

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC
1262-5**

Première édition
First edition
1994-07

**Appareils électromédicaux –
Caractéristiques des intensificateurs
électro-optiques d'image radiologique –**

Partie 5:

Détermination de l'efficacité quantique
de détection

**Medical electrical equipment –
Characteristics of electro-optical
X-ray image intensifiers –**

Part 5:

Determination of the detective quantum
efficiency



Numéro de référence
Reference number
CEI/IEC 1262-5: 1994

Numéros des publications

Depuis le 1^{er} janvier 1997, les publications de la CEI sont numérotées à partir de 60 000.

Publications consolidées

Les versions consolidées de certaines publications de la CEI incorporant les amendements sont disponibles. Par exemple, les numéros d'édition 1.0, 1.1 et 1.2 indiquent respectivement la publication de base, la publication de base incorporant l'amendement 1, et la publication de base incorporant les amendements 1 et 2.

Validité de la présente publication

Le contenu technique des publications de la CEI est constamment revu par la CEI afin qu'il reflète l'état actuel de la technique.

Des renseignements relatifs à la date de reconfirmation de la publication sont disponibles dans le Catalogue de la CEI.

Les renseignements relatifs à des questions à l'étude et des travaux en cours entrepris par le comité technique qui a établi cette publication, ainsi que la liste des publications établies, se trouvent dans les documents ci-dessous:

- «Site web» de la CEI*
- **Catalogue des publications de la CEI**
Publié annuellement et mis à jour régulièrement (Catalogue en ligne)*
- **Bulletin de la CEI**
Disponible à la fois au «site web» de la CEI* et comme périodique imprimé

Terminologie, symboles graphiques et littéraux

En ce qui concerne la terminologie générale, le lecteur se reportera à la CEI 60050: *Vocabulaire Electrotechnique International* (VEI).

Pour les symboles graphiques, les symboles littéraux et les signes d'usage général approuvés par la CEI, le lecteur consultera la CEI 60027: *Symboles littéraux à utiliser en électrotechnique*, la CEI 60417: *Symboles graphiques utilisables sur le matériel. Index, relevé et compilation des feuilles individuelles*, et la CEI 60617: *Symboles graphiques pour schémas*.

* Voir adresse «site web» sur la page de titre.

Numbering

As from 1 January 1997 all IEC publications are issued with a designation in the 60 000 series.

Consolidated publications

Consolidated versions of some IEC publications including amendments are available. For example, edition numbers 1.0, 1.1 and 1.2 refer, respectively, to the base publication, the base publication incorporating amendment 1 and the base publication incorporating amendments 1 and 2.

Validity of this publication

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC, thus ensuring that the content reflects current technology.

Information relating to the date of the reconfirmation of the publication is available in the IEC catalogue.

Information on the subjects under consideration and work in progress undertaken by the technical committee which has prepared this publication, as well as the list of publications issued, is to be found at the following IEC sources:

- **IEC web site***
- **Catalogue of IEC publications**
Published yearly with regular updates (On-line catalogue)*
- **IEC Bulletin**
Available both at the IEC web site* and as a printed periodical

Terminology, graphical and letter symbols

For general terminology, readers are referred to IEC 60050: *International Electrotechnical Vocabulary* (IEV).

For graphical symbols, and letter symbols and signs approved by the IEC for general use, readers are referred to publications IEC 60027: *Letter symbols to be used in electrical technology*, IEC 60417: *Graphical symbols for use on equipment. Index, survey and compilation of the single sheets* and IEC 60617: *Graphical symbols for diagrams*.

* See web site address on title page.

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC
1262-5**

Première édition
First edition
1994-07

**Appareils électromédicaux –
Caractéristiques des intensificateurs
électro-optiques d'image radiologique –**

Partie 5:

Détermination de l'efficacité quantique
de détection

**Medical electrical equipment –
Characteristics of electro-optical
X-ray image intensifiers –**

Part 5:

Determination of the detective quantum
efficiency

© CEI 1994 Droits de reproduction réservés — Copyright — all rights reserved

Aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni
utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun pro-
cédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et
les microfilms, sans l'accord écrit de l'éditeur.

No part of this publication may be reproduced or utilized in
any form or by any means, electronic or mechanical,
including photocopying and microfilm, without permission
in writing from the publisher.

Bureau Central de la Commission Electrotechnique Internationale 3, rue de Varembe Genève, Suisse



Commission Electrotechnique Internationale
International Electrotechnical Commission
Международная Электротехническая Комиссия

CODE PRIX
PRICE CODE

Q

Pour prix, voir catalogue en vigueur
For price, see current catalogue

SOMMAIRE

	Pages
AVANT-PROPOS	4
INTRODUCTION	6
Articles	
1 Domaine d'application	8
2 Référence normative	8
3 Terminologie	8
3.1 Définitions	8
3.2 Degré des prescriptions et instructions relatives à la lecture	10
4 Prescriptions	12
4.1 Montage d'essai	12
4.2 INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE - Conditions de fonctionnement	12
4.3 Rayonnement d'entrée	12
4.4 DISPOSITIF D'ESSAI	12
4.5 Appareils de mesure	14
5 Détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION	18
5.1 Préparation	18
5.2 Mesure	18
5.3 Corrections	20
5.4 Détermination	22
6 Présentation de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION	24
7 Déclaration de conformité	24
Figure 1 - Relation géométrique entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et l'OUVERTURE D'ENTRÉE ..	26
Annexes	
A Terminologie - Index des termes	28
B Montage d'essai représentatif	30
C Spectres d'amplitude représentatifs, des impulsions de scintillation	32
D Bibliographie	34

CONTENTS

	Page
FOREWORD	5
INTRODUCTION	7
Clause	
1 Scope	9
2 Normative reference	9
3 Terminology	9
3.1 Definitions	9
3.2 Degree of requirements and reading instructions	11
4 Requirements	13
4.1 Test set-up	13
4.2 X-RAY IMAGE INTENSIFIER - Operating conditions	13
4.3 Input radiation	13
4.4 TEST DEVICE	13
4.5 Measurement equipment	15
5 Determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY	19
5.1 Preparation	19
5.2 Measurement	19
5.3 Corrections	21
5.4 Determination	23
6 Presentation of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY	25
7 Statement of compliance	25
Figure 1 - Geometrical relationship of RADIATION SOURCE and INPUT APERTURE	27
Annexes	
A Terminology - Index of terms	29
B Representative test set-up	31
C Representative scintillation pulse-height spectra	33
D Bibliography	35

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

CARACTÉRISTIQUES DES INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE –

Partie 5: Détermination de l'efficacité quantique de détection

AVANT-PROPOS

- 1) La CEI (Commission Electrotechnique Internationale) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de la CEI). La CEI a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, la CEI, entre autres activités, publie des Normes internationales. Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI en ce qui concerne les questions techniques, préparés par les comités d'études où sont représentés tous les Comités nationaux s'intéressant à ces questions, expriment dans la plus grande mesure possible un accord international sur les sujets examinés.
- 3) Ces décisions constituent des recommandations internationales publiées sous forme de normes, de rapports techniques ou de guides et agréées comme telles par les Comités nationaux.
- 4) Dans le but d'encourager l'unification internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent à appliquer de façon transparente, dans toute la mesure possible, les Normes internationales de la CEI dans leurs normes nationales et régionales. Toute divergence entre la norme de la CEI et la norme nationale correspondante doit être indiquée en termes clairs dans cette dernière.

