

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC
1262-2**

Première édition
First edition
1994-07

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

Partie 2:

Détermination du facteur de conversion

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

Part 2:

Determination of the conversion factor



Numéro de référence
Reference number
CEI/IEC 1262-2: 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
1262-2

Première édition
First edition
1994-07

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

Partie 2:

Détermination du facteur de conversion

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

Part 2:

Determination of the conversion factor

© 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 procédé, 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

L

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

SOMMAIRE

	Pages
AVANT-PROPOS	4
Articles	
1 Domaine d'application	6
2 Référence normative	6
3 Terminologie	6
3.1 Définitions	6
3.2 Degré des prescriptions et instructions relatives à la lecture	8
4 Prescriptions	10
4.1 Montage d'essai	10
4.2 INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE - Conditions de fonctionnement	10
4.3 Rayonnement d'entrée	10
4.4 DISPOSITIF D'ESSAI	12
4.5 Appareils de mesure	12
5 Détermination du FACTEUR DE CONVERSION	12
5.1 Préparation	12
5.2 Mesure	12
5.3 Corrections	14
5.4 Détermination	14
6 Présentation du FACTEUR DE CONVERSION	14
7 Déclaration de conformité	16
Annexes	
A Terminologie - Index des termes	18
B Bibliographie	20

CONTENTS

	Page
FOREWORD	5
Clause	
1 Scope	7
2 Normative reference	7
3 Terminology	7
3.1 Definitions	7
3.2 Degree of requirements and reading instructions	9
4 Requirements	11
4.1 Test set-up	11
4.2 X-RAY IMAGE INTENSIFIER - Operating conditions	11
4.3 Input radiation	11
4.4 TEST DEVICE	13
4.5 Measurement equipment	13
5 Determination of the CONVERSION FACTOR	13
5.1 Preparation	13
5.2 Measurement	13
5.3 Corrections	15
5.4 Determination	15
6 Presentation of the CONVERSION FACTOR	15
7 Statement of compliance	17
Annexes	
A Terminology - Index of terms	19
B Bibliography	21

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

CARACTÉRISTIQUES DES INTENSIFICATEURS
ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE –

Partie 2: Détermination du facteur de conversion

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 1262-2 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.

Elle constitue la première édition de la CEI 1262-2 et remplace la CEI 573: 1977.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

DIS	Rapport de vote
62B(BC)113	62B(BC)125

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 et B 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 2: Determination of the conversion factor**

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 1262-2 has been prepared by sub-committee 62B: Diagnostic imaging equipment, of IEC technical committee 62: Electrical equipment in medical practice.

It forms the first edition of IEC 1262-2 and replaces IEC 573: 1977.

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

DIS	Report on voting
62B(CO)113	62B(CO)125

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 and B 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.

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

CARACTÉRISTIQUES DES INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE –

Partie 2: Détermination du facteur de conversion

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 du FACTEUR DE CONVERSION des INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE.

Elle est seulement applicable aux appareils pour lesquels le spectre de lumière de sortie n'est pas significativement différent de celui du 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 *DIMENSION DU CHAMP D'ENTRÉE*: Pour un IIR, diamètre du champ dans le PLAN D'ENTRÉE pouvant être utilisé à une SED spécifiée pour la transmission d'une IMAGE RADIOLOGIQUE POTENTIELLE. Pour un IIR ayant plus d'un mode de grandissement, la DIMENSION DU CHAMP D'ENTRÉE pour chacun des modes de grandissement doit correspondre à un même diamètre d'IMAGE DE SORTIE de l'IIR, celui qui est obtenu avec la plus grande des DIMENSIONS DE CHAMPS D'ENTRÉE.

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT –

CHARACTERISTICS OF ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIERS –

Part 2: Determination of the conversion factor

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 CONVERSION FACTOR of X-RAY IMAGE INTENSIFIERS.

It is applicable only to devices whose output light spectra do not significantly deviate from 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 *ENTRANCE FIELD SIZE*: For an XRII, the diameter of the field in the ENTRANCE PLANE that can be used at a specified SED for the transmission of an X-RAY PATTERN. For an XRII with more than one magnification mode, the ENTRANCE FIELD SIZE for each of the magnification modes shall correspond to the same diameter of the XRII OUTPUT IMAGE occurring with the largest ENTRANCE FIELD SIZE.

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.

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 *FACTEUR DE CONVERSION*: Rapport entre la luminance au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE d'une zone spécifique de l'IMAGE DE SORTIE et le DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR au CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE.

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.
- «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.

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 XRIL.

