

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

**Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices –
Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in
dynamic imaging**

**Appareils électromédicaux – Caractéristiques des dispositifs d'imagerie
numérique à rayonnement X –
Partie 1-3: Détermination de l'efficacité quantique de détection – Détecteurs
utilisés en imagerie dynamique**



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2008 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, 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 either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester.

If you have any questions about IEC copyright or have an enquiry about obtaining additional rights to this publication, please contact the address below or your local IEC member National Committee for further information.

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, 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 la CEI ou du Comité national de la CEI du pays du demandeur.

Si vous avez des questions sur le copyright de la CEI ou si vous désirez obtenir des droits supplémentaires sur cette publication, utilisez les coordonnées ci-après ou contactez le Comité national de la CEI de votre pays de résidence.

IEC Central Office
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland
Email: inmail@iec.ch
Web: www.iec.ch

About the IEC

The International Electrotechnical Commission (IEC) is the leading global organization that prepares and publishes International Standards for all electrical, electronic and related technologies.

About IEC publications

The technical content of IEC publications is kept under constant review by the IEC. Please make sure that you have the latest edition, a corrigenda or an amendment might have been published.

- Catalogue of IEC publications: www.iec.ch/searchpub

The IEC on-line Catalogue enables you to search by a variety of criteria (reference number, text, technical committee,...). It also gives information on projects, withdrawn and replaced publications.

- IEC Just Published: www.iec.ch/online_news/justpub

Stay up to date on all new IEC publications. Just Published details twice a month all new publications released. Available on-line and also by email.

- Electropedia: www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing more than 20 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary online.

- Customer Service Centre: www.iec.ch/webstore/custserv

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please visit the Customer Service Centre FAQ or contact us:

Email: csc@iec.ch

Tel.: +41 22 919 02 11

Fax: +41 22 919 03 00

A propos de la CEI

La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) est la première organisation mondiale qui élabore et publie des normes internationales pour tout ce qui a trait à l'électricité, à l'électronique et aux technologies apparentées.

A propos des publications CEI

Le contenu technique des publications de la CEI est constamment revu. Veuillez vous assurer que vous possédez l'édition la plus récente, un corrigendum ou amendement peut avoir été publié.

- Catalogue des publications de la CEI: www.iec.ch/searchpub/cur_fut-f.htm

Le Catalogue en-ligne de la CEI vous permet d'effectuer des recherches en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...). Il donne aussi des informations sur les projets et les publications retirées ou remplacées.

- Just Published CEI: www.iec.ch/online_news/justpub

Restez informé sur les nouvelles publications de la CEI. Just Published détaille deux fois par mois les nouvelles publications parues. Disponible en-ligne et aussi par email.

- Electropedia: www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne au monde de termes électroniques et électriques. Il contient plus de 20 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans les langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International en ligne.

- Service Clients: www.iec.ch/webstore/custserv/custserv_entry-f.htm

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions, visitez le FAQ du Service clients ou contactez-nous:

Email: csc@iec.ch

Tél.: +41 22 919 02 11

Fax: +41 22 919 03 00

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

**Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices –
Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in
dynamic imaging**

**Appareils électromédicaux – Caractéristiques des dispositifs d'imagerie
numérique à rayonnement X –
Partie 1-3: Détermination de l'efficacité quantique de détection – Détecteurs
utilisés en imagerie dynamique**

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX



CONTENTS

FOREWORD.....	4
INTRODUCTION.....	6
1 Scope.....	7
2 Normative references	7
3 Terms and definitions	8
4 Requirements.....	10
4.1 Operating conditions	10
4.2 X-RAY EQUIPMENT	10
4.3 RADIATION QUALITY	10
4.4 TEST DEVICE.....	11
4.5 Geometry	12
4.6 IRRADIATION conditions	14
4.6.1 General conditions	14
4.6.2 AIR KERMA measurement	15
4.6.3 LAG EFFECTS.....	16
4.6.4 IRRADIATION to obtain the CONVERSION FUNCTION	16
4.6.5 IRRADIATION for determination of the NOISE POWER SPECTRUM and LAG EFFECTS	16
4.6.6 IRRADIATION with TEST DEVICE in the RADIATION BEAM.....	17
4.6.7 Overview of all necessary IRRADIATIONS	18
5 Corrections of RAW DATA	18
6 Determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY	19
6.1 Definition and formula of $DQE(u,v)$	19
6.2 Parameters to be used for evaluation	19
6.3 Determination of different parameters from the images.....	20
6.3.1 Linearization of data	20
6.3.2 The LAG EFFECTS corrected NOISE POWER SPECTRUM (NPS)	20
6.3.3 Determination of the MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF).....	24
7 Format of conformance statement	24
8 Accuracy	25
Annex A (informative) Determination of LAG EFFECTS.....	26
Annex B (informative) Calculation of the input NOISE POWER SPECTRUM	29
Bibliography.....	30
Index of defined terms	32
Figure 1 – TEST DEVICE	12
Figure 2 – Geometry for exposing the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE in order to determine the CONVERSION FUNCTION, the NOISE POWER SPECTRUM and the MODULATION TRANSFER FUNCTION behind the TEST DEVICE.....	14
Figure 3 – Image acquisition sequence to determine the NOISE POWER SPECTRUM and LAG EFFECTS	17
Figure 4 – Geometric arrangement of the ROIs.....	21
Figure A.1 – Power spectral density of white noise s and correlated signal g (only positive frequencies are shown).....	27

Table 1 – RADIATION QUALITY (IEC 61267:1994) for the determination of DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY and corresponding parameters	11
Table 2 – Necessary IRRADIATIONS	18
Table 3 – Parameters mandatory for the application of this standard	20

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62220-1-3:2008

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT – CHARACTERISTICS OF DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES –

Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in dynamic imaging

FOREWORD

- 1) The International Electrotechnical Commission (IEC) is a worldwide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of IEC is to promote international co-operation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, IEC publishes International Standards, Technical Specifications, Technical Reports, Publicly Available Specifications (PAS) and Guides (hereafter referred to as “IEC Publication(s)”). 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. 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 IEC on technical matters express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the relevant subjects since each technical committee has representation from all interested IEC National Committees.
- 3) IEC Publications have the form of recommendations for international use and are accepted by IEC National Committees in that sense. While all reasonable efforts are made to ensure that the technical content of IEC Publications is accurate, IEC cannot be held responsible for the way in which they are used or for any misinterpretation by any end user.
- 4) In order to promote international uniformity, IEC National Committees undertake to apply IEC Publications transparently to the maximum extent possible in their national and regional publications. Any divergence between any IEC Publication and the corresponding national or regional publication shall be clearly indicated in the latter.
- 5) IEC provides no marking procedure to indicate its approval and cannot be rendered responsible for any equipment declared to be in conformity with an IEC Publication.
- 6) All users should ensure that they have the latest edition of this publication.
- 7) No liability shall attach to IEC or its directors, employees, servants or agents including individual experts and members of its technical committees and IEC National Committees for any personal injury, property damage or other damage of any nature whatsoever, whether direct or indirect, or for costs (including legal fees) and expenses arising out of the publication, use of, or reliance upon, this IEC Publication or any other IEC Publications.
- 8) Attention is drawn to the Normative references cited in this publication. Use of the referenced publications is indispensable for the correct application of this publication.
- 9) Attention is drawn to the possibility that some of the elements of this IEC Publication may be the subject of patent rights. IEC shall not be held responsible for identifying any or all such patent rights.

International Standard IEC 62220-1-3 has been prepared by subcommittee 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:

FDIS	Report on voting
62B/694/FDIS	62B/702/RVD

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

This publication has been drafted in accordance with the ISO/IEC Directives, Part 2.

A list of all parts of the IEC 62220 series, published under the general title *Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices*, can be found on the IEC website.

In this standard, terms printed in SMALL CAPITALS are used as defined in IEC 60788, in Clause 3 of this standard or in other IEC publications referenced in the Index of defined terms. Where a defined term is used as a qualifier in another defined or undefined term it is not printed in SMALL CAPITALS, unless the concept thus qualified is defined or recognized as a “derived term without definition”.

NOTE Attention is drawn to the fact that, in cases where the concept addressed is not strongly confined to the definition given in one of the publications listed above, a corresponding term is printed in lower-case letters.

In this standard, certain terms that are not printed in SMALL CAPITALS have particular meanings, as follows:

- "shall" indicates a requirement that is mandatory for compliance;
- "should" indicates a strong recommendation that is not mandatory for compliance;
- "may" indicates a permitted manner of complying with a requirement or of avoiding the need to comply;
- "specific" is used to indicate definitive information stated in this standard or referenced in other standards, usually concerning particular operating conditions, test arrangements or values connected with compliance;
- "specified" is used to indicate definitive information stated by the manufacturer in accompanying documents or in other documentation relating to the equipment under consideration, usually concerning its intended purposes, or the parameters or conditions associated with its use or with testing to determine compliance.

The committee has decided that the contents of this publication will remain unchanged until the maintenance result date indicated on the IEC web site under "<http://webstore.iec.ch>" in the data related to the specific publication. At this date, the publication will be

- reconfirmed;
- withdrawn;
- replaced by a revised edition, or
- amended.

INTRODUCTION

DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES are increasingly used in medical diagnosis and will widely replace conventional (analogue) imaging devices such as screen-film systems or analogue X-RAY IMAGE INTENSIFIER television systems in the future. It is necessary, therefore, to define parameters that describe the specific imaging properties of these DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES and to standardize the measurement procedures employed.

There is growing consensus in the scientific world that the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (DQE) is the most suitable parameter for describing the imaging performance of an X-ray imaging device. The DQE describes the ability of the imaging device to preserve the signal-to-NOISE ratio from the radiation field to the resulting digital image data. Since in X-ray imaging, the NOISE in the radiation field is intimately coupled to the AIR KERMA level, DQE values can also be considered to describe the dose efficiency of a given DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE.

NOTE 1 In spite of the fact that the DQE is widely used to describe the performance of imaging devices, the connection between this physical parameter and the decision performance of a human observer is not yet completely understood [1], [3].¹⁾

NOTE 2 IEC 61262-5 specifies a method to determine the DQE of X-RAY IMAGE INTENSIFIERS at nearly zero SPATIAL FREQUENCY. It focuses only on the electro-optical components of X-RAY IMAGE INTENSIFIERS, not on the imaging properties as this standard does. As a consequence, the output is measured as an optical quantity (luminance), and not as digital data. Moreover, IEC 61262-5 prescribes the use of a RADIATION SOURCE ASSEMBLY, whereas this standard prescribes the use of an X-RAY TUBE. The scope of IEC 61262-5 is limited to X-RAY IMAGE INTENSIFIERS and does not interfere with the scope of this standard.

The DQE is already widely used by manufacturers to describe the performance of their DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE. The specification of the DQE is also required by regulatory agencies (such as the Food and Drug Administration (FDA)) for admission procedures. However, there is presently no standard governing either the measurement conditions or the measurement procedure, with the consequence that values from different sources may not be comparable.

This standard has therefore been developed in order to specify the measurement procedure together with the format of the conformance statement for the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY of DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES.

In the DQE calculations proposed in this standard, it is assumed that system response is measured for objects that attenuate all energies equally (task-independent) [5].

This standard will be beneficial for manufacturers, users, distributors and regulatory agencies. It is the third document out of a series of three related standards:

- Part 1, which is intended to be used in RADIOGRAPHY, excluding MAMMOGRAPHY and RADIOSCOPY.
- Part 1-2, which is intended to be used for MAMMOGRAPHY.
- the present Part 1-3, which is intended to be used for dynamic imaging detectors.

These standards can be regarded as the first part of the family of IEC 62220 standards describing the relevant parameters of DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES.

¹⁾ Figures in square brackets refer to the bibliography.

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT – CHARACTERISTICS OF DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES –

Part 1-3: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in dynamic imaging

1 Scope

This part of IEC 62220 specifies the method for the determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY (DQE) of DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES as a function of AIR KERMA and of SPATIAL FREQUENCY for the working conditions in the range of the medical application as specified by the MANUFACTURER. The intended users of this part of IEC 62220 are manufacturers and well equipped test laboratories.

This Part 1-3 is restricted to DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES that are used for dynamic imaging such as, but not exclusively, direct and indirect flat panel-detector based systems.

It is not recommended to use this part of IEC 62220 for digital X-RAY IMAGE INTENSIFIER-based systems.

NOTE 1 This negative recommendation is based on the low frequency drop, vignetting and geometrical distortion present in these devices which may put severe limitations on the applicability of the measurement methods described in this standard.

This part of IEC 62220 is not applicable to:

- DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICES intended to be used in mammography or in dental radiography;
- COMPUTED TOMOGRAPHY; and
- systems in which the X-ray field is scanned across the patient.

NOTE 2 The devices noted above are excluded because they contain many parameters (for instance, beam qualities, geometry, time dependence, etc.) which differ from those important for dynamic imaging. Some of these techniques are treated in separate standards (IEC 62220-1 and IEC 62220-1-2).

2 Normative references

The following referenced documents are indispensable for the application of this document. For dated references, only the edition cited applies. For undated references, the latest edition of the referenced document (including any amendments) applies.

IEC 60336, *Medical electrical equipment – X-ray tube assemblies for medical diagnosis – Characteristics of focal spots*

IEC TR 60788:2004, *Medical electrical equipment – Glossary of defined terms*

IEC 61267:1994,²⁾ *Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics*

ISO 12232:1998, *Photography – Electronic still-picture cameras – Determination of ISO speed*

²⁾ Although a second edition (2005) of IEC 61267 exists, reference to the first edition (IEC 61267:1994) is expressly retained throughout this standard for reasons of harmonization within the IEC62220 family. (See 4.3, Note 1.)

3 Terms and definitions

For the purpose of this document, the terms and definitions given in IEC 60788 and the following apply.

3.1

CENTRAL AXIS

line perpendicular to the ENTRANCE PLANE passing through the centre of the entrance field

[IEC 62220-1:2003, definition 3.1]

3.2

CONVERSION FUNCTION

plot of the large area output level (ORIGINAL DATA) of a DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE versus the number of exposure quanta per unit area (Q) in the DETECTOR SURFACE plane

[IEC 62220-1:2003, definition 3.2]

NOTE 1 Q is to be calculated by multiplying the measured AIR KERMA excluding back scatter by the value given in column 2 of Table 3.

NOTE 2 Many calibration laboratories, such as national metrology institutes, calibrate RADIATION METERS to measure AIR KERMA.

3.3

DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY

$DQE(u,v)$

ratio of two NOISE POWER SPECTRUM (NPS) functions with the numerator being the NPS of the input signal at the DETECTOR SURFACE of a digital X-ray detector after having gone through the deterministic filter given by the system transfer function, and the denominator being the measured NPS of the output signal (ORIGINAL DATA)

NOTE Instead of the two-dimensional DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY, often a cut through the two-dimensional DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY along a specified SPATIAL FREQUENCY axis is published.

[IEC 62220-1:2003, definition 3.3]

3.4

DETECTOR SURFACE

accessible area which is closest to the IMAGE RECEPTOR PLANE

NOTE After removal of all parts (including the ANTI-SCATTER GRID and components for AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL, if applicable) that can be safely removed from the RADIATION BEAM without damaging the digital X-ray detector.

[IEC 62220-1:2003, definition 3.4]

3.5

DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE

device consisting of a digital X-ray detector including the protective layers installed for use in practice, the amplifying and digitizing electronics, and a computer providing the ORIGINAL DATA (DN) of the image

[IEC 62220-1:2003, definition 3.5]

3.6

IMAGE MATRIX

arrangement of matrix elements preferentially in a Cartesian coordinate system

[IEC 62220-1:2003, definition 3.6]

3.7**LAG EFFECT**

influence from a previous image on the current one

[IEC 62220-1:2003, definition 3.7]

3.8**LINEARIZED DATA**

ORIGINAL DATA to which the inverse CONVERSION FUNCTION has been applied

[IEC 62220-1:2003, definition 3.8]

NOTE The LINEARIZED DATA are directly proportional to the AIR KERMA.

3.9**MODULATION TRANSFER FUNCTION**

$MTF(u,v)$

modulus of the generally complex optical transfer function, expressed as a function of SPATIAL FREQUENCIES u and v

[IEC 62220-1:2003, definition 3.9]

3.10**NOISE**

fluctuations from the expected value of a stochastic process

[IEC 62220-1:2003, definition 3.10]

3.11**NOISE POWER SPECTRUM****NPS**

$W(u,v)$

modulus of the Fourier transform of the NOISE auto-covariance function. The power of NOISE, contained in a two-dimensional SPATIAL FREQUENCY interval, as a function of the two-dimensional frequency

NOTE In literature, the NOISE POWER SPECTRUM is often named "Wiener spectrum" in honour of the mathematician Norbert Wiener.

[IEC 62220-1:2003, definition 3.11]

3.12**ORIGINAL DATA**

DN

RAW DATA to which the corrections allowed in this standard have been applied

[IEC 62220-1:2003, definition 3.12]

3.13**PHOTON FLUENCE**

Q

mean number of photons per unit area

[IEC 62220-1:2003, definition 3.13]

3.14**RAW DATA**

pixel values read directly after the analogue-digital-conversion from the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE or counts from photon counting systems without any software corrections

[IEC 62220-1:2003, definition 3.14]

3.15

SPATIAL FREQUENCY

u or *v*

inverse of the period of a repetitive spatial phenomenon. The dimension of the SPATIAL FREQUENCY is inverse length

[IEC 62220-1:2003, definition 3.15]

4 Requirements

4.1 Operating conditions

The DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE shall be stored and operated according to the MANUFACTURER'S recommendations. The warm-up time shall be chosen according to the recommendation of the MANUFACTURER. The operating conditions shall be the same as those intended for clinical use including the frame rate and shall be maintained during evaluation as required for the specific tests described herein.

Ambient climatic conditions in the room where the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE is operated shall be stated together with the results.

4.2 X-RAY EQUIPMENT

For all tests described in the following subclauses, a CONSTANT POTENTIAL HIGH-VOLTAGE GENERATOR shall be used (IEC 60601-2-7). The PERCENTAGE RIPPLE shall be equal to, or less than, 4.

The NOMINAL FOCAL SPOT VALUE (IEC 60336) shall be not larger than 1,2.

For the measuring of AIR KERMA, calibrated RADIATION METERS shall be used. The uncertainty (coverage factor 2) [2] of the measurements shall be less than 5 %.

NOTE 1 "Uncertainty" and "coverage factor" are terms defined in the ISO/IEC Guide to the expression of uncertainty in measurement [2].