La Norme internationale CEI 1262-5 a été établie par le sous-comité 62B: Appareils d'imagerie de diagnostic, du comité d'études 62 de la CEI: Equipements électriques dans la pratique médicale.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

DIS	Rapport de vote
62B(BC)116	62B(BC)128

Le rapport de vote indiqué dans le tableau ci-dessus donne toute information sur le vote ayant abouti à l'approbation de cette norme.

Les annexes A, B, C et D sont données uniquement à titre d'information.

Dans la présente norme, les caractères d'imprimerie suivants sont utilisés:

- Prescriptions dont la conformité peut être vérifiée par un essai, et définitions: caractères romains.
- Explications, conseils, introductions, énoncés de portée générale et exceptions: petits caractères romains.
- *Modalités d'essais: caractères italiques.*
- TERMES UTILISÉS DANS CETTE NORME QUI SONT DÉFINIS EN 3.1 ET À L'ANNEXE A: PETITES CAPITALES.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

CHARACTERISTICS OF ELECTRO-OPTICAL
X-RAY IMAGE INTENSIFIERS –

Part 5: Determination of the detective quantum efficiency

FOREWORD

- 1) The IEC (International Electrotechnical Commission) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of the IEC is to promote international cooperation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic field. To this end and in addition to other activities, the IEC publishes International Standards. Their preparation is entrusted to technical committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. The IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of the IEC on technical matters, prepared by technical committees on which all the National Committees having interest therein are represented, express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the subjects dealt with.
- 3) They have the form of recommendations for international use published in the form of standards, technical reports or guides and they are accepted by the National Committees in that sense.
- 4) In order to promote international unification, IEC National Committees undertake to apply IEC International Standards transparently to the maximum extent possible in their national and regional standards. Any divergence between the IEC Standard and the corresponding national or regional standard shall be clearly indicated in the latter.

International Standard IEC 1262-5 has been prepared by sub-committee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

The text of this standard is based on the following documents:

DIS	Report on voting
62B(CO)116	62B(CO)128

Full information on the voting for approval of this standard can be found in the Report on voting indicated in the above table.

Annexes A, B, C and D are for information only.

In this standard, the following print types are used:

- Requirements, compliance with which can be tested, and definitions: in roman type.
- Explanations, advice, introductions, general statements, and exceptions: in smaller type.
- *Test specifications: in italic type.*
- TERMS USED THROUGHOUT THIS STANDARD WHICH HAVE BEEN DEFINED IN 3.1 AND IN ANNEX A: SMALL CAPITALS.

INTRODUCTION

L'EFFICACITÉ DE QUANTIQUE DE DÉTECTION (DQE) est une mesure de la qualité de l'image d'un système, établie par comparaison de son rapport signal-bruit (SNR) de sortie avec son SNR d'entrée. Pour les systèmes linéaires de formation d'images, il est possible d'analyser le SNR et le DQE en fonction de signaux sinusoïdaux variables. La présente norme donne des spécifications détaillées pour la détermination du DQE des INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE à des fréquences spatiales et temporelles proches de zéro. La méthode utilisée est l'analyse du spectre de scintillation (SSA).

La SOURCE DE RAYONNEMENT d'entrée est le radionucléide ^{241}Am qui est préférable à une SOURCE DE RAYONNEMENT X parce que outre son absence de dérive et de fluctuations périodiques à l'entrée, il produit un rayonnement gamma sur une plage énergétique radiologiquement intéressante. Le signal du luminophore de sortie de l'INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE est intégré sur une surface grande par rapport à l'image de la source.

De plus, la méthode SSA nécessite l'intégration de pratiquement toute l'énergie des photons lumineux en sortie de l'INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE imputable à l'absorption d'un seul photon de rayonnement gamma. Ces caractéristiques donnent une mesure proche de zéro pour les fréquences spatiales comme pour les fréquences temporelles.

La présente norme ne spécifie la mesure du DQE qu'à proximité du CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE.

D'autre part, la méthode SSA n'est pas recommandée pour un INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE dont la décroissance de l'émission du luminophore de sortie est considérablement plus lente que celle d'un luminophore P-20. Généralement, lorsqu'un seul photon de rayonnement gamma est absorbé, l'intensité de l'impulsion lumineuse correspondante, 1 ms après le début de l'impulsion, devrait être inférieure à 10 % de l'intensité maximale. Cela suppose que l'intervalle de temps entre le début de l'impulsion et l'intensité maximale est beaucoup plus petit que 1 ms. Etant donné que la méthode SSA nécessite une intégration de l'émission due aux photons individuels de rayonnement gamma, les luminophores ayant une décroissance considérablement plus lente nécessitent des vitesses de comptage des photons de rayonnement gamma très faibles, qui peuvent devenir comparables aux vitesses de comptage du bruit de fond.

Il est reconnu qu'il existe d'autres méthodes de mesure du DQE par exemple l'analyse par paquets d'impulsions, l'analyse du bruit r.m.s. et l'estimation de l'absorption quantique à partir des caractéristiques physiques de l'INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE (voir annexe D - Bibliographie). Les méthodes qui fournissent des résultats de mesure de DQE cohérents, dans la limite de précision de la mesure, avec les résultats obtenus par la méthode de la présente norme, sont tout aussi acceptables.

INTRODUCTION

DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (DQE) is a measure of the imaging quality of a system based on a comparison of the signal-to-noise ratio (SNR) at its output to the SNR at its input. For linear imaging systems, SNR and DQE can be conveniently analysed in terms of sinusoidally varying signals. This standard gives detailed specifications for the determination of the DQE of ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIERS near zero frequency for both spatial and temporal frequencies. The method employed is scintillation spectrum analysis (SSA).

The source of input radiation is the radionuclide ^{241}Am , which is preferred over an X-RAY SOURCE because of the radionuclide's freedom from drift and periodic fluctuations in its output while providing gamma-rays in a radiologically interesting energy range. The signal at the output phosphor of the ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER is integrated over an area that is large compared to the image of the source.

Additionally, the SSA method requires integration of essentially all of the optical photon energy at the ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER output attributable to the absorption of a single gamma-ray photon. These characteristics result in a measurement near zero for both spatial and temporal frequencies.

This standard specifies the measurement of DQE only near the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD.

Also, the SSA method is not recommended for an ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER with output phosphor radiance decay that is considerably slower than that for a P-20 phosphor. Generally, upon absorption of a single gamma-ray photon, the resulting light pulse intensity at 1 ms after the onset of the pulse should be less than 10 % of the peak intensity. This assumes that the time interval between pulse onset and peak intensity is much shorter than 1 ms. Since the SSA method entails integrating the radiance due to individual gamma-ray photons, phosphors having appreciably slower decay would necessitate the use of very low gamma-ray photon count rates which can become comparable to background count rates.

It is recognized that other methods of DQE measurement are available, e.g., pulse-burst analysis, r.m.s. noise analysis, and estimation of quantum absorption from physical characteristics of the ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER (see annex D - Bibliography). Methods that provide measurements of DQE that agree within measurement accuracy with measurements obtained by the method of this standard are equally acceptable.

