

CEA 2281 - JOFFRE H.

CONSIDERATIONS SUR LES PROBLEMES DE LA DOSIMETRIE INDIVIDUELLE DES RADIATIONS β , γ , X (1963)

Sommaire. - Après avoir précisé l'état de nos connaissances générales actuelles concernant la détermination des doses absorbées par irradiation externe pour les divers rayonnements, l'auteur indique la sensibilité comparée des détecteurs usuels. Il définit ensuite les critères qui doivent être pris en considération pour le choix du milieu sensible, de la nature et de l'épaisseur de la paroi des détecteurs.

D'une manière très générale, l'ensemble de détection destiné à mesurer une dose absorbée en un point donné de l'organisme doit être conçu en vue de présenter les mêmes interactions globales avec le rayonnement étudié que celles mises en jeu dans l'organisme.

CEA 2281 - JOFFRE H.

CONSIDERATION OF THE PROBLEMS OF THE SEPARATE MEASUREMENT OF β , γ and X RADIATION (1963)

Summary. - After outlining the present state of knowledge concerning the determination of doses absorbed by external irradiation for various types of radiation, the author gives figures for the comparative sensitivity of common detectors. He then defines the criteria which have to be considered for the choice of the sensitive medium and of the nature and the thickness of the detector walls.

Considered very generally, the detection assembly intended for measuring the dose absorbed at a given point in the organism must be designed with a view to giving the same overall interactions with the radiation considered as those occurring in the organism.

**PREMIER MINISTRE
COMMISSARIAT A
L'ÉNERGIE ATOMIQUE**

**CONSIDERATIONS SUR LES PROBLEMES
DE LA DOSIMETRIE INDIVIDUELLE
DES RADIATIONS β, γ, X**

par

H. JOFFRE

RAPPORT C.E.A. n°2281

1963

**CENTRE D'ETUDES
NUCLÉAIRES DE SACLAY**

- Rapport C.E.A. n° 2281 -

Service de Protection contre les Radiations

**CONSIDERATIONS SUR LES PROBLEMES DE LA DOSIMETRIE
INDIVIDUELLE DES RADIATIONS β , γ , X**

par

H. JOFFRE

- 1963 -

**CONSIDERATIONS SUR LES PROBLEMES DE LA DOSIMETRIE
INDIVIDUELLE DES RADIATIONS β , γ , X**

P L A N S O M M A I R E

- I - DOSE ABSORBEE DANS L'ORGANISME PAR IRRADIATION EXTERNE β , γ et X**
 - 1.1. Dose absorbée par irradiation β
 - 1.2. Dose absorbée par irradiation γ ou X

- II - GAMME D'ENERGIE DES RAYONNEMENTS γ ou X AUPRES DES INSTALLATIONS D'UN CENTRE D'ETUDES NUCLEAIRES**
 - 2.1. Rayonnement direct émis par une source ponctuelle
 - 2.11. Source non protégée
 - 2.12. Source placée dans un conteneur en plomb
 - 2.2. Rayonnement diffusé provenant d'une ou plusieurs sources
 - 2.3. Rayonnement émis par les générateurs X

- III - ISOTROPIE DES RAYONNEMENTS AUPRES DES INSTALLATIONS D'UN CENTRE D'ETUDES NUCLEAIRES**

- IV - PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT DES DETECTEURS INDIVIDUELS D'IRRADIATION EXTERNE**
 - 4.1. Emploi d'un "milieu détecteur" enregistrant un effet latent proportionnel à la dose absorbée
 - 4.2. Emploi d'une chambre d'ionisation collectant la charge électrique produite
 - 4.3. Emploi d'un compteur Geiger-Müller avec signalisation des impulsions électriques produites.

- V - REPONSE EN ENERGIE DES DETECTEURS INDIVIDUELS USUELS**
 - 5.1. Méthode de calcul de la réponse en énergie
 - 5.2. Courbes de réponse en énergie des détecteurs individuels
 - 5.21. Emulsions photographiques
 - 5.22. Stylos électromètres
 - 5.23. Dosimètres de verre
 - 5.24. Dosimètres thermoluminescents

**VI - CRITERES DE BASE POUR LA REALISATION ET L'UTILISATION DES
DETECTEURS DE RAYONNEMENTS EN VUE DE LA RADIOPROTECTION**

6.1. Choix du mode de détection

6.2. Matériaux équivalents aux tissus

6.21. Matériaux sans hydrogène

6.22. Matériaux avec hydrogène

6.3. Choix de l'épaisseur de la paroi d'une chambre d'ionisation

6.31. Mesure de l'irradiation de la peau

6.32. Mesure de l'irradiation des cristallins

6.33. Mesure de l'irradiation en profondeur dans l'organisme

I - DOSE ABSORBÉE DANS L'ORGANISME PAR IRRADIATION EXTERNE β , γ et X

Nous savons que l'effet biologique des radiations sur l'organisme est lié directement à l'énergie absorbée par le tissu subissant l'irradiation. Le but essentiel de la détection est donc de pouvoir mesurer à l'aide de détecteurs appropriés l'énergie absorbée c'est-à-dire la "dose absorbée" en un point quelconque de l'organisme.

Afin de porter un jugement sur la valeur des détecteurs couramment utilisés, il est, en premier lieu, nécessaire de connaître l'atténuation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans l'organisme.

1.1. Dose absorbée par irradiation β de l'organisme

La dose absorbée dans l'organisme par irradiation β est limitée à la surface exposée et à une profondeur égale au parcours du rayonnement β . Pour les radioéléments courants, ce parcours varie de 7 μ dans le cas du tritium (la couche basale de l'épiderme située à 70 μ n'est donc pas irradiée dans ce cas) à environ 1 cm pour un rayonnement β de 2 MeV. Le rayonnement β est donc susceptible d'atteindre essentiellement la peau et les cristallins (profondeur moyenne de 3 mm). La connaissance ou la mesure de l'intensité β et du parcours β permet de déterminer relativement facilement la dose absorbée moyenne dans la masse irradiée. La dose absorbée β à une profondeur choisie dans l'organisme peut également être mesurée directement à l'aide d'une chambre d'ionisation ayant une épaisseur de paroi (en g/cm^2) égale à cette profondeur.

1.2. Dose absorbée par irradiation γ ou X de l'organisme

La dose absorbée dans l'organisme par irradiation γ ou X concerne fréquemment l'organisme entier et, le plus souvent, il y a irradiation de l'organisme sur la totalité de son épaisseur. La difficulté essentielle est donc, ici, de connaître l'atténuation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans l'organisme.

Pour une énergie donnée des photons, la dose absorbée D_x à une profondeur x dans l'organisme est, d'après Fano [1],

$$D_x = D_0 \cdot e^{-\mu x} \cdot B(\mu x)$$

où μ est le coefficient d'absorption des photons, en nombre de photons [2], ($dN = -\mu N dx$) dans les tissus

$B(\mu x)$ est le facteur de "build up" dû à la diffusion Compton multiple.

Les coefficients d'absorption dans les tissus mous de l'organisme et l'eau étant identiques à 2 % près, les valeurs pour l'eau du facteur $B(\mu x)$, données par Fano, de 0,25 à 10 MeV peuvent être utilisées pour le calcul de D_x .

La figure 1 donne, pour diverses énergies des photons incidents, la variation de la dose absorbée dans l'eau en fonction de la profondeur.

Les courbes pour les énergies inférieures à 0,25 MeV sont obtenues par approximation en admettant que pour une valeur donnée du produit μx on a, pour l'eau et le plomb, une même valeur du facteur $B(\mu x)$ lorsque l'on a le même rapport (Section efficace Compton)/(Section efficace totale) ce qui donne une correspondance d'énergie entre l'eau et le plomb pour une même valeur de $B(\mu x)$.

Les courbes pour les énergies de 10 à 20 MeV sont tracées d'après les données de H.W.Koch, D.W. Kerst et P. Morrison [3].

Les courbes pour les énergies de 40-50 et 100 MeV sont tracées d'après les données de C.B. Breastrup et G. Failla [3].

Les courbes de la figure 1 montrent que la seule mesure de l'irradiation à la surface du corps est insuffisante pour une connaissance convenable du risque biologique subi. En effet, le rapport de la dose absorbée à la surface à la dose absorbée à 10 cm de profondeur est respectivement:

| | | | | | | |
|---------------------|------|------|-----|-----------|------|---------|
| | 500 | 20 | 2 | environ 1 | 0,25 | 0,07 |
| pour des photons de | 0,02 | 0,03 | 0,1 | 0,2 à 10 | 40 | 100 MeV |

II - GAMME D'ENERGIE DES RAYONNEMENTS γ ou X AUPRES DES INSTALLATIONS D'UN CENTRE D'ETUDES NUCLEAIRES

On a coutume de considérer qu'un détecteur ayant une réponse convenable pour les photons d'énergie supérieure à 0,2 ou 0,3 MeV suffit pour la dosimétrie individuelle. La plupart des détecteurs utilisés ont, en effet, des réponses peu différentes pour les photons d'énergie supérieure à 0,3 MeV. En fait, les résultats obtenus dans la pratique, pour mesurer un même rayonnement par différents détecteurs, font apparaître des discordances d'une grande amplitude entre les différents détecteurs; le facteur d'erreur dépasse très souvent 3. Ceci provient d'une présence importante de rayonnements d'énergies inférieures à 0,3 MeV pour lesquels la réponse en énergie est très différente suivant les détecteurs.

Il est donc utile de rappeler la gamme d'énergie des photons à détecter:

2.1. Rayonnement direct émis par une source ponctuelle

2.1.1. Source non protégée

Si l'énergie des photons émis est supérieure à 0,3 MeV, les différents détecteurs donneront des réponses concordantes. En outre, pour un détecteur donné, la réponse sera exacte quel que soit le spectre d'énergie des photons si ce détecteur est étalonné avec une source émettant le même rayonnement que le rayonnement à mesurer.

