

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC
1262-6**

Première édition
First edition
1994-07

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

Partie 6:

Détermination du rapport de contraste
et du voile lumineux

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

Part 6:

Determination of the contrast ratio
and veiling glare index



Numéro de référence
Reference number
CEI/IEC 1262-6: 1994

Numéros des publications

Depuis le 1^{er} janvier 1997, les publications de la CEI sont numérotées à partir de 60000.

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 60000 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
1262-6**

Première édition
First edition
1994-07

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

Partie 6:

Détermination du rapport de contraste
et du voile lumineux

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

Part 6:

Determination of the contrast ratio
and veiling glare index

© 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

M

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	14
4.5 Appareils de mesure	14
5 Détermination du RAPPORT DE CONTRASTE et du COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX	16
5.1 Préparation	16
5.2 Mesure	16
5.3 Corrections	16
5.4 Détermination	18
6 Présentation du RAPPORT DE CONTRASTE et du COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX	18
7 Déclaration de conformité	18
Annexes	
A Terminologie - Index des termes	20
B Détermination d'une méthode de correction du voile lumineux des photomètres	22

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	
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	15
4.5 Measurement equipment	15
5 Determination of the CONTRAST RATIO and the VEILING GLARE INDEX	17
5.1 Preparation	17
5.2 Measurement	17
5.3 Corrections	17
5.4 Determination	19
6 Presentation of the CONTRAST RATIO and the VEILING GLARE INDEX	19
7 Statement of compliance	19
Annexes	
A Terminology - Index of terms	21
B Determination of a correction for photometer veiling glare	23

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

CARACTÉRISTIQUES DES INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE –

Partie 6: Détermination du rapport de contraste et du voile lumineux

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 1262-6 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)117	62B(BC)129

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 6: Determination of the contrast ratio and veiling glare index

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 1262-6 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)117	62B(CO)129

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.

INTRODUCTION

Le RAPPORT DE CONTRASTE (CR) et le COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX (VGI), qui est défini comme l'inverse du CR, sont des mesures de la réponse d'un système de formation d'images aux basses fréquences spatiales et de ce fait elles complètent la résolution spatiale limite qui est une mesure de la réponse haute fréquence d'un système. Bien que les estimations de CR et de VGI puissent en principe être effectuées à partir de la fonction de transfert de modulation, il est plus simple de les mesurer directement. Le contraste représenté par la différence de fluence de RAYONNEMENT X entre un objet et son environnement peut être réduit par le système de formation d'images. Généralement, cette perte de contraste est due à la diffusion des quanta porteurs d'images en dehors des chemins théoriques. La partie de la luminance d'image due aux quanta diffusés s'appelle le «voile lumineux». Parmi les processus contribuant au voile lumineux se trouve la diffusion de RAYONNEMENT X à l'entrée de l'INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE et la diffusion de la lumière à sa sortie.

Pour un INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE, le CR est le rapport entre la luminance au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE, sans DISPOSITIF D'ESSAI dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X et la luminance au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE lorsqu'un DISPOSITIF D'ESSAI du CR est placé dans le faisceau de rayons X. Contrairement à la valeur du CR qui est illimitée, et qui est comprise entre 1 et l'infini, la valeur du VGI est limitée entre 0 et 1.

INTRODUCTION

The CONTRAST RATIO (CR) and the VEILING GLARE INDEX (VGI), which is defined as the reciprocal of the CR, are measures of the spatial frequency response of an imaging system at low frequencies and, as such, complement the limiting spatial resolution, which is a measure of a system's high-frequency response. Although the CR and the VGI can, in principle, be estimated from the MODULATION TRANSFER FUNCTION, it is simpler to measure them directly. The contrast represented by the difference in X-ray fluence between an object and its surroundings can be diminished by the imaging device. Generally, this loss of contrast is due to scattering of the image-carrying quanta away from the ideal paths. The radiance in the image due to imaging the scattered quanta is called "veiling glare." Processes that contribute to veiling glare include the scattering of X-RADIATION at the ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER input and the scattering of light at its output.

