

RAPPORT TECHNIQUE TECHNICAL REPORT

**CEI
IEC
977**

Première édition
First edition
1989-10

Appareils électromédicaux

Accélérateurs médicaux d'électrons dans
la gamme de 1 MeV à 50 MeV –
Directives pour les mesures des
caractéristiques fonctionnelles

Medical electrical equipment

Medical electron accelerators in the
range 1 MeV to 50 MeV –
Guidelines for functional performance
characteristics



Numéro de référence
Reference number
CEI/IEC 977: 1989

Validité de la présente publication

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

Des renseignements relatifs à la date de reconfirmation de la publication sont disponibles auprès du Bureau Central de la CEI.

Les renseignements relatifs à ces révisions, à l'établissement des éditions révisées et aux amendements peuvent être obtenus auprès des Comités nationaux de la CEI et dans les documents ci-dessous:

- **Bulletin de la CEI**
- **Annuaire de la CEI**
Publié annuellement
- **Catalogue des publications de la CEI**
Publié annuellement et mis à jour régulièrement

Terminologie

En ce qui concerne la terminologie générale, le lecteur se reportera à la CEI 50: *Vocabulaire Electrotechnique International* (VEI), qui se présente sous forme de chapitres séparés traitant chacun d'un sujet défini. Des détails complets sur le VEI peuvent être obtenus sur demande. Voir également le dictionnaire multilingue de la CEI.

Les termes et définitions figurant dans la présente publication ont été soit tirés du VEI, soit spécifiquement approuvés aux fins de cette publication.

Symboles graphiques et littéraux

Pour les symboles graphiques, les symboles littéraux et les signes d'usage général approuvés par la CEI, le lecteur consultera:

- la CEI 27: *Symboles littéraux à utiliser en électro-technique;*
- la CEI 417: *Symboles graphiques utilisables sur le matériel. Index, relevé et compilation des feuilles individuelles;*
- la CEI 617: *Symboles graphiques pour schémas;*

et pour les appareils électromédicaux,

- la CEI 878: *Symboles graphiques pour équipements électriques en pratique médicale.*

Les symboles et signes contenus dans la présente publication ont été soit tirés de la CEI 27, de la CEI 417, de la CEI 617 et/ou de la CEI 878, soit spécifiquement approuvés aux fins de cette publication.

Publications de la CEI établies par le même comité d'études

L'attention du lecteur est attirée sur les listes figurant à la fin de cette publication, qui énumèrent les publications de la CEI préparées par le comité d'études qui a établi la présente publication.

Validity of this publication

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

Information relating to the date of the reconfirmation of the publication is available from the IEC Central Office.

Information on the revision work, the issue of revised editions and amendments may be obtained from IEC National Committees and from the following IEC sources:

- **IEC Bulletin**
- **IEC Yearbook**
Published yearly
- **Catalogue of IEC publications**
Published yearly with regular updates

Terminology

For general terminology, readers are referred to IEC 50: *International Electrotechnical Vocabulary* (IEV), which is issued in the form of separate chapters each dealing with a specific field. Full details of the IEV will be supplied on request. See also the IEC Multilingual Dictionary.

The terms and definitions contained in the present publication have either been taken from the IEV or have been specifically approved for the purpose of this publication.

Graphical and letter symbols

For graphical symbols, and letter symbols and signs approved by the IEC for general use, readers are referred to publications:

- IEC 27: *Letter symbols to be used in electrical technology;*
- IEC 417: *Graphical symbols for use on equipment. Index, survey and compilation of the single sheets;*
- IEC 617: *Graphical symbols for diagrams;*

and for medical electrical equipment,

- IEC 878: *Graphical symbols for electromedical equipment in medical practice.*

The symbols and signs contained in the present publication have either been taken from IEC 27, IEC 417, IEC 617 and/or IEC 878, or have been specifically approved for the purpose of this publication.

IEC publications prepared by the same technical committee

The attention of readers is drawn to the end pages of this publication which list the IEC publications issued by the technical committee which has prepared the present publication.

RAPPORT TECHNIQUE TECHNICAL REPORT

**CEI
IEC
977**

Première édition
First edition
1989-10

Appareils électromédicaux

Accélérateurs médicaux d'électrons dans
la gamme de 1 MeV à 50 MeV –
Directives pour les mesures des
caractéristiques fonctionnelles

Medical electrical equipment

Medical electron accelerators in the
range 1 MeV to 50 MeV –
Guidelines for functional performance
characteristics

© CEI 1989 Droits de reproduction réservés — Copyright - all rights reserved

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

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

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



Commission Electrotechnique Internationale
International Electrotechnical Commission
Международная Электротехническая Комиссия

CODE PRIX
PRICE CODE

XA

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

SOMMAIRE

	Pages
PRÉAMBULE	4
PRÉFACE	4

SECTION UN — INTRODUCTION

SECTION DEUX — GÉNÉRALITÉS, ESSAIS DE TYPE

Articles

2.1 Disposition de l'annexe B de la norme de déclaration avec les valeurs suggérées pour les caractéristiques fonctionnelles	8
2.2 Justificatif concernant les valeurs suggérées par le groupe de travail pour les caractéristiques fonctionnelles	38

SECTION TROIS — ESSAIS DE RÉCEPTION

3.1 Résumé des méthodes d'essais suggérées pour la réception d'un ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS	66
3.2 Conditions pour les essais de réception	82
3.3 Matériel suggéré pour les essais de réception et pour les essais périodiques ultérieurs	96

SECTION QUATRE — ESSAIS PÉRIODIQUES

4.1 Ensemble suggéré des méthodes et conditions des essais périodiques	98
4.2 Fréquence suggérée pour les essais périodiques durant la durée de vie de l'ACCÉLÉRATEUR D'ÉLECTRONS	106

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC 60977-1:2009

CONTENTS

	Page
FOREWORD	5
PREFACE	5

SECTION ONE — INTRODUCTION

SECTION TWO — GENERAL, TYPE TESTS

Clause	
2.1 Format of Appendix B of the disclosure standard with suggested functional performance values	9
2.2 Rationale for functional performance values suggested by the Working Group	39

SECTION THREE — ACCEPTANCE TESTS

3.1 Summary of suggested test methods for MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR acceptance	67
3.2 Acceptance test conditions	83
3.3 Suggested equipment for acceptance tests and for subsequent periodic tests	97

SECTION FOUR — PERIODIC TESTS

4.1 Suggested set of periodic test methods and test conditions	99
4.2 Suggested frequency for periodic tests during working life of the ELECTRON ACCELERATOR	107

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX

**Accélérateurs médicaux d'électrons dans la gamme de 1 MeV à 50 MeV
Directives pour les mesures des caractéristiques fonctionnelles**

PRÉAMBULE

- 1) Les décisions ou accords officiels de la CEI en ce qui concerne les questions techniques, préparés par des Comités d'Etudes où sont représentés tous les Comités nationaux s'intéressant à ces questions, expriment dans la plus grande mesure possible un accord international sur les sujets examinés.
- 2) Ces décisions constituent des recommandations internationales et sont agréées comme telles par les Comités nationaux.
- 3) Dans le but d'encourager l'unification internationale, la CEI exprime le vœu que tous les Comités nationaux adoptent dans leurs règles nationales le texte de la recommandation de la CEI, dans la mesure où les conditions nationales le permettent. Toute divergence entre la recommandation de la CEI et la règle nationale correspondante doit, dans la mesure du possible, être indiquée en termes clairs dans cette dernière.

PRÉFACE

Le présent rapport a été établi par le Sous-Comité 62C: Appareils de rayonnement à haute énergie et appareils destinés à la médecine nucléaire, du Comité d'Etudes n° 62 de la CEI: Equipements électriques dans la pratique médicale.

Le texte de ce rapport est issu des documents suivants:

Règle des Six Mois	Rapport de vote
62C(BC)36	62C(BC)46

Pour de plus amples renseignements, consulter le rapport de vote correspondant mentionné dans le tableau ci-dessus.

Les publications suivantes de la CEI sont citées dans le présent rapport:

- Publications nos 601-1 (1977): Sécurité des appareils électromédicaux. Première partie: Règles générales.
601-1 (1988): Appareils électromédicaux. Première partie: Règles générales de sécurité.
601-2-1 (1981): Sécurité des appareils électromédicaux. Deuxième partie: Règles particulières pour les accélérateurs médicaux d'électrons dans la gamme 1 MeV à 50 MeV. Section un: Généralités. Section deux: Sécurité radiologique des appareils. Section trois: Sécurité électrique et mécanique des appareils.
976 (1989): Appareils électromédicaux. Accélérateurs médicaux d'électrons — Caractéristiques fonctionnelles.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT**Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV
Guidelines for functional performance characteristics**

FOREWORD

- 1) The formal decisions or agreements of the IEC on technical matters, prepared by Technical Committees on which all the National Committees having a special interest therein are represented, express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the subjects dealt with.
- 2) They have the form of recommendations for international use and they are accepted by the National Committees in that sense.
- 3) In order to promote international unification, the IEC expresses the wish that all National Committees should adopt the text of the IEC recommendation for their national rules in so far as national conditions will permit. Any divergence between the IEC recommendation and the corresponding national rules should, as far as possible, be clearly indicated in the latter.

PREFACE

This report has been prepared by Sub-Committee 62C: High-energy radiation equipment and equipment for nuclear medicine of IEC Technical Committee No. 62: Electrical equipment in medical practice.

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

Six Months' Rule	Report on Voting
62C(CO)36	62C(CO)46

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

The following IEC publications are quoted in this report:

- Publications Nos. 601-1 (1977): Safety of medical electrical equipment. Part 1: General requirements.
 601-1 (1988): Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for safety.
 601-2-1 (1981): Safety of medical electrical equipment, Part 2: Particular requirements for medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV. Section One: General. Section Two: Radiation safety for equipment. Section Three: Electrical and mechanical safety for equipment.
 976 (1989): Medical electrical equipment. Medical electron accelerators — Functional performance characteristics.

APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX

Accélérateurs médicaux d'électrons dans la gamme de 1 MeV à 50 MeV Directives pour les mesures des caractéristiques fonctionnelles

SECTION UN — INTRODUCTION

Les directives contenues dans ce rapport sont des recommandations pour le constructeur et l'UTILISATEUR. Elles indiquent au constructeur les besoins des radiothérapeutes concernant les performances des ACCÉLÉRATEURS D'ÉLECTRONS. De plus, elles constituent un guide pour les UTILISATEURS désirant vérifier les caractéristiques déclarées par le constructeur, effectuer les essais de réception et de contrôler périodiquement les performances pendant toute la durée de vie de l'équipement.

La Publication 601-1 (1977) de la CEI est une norme générale pour la sécurité des appareils électromédicaux*. Elle est accompagnée d'une Publication additionnelle 601-2-1 de la CEI, contenant des prescriptions particulières pour les ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS dans la gamme de 1 MeV à 50 MeV intitulées: Section un: Généralités; Section deux: Sécurité radiologique des appareils; Section trois: Sécurité électrique et mécanique. De plus, la Publication 976 de la CEI a été publiée comme une norme de déclaration. C'est une norme qui normalise les méthodes de déclaration des caractéristiques fonctionnelles des ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS. Elle normalise les conditions et les méthodes des essais de type relatives aux valeurs déclarées par les constructeurs, pour les caractéristiques fonctionnelles.

Une disposition pour la présentation des valeurs des performances fonctionnelles est contenue dans la Publication 976 de la CEI dans l'annexe B. Elle est ici répétée dans 2.1 avec en addition un ensemble de valeurs suggérées qui reflète le besoin de précision en RADIOTHÉRAPIE et par la connaissance de ce qui est techniquement faisable de façon sûre. Un justificatif correspondant aux valeurs suggérées est présenté dans 2.2.

De façon à vérifier que chaque machine individuelle, au moment de son installation, fonctionne conformément à l'ensemble des valeurs des caractéristiques fonctionnelles déclarées par le constructeur et basées sur les données de ses essais de type, il est habituel d'effectuer une série d'essais de réception sur le site de l'utilisation, avant d'utiliser la machine en application clinique. Par suite des limites de temps et de matériel d'essais, cette série d'essais de réception est habituellement moins importante que les essais de type spécifiés dans la norme de déclaration 976 de la CEI.

3.1 contient un résumé des méthodes d'essais suggérées pour la réception de la machine. Elles sont en accord avec les méthodes d'essais de la norme 976 de la CEI, mais ont été présentées sous une forme peut-être mieux adaptée à leur utilisation en milieu hospitalier. Pour des questions d'économie et de temps, l'UTILISATEUR peut préférer des essais plus restreints, mais toujours normalisés, à effectuer au moment de l'installation de l'équipement.

Dans 3.2, un ensemble de conditions pour les essais de réception est suggéré. L'attention est attirée sur le fait que ces conditions d'essais sont présentées seulement comme un exemple et qu'un ensemble tout à fait différent de conditions d'essais peut encore être nécessaire pour présenter les caractéristiques fonctionnelles d'une machine particulière.

* La deuxième édition a été publiée en 1988.

MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT

Medical electron accelerators in the range 1 MeV to 50 MeV Guidelines for functional performance characteristics

SECTION ONE — INTRODUCTION

The guidelines given in this report are recommendations both to manufacturers and to USERS. They provide guidance to manufacturers on the needs of radiotherapists in respect of the performance of ELECTRON ACCELERATORS and they provide guidance to USERS wishing to check the manufacturer's declared performance characteristics, to carry out acceptance tests and to check periodically the performance throughout the life of the equipment.

IEC Publication 601-1 (1977) is a general standard for the safety of medical electrical equipment*. It is supplemented by IEC Publication 601-2-1, a standard which lays down particular requirements for MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS in the range of 1 MeV to 50 MeV, titled Section One: General; Section Two: Radiation safety for equipment; Section Three: Electrical and mechanical safety for equipment. In addition, IEC Publication 976 has been issued as a disclosure standard. It is a standard which standardizes methods of declaring the MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR functional performance characteristics. It standardizes the type test conditions and type test methods to which manufacturers' declared values of functional performance relate.

A format for the presentation of functional performance values is contained in IEC Publication 976 as Appendix B. It is repeated herein as 2.1, with the addition of a set of suggested values which reflects the need for precision in RADIO THERAPY and the knowledge of what is reliably achievable technically. A corresponding rationale for the suggested values is presented in 2.2.

In order to check whether each individual machine at the time of installation performs in a manner consistent with the set of functional performance values declared by the manufacturer based upon his type test data, it is customary to perform a series of acceptance tests at the USER's site before the machine is put into full medical use. Because of limitations of time and test equipment, this series of acceptance tests is usually less extensive than the type tests specified in the disclosure standard, IEC Publication 976.

3.1 contains a summary of suggested test methods for machine acceptance. These are consistent with the test methods of IEC Publication 976 but have been presented in a form which may be more suitable for use in hospitals. For reasons of economy and time, the USER may prefer to have a more limited but still standardized test performed at the time of installation of the equipment.

3.2 contains a set of suggested acceptance (commissioning) test conditions. It should be emphasized that these test conditions are presented only as examples and that a quite different set of test conditions may still be needed for the purpose of displaying the functional performance characteristics of the individual machine.

* The second edition has been published in 1988.

Durant la durée de vie de l'ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS, des essais périodiques sont généralement effectués par l'UTILISATEUR pour vérifier que les caractéristiques fonctionnelles sont satisfaisantes. Comme le temps pendant lequel la machine est disponible est limité, il est essentiel de définir un ensemble de conditions d'essais très réduit. Les essais individuels ne doivent être répétés ni plus ni moins fréquemment que ce que l'expérience avec une machine particulière ou une machine de même type peut justifier. Un ensemble de méthodes d'essais périodiques est suggéré dans 4.1 et une liste d'essais périodiques pour la durée de vie de l'ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS avec la périodicité de ces essais dans 4.2. Le constructeur peut recommander une périodicité différente ou des essais supplémentaires ou différents, en fonction des exigences particulières de l'ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS en question.

SECTION DEUX — GÉNÉRALITÉS, ESSAIS DE TYPE

2.1 Disposition de l'annexe B de la norme de déclaration avec les valeurs suggérées pour les caractéristiques fonctionnelles

Introduction

L'objet de 2.1 est de suggérer une présentation possible pour les valeurs des caractéristiques fonctionnelles, déclarées suivant la norme de déclaration de la Publication 976 de la CEI. Les UTILISATEURS D'ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS pourront trouver cette présentation utile pour obtenir des informations de la part du constructeur sur les performances auxquelles on peut s'attendre, et pour enregistrer les valeurs mesurées lors des essais de réception au moment de l'installation de la machine, et lors des contrôles périodiques des performances pendant toute la durée de vie de la machine. Les constructeurs pourront trouver cette présentation utile pour déclarer les valeurs des caractéristiques fonctionnelles pour leurs types particuliers d'ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS en réponse à la Publication 976 de la CEI. Bien que le constructeur puisse utiliser son propre ensemble de méthodes d'essais de type pour établir les caractéristiques fonctionnelles, il devrait s'assurer que les valeurs de caractéristiques fonctionnelles qui ont été déclarées seraient obtenues si les méthodes d'essais de la Publication 976 de la CEI avaient été utilisées. Il n'est pas demandé au constructeur de donner des informations aux UTILISATEURS provenant de ses essais de type avec plus de détails que la simple déclaration des valeurs des caractéristiques fonctionnelles.

Comme résultat des délibérations approfondies du Groupe de Travail 1 du Sous-Comité 62C de la CEI, un ensemble de valeurs suggérées quant aux caractéristiques fonctionnelles a été proposé en accord avec les déclarations normalisées de la Publication 976 de la CEI. Ces valeurs suggérées sont indiquées entre parenthèses pour chaque paragraphe correspondant. Pour les paragraphes 6 et 7 les valeurs suggérées de tolérance sont données pour les ÉNERGIES NOMINALES dans la gamme de 3 MeV à 50 MeV, puisque cette gamme couvre la majeure partie de l'utilisation des ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS.

Les tolérances sont indiquées par $\pm$ quand elles représentent des déviations permises dans plus d'une direction par rapport à un point ou une valeur désirée. L'indication $\pm$ n'est pas utilisée quand la tolérance représente une déviation permise dans n'importe quelle direction entre deux points ou deux valeurs. Les abréviations «maxi» et «mini» sont utilisées pour «maximum» et «minimum» respectivement.

De plus, pour la déclaration des valeurs des caractéristiques fonctionnelles pour laquelle cette présentation est utilisable, la Publication 976 de la CEI indique aussi que les différents autres éléments suivants doivent être fournis avec les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT:

During the working life of the MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR, periodic tests are usually conducted by the USER to check whether the functional performance of the machine is satisfactory. Because the available machine time is limited, a highly abbreviated set of test conditions is essential. Individual tests should not be repeated any more or less frequently than can be justified by experience with the particular machine or machine type. A set of suggested periodic test methods is presented in 4.1 and a list of suggested periodic tests during the working life of the MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR and suggested intervals between such tests is presented in 4.2. The manufacturer may recommend different intervals or additional or different tests, depending on the special requirements of the MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR in question.

SECTION TWO — GENERAL, TYPE TESTS

2.1 Format of Appendix B of the disclosure standard with suggested functional performance values

Introduction

The purpose of 2.1 is to provide a suggested format for the presentation of functional performance values corresponding to the standardized statements of functional performance in the disclosure standard, IEC Publication 976. USERS of MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS may find this format useful in getting information from the manufacturer on the expected performance, in recording acceptance test values measured at the time of installation and in periodic testing of performance during the working life of the machine. Manufacturers may find it useful in declaring the functional performance values for their particular types of MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS in response to IEC Publication 976. Although the manufacturer may use his own set of type test methods in developing functional performance data, he should make sure that the functional performance values which he declares would be met if the test methods of IEC Publication 976 were used. It is not suggested that a manufacturer should provide information to USERS from his type test in any greater detail than a simple declaration of these functional performance values.

As a result of extensive deliberations by Working Group 1 of IEC Sub-Committee 62C, a set of suggested values of functional performance was agreed upon with respect to the standardized statements of IEC Publication 976. These suggested values are shown in parentheses for each relevant clause. For Clauses 6 and 7, the suggested tolerance values are given only for NOMINAL ENERGIES in the range from 3 MeV to 50 MeV, since this range covers most of the practice with MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS.

Tolerances are designated $\pm$ where they represent permissible deviations in more than one direction from a desired point or value. The $\pm$ designation is not used where the tolerance represents permissible deviation in any one direction between two points or values. The abbreviations “maxi” and “mini” are used for “maximum” and “minimum”, respectively.

In addition to declaring functional performance values, for which this format is suitable, IEC Publication 976 also calls for the following other items to be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS:

Paragraphe	Rubrique
3.6	Influence de l'environnement
6.1.3.1	Courbes isodoses pour le RAYONNEMENT X, informations pour l'UTILISATEUR
6.2.4.1	Courbes isodoses pour le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE, informations pour l'UTILISATEUR
7.1.5.1	CHAMPS DE RAYONNEMENT X avec FILTRES EN COIN, informations pour l'UTILISATEUR

La Publication 601-2-1 de la CEI demande aussi que certaines informations soient fournies dans les DOCUMENTS D'ACCOMPAGNEMENT.

IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC TR 60977:1989

Clause	Item
3.6	Influencing quantities
6.1.3.1	Isodose charts for X-RADIATION, information to the USER
6.2.4.1	Isodose charts for ELECTRON RADIATION, information to the USER
7.1.5.1	X-RAY FIELDS with WEDGE FILTER, information to the USER

IEC Publication 601-2-1 also calls for certain information to be provided in the ACCOMPANYING DOCUMENTS.

Withd²Wm
IECNORM.COM: Click to view the full PDF of IEC TR 60977:1989

PRÉSENTATION DES VALEURS DES CARACTÉRISTIQUES FONCTIONNELLES

Constructeur _____

Désignation du type d'ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS _____

Date _____ Emplacement _____

Paragraphe _____ Condensé des déclarations de la norme

3.1 ENERGIES NOMINALES et DÉBITS DE DOSE ABSORBÉE disponibles

En RAYONNEMENT X:

ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min, CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min, CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min, CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min, CHAMP DE RAYONNEMENT maximum
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min, CHAMP DE RAYONNEMENT maximum
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min, CHAMP DE RAYONNEMENT maximum

En RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE:

ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*
ENERGIE NOMINALE	MeV	_____	Gy/min*

* Le même DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE s'applique à la fois pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm et maximum en mode de RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE.

FORMAT FOR PRESENTATION OF FUNCTIONAL PERFORMANCE VALUES

Manufacturer _____

MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR Type Designation _____

Date _____

Location _____

Clause _____

Abbreviation of Statement in Disclosure Standard

3.1 Available NOMINAL ENERGIES and ABSORBED DOSE RATES

X-RADIATION mode:

NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min, 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min, 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min, 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min, maximum RADIATION FIELD
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min, maximum RADIATION FIELD
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min, maximum RADIATION FIELD

ELECTRON RADIATION mode:

NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*
NOMINAL ENERGY	MeV	_____	Gy/min*

* The same ABSORBED DOSE RATE applies for both 10 cm × 10 cm and maximum RADIATION FIELD in ELECTRON RADIATION mode.

Paragraphe

Condensé des déclarations de la norme

Valeurs
déclarées (suggérées)

3.2 CHAMPS DE RAYONNEMENT disponibles (à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT)

En RAYONNEMENT X:

Carré minimum _____ cm x _____ cm

Carré maximum _____ cm x _____ cm

Maximum avec coins coupés _____ cm x _____ cm (CHAMP DE RAYONNEMENT homogène avec coins carrés)

En RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE:

Carré minimum _____ cm x _____ cm

Carré maximum _____ cm x _____ cm

Autre rectangulaire _____ cm x _____ cm

Diagonales _____ cm x _____ cm

Gamme des CHAMPS DE RAYONNEMENT réglables _____ cm x _____ cm

3.3 DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT

En RAYONNEMENT X:

En RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE:

_____ cm
_____ cm

3.4 FILTRES disponibles

FILTRES ÉGALISATEURS pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT X:

Désignation	ÉNERGIE NOMINALE
_____	_____ MeV
_____	_____ MeV
_____	_____ MeV

CHAMP DE RAYONNEMENT carré maximum (coins carrés)

_____ cm x _____ cm
_____ cm x _____ cm
_____ cm x _____ cm

FILTRES ÉGALISATEURS des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE:

Désignation	Gamme d'ÉNERGIES NOMINALES
_____	_____ MeV à _____ MeV
_____	_____ MeV à _____ MeV

CHAMP DE RAYONNEMENT carré maximum

_____ cm x _____ cm
_____ cm x _____ cm

Clause

Abbreviation of Statement in Disclosure Standard

Values
declared (suggested)

3.2 Available RADIATION FIELDS (at NORMAL TREATMENT DISTANCE)

X-RADIATION mode:

Minimum square _____ cm x _____ cm

Maximum square _____ cm x _____ cm

Maximum with clipped corners _____ cm x _____ cm (Fully flattened RADIATION FIELD, square corners)

Diagonals _____ cm x _____ cm

ELECTRON RADIATION mode:

Minimum square _____ cm x _____ cm

Maximum square _____ cm x _____ cm

Other rectangular _____ cm x _____ cm, _____ cm x _____ cm, _____ cm, _____ cm, _____ cm,

Adjustable RADIATION
FIELD range _____ cm x _____ cm to _____ cm x _____ cm

3.3

NORMAL TREATMENT DISTANCE

X-RADIATION mode:

ELECTRON RADIATION mode:

_____ cm
_____ cm

3.4

Available FILTERS

X-RAY FIELD FLATTENING FILTERS:

Designation	NOMINAL ENERGY
_____	_____ MeV
_____	_____ MeV
_____	_____ MeV

Maximum square RADIATION FIELD (square corners)

_____ cm x _____ cm
_____ cm x _____ cm
_____ cm x _____ cm

ELECTRON FIELD-FLATTENING FILTERS:

Designation	NOMINAL ENERGY range
_____	_____ MeV to _____ MeV
_____	_____ MeV to _____ MeV

Maximum square RADIATION FIELD

_____ cm x _____ cm
_____ cm x _____ cm

Paragraphe

Condensé des déclarations de la norme

Valeurs
déclarées
(suggérées)

MeV à MeV MeV à MeV
cm x cm
cm x cm

FILTRES EN COIN de RAYONNEMENT X:

Désignation	ENERGIE NOMINALE	CHAMP DE RAYONNEMENT maximum	ANGLE DU COIN	Valeur assignée de l'isodose	FACTEUR DE COIN
MeV	MeV	cm x cm	°	%	%
MeV	MeV	cm x cm	°	%	%
MeV	MeV	cm x cm	°	%	%
MeV	MeV	cm x cm	°	%	%
MeV	MeV	cm x cm	°	%	%
MeV	MeV	cm x cm	°	%	%

3.5 Disponibilité

Temps nécessaire pour atteindre l'ÉTAT PRÊT à partir de l'ÉTAT D'ATTENTE...

min

3.6 Influences de l'environnement

Conditions d'environnement:

Température ambiante

Humidité relative

Pression atmosphérique

Durée maximum du fonctionnement en continu:

(ayant une influence possible sur les caractéristiques fonctionnelles)

°C à °C
% à %
Pa à Pa
h

5

SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE

Gamme de DOSE ABSORBÉE pour laquelle la norme s'applique...

