

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC**

61391-1

Première édition
First edition
2006-07

Ultrasons – Scanners à impulsion et écho –

Partie 1:

**Techniques pour l'étalonnage des systèmes
de mesure spatiaux et des mesures de la réponse
de la fonction de dispersion ponctuelle du système**

Ultrasonics – Pulse-echo scanners –

Part 1:

**Techniques for calibrating spatial measurement
systems and measurement of system point-spread
function response**



Numéro de référence
Reference number
CEI/IEC 61391-1:2006

Numérotation des publications

Depuis le 1er janvier 1997, les publications de la CEI sont numérotées à partir de 60000. Ainsi, la CEI 34-1 devient la CEI 60034-1.

Editions consolidées

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

Informations supplémentaires sur les publications de la CEI

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 cette publication, y compris sa validité, sont disponibles dans le Catalogue des publications de la CEI (voir ci-dessous) en plus des nouvelles éditions, amendements et corrigenda. Des informations sur les sujets à l'étude et l'avancement des travaux entrepris par le comité d'études qui a élaboré cette publication, ainsi que la liste des publications parues, sont également disponibles par l'intermédiaire de:

- Site web de la CEI (www.iec.ch)
- Catalogue des publications de la CEI

Le catalogue en ligne sur le site web de la CEI (www.iec.ch/searchpub) vous permet de faire des recherches en utilisant de nombreux critères, comprenant des recherches textuelles, par comité d'études ou date de publication. Des informations en ligne sont également disponibles sur les nouvelles publications, les publications remplacées ou retirées, ainsi que sur les corrigenda.

- IEC Just Published

Ce résumé des dernières publications parues (www.iec.ch/online_news/justpub) est aussi disponible par courrier électronique. Veuillez prendre contact avec le Service client (voir ci-dessous) pour plus d'informations.

- Service clients

Si vous avez des questions au sujet de cette publication ou avez besoin de renseignements supplémentaires, prenez contact avec le Service clients:

Email: custserv@iec.ch
Tél: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00

Publication numbering

As from 1 January 1997 all IEC publications are issued with a designation in the 60000 series. For example, IEC 34-1 is now referred to as IEC 60034-1.

Consolidated editions

The IEC is now publishing consolidated versions of its publications. For example, edition numbers 1.0, 1.1 and 1.2 refer, respectively, to the base publication, the base publication incorporating amendment 1 and the base publication incorporating amendments 1 and 2.

Further information on IEC publications

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 this publication, including its validity, is available in the IEC Catalogue of publications (see below) in addition to new editions, amendments and corrigenda. Information on the subjects under consideration and work in progress undertaken by the technical committee which has prepared this publication, as well as the list of publications issued, is also available from the following:

- IEC Web Site (www.iec.ch)
- Catalogue of IEC publications

The on-line catalogue on the IEC web site (www.iec.ch/searchpub) enables you to search by a variety of criteria including text searches, technical committees and date of publication. On-line information is also available on recently issued publications, withdrawn and replaced publications, as well as corrigenda.

- IEC Just Published

This summary of recently issued publications (www.iec.ch/online_news/justpub) is also available by email. Please contact the Customer Service Centre (see below) for further information.

- Customer Service Centre

If you have any questions regarding this publication or need further assistance, please contact the Customer Service Centre:

Email: custserv@iec.ch
Tel: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00

**NORME
INTERNATIONALE
INTERNATIONAL
STANDARD**

**CEI
IEC**

61391-1

Première édition
First edition
2006-07

Ultrasons – Scanners à impulsion et écho –

Partie 1:

**Techniques pour l'étalonnage des systèmes
de mesure spatiaux et des mesures de la réponse
de la fonction de dispersion ponctuelle du système**

Ultrasonics – Pulse-echo scanners –

Part 1:

**Techniques for calibrating spatial measurement
systems and measurement of system point-spread
function response**

© IEC 2006 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.

International Electrotechnical Commission, 3, rue de Varembé, PO Box 131, CH-1211 Geneva 20, Switzerland
Telephone: +41 22 919 02 11 Telefax: +41 22 919 03 00 E-mail: inmail@iec.ch Web: www.iec.ch



Commission Electrotechnique Internationale
International Electrotechnical Commission
Международная Электротехническая Комиссия

CODE PRIX
PRICE CODE

X

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

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS	4
INTRODUCTION	8
1 Domaine d'application	10
2 Références normatives	10
3 Termes et définitions	10
4 Symboles	22
5 Conditions générales	22
6 Techniques d'étalonnage de systèmes de mesure 2D	26
6.1 Méthodes d'essai	26
6.2 Instruments	26
6.3 Réglages d'essai	28
6.4 Paramètres d'essai	30
7 Méthodes d'étalonnage des systèmes de mesure 3D	34
7.1 Généralités	34
7.2 Types de méthodes de reconstruction 3D	36
7.3 Paramètres d'essai associés aux problèmes de reconstruction	38
7.4 Méthodes d'essai pour la mesure de la précision de reconstruction 3D	40
8 Mesure des fonctions de dispersion ponctuelle et de dispersion linéaire (dimensions de la zone de résolution à haut contraste)	48
8.1 Généralités	48
8.2 Méthodes d'essai	50
8.3 Instruments	50
8.4 Réglages d'essai	50
8.5 Paramètres d'essai	56
Annexe A (normative) Objets d'essai – Étalonnage de systèmes de mesure spatiaux 2D	66
Annexe B (normative) Objets d'essai – Mesure et étalonnage de la précision de reconstruction d'images 3D	72
Annexe C (normative) Objets d'essai – Mesure de la réponse de la fonction de dispersion ponctuelle	78
Bibliographie	88

CONTENTS

FOREWORD.....	5
INTRODUCTION.....	9
1 Scope.....	11
2 Normative references.....	11
3 Terms and definitions	11
4 Symbols	23
5 General conditions.....	23
6 Techniques for calibrating 2D-measurement systems.....	27
6.1 Test methods	27
6.2 Instruments	27
6.3 Test settings.....	29
6.4 Test parameters	31
7 Methods for calibrating 3D-measurement systems.....	35
7.1 General	35
7.2 Types of 3D-reconstruction methods.....	37
7.3 Test parameters associated with reconstruction problems.....	39
7.4 Test methods for measurement of 3D-reconstruction accuracy.....	41
8 Measurement of point-spread and line-spread functions (high-contrast spot size)	49
8.1 General	49
8.2 Test methods	51
8.3 Instruments	51
8.4 Test settings.....	51
8.5 Test parameters	57
Annex A (normative) Test objects – Calibration of 2D-spatial measurement systems.....	67
Annex B (normative) Test objects – Measurement and calibration of 3D-image reconstruction accuracy	73
Annex C (normative) Test objects – Measurement of point-spread function response.....	79
Bibliography.....	89

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ULTRASONS – SCANNERS À IMPULSION ET ÉCHO –

Partie 1: Techniques pour l'étalonnage des systèmes de mesure spatiaux et des mesures de la réponse de la fonction de dispersion ponctuelle du système

AVANT-PROPOS

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

La présente Norme internationale CEI 61391-1 a été établie par le comité d'études 87 de la CEI: Ultrasons.

Le texte de cette norme est issu des documents suivants:

FDIS	Rapport de vote
87/336/FDIS	87/343/RVD

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

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

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

ULTRASONICS – PULSE-ECHO SCANNERS –**Part 1: Techniques for calibrating spatial measurement systems
and measurement of system point-spread function response**

FOREWORD

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

International Standard IEC 61391-1 has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics.

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

FDIS	Report on voting
87/336/FDIS	87/343/RVD

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

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

Les termes en caractères **gras** dans le texte sont définis à l'Article 3.

Cette norme est destinée à être publiée en deux parties ou plus:

- La Partie 1 traitant des techniques d'étalonnage des systèmes de mesure spatiaux et de mesure de la réponse de la fonction de dispersion ponctuelle du système;
- La Partie 2 traitera du mesurage de la sensibilité du système, de la portée dynamique et de la résolution à faible contraste.

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

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

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61391-1:2006

Terms in **bold** in the text are defined in clause 3.

This standard is intended to be published in two or more parts:

- Part 1 deals with techniques for calibrating spatial measurement systems and measurement of system point-spread function response;
- Part 2 will deal with measurement of system sensitivity, dynamic range, and low-contrast resolution.

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

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

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 61391-1:2006

INTRODUCTION

Un scanner ultrasonique à impulsion et écho produit des images de tissus dans un **plan de balayage** ultrasonique en balayant un faisceau pulsé étroit d'**ultrasons** à travers la section examinée et en détectant les échos générés aux limites du tissu. De nombreux types de **transducteurs ultrasoniques** fonctionnent en mode émetteur-récepteur pour les signaux ultrasoniques. Les scanners ultrasoniques sont largement employés dans les applications médicales, afin de produire des images d'organes à tissus mous du corps humain.

La présente norme décrit des procédures d'essai qui devraient être largement acceptables et valides pour de nombreux types d'appareils. Il convient que les fabricants utilisent la norme pour préparer leurs spécifications; il convient que les utilisateurs utilisent la norme pour vérifier les spécifications. Les mesures peuvent être réalisées sans interférer avec les conditions de fonctionnement normales de l'appareil. Des **objets d'essai** typiques sont décrits dans les annexes. Les structures des **objets d'essai** n'ont pas été spécifiées en détail; des types de structures générales et internes appropriés sont néanmoins décrits. Il est recommandé que la structure spécifique de l'**objet d'essai** utilisée soit indiquée dans les résultats correspondants. Des versions similaires commercialisées de ces **objets d'essai** sont disponibles.

Les paramètres de performance spécifiés et les méthodes de mesure correspondantes ont été choisis pour fournir une base de comparaison avec les spécifications du fabricant et entre des types d'appareils similaires de différentes marques, conçus pour les mêmes types d'applications diagnostiques. Il convient que les spécifications du fabricant permettent la comparaison des résultats obtenus à partir des essais selon cette norme. En outre, l'objectif de la norme est qu'un ensemble de résultats et de valeurs obtenus par l'utilisation des méthodes recommandées fournisse des critères utiles de prédiction des performances des appareils pour des applications diagnostiques appropriées. La présente norme s'intéresse en particulier aux mesures sur les images par des techniques numériques. Des méthodes convenant à l'examen visuel y sont également mentionnées. D'autres techniques visuelles peuvent être trouvées dans la CEI 61390 [1]¹⁾.

Lorsqu'un système de diagnostic comporte plus d'une option pour un composant particulier du système (par exemple le **transducteur ultrasonique**), l'objectif est que chaque option soit considérée comme correspondant à un système différent. Toutefois, la performance d'une machine est considérée comme spécifiée correctement, si des mesures sont réalisées pour les combinaisons les plus significatives des réglages de contrôle et des accessoires de l'appareil. Une évaluation additionnelle de l'appareil est manifestement possible, mais il convient qu'elle ne soit envisagée que pour des cas particuliers et non de façon routinière.

1) Les chiffres entre crochets renvoient à la bibliographie.

INTRODUCTION

An ultrasonic pulse-echo scanner produces images of tissue in an ultrasonic **scan plane** by sweeping a narrow pulsed beam of **ultrasound** through the section of interest and detecting the echoes generated at tissue boundaries. A variety of **ultrasonic transducer** types are employed to operate in a transmit/receive mode for the ultrasonic signals. Ultrasonic scanners are widely used in medical practice to produce images of many soft-tissue organs throughout the human body.

This standard describes test procedures that should be widely acceptable and valid for a wide range of types of equipment. Manufacturers should use the standard to prepare their specifications; the users should employ the standard to check specifications. The measurements can be carried out without interfering with the normal working conditions of the machine. Typical **test objects** are described in the annexes. The structures of the **test objects** have not been specified in detail, rather suitable types of overall and internal structures are described. The specific structure of a **test object** should be reported with the results obtained using it. Similar commercial versions of these **test objects** are available.

The performance parameters specified and the corresponding methods of measurement have been chosen to provide a basis for comparison with the manufacturer's specification and between similar types of apparatus of different makes, intended for the same kind of diagnostic application. The manufacturer's specification should allow comparison with the results obtained from the tests in this standard. Furthermore, it is intended that the sets of results and values obtained from the use of the recommended methods will provide useful criteria for predicting the performance of equipment in appropriate diagnostic applications. This standard concentrates on measurements of images by digital techniques. Methods suitable for inspection by eye are covered here as well. Discussion of other visual techniques can be found in IEC 61390 [1]¹⁾.

