

ISSN - 0250 - 5010

**ANNALEN  
VAN  
DE BELGISCHE VERENIGING  
VOOR  
STRALINGSBESCHERMING**

---

VOL. 22, N° 4

4e trim. 1997

**EVOLUTIONS RECENTES DE LA DOSIMETRIE NEUTRON  
RECENTE EVOLUTIES IN NEUTRONENDOSIMETRIE**

Driemaandelijkse periodiek  
2400 MOL 1

Périodique trimestriel  
2400 MOL 1

---

**ANNALES  
DE  
L'ASSOCIATION BELGE  
DE  
RADIOPROTECTION**

Hoofdredacteur

Dr M.H. Faes  
Fazantendreef, 13  
B- 3140 Keerbergen

Rédacteur en chef

Redactiesecretariaat

Mme Cl. Stiévenart  
Av. Armand Huysmans 206, bte 10  
B- 1050 Bruxelles - Brussel

Secrétaire de Rédaction

Publikatie van teksten in de Annalen gebeurt onder volledige verantwoordelijkheid van de auteurs.  
Nadruk, zelfs gedeeltelijk uit deze teksten, mag enkel met schriftelijke toestemming van de auteurs en van de Redactie.

Les textes publiés dans les Annales le sont sous l'entière responsabilité des auteurs.  
Toute reproduction, même partielle, ne se fera qu'avec l'autorisation écrite des auteurs et de la Rédaction.

Ce numéro contient des textes  
d'exposés présentés le 18 avril 1997  
lors d'une réunion organisée à Bruxelles  
par l'Association belge de  
Radioprotection consacrée à

**Evolutions récentes  
de la dosimétrie neutron**

Dit nummer bevat teksten van de  
uitlezingszittingen gedaan in Brussel  
op 18 april 1997 ter gelegenheid van  
van een vergadering van de Belgische  
Vereniging voor Stralingsbescherming  
te Mol, gewijd aan:

**Recente evoluties in  
neutronendosimetrie**

**SOMMAIRE**

**INHOUD**

**page**

- Introduction P. KOCKEROLS	317
- Eléments sur les conséquences des recommandations de l'ICRP Publication 60 en dosimétrie des neutrons J.L. CHARTIER	319
- The calibration of bubble neutron doseimeters F. VANHAVERE, M.LOOS, H. THIERENS	337
- The albedo-dosimeters: werkingsprincipe en operationeel gebruik J. VAN CAUTEREN	349
- Le dosimètre à bulles en France A. SERBAT, J. DHERMAIN	351
- Research on bubble detectors at Belgonucléaire R. OLAERTS, P. KOCKEROLS	373

## INTRODUCTION

**P. Kockerols**

Tout d'abord je tiens à vous remercier pour votre présence à cette réunion de l'association belge de radioprotection.

La réunion aura pour thème les évolutions récentes de la dosimétrie neutron. Je crois que c'est un sujet d'actualité. Les dernières années de plus en plus de publications sont faites sur les problèmes spécifiques liés aux doses et à la dosimétrie neutron. Et, dans les cercles de radioprotection, ce n'est certainement pas la première réunion organisée sur le sujet.

Je crois que, si le sujet est d'actualité, c'est vraisemblablement lié au concours de trois facteurs.

Tout d'abord il y a la publication 60 de l'ICRP, qui a jeté un pavé dans la mare, en réévaluant de manière très significative l'effet biologique relatif dans le calcul de la dose neutron. On peut ajouter à cela qu'il existe encore beaucoup d'incertitudes sur cet effet biologique.

Un deuxième facteur est que les doses neutrons ont progressivement augmenté en importance relative. La radioprotection fournit beaucoup d'efforts pour réduire les doses, mais ces efforts sont, la plupart du temps, axés sur la réduction des doses photons, je veux dire les doses dues aux rayonnements X ou gamma. Et, dès lors que l'exposition aux photons a sensiblement diminué au fil des ans, proportionnellement la part d'autres formes d'expositions, telle celle due au rayonnement des neutrons, a augmenté.

Finalement, en troisième lieu, il faut souligner l'évolution qu'ont connu les dosimètres neutron. Ceux-ci étaient et sont encore fort en retard sur les développements des dosimètres 'classiques' bêta/gamma. Néanmoins on peut estimer qu'aujourd'hui, grâce à cette évolution, l'on dispose de certains types de dosimètres neutron qui permettent une dosimétrie opérationnelle fiable, dans des limites de précision satisfaisantes.

Te BELGONUCLEAIRE en meer algemeen in de fabricage van MOX-splijtstof moet er een bijzondere aandacht besteed worden aan de neutronendosissen, vermits ze een belangrijk aandeel vormen in de totale blootstelling van het personeel. We zijn dan ook verplicht de meest recente evoluties inzake neutronendosimetrie op de voet te volgen. Dit verklaart het onderzoeksprogramma dat we geleid hebben, en dat op het einde van deze vergadering zal voorgesteld worden.

In het kader van dit onderzoek hebben wij uiteraard ook externe contacten gehad, zowel in België als in het buitenland. Dit heeft ons toegelaten ons een beeld te maken van de problemen en recente ontwikkelingen elders in de neutronendosimetrie. Het leek daarom nuttig dat enkele van deze ontwikkelingen ook zouden worden voorgesteld. Vandaar deze studievergadering.

## **ELEMENTS SUR LES CONSEQUENCES DES RECOMMANDATIONS DE L'ICRP PUBLICATION 60 EN DOSIMETRIE DES NEUTRONS**

**J.L.Chartier**

IPSN, P.B.6, F-92265 Fontenay-aux-Roses, France

### **Résumé**

La présente documentation envisage les points suivants :

- rappel des recommandations ICRP 60
- démarche utilisée pour définir les grandeurs de protection
- spécificité des effets des différents rayonnements
- notions d'équivalent de dose, de dose équivalente et de dose efficace

### **1. Introduction**

La mise en place des systèmes de protection radiologique dans la plupart des pays s'inspire largement des Recommandations de l'ICRP (International Commission on Radiological Protection) qui font autorité en la matière. Ceci s'est tout récemment trouvé confirmé dans le contenu de la Directive Européenne n° 96/29/Euratom du 13 mai 1996 parue au J.O.C.E. du 29/6/96, 'fixant les normes de base relatives à la protection sanitaire de la population et des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants'. Cette Directive reprend pratiquement dans sa totalité les dernières Recommandations décrites dans l'ICRP Publication 60<sup>(1)</sup>, en adoptant les nouvelles Grandeurs de Protection: la dose équivalente et la dose efficace. On peut aussi y remarquer que des limites de dose plus contraignantes sont stipulées pour les personnes professionnellement exposées, ainsi que pour le public. De plus, on y constate que le respect de ces valeurs doit être assuré par la mise en application des Grandeurs Opérationnelles de l'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) pour l'étalonnage des systèmes dosimétriques affectés aux surveillances de zone ou individuelle. Il est important de préciser que les modifications de terminologie pour les grandeurs dosimétriques s'accompagnent plus fondamentalement d'une remise en cause des concepts préconisés dans l'ICRP Publication 26<sup>(2)</sup>. Cette tendance déjà suggérée dans l'ICRU Report 40<sup>(3)</sup>, préconisant une augmentation des facteurs de qualité pour les rayonnements neutroniques, s'est finalement traduite par l'élaboration d'un système de protection basé sur une nouvelle méthode de pondération de la dose absorbée. L'objectif recherché a été d'assurer une protection radiologique améliorée vis-à-vis de l'exposition aux neutrons de fission et aux particules lourdes de TEL élevé. Cependant les grandeurs de protection n'étant pas directement mesurables, il est nécessaire de vérifier, dans leur nouvelle version, la cohérence de celles-ci avec les grandeurs opérationnelles de l'ICRU, ces dernières devant en être des estimateurs 'raisonnables'. C'est pourquoi un Groupe de Travail commun ICRP-ICRU a été constitué pour procéder à l'évaluation des conséquences des Recommandations de l'ICRP Publication 60 vis-à-vis des grandeurs opérationnelles de l'ICRU. Cette évaluation repose sur une compilation des nouveaux coefficients de conversion relatifs aux grandeurs de protection et opérationnelles pour les différents types de rayonnement: photons, neutrons et électrons. Les travaux de ce comité se sont traduits par

l'élaboration d'un document de synthèse qui vient d'être publié sous la forme de l'ICRP Publication 74<sup>(4)</sup>, et très prochainement par l'ICRU Report 57.

## **2. Rappels sur les Recommandations de l'ICRP Publ. 60**

Les travaux récents de l'ICRP ont abouti à la publication de Recommandations faisant état de nouvelles grandeurs dosimétriques assorties de nouvelles données numériques justifiées par les retombées des progrès récents de la recherche en biologie. Un domaine particulièrement concerné est celui de la dosimétrie des neutrons auxquels un 'coefficient de risque' accru a été attribué. De plus, et pour l'ensemble des rayonnements, une tendance générale à réduire les 'doses limites' autorisées aux postes de travail a été stipulée et l'intégralité des conclusions de l'ICRP se retrouve dans le contenu de la Directive Européenne 96/29/Euratom, dont la mise en place dans les différents pays partenaires de l'Union Européenne doit être effective au 13 Mai 2000.

La terminologie 'Grandeur (Dosimétrique) de Protection' a été définie et utilisée par le Groupe de Travail commun ICRP-ICRU en remplacement de la dénomination précédente: 'Grandeur Primaire Limite', traduction française dérivée de 'Primary Limiting Quantity' qui apparaît souvent dans la littérature publiée par l'ICRP, ainsi que dans celle couvrant le domaine généralement associé à la protection radiologique.

Les Grandeurs de Protection sont destinées à quantifier le risque encouru par l'individu lorsqu'il est soumis à une irradiation externe ou interne (contamination). D'ailleurs, on trouve aussi dans les textes anglo-saxons l'expression 'Risk Quantity'. A partir de ces Grandeurs de Protection sont établies des 'limites de doses' autorisées, dont les valeurs numériques sont telles que le risque associé reste d'un ordre de grandeur similaire à celui des autres risques de la vie courante. Notamment il doit prendre en compte la complexité du corps humain, composé d'organes dont les radiosensibilités sont très variables. Toutefois, nous ne considérons, dans ce document, que les situations 'à risque' résultant de l'irradiation externe, c'est-à-dire celle causée par des sources de rayonnements extérieures au corps humain.

Pourquoi ces révisions ?

Selon l'ICRP, cette évolution des concepts résulte des progrès des connaissances dans les domaines de la biologie, et plus particulièrement, ceux relatifs aux effets biologiques des rayonnements, décrits en détail dans l'ICRP Publication 60 (Annexe B). L'objectif ultime de l'ICRP est de mettre à la disposition des structures et organismes nationaux ou internationaux les principes et les éléments nécessaires à la mise en place d'un système de protection radiologique approprié. Ceci devrait conduire à une meilleure cohérence entre les réglementations et modalités applicables dans les différents pays. De plus, on devrait tendre vers une meilleure exactitude dans l'évaluation des 'doses' inscrites dans les fichiers dosimétriques des personnes dont l'activité professionnelle s'exerce dans les installations ou laboratoires où existe un risque potentiel d'exposition aux rayonnements ionisants.

### 3. La démarche utilisée pour définir les Grandeurs de Protection

Les Grandeurs de Protection ont pour objectif de gérer la surveillance radiologique des individus dans les situations courantes de la Radioprotection, et, en particulier, pour les conditions d'exposition aux rayonnements ionisants telles qu'elles se situent très en-dessous des limites de dose recommandées par l'ICRP. On peut alors admettre, de façon simplifiée, que la production des dégâts dans l'organisme est suivie de réparation des tissus endommagés et, dans l'état actuel des connaissances, l'apparition éventuelle d'un cancer reste un phénomène purement aléatoire, indépendant d'un seuil de dose. On dit qu'il s'agit alors de *phénomènes stochastiques*.

Pour remplir sa mission, la protection radiologique doit se doter d'une *grandeur dosimétrique représentative de la probabilité de création de dégâts dans les organes atteints par le rayonnement*. Ceci équivaut à définir une grandeur dosimétrique apte à fournir une estimation des dommages subis (et leurs conséquences) par l'individu exposé.

La démarche utilisée procède en 3 étapes:

1°) dans la première étape, on s'intéresse à la grandeur physique fondamentale de la dosimétrie: **la dose absorbée** dans le tissu, qui se définit comme l'énergie déposée par unité de masse, l'unité étant le J/kg avec pour nom spécial le Gray (Gy).

2°) dans la seconde étape, une **pondération** est appliquée à la valeur précédemment obtenue. Ceci peut s'interpréter comme l'intervention d'un 'facteur de risque', élément nécessaire pour atteindre une première Grandeur de Protection. Cette grandeur s'exprimera aussi dans l'unité J/kg, mais avec pour nom spécial le Sievert (Sv), ce qui exprime une 'nature' différente de cette grandeur dosimétrique par rapport à la dose absorbée.

Ce **facteur de pondération 'rayonnement'** tient compte des connaissances de la biologie relativement aux effets 'locaux' des rayonnements.

3°) Dans la troisième étape, selon les données issues de la biologie concernant la radiosensibilité des différents tissus ou organes 'critiques', un nouveau **facteur de pondération 'organe'** est appliqué au résultat précédent pour évaluer le risque partiel engendré au niveau d'un organe donné. Puis, par une sommation sur les différents organes, il sera possible de générer une Grandeur de Protection rendant compte du risque encouru au niveau du corps entier.

A la place d'une approche expérimentale basée sur l'utilisation de détecteurs 'parfaits', c'est-à-dire capable d'estimer le risque encouru par un organe exposé au rayonnement, la disponibilité de codes de transport des particules dans la matière et les progrès de l'informatique permettent de mettre en oeuvre un procédé mathématique qui, grâce à la simulation par méthode Monte-Carlo, prend le relais de l'expérimentation. Ainsi, il est possible d'accéder, par le calcul et avec une précision suffisante, à la grandeur 'dose absorbée' pour l'ensemble des rayonnements usuels et pour des distributions angulaires et énergétiques incidentes quelconques du rayonnement sur un organe spécifié ou sur le corps entier (Etape 1). Pour ce dernier, le modèle le plus élaboré est le modèle MIRD V, souvent dénommé 'fantôme MIRD V', et ses 2 variantes Adam et Eva. Dans ces fantômes anthropomorphes, les organes, le squelette, le tissu musculaire et la peau sont représentés par des solides géométriques simulant, avec une assez bonne fidélité, les éléments radiosensibles du

corps humain. En prolongeant cette démarche, l'intervention des pondérations 'rayonnement' (Etape 2) et 'organe' (Etape 3) permet d'accéder aux Grandeurs de Protection à partir des données décrivant le champ de rayonnement (distributions de la fluence en fonction de l'énergie et de l'incidence du rayonnement) où l'exposition a lieu.

### 3.1 Les spécificités des effets des différents rayonnements. Remarques sur l'étape 2.

Nous avons déjà mentionné que, si la dose absorbée est bien la grandeur fondamentale à considérer lors d'un transfert d'énergie entre le rayonnement et le tissu vivant, elle ne suffit pas à prendre en compte, à elle seule, les différents processus biologiques agissant au niveau cellulaire. Ce sont eux qui, pour les besoins de la radioprotection, vont permettre de quantifier **l'effet** des rayonnements, autrement dit, vont évaluer le **risque** associé à un tissu donné lorsqu'il subit l'exposition à un rayonnement déterminé

**Au cours des 20 dernières années, l'ICRP a élaboré 2 approches assez différentes** pour 'quantifier' les effets des rayonnements et leurs spécificités. Elles s'appuient sur des hypothèses et des concepts simplificateurs *liés à la nature des particules chargées secondaires mises en mouvement dans le tissu biologique irradié et directement responsables de la cession d'énergie*

Dans le prochain paragraphe, une description synthétique de ces 2 approches doit permettre de préciser les caractéristiques de chacune, sans s'attarder sur la pertinence discutable des terminologies employées puisque celles-ci sont, à ce jour, définitivement adoptées au niveau international.

### 3.2 La prise en compte de la nature du rayonnement : Notions d'**Equivalent de Dose** et de **Dose Equivalente**.

Un même transfert d'énergie à un tissu ( ou un organe) soumis à l'irradiation ne donne pas lieu aux mêmes effets biologiques, c'est-à-dire aux mêmes dommages cellulaires selon qu'il s'agit de photons X ou  $\gamma$ , de neutrons, de bêtas, d'électrons de plusieurs dizaines de MeV, etc ... en raison de la variété des phénomènes locaux résultant, au niveau des cellules, des interactions des particules chargées mises en mouvement par les rayonnements incidents. Ces particules chargées ionisent les atomes ou les molécules du milieu traversé en cédant de l'énergie et provoquent soit des changements transitoires, soit des dégâts durables dans les cellules-cibles.

Tout d'abord, et selon qu'il s'agit de rayonnements *fortement* ou *faiblement pénétrants*, les organes atteints seront situés plus ou moins profondément dans le corps. D'autre part, à pénétration égale, selon le type de particules secondaires mises en mouvement par le rayonnement incident (électrons, protons, particules  $\alpha$ , ions C, ...), les dégâts causés localement seront plus ou moins importants en fonction des transferts d'énergie 'locaux' mis en jeu lors des collisions.

Il semble logique de faire intervenir la notion de *Transfert Linéique d'Énergie (TLE)*, exprimé en keV/ $\mu\text{m}$ , visualisant la 'concentration' (ou la 'densité') de l'énergie transférée au milieu sur le parcours des particules chargées, puisque la distribution locale des dépôts d'énergie est responsable d'altérations plus ou moins importantes dans les cellules atteintes.

La dosimétrie de radioprotection s'appuie sur une grandeur dérivée de la dose absorbée permettant de traduire l'impact du rayonnement sur le tissu biologique. Cette grandeur dosimétrique dérivée, **l'équivalent de dose**, a été pronée par l'ICRP comme Grandeur de Protection jusqu'en 1991, année de parution de la Publication 60 de l'ICRP.

Même si depuis cette date, l'ICRP a abandonné ce concept pour le remplacer par celui de la **dose équivalente**, nouvelle Grandeur de Protection, il est important d'en rappeler les éléments fondamentaux, car l'ICRU l'a conservé pour la définir les Grandeurs Opérationnelles<sup>(5,6)</sup>.

En résumé, malgré les différences liées au procédé choisi pour pondérer la dose absorbée dans un milieu biologique irradié afin d'estimer l'impact radiologique du rayonnement, ces 2 approches ont le même objectif, c'est-à-dire établir des valeurs numériques permettant de comptabiliser les répercussions biologiques d'une dose absorbée par le tissu.

Nous considérerons successivement l'équivalent de dose et la dose équivalente;

### 3.3 L'équivalent de dose

L'équivalent de dose, H, résulte de la relation suivante:

$$H = D \cdot Q \quad (1)$$

En un point donné, l'équivalent de dose est déduit de la dose absorbée en ce point en appliquant un facteur multiplicatif Q, chargé de prendre en compte l'efficacité biologique des particules chargées produisant la dose.

Le facteur de qualité des particules chargées Q dépend de leur transfert linéique d'énergie  $L_\infty$ , selon une relation définie par l'ICRP. La relation actuelle  $Q(L)^{(1)}$  s'établit comme suit:

$$Q(L) \quad \left\{ \begin{array}{ll} 1 & \text{pour } L \leq 10 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 0.32 L - 2.2 & \text{pour } 10 < L < 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \\ 300/\sqrt{L} & \text{pour } L \geq 100 \text{ keV}/\mu\text{m} \end{array} \right.$$

Lorsque l'interaction du rayonnement incident met en mouvement différents types de particules chargées, un facteur de qualité moyen  $\bar{Q}$  peut être calculé à partir de la relation précédente en tenant compte du spectre des particules chargées

Au niveau d'un organe (T), la relation (1) devient la relation (2):

$$H_T = \bar{Q}_T \cdot D_T \quad (2)$$

-  $H_T$  : équivalent de dose moyen à l'organe (T),

- $\overline{D}_T$  : dose absorbée moyenne à l'organe (T), ou 'dose à l'organe',
- $\overline{Q}_T$  : facteur de qualité moyen dans l'organe.

Le coefficient multiplicatif  $\overline{Q}_T$  appliqué à la dose absorbée tient compte de la modification du spectre des particules chargées en chaque point de l'organe irradié, ces changements résultant eux-mêmes des variations du spectre du rayonnement primaire au fur et à mesure que des zones de plus en plus profondes sont atteintes.  $\overline{Q}_T$  s'exprime en fonction de la distribution de la dose absorbée en termes de  $L$ , transfert linéique d'énergie. Dans ces conditions, de nombreux paramètres sont pris en compte: citons l'orientation de l'organe dans le champ de rayonnement, son positionnement plus ou moins profond dans le corps, le spectre du rayonnement incident etc ...

En résumé, le passage de la dose absorbée à l'équivalent de dose fait intervenir les simulations très fidèles du transport du rayonnement incident dans l'organe et du transfert d'énergie au milieu irradié. Ceci revient à dire que chaque élément de volume d'un organe est particularisé dans le calcul du risque encouru pour atteindre une estimation de l'effet biologique du rayonnement sur l'ensemble de l'organe.

Après ce rappel sur le concept des 'anciennes' Grandeurs de Protection (décrites dans l'ICRP Publication 26<sup>(2)</sup>) et des 'actuelles' Grandeurs Opérationnelles<sup>(5,6)</sup>, nous allons considérer les modifications apportées sur ce sujet par les Recommandations de l'ICRP dans sa Publication 60.

### 3.4 La dose équivalente

La grandeur de protection, **dose équivalente**, préconisée actuellement par l'ICRP apporte une solution simplifiée à l'estimation du risque. La relation de base s'écrit:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (3)$$

- $H_T$  = dose équivalente dans le tissu , ou l'organe (T),
- $D_{T,R}$  = dose absorbée moyenne dans le tissu, (ou l'organe T), résultant du rayonnement de type R
- $w_R$  = s'appelle le facteur de pondération radiologique

Les caractéristiques de  $w_R$  sont les suivantes:

- $w_R$  = facteur multiplicatif dépendant du type de rayonnement ( R ) incident sur le tissu (ou l'organe (T)).
- $w_R$  = dépend de l'énergie du rayonnement (R ).