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX – **CARACTÉRISTIQUES DES INTENSIFICATEURS** **ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE –**

Partie 5: Détermination de l'efficacité quantique de détection

1 Domaine d'application

La présente Norme internationale s'applique aux INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE destinés à une utilisation médicale en tant que composants d'ÉQUIPEMENTS À RAYONNEMENT X de diagnostic. La présente Norme internationale décrit une méthode de détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION (DQE) des INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE par analyse du spectre d'amplitude des impulsions de scintillation de photons unitaires de rayonnement gamma. La méthode de la présente norme ne s'applique qu'aux INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE ayant des vitesses de décroissance de l'émission de sortie sensiblement égales ou supérieures à celles d'un luminophore P-20.

2 Référence normative

La norme suivante contient des dispositions qui, par suite de la référence qui y est faite, constituent des dispositions valables pour la présente Norme internationale. Au moment de la publication, l'édition indiquée était en vigueur. Toute norme est sujette à révision et les parties prenantes aux accords fondés sur la présente Norme internationale sont invitées à rechercher la possibilité d'appliquer l'édition la plus récente de la norme indiquée ci-après. Les membres de la CEI et de l'ISO possèdent le registre des Normes internationales en vigueur.

CEI 788: 1984, *Radiologie médicale – Terminologie*

3 Terminologie

3.1 Définitions

Pour les besoins de la présente Norme internationale, les définitions suivantes s'appliquent en même temps que celles qui sont données dans la CEI 788. Les définitions ci-après supplantent celles de la CEI 788 quand des différences ont lieu.

3.1.1 *IIR*: Abréviation de INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE.

3.1.2 *PLAN D'ENTRÉE*: Plan perpendiculaire à l'axe de symétrie de l'IIR et affleurant la partie la plus saillante de l'IIR, y compris sa gaine, dans la direction de la SOURCE DE RAYONNEMENT.

3.1.3 *CHAMP D'ENTRÉE*: Pour un IIR, zone du PLAN D'ENTRÉE pouvant être utilisée pour la transmission d'une IMAGE RADIOLOGIQUE POTENTIELLE dans des conditions spécifiques.

3.1.4 Non utilisé.

3.1.5 *DISTANCE SOURCE-PLAN D'ENTRÉE (abréviation SED)*: Distance entre le FOYER du TUBE RADIOGÈNE et le PLAN D'ENTRÉE de l'IIR.

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

CHARACTERISTICS OF ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIERS –

Part 5: Determination of the detective quantum efficiency

1 Scope

This International Standard applies to ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIERS for medical use, as components of diagnostic X-RAY EQUIPMENT. This International Standard describes a method of determining the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (DQE) of X-RAY IMAGE INTENSIFIERS by analysis of the single gamma-ray photon scintillation pulse-height spectrum. The method of this standard applies only to ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIERS having output radiance decay rates approximately equal to or faster than that of a P-20 phosphor.

2 Normative reference

The following standard contains provisions which, through reference in this text, constitute provisions of this International Standard. At the time of publication, the edition indicated was valid. All standards are subject to revision, and parties to agreements based on this International Standard are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent edition of the standard indicated below. Members of IEC and ISO maintain registers of currently valid International Standards.

IEC 788: 1984, *Medical Radiology – Terminology*

3 Terminology

3.1 Definitions

For the purposes of this International Standard, the following definitions apply together with those given in IEC 788. The definitions given below take preference over those given in IEC 788 when differences occur.

3.1.1 *XRII*: An abbreviation for ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER.

3.1.2 *ENTRANCE PLANE*: The plane perpendicular to the axis of symmetry of the XRII and grazing the part of the XRII, including its housing, that protrudes most in the direction of the RADIATION SOURCE.

3.1.3 *ENTRANCE FIELD*: For an XRII, the area in the ENTRANCE PLANE that can be used for the transmission of an X-RAY PATTERN under specific conditions.

3.1.4 Not used.

3.1.5 *SOURCE TO ENTRANCE PLANE DISTANCE (abbreviation SED)*: The distance between the FOCAL SPOT of the X-RAY TUBE and the ENTRANCE PLANE of the XRII.

3.1.6 *CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE*: Centre du plus petit cercle dans lequel l'IMAGE DE SORTIE est inscrite.

3.1.7 *CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE*: Le point du PLAN D'ENTRÉE dont l'image est au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE.

3.1.8 *AXE CENTRAL*: Ligne perpendiculaire au PLAN D'ENTRÉE passant par le CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE.

3.1.9 Non utilisé.

3.1.10 *OUVERTURE EFFECTIVE*: Zone de l'ECRAN D'ENTRÉE de l'IIR qui est irradié par la SOURCE DE RAYONNEMENT à travers l'OUVERTURE D'ENTRÉE.

NOTE - En raison du grandissement géométrique et de la dimension de la source, le diamètre de cette zone est toujours supérieur au diamètre de l'OUVERTURE D'ENTRÉE proprement dite.

3.1.11 *EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION (abréviation DQE)*: Rapport entre le carré du rapport signal - bruit présent à la sortie d'un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT et le carré du rapport signal - bruit présent à l'entrée de ce DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT.

3.1.12 *EFFICACITÉ D'ABSORPTION QUANTIQUE*: Nombre de photons incidents à l'entrée d'un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT délivrant un signal à la sortie du DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT divisé par le nombre total de photons incidents.

3.1.13 *OUVERTURE D'ENTRÉE*: L'ouverture déterminant la section d'un FAISCEAU DE RAYONNEMENT.

3.1.14 *IMPULSION D'UN PHOTON UNITAIRE DE RAYONNEMENT GAMMA*: Nombre de photons lumineux émis par l'ECRAN DE SORTIE de l'IIR imputables à l'interaction d'un photon de rayonnement gamma d'énergie spécifique dans l'ECRAN D'ENTRÉE de l'IIR.

3.2 *Degré des prescriptions et instructions relatives à la lecture*

Dans la présente Norme internationale, le verbe ou l'expression verbale:

- «devoir» mis au présent signifie que le respect d'une prescription est impératif pour la conformité à la norme;
- «il convient de» (forme négative: il n'y a pas lieu de) signifie que le respect d'une prescription est fortement recommandé, mais non impératif pour la conformité à la norme;
- «pouvoir» mis au présent signifie que le respect d'une prescription peut être réalisé d'une manière particulière pour la conformité à la norme;

et les mots suivants signifient:

- «spécifique» utilisé en se rapportant à des paramètres ou conditions: faisant référence à une valeur particulière ou à une disposition normalisée, habituellement à celles prescrites dans une norme de la CEI ou dans un texte réglementaire; voir CEI 788, rm-74-01.

3.1.6 *CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE*: The centre of the smallest circle circumscribing the OUTPUT IMAGE.

3.1.7 *CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD*: That point in the ENTRANCE PLANE which is imaged at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE.

3.1.8 *CENTRAL AXIS*: The line perpendicular to the ENTRANCE PLANE passing through the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD.

3.1.9 Not used.

3.1.10 *EFFECTIVE APERTURE*: The area of the INPUT SCREEN of the XRII which is irradiated by the RADIATION SOURCE through the INPUT APERTURE.

NOTE - Due to geometrical enlargement and the source size, the diameter of this area is always larger than the diameter of the INPUT APERTURE itself.