Where a diagnostic system accommodates more than one option in respect of a particular system component, for example the **ultrasonic transducer**, it is intended that each option be regarded as a separate system. However, it is considered that the performance of a machine is adequately specified, if measurements are undertaken for the most significant combinations of machine control settings and accessories. Further evaluation of equipment is obviously possible but this should be considered as a special case rather than a routine requirement.

1) Figures in square brackets refer to the Bibliography.

ULTRASONS – SCANNERS À IMPULSION ET ÉCHO –

Partie 1: Techniques pour l'étalonnage des systèmes de mesure spatiaux et des mesures de la réponse de la fonction de dispersion ponctuelle du système

1 Domaine d'application

La présente Norme Internationale décrit des méthodes d'étalonnage des moyens de mesure spatiaux et de la **fonction de dispersion ponctuelle** d'équipements d'imagerie à ultrasons, dans la gamme des fréquences ultrasoniques s'étendant de 0,5 MHz à 15 MHz. La norme s'applique aux scanners ultrasoniques basés sur le principe d'impulsion et écho des types suivants:

- scanners sectoriels à balayage mécanique;
- scanners sectoriels électroniques à réseau de phase;
- scanners électroniques à réseau linéaire;
- scanners sectoriels électroniques à réseau courbe;
- scanners à bain d'eau, basé sur l'un des quatre mécanismes de balayage précédents;
- systèmes de reconstruction de volume en 3D.

2 Références normatives

Les documents de référence suivants sont indispensables pour l'application du présent document. Pour les références datées, seule l'édition citée s'applique. Pour les références non datées, la dernière édition du document de référence s'applique (y compris les éventuels amendements).

CEI 61102:1991, *Mesurage et caractérisation des champs ultrasonores à l'aide d'hydrophones dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz*

CEI 61685:2001, *Ultrasons – Systèmes de mesure de débit – Montage pour essai de débit (disponible en anglais seulement)*

3 Termes et définitions

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions suivants s'appliquent.

Voir également les définitions et explications données dans les normes et les rapports techniques connexes [1-5].

3.1

A-scan

classe de géométrie d'acquisition de données à une dimension, dans laquelle l'information de puissance d'écho est acquise à partir de points disposés le long d'un **axe de faisceau** unique et est affichée par l'amplitude en fonction du temps de parcours ou de la distance

ULTRASONICS – PULSE-ECHO SCANNERS –

Part 1: Techniques for calibrating spatial measurement systems and measurement of system point-spread function response

1 Scope

This International Standard describes methods of calibrating the spatial measurement facilities and **point-spread function** of ultrasonic imaging equipment in the ultrasonic frequency range 0,5 MHz to 15 MHz. This standard is relevant for ultrasonic scanners based on the pulse-echo principle of the types listed below:

- mechanical sector scanners;
- electronic phased-array sector scanners;
- electronic linear-array scanners;
- electronic curved-array sector scanners;
- water-bath scanners based on any of the above four scanning mechanisms;
- 3D-volume reconstruction systems.

2 Normative references

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

IEC 61102:1991, *Measurement and characterisation of ultrasonic fields using hydrophones in the frequency range 0,5 MHz to 15 MHz*

IEC 61685:2001, *Ultrasonics – Flow measurement systems – Flow test object*

3 Terms and definitions

For the purposes of this document, the following terms and definitions apply.

See also related standards and technical reports for definitions and explanations. [1-5]

3.1

A-scan

class of data acquisition geometry in one dimension, in which echo strength information is acquired from points lying along a single **beam axis** and displayed as amplitude versus time of flight or distance

3.2

milieu de couplage acoustique (ou milieu de couplage)

substance – habituellement sous forme d'un gel ou autre fluide – utilisée pour assurer un contact acoustique entre le transducteur et la peau du patient, ou entre le transducteur et la surface d'un **objet d'essai** scellé

3.3

fréquence de fonctionnement acoustique

moyenne arithmétique des fréquences f_1 et f_2 auxquelles l'amplitude du spectre de pression acoustique est de 3 dB sous le pic d'amplitude

(Voir CEI 61102, 3.4.2)

3.4

compensation temps-gain automatique

ATGC

commande temps-gain à fonctionnement automatique, basée sur l'observation de la diminution des amplitudes d'écho due à l'atténuation de l'amplitude des impulsions ultrasoniques avec la profondeur

3.5

résolution axiale

séparation minimale le long de l'**axe de faisceau** entre deux volumes à diffusion égale ou de **cibles** à la profondeur spécifiée pour laquelle deux échos distincts peuvent être affichés

3.6

coefficient de rétrodiffusion

puissance acoustique moyenne diffusée à 180° de la direction d'un objet spécifié par rapport à la direction du faisceau incident, en stéradian ou par unité de volume, divisée par l'intensité du faisceau incident. Dans le cas d'un volume rempli de nombreux diffuseurs, la distribution de ces derniers est considérée comme aléatoire. La puissance moyenne est obtenue à partir de différentes réalisations spatiales du volume de dispersion

NOTE Le **coefficient de rétrodiffusion** est communément considéré comme étant le différentiel de la section transversale de dispersion par unité de volume selon la direction de 180°.

3.7

contraste de rétrodiffusion (normalisé)

différence entre les **coefficients de rétrodiffusion** de deux régions définies, divisée par la racine carrée du produit des deux **coefficients de rétrodiffusion**

3.8

axe de faisceau

axe longitudinal du motif de réponse à impulsion et écho d'une **ligne de balayage en mode B** donnée, un équivalent impulsion et écho à l'axe de faisceau transmis de la CEI 61828 [2]

3.9

B-scan

classe de géométrie d'acquisition de données dans laquelle l'information d'écho est acquise à partir de points disposés dans un **plan de balayage** ultrasonique contenant des faisceaux ultrasoniques de balayage. Voir **mode B** ci-dessous.

NOTE B-scan est le terme en langage commun pour désigner un balayage ou une image en **mode B**. (Voir 3.10).

3.2

acoustic coupling agent (also, coupling agent)

a material, usually a gel or other fluid, that is used to ensure acoustic contact between the transducer and the patient's skin, or between the transducer and the surface of a sealed test object

3.3

acoustic working frequency

arithmetic mean of the frequencies f_1 and f_2 at which the amplitude of the acoustic pressure spectrum is 3 dB below the peak amplitude

(See 3.4.2 of IEC 61102)

3.4

automatic time-gain compensation

ATGC

automatic working time gain control based on the observed decrease in echo amplitudes due to the attenuation in ultrasonic pulse amplitude with depth

3.5

axial resolution

minimum separation along the beam axis of two equally scattering volumes or **targets** at a specified depth for which two distinct echo signals can be displayed

3.6

backscatter coefficient

mean acoustic power scattered in the 180° direction by a specified object with respect to the direction of the incident beam, per unit solid angle per unit volume, divided by the incident beam intensity. For a volume filled with many scatterers, the scatterers are considered to be randomly distributed. The mean power is obtained from different spatial realisations of the scattering volume

NOTE **Backscatter coefficient** is commonly referred to as the differential scattering cross-section per unit volume in the 180° direction

3.7

backscatter contrast (normalized)

difference between the **backscatter coefficients** from two defined regions divided by the square root of the product of the two **backscatter coefficients**

3.8

beam axis

the longitudinal axis of the pulse-echo response pattern of a given **B-mode scan line**, a pulse-echo equivalent to the transmitted beam axis of IEC 61828 [2]

3.9

B-scan

class of data acquisition geometry in which echo information is acquired from points lying in an ultrasonic **scan plane** containing interrogating ultrasonic beams. See **B-mode** below.

NOTE B-scan is a colloquial term for **B-mode** scan or image. (See 3.10)

3.10

affichage à luminosité modulée mode B

méthode de présentation de l'information **B-scan** dans laquelle une section particulière à travers un objet image est représentée de façon conforme par le **plan de balayage** de l'affichage et dans laquelle l'amplitude d'écho est représentée par la luminosité locale ou la densité optique de l'affichage

[CEI 60854: définition 3.18, modifiée]

3.11

plage dynamique affichée

rapport de l'amplitude de l'écho maximal ne saturant pas l'affichage à l'écho minimal pouvant être distingué sur l'affichage dans les conditions d'essai du scanner, exprimé en décibels

3.12

résolution de profondeur

séparation minimale perpendiculaire au **plan de balayage** ultrasonique entre deux **cibles** à diffusion égale, à la profondeur spécifiée, pour laquelle deux échos distincts peuvent être affichés. Souvent utilisé ici de manière informelle relativement à l' pour les besoins du balayage 3D

3.13

champ de vision

surface du **plan de balayage** ultrasonique parcourue par le **faisceau ultrasonique** durant l'acquisition des données d'écho pour la définition d'une image

3.14

fréquence de rafraîchissement

nombre de balayages de l'image entière effectués par le **faisceau ultrasonique** en une seconde à travers le **champ de vision**

3.15

gain

rapport de la sortie à l'entrée d'un système, généralement supérieur à un (amplifié) et exprimé en décibels

3.16

échelle de gris

gamme de valeurs de luminosité d'image. Elle peut être continue entre deux valeurs extrêmes ou discontinue, au moins trois valeurs distinctes étant représentées

[CEI 60854: définition 3.14]

3.17

résolution latérale

séparation minimale de deux **cibles linéaires** à une profondeur spécifiée dans un **objet d'essai** en **matériau d'imitation du tissu**, permettant d'afficher deux signaux d'écho distincts. Il convient que les **cibles linéaires** soient perpendiculaires au plan balayé; il convient que la séparation entre les **cibles** soit perpendiculaire à l'axe d'alignement du faisceau

3.18

fonction de dispersion linéaire

FDL

réponse caractéristique en trois dimensions d'un système d'imagerie à une **cible linéaire** à haut contraste

3.10**Brightness-modulated display****B-mode**

method of presentation of **B-scan** information in which a particular section through an imaged object is represented in a conformal way by the scan plane of the display and echo amplitude is represented by local brightness or optical density of the display

[IEC 60854: definition 3.18, modified]

3.11**displayed dynamic range**

ratio, expressed in decibels, of the amplitude of the maximum echo that does not saturate the display to the minimum echo that can be distinguished in the display under the scanner test settings

3.12**elevational resolution**

minimum separation perpendicular to the ultrasonic **scan plane** of two equally scattering **targets** at a specified depth for which two distinct echo signals can be displayed. Often used here informally for slice thickness for purposes of 3D-scanning

3.13**field-of-view**

area in the ultrasonic **scan plane** which is insonated by the **ultrasound beam** during the acquisition of echo data to produce one image frame

3.14**frame rate**

number of sweeps comprising the full-frame refresh rate that the ultrasonic beam makes per second through the **field-of-view**

3.15**gain**

ratio of the output to the input of a system, generally an amplifying system, usually expressed in decibels

3.16**grey scale**

range of values of image brightness, being either continuous between two extreme values or, if discontinuous, including at least three discrete values

[IEC 60854: definition 3.14]

3.17**lateral resolution**

minimum separation of two **line targets** at a specified depth in a **test object** made of **tissue-mimicking material** for which two distinct echo signals can be displayed. The **line targets** should be perpendicular to the scanned plane; the separation between the **targets** should be perpendicular to the beam-alignment axis

3.18**line-spread function****LSF**

characteristic response in three dimensions of an imaging system to a high-contrast **line target**

3.19

cible linéaire

réflecteur cylindrique dont le diamètre est si petit qu'il ne peut pas être distingué par le système d'imagerie d'un réflecteur cylindrique avec un diamètre d'un ordre de grandeur inférieur, excepté par l'amplitude du signal. Il convient que la rétrodiffusion d'une **cible linéaire** standard soit une fonction simple de la fréquence, sur la gamme des fréquences étudiées

3.20

mode M

mode en temps réel

méthode de présentation d'information **M-scan** dans laquelle le mouvement de structures le long d'un **axe de faisceau** fixe est représenté par leurs positions sur une ligne se déplaçant en travers de l'écran afin d'indiquer la variation temporelle de l'écho

3.21

M-scan

balayage en temps réel (time motion)

classe de géométrie d'acquisition dans laquelle l'information d'écho de structures en mouvement est acquise à partir de points disposés le long d'un **axe de faisceau** unique. L'information de puissance d'écho est présentée en affichage de **mode M**

3.22

fréquence nominale (d'un transducteur)

fréquence de fonctionnement acoustique prévue d'un transducteur telle que déclarée par le concepteur ou par le fabricant

[adaptée de la définition 3.7 de la CEI 60854]

3.23

pixel

élément d'image

unité ou cellule spatiale la plus petite d'une image représentée par un réseau bidimensionnel numérisé. Chaque **pixel** possède une adresse (coordonnées x et y correspondant à sa position dans le réseau) et un niveau de luminosité spécifique

NOTE **Pixel** est une contraction de «picture element».

