambert

*Service d'analyse numérique et de recherche opérationnelle, Faculté des Sciences, 54506 Vandoeuvre lès Nancy*

*\* Section d'informatique médicale, Groupe INSERM U 115, Faculté de Médecine, Nancy, France*

The study presents a set of programs designed to determine optimum dose distribution either by calculation of beam intensities and field width (in linear programming) or, in addition, by calculation of beam geometry (non-linear optimization). Various optimization criteria can be selected: homogeneity, concentration on target, entire dose in a sensitive area. The optimization method used is the gradient projection method, and doses are calculated by Cunningham formulae. The article describes the program operating modes, the main subroutines and their functions and specifications, and outlines an example.

Optimization program External radiotherapy Gradient projection

### 1. INTRODUCTION

Various authors have defined the criteria for a sound external radiotherapy treatment plan [1,2], which can be summed up as follows:

- (i) Either the dose must be as homogeneous as possible at the level of the target volume;
- (ii) Or, the dose must be minimal in the surrounding tissues, and in particular it must not exceed certain thresholds in vulnerable regions.

To meet these criteria, one can vary numerous treatment parameters concerning exposure ballistics, and in particular the quantity, size and direction of beams, and the dose delivered by each beam.

Various mathematical methods have been proposed to solve the problem by computer.

The Glasgow School [1-3], has studied an exhaustive method designed to take into account several parameters.

A method commonly employed is linear programming [4-7]. We may also mention quadratic programming [8,9]. In both these cases, the varia-

bles are the doses delivered by each beam; all the other parameters are fixed by the radiotherapist.

The results obtained by linear optimization may be unsuitable and may lead the doctor to alter certain aspects of the treatment, such as beam geometry. This phase of improvement is hard to achieve by mere trial and error methods; it can be performed on computer by the method described in this article, by which one can determine, in addition to the dose delivered by each beam, the optimum position of each beam. The other parameters (quantity of beams, radiation energy, etc.) are fixed beforehand by the radiotherapist.

The software described in this article is the result of a series of works on the application of general methods of linear and non-linear optimization to the specific problem of radiotherapy treatments [10-16].

We shall examine in succession the problem dealt with, the mathematical tool, a description of the software, and more particularly the optimization program, together with an application.

## 2. OPTIMIZATION IN EXTERNAL RADIOTHERAPY

### 2.1. General

To apply the optimization technique to research on an external radiotherapy treatment plan, threshold conditions must first be set for the doses.

- (i) At the target-volume points, and particularly at the points on its contour, we shall write the total dose as being greater than or equal to a threshold  $L_1$ .
- (ii) If there exist one or more sensitive zones, we shall write in each of them that the total dose is less than or equal to a threshold  $L_2$ .

Every treatment plan satisfying these threshold conditions will be termed a 'feasible solution', in accordance with conventional optimization terminology.

These conditions may be satisfied by several treatment plans, and it is natural to select from among them an 'optimum' treatment plan. In this case, one must specify the rather subjective concept of 'optimum treatment plan' by means of a criterion suitable for mathematical translation, which also permits convenient optimization. To change a treatment plan, a practitioner can alter many parameters (e.g., choice of hardware, number of beams, source-axis distance, beam geometry, dose delivered by each beam). Only the follow-

ing parameters will be determined by computer:

- In linear optimization: the doses delivered for each beam, and the field width;
- In non-linear optimization: the isocenter (point of convergence of the axes), the direction of the axes, the dose delivered by each source and, where applicable, the width of each field.

All the other parameters shall be selected and fixed by the practitioner.

### 2.2. The optimization medium

It is impossible to write the threshold conditions in all points of the target on the sensitive zones, and the problem must be discretized by writing these conditions in only a finite number of points. These points form the 'OPTIMIZATION MEDIUM' which will be selected by the operator. It is formed of:

- Group  $S_1$  of the points selected on the contour of the target. At each point  $M_1$  of  $S_1$  we shall have a threshold condition: dose ( $M_1$ )  $\geq L_1$ ;
- Groups  $S_2^i$  of the points in the upper-limited threshold condition. It is possible that there may be no sensitive zone; the software is designed for a maximum of 3 thresholds  $L_2^i$ . In each  $M_{ki}$  of  $S_2^i$  we shall have: dose ( $M_{ki}$ )  $\leq L_2^i$ .

In addition to these groups  $S_1$ ,  $S_2^i$  we shall introduce in the optimization medium a group  $S_3$  of summation points, which will be used to calculate the objective function.

Moreover, the program we have written is designed to itself introduce the group  $S^*$  of the beam axis entry points, and to form at each of these points the condition: total dose less than or equal to  $L^*$ .

Finally, we shall assume that the beam axes converge at a point  $O_1$ , known as the isocenter (cf. fig. 1), and that they are in a single plane which will contain all the optimization medium points.

### 2.3. Various interpretations of the objective function

The program adopts as objective function the sum of the doses at the points of group  $S_3$ . Depending on the choice of these points, different interpretations will be made of the objective function, corresponding to various criteria.

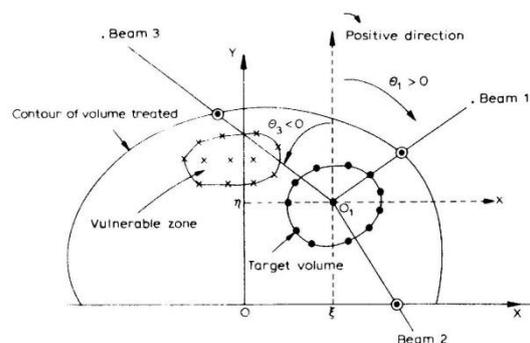


Fig. 1. Terms of optimization problem.

*Case 1:*

The points of  $S_3$  are selected regularly distributed over the target; the minimization of  $\Omega$  can be interpreted as an approximation of the entire dose at the target (criterion of homogeneity in the target).

*Case 2:*

The points of  $S_3$  are selected regularly spaced in a ring around the target. The minimization of  $\Omega$  probably leads to a better concentration of doses in the target (concentration criterion).

*Case 3:*

The points of  $S_3$  are selected regularly distributed over a sensitive zone. In this case, the entire dose is minimized in this zone.

*Case 4:*

By means of a program option, the group  $S_3$  can be adopted identical to group  $S_1$ ; in this case,  $\Omega$  is the sum of the doses at the points of the target contour, and the minimization of  $\Omega$  results in a concentration of doses in the target. This is a criterion which resembles case 2, but the identity of groups  $S_1$  and  $S_3$  enables the calculations to be shortened, with consequent time savings.

*2.4. Field width*

The program enables the users either to themselves fix the width of the fields, or to leave this up to the computer.

The width of each field, measured on the skin, is then calculated as follows (fig. 2), where  $O_1$  is the isocenter,  $S$  the source, and  $E$  the point of entry of  $O S$ . For each point  $M_i$  of the target contour, the program computes and adopts as half-width the maximum of  $|EP_i|$ .