NOTE 2 RADIATION METERS to read AIR KERMA are, for instance, calibrated by many national metrology institutes.

4.3 RADIATION QUALITY

The RADIATION QUALITIES shall be one or more out of four selected RADIATION QUALITIES specified in IEC 61267:1994 (see Table 1). If only a single RADIATION QUALITY is used, RADIATION QUALITY RQA5 should be preferred.

For the application of the RADIATION QUALITIES, refer to IEC 61267:1994.

NOTE 1 Although a more recent edition of IEC 61267 is available, this standard will keep its reference to IEC 61267:1994 for reasons of harmonization within the IEC 62220 family. In addition, IEC 61267:2005 puts severe requirements on the practical realization of the RADIATION QUALITIES. These requirements are not necessary for the intended use in this standard.

NOTE 2 According to IEC 61267:1994, RADIATION QUALITIES are defined by a fixed ADDITIONAL FILTRATION and a HALF-VALUE LAYER that is realized with this filtration by a suitable adaptation of the X-RAY TUBE VOLTAGE, starting from the approximate X-RAY TUBE VOLTAGE (Table 1).

Table 1 – RADIATION QUALITY (IEC 61267:1994) for the determination of DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY and corresponding parameters

RADIATION QUALITY No.	Approximate X-RAY TUBE VOLTAGE kV	HALF-VALUE LAYER (HVL) mm Al	ADDITIONAL FILTRATION mm Al
RQA 3	50	4,0	10,0
RQA 5	70	7,1	21,0
RQA 7	90	9,1	30,0
RQA 9	120	11,5	40,0

NOTE 3 The additional filtration is the filtration added to the inherent filtration of the X-RAY TUBE.

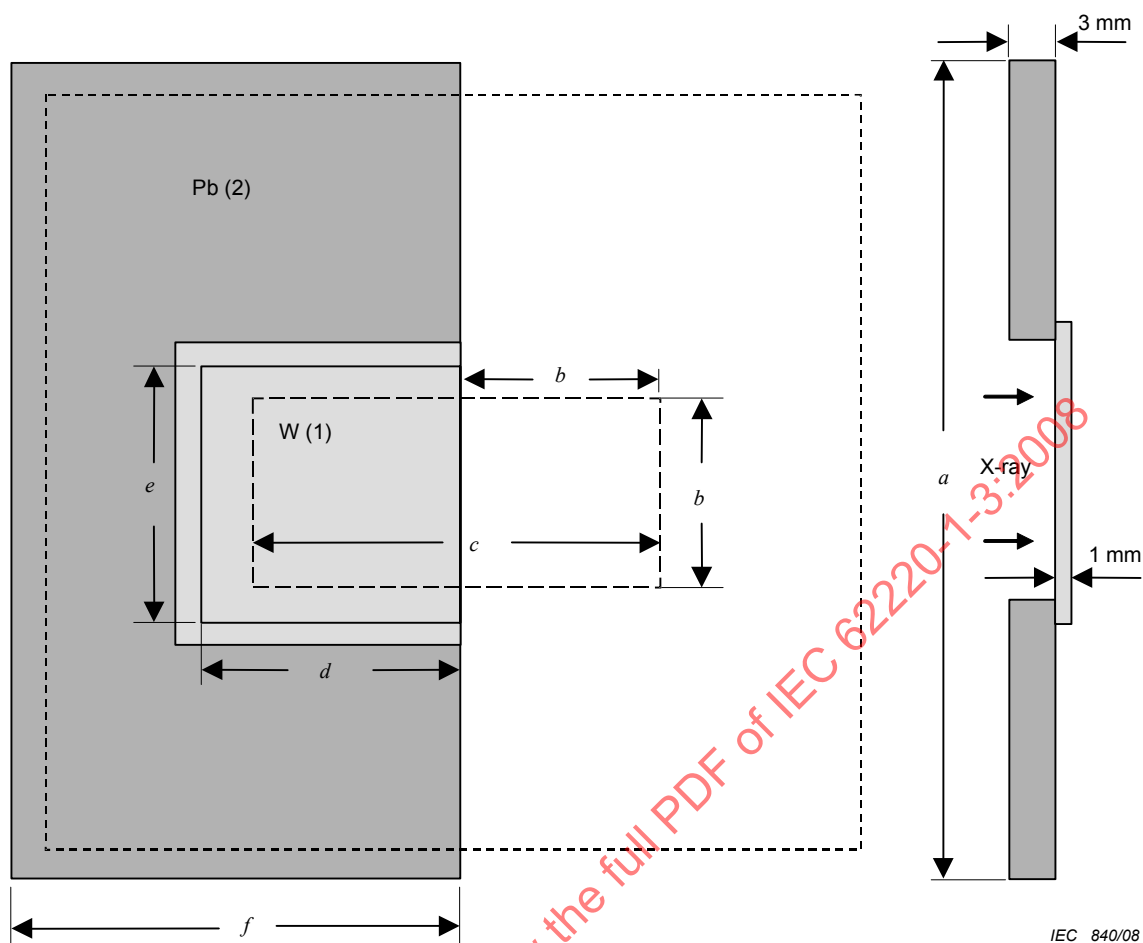
NOTE 4 The capability of X-RAY GENERATORS to produce low AIR KERMA levels may not be sufficient, especially for RQA9. In this case, it is recommended that the distance FOCAL SPOT to DETECTOR SURFACE be increased.

4.4 TEST DEVICE

The TEST DEVICE for the determination of the MODULATION TRANSFER FUNCTION shall consist of a 1,0 mm thick tungsten plate (purity higher than 90 %) 100 mm long and at least 75 mm wide (see Figure 1). Inadequate purity of tungsten shall be compensated by increased thickness.

The tungsten plate is used as an edge TEST DEVICE. Therefore, the edge which is used for the test IRRADIATION shall be carefully polished straight and at 90° to the plate. If the edge is irradiated by X-rays in contact with a screenless film, the image on the film shall show no ripples on the edge larger than 5 µm.

The tungsten plate shall be fixed on a 3 mm thick lead plate (see Figure 1). This arrangement is suitable to measure the MODULATION TRANSFER FUNCTION of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE in one direction.



NOTE The TEST DEVICE consists of a 1,0 mm thick tungsten plate (1) fixed on a 3 mm thick lead plate (2).

Dimension of the lead plate: a : 200 mm, d : 70 mm, e : 90 mm, f : 100 mm.

Dimension of the tungsten plate: $100 \text{ mm} \times 75 \text{ mm}$.

The region of interest (ROI) used for the determination of the MTF is defined by $b \times c$, $50 \text{ mm} \times 100 \text{ mm}$ (inner long dashed line).

The irradiated field on the detector (outer dashed line) is at least $160 \text{ mm} \times 160 \text{ mm}$.

Figure 1 – TEST DEVICE

4.5 Geometry

The geometrical set-up of the measuring arrangement shall comply with Figure 2. The X-RAY EQUIPMENT is used in that geometric configuration in the same way as it is used for normal diagnostic applications. The distance between the FOCAL SPOT of the X-RAY TUBE and the DETECTOR SURFACE should be not less than 1,50 m. If, for technical reasons, the distance cannot be 1,50 m or more, a smaller distance can be chosen but has to be explicitly declared when reporting results.

The REFERENCE AXIS shall be aligned with the CENTRAL AXIS.

The TEST DEVICE is placed immediately in front of the DETECTOR SURFACE. The centre of the edge of the TEST DEVICE should be aligned to the REFERENCE AXIS of the X-ray beam. Displacement from the REFERENCE AXIS will lower the measured MTF. The REFERENCE AXIS can be located by maximizing the MTF as a function of TEST DEVICE displacement.

The recommended procedure is that the TEST DEVICE and the X-ray field be centred on the detector. If this is not done, the position of the centre of the X-ray field and of the TEST DEVICE needs to be stated.

In the set-up of Figure 2, the DIAPHRAGM B1 and the ADDED FILTER shall be positioned near the FOCAL SPOT of the X-RAY TUBE. The diaphragms B2 and B3 should be used, but may be omitted if it is proven that this does not change the result of the measurements. The DIAPHRAGMS B1 and - if applicable - B2 and the ADDED FILTER shall be in a fixed relation to the position of the FOCAL SPOT. The DIAPHRAGM B3 - if applicable - and the DETECTOR SURFACE shall be in a fixed relation at each distance from the FOCAL SPOT. The square DIAPHRAGM B3 – if applicable – shall be 120 mm in front of the DETECTOR SURFACE and shall be of a size to allow an irradiated field at the DETECTOR SURFACE of at least 160 mm × 160 mm. The RADIATION APERTURE of DIAPHRAGM B2 may be made variable so that the beam remains tightly collimated as the distance is changed. The irradiated field at the DETECTOR SURFACE shall be at least 160 mm × 160 mm.

The attenuating properties of the DIAPHRAGMS shall be such that their transmission into shielded areas does not contribute to the results of the measurements. The RADIATION APERTURE of the DIAPHRAGM B1 shall be large enough so that the PENUMBRA of the RADIATION BEAM will be outside the sensitive volume of the monitor detector R1 and the RADIATION APERTURE of DIAPHRAGM B2 – if applicable.

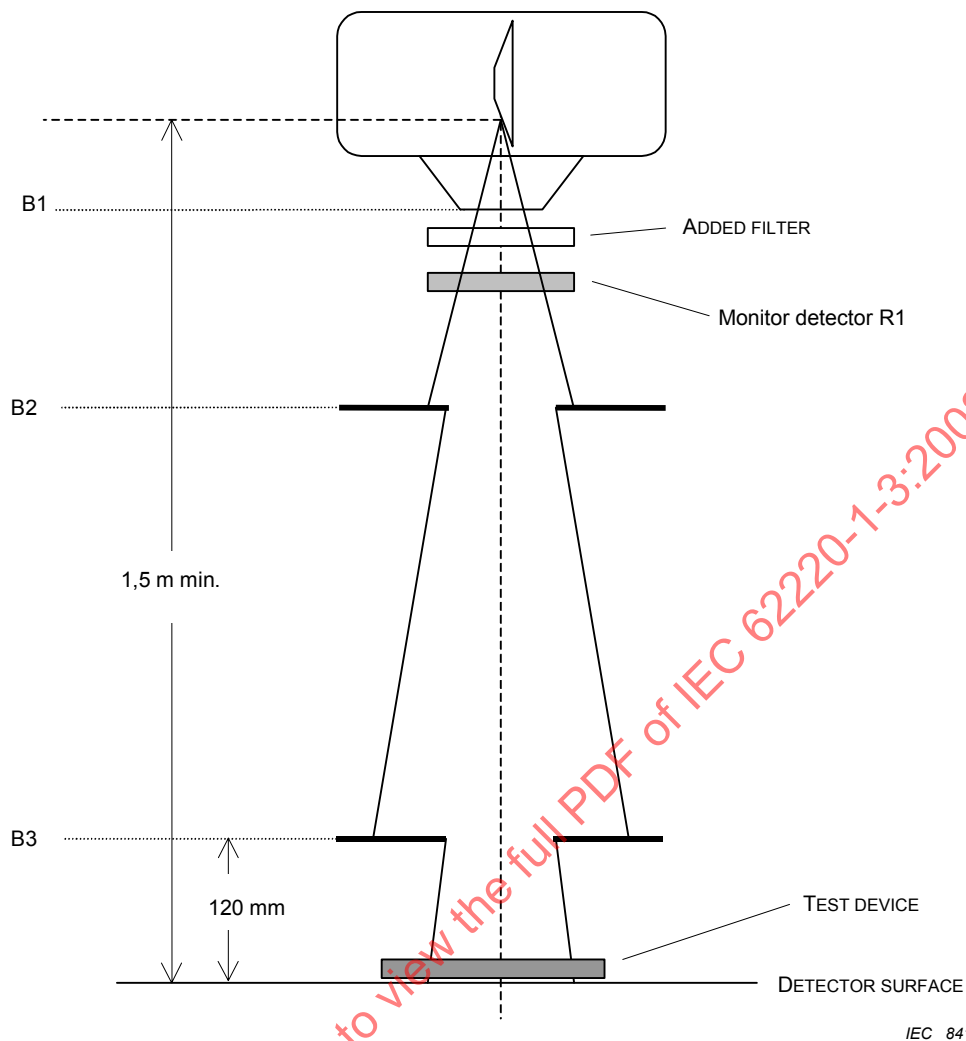
A monitor detector should be used to assure the precision of the X-RAY GENERATOR. The monitor detector R1 may be inside the beam that irradiates the DETECTOR SURFACE if it is suitably transparent and free of structure; otherwise, it shall be placed outside of that portion of the beam that passes aperture B3. The precision (standard deviation 1σ) of the monitor detector shall be better than 2 %. The relationship between the monitor reading and the AIR KERMA at the DETECTOR SURFACE shall be calibrated for each RADIATION QUALITY used (see also 4.6.2). To minimize the effect of back-scatter from layers behind the detector, a minimum distance of 500 mm to other objects should be provided.

NOTE The calibration of the monitor detector may be sensitive to the positioning of the ADDED FILTER and to the adjustment of the shutters built into the X-RAY SOURCE. Therefore, these items should not be altered without re-calibration of the monitor detector.

This geometry is used either to irradiate the DETECTOR SURFACE uniformly for the determination of the CONVERSION FUNCTION and the NOISE POWER SPECTRUM or to irradiate the DETECTOR SURFACE behind a TEST DEVICE (see 4.6.6). For all measurements, the same area of the DETECTOR SURFACE shall be irradiated. The centre of this area, with respect to either the centre or the border of the digital X-ray detector, shall be recorded.

All measurements shall be made using the same geometry.

For the determination of the NOISE POWER SPECTRUM and the CONVERSION FUNCTION, the TEST DEVICE shall be moved out of the beam.



IEC 841/08

NOTE The TEST DEVICE is not used for the measurement of the CONVERSION FUNCTION and the NOISE POWER SPECTRUM.

Figure 2 – Geometry for exposing the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE in order to determine the CONVERSION FUNCTION, the NOISE POWER SPECTRUM and the MODULATION TRANSFER FUNCTION behind the TEST DEVICE

4.6 IRRADIATION conditions

4.6.1 General conditions

The calibration of the digital X-ray detector shall be carried out prior to any testing, i.e., all operations necessary for corrections according to Clause 5 shall be effected. The whole series of measurements shall be done without re-calibration. Offset calibrations are excluded from this requirement. They can be performed as in normal clinical use.

The AIR KERMA level shall be chosen as that used when the digital X-ray detector is operated for the intended use in clinical practice. This is called the “normal” level. At least two additional AIR KERMA levels shall be chosen, one 3,2 times the normal level and one at 1/3,2 of the normal level. No change of settings of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE (such as gain etc.) shall be allowed when changing AIR KERMA levels within one Imaging Mode.

NOTE A factor of three in the AIR KERMA above and below the “normal” level approximately corresponds to the bright and dark parts within one clinical radiation image.

Depending on the intended clinical use of the digital X-ray detector, one or more of the following Imaging Modes with their corresponding “normal” levels shall be chosen:

Imaging Mode1, Fluoroscopy	“normal” level 20 nGy ± 10 %
Imaging Mode2, Cardiac imaging	“normal” level 200 nGy ± 10 %
Imaging Mode3, Series exposures	“normal” level 2 000 nGy ± 10 %

For each Imaging Mode, the settings of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE shall be kept constant. When another Imaging Mode is selected, other settings of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE may be chosen and shall be kept constant while staying in that Imaging Mode.. Additional “normal” levels may be chosen.

The variation of AIR KERMA shall be carried out by variation of the X-RAY TUBE CURRENT or the IRRADIATION TIME or both. The IRRADIATION TIME level shall be similar to the conditions for clinical application of the digital X-ray detector.

The IRRADIATION conditions shall be stated together with the results (see Clause 7).

The RADIATION QUALITY shall be assured when varying the X-RAY TUBE CURRENT or the IRRADIATION TIME and shall be checked at the lowest AIR KERMA level.

4.6.2 AIR KERMA measurement

The AIR KERMA at the DETECTOR SURFACE is measured with an appropriate RADIATION METER. For this purpose, the digital X-ray detector is removed from the beam and the RADIATION DETECTOR of the RADIATION METER is placed behind APERTURE B3 in the DETECTOR SURFACE plane. Care shall be taken to minimize the back-SCATTERED RADIATION. The correlation between the readings of the RADIATION METER and the monitoring detector, if used, shall be noted, and shall be used for the AIR KERMA calculation at the DETECTOR SURFACE when irradiating the DETECTOR SURFACE to determine the CONVERSION FUNCTION, the NOISE POWER SPECTRUM and the MODULATION TRANSFER FUNCTION. In this standard a large number of images shall be exposed. It is therefore recommended to measure the accumulated AIR KERMA including the stabilization images (see 4.6.5) and divide this value by the number of exposed images.

NOTE 1 To reduce back-SCATTERED RADIATION, a lead screen of 4 mm in thickness may be placed 450 mm behind the RADIATION DETECTOR. It has been proven by experiments that, under these conditions, the back-SCATTERED RADIATION is not more than 0,5 %. If the lead screen is at a distance of 250 mm, the back-SCATTERED RADIATION is not more than 2,5 %.

If it is not possible to remove the digital X-ray detector out of the beam, the AIR KERMA at the DETECTOR SURFACE may be calculated via the inverse square distance law. For that purpose, the AIR KERMA is measured at different distances from the FOCAL SPOT in front of the DETECTOR SURFACE. For this measurement, radiation, back-scattered from the DETECTOR SURFACE, shall be avoided. Therefore, a minimum distance between the DETECTOR SURFACE and the RADIATION DETECTOR of 450 mm is recommended.

If a monitoring detector is used, the following equation shall be plotted as a function of the distance d between the FOCAL SPOT and the RADIATION DETECTOR:

$$f(d) = \sqrt{\frac{\text{monitor detector reading}}{\text{radiation detector reading}}}$$

By extrapolating this approximately linear curve up to the distance between the FOCAL SPOT and the DETECTOR SURFACE r_{SID} , the ratio of the readings at r_{SID} can be obtained and the AIR KERMA at the DETECTOR SURFACE for any monitoring detector reading can be calculated.

If no monitoring detector is used, the square root of the inverse RADIATION METER reading is plotted as a function of the distance between the FOCAL SPOT and the RADIATION DETECTOR. The extrapolation etc. is carried out as in the preceding paragraph.

NOTE 2 To reduce back-SCATTERED RADIATION, a lead shield of 4 mm thickness may be placed in front of the DETECTOR SURFACE.