For an ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER, the CR is the ratio of the luminance at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE with no TEST DEVICE in the X-RAY BEAM to the luminance at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE with a CR TEST DEVICE in the X-RAY BEAM. While the CR is unbounded, ranging from 1 to infinity, the VGI is bounded between 0 and 1.

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX –

CARACTÉRISTIQUES DES INTENSIFICATEURS ÉLECTRO-OPTIQUES D'IMAGE RADIOLOGIQUE –

Partie 6: Détermination du rapport de contraste et du voile lumineux

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 RAPPORT DE CONTRASTE (RC) et du COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX (VGI) des INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE.

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.

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 6: Determination of the contrast ratio and the veiling glare index

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 CONTRAST RATIO (CR) and the VEILING GLARE INDEX (VGI) of ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIERS.

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 *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 *GRANDISSEMENT CENTRAL*: Une caractéristiques des IIR: rapport entre la longueur dans l'IMAGE DE SORTIE et la longueur réelle d'un petit objet placé dans le PLAN D'ENTRÉE symétriquement à l'AXE CENTRAL.

3.1.10 *DIMENSION NOMINALE DE L'IMAGE*: Produit de la dimension linéaire d'un petit objet placé dans le CHAMP D'ENTRÉE par le GRANDISSEMENT CENTRAL.

3.1.11 *RAPPORT DE CONTRASTE (abréviation CR)*: Rapport entre la luminance au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE, avec un FAISCEAU DE RAYONNEMENT X non bloqué et la luminance au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE quand le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X est bloqué au CENTRE DU CHAMP D'ENTRÉE, sous des conditions spécifiques.

3.1.12 *COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX (abréviation VGI)*: L'inverse du CR.

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 la 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.

3.1.6 *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 *CENTRAL MAGNIFICATION*: As a characteristic of XRIIs, the ratio of the length in the OUTPUT IMAGE to the actual length of a small object placed in the ENTRANCE PLANE symmetrically about the CENTRAL AXIS.

3.1.10 *NOMINAL IMAGE SIZE*: The product of the linear dimension of a small object in the ENTRANCE PLANE and the CENTRAL MAGNIFICATION.

3.1.11 *CONTRAST RATIO (abbreviation CR)*: The ratio of the luminance at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE with an unblocked X-RAY BEAM to the luminance at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE when the X-RAY BEAM is blocked at the CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD, under specific conditions.

3.1.12 *VEILING GLARE INDEX (abbreviation VGI)*: The reciprocal of the CR.

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 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

Les caractéristiques et la mise en oeuvre de l'instrumentation nécessaire à la détermination du CR et du VGI sont données ci-après.

4.1 Montage d'essai

- a) La SED doit être 100 cm $\pm$ 1 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.

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 QUALITÉ DE RAYONNEMENT doit être celle d'un TUBE RADIOGÈNE fonctionnant à une HAUTE TENSION RADIOGÈNE crête de 50 kV $\pm$ 2 kV, et une COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION de 2,0 mm $\pm$ 0,2 mm d'aluminium (pureté de 99,9 %); ceci correspond à une FILTRATION TOTALE équivalente d'environ 3 mm d'aluminium.
- b) On peut effectuer une autre détermination en utilisant la QUALITÉ DE RAYONNEMENT d'un FAISCEAU DE RAYONNEMENT X présentant une COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION de 7,0 mm $\pm$ 0,2 mm d'aluminium avec une FILTRATION TOTALE équivalente à 22,5 mm $\pm$ 0,5 mm d'aluminium dont 20 mm au moins d'aluminium (pureté de 99,9 %). Ces conditions nécessitent un fonctionnement à une HAUTE TENSION RADIOGÈNE crête d'environ 75 kV.

- 1) Tout FILTRE ADDITIONNEL doit être homogène et placé aussi près que possible de la source radiogène; voir aussi 4.1 c).
- 2) L'utilisation de cette QUALITÉ DE RAYONNEMENT doit être précisée dans la présentation des résultats.

4 Requirements

The instrumentation characteristics and the settings needed for the determination of the CR and VGI are given here.

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.