Gamme de DÉBITS DE DOSE ABSORBÉE pour laquelle la norme s'applique...

à Gy
à Gy/min

5.1

Reproductibilité

Coefficient maximum de variation du rapport *R* entre:

a) le nombre d'UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et la DOSE ABSORBÉE pour le RAYONNEMENT X (0,5)

%

Clause

Abbreviation of Statement in Disclosure Standard

Values
declared
(suggested)

_____ MeV to _____ MeV _____ cm x _____ cm
 _____ MeV to _____ MeV _____ cm x _____ cm

X-RAY WEDGE FILTERS:

Designation	NOMINAL ENERGY	Maximum RADIATION FIELD	WEDGE FILTER ANGLE	Related isodose value	WEDGE FILTER FACTOR
_____	MeV	_____ cm x _____ cm	_____ °	_____ %	_____ %
_____	MeV	_____ cm x _____ cm	_____ °	_____ %	_____ %
_____	MeV	_____ cm x _____ cm	_____ °	_____ %	_____ %
_____	MeV	_____ cm x _____ cm	_____ °	_____ %	_____ %
_____	MeV	_____ cm x _____ cm	_____ °	_____ %	_____ %
_____	MeV	_____ cm x _____ cm	_____ °	_____ %	_____ %

3.5 Availability

Time necessary to reach the READY STATE from the STAND-BY STATE... _____ min

3.6 Influencing quantities

Environmental conditions:

Ambient temperature

Relative humidity

Atmospheric pressure

Maximum period of continuous operation:

(possibly influencing the functional performance characteristics)

_____ °C to _____ °C
 _____ % to _____ %
 _____ Pa to _____ Pa

_____ h

5 DOSE MONITORING SYSTEM

Range of ABSORBED DOSE over which the standard is met...

to _____ Gy

Range of ABSORBED DOSE RATES over which the standard is met...

to _____ Gy/
min**5.1 Reproducibility**Maximum coefficients of variation of ratio *R* of

a) the number of DOSE MONITOR UNITS and ABSORBED DOSE for X-RADIATION

_____ % (0,5)

b) le nombre d'UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et la DOSE ABSORBÉE pour le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Par la suite, la valeur moyenne de $\bar{R}$ pour un certain nombre de déterminations est désignée par $\bar{R}$.

5.2

Proportionnalité

Différence maximum entre la DOSE ABSORBÉE mesurée et la valeur obtenue en multipliant la valeur U mesurée des UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par le facteur S proportionnel pour les gammes de DOSE ABSORBÉE et de DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE suivants:

ENERGIE NOMINALE du RAYONNEMENT X _____ MeV

de _____ Gy à _____ Gy de _____ Gy/min à _____ Gy/min...

Différence déclarée $\pm$ _____ $\pm$ _____ %

(2)

ENERGIE NOMINALE du RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE _____ MeV

de _____ Gy à _____ Gy de _____ Gy/min à _____ Gy/min...

Différence déclarée $\pm$ _____ $\pm$ _____ %

(2)

5.3

Influence des positions angulaires

Différence maximum entre les valeurs maximum et minimum de $\bar{R}$ pour toute l'étendue des positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU...

RAYONNEMENT X

Différence maximum déclarée... _____ %

(3)

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Différence maximum déclarée... _____ %

(3)

5.4

Influence de la rotation du SUPPORT

Lorsque le SUPPORT tourne, différence maximum entre n'importe quel $\bar{R}$ par rapport à la valeur moyenne arithmétique des valeurs minimum et maximum de $\bar{R}$ déterminées dans le paragraphe 5.3

RAYONNEMENT X

Différence maximum déclarée... _____ %

(2)

Clause
Abbreviation of Statement in Disclosure Standard
Values
declared
_____ %
(suggested)
(0,5)

b) the number of DOSE MONITOR UNITS and ABSORBED DOSE for ELECTRON RADIATION

The average of a number of determinations of $\bar{R}$ is defined as $\bar{R}$ in the following.

5.2 Proportionality

Maximum deviation of the measured ABSORBED DOSE from the value given by multiplying the measured value U of DOSE MONITOR UNITS by the proportionality factor S over the following ranges of ABSORBED DOSE and ABSORBED DOSE RATES:

X-RADIATION NOMINAL ENERGY	_____ MeV
of _____ Gy to _____ Gy at _____ Gy/min to _____ Gy/min...	
Declared deviation $\pm$ _____ $\pm$ _____ %	(2)
ELECTRON RADIATION NOMINAL ENERGY	_____ MeV
of _____ Gy to _____ Gy at _____ Gy/min to _____ Gy/min...	
Declared deviation $\pm$ _____ $\pm$ _____ %	(2)

5.3 Dependence on angular positions

Maximum difference between the maximum and minimum values of $\bar{R}$ over the full angular ranges of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM...

X-RADIATION		(3)
Declared maximum difference...	_____ %	
ELECTRON RADIATION		
Declared maximum difference...	_____ %	(3)

5.4 Dependence on GANTRY rotation

As the GANTRY moves, the maximum deviation of $\bar{R}$ from the arithmetic mean of the maximum and minimum values of $\bar{R}$ determined in Sub-clause 5.3

X-RADIATION		
Declared maximum deviation...	_____ %	(2)

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Différence maximum déclarée... — %

5.5 *Influence de la forme du CHAMP DE RAYONNEMENT*Différence maximum de $\bar{R}$ entre les champs $5\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ et $20\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ (ou maximum si inférieur à 20 cm)...

RAYONNEMENT X

Différence maximum déclarée... — %

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Différence maximum déclarée... — %

5.6 *Stabilité de l'étalonnage*5.6.1 *Stabilité après délivrance d'une DOSE ABSORBÉE élevée*

RAYONNEMENT X

Différence maximum de $\bar{R}$ entre le début et la fin de ...

a) IRRADIATION de 100 Gy à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT ...

b) ou une durée de 30 minutes au DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE nominal maximum, la méthode la plus rapide étant utilisée...

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Différence maximum de $\bar{R}$ entre le début et la fin de ...

a) IRRADIATION de 100 Gy à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT ...

b) ou une durée de 30 minutes au DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE nominal maximum, la méthode la plus rapide étant utilisée...

5.6.2 *Stabilité au cours de la journée*Différence maximum de $\bar{R}$ entre le début et la fin d'une série de 8 heures d'IRRADIATIONS de 4 Gy séparées par des arrêts de 10 minutes...

RAYONNEMENT X

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

— %

— %

(2)

(2)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared (suggested)
	ELECTRON RADIATION	
	Declared maximum deviation... — %	(2)
5.5	<i>Dependence on the shape of the RADIATION FIELD</i>	
	Maximum difference of $\bar{R}$ between 5 cm × 20 cm and 20 cm × 5 cm fields (or maximum if less than 20 cm)...	
	X-RADIATION	
	Declared maximum difference... — %	
	ELECTRON RADIATION	
	Declared maximum difference... — %	
5.6	<i>Stability of calibration</i>	
5.6.1	<i>Stability after high ABSORBED DOSE delivered</i>	
	X-RADIATION	
	Maximum difference of $\bar{R}$ between beginning and end of ...	
	a) IRRADIATION of 100 Gy at NORMAL TREATMENT DISTANCE...	— % (2)
	b) or a period of 30 minutes at maximum nominal ABSORBED DOSE RATE, whichever results in the shorter period...	— % (2)
	ELECTRON RADIATION	
	Maximum difference of $\bar{R}$ between beginning and end of ...	
	a) IRRADIATION of 100 Gy at NORMAL TREATMENT DISTANCE...	— % (2)
	b) or a period of 30 minutes at maximum nominal ABSORBED DOSE RATE, whichever results in the shorter period...	— % (2)
5.6.2	<i>Stability throughout the day</i>	
	Maximum difference of $\bar{R}$ between beginning and end of 8 hours of successive 4 Gy IRRADIATIONS followed by 10 minutes without IRRADIATION...	
	X-RADIATION	— % (2)
	ELECTRON RADIATION	— % (2)

5.6.3 Stabilité au cours de la semaine

Différence maximum entre les valeurs maximum et minimum de $\bar{R}$ mesurées immédiatement après mise en route, à 5 jours consécutifs...

RAYONNEMENT X

____ % (2)

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

____ % (2)

5.7 Stabilité en RADIOTHÉRAPIE CINÉTIQUE

RAYONNEMENT X

Quand la position angulaire du SUPPORT FINIT L'IRRADIATION, différence maximum entre la lecture des UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et la valeur calculée en multipliant les unités présélectionnées du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle par l'angle présélectionné de rotation du SUPPORT...

____ % (5)

Quand le SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE FINIT L'IRRADIATION, différence maximum en degrés entre l'angle de rotation du SUPPORT effectué et l'angle calculé en divisant les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE présélectionnées par la valeur présélectionnée des UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle...

____ ° (3)

RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Quand la position angulaire du SUPPORT FINIT L'IRRADIATION, différence maximum entre la lecture des UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et la valeur calculée en multipliant les unités présélectionnées du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle par l'angle présélectionné de rotation du SUPPORT...

____ % (5)

Quand le SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE FINIT L'IRRADIATION, différence maximum en degrés entre l'angle de rotation du SUPPORT effectué et l'angle calculé en divisant les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE présélectionnées par la valeur présélectionnée des UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle...

____ ° (3)

6 Caractéristiques de la DOSE ABSORBÉE en profondeur

6.1 RAYONNEMENT X

ÉNERGIE NOMINALE du RAYONNEMENT X (des électrons frappant la CIBLE de conversion)...

____ MeV

PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE pour un CHAMP DE RAYONNEMENT de 10 cm × 10 cm...

____ cm

PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE pour le CHAMP DE RAYONNEMENT maximum...

____ cm

POUVOIR DE PÉNÉTRATION (CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm)

____ cm

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared (suggested)
5.6.3	<i>Stability throughout the week</i> Maximum difference between the highest and lowest values of $\bar{R}$ measured immediately following switch-on on 5 consecutive days... X-RADIATION (2) ELECTRON RADIATION (2)	— % — %
5.7	<i>Stability in MOVING BEAM RADIOTHERAPY</i> X-RADIATION Where GANTRY angular range TERMINATES IRRADIATION the maximum difference between the reading of DOSE MONITOR UNITS and the value calculated by multiplying preset DOSE MONITOR UNITS per unit angle by preset angular range of GANTRY rotation... Where the DOSE MONITOR SYSTEM TERMINATES IRRADIATION the maximum difference in degrees between the GANTRY rotation angular range traversed and the angular range calculated by dividing preset DOSE MONITOR UNITS by the value of preset DOSE MONITOR UNITS per unit angle... ELECTRON RADIATION Where GANTRY angular range TERMINATES IRRADIATION the maximum difference between the reading of DOSE MONITOR UNITS and the value calculated by multiplying preset DOSE MONITOR UNITS per unit angle by preset angular range of GANTRY rotation... Where the DOSE MONITOR SYSTEM TERMINATES IRRADIATION, the maximum difference in degrees between the GANTRY rotation angular range traversed and the angular range calculated by dividing preset DOSE MONITOR UNITS by the value of preset DOSE MONITOR UNITS per unit angle...	— % (5) — ° (3) — % (5) — ° (3)
6	Depth ABSORBED DOSE characteristics	
6.1	X-RADIATION NOMINAL X-RAY ENERGY (of electrons striking the X-ray TARGET)... DEPTH OF DOSE MAXIMUM for 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD... DEPTH OF DOSE MAXIMUM for maximum RADIATION FIELD... PENETRATIVE QUALITY (10 cm × 10 cm RADIATION FIELD)	— MeV — cm — cm — cm

Paragraphe	Condensé des déclarations de la norme	Valeurs déclarées (suggérées)
	DéviatiOn maximum entre la valeur réelle et la valeur déclarée du POUVOIR DE PÉNÉTRATION ...	% (3)
	INDICE DE QUALITÉ	mm (3)
	DOSE RELATIVE À LA SURFACE pour un CHAMP DE RAYONNEMENT de 10 cm × 10 cm ...	%
	DOSE RELATIVE À LA SURFACE pour le CHAMP DE RAYONNEMENT maximum ...	%
6.2	RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE	
6.2.1 et 6.2.3	<i>Courbes de dose en profondeur</i>	
	DOSE EN SURFACE	MeV
	ÉNERGIE NOMINALE des électrons	
	PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE (CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm), minimum	cm (0,1)
	PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE (CHAMP DE RAYONNEMENT maximum), minimum	cm (0,1)
	Rapport entre le PARCOURS PRATIQUE et la profondeur du 80% de la DOSE ABSORBÉE (CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm)	
	Rapport entre le PARCOURS PRATIQUE et la profondeur du 80% de la DOSE ABSORBÉE (CHAMP DE RAYONNEMENT maximum), maximum	(1,6)
	PARCOURS PRATIQUE ... (CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm)	cm
	POUVOIR DE PÉNÉTRATION ... (CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm)	cm (3)
	Différence maximum entre la valeur réelle et la valeur déclarée du POUVOIR DE PÉNÉTRATION	% (2)
	DOSE RELATIVE À LA SURFACE (CHAMP DE RAYONNEMENT 10 cm × 10 cm), maximum	% (100)
	DOSE RELATIVE À LA SURFACE (CHAMP DE RAYONNEMENT maximum), maximum	% (100)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared	(suggested)
	Maximum deviation of actual value from declared value of PENETRATIVE QUALITY ...	_____	(3)
	QUALITY INDEX	_____	(3)
	RELATIVE SURFACE DOSE for 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD ...	_____	
	RELATIVE SURFACE DOSE for maximum RADIATION FIELD ...	_____	
6.2	ELECTRON RADIATION	_____	
6.2.1 and 6.2.3	Depth dose charts	_____	
	SURFACE DOSE	_____	
	NOMINAL ENERGY of electrons	_____	MeV
	DEPTH OF DOSE MAXIMUM (10 cm × 10 cm RADIATION FIELD), minimum	_____	cm (0,1)
	DEPTH OF DOSE MAXIMUM (maximum RADIATION FIELD), minimum	_____	cm (0,1)
	Ratio of PRACTICAL RANGE to depth of 80% ABSORBED DOSE (for 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD)	_____	
	Ratio of PRACTICAL RANGE to depth of 80% ABSORBED DOSE (for maximum RADIATION FIELD), maximum	_____	(1,6)
	PRACTICAL RANGE... (10 cm × 10 cm RADIATION FIELD)	_____	cm
	PENETRATIVE QUALITY... (10 cm × 10 cm RADIATION FIELD)	_____	cm
	Maximum deviation of actual value from declared value of PENETRATIVE QUALITY	_____	% (3)
	RELATIVE SURFACE DOSE (10 cm × 10 cm RADIATION FIELD), maximum	_____	mm (2)
	RELATIVE SURFACE DOSE (maximum RADIATION FIELD), maximum	_____	% (100)
		_____	% (100)

Paragraphe	Condensé des déclarations de la norme	Valeurs déclarées (suggérées)
6.2.2	Stabilité du POUVOIR DE PÉNÉTRATION Variation maximum du POUVOIR DE PÉNÉTRATION du RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE avec la position angulaire du SUPPORT pour la gamme usuelle des DÉBITS DE DOSE ABSORBÉE nominaux...	mm (2) % (1)
7	Uniformité des CHAMPS DE RAYONNEMENT (voir figure 4 pour les régions homogènes)	
7.1	RAYONNEMENT X	
7.1.1	Homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés ENERGIE NOMINALE Rapport maximum entre la DOSE ABSORBÉE maximum n'importe où dans le CHAMP DE RAYONNEMENT et la DOSE ABSORBÉE minimum dans la région homogène du CHAMP DE RAYONNEMENT, les deux mesures à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE... 5 cm × 5 cm à 30 cm × 30 cm... plus grand que 30 cm × 30 cm jusqu'au champ carré maximum...	MeV % (106) % (110)
7.1.2	Variations de la distribution de dose des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés avec les positions angulaires Variation maximum du rapport entre la DOSE ABSORBÉE en un point de la région homogène et la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU, les deux mesures à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE, pour toutes les positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU... ENERGIE NOMINALE inférieure à 30 MeV... ENERGIE NOMINALE supérieure ou égale à 30 MeV...	% (3) % (4)
7.1.3	Symétrie des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés Rapport maximum des DOSES ABSORBÉES en des points symétriques par rapport à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, à l'intérieur de la région homogène et à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE...	% (103)
7.1.4	Rapport maximum de la DOSE ABSORBÉE ENERGIE NOMINALE Rapport maximum entre la DOSE ABSORBÉE dans le CHAMP DE RAYONNEMENT et la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT dans le plan à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE... 5 cm × 5 cm à 30 cm × 30 cm... plus grand que 30 cm × 30 cm jusqu'au champ carré maximum...	MeV % (107) % (109)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared (suggested)
6.2.2	Stability of PENETRATIVE QUALITY Maximum variation of PENETRATIVE QUALITY of ELECTRON RADIATION with angular position of the GANTRY and usable range of nominal ABSORBED DOSE RATES...	mm (2) % (1)
7	Uniformity of RADIATION FIELDS (see Figure 4 for flattened area)	
7.1	X-RADIATION	
7.1.1	Flatness of square X-RAY FIELDS NOMINAL ENERGY Maximum ratio of maximum ABSORBED DOSE anywhere in the RADIATION FIELD to minimum ABSORBED DOSE in flattened area of RADIATION FIELD both at STANDARD MEASUREMENT DEPTH... 5 cm × 5 cm to 30 cm × 30 cm... greater than 30 cm × 30 cm to maximum square...	MeV % (106) % (110)
7.1.2	Deviation of dose distribution of square X-RAY FIELDS with angular positions Maximum variation in the ratio of ABSORBED DOSE at a point in the flattened area to ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS both at STANDARD MEASUREMENT DEPTH for all angular positions of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM...	
	NOMINAL ENERGY less than 30 MeV ...	% (3)
	NOMINAL ENERGY 30 MeV and above...	% (4)
7.1.3	Symmetry of square X-RAY FIELDS Maximum ratio of ABSORBED DOSES at points symmetrically displaced from the AXIS OF THE BEAM and within the flattened area at STANDARD MEASUREMENT DEPTH...	% (103)
7.1.4	Maximum ratio of ABSORBED DOSE NOMINAL ENERGY Maximum ratio of ABSORBED DOSE in the RADIATION FIELD to ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS in the plane at the DEPTH OF DOSE MAXIMUM... 5 cm × 5 cm to 30 cm × 30 cm... greater than 30 cm × 30 cm to maximum square...	MeV % (107) % (109)

Paragraphe	Condensé des déclarations de la norme	Valeurs déclarées (suggérées)
7.1.5	CHAMPS DE RAYONNEMENT X avec FILTRE EN COIN (voir paragraphe 3.4)	
	ENERGIE NOMINALE	MeV
	Ecart maximum du FACTEUR DU FILTRE EN COIN ...	% (2)
	Ecart maximum de l'ANGLE DU FILTRE EN COIN ...	deg (2)
7.2	RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE	
7.2.1	Homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE	
	Distance maximum entre l'isodose 80 % et le bord de la projection du CHAMP GÉOMÉTRIQUE à la profondeur de base... le long des médianes...	mm (15)
	Distance maximum entre les isodoses 90 % et le bord de la projection du CHAMP GÉOMÉTRIQUE à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE... le long des médianes... le long des bisectrices des angles...	mm (10) mm (20)
	Rapport maximum entre la DOSE ABSORBÉE n'importe où dans le CHAMP DE RAYONNEMENT à la PROFONDEUR DE ME- SURE NORMALISÉE et la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la PROFONDEUR DE MAXIMUM DE DOSE...	%
7.2.2	Variation de la distribution de dose des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE avec les positions angulaires	
	Variation maximum du rapport entre la DOSE ABSORBÉE pour tout point de la région homogène limitée par la ligne 1 cm à l'intérieur du contour de l'isodose 90 % à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE et la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la même profondeur pour toutes les positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU ...	% (3)
7.2.3	Symétrie des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE	
	Rapport maximum des DOSES ABSORBÉES pour des points placés symétriquement par rapport à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et situés à plus de 1 cm à l'intérieur de l'isodose 90 % à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE...	% (105)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared (suggested)
7.1.5	X-RAY FIELDS WITH WEDGE FILTERS (see Sub-clause 3.4)	
	NOMINAL ENERGY	MeV
	Maximum deviation of WEDGE FILTER FACTOR...	% (2)
	Maximum deviation of WEDGE FILTER ANGLE...	deg (2)
7.2	ELECTRON RADIATION	
7.2.1	Flatness of ELECTRON FIELDS	
	Maximum distance between 80% isodose contours and edge of GEOMETRICAL FIELD projection at base depth...	
	along major axes...	mm (15)
	Maximum distance between 90% isodose contours and edge of GEOMETRICAL FIELD projection at STANDARD MEASUREMENT DEPTH...	
	along major axes...	mm (10)
	along bisectors of corners...	mm (20)
	Ratio of the highest ABSORBED DOSE anywhere in the RADIATION FIELD at STANDARD MEASUREMENT DEPTH to the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS at the DEPTH OF DOSE MAXIMUM...	%
7.2.2	Deviation of dose distribution of ELECTRON FIELDS with angular positions	
	Maximum variation in the ratio of ABSORBED DOSE at any point in the flattened area confined by the line 1 cm inside the 90% isodose contour at STANDARD MEASUREMENT DEPTH to the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS at the same depth for all angular positions of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM...	% (3)
7.2.3	Symmetry of ELECTRON FIELDS	
	Maximum ratio of ABSORBED DOSES at points symmetrically displaced from the RADIATION BEAM AXIS and more than 1 cm inside the 90% isodose contour at STANDARD MEASUREMENT DEPTH...	% (105)

Paragraphe	Condensé des déclarations de la norme	Valeurs déclarées (suggérées)
7.2.4	Rapport maximum de la DOSE ABSORBÉE Rapport maximum entre la DOSE ABSORBÉE dans le CHAMP DE RAYONNEMENT à 0,5 mm de profondeur et la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE...	____ % (109)
7.3	Pénombre des CHAMPS DE RAYONNEMENT Distance maximum le long des médianes entre les points à 80% et 20% de la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, toutes les mesures étant faites dans un plan à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE CHAMPS DE RAYONNEMENT... RAYONNEMENT X... RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE	5 cm × 5 cm 10 cm × 10 cm Champ carré maximum ____ mm ____ mm
8	Indication des CHAMPS DE RAYONNEMENT	
8.1	RAYONNEMENT X	
8.1.1	Indication numérique du champ Différence maximum entre l'indication numérique du CHAMP DE RAYONNEMENT et les dimensions du CHAMP DE RAYONNEMENT à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT... 5 cm × 5 cm à 20 cm × 20 cm... Supérieur à 20 cm × 20 cm jusqu'au carré maximum...	____ mm ____ % ____ mm ____ % (3) (1,5) (5) (1,5)
8.1.2	Indication du CHAMP LUMINEUX Distance maximum en mm ou pourcentage des dimensions du CHAMP DE RAYONNEMENT entre le bord du CHAMP LUMINEUX et le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT le long des médianes à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT... 5 cm × 5 cm à 20 cm × 20 cm... Supérieur à 20 cm × 20 cm jusqu'au carré maximum...	____ mm ____ % ____ mm ____ % (2) (1) (3) (1)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values	
		declared	(suggested)
7.2.4	Maximum ratio of ABSORBED DOSE Maximum ratio of ABSORBED DOSE in the RADIATION FIELD at 0,5 mm depth to ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS at DEPTH OF DOSE MAXIMUM...	_____ %	(109)
7.3	Penumbra of RADIATION FIELDS Maximum distance along major axes between points of 80% and 20% of the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS, all measurements being in the plane at STANDARD MEASUREMENT DEPTH		
	RADIATION FIELD	_____	Maximum square field
	X-RADIATION...	_____	mm
	ELECTRON RADIATION	_____	mm
8	Indication of RADIATION FIELDS		
8.1	X-RADIATION		
8.1.1	Numerical field-indication Maximum difference between the numerical RADIATION FIELD-indication and the dimensions of the RADIATION FIELD at NORMAL TREATMENT DISTANCE... 5 cm × 5 cm to 20 cm × 20 cm... Greater than 20 cm × 20 cm to maximum square...	_____ mm _____ % _____ mm _____ %	(3) (1,5) (5) (1,5)
8.1.2	LIGHT FIELD-INDICATOR Maximum distance along the major axes between the LIGHT FIELD edge and the RADIATION FIELD edge at NORMAL TREATMENT DISTANCE in mm or percent of dimensions of the RADIATION FIELD... 5 cm × 5 cm to 20 cm × 20 cm... Greater than 20 cm × 20 cm to maximum square...	_____ mm _____ % _____ mm _____ %	(2) (1) (3) (1)

Paragraphe	Condensé des déclarations de la norme	Valeurs déclarées (suggérées)
	Distance maximum le long des médianes, entre le bord du CHAMP LUMINEUX et le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT à 1,5 fois la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT...	mm (4)
	5 cm × 5 cm à 20 cm × 20 cm...	% (2)
	Supérieur à 20 cm × 20 cm jusqu'au maximum...	mm (6)
		% (2)
	Distance maximum entre les centres du CHAMP DE RAYONNEMENT et du CHAMP LUMINEUX... à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT...	mm (2)
	à 1,5 fois la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT...	mm (4)
8.1.3	<i>Reproductibilité</i>	
	Différence entre les dimensions maximum et minimum du CHAMP DE RAYONNEMENT X pour un affichage répété de la même indication numérique de champ...	mm (2)
	Distance maximum entre un bord quelconque du champ lumineux et le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT X pour des affichages répétés de la même indication numérique du champ...	mm (2)
8.2	<i>RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE</i>	
8.2.1	<i>Indication numérique du champ</i>	
	Différence maximum (pour tous les CHAMPS DE RAYONNEMENT disponibles et toutes les ÉNERGIES NOMINALES) entre l'indication numérique du champ et la distance entre les points sur les médianes où la DOSE ABSORBÉE est égale à 50% de la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, toutes les mesures étant faites à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE...	mm (2)
8.2.2	<i>Indication du CHAMP LUMINEUX</i>	
	Différence maximum entre l'indication numérique du champ et les dimensions du CHAMP LUMINEUX à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT...	mm (2)
8.3	<i>Géométrie du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU en RAYONNEMENT X</i>	
	Déviation maximum du parallélisme pour les côtés opposés...	° (0,5)
	Déviation maximum de l'orthogonalité pour les côtés adjacents...	° (0,5)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared (suggested)
	Maximum distance along the major axes between the LIGHT FIELD edge and the RADIATION FIELD edge at 1,5 times NORMAL TREATMENT DISTANCE...	
	5 cm × 5 cm to 20 cm × 20 cm...	mm (4)
	Greater than 20 cm × 20 cm to maximum...	% (2)
	Maximum distance between the centres of the RADIATION FIELD and the LIGHT FIELD...	
	At NORMAL TREATMENT DISTANCE...	mm (2)
	At 1,5 times NORMAL TREATMENT DISTANCE...	mm (4)
8.1.3	<i>Reproducibility</i>	
	Difference between the maximum and the minimum X-RAY FIELD for repeated settings of the same numerical field indication...	mm (2)
	Maximum distance between any LIGHT FIELD edge and the X-RAY FIELD edge for repeated settings of the same numerical field-indication...	mm (2)
8.2	<i>ELECTRON RADIATION</i>	
8.2.1	<i>Numerical field-indication</i>	
	Maximum difference (over all available RADIATION FIELDS and all NOMINAL ENERGIES) between the numerical field-indication and the distance between the points on the major axes where the ABSORBED DOSE is 50 % of the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS, all measurements being made at STANDARD MEASUREMENT DEPTH...	mm (2)
8.2.2	<i>LIGHT FIELD-INDICATOR</i>	
	Maximum difference between the numerical field-indication and the dimensions of the LIGHT FIELD at NORMAL TREATMENT DISTANCE...	mm (2)
8.3	<i>Geometry of the BEAM LIMITING SYSTEM for X-RADIATION</i>	
	Maximum deviation from parallelity of opposing edges...	° (0,5)
	Maximum deviation from orthogonality of adjacent edges...	° (0,5)

Paragraphe	Condensé des déclarations de la norme	Valeurs déclarées (suggérées)
8.4	Eclairement et pénombre du CHAMP LUMINEUX Eclairement moyen à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT $\geq \dots$ Rapport de contraste pour deux points écartés de 3 mm $\geq \dots$	 lx (40) % (4)
9	Indication de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT	
9.1	Ecart maximum entre l'indication de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et la position de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT...	
9.2	pour $DNT \pm 25$ cm ou le domaine utilisable pour $DNT \pm 25$ cm ou le domaine utilisable pour DNT à $DNT + 50$ cm ou le domaine utilisable A l'entrée du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X A l'entrée du RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE A la sortie du RAYONNEMENT X	 mm (2) mm (4) mm (3)
10	ISOCENTRE	
10.1	Ecart entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et l'ISOCENTRE Ecart maximum de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT par rapport à l'ISOCENTRE...	 mm (2)
10.2	Indication de l'ISOCENTRE Ecart maximum entre l'ISOCENTRE et la position indiquée par tout dispositif pour indiquer la position de l'ISOCENTRE...	 mm (2) mm (2) mm (2)
11	Indication de la distance le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT	
11.1	Différence maximum entre la distance indiquée et la distance réelle du point de référence: Pour l'APPAREIL ISOCENTRIQUE le point de référence doit être l'ISOCENTRE Pour l'APPAREIL NON ISOCENTRIQUE le point de référence doit être sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT	 mm (2) mm (2) mm (5)
11.2	Différence maximum entre la distance indiquée et la distance réelle depuis la SOURCE DE RAYONNEMENT...	