4.6.3 LAG EFFECTS

LAG EFFECTS influence the measurement of the NOISE POWER SPECTRUM. They therefore, influence the measurement of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY.

As LAG EFFECTS will be inherently present during normal clinical use, the digital X-ray detector shall be operated as in normal clinical use. LAG EFFECTS will be separately determined and the estimated NOISE POWER SPECTRUM will be corrected for these effects yielding the LAG EFFECT corrected NOISE POWER SPECTRUM. No separate image acquisitions are necessary for measuring the LAG EFFECT, it will be combined with the image acquisitions as necessary for determining the NOISE POWER SPECTRUM. See [11, 12 and 13] for more background information.

4.6.4 IRRADIATION to obtain the CONVERSION FUNCTION

The settings of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE shall be the same as those used when exposing the TEST DEVICE. The IRRADIATION shall be carried out using the geometry of Figure 2 but without any TEST DEVICE in the beam. The AIR KERMA is measured according to 4.6.2. The CONVERSION FUNCTION shall be determined from AIR KERMA level zero up to four times the normal AIR KERMA level.

The CONVERSION FUNCTION for AIR KERMA level zero shall be determined from a dark image, realized under the same conditions as an X-ray image. The minimum X-ray AIR KERMA level shall not be greater than one-fifth of the normal AIR KERMA level.

Depending on the form of the CONVERSION FUNCTION, the number of different exposures varies; if only the linearity of the CONVERSION FUNCTION has to be checked, five exposures, uniformly distributed within the desired range, are sufficient. If the complete CONVERSION FUNCTION has to be determined, the AIR KERMA shall be varied in such a way that the maximum increments of logarithmic (to the base 10) AIR KERMA is not greater than 0,1. The RADIATION QUALITY for all AIR KERMA levels shall be assured and shall be checked at the lowest AIR KERMA level. In case of deviations from this requirement, the FOCAL SPOT to DETECTOR SURFACE distance may have to be increased.

4.6.5 IRRADIATION for determination of the NOISE POWER SPECTRUM and LAG EFFECTS

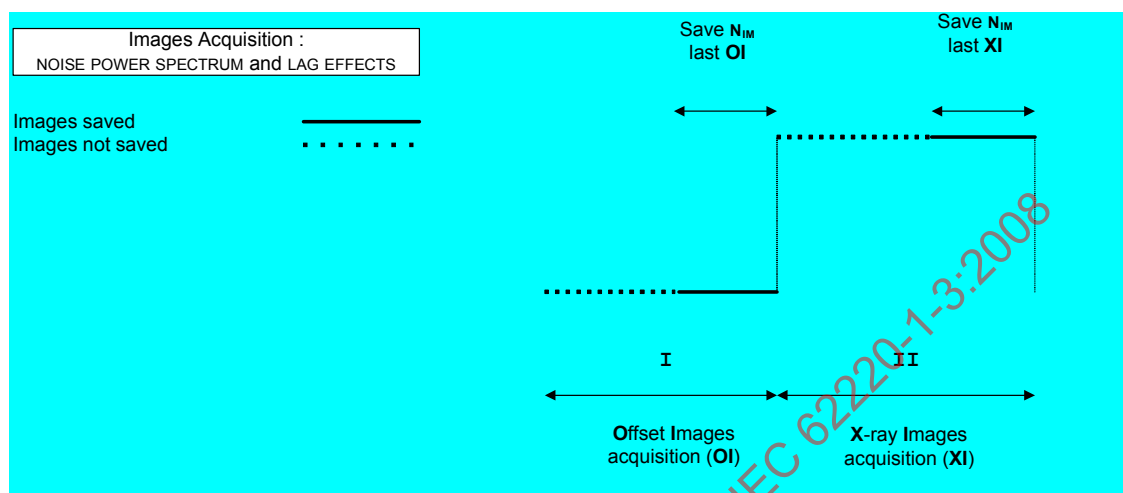
The settings of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE shall be the same as those used when exposing the TEST DEVICE. The IRRADIATION shall be carried out using the geometry of Figure 2 but without any TEST DEVICE in the beam. The AIR KERMA is measured according to 4.6.2.

A square area of approximately 125 mm × 125 mm located centrally behind the 160 mm square DIAPHRAGM is used for the evaluation of an estimate for the NOISE POWER SPECTRUM to be used later on to calculate the DQE.

For this purpose, the set of input data shall consist of at least N_{IM} consecutive non-exposed images and N_{IM} consecutive exposed images each having at least 256 PIXELS in either spatial direction in the area used for the evaluation of the NOISE POWER SPECTRUM. All individual images shall be taken at the same RADIATION QUALITY and AIR KERMA. The image acquisition sequence is shown in Figure 3.

N_{IM} is defined as the number of images. It shall be at least 64 and shall always be a power of 2.

To avoid transient effects both non-exposed and exposed images are preceded by additional images that are not stored for further analysis. The number of skipped frames depends on the amount of LAG EFFECT the digital X-ray detector exhibits. As a guideline, the mean PIXEL value of the first valid, stored frame of the stored sequence of N_{IM} images should not deviate by more than 2 % from the average value of the complete stored sequence of N_{IM} images.



IEC 842/08

Figure 3 – Image acquisition sequence to determine the NOISE POWER SPECTRUM and LAG EFFECTS

NOTE The minimum number of stored images is determined by two requirements:

- To determine lag effects with an accuracy of better than 5 % the number of images N_{IM} shall be sufficiently high to obtain the necessary frequency resolution. Zero-padding shall be avoided for the Fourier-transform. Thus, if the FFT is used, N must be a power of 2, 64 images are sufficient to fulfil this requirement.
- The minimum number of independent image PIXELS is determined by the required accuracy which defines the minimum number of ROIs. For an accuracy of the two-dimensional NOISE POWER SPECTRUM of 5 %, a minimum of 960 (overlapping) ROIs are needed meaning 16 million independent image pixels with the given ROI size. The averaging and binning process applied afterwards to obtain a one-dimensional cut reduces the minimum number of required independent image PIXELS to four million, still assuring the necessary accuracy. 64 images are sufficient to fulfil this requirement.

No change of system setting is allowed when making the IRRADIATIONS.

The images for the determination of the NOISE POWER SPECTRUM and LAG EFFECTS shall be taken at three AIR KERMA levels (see 4.6.1) for each Imaging Mode: the normal one and two others, each differing by a factor of 3,2 from the normal one. See also Table 2 in 4.6.7.

4.6.6 IRRADIATION with TEST DEVICE in the RADIATION BEAM

The IRRADIATION shall be carried out using the geometry of Figure 2. The TEST DEVICE is placed directly on the DETECTOR SURFACE. The TEST DEVICE is positioned in such a way that the edge is tilted by an angle α relative to the axis of the PIXEL columns or PIXEL rows, where α is between 1,5° and 3°.

NOTE 1 The method of tilting the TEST DEVICE relative to the rows or columns of the IMAGE MATRIX is common in other standards (ISO 15529 and ISO 12233) and reported in numerous publications when the pre-sampling MODULATION TRANSFER FUNCTION has to be determined.

The TEST DEVICE has to be adjusted in such a way that it is perpendicular to the REFERENCE AXIS of the RADIATION BEAM and the edge of the TEST DEVICE is aligned as closely as possible to the REFERENCE AXIS of the RADIATION BEAM.

NOTE 2 Deviations from this ideal set-up will result in a lower measured MTF.

Two IRRADIATIONS shall be made with the TEST DEVICE in the RADIATION BEAM, one with the TEST DEVICE oriented approximately along the columns, the other with the TEST DEVICE oriented approximately along the rows of the IMAGE MATRIX. The positions of the other components shall not be changed. For the new position, a new adjustment of the TEST DEVICE shall be made.

The images for the determination of the MTF shall be taken at one of the three AIR KERMA levels (see 4.6.1) for a chosen Imaging Mode but the MTF shall be determined separately for each Imaging Mode.

It is recommended, especially for images acquired at lower AIR KERMA levels, to average a sufficient number of images. The determined MTF value at the Nyquist frequency shall not vary by more than 5 % if measurements are repeated.

4.6.7 Overview of all necessary IRRADIATIONS

Table 2 gives an overview on all necessary IRRADIATIONS. A tolerance of $\pm 10\%$ applies to all specified AIR KERMA levels.

Table 2 – Necessary IRRADIATIONS

	Imaging Mode1	Imaging Mode2	Imaging Mode3
Subclause 4.3 Conditions	RQA 20 nGy System Settings 1	RQA 200 nGy System Settings 2	RQA 2 000 nGy System Settings 3
Subclause 4.6.4 Conversion function	0..80 nGy	0..800 nGy	0..8 000 nGy
Subclause 4.6.5 Noise power spectrum + lag	6 nGy, 20 nGy and 64 nGy	60 nGy, 200 nGy and 640 nGy	600 nGy, 2 000 nGy and 6 400 nGy
Subclause 4.6.6 Modulation transfer function (H/V)	Either 6, 20 or 64 nGy	Either 60, 200 or 640 nGy	Either 600, 2 000 or 6 400 nGy

5 Corrections of RAW DATA

The following linear and image-independent corrections of the RAW DATA are allowed in advance of the processing of the data for the determination of the CONVERSION FUNCTION, the NOISE POWER SPECTRUM, and the MODULATION TRANSFER FUNCTION.

All the following corrections if used shall be made as in normal clinical use:

- replacement of the RAW DATA of bad or defective pixels by appropriate data;
- a flat-field correction comprising
 - correction of the non-uniformity of the RADIATION FIELD;
 - correction for the offset of the individual pixels; and
 - gain correction for the individual pixels;
- a correction for geometrical distortion.

NOTE 1 Some detectors execute linear image processing due to their physical concept. As long as this image processing is linear and image-independent, these operations are allowed as an exception.

NOTE 2 Image correction is considered image-independent if the same correction is applied to all images independent of the image contents.

6 Determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY

6.1 Definition and formula of $DQE(u,v)$

The equation for the frequency-dependent DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY $DQE(u,v)$ is:

$$DQE(u,v) = G^2 MTF^2(u,v) \frac{W_{in}(u,v)}{W_{out}(u,v)} \quad (1)$$

The source for this equation is the Handbook of Medical Imaging Vol. 1 equation 2.153 [4].

In this standard, the NOISE POWER SPECTRUM at the output $W_{out}(u,v)$ has to be corrected for LAG EFFECTS resulting in $W_{outcorrected}(u,v)$ (according to subclause 6.3.2). The NOISE POWER SPECTRUM at the output $W_{outcorrected}(u,v)$ and the MODULATION TRANSFER FUNCTION $MTF(u,v)$ of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE shall be calculated on the LINEARIZED DATA. The LINEARIZED DATA are calculated by applying the inverse CONVERSION FUNCTION to the ORIGINAL DATA (according to subclause 6.3.1) and are expressed in number of exposure quanta per unit area. The gain G of the detector at zero SPATIAL FREQUENCY (equation (1)) is part of the conversion function and does not need to be separately determined.

Therefore the working equation for the determination of the frequency-dependent DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY $DQE(u,v)$ according to this standard is:

$$DQE(u,v) = MTF^2(u,v) \frac{W_{in}(u,v)}{W_{outcorrected}(u,v)} \quad (2)$$

where

$MTF(u,v)$ is the pre-sampling MODULATION TRANSFER FUNCTION of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE, determined according to subclause 6.3.3;

$W_{in}(u,v)$ is the NOISE POWER SPECTRUM of the radiation field at the DETECTOR SURFACE, determined according to subclause 6.2;

$W_{outcorrected}(u,v)$ is the NOISE POWER SPECTRUM at the output of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE, corrected for LAG EFFECTS as determined according to subclause 6.3.2.

6.2 Parameters to be used for evaluation

For the determination of the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY, the value of the input NOISE POWER SPECTRUM $W_{in}(u,v)$ shall be calculated:

$$W_{in}(u,v) = K_a \cdot SNR_{in}^2 \quad (3)$$

where

K_a is the measured AIR KERMA, unit: μGy ;

SNR_{in}^2 is the squared signal-to-NOISE ratio per AIR KERMA, unit: $1/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$ as given in column 2 of Table 3.

The values for SNR_{in}^2 in Table 3 shall apply for this standard.

Table 3 – Parameters mandatory for the application of this standard

RADIATION QUALITY No.	SNR_{in}^2 $1/(mm^2 \cdot \mu Gy)$
RQA 3	21759
RQA 5	30174
RQA 7	32362
RQA 9	31077

Background information on the calculation of SNR_{in}^2 is given in Annex B.

6.3 Determination of different parameters from the images

6.3.1 Linearization of data

The LINEARIZED DATA are calculated by applying the inverse CONVERSION FUNCTION to the ORIGINAL DATA on an individual PIXEL basis. Since the CONVERSION FUNCTION is the output level (ORIGINAL DATA) as a function of the number of exposure quanta per unit area, the linearized data have units of exposure quanta per unit area.

NOTE In case of a linear CONVERSION FUNCTION this calculation reduces to the multiplication by a conversion factor.

The CONVERSION FUNCTION is determined from the images generated according to 4.6.4.

The output is calculated by averaging 100×100 pixels of those ORIGINAL DATA in the centre of the exposed area. The PIXEL values shall be the ORIGINAL DATA, meaning the RAW DATA values which are corrected according to Clause 5 only. This output is plotted against the input signal being the number of exposure quanta per unit area Q calculated by multiplying the AIR KERMA by the value given in column 2 of Table 3 (see 6.2).

The experimental data points shall be fitted by a model function. If the CONVERSION FUNCTION is assumed to be linear (only 5 exposures made according to 4.6.4) only a linear function shall be fitted. The fit result has to fulfil the following requirements:

- Final $R^2 \geq 0,99$ (R^2 being the correlation coefficient); and
- no individual experimental data point deviates from its corresponding fit result by more than 2 %.

6.3.2 The LAG EFFECTS corrected NOISE POWER SPECTRUM (NPS)

6.3.2.1 Determination of the NOISE POWER SPECTRUM (NPS)

The NOISE POWER SPECTRUM at the output of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE shall be determined from the images generated according to 4.6.5 resulting in two NOISE POWER SPECTRA:

$W_{out}(u,v)_{dark}$ the NOISE POWER SPECTRUM at the output of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE determined from the N_{IM} dark images;

$W_{out}(u,v)_{exp}$ the NOISE POWER SPECTRUM at the output of the DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE determined from the N_{IM} exposed images;

The portion of the area of the digital X-ray detector used for NPS analysis shall be divided into square areas, called ROIs. Each ROI for calculating an individual sample for the NOISE POWER SPECTRUM shall be 256×256 PIXELS in size. These areas shall overlap by 128 PIXELS in both the horizontal and vertical directions (see Figure 4). Let the first area be the one in the

upper left corner of the total region analysed. The next is produced by moving the rectangular area 128 PIXELS in the horizontal direction to the right-hand side, generating a second area, which overlaps half with the first one. The next is defined by moving the second one by 128 PIXELS again. This is repeated up to the end of the first horizontal “band”. Starting again at the left-hand side of the image and simultaneously moving by 128 PIXELS in the vertical direction, a second horizontal “band” is generated. The movement in the vertical direction generates further bands until the whole area of about 125 mm × 125 mm is covered by ROIs.

Trend removal may be performed by fitting a two-dimensional second-order polynomial to the LINEARIZED DATA of each complete image used for calculating the spectra and subtracting this function ($S(x_i, y_j)$, see equation (4)) from the LINEARIZED DATA. Without applying any windowing, the two-dimensional Fourier transform is calculated for every ROI.

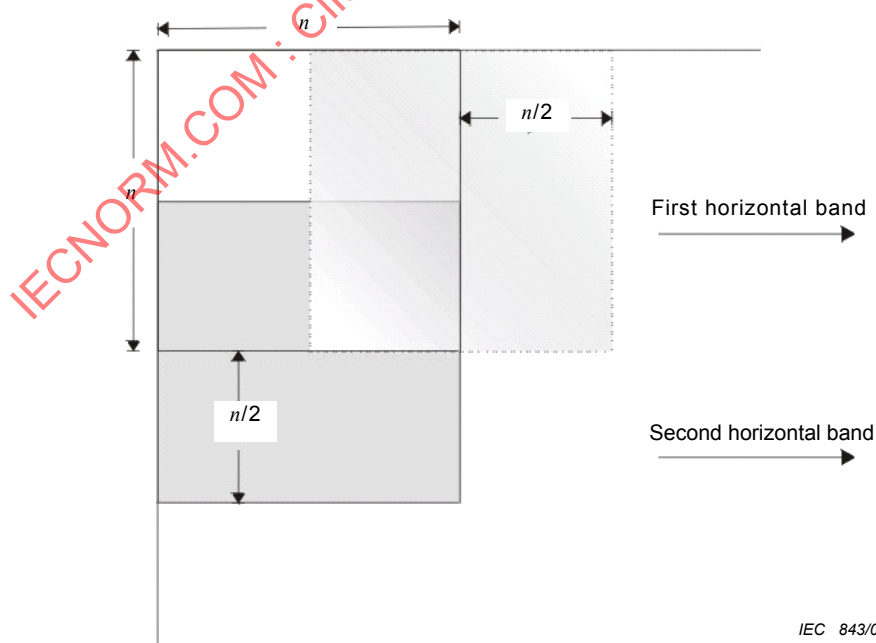
The two-dimensional Fourier transform is applied using equation (4). Starting with equation 3.44 as given in the Handbook of Medical Imaging Vol.1 [4], the working equation for the determination of the NOISE POWER SPECTRUM according to this standard is:

$$W_{\text{out}}(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \quad (4)$$

where

- $\Delta x \Delta y$ is the product of pixel spacing in respectively the horizontal and vertical direction;
- M is the number of ROIs;
- $I(x_i, y_j)$ is the LINEARIZED DATA;
- $S(x_i, y_j)$ is the optionally fitted two-dimensional polynomial.

An average two-dimensional NOISE POWER SPECTRUM is obtained by averaging the samples of all the spectra measured for that AIR KERMA level.



IEC 843/08

NOTE The size of the ROIs shall be $n = 256$.

Figure 4 – Geometric arrangement of the ROIs

6.3.2.2 Determination of the LAG EFFECT correction factor

A summarized description on the determination of the LAG EFFECT correction factor is given below. For detailed information refer to annex A and to [12].