3.24

cible ponctuelle

réflecteur dont les dimensions de la surface de diffusion est si petite qu'il ne peut pas être distingué (excepté par l'amplitude du signal), par le système d'imagerie, d'une **cible** similaire dont la surface de diffusion est d'un ordre de grandeur inférieur. Il convient que la section transversale de la rétrodiffusion d'une **cible ponctuelle** standard soit une fonction simple de la fréquence, sur la gamme des fréquences étudiées

3.25

fonction de dispersion ponctuelle

FDP

réponse caractéristique en trois dimensions d'un système d'imagerie à une **cible ponctuelle** à haut contraste

NOTE Pour la plupart des systèmes **ultrasoniques**, une **FDP ultrasonique** individuelle ne peut pas être utilisée comme réponse d'impulsion générale du système, du fait des variations de la **FDP** avec la profondeur, avec d'autres positions dans la région d'utilisation et avec les réglages de mise au point et de fréquence du système.

3.19**line target**

cylindrical reflector whose diameter is so small that the reflector cannot be distinguished by the imaging system from a cylindrical reflector with diameter an order of magnitude smaller, except by signal amplitude. The backscatter from a standard **line target** should be a simple function of frequency over the range of frequencies studied

3.20**M-mode****time-motion mode**

method of presentation of **M-scan** information in which the motion of structures along a fixed **beam axis** is depicted by presenting their positions on a line which moves across a display to show the variation with time of the echo

3.21**M-scan****time-motion scan**

class of acquisition geometry in which echo information from moving structures is acquired from points lying along a single beam axis. The echo strength information is presented using an **M-mode** display

3.22**nominal frequency (of a transducer)**

intended **acoustic working frequency** of a transducer as quoted by the designer or manufacturer

[adapted from definition 3.7 of IEC 60854]

3.23**pixel**

picture element

smallest spatial unit or cell size of a digitized 2-dimensional array representation of an image. Each **pixel** has an address (x-and y-coordinates corresponding to its position in the array) and a specific brightness level

NOTE **Pixel** is a contraction of 'picture element'.

3.24**point target**

reflector whose scattering surface dimensions are so small that it cannot be distinguished (except by signal amplitude) by the imaging system from a similar **target** whose scattering surface is an order of magnitude smaller. The backscatter cross section of a standard point **target** should be a simple function of frequency over the range of frequencies studied.

3.25**point-spread function****PSF**

characteristic response in three dimensions of an imaging system to a high-contrast **point target**.

NOTE For most ultrasound systems, an individual ultrasound **PSF** cannot be used as the overall system impulse response, due to changes in the **PSF** with depth, with other positions in the region of use and with system focal and frequency settings.

3.26

ligne de balayage

une des **lignes** élémentaires constituant une image en **mode B** sur un écran d'affichage **ultrasonique**. Chaque ligne correspond à la ligne d'enveloppe détectée par la ligne **A-scan**, les amplitudes d'écho étant converties en valeurs de luminosité

3.27

plan de balayage

plan contenant les **lignes de balayage ultrasoniques**

[CEI 61102: définition 3.38, modifiée]

3.28

lobe secondaire

faisceau secondaire généré par un **transducteur ultrasonique**, déviant de la direction du faisceau principal. Habituellement, l'intensité des **lobes secondaires** est significativement moindre que celle du faisceau de l'axe central

NOTE La présence de **lobes secondaires** peut être responsable de l'apparition d'échos parasites (artefacts) dans l'image **ultrasonique**.

3.29

épaisseur de tranche

épaisseur de la région de l'**objet d'essai** dont l'information acoustique est affichée, mesurée perpendiculairement au **plan de balayage** ultrasonique et à une profondeur spécifiée dans l'**objet d'essai**

3.30

chatoiement – motif de

image ou texture produite par l'interférence d'échos provenant de centres de dispersion dans le tissu ou le **matériau d'imitation du tissu**

3.31

dimensions de la zone

largeur à –6 dB, sauf indication contraire, de la **FDP** ou de la **FDL**

3.32

cible

objet balayé par un **faisceau ultrasonique**

NOTE Voici quelques exemples de **cibles**:

- a) un dispositif conçu spécialement pour être inséré dans le champ ultrasonique afin de servir d'objet de mesure de la puissance de radiation;
- b) un diffuseur ou un ensemble de diffuseurs produisant un signal à l'intérieur du **faisceau ultrasonique**;
- c) un fil ou un filament dans un **objet d'essai**.

3.33 objet d'essai

dispositif contenant un ou plusieurs groupes de configuration d'objets, inséré dans un **matériau d'imitation du tissu** ou dans un autre milieu

3.34 surface de balayage de l'objet d'essai

surface de l'**objet d'essai** d'imitation du tissu recommandée pour la disposition du transducteur lors de la procédure d'essai

3.26**scan line**

one of the component lines which form a **B-mode** image on an ultrasound monitor. Each line is the envelope-detected **A-scan** line in which the echo amplitudes are converted to brightness values

3.27**scan plane**

a plane containing the **ultrasonic scan lines**

[IEC 61102: definition 3.38, modified]

3.28**side lobe**

secondary beam, generated by an **ultrasonic transducer**, that deviates from the direction of the main beam. Usually, the intensity of the **side lobes** is significantly less than that of the central axis beam

NOTE The presence of **side lobes** may be responsible for introducing artifactual echoes into the **ultrasound** image.

3.29**slice thickness**

thickness, perpendicular to the **ultrasonic scan plane** and at a stated depth in the **test object**, of that region of the **test object** from which acoustic information is displayed

3.30**speckle pattern**

image pattern or texture, produced by the interference of echoes from the scattering centres in tissue or **tissue-mimicking material**

3.31**spot size**

the –6 dB width or otherwise specified width of the **PSF** or **LSF**

3.32**target**

an object to be interrogated by an **ultrasound** beam

NOTE Examples of **targets** are:

- a device specifically designed to be inserted into the ultrasonic field to serve as the object on which the radiation force is to be measured;
- a scatterer or ensemble of scatterers giving rise to a signal within the effective ultrasonic beam;
- a wire or a filament in a **test object**.

3.33 test object

device containing one or more groups of object configurations embedded in a **tissue-mimicking material** or another medium

3.34 test object scanning surface

surface on the tissue-mimicking **test object** recommended for transducer location during a test procedure

3.35

compensation temps-gain

TGC – time gain compensation

modification de gain d'amplification en cours de fonctionnement, introduite pour compenser la perte d'amplitude d'écho avec la profondeur, du fait de l'atténuation du signal dans le tissu

3.36

matériau d'imitation du tissu

matériau dans lequel les propriétés de vitesse de propagation (vitesse du son), de réflexion, de diffusion et d'atténuation sont similaires à celles d'un tissu mou pour des **ultrasons** dans la gamme des fréquences s'étendant de 0,5 MHz à 15 MHz

(Voir la CEI 61685:2001, le paragraphe 6.4 et l'Annexe D)

3.37

champ ultrasonique transmis

distribution tridimensionnelle de l'énergie **ultrasonique** émise par le **transducteur ultrasonique**

3.38

ligne d'exploration ultrasonique

pour les systèmes à balayage automatique, axe d'alignement du faisceau, soit pour un élément **transducteur ultrasonique** particulier, soit pour une activation simple ou multiple d'un **transducteur ultrasonique**, soit encore pour un **groupe d'éléments transducteurs ultrasonique**

[CEI 61157: définition 3.27, modifiée]

3.39

transducteur ultrasonique

dispositif capable de convertir l'énergie électrique en énergie mécanique dans la gamme de fréquences ultrasonores et/ou réciproquement de convertir l'énergie mécanique en énergie électrique

[CEI 61102: définition 3.58].

NOTE Dans la présente norme, **transducteur ultrasonique** désigne un dispositif complet comprenant le ou les éléments transducteurs, ainsi que les éléments d'amortissement et d'accouplement mécaniques et électriques.

3.40

groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques

groupe d'éléments d'un **transducteur ultrasonique** qui sont activés ensemble afin d'engendrer une impulsion acoustique unique

[CEI 61102: définition 3.60].

3.41

ultrason – ultrasonique

oscillation acoustique dont la fréquence est supérieure à la limite de la gamme de fréquences audibles (soit conventionnellement 20 kHz)

[VEI 801-21-04, modifiée].

3.42

faisceau ultrasonique (motif de réponse à impulsion et écho)

région adjacente à la face du transducteur depuis laquelle un signal d'écho d'une **cible** particulière peut être détecté pour les réglages d'essai du scanner, le scanner fonctionnant en mode sans balayage. Il convient de distinguer le **faisceau ultrasonique** du **champ ultrasonique transmis**

3.35**time-gain compensation****TGC**

change in amplifier gain with time, introduced to compensate for loss in echo amplitude with increasing depth due to attenuation in tissue

3.36**tissue-mimicking material**

material in which the propagation velocity (speed of sound), reflecting, scattering and attenuating properties are similar to those of soft tissue for **ultrasound** in the frequency range 0,5 MHz to 15 MHz.

[See 6.4 and Annex D of IEC 61685]

3.37**transmitted ultrasound field**

three-dimensional distribution of ultrasound energy emanating from the ultrasonic transducer

3.38**ultrasonic scan line**

for automatic scanning systems, the beam-alignment axis either for a particular **ultrasonic transducer** element or for a single or multiple excitation of an **ultrasonic transducer** or of an **ultrasonic transducer element group**

[IEC 61157: definition 3.27, modified]

3.39**ultrasonic transducer**

device capable of converting electrical energy to mechanical energy within the ultrasonic frequency range and/or reciprocally capable of converting mechanical energy to electrical energy

[IEC 61102: definition 3.58]

NOTE For the purposes of this standard, **ultrasonic transducer** is taken to refer to a complete assembly that includes the transducer element or elements and mechanical and electrical damping and matching provisions.

3.40**ultrasonic transducer element group**

group of elements of an **ultrasonic transducer** which are excited together in order to produce a single acoustic pulse

[IEC 61102: definition 3.60]

3.41**ultrasound**

acoustic oscillation whose frequency is above the high-frequency limit of audible sound (conventionally 20 kHz)

[IEV 801 21-04, modified]

3.42**ultrasound beam** (pulse-echo response pattern)

region adjacent to the transducer face from which an echo signal from a specified **target** may be detected for the test settings of the scanner and with the scanner operating in a non-scanning mode. This term should be distinguished from the **transmitted ultrasound field**

3.43

voxel

unité ou cellule spatiale la plus petite d'une image représentée par un réseau tridimensionnel numérisé. Chaque **voxel** possède une adresse (coordonnées x, y et z) correspondant à sa position dans le réseau et des valeurs spécifiques de luminosité ou de couleur

3.44

liquide de travail

mélange d'eau et d'un autre solvant ajustant la vitesse du son à 1 540 m/s

(Voir également la CEI 61685:2001, le paragraphe 6.4 et l'Annexe D)

4 Symboles

A	surface de l'enveloppe
A_c	surface de la coupe transversale
a_i	longueur des demi grands axes pour une moitié donnée ($i = 1$ ou 2) de l'ellipsoïde d'un objet ovoïde
b	moyenne des longueurs des petits axes de l'ellipsoïde d'un objet ovoïde
f	fréquence de fonctionnement acoustique
k	nombre d'onde circulaire; ($= 2 \pi / \lambda$, où λ est la longueur d'onde)
P	périmètre de la coupe transversale d'un objet ovoïde
R	rapport des espacements moyens à des espacements connus (voir 7.3.1)
R_x	facteur d'étalonnage des dimensions latérales (voir 7.4.2); rapport des espacements moyens des filaments à des espacements connus pour la direction horizontale
R_y	rapport des espacements moyens des filaments à des espacements connus pour la direction verticale
r	rayon d'un fil ou d'un filament cible
V	volume d'un objet ovoïde
Z_m	impédance acoustique caractéristique du matériau du fil ou du filament
Z_w	impédance acoustique caractéristique du milieu environnant (liquide de travail ou matériau d'imitation du tissu)
ε	excentricité $1-(b/(2a))^2$ de l'ellipsoïde d'un objet ovoïde
σ	surface de section de la rétrodiffusion pour une cible similaire à une cible ponctuelle

5 Conditions générales

Il est recommandé d'effectuer les essais dans les conditions ambiantes suivantes:

- température $23\text{ °C} \pm 3\text{ °C}$;
- humidité relative 45 % à 75 %;
- pression atmosphérique 86 kPa à 106 kPa.