Les valeurs de  $w_R$  sont données dans le Tableau ci-dessous

Type de rayonnement et gamme d'énergie	Facteur de pondération radiologique $w_R$
Photons, toutes énergies	1
Electrons et muons, toutes énergies	1
Neutrons <sup>(*)</sup> , énergie < 10 keV	5
10keV<E<100keV	10
100keV<E<2MeV	20
2MeV<E<20MeV	10
E>20 MeV	5
Protons, autres que les protons de recul d'énergies > 2MeV	5
Particules $\alpha$ , fragments de fission, ions lourds	20

(\*) Pour les neutrons, la formule analytique suivante peut être utilisée dans les calculs  
 $w_R=5+17\exp[-(\ln(2E))^2/6]$

### Remarque importante :

Contrairement à ce qui a été mentionné pour l'équivalent de dose, le facteur multiplicatif  $w_R$  appliqué à la dose absorbée n'est pas affecté par les modifications du spectre de rayonnement à l'intérieur de l'organe puisque sa valeur est une fonction de l'énergie (ou du spectre) du rayonnement (R ) avant qu'il ne l'atteigne pour interagir. Par ailleurs, il ne dépend ni de la position, ni de l'orientation de l'organe dans le corps.

### 3.5 La Grandeur de Protection relative au corps entier : la dose efficace

La **dose efficace** est simplement une généralisation au corps entier de la notion de dose équivalente. Elle s'exprime par la relation :

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (4)$$

dans laquelle:

- E : est la dose efficace,
- $H_T$  : représente la dose équivalente relative à l'organe (T),
- $w_T$  : est le facteur de pondération tissulaire de l'organe (T).

C'est une sommation pondérée étendue aux différents organes critiques (T) des doses équivalentes  $H_T$  individuelles pour une configuration d'irradiation donnée.

Les valeurs numériques des facteurs de pondération tissulaires  $w_T$  sont fixées par l'ICRP en fonction de critères biologiques relatifs aux organes critiques dont la liste a été étendue à ceux du tableau ci-après.

Tissu ou organe	Facteur de pondération tissulaire	
	$w_R$	
Gonades	0,20	
Moelle osseuse	0,12	
Colon	0,12	
Poumon	0,12	
Estomac	0,12	
Vessie	0,05	
Seins	0,05	
Foie	0,05	
Oesophage	0,05	
Thyroïde	0,05	
Peau	0,01	
Surface de l'os	0,01	
Reste du corps <sup>(*)</sup>	0,05	

(\*) Voir certaines conditions particulières dans l'ICRP Publ. 60 (Tableau 2)

#### 4. Résumé

L'ICRP a défini 2 Grandeurs de Protection : la dose équivalente et la dose efficace.

a) la dose équivalente dérive de la dose absorbée moyenne dans un organe pour prendre en compte le risque associé à l'effet biologique du rayonnement sur cet organe. Un facteur multiplicatif  $w_R$ , ne dépendant que du spectre de rayonnement incident est utilisé.

b) la dose efficace E est la grandeur de protection qui fournit l'estimation du risque encouru par le corps entier.

La valeur numérique de la grandeur E est celle qui doit être reportée dans le fichier dosimétrique des personnes soumises à une surveillance dosimétrique. C'est donc, en principe, ce que l'indication d'un dosimètre individuel doit être capable fournir.

Les 'limites de dose' recommandées par l'ICRP 60 se réfèrent à la dose efficace. Ces limites sont suffisantes pour protéger les personnes de l'apparition d'effets déterministes pour **presque** tous les organes. Cependant 2 organes doivent être considérés séparément: le cristallin et la peau, car ils peuvent subir des expositions localisées. Ainsi, la limitation de la dose effective protège la peau des effets stochastiques, mais les risques dus aux expositions localisées, qui peuvent entraîner des effets déterministes, sont ignorés. De plus , l'oeil ne fait pas partie de la liste des organes

critiques. En conséquence, pour ces 2 organes, des limites supplémentaires sont imposées comme on peut le noter dans le tableau suivant.

Grandeur de Protection	Limite de 'dose'	
	Activité professionnelle	Public
Dose efficace	20 mSv par an, moyenné sur une période de 5 ans	1 mSv par an
Dose équivalente annuelle		
- au cristallin	150 mSv	15 mSv
- à la peau	500 mSv	50 mSv
-aux mains et aux pieds	500 mSv	-

## **5. Références**

1. ICRP Publication 60 - 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Volume 21 No 1-3 (1991)
2. ICRP Publication 21 - Data for Protection against Ionizing Radiation from External Sources. Supplement to ICRP Publication 15 (1970).  
ICRP Publication 26 - Recommendations of the ICRP. Annals of the ICRP Volume1 No 3 (1977).
3. ICRU Report 40 - The Quality Factor in Radiation Protection. Report of a Joint Task Group of the ICRP and the ICRU to the ICRP and ICRU. (April 1986)
4. ICRP Publication 74 - Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. Annals of the ICRP Volume 26 No 3-4 (1996).
5. ICRU Report 39 - Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources (1985)  
ICRU Report 47 - Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations (1992).
6. ICRU Report 51 - Quantities and Units In Radiation Protection Dosimetry (1993)

## **Joint Task Group ICRP-ICRU**

### Full Members

R.H. Thomas (Chairman) (LLNL)

L.W. Brackenbush (PNNL) G. Dietze (PTB)

J-L. Chartier (IPSN) G. Drexler (GSF)

M.J. Clark (NRPB) H.G. Menzel (EC)

### Corresponding Members

R. Griffith (IAEA) B.R.L. Siebert (PTB)

B. Grosswendt (PTB) M. Zankl (GSF)

N. Petoussi-Hens (GSF)

## **Objectifs assignés au Joint Task Group par l'ICRP et l'ICRU**

Prenant en compte les Recommandations figurant dans l'ICRP Publication 60 :

1°) Effectuer les calculs (ou/et rassembler les données) concernant les coefficients de conversion entre la fluence et la dose efficace et l'équivalent de dose efficace, pour une variété de rayonnements et d'énergies, pour 'l'homme-standard, les enfants âgés de 15 ans, de 5 ans et de 3 mois'.

2°) Effectuer les calculs (ou/et rassembler les données) concernant les coefficients de conversion entre la fluence et l'équivalent de dose ambiant, l'équivalent de dose directionnel et l'équivalent de dose individuel.

3°) Effectuer une discussion détaillée des relations entre les 2 séries de données.

Vérifier que la cohérence entre les Grandeurs de Protection (définies par l'ICRP) et les Grandeurs Opérationnelles (définies par l'ICRU) est conservée,

$$H_{\text{prot}} / H_{\text{op}} \leq 1$$

ICRP Publication 74 - Volume 26, N° 3/4, 1996

'Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection against External Radiation'

## Grandeurs de Protection

Avant ICRP 60	Après ICRP 60
<p><b><u>Equivalent de dose</u></b></p> <p><u>En un point</u> : <math>H = Q D</math></p> <p style="margin-left: 100px;"><math>Q = f(L) \quad L = \text{TLE}</math> (EBR)</p>	<p><b><u>Dose équivalente</u></b></p>
<p>Valeurs moyennées sur les différents organes critiques (T)</p> $H_T = \bar{Q}_T \cdot D_T \quad D_T = \frac{1}{m_T} \int D dm$ $\bar{Q}_T = \frac{1}{m_T D_T} \int Q D dm$ $\bar{Q}_T = H_T / D_T$ $H_E = \sum_T w_T \cdot H_T$ <hr style="border-top: 1px dashed black;"/> <p>Formules simplifiées :</p> <p>1°) Fact<sup>f</sup> de qualité conventionnel <math>\bar{Q}_c</math> quel que soit l'organe (T) ( voir ICRU 51)</p> $H_E = \sum_T w_T Q_T D_T \Rightarrow \sum_T w_T Q_c D_T$ $= \bar{Q}_c \sum_T w_T D_T$ $\cong \bar{Q}_c D$ <p>2°) <math>H_E = K_{\text{issu}} \cdot \bar{Q}_c</math> (voir ICRU 40)</p>	<p>Valeurs moyennées sur les différents organes critiques (T)</p> $H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$ <p style="margin-left: 100px;"><math>w_R</math> (neutrons) <math>\cong \bar{Q}^*</math> (sphère ICRU) (quel que soit l'organe)</p> $E = \sum_T w_T \cdot H_T$ <hr style="border-top: 1px dashed black;"/> <p>Modifications (ICRP 60)</p> <p>1°) Limites de 'doses'</p> <p>2°) Concept et valeurs de <math>w_R</math></p> <p>3°) Liste des organes (T) ; <math>w_T</math></p> <p>4°) Relation <math>Q(L)</math>-<math>L</math> Valeurs de <math>L</math> (ICRU 49)</p>

## **Samenvatting**

De volgende punten worden behandeld:

De aanbevelingen van ICRP 60

De aanpak voor het bepalen van de grootheden.

De specifieke uitwerkingen van de verschillende stralingen

De begrippen dose-equivalent, equivalente dosis en effectieve dosis

## **Summary**

The following topics are dealt with:

ICRP 60 recommendations

The approach to the definition of the protection quantities

The specificity of the effects of the different radiations

The concept of dose-equivalent, equivalent dose and effective dose.

## THE CALIBRATION OF BUBBLE NEUTRON DOSEMETERS

F. Vanhavere<sup>(1)</sup>, M. Loos<sup>(1)</sup>, H. Thierens<sup>(2)</sup>

<sup>(1)</sup>SCK•CEN, The Belgian Nuclear Research Centre,  
Boeretang 200, 2400 Mol, Belgium

<sup>(2)</sup> University of Gent, Standard Dosimetry Laboratory,  
Proeftuinstraat 86, 9000 Gent, Belgium

### Abstract

The effects of the calibration circumstances are investigated for two types of neutron bubble detectors available from Bubble Technology Industries (Chalk River, Canada), namely the BD-PND and BDT bubble detectors. This includes the determination of the response to several radionuclide sources (<sup>252</sup>Cf, <sup>241</sup>Am-Be, <sup>241</sup>Am-Li, <sup>226</sup>Ra-Be) and the influence of irradiation with or without phantom. It is checked for these sources in what extent the bubble detectors provide a measure for the personal dose equivalent  $H_p(10)$  and what the influence of the new ICRP 60 quality factors is for these detector types. Furthermore it is checked if the sensitivity of the detectors changes with age, both in laboratory and workplace conditions.

### Introduction

Since the ICRP 60 publication<sup>(1)</sup> a lot of attention in radiation protection turned to neutron dosimetry. The reduction of the annual dose equivalent limits and the increased quality factors for neutrons proposed in this publication are threads indeed. They will magnify the need for more accurate and more sensitive neutron dosimeters. A type of dosimeter that has the possibility of solving many problems in neutron personal dosimetry is the neutron bubble dosimeter.

The bubble or superheated drop detector was first described by Robert Apfel in 1979<sup>(2)</sup>. It consists of a plastic tube in which thousands of superheated liquid drops of a chlorofluorocarbon are dispersed in a holding polymer medium. The droplets vaporise when exposed to high LET recoils from neutron interactions. The number of bubbles is related to the neutron dose received by the detector. Unique for a neutron personal dosimeter is the high sensitivity (up to a few bubbles per  $\mu\text{Sv}$ ) and the insensitivity to  $\gamma$ -radiation. They also have the advantage of direct reading, which allows the ALARA principle to be used.

In this study we use two types of bubble detectors commercially available from Bubble Technology Industries (BTI), Chalk River, Canada. The first one is the BD-PND, which has a more or less dose equivalent response for different neutron energies. The temperature dependence is limited in this type by the introduction of a temperature compensation material on top of the polymer. The BD-PND underestimates the dose given by thermal neutrons, so in fields where the thermal dose can be substantial, it can be important to use the BDT bubble detector. This detector has a different chemical composition so that the response is high for thermal neutrons and drops of with  $1/v$  for epithermal neutrons. The dose response of the BDT for fast neutrons is one tenth of the thermal sensitivity, and they are also temperature compensated.

We will study several factors that can influence the calibration results for bubble detectors. If the BD-PND behaved perfectly dose equivalent, it would not matter what neutron spectra are used in the calibration. In reality this is not the case. We did calibrations using four radionuclide neutron sources ( $^{252}\text{Cf}$ ,  $^{241}\text{Am-Be}$ ,  $^{241}\text{Am-Li}$ ,  $^{226}\text{Ra-Be}$ ) and will compare the results. We will also look at the deviations from dose equivalent response if the new ICRP 60 quality factors are applied. Calibration in personal dose equivalent  $H_p(10)$  implies the use of a phantom. For the neutron sources stated above we checked the difference between on/off phantom calibration. For a large number of bubble detectors we will compare our calibration factor with the one supplied by the manufacturer.

The bubble detectors can be used until it is no longer possible to recompress the bubbles. We checked if during the lifetime of the detector the sensitivity stays the same, and if the temperature dependence keeps on working.

## Materials and Methods

The irradiation facility has an area of 6x6 m<sup>2</sup>, and is 3.5 m high. These small dimensions will lead to quite large neutron scattering effects. Since the calibration factor should not depend upon the calibration facility, corrections have to be made for this neutron scattering. For the four sources used, the scatter percentages were measured with a shadow cone, both with and without phantom. The phantom used is a 30x30x15cm<sup>3</sup> PMMA block.

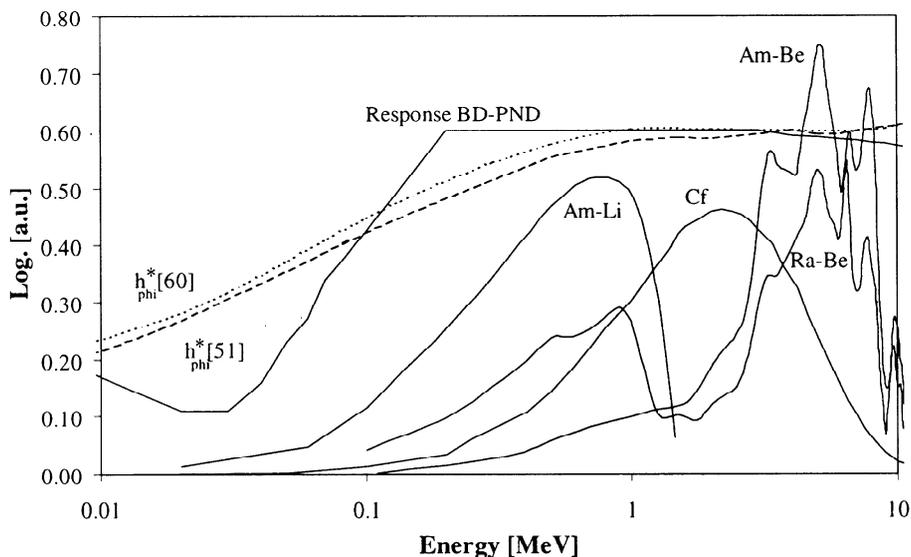


Figure 1: Energy spectra of the sources, fluence to dose equivalent conversion curves and fluence response of BD-PND bubble detector

In table 1 the data of the different radionuclide sources are listed. The spectra themselves are shown in figure 1. In this figure are also shown the fluence response of the BD-PND and the fluence-to-dose conversion factors  $h_{\phi}$  from the ICRP 51<sup>(3)</sup> and ICRP 60<sup>(4)</sup>.

To read out the detectors, an enlarged image of the tube was taken by a camera and the bubbles were counted by eye. In this way the bubbles throughout the whole tube were counted with negligible error. A comparison was made between our read-out method and the BTI Automatic Reader BDR-III, which is used for the read-out at the original calibration at BTI. The automatic reader has the specifications to be correct up to 10% for 150 bubbles. In figure 2 we see that the automatic reader

consistently underestimates the number of bubbles (on average 13%). Part of this difference stems from the fact that the automatic reader doesn't count the bubbles in the lowest, curved, part of the detector. We found that this accounts for some 6% difference. The other 7% lies within the stated error from the reader and comes from overlapping bubbles that are not correctly separated by the automatic reader.

	Am-Be <sup>(5)</sup>	Ra-Be <sup>(6)</sup>	Cf <sup>(5)</sup>	Am-Li <sup>(7)</sup>
Activity [10 <sup>6</sup> n/s]	9.5	1.39	273	0.594
Mean Energy [MeV]	4.3	3.9	2.1	0.54
$h_{\phi}^*(10)$ ICRP51 [10 <sup>-12</sup> Sv.cm <sup>2</sup> ]	380	354	340	222
$h_{\phi}^*(10)$ ICRP60 [10 <sup>-12</sup> Sv.cm <sup>2</sup> ]	391	382	384	284
$h_{\phi,p}^*(10)$ ICRP60 [10 <sup>-12</sup> Sv.cm <sup>2</sup> ]	410	404	401	293

Table 1: Data used for the different neutron sources

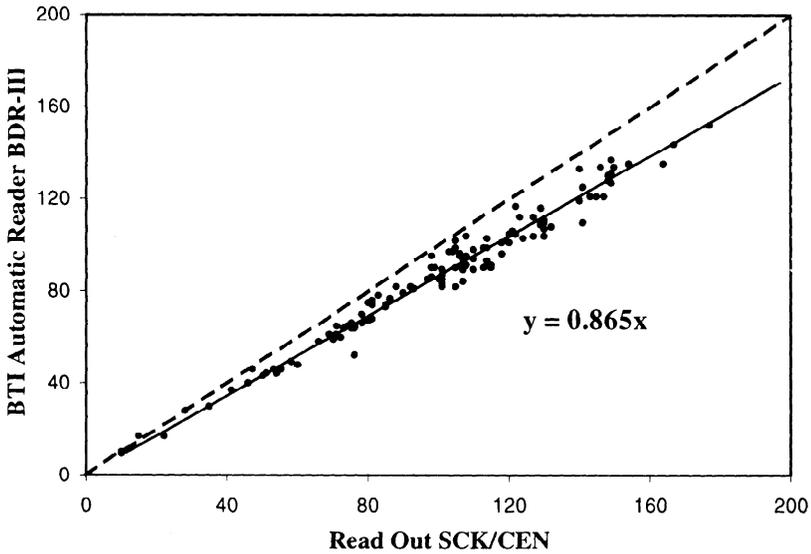


Figure 2: Comparison of the SCK/CEN read-out and the automatic read-out

## Results

In experiments with bubble detectors it is always important to be aware of the error involved in the measurement. The most important contribution here is the statistical uncertainty on the number of bubbles, equal to the square root of the number of bubbles. The error on the dose equivalent was always negligible compared to this. We tried to get always about 150 bubbles, but often we had to be satisfied with less (due to the limited strength of some sources). This explains the sometimes large errors on the results.

When calibrating for personal dose equivalent  $H_p(10)$  it is in principle necessary to use a phantom. The role of a phantom is to mimic the influence of the human body on the detector. The phantom is often omitted when calibrating bubble detectors. Still, we found (table 2) that the rise in sensitivity through a phantom can be substantial. The higher the energy of the original neutrons, the more important the influence of the phantom to the BD-PND's. For the BDT's these results are less important because they will normally not be calibrated with radionuclide sources but with thermal neutrons, not included in this study.

Also on table 2 are the relative sensitivities of the bubble detectors for the different sources. Given is the dose equivalent response for both types relative to the  $^{252}\text{Cf}$  response, using the ICRP 51 and ICRP 60 conversion factors. The  $H_p(10)$  factors are used for the data with phantom, without phantom the ambient dose equivalent  $H^*(10)$  conversion factors are used.

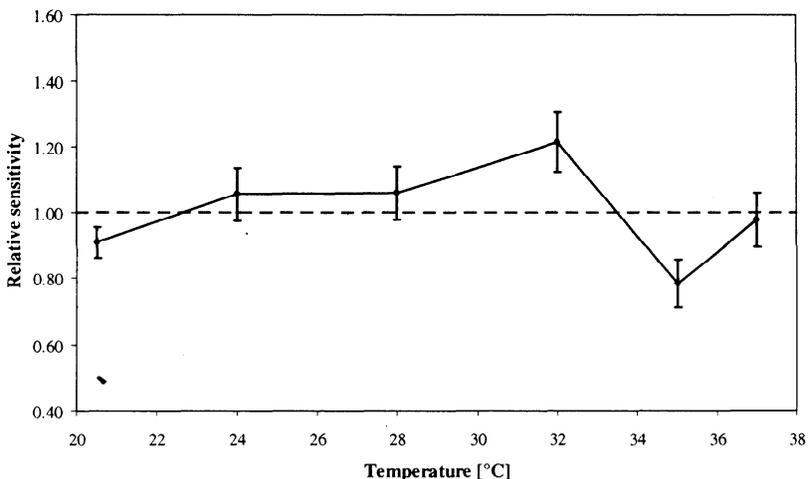


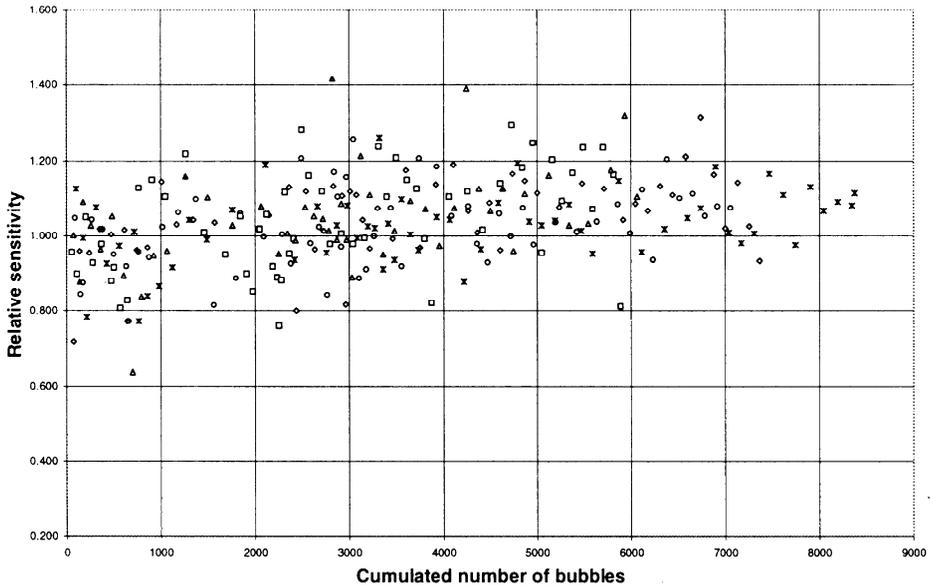
Figure 3: Temperature dependence of the BD-PND

	no phant./		relative dose equivalent response				relative dose equivalent response			
	with phant.		ICRP 51				ICRP 60			
	BD- PND	BDT	BD-PND +ph.	BDT +ph.	BD-PND -ph.	BDT -ph.	BD-PND +ph.	BDT +ph.	BD-PND -ph.	BDT -ph.
<b>Am-Be</b>	0.74	0.71	0.98	0.95	0.92	0.78	0.90	0.87	0.84	0.71
	±0.04	±0.04	±0.04	±0.05	±0.04	±0.04	±0.04	±0.05	±0.04	±0.04
<b>Ra-Be</b>	0.96	0.82	0.84	1.04	1.03	0.99	0.81	1.00	0.77	0.81
	±0.10	±0.09	±0.06	±0.08	±0.08	±0.10	±0.06	±0.08	±0.06	±0.07
<b>Cf</b>	0.79	0.86	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
	±0.02	±0.04								
<b>Am-Li</b>	0.93	0.78	1.04	1.50	1.23	1.36	1.16	1.68	1.10	1.33
	±0.07	±0.06	±0.05	±0.08	±0.08	±0.10	±0.06	±0.09	±0.06	±0.08

Table 2: Influence of the phantom and relative dose equivalent response for both types of bubble detectors.