- The LAG EFFECT correction factor r shall be calculated from the LINEARIZED DATA using the same images as used for the determination of the NPS (see 6.3.2.1).
- In order to remove potential fluctuations from image to image, for instance due to variations of the input AIR KERMA, correct each frame of the exposed sequence by subtracting its own average value as determined in the same ROI as chosen in the next step.
- Select a central rectangular region of interest of at least 256×256 pixels in size within the area of $125 \text{ mm} \times 125 \text{ mm}$. The ROI constitutes a set of K time signals $g_k(n)$ of length N_{IM} , (see 4.6.5 for the definition of N_{IM}) which is used for spectral estimation. Increasing the number of pixels K reduces the variance in the averaged periodogram.
- Apply the following procedure to both dark and exposed sequence: For each pixel k within the ROI, estimate the power spectral density (PSD) by the periodogram, using FFT without zero-padding. The average of all periodograms is taken as an estimate for the temporal power spectrum of the detector with and without exposure, $P_{\text{gg-exp}}(f_T)$ and $P_{\text{gg-dark}}(f_T)$ respectively.

f_T denotes the temporal frequency.

- The power spectral density (PSD) of the exposed frames includes electronic noise and filtered quantum noise. However only the quantum noise is affected by lag. Since the two components are uncorrelated, the power spectral densities add and the quantum noise component can be obtained by subtracting the average periodogram of the dark frames from the average periodogram of the exposed frames.

$$P_{\text{gg}}(f_T) = P_{\text{gg-exp}}(f_T) - P_{\text{gg-dark}}(f_T) \quad (5)$$

The resulting spectrum is an estimate for the PSD $P_{\text{gg}}(f_T)$ of the quantum noise that is correlated due to lag effects.

- The value of the periodogram at temporal frequency zero is (close to) zero (due to the subtraction of the average value) and therefore $P_{\text{gg}}(0)$ has to be determined separately. If the number of frames N_{IM} is sufficiently high, the PSD is oversampled and can be reconstructed perfectly from a subsampled version with $N_{\text{IM}}/2$ samples. In this way the unknown PSD at temporal frequency zero is estimated as a weighted sum of the PSD subsampled at the odd positions. For sufficiently large N_{IM} , this approach gives the true value of the PSD at frequency zero.

$$P_{\text{gg}}(0) = 2 \sum_{n=1}^{N_{\text{IM}}/4} d_{N_{\text{IM}}/2} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) P_{\text{gg}} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) \quad (6)$$

where $d_{N_{\text{IM}}}$ is the Fourier transform of a modified (centered) version of the discrete rectangular window of even length N_{IM} .

$$d_{N_{\text{IM}}}(f_T) = \frac{1}{N_{\text{IM}}} \frac{\sin(N_{\text{IM}}\pi f_T)}{\sin(\pi f_T)} \cos(\pi f_T) \quad (7)$$

- The ratio “ r ” of the integral PSDs of filtered quantum noise and white noise represents the attenuation of quantum noise due to lag effects.

$$r = \frac{\int P_{gg}(f_T) df_T}{\int P_{gg}(0) df_T} \quad (8)$$

With discrete spectra of the FFT, the integration is replaced by a summation, using both positive and negative branches of the spectra (including the separately determined value at frequency zero for both spectra).

6.3.2.3 Determination of the LAG EFFECT corrected NOISE POWER SPECTRUM

Only the quantum part of the NPS is affected by lag and has to be re-scaled:

$$W_{\text{outcorrected}}(u, v) = W_{\text{out}}(u, v)_{\text{dark}} + \frac{W_{\text{out}}(u, v)_{\text{exp}} - W_{\text{out}}(u, v)_{\text{dark}}}{r} \quad (9)$$

6.3.2.4 Determination of the one-dimensional cut

In order to obtain one-dimensional cuts through the two-dimensional NOISE POWER SPECTRUM along the axes of the SPATIAL FREQUENCY plane, 15 rows or columns of the two-dimensional spectrum around each axis are used. However, only the data of the NOISE POWER SPECTRUM of seven rows or columns on both sides of the corresponding axis (a total of 14), omitting both axes, are averaged. For all data points the exact SPATIAL FREQUENCIES in the sense of radial distance from the origin shall be calculated. Smoothing shall be obtained by averaging the data points within the 14 rows and columns that fall in a frequency interval of $2f_{\text{int}}$ ($f - f_{\text{int}} \leq f \leq f + f_{\text{int}}$) around the SPATIAL FREQUENCIES which shall be reported (see Clause 7).

$$f_{\text{int}} \text{ is defined by } f_{\text{int}} = \frac{0,01}{\text{pixelpitch(mm)}}$$

NOTE Making the binning frequency interval dependent on pixel pitch assures that a similar number of data points is always used in the binning process, independent of the pixel pitch. This assures a constant accuracy.

The dimension of the NOISE power spectral density is the squared LINEARIZED DATA per the unit of SPATIAL FREQUENCY squared. Thus the dimension is the inverse of the unit of length squared.

In order to estimate if quantization effects influence the NOISE POWER SPECTRUM, the variance of the ORIGINAL DATA (DN) which are used for the calculation of the NOISE POWER SPECTRUM shall be calculated for one image. If the variance is larger than 0,25, it may be assumed that quantization NOISE is negligible. If the variance is smaller than 0,25, the data is considered to be not suitable for the determination of the NOISE POWER SPECTRUM.

NOTE Generally, the variance of the ORIGINAL DATA is larger than a quarter of the quantization interval. Only if the number of bits for quantization is very small, may the variance be smaller. For the calculation of the quantization variance i. e. 1/12, it is assumed that the analogue values which are digitized have a uniform or rectangular distribution with respect to each quantization interval [2].

If the NOISE POWER SPECTRUM is determined along a diagonal (45° with respect to the horizontal or vertical axis), the averaging of single samples shall be carried out in a similar way as described in the preceding paragraph but including the values along the diagonal. These measurements at 45° may also require averaging of adjacent 45° cuts in order to improve the precision of NPS determination.

6.3.3 Determination of the MODULATION TRANSFER FUNCTION (MTF)

The pre-sampling MODULATION TRANSFER FUNCTION shall be determined along two mutually perpendicular axes which are parallel to the rows or to the columns of the IMAGE MATRIX, respectively.

For the determination of the MTF, the complete length of the edge spread function (ESF) as defined by the ROI shown in Figure 1 shall be used.

The integer number N of lines (i.e. rows or columns) leading to a lateral shift of the edge in line direction which most closely matches the PIXEL SAMPLING DISTANCE is determined. Different methods may be applied. One is to determine the angle α between the edge and the columns or rows of the IMAGE MATRIX and to calculate N as $N = \text{round}(1/\tan\alpha)$, where “round” denotes the rounding to the nearest integer value. N should be accurate to integer precision.

NOTE 1 The range of values for the angle α means that N is between about 20 and 40.

The pixel values of the LINEARIZED DATA (see 6.3.1) of N consecutive lines (i.e. rows or columns) across the edge are used to generate an oversampled edge profile or ESF. The value of the first PIXEL in the first line gives the first data point in the oversampled ESF, the first PIXEL in the second line the second data point, and the first PIXEL in the N^{th} line the N^{th} data point. This procedure is repeated for the other PIXELS in the N consecutive lines, for example, the value of the second PIXEL in the first line gives the $(N + 1)^{\text{th}}$ data point, the second PIXEL in the second line the $(N + 2)^{\text{th}}$ data point, etc.

NOTE 2 Refer to [14] for more detailed background information

To calculate the average ESF, this procedure is repeated for other groups of N consecutive lines along the edge. The average of all edge spread functions is determined, and the MTF is calculated based on this averaged oversampled ESF.

The sampling distance in the oversampled ESF is assumed to be constant and is given by the PIXEL spacing Δx divided by N , i.e. $\text{ESF}(x_n)$ with $x_n = n(\Delta x/N)$. The oversampled ESF is differentiated using a $[-1, 0, 1]$ or $[-0,5, 0, 0,5]$ kernel yielding the oversampled line spread function (LSF). The spectral smoothing effect of the finite-element differentiation may be corrected [6]. A Fourier transform of the line-spread function is calculated, and the modulus of this Fourier transform yields the MTF. The MTF is normalized to its value at zero frequency. Since the distance of the individual PIXELS to the edge is calculated along the line direction and not in a direction perpendicular to the edge, a frequency axis scaling (scaling factor: $1/\cos\alpha$) may be performed for correction.

NOTE 3 The error of the SPATIAL FREQUENCY is $\leq 0,1\%$ if no correction by $1/\cos\alpha$ is done.

To obtain the MTF at the SPATIAL FREQUENCIES which shall be reported (see Clause 7), binning of the data points in a frequency interval of $2f_{\text{int}} \text{ mm}^{-1}$ ($f - f_{\text{int}} \leq f \leq f + f_{\text{int}}$, see 6.3.2.4 for f_{int}) around these SPATIAL FREQUENCIES shall be performed.

7 Format of conformance statement

When stating the DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY, the following parameters shall be stated:

- RADIATION QUALITY according to Table 1;
- AIR KERMA LEVEL;
- distance between FOCAL SPOT and DETECTOR SURFACE if less than 1,5 m;
- deviations from recommended centred geometry (see 4.5);
- method used for MTF determination and its validation, if a method different from the standardized edge method is used;

- frame rate used for the measured Imaging Mode;
- lag correction factor r ;
- ambient climatic conditions.

The measurement results for DQE shall be given as numbers in a table. The DQE shall be reported for SPATIAL FREQUENCIES of $0,5 \text{ mm}^{-1}$, 1 mm^{-1} , $1,5 \text{ mm}^{-1}$ up to the highest SPATIAL FREQUENCY which is just below the Nyquist frequency. Other relevant parameters may be added to the table. Additionally the measurement results may be plotted as values of $DQE(u,v)$ as a function of SPATIAL FREQUENCY, showing the AIR KERMA as parameter using a linear scale on both axes.

Generally, the $DQE(u,v)$ values shall be given for both axes, the horizontal and vertical axes. If the quotient of $DQE(u,0)/DQE(0,v)|_{u=v}$ is within the range of 0,9 to 1,1, the $DQE(u,v)$ values for both axes may be averaged and stated to be valid for both axes.

Additionally, values of DQE may be given along a diagonal axis. It shall be explicitly stated with the results that the DQE refers to the diagonal axis.

8 Accuracy

The uncertainty of DQE should be determined following the instructions of GUM [2] using equation (2) as a model equation.

The uncertainty (coverage factor 2 according to [2]) of the DQE values presented shall be less than

$$\Delta(DQE(u)) = \pm 0,06 \text{ or}$$

$$\Delta(DQE(u))/DQE(u) = \pm 0,10,$$

whichever is greater.

The uncertainty should be stated in the data sheets.

Annex A (informative)

Determination of LAG EFFECTS

This annex provides detailed information on the applied method for lag determination and correction. Note that for reasons of completeness, parts of 6.3.2.2 will be repeated in this annex. Also refer to [12].

Residual signals from previous frames introduce correlation between consecutive frames in an image sequence. This can be described by a temporal low-pass filtering of the uncorrelated quantum noise, which reduces the noise power and therefore increases the measured DQE. To compensate this effect, the variance reduction due to the temporal low-pass filtering has to be estimated and corrected.

The variance of a discrete random variable s is given by its auto-covariance function (ACF) at lag zero, or by the integral (integrals are used here to explain the concept) of the power spectral density (PSD) $P_{ss}(f_T)$, which is the Fourier-transform of the ACF:

$$\sigma_s^2 = \int_{-0.5}^{0.5} P_{ss}(f_T) df_T \quad (\text{A.1})$$

NOTE 1 A normalized temporal frequency $f_{T\text{norm}} = f_T / f_{T\text{sample}}$ is used. Therefore the integration limits are from $-0,5$ to $0,5$ where $0,5$ corresponds to the Nyquist frequency in the temporal frequency domain.

If s is uncorrelated, i.e. white noise, the power spectral density is constant:

$$P_{ss}(f_T) = \sigma_s^2 \quad (\text{A.2})$$

However, lag introduces temporal correlation which can be described by the correlated random variable g that exhibits a power spectral density $P_{gg}(f_T)$ with low-pass characteristic.

The reduction of variance (noise power) due to correlation is given by:

$$\frac{\sigma_g^2}{\sigma_s^2} = \frac{\int P_{gg}(f_T) df_T}{\int P_{ss}(f_T) df_T} \quad (\text{A.3})$$

The correlated signal $g(n)$ describes the detector signal at homogeneous exposure and therefore the power spectral density $P_{gg}(f_T)$ can be estimated from measurements.

Assuming that lag does not affect the mean signal, the power spectral density at frequency zero does not change by the filtering:

$$P_{gg}(0) = P_{ss}(0) \quad (\text{A.4})$$

Inserting equations (A.2) and (A.4) into equation (A.3), the variance reduction factor (LAG EFFECT correction factor) can be estimated from the power spectral density $P_{gg}(f_T)$ only:

$$r = \frac{\sigma_g^2}{\sigma_s^2} = \frac{\int P_{gg}(f_T) df_T}{\int P_{gg}(0) df_T} \quad (\text{A.5})$$

Figure A.1 shows the impact of temporal correlation in the temporal frequency domain (where 0.5 on the x-axis denotes the Nyquist frequency in temporal frequency domain) and illustrates the calculation of the noise reduction factor (LAG EFFECT correction factor) (Equation A.5).

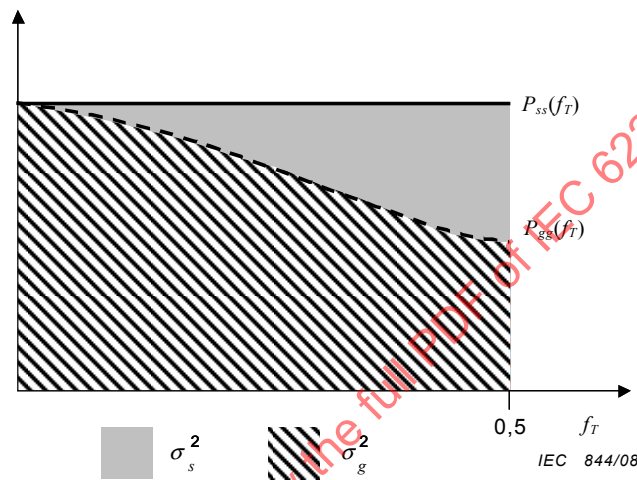


Figure A.1 – Power spectral density of white noise s and correlated signal g (only positive frequencies are shown)

For a practical implementation of (A.5), the spectral density has to be estimated from measurements. A well-known nonparametric estimator for a power spectral density from a single time signal $g_k(n)$ of length N is the periodogram:

$$\hat{P}_{gg,k}(f_T) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=1}^N g_k(n) \exp(-j2\pi f_T n) \right|^2 \quad (\text{A.6})$$

Here, $g_k(n)$ denotes the grey level of pixel k in frame n after subtraction of the frame average. N denotes the number of images N_{IM} .

The variance of the estimate can be reduced by averaging the periodogram for all pixels within a selected region of interest:

$$\hat{P}_{gg}(f_T) = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K \hat{P}_{gg,k}(f_T) \quad (\text{A.7})$$

Note that the PSD of the exposed frames includes electronic noise and filtered quantum noise. Only the quantum noise is affected by lag. Since the two components are uncorrelated, the PSD adds up and the quantum noise component can be obtained by subtracting the averaged periodogram of the dark frames from the averaged periodogram of the exposed frames.

$$\hat{P}_{gg}(f_T) = \hat{P}_{gg-\text{exp}}(f_T) - \hat{P}_{gg-\text{dark}}(f_T) \quad (\text{A.8})$$

A crucial issue is the robust determination of the PSD at frequency zero. The average periodogram at frequency zero depends only on the average of the square of all sample signals, i.e. is close to zero due to the subtraction of the frame averages. Therefore, the periodogram contains no information about $P_{gg}(0)$ and the value at frequency zero has to be separately determined. The PSD is calculated using N_{IM} frames. If the number of frames N_{IM} is sufficiently high, the PSD is oversampled and can be reconstructed perfectly from a subsampled version with $N_{\text{IM}}/2$ samples.

NOTE 2 This theorem is referred to in mathematical literature as the Whittaker-Shannon-Kotel'nikov theorem (or WSK theorem) Note however that this theorem relates to continuous functions whereas in this standard we deal with discrete signals. While the sinc kernel is the Fourier transform of a continuous rectangular function, the Dirichlet kernel is the Fourier transform of a discrete rectangular function. See [15].

The measured PSD is subsampled at the odd sample positions, $f_T = \pm p / N_{\text{IM}}$ with $p = 1, 3, 5, \dots$ and reconstructed. This reconstruction corresponds to a convolution of the subsampled PSD with the Fourier transform of a rectangular discrete window (the Dirichlet kernel) of size N_{IM} . Since only the value at frequency zero is of interest, the convolution reduces to a simple weighted sum of the PSD at all odd frequency positions:

$$\hat{P}_{gg}(0) = 2 \sum_{n=1}^{N_{\text{IM}}/4} d_{N_{\text{IM}}/2} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) \hat{P}_{gg} \left(\frac{2n-1}{N_{\text{IM}}} \right) \quad (\text{A.9})$$

Where $d_{N_{\text{IM}}}$ is the Fourier transform of a modified (centered) version of the discrete rectangular window of even length N_{IM} . See [15].

$$d_{N_{\text{IM}}}(f_T) = \frac{1}{N_{\text{IM}}} \frac{\sin(N_{\text{IM}}\pi f_T)}{\sin(\pi f_T)} \cos(\pi f_T) \quad (\text{A.10})$$

The LAG EFFECT correction factor r is obtained by dividing the integral of equation (A.8) including the separately determined value at frequency zero by the integral of equation (A.9):

$$r = \frac{\int \hat{P}_{gg}(f_T) df_T}{\int \hat{P}_{gg}(0) df_T} \quad (\text{A.11})$$

Annex B (informative)

Calculation of the input NOISE POWER SPECTRUM

The input NOISE POWER SPECTRUM is equal to the incoming PHOTON FLUENCE (equation 2.134 in the Handbook of Medical Imaging Vol.1, [4]).

$$W_{\text{in}}(u, v) = Q \quad (\text{B.1})$$

where

Q is the PHOTON FLUENCE, i.e. the number of exposure quanta per unit area ($1/\text{mm}^2$). Q depends on the spectrum of the X-radiation and the AIR KERMA level:

$$Q = K_a \cdot \int (\Phi(E) / K_a) dE = K_a \cdot SNR_{\text{in}}^2 \quad (\text{B.2})$$

where

K_a is AIR KERMA, unit: μGy ;

E is X-ray energy, unit: keV ;

$\Phi(E)/K_a$ is spectral X-ray fluence per AIR KERMA, unit: $1/(\text{mm}^2 \cdot \text{keV} \cdot \mu\text{Gy})$;

SNR_{in}^2 is squared signal-to-NOISE ratio per AIR KERMA, unit: $1/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$.