2.1.2. Source placée dans un conteneur en plomb

A priori, ce cas semble identique au précédent si l'on tient compte de l'atténuation du rayonnement par le plomb. En fait, une différence non négligeable existe: l'effet photoélectrique dans le plomb étant très important, il en résulte une émission de rayonnement X d'énergies 73 et 75 keV (raies K du plomb). La contribution de ce rayonnement à la dose absorbée est au maximum de quelques pour-cent, mais l'hypersensibilité de certains détecteurs à cette énergie étant considérable, il peut en résulter des erreurs atteignant 50 % sur le résultat global.

2.2. Rayonnement diffusé provenant d'une ou plusieurs sources

Par suite de la diffusion Compton multiple, le spectre initial sera d'autant plus dégradé en énergie que les diffusions subies seront plus importantes et plus nombreuses. Pour une diffusion d'un angle θ , un photon incident d'énergie E_0 donne un photon diffusé dont l'énergie est, à 2 % près, [4]

$$E = \frac{1}{2(1-\cos\theta)+1/E_0}$$

soit, par exemple,

$$\text{pour } \theta = \frac{\pi}{2} \quad E = \frac{1}{2+1/E_0} \quad E \leq 0,5 \text{ MeV}$$

$$\text{et pour } \theta = \pi \quad E = \frac{1}{4+1/E_0} \quad E \leq 0,25 \text{ MeV}$$

Si E_0 est grand, une diffusion d'un angle $\frac{\pi}{2}$ donne un photon de 0,5 MeV et une diffusion d'un angle π donne un photon de 0,25 MeV. Il en résulte que, même auprès de générateurs donnant des photons de haute énergie, toute diffusion entraînera la présence de photons de basse énergie.

2.3. Rayonnement émis par les générateurs X

Les générateurs X fonctionnent le plus souvent à des tensions d'accélération comprises entre 30 et 200 kV. Le spectre d'énergie du rayonnement de freinage des électrons dans l'anticathode s'étend entre 0 et l'énergie correspondant à la tension d'accélération, c'est-à-dire 30 à 200 keV. En outre, à ce rayonnement de freinage présentant un spectre continu, s'ajoute le spectre des raies X émises dont l'énergie est fonction de la nature de l'anticathode.

cuivre : 8,0 à 9,0 keV

molybdène: 17,4 à 20,0 keV

tungstène : 58,0 à 69,2 keV

En conclusion, les détecteurs doivent permettre la détection des photons à partir de quelques keV jusqu'à plusieurs MeV même pour la mesure de la dose absorbée résultant de sources émettant des photons d'énergies supérieures à 1 MeV.

III - ISOTROPIE DES RAYONNEMENTS AUPRES DES INSTALLATIONS D'UN CENTRE D'ETUDES NUCLEAIRES

Il résulte directement des considérations développées ci-dessus que l'irradiation subie par les personnes provient de rayonnements à directions multiples, excepté dans le cas d'une exposition au rayonnement direct d'une source unique.

Les détecteurs utilisés doivent donc être dépourvus de tout effet directionnel. Si cet effet est intéressant pour la recherche de la source de rayonnements, il est nuisible à l'exactitude de la mesure.

Cette condition d'isotropie est rarement respectée dans la réalisation des détecteurs portatifs qui présentent généralement une "fenêtre mince", ce qui peut entraîner un facteur d'erreur pouvant atteindre 10 par suite de la réduction de l'angle solide de détection.

La paroi antérieure d'un détecteur et la paroi latérale doivent être de même nature et de même épaisseur. Si des épaisseurs différentes sont nécessaires pour les mesures, cette possibilité doit exister à la fois sur la face antérieure et sur les faces latérales.

IV - PRINCIPES DE FONCTIONNEMENT DES DETECTEURS INDIVIDUELS

Les détecteurs individuels peuvent être classés en trois catégories:

4.1. Emploi d'un "milieu détecteur" enregistrant un effet latent proportionnel à la dose absorbée

Un traitement ultérieur du dosimètre permet de "révéler" l'effet latent et ainsi de mesurer la dose absorbée dans le "milieu détecteur". Parmi ces détecteurs, citons:

- le dosimètre photographique fournissant après développement un noircissement proportionnel à la dose absorbée par l'émulsion.
- le dosimètre par fluorescence (verre au métaphosphate activé à l'argent) fournissant, par exposition à un rayonnement ultraviolet, un rayonnement de fluorescence orange dont l'intensité est proportionnelle à la dose absorbée par le verre.
- le dosimètre par thermoluminescence (fluorine) fournissant par chauffage une quantité de lumière proportionnelle à la dose absorbée dans la fluorine.

4.2. Emploi d'une chambre d'ionisation collectant la charge électrique produite

La charge électrique collectée est proportionnelle à la dose absorbée dans le gaz ionisable et dans la paroi.

Parmi ces détecteurs, citons les dosimètres suivants:

- le stylo électromètre à lecture directe.
- le stylo condensateur ou la chambre d'ionisation de poche à lecture indirecte.

4.3. Emploi d'un compteur Geiger-Müller avec signalisations des impulsions électriques produites

Le développement de l'emploi des transistors permet de réaliser des détecteurs individuels utilisant le compteur Geiger-Müller. Cependant les détecteurs actuellement réalisés ne sont pas des dosimètres; ils fournissent une indication audible ou visible à chaque impulsion électrique produite dans le compteur. La fréquence de ces impulsions donne une indication de l'"intensité" de l'irradiation mais ne permet pas de mesurer la dose d'irradiation. En outre, le compteur Geiger-Müller présente deux points faibles dont il faut être prévenu pour son utilisation dans le domaine de la radioprotection:

- sa réponse défectueuse en fonction de l'énergie
- deux valeurs possibles I_1 et I_2 de l'intensité du rayonnement pour une valeur F de la fréquence des impulsions (fig. 2). Une réponse nulle peut, en fait, résulter d'une intensité de rayonnement supérieure à I_M d'où le risque d'exposition en présence d'un rayonnement intense. Il est indispensable de connaître et de contrôler fréquemment la valeur de I_M . L'emploi d'un autre type de détection est une bonne précaution.

V - REPOSE EN ENERGIE DES DETECTEURS INDIVIDUELS USUELS

5.1. Méthode de calcul de la réponse en énergie

Pour les émulsions photographiques, les dosimètres par fluorescence et les dosimètres par thermoluminescence, la réponse du détecteur est proportionnelle à l'énergie absorbée dans le milieu détecteur.

Pour les chambres d'ionisation, la charge électrique collectée est également proportionnelle à l'énergie absorbée dans le gaz de la chambre d'ionisation; mais si l'épaisseur de paroi est telle que la masse de matière qu'elle contient est supérieure à la masse de gaz de la chambre d'ionisation, une partie des électrons secondaires produits dans la paroi entraîneront une ionisation notable dans le gaz de la chambre d'ionisation. Dans le cas des dosimètres individuels à chambre d'ionisation de faible volume, cet effet de paroi est prépondérant et la charge électrique collectée est proportionnelle à l'énergie absorbée dans la paroi de la chambre.

Pour un flux par cm^2 de n photons d'énergie E (en MeV), l'énergie absorbée dans une épaisseur de matière dx (en g/cm^2) est (en MeV/cm^2):

$$dE = -\mu \cdot nE \cdot dx$$

où μ (en cm^2/g) est le coefficient d'absorption en énergie des photons d'énergie E dans la matière considérée.

$\frac{dE}{dx} = -\mu \cdot nE$ (en MeV/g) est l'énergie absorbée par gramme de matière.

Il en résulte que la dose absorbée dans une matière quelconque relativement aux tissus mous de l'organisme (muscle) est:

$$\left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{matière}} / \left(\frac{dE}{dx}\right)_{\text{muscle}} = \mu_{\text{matière}} / \mu_{\text{muscle}}$$

Les tableaux I et II joints en annexe donnent [5] les coefficients d'absorption en énergie pour les photons de 10 keV à 10 MeV, pour les éléments présents dans l'organisme humain et dans les détecteurs de rayonnements.

Le coefficient d'absorption pour un composé est:

$$\mu = \sum u_i \cdot m_i$$

où μ_i est le coefficient pour un élément i .

m_i est la masse de l'élément i par gramme du composé.

Le tableau III en annexe donne les coefficients d'absorption en énergie pour le muscle, l'os, l'eau et l'air.

L'absorption du rayonnement dans l'étui du détecteur ou dans les écrans disposés devant le détecteur est calculée à partir des coefficients d'absorption en nombre de photons [2].

5.2. Courbes de réponse en énergie des détecteurs individuels

5.21. Emulsions photographiques

Connaissant la composition pondérale des émulsions (annexe IV) et les coefficients d'absorption en énergie pour les divers éléments de l'émulsion (annexes I et II), on calcule le rapport $\mu_{\text{émulsion}}/\mu_{\text{muscle}}$ en énergie, c'est-à-dire la dose absorbée dans l'émulsion photographique relativement à la dose absorbée dans les tissus mous (figure 3).

Le noircissement du film étant proportionnel à la dose absorbée par l'émulsion, il en résulte que les courbes de la figure 3 sont des "courbes isodoses" pour les émulsions considérées. Ces courbes montrent, qu'au-dessus de 0,5 MeV et jusqu'à plusieurs MeV, le noircissement du film varie peu. Le film est, dans ce domaine, un moyen commode de dosimétrie γ puisque son noircissement ne dépend que de la dose absorbée dans les tissus mous et demeure indépendant de l'énergie des photons. Par contre, au-dessous de 0,5 MeV, le film présente une hypersensibilité variable suivant le type d'émulsion et qui atteint son maximum vers 45 keV. Cette hypersensibilité, pour les photons d'énergie inférieure à 0,5 MeV, résulte de la prépondérance de l'absorption de ce rayonnement par effet photoélectrique au-dessous de cette limite alors que l'effet Compton est prépondérant au-dessus.