At BTI they found a factor  $1.03 \pm 0.10$  <sup>(8)</sup> between Am-Be and Cf irradiation, both on phantom. This agrees with our value of  $0.98 \pm 0.04$ . But, the standard calibration at BTI is done without using a phantom. Using the data from table 2 we find that the BTI-sensitivity should be 27% lower than our standard calibration, on phantom with Cf, due to the high phantom dependency. We applied this 0.73 correction factor (together with the read-out factor of 0.87) to the BTI-sensitivities of 8 batches of BD-PND detectors, in total some 100 detectors. This sensitivity could then be compared to our sensitivity. We find average SCK over BTI factors of 0.98, 0.76, 0.88, 0.88, 0.70, 0.85, 0.71 and 0.88. The standard deviation per batch was from the order of 10%. So our calibration is obviously lower, and there can be some difference from batch to batch. This can partly be caused by the fact that the BTI sensitivity is an average over the sensitivities at 5 different temperatures (20,24,28,35 and 37°C). As can be seen in figure 3 the sensitivity at 20°C, our calibration temperature, is always less than the average over the 5 temperatures by some 5 to 10%. This can account for part of the lower sensitivity. For three other detectors we determined the average sensitivity at the 5 BTI temperatures, and after applying the correction factors we find a factor 0.95 with standard deviation of 0.05. This is in better agreement although generally our results still are lower than those from BTI. Applying only the read-out correction factor for 35 BDT's we find on average a

factor 0.11 between Cf-calibration and the BTI calibration at thermal energies. This confirms the relative sensitivity for fast neutrons (1/10) from the BDT detector.



*Figure 4: Evolution of sensitivity of 5 BD-PND bubble detectors*

The manufacturer BTI guarantees a useful life of three months for the bubble detectors. This implies every day use, but they ask to keep the detectors in their storage tubes in-between use. The end of the life of the bubble detectors is obvious: at a certain time the bubbles fail to recompress.

It is important to know if during their lifetime the sensitivity of the detectors changes. This would imply recalibration at regular times. To check this we irradiated 5 BD-PND detectors with Cf<sup>252</sup> until they reached the end of their life. This happened after some 61 to 70 irradiations during 2 years. In figure 4 we see the measured sensitivities of the five detectors (relative to their initial sensitivity) in function of the cumulated number of bubbles (or dose) in their life. You can see clearly that on average there is a small rise in sensitivity, about 10% by the end of their life.

These measurements were all done at 21°C, but we also know that there is loss of the temperature compensation with increasing age<sup>(9)</sup>. This is because the gel slowly diffuses through the tube, so that less pressure is exerted by the compensation

material on the gel. To minimise this diffusion the detectors should be stored in protecting tubes when they are not used. This loss of temperature compensation can clearly be seen in figure 5. This is an average of three BD-PND detectors, calibrated at BTI by the end of February 1996. So after 2 to 3 months the temperature compensation starts already to loose its strength. Again, these are detectors stored in their tubes in between the calibrations. When used every day in practise this could even be worse. This is checked with several batches of detectors used at Belgonucléaire. Every detector is used for three or four months almost every day, without storage in the tube. The results of calibrations with  $Cf^{252}$  of these detectors are shown in table 3. We can see that for the first two batches the temperature compensation had already disappeared one month after the calibration at BTI. Apparently they improved their system because the later batches show good temperature compensation at receipt. From batch 4 we see again that after a few months the sensitivity at higher temperatures has increased very much. The compensation lasts a few months, also when used in practise. The last column gives the change in nominal sensitivity at 21°C. The rise found here is larger than in the laboratory experiments, but still is relatively limited.

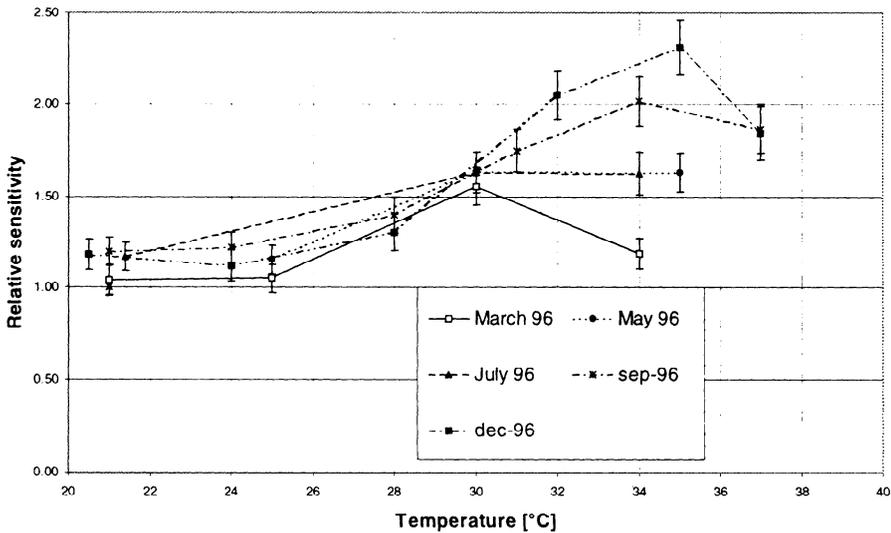


Figure 5: Evolution of temperature behaviour of BD-PND detectors ( $Cf^{252}$  irradiation)

Batch (BTI calibration date)	Time used in practise	Time after BTI calibration	Temperature compensation	Change in sensitivity at 21°C
Batch 1 (95-12-14)	0	1 month	$30^{\circ}/21^{\circ}=1.53$	
	3 months	6 months	$30^{\circ}/21^{\circ}=1.46$	+5%
Batch 2 (96-05-02)	0	1 month	$28^{\circ}/21^{\circ}=1.26$	
	4 months	7 months	$28^{\circ}/21^{\circ}=1.22$	+19%
Batch 3 (96-07-18)	0	1 month	$34^{\circ}/21^{\circ}=1.08$	
Batch 4 (96-12-18)	0	1 month	$35^{\circ}/21^{\circ}=0.92$	
	0.5 month	2 months	$35^{\circ}/21^{\circ}=1.00$	
	2.5 months	4 months	$35^{\circ}/21^{\circ}=1.24$	
	3 months	6 months	$35^{\circ}/21^{\circ}=1.58$	+16%

Table 3 : Evolution of sensitivity and temperature compensation of BD-PND detectors used at Belgonucléaire

## Discussion.

The BDT detector is not designed to have a dose equivalent response, the data in table 2 should thus be interpreted different from those for the BD-PND's. Most of the neutrons used in these tests have energies that lie in the flat, low response part from the BDT's. The results give only an indication of the amount of dose coming from low energy neutrons (relative to Cf). For instance, the relative high response for Ra-Be means that, although the average energy is higher than Cf, part of the neutrons from the Ra-Be source have a lower energy. This can also be seen on the spectrum on figure 1.

The data for the BD-PND bubble detector show that they do not have an ideal dose equivalent response. This can also be seen by comparing the response curve with the conversion factors from fluence to dose equivalent. In the ideal case these curves should be the same. We see that the bubble detector has a flat response between about 200 keV and 5 MeV, so for the neutron spectra used in this study the BD-PND acts more like a fluence detector. The conversion curve begins to decrease from about 1 MeV, so the dose delivered by neutrons between 0.1 and 1 MeV is overestimated by the bubble detector. In the same way, the dose from high energy neutrons is underestimated. This explains the lower results for Am-Be and the higher results for Am-Li relative to Cf. The results from Ra-Be show that it is

dangerous to consider only the average energy as spectrum characteristic. Ipe et al.<sup>(10)</sup> did tests with  $^{239}\text{Pu-Be}$ ,  $^{239}\text{Pu-B}$ ,  $^{252}\text{Cf}$ ,  $^{239}\text{Pu-F}$  and  $^{239}\text{Pu-Li}$ , and found similar results as in this study. Commenting on these data, Buckner and Sims<sup>(11)</sup> also warned for using only the average energy as spectrum characteristic

We can also conclude that the introduction of the ICRP 60 quality factors worsens the dose equivalency of the BD-PND bubble detector. Still, the deviations stay limited to +16% and -19% for these sources, which is within the ICRP recommendations on accuracy of measurements. One must keep in mind that a dose equivalent response as found in this study is a remarkable and unique good result for a personal neutron dosimeter.

Changes in sensitivity during the lifetime of the detectors are relatively small compared to the other errors occurring. So recalibration is not necessary. What can be a problem is the loss of the temperature compensation. This happens after a few months, depending on how the detectors are stored. Further work on this is in progress.

## References

- (1) ICRP. The 1990-1991 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60, Ann. ICRP 21(1-3), (Oxford: Pergamon), (1991).
- (2) Apfel A.E. The Superheated Drop Detector. Nucl. Instrum. Methods 162, 603-608 (1979).
- (3) ICRP. Data for Use in Protection Against External Radiation. Publication 51. Ann. ICRP 17(2-3) (Oxford: Pergamon) (1987).
- (4) Siebert B.R.L. and Schuhmacher H. Quality Factors, Ambient and Personal Dose Equivalent for Neutrons, Based on the new ICRU Stopping Power Data for Protons and Alpha Particles. Rad. Prot. Dosim. 58(3), 177-183 (1995).
- (5) ISO 8529. Neutron Reference Radiations for Calibrating Neutron-measuring Devices used for Radiation Protection Purposes and for Determining their Response as a Function of Neutron Energy. ISO International Standard (1989).
- (6) Geiger K.W. and Van Der Zwan L. Radioactive Neutron Source Spectra from  $^9\text{Be}(\alpha,n)$  Cross Section Data. Nucl. Instrum. Methods 131, 315-321 (1975).
- (7) Geiger K.W. and Van Der Zwan L. The Neutron Spectra and the Resulting Fluence-kerma Conversions for  $^{241}\text{Am-Li}(\alpha,n)$  and  $^{210}\text{Po-Li}(\alpha,n)$  Sources. Health Physics 21, 120-123 (1971).
- (8) Noulty R.. Private Communication.
- (9) Vanhavere F., Thierens H. and Loos M. Testing the Temperature Compensated BD-PND Bubble Detector. Rad. Prot. Dosim. 65(1-4), 425-428 (1996).
- (10) Ipe N.E., Busick D.D. and Pollock R.W. Factors Affecting the Response of the Bubble Detector BD-100 and a Comparison of its Response to CR-39. Rad. Prot. Dosim. 23(1/4), 135-138 (1988).
- (11) Buckner M.A. and Sims C.S. Explaining Some Observed Response Anomalies of the BD-100R Bubble Detector. Rad. Prot. Dosim. 40(1), 63-64 (1992).

## Samenvatting

De effecten van de kalibratieomstandigheden zijn onderzocht voor 2 types van neutron bubble detectors, namelijk de BD-PND en de BDT bubble detectors, beide beschikbaar bij Bubble Technology Industries (Chalk River, Canada). Dit omvat het meten van de gevoeligheid voor verschillende radionuclide bronnen ( $^{252}\text{Cf}$ ,  $^{241}\text{Am-Be}$ ,  $^{241}\text{Am-Li}$ ,  $^{226}\text{Ra-Be}$ ) en de invloed van bestraling met of zonder fantoom. Voor al deze bronnen heeft men onderzocht in welke mate de bubble detectors een dosisequivalente respons hebben en wat de invloed is van de nieuwe ICRP 60 kwaliteitsfactoren voor deze detectortypes. Verder heeft men gecontroleerd of de gevoeligheid van de detectors verandert met de ouderdom, zowel in laboratorium- als in werkomstandigheden.

## Abstract

Les effets des circonstances de calibration ont été examinés pour 2 types de neutron bubble détecteurs, disponibles chez Bubble Technology Industries (Chalk River, Canada), c'est-à-dire le BD-PND et le BDT bubble détecteurs. Cela comprend la détermination de la sensibilité avec plusieurs sources radioactives ( $^{252}\text{Cf}$ ,  $^{241}\text{Am-Be}$ ,  $^{241}\text{Am-Li}$ ,  $^{226}\text{Ra-Be}$ ) et de l'influence de l'irradiation avec ou sans fantôme. Pour ces sources on a contrôlé dans quelle mesure les détecteurs à bulles ont une réponse dose équivalent  $H_p(10)$  personnelle et quelle est l'influence des nouveaux facteurs de qualité ICRP 60 pour ces types de détecteurs. En outre on a vérifié si la sensibilité des détecteurs change avec l'âge, à la fois dans les conditions de laboratoire et de travail.

Annalen van de Belgische Vereniging voor Stralingsbescherming, Vol.22, n°4, 1997  
Annales de l'Association belge de Radioprotection  
p 349

**THE ALBEDO-DOSIMETERS: WERKINGSPRINCIPE EN  
OPERATIONEEL GEBRUIK**

J. Van Cauteren

AV Controlatom, Avenue du Roi 157, 1190 Bruxelles

texte non parvenu

### LE DOSIMETRE A BULLES EN FRANCE

A. Serbat, J. Dhermain - Centre d'Etudes du Bouchet (France)  
16bis av. Prieur de la Côte d'Or  
94114 Arceuil Cedex, (France)

#### Résumé

Après avoir rappelé le principe de fonctionnement du dosimètre individuel neutron à bulles, l'article décrit les différentes procédures utilisées pour évaluer le dosimètre BD 100R PND. Porté sur le buste, il est sensé mesurer l'équivalent de dose individuel. Il est livré étalonné par le constructeur en équivalent de dose ambiant  $H^*(10)$  à partir des données de l'ICRP 21. Les grandeurs de références utilisées pour ces essais font donc référence à l'ICRP 21. Il ressort de l'étude que cet instrument a des performances conformes aux exigences d'un appareil de radioprotection.

#### Introduction

Le CEB(1) étudie et utilise le dosimètre à bulles de la société B. T. I<sup>2</sup>. depuis plus de 10 ans. Il a connu toutes les versions de ce dosimètre depuis le premier, le BD 100. Le dosimètre à bulles classique est constitué d'un tube à essais contenant un gel polymère transparent élastique dans lequel des micro-gouttelettes de liquide surchauffé, mélange de fréons, sont dispersées. A l'intérieur du tube, un liquide à point d'ébullition bas exerce une pression sur le polymère et le liquide est stable. Le détecteur est donc insensible au rayonnement. On sensibilise le dosimètre en dévissant son bouchon et en permettant au liquide qui maintenait la pression de s'échapper. Les particules chargées, comme les protons issus de l'interaction d'un neutron avec le gel, interagissent avec les gouttes de liquide surchauffé qui se vaporisent et deviennent des bulles de vapeur visibles à l'oeil nu. Les bulles sont piégées dans le gel et leur nombre permet une estimation de l'équivalent de dose dû aux particules chargées. Ce dosimètre ne fonctionne que si la particule a un transfert linéique d'énergie suffisamment grand. Il est donc insensible aux électrons et aux photons.

Le modèle testé dans cette étude est de type BD 100 R PND. C'est un système compensé en température. Sa conception est la plus récente et probablement établie de façon définitive. Le liquide exerçant la pression est remplacé par une lentille de cire. Il possède également son propre système de remise à zéro.

Après utilisation, les bulles sont comptées à l'oeil, si elles sont peu nombreuses ou avec un système de caméra reliée à un moniteur dans le cas contraire. Ce système semi - automatique a été mis au point par B. T. I. Le résultat affiché à l'écran est observé par l'opératrice. Le système est dit semi -

automatique parce que, en cas d'oubli ou de rajout de bulles, les résultats sont corrigés manuellement par l'opérateur. Le temps de lecture d'un détecteur est d'environ 2 minutes.

Après comptage, le dosimètre est remis à zéro en revissant le bouchon qui, muni d'un piston, exerce sur le gel une pression suffisante pour effacer les bulles. Pour une bonne conservation, le dosimètre doit être replacé dans le tube en aluminium dans lequel il est livré et conservé entre 20 et 30°C.

Différents essais ont été effectués sur ces dosimètres, essais de réception et de dispersion, étude de la fréquence et du nombre possible de remises à zéro, de la linéarité, de la réponse en température, de la réponse en fonction du débit d'équivalent de dose  $H^*(10, \alpha=0)$ , de la réponse en énergie, de la réponse angulaire<sup>3</sup>.

### **Mode opératoire général.**

Pour faire ces essais, un dispositif d'irradiation a été réalisé, sous la forme d'un plateau tournant en aluminium, sur lequel les dosimètres viennent se visser en position verticale, le dispositif de compensation en température et de recompression étant placé vers le bas. Des trous filetés ont été percés suivant des cercles de différents rayons afin de pouvoir bénéficier, avec la même source, de débits de dose différents. La source est posée dans un réceptacle fixe. Les dosimètres sont toujours placés au même point et tournent autour de la source pendant l'irradiation. L'ensemble garantit une très bonne homogénéité et reproductibilité des irradiations. Un autre dispositif similaire a été spécialement conçu pour les essais climatiques.

Le point de référence, pour le calcul des doses et des distances est le milieu de la partie active du détecteur, l'origine des abscisses étant l'axe de rotation sur lequel la source est centrée. Le centre de la source et le centre de la partie active du détecteur sont dans le même plan horizontal.

Le contrôle de la température du gel pendant les irradiations est effectué toutes les trois minutes à l'aide d'un thermomètre-enregistreur équipé de quatre sondes (thermocouples), trois étant directement placées dans trois détecteurs témoins (BD100 hors d'usage qui suivent le même parcours que les dosimètres testés), la quatrième sonde restant en espace libre afin de déterminer la température ambiante.

Les grandeurs utilisées pour les essais sont l'équivalent de dose ambiant  $H_p(10)$  pour les essais effectués dans l'air et l'équivalent de dose individuel  $H^*(10, \alpha=0)$  pour les essais sur mannequin.  $H_p(10)$  est calculé selon les recommandations de l'ICRP 21, avec un coefficient de conversion fluence-équivalent de dose égal à  $3.8 \cdot 10^{-10} \text{ Sv.cm}^2$  pour l'Américium et  $3.41 \cdot 10^{-10} \text{ Sv.cm}^2$  pour le Californium (ISO 8529). Cette référence à l'ICRP 21 sera conservée pour exprimer les résultats de la totalité des essais. .

Les conditions d'irradiation ont été déterminées pour qu'il y ait une centaine de bulles dans les dosimètres. Les différents essais ont été répétés trois fois. L'incertitude sur ces comptages est donnée par l'écart type exprimé comme :

$$s = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}{n-1}$$

### Essais de réception et de dispersion.

Le but recherché est de vérifier que la sensibilité des détecteurs et l'écart type du lot sont conformes à ceux qu'annonce le constructeur. La figure 1 montre le quotient des sensibilités  $S_c/S_m$ ,  $S_c$  et  $S_m$  étant respectivement les sensibilités constructeur et mesurées, la valeur moyenne et l'écart type calculé.

### Réponse en température

Il s'agit de déterminer la variation de la sensibilité du dosimètre en fonction de la température d'irradiation. Dix dosimètres ont été irradiés trois fois dans une enceinte thermostatée réglée à  $\pm 0.5^\circ\text{C}$  aux températures 15, 20, 25, 30, 35, et  $40^\circ\text{C}$ .

Les figures 2 et 3 donnent les sensibilités moyennées sur les trois essais pour chaque dosimètre, les figures 4 et 5 ces mêmes sensibilités normalisées à  $20^\circ\text{C}$ . Ces essais ont permis d'établir un coefficient de correction moyen en fonction de la température (Figure 6).

Après chaque essai à une température donnée, les dosimètres ont été ré-irradiés à  $20^\circ\text{C}$ . La figure 7 représente la sensibilité moyenne relative à  $20^\circ$  en fonction de la température subie précédemment, l'écart maximum est de 14% à  $15^\circ\text{C}$ .

Lorsque l'on compare les résultats obtenus avec ces dosimètres compensés avec ceux obtenus avec les BD 100 R non compensés (Figure 8), on voit que l'effet de la compensation est spectaculaire et, dans tous les cas, ramène les variations à des proportions plus raisonnables. Il est intéressant de constater que, sur des dosimètres acquis à des époques différentes sur une période d'environ 1 an, la compensation a été significativement améliorée.

### **Etude de la fréquence et du nombre possible de remises à zéro.**

Il s'agit, dans cette partie de l'étude de déterminer la durée de vie du dosimètre, compte tenu du nombre de recompressions subi, et la fréquence la plus favorable de ces recompressions. Les protocoles suivants ont été appliqués à 3 lots :

Protocole	Fréquence d'irradiation	Fréquence de recompression
1	3 fois par jour tous les jours ouvrables	tous les matins
2	3 fois par jour tous les jours ouvrables	2 fois par semaine les jeudi et samedi matin
3	tous les jours	1 fois par semaine le lundi

Tableau 1.