The values as given in Table 3 are calculated using the computer program SPEVAL. The use of other programs may result in slightly different values. The data and the software program needed for the calculation of SNR_{in}^2 have been provided by Dr. H. Kramer of PTB [7].

X-ray spectra:

Calculated for a tungsten anode, 12° anode angle, 2,5 mm Al filter, 1 m air, for kV increments of 1 kV, according to Iles [8]. The spectra include characteristic X-rays.

AIR KERMA:

Calculated using data of P.D. Higgins et al.[9]

Interaction coefficients:

Data taken from the XCOM data base provided by NIST [10].

Bibliography

Referenced publications

- [1] ICRU Report 54:1996, *Medical Imaging – The Assessment of Image Quality*.
- [2] ISO/IEC Guide 98:1995, *Guide to the expression of uncertainty in measurement*
- [3] METZ, EC., WAGNER, RF., DOI, K., BROWN, DG., NISHIKAWA, RM., MYERS, KJ. Toward consensus on quantitative assessment of medical imaging systems. *Med. Phys.*, 1995, 22, p.1057-1061.
- [4] Handbook of medical imaging. Vol. 1: Physics and Psychophysics. Editors: BEUTEL, J, KUNDEL, HL., VAN METTER, RL., SPIE 2000 .
- [5] TAPIOVAARA, MJ. and WAGNER, RF. SNR and DQE analysis of broad spectrum X-ray imaging. *Phys. Med. Biol.*, 1985, 30, p. 519-529, and corrigendum *Phys. Med. Biol.* 1986, 31, p.195.
- [6] CUNNINGHAM, IA. and FENSTER, A. A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Med.Phys.* 14, 1987, p. 533-537.
- [7] SPEVAL software package version of Jan. 1995 (H. Kramer of PTB)
- [8] ILES, WJ. *Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an energy range 15 keV to 300 keV*. National Radiological Protection Board Report 204, London, HMSO, 1987
- [9] HIGGINS, PD. et al. *Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption Coefficients, Including In-Flight Positron Annihilation for Photon Energies 1keV to 100MeV*. NISTIR 4812, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg USA (1992).
- [10] BERGER, MJ. and HUBBELL, JH. *XCOM: Photon Cross Sections Database*, NIST Standard Reference Database 8, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg USA.
- [11] P. R. GRANFORS and R. AUFRICHTIG. DQE(f) of an amorphous silicon flat panel x-ray detector: detector parameter influences and measurement methodology. *Proc. SPIE* 3977, 2-13 (2000).
- [12] B. MENSER, R.J.M.H. BASTIAENS, A. NASCETTI, M. OVERDICK and M. SIMON. Linear system models for lag in flat dynamic x-ray detectors. *Proc. SPIE* 5745, 430-441 (2005).
- [13] M. OVERDICK, T. SOLF and H.-A WISCHMANN. Temporal artefacts in flat dynamic x-ray detectors. *Proc. SPIE* 4320, 47-58 (2001)
- [14] E. BUHR, S. GÜNTHER-KOHFAHL, U. NEITZEL. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med. Phys.* 30,2323-2331 (2003)
- [15] S. R. DOOLEY and A. K. NANDI. Notes on the Interpolation of Discrete Periodic Signals using Sinc Function Related Approaches. *IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING*, VOL. 48, NO. 4, 1201-1203 (April 2000)
- [16] IEC 62220-1:2003, *Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1: Determination of the detective quantum efficiency*
- [17] IEC 62220-1-2:2007, *Medical electrical equipment – Characteristics of digital X-ray imaging devices – Part 1-2: Determination of the detective quantum efficiency – Detectors used in mammography*

Other literature of interest

DAINTY, JC. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch. 5, p. 153.

DAINTY, JC. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch.8, p. 312.

DAINTY, JC. and SHAW, R. *Image Science*. Academic Press, London, 1974, ch.8, p. 280.

SHAW, R. The Equivalent Quantum Efficiency of the Photographic Process. *J. Phys. Sc.*, 1963, 11, p.199-204 .

STIERSTORFER, K., SPAHN, M. Self-normalizing method to measure the detective quantum efficiency of a wide range of X-ray detectors. *Med. Phys.*, 1999, 26, p.1312-1319.

HILLEN, W., SCHIEBEL, U., ZAENGEL, T. Imaging performance of digital phosphor system. *Med.Phys.*, 1987, 14, p. 744-751.

CUNNINGHAM, IA., in *Standard for Measurement of Noise Power Spectra*, AAPM Report, December 1999

SAMEI, E., FLYNN, MJ., REIMANN, D.A. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med. Phys.*, 1998, 25, p.102 – 113.

CUNNINGHAM, IA.: Degradation of the Detective Quantum Efficiency due to a Non-Unity Detector Fill Factor. *Proceedings SPIE*, 3032, 1997, p. 22-31.

SIEWERDSEN, JH., ANTONUK, LE., EL-MOHRI, Y., YORKSTON, J., HUANG, W., and CUNNINGHAM, IA. Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med. Phys.*, 1998, 25, p.614 – 628.

DOBBINS III, JT. Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems. *Med. Phys.*, 1995, 22, p.171 –181.

DOBBINS III, JT., ERGUN, DL., RUTZ, L., HINSHAW, DA., BLUME, H., and CLARK, DC. DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med. Phys.*, 1995, 22, p.1581 – 1593

SAMEI, E., FLYNN, M.J., CHOTAS, H.G., DOBBINS III, J.T. DQE of direct and indirect digital radiographic systems. *Proceedings of SPIE*, Vol. 4320, 2001, p.189-197.

IEC 61262-5:1994, *Medical electrical equipment – Characteristics of electro-optical X-ray image intensifiers – Part 5: Determination of the detective quantum efficiency*

ISO 12233:2000, *Photography – Electronic still-picture cameras – Resolution measurements*

ISO 15529:2007, *Optics and photonics – Optical transfer function – Principles of measurement of modulation transfer function (MTF) of sampled imaging systems*

ICRU Report 41, 1986: *Modulation Transfer Function of Screen-Film-Systems*

Index of defined terms

IEC 60788	rm-...-
Shortened term	rm-...-s
Term defined in this standard.....	3.xx
ADDED FILTER	rm-35-02
AIR KERMA	rm-13-11
ANTI-SCATTER GRID.....	rm-32-06
AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL	rm-36-46
CENTRAL AXIS.....	3.1
COMPUTED TOMOGRAPHY	rm-41-20
CONSTANT POTENTIAL HIGH-VOLTAGE GENERATOR	rm-21-06
CONVERSION FUNCTION.....	3.2
DETECTIVE QUANTUM EFFICIENCY, $DQE(u,v)$	3.3
DETECTOR SURFACE.....	3.4
DIAPHRAGM	rm-37-29
DIGITAL X-RAY IMAGING DEVICE.....	3.5
FOCAL SPOT	rm-20-13s
HALF-VALUE LAYER	rm-13-42
IMAGE MATRIX.....	3.6
IMAGE RECEPTOR PLANE.....	rm-37-15
IRRADIATION	rm-12-09
IRRADIATION TIME.....	rm-36-11
LAG EFFECT.....	3.7
LINEARIZED DATA.....	3.8
MODULATION TRANSFER FUNCTION, $MTF(u,v)$	3.9
NOISE.....	3.10
NOISE POWER SPECTRUM (NPS), $W(u,v)$	3.11
NOMINAL FOCAL SPOT VALUE	rm-20-14
ORIGINAL DATA, DN	3.3.112
PENUMBRA	rm-37-08
PERCENTAGE RIPPLE	rm-36-17
PHOTON FLUENCE.....	3.13
PIXEL	rm-32-60
RADIATION APERTURE	rm-37-26
RADIATION BEAM	rm-37-05
RADIATION DETECTOR	rm-51-01
RADIATION METER	rm-50-01
RADIATION QUALITY.....	rm-13-28
RADIATION SOURCE ASSEMBLY	rm-20-05

RAW DATA	3.14
REFERENCE AXIS.....	rm-37-03
SCATTERED RADIATION	rm-11-13
SPATIAL FREQUENCY, u or v	3.15
TEST DEVICE	rm-71-04
X-RAY EQUIPMENT	rm-20-20
X-RAY GENERATOR.....	rm-20-17
X-RAY IMAGE INTENSIFIER	rm-32-39
X-RAY TUBE	rm-22-03
X-RAY TUBE CURRENT	rm-36-07
X-RAY TUBE VOLTAGE.....	rm-36-02

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62220-1-3:2008

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	36
INTRODUCTION.....	38
1 Domaine d'application	40
2 Références normatives.....	40
3 Termes et définitions	41
4 Exigences	43
4.1 Conditions de fonctionnement	43
4.2 EQUIPEMENT À RAYONNEMENT X	43
4.3 QUALITÉ DE RAYONNEMENT	43
4.4 DISPOSITIF D'ESSAI.....	44
4.5 Géométrie	45
4.6 Conditions d'IRRADIATION	47
4.6.1 Conditions générales.....	47
4.6.2 Mesure du KERMA DANS L'AIR	48
4.6.3 RÉMANENCES	49
4.6.4 IRRADIATION pour obtenir la FONCTION DE CONVERSION	49
4.6.5 IRRADIATION pour la détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et des RÉMANENCES	49
4.6.6 IRRADIATION avec le DISPOSITIF D'ESSAI situé dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT	51
4.6.7 Vue d'ensemble de toutes les IRRADIATIONS nécessaires	51
5 Corrections des DONNÉES BRUTES	52
6 Détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION	52
6.1 Définition et formule de $DQE(u,v)$	52
6.2 Paramètres à utiliser pour l'évaluation.....	53
6.3 Détermination de différents paramètres à partir des images	54
6.3.1 Linéarisation des données.....	54
6.3.2 SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT (SPB) corrigé par les RÉMANENCES	54
6.3.3 Détermination de la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION (MTF).....	58
7 Présentation de la déclaration de conformité	59
8 Précision	59
Annexe A (informative) Détermination des REMANENCES.....	60
Annexe B (informative) Calcul du spectre de puissance de bruit d'entrée.....	63
Bibliographie.....	64
Index des termes définis	67
Figure 1 – DISPOSITIF D'ESSAI	45
Figure 2 – Géométrie pour l'exposition du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X, afin de déterminer la FONCTION DE CONVERSION, le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION derrière le DISPOSITIF D'ESSAI	47
Figure 3 – Séquence d'acquisition d'image pour déterminer le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et les RÉMANENCES	50
Figure 4 – Disposition géométrique des ROIs	55
Figure A.1 – Densité spectrale de puissance du bruit blanc s et signal corrélé g (seules les fréquences positives sont représentées)	61

Tableau 1 – QUALITÉ DE RAYONNEMENT (CEI 61267:1994) pour la détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION et des paramètres correspondants	44
Tableau 2 – IRRADIATIONS nécessaires	52
Tableau 3 – Paramètres obligatoires en vue de l'application de la présente norme	53

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62220-1-3:2008

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX – CARACTÉRISTIQUES DES DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X –

Partie 1-3: Détermination de l'efficacité quantique de détection – DéTECTEURS utilisés en imagerie dynamique

AVANT-PROPOS

- 1) La Commission Electrotechnique Internationale (CEI) 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, des Spécifications techniques, des Rapports techniques, des Spécifications accessibles au public (PAS) et des Guides (ci-après dénommés "Publication(s) de la CEI"). 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 concernant les questions techniques représentent, dans la mesure du possible, un accord international sur les sujets étudiés, étant donné que les Comités nationaux de la CEI intéressés sont représentés dans chaque comité d'études.
- 3) Les Publications de la CEI se présentent sous la forme de recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux de la CEI. Tous les efforts raisonnables sont entrepris afin que la CEI s'assure de l'exactitude du contenu technique de ses publications; la CEI ne peut pas être tenue responsable de l'éventuelle mauvaise utilisation ou interprétation qui en est faite par un quelconque utilisateur final.
- 4) Dans le but d'encourager l'uniformité internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent, dans toute la mesure possible, à appliquer de façon transparente les Publications de la CEI dans leurs publications nationales et régionales. Toutes divergences entre toutes Publications de la CEI et toutes publications nationales ou régionales correspondantes doivent être indiquées en termes clairs dans ces dernières.
- 5) La CEI n'a prévu aucune procédure de marquage valant indication d'approbation et n'engage pas sa responsabilité pour les équipements déclarés conformes à une de ses Publications.
- 6) Tous les utilisateurs doivent s'assurer qu'ils sont en possession de la dernière édition de cette publication.
- 7) Aucune responsabilité ne doit être imputée à la CEI, à ses administrateurs, employés, auxiliaires ou mandataires, y compris ses experts particuliers et les membres de ses comités d'études et des Comités nationaux de la CEI, pour tout préjudice causé en cas de dommages corporels et matériels, ou de tout autre dommage de quelque nature que ce soit, directe ou indirecte, ou pour supporter les coûts (y compris les frais de justice) et les dépenses découlant de la publication ou de l'utilisation de cette Publication de la CEI ou de toute autre Publication de la CEI, ou au crédit qui lui est accordé.
- 8) L'attention est attirée sur les références normatives citées dans cette publication. L'utilisation de publications référencées est obligatoire pour une application correcte de la présente publication.
- 9) L'attention est attirée sur le fait que certains des éléments de la présente Publication de la CEI peuvent faire l'objet de droits de propriété intellectuelle ou de droits analogues. La CEI ne saurait être tenue pour responsable de ne pas avoir identifié de tels droits de propriété et de ne pas avoir signalé leur existence.

La Norme internationale CEI 62220-1-3 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 la présente norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
62B/694/FDIS	62B/702/RVD

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

Cette publication a été rédigée selon les Directives ISO/CEI, Partie 2.

Une liste de toutes les parties de la série CEI 62220, publiée sous le titre général *Appareils électromédicaux – Caractéristiques des appareils d'imagerie à rayonnements X*, peut être consultée sur le site web de la CEI.

Dans la présente norme, les termes imprimés en PETITES MAJUSCULES sont utilisés comme défini dans la CEI 60788, à l'Article 3 de la présente norme ou dans d'autres publications de la CEI référencées dans l'Index des termes définis. Lorsqu'un terme défini est utilisé comme qualificatif dans un autre terme défini ou non défini, il n'est pas imprimé en PETITES MAJUSCULES, à moins que le concept ainsi qualifié ne soit défini ou reconnu comme un "terme dérivé sans définition".

NOTE L'attention est attirée sur le fait que, dans les cas où le concept concerné n'est pas fortement limité à la définition donnée dans l'une des publications citées ci-dessus, un terme correspondant est imprimé en lettres minuscules.

Dans la présente norme, certains termes qui ne sont pas imprimés en PETITES MAJUSCULES ont des significations particulières, comme suit:

- "devoir" mis au présent indique une exigence qui est obligatoire en vue de la conformité;
- "il convient de/que" indique une forte recommandation qui n'est pas obligatoire en vue de la conformité;
- "pouvoir" mis au présent indique une manière autorisée d'être conforme à une exigence ou d'éviter la nécessité d'être conforme;
- "spécifique" est utilisé pour indiquer des informations définitives figurant dans la présente norme ou référencées dans d'autres normes, concernant habituellement des conditions de fonctionnement particulières, des dispositifs d'essai particuliers ou des valeurs particulières en relation avec la conformité;
- "spécifié" est utilisé pour indiquer des informations définitives fournies par le fabricant dans les documents d'accompagnement ou dans toute autre documentation liée à l'appareil considéré, concernant habituellement la fonction à laquelle il est destiné, ou les paramètres ou bien les conditions associées à son utilisation ou aux essais pour la détermination de la conformité.

Le comité a décidé que le contenu de cette publication ne sera pas modifié avant la date de maintenance indiquée sur le site web de la CEI sous "<http://webstore.iec.ch>" dans les données relatives à la publication recherchée. A cette date, la publication sera

- reconduite;
- supprimée;
- remplacée par une édition révisée, ou
- amendée.

INTRODUCTION

Les DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X sont de plus en plus utilisés dans le diagnostic médical et remplaceront largement à l'avenir les dispositifs d'imagerie conventionnels (analogiques) tels que les systèmes utilisant un film avec écran ou les systèmes de télévision analogique basés sur un INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE. Il est par conséquent nécessaire de définir des paramètres décrivant les propriétés spécifiques de ces DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X à fournir des images, et de normaliser les procédures de mesure utilisées.

Il y a un consensus de plus en plus répandu dans le monde scientifique sur le fait que l'EFFICACITE QUANTIQUE DE DETECTION (EQD; *DQE en anglais*) est le paramètre le plus approprié pour décrire les performances d'imagerie d'un dispositif d'imagerie à rayons X. L'EQD décrit la capacité du dispositif d'imagerie à préserver le rapport signal sur BRUIT depuis le champ de rayonnement jusqu'aux valeurs de l'image numérique qui en résultent. Dans la mesure où dans l'imagerie à rayons X, le BRUIT dans le champ de rayonnement est étroitement associé au niveau de KERMA DANS L'AIR, on peut également envisager l'utilisation des valeurs de l'EQD pour décrire l'efficacité en dose d'un DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X donné.

NOTE 1 En dépit du fait que l'EQD est largement utilisée pour décrire les performances des dispositifs d'imagerie, la relation entre ce paramètre physique et les performances de décisions d'un observateur humain n'est pas encore totalement comprise [1], [3].¹⁾

NOTE 2 La CEI 61262-5 spécifie une méthode pour déterminer le DQE des INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE à une FREQUENCE SPATIALE quasiment égale à zéro. Elle se concentre uniquement sur les composants électro-optiques des INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE, et non sur les propriétés de formation de l'image, comme le fait la présente norme. En conséquence, la grandeur de sortie utilisée est une grandeur photométrique (luminance), et non une information numérique. De plus, la CEI 61262-5 prescrit l'utilisation d'un ENSEMBLE RADIOGÈNE, tandis que la présente norme prescrit l'utilisation d'un TUBE RADIOGÈNE. Le domaine d'application de la CEI 61262-5 est limité aux INTENSIFICATEURS D'IMAGE RADIOLOGIQUE et n'interfère pas avec le domaine d'application de la présente norme.

L'EQD est déjà largement utilisée par les fabricants pour décrire les performances de leur DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X. La spécification de l'EQD est également exigée par les organismes de régulation (tels que la Food and Drug Administration (FDA)) pour les procédures d'autorisation. Cependant, il n'existe actuellement aucune norme régissant soit les conditions de mesure, soit les procédures de mesure, ce qui implique que les valeurs provenant de différentes sources peuvent ne pas être comparables.