3.1.11 *DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (abbreviation DQE)*: The ratio of the squared signal-to-noise ratio present at the output of a RADIATION DETECTOR to the squared signal-to-noise ratio present at the input of that RADIATION DETECTOR.

3.1.12 *QUANTUM ABSORPTION EFFICIENCY*: The number of photons incident at the input of a RADIATION DETECTOR that yield a signal at the output of the RADIATION DETECTOR divided by the total number of incident photons.

3.1.13 *INPUT APERTURE*: The aperture that determines the cross-sectional area of a RADIATION BEAM.

3.1.14 *SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSE*: The number of light photons emitted by the OUTPUT SCREEN of the XRII attributable to the interaction of one gamma-ray photon of specific energy in the INPUT SCREEN of the XRII.

3.2 *Degree of requirements and reading instructions*

In this International Standard the auxiliary verb:

- | | |
|------------|--|
| – "shall" | implies that compliance with a requirement is mandatory for compliance with the standard; |
| – "should" | implies that compliance with a requirement is strongly recommended but is not mandatory for compliance with the standard; |
| – "may" | implies that compliance with a requirement is permitted to be accomplished in a particular manner, for compliance with the standard; |

and the following words have the meaning:

- | | |
|--------------|---|
| – "specific" | when used in combination with parameters or conditions: refers to a particular value or standardized arrangement, usually to those required in an IEC Standard or a legal requirement; see IEC 788, rm-74-01. |
|--------------|---|

- «spécifié» utilisé en se rapportant à des paramètres ou conditions: faisant référence à une valeur ou à une disposition à choisir pour le but considéré, et indiquées habituellement dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT; voir CEI 788, rm-74-02.
- «conçu pour» utilisé dans les normes pour caractériser des appareils, des dispositifs, des composants ou des dispositions: désigne un but ou une utilisation du produit, intentionnel et généralement évident.

4 Prescriptions

Les caractéristiques de l'instrumentation et les réglages nécessaires pour la détermination du DQE sont donnés dans cet article.

Un schéma représentatif du montage de mesure est fourni dans l'annexe B.

4.1 Montage d'essai

Non utilisé.

4.2 INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE - Conditions de fonctionnement

- a) L'IIR doit fonctionner dans les conditions d'UTILISATION NORMALE spécifiées par le fabricant.
- b) Aucune GRILLE ANTIDIFFUSANTE ni couvercle de protection ne doivent être utilisés.
- c) Dans le cas d'IIR à champs multiples, les mesures doivent être faites pour le plus grand CHAMP D'ENTRÉE spécifié.

4.3 Rayonnement d'entrée

- a) La SOURCE DE RAYONNEMENT d'entrée doit être le radionucléide ^{241}Am , émettant des photons de rayonnement gamma avec une énergie de 59,5 keV.
- b) La sortie de la source peut comporter des quanta différents de ceux provenant de la désintégration de l' ^{241}Am , par exemple le RAYONNEMENT X des couches L du neptunium et le RAYONNEMENT X de fluorescence provenant du matériau utilisé dans la construction de la source et de son conteneur.

- 1) Le débit de fluence des quanta ayant des énergies différentes de 59,5 keV doit être inférieur à 1 % du débit de fluence des quanta de 59,5 keV.

Le niveau de pureté spectrale requis peut être obtenu par l'utilisation d'un FILTRE de 0,5 mm de cuivre. Ce FILTRE réduit le flux de photons de 59,5 keV d'un facteur 2 environ.

- 2) Tout FILTRE ADDITIONNEL doit être situé aussi près que possible de la source et plus près de la source que du PLAN D'ENTRÉE de l'IIR ou du détecteur de référence (4.5.2).

- c) L'ACTIVITÉ de la source doit être telle qu'elle produise un taux de comptage de 50 à 500 photons de 59,5 keV/s à l'OUVERTURE D'ENTRÉE dans les conditions géométriques de 4.4.2. Pour cela, une ACTIVITÉ d'environ 10^7 Bq est nécessaire.

- | | |
|------------------|---|
| - "specified" | when used in combination with parameters or conditions: refers to a value or arrangement to be chosen for the purpose under consideration and indicated usually in ACCOMPANYING DOCUMENTS; see IEC 788, rm-74-02. |
| - "designed for" | when used in standards to characterize equipment, devices, components or arrangements: designates an intended and usually apparent purpose or use for the product. |

4 Requirements

The instrumentation characteristics and their settings needed for the determination of the DQE are given in this clause.

A representative measurement set-up is shown in annex B.

4.1 Test set-up

Not used.

4.2 X-RAY IMAGE INTENSIFIER - Operating conditions

- a) The XRII shall be operated under the conditions for NORMAL USE as specified by the manufacturer.
- b) No ANTI-SCATTER GRID or protective cover shall be used.
- c) In the case of multiple-field XRIIs, the measurement shall be made for the largest specified ENTRANCE FIELD.

4.3 Input radiation

- a) The RADIATION SOURCE of input radiation shall be the radionuclide ^{241}Am , which emits gamma-ray photons having an energy of 59,5 keV.
- b) The output of the source might include quanta other than those from the decay of ^{241}Am , for example, L X-rays of neptunium and fluorescence X-rays from the material used in the construction of the source and its container.

- 1) The fluence rate of quanta with energies other than 59,5 keV shall be less than 1 % of the fluence rate of 59,5 keV quanta.

The required level of spectral purity can be achieved by the use of a FILTER of 0,5 mm of copper. This FILTER reduces the flux of 59,5 keV photons by a factor of about 2.

- 2) Any ADDED FILTER shall be as close as practical to the source and nearer the source than either the ENTRANCE PLANE of the XRII or the reference detector (4.5.2).

- c) The source ACTIVITY shall be such as to yield a count rate of 50 to 500 59,5 keV photons/s at the INPUT APERTURE under the geometry conditions of 4.4.2. An ACTIVITY of about 10^7 Bq is needed for this purpose.

4.4 DISPOSITIF D'ESSAI

4.4.1 OUVERTURE D'ENTRÉE

- a) La section du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X incident sur l'IIR comme sur le détecteur de référence doit être limité par la même OUVERTURE D'ENTRÉE.
- b) Afin d'éviter des variations en sortie dues à des variations locales d'épaisseur de l'ÉCRAN D'ENTRÉE, le diamètre de l'OUVERTURE D'ENTRÉE ne doit pas être inférieur à 4 mm.
- c) Pour un détecteur de référence comportant un cristal à puits, l'OUVERTURE D'ENTRÉE doit limiter le faisceau à une surface n'excédant pas la surface de la base du puits; le faisceau incident ne doit pas heurter les parois du puits.
- d) L'OUVERTURE D'ENTRÉE doit être découpée dans une feuille de plomb ayant une épaisseur d'au moins 3 mm.

4.4.2 Géométrie du DISPOSITIF D'ESSAI

- a) Pour réduire à la fois une variation d'absorption du rayonnement gamma dans l'ÉCRAN D'ENTRÉE de l'IIR et le grandissement de l'OUVERTURE EFFECTIVE dû à l'obliquité de l'incidence, l'angle θ défini par:

$$\theta = \tan^{-1} [(d_o + d_i) / 2 L]$$

doit être inférieur à 2° (voir figure 1).