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 RADIATION QUALITY shall be that of an X-RAY TUBE operated at a peak X-RAY TUBE VOLTAGE of $50 \text{ kV} \pm 2 \text{ kV}$, and a HALF-VALUE LAYER of $2,0 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ of aluminium (99,9 % purity); this corresponds to a TOTAL FILTRATION of approximately 3 mm of aluminium equivalent.
- b) It is permissible to perform an additional determination with the RADIATION QUALITY of an X-RAY BEAM that exhibits a HALF-VALUE LAYER of $7,0 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ of aluminium with a TOTAL FILTRATION of $22,5 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ of aluminium equivalent of which at least 20 mm is aluminium (99,9 % purity). These conditions require operating with a peak X-RAY TUBE VOLTAGE of approximately 75 kV.
 - 1) Any ADDED FILTER shall be uniform and positioned as close as possible to the X-ray source; see also 4.1 c).
 - 2) The use of this RADIATION QUALITY shall be stated in the presentation of results.

c) Les fluctuations temporelles du DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR ne doivent pas affecter l'incertitude de mesure de plus de 2 %. Comme les mesures de luminance sont effectuées à des moments différents, le niveau de sortie du TUBE RADIOGÈNE doit être surveillé et les mesures corrigées afin de respecter cette prescription.

4.4 DISPOSITIF D'ESSAI

a) Les DISPOSITIFS D'ESSAI de CR doivent consister en des disques de plomb d'au moins 3 mm d'épaisseur.

b) L'un des disques doit avoir un diamètre de $10 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$.

c) Les autres disques doivent avoir des diamètres tels que l'aire de chaque disque soit $10 \% \pm 0,5 \%$ de l'aire déterminée par la DIMENSION DU CHAMP D'ENTRÉE utilisée dans la mesure. Un tel DISPOSITIF D'ESSAI est appelé DISPOSITIF D'ESSAI de surface 10 %.

d) Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être placé de façon à être tangent au PLAN D'ENTRÉE.

4.5 Appareils de mesure

4.5.1 Photomètre

a) On utilise un photomètre pour mesurer la luminance de l'IMAGE DE SORTIE de l'IIR. La dimension linéaire maximale de la fenêtre d'analyse du photomètre sur le plan de l'IMAGE DE SORTIE ne doit pas excéder un tiers du diamètre de la DIMENSION NOMINALE DE L'IMAGE du DISPOSITIF D'ESSAI.

b) L'erreur due à la non-linéarité de la réponse de luminance du photomètre ne doit pas dépasser 1 %.

c) L'erreur due au courant d'obscurité du photomètre ne doit pas dépasser 1 % de la plus petite mesure de luminance.

4.5.2 Contrôleur du débit de fluence du rayonnement X

a) Il convient d'utiliser un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT tel qu'un scintillateur avec une photodiode pour mesurer le débit relatif de fluence de rayonnement X dans le CHAMP D'ENTRÉE.

b) Si un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT est utilisé, celui-ci doit être capable de détecter une variation de débit de fluence de $\pm 3 \%$.

c) Si le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT est positionné dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X,

1) la distance entre le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT et le PLAN D'ENTRÉE ne doit pas être inférieure à 50 cm,

2) la projection du DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT ne doit pas rentrer à l'intérieur du CHAMP D'ENTRÉE,

3) Le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT doit fonctionner sans perturbations dans le CHAMP DE RAYONNEMENT X pendant toute la durée de la détermination.

d) Si des mesures sont effectuées avec un FILTRE ADDITIONNEL dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT X, le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT doit être positionné entre le FILTRE ADDITIONNEL et le PLAN D'ENTRÉE.

c) The temporal fluctuations of the AIR KERMA RATE shall not impair the measurement uncertainty by more than 2 %. As 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.

4.4 TEST DEVICE

- a) The CR TEST DEVICES shall be lead disks having a thickness of at least 3 mm.
- b) One disk shall have a diameter of $10 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$.
- c) Other disks shall have diameters such that the area of each disk is $10 \% \pm 0,5 \%$ of the area determined by the ENTRANCE FIELD SIZE used in the measurement. Such a TEST DEVICE is referred to as a 10 % area TEST DEVICE.
- d) The TEST DEVICES shall be placed tangent to the ENTRANCE PLANE.