L'écart entre les équivalents de dose calculés et mesurés montrent que la meilleure fréquence de recompression est celle du deuxième protocole, soit deux fois par semaine. Le premier conduit à un vieillissement prématuré des dosimètres. Une seule recompression hebdomadaire provoque le grossissement des bulles qui deviennent de plus en plus difficiles à compter et augmente le temps nécessaire à la recompression.

De plus, en fin d'expérience (4 semaines), les dosimètres ayant subi ce dernier protocole ne sont plus recompressibles. La donnée importante est le temps écoulé entre l'activation et la recompression. Plus ce temps est long, plus la recompression devient difficile.

### **Etude de la linéarité.**

Deux modes opératoires ont été utilisés :

- Linéarité sans recompression, c'est à dire cinq irradiations successives de 0.10 mSv,
- Linéarité avec recompression, c'est à dire cinq irradiations de 0.10, 0.20, 0.30, 0.40, 0.50 mSv successives, lecture et recompression.

Les résultats figurent sur la figure 9. La linéarité des dosimètres en doses cumulées est parfaite. Par contre si l'on effectue des remises à zéro entre chaque irradiation, on observe une diminution de sensibilité régulière des dosimètres.

Ceci confirme les conclusions du paragraphe précédent, notamment que les recompressions ne doivent pas être trop fréquentes si l'on veut prolonger la durée de vie des détecteurs.

### **Réponse en fonction du débit d'équivalent de dose $H_p(10, a=0)$ .**

Ces essais ont été réalisés selon les normes d'essais d'évaluation des dosimètres personnels. Les dosimètres ont été placés au centre d'un mannequin parallélépipédique en Plexiglas de 300 mm de hauteur et de largeur et 150 mm d'épaisseur. Les différents débits de dose sont obtenus en jouant sur la distance. Les conditions expérimentales sont précisées dans le tableau 2.

Les coefficients de conversion fluence-équivalent de dose ont été déterminés en utilisant une représentation calculée<sup>4</sup> du spectre en énergie des neutrons du <sup>252</sup>Californium (T=1.42 MeV) à l'aide des coefficients fournis par Siebert et Schumacher du PTB<sup>5</sup>. Les coefficients pour H<sub>p</sub>(10, α=0) ont été trouvés égaux à 329 pSv.cm<sup>5</sup>/n en prenant pour référence les recommandations de l'ICRP 21.

Pour un équivalent de dose ambiant de 0.5 mSv			
H*(10)	H <sub>p</sub> (10, α=0)	Durée	Distance
10 mSv.h <sup>-1</sup>	9.79 mSv.h <sup>-1</sup>	3 mn	44 cm
2.70 mSv.h <sup>-1</sup>	2.62 mSv.h <sup>-1</sup>	10 mn	85 cm
1.00 mSv.h <sup>-1</sup>	0.90 mSv.h <sup>-1</sup>	30 mn	1.45 m
0.50 mSv.h <sup>-1</sup>	0.43 mSv.h <sup>-1</sup>	60 mn	2.09 m
0.05 mSv.h <sup>-1</sup>	0.05 mSv.h <sup>-1</sup>	10 h	35 cm

Tableau 2.

Les figures 10 et 11 présentent les résultats obtenus. Elles montrent que la sensibilité moyenne du lot, rapportée à la sensibilité mesurée au débit le plus faible (H\*10= 0.05 mSv.h<sup>-1</sup>), n'est pas fonction du débit jusqu'à un équivalent personnel ambiant de 10 mSv.h<sup>-1</sup> (ICRP 21).

### Réponse spectrale.

Cette étude comporte deux parties, la réponse spectrale en rayonnement monoénergétique et la réponse dans des spectres continus.

#### *Réponse spectrale en rayonnement monocinétique*<sup>6</sup>.

Le but recherché est de déterminer l'énergie minimale pour laquelle le dosimètre peut détecter des neutrons et la gamme d'énergie pour laquelle la réponse par unité d'équivalent de dose individuel est constante. Cette réponse s'exprime par la relation :

$$R(E) = \frac{\bar{N}}{H_p(10, \alpha = 0)}$$

où :

$\bar{N}$  est le nombre moyen de bulles, H<sub>p</sub>(10, α= 0) est l'équivalent de dose individuel pour l'énergie E.

La figure 12 montre la réponse obtenue avec 5 dosimètres pour des énergies allant de 144 keV à 14 MeV, la figure 13 la réponse moyenne. La réponse du dosimètre est constante dans la gamme d'énergie 250 keV-10 MeV.

#### *Réponse spectrale dans des spectres continus.*

Cette réponse a été étudiée dans quatre spectres de <sup>252</sup>Cf modifiés par des sphères de natures différentes. Le tableau 4 donne les caractéristiques des sources et de leurs modérateurs, leur énergie moyenne en MeV.

<sup>252</sup> Cf + sphère D <sub>2</sub> O Ø = 30 cm	<sup>252</sup> Cf nue	<sup>252</sup> Cf + sphère Pb Ø = 12.5 cm	<sup>252</sup> Cf + sphère Fe Ø = 20 cm
0.449 MeV	1.60 MeV	1.27 MeV	1.01 MeV

Tableau 4.

Les différents spectres et les grandeurs y afférent, H\*(10) et Hp(10, a=0), sont calculés à partir des données de la littérature<sup>7</sup> à l'aide du code de transport MCMP4 (Figure 14).

Cet essai a été réalisé avec les deux lots les plus récents Les résultats représentés par les figures n°15 à 17. Les réponses sont calculées par rapport à l'équivalent de dose ambiant H\*(10) selon la formule suivante

$$R(E) = \frac{\overline{N}}{H^*(10)}$$

La figure n°15 indique que les deux lots présentent une réponse spectrale identique. Si on normalise cette réponse par rapport à la réponse R(Am-Be) (Figure 16), on est amené à faire des erreurs importantes dans la détermination de l'équivalent de dose ambiant. Dans le cas des dosimètres de la Marine, on constate des surestimations pouvant aller jusqu'à 30%. Dans le cas des dosimètres du CTHIR<sup>8</sup>, au contraire, on peut sous-estimer ces équivalents de dose de 30%, ce qui est encore plus grave.

Par contre, si l'on prend comme référence la sensibilité de ces dosimètres au <sup>252</sup>Cf, la réponse spectrale devient acceptable, puisque qu'elle reste comprise dans une enveloppe de " 20% pour les cinq spectres explorés (Figure n°17).

### Réponse angulaire<sup>9</sup>.

Il s'agit de vérifier que la réponse du dosimètre, placé sur le fantôme, suit l'équivalent de dose individuel quel que soit l'angle d'incidence.

Les rotations sur le plan horizontal (a) et sur le plan vertical (θ) sont effectuées à partir du centre de gravité du dosimètre placé au centre de la face d'entrée du fantôme, par pas de 30° (Figure 18).

Les réponses angulaires dans les deux plans sont données par les relations suivantes :

$$R(\mathbf{a}) = \frac{N(\mathbf{a})}{N(\mathbf{a} = 0^\circ)} \text{ et } R(\mathbf{q}) = \frac{N(\mathbf{q})}{N(\mathbf{q} = 0^\circ)}$$

Les figures 19 et 20 représentent ces réponses ainsi que les tolérances de ± 30% calculées sur les rapports

$$\frac{H_p(10, \mathbf{a})}{H_p(10, \mathbf{a} = 0)}$$

comme le préconise le projet de recommandations de la CEI<sup>10</sup>.

### **Conclusions.**

Le dosimètre à bulles est certainement, à l'heure actuelle, le meilleur candidat, sinon le seul, pour la surveillance des personnels vis à vis du rayonnement neutronique. A priori, sa grande sensibilité, son insensibilité au rayonnement photonique, ses possibilités de lecture directe sont pour le moment sans équivalent sur le marché. Les évaluations réalisées ont eu pour objet de vérifier les caractéristiques annoncées par le constructeur. Les résultats trouvés sont très proches des résultats attendus. Il ressort de ces essais que :

- Les sensibilités de ces dernières générations de BD 100R PND sont conformes à celle qu'annonce le constructeur à mieux que  $\pm 10\%$ , en terme d'équivalent de dose ambient (ICRP21) pour une source d'Am-Be.
- La meilleure fréquence de recompression est deux fois par semaine. C'est celle qui donne les meilleurs résultats en ce qui concerne la linéarité et qui prolonge la durée de vie des dosimètres. Cette durée de vie est au minimum de trois mois dans des conditions normales d'utilisation.
- La réponse en température entre + 15°C et + 40°C présente une variation de +/- 20%. Le système de compensation ne devant plus évoluer une courbe du facteur de correction peut être établie une fois pour toutes.
- La réponse en énergie présente un seuil à 200 keV et un plateau entre 250 keV et 10 MeV. Cette réponse en fonction du spectre énergétique des neutrons, conduit à recommander la vérification des sensibilités en procédant à des étalonnages auprès d'une source de <sup>252</sup>Cf. L'adoption de cette référence minimise l'incertitude sur les valeurs des équivalents de dose mesurées dans des spectres inconnus.
- La réponse en débit d'équivalent de dose individuel est plate dans la gamme de débits étudiée qui satisfait aux besoins de la radioprotection.
- La réponse angulaire est comprise dans l'enveloppe des limites de variations de la CEI.
- L'étalonnage du constructeur, qui est réalisé à partir de l'équivalent de dose ambient H\*(10) de l'ICRP 21 relativement à une source d'Am-Be, conduit à une sous-estimation de l'équivalent de dose individuel ICRP 21 et a fortiori ICRP 60 pour les sources les plus courantes. Un étalonnage sur mannequin avec si possible une source de <sup>252</sup>Cf doit être effectué. A défaut, des facteurs correctifs doivent être appliqués aux valeurs constructeur pour minimiser les problèmes de réponse énergétique.

Suite à ces essais, le dosimètre BD 100R PND a été mis en service dans différents organismes français comme EDF, COGEMA, MINOX, certains centres CEA et la Marine Nationale.

## Footnotes

<sup>1</sup> Centre d'Etudes du Bouchet

<sup>2</sup> Bubbles Yechnology Industries Chalk River (Canada)

<sup>3</sup> Effectuée par l'IPSN/SDOS, service de dosimétrie de l'Institut de Protection de Sûreté Nucléaire

<sup>4</sup> Calcul de transport MCMP4.

<sup>5</sup> Communication privée de M. Jean Louis CHARTIER du DPHD / SDOS.

<sup>6</sup> Essai réalisé par l'IPSN/SDOS

<sup>7</sup> Rad. Prot. Dosimetry Vol.12 N°2 pp. 145-149 - 1985.

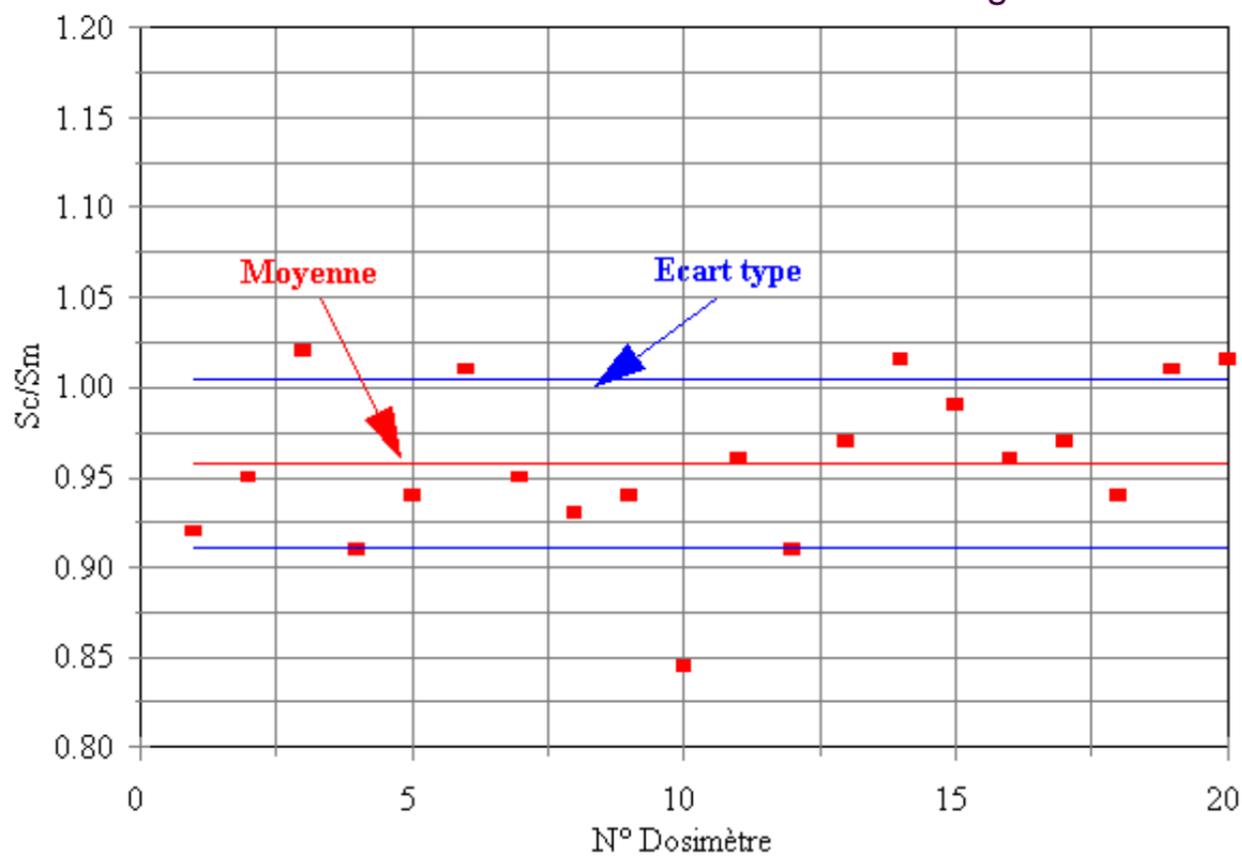
<sup>8</sup> Centre Technique d'Homologation de l'Instrumentation de Radioprotection du Commissariat à l'Energie Atomique

<sup>9</sup> Essai réalisé par l'IPSN/SDOS

<sup>10</sup> Commission Electrotechnique Internationale - CEI-45-B (S) 120 (1993).

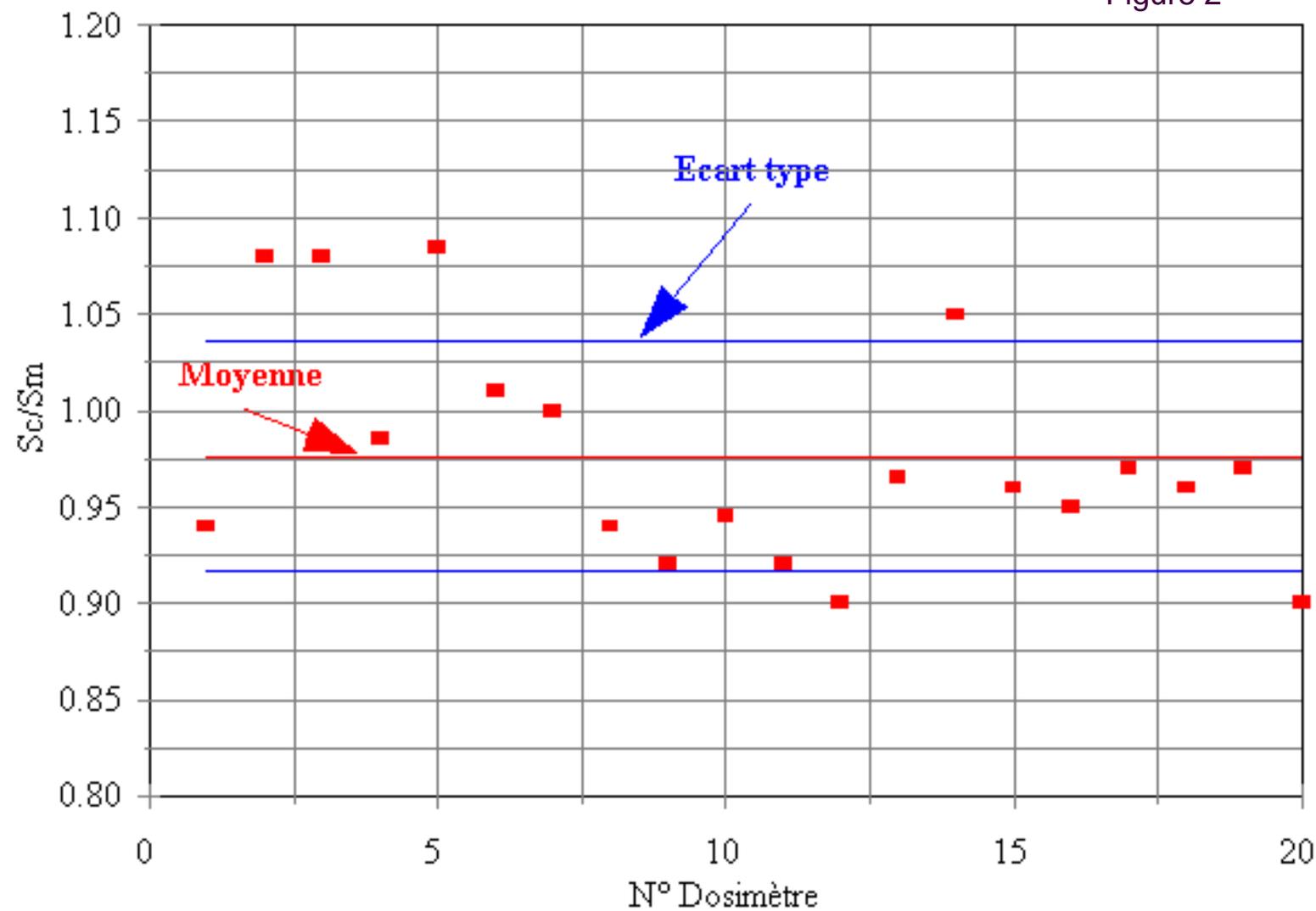
Dispersion de la sensibilité  
(CEB)

Figure 1



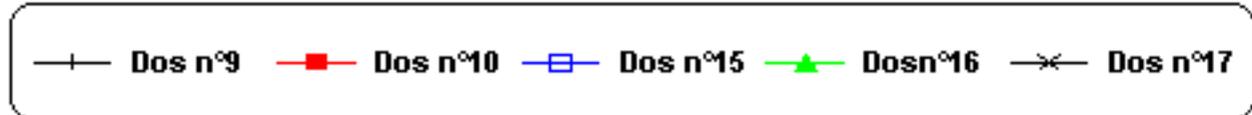
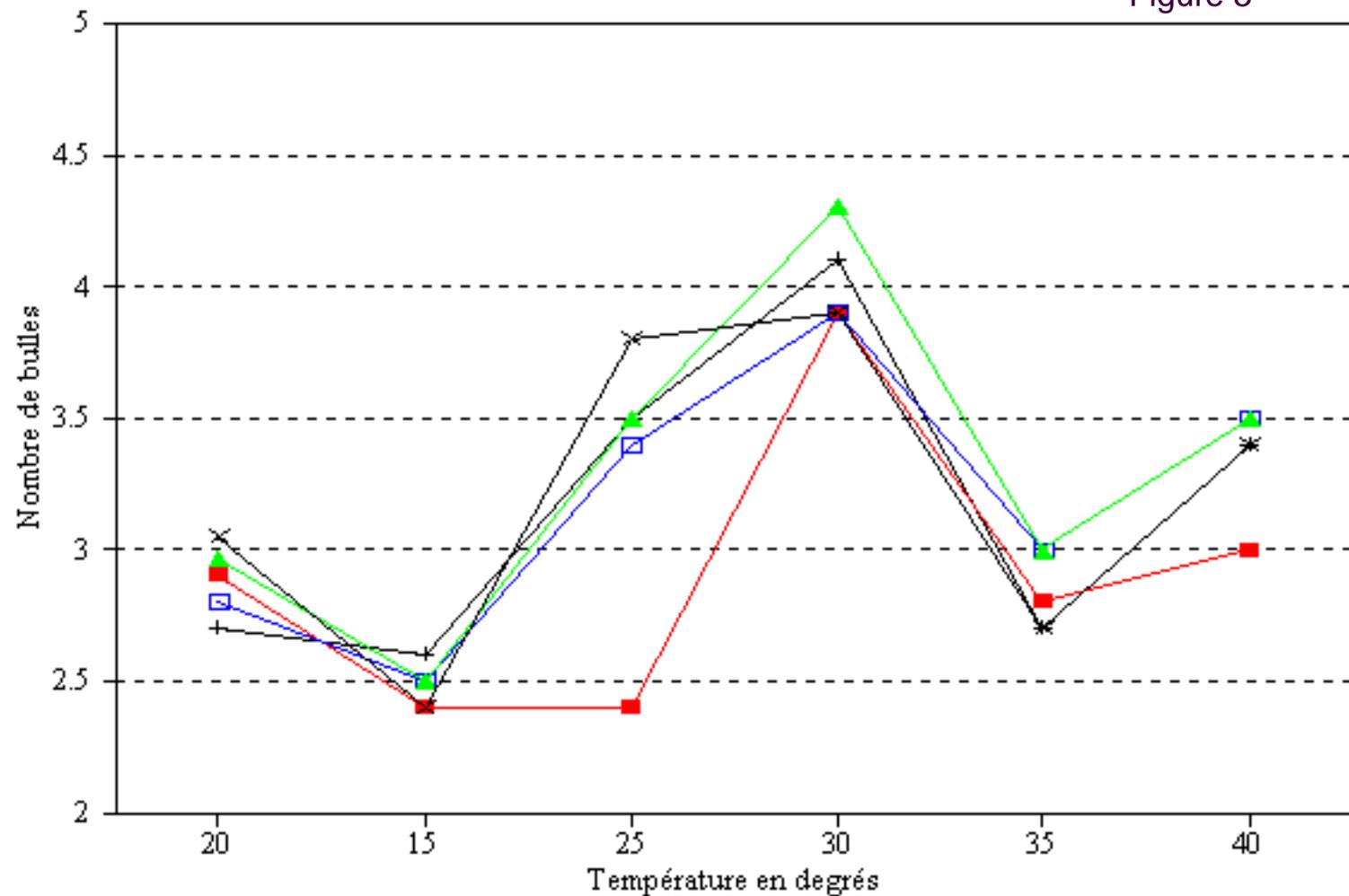
Dispersion de la sensibilité  
(IPSN/SDOS)