La présente norme a par conséquent été élaborée afin de spécifier à la fois la procédure de mesure et le format de la déclaration de conformité pour le l'EFFICACITE QUANTIQUE DE DETECTION des DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X.

Dans les calculs d'EQD proposés dans la présente norme, on suppose que la réponse du système est mesurée pour les objets qui atténuent toutes les énergies de manière égale (indépendamment des tâches) [5].

L'existence de cette norme sera avantageuse pour les fabricants, les utilisateurs, les distributeurs et les organismes de régulation. Elle constitue le troisième document d'une série de trois normes connexes:

- Partie 1, destinée à être utilisée en RADIOGRAPHIE, à l'exclusion de la MAMMOGRAPHIE ET DE LA RADIOSCOPIE.
- Partie 1-2, destinée à être utilisée en MAMMOGRAPHIE.
- La présente Partie 1-3, destinée à être utilisée pour les détecteurs utilisés en imagerie dynamique.

¹⁾ Les chiffres entre crochets se rapportent à la bibliographie.

Ces normes peuvent être considérées comme la première partie de la série des normes CEI 62220 décrivant les paramètres pertinents des DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62220-1-3:2008

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX – CARACTÉRISTIQUES DES DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X –

Partie 1-3: Détermination de l'efficacité quantique de détection – DéTECTEURS utilisés en imagerie dynamique

1 Domaine d'application

La présente partie de la CEI 62220 spécifie la méthode de la détermination de l'EFFICACITE QUANTIQUE DE DÉTECTION (EQD) des DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X en fonction du KERMA DANS L'AIR et de la FRÉQUENCE SPATIALE pour les conditions de fonctionnement dans la gamme des applications médicales, suivant les spécifications du FABRICANT. Les utilisateurs prévus de la présente partie de la CEI 62220 sont les fabricants et les laboratoires d'essai bien équipés.

La présente partie 1-3 se limite aux DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X qui sont utilisés pour l'imagerie dynamique telle que, mais pas exclusivement, des systèmes à base de détecteurs plans direct ou indirect.

Il n'est pas recommandé d'utiliser cette partie de la CEI 62220 pour des systèmes basés sur un INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE.

NOTE 1 Cette recommandation négative est fondée sur la chute en basse fréquence, le vignetage et la distorsion géométrique présents dans ces dispositifs qui peuvent mettre des limites sévères à l'applicabilité des méthodes de mesure décrites dans la présente norme.

La présente partie de la CEI 62220 n'est pas applicable:

- aux DISPOSITIFS D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X destinés à être utilisés en mammographie ou en radiographie dentaire;
- à la TOMODENSITOMÉTRIE; et
- aux systèmes comportant un balayage du patient par le champ de rayonnement X.

NOTE 2 Les dispositifs répertoriés ci-dessus sont exclus, puisqu'ils contiennent de nombreux paramètres (par exemple, qualités de faisceau, géométrie, caractéristiques temporelles, etc.), qui diffèrent de ceux qui sont importants pour l'imagerie dynamique. Certaines de ces techniques sont traitées dans des normes distinctes (CEI 62220-1 et CEI 62220-1-2).

2 Références normatives

Les documents référencés ci-après sont indispensables pour l'application de ce document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, c'est l'édition la plus récente du document référencé (y compris tous ses amendements) qui s'applique.

CEI 60336, *Appareils électromédicaux – Gaines équipées pour diagnostic médical – Caractéristiques des foyers*

IEC TR 60788:2004, *Medical electrical equipment – Glossary of defined terms*

CEI 61267:1994²⁾, *Équipement de diagnostic médical à rayonnement X – Conditions de rayonnement pour utilisation dans la détermination des caractéristiques*

ISO 12232:1998, *Photographie – Appareils de prises de vue électroniques – Détermination de la sensibilité ISO*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions donnés dans la CEI 60788 ainsi que les suivants s'appliquent.

3.1

AXE CENTRAL

ligne perpendiculaire au PLAN D'ENTREE passant par le centre du champ d'entrée

[CEI 62220-1:2003, définition 3.1]

3.2

FONCTION DE CONVERSION

pour un DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X, relation entre le niveau de sortie pour une zone de grandes dimensions (DONNÉES ORIGINALES) et le nombre de quanta d'exposition par unité de surface (Q) dans le plan de la SURFACE DU DÉTECTEUR

[CEI 62220-1:2003, définition 3.2]

NOTE 1 Q doit être calculé en multipliant le KERMA DANS L'AIR mesuré, à l'exclusion du rayonnement rétrodiffusé, par la valeur donnée dans la colonne 2 du Tableau 3.

NOTE 2 De nombreux laboratoires d'étalonnage, tels que les instituts nationaux de métrologie, étalonnent des RADIAMÈTRES de manière à mesurer le KERMA DANS L'AIR.

3.3

EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION

$DQE(u,v)$

rapport de deux fonctions du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT (SPB; NPS en anglais), le numérateur étant le SPB du signal d'entrée au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR d'un détecteur numérique de rayonnement X après être passé dans le filtre déterministe constitué par la fonction de transfert du système, et le dénominateur étant le SPB mesuré du signal de sortie (DONNÉES ORIGINALES)

NOTE Au lieu de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION bidimensionnelle, une coupe à travers l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION bidimensionnelle le long d'un axe de FREQUENCE SPATIALE spécifié est souvent publiée.

[CEI 62220-1:2003, définition 3.3]

3.4

SURFACE DU DÉTECTEUR

surface accessible la plus proche du PLAN DU RECEPTEUR D'IMAGE

NOTE Une fois enlevées du FAISCEAU DE RAYONNEMENT toutes les parties protectrices (y compris la GRILLE ANTIDIFFUSANTE et, si applicable, des composants de la COMMANDE AUTOMATIQUE D'EXPOSITION), qui peuvent être retirées du FAISCEAU DE RAYONNEMENT sans dégrader la sécurité ni endommager le détecteur numérique de rayonnement X.

[CEI 62220-1:2003, définition 3.4]

²⁾ Bien qu'une deuxième édition (2005) de la CEI 61267 existe, une référence à la première édition (CEI 61267:1994) est expressément gardée tout au long de la présente norme pour des raisons d'harmonisation avec la série des normes CEI 62220. (Voir 4.3, Note 1.)

3.5

DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X

dispositif se composant d'un détecteur numérique de rayonnement X y compris les couches de protection installées pour utilisation dans la pratique, les circuits électroniques d'amplification et de numérisation, et un ordinateur fournissant les DONNÉES ORIGINALES (DN) de l'image

[CEI 62220-1:2003, définition 3.5]

3.6

MATRICE D'IMAGE

disposition d'éléments de matrice dans un système de coordonnées, cartésien de préférence

[CEI 62220-1:2003, définition 3.6]

3.7

RÉMANENCE

influence d'une image précédente sur l'image courante

[CEI 62220-1:2003, définition 3.7]

3.8

DONNÉES LINÉARISÉES

DONNÉES ORIGINALES auxquelles l'inverse de la FONCTION DE CONVERSION a été appliqué

[CEI 62220-1:2003, définition 3.8]

NOTE Les DONNÉES LINÉARISÉES sont directement proportionnelles au KERMA DANS L'AIR.

3.9

FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION

MTF(u,v)

module de la fonction de transfert optique, généralement complexe, exprimé en fonction des FRÉQUENCES SPATIALES u et v

[CEI 62220-1:2003, définition 3.9]

3.10

BRUIT

fluctuations d'un processus stochastique par rapport à son espérance mathématique

[CEI 62220-1:2003, définition 3.10]

3.11

SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT

NPS

W(u,v)

module de la transformée de Fourier de la fonction d'autocovariance du BRUIT. La puissance de BRUIT, contenue dans un intervalle bidimensionnel de FREQUENCE SPATIALE, en fonction de la fréquence bidimensionnelle

NOTE Dans les ouvrages, le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT est souvent appelé "spectre de Wiener", en hommage au mathématicien Norbert Wiener.

[CEI 62220-1:2003, définition 3.11]

3.12

DONNÉES ORIGINALES

DN

DONNÉES BRUTES auxquelles les corrections permises dans la présente norme ont été appliquées

[CEI 62220-1:2003, définition 3.12]

3.13**FLUENCE DE PHOTON** **Φ**

nombre moyen de photons par unité de surface

[CEI 62220-1:2003, définition 3.13]

3.14**DONNÉES BRUTES**

valeurs de pixel lues directement après l'étage de conversion analogique-numérique du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X ou valeurs en provenance des systèmes de comptage de photons en l'absence de toute correction par logiciel

[CEI 62220-1:2003, définition 3.14]

3.15**FRÉQUENCE SPATIALE** **u ou v**

inverse de la période d'un phénomène spatial périodique. La dimension de la FREQUENCE SPATIALE est l'inverse d'une longueur

[CEI 62220-1:2003, définition 3.15]

4 Exigences**4.1 Conditions de fonctionnement**

Le DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X doit être stocké et utilisé conformément aux recommandations du FABRICANT. Le temps de mise à température doit être choisi conformément aux recommandations du FABRICANT. Les conditions de fonctionnement doivent être les mêmes que celles prévues pour l'utilisation clinique, y compris la durée d'image et doivent être maintenues au cours de l'évaluation, comme exigé pour les essais particuliers décrits ici.

La description des conditions climatiques ambiantes dans la salle où le DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X est mise en fonctionnement doit être fournie avec les résultats.

4.2 EQUIPEMENT À RAYONNEMENT X

Pour tous les essais décrits dans les paragraphes suivants, un GÉNÉRATEUR RADIOLOGIQUE À TENSION CONSTANTE doit être utilisé (CEI 60601-2-7). Le TAUX D'OSCILLATION doit être égal ou inférieur à 4.

La VALEUR NOMINALE DU FOYER (CEI 60336) ne doit pas être supérieure à 1,2.

Pour la mesure du KERMA DANS L'AIR, des RADIAMÈTRES étalonnés doivent être utilisés. L'incertitude (coefficient de couverture 2)[2] de mesure doit être inférieure à 5 %.

NOTE 1 "Incertitude" et "coefficient de couverture" sont des termes définis dans le Guide ISO/IEC pour l'expression de l'incertitude de mesure [2].

NOTE 2 Les RADIAMÈTRES pour lire le KERMA DANS L'AIR sont, par exemple, étalonnés par de nombreux instituts nationaux de métrologie.

4.3 QUALITÉ DE RAYONNEMENT

Les QUALITÉS DE RAYONNEMENT doivent être choisies parmi quatre des QUALITÉS DE RAYONNEMENT spécifiées dans la norme CEI 61267:1994 (voir Tableau 1). Si une seule QUALITÉ DE RAYONNEMENT est utilisée, il convient que la QUALITÉ DE RAYONNEMENT RQA5 soit retenue.

Pour l'application des QUALITÉS DE RAYONNEMENT, se reporter à la norme CEI 61267:1994.

NOTE 1 Bien qu'une édition plus récente de la CEI 61267 soit disponible, la présente norme fait référence à la CEI 61267:1994 pour des raisons de harmonisation avec la série de normes CEI 62220. De plus, les exigences de la CEI 61267:2005 sont sévères pour ce qui concerne la réalisation pratique des QUALITÉS DE RAYONNEMENT. Ces exigences ne sont pas nécessaires pour l'utilisation prévue dans la présente norme.

NOTE 2 Conformément à la CEI 61267:1994, les QUALITÉS DE RAYONNEMENT sont définies par une FILTRATION ADDITIONNELLE fixée et une COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION réalisée avec cette filtration par une adaptation appropriée de la HAUTE TENSION RADIOGÈNE, à partir de la HAUTE TENSION RADIOGÈNE approximative (Tableau 1).

Tableau 1 – QUALITÉ DE RAYONNEMENT (CEI 61267:1994) pour la détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION et des paramètres correspondants

QUALITÉ DE RAYONNEMENT No.	HAUTE TENSION RADIOGÈNE approximative kV	COUCHE DE DEMI-TRANSMISSION (HVL) mm Al	FILTRATION ADDITIONNELLE mm Al
RQA 3	50	4,0	10,0
RQA 5	70	7,1	21,0
RQA 7	90	9,1	30,0
RQA 9	120	11,5	40,0

NOTE 3 La filtration additionnelle est la filtration ajoutée à la filtration inhérente du TUBE RADIOGÈNE.

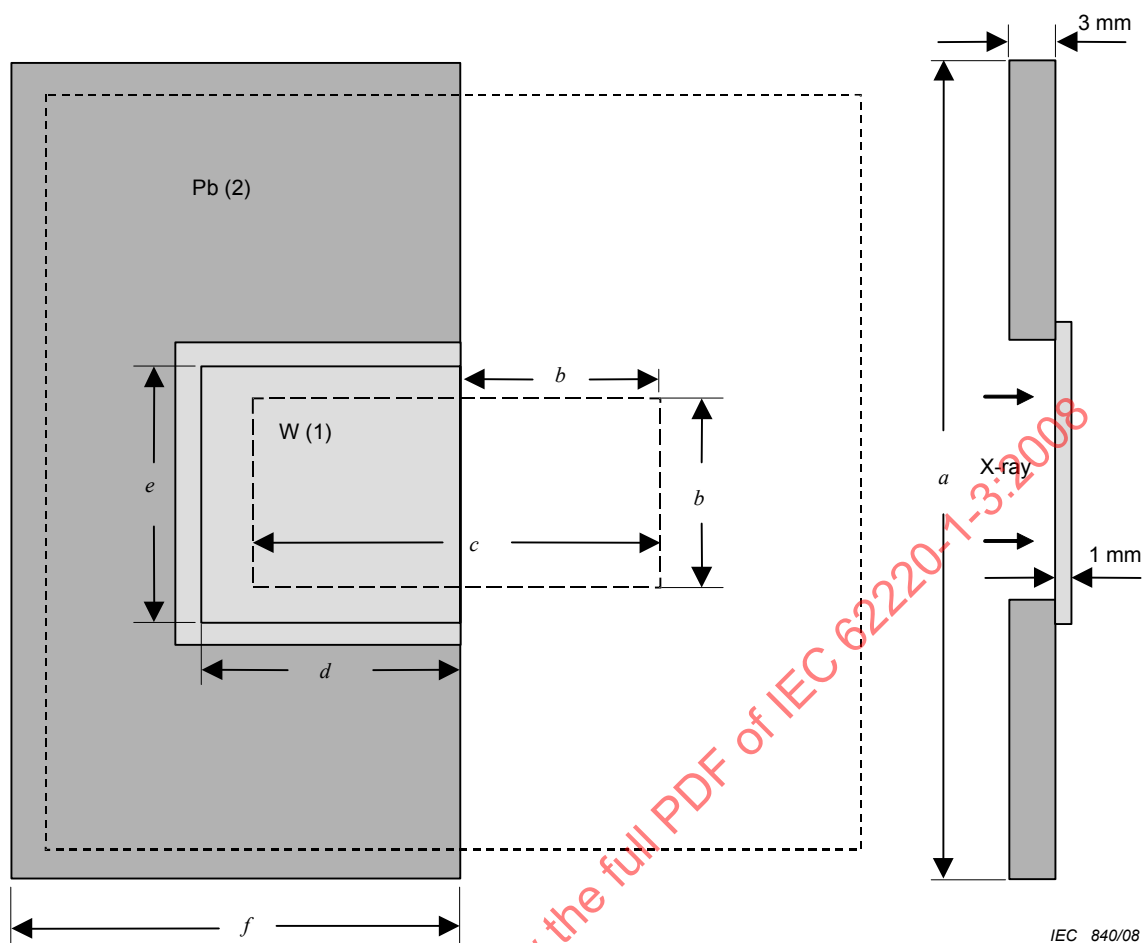
NOTE 4 La capacité des GROUPES RADIOGÈNES à produire des niveaux de KERMA DANS L'AIR faibles peut ne pas être suffisante, en particulier dans le cas de RQA9. Dans ce cas, il est recommandé d'augmenter la distance FOYER-SURFACE DU DÉTECTEUR.

4.4 DISPOSITIF D'ESSAI

Le DISPOSITIF D'ESSAI pour la détermination de la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION doit être constitué d'une plaque de tungstène (pureté supérieure à 90 %), de 1,0 mm d'épaisseur, de 100 mm de long et d'au moins 75 mm de large (voir Figure 1). Une pureté inappropriée du tungstène doit être compensée par une augmentation de l'épaisseur.

La plaque de tungstène est utilisée comme un DISPOSITIF D'ESSAI de réponse à un bord. Par conséquent, le bord qui est utilisé pour l'IRRADIATION de l'essai doit être droit, poli avec soin, et à 90° par rapport au plan de la plaque. Une image radiographique du bord au contact d'un film sans écran ne doit présenter aucune ondulation supérieure à 5 µm.

La plaque de tungstène doit être fixée sur une plaque de plomb de 3 mm d'épaisseur (voir Figure 1). Cette disposition est appropriée pour mesurer la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X dans une direction.



NOTE Le DISPOSITIF D'ESSAI est constitué d'une plaque de tungstène de 1,0 mm d'épaisseur (1) fixée sur une plaque de plomb de 3 mm d'épaisseur (2).

Dimensions de la plaque de plomb: a : 200 mm, d : 70 mm, e : 90 mm, f : 100 mm.

Dimensions de la plaque de tungstène: 100 mm $\times$ 75 mm.

La région d'intérêt (ROI) utilisée pour la détermination de la FTM est définie par $b \times c$, 50 mm $\times$ 100 mm (ligne intérieure en tirets longs).

Le champ irradié sur le détecteur (ligne extérieure en tirets) est d'au moins 160 mm $\times$ 160 mm.

Figure 1 – DISPOSITIF D'ESSAI

4.5 Géométrie

La disposition géométrique du dispositif de mesure doit être conforme à la Figure 2. L'ÉQUIPEMENT A RAYONNEMENT X est utilisé dans cette configuration géométrique de la même façon que lorsqu'il est utilisé pour des applications de diagnostic normales. Il convient que la distance entre le FOYER du TUBE RADIOGÈNE et la SURFACE DU DÉTECTEUR ne soit pas inférieure à 1,50 m. Si, pour des raisons techniques, la distance ne peut pas être supérieure ou égale à 1,50 m, une distance plus petite peut être choisie, mais doit être explicitement déclarée lors du rapport des résultats.

L'AXE DE RÉFÉRENCE doit être aligné avec l'AXE CENTRAL.