Les coefficients d'absorption massique des photons d'énergie comprise entre 0,5 MeV et plusieurs MeV étant peu différents dans les tissus et l'émulsion photographique, la dosimétrie dans ce domaine d'énergie est correcte. Au contraire, au-dessous de 0,5 MeV, l'effet photoélectrique croît comme E^{-3} et l'émulsion photographique qui contient des atomes de numéros atomiques élevés ($_{35}\text{Br}$ et $_{47}\text{Ag}$) absorbe une énergie beaucoup plus élevée que celle absorbée par les tissus car le coefficient d'absorption photoélectrique, en cm^2/g , croît comme la puissance 3 du numéro atomique. Le facteur d'hypersensibilité du film est maximal pour une énergie des photons

de 45 keV et atteint alors une valeur comprise entre 40 et 100 suivant le type de l'émulsion.

Pour tenter d'améliorer la courbe de réponse très mauvaise des émulsions photographiques pour les photons d'énergies inférieures à 0,5 MeV et pour permettre une certaine interprétation des résultats photométriques, divers écrans sont utilisés pour atténuer le rayonnement incident. En calculant l'atténuation du rayonnement en fonction des coefficients d'absorption massique en nombre de photons [2], on obtient les courbes isodoses indiquées figure 4 dans le cas des écrans étudiés pour les dosimètres Kodak CB, type DMA-CEA (cuivre 0,2 et 0,6 mm, étain 1 mm + plomb 0,4 mm).

Les résultats expérimentaux obtenus confirment les résultats de ces calculs.

5.22. Stylos électromètres

Les stylos électromètres comportent, en général, une paroi d'aluminium d'environ 1 mm d'épaisseur et la masse d'air de la chambre de l'électroscope est d'environ 1 mg.

Les stylos fabriqués sous licence CEA comportent une masse d'air de la chambre de l'électroscope de 1,3 mg; la chambre de l'électroscope, d'une épaisseur de 0,64 mm, est en duraluminium et le corps du stylo, d'une épaisseur de 0,60 mm, est en aluminium. En outre, pour tous les stylos permettant la lecture de doses supérieures à 0,2 rad, une gaine supplémentaire en plomb de 0,38 mm d'épaisseur est placée entre la chambre de l'électroscope et le corps du stylo. Il résulte de l'emploi d'une telle paroi, comparée à une paroi équivalente aux tissus de $0,3 \text{ g/cm}^2$ d'épaisseur (figure 5),:

- une perte rapide de sensibilité, en raison de l'absorption relativement trop forte de la paroi,
 - au-dessous de 20 keV pour les stylos de 0,2 rad,
 - au-dessous de 50 keV pour les autres stylos,
- un excès de sensibilité pour les stylos de 0,2 rad, en raison de l'énergie absorbée plus grande dans le duralumin que dans les tissus mous, au-dessous de 300 keV avec une valeur maximale à 40 keV.
- un défaut de sensibilité pour les autres stylos entre 88 et 150 keV et un excès entre 50 et 88 keV.

5.23. Dosimètres de verre

Le dosimètre de verre au métaphosphate activé à l'argent [6] se présente sous la forme d'un bâtonnet cylindrique (diamètre: 1 mm, longueur: 6,5 mm). Il a la composition en poids suivante:

| | | | |
|----|------|----|------|
| O | 0,44 | K | 0,08 |
| Al | 0,05 | Ag | 0,04 |
| P | 0,28 | Ba | 0,11 |

Après irradiation X ou γ , le dosimètre de verre exposé à un rayonnement ultraviolet de 3200 Å émet un rayonnement de fluorescence orange de 6400 Å. L'intensité du rayonnement de fluorescence, proportionnelle à la dose absorbée dans le verre, est mesurée par un photomultiplicateur. Le domaine de mesure de ce dosimètre s'étend de 5 à 1000 rads.

Les centres de fluorescence formés dans le verre sont stables: la lecture de la dose absorbée peut être répétée. Cependant, les centres de fluorescence sont détruits par un chauffage à 400°C; le dosimètre peut être réutilisé.

La dose absorbée dans ce détecteur relativement aux tissus mous, calculée en fonction des coefficients d'absorption en énergie, est indiquée figure 6. La réponse du dosimètre est constante, à 10 % près, pour les photons de 0,4 à 10 MeV.

5.24. Dosimètres thermoluminescents

Après irradiation X ou γ , le composé thermoluminescent (F_2Ca) émet, par chauffage à 300°C environ, une quantité de lumière proportionnelle à la dose absorbée dans le composé. La lecture du dosimètre annule l'état excité produit par irradiation et le rend utilisable pour une nouvelle irradiation.

Le domaine de mesure s'étend de 0,1 à 1000 rads.

La dose absorbée dans ce détecteur, relativement aux tissus mous, est indiquée figure 6. La réponse est constante, à 10 % près, pour les photons de 0,2 à 10 MeV.

VI - CRITERES DE BASE POUR LA REALISATION ET L'UTILISATION DES DETECTEURS DE RAYONNEMENTS EN VUE DE LA RADIOPROTECTION

6.1. Choix du mode de détection

Le but de la détection appliquée à la radioprotection est de mesurer la dose absorbée dans les tissus de l'organisme humain et le plus souvent, en ce qui concerne l'irradiation externe, dans les tissus mous. Le spectre en énergie des photons à détecter étant dans la pratique courante, d'une part très étendu et d'autre part très mal connu, excepté l'énergie maximale de ce spectre, il est indispensable que l'énergie absorbée dans les tissus et l'énergie absorbée dans le détecteur soient égales ou dans un rapport constant. En d'autres termes, le coefficient d'absorption en énergie dans les tissus et le coefficient d'absorption dans le milieu détecteur doivent être égaux ou dans un rapport constant quelle que soit l'énergie des photons.

" Pour qu'il en soit ainsi, le milieu détecteur doit obligatoirement être
" composé d'éléments à bas numéro atomique ainsi qu'il en est pour les tissus
" mous; le milieu détecteur doit être constitué d'un matériau "équivalent aux tissus"
"

" Dans l'état actuel de nos connaissances, le seul détecteur pouvant
" répondre à cette condition est la chambre d'ionisation.
"

Tous les autres détecteurs utilisant, dans leur constitution, des éléments à numéro atomique élevé, tels que ^{20}Ca , ^{35}Br , ^{47}Ag , ^{56}Ba , présenteront un excès de sensibilité vers 50 keV et un défaut de sensibilité au-dessous de 25 keV environ. Il est donc impossible de déterminer un écran correcteur convenable car si celui-ci réduit l'excès de sensibilité dans la zone de 30 à 300 keV, il en résulte fatalement un défaut de sensibilité accru aux basses énergies, le seuil se trouvant repoussé de 25 à 60 keV environ.

6.2. Matériaux équivalents aux tissus

Le facteur d'efficacité biologique relative des neutrons rapides étant très supérieur à celui des rayonnements β , γ et X et l'hydrogène présent dans l'organisme (10,2 %) étant la cause principale de l'énergie absorbée dans les tissus irradiés par les neutrons rapides, il est utile de disposer de deux types de matériaux équivalents aux tissus, l'un sans hydrogène, l'autre avec 10,2 % d'hydrogène.

6.21. Matériaux équivalents aux tissus, sans hydrogène (détection β , γ et X)

a) Gaz

L'air est un excellent matériau équivalent aux tissus pour la détection γ ou X. En effet, pour les photons de 10 keV à 10 MeV, le rapport des coefficients d'absorption en énergie de l'air et des tissus [5] (annexe V) est:

$$\mu_{\text{air}} / \mu_{\text{muscle}} = 0,93 \pm 0,02$$

b) Solide

Une composition plastique γ , solide, a pu être réalisée [7] donnant entre 10 keV et 10 MeV:

$$\mu_{\text{plastique } \gamma} / \mu_{\text{muscle}} = 0,91 \pm 0,02$$

Cette composition plastique contient:

7 % de téflon ($\text{CF}_2=\text{CF}_2$)_n

et 43 % de carbone

Une chambre d'ionisation utilisant l'air comme gaz et la composition plastique téflon-carbone comme paroi donnera, de 10 keV à 10 MeV, un rapport

$$\mu_{\text{détecteur}} / \mu_{\text{muscle}} = 0,92 \pm 0,03$$

6.22. Matériaux équivalents aux tissus, avec 10,2 % d'hydrogène (détection β , γ , X et neutrons rapides)

a) Gaz

La composition gazeuse suivante [7] contient la même proportion d'hydrogène et d'azote que les tissus mous.

| Constituants, en volume | | Éléments, en poids | |
|-------------------------|------|--------------------|------|
| % | | % | |
| CH ₄ | 53,5 | H | 10,2 |
| CO ₂ | 14,2 | C | 38,7 |
| N ₂ | 5,2 | N | 3,5 |
| Ne | 27,1 | O | 21,6 |
| | | Ne | 26 |

Pour les photons de 10 keV à 10 MeV, ce gaz $\gamma + n$ donne un rapport

$$\mu_{\text{gaz } \gamma + n} / \mu_{\text{muscle}} = 0,99 \pm 0,01.$$

b) Solide

Diverses compositions plastiques solides ont déjà été réalisées [8] mais ces compositions ne sont équivalentes aux tissus, à 10 % près, que pour les photons d'énergie supérieure à 80 keV.

La composition suivante [7] :

| Constituants, en poids | | Eléments, en poids | |
|------------------------|------|--------------------|------|
| % | | % | |
| polyéthylène | 66,1 | H | 10,2 |
| polyformaldéhyde | 11,1 | C | 61,1 |
| magnésie | 22,8 | O | 15,0 |
| | | Mg | 13,7 |

correspond, de 10 keV à 10 MeV, à un rapport

$$\mu_{\text{plastique } \gamma + n} / \mu_{\text{muscle}} = 1,00 \pm 0,02$$

Une chambre d'ionisation utilisant le gaz et le solide indiqués ci-dessus donnera, de 10 keV à 10 MeV, un rapport

$$\mu_{\text{détecteur}} / \mu_{\text{muscle}} = 1,00 \pm 0,02$$

tout en ayant une réponse équivalente aux tissus également pour les neutrons rapides.