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared	Values (suggested)
8.4	<i>Illuminance and penumbra of the LIGHT FIELD</i>		
	Average illuminance at NORMAL TREATMENT DISTANCE $\geq \dots$	— lx	(40)
	Edge contrast ratio at points 3 mm apart $\geq \dots$	— %	(4)
9	Indication of the RADIATION BEAM AXIS		
9.1	Maximum deviation of the indication of the RADIATION BEAM AXIS from the RADIATION BEAM AXIS...		
and			
9.2	over <i>NTD</i> ± 25 cm or working range	— mm	(2)
	over <i>NTD</i> ± 25 cm or working range	— mm	(4)
	over <i>NTD</i> to <i>NTD</i> + 50 cm or working range	— mm	(3)
10	ISOCENTRE		
10.1	<i>Displacement of the RADIATION BEAM AXIS from the ISOCENTRE</i>		
	Maximum displacement of the RADIATION BEAM AXIS from the ISOCENTRE...	— mm	(2)
10.2	<i>Indication of the ISOCENTRE</i>		
	Maximum displacement from the ISOCENTRE of any device for indicating the position of the ISOCENTRE...		
	device a)	— mm	(2)
	device b)	— mm	(2)
	device c)	— mm	(2)
11	Indication of distance along the RADIATION BEAM AXIS		
11.1	Maximum difference between the indicated distance and the actual distance from a reference point:		
	For ISOCENTRIC EQUIPMENT the reference point shall be the ISOCENTRE	— mm	(2)
	For NON-ISOCENTRIC EQUIPMENT the reference point shall be on the RADIATION BEAM AXIS at NORMAL TREATMENT DISTANCE	— mm	(2)
11.2	Maximum difference between the indicated distance and the actual distance from the RADIATION SOURCE...	— mm	(5)

12 **Indication zéro des échelles circulaires**

12.1 Différence maximum entre la position zéro indiquée par l'échelle circulaire et la position zéro définie dans le paragraphe 12...

Rotation du SUPPORT

(axe 1)...

Rotation de la TÊTE RADIOGÈNE

(axe 2)...

Basculement de la TÊTE RADIOGÈNE

(axe 3)...

Rotation du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU

(axe 4)...

Rotation ISOCENTRIQUE de la table

(axe 5)...

Rotation du plateau de table

(axe 6)...

Basculement longitudinal de la table

(axe 7)...

Basculement latéral de la table

(axe 8)...

13 **Congruence des CHAMPS DE RAYONNEMENT opposés**

Ecart maximum à l'ISOCENTRE entre les axes des CHAMPS DE RAYONNEMENT opposés...

14 **Déplacements de la table du PATIENT**

14.1.1 Ecart maximum horizontal de la table pour une variation de hauteur de 20 cm, lorsque la table est chargée avec une charge de 30 kg répartie longitudinalement sur 1 m et avec une charge de 135 kg répartie longitudinalement sur 2 m, les deux charges agissant dans la direction de l'ISOCENTRE...

14.2.1 Ecart maximum entre l'axe de rotation ISOCENTRIQUE de la table et l'ISOCENTRE...

14.3.1 Angle maximum entre l'axe de rotation ISOCENTRIQUE de table et l'axe de rotation du plateau de table...

14.4.1 Différence maximum de hauteur de la table près de l'ISOCENTRE avec une charge de 30 kg dans les conditions d'extension minimum et 135 kg dans les conditions d'extension maximum...

14.4.2.1 Angle maximum du basculement latéral par rapport à l'horizontale du plan du plateau de table lorsque la table est déplacée latéralement

Ecart maximum de hauteur du plateau de la table lorsque la table est déplacée latéralement...

Valeurs
déclarées
(suggérées)

° (0,5)
° (0,1)
° (0,1)
° (0,5)
° (0,5)
° (0,5)
° (0,5)
° (0,5)

mm (1)

mm (2)

mm (2)

° (0,5)

mm (5)

° (0,5)

mm (5)

Clause	Abbreviation of Statement in Disclosure Standard	Values declared (suggested)
12	Zero position of rotational scales	
12.1	Maximum difference between the zero position indicated by the rotational scale and the zero position defined by Clause 12...	
	Rotation of GANTRY	° (0,5)
	Roll of the RADIATION HEAD	° (0,1)
	Pitch of the RADIATION HEAD	° (0,1)
	Rotation of the BEAM LIMITING SYSTEM	° (0,5)
	ISOCENTRIC rotation of the table	° (0,5)
	Rotation of the table top	° (0,5)
	Pitch of the table	° (0,5)
	Roll of the table	° (0,5)
13	Congruence of the opposed RADIATION FIELDS	
	Maximum displacement at ISOCENTRE between axes of opposed RADIATION FIELDS	mm (1)
14	Movements of the PATIENT table	
14.1.1	Maximum horizontal displacement of the table for a change in height of 20 cm when loaded with 30 kg distributed over 1 m and when loaded with 135 kg distributed over 2 m, both weights acting through the ISOCENTRE...	mm (2)
14.2.1	Maximum displacement of the axis of ISOCENTRIC rotation of the table from the ISOCENTRE...	mm (2)
14.3.1	Maximum angle between the axis of ISOCENTRIC rotation of the table and the axis of rotation of the table top...	° (0,5)
14.4.1	Maximum difference in table height near ISOCENTRE between 30 kg load at retracted condition and 135 kg load at extended condition...	mm (5)
14.4.2.1	Maximum angle of lateral tilt from horizontal of the plane of the table top as the table is laterally displaced...	° (0,5)
	Maximum deviation of the height of the table top as the table is laterally displaced...	mm (5)

2.2 Justificatif concernant les valeurs suggérées par le groupe de travail pour les caractéristiques fonctionnelles

Introduction

Pour l'élaboration de la Publication 976 de la CEI sur les tolérances des caractéristiques fonctionnelles, le Groupe de Travail s'est réuni environ deux fois par an pendant plusieurs années et a sollicité de temps à autre les commentaires des Comités Nationaux. La nature de ce document s'est modifiée considérablement au cours de ce temps. Directives, recommandations et normes d'organisations nationales et internationales reconnues, calculs et mesures, non publiés, sur les caractéristiques des machines, ont été utilisés dans les discussions. L'objet de cette analyse n'est pas de retracer l'historique de ce travail, mais de présenter de façon concise le raisonnement actuel, retenu en définitive par le groupe de travail, pour les valeurs des caractéristiques fonctionnelles suggérées dans 2.1 de ce rapport. Un exposé plus complet est présenté lorsque ces prescriptions diffèrent de la tradition.

Article 4 de la Publication CEI 976

4 Conditions d'essais normalisées

Des mesures détaillées sont faites dans le plan à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE dans un FANTÔME pour simuler les conditions approximatives de la profondeur moyenne d'une tumeur. La distance de la SOURCE DE RAYONNEMENT X à l'ISOCENTRE est définie comme la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT pour les ÉQUIPEMENTS ISOCENTRIQUES. La technique des traitements ISOCENTRIQUES en RAYONNEMENT X est d'usage courant avec les ÉQUIPEMENTS ISOCENTRIQUES et pour simuler ces conditions, la surface du FANTÔME se trouve plus près de la SOURCE DE RAYONNEMENT que l'ISOCENTRE d'une distance égale à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE. Ce sont des conditions d'essais plus sévères que dans la technique du traitement DSP (PATIENT à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT) parce que la surface est plus proche des SOURCES DE RAYONNEMENT secondaires, telles que le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, et que dans un CHAMP DE RAYONNEMENT donné la SOURCE DE RAYONNEMENT est vue sous un angle solide plus grand. Pour les ÉQUIPEMENTS NON ISOCENTRIQUES et le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE, la technique à DSP est normalement utilisée et simulée par le positionnement de la surface du FANTÔME à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT spécifiée par le constructeur.

4.2 Propriétés et position du FANTÔME

Pour les essais avec de très grands CHAMPS DE RAYONNEMENT, un FANTÔME d'eau couvrant un peu plus qu'un quadrant du CHAMP DE RAYONNEMENT peut suffire en effectuant les essais successivement dans chaque quadrant. Cependant, lorsque l'homogénéité, ou d'autres paramètres pour lesquels le RAYONNEMENT DIFFUSÉ est important, sont mesurés, des blocs d'un matériau équivalent à l'eau doivent être ajoutés pour apporter la contribution appropriée du RAYONNEMENT DIFFUSÉ. Pour les mesures de dose qui impliquent une rotation du SUPPORT, un FANTÔME solide ou un FANTÔME d'eau fermé, fixé à la TÊTE RADIOGÈNE peut être utilisé.

4.5 PROFONDEURS DE MESURE NORMALISÉES

Pour le RAYONNEMENT X la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE a été fixée à 10 cm car c'est approximativement la moyenne de profondeur du centre d'une tumeur pour les différentes portes d'entrée, dans la majorité des tumeurs internes pour le plus grand nombre de PATIENTS. Ceci constitue une prescription plus sévère pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT homogènes qu'une moindre profondeur par suite de la plus faible pénétration du faisceau qui s'écarte de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT. Les tumeurs de la tête et du cou sont normalement moins profondes (en moyenne pour les différentes portes d'entrée) que celles du

2.2 Rationale for functional performance values suggested by the Working Group

Introduction

In the development of IEC Publication 976 on functional performance tolerances the Working Group met about twice a year over a number of years and also invited comments at intervals from National Committees. The nature of the document changed materially over this time. Guidelines, recommendations and standards of recognized National and International Organizations and unpublished calculations and measurements of equipment performance were used as input for deliberations. The purpose of this rationale statement is not to record the history of this work but to present a concise review of the final essential reasoning by the Working Group for many of the suggested values of functional performance listed in 2.1 of this report. A more thorough discussion is presented where the clause may represent a change from traditional practice.

IEC Publication 976, Clause 4

4 Standardized test conditions

Extensive measurements are made in the plane at STANDARD MEASUREMENT DEPTH within the PHANTOM to simulate conditions at approximately average tumour depth. The distance from X-RAY SOURCE to ISOCENTRE is defined as the NORMAL TREATMENT DISTANCE for ISOCENTRIC EQUIPMENT. ISOCENTRIC X-RADIATION treatment techniques are commonly used with ISOCENTRIC EQUIPMENT, and to simulate these techniques the PHANTOM surface is positioned nearer to the RADIATION SOURCE from the ISOCENTRE by a distance equal to the STANDARD MEASUREMENT DEPTH. This constitutes a more severe test condition than SSD treatment technique (PATIENT surface at NORMAL TREATMENT DISTANCE) because the surface is closer to secondary RADIATION SOURCES such as the BEAM LIMITING SYSTEM, and because a greater solid angle from the RADIATION SOURCE is included by a given RADIATION FIELD. For NON-ISOCENTRIC EQUIPMENT and for ELECTRON RADIATION, SSD treatment techniques are normally used and are simulated by positioning the PHANTOM surface at the NORMAL TREATMENT DISTANCE specified by the manufacturer.

4.2 Properties and positioning of the PHANTOM

For tests with very large RADIATION FIELDS a water PHANTOM covering somewhat more than a quadrant of the RADIATION FIELD may suffice by performing a test in each successive quadrant. However, when flatness and other parameters which depend on SCATTERED RADIATION are tested, solid blocks of water equivalent material should be added to provide the appropriate contribution of SCATTERED RADIATION. For dose measurements involving GANTRY rotation, a solid PHANTOM or an enclosed water PHANTOM attached to the RADIATION HEAD may be used.

4.5 STANDARD MEASUREMENT DEPTHS

For X-RADIATION the STANDARD MEASUREMENT DEPTH is specified as 10 cm because this is approximately the average over all portals of the depth to the centre of the tumour for the majority of tumours in the body for the majority of PATIENTS. This constitutes a more severe requirement for flattened RADIATION FIELDS than a lesser reference depth because of the reduction in beam penetration with displacement from the RADIATION BEAM AXIS. Tumours of the head and neck are typically at lesser depth (averaged over all portals) than in the torso but RADIATION FIELDS are also typically smaller, for which the shoulders of dose profiles tend

thorax, mais les CHAMPS DE RAYONNEMENT sont alors aussi généralement plus petits et les épaulements des courbes isodoses tendent vers des valeurs inférieures à la valeur sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT. En spécifiant l'homogénéité à 10 cm de profondeur, des isodoses relativement planes sont obtenues pour les profondeurs caractéristiques des tumeurs de la tête et du cou.

Pour les électrons, la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE est spécifiée égale à la moitié du POUVOIR DE PÉNÉTRATION parce que cette profondeur est à peu près la profondeur du centre de la tumeur pour la majorité des PATIENTS. Ceci remplace les diverses profondeurs correspondant traditionnellement aux diverses énergies de l'intervalle couvert pas à pas.

Valeurs suggérées des performances fonctionnelles

5 SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE

Les tolérances suggérées pour le SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE sont choisies assez larges pour ne pas poser de problème avec les équipements bien conçus, cependant assez faibles pour que le total de toutes les incertitudes prises au hasard sur la DOSE ABSORBÉE à n'importe quel point donné du VOLUME TRAITÉ et directement liées aux caractéristiques de fonctionnement de l'ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS n'excède pas un écart fixé à $\pm 3,3\%$ (voir tableau 1). Lorsque ce maximum de 3,3% est atteint, il y a une probabilité de 32% environ pour qu'une VALEUR LUE quelconque soit erronée de plus de 3,3% et une probabilité de 5% environ pour qu'une VALEUR LUE quelconque soit erronée de plus du double de cet écart. L'analyse des autres éléments contribuant à l'incertitude totale sur la dose délivrée est présentée à 7.2.1 du rapport 24 de l'ICRU.

5.1 Reproductibilité

La tolérance suggérée pour la reproductibilité du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE est de 0,5%. Par suite, pour contrôler les autres aspects des performances du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE, il est nécessaire d'effectuer un certain nombre d'IRRADIATIONS répétées pour chaque point de mesure pour obtenir la valeur moyenne $\bar{R}$ du rapport entre les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et la DOSE ABSORBÉE, le nombre nécessaire dépendant en fait de la reproductibilité du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et de la fraction de la tolérance utilisée par ce SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE, et ceci pour chacun des autres aspects des performances. Par suite, pour permettre l'essai du système en un temps raisonnable, la prescription incite les constructeurs à obtenir bien mieux que 0,5% de reproductibilité de manière que, si possible, deux ou trois IRRADIATIONS seulement soient suffisantes pour obtenir une valeur moyenne $\bar{R}$ pour chacune des mesures des paragraphes suivant 5.1.

5.2 Proportionnalité

Le but est d'avoir une précision suffisante du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE de l'ACCÉLÉRATEUR D'ÉLECTRONS pour que son étalonnage à l'aide d'une CHAMBRE D'IONISATION étalon pour toute la gamme nominale de la DOSE ABSORBÉE délivrée, reste constant dans les limites d'une déviation donnée pour toute la gamme nominale des DÉBITS DE DOSE ABSORBÉE. Le paragraphe 5.2 et la figure 3 de 3.1 de ce rapport décrivent les procédés d'essais et de calcul. La tolérance recommandée à la fois pour les RAYONNEMENTS X et les RAYONNEMENTS ÉLECTRONIQUES de 2% a été choisie comme représentant les possibilités des systèmes de dosimétrie utilisés en pratique dans les accélérateurs modernes sans être excessive, compte tenu des autres incertitudes concernant la DOSE ABSORBÉE délivrée, et étant donné que la gamme des DOSES ABSORBÉES et des DÉBITS DE DOSE ABSORBÉE utilisée pour la plupart des fractions d'un traitement est plutôt limitée.

to be lower than on the RADIATION BEAM AXIS. By specifying flatness at 10 cm depth, relatively flat isodose curves are obtained at typical depths of head and neck tumours.

For electrons the STANDARD MEASUREMENT DEPTH is specified as half the PENETRATIVE QUALITY because this depth corresponds approximately to the depth of the centre of the tumour for the majority of PATIENTS. This is in lieu of the discrete steps in reference depth which have been used traditionally for stepwise ranges of energy.

Suggested functional performance values

5 DOSE MONITORING SYSTEM

The suggested tolerances for the DOSE MONITORING SYSTEM are selected wide enough to accommodate well-designed equipment, yet narrow enough that the randomized total of all uncertainties in the ABSORBED DOSE delivered to any selected point in the planned TREATMENT VOLUME and directly attributable to the MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR functional performance does not exceed a standard deviation of $\pm 3.3\%$ (see Table 1). If the full standard deviation is used up, it means that there is about 32% probability that any single SCALE READING will be in error by more than this deviation and about a 5% probability that any single SCALE READING will be in error by more than the double standard deviation. A discussion of other contributions to the total uncertainty in delivery of dose to a PHANTOM is presented in 7.2.1 of ICRU Report 24.

5.1 Reproducibility

The reproducibility tolerance for the DOSE MONITORING SYSTEM is suggested as 0.5%. Hence, to test other aspects of the DOSE MONITORING SYSTEM performance, it will be necessary to obtain an average value of $\bar{R}$ of the ratio of DOSE MONITOR UNITS to ABSORBED DOSE by making a number of repeated IRRADIATIONS for each data point, the required number being dependent on the actual reproducibility of the DOSE MONITORING SYSTEM and how much of the specified tolerance is used up by the DOSE MONITORING SYSTEM for each of the other aspects of performance. Hence, to be able to test the system in a reasonable amount of time, the specification encourages manufacturers to achieve much better than 0.5% reproducibility so that perhaps only two or three IRRADIATIONS will be required to obtain an average value $\bar{R}$ for each data point in clauses after 5.1.

5.2 Proportionality

The goal is to have sufficient precision in the ELECTRON ACCELERATOR DOSE MONITORING SYSTEM so that its calibration with respect to a standard IONIZATION CHAMBER for the full nominal range of delivered ABSORBED DOSE remains constant within a specified standard deviation over the full nominal range of ABSORBED DOSE RATES. Clause 5.2 and Figure 3 of 3.1 of this report describe a test and calculation procedure. The recommended tolerances for both X-RADIATION and ELECTRON RADIATION of 2% were chosen as representative of practical dosimeter systems in modern accelerators and as not excessive in relation to other uncertainties in delivered ABSORBED DOSE, recognizing that most treatment fractions are given within a rather limited range of ABSORBED DOSE and ABSORBED DOSE RATE.

5.5 Influence de la forme du CHAMP DE RAYONNEMENT

Sur certains équipements, il a été observé que le rapport des UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE à la DOSE ABSORBÉE varie suivant que l'on utilise les mâchoires inférieures ou supérieures du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU pour définir les longs côtés d'un CHAMP DE RAYONNEMENT rectangulaire. Ceci peut provenir de facteurs tels que la proximité des mâchoires supérieures et de la CHAMBRE D'IONISATION, d'une distribution allongée de la DOSE ABSORBÉE dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT sur la CIBLE de RAYONNEMENT X, ou d'une distribution dissymétrique de la DOSE ABSORBÉE dans le FAISCEAU D'ÉLECTRONS extrait du système magnétique de l'ACCÉLÉRATEUR D'ÉLECTRONS. Puisque les UTILISATEURS n'ont pas traditionnellement tenu compte de cette possibilité de variation dans l'étalonnage, il est demandé aux constructeurs d'avertir les utilisateurs en donnant l'ordre de grandeur.

Références:

R.F. Moyer, «Systematic patient-dose errors for 4- and 10-MeV microwave linear accelerator associated with rectangular collimator settings», Radiology, 129, 803 (1978).

D.O. Findley and D.D. Shaw, «Communication», Med. Phys. 4(6), 537 (1977).

6 Caractéristiques de la DOSE ABSORBÉE en profondeur

6.1 RAYONNEMENT X

La distribution de la dose en profondeur du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X dépend de plusieurs facteurs autres que l'énergie du FAISCEAU D'ÉLECTRONS frappant la CIBLE du RAYONNEMENT X de conversion dans les ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS. De même, les caractéristiques de la dose en profondeur du FAISCEAU D'ÉLECTRONS dépendent de plusieurs facteurs autres que l'énergie du FAISCEAU D'ÉLECTRONS frappant la fenêtre de sortie. Par suite le terme «POUVOIR DE PÉNÉTRATION» a été utilisé à la place du terme «ÉNERGIE NOMINALE» comme description plus précise du FAISCEAU DE RAYONNEMENT produit par un tel équipement.

La tolérance est choisie en vue des calculs de traitements. Par exemple, une variation de $\pm 3\%$ d'un équipement à l'autre pour les 6,3 cm de profondeur moyenne de 80% de DOSE ABSORBÉE pour un FAISCEAU DE RAYONNEMENT X de 6 MeV (BJR suppl. 17) correspond à une variation de la valeur de la dose à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE de 67,7% à 68,9% ou 66,5% du maximum de DOSE ABSORBÉE. Ceci en soi n'entraîne pas d'erreur de DOSE ABSORBÉE mais reste simplement une caractéristique de l'énergie du FAISCEAU DE RAYONNEMENT délivré par l'accélérateur.

La variation du POUVOIR DE PÉNÉTRATION du RAYONNEMENT X avec la position angulaire du SUPPORT n'est pas fixée car elle doit être très faible et aussi parce que de telles variations d'énergie sont facilement décelées par le système de surveillance de la distribution de dose (dose axiale par rapport à la dose périphérique symétrique), voir le paragraphe 4.1.7 de la Publication 601-2-1 de la CEI.

6.2 RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Le POUVOIR DE PÉNÉTRATION du RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE est défini à 80% de la DOSE ABSORBÉE parce que les radiothérapeutes indiquent généralement que le VOLUME CIBLE doit être à l'intérieur d'un contour isodose d'au moins 80%. La tolérance est choisie sur la base de la précision normale des mesures anatomiques et pour rester semblable aux autres tolérances de position de l'équipement. Pour protéger les régions sensibles au-dessous du VOLUME CIBLE une chute rapide de la DOSE ABSORBÉE au-delà de la profondeur de 80% est souhaitable. Par suite les constructeurs sont encouragés à réduire la proportion de RAYON-

5.5 *Dependence on the shape of the RADIATION FIELD*

It has been observed in some equipment that the ratio of DOSE MONITOR UNITS to ABSORBED DOSE depends upon whether the upper or the lower jaws of the BEAM LIMITING SYSTEM are used to define the long edges of a rectangular RADIATION FIELD. The causes for this can involve such factors as proximity of the upper jaws to the IONIZATION CHAMBER, an oblong distribution of ABSORBED DOSE in the RADIATION BEAM at the X-RADIATION TARGET and asymmetric distribution of ABSORBED DOSE in the ELECTRON BEAM extracted from the ELECTRON ACCELERATOR magnet system. Since USERS have not traditionally taken account of this possible variation in calibration, manufacturers are asked to bring it to the attention of USERS by stating its magnitude.

References:

R.F. Moyer, "Systematic patient-dose errors for 4- and 10-MeV microwave linear accelerators associated with rectangular collimator settings", *Radiology*, 129, 803 (1978).

D.O. Findley and D.D. Shaw, "Communication", *Med. Phys.* 4(6), 537 (1977).

6 **Depth ABSORBED DOSE characteristics**

6.1 *X-RADIATION*

The depth dose distribution of the X-RAY BEAM is dependent upon several factors other than the energy of the ELECTRON BEAM striking the X-RADIATION TARGET of MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS. Similarly, the depth dose distribution of the ELECTRON BEAM is dependent upon several factors other than the energy of the ELECTRON BEAM striking the electron window. Therefore, instead of NORMAL ENERGY, the term "PENETRATIVE QUALITY" is used as a more precise descriptor of the RADIATION BEAM produced by such equipment.

The tolerance is chosen in terms of treatment planning. For example a $\pm 3\%$ change from one machine to another in the 6.3 cm (BJR Suppl. 17) average depth to 80% ABSORBED DOSE for a 6 MeV X-RAY BEAM corresponds to a change in the value of the depth dose curve at STANDARD MEASUREMENT DEPTH from 67.7% to 68.9% or 66.5% of maximum ABSORBED DOSE. This in itself does not cause an error in ABSORBED DOSE but merely characterizes the RADIATION BEAM energy of the machine.

The deviation of PENETRATIVE QUALITY of X-RADIATION with the angular position of the GANTRY is not specified because it is expected to be quite small and because such energy changes are readily detected by a monitor of variations in dose distribution (axial vs. symmetrical peripheral dose); see Clause 4.1.7 of IEC Publication 601-2-1.