Le DISPOSITIF D'ESSAI est placé immédiatement devant la SURFACE DU DÉTECTEUR. Il convient que le centre du bord du DISPOSITIF D'ESSAI soit positionné sur l'AXE DE RÉFÉRENCE du faisceau de rayonnement X. Un décalage par rapport à l'AXE DE RÉFÉRENCE aurait pour conséquence une réduction de la valeur mesurée de la FTM. Il est possible d'identifier la position de L'AXE

DE RÉFÉRENCE en recherchant le maximum de la FTM en fonction de la position du DISPOSITIF D'ESSAI.

Selon la procédure recommandée, le DISPOSITIF D'ESSAI et le champ de rayonnement X sont centrés sur le détecteur. Si cela n'est pas réalisé, il est nécessaire d'indiquer la position du centre du champ de rayonnement X et du DISPOSITIF D'ESSAI.

Dans le montage de la Figure 2, le DIAPHRAGME B1 et le FILTRE ADDITIONNEL doivent être positionnés près du FOYER du TUBE RADIOGÈNE. Il convient que les diaphragmes B2 et B3 soient utilisés, mais ils peuvent être omis, s'il est prouvé que cela ne modifie pas le résultat des mesures. Les DIAPHRAGMES B1 et, si applicable, B2, et le FILTRE ADDITIONNEL, doivent être fixes par rapport à la position du FOYER. Le DIAPHRAGME B3, si applicable, et la SURFACE DU DÉTECTEUR, doivent être fixes l'un par rapport à l'autre à chaque distance du FOYER. Le DIAPHRAGME carré B3, si applicable, doit être à 120 mm de la SURFACE DU DÉTECTEUR et doit être de dimension suffisante pour couvrir un champ au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR d'au moins 160 mm × 160 mm. La FENÊTRE du DIAPHRAGME B2 peut être ajustée, de telle sorte que le faisceau reste fortement collimaté, dans la mesure où la distance est modifiée. Le champ irradié au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR doit être d'au moins 160 mm × 160 mm.

Les propriétés d'atténuation des DIAPHRAGMES doivent être telles que le rayonnement qu'ils laissent passer en direction des zones protégées ne contribue pas aux résultats des mesures. L'OUVERTURE du DIAPHRAGME B1 doit être suffisamment grande pour que la PÉNOMBRE du FAISCEAU DE RAYONNEMENT se trouve à l'extérieur du volume sensible du détecteur de référence R1 et de l'OUVERTURE du DIAPHRAGME B2, si applicable.

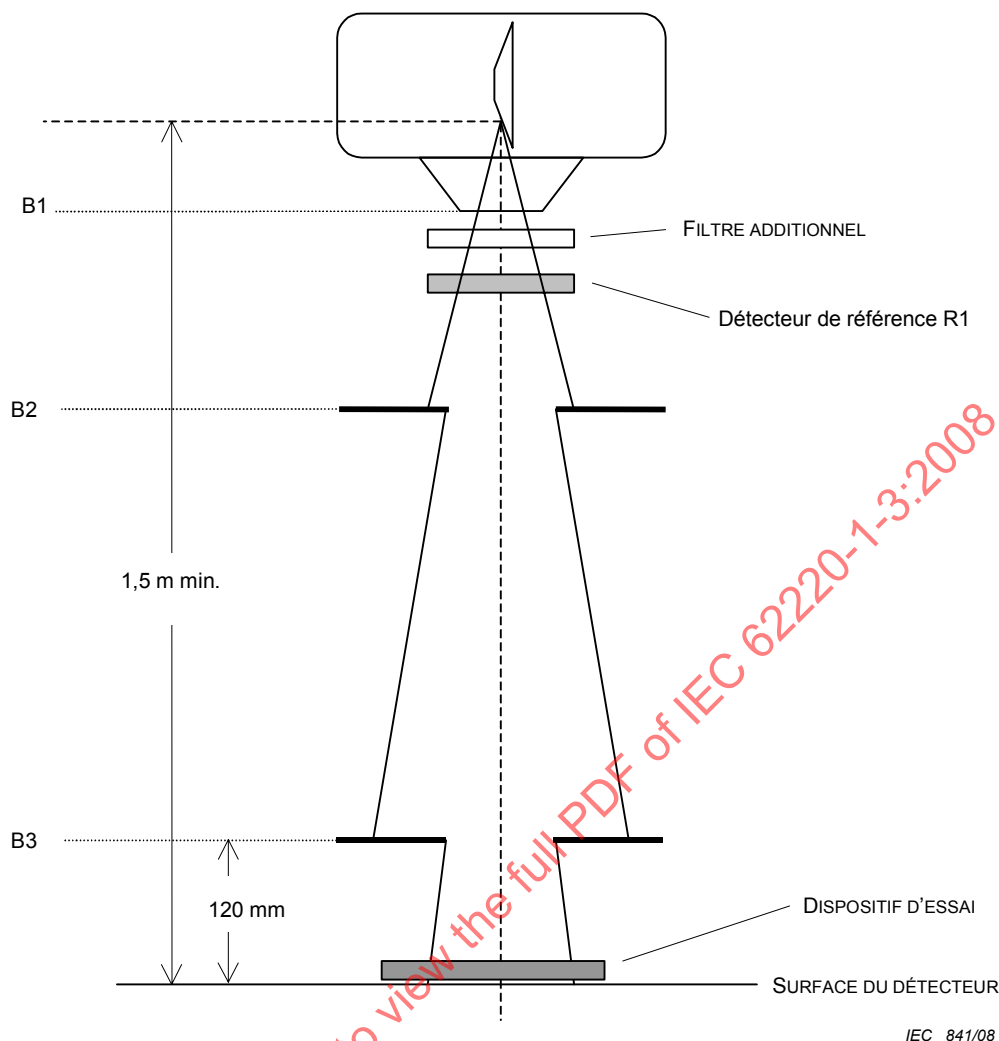
Il convient qu'un détecteur de référence soit utilisé pour assurer la précision du GROUPE RADIOGÈNE. Le détecteur de référence R1 peut se trouver à l'intérieur du faisceau qui irradie la SURFACE DU DÉTECTEUR, s'il est suffisamment transparent et ne présente pas de structure; autrement, il doit être placé à l'extérieur de cette portion du faisceau qui passe par l'ouverture B3. La précision (écart type 1σ) du détecteur de référence doit être supérieure à 2 %. La relation entre les valeurs lues sur le détecteur de référence et le KERMA DANS L'AIR à la SURFACE DU DÉTECTEUR doit être étalonnée pour chaque QUALITÉ DE RAYONNEMENT utilisée (voir également 4.6.2). Afin de minimiser les effets du rayonnement rétrodiffusé provenant de couches situées derrière le détecteur, il convient qu'une distance minimale de 500 mm entre le détecteur de référence et d'autres objets soit respectée.

NOTE L'étalonnage du détecteur de surveillance peut être sensible au positionnement du FILTRE ADDITIONNEL et au réglage des obturateurs incorporés à la SOURCE RADIOGÈNE. Par conséquent, il convient que ces éléments ne soient pas modifiés sans procéder à un nouvel étalonnage du détecteur de référence.

Cette géométrie est utilisée soit pour irradier uniformément la SURFACE DU DÉTECTEUR en vue de la détermination de la FONCTION DE CONVERSION et du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT, soit pour irradier la SURFACE DU DÉTECTEUR derrière un DISPOSITIF D'ESSAI (voir 4.6.6). Pour toutes les mesures, on doit irradier la même zone de la SURFACE DU DÉTECTEUR. On doit noter la position du centre de cette zone, par rapport soit au centre, soit au bord du détecteur numérique de rayonnement X.

Toutes les mesures doivent être effectuées à l'aide de la même géométrie.

Pour la détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et de la FONCTION DE CONVERSION, le DISPOSITIF D'ESSAI doit être retiré du faisceau.



IEC 841/08

NOTE Le DISPOSITIF D'ESSAI n'est pas utilisé pour la mesure de la FONCTION DE CONVERSION et du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT.

Figure 2 – Géométrie pour l'exposition du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X, afin de déterminer la FONCTION DE CONVERSION, le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION derrière le DISPOSITIF D'ESSAI

4.6 Conditions d'IRRADIATION

4.6.1 Conditions générales

L'étalonnage du détecteur numérique de rayonnement X doit être réalisé avant tout essai, c'est-à-dire que toutes les opérations nécessaires pour les corrections conformément à l'Article 5 doivent être effectuées. Toute la série de mesures doit être effectuée sans procéder à un nouvel étalonnage. Les étalonnages de décalage sont exclus de cette exigence. Ils peuvent être réalisés comme en utilisation clinique normale.

Le niveau de KERMA DANS L'AIR choisi doit être celui correspondant à l'utilisation prévue pour le détecteur numérique de rayonnement X dans la pratique clinique. Ce niveau est appelé le niveau "normal". Au moins deux niveaux KERMA DANS L'AIR supplémentaires doivent être choisis, l'un égal à 3,2 fois le niveau normal, et l'autre à 1/3,2 le niveau normal. Aucune modification des réglages du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X (tels que le gain, etc.) ne doit être autorisée lors de la modification des niveaux de KERMA DANS L'AIR dans un Mode d'Imagerie.

NOTE 1 Un facteur de trois dans le KERMA DANS L'AIR au-dessus et en dessous du niveau "normal" correspond approximativement aux parties claires et sombres à l'intérieur d'une image de rayonnement clinique.

En fonction de l'utilisation clinique prévue du détecteur numérique de rayonnement X, au moins un des Modes d'Imagerie suivants avec leurs niveaux "normaux" correspondants doit être choisi:

Mode d'Imagerie1, Fluoroscopie	niveau "normal" 20 nGy ± 10 %
Mode d'Imagerie2, Imagerie cardiaque	niveau "normal" 200 nGy ± 10 %
Mode d'Imagerie3, Expositions en série	niveau "normal" 2 000 nGy ± 10 %

Pour chaque Mode d'Imagerie, les réglages du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X doivent être maintenus constants. Lorsqu'un autre Mode d'Imagerie est sélectionné, d'autres réglages du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X peuvent être choisis et doivent être maintenus constants pendant le fonctionnement dans ce Mode d'Imagerie. Des niveaux "normaux" supplémentaires peuvent être choisis.

La variation du KERMA DANS L'AIR doit être obtenue en faisant varier le COURANT DANS LE TUBE RADIOGÈNE ou le TEMPS D'IRRADIATION, ou les deux. Le TEMPS D'IRRADIATION doit être similaire aux conditions utilisées pour l'application clinique du détecteur numérique de rayonnement X.

Les conditions d'IRRADIATION doivent être rapportées, avec les résultats correspondants (voir Article 7).

La QUALITÉ DE RAYONNEMENT doit être assurée lorsque l'on fait varier le COURANT DANS LE TUBE RADIOGÈNE ou le TEMPS D'IRRADIATION; elle doit être vérifiée pour le niveau de KERMA DANS L'AIR le plus faible.

4.6.2 Mesure du KERMA DANS L'AIR

Le KERMA DANS L'AIR à la SURFACE DU DÉTECTEUR est mesuré avec un RADIAMÈTRE approprié. A cet effet, le détecteur numérique de rayonnement X est retiré du faisceau et le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT du RADIAMÈTRE est placé derrière l'OUVERTURE B3, dans le plan de la SURFACE DU DÉTECTEUR. Il faut veiller à minimiser le RAYONNEMENT RÉTRODIFFUSÉ. La corrélation entre les valeurs lues sur le RADIAMÈTRE et le détecteur de référence, s'il est utilisé, doit être notée, puis utilisée pour le calcul du KERMA DANS L'AIR au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR quand on irradie la SURFACE DU DÉTECTEUR pour déterminer la FONCTION DE CONVERSION, le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION. Dans la présente norme, un grand nombre d'images doit être exposé. Il est, de ce fait, recommandé de mesurer le KERMA DANS L'AIR accumulé, y compris les images de stabilisation (voir le 4.6.5) et de diviser cette valeur par le nombre d'images exposées.

NOTE 1 Afin de réduire le RAYONNEMENT RÉTRODIFFUSÉ, un écran de plomb de 4 mm d'épaisseur peut être placé à 450 mm derrière le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT. Il a été prouvé par des expériences que, dans ces conditions, le RAYONNEMENT RÉTRODIFFUSÉ n'est pas supérieur à 0,5 %. Si l'écran de plomb est situé à une distance de 250 mm, le RAYONNEMENT RÉTRODIFFUSÉ n'est pas supérieur à 2,5 %.

S'il n'est pas possible de retirer le détecteur numérique de rayonnement X du faisceau, le KERMA DANS L'AIR au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR peut être calculé en utilisant la loi de l'inverse du carré de la distance. A cet effet, le KERMA DANS L'AIR est mesuré à plusieurs distances du FOYER, entre celui-ci et la SURFACE DU DÉTECTEUR. Pour cette mesure, le rayonnement, rétrodiffusé par la SURFACE DU DÉTECTEUR, doit être évité. Par conséquent, une distance minimale de 450 mm entre la SURFACE DU DÉTECTEUR et le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT est recommandée.

Si un détecteur de référence est utilisé, la valeur de la fonction suivante doit être tracée en fonction de la distance d entre le FOYER et le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT:

$$f(d) = \sqrt{\frac{\text{lecture détecteur de référence}}{\text{lecture détecteur de rayonnement}}}$$

En extrapolant cette courbe approximativement linéaire jusqu'à la distance entre le FOYER et la SURFACE DU DÉTECTEUR, r_{SID} , le rapport des valeurs à r_{SID} peut être obtenu et le KERMA DANS L'AIR au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR pour toute valeur du détecteur de référence peut être calculé.

Si aucun détecteur de référence n'est utilisé, la racine carrée de la valeur inverse du RADIAMÈTRE est tracée en fonction de la distance entre le FOYER et le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT. L'extrapolation, etc., est réalisée comme dans le paragraphe précédent.

NOTE 2 Afin de réduire le RAYONNEMENT RÉTRODIFFUSÉ, un écran de protection en plomb de 4 mm d'épaisseur peut être placé devant la SURFACE DU DÉTECTEUR.

4.6.3 RÉMANENCES

Les RÉMANENCES influencent la mesure du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT. Ils influencent, par conséquent, la mesure de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION.

Comme les RÉMANENCES sont intrinsèquement présentes au cours de l'utilisation clinique normale, le détecteur numérique de rayonnement X doit être mis en fonctionnement en utilisation clinique normale. Les RÉMANENCES sont déterminées séparément et le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT estimé sera corrigé pour ces effets produisant le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT corrigé par la RÉMANENCE. Aucune acquisition d'image séparée n'est nécessaire pour la mesure de la RÉMANENCE, elle sera combinée avec les acquisitions d'image nécessaires pour la détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT. Pour plus d'informations générales et de base, voir [11, 12 et 13].

4.6.4 IRRADIATION pour obtenir la FONCTION DE CONVERSION

Les réglages du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X doivent être les mêmes que ceux utilisés lors de l'exposition du DISPOSITIF D'ESSAI. L'IRRADIATION doit être réalisée en utilisant la disposition géométrique de la Figure 2, mais sans aucun DISPOSITIF D'ESSAI dans le faisceau. Le KERMA DANS L'AIR est mesuré conformément à 4.6.2. La FONCTION DE CONVERSION doit être déterminée depuis niveau de KERMA DANS L'AIR zéro et jusqu'à quatre fois le niveau de KERMA DANS L'AIR normal.

La FONCTION DE CONVERSION pour le niveau de KERMA DANS L'AIR zéro doit être déterminée à partir d'une image sombre réalisée dans les mêmes conditions qu'une image radiologique. Le niveau de KERMA DANS L'AIR minimal aux rayons X ne doit pas être supérieur à un cinquième du niveau de KERMA DANS L'AIR normal.

En fonction de la forme de la FONCTION DE CONVERSION, le nombre d'expositions différentes varie; si seule la linéarité de la FONCTION DE CONVERSION doit être vérifiée, cinq expositions, distribuées uniformément dans la gamme désirée, sont suffisantes. Si la FONCTION DE CONVERSION complète doit être déterminée, on doit faire varier le KERMA DANS L'AIR de telle sorte que les incréments maximaux du logarithme (en base 10) de KERMA DANS L'AIR ne soient pas supérieurs à 0,1. La QUALITÉ DE RAYONNEMENT pour tous les niveaux de KERMA DANS L'AIR doit être assurée et doit être vérifiée pour le niveau de KERMA DANS L'AIR le plus faible. En cas d'écarts par rapport à cette exigence, la distance FOYER-SURFACE DU DÉTECTEUR peut être augmentée.

4.6.5 IRRADIATION pour la détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et des RÉMANENCES

Les réglages du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X doivent être les mêmes que ceux utilisés lors de l'exposition du DISPOSITIF D'ESSAI. L'IRRADIATION doit être réalisée en utilisant la disposition géométrique de la Figure 2, mais sans aucun DISPOSITIF D'ESSAI dans le faisceau. Le KERMA DANS L'AIR est mesuré conformément à 4.6.2.

Une zone carrée d'environ 125 mm × 125 mm située au centre derrière le DIAPHRAGME carré de 160 mm est utilisée pour l'évaluation d'une estimation du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT à utiliser ultérieurement pour calculer la EQD.

A cet effet, l'ensemble de données d'entrée doit se composer d'au moins N_{IM} images consécutives non-exposées et de N_{IM} images consécutives exposées dont chacune comporte au moins 256 PIXELS dans chaque direction spatiale dans la zone utilisée pour l'évaluation du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT. Toutes les images individuelles doivent être prises à la même QUALITÉ DE RAYONNEMENT et au même KERMA DANS L'AIR La séquence d'acquisition d'image est illustrée à la Figure 3.

N_{IM} est défini comme le nombre d'images. Il doit être au moins égal à 64 et doit toujours être une puissance de 2.

Pour éviter les effets transitoires, les images tant exposées que non exposées sont précédées par des images additionnelles qui ne sont stockées pas en vue d'une analyse ultérieure. Le nombre de trames sautées dépend de la quantité de RÉMANENCE que présente le détecteur numérique de rayonnement X. Pour information, il convient que la valeur moyenne de PIXEL de la première trame valable stockée de la séquence stockée de N_{IM} images ne dévie pas de plus de 2 % de la valeur moyenne de la séquence stockée complète de N_{IM} images.