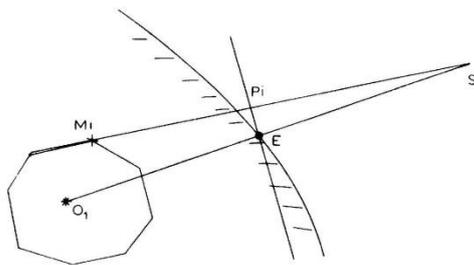


Fig. 2. Calculation of field width.

**3. THE MATHEMATICAL TOOL***3.1. Calculation of doses*

The method used to calculate doses in Cunningham's method [17], and the corresponding subroutines are adapted from CFIX [18], a program developed at Villejuif. These formulae are accurate, but they cost a lot of computing time and memory space. It should be pointed out that our software can be easily adapted to any dose calculation method.

*3.2. Terms of the optimization problem (see fig. 1)*

Let:

$\xi, \eta$  be the coordinates of the isocenter, the point of axis convergence

$\theta_1, \theta_2, \dots$  be the angles locating the axis of each beam

$x_1, x_2, \dots$  be the doses delivered by each beam

$d_j'(\xi, \eta, \theta_j)$  be the unit dose delivered by beam  $j$  at point  $M_i$ .

The total dose at  $M_i$  is equal to  $\sum_j x_j d_j'(\xi, \eta, \theta_j)$  and the optimization problem can be expressed as:

$$\min. \Omega = \sum_i \left( \sum_j x_j d_j'(\xi, \eta, \theta_j) \right)$$

where the sum is extended to the points of  $S_3$ , with the constraints:

$$x_j \geq 0$$

$$\sum_j x_j d_j'(\xi, \eta, \theta_j) \geq L_1 \text{ for the points of } S_1$$

$$\sum_j x_j d_j^k(\xi, \eta, \theta_k) \leq L_2 \text{ for the points of } S_2^1, S_2^2 \dots$$

$$\sum_j x_j d_j'(\xi, \eta, \theta_k) \leq L^* \text{ for the points of axis entry}$$

If one adopts the magnitudes  $\xi, \eta, \theta_j$  defining the system geometry, the problem is a linear programming one in which the unknowns are the  $x_j$ . Various authors have solved this problem by SIMPLEX. In this case, our software uses the same gradient projection method as in the general case.

*Case 1:*

The points of  $S_3$  are selected regularly distributed over the target; the minimization of  $\Omega$  can be interpreted as an approximation of the entire dose at the target (criterion of homogeneity in the target).

*Case 2:*

The points of  $S_3$  are selected regularly spaced in a ring around the target. The minimization of  $\Omega$  probably leads to a better concentration of doses in the target (concentration criterion).

*Case 3:*

The points of  $S_3$  are selected regularly distributed over a sensitive zone. In this case, the entire dose is minimized in this zone.

*Case 4:*

By means of a program option, the group  $S_3$  can be adopted identical to group  $S_1$ ; in this case,  $\Omega$  is the sum of the doses at the points of the target contour, and the minimization of  $\Omega$  results in a concentration of doses in the target. This is a criterion which resembles case 2, but the identity of groups  $S_1$  and  $S_3$  enables the calculations to be shortened, with consequent time savings.

*2.4. Field width*

The program enables the users either to themselves fix the width of the fields, or to leave this up to the computer.

The width of each field, measured on the skin, is then calculated as follows (fig. 2), where  $O_1$  is the isocenter,  $S$  the source, and  $E$  the point of entry of  $O S$ . For each point  $M_i$  of the target contour, the program computes and adopts as half-width the maximum of  $|EP_i|$ .

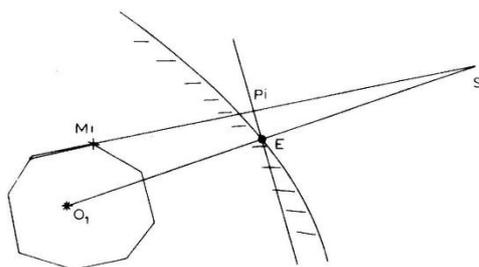


Fig. 2. Calculation of field width.

**3. THE MATHEMATICAL TOOL***3.1. Calculation of doses*

The method used to calculate doses in Cunningham's method [17], and the corresponding subroutines are adapted from CFIX [18], a program developed at Villejuif. These formulae are accurate, but they cost a lot of computing time and memory space. It should be pointed out that our software can be easily adapted to any dose calculation method.

*3.2. Terms of the optimization problem (see fig. 1)*

Let:

- $\xi, \eta$  be the coordinates of the isocenter, the point of axis convergence
- $\theta_1, \theta_2, \dots$  be the angles locating the axis of each beam
- $x_1, x_2, \dots$  be the doses delivered by each beam
- $d_j^i(\xi, \eta, \theta_j)$  be the unit dose delivered by beam  $j$  at point  $M_i$ .

The total dose at  $M_i$  is equal to  $\sum_j x_j d_j^i(\xi, \eta, \theta_j)$  and the optimization problem can be expressed as:

$$\min. \Omega = \sum_i \left( \sum_j x_j d_j^i(\xi, \eta, \theta_j) \right)$$

where the sum is extended to the points of  $S_3$ , with the constraints:

$$x_j \geq 0$$

$$\sum_j x_j d_j^i(\xi, \eta, \theta_j) \geq L_1 \text{ for the points of } S_1$$

$$\sum_j x_j d_j^k(\xi, \eta, \theta_k) \leq L_2^1 \text{ for the points of } S_2^1, S_2^2, \dots$$

$$\sum_j x_j d_j^l(\xi, \eta, \theta_k) \leq L^* \text{ for the points of axis entry}$$

If one adopts the magnitudes  $\xi, \eta, \theta_j$  defining the system geometry, the problem is a linear programming one in which the unknowns are the  $x_j$ . Various authors have solved this problem by SIMPLEX. In this case, our software uses the same gradient projection method as in the general case.

the contour of the field processed, and the coordinates of the optimization medium points.

#### 4.3. OPTIM

This program performs optimization; program implementation is characterized by the choice of numerical values assigned to the parameters IOPT, LIN and MODE.

##### 4.3.1. Control parameters

Optimization is linear if IOPT = 0, and non-linear if IOPT = 2.

If LIN = 0 the objective function is the sum of the doses extended to the points on the target contour. If LIN ≠ 0 the objective function is the sum of the doses extended to the summation group  $S_3$ , different from  $S_1$ .

If MODE = 1 (normal operation), 7 cards will have to be read, introducing in particular the weights  $x_j$ , angles  $\theta_j$ , isocenter coordinates  $\xi$  and  $\eta$ , and thresholds.

The coordinates  $\xi$ ,  $\eta$  and the angles  $\theta_j$  remain fixed in linear programming. In non-linear programming they correspond to the system's original geometry.