Cette norme autorise l'utilisation d'**objets d'essai** de différentes factures. De ce fait, il est important que les données suivantes, concernant l'**objet d'essai**, soient mentionnées. Les choix standards suivants sont recommandés:

3.43**voxel**

smallest spatial unit or cell size of a digitized 3-dimensional array representation of an image. Each **voxel** has an address (x, y, and z-coordinates) corresponding to its position in the array, and a specific brightness and/or color value

3.44**working liquid**

a mixture of water and other solvent that adjusts the speed of sound to 1 540 m/s

[See also 6.4 and Annex D of IEC 61685:2001]

4 Symbols

A	surface area
A_c	cross-sectional area
a_i	length of the semi-major axes for a given half ($i = 1$ or 2) of the ellipsoid of an ovoid object
b	mean of the lengths of the minor axes of the ellipsoid of an ovoid object
f	acoustic working frequency
k	circular wave number; ($= 2\pi / \lambda$ in which λ is the wavelength)
P	perimeter of cross-section of ovoid object
R	ratio of mean of measured spacings to known spacings (see 7.3.1)
R_x	lateral dimension calibration factor (see 7.4.2); ratio of mean filament spacings to known spacings for the horizontal direction
R_y	ratio of mean filament spacings to known spacings for the vertical direction
r	radius of a wire or filament target
V	volume of an ovoid object
Z_m	characteristic acoustic impedance of a wire or filament material
Z_w	characteristic acoustic impedance of the surrounding medium (working liquid or tissue-mimicking material)
ε	$1 - (b/(2a))^2$ eccentricity of an ellipsoid or an ovoid object
σ	backscattering cross-section for a point-like target

5 General conditions

The tests should be performed within the following ambient conditions:

- temperature $23\text{ °C} \pm 3\text{ °C}$;
- relative humidity 45 % to 75 %;
- atmospheric pressure 86 kPa to 106 kPa.

This standard permits the use of test objects of various constructions. Therefore it is essential that the following data of the test object be reported. The following standard choices are recommended:

- a) milieu: soit **liquide de travail**, soit **matériau d'imitation du tissu** [6]
- b) utilisation de gel de couplage: fine couche de gel avec une vitesse de propagation du son adaptée
- c) géométrie (un des modèles donnés en Annexe A, B ou C, en fonction des besoins avec un espacement différent entre les **cibles**).

Pour le milieu constitué du **liquide de travail**, les propriétés suivantes sont requises:

vitesse du son = $(1\,540 \pm 15)$ m/s;
 faible atténuation $(< 0,1 f \text{ dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1})$;
 diffusion négligeable (voir la CEI 61685).

Pour l'ajustement de la vitesse du son dans le **liquide de travail**, voir [7, 8].

Pour le milieu constitué du **matériau d'imitation du tissu** [9], les propriétés suivantes sont requises:

- vitesse du son = $(1\,540 \pm 15)$ m/s;
- atténuation $(0,5 \pm 0,05) f \text{ dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$ dans la gamme des fréquences utilisée pour les essais;
- diffusion (modérée, pas de valeur imposée).

NOTE Lorsqu'un système ultrasonique est conçu pour des applications particulières où la vitesse moyenne du son diffère de 1 540 m/s, il convient d'employer un milieu dont la vitesse du son est celle définie pour cette conception et il convient d'en faire état avec les résultats.

Concernant les propriétés du matériau d'imitation du tissu, voir également la CEI 61685:2001, 6.4 et l'Annexe D.

Le **matériau d'imitation du tissu** est habituellement protégé par un fin couvercle. Il convient de faire état de son épaisseur et de ses propriétés acoustiques, si cela a une influence sur la mesure.

Le transducteur est généralement couplé au couvercle du **matériau d'imitation du tissu** par un **milieu de couplage acoustique** (gel ultrasonique). Si la couche est fine (comparée à la longueur d'onde) son influence peut être ignorée. Pour une couche épaisse, par exemple, comme celle nécessaire à un transducteur à réseau courbe, la vitesse de propagation du son du **milieu de couplage acoustique** doit être égale à $(1\,540 \pm 15)$ m/s.

La vitesse de propagation du son dans un milieu a deux effets distincts: si elle est supérieure à 1 540 m/s, les distances axiales dans le milieu deviennent proportionnellement plus courtes et le point focal du transducteur s'éloigne de ce dernier. Si la vitesse de propagation du son est inférieure, le contraire se produit. L'effet sur le point focal devient plus important pour les transducteurs avec une forte ouverture numérique. En conséquence, l'utilisation de la vitesse de propagation du son exacte de $(1\,540 \pm 15)$ m/s, normalisée pour les systèmes ultrasoniques, est essentielle dans les Articles 6 et 7 traitant des distorsions géométriques. À l'Article 8, traitant de la **FDP**, un écart peut être toléré pour des ouvertures numériques pas trop fortes.

La description des procédures de balayage «horizontal» et «vertical», suppose que l'**objet d'essai** est soumis aux ultrasons par le dessus, et que l'image sur le scanner est orientée de manière correspondante.

- a) medium: either **working liquid** or **tissue-mimicking material** [6]
- b) use of coupling gel: thin layer or gel with adapted sound velocity
- c) geometry (one of the models given in Annex A, B or C, where needed with a different spacing between **targets**).

For the medium **working liquid**, the following properties are required:

- speed of sound = $(1\,540 \pm 15)$ m/s;
- low attenuation $(< 0,1 f \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1})$;
- negligible scattering (see IEC 61685).

For adjusting the speed of sound in working liquid, see [7, 8].

For the medium **tissue-mimicking material** [9], the following properties are required:

- speed of sound = $(1\,540 \pm 15)$ m/s;
- attenuation $(0,5 \pm 0,05) f \text{ dB cm}^{-1} \text{ MHz}^{-1})$ in the frequency range used in the tests;
- scattering (moderate, no value imposed).

Note: Where an ultrasound system is designed for particular applications where the mean speed of sound is different from 1 540 m/s, a medium with that design speed of sound should be employed and that change reported with the results.

For tissue-mimicking properties, see also 6.4 and Annex D of IEC 61685:2001 .

Tissue-mimicking material is usually protected by a thin cover. Its thickness and acoustic properties (attenuation and sound velocity) should be reported if these influence the measurement.

The transducer is usually coupled to the cover of **tissue-mimicking material** by an **acoustic coupling agent** (ultrasound gel). If the layer is thin (compared to the wavelength) its influence can be ignored. For a thick layer, for example as needed for a curved-array transducer, the sound velocity of the **acoustic coupling agent** shall be equal to $(1\,540 \pm 15)$ m/s.

Sound velocity of a medium has two different effects: if it is larger than 1 540 m/s, the axial distances in the medium are rendered proportionally shorter and the focus of the transducer moves away from the transducer. If the sound velocity is lower, the opposite occurs. The effect on the focus becomes more important for transducers with a high numeric aperture. Therefore the use of the correct sound velocity $(1\,540 \pm 15)$ m/s, to which ultrasonic systems are standardized) is essential in Clauses 6 and 7, dealing with geometrical distortions. In Clause 8, dealing with the **PSF**, a deviation can be tolerated for not too high numeric apertures.

In describing scanning procedures with “horizontal” and “vertical”, it is assumed that a **test object** is insonated from above, and that the image on the scanner is oriented correspondingly.

6 Techniques d'étalonnage de systèmes de mesure 2D

6.1 Méthodes d'essai

Les éléments suivants sont nécessaires pour effectuer les procédures d'essai:

- a) **objets d'essai** imitant le tissu, contenant des **cibles** disposées à des positions précisément spécifiées;
- b) **objet d'essai** imitant le tissu, contenant un objet 3D de dimensions précisément spécifiées;
- c) un réservoir contenant un **liquide de travail** dégazé.

Les spécifications de ces dispositifs sont données en annexes.

6.2 Instruments

6.2.1 Généralités

Les équipements spécifiés dans ce paragraphe ont été sélectionnés afin de permettre les essais de scanners ultrasoniques d'application médicale. Les dispositifs décrits garantissent que la collecte et l'analyse des données seront objectives et reproductibles.

6.2.2 Numériseurs

Alors que certaines mesures spatiales peuvent être effectuées avec des verniers numériques conventionnels, pour obtenir des données objectives et reproductibles d'application plus générale, il convient d'encoder les images **ultrasoniques**, obtenues lors des essais, sous forme numérique. De nombreux appareils modernes d'imagerie **ultrasonique** fournissent des images numériques à partir d'un convertisseur de trame, qui peuvent être utilisées pour ces mesures et celles-ci sont davantage représentatives des images affichées. Ces mesures peuvent être exploitées utilement par des utilisateurs en hôpitaux possédant une certaine expertise en mesures numériques. Pour les mesures spatiales, ceci est directement applicable. Pour les mesures de la **FDP** et de la **FDL**, il est toutefois nécessaire d'avoir une courbe caractéristique d'amplitude d'écho linéaire au transducteur, représentant la fonction des valeurs de l'image numérique, ou de créer une représentation peu dense de cette courbe par l'utilisation de réflecteurs étalonnés, comme cela est indiqué en 7.2.1.2 de [19]. Dans certains systèmes les données de la **ligne de balayage** RF sont disponibles. Ces données sont d'une meilleure exactitude pour les mesures de précision dans lesquelles l'amplitude du signal linéaire est importante. Il convient que les mesures faites avec des données RF soient clairement indiquées comme telles et que le niveau auquel elles viennent du système soit documenté. Dans le cas d'appareils ne fournissant pas d'images numériques, un numériseur d'images peut être utilisé pour acquérir et numériser des images **ultrasoniques**. Ce numériseur requiert cependant une résolution spatiale adéquate (au moins 512×512 **pixels**) et une **échelle de gris** suffisante (au moins 256 nuances de gris). Il convient également d'utiliser un logiciel d'analyse d'image approprié pour effectuer les mesures élémentaires décrites ci-dessous sur les images **ultrasoniques** numériques des **objets d'essai**. Le numériseur doit présenter une linéarité conduisant à une imprécision spatiale $<1\%$ sur 75% de la dimension mesurée de l'image, une linéarité du niveau du signal (échelle de gris) $<3\%$ de la plage totale et une stabilité du niveau du signal sur un an $<5\%$ de la plage totale.

Il convient que le logiciel d'imagerie numérique permette à l'utilisateur de placer le curseur à un emplacement quelconque de l'écran et d'obtenir l'adresse du pixel correspondant (soit les coordonnées de ligne et de colonne). Cela permettra à l'utilisateur d'étalonner l'image numérique par rapport aux distances effectives enregistrées dans les images **ultrasoniques**. Une fois le numériseur étalonné, les images **ultrasoniques** numérisées peuvent être soumises à une analyse plus sophistiquée que celle permise directement sur l'affichage ultrasonique. Il convient que le logiciel d'imagerie numérique permette la lecture de la valeur du gris à toutes les adresses de pixel.

6 Techniques for calibrating 2D-measurement systems

6.1 Test methods

To carry out the test procedures, the following items are required:

- a) tissue-mimicking **test objects** containing **targets** at accurately specified positions;
- b) tissue-mimicking **test object** containing a 3D-object of accurately specified dimensions;
- c) a tank containing degassed **working liquid**.

The specifications of these devices are given in the annexes.

6.2 Instruments

6.2.1 General

The equipment specified in this subclause has been selected to permit testing of ultrasonic scanners in clinical usage. The devices described will ensure that the data collection and analysis will be objective and reproducible.

6.2.2 Digitizers

While some spatial measurements can be made with long-existing digital callipers, for more generally applicable, objective, reproducible data, the **ultrasound** images obtained for testing should be digitally encoded. Many modern **ultrasound** imaging devices produce digital images from the scan converter that can be used for these measurements and are most closely representative of the displayed images. Such measurements can be employed well by hospital-based users with some digital measurement expertise. For spatial measurements this procedure is directly applicable. For **PSF** and **LSF** measures it is necessary, however, to have a characteristic curve of linear echo amplitude at the transducer as a function of the digital image values or to create a sparse representation of that curve by use of calibrated reflectors as described in 7.2.1.2 of [19]. In some systems, rf scan-line data are available. Such data are more accurate for precision measurements in which the linear signal amplitude is important. Measurements made with rf data should be clearly indicated as such and the level at which they came from the system documented. For those machines that do not produce digital images, a frame grabber may be used to acquire and digitize **ultrasound** images. This digitizer requires adequate spatial resolution (at least 512×512 **pixels**) and sufficient **grey scale** (at least 256 grey shades). Also, adequate image analysis software should be used to perform the simple measurements described below on the digital **ultrasound** images of the **test objects**. The digitizer shall exhibit a linearity producing spatial uncertainty of $<1\%$ over 75 % of the image dimension measured, signal level (grey scale) linearity $<3\%$ of full range and signal level stability over a year of $<5\%$ of full range.