6.2 *ELECTRON RADIATION*

The PENETRATIVE QUALITY for ELECTRON RADIATION is specified at 80% ABSORBED DOSE because therapists typically specify the TARGET VOLUME to be within an isodose contour of at least 80%. The tolerance is chosen in recognition of the typical accuracy of anatomical measurements and to be similar to other positional tolerances for the equipment. To protect sensitive regions below the TARGET VOLUME, a steep fall-off of ABSORBED DOSE beyond the depth of 80% is desired. Hence, manufacturers are encouraged to minimize lower energy IONIZING RADIATION content in the RADIATION BEAM. This becomes a more difficult design

NEMENT IONISANT de basse énergie dans le FAISCEAU DE RAYONNEMENT. Ceci peut être difficile aux ÉNERGIES NOMINALES supérieures à 20 MeV et la valeur 1,6 suggérée pour le rapport du PARCOURS PRATIQUE à la profondeur du 80% du maximum de DOSE ABSORBÉE ne s'applique que jusqu'à 20 MeV.

6.2.2 Stabilité du POUVOIR DE PÉNÉTRATION

Dans la gamme de 3 à 50 MeV les POUVOIRS DE PÉNÉTRATION varient de 1 à 15 cm environ pour le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE. La tolérance suggérée de ± 2 mm sur la stabilité du POUVOIR DE PÉNÉTRATION du RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE avec la rotation du SUPPORT est en accord avec les autres tolérances de position de l'équipement.

7 Uniformité des CHAMPS DE RAYONNEMENT

7.1 RAYONNEMENT X

7.1.1 Homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés

Par suite de la dispersion des RAYONNEMENTS X dans le FANTÔME et des variations du SPECTRE DE RAYONNEMENT dans le CHAMP DE RAYONNEMENT, les épaulements des profils de dose à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE tendent à être inférieurs pour des petits CHAMPS DE RAYONNEMENT et supérieurs pour les grands CHAMPS DE RAYONNEMENT que la valeur sur l'axe du profil de dose avec un seul FILTRE égalisateur. L'une des principales conditions requises en RADIOTHÉRAPIE est que la variation de la dose dans le VOLUME CIBLE soit limitée de manière que tous les points de ce volume reçoivent la DOSE ABSORBÉE prescrite avec une certaine tolérance. Mais que la DOSE ABSORBÉE au point sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE soit faible ou élevée dans les limites de cette tolérance n'est pas un facteur important pourvu que sa valeur soit connue avec précision pour son utilisation dans le calcul du plan de traitement.

En spécifiant l'homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT X par le rapport du maximum au minimum de la DOSE ABSORBÉE au lieu de spécifier les rapports du maximum et du minimum de DOSE ABSORBÉE à la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, la gamme des CHAMPS DE RAYONNEMENT qui peuvent être homogénéisés avec un seul FILTRE égalisateur est accrue, ce qui simplifie l'équipement et améliore la sécurité de son fonctionnement.

Il a été admis que le rapport du maximum au minimum de DOSE ABSORBÉE pouvait être plus grand pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT carrés supérieurs à 30 cm $\times$ 30 cm de manière qu'il soit possible d'utiliser pour ces CHAMPS DE RAYONNEMENT le même FILTRE égalisateur que pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT plus petits, en maintenant par là la simplicité de l'équipement et la sécurité correspondante.

La Publication 976 de la CEI demande que l'équipement délivre un CHAMP DE RAYONNEMENT homogène. Les modifications de cette condition de base d'homogénéité en vue d'obtenir d'autres distributions de DOSE ABSORBÉE (telle qu'une DOSE ABSORBÉE plus élevée au cœur du VOLUME CIBLE) peuvent par suite être obtenues en radiothérapie par réductions successives des CHAMPS DE RAYONNEMENT en cours de traitement ou en introduisant des compensateurs par exemple.

7.1.2 Variation de la distribution de dose des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés avec les positions angulaires

La variation de dose dans le CHAMP DE RAYONNEMENT peut être prise en compte dans le plan de traitement. Les CHAMPS DE RAYONNEMENT, la valeur de la DOSE ABSORBÉE à la PROFONDEUR DE DOSE MAXIMUM pour chaque porte d'entrée et d'autres facteurs peuvent être

problem at NOMINAL ENERGIES above 20 MeV, so the suggested ratio of 1.6 for the ratio of PRACTICAL RANGE to a depth of 80% of maximum ABSORBED DOSE is applied only up to 20 MeV.

6.2.2 *Stability of PENETRATIVE QUALITY*

Over the range of 3 MeV to 50 MeV, PENETRATIVE QUALITY ranges from about 1 to 15 cm for ELECTRON RADIATION. The suggested tolerance of ± 2 mm for stability of PENETRATIVE QUALITY of ELECTRON RADIATION with GANTRY rotation is consistent with other positional tolerances for the equipment.

7 **Uniformity of RADIATION FIELDS**

7.1 *X-RADIATION*

7.1.1 *Flatness of square X-RAY FIELDS*

Because of X-RADIATION scatter in the PHANTOM and variation in RADIATION SPECTRUM over the RADIATION FIELD, the shoulders of the dose profile at STANDARD MEASUREMENT DEPTH tend to be lower for small RADIATION FIELDS and higher for large RADIATION FIELDS than the axis value of the dose profile with a single flattening FILTER. A major requirement for RADIOTHERAPY is that the range of dose variation over the TARGET VOLUME be limited so that all points in the volume receive the prescribed ABSORBED DOSE within a tolerance range. However, whether the ABSORBED DOSE to the point on RADIATION BEAM AXIS at STANDARD REFERENCE DEPTH is high or low in this range is not a major factor as long as its value is accurately known so that it can be considered in the treatment planning process.

By specifying the flatness of X-RAY FIELDS in terms of the ratio of maximum to minimum ABSORBED DOSE instead of specifying the ratios of maximum and minimum ABSORBED DOSE to ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS dose, the range of RADIATION FIELDS that can be flattened by a single flattening FILTER is extended, thereby simplifying equipment and improving its safety in operation.

The ratio of maximum to minimum ABSORBED DOSE is allowed to have a larger value for square RADIATION FIELDS larger than 30 cm $\times$ 30 cm in order to permit flattening such RADIATION FIELDS with the same flattening FILTER as for smaller RADIATION FIELDS, thereby maintaining simplicity of equipment and corresponding safety.

IEC Publication 976 requires that the equipment provide a flattened RADIATION FIELD. Variations from this basic condition of flatness to achieve other desired ABSORBED DOSE distributions (such as higher ABSORBED DOSE to the core of the TARGET VOLUME) can then be achieved in therapy by coning down RADIATION FIELDS during the course of treatment or by using compensation, for example.

7.1.2 *Deviation of dose distribution of square X-RAY FIELDS with angular positions*

The range of dose variation over the RADIATION FIELD can be incorporated into the treatment plan. RADIATION FIELD and given ABSORBED DOSE at DEPTH OF DOSE MAXIMUM for each portal and other factors can be adjusted to limit the range of ABSORBED DOSE over the

ajustés pour limiter la variation de DOSE ABSORBÉE dans le VOLUME CIBLE. Cependant les courbes isodoses utilisées pour le calcul du plan de traitement sont relevées pour une seule position angulaire du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU et les variations de ces isodoses avec la position angulaire du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU conduisent à des erreurs dans la distribution de la dose délivrée au PATIENT. Par suite une tolérance relativement serrée est donnée à la stabilité de l'homogénéité avec les positions angulaires du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU.

Il faut remarquer qu'il y eut une importante controverse au sein du groupe de travail pour savoir si les variations de stabilité avec la rotation du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU devaient être ajoutées ou non aux défauts de l'homogénéité mesurés pour une seule position angulaire du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, pour s'assurer de la conformité avec la tolérance sur le rapport entre le maximum et le minimum de DOSE ABSORBÉE dans la région homogène. Par exemple si la totalité de la tolérance de $\pm 1,5\%$ pour la stabilité du rapport du maximum au minimum de DOSE ABSORBÉE avec la rotation du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU est utilisée sur un équipement, la tolérance totale permise pour le rapport du maximum au minimum de DOSE ABSORBÉE à une seule position angulaire du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU se trouverait limité à seulement 103% pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT jusqu'à 30 cm $\times$ 30 cm. Cependant, avec les équipements modernes, il est déjà très difficile d'arriver à 106% sur toute la surface homogène pour une seule position angulaire du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU pour tous les CHAMPS DE RAYONNEMENT jusqu'à 30 cm $\times$ 30 cm avec la restriction supplémentaire d'une DOSE ABSORBÉE maximum de 107% n'importe où dans le plan à la profondeur du 100% de DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT.

Par suite de la diffusion dans le FANTÔME et des variations dans le SPECTRE DU RAYONNEMENT dans le CHAMP DE RAYONNEMENT, le POUVOIR DE PÉNÉTRATION du FAISCEAU DE RAYONNEMENT décroît lorsque l'on s'écarte de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT vers les bords et coins du CHAMP DE RAYONNEMENT et décroît différemment pour les divers CHAMPS DU RAYONNEMENT. Dans une large mesure le constructeur n'est pas maître de l'importance de cette décroissance, tout spécialement aux ÉNERGIES NOMINALES DE RAYONNEMENT X où la répartition de la qualité du spectre dans le CHAMP DE RAYONNEMENT n'est pas facilement améliorée par la filtration.

Comme les plans de traitement sont généralement établis à l'aide des courbes isodoses mesurées ou calculées pour une position angulaire donnée du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, il peut être tenu compte des défauts d'homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT pour obtenir l'homogénéité de la DOSE ABSORBÉE désirée dans le VOLUME CIBLE. Le facteur pouvant réellement introduire insidieusement une erreur dans le plan de traitement est de ce fait l'instabilité d'homogénéité avec les rotations du SUPPORT et du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU, par suite une tolérance serrée a été définie pour cette instabilité.

Le groupe de travail est arrivé à la conclusion que la norme ne devait pas être rédigée de manière que les variations de stabilité avec la rotation de l'équipement selon 7.1.2 s'ajoutent aux variations d'homogénéité à une position angulaire donnée de l'équipement lors de la mise en conformité avec les prescriptions concernant le rapport du maximum au minimum de DOSE ABSORBÉE pour l'homogénéité selon 7.1.1. Il s'ensuit que la norme est simplifiée, plus facile à mettre en œuvre et correspond à une bonne pratique courante de la conception des ACCÉLÉRATEURS MÉDICAUX D'ÉLECTRONS.

Références:

- R.D. Larsen, L.H. Brown, B.E. Bjarnsgard, «Calculations for beam flattening filters for high energy X-ray machines», Med. Phys. 5(3), 215 (May/June 1978).
- W.F. Gagnon, L.W. Berkeley, P. Kennedy, W.F. Hansen, R.J. Shalek, «An analysis for discrepancies encountered by the AAPM radiological physics center», Med. Phys. 5(6), 556 (Nov/Dec 1978).

TARGET VOLUME. However, the isodose curves used to compute the treatment plan are taken for only one angular position of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM and variations of these isodose curves with angular position of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM will produce errors in the dose distribution delivered to the PATIENT. Therefore a relatively tight tolerance is placed on stability of flatness with angular position of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM.

It should be noted that there was considerable controversy within the Working Group regarding whether or not the stability variations with rotation of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM should be added to the unflatness measured at a single angular position of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM in determining compliance with the tolerance on ratio of maximum to minimum ABSORBED DOSE over the flattened area. For example, if the full $\pm 1.5\%$ tolerance for stability of the ratio of maximum to minimum ABSORBED DOSE with rotation of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM is used up by the equipment, then the allowed tolerance on ratio of maximum to minimum ABSORBED DOSE at a single angular position of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM would have been limited to only 103% for RADIATION FIELDS up to 30 cm $\times$ 30 cm; yet with modern equipment there is considerable difficulty in achieving even 106% over the full flattened area at a single angular position of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM over the full range of RADIATION FIELDS to 30 cm $\times$ 30 cm within the constrictor of 107% maximum ABSORBED DOSE anywhere in the plane at the depth of 100% ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS.

Because of scatter in the PHANTOM and variation in RADIATION SPECTRUM over the RADIATION FIELD, PENETRATIVE QUALITY of the RADIATION BEAM decreases with displacement from RADIATION BEAM AXIS toward the edges and corners of the RADIATION FIELD and decreases differently for different RADIATION FIELDS. The magnitude of this decrease is largely beyond the control of the manufacturer, especially at NOMINAL ENERGIES of X-RADIATION where the spectral quality distribution over the RADIATION FIELD is not easily trimmed by filtration.

Since treatment plans are typically prepared from isodose contours measured or calculated for a single angular position of GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM, unflatness of these RADIATION FIELDS can be accommodated to achieve the desired uniformity of ABSORBED DOSE over the TARGET VOLUME. The really insidious contribution to error in the treatment plan is then the instability of flatness with GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM rotation; hence a tight tolerance is placed on this instability.

The Working Group concluded that the standard should be written so that stability variations with equipment rotation in 7.1.2 should not be added to the flatness variations at the single angular position of the equipment in determining compliance with the flatness tolerance ratio of maximum to minimum ABSORBED DOSE in 7.1.1. This results in a simpler and more easily implemented standard and it corresponds to good current practice in the design of MEDICAL ELECTRON ACCELERATORS.

References:

- R.D. Larsen, L.H. Brown, B.E. Bjarngard, "Calculations for beam flattening filters for high energy X-ray machines", Med. Phys. 5 (3), 215 (May/June 1978).
W.F. Gagnon, L.W. Berkeley, P. Kennedy, W.F. Hansen, R.J. Shalek, "An analysis for discrepancies encountered by the AAPM radiological physics center", Med. Phys. 5 (6), 556 (Nov/Dec 1978).

7.1.4 Rapport maximum de la DOSE ABSORBÉE

Pour simplifier les prescriptions et les mesures, la valeur maximale de la DOSE ABSORBÉE a été spécifiée dans le plan perpendiculaire à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la profondeur du maximum de DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT. Il est certain que le maximum de DOSE ABSORBÉE réel dans le CHAMP DE RAYONNEMENT peut être au-dessus ou au-dessous de ce plan, particulièrement vers les coins du CHAMP DE RAYONNEMENT, mais ceci ne devrait pas conduire à un excès de DOSE ABSORBÉE important par rapport au maximum de DOSE ABSORBÉE dans le plan de mesure.

7.1.5 CHAMPS DE RAYONNEMENT *X* avec FILTRE EN COIN

Pour une plus grande précision de mesure de l'ANGLE DU FILTRE EN COIN, la pente du contour d'isodose à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT est mesurée à l'aide de la ligne congruente avec ce contour isodose aux points situés à une distance égale à $\pm 1/4$ de la dimension du CHAMP GÉOMÉTRIQUE de part et d'autre de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT plutôt que d'avoir à trouver la tangente en un seul point sur cet AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT. La PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE de 10 cm a été choisie comme convenable en RADIOTHÉRAPIE et assez profonde pour que l'isodose inclinée à cette profondeur couvre la plus grande partie du CHAMP DE RAYONNEMENT. (Le rapport ICRU 24, page 13, recommande aussi 10 cm comme profondeur de référence.)

7.2 RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

7.2.1 Homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Les radiothérapeutes demandent généralement que le VOLUME CIBLE soit à l'intérieur du contour d'isodose 80% au moins. Pour la juxtaposition des CHAMPS DE RAYONNEMENT adjacents, de même que pour la majorité des traitements avec une seule porte d'entrée, il est désirable que la surface isodose 80% proche de la PROFONDEUR DE BASE soit relativement uniforme sur la plus grande partie de la surface du CHAMP GÉOMÉTRIQUE, avec un faible rayon de courbure lorsque cette surface à 80% s'incurve vers le haut dans les régions des bords et des coins du CHAMP GÉOMÉTRIQUE. Les prescriptions sont rédigées de manière à encourager les constructeurs à étudier les dispositifs qui diffusent et délimitent le FAISCEAU D'ÉLECTRONS de façon à arriver à ces objectifs pour l'homogénéité de la surface isodose à 80% sans conduire à des DOSES ABSORBÉES excessives à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE.

La DIMENSION DU CHAMP GÉOMÉTRIQUE est considérée comme constante quelle que soit la profondeur dans le FANTÔME (bords du CHAMP DE RAYONNEMENT projetés normalement à la surface du FANTÔME) parce que la zone entre le bord du CHAMP GÉOMÉTRIQUE et l'isodose 80% à la PROFONDEUR DE BASE tend à être relativement indépendante de l'ÉNERGIE NOMINALE du FAISCEAU DE RAYONNEMENT et des CHAMPS DE RAYONNEMENT, ce qui simplifie la définition de cette zone pour les mesures de doses et pour établir les plans de traitement des PATIENTS.

Même si le radiothérapeute peut choisir un VOLUME CIBLE s'étendant jusqu'au contour d'isodose 80%, il est souhaitable en RADIOTHÉRAPIE que la plus grande partie du VOLUME CIBLE soit à l'intérieur du contour d'isodose 90%; par suite la dose à 90% est utilisée pour définir les prescriptions d'homogénéité dans le plan à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE. La dose de 90% sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT est utilisée pour définir la position du plan à la PROFONDEUR DE BASE en tant que moyen commode de définir et de mesurer l'homogénéité de la surface isodose 80% au moyen de relevés de profils de dose dans la PROFONDEUR DE BASE ou de relevés des contours d'isodoses dans des plans passant par l'AXE DU FAISCEAU et chacune des médianes, et dans des plans passant par les bissectrices des angles des CHAMPS DE RAYONNEMENT rectangulaires.

7.1.4 *Maximum ratio of ABSORBED DOSE*

For simplicity of specification and measurement, the maximum value of ABSORBED DOSE was specified in the plane normal to the RADIATION BEAM AXIS at the depth of maximum ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS. It was recognized that the actual maximum ABSORBED DOSE in the RADIATION FIELD may be above or below this plane, especially in the corners of the RADIATION FIELD, but it is not anticipated that this will represent a severe excess in ABSORBED DOSE over the maximum ABSORBED DOSE in the measurement plane.

7.1.5 *X-RAY FIELDS with WEDGE FILTER*

For better accuracy in measuring WEDGE FILTER ANGLE, the slope of the isodose contour at STANDARD MEASUREMENT DEPTH on the RADIATION BEAM AXIS is measured by a line congruent with this isodose contour at points displaced $\pm \frac{1}{4}$ of the GEOMETRICAL FIELD dimension from the RADIATION BEAM AXIS rather than finding the tangent at a single point on the RADIATION BEAM AXIS. The STANDARD MEASUREMENT DEPTH of 10 cm is chosen as relevant to RADIOTHERAPY and deep enough so that the wedged isodose contour at this depth extends across most of the RADIATION FIELD. (ICRU Report 24, page 13, also recommends 10 cm reference depth.)

7.2 *ELECTRON RADIATION*

7.2.1 *Flatness of ELECTRON FIELDS*

Radiotherapists typically specify the TARGET VOLUME to be within an electron isodose contour of at least 80%. For abutment of contiguous RADIATION FIELDS as well as for the majority of single portal treatments it is desirable that the 80% isodose surface near the plane at BASE DEPTH be relatively flat over most of the GEOMETRICAL FIELD area with short radius curvature, as this 80% isodose surface turns upward in the region of the GEOMETRICAL FIELD edge and corner. The specification is written to encourage manufacturers to design the devices which spread and collimate the ELECTRON BEAM so as to achieve these goals for the flatness of the 80% isodose surface without producing excessive ABSORBED DOSE at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH.

The GEOMETRICAL FIELD SIZE is defined as constant with depth into the PHANTOM (RADIATION FIELD edges projected normal to PHANTOM surface) because the border between the GEOMETRICAL FIELD edge and the 80% isodose contour at BASE DEPTH tends to be relatively independent of NOMINAL ENERGY of the RADIATION BEAM and RADIATION FIELD, hence simplifying specification of this border for dose measurements as well as for PATIENT treatment planning.

Even though the radiotherapist may choose to have the TARGET VOLUME extend as far as the 80% isodose contour, it is desirable for RADIOTHERAPY that as much as practicable of the TARGET VOLUME be encompassed by the 90% isodose contour; hence 90% dose is used to define compliance with the flattened area in the plane at STANDARD MEASUREMENT DEPTH. 90% dose on the RADIATION BEAM AXIS is used to define the position of the plane at BASE DEPTH as a convenient way to specify and to measure flatness of the 80% isodose surface, such as by measurement of dose profiles in the BASE DEPTH or measurement of isodose contours in planes containing the RADIATION BEAM AXIS and each major axis and in planes containing the bisectors of the corners of rectangular RADIATION FIELDS.

7.2.3 Symétrie des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Une prescription concernant la symétrie en RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE est incluse d'une façon assez semblable à celle des RAYONNEMENTS X. Il faut remarquer qu'une minorité dans le groupe de travail a estimé nécessaire une prescription concernant la symétrie en électrons. La question a été soulevée au sujet de l'importance biologique pour une cellule à une certaine distance de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT de recevoir une DOSE ABSORBÉE un peu plus ou un peu moins grande que la cellule occupant une position symétrique à la même distance de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, tant que ces deux cellules reçoivent chacune une DOSE ABSORBÉE comprise entre la DOSE ABSORBÉE maximale et la dose minimale prescrites, la prescription étant un maximum de 103% et un minimum de 90% sur la surface homogène à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE. Le groupe de travail a décidé de conserver une prescription sur la symétrie pour inciter les constructeurs à parfaire le contour des isodoses pour faciliter les plans de traitement.

Références:

Norah de V. Tapley, «Clinical applications of the electron beam», John Wiley & Sons, New York, London (1976).

ICRU Report 29 (1978).

A. Brahme and H. Svensson, «Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron», Acta Radiol. Oncology, 18 (1978).

7.3 Pénombre des CHAMPS DE RAYONNEMENT

La pénombre du CHAMP DE RAYONNEMENT diminue par l'utilisation d'une SOURCE DE RAYONNEMENT de faible diamètre effectif, par la recherche d'un plus grand rapport entre la distance SOURCE DE RAYONNEMENT - DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU et la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT, et par l'alignement au mieux des bords de la SOURCE DE RAYONNEMENT de dimensions finies. La diffusion dans le FANTÔME fait que la pénombre est plus large pour les grands CHAMPS DE RAYONNEMENT et est une fonction du POUVOIR DE PÉNÉTRATION du FAISCEAU DE RAYONNEMENT. A cause de toutes ces variables une simple tolérance sur la pénombre aurait une signification limitée. Par suite il est demandé aux constructeurs de déclarer quelle est la valeur de la pénombre dans différentes conditions et ces déclarations peuvent être confirmées par l'examen des profils de dose établis suivant les essais 7.1.1 et 7.2.1.

8 Indication des CHAMPS DE RAYONNEMENT

8.1 RAYONNEMENT X

8.1.2 INDICATEUR LUMINEUX DU CHAMP

La position des bords du CHAMP LUMINEUX est utilisée communément pour ajuster les dimensions et la position du CHAMP DE RAYONNEMENT X par rapport aux tatouages sur la peau du PATIENT. Pour éviter une DOSE ABSORBÉE excessive aux organes sensibles voisins et pour obtenir une DOSE ABSORBÉE uniforme à une profondeur donnée (telle que la profondeur d'un organe sensible) sur toute la région contiguë des CHAMPS DE RAYONNEMENT adjacents, sans sous- ou sur-DOSE ABSORBÉE excessive, il est important que la correspondance entre le CHAMP DE RAYONNEMENT et la projection du CHAMP LUMINEUX à la profondeur donnée soit assez précise. Comme la projection du CHAMP LUMINEUX suit d'assez près le contour à 50% du CHAMP DE RAYONNEMENT jusqu'à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE, la correspondance est prescrite à cette profondeur.

Les tolérances suggérées ont été choisies en considérant la pénombre obtenue en pratique sur les bords des CHAMPS LUMINEUX et en considérant que le CHAMP LUMINEUX est limité par une épaisseur infiniment faible des bords supérieurs ou inférieurs des mâchoires, alors que le CHAMP DE RAYONNEMENT X est défini par une épaisseur appréciable des mâchoires du

7.2.3 Symmetry of ELECTRON FIELDS

A symmetry specification for ELECTRON RADIATION is included in much the same way as for X-RADIATION. It should be noted that a minority opinion was expressed in the Working Group as to the need for symmetry specification for electrons. The question arises as to the biological significance of a cell displaced one way from the RADIATION BEAM AXIS receiving slightly more or less ABSORBED DOSE than its mirror image cell displaced equally the other way from the RADIATION BEAM AXIS, as long as both these cells receive an ABSORBED DOSE within the specified range from maximum to minimum ABSORBED DOSE, which is specified as between 103% maximum and 90% minimum over the flattened area at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH. The Working Group chose to include the symmetry specification simply to encourage manufacturers to optimize the appearance of isodose contours for ease of treatment planning.

References:

- Norah de V. Tapley, "Clinical applications of the electron beam", John Wiley & Sons, New York, London (1976).
ICRU Report 29 (1978).
A. Brahme and H. Svensson, "Radiation beam characteristics of a 22 MeV microtron", Acta Radiol. Oncology, 18 (1978).

7.3 Penumbra of RADIATION FIELDS

RADIATION FIELD penumbra is minimized by employing a small effective diameter RADIATION SOURCE, maximizing the ratio of RADIATION SOURCE-BEAM LIMITING SYSTEM distance to NORMAL TREATMENT DISTANCE, and properly aligning the edges of jaws of the BEAM LIMITING SYSTEM with the edges of the finite size RADIATION SOURCE. Scatter in the PHANTOM causes penumbra to be larger at larger RADIATION FIELDS and to be a function of RADIATION BEAM PENETRATIVE QUALITY. Because of these many variables, a single simple tolerance on penumbra would have limited meaning. Therefore, manufacturers are asked to state the penumbra for various conditions and these statements can be confirmed by inspection of dose profiles run in the tests of 7.1.1 and 7.2.1.

8 Indication of RADIATION FIELDS

8.1 X-RADIATION

8.1.2 LIGHT FIELD INDICATOR

The positions of the LIGHT FIELD edges are commonly used to adjust X-RAY FIELD dimension and position relative to PATIENT skin marks. To avoid excessive ABSORBED DOSE to nearby sensitive organs and to obtain uniform ABSORBED DOSE at selected depth (such as the depth of a sensitive organ) over the contiguous region of adjacent RADIATION FIELDS without excessive under- or over-ABSORBED DOSE, it is important that the congruence of the RADIATION FIELD and the projection of the LIGHT FIELD at the selected depth be relatively precise. Since the projection of the LIGHT FIELD follows the RADIATION FIELD 50% decrement line rather accurately down to the STANDARD MEASUREMENT DEPTH, congruence is specified at this depth.