Dans la formule ci-dessus,

d_o est le diamètre de la source

d_i est le diamètre de l'OUVERTURE D'ENTRÉE

L est la distance entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et l'OUVERTURE D'ENTRÉE

- b) Un même ensemble de valeurs d_o , d_i et L doit être utilisé pour les mesures avec le détecteur de référence et avec l'IIR.

4.5 Appareils de mesure

4.5.1 Tube photomultiplicateur (PM)

Il faut utiliser un PM pour détecter la lumière émise par l'IIR et la lumière émise à partir du cristal de scintillation si ce type de détecteur de référence est utilisé.

4.5.1.1 Conditions de fonctionnement du PM

- a) L'alimentation haute tension reliée au PM doit être réglée de telle sorte que la réponse fournie par le PM soit linéaire.
- b) Il convient d'appliquer la haute tension au PM au moins 30 min avant de commencer la mesure afin d'obtenir une stabilisation de la réponse du PM.

4.4 TEST DEVICE

4.4.1 INPUT APERTURE

- a) The cross-sectional area of the RADIATION BEAM incident on either the XRII or the reference detector shall be limited by the same INPUT APERTURE.
- b) To avoid variations in the output due to local variations in the INPUT SCREEN thickness, the diameter of the INPUT APERTURE shall not be less than 4 mm.
- c) For a reference detector incorporating a well crystal, the INPUT APERTURE shall restrict the beam to an area no larger than the area of the base of the well; the incident beam shall not be allowed to strike the walls of the well.
- d) The INPUT APERTURE shall be cut from a sheet of lead having a thickness of at least 3 mm.

4.4.2 TEST DEVICE geometry

- a) To restrict both a variation of gamma-ray absorption in the XRII INPUT SCREEN and the enlargement of the EFFECTIVE APERTURE due to obliquity of incidence, the angle θ defined by:

$$\theta = \tan^{-1} [(d_o + d_i) / 2 L]$$

shall be less than 2° (see figure 1).

In the above formula,

d_o is the source diameter

d_i is the INPUT APERTURE diameter

L is the RADIATION SOURCE to INPUT APERTURE distance.

- b) One set of values of d_o , d_i , and L shall be used for measurements with both the reference detector and the XRII.

4.5 Measurement equipment

4.5.1 Photomultiplier tube (PMT)

A PMT shall be used to detect the light emitted by the XRII and the light emitted from the scintillation crystal if that is the type of reference detector employed.

4.5.1.1 PMT operating conditions

- a) The high-voltage supply connected to the PMT shall be set to provide a linear response of the PMT.
- b) The high voltage should be applied to the PMT at least 30 min before starting the measurement to achieve stabilization of the PMT response.

4.5.1.2 Montage du PM

- a) Le PM et l'IIR doivent être protégés afin d'éviter la détection de la lumière ambiante.
- b) Pour la mesure du spectre d'amplitude des impulsions de scintillation, il convient que l'efficacité du couplage optique entre le PM et l'IMAGE DE SORTIE de l'IIR soit telle qu'au moins 5 % des photons émis dans l'IMPULSION D'UN PHOTON UNITAIRE DE RAYONNEMENT GAMMA arrive à la photocathode du PM.

Ceci peut être obtenu soit en plaçant le PM directement contre la fenêtre de sortie de l'IIR, soit en utilisant une optique ayant une ouverture suffisamment large ($\geq F/2$)
- c) Lorsqu'une optique est utilisée, il n'y a pas lieu de focaliser l'IMAGE DE SORTIE de l'IIR sur l'entrée du PM afin d'éviter un élargissement éventuel des pics du spectre dû à des défauts d'uniformité de la photocathode du PM.
- d) La lumière de fond émise par le luminophore de sortie en dehors de la surface de l'image de l'OUVERTURE D'ENTRÉE peut être empêchée d'atteindre le PM par un masquage approprié.

Si un tel masquage est utilisé, son ouverture doit être telle qu'il ne fasse pas obstruction aux photons émis à partir d'une zone de l'IMAGE DE SORTIE ayant un diamètre d'au moins le double de l'image de l'OUVERTURE EFFECTIVE.

4.5.2 Détecteur de référence

Le détecteur de référence est utilisé pour mesurer le flux de photons de 59,5 keV incidents dans le PLAN D'ENTRÉE. L'EFFICACITÉ D'ABSORPTION QUANTIQUE du détecteur de référence à cette énergie doit être suffisamment élevée ou connue avec une précision suffisante pour que sa contribution à l'incertitude de mesure n'excède pas ± 2 % absolue.

4.5.3 Processeur d'impulsions

- a) Le processeur d'impulsions est un dispositif électronique destiné à fournir un signal de sortie à l'analyseur multicanal (MCA). La hauteur de celui-ci est proportionnelle à l'amplitude du pulse d'entrée. Le processeur d'impulsions est positionné sur le trajet du signal entre la sortie du PM et l'entrée d'un MCA lors de la mesure du spectre des IMPULSIONS DES PHOTONS UNITAIRES DE RAYONNEMENT GAMMA issues de l'IIR; il peut aussi être utilisé lors de la détermination des vitesses de comptage avec le détecteur de référence.
- b) Pour la mesure de l'efficacité de scintillation I (voir 5.4), qui découle du spectre d'amplitude des IMPULSIONS DES PHOTONS UNITAIRES DE RAYONNEMENT GAMMA, le processeur peut inclure des éléments qui rejettent des signaux déformés dus à l'empilement de deux impulsions ou plus pendant la mesure d'une impulsion unique. Cependant, aux vitesses de comptage recommandées, le filtre anti-empilement n'est généralement pas nécessaire.
- c) Pour la mesure de l'EFFICACITÉ D'ABSORPTION QUANTIQUE A_0 (voir 5.4), il n'y a pas lieu d'utiliser le filtre anti-empilement. Si le filtre anti-empilement est utilisé, il doit être couplé avec un système d'accumulation des temps de mesure effectifs (temps effectif), qui ne sont accumulés que durant les intervalles où le processeur est capable d'accepter les signaux. Si cette condition n'est pas remplie, des erreurs de mesure de la vitesse de comptage peuvent se produire.

4.5.1.2 PMT set-up

- a) The PMT and the XRII shall be shielded to prevent the detection of ambient light.
- b) For the measurement of the scintillation pulse-height spectrum, the efficiency of the optical coupling between the PMT and the OUTPUT IMAGE of the XRII should be such that at least 5 % of the photons emitted by a SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSE arrive at the photocathode of the PMT.

This can be achieved either by placing the PMT directly against the output window of the XRII, or by using a relay lens with a sufficiently large aperture (F/2 or better).

- c) When a relay lens is used, the OUTPUT IMAGE of the XRII should be out of focus on the input of the PMT to prevent possible spectral line broadening due to non-uniformities of the PMT photocathode.

- d) The background light emitted by the output phosphor outside the image area of the INPUT APERTURE may be prevented from reaching the PMT by appropriate masking.

If such masking is used, its aperture shall be such as not to obstruct any photons emitted from an area in the OUTPUT IMAGE with a diameter of at least twice the diameter of the image of the EFFECTIVE APERTURE.

4.5.2 Reference detector

The reference detector is used to measure the flux of 59,5 keV photons incident at the ENTRANCE PLANE. The QUANTUM ABSORPTION EFFICIENCY of the reference detector at this energy shall be sufficiently high or known with sufficient accuracy that its contribution to the uncertainty of the measurement does not exceed ± 2 % absolute.