The digital imaging software should allow the user to be able to place the cursor at any location on the screen and obtain the pixel address (i.e. row, column coordinates). This will allow the user to calibrate the digital image to actual distances recorded in the **ultrasound** images. Once the digitizer is calibrated, digitized ultrasound images can be subjected to more sophisticated software analysis than that which is possible directly on the ultrasound display. The digital imaging software should allow the reading of the grey value at any pixel address.

Suivre les étapes ci-après pour l'étalonnage de la distance en pixels de l'image numérique (soit l'étalonnage du numériseur en fonction du système d'imagerie **ultrasonique**):

- a) Scanner une image d'un **objet d'essai** contenant un **liquide de travail** approprié. Noter le taux d'agrandissement de cette image et effectuer toutes les mesures et comparaisons qui suivent avec le même taux d'agrandissement.
- b) Mesurer les distances connues entre les positions de deux fils ou filaments à une distance d'environ 75 % de la taille de l'écran avec les verniers électroniques, afin de confirmer que les distances mesurées au vernier correspondent aux distances réelles. Il convient que le mesurage soit effectué pour une paire de fils ou de filaments reliés par une ligne verticale et une paire de fils ou de filaments reliés par une ligne horizontale. Dans le cas où des écarts seraient trouvés, il conviendrait de régler le scanner avant de continuer. Si aucun réglage n'est possible, la distance réelle doit être utilisée en d).
- c) Numériser l'image scannée et utiliser le logiciel d'imagerie afin de mesurer les distances en pixels entre les paires de fils ou de filaments, en obtenant les adresses des pixels de chaque position de fil ou de filament et en les soustrayant pour obtenir les distances en pixels. Répéter en différentes positions en vérifiant des distances verticales et horizontales.
- d) Mesurer la distance en pixels en différentes positions des fils, en utilisant différentes directions de la ligne de connexion par rapport à la verticale. Diviser chaque valeur obtenue par la distance réelle en mm. Faire la moyenne de ces quotients; ce rapport moyen exprime l'étalonnage de votre numériseur en pixels par millimètre. Une fois l'étalonnage effectué, ce rapport peut être utilisé pour calculer les distances relatives dans toutes les images numérisées subséquentes, pour ce type particulier de scanner et ce taux d'agrandissement.

Voir [10].

6.2.3 Objets d'essai d'imitation du tissu

Les **objets d'essai** d'imitation du tissu doivent contenir des structures permettant d'effectuer les types de mesures suivants:

- a) linéaire;
- b) courbe;
- c) circonférentiel;
- d) de surface;
- e) de volume;
- f) de distorsion d'image;
- g) d'étalonnage en **mode M**.

Des exemples d'**objets d'essai** d'imitation du tissu sont donnés en Annexe B.

6.3 Réglages d'essai

6.3.1 Généralités

Les nombreuses combinaisons de réglages de scanner et de transducteurs rendent impossible la réalisation d'essais pour chacune de ces combinaisons. Les essais sont pour cela effectués pour chaque **transducteur ultrasonique** avec deux réglages, l'un donnant des images complètes et l'autre donnant la plus haute résolution des **objets d'essai**. Il convient d'étendre le plus possible la portée de focalisation du **faisceau ultrasonique**, afin d'obtenir la meilleure résolution pour toutes les **cibles** visibles.

L'**objet d'essai** contenant un réseau de filaments, tel que celui de la Figure A.1, est utilisé pour les procédures décrites ci-dessous.

To calibrate the digital image pixel distance (i.e. calibrate the digitizer relative to the **ultrasound** imaging system):

- a) Scan an image of a **test object** containing appropriate **working liquid**. Make a note of the magnification level for this image and make all subsequent measurements and comparisons with the same level of magnification.
- b) Measure the known distances between the positions of two wires or filaments at a distance of about 75 % of the screen size with the electronic callipers to confirm that the calliper measured distance corresponds to the actual distance. The measurement should be performed for a pair of wires or filaments connected by a vertical line and for a pair of wires or filaments connected by a horizontal line. In case deviations are found the scanner should be adjusted before proceeding further. If adjustment is not possible the actual distances shall be used in d).
- c) Digitize the scanned image and use the imaging software to measure the distances in pixels between pairs of wires or filaments by obtaining the pixel address of each wire or filament location, and subtracting to obtain the distances in pixels. Repeat for several different locations, checking both vertical and horizontal distances.
- d) Measure the distance in pixels for various positions of wires, using various directions of the connecting line with respect to the vertical. Divide each distance by the actual distance in mm. Average these ratios; this average ratio is the pixels per millimetre calibration for your digitizer. Once this calibration has been performed, this ratio can be used to compute relative distances in all subsequent digitized images for the particular scanner and magnification used.

See [10].

6.2.3 Tissue-mimicking test objects

Tissue-mimicking **test objects** shall contain structures that allow the following types of measurement to be made:

- a) linear;
- b) curvilinear;
- c) circumferential;
- d) area;
- e) volume;
- f) image distortion;
- g) **M-mode** calibration.

Examples of tissue-mimicking **test objects** are given in Annex B.

6.3 Test settings

6.3.1 General

The many combinations of scanner settings and transducers make it impracticable to carry out tests for all of them. Tests are therefore carried out for each **ultrasonic transducer**, with two settings, one which provides a complete image and one which provides the highest resolution of the **test objects**. The focusing of the ultrasonic beam should be extended over as large a range as possible, to achieve the best resolution over all visible **targets**.

The **test object**, containing an array of filaments as in Figure A.1, is used for the procedures described below.

6.3.2 Réglages d'affichage (mise au point, luminosité, contraste)

La mise au point est ajustée pour une netteté optimale et les commandes de luminosité et de contraste sont consignées à leurs valeurs les plus basses. La luminosité est maintenant augmentée jusqu'à ce que la zone sans écho en bordure d'image devienne d'une nuance de gris la plus claire pouvant être perçue. Le contraste est alors augmenté de manière à ce que l'image comporte la gamme de nuances de gris la plus étendue possible. Enfin, la mise au point est contrôlée pour obtenir la meilleure netteté. Si des ajustements additionnels sont nécessaires, l'ensemble de la procédure est répété.

6.3.3 Réglages de sensibilité (fréquence, antiparasitage, puissance de sortie, gain, TGC, ATGC)

- La **fréquence nominale** du **transducteur ultrasonique** est notée.
- S'il y a une commande d'antiparasitage ou d'exclusion, celle-ci est réglée pour admettre l'affichage des signaux les plus faibles possibles.
- La puissance de sortie et le **gain** sont réglés de façon à ce que les images des filaments **cibles** soient les points visibles les plus petits de l'affichage.
- Les commandes de **compensation temps-gain (TGC)** sont réglées pour afficher des images de la **cible** avec une luminosité homogène sur toute l'image. Pour un balayage dans le **liquide de travail**, il convient que la pente TCG soit aussi proche que possible de zéro.

6.3.4 Mise au point finale

Une mise au point finale de l'image peut être effectuée par une petite modification du niveau d'exclusion, du **gain** ou de la puissance de sortie.

Lorsque la **compensation temps-gain automatique (ATGC)** constitue une option du scanner, il convient que les essais soient effectués sous ce mode de fonctionnement. L'**objet d'essai** est affiché avec **ATCG**, l'image étant optimisée au moyen de toute commande fonctionnant encore en mode manuel, telle la commande de **gain** total ou de puissance de sortie.

6.3.5 Système d'enregistrement

L'acquisition numérique d'images **ultrasoniques** permet d'effectuer des mesures objectives, ainsi que de sauvegarder des images pour une comparaison ultérieure. Un avantage principal de l'enregistrement numérique est que les images ne sont pas sujettes à la dégradation propre aux systèmes d'enregistrement photographique ou vidéo classiques.

6.4 Paramètres d'essai

6.4.1 Généralités

Des techniques sont décrites dans la présente norme pour les types de mesures suivants:

- linéaire;
- courbe;
- circonférentiel;
- de surface;
- de volume;
- de distorsion d'affichage et d'enregistrement;
- d'étalonnage en **mode M**.

6.3.2 Display settings (focus, brilliance, contrast)

The focus is made sharp and the brilliance and contrast controls are turned to their lowest positions. The brilliance is now increased until the echo-free zone at the side of the image becomes the minimum perceptible shade of grey. The contrast control is then increased to make the image contain the greatest range of grey shades possible. The focus is then checked for sharpness. If it requires further adjustment, the whole procedure is repeated.

6.3.3 Sensitivity settings (frequency, suppression, output power, gain, TGC, ATGC)

- a) The **nominal frequency** of the **ultrasonic transducer** is noted.
- b) If there is a suppression- or reject-control, it is adjusted to allow the smallest possible signals to be displayed.
- c) The output power and **gain** are adjusted to present the images of the **target** filaments as the smallest visible points on the display.
- d) The **time-gain compensation (TGC)** controls are arranged to present the images of the **target** with equal brilliance over the image. For scanning in **working liquid** the TGC slope should be close to zero

6.3.4 Final optimisation

A final optimisation of the image may be carried out by a small change in the suppression level, **gain** or output power.

When **automatic time-gain compensation (ATGC)** is an option in a scanner, tests should be carried out in this mode of operation. The **test object** is imaged with **ATGC** enabled, the image being optimised using any control which still functions manually, e.g. the overall **gain** or output power.

6.3.5 Recording system

The digital acquisition of **ultrasound** images allows for objective measurements and also allows the images to be saved for comparison at a later date. A major advantage of digital recording is that images are not subjected to the degradation that occurs with either photographic or video recording systems.

6.4 Test parameters

6.4.1 General

Techniques are described in this standard for the following types of measurement:

- linear;
- curvilinear;
- circumferential;
- area;
- volume;
- display and recording distortion;
- **M-mode** calibration.

Il convient que l'intensité transmise soit suffisamment faible pour éviter la distorsion d'impulsion due à une propagation non linéaire (voir CEI 61102). Une liste de tous les facteurs influençant le fonctionnement du scanner doit être faite, tels que le type de transducteur, la fréquence, les réglages de contrôle de sensibilité, la mise au point, ou les options de traitement d'image. Ces données sont à enregistrer avec suffisamment de détails pour que l'essai puisse être répété de manière précise ultérieurement par un autre opérateur et doivent accompagner les résultats de mesure.

6.4.2 Précision de mesure (linéaire, courbe, circonférentielle, de surface)

Pour l'évaluation de la précision du système de mesure d'un scanner, les fils ou les filaments de l'**objet d'essai** des Figures A.1 ou A.2 sont présentés en ajustant la sensibilité de manière à ce que les échos affichés soient aussi nets que possible. Si l'**objet d'essai** est scellé, un **milieu de couplage** doit être utilisé. Une image **ultrasonique** du dispositif de filaments **cibles** situés au milieu de la plage de travail typique pour le système de **transducteur ultrasonique** utilisé est obtenue et numérisée. D'autres facteurs pouvant affecter la valeur de résolution sont également notés, comme les options de traitement de l'image du convertisseur de trame ou la mise au point. La procédure est répétée pour les autres **transducteurs ultrasoniques** du scanner.

Les mesures sont effectuées en lignes droites sur l'écran, sur des longueurs d'environ 75 % de la zone affichée. Un profil de luminosité linéaire est obtenu le long de chaque dimension grâce à un logiciel d'analyse d'image. Les distances sont mesurées entre les pics successifs des profils de luminosité de fil ou de filament. (Dans le cas où les résultats de mesure seraient entachés de bruit, la position d'une valeur de pic sera remplacée par le point milieu entre les points à – 3 dB et cette action sera consignée). Ces mesures sont effectuées au moins le long d'une ligne verticale et d'une ligne horizontale dans les Figures A.1 et A.2 et, si possible, le long des directions proches de la verticale dans le **champ de vision**. L'erreur moyenne en pourcentage est entrée dans un tableau pour chaque longueur et dans chaque direction. La procédure est répétée pour toutes les échelles d'affichage disponibles.

Afin d'évaluer la précision de mesure de longueur des lignes courbes et de surface des coupes transversales, des figures fermées ayant une surface d'environ 0,75 du **champ de vision** sont tracées au milieu de l'écran. Les circonférences et surfaces sont mesurées et les erreurs en pour cent sont calculées. Le tracé est réalisé d'un point à l'autre, en traçant une région polygonale. La circonférence et la surface du polygone sont mesurées. Des mesures additionnelles sont effectuées pour deux surfaces plus petites (10 % et 25 % du **champ de vision**), situées en haut et en bas de l'affichage. Cette procédure est répétée pour toutes les échelles d'affichage disponibles.