If MODE = -1, linear optimization will occur with NCH regularly distributed beams. The program calculates the  $\theta_j$  and adopts  $x_j = 0$ . The other data is read on 5 cards.

If MODE = 0, only one card is read, on which MODE, IOPT and NCH (quantity of beams) are read. All the other data is read on disk and adopts the values obtained at the last iteration.

##### 4.3.2. Optimization execution

The user may, for example, after selecting the isocenter, begin by linear optimization with 8 (or more) regularly distributed beams. The result obtained may provide indications as to the quantity and initial positions of the beams. This stage will be eliminated if the practitioner has fixed the initial positions of the beams himself.

In stage two, linear optimization will be performed for the beams selected in this manner.

If desired, the treatment plan may be further improved by continuing in a third stage of non-linear programming.

The program will be stopped either if there is no feasible solution or, in non-linear programming, when the iteration number exceeds a number read by the main program (identifier ITER1) or, finally, when the optimum is regarded as achieved, that is, when the Kuhn and Tucker factors are all negative or nil and when, in addition, in non-linear programming, the gradient projection is of standard less than  $\epsilon_3$ , which is the parameter read by the main program.

The program is also stopped in the event of a malfunction; in this case, a message is edited specifying the nature of the malfunction.

#### 4.4 ISODOS

This program performs calculation of the total doses received at the node of a network of 40 lines and 60 columns, taking into account the plotting of isodoses. It edits on printer an array of the doses in which each dose, expressed in grays, is represented by the tens figure, and loads on disk, with a view to subsequent processing on console or plotting table, an array of the doses at the network nodes.

## 5. ORGANIZATION OF OPTIM

OPTIM makes use of 5 sets of subroutines:

### 5.1. Dose calculation subroutines

These subroutines are adapted from the subroutines of similar names generated by CFIX. The subroutines in question are: CALDS, CHREP, PENT, CHORD, COUP3, CALD3, LIMXY, YPAU, PRAFIX, DIMC, FILT1, CHIQ, INTI and FTRANS.

These subroutines will have to be replaced if one desires to alter the dose calculation formulas. We have supplemented them with:

ENTXYZ, which stores the axis entry points at the end of the optimization medium;  
LARG, which determines the width of each beam.

### 5.2. Optimization subroutines

These subroutines employ the two-stage method, both in linear and non-linear programming. They adopt and improve on the techniques employed in the subroutines described in [16].

- GPROJ:** Determines whether there exists a constraint to be released and calculates the direction of ascent.
- ETAP3:** Calculates by linearization the maximum pitch on direction  $D$ , and the pitch corresponding to the first constraint to be saturated. It determines  $HH$ , the smallest of these 2 values, and calculates  $Z = X^r + HH.D$ . If  $Z$  is feasible,  $X^{r+1}$  will be adopted as equal to  $Z$ , and in the contrary case the program calls up SATUR3.
- SATUR3:** Permits saturation of one or more constraints; the division technique employs linearization of constraints (instead of the conventional dual division employed in SATUR [16]).
- ELINUM:** Performs the numerical elimination of base variables as a function of free variables.
- GERE, GERVA3, and BIPAR3:** Three subroutines which perform management of constraints, management of variables, and step-by-step calculation of the first constraint to be saturated, respectively.
- EVOL:** Specific program for the two-stage method [16].
- MCADIR:** Resolution of overdetermined linear systems [16].
- F, GRADS, CONT, DEPCO:** In stage one, these subroutines calculate the objective function, its gradient, the constraints and their derivatives for the auxiliary

optimization problem. In stage two, they call up the function introduction programs.

### 5.3. Function introduction subroutines

These subroutines are as follows:

**FOR, GRADOR, CONTOR, PREPOR.**

They enable the objective function, its gradient, the values of constraints, and the values of their partial derivatives relating to each function, to be introduced into the programs, respectively.

Before activating each of these subroutines one must arrange in a TAB array, for each point on the optimization medium, the unit doses relating to each beam and, where applicable, the derivatives of these doses at  $\theta_j$ ,  $\xi$  and  $\eta$  (see section 6.1).

### 5.4. TEST, MAJPRE, MAJFAI and PREPOR subroutines

These subroutines perform loading of the TAB array with the unit doses and their derivatives.

### 5.5. Service subroutines

- LECDON:** Reading of data stored on disk, the data being previously loaded by
- PREFIX:** Field contour, optimization medium, etc.
- INITBD:** Performs the initialization operations required for the optimization technique.
- COR:** Builds the table of correspondence between the constraint indices and the TAB lines.

## 6. TECHNICAL COMMENTS

### 6.1. Loading of TAB array

This array is a 2-index array dimensioned in our  $60 \times 56$  software. Each line contains information concerning a single point on the optimization medium.

For ease of explanation, we shall assume that

the number of beams used is equal to 3. At a point  $M^i$  the unit doses delivered by each beam are respectively:  $d_1^i(\xi, \eta, \theta_1)$ ;  $d_2^i(\xi, \eta, \theta_2)$ ;  $d_3^i(\xi, \eta, \theta_3)$ . In what follows, we shall leave out the upper index  $i$  which, in the TAB array, will be a line index. The formulae in section 2 show that to calculate the derivatives of the objective function and constraints, in relation to  $\theta_j$ ,  $\xi$  and  $\eta$ , we shall need to know, at each point  $M^i$ :

$$\frac{\delta d_1}{\delta \theta_1}; \frac{\delta d_2}{\delta \theta_2}; \frac{\delta d_3}{\delta \theta_3}; \frac{\delta d_1}{\delta \xi}; \frac{\delta d_2}{\delta \xi}; \frac{\delta d_3}{\delta \xi}$$

$$\frac{\delta d_1}{\delta \eta}; \frac{\delta d_2}{\delta \eta}; \frac{\delta d_3}{\delta \eta}$$

Now, we approximate:

$$\frac{\delta d_1}{\delta \theta_1} \text{ by } \frac{1}{2\Delta\theta} (d_1(\xi, \eta, \theta_1 + \Delta\theta) - d_1(\xi, \eta, \theta_1 - \Delta\theta))$$

$$\frac{\delta d_1}{\delta \xi} \text{ by } \frac{1}{2\Delta\xi} (d_1(\xi + \Delta\xi, \eta, \theta_1) - d_1(\xi - \Delta\xi, \eta, \theta_1))$$

$$\frac{\delta d_1}{\delta \eta} \text{ by } \frac{1}{2\Delta\eta} (d_1(\xi, \eta + \Delta\eta, \theta_1) - d_1(\xi, \eta - \Delta\eta, \theta_1))$$

We must accordingly calculate the unit doses at each point of the optimization medium:

(i) For the real beams located by the geometrical variables (beams 1-3):

$$\xi, \eta, \theta_j \text{ for } j = 1, 2, 3$$

(ii) For 'fictitious' beams, defined by:

$$\xi, \eta, \theta_j - \Delta\theta \quad j = 1, 2, 3 \quad \text{beams 4-6}$$

$$\xi, \eta, \theta_j + \Delta\theta \quad j = 1, 2, 3 \quad \text{beams 7-9}$$

$$\xi - \Delta\xi, \eta, \theta_j \quad \text{for } j = 1, 2, 3 \quad \text{beams 10-12}$$

$$\xi + \Delta\xi, \eta, \theta_j \quad \text{for } j = 1, 2, 3 \quad \text{beams 13-15}$$

$$\xi, \eta - \Delta\eta, \theta_j \quad \text{for } j = 1, 2, 3 \quad \text{beams 16-18}$$

$$\xi, \eta + \Delta\eta, \theta_j \quad \text{for } j = 1, 2, 3 \quad \text{beams 19-21}$$

The number of each beam will be the index of the TAB column in which the corresponding unit dose will be stored.