6.3. Choix de l'épaisseur de la paroi d'une chambre d'ionisation

La mesure de la dose absorbée au niveau de la peau, dans les cristallins ou à une profondeur quelconque dans l'organisme impose, dans chaque cas, une épaisseur déterminée de la paroi.

6.31. Mesure de l'irradiation de la peau

La zone de la peau particulièrement sensible aux rayonnements (érythème) est la couche basale de l'épiderme située à une profondeur moyenne de 7 mg/cm^2 . Pour une épaisseur aussi faible, tous les matériaux légers contenant des éléments dont le numéro atomique est inférieur à 10 conviennent pour la réalisation d'une telle paroi. En effet, pour 7 mg/cm^2 , la transmission d'un rayonnement γ de 10 keV est de:

0,975 pour la couche externe de l'épiderme,

0,978 pour le mylar ($\text{C}_9\text{H}_8\text{O}_5$),

0,83 pour l'aluminium ($Z = 13$).

Une métallisation de $0,1 \mu$ d'aluminium ne présente pas d'absorption sensible (moins de 1 %).

L'irradiation de la peau est à mesurer particulièrement dans le cas de la présence de rayonnements mous ou lorsque les sources de rayonnements ou les diffusions possibles sont nombreuses.

6.32. Mesure de l'irradiation des cristallins

Les cristallins, situés à une profondeur moyenne de $0,3 \text{ g/cm}^2$, doivent être particulièrement surveillés en raison du risque de cataracte.

Pour les photons de basse énergie, l'absorption des photons est déjà importante à une profondeur de $0,3 \text{ g/cm}^2$ et l'emploi d'un matériau équivalent aux tissus est nécessaire. La figure 7 donne la sensibilité d'une chambre d'ionisation de poche (effet de paroi prépondérant) ayant une paroi de $0,3 \text{ g/cm}^2$ (polyéthylène, carbone, bakélite, plexiglas, aluminium ou cuivre) relativement à la dose absorbée dans les tissus à une profondeur de $0,3 \text{ g/cm}^2$.

Pour la mesure de l'irradiation de la peau et des cristallins, il est indispensable de disposer de chambres d'ionisation individuelles, portatives ou fixes, ayant à volonté une épaisseur de 7 mg/cm^2 ou $0,3 \text{ g/cm}^2$.

Suivant la conclusion du chapitre III, ces épaisseurs ne doivent pas être celles d'une fenêtre en bout mais aussi celles de toute la surface latérale du détecteur.

Un tel détecteur porté par une personne donnera la valeur de la dose absorbée recherchée.

Remarque: UN détecteur portatif ou fixe ne donnent pas nécessairement les mêmes résultats que le détecteur individuel porté: une différence importante peut provenir:

- du fait de l'effet d'écran de l'organisme devant le détecteur individuel porté,
- du fait de la rétrodiffusion du rayonnement par l'organisme.

En toute rigueur, l'étalonnage d'un détecteur fixe doit être effectué en plaçant un fantôme équivalent aux tissus derrière le détecteur.

6.33. Mesure de l'irradiation en profondeur dans l'organisme

Pour la surveillance de certains effets biologiques des rayonnements, il peut être nécessaire de connaître la dose absorbée intégrée à l'ensemble de l'organisme. Cette dose absorbée intégrée s'exprime en grammes-rads ou plus simplement en joules.

Dans le cas d'une exposition aux neutrons thermiques, cette dose intégrée peut être déterminée avec précision par la mesure de l'activité du

sodium-24 formé à partir du sodium-23 de l'organisme par la réaction
 $^{23}\text{Na}(n,\gamma)^{24}\text{Na}$.

Il n'existe pas de méthode globale simple pour la mesure de l'irradiation par le rayonnement γ ou les neutrons rapides. Cependant la dose absorbée intégrée peut être obtenue en effectuant de nombreuses mesures en divers points à l'intérieur d'un fantôme équivalent aux tissus et en faisant la somme des doses intégrées partielles pour les différentes portions de l'organisme.

Manuscrit reçu le 12 avril 1963.

TABLEAUX ANNEXES

- I - Coefficients d'absorption massique en énergie pour les photons
(éléments présents dans l'organisme humain)
- II - Coefficients d'absorption massique en énergie pour les photons
(éléments entrant dans la composition des détecteurs,
en complément de l'annexe I)
- III - Coefficients d'absorption massique en énergie pour les photons
(tissus de l'organisme humain - mélanges "équivalents tissus")
- IV - Composition des émulsions photographiques
- V - Doses absorbées relativement aux tissus mous pour les photons
(mélanges équivalents tissus)

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] U.FANO
Gamma-Ray Attenuation - Nucleonics n°9-60 (1953)
- [2] G.R. WHITE
X-Ray Attenuation Coefficients from 10 keV to 10 MeV
National Bureau of Standards - Report 1003 (1952)
- [3] Radiation Hygiene Handbook - Mc Graw-Hill 1959 - 14-4
- [4] R. STEPHENSON
Introduction to Nuclear Engineering - Mc Graw-Hill 1954 - 193
- [5] Report of the International Commission on Radiological Units and
Measurements (I.C.R.U) - 1959 - U.S.Department of Commerce -
National Bureau of Standards - Handbook 78 - 1961
- [6] W.T. THORNTON and J.A. AUXIER
Some X-Ray and fast neutron response characteristics of silver
metaphosphate glass dosimeter
- [7] G. BETCHEN et H. JOFFRE
Brevet déposé
- [8] H.H. ROSSI and G. FAILLA
Tissue-equivalent ionization chambers - Nucleonics 14, n° 2-32 (1956)

A N N E X E I

Coefficients d'absorption massique (cm²/g) en énergie pour les photons [5]

Eléments présents dans l'organisme humain

| Energie MeV | H | C | N | O | F | Na | Mg | P | S | Cl | K | Ca |
|-------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 0,010 | 0,0099 | 1,94 | 3,42 | 5,50 | 7,75 | 15,4 | 20,9 | 40,1 | 49,7 | 58,0 | 77,0 | 89,8 |
| 0,015 | 0,0110 | 0,517 | 0,916 | 1,49 | 2,12 | 4,43 | 6,09 | 11,9 | 15,2 | 17,0 | 24,6 | 28,9 |
| 0,020 | 0,0133 | 0,203 | 0,360 | 0,587 | 0,88 | 1,77 | 2,47 | 5,0 | 6,41 | 7,50 | 10,5 | 12,5 |
| 0,030 | 0,0186 | 0,0592 | 0,102 | 0,163 | 0,242 | 0,482 | 0,684 | 1,45 | 1,85 | 2,20 | 3,12 | 3,75 |
| 0,040 | 0,0230 | 0,0306 | 0,0465 | 0,0700 | 0,110 | 0,194 | 0,274 | 0,570 | 0,731 | 0,90 | 1,25 | 1,52 |
| 0,050 | 0,0270 | 0,0226 | 0,0299 | 0,0410 | 0,057 | 0,0996 | 0,140 | 0,282 | 0,361 | 0,42 | 0,626 | 0,764 |
| 0,060 | 0,0305 | 0,0203 | 0,0244 | 0,0304 | 0,040 | 0,0637 | 0,0845 | 0,166 | 0,214 | 0,257 | 0,367 | 0,443 |
| 0,080 | 0,0362 | 0,0201 | 0,0218 | 0,0239 | 0,0275 | 0,0369 | 0,0456 | 0,0780 | 0,0971 | 0,110 | 0,158 | 0,191 |
| 0,10 | 0,0406 | 0,0213 | 0,0222 | 0,0232 | 0,0250 | 0,0288 | 0,0334 | 0,0500 | 0,0599 | 0,0670 | 0,0909 | 0,111 |
| 0,15 | 0,0485 | 0,0246 | 0,0249 | 0,0252 | 0,0252 | 0,0258 | 0,0275 | 0,0315 | 0,0351 | 0,0375 | 0,0433 | 0,0488 |
| 0,20 | 0,0530 | 0,0267 | 0,0267 | 0,0271 | 0,0272 | 0,0265 | 0,0277 | 0,0292 | 0,0310 | 0,0325 | 0,0339 | 0,0367 |
| 0,50 | 0,0589 | 0,0297 | 0,0297 | 0,0297 | 0,0294 | 0,0284 | 0,0293 | 0,0288 | 0,0300 | 0,0298 | 0,0294 | 0,0304 |
| 1,0 | 0,0555 | 0,0279 | 0,0280 | 0,0280 | 0,0275 | 0,0267 | 0,0275 | 0,0270 | 0,0280 | 0,0276 | 0,0272 | 0,0279 |
| 2,0 | 0,0464 | 0,0234 | 0,0234 | 0,0234 | 0,0230 | 0,0225 | 0,0232 | 0,0228 | 0,0235 | 0,0230 | 0,0228 | 0,0234 |
| 5,0 | 0,0316 | 0,0170 | 0,0172 | 0,0174 | 0,0173 | 0,0173 | 0,0181 | 0,0184 | 0,0192 | 0,0193 | 0,0193 | 0,0200 |
| 10,0 | 0,0222 | 0,0137 | 0,0142 | 0,0147 | 0,0150 | 0,0154 | 0,0163 | 0,0174 | 0,0183 | 0,0187 | 0,0191 | 0,0201 |

Nota : Les coefficients relatifs au fluor et au chlore sont obtenus par interpolation