4.5 Measurement equipment

4.5.1 Photometer

- a) A photometer is used to measure the luminance of the XR11 OUTPUT IMAGE. The largest linear dimension of the sampling aperture of the photometer at the plane of the OUTPUT IMAGE shall not exceed one-third of the diameter of the NOMINAL IMAGE SIZE of the TEST DEVICE being imaged.
- b) The error due to non-linearity of the photometer's luminance response shall not exceed 1 %.
- c) The error due to dark current of the photometer shall not exceed 1 % of the smallest luminance measurement.

4.5.2 X-ray fluence rate monitor

- a) A RADIATION DETECTOR, such as a scintillator with a photodiode, should be used to measure the relative X-ray fluence rate at the ENTRANCE PLANE.
- b) If a RADIATION DETECTOR is used, it shall be capable of detecting a deviation in the fluence rate of $\pm 3 \%$.
- c) If the RADIATION DETECTOR is positioned in the X-RAY BEAM,
 - 1) the distance from the RADIATION DETECTOR to the ENTRANCE PLANE shall not be less than 50 cm,
 - 2) the projection of the RADIATION DETECTOR shall not be within the ENTRANCE FIELD,
 - 3) the RADIATION DETECTOR shall remain undisturbed in the X-RAY FIELD throughout the determination.
- d) If measurements are made with an ADDED FILTER in the X-RAY BEAM, the RADIATION DETECTOR shall be positioned between the ADDED FILTER and the ENTRANCE PLANE.

5 Détermination du RAPPORT DE CONTRASTE et du COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX

5.1 Préparation

- a) Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être placé dans un plan parallèle au PLAN D'ENTRÉE aussi près que possible de celui-ci, sans dépasser 10 mm.
- b) Le centre du DISPOSITIF D'ESSAI doit être situé sur l'AXE CENTRAL.
 - 1) Pour les mesures effectuées avec le DISPOSITIF D'ESSAI de 10 mm, le décalage du centre du DISPOSITIF D'ESSAI avec l'AXE CENTRAL ne doit pas être supérieur à 5 mm.
 - 2) Pour les mesures effectuées avec le DISPOSITIF D'ESSAI de surface 10 %, le décalage du centre du DISPOSITIF D'ESSAI avec l'AXE CENTRAL ne doit pas être supérieur à 5 mm.
- c) Il convient d'utiliser un minimum de matière pour le matériau support qui maintient le DISPOSITIF D'ESSAI dans le CHAMP DE RAYONNEMENT X. L'utilisation d'une feuille plastique ayant une épaisseur de seulement 1 mm peut déjà produire une diminution mesurable du RAPPORT DE CONTRASTE.
- d) Les mesures de luminance de l'IMAGE DE SORTIE doivent être effectuées au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE.
 - 1) Pour les mesures réalisées avec le DISPOSITIF D'ESSAI de 10 mm, le décalage du centre de la fenêtre d'analyse du photomètre avec le CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE ne doit pas être supérieur à 0,1 mm.
 - 2) Pour les mesures réalisées avec le DISPOSITIF D'ESSAI de surface 10 %, le décalage du centre de la fenêtre d'analyse du photomètre avec le CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE ne doit pas être supérieur à 1,0 mm.

5.2 Mesure

- a) Pendant l'exposition de l'IIR, mesurer la luminance, L_1 , au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE.
- b) Retirer le DISPOSITIF D'ESSAI.
- c) Rétablir le débit de fluence du RAYONNEMENT X dans le PLAN D'ENTRÉE à ± 3 % de la valeur précisée en point b).
- d) Pendant l'exposition de l'IIR, mesurer la luminance, L_2 , au CENTRE DE L'IMAGE DE SORTIE.
- e) Les mesures doivent être effectuées avec le DISPOSITIF D'ESSAI de 10 mm de diamètre et avec le DISPOSITIF D'ESSAI de surface 10 % pour la plus grande des DIMENSIONS DE CHAMP D'ENTRÉE de l'IIR.