The TEST subroutine begins by calculating the characteristics of real and fictitious beams which will be used, and then calculates the unit doses at each point of the 'useful' optimization medium for all the beams to be taken into consideration, and stores their values in TAB. Next, by means of the PREPOR subroutine, it calculates, if necessary, the dose derivatives which it also stores in TAB.

After activating TEST, one will find in TAB when the number of beams is equal to 3:

(i) The unit doses for real beams in columns 1-3 (irrespective of the optimization mode);

(ii) In non-linear differential optimization:

$$\frac{\delta d_1}{\delta \theta_1} \quad \frac{\delta d_2}{\delta \theta_2} \quad \frac{\delta d_3}{\delta \theta_3} \quad \text{columns 4-6}$$

$$\frac{\delta d_1}{\delta \xi} \quad \frac{\delta d_2}{\delta \xi} \quad \frac{\delta d_3}{\delta \xi} \quad \text{columns 7-9}$$

$$\frac{\delta d_1}{\delta \eta} \quad \frac{\delta d_2}{\delta \eta} \quad \frac{\delta d_3}{\delta \eta} \quad \text{columns 10-12}$$

To reduce computing time, TEST only performs the essential calculations, fixed according to the value of its parameter  $KK$ :

$KK = 0$  Calculation of unit doses on all TAB lines for real beams only

$KK = 3$  Calculation of unit doses on all TAB lines for all beams (real beams, in addition to fictitious beams)

$KK = 10$  Calculation of doses and their derivatives for only the TAB lines corresponding to saturated constraints.

## 6.2. Specifications

The program, written in FORTRAN IV, was developed on a CII MITRA 125 computer. In its present form the OPTIM optimization program takes up 32 K words of central memory space. The program has no overlay and has a number of editions which are useful for development but not necessary for standard operation.

## 6.3. Computing time

To give an idea of the speed of the computer used, the time to calculate the doses at approxi-

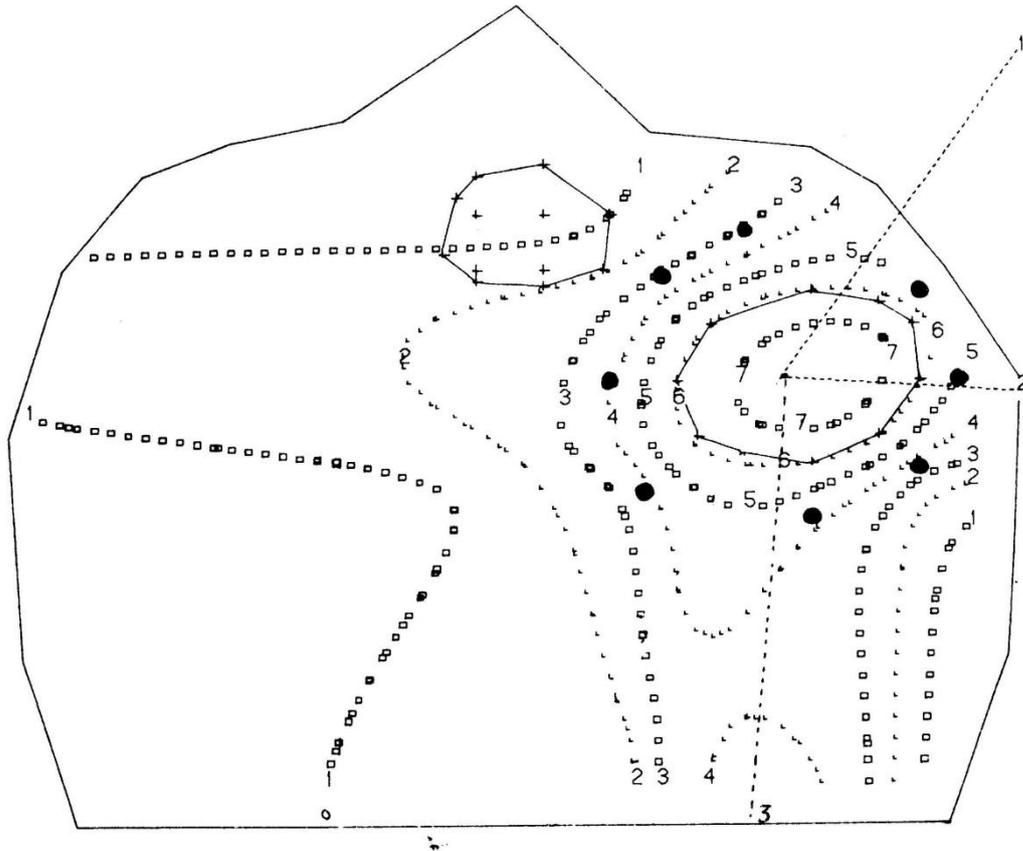


Fig. 3. Optimization with concentration criterion.

mately 2000 points (at points inside the computing field, located at the nodes of a network of 40 lines and 60 columns), is approximately 8 min for 3 beams.

For the same number of beams and for a 30-point medium, we obtained the following times:

- In linear optimization: 18 s
- In non-linear optimization: 20.5 min for 6 iterations, or 3-4 min/iteration

In view of the array sizes, the program is designed for:

- 30 points at most for defining the contour of the subject.
- 16 beams at most in linear optimization.
- 8 beams at most in non-linear optimization.

- 60 points for the optimization medium, including the axis entry points.
- 60 values for the constraints including:
  - conditions of sign  $x_i \geq 0$ ;
  - threshold condition constraints relating to the points on the optimization medium of groups  $S_1$ ,  $S_2$  and  $S^*$ .

## 7. EXAMPLE

The calculations are performed for a cobalt bomb, with a constant source-axis distance equal to 80 cm. Doses are expressed in grays (Gy).