ANNEXE II

Coefficients d'absorption massique (cm^2/g) en énergie pour les photons
 Eléments entrant dans la composition des détecteurs de rayonnement γ
 (En complément de l'annexe I)

| Energie MeV | Ne | Al | A | Fe | Cu | Br | Ag | Cd | Sn | I | Ba | Pb |
|--|--------|------------------------|--------|--------|-------|--------|--------|---------|---------|--------|--------|--------|
| 0,010 | 10,90 | 26,5 | 62,0 | 168,0 | 214,0 | 42,5 | 100,0 | 100,0 | 121,0 | 144,0 | 170,00 | 84,6 |
| 0,015 | 3,05 | 7,65 | 19,4 | 62,0 | 73,6 | 63,0 | 32,5 | 35,0 | 40,0 | 47,0 | 57,5 | 110,0 |
| 0,020 | 1,25 | 3,16 | 8,31 | 26,0 | 32,5 | 37,5 | 15,0 | 16,0 | 17,6 | 21,5 | 26,0 | 58,0 |
| 0,030 | 0,35 | 0,88 | 2,46 | 7,75 | 9,80 | 13,5 | 17,2 | 18,0 | 16,95 | 7,0 | 8,75 | 19,5 |
| 0,040 | 0,145 | 0,351 | 0,974 | 3,30 | 4,20 | 6,0 | 10,0 | 11,0 | 11,80 | 10,0 | 11,0 | 9,0 |
| 0,050 | 0,0745 | 0,176 | 0,484 | 1,55 | 2,15 | 3,5 | 6,0 | 6,50 | 7,30 | 6,50 | 7,5 | 4,90 |
| 0,060 | 0,0480 | 0,104 | 0,284 | 0,975 | 1,30 | 2,0 | 3,80 | 4,20 | 4,50 | 4,50 | 5,2 | 3,0 |
| 0,080 | 0,0315 | 0,0536 | 0,124 | 0,400 | 0,56 | 0,90 | 1,75 | 1,95 | 2,20 | 2,30 | 2,65 | 1,40 |
| 0,10 | 0,0262 | 0,0372 | 0,0725 | 0,219 | 0,30 | 0,50 | 1,0 | 1,10 | 1,20 | 1,35 | 1,55 | 2,16 |
| 0,15 | 0,0255 | 0,0282 | 0,0368 | 0,0801 | 0,15 | 0,18 | 0,35 | 0,375 | 0,425 | 0,50 | 0,59 | 1,08 |
| 0,20 | 0,0270 | 0,0275 | 0,0302 | 0,0485 | 0,066 | 0,097 | 0,17 | 0,185 | 0,210 | 0,25 | 0,29 | 0,586 |
| 0,50 | 0,0290 | 0,0287 | 0,0271 | 0,0293 | 0,033 | 0,033 | 0,045 | 0,0420 | 0,0450 | 0,045 | 0,0480 | 0,0901 |
| 1,0 | 0,0270 | 0,0269 | 0,0252 | 0,0261 | 0,028 | 0,0270 | 0,0285 | 0,0285 | 0,0285 | 0,0285 | 0,0285 | 0,0384 |
| 2,0 | 0,0228 | 0,0227 | 0,0212 | 0,0219 | 0,024 | 0,0230 | 0,0240 | 0,0240 | 0,0240 | 0,0240 | 0,0240 | 0,0248 |
| 5,0 | 0,0173 | 0,0180 | 0,0176 | 0,0198 | 0,020 | 0,0220 | 0,0225 | 0,0230 | 0,0232 | 0,0240 | 0,0240 | 0,0272 |
| 10,0 | 0,0152 | 0,0167 | 0,0173 | 0,0213 | 0,023 | 0,0240 | 0,0270 | 0,0270 | 0,0275 | 0,0280 | 0,0285 | 0,0328 |
| Discontinuité K | | MeV | | | | 0,0135 | 0,0256 | 0,02675 | 0,02922 | 0,0322 | 0,0375 | 0,0882 |
| μ | | cm^2/g | | | | 19,0 | 8,0 | 7,5 | 6,1 | 5,12 | 4,80 | 1,05 |
| | | | | | | 71,2 | 21,8 | 21,2 | 17,1 | 13,5 | 11,40 | 2,51 |
| Discontinuités L du plomb : 0,01305 à 0,01390 MeV - μ : 41,0 et 110 cm^2/g | | | | | | | | | | | | |

ANNEXE III

Coefficients d'absorption massique (cm²/g) en énergie pour les photons ⁽¹⁾
Tissus de l'organisme humain - Mélanges "équivalents tissus"

| Energie MeV | muscle | épiderme | os | eau | air γ | gaz γ+n | plastique γ | plastique γ+n | Mix D γ | plastique de Rossi et Failla n |
|----------------|--------|----------|--------|--------|----------|------------|----------------|------------------|------------|--------------------------------------|
| 0,010 | 4,96 | 4,291 | 19,0 | 4,89 | 4,66 | 4,89 | 4,45 | 4,88 | 4,15 | 1,797 |
| 0,015 | 1,36 | 1,208 | 5,89 | 1,32 | 1,29 | 1,348 | 1,262 | 1,376 | 1,45 | 0,480 |
| 0,020 | 0,544 | 0,488 | 2,51 | 0,523 | 0,516 | 0,544 | 0,499 | 0,551 | 0,60 | 0,1893 |
| 0,030 | 0,154 | 0,1355 | 0,743 | 0,147 | 0,147 | 0,1546 | 0,140 | 0,156 | 0,16 | 0,0566 |
| 0,040 | 0,0677 | 0,0620 | 0,305 | 0,0647 | 0,0640 | 0,0687 | 0,0626 | 0,0692 | 0,077 | 0,0303 |
| 0,050 | 0,0409 | 0,0380 | 0,158 | 0,0394 | 0,0384 | 0,0411 | 0,0370 | 0,0419 | 0,043 | 0,0232 |
| 0,060 | 0,0312 | 0,0294 | 0,0979 | 0,0304 | 0,0292 | 0,0308 | 0,0288 | 0,0317 | 0,032 | 0,0215 |
| 0,080 | 0,0255 | 0,0240 | 0,0520 | 0,0253 | 0,0236 | 0,0255 | 0,0233 | 0,0251 | 0,026 | 0,0219 |
| 0,10 | 0,0252 | 0,0242 | 0,0386 | 0,0252 | 0,0231 | 0,0250 | 0,0228 | 0,0252 | 0,024 | 0,0233 |
| 0,15 | 0,0276 | 0,0267 | 0,0304 | 0,0278 | 0,0251 | 0,0274 | 0,0249 | 0,0275 | 0,026 | 0,0270 |
| 0,20 | 0,0297 | 0,0287 | 0,0302 | 0,0300 | 0,0268 | 0,0295 | 0,0269 | 0,0297 | 0,027 | 0,0294 |
| 0,50 | 0,0327 | 0,0296 | 0,0316 | 0,0330 | 0,0297 | 0,0324 | 0,0295 | 0,0326 | 0,030 | 0,0326 |
| 1,0 | 0,0308 | 0,0280 | 0,0297 | 0,0311 | 0,0280 | 0,0305 | 0,0277 | 0,0307 | 0,028 | 0,0307 |
| 2,0 | 0,0257 | 0,0240 | 0,0248 | 0,0260 | 0,0234 | 0,0257 | 0,0232 | 0,0257 | 0,024 | 0,0257 |
| 5,0 | 0,0188 | 0,0185 | 0,0186 | 0,0190 | 0,0173 | 0,0188 | 0,0171 | 0,0187 | 0,018 | 0,0185 |
| 10,0 | 0,0154 | 0,0153 | 0,0159 | 0,0155 | 0,0144 | 0,0154 | 0,0143 | 0,0150 | 0,015 | 0,0146 |

(1) calculés d'après les coefficients indiqués en annexe I

ANNEXE IV

Composition pondérale des émulsions photographiques utilisées en dosimétrie

| Eléments | | | | | | | |
|---|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| Emulsion | H | C | N | O | Br | Ag | I |
| Kodak NTA | 0,0117 | 0,0847 | 0,0306 | 0,0480 | 0,3390 | 0,4710 | 0,0149 |
| Ilford K5 | 0,0139 | 0,0818 | 0,0206 | 0,0668 | 0,3370 | 0,4633 | 0,0131 |
| Dosimètre Kodak CB, type DMA-CEA | | | | | | | |
| plage 20 à 700 mrad (375 mg/dm ²) | 0,03 | 0,19 | 0,07 | 0,09 | 0,25 | 0,35 | 0,005 |
| plage 0,5 à 20 rads (125 mg/dm ²) | 0,04 | 0,26 | 0,09 | 0,13 | 0,20 | 0,27 | 0,006 |
| plage 10 à 800 rads (65 mg/dm ²) | 0,05 | 0,33 | 0,12 | 0,16 | 0,14 | 0,19 | 0,004 |

ANNEXE V

Doses absorbées relativement aux tissus mous (rapport μ/μ_{muscle} en énergie) pour les photons

- Mélanges équivalents tissus -

| Energie MeV | air | gaz $\gamma + n$ | eau | plastique γ | plastique $\gamma + n$ |
|----------------|-----------------|------------------|-----------------|--------------------|------------------------|
| 0,010 | 0,94 | 0,99 | 0,985 | 0,90 | 0,98 |
| 0,015 | 0,95 | 0,99 | 0,97 | 0,93 | 1,01 |
| 0,020 | 0,95 | 1,00 | 0,96 | 0,92 | 1,01 |
| 0,030 | 0,95 | 1,00 | 0,95 | 0,91 | 1,01 |
| 0,040 | 0,95 | 1,01 | 0,96 | 0,92 | 1,02 |
| 0,050 | 0,94 | 1,00 | 0,96 | 0,90 | 1,02 |
| 0,060 | 0,94 | 0,99 | 0,97 | 0,92 | 1,02 |
| 0,080 | 0,93 | 1,00 | 0,99 | 0,91 | 0,98 |
| 0,10 | 0,92 | 0,99 | 1,00 | 0,90 | 1,00 |
| 0,15 | 0,91 | 0,99 | 1,01 | 0,90 | 1,00 |
| 0,20 | 0,90 | 0,99 | 1,01 | 0,90 | 1,00 |
| 0,50 | 0,91 | 0,99 | 1,01 | 0,90 | 1,00 |
| 1,00 | 0,91 | 0,99 | 1,01 | 0,90 | 1,00 |
| 2,00 | 0,91 | 0,99 | 1,01 | 0,90 | 1,00 |
| 5,00 | 0,92 | 0,99 | 1,01 | 0,91 | 1,00 |
| 10,00 | 0,93 | 0,98 | 1,00 | 0,93 | 0,98 |
| Valeur moyenne | $0,93 \pm 0,02$ | $0,99 \pm 0,01$ | $0,98 \pm 0,03$ | $0,91 \pm 0,02$ | $1,00 \pm 0,02$ |