Pour un essai rigoureux, il est recommandé d'évaluer les sources de variabilité. Cela s'applique aussi bien aux variations à court terme qu'à long terme dans la procédure de mesure et d'analyse. Il convient de répéter plusieurs fois les essais à court terme (du même jour), de l'installation à l'analyse finale. Lors d'essais manuels, il convient qu'un opérateur répète les essais sur une courte période et ensuite que ceux-ci soient repris par plusieurs opérateurs.

6.4.3 Affichage et enregistrement de la distorsion d'image

Scanner le réseau bidimensionnel régulier de filaments de l'**objet d'essai** de la Figure A.2, de manière que leurs échos soient vus avec une luminosité homogène dans tout le **champ de vision**. Sélectionner des fils ou des filaments situés horizontalement et verticalement par rapport au centre, dans tout le **champ de vision**. Dans l'image numérisée, mesurer la distance du centre de chaque fil ou filament au centre d'un fil ou filament de référence situé approximativement au milieu du **champ de vision**. Calculer et entrer dans une table les pourcentages d'erreur.

Transmitted intensity should be low enough to avoid pulse distortion due to non-linear propagation (see IEC 61102). A list of all factors influencing the operation of the scanner for example transducer, frequency, sensitivity control settings, focusing, image processing option shall be made. These data are to be recorded in sufficient detail so as to allow the test to be repeated exactly at a later date by another operator and shall accompany the measuring results.

6.4.2 Measurement accuracy (linear, curvilinear, circumferential, area)

To assess the accuracy of the measurement system of a scanner, the wires or filaments in the **test object** shown in Figure A.1 or Figure A.2 are imaged with the sensitivity adjusted to make the displayed echoes as sharp as possible. If the test object is sealed, a coupling agent shall be used. An **ultrasound** image is obtained and digitized of the set of filament **targets** situated at the middle of the typical working range for the **ultrasonic transducer** assembly being used. Other factors that may affect the value of the resolution are also noted, for example the image processing options of the scan converter or focusing. The procedure is repeated for the other **ultrasonic transducers** of the scanner.

Measurements are made in straight lines on the screen of lengths approximately equal to 75 % of the displayed range. Using image analysis software, a linear brightness profile is obtained along each dimension. Distances are measured “from peak to peak” of the wire or filament brightness profiles. (In case the measuring results are noisy, the position of a peak value is replaced by the midpoint between the –3 dB points and that action noted.) These measurements are carried out along at least a vertical and a horizontal line in Figures A.1, and A.2 and, when possible, along near-vertical directions in the **field-of-view**. The average percentage error is tabulated for each length in each direction. The process is repeated for the available display scales.

To evaluate the accuracy of measurements of curved lines and cross-sectional areas, closed figures having an area approximately 0,75 of the **field-of-view** are traced centrally on the display. The circumferences and areas are measured and the percentage errors calculated. The tracing is done point-to-point, so that a polygon-shaped region is traced. The circumference and area of the polygon are measured. Additional measurements are made with two smaller figures (areas 0,1 and 0,25 of the **field-of-view**) located at the top and bottom of the display. This process is repeated for the available scales of the display.

For rigorous testing, sources of variability should be evaluated. This holds true for both short-term and long-term variation in measurement and analysis procedure. Short-term testing (same-day) should be repeated multiple times from setup to final analysis. In manual testing, an operator should repeat the tests over a short period of time and then the tests should be repeated by several operators.

6.4.3 Display and recording of image distortion

Scan the two-dimensional, regular array of filaments of the **test object** shown in Figure A.2, so that their echoes are seen with equal brilliance throughout the **field-of-view**. Select wires or filaments located horizontally and vertically from the centre throughout the **field-of-view**. Measure on the digitized image the distance from the centre of each wire or filament to the centre of a reference wire or filament located at approximately the centre of the **field-of-view**. Calculate and tabulate the percentage errors.

Observer l'image directe du dispositif de filaments, afin de vérifier que les distorsions éventuelles (soit un manque d'orthogonalité) des dimensions d'affichage n'atteignent pas 3 %.

6.4.4 Étalonnage en mode M

6.4.4.1 Généralités

Pratiquement tous les scanners en temps réel disposent d'un **mode M**. Une évaluation partielle de son fonctionnement peut être effectuée en utilisant les **objets d'essai** de l'Annexe A.

6.4.4.2 Mesures spatiales (ligne A-scan défilante)

L'exécution d'un **mode M** en dirigeant le **faisceau ultrasonique** vers des fils ou les filaments d'un **objet d'essai** de résolution, tel que décrit plus haut pour le **mode B**, permet de déterminer les erreurs de mesure d'un système.

Les distorsions d'affichage ou d'enregistrement sont vérifiées et enregistrées en utilisant le dispositif de filaments **cibles** de l'**objet d'essai**, comme pour une image en **mode B**.

La précision d'étalonnage de l'axe de temps de la trace en **mode M** peut être vérifiée en envoyant des rafales d'**ultrasons** dans le **transducteur ultrasonique** au moyen d'un générateur d'impulsions externe et d'un transducteur, à intervalles précis connus, par exemple des rafales de 1 ms à intervalles de 200 ms.

Il convient d'effectuer des vérifications de mesure pour les images numérisées de la trace en **mode M** sur l'écran d'affichage. Il convient que les erreurs de mesure n'atteignent pas 3 %.

6.4.4.3 Épaisseur de tissu en mode M

Lors de la mesure de l'épaisseur de tissu en **mode M**, le système mesure les changements d'épaisseur relative d'un tissu en mouvement. L'évaluation de la précision de ces mesures requiert un fantôme ressemblant au tissu et pouvant être comprimé puis relâché dans des positions prédéterminées, et la capacité à comparer l'épaisseur comprimée et relâchée aux résultats en **mode M**. Il convient aussi qu'il soit possible de comprimer et relâcher le fantôme à des rythmes différents. Un fantôme sous forme d'une éponge déformable peut être utile pour cette mesure. Il est important d'avoir la possibilité d'essayer le **mode M** synthétique à plusieurs profondeurs, de telle sorte que le fantôme permette un repositionnement du transducteur pour différentes distances du transducteur à la **cible**. Il convient de répéter l'essai pour chaque vitesse de balayage en **mode M**.

7 Méthodes d'étalonnage des systèmes de mesure 3D

7.1 Généralités

Certains systèmes d'imagerie tridimensionnelle (3D) ne sont utilisés que pour la visualisation, alors que d'autres possèdent des capacités de mesure. Comme la reconstruction 3D de volumes est effectuée de plusieurs manières, il est important d'étudier la méthode de reconstruction volumique et les problèmes qui lui sont associés, puis d'évaluer la précision des images reconstruites. Ce document se limite à la mesure de la précision de reconstruction dimensionnelle. La mesure de résolution d'un système 3D sera étudiée dans le document CEI 61391-2, traitant de la résolution et de la sensibilité d'un système.

Observe the directly viewed image of the array of filaments to check that any distortion (i.e. failing orthogonality) of dimensions in the display is less than 3 %.

6.4.4 M-mode calibration

6.4.4.1 General

An **M-mode** facility exists on most real-time scanners. A partial assessment of its performance can be carried out using the **test objects** described in Annex A.

6.4.4.2 Spatial measurements (scrolling A-scan line)

Performing an **M-mode** scan with the **ultrasound beam** directed at wires or filaments in a resolution **test object**, as described earlier for the **B-mode**, enables the measurement errors of a system to be ascertained.

Distortions of the display or record are checked and recorded using the array of **target** filaments in the **test object** as is done for a **B-mode** image.

The accuracy of the time-axis calibration of the **M-mode** trace can be checked by injecting bursts of **ultrasound** into the **ultrasonic transducer** using an external pulse generator and transducer at accurately known intervals, for example 1 ms bursts at 200 ms intervals.

Measurement checks should be carried out for the digitized image of the **M-mode** trace on the display screen. The errors in measurement should be less than 3 %.

6.4.4.3 Tissue-thickness M-mode

For tissue-thickness **M-mode**, the system measures changes in relative thickness of moving tissue. Thus, evaluation of the accuracy of these measurements requires a tissue-like phantom that can be compressed and relaxed at pre-determined positions, and the ability to compare the compressed and relaxed thicknesses with the **M-mode** readings. Also, it should be possible to compress and relax the phantom at different rates. A deformable sponge phantom might be useful for this measurement. It is important to have the ability to test the synthetic **M-mode** at various depths, so the phantom should allow for re-positioning the transducer for different **target-to-transducer** distances. Also, the test should be repeated for each of the **M-mode** sweep speeds.

7 Methods for calibrating 3D-measurement systems

7.1 General

Three-dimensional (3D) imaging systems exist which are only used for visualization, while others include measurement capabilities. Since 3D-reconstruction of volumes is achieved in different ways, it is important to examine the volume reconstruction method and its associated problems, and evaluate the accuracy of the reconstructed images. This discussion is limited to measurement of dimensional accuracy of reconstruction. Measurement of 3D-system resolution will be discussed in document IEC 61391-2 dealing with system resolution and sensitivity.

7.2 Types de méthodes de reconstruction 3D

7.2.1 Généralités

L'imagerie 3D véritable nécessite que le système d'imagerie rassemble les données dans une matrice de **voxels** tridimensionnelle. La matrice est habituellement composée de données provenant d'une pile de **plans de balayage** ultrasonique contenant un volume **cible**. Le système d'imagerie 3D enregistre l'information sous forme d'une matrice tridimensionnelle. La densité spatiale des points de la matrice de données dépend du nombre de **lignes de balayage** ultrasonique de chaque **plan de balayage** ultrasonique, de la longueur d'impulsion, ainsi que du nombre et de l'espacement des **plans de balayage** ultrasonique selon la dimension de profondeur. La façon dont le volume considéré est balayé est importante, car la précision de reconstruction dépend de la qualité de préservation des distances physiques. Il convient que la distance entre **plans de balayage** ultrasonique successifs soit constante, mais il convient qu'elle soit inférieure à la **résolution de profondeur (épaisseur de tranche)** du **transducteur ultrasonique**. Sinon, l'interpolation de **plans de balayage** ultrasonique adjacents sera dans le volume reconstruit. Ceci peut conduire à des erreurs dans les dimensions des volumes reconstruits.

Une fois la matrice 3D constituée, les données peuvent être obtenues le long de n'importe quelle dimension à l'intérieur de ce volume. Par exemple, si plusieurs images de données x, y d'un **plan de balayage** ultrasonique sont collectées pour former un volume 3D, la matrice 3D résultante peut être «découpée» perpendiculairement à l'axe y dans un plan xz, produisant ainsi des tranches C-scan à partir des données résultantes. Il est également possible de faire pivoter dans l'espace la reconstruction 3D résultante afin de l'examiner et de la mesurer depuis des angles non disponibles dans les **plans de balayage** ultrasonique d'origine.

[Voir [11, 12] pour consulter les techniques de balayage 3D].

L'acquisition et la reconstruction d'une matrice de volume 3D sont effectuées fondamentalement de deux façons:

- a) reconstruction par positionnement externe;
- b) reconstruction séquentielle.

Chaque méthode possède ses propres caractéristiques, avantages et problèmes.

7.2.2 Méthodes de reconstruction volumétrique 3D

7.2.2.1 Méthodes de positionnement externe

La reconstruction volumétrique 3D par méthodes de positionnement externe utilise un point de référence et une image de référence pour les coordonnées, et toutes les dimensions et positions dans la matrice volumétrique 3D sont enregistrées respectivement aux coordonnées de référence. Dans ces types de systèmes, il y a habituellement une structure de balayage dans laquelle le volume de balayage est introduit. Le transducteur est habituellement motorisé et se déplace sur un rail à vitesse constante. D'autres formes de support rigide peuvent être utilisées, à condition que le **transducteur ultrasonique** soit guidé en maintenant précisément ses coordonnées 3D. Ce type de méthode de construction est le plus précis et fiable, mais il est aussi sujet à des problèmes liés au positionnement initial du support du **transducteur ultrasonique**, de fluctuations de la vitesse du moteur ou de variations du système de positionnement lors de la phase d'acquisition de données. Il existe une variante aux systèmes de positionnement externe, dans laquelle le transducteur est guidé manuellement, sa position et sa direction étant détectées par rapport au système de coordonnées de référence.

[Voir [13]].