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 *CONVERSION FACTOR*: The ratio of the luminance in the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE of a specific zone in the OUTPUT IMAGE to the AIR KERMA RATE in the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD.

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. |
| – "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 the 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 Prescriptions

4.1 Montage d'essai

- a) La SED doit être $100 \text{ cm} \pm 1 \text{ cm}$.
- b) Le FOYER du TUBE RADIOGÈNE doit être situé sur l'AXE CENTRAL.
- c) La distance entre le FOYER du TUBE RADIOGÈNE et d'éventuels FILTRES ADDITIONNELS ne doit pas dépasser 33 cm.
- d) Le CHAMP DE RAYONNEMENT X doit recouvrir entièrement le CHAMP D'ENTRÉE, mais son aire ne doit pas dépasser le CHAMP D'ENTRÉE de plus de 10 %.

Cette limitation du CHAMP DE RAYONNEMENT X doit être réalisée par un DIAPHRAGME placé contre le PLAN D'ENTRÉE. Le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU de l'ENSEMBLE RADIOGÈNE À RAYONNEMENT X doit être utilisé pour limiter le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X sur ce DIAPHRAGME. Le DIAPHRAGME doit présenter un INDICE D'ATTÉNUATION d'au moins 100 pour le DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR.

- e) Le FACTEUR DE CONVERSION varie en fonction de la température et les mesures doivent se rapporter à des températures ambiantes normales ($23 \text{ }^{\circ}\text{C} \pm 3 \text{ }^{\circ}\text{C}$).

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. Les mesures pour les autres CHAMPS D'ENTRÉE sont facultatives.

4.3 Rayonnement d'entrée

- a) La FILTRATION TOTALE du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X incident doit être de $22,5 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ d'équivalent aluminium dont 20 mm au moins d'aluminium (pureté de 99,9 %). La COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION dans la position correspondant au CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE doit être de $7,0 \text{ mm Al} \pm 0,2 \text{ mm Al}$ (pureté de 99,9 %). Cette condition correspond à une HAUTE TENSION RADIOGÈNE d'environ 75 kV.
- b) Le DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR dans le CHAMP D'ENTRÉE doit permettre d'assurer le fonctionnement linéaire de l'IIR et des détecteurs utilisés pour la mesure. Un DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR de $1 \text{ } \mu\text{Gy s}^{-1}$ à $100 \text{ } \mu\text{Gy s}^{-1}$ est recommandé.
- c) Les fluctuations temporelles du DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR ne doivent pas affecter la précision de mesure de plus de 2 %. Comme les mesures de DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR et les mesures de luminance sont effectuées à des moments différents, le niveau de sortie du TUBE RADIOGÈNE doit être surveillée et les mesures corrigées afin de respecter cette prescription.
- d) En tout endroit du CHAMP D'ENTRÉE, le DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR ne doit pas être inférieur à 70 % de la plus grande valeur de DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR dans le CHAMP D'ENTRÉE.

4 Requirements

4.1 Test set-up

- a) The SED shall be $100 \text{ cm} \pm 1 \text{ cm}$.
- b) The FOCAL SPOT of the X-RAY TUBE shall be on the CENTRAL AXIS.
- c) The distance between the FOCAL SPOT of the X-RAY TUBE and any ADDED FILTERS shall not exceed 33 cm.
- d) The X-RAY FIELD shall cover the ENTRANCE FIELD entirely, but its area shall not exceed the ENTRANCE FIELD area by more than 10 %.

This limitation of the X-RAY FIELD shall be made by a DIAPHRAGM placed immediately in front of the ENTRANCE PLANE. The BEAM LIMITING DEVICE of the X-RAY SOURCE ASSEMBLY shall be used to limit the X-RAY BEAM on this DIAPHRAGM. The DIAPHRAGM shall provide an ATTENUATION RATIO of at least 100 for the quantity AIR KERMA RATE.

- e) The CONVERSION FACTOR varies with temperature and the measurements shall refer to normal room temperatures (i.e. $23 \text{ }^{\circ}\text{C} \pm 3 \text{ }^{\circ}\text{C}$).

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. Measurements for other ENTRANCE FIELDS are optional.