FIGURES

- 1 - Dose absorbée par l'eau
- 2 - Fréquence des impulsions dans un compteur Geiger-Müller
- 3 - Dose absorbée dans l'émulsion photographique relativement aux tissus mous (Emulsions nucléaires Kodak NTA et Ilford K5, Dosimètre Kodak CB - type DMA-CEA)
- 4 - Dose absorbée dans l'émulsion photographique relativement aux tissus mous après atténuation par divers écrans (Dosimètre Kodak CB - type DMA-CEA, plage 0,5 à 20 rads)
- 5 - Sensibilité du stylo électromètre SEQ4 (licence CEA) en fonction de l'énergie γ , relativement à la dose absorbée dans l'organisme à une profondeur de $0,3 \text{ g/cm}^2$
- 6 - Dose absorbée dans divers matériaux détecteurs, relativement aux tissus mous (verre au métaphosphate activé à l'argent, fluorine)
- 7 - Sensibilité d'une chambre d'ionisation de poche relativement à la dose absorbée dans les tissus de l'organisme à une profondeur de $0,3 \text{ g/cm}^2$ (paroi de $0,3 \text{ g/cm}^2$ de polyéthylène, carbone, bakélite, plexiglas, aluminium et cuivre)

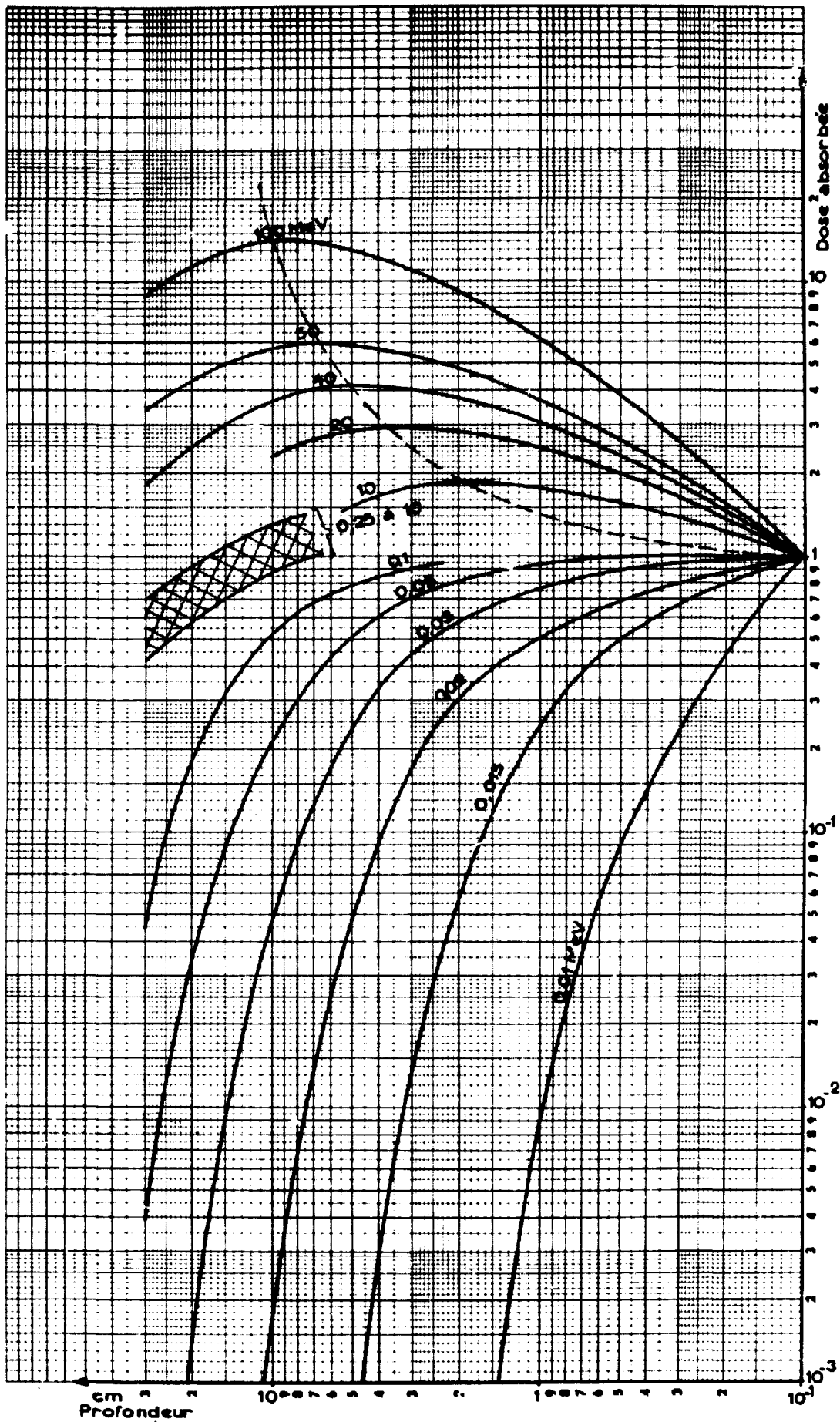
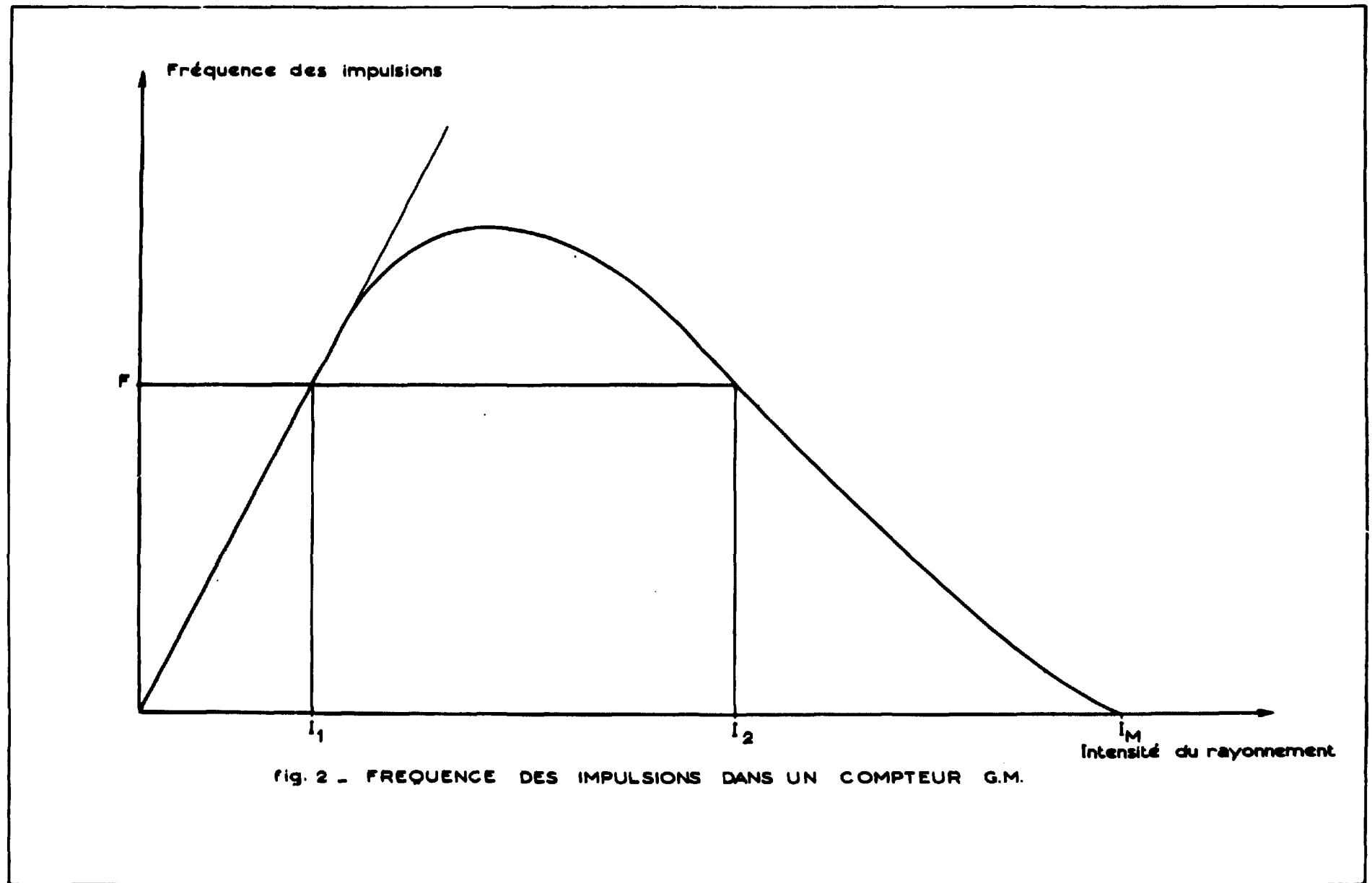


Fig. 1. DOSE ABSORBÉE γ DANS L'EAU EN FONCTION DE LA PROFONDEUR relativement à la dose en surface