Figure 2



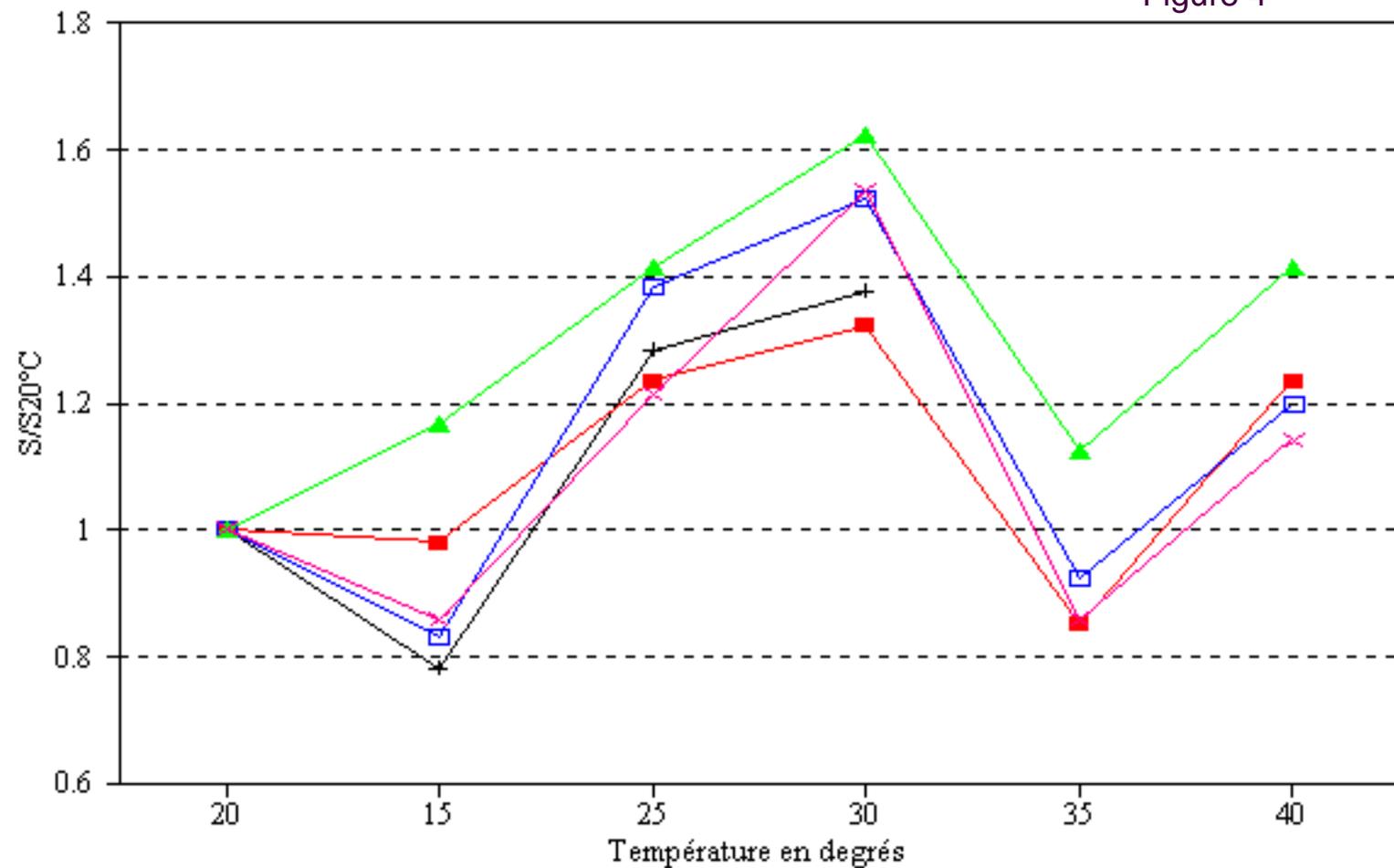
# BUBBLES BD 100R PND

Figure 3



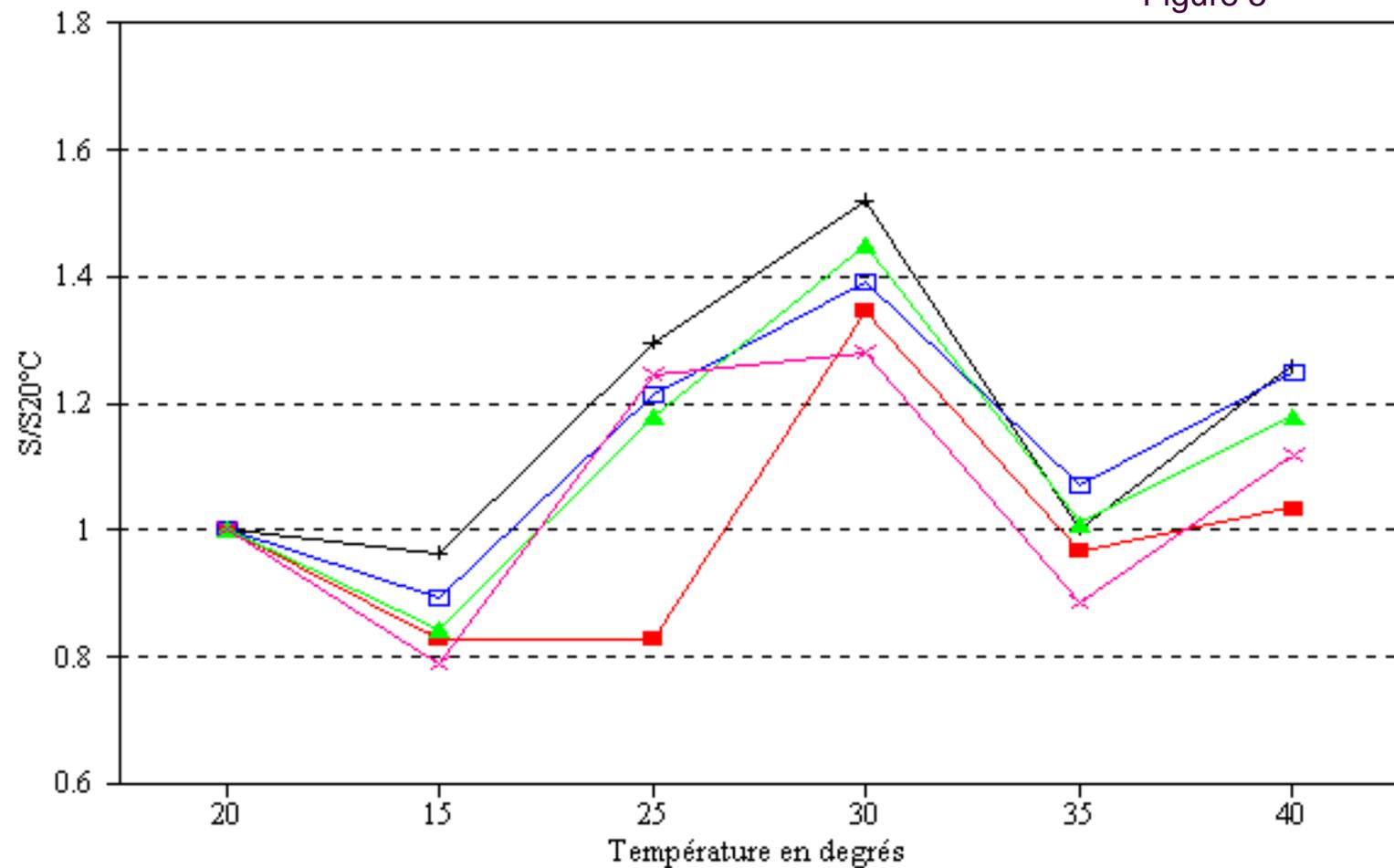
BUBBLES BD 100R PND  
NORMALISATION

Figure 4



**BUBBLES BD 100R PND  
NORMALISATION**

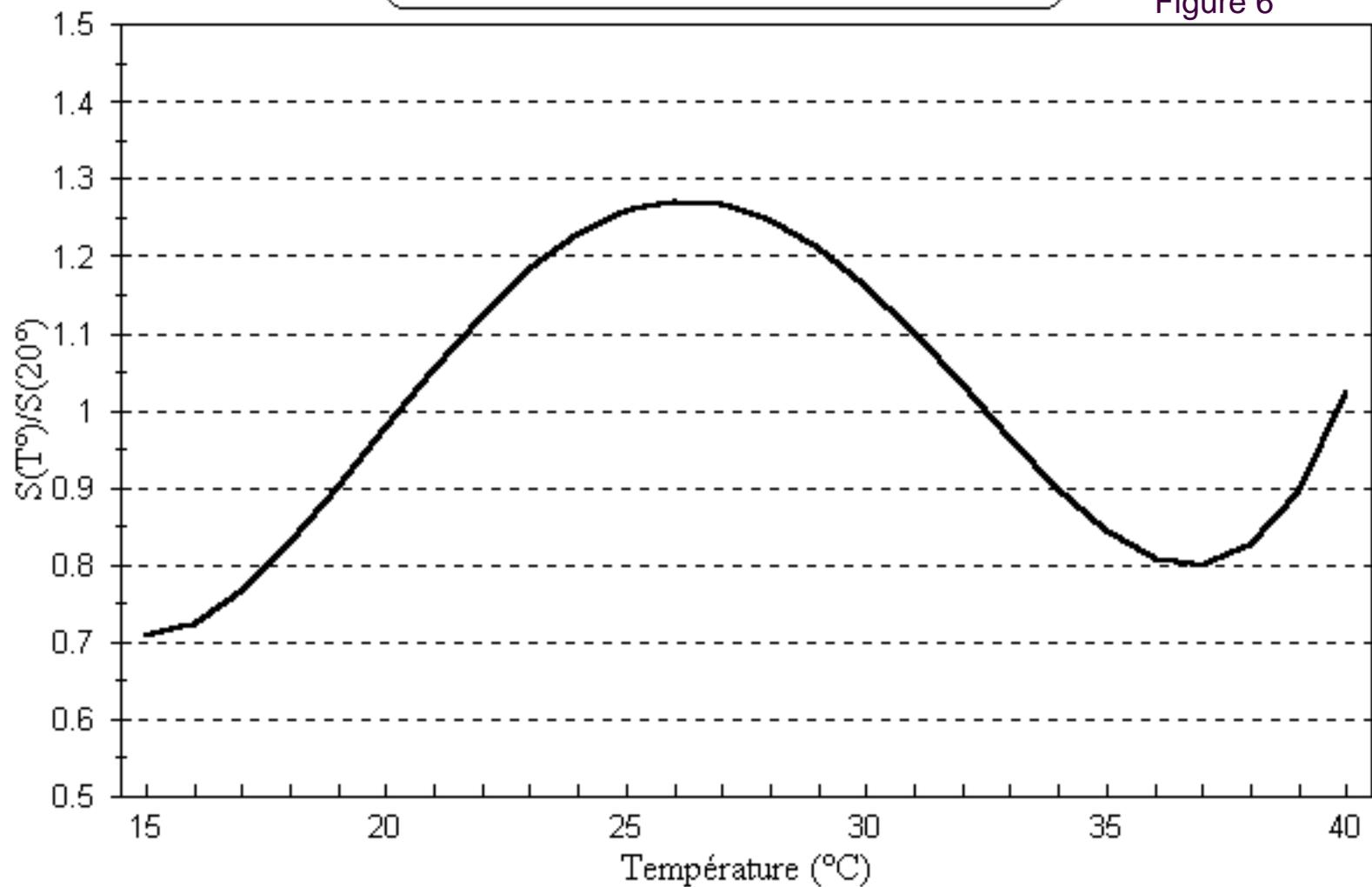
Figure 5



—+— Dos n°9    —■— Dos n°10    —□— Dos n°15    —▲— Dos n°16    —×— Dos n°17

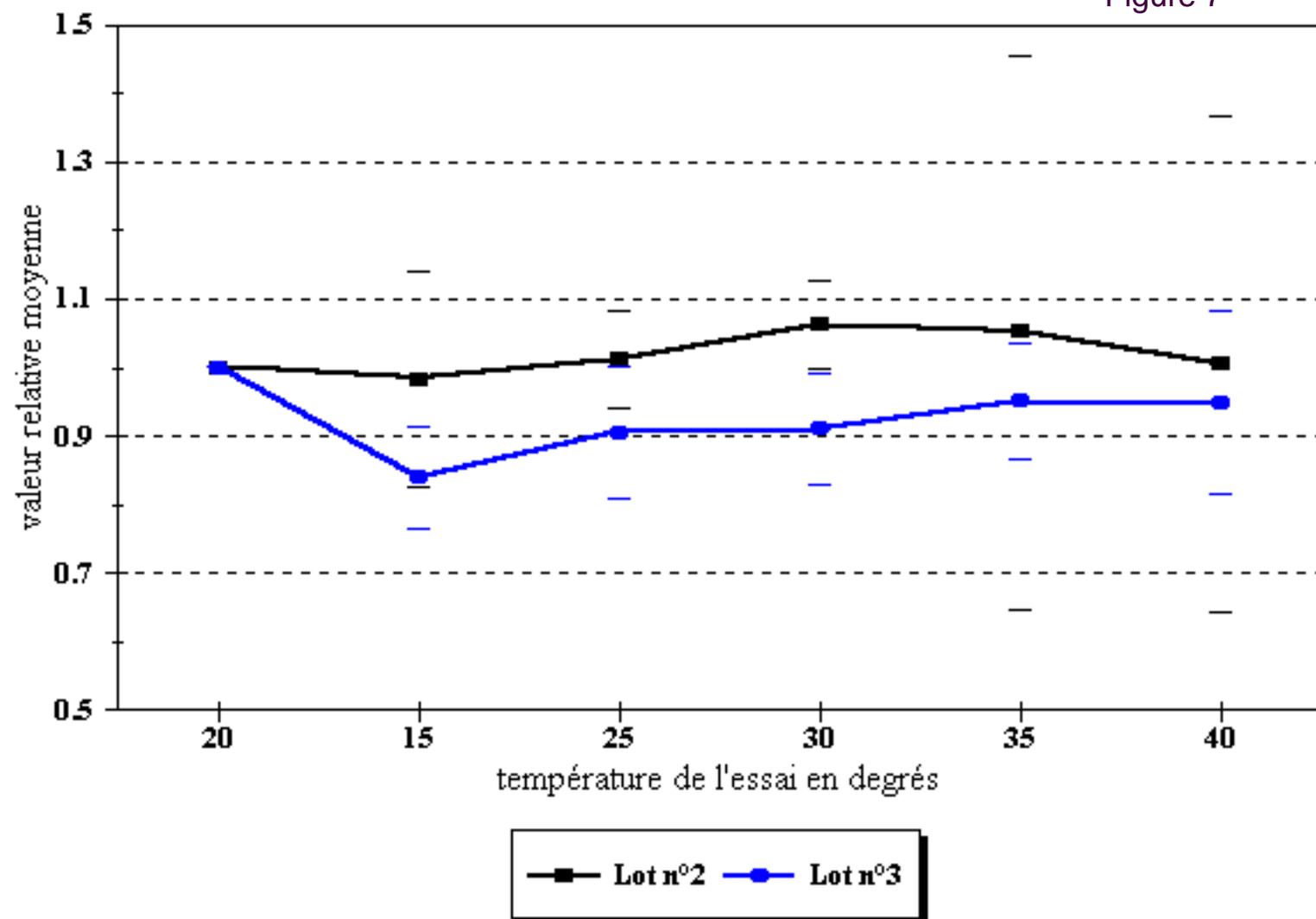
BD 100R PND  
COEFFICIENTS DE CORRECTION

Figure 6



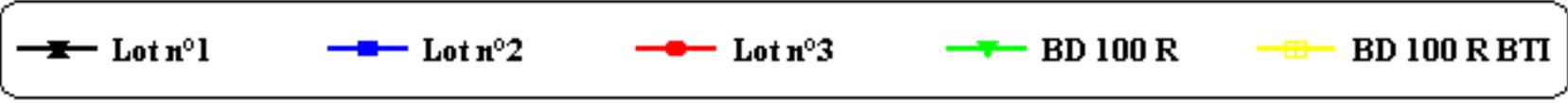
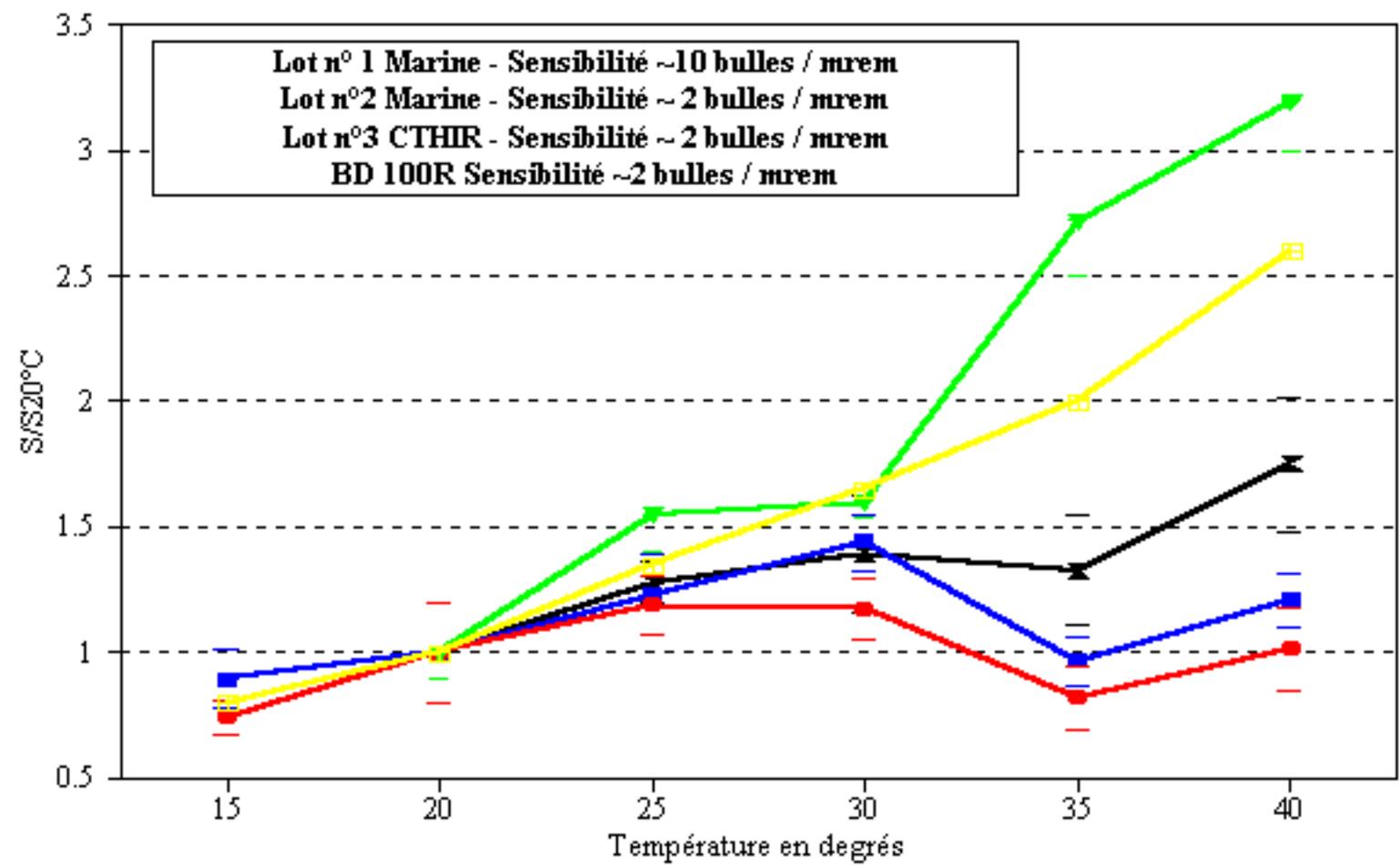
**SENSIBILITE A 20° C**  
*après chaque essai en température*