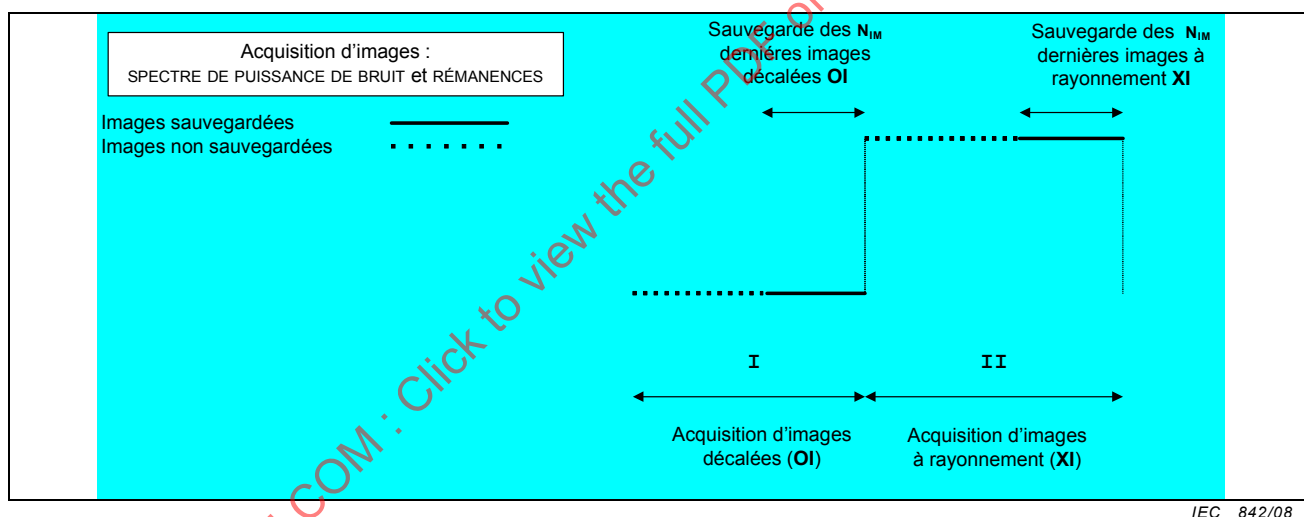


Figure 3 – Séquence d'acquisition d'image pour déterminer le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et les RÉMANENCES

NOTE Le nombre minimal d'images stockées est déterminé par deux exigences:

- Pour déterminer les rémanences avec une précision supérieure à 5 % le nombre d'images N_{IM} doit être suffisamment élevé pour obtenir la résolution en fréquence nécessaire. Le remplissage de zéros doit être évité pour la transformée de Fourier. Ainsi, si la TFR est utilisée, N doit être une puissance de 2, 64 images sont suffisantes pour satisfaire à cette exigence.
- Le nombre minimal de PIXELS d'image indépendants exigés est déterminé par la précision requise qui définit le nombre minimal de ROIs. Pour une précision du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT bidimensionnel de 5 %, un minimum de 960 ROIs (se chevauchant) sont nécessaires, ce qui signifie 16 millions de pixels image indépendants pour la dimension donnée de la ROI. Le processus de moyennage et de regroupement appliqué après pour obtenir une coupe unidimensionnelle réduit le nombre minimal de PIXELS 'image indépendants exigés à quatre millions, en tout en assurant toujours la précision nécessaire. 64 images sont suffisantes pour remplir cette exigence.

Aucune modification du réglage du système n'est autorisée lorsque l'on réalise les IRRADIATIONS.

Les images pour la détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT et de RÉMANENCES doivent être prises à trois niveaux de KERMA DANS L'AIR (voir 4.6.1) pour chaque Mode d'Imagerie: le niveau normal, et deux autres niveaux, différant d'un facteur de 3,2 du niveau normal. Voir aussi le Tableau 2 de 4.6.7.

4.6.6 IRRADIATION avec le DISPOSITIF D'ESSAI situé dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT

L'IRRADIATION doit être réalisée en utilisant la géométrie de la Figure 2. Le DISPOSITIF D'ESSAI est placé directement sur la SURFACE DU DÉTECTEUR. Le DISPOSITIF D'ESSAI est positionné de telle sorte que le bord soit incliné d'un angle α par rapport à l'axe des colonnes de PIXEL ou des lignes de PIXEL, où α est compris entre 1,5° et 3°.

NOTE 1 La méthode d'inclinaison du DISPOSITIF D'ESSAI par rapport aux lignes ou aux colonnes de la MATRICE IMAGE est courante dans d'autres normes (ISO 15529 et ISO 12233) et mentionnée dans de nombreuses publications lorsque la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION de pré-échantillonnage doit être déterminée.

Le DISPOSITIF D'ESSAI doit être réglé de telle sorte qu'il soit perpendiculaire à l'AXE DE RÉFÉRENCE du FAISCEAU DE RAYONNEMENT et que le bord du DISPOSITIF D'ESSAI soit aligné aussi près que possible de l'AXE DE RÉFÉRENCE du FAISCEAU DE RAYONNEMENT.

NOTE 2 Des écarts par rapport à ce montage idéal entraîneront une FTM mesurée plus faible.

Deux IRRADIATIONS doivent être réalisées avec le DISPOSITIF D'ESSAI dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT, l'une avec le DISPOSITIF D'ESSAI orienté approximativement le long des colonnes, l'autre avec le DISPOSITIF D'ESSAI orienté approximativement le long des lignes de la MATRICE IMAGE. Les positions des autres composantes ne doivent pas être modifiées. Pour la nouvelle position, un nouveau réglage du DISPOSITIF D'ESSAI doit être effectué.

Les images pour la détermination de la FTM doivent être prises à un des trois niveaux de KERMA DANS L'AIR (voir 4.6.1) pour un mode d'imagerie choisi mais la FTM doit être déterminée séparément pour chaque mode d'imagerie.

Il est recommandé, spécialement pour des images acquises à des niveaux inférieurs de KERMA DANS L'AIR, de moyenner un nombre suffisant d'images. La valeur de FTM déterminée à la fréquence de Nyquist ne doit pas varier de plus de 5 % si les mesures sont répétées.

4.6.7 Vue d'ensemble de toutes les IRRADIATIONS nécessaires

Le Tableau 2 donne une vue d'ensemble sur toutes les IRRADIATIONS nécessaires. Une tolérance de ± 10 % s'applique à tous les niveaux spécifiés de KERMA DANS L'AIR.

Tableau 2 – IRRADIATIONS nécessaires

	Mode d'Imagerie1	Mode d'Imagerie2	Mode d'Imagerie3
Paragraphe 4.3 Conditions	RQA 20 nGy Réglages 1 du Système	RQA 200 nGy Réglages 2 du Système	RQA 2 000 nGy Réglages 3 du Système
Paragraphe 4.6.4 Fonction de conversion	0..80 nGy	0..800 nGy	0..8 000 nGy
Paragraphe 4.6.5 Sectre de puissance de bruit + rémanence	6 nGy 20 nGy et 64 nGy	60nGy 200nGy et 640 nGy	600 nGy 2 000 nGy et 6 400 nGy
Paragraphe 4.6.6 Fonction de transfert de modulation (H/V)	Soit 6, 20 ou 640 nGy	Soit 60, 200 ou 640 nGy	Soit 600, 2 000 ou 640 nGy

5 Corrections des DONNÉES BRUTES

Les corrections suivantes, linéaires et indépendantes de l'image, des DONNÉES BRUTES sont autorisées avant le traitement des données pour la détermination de la FONCTION DE CONVERSION, du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT, et de la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION.

Toutes les corrections suivantes, si nécessaire, doivent être faites comme en utilisation clinique normale:

- le remplacement des DONNÉES BRUTES de pixels mauvais ou défectueux par des données appropriées ;
- une correction de surface plane comprenant
 - la correction de la non-uniformité du CHAMP DE RAYONNEMENT;
 - la correction du décalage des pixels individuels; et
 - la correction du gain pour les pixels individuels;
- une correction de la distorsion géométrique.

NOTE 1 Certains détecteurs exécutent un traitement d'image linéaire, en raison de leur concept physique. Tant que ce traitement d'image est linéaire et indépendant de l'image, ces opérations sont autorisées.

NOTE 2 La correction d'image est considérée comme indépendante de l'image, si la même correction est appliquée à toutes les images indépendantes du contenu de l'image.

6 Détermination de l'EFFICACITÉ QUANTIQUE DE DÉTECTION

6.1 Définition et formule de $DQE(u,v)$

L'équation pour la détermination de l'EFFICACITE QUANTIQUE DE DÉTECTION $DQE(u,v)$ relative à la fréquence est:

$$DQE(u,v) = G^2 MTF^2(u,v) \frac{W_{in}(u,v)}{W_{out}(u,v)} \quad (1)$$

Cette équation est dérivée du Handbook of Medical Imaging Vol.1 équation 2.153 [4],

Dans la présente norme, le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT au niveau de la sortie $W_{\text{out}}(u, v)$ doit être corrigé pour les RÉMANENCES résultant en $W_{\text{outcorrected}}(u, v)$ (conformément au 6.3.2). Le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT à la sortie $W_{\text{outcorrected}}(u, v)$ et la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION $MTF(u, v)$ du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X doivent être calculés sur les DONNÉES LINÉARISÉES. Les DONNÉES LINÉARISÉES sont calculées en appliquant la FONCTION DE CONVERSION inverse aux DONNÉES ORIGINALES (conformément au 6.3.1) et sont exprimées en nombre de quanta d'exposition par unité de surface. Le gain G du détecteur à la FREQUENCE SPATIALE zéro (équation (1)) fait partie de la fonction de conversion et il n'est pas nécessaire qu'il soit déterminé séparément.

Dès lors, l'équation de travail pour la détermination de l'EFFICACITE QUANTIQUE DE DÉTECTION $DQE(u, v)$ relative à la fréquence, conformément à la présente norme est:

$$DQE(u, v) = MTF^2(u, v) \frac{W_{\text{in}}(u, v)}{W_{\text{outcorrected}}(u, v)} \quad (2)$$

où

$MTF(u, v)$ est la FONCTION DE TRANSFERT DE MODULATION de pré-échantillonnage du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X, déterminée conformément au paragraphe 6.3.3;

$W_{\text{in}}(u, v)$ est le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT du champ de rayonnement au niveau de la SURFACE DU DÉTECTEUR, déterminé conformément au paragraphe 6.2;

$W_{\text{outcorrected}}(u, v)$ est le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT au niveau de la sortie du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X, corrigé pour les RÉMANENCES déterminées conformément au paragraphe 6.3.2.

6.2 Paramètres à utiliser pour l'évaluation

Pour la détermination de l'EFFICACITE QUANTIQUE DE DÉTECTION, la valeur du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT d'entrée $W_{\text{in}}(u, v)$ doit être calculée:

$$W_{\text{in}}(u, v) = K_a \cdot SNR_{\text{in}}^2 \quad (3)$$

où

K_a est le KERMA DANS L'AIR mesuré, unité: μGy ;

SNR_{in}^2 est le rapport signal sur BRUIT au carré, par KERMA DANS L'AIR, unité: $1/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$, comme donné dans la colonne 2 du Tableau 3.

Les valeurs pour SNR_{in}^2 dans le Tableau 3 doivent s'appliquer pour la présente norme.

Tableau 3 – Paramètres obligatoires en vue de l'application de la présente norme

No. de QUALITÉ DE RAYONNEMENT	SNR_{in}^2 $1/(\text{mm}^2 \cdot \mu\text{Gy})$
RQA 3	21759
RQA 5	30174
RQA 7	32362
RQA 9	31077

Des informations de base sur le calcul de SNR_{in}^2 sont données en Annexe B.

6.3 Détermination de différents paramètres à partir des images

6.3.1 Linéarisation des données

Les DONNÉES LINÉARISÉES sont calculées en appliquant l'inverse de la FONCTION DE CONVERSION aux DONNÉES ORIGINALES sur une base de PIXEL individuel. Comme la FONCTION DE CONVERSION représente le niveau de sortie (DONNÉES ORIGINALES) en fonction du nombre de quanta d'exposition par unité de surface, les unités des DONNÉES LINÉARISÉES sont exprimées en quanta d'exposition par unité de surface.

NOTE En cas de FONCTION DE CONVERSION linéaire, ce calcul se réduit à la multiplication par un facteur de conversion.

La FONCTION DE CONVERSION est déterminée à partir des images produites conformément à 4.6.4.

Le résultat est calculé en faisant la moyenne 100×100 pixels de ces DONNÉES ORIGINALES au centre de la zone exposée. Les valeurs de PIXEL doivent être les DONNÉES ORIGINALES, ce qui signifie que ce sont les valeurs des DONNÉES BRUTES corrigées uniquement, comme permis à l'article 5. Ce résultat est reporté par rapport au signal d'entrée et représente le nombre de quanta d'exposition par unité de surface Q calculé en multipliant le KERMA DANS L'AIR par la valeur donnée dans la colonne 2 du Tableau 3 (voir 6.2).

Les points de données expérimentaux doivent être reliés par une fonction modèle. Si la FONCTION DE CONVERSION est supposée être linéaire (seulement 5 expositions réalisées conformément à 4.6.4), seule une fonction linéaire doit être tracée. Le résultat doit remplir les exigences suivantes:

- $R^2 \text{ final} \geq 0,99$ (R^2 étant le coefficient de corrélation); et
- aucun point de données expérimental individuel ne dévie de son résultat correspondant de plus de 2 %.

6.3.2 SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT (SPB) corrigé par les RÉMANENCES

6.3.2.1 Détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT (SPB)

Le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT au niveau de la sortie du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X doit être déterminé à partir des images produites conformément à 4.6.5 donnant lieu à deux SPECTRES DE PUISSANCE DE BRUIT.

$W_{\text{out}}(u,v)_{\text{dark}}$ SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT au niveau de la sortie du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X déterminé à partir des N_{IM} images sombres;

$W_{\text{out}}(u,v)_{\text{exp}}$ SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT au niveau de la sortie du DISPOSITIF D'IMAGERIE NUMÉRIQUE À RAYONNEMENT X déterminé à partir des N_{IM} images exposées;

La partie de la zone du détecteur numérique de rayonnement X utilisé pour l'analyse du SPB doit être divisée en zones carrées, appelées ROIs. Chaque ROI pour calculer un échantillon individuel pour le SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT doit avoir des dimensions de 256×256 PIXELS. Ces surfaces doivent se chevaucher de 128 PIXELS horizontalement et verticalement (voir Figure 4). Considérons que la première zone est celle située dans le bord gauche supérieur de la région totale analysée. La suivante est produite en déplaçant la zone rectangulaire de 128 PIXELS horizontalement du côté droit, générant une seconde zone, qui se chevauche à moitié avec la première. La suivante est définie en déplaçant à nouveau la seconde de 128 PIXELS. Cela est répété jusqu'à la fin de la première "bande" horizontale. En recommençant au niveau du côté gauche de l'image, et en se décalant simultanément de 128 PIXELS verticalement, une seconde "bande" horizontale est produite. Le mouvement dans le sens vertical produit d'autres bandes, jusqu'à ce que la surface totale d'environ $125 \text{ mm} \times 125 \text{ mm}$ soit recouverte par les ROIs.

La suppression de la tendance peut être réalisée en appliquant un polynôme du deuxième ordre bidimensionnel aux DONNÉES LINÉARISÉES de chaque image complète utilisée pour calculer les spectres et soustraire cette fonction ($S(x_i, y_j)$, voir équation (4)) des DONNÉES LINÉARISÉES. Sans appliquer aucun fenêtrage, la transformée de Fourier bidimensionnelle est calculée pour chaque ROI.

La transformée de Fourier bidimensionnelle est appliquée en utilisant l'équation (4). En commençant avec l'équation 3,44 donnée dans le Handbook of Medical Imaging Vol.1 [4], l'équation de travail pour la détermination du SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT conformément à la présente norme est:

$$W_{\text{out}}(u_n, v_k) = \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot 256 \cdot 256} \sum_{m=1}^M \left| \sum_{i=1}^{256} \sum_{j=1}^{256} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \quad (4)$$

où

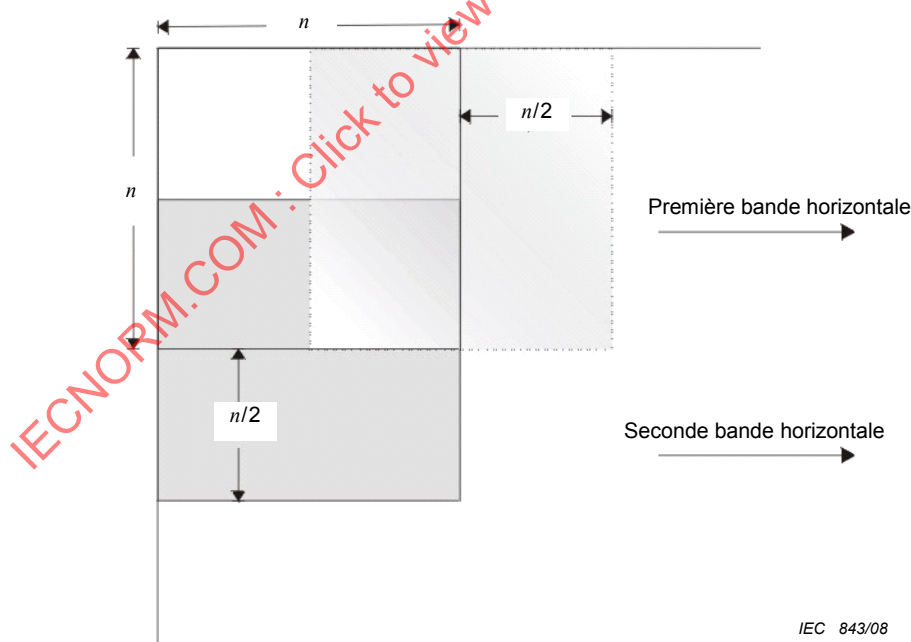
$\Delta x \Delta y$ est le produit de l'espacement des pixels respectivement horizontalement et verticalement;

M est le nombre de ROIs;

$I(x_i, y_j)$ sont les DONNÉES LINÉARISÉES;

$S(x_i, y_j)$ est le polynôme bidimensionnel d'approximation optionnel

Un SPECTRE DE PUISSANCE DE BRUIT bidimensionnel moyen est obtenu en faisant la moyenne des échantillons de tous les spectres mesurés pour ce niveau de KERMA DANS L'AIR.



IEC 843/08

NOTE La taille des ROIs doit être $n = 256$.

Figure 4 – Disposition géométrique des ROIs

6.3.2.2 Détermination du facteur de correction de la RÉMANENCE

Une description sommaire de la détermination du facteur de correction de la RÉMANENCE est fournie ci-dessous. Pour des informations détaillées, se reporter à l'annexe A et à [12].