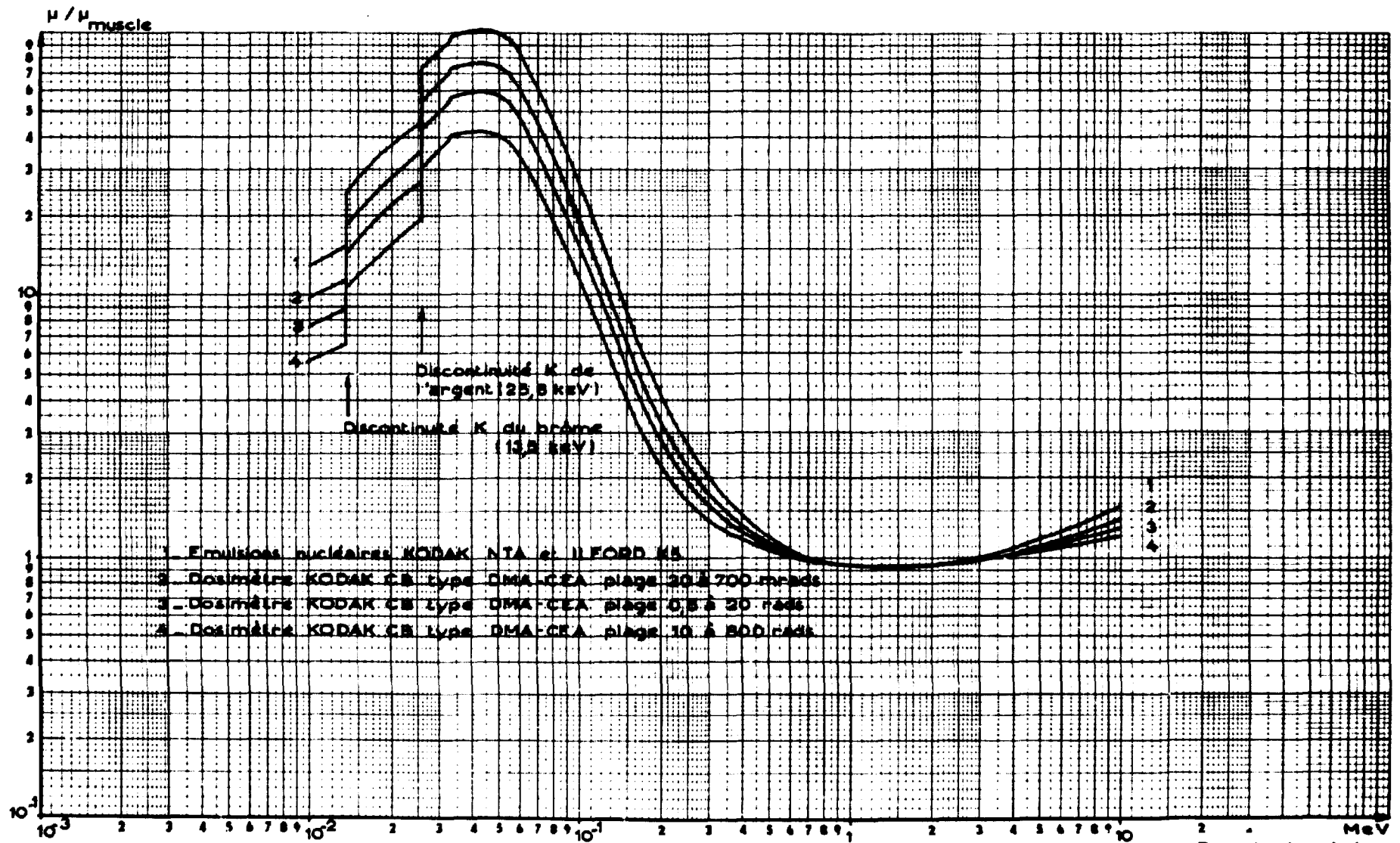


fig.3 - DOSE ABSORBÉE DANS L'EMULSION PHOTOGRAPHIQUE
relativement aux tissus mous

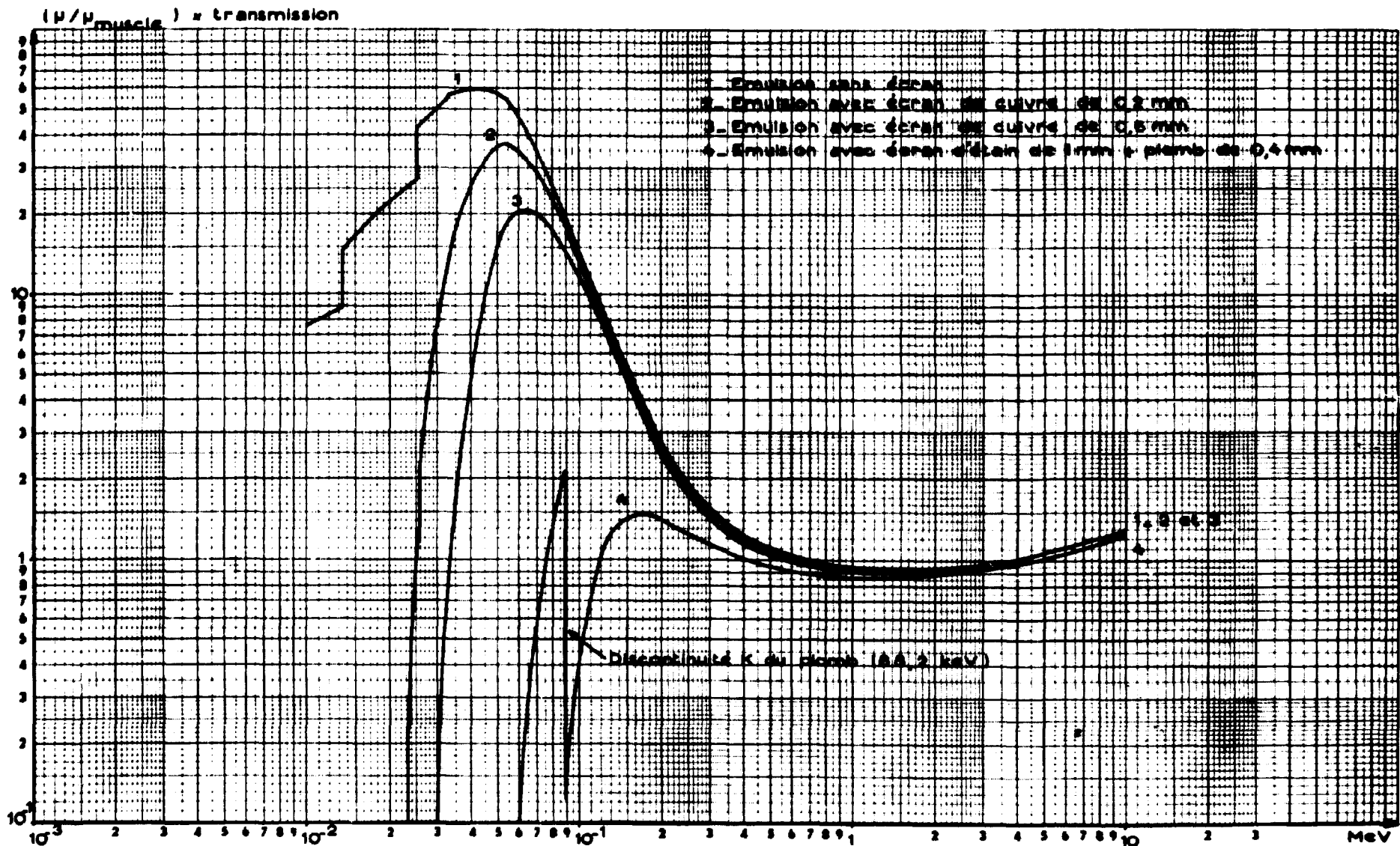


fig.4 - DOSE ABSORBÉE DANS L'ÉMULSION PHOTOGRAPHIQUE
 relativement aux tissus mous, après atténuation par divers écrans devant la plaque 0,5 - 20 rads du dosimètre C B