4.5.3 Pulse processor

- a) The pulse processor is an electronic device intended to supply an output signal to the multi-channel analyser (MCA). The height of which is proportional to the magnitude of the input pulse. The pulse processor is positioned in the signal path between the output of the PMT and the input of an MCA when measuring the spectrum of SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSES from the XRII; it may also be used when determining count rates with the reference detector.

- b) For the measurement of the scintillation efficiency I (see 5.4), which is derived from the pulse-height spectrum of the SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSES, the processor may include elements that reject distorted signals due to the pile-up of two or more pulses during the measurement of a single pulse. However, at the recommended count rates pile-up rejection is generally not necessary.

- c) For the measurement of the QUANTUM ABSORPTION EFFICIENCY A_0 (see 5.4) pile-up rejection should not be used. If pile-up rejection is used, it shall be coupled to the means of accumulating the effective measurement time (live time), which is accumulated only during those intervals when the processor is able to accept signals. If this is not done, errors in measuring count rates might result.

4.5.4 *Analyseur multicanal (MCA)*

- a) Les signaux émis par le processeur d'impulsions doivent être enregistrés de sorte qu'on détermine le nombre d'événements détectés en fonction de l'amplitude d'IMPULSION DES PHOTONS UNITAIRES DE RAYONNEMENT GAMMA. Un MCA est un instrument électronique du commerce pouvant réaliser cette tâche.
- b) Le canal correspondant à l'amplitude zéro d'impulsion doit être connu afin que les moments du spectre puissent être calculés avec précision. Des générateurs d'impulsions de précision pouvant assurer cette fonction sont disponibles dans le commerce.
- c) Le MCA doit avoir un discriminateur bas niveau (LLD) rejetant toutes les impulsions inférieures à un seuil choisi.
- d) Le MCA doit permettre d'accumuler le temps mort pendant lequel le MCA était incapable d'accepter les impulsions d'entrée.
- e) Afin de ne pas saturer le MCA par une quantité importante d'impulsions de bruit de fond de faible énergie, le LLD doit être réglé à un niveau de seuil tel que le temps mort total n'excède pas 5 % du temps total de mesure.

5 **Détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION**

Les spectres d'amplitude des impulsions de scintillation représentatifs pour un détecteur de référence et un IIR sont représentés en annexe C.

5.1 *Préparation*

5.1.1 *Mesure du débit de fluence du rayonnement gamma incident*

- a) La SOURCE DE RAYONNEMENT, comportant son filtre (si nécessaire), et l'OUVERTURE D'ENTRÉE doivent être disposées selon la géométrie établie en 4.4.2 a).
- b) L'OUVERTURE D'ENTRÉE doit être interposée entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et le détecteur de référence.
- c) Le détecteur de référence doit être disposé par rapport à l'OUVERTURE D'ENTRÉE, pour déterminer le débit de fluence du rayonnement gamma à travers l'OUVERTURE D'ENTRÉE, en respectant la prescription d'incertitude spécifiée en 5.2.1.

5.1.2 *Mesure du spectre d'amplitude des impulsions de scintillation*

- a) La SOURCE DE RAYONNEMENT, comportant son FILTRE (si nécessaire) et l'OUVERTURE D'ENTRÉE doivent être disposées selon la géométrie établie en 4.4.2 a).
- b) L'OUVERTURE D'ENTRÉE doit être interposée entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et l'IIR.
- c) La SOURCE DE RAYONNEMENT et l'OUVERTURE D'ENTRÉE doivent être alignées le long de l'AXE CENTRAL.
- d) L'OUVERTURE D'ENTRÉE doit être positionnée aussi près que possible du PLAN D'ENTRÉE.
- e) Le PM est aligné pour détecter la sortie de l'IIR. la sortie du PM est connectée au processeur d'impulsions et sa sortie est connectée au MCA.

4.5.4 Multi-channel analyser (MCA)

- a) The signals output by the pulse processor shall be registered so that the number of detected events as a function of SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSE magnitude is determined. An MCA is a commercially available electronic instrument that can perform this task.
- b) The channel corresponding to zero pulse magnitude shall be known so that moments of the spectrum can be accurately computed. Precision pulse generators for this purpose are commercially available.
- c) The MCA shall have a low-level discriminator (LLD) which rejects all pulses below a selectable threshold level.
- d) The MCA shall provide a means for accumulating the dead time during which the MCA was unable to accept incoming pulses.
- e) In order not to saturate the MCA with a large amount of low-energy background pulses, the LLD shall be set at a threshold level such, that the total dead time does not exceed 5 % of the total measuring time.

5 Determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY

Representative scintillation pulse-height spectra for a reference detector and an XRII are shown in annex C.

5.1 Preparation

5.1.1 Measurement of the incident gamma-ray fluence rate

- a) The RADIATION SOURCE, including its FILTER (if required), and the INPUT APERTURE shall be positioned in the geometry established in 4.4.2 a).
- b) The INPUT APERTURE shall be interposed between the RADIATION SOURCE and the reference detector.
- c) The reference detector shall be positioned with respect to the INPUT APERTURE to determine the gamma-ray fluence rate at the INPUT APERTURE with the uncertainty requirement as specified in 5.2.1.

5.1.2 Measurement of the scintillation pulse-height spectrum

- a) The RADIATION SOURCE, including its FILTER (if required), and the INPUT APERTURE shall be positioned in the geometry established in 4.4.2 a).
- b) The INPUT APERTURE shall be interposed between the RADIATION SOURCE and the XRII.
- c) The RADIATION SOURCE and the INPUT APERTURE shall be aligned along the CENTRAL AXIS.
- d) The INPUT APERTURE shall be positioned as close as possible to the ENTRANCE PLANE.
- e) The PMT is aligned to detect the output of the XRII. The output of the PMT is connected to the pulse processor and its output is connected to the MCA.

5.2 Mesure

5.2.1 Débit de fluence du rayonnement gamma incident

- a) La SOURCE DE RAYONNEMENT irradiant le détecteur de référence, le taux de comptage, R_i , pour les impulsions concernant la source et le bruit de fond, est déterminé sur une plage d'énergies suffisante pour assurer la précision de mesure, requise sur le débit de fluence incident, en 5.2.1 g).
- b) Les signaux provenant du détecteur de référence correspondant à une absorption des énergies inférieures à 10 keV doivent être éliminés par un seuil de LLD approprié.
- c) Une fois la SOURCE DE RAYONNEMENT retirée, le taux de comptage, R_b , correspondant au bruit de fond, est déterminé.
- d) Le taux de comptage du bruit de fond, R_b , doit être retranché du taux de comptage total R_i .
- e) Le temps total de comptage τ doit être tel que le nombre de coups accumulés $(R_i - R_b) \times \tau$ soit au moins de 100 000.

NOTE - τ représente le temps effectif, c'est à dire le temps total de mesure, moins le temps mort pendant lequel le système n'était pas capable d'accepter ni de traiter les signaux.

- f) La différence, $R_i - R_b$, doit être corrigée de l'EFFICACITÉ D'ABSORPTION QUANTIQUE du détecteur de référence pour des photons de 59,5 keV afin de fournir le taux correct de comptage de la source R_s .
- g) La mesure de R_s doit être juste à ± 1 %.