5.3 Corrections

En plus de la lumière provenant de la zone d'analyse de l'image, la lumière diffusée dans les éléments optiques du photomètre et à partir des structures du montage d'essai peut influencer sur les mesures de luminance. Si de telles contributions parasites dépassent 3 % de la plus petite luminance mesurée pour la détermination, les corrections de ces contributions doivent être appliquées. Une méthode de détermination de la correction est donnée en annexe B.

5 Determination of the CONTRAST RATIO and the VEILING GLARE INDEX

5.1 Preparation

- a) The TEST DEVICE shall be placed in a plane as close as possible to, but not more than 10 mm in front of, and parallel to the ENTRANCE PLANE.
- b) The centre of the TEST DEVICE shall be on the CENTRAL AXIS.
 - 1) For measurements with the 10 mm TEST DEVICE, the displacement of the centre of the TEST DEVICE from the CENTRAL AXIS shall not exceed 5 mm.
 - 2) For measurements with the 10 % area TEST DEVICE, the displacement of the centre of the TEST DEVICE from the CENTRAL AXIS shall not exceed 5 mm.
- c) A minimum amount of supporting material should be used to suspend the TEST DEVICE in the X-RAY FIELD. The use of a plastic sheet with a thickness of only 1 mm can already produce a measurable reduction in the CONTRAST RATIO.
- d) Measurements of luminance of the OUTPUT IMAGE shall be made at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE.
 - 1) For measurements with the 10 mm TEST DEVICE, the displacement of the centre of the photometer's sampling aperture from the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE shall not exceed 0,1 mm.
 - 2) For measurements with the 10 % area TEST DEVICE, the displacement of the centre of the photometer's sampling aperture from the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE shall not exceed 1,0 mm.

5.2 Measurement

- a) While the XRII is irradiated, measure the luminance, L_1 , at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE.
- b) Remove the TEST DEVICE.
- c) Restore the X-ray fluence rate at the ENTRANCE PLANE to within ± 3 % of the value in item b).
- d) While the XRII is irradiated, measure the luminance, L_2 , at the CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE.
- e) Measurements shall be made with the 10 mm diameter TEST DEVICE and with the 10 % area TEST DEVICE for the largest ENTRANCE FIELD SIZE of the XRII.

5.3 Corrections

In addition to the light originating from the sampled area of the image, light scattered in the optical elements of the photometer and from structures of the test setup might contribute to the luminance measurements. If such spurious contributions exceed 3 % of the smallest luminance measured in the determination, corrections for these contributions shall be applied. A method of determining the correction is given in annex B.

5.4 Détermination

Le CR est le quotient L_2 / L_1 et le VGI est le quotient L_1 / L_2 , L_1 et L_2 étant respectivement définis en 5.2 b) et 5.2 e).

6 Présentation du RAPPORT DE CONTRASTE et du COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX

a) La présentation des résultats doit comporter les informations suivantes:

- L'identification de l'IIR, c'est-à-dire le type générique, le nom ou le numéro du modèle;
- Le diamètre (en mm) du DISPOSITIF D'ESSAI et:
 - le CR sous forme numérique, et/ou
 - le VGI sous forme de nombre décimal.

b) Sauf indication contraire, le CR indiqué ou le VGI ou les deux doivent se rapporter à:

- une QUALITÉ DE RAYONNEMENT de 50 kV $\pm$ 2 kV (HAUTE TENSION RADIOGÈNE crête) et une COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION de 2,0 mm $\pm$ 0,2 mm aluminium (pureté de 99,9 %) sans FILTRE ADDITIONNEL;
- la plus grande DIMENSION DU CHAMP D'ENTRÉE;

7 Déclaration de conformité

Si la conformité à la présente norme doit être déclarée pour la détermination du RAPPORT DE CONTRASTE et du COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX d'un INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE, elle doit être indiquée sous la forme:

- Rapport de contraste: CEI 1262-6: 1994 et
- Coefficient de voile lumineux: CEI 1262-6: 1994.

5.4 Determination

The CR is the quotient L_2 / L_1 and the VGI is the quotient L_1 / L_2 , with L_1 and L_2 as defined in 5.2 b) and 5.2 e), respectively.