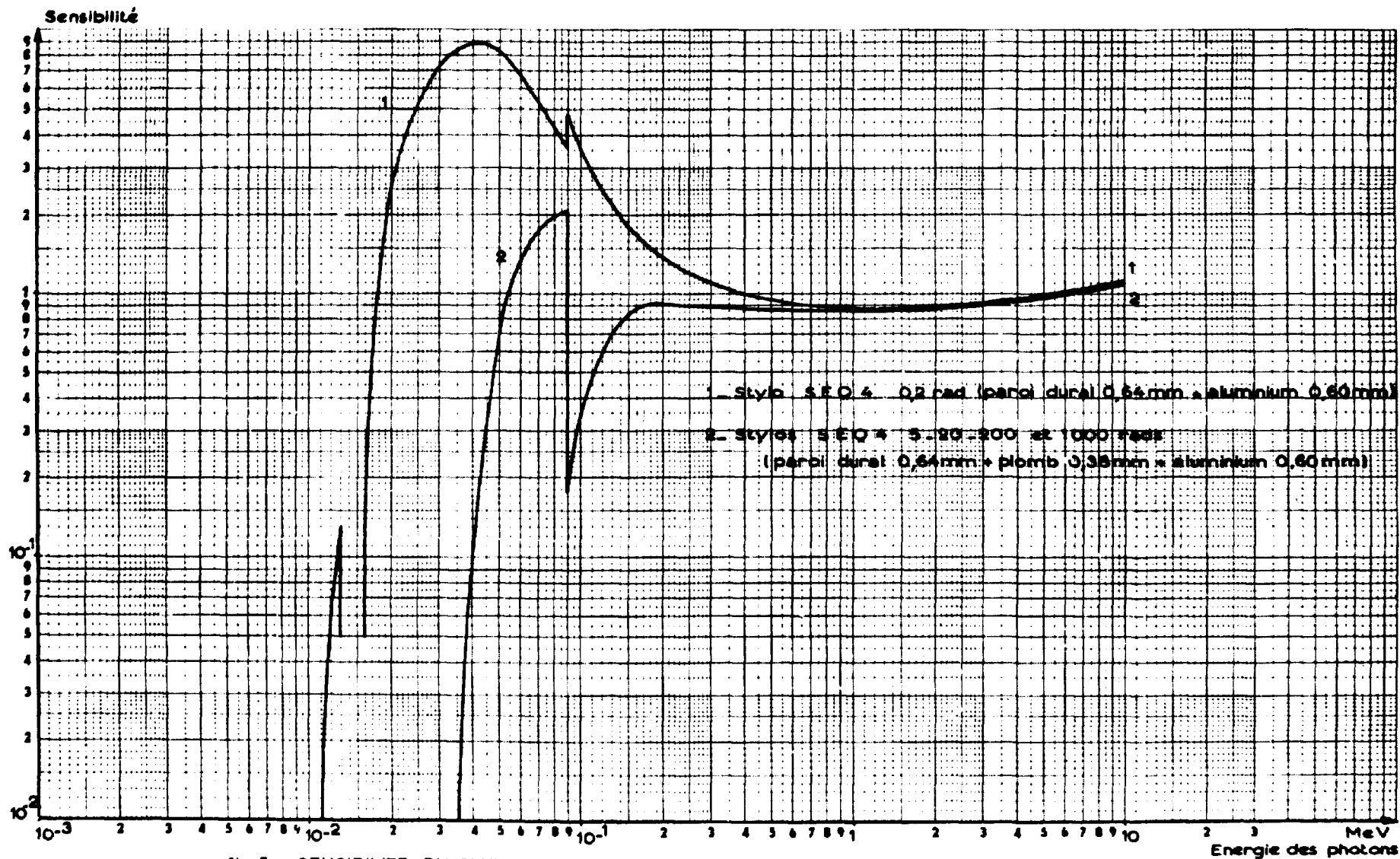


fig.5 - SENSIBILITE DU STYLO ELECTROMETRE SEQ 4 (LICENCE CEA),
relativement à la dose absorbée dans l'organisme à une profondeur de $0,3 \text{ g/cm}^2$

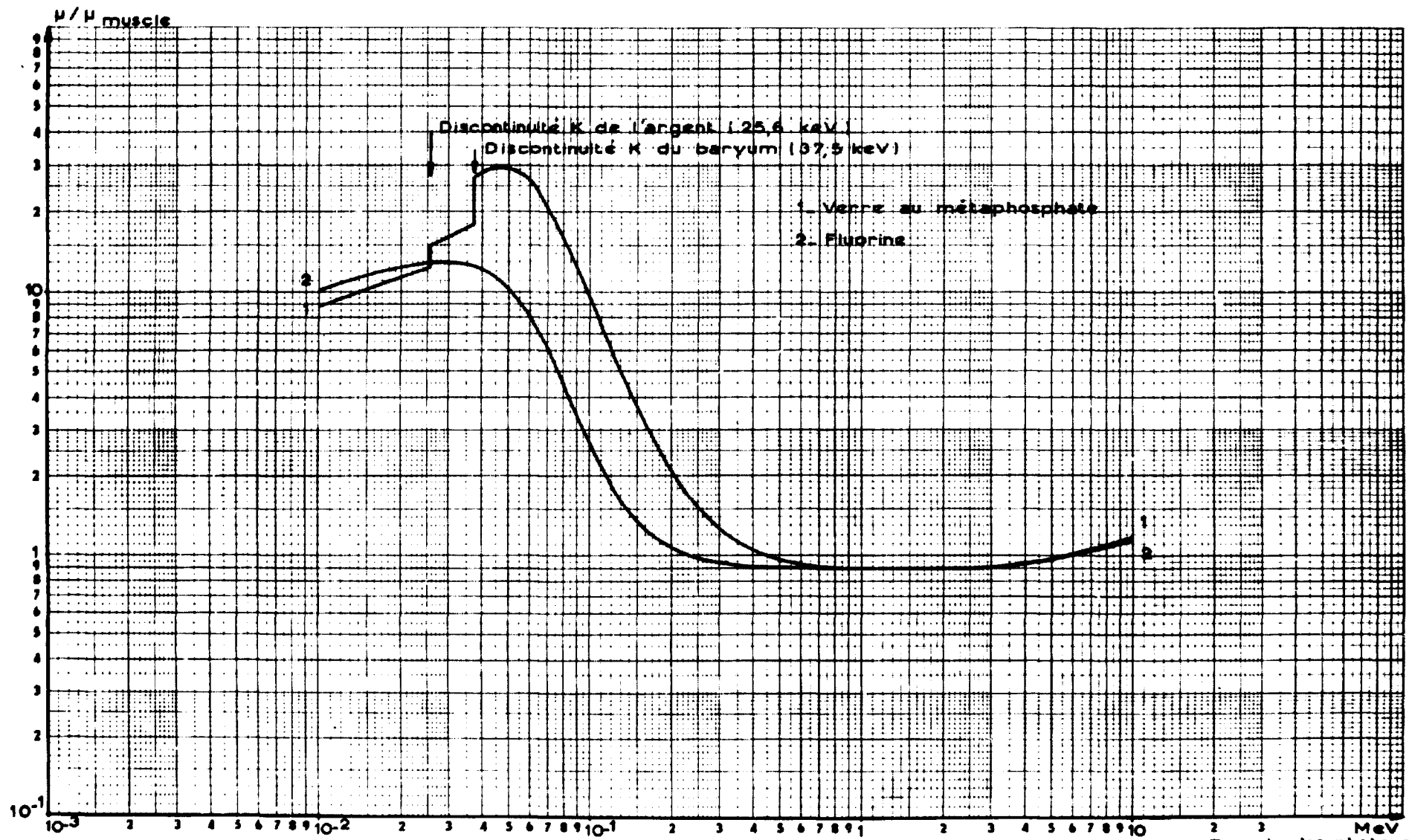


fig.6 - DOSE ABSORBÉE DANS DIVERS MATÉRIEAUX DÉTECTEURS RELATIVEMENT AUX TISSUS MOUS

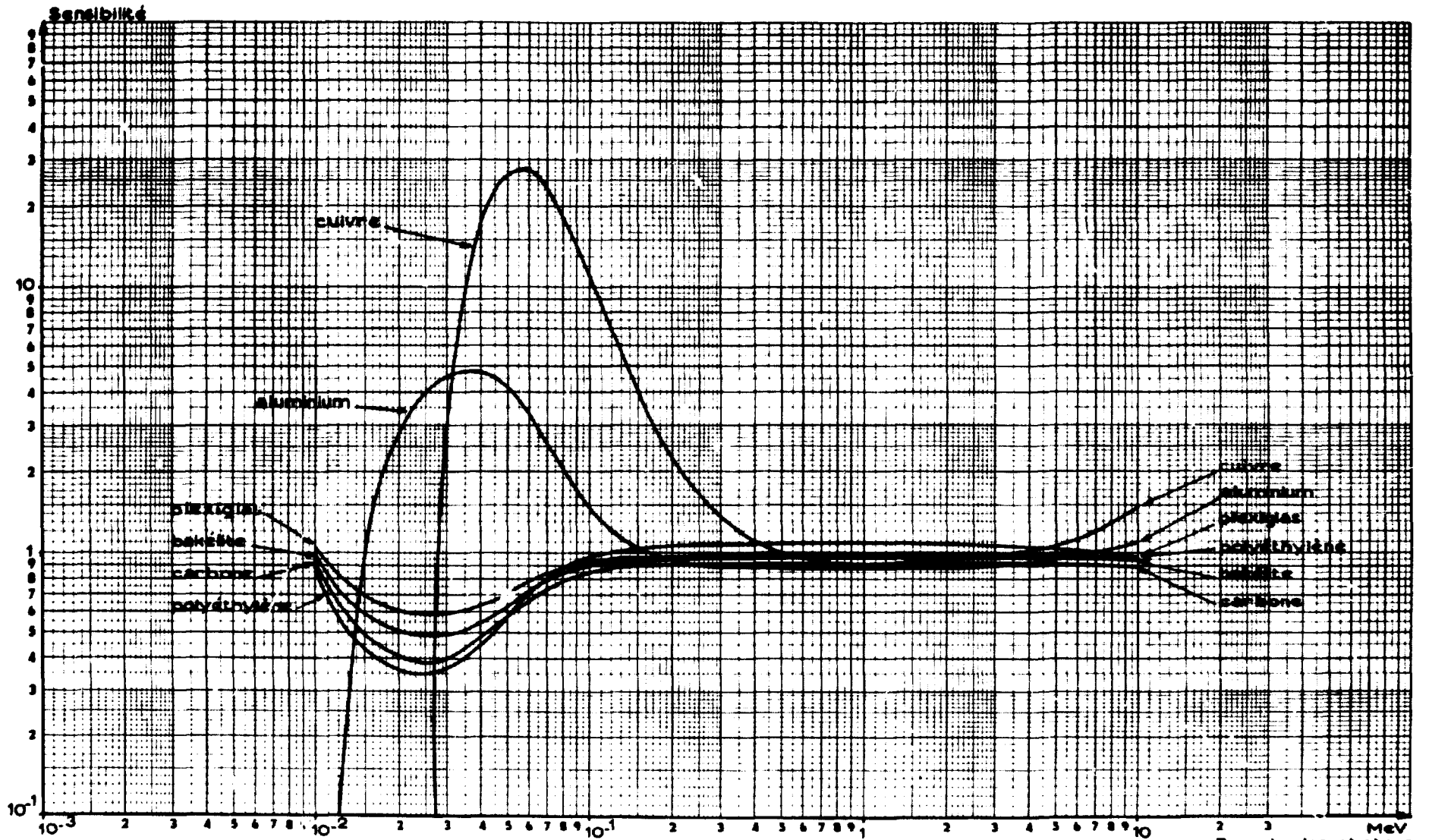


fig.7 - SENSIBILITE D'UNE CHAMBRE D'IONISATION DE POCHE A PARI DE $0,3 \text{ g/cm}^2$
relativement à la dose absorbée dans l'organisme à une profondeur de $0,3 \text{ g/cm}^2$

MeV
Energie des photons

FIN