Figure 7



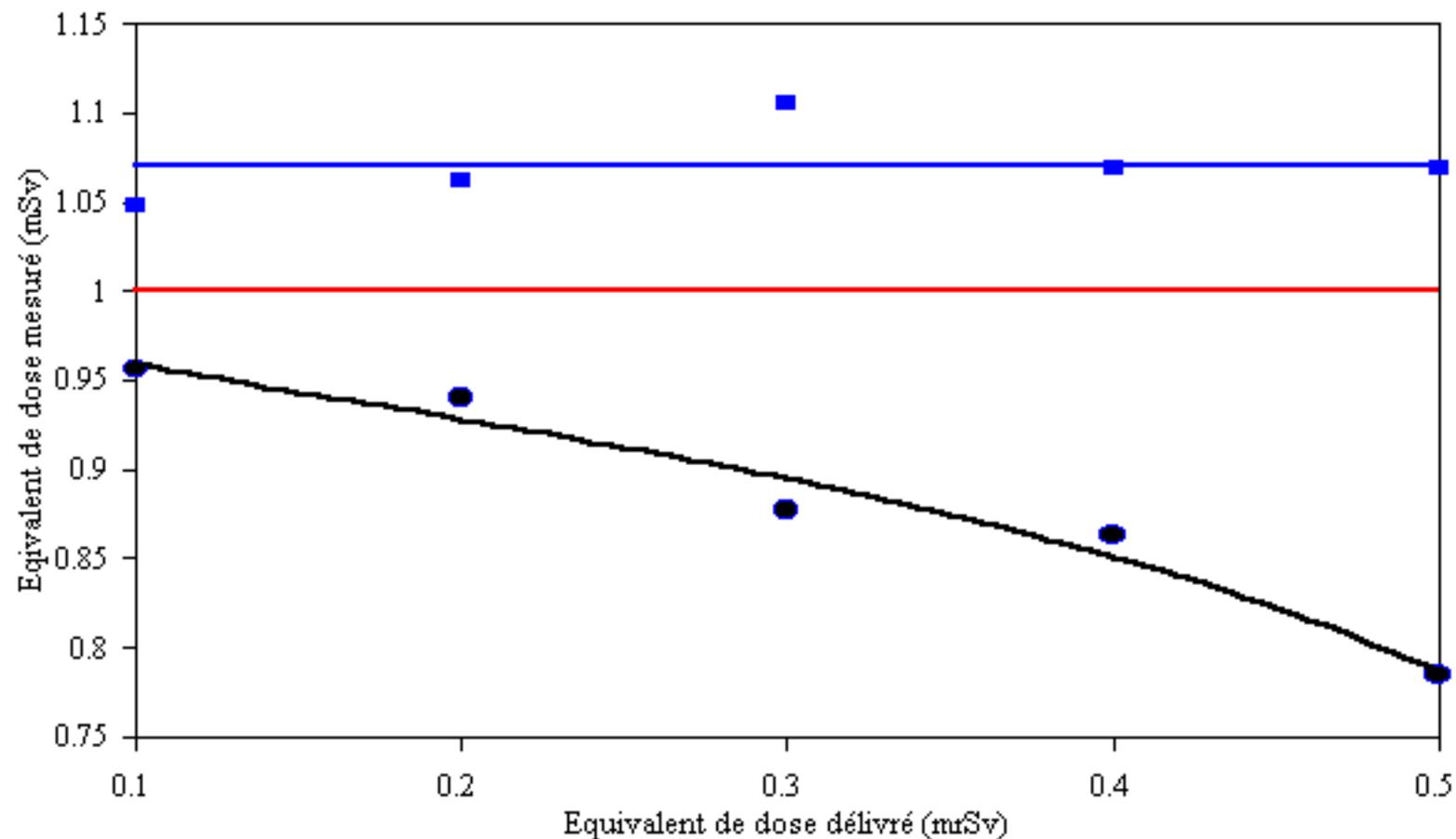
**BD 100R ET PND - COMPARAISON DES LOTS  
NORMALISATION A 20°C**

Figure 8



ESSAI DE LINEARITE  
SOURCE AM-BE

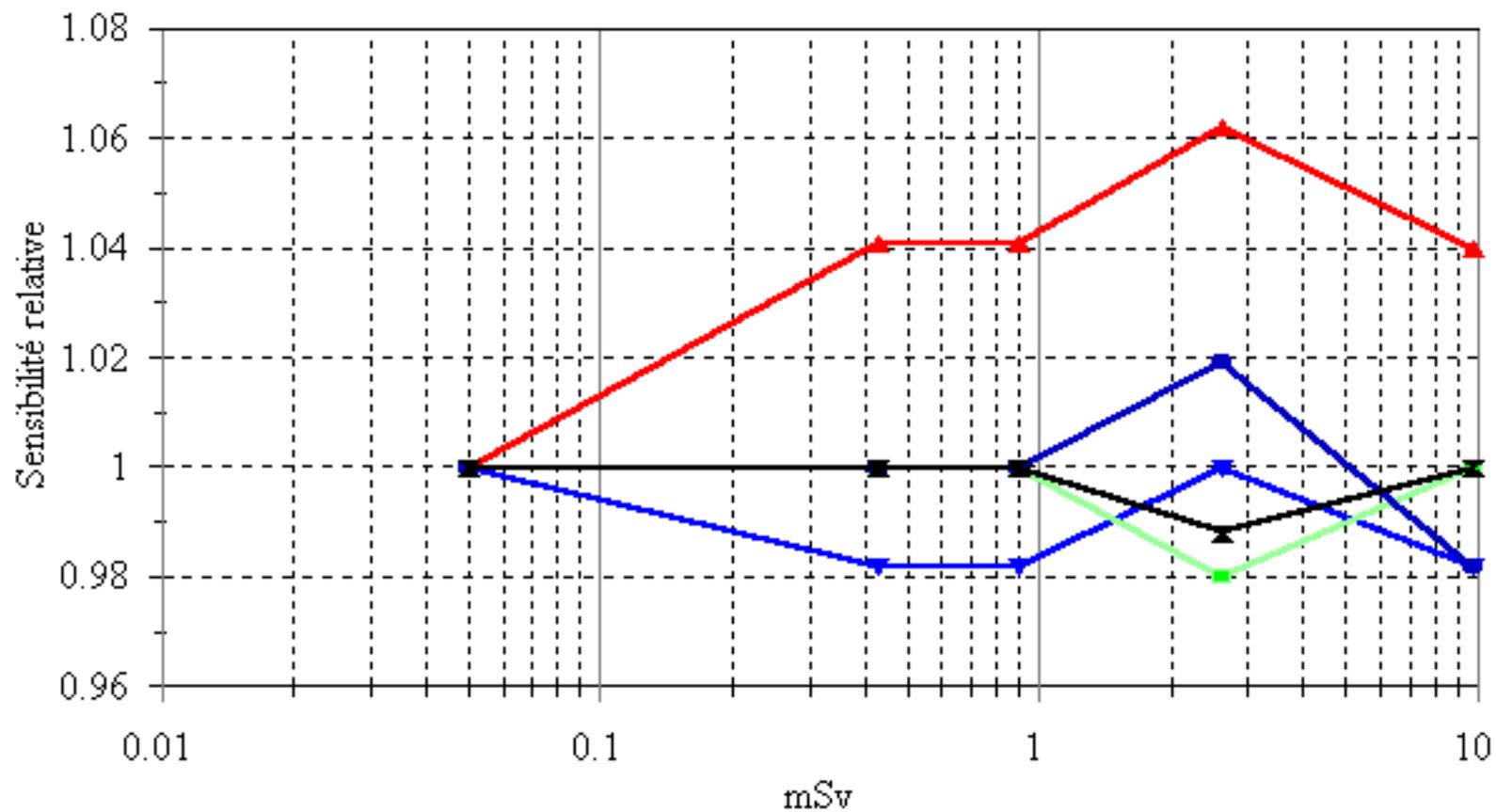
Figure 9



■ Sans recompression ● Avec recompression

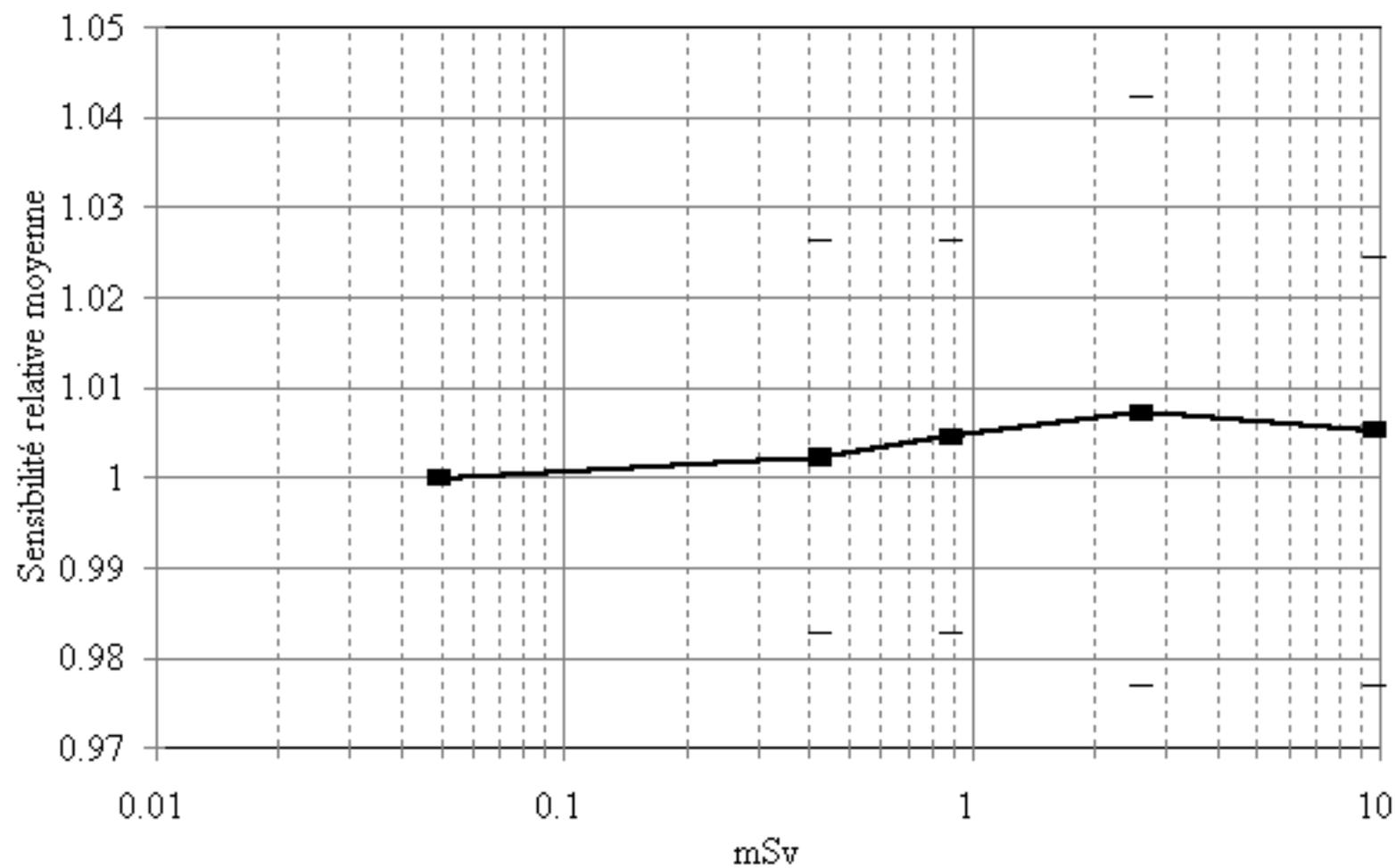
**INFLUENCE DU DEBIT  
D'EQUIVALENT DE DOSE PERSONNEL**

Figure 10



**INFLUENCE DU DEBIT  
D'EQUIVALENT DE DOSE PERSONNEL**

Figure 11



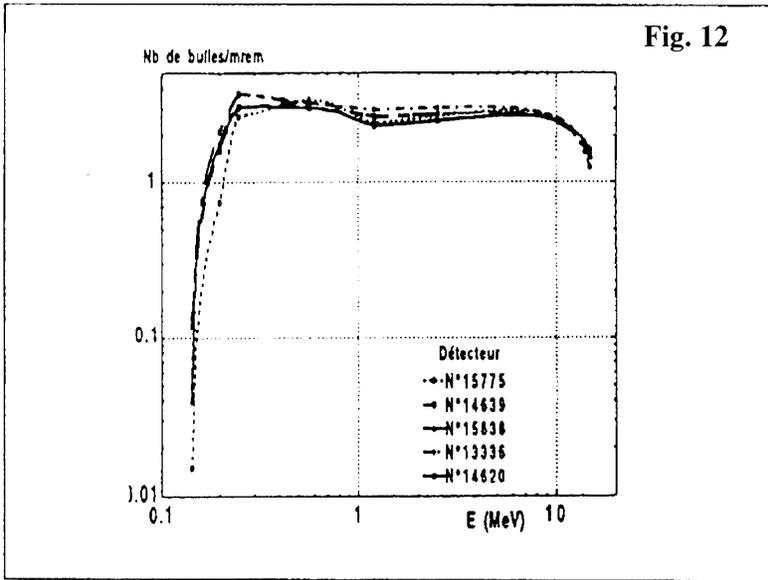
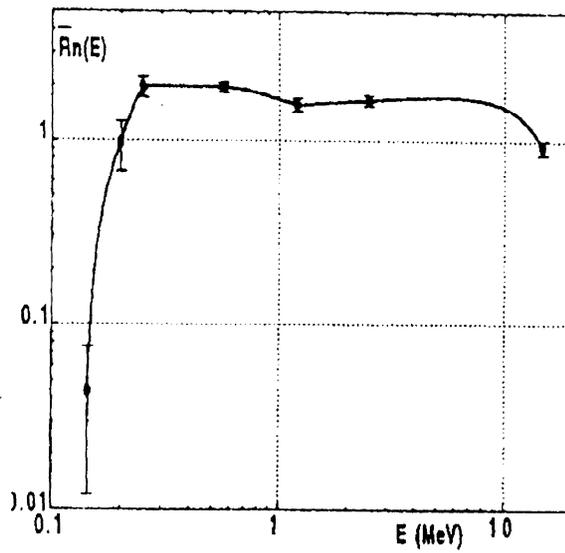
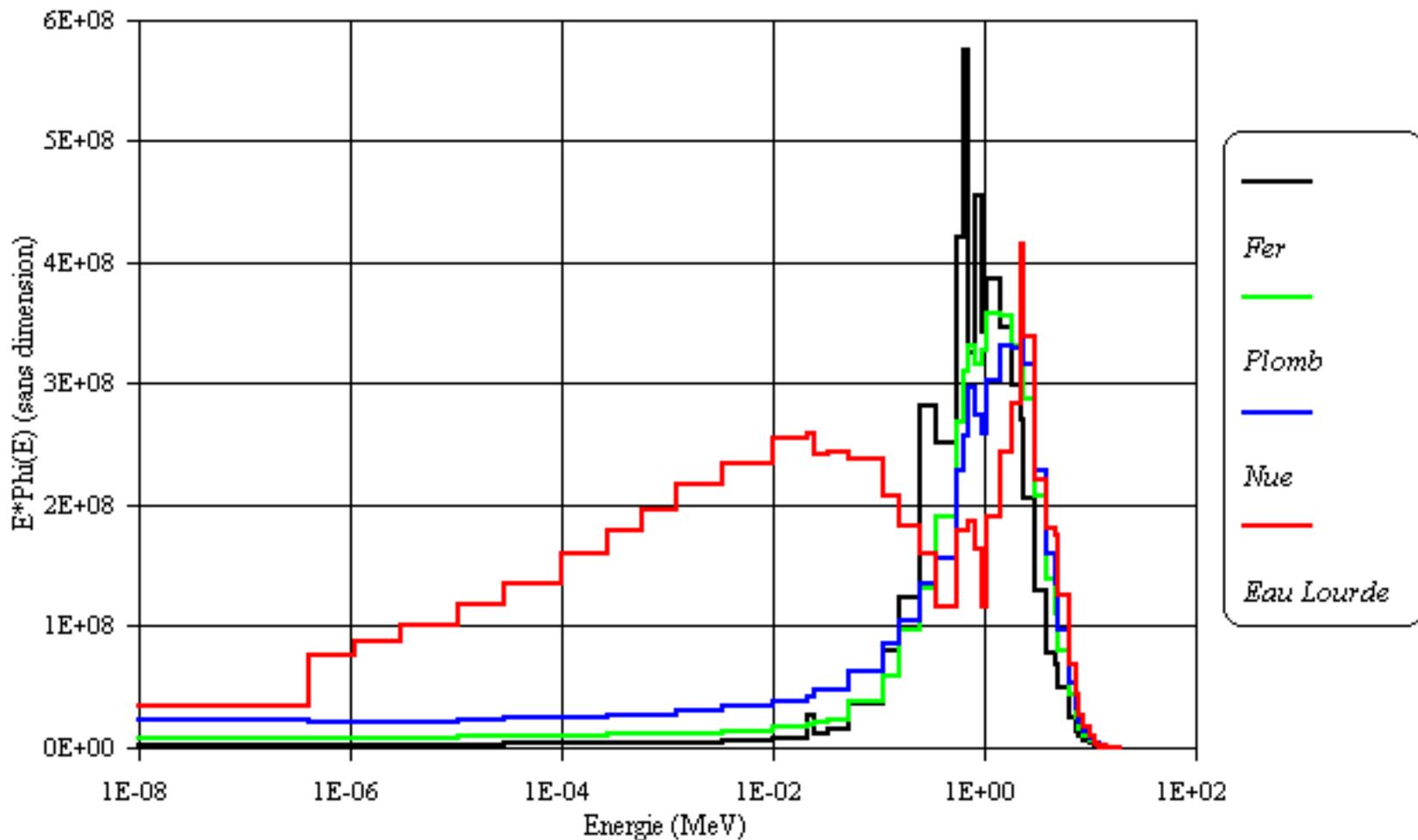