6 Presentation of the CONTRAST RATIO and the VEILING GLARE INDEX

a) The presentation of the results shall include the following information:

- XRII identification, e.g., generic type, model name or number;
- The diameter (in mm) of the CR TEST DEVICE; and
 - the CR as a number; and/or
 - the VGI as a fractional number.

b) Unless otherwise specified, the indicated CR or VGI or both shall refer to:

- the RADIATION QUALITY of 50 kV $\pm$ 2 kV (peak X-RAY TUBE VOLTAGE) and a HALF-VALUE LAYER of 2,0 mm $\pm$ 0,2 mm aluminium (99,9 % purity) with no ADDED FILTER;
- the largest ENTRANCE FIELD SIZE.

7 Statement of compliance

If compliance with this standard for the determination of the CONTRAST RATIO and the VEILING GLARE INDEX of X-RAY IMAGE INTENSIFIERS is to be stated, it shall be indicated as:

- Contrast ratio: IEC 1262-6: 1994, and as
- Veiling glare index: IEC 1262-6: 1994.

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 1262-6 (présente publication)	3.1.
 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
CHAMP DE RAYONNEMENT X	rm-37-07+
COEFFICIENT DE VOILE LUMINEUX	3.1.12
COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION	rm-13-42
 DÉBIT DE KERMA DANS L'AIR	 rm-13-11 et rm-13-13
DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT	rm-51-01
DIAPHRAGME	rm-37-29
DIMENSION DU CHAMP D'ENTRÉE	3.1.4
DIMENSION NOMINALE DU CHAMP D'ENTRÉE	3.1.10
DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU	rm-37-28
DISPOSITIF D'ESSAI	rm-71-04
DISTANCE SOURCE-PLAN D'ENTRÉE	3.1.5
DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT	rm-82-01
 EQUIPEMENT À RAYONNEMENT X	 rm-20-20
ENSEMBLE RADIOGÈNE À RAYONNEMENT X	rm-20-05+
 FAISCEAU DE RAYONNEMENT X	 rm-37-05+
FILTRATION TOTALE	rm-13-48
FILTRE ADDITIONNEL	rm-35-02
FOYER	rm-20-13s
 GRANDISSEMENT CENTRAL	 3.1.9
GRILLE ANTIDIFFUSANTE	rm-32-06
 HAUTE TENSION RADIOGÈNE	 rm-36-02
 IIR	 3.1.1
IMAGE DE SORTIE	rm-32-49
IMAGE RADIOLOGIQUE POTENTIELLE	rm-32-01
INDICE D'ATTÉNUATION	rm-13-40
INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE	rm-32-39
INTENSIFICATEUR ÉLECTRO-OPTIQUE D'IMAGE RADIOLOGIQUE	rm-32-40

Annex A (informative)

Terminology - Index of terms

IEC 788	rm-...-
Name of unit in the International System SI	rm-...-*
Derived term without definition	rm-...-+
Term without definition	rm-...--
Name of earlier unit	rm-...-°
Shortened term	rm-...-s
Subclause 3.1 of IEC 1262-6 (present publication)	3.1.
ACCOMPANYING DOCUMENTS	rm-82-01
ADDED FILTER	rm-35-02
AIR KERMA RATE	rm-13-11 and rm-13-13
ANTI-SCATTER GRID	rm-32-06
ATTENUATION RATIO	rm-13-40
BEAM LIMITING DEVICE	rm-37-28
CENTRAL AXIS	3.1.8
CENTRAL MAGNIFICATION	3.1.9
CENTRE OF THE ENTRANCE FIELD	3.1.7
CENTRE OF THE OUTPUT IMAGE	3.1.6
CONTRAST RATIO	3.1.11
DIAPHRAGM	rm-37-29
ELECTRO-OPTICAL X-RAY IMAGE INTENSIFIER	rm-32-40
ENTRANCE FIELD	3.1.3
ENTRANCE FIELD SIZE	3.1.4
ENTRANCE PLANE	3.1.2
FOCAL SPOT	rm-20-13s
HALF-VALUE LAYER	rm-13-42
NORMAL USE	rm-82-04
NOMINAL FOCAL SPOT VALUE	rm-20-14
NOMINAL IMAGE SIZE	3.1.10
OUTPUT IMAGE	rm-32-49
RADIATION DETECTOR	rm-51-01
RADIATION QUALITY	rm-13-28
RADIATION SOURCE	rm-20-01
SOURCE TO ENTRANCE PLANE DISTANCE	3.1.5
SPECIFIC	rm-74-01
SPECIFIED	rm-74-02