The thresholds selected are:

TABLE 1

$\theta_i$ (rad)	0	0.79	1.53	2.36	3.14	3.93	4.71	5.50
$x_i$ (Gy)	0	26.26	31.05	14.96	29.56	0	0	0

Only 4 beams out of the 8 are active

60 Gy at the beam entry points;  
60 Gy at the target points;  
40 Gy at the points of the sensitive zone.

We adopt as criterion the concentration criterion. The summation medium is formed of 8 points distributed over a ring surrounding the target and represented by the sign ● (cf. fig. 3). In addition, we employ automatic adaptation of field width.

(i) In the first stage, we perform linear optimization with 8 regularly spaced beams. We have adopted as coordinates of the axis convergence point:

$$\xi = 6 \text{ cm} \quad \eta = 8 \text{ cm}$$

The doses obtained by linear optimization are given in table 1.

In addition, we shall give:

- The mean value of the summation points, equal to  $\frac{1}{8} \times$  objective function;
- The maximum value of the dose at the summation points;
- Mean value = 45.82 Gy
- Maximum value = 55.57 Gy

(ii) In stage two, we confine ourselves to 3 beams. Let us take:

$$\theta_1 = 0.79 \text{ rad} \quad \theta_2 = 1.53 \text{ rad} \quad \theta_3 = 3.14 \text{ rad}$$

and leave:

$$\xi = 6 \text{ cm} \quad \eta = 8 \text{ cm}$$

After linear optimization, we obtain the following doses:

$$x_1 = 24.34 \quad x_2 = 40.96 \quad x_3 = 42.25$$

- mean value at summation points = 45.93 Gy
- maximum value = 58.07 Gy

The field widths are respectively:

$$3.90 \text{ cm} \quad 2.92 \text{ cm} \quad 4.25 \text{ cm}$$

(iii) On the basis of the values adopted hereabove as initial values, we continue in non-linear optimization.

Table 2 shows at each iteration:

- The value of the 8 variables  $x_1, x_2, x_3, \theta_1, \theta_2, \theta_3, \xi, \eta$
- The mean value at summation points
- The maximum value at summation points

It will be noted that nonlinear optimization has led us, with only 3 beams, to results which seem better than those in stage one, involving 4 effectively active beams.

The corresponding optimum solution is shown by the plotting of isodoses (fig. 3) indicated in

TABLE 2

Iteration	$x_1$	$x_2$	$x_3$	$\theta_1$	$\theta_2$	$\theta_3$	$\xi$	$\eta$	Mean	Max.
0	24.34	40.96	42.25	0.79	1.57	3.14	6.00	8.00	45.93	58.07
1	24.96	41.07	41.70	0.76	1.54	3.11	6.20	7.99	44.01	54.21
2	25.39	40.93	42.02	0.72	1.53	3.11	6.40	8.00	41.72	54.83
3	25.52	40.73	42.66	0.69	1.53	3.11	6.51	8.02	40.37	54.83
4	25.49	40.21	43.79	0.64	1.58	3.15	6.56	8.06	39.86	53.60
5	26.52	39.64	42.97	0.67	1.62	3.18	6.56	8.06	39.85	53.03
6	26.67	39.56	42.83	0.67	1.63	3.18	6.56	8.06	39.85	52.94

The last line gives us the optimum values of the variables. The field widths of the 3 beams are:

$$3.30 \text{ cm} \quad 2.87 \text{ cm} \quad 3.33 \text{ cm}$$

decagrays; the maximum target dose is 74.3 Gy.

Note that our example is a fictitious example intended to test the programs, and for which we did not employ wedges. The effects of the latter is already accounted for in the CFIX program, so that it will be no problem to introduce them into the optimization programs.

## 8. COMMENTS

By virtue of its mathematical conception, the non-linear optimization technique is an improved method that guarantees progress at each iteration. Starting with a feasible solution, i.e., confirming all the requirements, the end solution may be relatively close to the original plan (as in our example), or quite different, depending on the selection made. If, on the other hand, linear programming has not led to a feasible solution, non-linear programming should make this possible, provided a solution exists.

Even in the absence of a solution, software supplies useful data by indicating the doses at the different points of the optimization medium, as well as the corresponding threshold values. Their comparison enables the radiotherapist to make certain changes to the plan selected (add a beam, raise certain thresholds etc).

## 9. AVAILABILITY

Those wishing to procure this optimization library can contact Jean Jegras. Home address: 14, rue Aristide Briand, 54000 Nancy, France.

## REFERENCES

- [1] C.S. Hope, J. Laurie, J.S. Orr and K. Halnan, Optimization of X-ray treatment by computer judgement, *Phys. Med. Biol.* 12 (1967) 531–542.
- [2] J.S. Orr, Optimisation of radiotherapy treatment planning, *Comput. Prog. Biomed.* 2 (1972) 216–220.
- [3] C.S. Hope and O. Cain, A computer program for optimized stationary beam treatment planning using score functions, *Comput. Prog. Biomed.* 2 (1972) 221–231.
- [4] J.K. Bahr and J.G. Keriades, The method of linear programming applied to radiation treatment planning, *Radiology* 91 (1968) 686–693.
- [5] T.L. Gallagher, Optimization of external radiation beams for therapy planning, (PhD Thesis, Washington DC, 1967).
- [6] L.Y. Klepper, Electronic computers and methods of linear programming in the choice of optimal conditions for radiation therapy, *Medskaya Radiol.* 5 (1968).
- [7] J.F. Bourgat, M. River, A. Dutreix and D. Bernard, Optimisation par ordinateur du traitement en télécobalthérapie, *J. Radiol. Electrol.* 55 (1974) 775–779.
- [8] A.T. Redpath, B.L. Vidkery and D.H. Wright, A set of FORTRAN subroutines for optimizing radiotherapy plans, *Comput. Prog. Biomed.* 5 (1975) 158–164.
- [9] A.T. Redpath, B.L. Vidkery and D.H. Wright, A new technique for radiotherapy planning using quadratic programming, *Phys. Med. Biol.* 21 (1976) 781–791.
- [10] H. Ali-Ahmed, B. Legras, M. Potdevin, J. Legras, N. Chau and P. Schoumacher, Différentes méthodes d'optimisation par ordinateur des traitements en télécobalthérapie, *J. Fr. Biophys. Méd. Nucl.* 5 (1977) 219–223.
- [11] H. Ali-Ahmed, Techniques d'optimisation en radiothérapie externe (Thèse ès Sciences, Nancy, 1977).
- [12] B. Legras, L'optimisation automatique des doses en radiothérapie externe, (Thèse de biologie humaine, Nancy, 1978).
- [13] M. Potdevin, Programmes d'optimisation non linéaire en radiothérapie externe, (Thèse ès Sciences, Nancy 1980).
- [14] M. Potdevin, B. Legras, J. Legras, P. Schoumacher and P. Alletti, Une méthode originale d'optimisation des traitements radiothérapeutiques externes adaptés à un petit système informatique, *Ann. Radiol.* 23 (1980) 36–40.
- [15] J. Legras, M. Potdevin and B. Legras, Optimisation linéaire puis non linéaire des distributions de dose en radiothérapie externe, *J. Biophys. Méd. Nucl.* 5 (1981) 169–172.
- [16] J. Legras, Algorithmes et programmes d'optimisation non linéaire, Masson, Paris, 1980).
- [17] J.R. Cunningham, P.N. Shrivastav and J.M. Wilkinson, *Comput. Prog. Biomed.* 2 (1972) 192–199.
- [18] D. Bernard and A. Dutreix, Calcul des doses par ordinateur en télécobalthérapie, *J. Radiol. Electrol.* 53 (1972) 233–240.