7.2 Types of 3D-reconstruction methods

7.2.1 General

True 3D-imaging requires that the imaging system assemble data in a 3-dimensional **voxel** matrix. This matrix is usually composed of data from a stack of ultrasonic **scan planes** that contain the **target** volume. The 3D-imaging system stores the information as a 3-dimensional matrix. The spatial density of data-matrix points depends on the number of **ultrasonic scan lines** within each ultrasonic **scan plane**, the pulse length, and the number and spacing of ultrasonic **scan planes** that make up the elevational (depth) dimension. The manner in which the volume of interest is scanned is important, since reconstruction accuracy will depend on how well physical distances are preserved. The distance between successive ultrasonic **scan planes** should be constant, but it should be less than the elevational resolution (**slice thickness**) of the **ultrasonic transducer**. Otherwise, interpolation of adjacent ultrasonic **scan planes** will be included in the reconstructed volume. This interpolation can lead to errors in the dimensions of the reconstructed volumes.

Once the 3D-matrix is constructed, data may be obtained along any dimension within that volume. For example, if multiple images of xy-**ultrasonic scan-plane** data are collected to form a 3D-volume, the resulting 3D-matrix can be “sliced” normal to the y-axis in the xz plane, producing C-scan slices from the resulting data. Also, the resulting 3D-reconstruction can be rotated in space, so as to be viewed and measured from angles that were not available in the original ultrasonic **scan planes**.

[See [11, 12] for reviews of 3D-scanning techniques.]

3D-volume-matrix acquisition and reconstruction are performed in two basic ways:

- a) reconstruction by external positioning;
- b) sequential reconstruction.

Each method has its own characteristics, strengths, and problems.

7.2.2 3D-volume reconstruction methods

7.2.2.1 External positioning methods

Reconstruction methods for 3D-volume by external positioning methods use a reference point and a coordinate reference frame, and all dimensions and positions within the 3D-volume matrix are recorded with respect to the reference coordinates. In these types of systems there is usually a scanning framework, into which the scanning volume is inserted, and the transducer is usually motorized and rides on a rail at a constant speed. Other forms of rigid support may be used that restrain the **ultrasonic transducer** to maintain its 3D-coordinates accurately. This type of reconstruction method is the most accurate and reliable, but is subject to some problems due to initial positioning of the **ultrasonic transducer's** support frame, motor speed deviations, or changes in the positioning system during the data-collection phase. A variant of external positioning systems exists, in which the transducer is guided manually and its position and direction are sensed with respect to a reference coordinate system.

[See [13].]

7.2.2.2 Méthodes de positionnement séquentiel

Les méthodes de positionnement séquentiel et de reconstruction utilisent différentes techniques, mais elles sont habituellement basées sur l'intégration des **plans de balayage** successifs à la matrice 3D, en fonction de la position du plan précédent. L'une de ces méthodes utilise le taux de variation de chatoiement de l'image dans au moins une dimension [14, 15]. Cet encodage suppose plusieurs hypothèses, qui ne sont pas toujours réalisées. Une hypothèse consiste en ce que le mouvement de balayage est, soit purement linéaire, soit purement angulaire. Dans certaines réalisations commerciales, une vitesse de balayage linéaire, uniforme, simple est supposée. Les essais sont par conséquent importants pour démontrer les capacités et limitations des mesures dans des conditions de laboratoire. Des problèmes se produisent si le transducteur ne se déplace pas à vitesse uniforme, ou si l'angle du transducteur varie par rapport à l'orientation précédente. Dans la plupart des cas, le système de reconstruction ne peut pas compenser ces variations d'orientation du plan de référence et le volume reconstruit comportera des imprécisions.

7.3 Paramètres d'essai associés aux problèmes de reconstruction

7.3.1 Reconstruction par positionnement externe

Pour les essais des systèmes de reconstruction par positionnement externe, des **objets d'essai** contenant de l'eau ou d'imitation de tissu peuvent être utilisés.

Paramètres d'essai: Mesurer les longueurs reconstruites selon les trois axes de coordonnées cartésiennes à partir du volume reconstruit et comparer avec les dimensions de l'objet physique le long des mêmes axes de coordonnées. Vérifier: l'orientation du **transducteur ultrasonique** par rapport aux références d'image et de point; la vitesse du moteur; la distance entre **plans de balayage** ultrasonique; et les dimensions cartésiennes du volume reconstruit. Les procédures de mesure des paramètres suivants sont décrites ci-après:

- a) dimensions linéaires;
- b) surfaces;
- c) périmètres des surfaces;
- d) volumes.

7.3.2 Systèmes de reconstruction par plans séquentiels

Les systèmes dans lesquels l'encodage spatial 3D est basé sur le chatoiement d'image nécessitent un **objet d'essai** possédant une rétrodiffusion et des structures relativement uniformes afin de permettre des essais de précision d'enregistrement. Pour certains systèmes **ultrasoniques**, non seulement il convient de contrôler la précision de mesure sur de longues distances, mais aussi l'uniformité de l'échelle de distances. De nombreux systèmes d'encodage séquentiels requièrent des essais additionnels du fait d'un encodage de position imprécis. Lorsque de telles imprécisions existent, la direction d'une image peut être faussée par des sauts locaux ou le retard de la position enregistrée selon la direction de balayage.

Paramètres d'essai: mesurer les longueurs reconstruites selon les trois axes de coordonnées cartésiennes à partir du volume reconstruit et comparer avec les dimensions de l'objet physique le long de ces mêmes axes de coordonnées. Les procédures de mesure des paramètres suivants sont décrites ci-après:

- a) dimensions linéaires (axes);
- b) surfaces;
- c) périmètre des surfaces;
- d) volumes.

7.2.2.2 Sequential positioning methods

Sequential positioning and reconstruction methods use different techniques but are usually based on attachment of subsequent **scan planes** to the 3D-matrix based on the position of the previous plane. One such method uses the rate of change of image speckle in at least one dimension [14, 15]. This encoding involves several assumptions that are not always valid. One assumption is that the motion is either a purely linear sweep or a purely angular sweep. In some commercial implementations, a simple, uniform, linear sweep speed is assumed. Tests are therefore important to demonstrate the capabilities and limitations of the measurements under laboratory conditions. Problems occur if the transducer is not moved at a uniform speed, or if the transducer angle shifts from its previous orientation. The reconstruction scheme, in most cases, cannot compensate for these shifts in reference plane orientation, and the reconstructed volume will contain inaccuracies.

7.3 Test parameters associated with reconstruction problems

7.3.1 Reconstruction by external positioning

For reconstruction by external positioning-system testing, either water-based or tissue-mimicking-based **test objects** may be used.

Test parameters: From the reconstructed volume, measure the reconstructed lengths in all three Cartesian coordinate directions and compare with the physical object dimensions along the same coordinate directions. Check the **ultrasonic transducer** orientation with respect to frame and point of reference; speed of motor; distance between ultrasonic **scan planes**; and Cartesian dimensions of reconstructed volume. Procedures for measuring the following parameters are described below.

- a) linear dimensions;
- b) areas;
- c) perimeters of areas;
- d) volumes.

7.3.2 Sequential plane reconstruction systems

Systems in which 3D-spatial encoding is based on the image speckle require a **test object** with relatively uniform speckle backscatter and structures to allow tests of the accuracy and precision of the registration. With certain **ultrasound** systems not only should the accuracy of measurements over long distances be tested, but also the uniformity of the distance scale. Many sequential encoding systems require additional tests due to imprecise position encoding. When such imprecision exists, the direction in an image can be distorted by local jumps or retardation of recorded position in the direction of scanning.

Test parameters: from the reconstructed volume, measure the reconstructed lengths in all three Cartesian coordinates and compare with the physical object dimensions along these same coordinates. Procedures for measuring the following parameters are described below.

- a) linear dimensions (axes);
- b) areas;
- c) perimeter of areas;
- d) volumes.

7.3.3 Dispositifs d'essai (fantômes) pour l'évaluation de la précision de reconstruction 3D

7.3.3.1 Fantôme à filaments (rempli d'eau)

Un **objet d'essai** à filaments et rempli de **liquide de travail**, tel que décrit à l'Annexe A, Figure A.1 ou A.2, peut être utilisé pour la méthode de reconstruction par positionnement externe. Comme ce système ne dépend pas de la corrélation de chatoiement pour placer les **plans de balayage** ultrasonique dans la matrice 3D, la matrice à filaments est une structure utile pour déterminer la précision de reconstruction. Pour chaque rangée de filaments, la distance r de la position de l'image d'un filament au filament de référence est mesurée et tracée par rapport à la distance connue r' dans le fantôme. Les déviations maximales et de moyenne quadratique des positions de filaments mesurées à partir des lignes de régression linéaire de r ou de r' sont mesurées, ainsi que les pentes des lignes ajustées.

Si l'algorithme de mesure du volume du système en essai peut fonctionner avec des coins aigus et des surfaces planes, la précision de mesure de volumes bien définis est contrôlée de préférence avec un **objet d'essai** à filaments, comme indiqué à la Figure A.1 ou A.2.

7.3.3.2 Fantôme d'imitation du tissu

Un second **objet d'essai** pouvant être utilisé pour contrôler les deux types de systèmes est représenté en Annexe B. Les Figures B.1 à B.4 montrent différentes vues de structures en **matériau d'imitation du tissu** et de forme ovoïde, avec des limites spéculaires minimales, disposées dans une matrice en **matériau d'imitation du tissu**. Un tel **objet d'essai** est volumétrique et les **cibles** sont définies dans l'image par des différences de **contraste de rétrodiffusion**. Seuls la texture d'**échelle de gris** et le niveau de signal moyen en définissent les limites. La mesure basée sur la rétrodiffusion volumétrique plutôt que sur des réflecteurs spéculaires ou des **cibles ponctuelles** permettent l'évaluation de la déformation d'image ainsi que des aspects d'affichage et de mesure du système **ultrasonique** pour la reconstruction de **cibles** volumétrique reconnues dans le corps.

7.4 Méthodes d'essai pour la mesure de la précision de reconstruction 3D

7.4.1 Généralités

Ces méthodes sont utilisées pour les mesures 3D avec des scanners conventionnels bidimensionnels et tridimensionnels. Pour l'imagerie 3D de haute qualité et les essais mentionnés ici, il convient que la séparation des plans d'images enregistrées soit inférieure à la largeur de l'épaisseur des **plans de balayage** ultrasonique à la profondeur de mise au point, soit idéalement moins de la moitié de la largeur de focale en profondeur (**plan de balayage** ultrasonique). Si des commandes de séparation de plan de balayage sont disponibles, il convient de les utiliser.

7.4.2 Méthodes de mesure et précision pour un objet d'essai filamenteux

Mesurage volumétrique à partir de deux images bidimensionnelles orthogonales: les mesures 3D sont souvent faites avec de simples systèmes bidimensionnels par l'acquisition de deux vues orthogonales d'un objet sensiblement sphérique, la mesure des trois axes principaux de l'objet, et le calcul du volume sphérique ou ellipsoïdal par des équations appropriées ou par le système **ultrasonique**. Une autre manière de procéder est d'utiliser la méthode du calcul volumétrique sur l'une des images de la pile de l'alinéa précédent en mesurant les diamètres des sphères hypothétiques passant par les quatre filaments (ou plus) dans le fantôme et ensuite en répétant les mesures sur la même image ou sur une image adjacente, en supposant que les deux images ont été acquises avec des angles de 90° l'une par rapport à l'autre. Le calcul de la sphère avec une coupe transversale égale au cercle mesuré est ensuite effectué, comparé au volume de la sphère supposée, et l'erreur est calculée.

7.3.3 Test instruments (phantoms) for evaluation of 3D-reconstruction accuracy

7.3.3.1 Filament phantom (water-filled)

For the reconstruction method by external positioning, a filament **test object**, filled with **working liquid** as described in Annex A, Figure A.1 or Figure A.2, may be used. Since the system does not depend on speckle correlation to place the ultrasonic **scan planes** into the 3D-matrix, the filament matrix is a useful structure for testing reconstruction accuracy. For each of the rows of filaments, the distance r from the image location of a filament to a reference filament is measured and plotted against the known distance r' in the phantom. The maximum and r.m.s. deviations of the measured filament positions from the linear regression lines of r on r' are measured, as well as the slopes of the fitted lines.

If the volume measurement algorithm of the system under test can work with sharp corners and flat surfaces, the accuracy of measurement of well-defined volumes are best tested with a filament **test object** as in Figure A.1 or A.2.

7.3.3.2 Tissue-mimicking phantom

A second **test object** that can be used to test both types of systems is shown in Annex B. Figures B.1 to B.4 show different views of ovoid-shaped **tissue-mimicking material** structures with minimal specular boundaries, set in a **tissue-mimicking material** matrix. Such a **test object** is volumetric and the **targets** are defined in the image by differences in **backscatter contrast**. Only the **grey scale** texture and average signal level define the borders. This reliance on volumetric backscatter rather than specular reflectors or **point targets** allows evaluation of image formation, display and measurement aspects of the ultrasound system's reconstruction of volumetric **targets** imaged in the body.