RAPPORT DE CONTRASTE	3.1.11
PLAN D'ENTRÉE	3.1.2
QUALITÉ DE RAYONNEMENT	rm-13-28
SOURCE DE RAYONNEMENT	rm-20-01
SPÉCIFIÉ	rm-74-02
SPÉCIFIQUE	rm-74-01
TUBE RADIOGÈNE	rm-22-03
UTILISATION NORMALE	rm-82-04
VALEUR NOMINALE DU FOYER	rm-20-14

TEST DEVICE	rm-71-04
TOTAL FILTRATION	rm-13-48
VEILING GLARE INDEX	3.1.12
X-RAY BEAM	rm-37-05+
X-RAY EQUIPMENT	rm-20-20
X-RAY FIELD	rm-37-07+
X-RAY IMAGE INTENSIFIER	rm-32-39
X-RAY PATTERN	rm-32-01
X-RAY SOURCE ASSEMBLY	rm-20-05+
X-RAY TUBE	rm-22-03
X-RAY TUBE VOLTAGE	rm-36-02
XRII	3.1.1

Annexe B **(informative)**

Détermination de la correction du voile lumineux des photomètres

Une procédure de détermination de la correction du voile lumineux d'un photomètre pour les mesures de luminance est proposée ci-dessous.

Installer le photomètre utilisé pour la mesure de luminance conformément aux DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

Aussi près que possible du plan contenant l'image en cours d'analyse, positionner un masque opaque comportant une ouverture. Il convient que le diamètre de l'ouverture soit réglable sur une plage d'environ 0,7 à 1,4 fois le diamètre de la fenêtre d'analyse du photomètre.

Mesurer la sortie du photomètre en fonction de l'aire de l'ouverture du masque.

Par interpolation, déterminer le signal du photomètre, S_1 , qui serait obtenu si l'ouverture du masque coïncidait parfaitement avec la fenêtre d'analyse du photomètre.

Relever le signal S_2 obtenu sans le masque opaque. En raison du voile lumineux du photomètre, cette valeur est supérieure à S_1 .

Calculer le facteur de correction $K = S_1 / S_2$.

Lorsque les mesures de luminance sont effectuées avec un DISPOSITIF D'ESSAI CR en place, dans les mêmes conditions de contenu de l'image et de spectre de lumière, multiplier le signal du photomètre par le facteur K .

La valeur obtenue peut alors être utilisée dans les calculs donnés en 5.4 de la présente Norme internationale.

Annex B

(informative)

Determination of a correction for photometer veiling glare

The following is a suggested procedure for determining the correction of luminance measurements for the veiling glare of the photometer.

Set up the photometer for measuring luminance according to its ACCOMPANYING DOCUMENTS.

As near as possible to the plane containing the image being analysed, position an opaque mask containing an aperture. The diameter of the aperture should be variable over the range of about 0,7 to 1,4 of the diameter of the photometer's sampling aperture of the image.

Measure the photometer's output as a function of the area of the aperture in the mask.

By interpolation determine the photometer signal, S_1 , that would be obtained if the mask aperture exactly matched the photometer's sampling aperture.

Obtain the photometer signal, S_2 , with no opaque mask. This value will be larger than S_1 , due to the photometer's veiling glare.

Calculate the correction factor $K = S_1 / S_2$.

When conducting luminance measurements with a CR TEST DEVICE in position, under the same conditions of image content and illuminant spectrum, multiply the photometer signal by the factor K .

The resulting value may then be used in the calculations as given in 5.4 of this International Standard.

ICS 11.040.50