The use of microcomputer for non-linear optimisation of doses in external radiotherapy

LEGRAS J, LEGRAS B, LAMBERT J-P, ALETTI P

Physic Medical Biology, 1986, 31, 12, 1353-1359

No 125

## The use of a microcomputer for non-linear optimisation of doses in external radiotherapy

J Legras<sup>†</sup>, B Legras<sup>†</sup>, J P Lambert<sup>†</sup> and P Aletti<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> Laboratoire d'Informatique Médicale, Faculté de Médecine, 54505 Vandoeuvre les Nancy, France

<sup>‡</sup> Centre Anticancéreux A Vautrin, Vandoeuvre les Nancy, France

Received 13 September 1985, in final form 21 March 1986

**Abstract.** The study presents software for a microcomputer designed to determine the optimum dose distribution in external radiotherapy, either by calculating the doses delivered and the field width (in linear programming) or, in addition, by calculating the beam geometry (non-linear optimisation). Various optimisation criteria can be selected, namely the homogeneity, the concentration on the target and the total dose in a sensitive area. The article outlines an example.

### 1. Introduction

The use of a computer allows dose optimisation in external radiotherapy. An old method uses linear programming where one determines the dose delivered by each beam (Bahr and Keriades 1968, Bourgat *et al* 1974, Gallagher 1967, Klepper 1966). We have developed, on a minicomputer, an original method which calculates the doses and the beam geometry (non-linear optimisation) (Legras *et al* 1977, 1981, 1982).

In order to make this easier to use, we have implemented the software on a microcomputer with a 'friendly' utilisation (conversational programs). After a brief description of the method, we shall present the software and an example.

### 2. Method

#### 2.1. The different optimisations

In order to select the appropriate treatment in external radiotherapy, the physician can adjust numerous parameters: the type of radiation, the photon energy, the exposure ballistics (the quantity, dimensions and directions of beams), the possible use of wedges and, finally, the dose delivered by each beam. He can be helped by computers, allowing a rapid and accurate dose determination. Thus he can test several conditions and find out if the modification of one or more of the above characteristics leads to an improvement in the dose repartition.

One might consider resolving these problems automatically, but it is first advisable to define the quality criteria for a treatment plan. Following different authors (Hope and Cain 1972, Orr 1972), one may propose that (i) at any point of the target volume, the dose must be greater than a chosen value, (ii) in the vulnerable areas, doses must not exceed certain known thresholds and (iii) in some cases the dose distribution in

the target volume should be as homogeneous as possible, and in other cases the dose should be minimal in the tissues surrounding the tumour.

Several mathematical methods have been proposed for solution with the help of a computer. The Glasgow group (Hope and Cain 1972, Hope *et al* 1967) has studied an exhaustive method, designed to take into account several parameters. A method commonly employed is linear programming. We should also mention quadratic programming (Redpath *et al* 1975, 1976). In both cases, the variables are the doses delivered by each beam; all the other parameters are fixed by the radiotherapist.

The results obtained by linear optimisation may be unsuitable and may lead the physician to alter certain aspects of the treatment, such as the beam geometry. This phase of improvement is hard to achieve by methods of mere trial and error; it can be performed on a computer by the method described in this article, by which one can determine, in addition to the dose delivered by each beam, the optimum positions of the beams. The other parameters (the number of beams, the radiation energy, etc) are fixed beforehand by the radiotherapist.

## 2.2. The mathematical method

2.2.1. *General.* In order to apply the optimisation technique to research on an external radiotherapy treatment plan, the threshold conditions must first be set for the doses.

(i) At the target volume points, and particularly at definite points on its perimeter, we define the total dose as being greater than or equal to a threshold  $L_1$ .

(ii) If there exist one or more sensitive zones, we define that the total dose in each of them is less than or equal to a threshold  $L_2^i$ , where  $i$  is the number of the zone.

Every treatment plan satisfying these threshold conditions will be termed a 'feasible solution', in accordance with conventional optimisation terminology.

These conditions may be satisfied by several treatment plans, so it is natural to select from among them an 'optimum' treatment plan. In this case, one must specify the rather subjective concept of an 'optimum treatment plan' by means of a criterion suitable for expression in mathematical terms, which also permits convenient optimisation. To change a treatment plan, a practitioner can alter many parameters (e.g. the choice of hardware, the number of beams, the source-axis distance, the beam geometry and the dose delivered by each beam). Only the following parameters are determined by the computer:

- (a) in linear optimisation, the doses delivered for each beam and the field width;
- (b) in non-linear optimisation, the isocentre (the point of convergence of the axes), the direction of the axes, the dose delivered by each source and, where applicable, the width of each field.

All the other parameters are selected and fixed by the practitioner.

2.2.2. *The optimisation medium.* The problem must be solved by defining the threshold conditions for only a finite number of points, selected by the operator and called the *optimisation medium*.

This consists of the following.

(i) The set  $S_1$  of the points selected on the contour of the target. At each point  $M_i$  we have the condition  $\text{dose}(M_i) \geq L_1$ .

(ii) The set  $S_2^i$  of the points in the upper-limited threshold condition. It is possible that there may be no sensitive zone. The software is designed for a maximum of three thresholds  $L_2^i$ . At each point  $M_{ki}$  of  $S_2^i$  we must have  $\text{dose}(M_{ki}) \leq L_2^i$ .

The program is designed to introduce the set  $S^*$  of the beam axis entry points itself, and at each of these points to form the condition: dose  $\leq L^*$ . In addition to these sets, we introduce a set  $S_3$  of summation points, which is used to calculate the objective function.

**2.2.3. The objective function.** The program adopts the sum of the doses at the points in group  $S_3$  as the objective function ( $F$ ). Depending on the choice of these points, different interpretations can be made of the objective function, as follows.

(i) The points are distributed over the target; the minimisation of  $F$  can be interpreted as an approximation of the total dose at the target (the criterion of homogeneity in the target).

(ii) The points are spaced in a ring around the target. The minimisation of  $F$  leads to a better concentration of doses in the target (the concentration criterion).

(iii) The points are distributed over a sensitive zone. In this case, the total dose is minimised in this zone (total dose criterion).