5.2.2 Spectre d'amplitude des impulsions de scintillation

- a) Le spectre des IMPULSIONS DE PHOTONS UNITAIRES DES RAYONNEMENTS GAMMA est déterminé en irradiant l'IIR par la SOURCE DE RAYONNEMENT.
- b) Le temps τ_s pendant lequel le spectre est obtenu doit être suffisamment long pour que nombre de coups nets dans le spectre (voir 5.2.2 d)) soit au moins de 100 000.

NOTE - τ_s représente le temps effectif, c'est à dire le temps total de mesure moins le temps mort pendant lequel le système était incapable d'accepter et de traiter les signaux.

- c) Le spectre des événements concernant le bruit de fond est déterminé pendant le même temps τ_s en retirant la SOURCE DE RAYONNEMENT.
- d) Le spectre des événements concernant le bruit de fond doit être retranché du spectre de 5.2.2 a) pour obtenir le spectre des comptages nets, N_j , pour chaque niveau d'IMPULSION DE PHOTON UNITAIRE DE RAYONNEMENT GAMMA E_j .
- e) Un seuil à faible énergie doit être identifié comme étant l'énergie à laquelle le spectre présente un minimum dans l'intervalle d'énergie de 0 keV à 25 keV (voir annexe C).

Pour calculer le DQE selon cette Norme internationale, le nombre d'impulsions à ce seuil minimal d'énergie ne doit pas excéder 20 % du nombre d'impulsions au niveau énergétique correspondant à l'absorption totale d'un photon de 59,5 keV, c'est-à-dire le pic photoélectrique.

5.2 Measurement

5.2.1 Incident gamma-ray fluence rate

- a) With the RADIATION SOURCE irradiating the reference detector, the count rate, R_t , of source plus background counts is determined over an energy range sufficient to yield the required accuracy of the measurement of the incident fluence rate as stated in 5.2.1 g).
 - b) Signals from the reference detector corresponding to the absorption of less than 10 keV energy shall be disregarded by an appropriate LLD threshold.
 - c) With the RADIATION SOURCE removed, the count rate, R_b , of background counts is determined.
 - d) The background count rate, R_b , shall be subtracted from the total count rate R_t .
 - e) The total count time τ shall be such that the number of accumulated counts $(R_t - R_b) \times \tau$ is at least 100 000.
- NOTE - τ represents the live time, that is, the total measuring time, less the dead time during which the system was unable to accept and process signals.
- f) The difference, $R_t - R_b$, shall be corrected for the QUANTUM ABSORPTION EFFICIENCY of the reference detector for 59,5 keV photons to yield the corrected source count rate R_s .
 - g) The measurement of R_s shall be accurate to within ± 1 %.

5.2.2 Scintillation pulse-height spectrum

- a) With the RADIATION SOURCE irradiating the XRll the spectrum of SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSES is determined.
 - b) The time, τ_s , during which the spectrum is acquired shall be sufficiently long that the number of net counts in the spectrum (see 5.2.2 d)) is at least 100 000.
- NOTE - τ_s represents the live time, that is, the total measuring time, less the dead time during which the system was unable to accept and process signals.
- c) With only the RADIATION SOURCE removed the spectrum of background events during the same time τ_s is determined.
 - d) The spectrum of background events shall be subtracted from the spectrum of 5.2.2 a) to obtain the spectrum of net counts, N_p , for each SINGLE GAMMA-RAY PHOTON PULSE level E_p .
 - e) A low-energy threshold shall be identified as the energy at which the spectrum exhibits a minimum in the energy interval of 0 keV to 25 keV (see annex C).

For calculation of the DQE according to this International Standard, the number of pulses at the low-energy threshold shall not exceed 20 % of the number of pulses at the energy corresponding to the complete absorption of a 59,5 keV photon, i.e., the photopeak.

5.3 Corrections

Non utilisé.

5.4 Détermination

a) le DQE est calculé selon

$$DQE = A_Q \times I$$

où

I est l'efficacité de scintillation déterminée selon

$$I = \frac{(M_1)^2}{(M_2 \times M_0)}$$

où

M_i est le $i^{ème}$ moment du spectre d'amplitude des impulsions de scintillation et il est donné par

$$M_i = \sum_j N_j \times (E_j)^i$$

où

N_j est le nombre d'impulsions de grandeur E_j .

La valeur minimale de E_j dans ces calculs doit correspondre au seuil à faible énergie de 5.2.2 e).

A_Q , l'EFFICACITÉ D'ABSORPTION QUANTIQUE de l'IIR, est déterminée selon

$$A_Q = \frac{(M_0/\tau_x)}{R_s}$$

où

M_0 est déterminé de la même manière qu'en 5.4 a),

τ_x est le temps d'accumulation nécessaire pour obtenir le spectre comme indiqué en 5.2.2 b), et

R_s a été déterminé en 5.2.1.

NOTE - Cette formule pour le DQE est démontrée dans les références (1), (2) et (3) de l'annexe D - Bibliographie.

b) La détermination doit être juste à ± 2 % absolu.

5.3 Corrections

Not used.

5.4 Determination

a) DQE is calculated according to

$$DQE = A_Q \times I$$

where

I is the scintillation efficiency which is determined according to

$$I = \frac{(M_1)^2}{(M_2 \times M_0)}$$

where

M_i is the i^{th} moment of the scintillation pulse-height spectrum, and is given by

$$M_i = \sum_j N_j \times (E_j)^i$$

where

N_j is the number of pulses of magnitude E_j .

The minimum value of E_j in these calculations shall correspond to the low-energy threshold of 5.2.2 e).

A_Q , the QUANTUM ABSORPTION EFFICIENCY of the XRII, is determined according to

$$A_Q = \frac{(M_0/\tau_x)}{R_s}$$

where

M_0 is determined as in 5.4 a),

τ_x is the time to accumulate the spectrum as described in 5.2.2 b), and

R_s is as determined in 5.2.1.

NOTE - Derivation of this formulation for DQE is provided in references (1), (2) and (3) of annex D - Bibliography.

b) The determination shall be accurate to within ± 2 % absolute.

6 Présentation de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION

La présentation du DQE doit comporter:

- L'identification de l'IIR, c'est-à-dire le type générique, le nom ou le numéro du modèle.
- Le DQE en pourcentage.

7 Déclaration de conformité

Si la conformité à la présente norme doit être déclarée pour la détermination du DQE des INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE, elle doit être indiquée sous la forme:

- Efficacité quantique de détection: CEI 1262-5: 1994.

ou

- DQE: CEI 1262-5: 1994.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61262-5:1994

6 Presentation of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY

The presentation of the DQE shall include the following:

- XRII identification, e.g., generic type, model name or number.
- DQE in per cent.