The suggested tolerances are chosen in recognition of the penumbra of practical LIGHT FIELD edges and recognizing that the LIGHT FIELD is defined by an infinitesimal thickness of the upper or lower edge of the jaw, whereas the X-RAY FIELD is defined by a finite thickness of the jaw of the BEAM LIMITING SYSTEM. Also, in practice in compact RADIATION HEADS the

DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU. De plus, en pratique, dans les TÊTES RADIOGÈNES compactes, les faces des mâchoires ne restent pas toujours parallèles avec précision aux bords du CHAMP DE RAYONNEMENT pour toutes les valeurs des CHAMPS DE RAYONNEMENT.

Il est possible de compenser le déplacement du bord des CHAMPS LUMINEUX par rapport au bord du CHAMP DE RAYONNEMENT X à l'aide d'une table d'étalonnage si ce déplacement reste constant pour un CHAMP DE RAYONNEMENT donné, d'où une tolérance plus serrée sur la reproductibilité du déplacement selon le paragraphe 8.1.3.

La tolérance à 1,5 DNT (DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT) est le double de la tolérance à la DNT puisque les erreurs sont multipliées par deux environ pour les équipements courants où le DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU se trouve vers la moitié de la DNT de la SOURCE DE RAYONNEMENT.

8.2 RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

8.2.1 Indication numérique du champ

Logiquement la tolérance sur l'indication numérique du CHAMP DE RAYONNEMENT en RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE est définie comme pour le RAYONNEMENT X en relation avec les points sur les médianes dans le plan à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE où la DOSE ABSORBÉE est égale à 50% de la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la même profondeur. Le point à 50% de la DOSE ABSORBÉE est très important à la jonction de CHAMPS DE RAYONNEMENT adjacents.

8.2.2 INDICATEUR LUMINEUX DU CHAMP

L'indication numérique des CHAMPS DE RAYONNEMENT est souvent utilisée comme première identification du CHAMP DE RAYONNEMENT en électron-thérapie. Par suite les prescriptions ont été établies sur la base de la correspondance entre les indications numériques et le CHAMP LUMINEUX en présumant que des tables d'étalonnage basées sur les courbes isodoses seront utilisées pour établir la correspondance avec les CHAMPS DE RAYONNEMENT.

8.3 Géométrie du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU en RAYONNEMENT X

Une erreur de parallélisme de plus de $\pm 0,5^\circ$ des bords opposés d'un CHAMP DE RAYONNEMENT de 20 cm $\times$ 20 cm correspond à une différence de longueur des deux autres côtés de 1,7 mm. Les mâchoires du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU pouvant avoir une plus grande tendance à s'écarter de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT sous un angle de 90° (ou 270°) du SUPPORT, ces conditions ont par la suite été retenues pour les essais.

8.4 Eclairage et pénombre du CHAMP LUMINEUX

L'éclairage minimum suggéré du CHAMP LUMINEUX pour les équipements de RADIOTHÉRAPIE est inférieur à une prescription typique pour les équipements de diagnostic en RAYONNEMENT X de manière qu'une plus petite source du CHAMP LUMINEUX puisse être utilisée pour obtenir une meilleure définition des bords du CHAMP LUMINEUX, des médianes et de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT pour une mise en place plus précise du PATIENT. La valeur moyenne de 40 lux sur tout le CHAMP LUMINEUX est convenable pour un éclairage ambiant réduit typique de la salle de traitement. Une intensité relativement uniforme sur tout le CHAMP LUMINEUX est prévue pour bien délimiter les blocs de protection.

10 ISOCENTRE

10.1 Ecart entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et l'ISOCENTRE

L'ISOCENTRE est défini à partir du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X puisque c'est le point auquel se réfère la position de la tumeur dans le calcul des traitements de RADIOTHÉRAPIE ISOCENTRIQUE et par suite est une indication utile pour la mise en place des PATIENTS. La tolérance sur l'ISOCENTRE du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X n'est pas directement comparable

jaw faces are not always precisely parallel to the RADIATION FIELD edge over the full range of RADIATION FIELDS.

Compensation for the displacement of the LIGHT FIELD edge from the X-RAY FIELD edge can be achieved with a calibration chart, provided this displacement is constant for a given RADIATION FIELD, hence the tolerance on reproducibility of this displacement in Clause 8.1.3.

The tolerance at 1.5 times NORMAL TREATMENT DISTANCE (NTD) is double the tolerance at NTD since errors are multiplied by about 2 for typical equipment with BEAM LIMITING SYSTEM at about half NTD from the RADIATION SOURCE.

8.2 ELECTRON RADIATION

8.2.1 Numerical field-indication

For consistency, the same definition of tolerance on numerical indication of RADIATION FIELD is used for ELECTRON RADIATION as for X-RADIATION, relating it to the points on the major axes in the plane at STANDARD MEASUREMENT DEPTH where the ABSORBED DOSE is 50% of the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS at the same depth. The 50% ABSORBED DOSE point is important when abutting adjacent RADIATION FIELDS.

8.2.2 LIGHT FIELD-INDICATOR

Numerical identification of RADIATION FIELD is often used as the primary indication of RADIATION FIELD in electron therapy. Hence, the specification is written to require congruence of numerical indication and LIGHT FIELD, on the assumption that calibration tables based on isodose curves will be used to achieve congruence with RADIATION FIELDS.

8.3 Geometry of the BEAM LIMITING SYSTEM for X-RADIATION

A $\pm 0.5^\circ$ error in parallelism of opposing edges of a 20 cm $\times$ 20 cm RADIATION FIELD corresponds to a difference in length of the other two edges of 1.7 mm. BEAM LIMITING SYSTEM jaws may have the greatest tendency to tilt away from RADIATION BEAM AXIS at 90° (or 270°) GANTRY angle, hence the corresponding test condition.

8.4 Illuminance and penumbra of the LIGHT FIELD

The suggested minimum value of illuminance of the LIGHT FIELD for RADIOTHERAPY equipment is smaller than the typical specification for diagnostic X-RADIATION equipment so that a smaller LIGHT FIELD source can be used to achieve finer resolution of LIGHT FIELD edges, major axes and RADIATION BEAM AXIS for more accurate PATIENT set-up. The 40 lux average value over the full LIGHT FIELD is adequate under typical treatment room subdued ambient light. A relatively uniform intensity over the full LIGHT FIELD is anticipated for delineation of shadow blocks.

10 ISOCENTRE

10.1 Displacement of the RADIATION BEAM AXIS from the ISOCENTRE

The ISOCENTRE is specified in terms of the X-RAY BEAM because this is the point to which the tumour position is referred in ISOCENTRIC RADIOTHERAPY treatment planning and hence is desired for PATIENT positioning. The X-RAY BEAM ISOCENTRE tolerance is not directly comparable to ISOCENTRE tolerance statements of the past, which related traditionally only to

aux tolérances annoncées dans le passé qui étaient traditionnellement relatives seulement à une approximation de l'ISOCENTRE obtenue par des moyens mécaniques ou à un champ fixe étroit de RAYONNEMENT X pour une seule position angulaire du DISPOSITIF DE LIMITATION DU FAISCEAU et même souvent seulement dans le plan vertical perpendiculaire à l'axe de rotation du SUPPORT (par exemple la détermination en étoile avec un film vertical). Les essais qui résultent de la présente définition de l'ISOCENTRE sont par conséquent plus complexes que pour des prescriptions traditionnelles concernant un ISOCENTRE «mécanique» lié aux axes de rotation de l'équipement. La tolérance suggérée de ± 2 mm est quelque peu plus grande que les spécifications usuelles pour l'ISOCENTRE mécanique, les erreurs de position du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X devant être ajoutées aux imperfections mécaniques, et aussi pour rester applicable aux grands et lourds équipements et aux équipements avec bouclier rétractable. Une minorité s'est prononcée en faveur d'une tolérance de ± 3 mm dans le groupe de travail pour tenir compte de l'usure de l'équipement avec le temps d'utilisation. Un FILM RADIOGRAPHIQUE peu sensible nécessitant une exposition de l'ordre de 1 Gy est recommandé pour l'essai car cela correspond à une DOSE ABSORBÉE courante pour un traitement et contient les variations dues aux effets transitoires au début de l'IRRADIATION.

10.2 Indication de l'ISOCENTRE

L'ISOCENTRE est un point de l'espace; sa position est déterminée par l'essai du 10.1.2. La tolérance suggérée demande que l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT passe toujours à moins de ± 2 mm de ce point. L'indication de l'ISOCENTRE peut servir au positionnement à l'ISOCENTRE d'un point choisi dans le VOLUME CIBLE du PATIENT dans la tolérance prescrite de ± 2 mm. Ainsi pour les CHAMPS DE RAYONNEMENT parallèles opposés, dont l'un est déplacé de 0 mm à +2 mm et l'autre de -2 mm par rapport à l'ISOCENTRE avec la tolérance du 10.1.2, il est possible que l'un des CHAMPS DE RAYONNEMENT soit déplacé de -2 mm à 0 mm et l'autre CHAMP DE RAYONNEMENT de -4 mm par rapport au point choisi dans le VOLUME CIBLE (figure 1).

L'indicateur de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT des paragraphes 9.2 et 9.3 (tel que la projection du réticule dans le système du CHAMP LUMINEUX) peut être utilisé pour placer le PATIENT par rapport au FAISCEAU DE RAYONNEMENT par un tatouage du PATIENT marquant le centre de chaque porte d'entrée. Si ces tatouages sont liés de façon précise au point choisi dans le VOLUME CIBLE (par exemple en utilisant un simulateur «parfait»), les axes des CHAMPS DE RAYONNEMENT parallèles opposés positionnés à partir de cette indication seront à ± 2 mm de ce point choisi.

Les tolérances de ± 2 mm pour les indications de l'ISOCENTRE et de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT ont été retenues comme possibles en pratique sur les équipements et en accord avec les tolérances spatiales globales en RADIOTHÉRAPIE de précision (voir tableau 1).

La tolérance sur l'indication de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT (article 9) est plus grande pour les RAYONNEMENTS ÉLECTRONIQUES que pour les RAYONNEMENTS X parce que les RAYONNEMENTS ÉLECTRONIQUES sont diffusés par l'air et leurs trajectoires sont courbées par les champs magnétiques introduisant des variations possibles au-delà de la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT et avec l'ouverture définissant le CHAMP DE RAYONNEMENT entre 5 cm et 50 cm de la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT.

11 Indication de la distance le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT

L'indicateur de distance à l'ISOCENTRE (CENTREUR mécanique gradué par exemple) peut être utilisé par exemple pour déplacer la surface du PATIENT verticalement ou horizontalement, de façon à placer à l'ISOCENTRE un point choisi dans le VOLUME TRAITÉ du PATIENT à l'ISOCENTRE, avec la précision suggérée de ± 2 mm. La tolérance a été choisie comparable à celle des indicateurs de l'ISOCENTRE.

an approximation to the ISOCENTRE established by mechanical means or to a thin fixed-size X-RAY FIELD at a fixed angular position of BEAM LIMITING SYSTEM and often only in the vertical plane normal to the GANTRY rotation axis (for example the star test with one vertical film). The resulting tests for the present definition of ISOCENTRE are consequently more complex than for the traditional specification of a “mechanical” ISOCENTRE in terms of axes of equipment rotation. The suggested tolerance of ± 2 mm is slightly larger than the typical equipment specification for mechanical ISOCENTRE to accommodate contributions to X-RAY BEAM position error that are in addition to mechanical contributions, as well as to accommodate large heavy equipment and equipment with retractable beam stopper. A minority opinion was expressed in the Working Group that the tolerance should be ± 3 mm in order to allow for wear over the working life of the machine. An unsensitive RADIOGRAPHIC FILM requiring about 1 Gy exposure is recommended for the test because it corresponds to a typical treatment ABSORBED DOSE and will include variations due to transient effects during the start of IRRADIATION.

10.2 Indication of the ISOCENTRE

The ISOCENTRE is a point in space; its location is determined by the test of 10.1.2. This suggested tolerance requires that the RADIATION BEAM AXIS always pass within ± 2 mm of this point. The indicator of ISOCENTRE may be used to position a selected point in the PATIENT TARGET VOLUME at the ISOCENTRE, within the suggested tolerance for this indicator of ± 2 mm. Thus, for parallel opposed RADIATION FIELDS, one of which is displaced 0 mm to +2 mm and the other -2 mm from the ISOCENTRE with the tolerance given in 10.1.2, it is possible that one RADIATION FIELD will be displaced -2 mm to 0 mm and the other RADIATION FIELD displaced -4 mm from the selected point in the TARGET VOLUME (see Figure 1).

The indicator of RADIATION BEAM AXIS in 9.2 and 9.3 (such as the projection of cross-hairs and the LIGHT FIELD system) may be used to locate the PATIENT relative to the RADIATION BEAM by the PATIENT skin marks for the centre of each portal. If these skin marks are precisely placed relative to the selected point in the TREATMENT VOLUME (such as by using a “perfect” simulator), then the axes of the parallel opposed RADIATION FIELDS positioned by this indicator would be within ± 2 mm of this selected point.

The tolerance of ± 2 mm for both the indicator of ISOCENTRE and the RADIATION BEAM AXIS was selected as achievable by practical equipment and as consistent with the overall spatial tolerance of precision RADIOTHERAPY (see attached Table 1).

The tolerance on indication of the RADIATION BEAM AXIS (Clause 9) is made larger for ELECTRON RADIATION than for X-RADIATION because ELECTRON RADIATION scatter in air and bend in magnetic fields, introducing variables beyond the NORMAL TREATMENT DISTANCE and with the RADIATION FIELD defining aperture 5 cm to 50 cm from the NORMAL TREATMENT DISTANCE.

11 Indication of the distance along the RADIATION BEAM AXIS

The indicator of distance from ISOCENTRE (such as graduated mechanical FRONT POINTER) may be used for example to displace the PATIENT surface from the ISOCENTRE vertically or horizontally in order to position a selected point in the PATIENT TREATMENT VOLUME at the ISOCENTRE, within the suggested tolerance of ± 2 mm. The tolerance was chosen as comparable to the indicators of the ISOCENTRE.

L'indicateur de distance à la SOURCE DE RAYONNEMENT doit être d'une précision adéquate pour les corrections d'inverse carré de la DOSE ABSORBÉE. Par exemple à 100 cm de distance de la SOURCE DE RAYONNEMENT, une tolérance de ± 5 mm correspond à une tolérance de $\pm 1\%$ sur la DOSE ABSORBÉE calculée.

12 Indication zéro des échelles circulaires

Les tolérances suggérées sur la rotation et le basculement de la TÊTE RADIOGÈNE sont de $\pm 0,1^\circ$ pour limiter l'écart entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et l'ISOCENTRE à ± 2 mm. La tolérance suggérée pour la reproductibilité de la position 0° du SUPPORT est de $\pm 0,5^\circ$ pour limiter le déplacement du FAISCEAU DE RAYONNEMENT à la surface du PATIENT à $\pm 1,8$ mm lorsque le PATIENT est déplacé verticalement de 20 cm.

14 Déplacements de la table du PATIENT

14.1 Déplacement vertical de la table

La tolérance sur le déplacement horizontal de la table du PATIENT au cours d'un mouvement vertical de 20 cm est choisie de telle manière que le VOLUME CIBLE ne se déplace pas horizontalement de plus de 2 mm lorsque le PATIENT est soulevé d'une position à l'autre dans un traitement DSP conventionnel avec champs opposés parallèles, avec FAISCEAUX DE RAYONNEMENT verticaux et ÉQUIPEMENTS ISOCENTRIQUES.

14.2 Rotation ISOCENTRIQUE de la table

Pour faire tourner le FAISCEAU DE RAYONNEMENT par rapport au PATIENT par rotation de la table plutôt que par rotation du SUPPORT (par exemple FAISCEAU DE RAYONNEMENT horizontal fixe et mouvement en couronne) la même tolérance est donnée pour l'isocentricité de la table que pour l'isocentricité du FAISCEAU DE RAYONNEMENT X du 10.1.1.

The indicator of distance from the RADIATION SOURCE is specified with a tolerance adequate for square law correction of ABSORBED DOSE. For example, at 100 cm distance from the RADIATION SOURCE, a ± 5 mm tolerance corresponds to $\pm 1\%$ tolerance on the calculated ABSORBED DOSE.

12 Zero position of rotational scales

Tolerances on the zero positions of pitch and roll of the RADIATION HEAD are suggested as $\pm 0.1^\circ$ to limit displacement of the RADIATION BEAM AXIS from the ISOCENTRE to less than ± 2 mm. Tolerance on reproducibility of the 0° GANTRY angle is suggested as $\pm 0.5^\circ$, which will limit displacement of the RADIATION BEAM at the PATIENT surface to ± 1.8 mm for 20 cm vertical movement of the PATIENT.

14 Movement of the PATIENT table

14.1 Vertical movement of the table

The tolerance on horizontal displacement due to vertical movement of the PATIENT table by 20 cm was selected so that the TARGET VOLUME will not translate horizontally more than 2 mm when the PATIENT is raised from one position to the second position in a typical parallel opposed SSD treatment with vertical RADIATION BEAM and ISOCENTRIC EQUIPMENT.

14.2 ISOCENTRIC rotation of the table

For rotation of the RADIATION BEAM relative to the PATIENT by table rotation rather than by GANTRY rotation (e.g. fixed horizontal RADIATION BEAM and coronal arc), the same tolerance is used for table isocentricity as for the X-RAY BEAM isocentricity in 10.1.1.

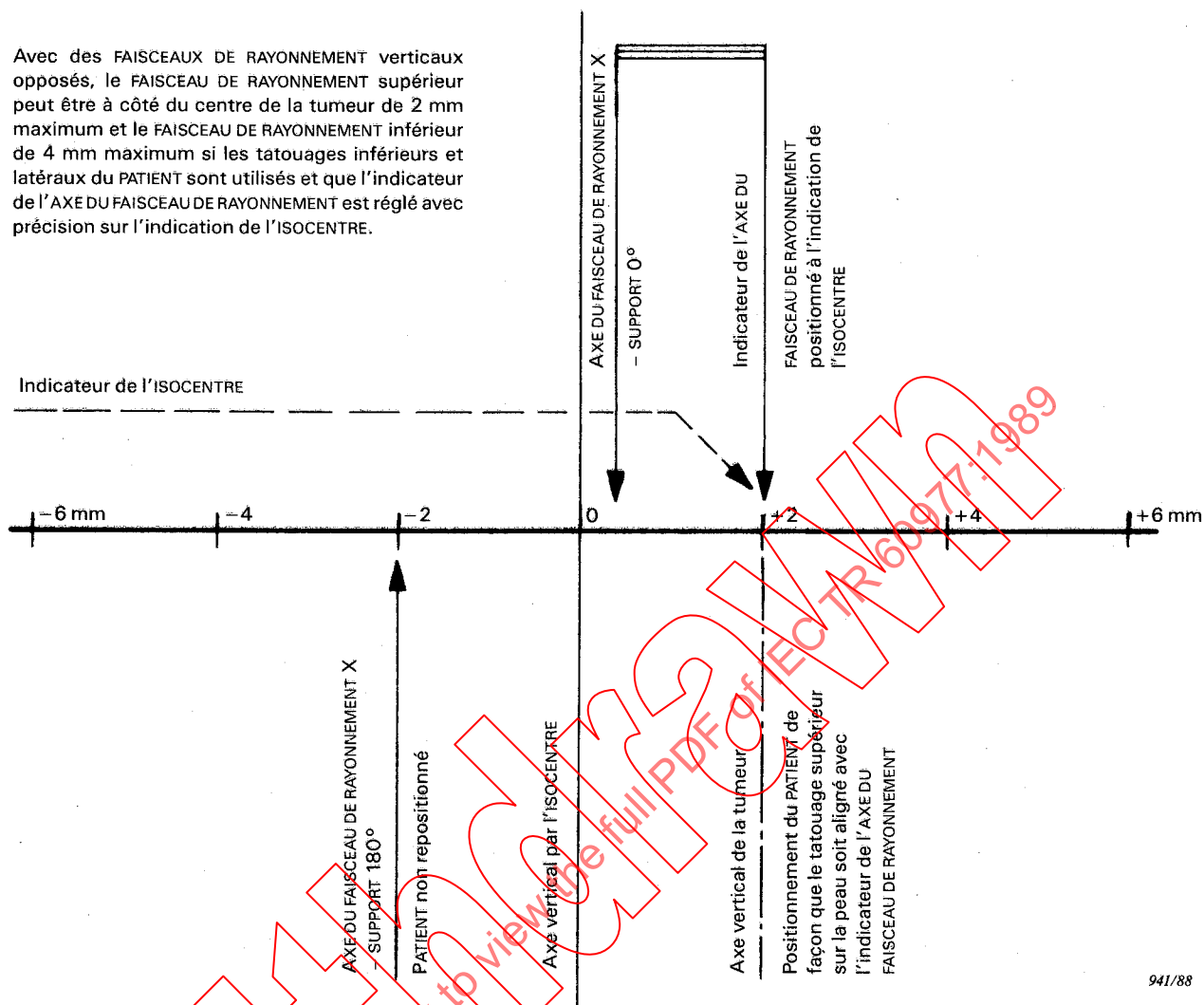
Tableau 1 — Sommaire des tolérances principales dans la RADIOTHÉRAPIE CONVENTIONNELLE de routine

A. Affectant la précision du positionnement ISOCENTRIQUE d'un point donné dans le VOLUME CIBLE			
Article/Paragraphe		x et y	z
8	Indication par CHAMP LUMINEUX du centre et des bords du CHAMP DE RAYONNEMENT	±2 mm	
9	Indication de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT (se combine avec l'article 8)	±2 mm	
10	AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT par rapport à l'ISOCENTRE	±2 mm	±2 mm
10.2	Indication de la position de l'ISOCENTRE	±2 mm	±2 mm
12	Indication de la distance à l'ISOCENTRE dans la direction du FAISCEAU DE RAYONNEMENT		±2 mm
	Valeur efficace	±4 mm	±3,5 mm
B. Affectant la précision de DOSE ABSORBÉE délivrée en un point donné du VOLUME CIBLE du PATIENT			
5	SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE		
5.1	Reproductibilité	±0,5%	
5.2	Proportionnalité	±2,0%	
5.3	Influence de la position de l'équipement	±1,5%	
5.6.2	Stabilité au cours de la journée	±1,0%	
5.6.3	Stabilité au cours de la semaine	±1,0%	
	Valeur efficace	±2,9%	±2,9%
6.1	Stabilité de la DOSE ABSORBÉE due à la stabilité du POUVOIR DE PÉNÉTRATION estimée être de ±1% (par exemple RAYONNEMENT X de 6 MeV à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE)		±0,4%
6.1.2	Stabilité de l'homogénéité avec la position angulaire		±1,5%
	Valeur efficace		±3,3%

Table 1 — Summary of major tolerances in routine X-RAY THERAPY

A. Affecting the precision of ISOCENTRIC positioning of a selected point in the TARGET VOLUME			
Clause/Sub-clause		x and y	z
8	LIGHT FIELD indication of centre and edges of the RADIATION FIELD	±2 mm	
9	Indication of RADIATION BEAM AXIS (combine with Clause 8)	±2 mm	
10	RADIATION BEAM AXIS relative to ISOCENTRE	±2 mm	±2 mm
10.2	Indication of position of ISOCENTRE	±2 mm	±2 mm
12	Indication of distance from ISOCENTRE along the RADIATION BEAM AXIS		±2 mm
	Root square sum	±4 mm	±3.5 mm
B. Affecting the precision of ABSORBED DOSE delivered to a selected point in the PATIENT TARGET VOLUME			
5	DOSE MONITORING SYSTEM		
5.1	Reproducibility	±0.5%	
5.2	Proportionality	±2.0%	
5.3	Dependence on equipment position	±1.5%	
5.6.2	Stability throughout the day	±1.0%	
5.6.3	Stability throughout the week	±1.0%	
	Root square sum	±2.9%	±2.9%
6.1	Stability of ABSORBED DOSE due to assumed ±1% stability of PENETRATIVE QUALITY (e.g. 6 MeV X-RADIATION at STANDARD MEASUREMENT DEPTH)		±0.4%
6.1.2	Stability of flatness with angular position		±1.5%
	Root square sum		±3.3%

Avec des FAISCEAUX DE RAYONNEMENT verticaux opposés, le FAISCEAU DE RAYONNEMENT supérieur peut être à côté du centre de la tumeur de 2 mm maximum et le FAISCEAU DE RAYONNEMENT inférieur de 4 mm maximum si les tatouages inférieurs et latéraux du PATIENT sont utilisés et que l'indicateur de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT est réglé avec précision sur l'indication de l'ISOCENTRE.

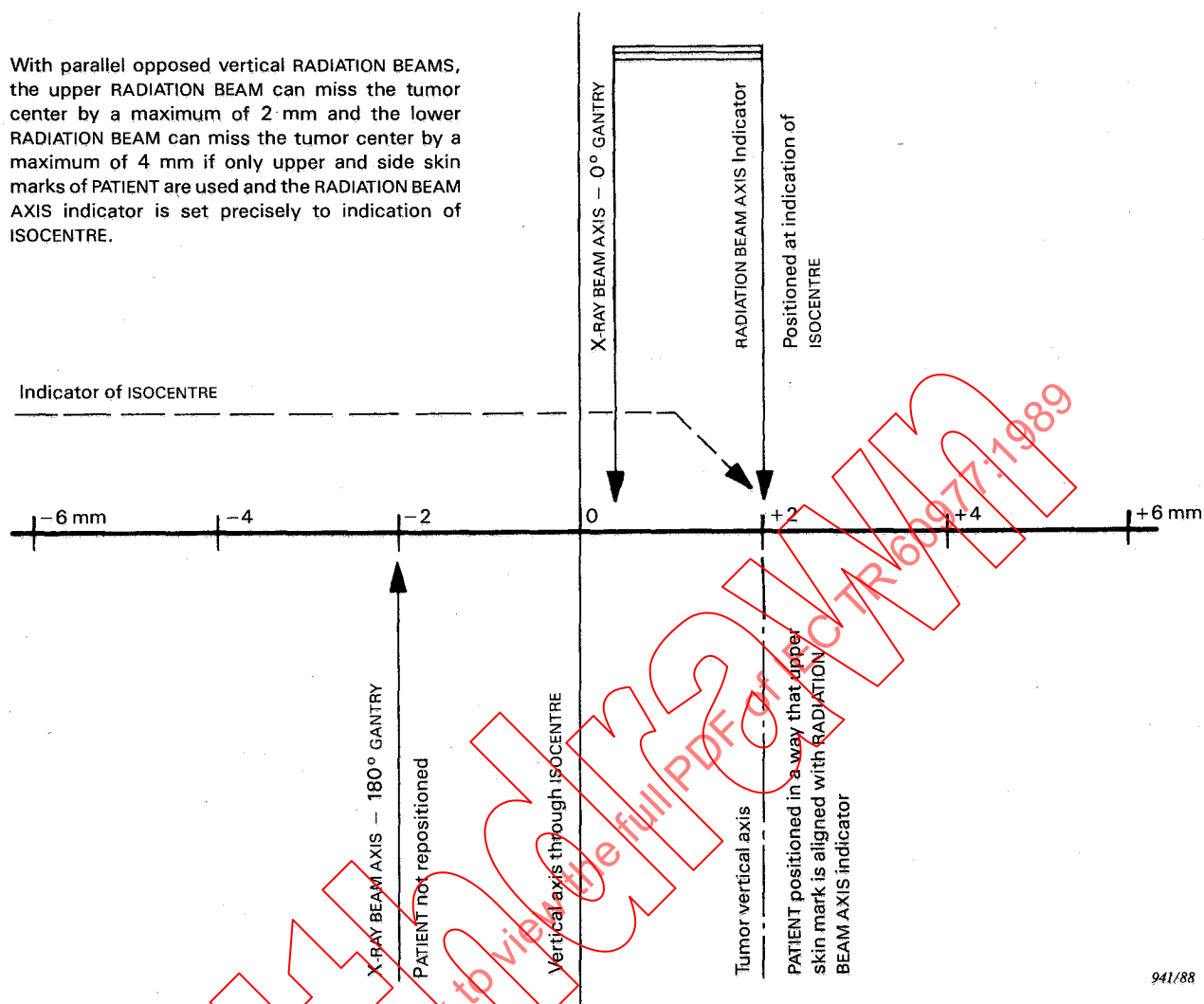


941/88

Paragraphe		Valeur suggérée
9.2.1	Ecart entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT indiqué et l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT X pour toutes les positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈMES DE LIMITATION DU FAISCEAU pour tous les CHAMPS DE RAYONNEMENT et toutes les ÉNERGIES NOMINALES	±2 mm
10.1	Ecart entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT X et l'ISOCENTRE pour toutes les positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU pour tous les CHAMPS DE RAYONNEMENT et toutes les ÉNERGIES NOMINALES	±2 mm
10.2	Erreur dans l'indication de la position de l'ISOCENTRE pour tous les dispositifs indicateurs	±2 mm

Figure 1 — Erreurs cumulatives dans le déplacement du faisceau

With parallel opposed vertical RADIATION BEAMS, the upper RADIATION BEAM can miss the tumor center by a maximum of 2 mm and the lower RADIATION BEAM can miss the tumor center by a maximum of 4 mm if only upper and side skin marks of PATIENT are used and the RADIATION BEAM AXIS indicator is set precisely to indication of ISOCENTRE.