Fig. 13



Spectres neutron obtenus avec le Cf-252  
Normalisés à 1 cGy tissu

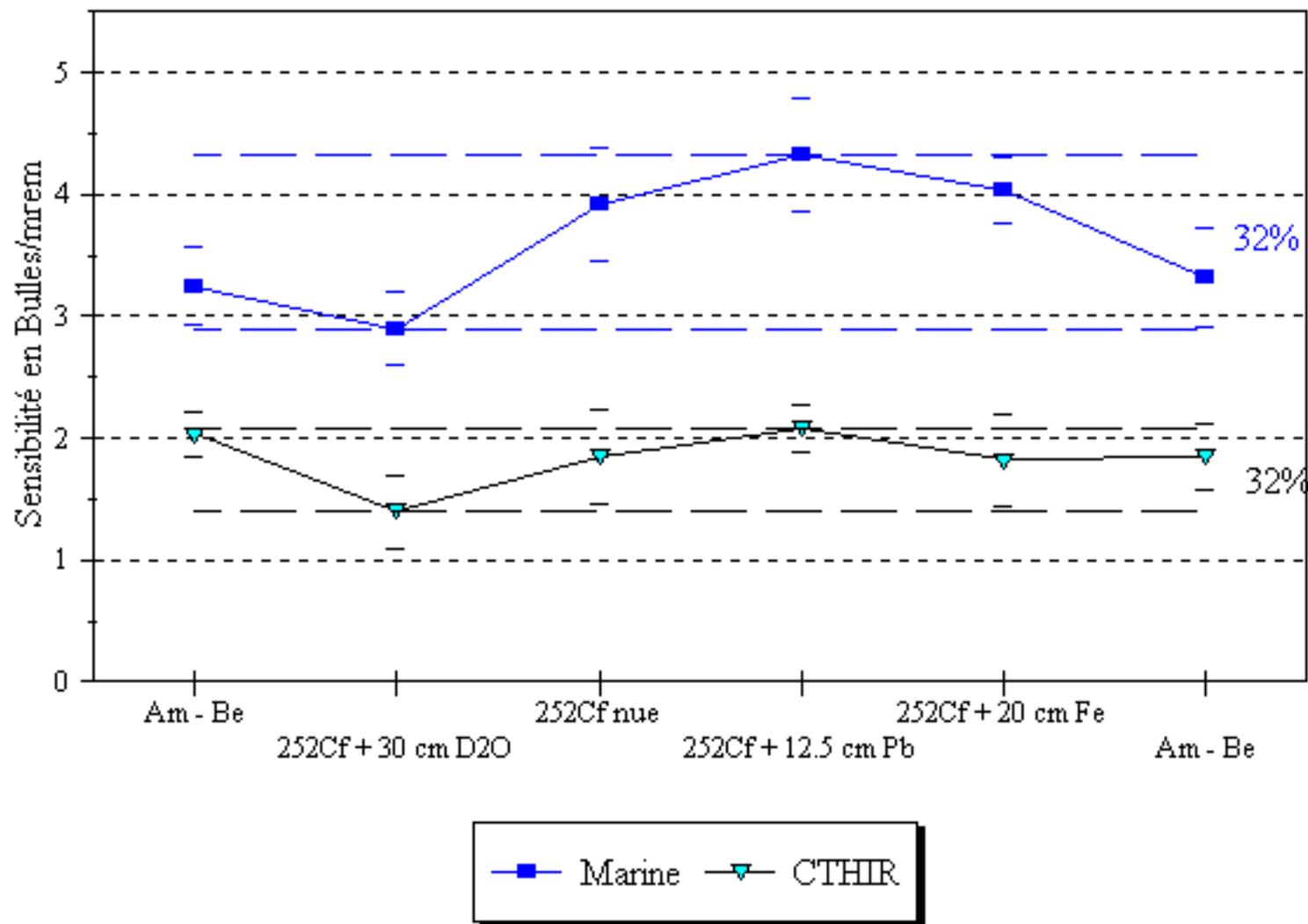
Figure 14



# REPONSE SPECTRALE DES BD100R PND

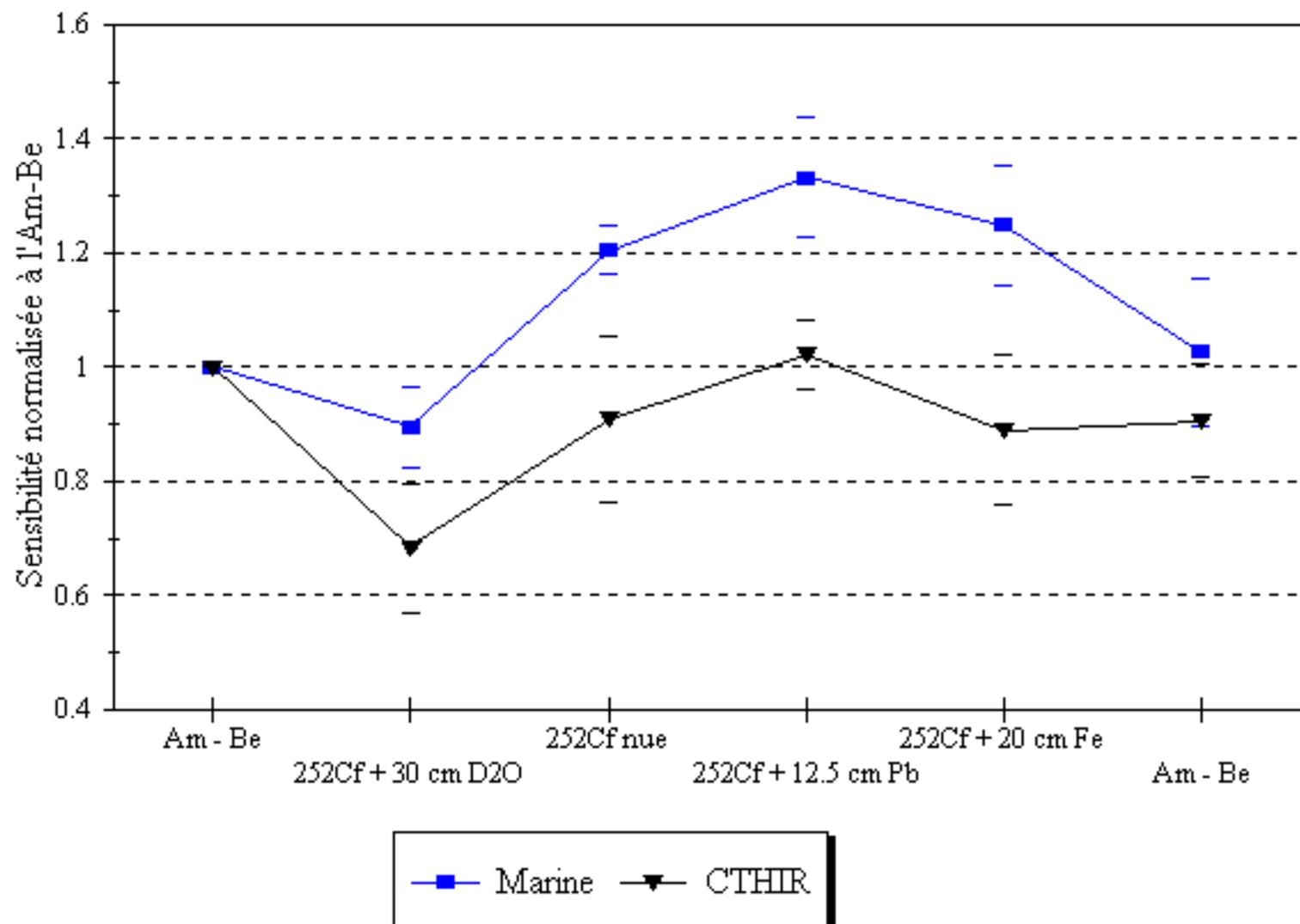
Moyennes

Figure 15



**REPONSE SPECTRALE DES BD100R PND  
NORMALISEE A L'Am-Be**

Figure 16



**REPONSE SPECTRALE DES BD100R PND**  
moyenne des dosimètres

Figure 17

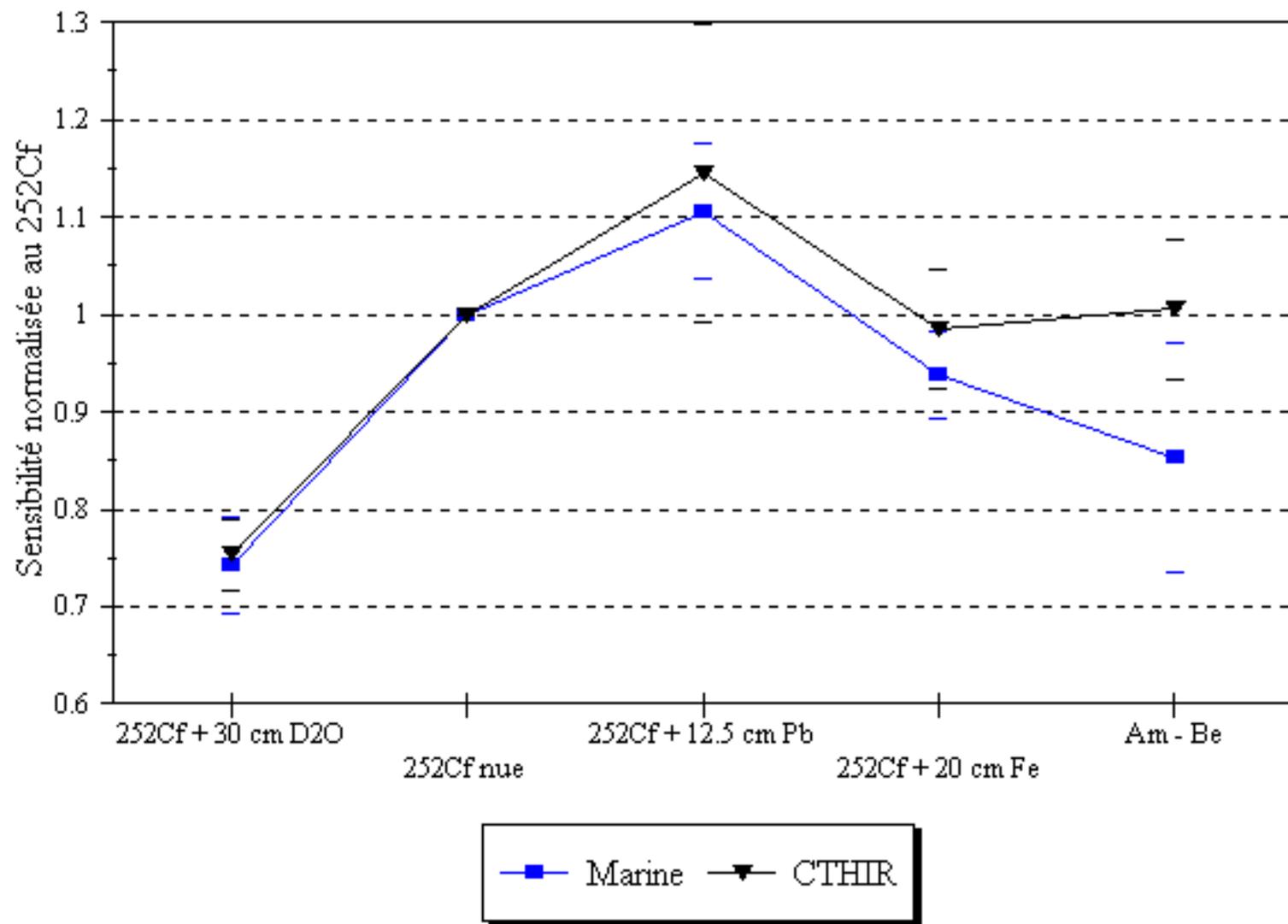


Fig. 18

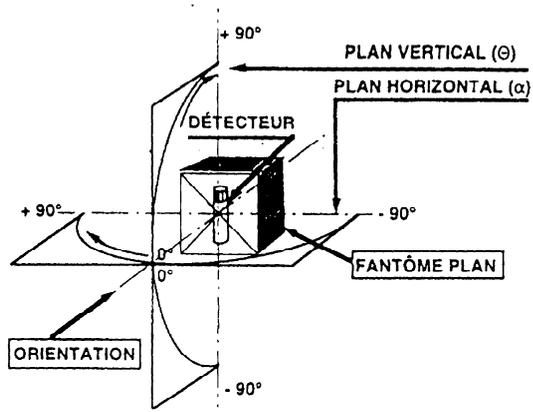


Fig. 19

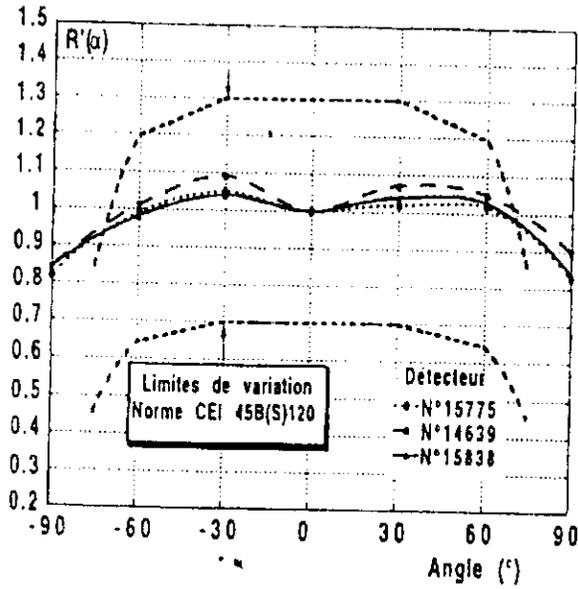
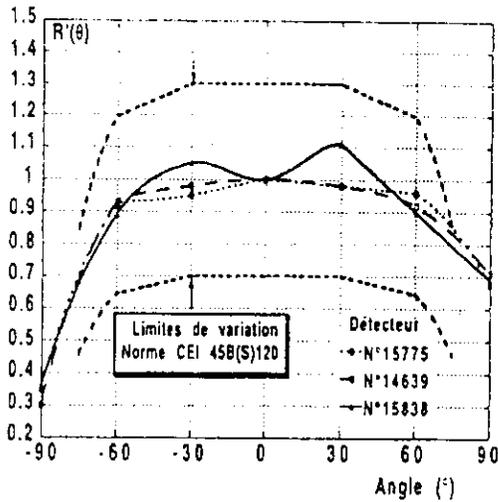


Fig. 20



## **Samenvatting**

Na een overzicht van het werkingsprincipe van de neutronen persoons-bellen-dosimeter worden de procedures beschreven die gebruikt worden om de dosimeter BD 100R PDN van de firma Bubbles Technology Industries Chalk River te evalueren. Op de borst gedragen moet de dosimeter het persoonlijk dosis-equivalent meten. Bij de levering is hij geijkt in omgevingsdosis-equivalent  $H^*(10)$  op basis van de gegevens uit ICRP 21. De referentiegrootheden gebruikt bij deze testen refereren dus ook naar ICRP 21.

Uit de studie blijkt dat het instrument aan de eisen voldoet gesteld aan stralingsbeschermings apparatuur .

## **Summary**

The paper recalls the functioning principles of the individual neutron bubble dosimeter and describes the various testing procedures used to evaluate dosimeter BD 100R PND of Bubbles Technology Industries at Chalk River. Carried on the chest it is supposed to measure the personal dose equivalent.

On delivery it gives the ambient dose equivalent  $H^*(10)$  based on the data of ICRP 21. Thus the reference quantities used for the evaluation tests are those of ICRP 21.

The study shows that the dosimeter satisfies the requirements set for radiation protection instrumentation.

## **RESEARCH ON BUBBLE DETECTORS AT BELGONUCLEAIRE**

**Roel Olaerts, Pierre Kockerols**

### **Abstract**

Since the ICRP 60 publication more and more attention has been given to neutron dosimetry. The reduction of the annual dose limits and the increased quality factors for neutrons have accelerated the search for a good and reliable personal neutron dosimeter. Research at Belgonucleaire has shown that the neutron bubble detector could be an interesting alternative to the albedo dosimeter presently used. The major advantages are the possibility to read out the neutron dose on a daily base and the sensitivity to fast neutrons which contribute the major part of the neutron dose in the installations of Belgonucleaire. The temperature sensitivity remains a negative point, but this gives raise to a conservative estimate of the neutron dose. On the basis of the results of this investigation, a qualification report was written.

### **Introduction**

Belgonucleaire is a MOX producing plant located in Dessel. A scheme of the MIMAS production process is given in figure 1.

Due to the increasing share of the neutron dose to the total dose of the Belgonucleaire- personnel and the introduction of the ICRP 60 recommendations, the use of a good and reliable personal neutron dosimeter becomes more and more important.

Until end of 1996 the official neutron doses of the operators were obtained by means of two dose measure systems: for higher doses a thermoluminescent albedo dosimeter was used as reference dosimeter, while for lower doses a specific neutron multiplication factor was applied to the dose measured by the photon thermoluminescent dosimeter.

Both systems have some disadvantages. First the neutron dosimetry system is not unified but depends on the results obtained by either system. Another important drawback are the late results. The dose results are only obtained after approximately two months which doesn't allow a quick response to possible dose problems. Furthermore both systems are subject to a significant deviation and uncertainty.

The need for a more reliable and efficient neutron dosimetry system resulted in a market research. This research learned that the neutron bubble dosimeter could give a possible alternative for the present albedo dosimeter. Two suppliers were round on the international market:BTI (Bubble Technology Industries) from Canada and Apfel Enterprises from the U. S.

The present report resumes the operational tests carried out at Belgonucleaire.

## **Operational research at Belgonucleaire**

### Phase 1 : Static and dynamic tests (1993 -1994)

The operational research on neutron bubble detectors at Belgonucleaire started in april 1993. In a first phase, which was also a first acquaintance with the bubble detector, a number of *static and dynamic tests* were performed.

During the static tests a number of bubble detectors, both Apfel and BTI, was mounted on a polyethylene bottle filled with 30 l water (figure 2). With this phantom the presence of the human body could be simulated. Near the polyethylene bottle a Studsvik neutron monitor was placed. The Studsvik neutron monitor was at that moment the reference neutron monitor used at Belgonucleaire.

Both the bottle and the reference neutron monitor were placed on a movable table so that measurements could be performed at different places in the plant. In total 30 measurements were performed.

Figures 3a and 3b show the results of the dose measurements for the Apfel and BTI bubble dosimeters. The results indicate clearly that the Apfel bubble dosimeter was not fit for use as a personal neutron dosimeter at Belgonucleaire. On the contrary the BTI bubble detector showed a very good agreement with the Studsvik neutron monitor and this at different workplaces in the plant.

These first results encouraged us to continue the research, but the efforts were from then mainly focused on the BTI bubble detector.

Besides the tests of linearity of the response, the influence of the dose rate, the spectrum and the sensitivity of the bubble detector were also investigated during the static tests. The results of these tests were also satisfactory and were in agreement with laboratory test results round in literature (ref. [ 1 ], [2] , [3] , [4] and [5]).

For the dynamic tests a number of operators was equipped with two bubble detectors together with the official albedo neutron dosimeter used at Belgonucleaire. The bubble detectors were daily counted and reset to zero by compressing the formed bubbles. After each period of one month a comparison was made between the reading of the two bubble detectors on the one hand and the result of the albedo dosimeter on the other hand.

The results of this comparison are shown in figure 4. The spread in the results is larger in comparison with the results of the static tests but this wasn't really a surprise because both the albedo and the bubble dosimeter show a variation in there readings. A thing that was more surprising at first sight were higher results obtained with the bubble dosimeters in comparison with the albedo dosimeter and this for all dose values. In the static tests both the albedo and the bubble dosimeter showed a practically linear response with no over- or underestimation in comparison with the Studsvik neutron monitor. The explanation was round in the temperature sensitivity of the dosimeters. For the static tests both the albedo and the bubble dosimeters were at room temperature, while during the dynamic tests the dosimeters were worn close to the body of the operators where the temperature is more elevated.

### Phase 2 : Temperature influence (1995)

Because it was known that the sensitivity of bubble detectors is temperature dependent, more attention was given to this issue in the second phase of the evaluation program. During this second phase a large

number of temperature measurements were carried out in order to determine the temperature at which the dosimeters are worn by the operators.

Figures 5a and 5b show the results of these temperature measurements. The first graph gives the results for the dosimeter being worn outside the pocket of the overall, the second graph gives the results inside the pocket. It is obvious that the temperature of the bubble dosimeter is higher than room temperature when the dosimeter is closer to the body. It was decided to carry the bubble dosimeter inside the pocket because here the possibility of a fall or damage to the dosimeter is smaller.

Moreover the variation of the temperature of the dosimeter was limited in a range of  $\pm 2^\circ\text{C}$  around  $28^\circ\text{C}$ . Although a temperature compensation is built in the bubble dosimeters by BTI, there is still some variation in sensitivity as a function of temperature as is shown in figure 6. This figure gives the sensitivity relative to the mean value averaged for about 100 dosimeters. From this graph we can see that the use of the mean value (sensitivity averaged over 5 temperatures) gives a slightly conservative estimation of the neutron dose in the temperature region where the detector is worn by the operators.

### Phase 3 : Long-running tests and impact of ICRP 60 (1996)

In a third and final phase of the evaluation program a number of long-running test campaigns of 4 months were carried out. During 4 months a large number of operators had 1 bubble detector which they carried each working day together with the official albedo neutron dosimeter. The bubble detectors were reset to zero each day by recompressing the formed bubbles after counting. To speed up the process of counting the bubbles and to avoid errors in the counting process, an automatic reading device (BDR-III) was bought and tested.

In the third phase the temperature dependence was further investigated and a number of control calibrations were carried out at the Centre of Nuclear Research (SCK-CEN) in Mol. About 20 detectors of each lot were irradiated at the SCK-CEN before use and after the using period of 4 months in order to evaluate the ageing of the temperature compensation. It is known that the built-in temperature compensation ages in the course of time. This means that the sensitivity and thus the neutron dose will be higher the longer the bubble detector is worn. However we could conclude from the control calibrations that the raise in sensitivity remains small and gives a conservative estimation of the neutron dose.

Another important issue during the third phase was the evaluation of the impact of the ICRP 60 recommendations on the calibration factor of the bubble dosimeters, especially the definition of new radiation weighting factors for neutrons. It was from the beginning of the evaluation program at Belgonucleaire the intention to follow the new recommendations of ICRP 60 in assessing the neutron doses by means of the bubble detector and to use a calibration factor in accordance with the neutron spectra in the installations of Belgonucleaire. The calibration factor provided by the producer is a factor based on the former radiation quality factors issued from the ICRP 21 recommendation and determined with an Am-Be neutron source. Because the spectrum of an Am-Be neutron source differs significantly from the spectra present in the installations of Belgonucleaire it was necessary to correct for this difference. Therefore a correction factor was determined to be used in connection with the calibration factor provided by BTI to obtain a calibration factor representative for the situation at Belgonucleaire. This factor corrects on the one hand for the ICRP 60 recommendation and on the other hand for the real spectra of the working places in the controlled area:

$$G_{\text{ICRP 60, BN}} = F \times G_{\text{ICRP 21, BTI}}$$

With

$$F = 3,7 \cdot 10^{-4} \times \frac{\int_{200} \Phi \cdot BN(E) \cdot d(E)}{\int_0 h_r \cdot \text{ICRP}(E) \cdot \Phi \cdot BN(E) \cdot d(E)}$$

In this formula the value  $3,7 \cdot 10^{-4}$  represents the dose-fluence conversion factor used by BTI. The factor in the upper part of the fraction gives the integral of the neutron fluence at Belgonucleaire from 200 keV. The value of 200 keV is taken because the response of the bubble detector is practically zero below this threshold energy and more or less constant above. The factor in the lower part of the fraction gives the effective dose as a convolution of the neutron fluence and the dose-fluence conversion. The integration is done for all energies. In this way the dose from thermal neutrons that are not seen by the bubble detector are also taken into account in the correction factor.

To determine the value of this correction factor, two important elements are needed to be known.

A first element are the dose-fluence conservation factors based on the new regulations of ICRP 60 ( $h_{p, \text{ICRP60}}$ ). On the other hand it was necessary to have an idea of the neutron spectra  $\Phi_{\text{BN}}(E)$  in the installations of Belgonucleaire.

For the dose-fluence conversion factors the results of the joined IRCP/ICRU work group were used.

The conversion factors were only recently published with the new ICRP recommendations (ICRP 74).

To have an idea of the neutron spectra in the installations of Belgonucleaire a two-sided approach was applied. On the one hand three measurements of the neutron spectrum at different locations were carried out with the ROSPEC neutron monitor of the Fraunhofer Institute (FHI) in Germany.

These measurements gave an idea of the neutron spectrum from about 50 keV to 4,5 MeV. To check the measurements and to have an idea of the thermal part of the spectrum as well, three calculations of the neutron spectrum for the same configuration as the measurements were performed.

The calculations were done at the engineering department of Belgonucleaire in Brussels by means of the Monte Carlo code MCNP. Figure 7 shows the results of the comparison between the measured and the calculated spectra.

On the basis of both the measurements and the calculations, the correction factor F was determined. The accordance between the factor F on the basis of the measurements on the one hand and the calculations on the other hand was very good and as a result of this 4 more calculations for other typical configurations in the installation were performed. Table 1 gives the results of the comparison. It is clear that there is relatively little variation in the results. With the result of the 7 calculated spectra and the dose-fluence conversion factors following ICRP 74 an averaged factor F was determined. From the spectra we can see that the fast neutrons contribute the most to the neutron dose in the installations of Belgonucleaire. The correction for the thermal neutrons in the formula of the correction factor is very small.

## Conclusions

In view of the introduction of the new ICRP 60 recommendations Belgonucleaire has looked out for a new type of personal neutron dosimeter that provides a quicker and more efficient determination of the neutron doses in the plant. After a market study the research was focussed on the bubble dosimeter from BTI. This dosimeter proved to be a very interesting alternative to the albedo dosimeter in use at that moment. The major advantages of the bubble dosimeter are:

- the possibility to read out the neutron dose on a daily and automatic base
- a higher accuracy than the albedo dosimeter
- a good linearity and a small spread in the results, no influence of the dose rate
- the sensitivity for fast neutrons which contribute the major part of the neutron doses in the installations of Belgonucleaire

A negative point remains the temperature sensitivity of the bubble detector and the ageing of the temperature compensation that is built in the bubble detector. However these disadvantages give rise to only a small but conservative overestimation of the neutron dose. On the basis of the different test results of the evaluation program of the bubble detector a qualification report was written.

## References

- [1] Buckner M.A., Sims C.S., The spectral nexus : understanding the response of the BD-100 bubble detector, Oak Ridge Laboratory.
- [2] Hoffman J.M., Harvey W.F., Foltyn E.M., Bubble dosimetry experience at the Los Alamos National Laboratory, 1992.
- [3] Lafon G., Dosimétrie de neutrons :performances des dosimètres à bulles, comparaison avec d'autres détecteurs usuels, CEA/INSTN, 1992.
- [4] Rapport d'Essais de dosimètres à bulles BD 100R BND et BDT, CTHIR, 1994.
- [5] Vanhavere F., Thierens H., Loos M., Testing the temperature compensated BD-PND bubble detector, SCK/CEN, 1995.