4.3 Input radiation

- a) The TOTAL FILTRATION of the incident X-RAY BEAM shall be $22,5 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ of aluminium equivalent of which at least 20 mm is aluminium (99,9 % purity). The HALF-VALUE LAYER at the position corresponding to the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD shall be $7,0 \text{ mm Al} \pm 0,2 \text{ mm Al}$ (99,9 % purity). This condition corresponds to an approximate X-RAY TUBE VOLTAGE of 75 kV.
- b) The AIR KERMA RATE in the ENTRANCE PLANE shall be such that linear operation of the XRII and the detectors employed in the measurement is ensured. An AIR KERMA RATE of $1 \text{ } \mu\text{Gy s}^{-1}$ to $100 \text{ } \mu\text{Gy s}^{-1}$ is recommended.
- c) The temporal fluctuations of the AIR KERMA RATE shall not impair the measurement accuracy by more than 2 %. As the AIR KERMA RATE measurements and the luminance measurements are made at different time instances, the X-RAY TUBE output shall be monitored and the results of the measurements shall be corrected to meet this requirement.
- d) The AIR KERMA RATE at any location in the ENTRANCE FIELD shall not be less than 70 % of the highest value of the AIR KERMA RATE in the ENTRANCE FIELD.

4.4 DISPOSITIF D'ESSAI

Non utilisé.

4.5 Appareils de mesure

4.5.1 Dispositif de mesure du DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR

Le dispositif doit être juste à $\pm 5\%$.

4.5.2 Dispositif de mesure de luminance de l'ÉCRAN DE SORTIE

a) Le dispositif doit mesurer la luminance dans la direction perpendiculaire au plan défini par l'ÉCRAN DE SORTIE.

Si la distribution angulaire de la luminance s'écarte de plus de 25 % de la loi de Lambert dans une plage de 0° à 30° par rapport à la perpendiculaire de l'IMAGE DE SORTIE, il convient d'effectuer la mesure avec une ouverture de 5° maximum et de donner sa variation en fonction de l'angle.

b) Le dispositif doit être juste à $\pm 5\%$.

c) L'instrument doit avoir une sensibilité spectrale correspondant à la courbe V_λ standard de l'oeil humain dans des conditions photopiques.

Voir: CIE Publication n° 15 (1971), Colorimétrie, Commission Internationale de l'Eclairage

5 Détermination du FACTEUR DE CONVERSION

5.1 Préparation

a) Les prescriptions relatives au montage de mesure du 4.1 doivent être respectées.

b) La FILTRATION TOTALE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT X et la HAUTE TENSION RADIOGÈNE sont réglées selon 4.3 a) afin d'obtenir la COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION requise à la position coïncidant avec le CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE définie en 4.1.

5.2 Mesure

5.2.1 Mesure du DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR

a) Après détermination du PLAN D'ENTRÉE et du CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE, l'IIR est retiré du faisceau. Aucun objet susceptible de diffuser le RAYONNEMENT X ne doit rester dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X à une distance inférieure à 50 cm du PLAN D'ENTRÉE en accord avec 4.1.

b) Le dispositif de mesure doit être positionné de telle façon que sa zone sensible soit située dans le PLAN D'ENTRÉE et centrée sur le CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE.

NOTE - Pour des détecteurs épais, il convient de placer le POINT DE RÉFÉRENCE défini dans la CEI 731 au CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE.

4.4 TEST DEVICE

Not used.

4.5 Measurement equipment

4.5.1 Device for measuring the AIR KERMA RATE

The device shall be accurate to within ± 5 %.

4.5.2 Device for measuring the luminance of the OUTPUT SCREEN

a) The device shall measure the luminance in the direction perpendicular to the plane defined by the OUTPUT SCREEN.

If the angular distribution of the luminance deviates by more than 25 % from Lambert's law within a range of 0° up to 30° with respect to the perpendicular of the OUTPUT IMAGE, the measurement should be carried out with an acceptance angle 5° maximum and its variation as a function of the angle should be given.

b) The device shall be accurate to within ± 5 %.

c) The instrument shall have a spectral sensitivity corresponding to the standardized curve V_λ of the human eye under photopic conditions.

See: CIE Publication No. 15 (1971), Colorimetry, International Commission on Illumination.

5 Determination of the CONVERSION FACTOR

5.1 Preparation

a) The requirements for the measurement set-up given in 4.1 shall be fulfilled.

b) The TOTAL FILTRATION of the RADIATION BEAM and the X-RAY TUBE VOLTAGE are adjusted according to 4.3 a) to obtain the required HALF-VALUE LAYER at the position corresponding to the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD according to 4.1.

5.2 Measurement

5.2.1 Measurement of the AIR KERMA RATE

a) After the determination of the ENTRANCE PLANE and the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD, the XRII is removed from the beam. No objects capable of scattering X-RADIATION shall remain in the X-RAY BEAM at a distance less than 50 cm from the ENTRANCE PLANE according to 4.1.

b) The measuring device shall be positioned such that its sensitive area is located in the ENTRANCE PLANE and centred around the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD.