7 Statement of compliance

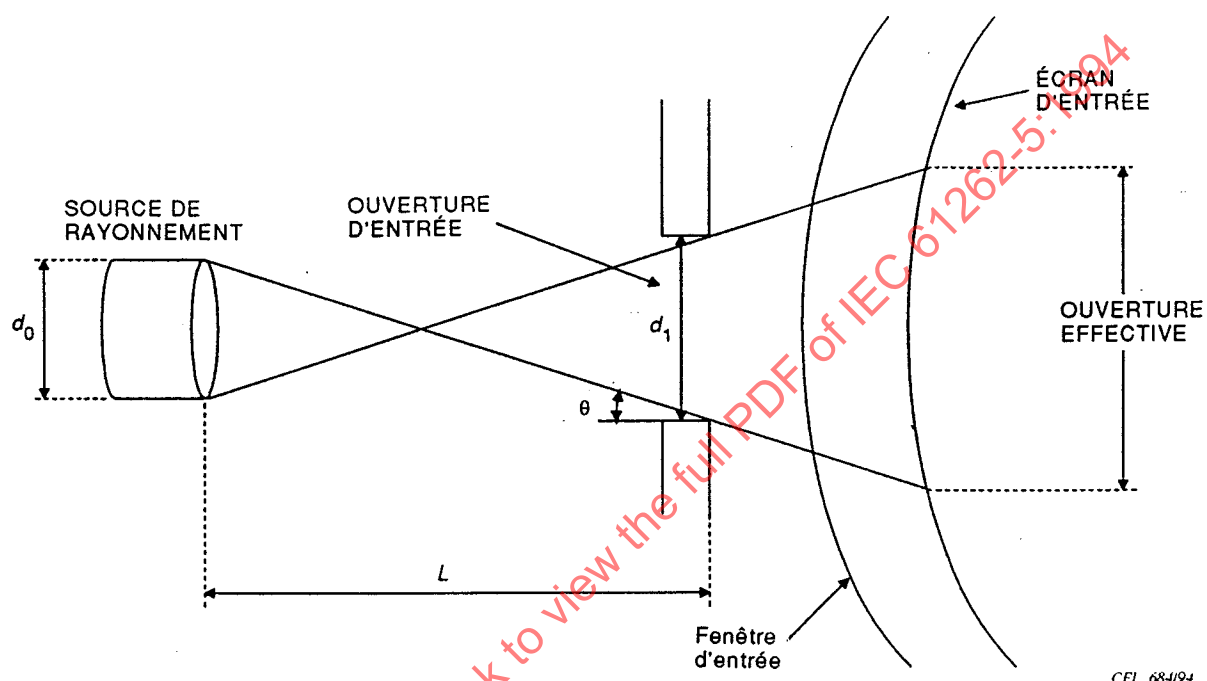
If compliance with this standard for the determination of the DQE of X-RAY IMAGE INTENSIFIERS is to be stated, it shall be indicated as:

- Detective Quantum Efficiency: IEC 1262-5: 1994.

or as:

- DQE: IEC 1262-5: 1994.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61262-5:1994



CEI 684/94

Figure 1 - Relation géométrique entre la SOURCE DE RAYONNEMENT et l'OUVERTURE D'ENTRÉE

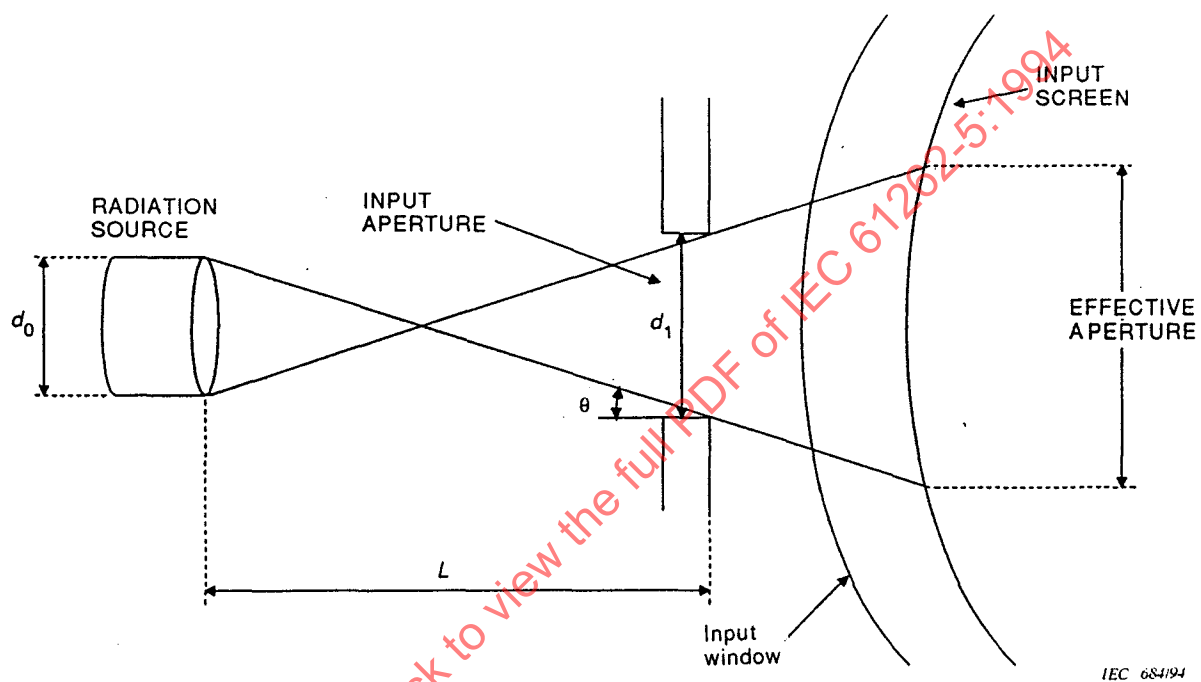


Figure 1 - Geometrical relationship of RADIATION SOURCE and INPUT APERTURE

Annexe A (informative)

Terminologie - Index des termes

IEC 788	rm-...
Nom d'unité dans le Système International SI	rm-...*
Terme dérivé sans définition	rm-...+
Terme sans définition	rm-...-
Ancienne unité	rm-...°
Terme abrégé	rm-...s
Paragraphe 3.1 de la CEI 1262-5 (présente publication)	3.1.
ACTIVITÉ	rm-13-18
AXE CENTRAL	3.1.8
CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE	3.1.6
CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE	3.1.7
CHAMP D'ENTRÉE	3.1.3
DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT	rm-51-01
DISPOSITIF D'ESSAI	rm-71-04
DISTANCE SOURCE-PLAN D'ENTRÉE, SED	3.1.5
DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT	rm-82-01
ECRAN D'ENTRÉE	rm-32-47
ECRAN DE SORTIE	rm-32-48
EFFICACITÉ D'ABSORPTION QUANTIQUE	3.1.12
EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION	3.1.11
EQUIPEMENT À RAYONNEMENT X	rm-20-20
FAISCEAU DE RAYONNEMENT X	rm-37-05
FILTRE	rm-35-01
FILTRE ADDITIONNEL	rm-35-02
GRILLE ANTIDIFFUSANTE	rm-32-06
IIR	3.1.1
IMAGE DE SORTIE	rm-32-49
IMAGE RADIOLOGIQUE POTENTIELLE	rm-32-01
IMPULSION D'UN PHOTON UNITAIRE DE RAYONNEMENT GAMMA	3.1.14
INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	rm-32-39
INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE	rm-32-40
OUVERTURE EFFECTIVE	3.1.10
OUVERTURE D'ENTRÉE	3.1.13
PLAN D'ENTRÉE	3.1.2
SOURCE DE RAYONNEMENT	rm-20-01
UTILISATION NORMALE	rm-82-04