941/88

Sub-clause		Value suggested
9.2.1	Deviation of the indicated RADIATION BEAM AXIS from the X-RAY BEAM AXIS for all angular positions of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM and for all RADIATION FIELDS and all NOMINAL ENERGIES	± 2 mm
10.1	Displacement of the X-RAY BEAM AXIS from ISOCENTRE for all angular positions of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM and for all RADIATION FIELDS and all NOMINAL ENERGIES	± 2 mm
10.2	Deviation from the ISOCENTRE for all devices which indicate the position of the ISOCENTRE	± 2 mm

Figure 1 — Cumulative errors in beam displacement

SECTION TROIS — ESSAIS DE RÉCEPTION

Avant que la Publication 976 de la CEI soit adoptée, l'ensemble des essais utilisés pour les recettes était généralement beaucoup plus court que l'ensemble des essais de réception décrit dans la Section 3 de ce rapport. Ces essais de réception antérieurs étaient généralement effectués par le personnel du constructeur, bien que dans certains cas ils aient été effectués par l'UTILISATEUR. Le travail correspondant à ces essais était souvent intercalé dans les diverses phases d'installation de l'équipement.

Il a été estimé que le temps total nécessaire pour effectuer les essais de réception décrits dans la Section 3 est approximativement deux fois celui de la pratique antérieure. L'effort supplémentaire que représente la différence entre la pratique antérieure et les essais décrits dans la Section 3 peut être à la charge de l'UTILISATEUR ou du personnel du constructeur suivant accord. Il existe encore d'autres mesures, non comprises dans la Section 3, que l'UTILISATEUR désire normalement faire à la suite des essais de réception, telles que le relevé d'isodoses.

Les méthodes d'essais suggérées énumérées dans 3.1 sont conformes aux méthodes d'essais de la Publication 976 de la CEI, mais sont présentées sous une forme qui peut être plus pratique pour l'utilisation en milieu hospitalier. Les valeurs suggérées énumérées dans 2.1 de ce rapport et les valeurs déclarées par les constructeurs pour leurs divers modèles d'équipement se réfèrent aux conditions d'essais de type de la Publication 976 de la CEI. Pour la réception d'un équipement, les méthodes d'essais et les conditions d'essais nécessaires pour la mesure de ces valeurs sur un équipement donné peuvent être différentes de celles des essais de type. Le formulaire de 2.1 peut aussi être utilisé pour noter ces valeurs mesurées sur un équipement donné.

Les méthodes et les conditions d'essais suggérées sont présentées dans 3.1 et 3.2 pour tous les paragraphes applicables de la Publication 976 de la CEI. Certains modèles d'équipement peuvent ne pas avoir des caractéristiques correspondantes à tous les paragraphes. Ces méthodes et conditions d'essais s'appliquent pour lesquels le constructeur a déclaré une valeur de performance en accord avec la Publication 976 de la CEI.

Les imprécisions dues au matériel et aux méthodes d'essais doivent être réduites au minimum, puisque ces erreurs doivent être prises en compte pour s'assurer de la conformité avec les tolérances déclarées par le constructeur.

Sauf spécification contraire, les mesures sont effectuées dans les conditions d'essais normalisées du paragraphe 4 de la Publication 976 de la CEI. Pour le paragraphe 7.1 (homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT X) pour les équipements ISOCENTRIQUES la surface du FANTÔME est maintenue à sa position à 10 cm de l'ISOCENTRE dans la direction de la SOURCE DE RAYONNEMENT pour les mesures de la distribution de la DOSE ABSORBÉE dans le plan à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE de 10 cm (paragraphe 7.1.1, 7.1.2, 7.1.3 et 7.1.5) et dans le plan à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE (paragraphe 7.1.4). Pour le paragraphe 7.1, en ce qui concerne les machines NON ISOCENTRIQUES, et pour le paragraphe 7.2, pour le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE, la surface du FANTÔME est maintenue à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT pour les mesures dans les plans situés aux diverses profondeurs prescrites (voir figure 2).

SECTION THREE — ACCEPTANCE TESTS

Prior to the adoption of IEC Publication 976 the set of tests used for acceptance was typically significantly shorter than the set of acceptance tests described in Section 3 of this report. These prior acceptance tests were usually performed by the manufacturer's personnel, although in some cases they were performed by the USER. The work in performing these tests is often interspersed with the work of installing the machine.

It has been estimated that the total time to complete the acceptance tests described in Section 3 may be roughly twice this prior practice. The additional effort represented by the difference between this prior practice and the tests described in Section 3 may be performed by the USER or by the manufacturer's personnel, upon agreement. There will also be other measurements, not included in this Section 3, such as isodose plots, that the USER will normally want to perform subsequent to the acceptance tests.

The suggested test methods listed in 3.1 are consistent with the test methods of IEC Publication 976 but are presented in a form which may be more suitable for use in hospitals. The suggested values listed in 2.1 of this report and the values declared by manufacturers for their machine types relate to the type test conditions of IEC Publication 976. For machine acceptance, the test methods and test conditions necessary to measure these values on an individual machine can be different from those in the type test. The format of 2.1 can also be used to record these measured values for the individual machine.

Suggested test methods and test conditions are presented in 3.1 and 3.2 for all relevant clauses of IEC Publication 976. Particular machine types may not provide features corresponding to all these clauses. These test methods and conditions apply only to those clauses for which the manufacturer has declared a performance value in accordance with IEC Publication 976.

Inaccuracies resulting from the test equipment and test method should be minimized, since such errors need to be taken into account when assessing compliance with the manufacturer's declared tolerance values.

Unless otherwise stated, measurements are made under the standardized test conditions of Clause 4 of IEC Publication 976. In Clause 7.1 (Uniformity of RADIATION FIELDS — X-RADIATION) for ISOCENTRIC machines the surface of the PHANTOM remains at a position 10 cm toward the RADIATION SOURCE from the ISOCENTRE for measurements of ABSORBED DOSE distribution in the plane at STANDARD MEASUREMENT DEPTH of 10 cm (Clauses 7.1.1, 7.1.2, 7.1.3 and 7.1.5) and in the plane at DEPTH OF DOSE MAXIMUM (Clause 7.1.4). In Clause 7.1 for NON-ISOCENTRIC machines and in Clause 7.2 for ELECTRON RADIATION, the surface of the PHANTOM remains at the NORMAL TREATMENT DISTANCE for the measurements in planes at the various specified depths (see Figure 2).

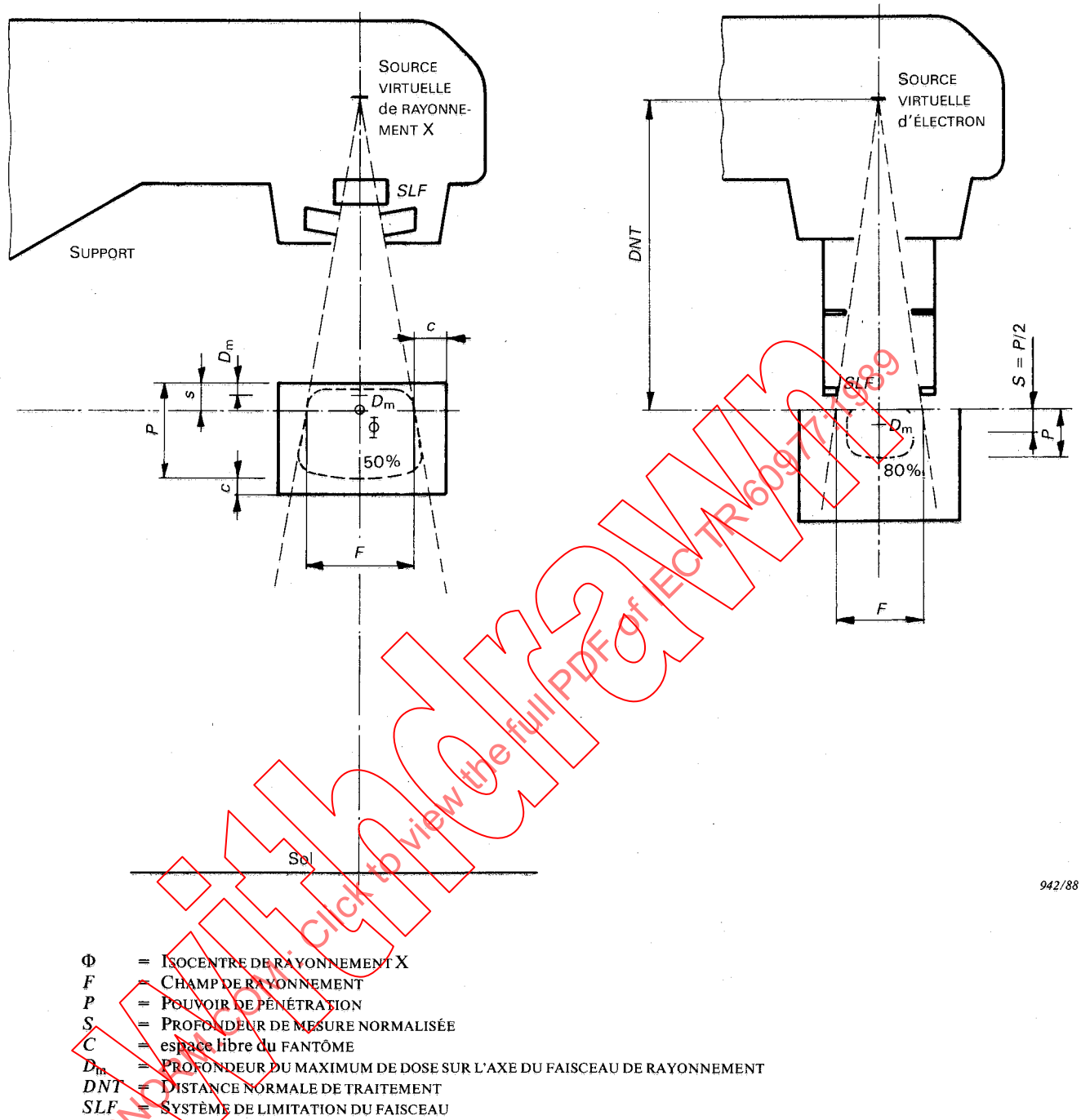
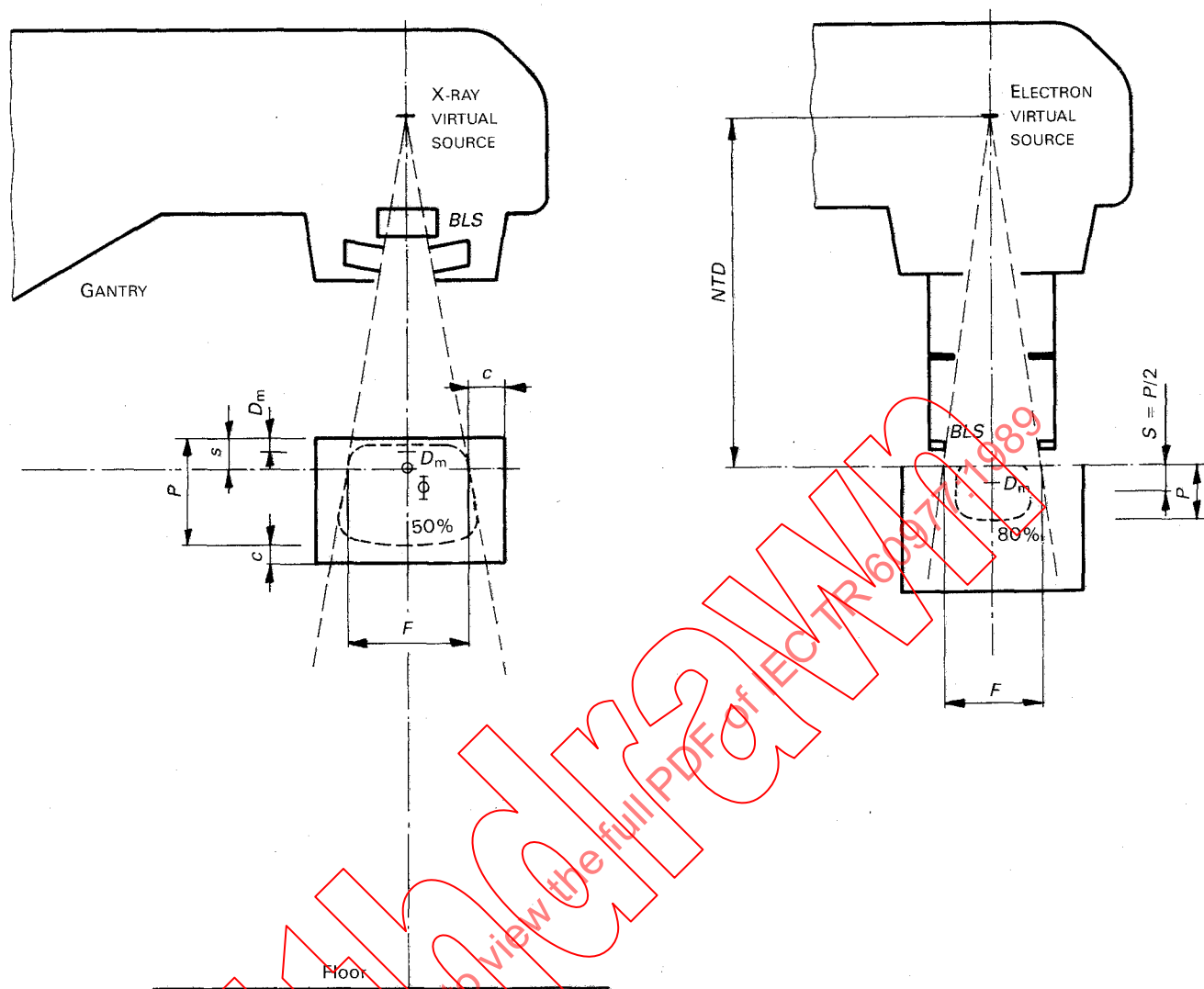


Figure 2 — Position du FANTÔME



942/88

- Φ = X-RAY ISOCENTRE
 F = RADIATION FIELD
 P = PENETRATIVE QUALITY
 S = STANDARD MEASUREMENT DEPTH
 C = PHANTOM clearance
 D_m = DEPTH OF DOSE MAXIMUM on the RADIATION BEAM AXIS
 NTD = NORMAL TREATMENT DISTANCE
 BLS = BEAM LIMITING SYSTEM

Figure 2 — PHANTOM position

3.1 Résumé des méthodes d'essais suggérées pour la réception d'un ACCÉLÉRATEUR MÉDICAL D'ÉLECTRONS

La numérotation des paragraphes suivants se réfère à la Publication 976 de la CEI:

5 SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE

Mettre un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT à l'ISOCENTRE, à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE dans un FANTÔME fixé rigidement à la TÊTE RADIOGÈNE.

5.1 Reproductibilité

Par définition, la reproductibilité est le coefficient de variation. Mesurer le rapport $\bar{R}$ entre les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE et la VALEUR LUE au dosimètre pour $n = 10$ IRRADIATIONS successives d'environ 1 Gy. Calculer le rapport moyen $\bar{R} = \sum R_i / n$ et le coefficient de variation s :

$$s = (100/\bar{R}) \left[\sum_{i=1}^n (\bar{R} - R_i)^2 / (n-1) \right]^{1/2} \% \quad s = \frac{(100)}{\bar{R}} \left[\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R} - R_i)^2}{(n-1)} \right]^{1/2} \%$$

En ce qui concerne les autres essais de l'article 5, n peut être choisi inférieur à 10 si les mesures montrent que c'est satisfaisant.

5.2 Proportionnalité

Effectuer n mesures de R et calculer $\bar{R}$ pour chaque DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE disponible et pour 5 valeurs différentes de DOSE ABSORBÉE à intervalles sensiblement égaux dans l'intervalle des DOSES ABSORBÉES déclarées. Si le DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE est réglable en continu, utiliser 4 valeurs de DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE comprises entre 20% et le maximum de DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE.

Effectuer un calcul de régression linéaire des moindres carrés de manière à minimiser la somme des carrés des écarts entre la position des points de mesure et la droite convenant le mieux. Si par exemple $n = 3$ et 4 DÉBITS DE DOSE ABSORBÉE différents ainsi que 5 valeurs différentes de DOSE ABSORBÉE, cet essai en RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE ou en RAYONNEMENT X donnera 60 points de mesure pour $\bar{R}$ et une adaptation linéaire par les moindres carrés sur 20 valeurs de $\bar{R}$.

Pour les valeurs de la DOSE ABSORBÉE inférieures à 1 Gy, déterminer le plus grand écart de $\bar{R}$ en Gy avec cette droite. Pour des valeurs de la DOSE ABSORBÉE égale ou supérieure à 1 Gy, déterminer le plus grand écart en pourcentage entre $\bar{R}$ et cette droite (voir figure 3).

5.3 Influence des positions angulaires

Faire n mesures de R pour chacune des conditions d'essais en RAYONNEMENT X pour une DOSE ABSORBÉE d'environ 1 Gy et calculer $\bar{R}$. Déterminer la valeur maximale $\bar{R}_1$, la valeur minimale $\bar{R}_2$ et leur différence $(\bar{R}_1 - \bar{R}_2)$ en pourcentage de leur moyenne $(\bar{R}_1 + \bar{R}_2) / 2$. Répéter pour le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE.

5.4 Influence de la rotation du SUPPORT

Faire n mesures de R et calculer $\bar{R}$ pour 4 arcs de 45°, situés chacun dans un secteur différent de l'angle total de rotation possible du SUPPORT en RAYONNEMENT X. Déterminer les valeurs maximale et minimale de $\bar{R}$ et leur différence en pourcentage de leur moyenne comme au paragraphe 5.3 pour les mesures avec l'équipement stationnaire. Répéter pour le RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE.

5.6.2 Stabilité au cours de la journée

Faire n mesures de R et calculer $\bar{R}$ immédiatement après avoir atteint l'état PRÊT. Déterminer $\bar{R}$ à nouveau après 8 heures de fonctionnement typique. Un fonctionnement typique

3.1 Summary of suggested test methods for MEDICAL ELECTRON ACCELERATOR acceptance

The following clause numbering refers to IEC Publication 976:

5 DOSE MONITORING SYSTEM

Position a RADIATION DETECTOR at the ISOCENTRE at STANDARD MEASUREMENT DEPTH in a PHANTOM rigidly attached to the RADIATION HEAD.

5.1 Reproducibility

The reproducibility is defined as the coefficient of variation. Measure the ratio $\bar{R}$ of DOSE MONITOR UNITS to dosimeter SCALE READING for $n = 10$ consecutive IRRADIATIONS of approximately 1 Gy. Calculate the average ratio $\bar{R} = (\sum R_i)/n$ and the coefficient of variation s .

$$s = (100/\bar{R}) \left[\sum_{i=1}^n (\bar{R} - R_i)^2 / (n-1) \right]^{1/2} \% \quad s = \frac{(100)}{\bar{R}} \left[\sum_{i=1}^n \frac{(\bar{R} - R_i)^2}{(n-1)} \right]^{1/2} \%$$

For the other tests of Clause 5, n may be chosen smaller than 10, if the measurements show that this is satisfactory.

5.2 Proportionality

Make n measurements of R and calculate $\bar{R}$ at each selectable ABSORBED DOSE RATE at each of 5 different values of ABSORBED DOSE at approximately equal intervals over the declared ABSORBED DOSE range. If the ABSORBED DOSE RATE is continuously variable, use 4 different values of ABSORBED DOSE RATE over the range from 20% to maximum ABSORBED DOSE RATE.

Perform a least squares linear regression calculation in order to minimize the sum of the squares of the deviations of the actual data points from the straight line of best fit. For example, assuming a value of 3 for n , 4 different ABSORBED DOSE RATES and 5 different values of ABSORBED DOSE, this test in mode for ELECTRON RADIATION or X-RADIATION would constitute a total of 60 measurements of $\bar{R}$ and a least squares linear fit to 20 values of $\bar{R}$.

In the region below 1 Gy ABSORBED DOSE, determine the largest deviation of $\bar{R}$ in Gy from this linear fit. In the region equal to and above 1 Gy ABSORBED DOSE, determine the largest deviation of $\bar{R}$ in percent from this linear fit (see Fig. 3).

5.3 Dependence on angular positions

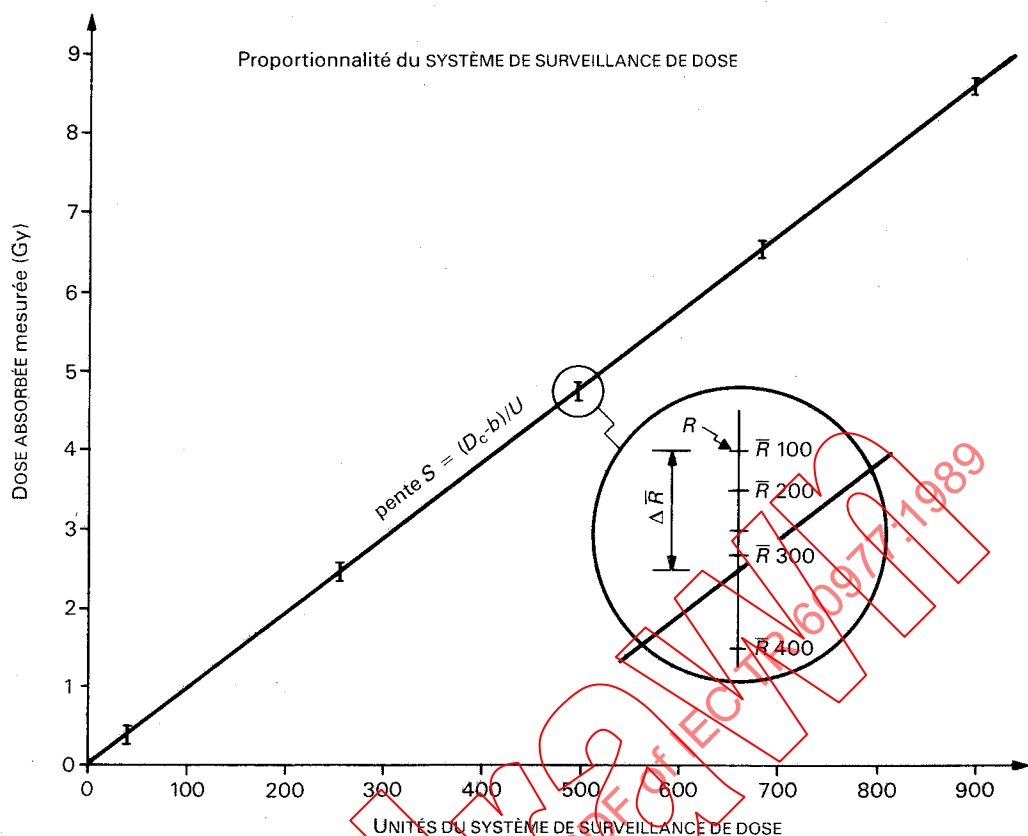
For each X-RADIATION test condition make n measurements of R at an ABSORBED DOSE of approximately 1 Gy and calculate $\bar{R}$. Determine the maximum value $\bar{R}_1$ and the minimum value $\bar{R}_2$ and their difference $(\bar{R}_1 - \bar{R}_2)$ in percent of their mean $(\bar{R}_1 + \bar{R}_2)/2$. Repeat for ELECTRON RADIATION.

5.4 Dependence on GANTRY rotation

Make n measurements of R and calculate $\bar{R}$ for each of 4 arcs, each a 45° arc in a different sector over the full GANTRY rotation range in X-RADIATION mode. Determine the maximum and minimum values of $\bar{R}$ and their difference in percent of the mean determined in Clause 5.3 for non-arc mode. Repeat for ELECTRON RADIATION.