NOTE - For thick detectors the REFERENCE POINT as defined in IEC 731 should be placed at the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD.

c) La zone sensible du dispositif de mesure doit être telle que l'uniformité du DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR à l'intérieur de cette zone soit meilleure que 3 %.

d) Si l'indication du dispositif de mesure dépend de la pression atmosphérique, les résultats doivent être corrigés.

5.2.2 Mesure de la luminance de l'ÉCRAN DE SORTIE

a) L'IIR doit être positionné de la façon décrite en 4.1.

b) Le rayonnement de sortie du TUBE RADIOGÈNE doit être réglé au même niveau que lors des mesures de DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR.

c) Le centre de la zone mesurée doit coïncider avec le CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE.

d) La diagonale de l'aire effective du champ mesuré doit être d'au moins 0,1 mm et ne doit pas dépasser 5 % du diamètre de l'IMAGE DE SORTIE.

e) Le dispositif de mesure du DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR doit être retiré.

5.3 Corrections

Non utilisé.

5.4 Détermination

Le FACTEUR DE CONVERSION, G_x , doit être déterminé par la formule:

$$G_x = L / K'$$

où la luminance L est exprimée en cd m^{-2} et le DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR K' est exprimé en $\mu\text{Gy s}^{-1}$.

NOTE - Un DÉBIT D'EXPOSITION de 1 mR s^{-1} correspond à un DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR de $8,7 \mu\text{Gy s}^{-1}$.

L'incertitude du résultat ne doit pas dépasser $\pm 15 \%$.

6 Présentation du FACTEUR DE CONVERSION

La présentation du FACTEUR DE CONVERSION doit comporter les éléments suivants:

- L'identification de l'IIR, c'est-à-dire le type générique, le nom ou le numéro de modèle.
- Le FACTEUR DE CONVERSION exprimé en $\text{cd m}^{-2} / \mu\text{Gy s}^{-1}$.
- La distribution relative de l'intensité spectrale de la lumière émise par l'ÉCRAN DE SORTIE de l'INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE sera seulement donnée dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT soit sous forme de courbe, soit dans un tableau.

et facultativement:

- La DIMENSION DU CHAMP D'ENTRÉE, seulement pour les résultats incluant un CHAMP D'ENTRÉE supplémentaire.

- c) The sensitive area of the measuring device shall be such that the uniformity of the AIR KERMA RATE inside that area is better than 3 %.
- d) If the indication of the measuring device depends on the air-pressure, the measuring results shall be corrected accordingly.

5.2.2 Measurement of the OUTPUT SCREEN luminance

- a) The XRII shall be positioned as stated in 4.1.
- b) The X-RAY TUBE output radiation shall be adjusted to the same level as during the AIR KERMA RATE measurement.
- c) The centre of the measured area shall be located at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE.
- d) The diagonal of the effective area of the measuring field shall be at least 0,1 mm and shall not exceed 5 % of the OUTPUT IMAGE diameter.
- e) The device for measuring the AIR KERMA RATE shall be removed.

5.3 Corrections

Not used.

5.4 Determination

The CONVERSION FACTOR, G_x , shall be determined from the expression:

$$G_x = L / K'$$

where the luminance L is expressed in cd m^{-2} and the AIR KERMA RATE K' is expressed in $\mu\text{Gy s}^{-1}$.

NOTE - An EXPOSURE RATE of 1 mR s^{-1} corresponds to an AIR KERMA RATE of $8,7 \mu\text{Gy s}^{-1}$.

The uncertainty of the result shall not exceed $\pm 15 \%$.

6 Presentation of the CONVERSION FACTOR

The presentation of the CONVERSION FACTOR shall include the following:

- XRII identification, e.g., generic type, model name or number.
- The CONVERSION FACTOR expressed in $\text{cd m}^{-2} / \mu\text{Gy s}^{-1}$.
- The relative spectral intensity distribution of the light emitted from the OUTPUT SCREEN of the X-RAY IMAGE INTENSIFIER to be given in the ACCOMPANYING DOCUMENTS either as a curve or a table.

and optionally:

- The ENTRANCE FIELD SIZE, only for results with an additional ENTRANCE FIELD.

7 Déclaration de conformité

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

- Facteur de conversion: CEI 1262-2: 1994.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61262-2:1994

7 Statement of compliance

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

- Conversion factor: IEC 1262-2: 1994.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61262-2:1994