**2.2.4. The mathematical formulation of the optimisation problem.** Let  $a, b$  be the coordinates of the isocentre,  $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_j, \dots$  the angles locating the axis of each beam,  $x_1, x_2, \dots, x_j, \dots$  the doses delivered by each beam and  $d_j^i(a, b, \theta_j)$  the unit dose delivered by beam  $j$  at point  $M_i$ .  $d_j$  is calculated by Cunningham's formulae (Cunningham *et al* 1972).

The total dose at  $M_i$  is

$$D_i = \sum_j x_j d_j^i(a, b, \theta_j)$$

and the optimisation problem can be expressed as  $\min(F) = \sum_i D_i$  where the sum is extended to the points of  $S_3$ , with the constraints

$$x_j \geq 0$$

$$\sum_j x_j d_j^i(a, b, \theta_j) \geq L_1 \quad \text{for the points of } S_1$$

$$\sum_j x_j d_j^k(a, b, \theta_k) \leq L_2^i \quad \text{for the points of } S_2^1, S_2^2, \dots$$

If one adopts, as unknowns, the geometric variables  $a, b, \theta_j$  and the doses  $x_j$ , the problem is one of non-linear programming with unilateral constraints, and is solved by the conventional gradient projection method.

If, on the other hand, one defines  $a, b, \theta_j$ , the problem is a linear programming one in which the unknowns are the  $x_j$ . In this case, our software also uses a gradient projection method as in the general case.

**2.2.5. The gradient projection method.** The method (a full description of which is given in Legras (1980)) is an iterative one. The basis is that an array  $X^r(x_1^r, x_2^r, \dots, \theta_1^r, \theta_2^r, \dots, a^r, b^r)$  (where  $r$  is the iteration index) can be used to build an array  $X^{r+1}$  which (i) satisfies all the constraints (as does  $X^r$ ) and (ii) is 'better' than  $X^r$ ,  $F(X^{r+1}) < F(X^r)$ . We assume that at  $X^r$  certain constraints are saturated (of the form  $f(X^r) = L_i$ ) and that the others are satisfied, non-saturated (of the form  $f_i(X^r) > L_1$  or  $f_k(X^r) < L_2$  depending on the particular case).

We begin by determining a direction of steepest descent  $D$  such that, at least locally (that is, for a sufficiently small value of  $h$ ),  $f_i(X^r + hD) = L$  for all the saturated

constraints at  $X'$  ( $L$  is the threshold value) and the difference  $F(X') - F(X' + hD)$  is as large as possible for a fixed value of  $h$ . This direction (the gradient projection) can be calculated from the gradient of the objective function  $F$  and the gradients of the saturated constraints. One then searches  $X$  determined by the fact that either  $X^{r+1}$  saturates a new constraint or that  $F(X^{r+1}) < F(X')$ . The iterations will come to an end when the Kuhn and Tucker conditions are satisfied (Legras 1980).

We should note that the derivatives of doses relative to the geometrical variables cannot be strictly determined; only approaching values can be obtained (the function increase over the variable increase).

*2.2.6. Development of the program.* In normal use, the program works as follows. Firstly, it searches for a realisable solution then for an optimum using as variables only the doses delivered. In this case linear programming is used and the gradient method leads to the same results as the classical simplex method. When the optimum is obtained, it is automatically considered as a solution of the non-linear problem. In this case the geometrical parameters of the beams are taken as variables together with the doses delivered. The program performs the iteration repeatedly, modifying the variables each time to obtain the most satisfactory solution which corresponds to a decrease of the objective function.

The program is stopped if there is an 'incident' during its execution (for example, the impossibility of eliminating the bounded variables by calculation), or if there is insufficient improvement in the optimum or if examination shows that there is insignificant improvement in the isodoses.

### 3. Material and software

The software has been adapted to a Victor 16 bit microcomputer, with a 256 Kbyte central memory. The computer is provided with a FORTRAN 77 compiler and a rapid 8087 arithmetic coprocessor. It is equipped with two 1.2 Mbyte discs.

The user can easily select any of the following programs: (i) data input; (ii) modification of data stored in a file; (iii) calculation. The first two programs are conversational and written in BASIC; the third program is designed in FORTRAN.

The input program allows the loading of the beam characteristics (radiation energy, angle of the beam axis, source-axis distance, height and width of the beam—either fixed or automatically settled), the coordinates of the points needed for calculation (isocentre, perimeter, optimisation medium), and the threshold conditions. The user chooses the objective function and the optimisation technique (linear or non-linear).

In its present version the system is designed for only two kinds of electromagnetic radiations, namely 1.2 MeV photons ( $^{60}\text{Co}$ ) and 25 MeV photons (Sagittaire linear accelerator).

The calculation program determines the doses and directions of the beams by non-linear optimisation. It recalls the characteristics of each beam and indicates the total dose received by each optimisation medium point. Finally, it performs the calculation of the doses received at the nodes of a regular network, covering either the entire field, or a section centred on the target volume. The chosen isodoses are pictured on the screen with the contour points and optimisation medium.

The computing time for optimisation depends on the number of beams and medium points, and on the number of iterations (non-linear optimisation). The number of

nodes in the network is used in the dose calculation. Depending on each case, this may take any amount of time, from a few minutes up to several hours. We must mention that the 8087 coprocessor results in an almost fivefold time reduction. Without it, computation time would, in practice, be prohibitive.

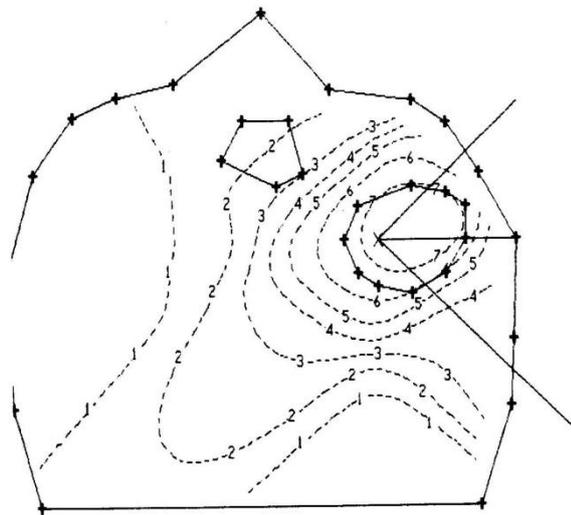
#### 4. Example

We present a fictitious example, which concerns a tumour treated by a cobalt unit with a constant source-axis distance of 80 cm. Doses are expressed in grays (Gy). Three beams are used to treat the target. The selected thresholds are 60 Gy at the beam entry points, 60 Gy at the target, 30 Gy at the points of the sensitive zone. We adopt the criterion of homogeneity. The summation medium is formed of the points on the contour of the target (set  $S_1$ ). We use three beams at 45, 90 and 135° and we employ automatic adaptation of the field width. The objective function is expressed by  $F/n$  where  $n$  is the number of points in  $S_1$  (in this example  $n = 10$ ).