5.6.2 Stability throughout the day

Make n measurements of R and calculate $\bar{R}$ shortly after reaching READY STATE. Determine $\bar{R}$ again at the end of 8 hours of typical operation. Typical operation may, for



S = Facteur de proportionnalité
 D_c = DOSE ABSORBÉE calculée
 b = Ordonnée à l'origine
 U = UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE

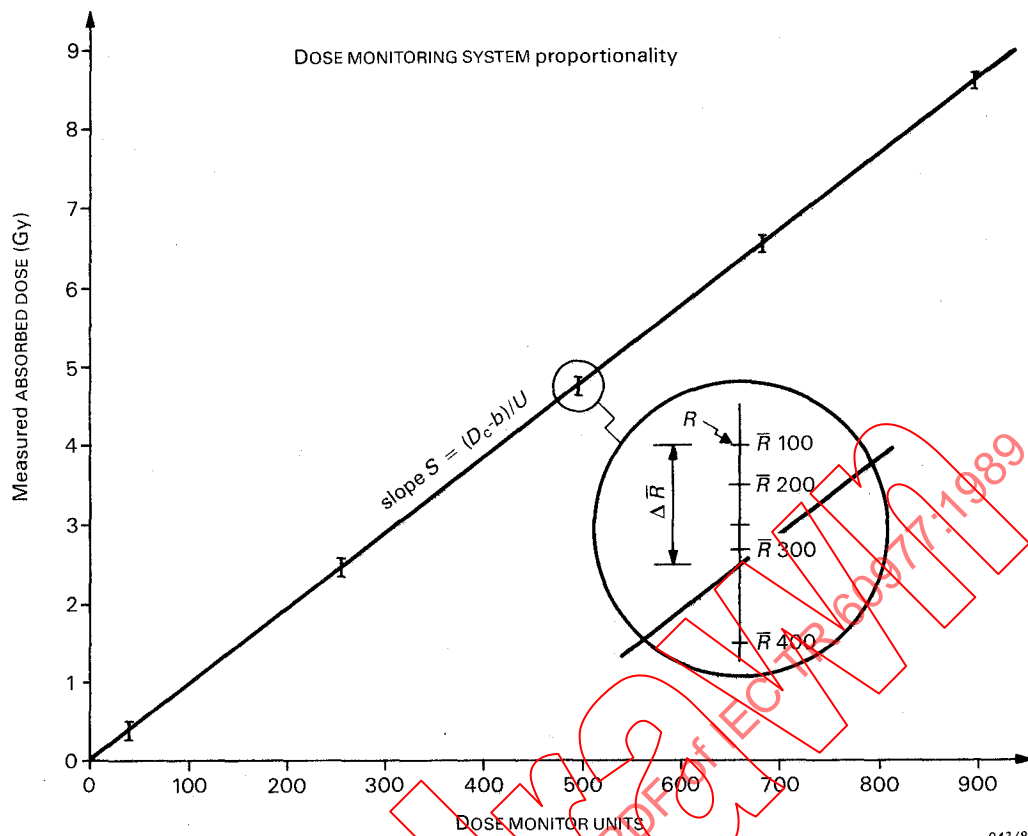
Figure 3 — Proportionnalité du SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE

peut être, par exemple, une série d'IRRADIATIONS à 4 Gy suivies d'intervalles de 10 minutes sans IRRADIATION, pendant 8 heures.

5.7 Stabilité en RADIOTHÉRAPIE CINÉTIQUE

Quand la position angulaire du SUPPORT finit l'IRRADIATION en RADIOTHÉRAPIE CINÉTIQUE, fixer l'intervalle de rotation de façon à délivrer environ 4 Gy avec le minimum d'UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle avec le DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE maximum possible et comparer la VALEUR LUE sur le SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE avec la valeur calculée en multipliant la valeur fixée pour les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle par la valeur fixée pour l'angle de rotation du SUPPORT. Répéter pour le maximum d'UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle avec le DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE minimum possible.

Quand le SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE finit l'IRRADIATION en RADIOTHÉRAPIE CINÉTIQUE, fixer les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE à environ 4 Gy avec le minimum d'UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle avec le DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE maximum possible et comparer l'angle dont le SUPPORT a tourné avec



S = Proportionality factor
 D_c = Calculated ABSORBED DOSE
 b = Y intercept
 U = DOSE MONITOR UNITS

Figure 3 — DOSE MONITORING SYSTEM proportionality

example, be a sequence of a 4 Gy IRRADIATIONS followed by a 10-minute interval without IRRADIATION, during the 8 hour period.

5.7 Stability in MOVING BEAM RADIOTHERAPY

If in MOVING BEAM RADIOTHERAPY the angular position of the GANTRY terminates the IRRADIATION, set the angle range of rotation to deliver about 4 Gy at minimum ratio of DOSE MONITOR UNITS per unit angle at maximum available ABSORBED DOSE RATE and compare the actual SCALE READING of the DOSE MONITORING SYSTEM to the value calculated by multiplying the preset ratio of DOSE MONITOR UNITS per unit angle by the preset angular range of GANTRY rotation. Repeat at minimum ratio of DOSE MONITOR UNITS per unit angle at minimum available ABSORBED DOSE RATE.

If in MOVING BEAM RADIOTHERAPY the DOSE MONITORING SYSTEM terminates the IRRADIATION, preset the value of DOSE MONITOR UNITS to deliver about 4 Gy at minimum ratio of DOSE MONITOR UNITS per unit angle at maximum available ABSORBED DOSE RATE and compare the actual angle range of GANTRY rotation to the calculated one using the preset

l'angle calculé en utilisant la valeur fixée pour les UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle. Répéter pour le maximum d'UNITÉS DU SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE par unité d'angle avec le DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE minimum possible.

6 Caractéristiques de la DOSE ABSORBÉE en profondeur

6.1 RAYONNEMENT X

Pour les ÉQUIPEMENTS ISOCENTRIQUES, placer un FANTÔME d'eau de manière que l'ISO-CENTRE se trouve à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE.

Pour les ÉQUIPEMENTS NON ISOCENTRIQUES, placer un FANTÔME d'eau de manière que sa surface soit à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT.

Mesurer la dose relative en fonction de la profondeur le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT. Convertir les mesures en DOSE ABSORBÉE en fonction de la profondeur. (Pour un essai de réception, il peut être suffisant de comparer la dose relative mesurée avec les informations en dose relative des essais de type du constructeur en utilisant le même modèle de DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT dans les deux cas, plutôt que d'effectuer la conversion en DOSE ABSORBÉE sur chaque installation.)

La DOSE RELATIVE EN SURFACE est mesurée avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT plat et l'addition d'épaisseurs successives de matériau d'ACCUMULATION pour obtenir des mesures point par point depuis 0,5 mm jusqu'à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE.

6.2 RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Placer un FANTÔME d'eau avec sa surface à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT. Avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT, mesurer la dose relative le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT. Convertir les mesures en DOSE ABSORBÉE en fonction de la profondeur. (Pour un essai de réception, il peut être suffisant de comparer la dose relative mesurée avec les informations en dose relative des essais de type du constructeur, en utilisant le même modèle de DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT dans les deux cas.)

La DOSE RELATIVE EN SURFACE est mesurée avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT plat et l'addition d'épaisseurs successives de matériau d'ACCUMULATION pour obtenir des mesures point par point depuis 0,5 mm jusqu'à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE.

6.2.3 Stabilité du POUVOIR DE PÉNÉTRATION en RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

Placer un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT approximativement à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE et approximativement à la profondeur 80 % du maximum de la DOSE ABSORBÉE dans un FANTÔME dont la surface est placée à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT pour chaque position angulaire à laquelle le SUPPORT est placé (par exemple en fixant directement le FANTÔME à la TÊTE RADIOGÈNE).

Calculer le rapport de la DOSE ABSORBÉE aux deux profondeurs pour chacune des conditions d'essais. Convertir l'écart maximum de ce rapport en variation du POUVOIR DE PÉNÉTRATION en utilisant les courbes de dose en profondeur.

7 Uniformité des CHAMPS DE RAYONNEMENT

7.1 RAYONNEMENT X

7.1.1 Homogénéité et symétrie des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés

et Explorer le CHAMP DE RAYONNEMENT en continu ou point par point le long des deux médianes avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT placé à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT et à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE dans un FANTÔME d'eau. Déduire l'homogénéité et la symétrie des profils de dose relative relevés pour chaque ensemble de conditions d'essai.

ratio of DOSE MONITOR UNITS per unit angle. Repeat at maximum ratio of DOSE MONITOR UNITS per unit angle at minimum available ABSORBED DOSE RATE.

6 Depth ABSORBED DOSE characteristics

6.1 X-RADIATION

For ISOCENTRIC EQUIPMENT, position a water PHANTOM so that the ISOCENTRE is at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH.

For NON-ISOCENTRIC EQUIPMENT, position a water PHANTOM so that its surface is at the NORMAL TREATMENT DISTANCE.

Measure the relative dose versus depth along the RADIATION BEAM AXIS with a RADIATION DETECTOR. Convert the data to ABSORBED DOSE versus depth. (For an acceptance test it may be adequate to compare the measured relative dose data with the manufacturer's relative dose data from his type tests, using the same type RADIATION DETECTOR in both cases, rather than converting to ABSORBED DOSE at each installation.)

The RELATIVE SURFACE DOSE is measured using a flat RADIATION DETECTOR with successive additions of BUILD UP material to obtain point-by-point measurements from 0.5 mm to the DEPTH OF DOSE MAXIMUM.

6.2 ELECTRON RADIATION

Position a water PHANTOM with its surface at the NORMAL TREATMENT DISTANCE. With a RADIATION DETECTOR measure the relative dose versus depth along the RADIATION BEAM AXIS. Convert the data to ABSORBED DOSE versus depth. (For an acceptance test it may be adequate to compare the measured relative dose data with the relative dose data from the manufacturer's type tests, using the same type RADIATION DETECTOR in both cases.)

The RELATIVE SURFACE DOSE is measured using a flat RADIATION DETECTOR with successive additions of BUILD UP material to obtain point-by-point measurements from 0.5 mm to the DEPTH OF DOSE MAXIMUM.

6.2.3 Stability of PENETRATIVE QUALITY of ELECTRON RADIATION

Position a RADIATION DETECTOR on the RADIATION BEAM AXIS at approximately the DEPTH OF DOSE MAXIMUM and at approximately the depth of 80% of maximum ABSORBED DOSE in a PHANTOM whose surface is positioned at the NORMAL TREATMENT DISTANCE for each angular position to which the GANTRY is rotated (e.g. by directly attaching the PHANTOM to the RADIATION HEAD).

Calculate the ratio of ABSORBED DOSE at the two depths for each test condition. Convert the maximum deviation of this ratio to deviation of PENETRATIVE QUALITY using the depth dose charts.

7 Uniformity of RADIATION FIELDS

7.1 X-RADIATION

7.1.1 Flatness and symmetry of square X-RAY FIELDS

and Scan or step along the two major axes of the RADIATION FIELD with RADIATION DETECTOR
7.1.3 at the NORMAL TREATMENT DISTANCE at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH in a water PHANTOM. From the resulting relative dose profiles, calculate flatness and symmetry for each test condition.

7.1.2 *Stabilité de l'homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés avec les positions angulaires*

Fixer un FANTÔME à la TÊTE RADIOGÈNE de manière qu'il tourne en même temps que le SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU. Placer deux DÉTECTEURS DE RAYONNEMENT à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT et à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE, l'un sur l'AXE DE RAYONNEMENT aux deux tiers de la distance entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT. Noter le rapport des VALEURS LUES des deux DÉTECTEURS DE RAYONNEMENT sur chaque médiane pour des IRRADIATIONS d'environ 1 Gy pour chaque ensemble de conditions d'essai et déterminer la différence entre les valeurs maximales et minimales de ce rapport.

7.1.4 *Rapport maximum de la DOSE ABSORBÉE*

Explorer le CHAMP DE RAYONNEMENT en continu ou point par point le long de ses deux diagonales avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT dans le plan à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT avec un FANTÔME d'eau placé comme indiqué au 7.1.1.

Alternative:

S'il y a des raisons de penser que le maximum de DOSE ABSORBÉE ne se trouve pas sur une diagonale d'un CHAMP DE RAYONNEMENT carré, utiliser la méthode suivante au lieu de celle ci-dessus:

Déterminer la région du maximum de DOSE ABSORBÉE à l'aide d'un FILM RADIOGRAPHIQUE dans le plan à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE. Ensuite utiliser un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT dans ce plan pour mesurer le rapport entre le maximum de DOSE ABSORBÉE dans cette région et la DOSE ABSORBÉE maximale sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT.

7.1.5 *CHAMPS DE RAYONNEMENT X avec FILTRES EN COIN*

Mesurer la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT dans les conditions d'essai normalisées avec et sans le FILTRE EN COIN et calculer le FACTEUR DU FILTRE EN COIN à partir de ces deux mesures.

7.2 *RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE*

7.2.1 *Homogénéité et symétrie des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE*

et Explorer le CHAMP DE RAYONNEMENT en continu ou point par point le long de ses deux médianes avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT placé à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE dans un FANTÔME d'eau dont la surface est à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT. Dédire l'homogénéité et la symétrie des profils de dose relative relevés pour chaque condition d'équipement.

7.2.2 *Stabilité de l'homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE avec les positions angulaires*

Fixer un FANTÔME à la TÊTE RADIOGÈNE avec la surface du FANTÔME à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT. Placer deux DÉTECTEURS DE RAYONNEMENT à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE, l'un sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, l'autre sur une médiane du CHAMP DE RAYONNEMENT parallèle à l'axe du SUPPORT aux deux tiers de la distance entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT. Noter le rapport de la VALEUR LUE des deux DÉTECTEURS DE RAYONNEMENT pour des IRRADIATIONS d'environ 1 Gy pour chaque ensemble de conditions d'essai.

7.2.4 *Rapport maximum de la DOSE ABSORBÉE*

Explorer en continu ou point par point le CHAMP DE RAYONNEMENT dans l'air (sans FANTÔME) avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT le long des deux médianes et deux diago-

7.1.2 *Stability of flatness of square X-RAY FIELDS with angular positions*

Attach a PHANTOM to the RADIATION HEAD such that it rotates with the BEAM LIMITING SYSTEM. Position two RADIATION DETECTORS at the NORMAL TREATMENT DISTANCE at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH, one RADIATION DETECTOR on the RADIATION BEAM AXIS and the other RADIATION DETECTOR on a major axis of the RADIATION FIELD at $\frac{2}{3}$ the distance from the RADIATION BEAM AXIS to the edge of the RADIATION FIELD. Record the ratio of the SCALE READINGS of the two RADIATION DETECTORS on each major axis for about 1 Gy IRRADIATION at each test condition and determine the difference between the maximum and minimum values of this ratio.

7.1.4 *Maximum ratio of ABSORBED DOSE*

Scan or step along the two diagonals of the RADIATION FIELD with a RADIATION DETECTOR in the plane at the DEPTH OF THE DOSE MAXIMUM on the RADIATION BEAM AXIS with the water PHANTOM positioned as in 7.1.1.

Alternative:

If there is reason to believe that the maximum ABSORBED DOSE is not on the diagonals of a square RADIATION FIELD, use the following test method instead:

Determine the region of maximum ABSORBED DOSE by means of RADIOGRAPHIC FILM in the plane at the DEPTH OF DOSE MAXIMUM. Then use a RADIATION DETECTOR in this plane to measure the ratio of maximum ABSORBED DOSE in this region to maximum ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS.

7.1.5 *X-RAY FIELDS with WEDGE FILTER*

Measure the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS under standardized conditions with and without the WEDGE FILTER and calculate the WEDGE FILTER FACTOR from these two measurements.

7.2 *ELECTRON RADIATION*

7.2.1 *Flatness and symmetry of ELECTRON FIELDS*

and Scan or step along the two major axes of the RADIATION FIELD with a RADIATION DETECTOR at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH in a water PHANTOM with its surface at the NORMAL TREATMENT DISTANCE. From the resulting relative dose profiles, calculate flatness and symmetry for each machine condition.

7.2.2 *Stability of flatness of ELECTRON FIELDS with angular positions*

Attach a PHANTOM to the RADIATION HEAD, with the PHANTOM surface at the NORMAL TREATMENT DISTANCE. Position two RADIATION DETECTORS at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH, one RADIATION DETECTOR on the RADIATION BEAM AXIS and the other RADIATION DETECTOR on the major axis of the RADIATION FIELD parallel to the GANTRY axis and $\frac{2}{3}$ of the distance from the RADIATION BEAM AXIS to the edge of the RADIATION FIELD. Record the ratio of the SCALE READINGS of the two RADIATION DETECTORS on each major axis for about 1 Gy IRRADIATION at each test condition.

7.2.4 *Maximum ratio of ABSORBED DOSE*

Scan or step a RADIATION DETECTOR along the two major and two diagonal axes of the RADIATION FIELD in air (without a PHANTOM) in the plane at NORMAL TREATMENT

nales dans un plan à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT. A l'endroit où la VALEUR LUE est la plus élevée, utiliser un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT approprié (tel qu'une CHAMBRE D'IONISATION à plaques parallèles) dans un FANTÔME pour déterminer le rapport des DOSES ABSORBÉES à 0,5 mm de profondeur et à la PROFONDEUR DU MAXIMUM DE DOSE sur l'AXE DU FAISCEAU.

7.3 *Pénombre des CHAMPS DE RAYONNEMENT*

Calculer la pénombre à partir des profils de dose des 7.1.1 et 7.2.1, comme distance entre points à 80% et 20% de la DOSE ABSORBÉE sur l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT, tous deux à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE.

8 Indication des CHAMPS DE RAYONNEMENT

8.1 *RAYONNEMENT X*

8.1.1 *Congruence des indications numériques et du CHAMP LUMINEUX avec le CHAMP DE RAYONNEMENT (voir 9.2)*

8.1.2 a) *Étalonner un FILM RADIOGRAPHIQUE avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT sur le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT:*

Par suite de la variation du SPECTRE DE RAYONNEMENT X dans le CHAMP DE RAYONNEMENT et de la variation correspondante de sensibilité du FILM RADIOGRAPHIQUE et puisque le bord du CHAMP DE RAYONNEMENT est défini par les 50% de DOSE ABSORBÉE, il est nécessaire d'étalonner la sensibilité du FILM RADIOGRAPHIQUE correspondant à cette DOSE ABSORBÉE.

Régler le CHAMP DE RAYONNEMENT à 10 cm × 10 cm avec l'indicateur numérique. Pour chaque ÉNERGIE NOMINALE du RAYONNEMENT X, explorer en continu ou point par point avec un DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT les deux médianes du CHAMP DE RAYONNEMENT dans le plan à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT et à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE dans un FANTÔME d'eau. Sans modifier le réglage du CHAMP DE RAYONNEMENT, irradier un FILM RADIOGRAPHIQUE peu sensible à une DOSE ABSORBÉE donnée, dans le plan à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT et à la PROFONDEUR DE MESURE NORMALISÉE dans un FANTÔME solide. Transférer la position des points à 50% de DOSE ABSORBÉE relevée avec le DÉTECTEUR DE RAYONNEMENT sur le FILM RADIOGRAPHIQUE et mesurer la densité du FILM RADIOGRAPHIQUE à ces points.

b) *Mesure des CHAMPS DE RAYONNEMENT avec des FILMS RADIOGRAPHIQUES étalonnés:*

Répéter l'IRRADIATION du FILM RADIOGRAPHIQUE dans le FANTÔME à la DOSE ABSORBÉE donnée pour chaque ensemble de conditions d'essais et déterminer les points de même densité du film RADIOGRAPHIQUE sur les médianes du CHAMP DE RAYONNEMENT pour déterminer les bords du CHAMP DE RAYONNEMENT. Enlever le matériau du FANTÔME recouvrant le FILM RADIOGRAPHIQUE et marquer les bords du CHAMP LUMINEUX pour chaque condition d'essais. Comparer l'indication numérique des dimensions du CHAMP DE RAYONNEMENT avec le CHAMP DE RAYONNEMENT mesuré. Comparer les bords du CHAMP LUMINEUX avec les bords du CHAMP DE RAYONNEMENT mesurés.

8.1.3 *Reproductibilité*

Régler l'indication numérique du CHAMP DE RAYONNEMENT à 20 cm × 20 cm six fois successives en partant alternativement de dimensions plus grandes et plus petites. S'il paraît évident que la différence entre le CHAMP DE RAYONNEMENT X et le CHAMP LUMINEUX variera de nettement plus de 1 mm, répéter l'essai en mesurant aussi la variation du CHAMP DE RAYONNEMENT par la méthode des 8.1.1 et 8.1.2.

DISTANCE. At the location of the highest SCALE READING, use an appropriate RADIATION DETECTOR (such as a parallel plate IONIZATION CHAMBER) in a PHANTOM to determine the ratio of ABSORBED DOSE at 0.5 mm depth to the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS at DEPTH OF DOSE MAXIMUM.

7.3 *Penumbra of RADIATION FIELDS*

From the dose profiles of 7.1.1 and 7.2.1, calculate the penumbra as the distance between the points at 80% and at 20% of the ABSORBED DOSE on the RADIATION BEAM AXIS, both at STANDARD MEASUREMENT DEPTH.

8 **Indication of RADIATION FIELDS**

8.1 *X-RADIATION*

8.1.1 *Congruence of numerical and LIGHT FIELD indication with the RADIATION FIELD (see 9.2) and*

8.1.2 a) *Calibrate RADIOGRAPHIC FILM with RADIATION DETECTOR at RADIATION FIELD edge:*

Because of variation of the X-RAY SPECTRUM and corresponding response of the RADIOGRAPHIC FILM over the RADIATION FIELD and because the RADIATION FIELD edge is defined as 50% ABSORBED DOSE, it is necessary to find the RADIOGRAPHIC FILM response corresponding to this ABSORBED DOSE.

Set a 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD with the numerical indicator. For each NOMINAL X-RAY ENERGY scan or step a RADIATION DETECTOR along the two major axes of the RADIATION FIELD in the plane at the NORMAL TREATMENT DISTANCE at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH in a water PHANTOM. Without changing the RADIATION FIELD setting irradiate to a given ABSORBED DOSE an unsensitive RADIOGRAPHIC FILM in the plane at NORMAL TREATMENT DISTANCE at the STANDARD MEASUREMENT DEPTH in a solid PHANTOM. Transfer the RADIATION DETECTOR 50% ABSORBED DOSE position to the RADIOGRAPHIC FILM and measure the RADIOGRAPHIC FILM density at these points.

b) *Measure RADIATION FIELDS with calibrated RADIOGRAPHIC FILM:*

Repeat the given ABSORBED DOSE of IRRADIATION of the RADIOGRAPHIC FILM in the PHANTOM for each test condition and find the same RADIOGRAPHIC FILM density along the major axes of the RADIATION FIELD in order to measure the RADIATION FIELD edges. Remove the overlying PHANTOM material and transfer the LIGHT FIELD edges to the RADIOGRAPHIC FILM for each test condition. Compare the numerical indication of the dimensions of the RADIATION FIELD with the measured RADIATION FIELD. Compare the LIGHT FIELD edges with the measured RADIATION FIELD edges.

8.1.3 *Reproducibility*

Set the numerical indication of the RADIATION FIELD to 20 cm × 20 cm successively six times, approaching the setting alternatively from larger and smaller settings. If it is evident that the difference between the X-RAY FIELDS and LIGHT FIELDS will not reproduce to much better than 1 mm, then repeat the test, also measuring the variation in RADIATION FIELD by the methods for 8.1.1 and 8.1.2.

8.2 RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE

8.2.2 INDICATEUR LUMINEUX DU CHAMP

Régler l'indication numérique du CHAMP DE RAYONNEMENT et mesurer la dimension du CHAMP LUMINEUX le long de ses médianes dans un plan à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT.

8.3 Géométrie du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU en RAYONNEMENT X

Mesurer les angles entre les côtés opposés et les angles entre les côtés adjacents du CHAMP LUMINEUX projeté sur une feuille de papier.

9 Indication de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT

9.1 Indication à l'entrée et à la sortie du PATIENT

et
9.2 En utilisant la méthode d'étalonnage du paragraphe 8.1.1, marquer sur le FILM RADIOGRAPHIQUE l'emplacement de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT fourni par l'indicateur. Ajouter un matériau d'ACCUMULATION et exposer le FILM RADIOGRAPHIQUE en conformité avec l'un des ensembles de conditions d'essais. La densité optique des RADIOGRAMMES est mesurée le long d'une série de quatre lignes, chacune approximativement parallèle à un bord différent du CHAMP DE RAYONNEMENT et à environ $F/4$ du centre approximatif du CHAMP DE RAYONNEMENT dans la direction du bord, F étant la dimension du CHAMP DE RAYONNEMENT. Pour chaque ligne des points de densité égale (approximativement 50% de la densité optique au centre du CHAMP DE RAYONNEMENT) sont déterminés et le point médian marqué. Les points médians des paires de lignes parallèles sont réunis pour tracer les médiatrices. Cela est répété pour la paire de lignes orthogonales parallèles. L'intersection des deux médiatrices indique l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT sur le FILM RADIOGRAPHIQUE. Mesurer la distance entre ce point et le point marqué sur le FILM RADIOGRAPHIQUE à partir de l'indicateur de l'AXE DU FAISCEAU. Répéter pour chaque ensemble de conditions d'essais.

10 ISOCENTRE

10.1 Ecart entre le FAISCEAU DE RAYONNEMENT et l'ISOCENTRE

a) Détermination de la position de l'ISOCENTRE mécanique:

Mettre en place une pointe de référence à la position approximative de l'ISOCENTRE déterminée par des moyens mécaniques (ISOCENTRE «mécanique») à l'aide du CENTREUR (ou son équivalent) par rotation du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU.

Le «SUPPORT» étant à 0° et le CENTREUR à la DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT, disposer une feuille de papier horizontalement en contact avec la pointe du CENTREUR. Faire tourner le SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU d'un bout à l'autre de sa course et ajuster le CENTREUR pour le déplacement minimum de sa pointe au cours de la rotation. Vérifier ensuite que le déplacement de la pointe du CENTREUR avec la rotation du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU reste faible aux positions angulaires du SUPPORT de 90° , 180° et 270° .

Faire tourner le SUPPORT à 0° , 90° , 180° et 270° et ajuster l'extrémité d'une pointe de référence de manière qu'elle occupe la position moyenne de la pointe du CENTREUR pour les quatre positions angulaires du SUPPORT. L'extrémité de cette pointe de référence définit un point de référence à l'ISOCENTRE «mécanique» utilisé dans les mesures ultérieures.

b) Détermination de l'ISOCENTRE du rayonnement.

Un FILM RADIOGRAPHIQUE peu sensible étalonné suivant la méthode du 8.1.1 est placé dans une enveloppe perpendiculairement à l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT. Une épaisseur convenable d'un matériau d'ACCUMULATION est placé entre la pointe de réf-

8.2 ELECTRON RADIATION

8.2.2 LIGHT FIELD-INDICATOR

Set the numerical indication of the RADIATION FIELD and measure the LIGHT FIELD along the two major axes in a plane at the NORMAL TREATMENT DISTANCE.

8.3 Geometry of the BEAM LIMITING SYSTEM for X-RADIATION

Measure the angles between opposite sides and the angles between adjacent sides of the LIGHT FIELD projected on graph paper.

9 Indication of the RADIATION BEAM AXIS

9.1 Indication on entry to and exit from the PATIENT

and 9.2 After using the calibration method of Clause 8.1.1, mark the RADIOGRAPHIC FILM at the position indicated by the device which indicates the RADIATION BEAM AXIS. Add BUILD UP material and expose the RADIOGRAPHIC FILM in accordance with one of the set of test conditions. The optical density of the RADIOGRAMS is measured along a series of four lines, each approximately parallel to a different edge of the RADIATION FIELD and displaced toward that edge by about $F/4$ from the approximate centre of the RADIATION FIELD in the direction of the edge, where F is the dimension of the RADIATION FIELD. For each line, points of equal density (at approximately 50% of the optical density in the centre of the RADIATION FIELD) are determined and the bisector point is marked. The bisector points of one pair of parallel lines are joined to form a bisector line. This is repeated for the orthogonal pair of parallel lines. The intersection of these two bisector lines indicates the position of the RADIATION BEAM AXIS on the RADIOGRAPHIC FILM. Measure the distance between this point and the point transferred to the RADIOGRAPHIC FILM from the device which indicates the RADIATION BEAM AXIS. Repeat for each set of test conditions.