Configuration	$F_{BN}$ (measurement, >50keV)	$F_{BN}$ (calculation, > 50keV)
Single box Filled with fuel rods	0,91	0,91
Storage rack for fuel rods, Neutron shielding open	0,94	0,95
Storage rack for fuel rods, Neutron shielding closed	0,91	0,91

Table 1 : Comparison between measurements and calculation of neutron spectra

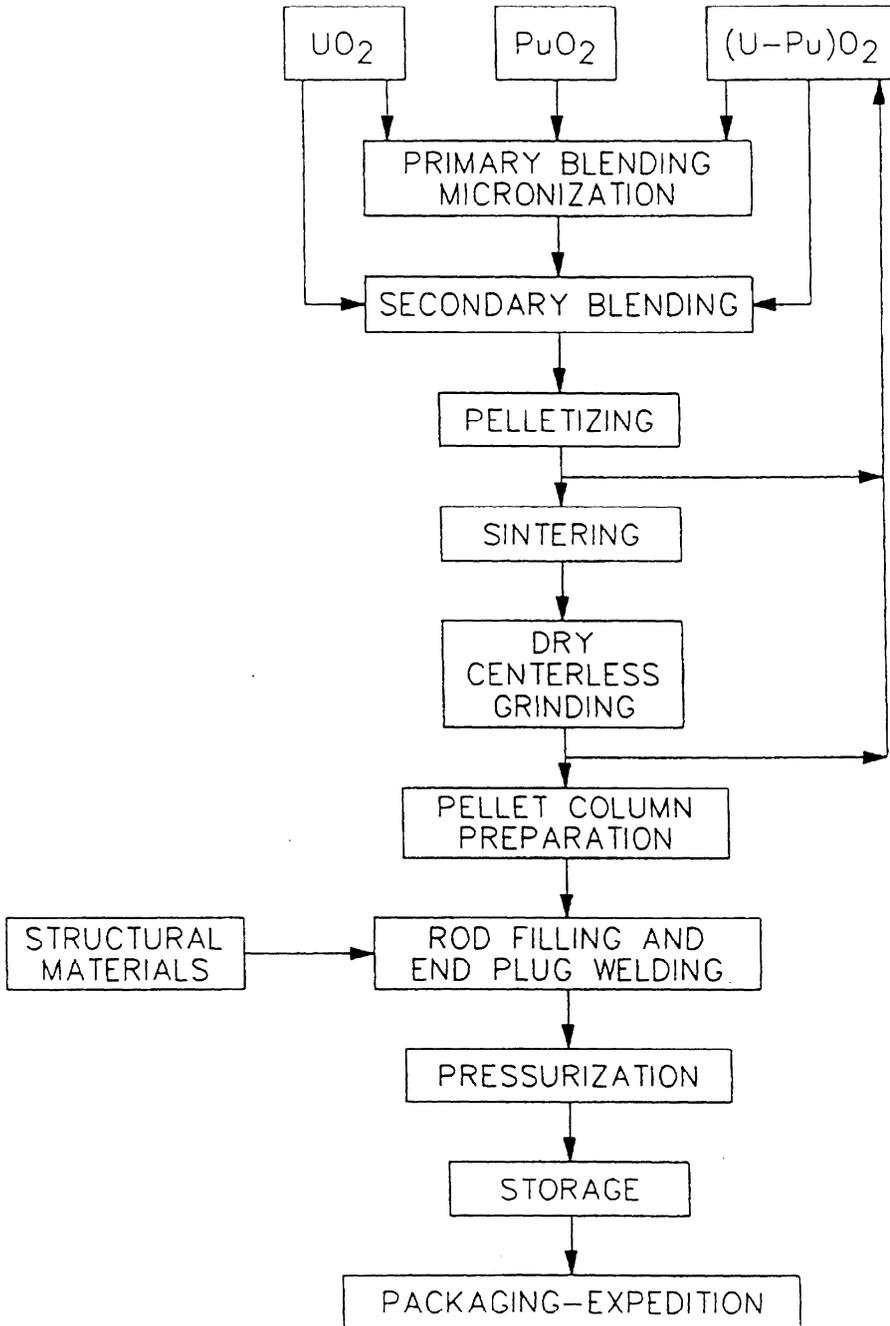


Figure 1 : MIMAS Fabrication process

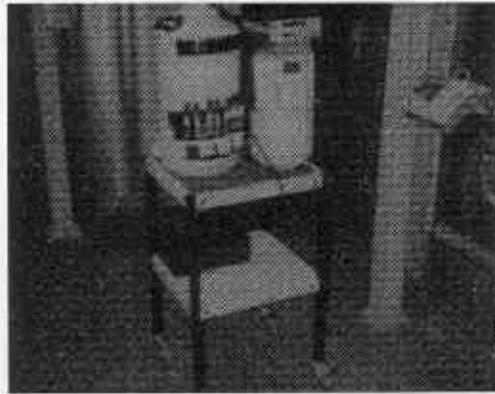
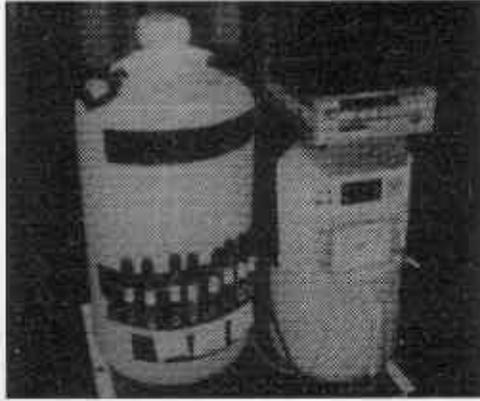


Figure 2 : Picture of measure post

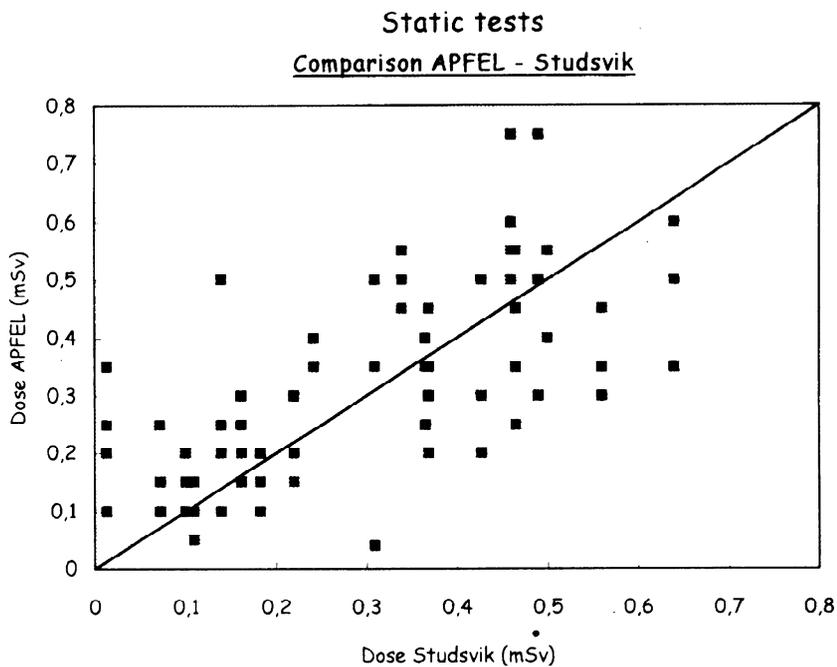


Figure 3a

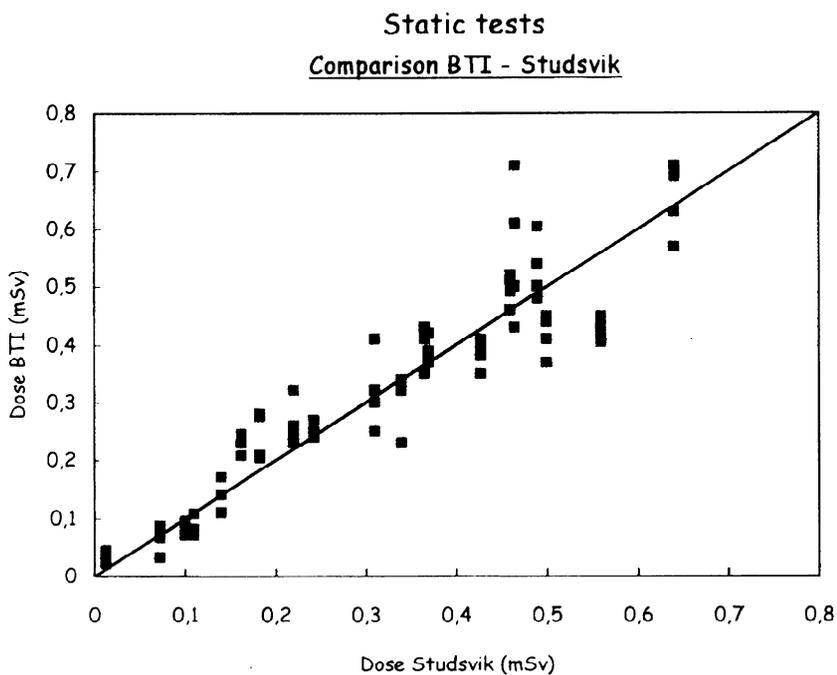


Figure 3b

Dynamic tests  
Comparison BTI - ALBEDO

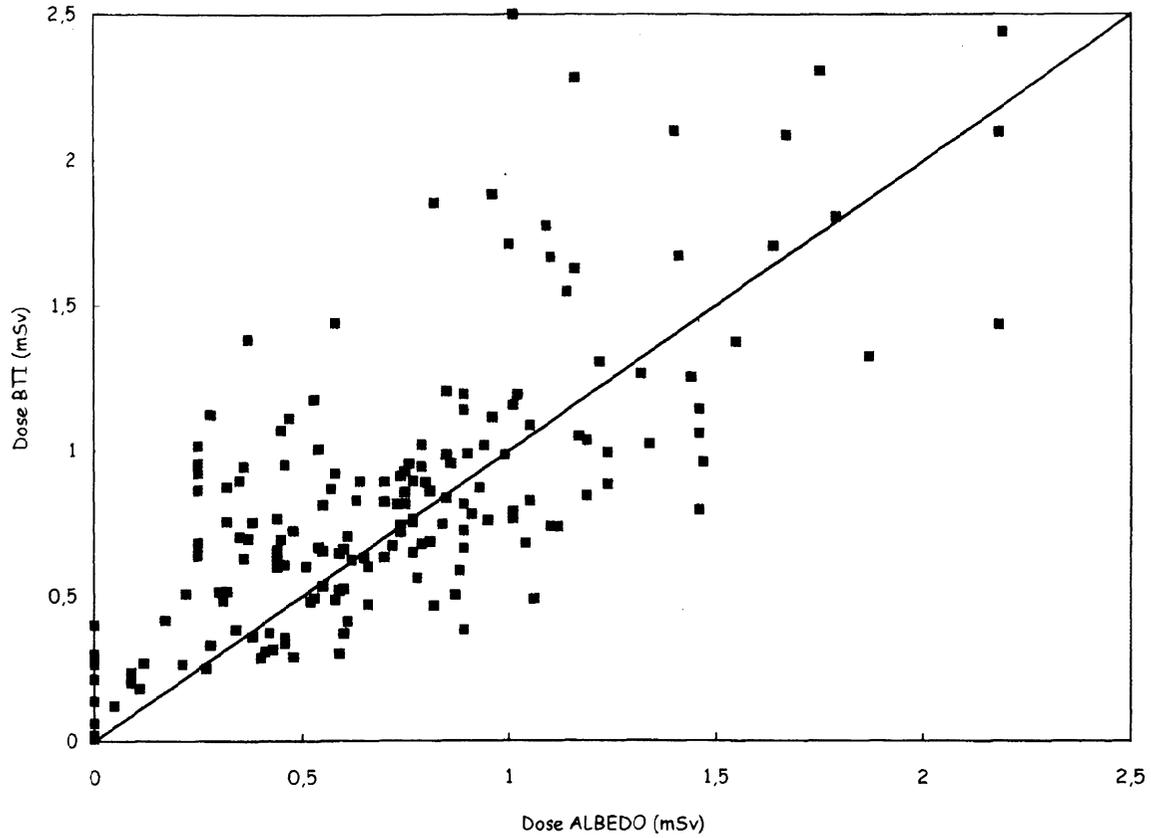


Figure 4

Temperature measurements  
BTI outside pocket

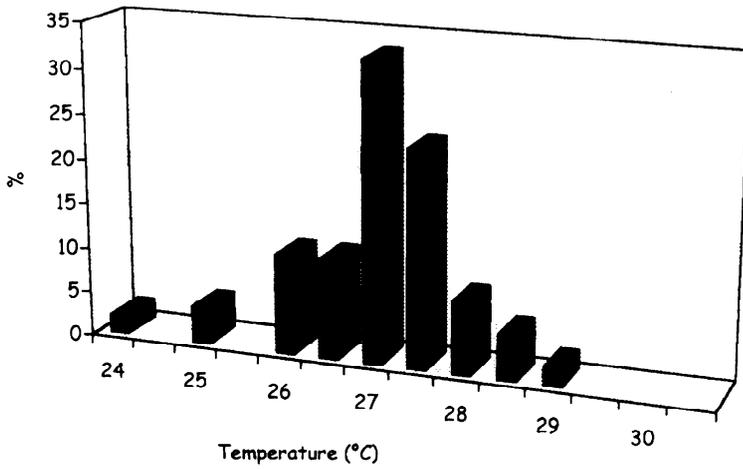


Figure 5a

Temperature measurements  
BTI inside pocket

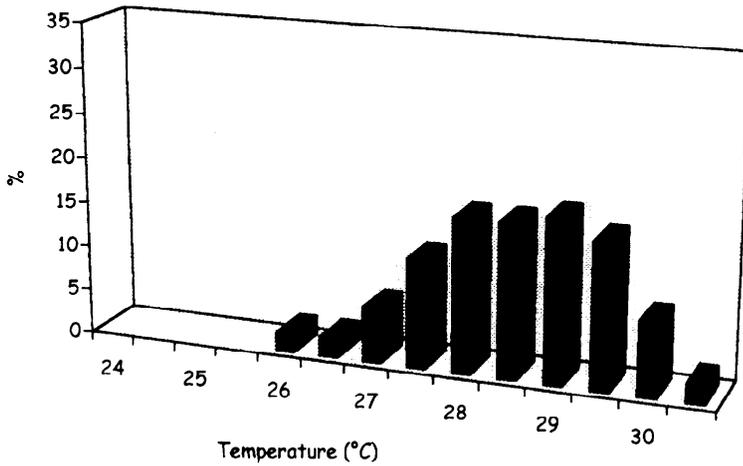


Figure 5b

### Temperature sensitivity

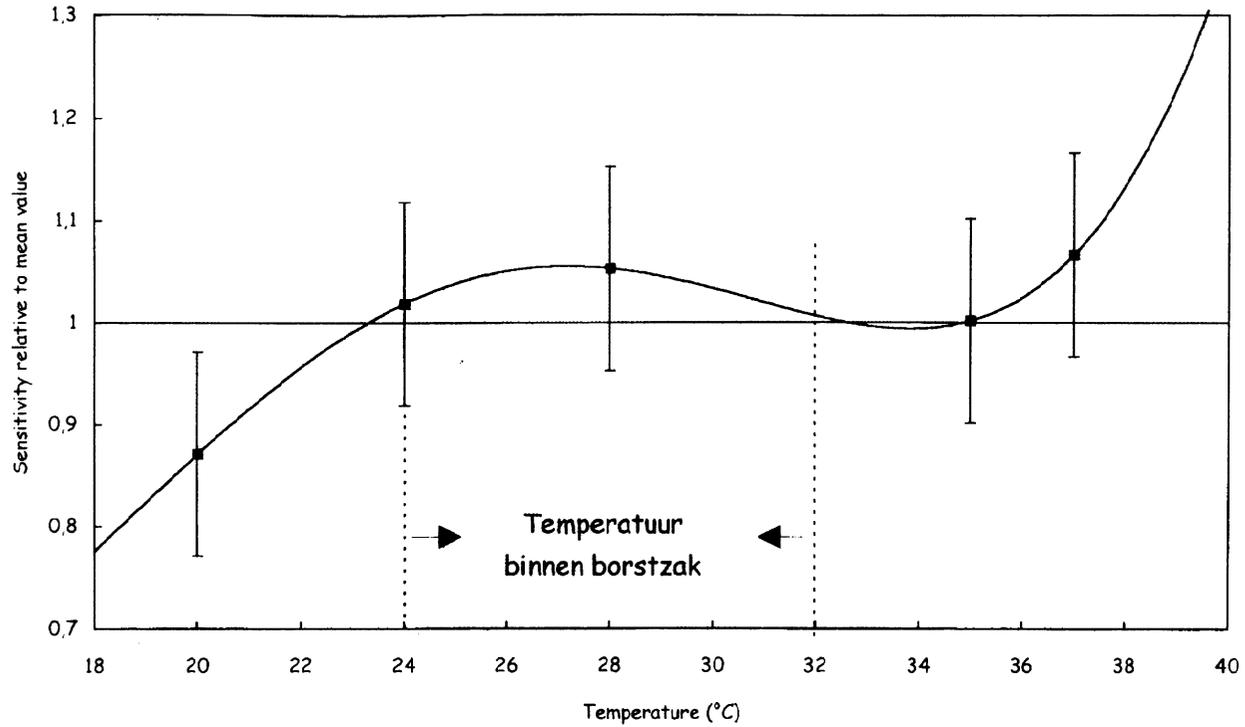


Figure 6

# Spectra

## Comparison calculation - measurement

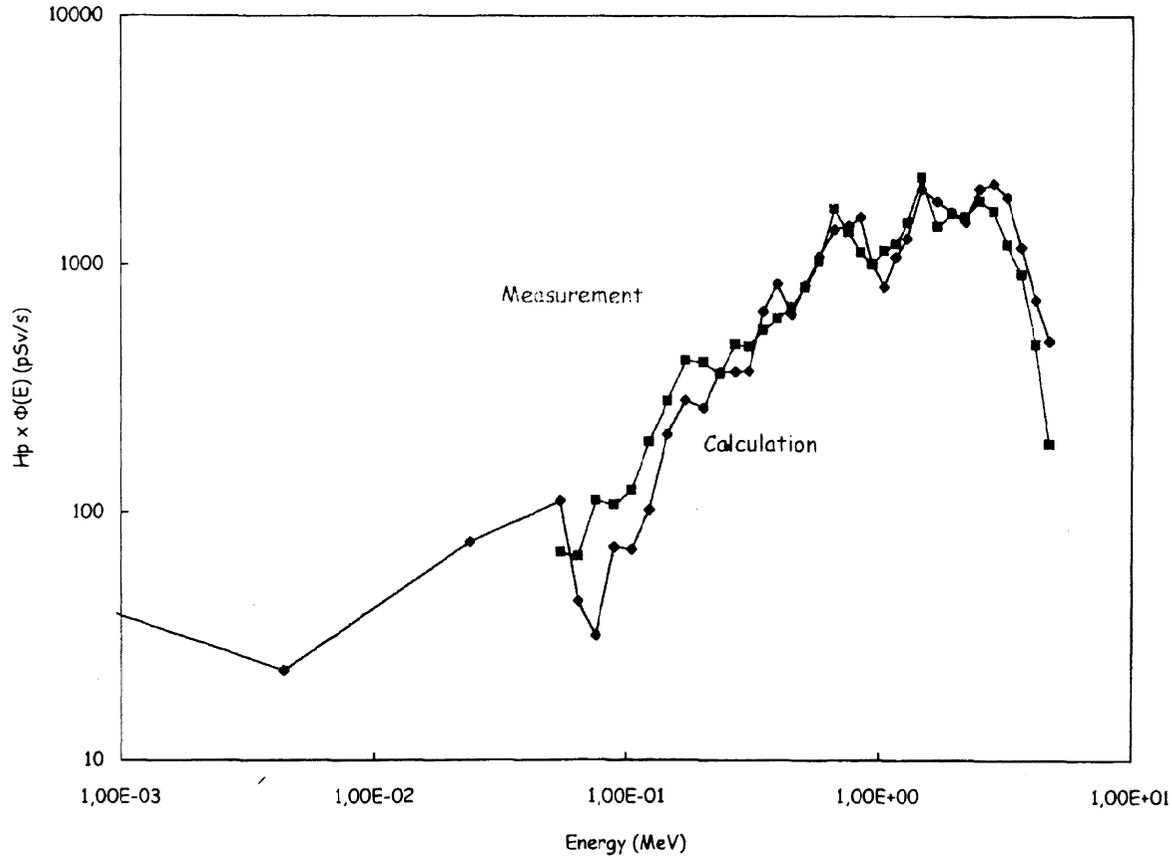


Figure 7

## **Samenvatting**

De publicatie van de ICRP 60 richtlijnen heeft aanleiding gegeven tot een grotere belangstelling voor de neutronendosimetrie. De vermindering van de jaarlijkse dosislimieten en de toegenomen kwaliteitsfactoren hebben het onderzoek naar goede en betrouwbare persoonlijke dosimeters in een stroomversnelling gebracht. Onderzoek te Belgonucleaire heeft aangetoond dat de neutronen bellendosimeter een interessant alternatief biedt voor de albedo dosimeter. De belangrijkste voordelen zijn de mogelijkheid tot een dagelijkse uitlezing en de gevoeligheid voor snelle neutronen die bijdragen tot het grootste gedeelte van de neutronendosis te Belgonucleaire. De temperatuursgevoeligheid blijft een negatief punt, maar geeft aanleiding tot een conservatieve schatting van de neutronendosis. Op basis van de onderzoeksresultaten werd een kwalificatierapport opgesteld.

## **Résumé**

Suite à la publication des recommandations CIPR 60 la dosimétrie des neutrons a connu un intérêt accru. La réduction des limites annuelles de dose et la croissance des facteurs de qualité pour les neutrons ont accéléré la recherche vers un dosimètre pour neutrons plus fiable. Une évaluation à Belgonucleaire a montré que le dosimètre à bulles peut offrir une alternative intéressante pour le dosimètre albedo. Les avantages les plus importants sont la possibilité d'une lecture journalière et la sensibilité aux neutrons rapides qui composent la partie majeure de la dose neutronique dans les installations de Belgonucléaire. La sensibilité à la température est un désavantage, mais résulte toujours dans une estimation conservatrice de la dose neutronique.

Sur base des résultats de l'évaluation, un rapport de qualification a été rédigé.