The results of linear and then non-linear optimisation are marked in table 1 and the corresponding solutions are shown by the plots of the isodoses (in decagrays, figures 1 and 2). There is no further significant improvement after the third iteration. The results obtained demonstrate particularly that non-linear optimisation leads to the suppression of the third beam and that, with only two beams, the dose distribution is

**Table 1.** Results of linear (iteration 0) and non-linear optimisation (3 iterations).

Iteration number	Doses (Gy)			Angles (degrees)			Isocentre (cm)		Objective function
	$x_1$	$x_2$	$x_3$	$\theta_1$	$\theta_2$	$\theta_3$	$a$	$b$	
0	48.7	12.9	33.1	45	90	135	6	8.0	66.1
1	48.7	25.7	19.2	34	100	139	6	7.9	64.6
2	48.7	28.6	16.1	32	101	140	6	7.8	64.3
3	48.7	42.1	0.0	28	107	140	6	7.7	63.8



**Figure 1.** Results of linear optimisation.

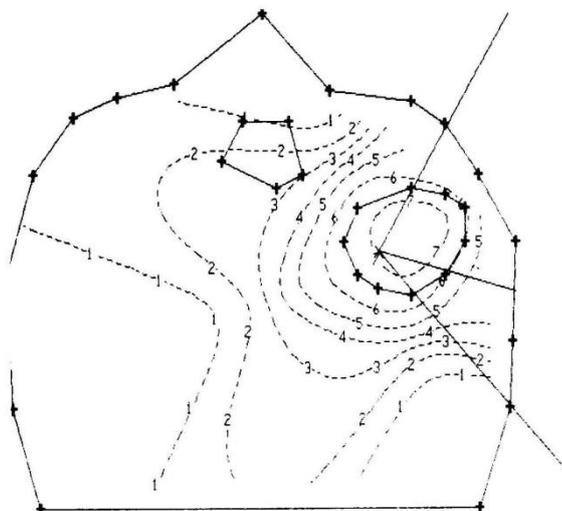


Figure 2. Results of non-linear optimisation (iteration 3).

more regular than with non-linear optimisation, as shown by the position of isodose 7, corresponding to 70 Gy. Furthermore, the objective function has diminished by 3.5%, the isocentre has moved 3 mm downwards and the beams have rotated by a significant angle ( $17^\circ$  for beams 1 and 2). We must point out that for each iteration, the maximum variations of the beam angles and of the isocentre position have been selected at  $12^\circ$  and 1 mm respectively.

## 5. Discussion and conclusion

Dose optimisation by linear programming (usually by the simplex method) has been applied since 1967. It is only worth applying if the required data for the calculation can be accurately determined (such as the target volume, the presence of sensitive organs etc).

The major advance in exploration techniques, and especially computer-assisted tomography, gives a new importance to dose optimisation.

Linear optimisation allows one to obtain the dose for each beam; non-linear optimisation bears the notable advantage of acting on the exposure ballistics. We must underline that our method does not claim the ability to find the best absolute solution; it is possible that this could not even be defined. However, it does allow improvement in the modalities of the treatment, for a given initial choice.

The doses are determined by Cunningham's calculation method, which is accurate but fairly long. However, at present, there are several desirable possibilities not provided by the software, namely corrections for heterogeneity, the effects of the wedges and dose calculations for 5 MeV photons. In its present version, the optimisation program is limited to dose calculations, but we also have at our disposal dose optimisation software written in FORTRAN, and totally independent of the dose calculation method. It has been tested on a minicomputer (CII MITRA 125). It is the user's responsibility to write the interfacing program.

Dosimetry programs are usually suited to powerful and costly computers. Our work shows that one can also run a program allowing dose calculations as well as

linear or non-linear optimisation in a small inexpensive computer system. The practical interest of this optimisation was to be assessed during 1985, in collaboration with radiotherapists at the Nancy cancer hospital. Linear optimisation is currently used in this centre.

### Résumé

Utilisation d'un microordinateur pour l'étude de l'optimisation non linéaire des doses en radiothérapie externe.

Ce travail présente un programme pour microordinateur permettant de déterminer la distribution optimale des doses en radiothérapie externe, soit en calculant les doses délivrées et les dimensions des champs (par programmation linéaire), soit en déterminant en plus par le calcul la géométrie du faisceau (optimisation non linéaire). Ce programme permet de sélectionner différents critères d'optimisation: homogénéité, focalisation de l'irradiation sur le volume cible, et dose totale délivrée au niveau d'une zone critique. Un exemple d'application est utilisé pour la présentation de ce travail.

### Zusammenfassung

Die Verwendung eines Mikrocomputers für die nicht-lineare Dosisoptimierung in der externen Strahlentherapie.

In der vorliegenden Arbeit wird die Software für einen Mikrocomputer beschrieben, der für die Bestimmung der optimalen Dosisverteilung in der externen Strahlentherapie ausgelegt ist, die entweder durch Berechnung der verabreichten Dosen und der Feldgröße (bei der linearen Programmierung) erfolgt, oder zusätzlich durch Berechnung der Strahlgeometrie (nicht-lineare Optimierung). Verschiedene Optimierungskriterien können gewählt werden, wie Homogenität, Konzentration auf das Zielgebiet und die Gesamtdosis in einem empfindlichen Bereich. Dies wird an einem Beispiel näher beschrieben.

### References

- Ali-Ahmed, H, Legras B, Potdevin M, Legras J, Chau N and Schoumacher P 1977 *J. Fr. Biophys. Méd. Nucl.* **5** 219-33
- Bahr J K and Keriades J G 1968 *Radiology* **91** 686-93
- Bourgat J F, River M, Dutreix A and Bernard D 1974 *J. Radiol. Electrol. Med. Nucl.* **55** 775-9
- Cunningham J R, Shrivastav P N and Wilkinson J M 1972 *Comput. Programs Biomed.* **2** 192-9
- Gallagher T L 1967 *PhD Thesis* University of Washington, DC
- Hope C S and Cain O 1972 *Comput. Programs Biomed.* **2** 221-31
- Hope C S, Laurie J, Orr J S and Halman K 1967 *Phys. Med. Biol.* **12** 531-42
- Klepper L V 1966 *Med. Radiol.* **5**
- Legras J 1980 *Algorithmes et programmes d'optimisation non linéaire* (Paris: Masson)
- Legras J, Legras B and Lambert J P 1982 *Comput. Programs Biomed.* **15** 233-42
- Legras J, Potdevin M and Legras B 1981 *J. Biophys. Med. Nucl.* **5** 169-72
- Orr J S 1972 *Comput. Programs Biomed.* **2** 216-20
- Redpath A T, Vidkery B L and Wright D H 1975 *Comput. Programs Biomed.* **5** 158-64
- 1976 *Phys. Med. Biol.* **21** 781-91