10 ISOCENTRE

10.1 Displacement of the RADIATION BEAM from the ISOCENTRE

a) Establish the position of the mechanical ISOCENTRE.

Establish position of a reference pointer at the approximation to the ISOCENTRE established by mechanical means ("mechanical" ISOCENTRE) using the FRONT POINTER (or equivalent) and GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM rotation.

With the GANTRY at 0° and the FRONT POINTER set to the NORMAL TREATMENT DISTANCE, arrange a sheet of graph paper horizontally until it touches the tip of the FRONT POINTER. Rotate the BEAM LIMITING SYSTEM through its full travel and adjust the FRONT POINTER to give minimum movement of its tip during rotation. Following this adjustment to the FRONT POINTER, check that the movement of its tip on rotation of the BEAM LIMITING SYSTEM remains small at GANTRY angular positions of 90° , 180° and 270° .

Rotate the GANTRY to 0° , 90° , 180° and 270° and adjust a reference pointer so that its tip is at the mean position of the tip of the FRONT POINTER at these four GANTRY angular positions. The tip of the reference pointer defines a reference point at the "mechanical" ISOCENTRE which is used for further measurement.

b) Establish the position of the radiation ISOCENTRE.

An unsensitive RADIOGRAPHIC FILM which has been calibrated using the method for 8.1.1 is placed in an envelope in a plane normal to the RADIATION BEAM AXIS. Place an adequate thickness of BUILD UP material between the reference pointer and the incident surfaces of

rence et la surface du FILM RADIOGRAPHIQUE pour obtenir l'ombre de la pointe de référence sur le FILM RADIOGRAPHIQUE lors de l'exposition. Le centre du CHAMP DE RAYONNEMENT est déterminé par la méthode des 9.2 et 9.3, c'est-à-dire par l'intersection des médiatrices des segments de chaque ligne limités par les points des 50% de DOSE ABSORBÉE. Noter les coordonnées spatiales dans les trois dimensions de ce centre du CHAMP DE RAYONNEMENT par rapport à l'ombre de la pointe de référence.

Répéter ce processus d'exposition d'un FILM RADIOGRAPHIQUE, détermination du centre du CHAMP DE RAYONNEMENT et relevé de ses coordonnées spatiales dans les trois dimensions pour chaque ensemble des conditions d'essais. Régler le SUPPORT à 0° et 180° par rotation dans le sens des aiguilles d'une montre et en sens inverse pour tenir compte des jeux possibles dans la fixation des éléments du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU.

La position moyenne dans les trois dimensions des centres des CHAMPS DE RAYONNEMENT définit l'ISOCENTRE du rayonnement. Calculer ses coordonnées spatiales dans les trois dimensions par rapport à la position de l'ISOCENTRE «mécanique» indiquée par l'ombre de la pointe de référence sur chaque FILM RADIOGRAPHIQUE. Marquer sa position sur chaque FILM RADIOGRAPHIQUE.

Pour les mesures ultérieures, ces coordonnées de l'ISOCENTRE du rayonnement relativement à la pointe de référence de l'ISOCENTRE «mécanique» peuvent être utilisées ou bien la position de la pointe de référence peut être réajustée pour indiquer directement la position de l'ISOCENTRE du rayonnement.

- c) Détermination de l'écart maximum entre l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT et l'ISOCENTRE du rayonnement.

Mesurer sur chaque FILM RADIOGRAPHIQUE la distance entre le point indiquant le centre du CHAMP DE RAYONNEMENT et le point indiquant la position de l'ISOCENTRE du rayonnement. Déterminer la valeur maximum de cette distance.

10.2 Indication de l'ISOCENTRE

Déterminer l'intersection des faisceaux de lumière des INDICATEURS LUMINEUX DE CHAMP installés aux murs et au plafond et mesurer sa distance de l'ISOCENTRE à partir de la position de l'ISOCENTRE déterminée par rapport à la pointe de référence dans 10.1.

L'écart avec l'ISOCENTRE d'un dispositif indicateur de l'ISOCENTRE porté par le SUPPORT est mesuré par rapport à la position finale de la pointe de référence pour chaque ensemble de conditions d'essais.

11 Indication de distance le long de l'AXE DU FAISCEAU DE RAYONNEMENT

Mesurer la distance avec un réglet entre le dispositif indicateur de distance et l'ISOCENTRE en utilisant la position finale de la pointe de référence de l'article 10, pour toute l'étendue de fonctionnement du dispositif, ou ± 25 cm si plus petit.

12 Indication zéro des échelles circulaires

Voir 3.1.2 de la Publication 601-2-1 de la CEI.

12.2.1 SUPPORT, Axe I

Suspendre un fil à plomb à partir de l'ISOCENTRE jusqu'au sol et placer un FILM RADIOGRAPHIQUE sur le sol. Marquer la verticale donnée par le fil à plomb sur le FILM RADIOGRAPHIQUE et enlever le fil à plomb. Régler les positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU à 0° et exposer le FILM RADIOGRAPHIQUE. Comparer les positions du centre du CHAMP DE RAYONNEMENT et de la marque sur le FILM RADIOGRAPHIQUE et calculer l'erreur de position angulaire du SUPPORT.

the RADIOGRAPHIC FILM so that an exposure of the shadow of the reference pointer is cast on the RADIOGRAPHIC FILM. Determine the centre of the RADIATION FIELD using the method for 9.2 and 9.3, i.e., the intersection of the bisectors of the points of 50% ABSORBED DOSE on each major axis. Record the spatial coordinates in three dimensions of this centre of the RADIATION FIELD relative to the shadow of the reference pointer.

Repeat this procedure of exposing a RADIOGRAPHIC FILM, determining the centre of the RADIATION FIELD and recording its spatial coordinates in three dimensions for each of the listed test conditions. Approach the 0° and 180° GANTRY angles both clockwise and counter-clockwise in order to include any contribution from drag in the components of the BEAM LIMITING DEVICE.

The mid-position of the three dimensional arrays of RADIATION FIELD centres defines the radiation ISOCENTRE. Calculate its three-dimensional spatial coordinates relative to the position of the “mechanical” ISOCENTRE as indicated by the shadow of the reference pointer on each RADIOGRAPHIC FILM. Mark each RADIOGRAPHIC FILM to indicate its position.

For further measurements, these coordinates of the radiation ISOCENTRE relative to the reference pointer at the “mechanical” ISOCENTRE may be used or the reference pointer may be readjusted to these coordinates in order to indicate the position of the radiation ISOCENTRE directly.

- c) Determine the maximum displacement of the RADIATION BEAM AXIS from the radiation ISOCENTRE.

On each RADIOGRAPHIC FILM measure the distance between the point indicating the centre of the RADIATION FIELD and the point indicating the position of the radiation ISOCENTRE. Determine the maximum value of these distances.

10.2 Indication of the ISOCENTRE

Find the intersection of the light beams of wall and ceiling mounted LIGHT FIELD-INDICATORS and measure its distance from the ISOCENTRE by measurements from the position of the ISOCENTRE relative to the reference pointer position determined in 10.1.

For an ISOCENTRE indicating device mounted on the GANTRY, find its displacement from ISOCENTRE by the measurements relative to the reference pointer final position at each test condition.

11 Indication of distance along the RADIATION BEAM AXIS

With a machinist's metric scale measure the distance from the distance indicating device to ISOCENTRE by measurements related to the final reference pointer position of Clause 10 over the working range of the device or ± 25 cm, whichever is smaller.

12 Zero position of rotational scales

See 3.1.2 of IEC Publication 601-2-1.

12.2.1 GANTRY, Axis 1

Suspend a plumb-bob from the ISOCENTRE to the floor and place a RADIOGRAPHIC FILM below it on the floor. Mark the plumb-bob centre position on the RADIOGRAPHIC FILM and remove the plumb-bob. Set the angular position of the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM to 0° and expose the RADIOGRAPHIC FILM. Compare the positions of the mark and the centre of the RADIATION FIELD on the RADIOGRAPHIC FILM and calculate the error in GANTRY angular position.

12.2.3 *Rotation du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU, Axe 4*

Régler la position angulaire du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU à 0°. En utilisant un papier ou un FILM RADIOGRAPHIQUE dans le plan vertical passant par l'axe du SUPPORT, comparer l'angle entre les bords du CHAMP DE RAYONNEMENT lorsque les positions angulaires du SUPPORT sont à 90° et à 270°.

12.2.4 *Table du PATIENT, Axe 5, et plateau de la table du PATIENT, Axe 6*

Mettre tous les réglages de la table à zéro. Régler les positions angulaires du SUPPORT et du SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU à zéro. Comparer le centre et les bords du CHAMP LUMINEUX sur le plateau de table avec la ligne médiane du plateau de la table.

L'écart entre le zéro indiqué par l'échelle de rotation du plateau de table est calculé à partir de la distance entre la ligne médiane du plateau de la table et le centre du CHAMP DE RAYONNEMENT indiqué par la lumière.

L'écart entre le zéro indiqué par l'échelle de rotation ISOCENTRIQUE de la table est donné par l'angle entre la ligne médiane du plateau de table et les bords du CHAMP DE RAYONNEMENT indiqué par la lumière.

12.2.5 *Table du PATIENT, Axes 7 et 8*

Mesurer les angles de basculement longitudinal et latéral de la table avec un clinomètre les réglages étant au zéro.

13 **Congruence des CHAMPS DE RAYONNEMENT opposés**

Disposer deux FILMS RADIOGRAPHIQUES horizontalement à 9 cm de l'ISOCENTRE, l'un au-dessus, l'autre au-dessous. Irradier les FILMS RADIOGRAPHIQUES avec un CHAMP DE RAYONNEMENT de 5 cm × 5 cm, la position angulaire du SUPPORT étant à 0° et avec un CHAMP DE RAYONNEMENT de 10 cm × 10 cm, la position angulaire du SUPPORT étant à 180°. Le déplacement des centres des CHAMPS DE RAYONNEMENT sur les deux FILMS RADIOGRAPHIQUES. Répéter avec des FILMS RADIOGRAPHIQUES verticaux de part et d'autre de l'ISOCENTRE et les positions angulaires du SUPPORT à 90° et 270°.

14 **Déplacements de la table du PATIENT**

14.1 *Déplacement vertical de la table*

Placer un FILM RADIOGRAPHIQUE dans une enveloppe recouverte d'un matériau d'ACCUMULATION sur le plateau de la table. Disposer des masses de 30 kg au total sur le plateau de la table du PATIENT, hors du CHAMP DE RAYONNEMENT. Régler le CHAMP DE RAYONNEMENT à 10 cm × 10 cm. Exposer le FILM RADIOGRAPHIQUE avec le plateau de la table proche du niveau de l'ISOCENTRE, puis à nouveau à 20 cm au-dessous de ce niveau. Mesurer le déplacement des centres sur les deux images du CHAMP DE RAYONNEMENT. Répéter avec des masses faisant un total de 135 kg.

14.2 *Rotation ISOCENTRIQUE de la table*

Disposer des masses de 30 kg au total sur le plateau de la table. Mettre une surface supportée par le plateau de la table au voisinage du niveau de l'ISOCENTRE. Indiquer la position de l'ISOCENTRE (par mesures à partir de la position finale de la pointe de référence, l'article 10) sur cette surface lorsque la table tourne sur toute l'étendue de rotation possible. Mesurer l'excursion maximum obtenue sur le tracé obtenu. Répéter avec des masses faisant un total de 135 kg.

14.3 *Parallélisme des axes de rotation de la table*

Disposer des masses de 135 kg au total sur le plateau de la table. Régler la position angulaire de l'ISOCENTRE (Axe 5) de la table du PATIENT à 90° et la position angulaire du plateau

12.2.3 *Rotation of the BEAM LIMITING SYSTEM, Axis 4*

Set the BEAM LIMITING SYSTEM angular position to zero. Using paper or RADIOGRAPHIC FILM in the vertical plane containing the GANTRY axis, compare the angle of the RADIATION FIELD edges at 90° and 270° GANTRY angular positions.

12.2.4 *PATIENT table, Axis 5, and PATIENT table top, Axis 6*

Set all table settings to zero. Set the GANTRY and BEAM LIMITING SYSTEM angular positions to zero. Compare the centre and edges of the LIGHT FIELD on the table top with the mid-line of the table top.

The error in the indicated zero of the table top rotation scale is calculated from the distance between the mid-line of the table top and the centre of the RADIATION FIELD indicated by light.

The error in the indicated zero of the ISOCENTRIC rotation scale of the table is given by the angle between the mid-line of the table top and the edges of the RADIATION FIELD indicated by light.

12.2.5 *PATIENT table, Axes 7 and 8*

With a clinometer, measure the angles of pitch and roll of the table when set to zero.

13 **Congruence of opposed RADIATION FIELDS**

Mount two RADIOGRAPHIC FILMS horizontally 9 cm above and below the ISOCENTRE. Irradiate the RADIOGRAPHIC FILMS with a 5 cm × 5 cm RADIATION FIELD at 0° GANTRY angular position and with 10 cm × 10 cm RADIATION FIELD at 180° GANTRY angular position. The displacement of the centres of the two RADIATION FIELDS in both RADIOGRAPHIC FILMS is determined. Repeat with 90° and 270° GANTRY angular positions with the RADIOGRAPHIC FILMS vertical each side of ISOCENTRE.

14 **Movements of the PATIENT table**

14.1 *Vertical movement of the table*

Place a RADIOGRAPHIC FILM in an envelope on the table top and cover it with BUILD UP material. Place weights totalling 30 kg on the PATIENT table top outside the RADIATION FIELD. Set the RADIATION FIELD to 10 cm × 10 cm. Expose the RADIOGRAPHIC FILM with the table top near ISOCENTRE height and again at 20 cm below this height. Measure the displacement of the centres of the two RADIATION FIELD images. Repeat with weights totalling 135 kg.

14.2 *ISOCENTRIC rotation of the table*

Place weights totalling 30 kg on the table top. Support a surface from the table top close to the ISOCENTRE height. Transfer the position of the ISOCENTRE (by measurements from the final position of the reference pointer, Clause 10) to this surface as the table is rotated through its full range. Measure the maximum excursion of the resulting tracing. Repeat with weights totalling 135 kg.

14.3 *Parallelism of table rotational axes*

Place weights totalling 135 kg on the table top. Set the PATIENT table ISOCENTRE rotation (Axis 5) to 90° and the table top rotation (Axis 6) to 90°. With a clinometer measure the tilt

de la table (Axe 6) à 90°. Mesurer avec un clinomètre l'inclinaison du plateau de la table par rapport à l'horizontale le long de la ligne joignant les axes de la table du PATIENT et du plateau de la table. Répéter en positionnant à 270° la rotation de l'ISOCENTRE de la table du PATIENT (Axe 5) et la rotation du plateau de la table (Axe 6). Calculer la moitié de la somme des deux angles d'inclinaison.

14.4 *Rigidité de la table*

14.4.1 *Rigidité longitudinale de la table*

Régler la position angulaire du SUPPORT à 0°, le déplacement latéral du plateau de la table à zéro et sa hauteur au voisinage de l'ISOCENTRE. Placer l'extrémité du plateau de la table au centre du CHAMP LUMINEUX. Disposer uniformément une masse de 30 kg sur une longueur de 1 m à partir de cette extrémité du plateau de la table. Mesurer la hauteur du plateau de la table au centre du CHAMP LUMINEUX. Augmenter l'extension longitudinale de cette extrémité du plateau de la table de 1 m au-delà du centre du CHAMP LUMINEUX. Disposer une masse totale de 135 kg uniformément répartie sur 2 m de longueur du plateau de la table à partir de cette extrémité. Mesurer la hauteur du plateau de la table au centre du CHAMP LUMINEUX. Calculer la différence entre les deux hauteurs.

14.4.2 *Rigidité latérale de la table*

En continuation de l'essai du 14.4.1 avec une masse de 135 kg, prendre un clinomètre pour mesurer l'inclinaison transversale du plateau de la table dans les conditions suivantes:

- Table à sa hauteur maximale, plateau de la table déplacé latéralement au maximum à droite, au centre, au maximum à gauche.
- Table 20 cm au-dessous de l'ISOCENTRE, plateau de la table déplacé latéralement au maximum à droite, au centre, au maximum à gauche.

3.2 **Conditions pour les essais de réception**

Le tableau suivant présente une liste de réglages des paramètres de la machine (par exemple position angulaire du SUPPORT, CHAMP DE RAYONNEMENT) pour lesquels les mesures des caractéristiques fonctionnelles sont effectuées sur une machine donnée pour ses essais de réception. Ces conditions d'essais sont une partie des conditions d'essais de type, décrite dans la Publication 976 de la CEI. Cette liste est donnée seulement comme exemple. L'intention est qu'elle soit suffisante pour que tout défaut dans les caractéristiques d'une machine donnée puisse être détecté.

Les essais de réception peuvent être faits selon la succession des paragraphes de la Publication 976 de la CEI ou selon quelque autre ordre convenable. Les conditions d'essais mentionnées dans 3.2 sont complètes pour chaque paragraphe de façon que chaque paragraphe puisse être utilisé seul. Par suite, il y a duplication de quelques prescriptions. Des essais peuvent être combinés ou des résultats d'essais d'un paragraphe peuvent être utilisés pour satisfaire des parties d'essais appropriés d'un autre paragraphe.

angle from horizontal of the table top along the line containing the PATIENT table and table top axes. Repeat with the PATIENT table ISOCENTRE rotation (Axis 5) and table top rotation (Axis 6) set to 270°. Calculate half the sum of the two tilt angles.

14.4 *Rigidity of the table*

14.4.1 *Longitudinal rigidity of the table*

Set the GANTRY angular position to zero, the table top lateral displacement to zero and the table height to near ISOCENTRE height. Position the end of the table top at the centre of the LIGHT FIELD. Place weights totalling 30 kg uniformly over the one metre length from this end of the table top. Measure the height of the table top at the centre of the LIGHT FIELD. Increase the longitudinal extension of this end of the table top to 1 m beyond the centre of the LIGHT FIELD. Place weights totalling 135 kg uniformly over the 2 m length from this end of the table top. Measure the height of the table top at the centre of the LIGHT FIELD. Calculate the difference between the two heights.

14.4.2 *Lateral rigidity of the table*

Continuing the test of 14.4.1 with 135 kg weight, use a clinometer to measure the transverse angle of tilt of the table top for the following conditions:

- a) Table at maximum height; table top displaced laterally to maximum right, centre, maximum left.
- b) Table 20 cm below ISOCENTRE; table top displaced laterally to maximum right, centre, maximum left.

3.2 **Acceptance test conditions**

The following table presents a list of suggested settings of machine parameters (e.g. GANTRY angular position, RADIATION FIELD) at which measurements of functional performance are made in testing an individual machine for acceptance. These test conditions are a subset of the type test conditions described in IEC Publication 976. This list is presented only as an example. It is intended to be sufficiently extensive so that any abnormalities in performance of an individual machine will be detected.

The acceptance tests may follow the sequence of clauses of IEC Publication 976 or they may follow any other convenient order. The test conditions listed in 3.2 are complete for each clause so as to permit each clause to stand alone. Hence, there is some duplication of requirements. Tests may be combined, or data from the test of one clause may be used to fulfill appropriate portions of the tests of another clause.

CONDITIONS POUR LES ESSAIS DE RÉCEPTION

T = typique pour RADIOTHÉRAPIE
X = RAYONNEMENT X
E = RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE
DNT = DISTANCE NORMALE DE TRAITEMENT

Min = Minimum
Max = Maximum
DIMENSION DU CHAMP maximum = DIMENSION DU CHAMP carré maximum

Performance de caractéristique fonctionnelle

Article/ Para- graphe	SUPPORT	SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU	DIMENSIONS DU CHAMP cm x cm	DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE	TYPE DE RAYONNEMENT	ÉNERGIE NOMINALE	Distance de la source cm
5	SYSTÈME DE SURVEILLANCE DE DOSE						
5.1	Reproductibilité						
	0°	0°	10x10	T	X	Tout	DNT
	0°	0°	10x10	T	E	Min, Max	DNT
5.2	Proportionnalité						
	0°	0°	10x10	Quatre*	X	Une	DNT
	0°	0°	10x10	Quatre*	E	Une	DNT
5.3	* Couvrant une gamme de 20% de maximum à maximum. Influence des positions angulaires						
	0°	0°	10x10	T	X	Une	DNT
	90°	0°	10x10	T	X	Une	DNT
	90°	90°	10x10	T	X	Une	DNT
	270°	0°	10x10	T	X	Une	DNT
	0°	0°	10x10	T	E	Une	DNT
	90°	0°	10x10	T	E	Une	DNT
	90°	90°	10x10	T	E	Une	DNT
	270°	0°	10x10	T	E	Une	DNT
5.4	Influence de la rotation du SUPPORT						
	Arc 30° - 75°	0°	10x10	T	X	Une	-
	Arc 165° - 120°	0°	10x10	T	X	Une	-
	Arc 210° - 255°	0°	10x10	T	X	Une	-
	Arc 345° - 300°	0°	10x10	T	X	Une	-
	Arc 30° - 75°	0°	10x10	T	E	Une	-

Acceptance test conditions

T = typical for RADIOTHERAPY
 X = X-RADIATION
 E = ELECTRON RADIATION
 NTD = NORMAL TREATMENT DISTANCE

Min = Minimum
 Max = Maximum
 Maximum FIELD SIZE = maximum square FIELD SIZE

Functional Performance Characteristic

Clause/ Sub- clause	GANTRY	BEAM LIMITING SYSTEM	FIELD SIZE cm x cm	ABSORBED DOSE RATE	RADIATION TYPE	NOMINAL ENERGY	Distance from source cm
5 DOSE MONITORING SYSTEM							
5.1 Reproducibility							
0°		0°	10×10	T	X	All	NTD
0°		0°	10×10	T	E	Min, Max	NTD
5.2 Proportionality							
0°		0°	10×10	Four *	X	One	NTD
0°		0°	10×10	Four *	E	One	NTD
5.3 Dependence on angular positions							
0°		0°	10×10	T	X	One	NTD
90°		0°	10×10	T	X	One	NTD
90°		90°	10×10	T	X	One	NTD
270°		0°	10×10	T	X	One	NTD
0°		0°	10×10	T	E	One	NTD
90°		0°	10×10	T	E	One	NTD
90°		90°	10×10	T	E	One	NTD
270°		0°	10×10	T	E	One	NTD
5.4 Dependence on GANTRY rotation							
Arc 30° - 75°		0°	10×10	T	X	One	-
Arc 165° - 120°		0°	10×10	T	X	One	-
Arc 210° - 255°		0°	10×10	T	X	One	-
Arc 345° - 300°		0°	10×10	T	X	One	-
Arc 30° - 75°		0°	10×10	T	E	One	-

* Over the range from 20% of maximum to maximum.

Article/ Para- graphe	SUPPORT	SYSTÈME DE LIMITATION DU FAISCEAU	DIMENSIONS DU CHAMP cm x cm	DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE	TYPE DE RAYONNEMENT	ÉNERGIE NOMINALE	Distance de la source cm
	Arc 165°-120°	0°	10×10	T	E	Une	-
	Arc 210°-255°	0°	10×10	T	E	Une	-
	Arc 345°-300°	0°	10×10	T	E	Une	-
5.6.2	Stabilité au cours de la journée						
	0°	0°	10×10	T	X	Une	DNT
5.7	Stabilité en RADIOTHÉRAPIE CINÉTIQUE						
	*	0°	10×10	Dose par degrés		Une	-
	*	0°	10×10	Minimum **	X	Une	-
	*	0°	10×10	Maximum ***	X	Une	-
	*	0°	10×10	Minimum **	E	Une	-
	*	0°	10×10	Maximum ***	E	Une	-
	* Rotation du support d'un angle correspondant à une dose de 4 Gy approximative. ** Dose minimum par degré, correspondant à un grand angle de rotation du support. *** Dose maximum par degré, correspondant à un petit angle de rotation du support.						
6	Caractéristiques de la DOSE ABSORBÉE en profondeur						
6.1	RAYONNEMENT X						
	0° ou 90°	0°	10×10	T	X	Tout	DNT
6.2	RAYONNEMENT ÉLECTRONIQUE						
	0° ou 90°	0°	10×10	T	E	Tout	DNT
6.2.2	Stabilité du POUVOIR DE PÉNÉTRATION						
	0°	0°	10×10	T	E	Une	DNT
	90°	0°	10×10	T	E	Une	DNT
	180°	0°	10×10	T	E	Une	DNT
	270°	0°	10×10	T	E	Une	DNT
7	Uniformité des CHAMPS DE RAYONNEMENT						
7.1	RAYONNEMENT X						
7.1.1	Homogénéité des CHAMPS DE RAYONNEMENT X carrés						
7.1.3	0°	0°	10×10	T	X	Tout	DNT
	0°	0°	30×30	T	X	Tout	DNT
	0°	0°	Maximum	T	X	Tout	DNT

Clause/ Sub- clause	GANTRY	BEAM LIMITING SYSTEM	FIELD SIZE cm x cm	ABSORBED DOSE RATE	RADIATION TYPE	NOMINAL ENERGY	Distance from source cm
	Arc 165°-120°	0°	10×10	T	E	One	-
	Arc 210°-255°	0°	10×10	T	E	One	-
	Arc 345°-300°	0°	10×10	T	E	One	-
5.6.2	Stability throughout the day						
	0°	0°	10×10	T	X	One	NTD
5.7	Stability in MOVING BEAM RADIOTHERAPY						
	*	0°	10×10	Dose per degree		One	-
	*	0°	10×10	Minimum**	X	One	-
	*	0°	10×10	Maximum***	X	One	-
	*	0°	10×10	Minimum**	E	One	-
	*	0°	10×10	Maximum***	E	One	-
	* Rotate GANTRY through an arc corresponding to a dose of approximately 4 Gy.						
	** Minimum dose per degree, corresponding to a large GANTRY arc.						
	*** Maximum dose per degree, corresponding to a small GANTRY arc.						
6	Depth ABSORBED DOSE characteristics						
6.1	X-RADIATION						
	0° or 90°	0°	10×10	T	X	All	NTD
6.2	ELECTRON RADIATION						
	0° or 90°	0°	10×10	T	E	All	NTD
6.2.2	Stability of PENETRATIVE QUALITY						
	0°	0°	10×10	T	E	One	NTD
	90°	0°	10×10	T	E	One	NTD
	180°	0°	10×10	T	E	One	NTD
	270°	0°	10×10	T	E	One	NTD
7	Uniformity of RADIATION FIELDS						
7.1	X-RADIATION						
7.1.1	Flatness of square X-RAY FIELDS						
7.1.3	0°	0°	10×10	T	X	All	NTD
	0°	0°	30×30	T	X	All	NTD
	0°	0°	Maximum	T	X	All	NTD