7.4 Test methods for measurement of 3D-reconstruction accuracy

7.4.1 General

These methods are for 3D-measurements with conventional 2D-scanners as well as 3D-scanners. For high quality 3D-imaging and testing thereof, the separation of the recorded image planes should be less than the width of the ultrasonic **scan plane** thickness at its focus, ideally, less than one half the elevational (ultrasonic **scan plane**) focal width. If controls for scan-plane separation are provided, such settings should be employed.

7.4.2 Measurement methods and accuracy using the filament test object

Volumetric measurements from two orthogonal 2D-images: 3D-measurements are often made with simple 2D-imaging systems by acquisition of two orthogonal views of a roughly spherical object, measurement of the three major axes of the object, and calculation of the spherical or ellipsoidal volume by appropriate equations therefore or by the ultrasound system. Either volumetric calculation method can be tested on one of the images from the stack of the previous paragraph by measuring the diameters of the assumed sphere passing through four or more filaments in the phantom and then repeating the measurements on the same or adjacent image, assuming that the two were acquired at 90-degree angles to each other. The calculation of the sphere with cross-section equal to the circle measured is then calculated, compared with the volume of the assumed sphere, and the error computed.

Contrôles de la correction du décalage angulaire du **plan de balayage** en hauteur et de la vérification de l'algorithme de mesure à partir d'un balayage 3D parallèle aux filaments: effectuer un balayage 3D avec les plans d'image centraux acquis perpendiculairement aux filaments et avec la direction de balayage parallèle aux filaments, c'est-à-dire avec le transducteur suivant la Vue B de la Figure A.1. Si le système permet la rotation du transducteur suivant un arc dans le sens de la hauteur, effectuer le balayage de cette manière et, si possible, afficher le volume reconstruit avec toutes les images reconstruites perpendiculaires aux filaments. Si un tel reformatage n'est pas une option du scanner sectoriel, corriger la séparation des filaments pour obtenir l'angle de vision connu. Si cela n'a pas déjà été fait de la même manière en 6.4.2, effectuer les mesures du 6.4.2 sur la première image, celle du milieu et la dernière, du jeu 3D et documenter les erreurs et les écarts. Les rapports des espacements moyens des filaments à des espacements connus, pour les directions horizontale et verticale, sont désignés respectivement par R_x et R_y . Vérifier que les espacements moyens des filaments sont les mêmes dans chacun des plans d'image – avec moins de 1 % d'écart.

Voir [16].

Pour l'étalonnage de la séparation des **plans de balayage** ultrasoniques en imagerie 3D et pour l'évaluation de la distorsion des images reconstruites (à partir d'un jeu de données volumiques) selon la direction de l'épaisseur du **plan de balayage** ultrasonique, le transducteur est déplacé ou pivoté lentement en hauteur (épaisseur du **plan de balayage** ultrasonique), perpendiculairement aux filaments. Ceci étant, le transducteur est déplacé de gauche à droite (Transducteur, Vue A) sur la Figure A.1. Ce mouvement est effectué conformément aux instructions, pour ce type de balayage 3D, fournies par le fabricant du système **ultrasonique**. Souvent, seule une translation linéaire ou un balayage de secteur est permis, mais il est utile de s'écarter des instructions pour constater la grandeur de l'erreur générée.

Pour chacune des rangées de filaments de ce second balayage (Vue A), afficher les images reconstruites, qui sont perpendiculaires aux filaments. Calculer et noter les déviations maximales et l'écart quadratique moyen des grandeurs suivantes:

- a) les espacements entre filaments, mesurés par rapport aux valeurs connues;
- b) les positions des filaments, mesurées par rapport aux lignes ajustées;
- c) les pentes des lignes ajustées par rapport aux valeurs attendues.

Afin d'évaluer la précision des lignes courbes et des surfaces des coupes transversales, des figures fermées sont tracées au milieu de l'affichage des courbes et des surfaces, couvrant environ 75 % du **champ de vision**. Les longueurs, circonférences et surfaces sont mesurées et les pourcentages des surfaces mesurées par rapport aux surfaces connues sont calculés. Les mesures volumétriques sont contrôlées par ces données avec le sens de balayage orthogonal aux filaments. Marquer une surface connue (soit A) de l'image reconstruite, perpendiculaire aux filaments. Marquer une longueur **ultrasonique** L' , indiquée par le système, le long des filaments pour la troisième dimension d'un volume 3D clos par ceux-ci. Pour la Figure A.1, ce volume serait une barre cylindrique. Comparer le volume mesuré, $A' \times L'$, au volume connu, $A \times L/R_x$, où R_x est le facteur d'étalonnage des dimensions latérales issu du deuxième alinéa de ce paragraphe. D'autres exemples de mesures avec des **objets d'essai** filamenteux sont donnés en [16].

7.4.3 Mesure de précision en utilisant des cibles volumétriques dans un fantôme d'objet à rétrodiffusion (Figure B.1) avec un scanner 2D

7.4.3.1 Généralités

Lors de ces mesures, le transducteur est soumis à une rotation et soulevé afin de définir une section transversale circulaire pour chacune des **cibles** dans l'**objet d'essai** 3D qui puisse être affichée complètement dans une vue. Pour chaque **cible**, déplacer et ajuster le plan

Tests for correction of angulation of scan plane in the elevational direction and for verification of the measurement algorithm from a 3D-sweep parallel to filaments: Perform a 3D-scan with the central acquired image planes normal to the filaments and the scan direction parallel to the filaments, i.e., with the transducer in View B of Figure A.1. If the system allows rotation of the transducer in an arc in the elevational direction, perform the scan in that way and, if possible, display the reconstructed volume with all the reconstructed images normal to the filaments. If that reformatting is not an option in a sector scanner, correct the separation of the filaments for the known viewing angle. If not already so done in the same way in 6.4.2, perform the measurements of 6.4.2 on the first, middle and last image of the 3D-set and document their errors and variances. The ratios of mean filament spacings to known spacings for the horizontal and vertical directions are referred to as the lateral- and longitudinal-dimension calibration factors, R_x and R_y respectively. Check that the mean spacings of groups of filaments that should have the same spacings are the same in each of the image planes within 1 %.

See [16].

For calibration of the **ultrasonic scan-plane** separation in 3D-imaging and for assessing distortion of images reconstructed (from a volume data set) with one axis in the **ultrasonic scan-plane's** thickness direction, the transducer is moved or rotated slowly in the elevational (ultrasonic **scan-plane's** thickness) direction normal to the filaments. That is, the transducer is moved from left to right (Transducer View A) on Figure A.1. This motion is performed in accordance with directions for this type of 3D-scanning as provided by the **ultrasound** system manufacturer. Often only a linear translation or a sector sweep is allowed but it is instructive to deviate from the instructions to see the amount of error generated.

For each of the rows of filaments from this second scan (View A), display reconstructed images that are perpendicular to the filaments. Calculate and report the maximum and r.m.s. deviations of:

- a) the measured filament spacings from their known values;
- b) the measured filament positions for the fitted lines;
- c) the slopes of the fitted lines from the expected values.

To evaluate the accuracy of curved lines and cross-sectional areas, closed figures are traced centrally on the display of curves and areas covering approximately 0,75 of the field-of-view. The lengths, circumferences and areas are measured and the percentages of measured-to-known areas calculated. Volume measurements are tested in these data with the sweep direction orthogonal to the filaments. Mark a known area, A , in the reconstructed image that is perpendicular to the filaments. Mark an **ultrasound** system-indicated length L' along the filaments for the third dimension of a 3D-volume enclosed by the filaments. For Figure A.1 this volume would be a cylindrical rod. Compare the measured volume $A' \times L'$ with the known volume $A \times L/R_x$, where R_x is the lateral-dimension calibration factor from the second paragraph of this subclause. Further examples of measurements with filament **test objects** are given in [16].

7.4.3 Measurement accuracy using volumetric targets in a backscattering object phantom (Figure B.1) with a 2D-scanner

7.4.3.1 General

In these measurements, the transducer is rotated and tilted to find a circular cross-section of each of the **targets** in the 3D-**test object** that can be fully imaged in one view. For each **target**, move and adjust the image plane to find the minor axis, the largest diameter where the object still appears circular. The calliper markers are placed on the ends of the largest vertical (axial)

d'image afin de déterminer le petit axe, soit le diamètre le plus grand où l'objet apparaît toujours comme circulaire. Les marques de vernier sont placées aux extrémités du diamètre vertical (axial) le plus grand, b_v , obtenu sur cette section circulaire, et la valeur notée sur l'affichage du vernier. Un diamètre horizontal (latéral), b_h , est mesuré de façon similaire. La moyenne de ces deux diamètres est désignée comme b .

Pivoter le transducteur de 90°, déterminer, puis mesurer, la plus longue dimension de l'ellipsoïde, désignée par a , où a est la somme des longueurs de chaque demi axe, soit $a_1 + a_2$. Cette procédure est répétée pour l'objet d'essai 3D plus petit, si possible. Les résultats obtenus sont placés dans le Tableau 2. Comparer les valeurs mesurées avec les valeurs connues des diamètres, données par le Tableau 1.

7.4.3.2 Périmètres

En utilisant une image d'une coupe transversale d'une **cible** ovoïde, commencer à mesurer en un point choisi du périmètre de la **cible** à mesurer. Les marques du vernier sont placées le long de l'image sélectionnée de l'objet 3D, jusqu'à ce que le point de départ soit atteint. En moyenne, il convient que la séparation des marques de vernier ne soit pas de plus de 1/20 de la longueur estimée du périmètre, sauf si un ajustement à une ellipse, ou du moins à une ligne courbe, est effectué par le système **ultrasonique**. La formule de calcul du périmètre [17] de chacune des deux moitiés d'ellipse est approximativement:

$$P = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \left[a_i^2 + \left(\frac{b}{2} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (1)$$

où

a_i est soit a_1 , soit a_2 (demi grands axes pour une moitié donnée de l'ellipsoïde);

b est le petit axe moyen de l'ellipsoïde.

Le périmètre complet de l'objet en forme d'œuf est la somme des périmètres des deux moitiés. Le périmètre de la coupe transversale circulaire est $2\pi b$. Voir le Tableau 1 concernant les valeurs prévues pour les deux objets des Figures B.1 et B.2.

7.4.3.3 Surfaces

Pour pratiquement tous les appareils, une valeur de la surface incluse (en coupe) est calculée à partir des mêmes points de mesure que ceux définis lors des mesures de périmètre (voir 7.4.3.2).

Il convient de comparer les valeurs de surface mesurées aux surfaces connues des sections transversales de l'objet 3D. Dans les sections transversales principales elliptique et circulaire (respectivement), ces surfaces sont [17]:

$$A_c = 0,79 b (a_1 + a_2) = \pi b (a_1 + a_2) / 4 \text{ et } A_c = 0,79 b^2 = \pi b^2 / 4$$

La surface de l'enveloppe de l'ellipsoïde est donnée par l'expression:

$$A = 2 \pi \left(\frac{b}{2} \right)^2 + \pi a_1 \left(\frac{b}{2 \varepsilon_1} \right) \arcsin \varepsilon_1 + \pi a_2 \left(\frac{b}{2 \varepsilon_2} \right) \arcsin \varepsilon_2 \quad (2)$$

où

ε_1 est l'excentricité $(1 - (b/(2a_1))^2)$;

ε_2 est l'excentricité $(1 - (b/(2a_2))^2)$.

Voir le Tableau 1 concernant les valeurs prévues pour les deux objets de la Figure B.1.

diameter, b_v , obtainable through that circular cross-section and the value is noted on the calliper read-out. A horizontal (lateral) diameter, b_h , is measured in a similar way. The average of those two diameter measures is labelled b .

Rotate the transducer through 90° and find and measure the longest dimension of the ellipsoid, referred to as a , where a is the sum of the lengths of each half of the egg, $a_1 + a_2$. These procedures are repeated for the smaller 3D-object, if possible. The results obtained are tabulated in Table 2. Compare the measured values with the known values of the diameters given in Table 1.

7.4.3.2 Perimeters

Using an image of a cross-section of an ovoid **target**, begin to measure at a desired point on the perimeter of the **target** to be measured. Calliper markers are placed all along the selected image of the 3D-object until the starting point is reached. On average, the separation of the calliper markers should be no more than $1/20$ of the estimated length of the perimeter except when an ellipse, or at least a curved line, fit is performed by the **ultrasound** system. The equation for the perimeter [17] of each of the two half-ellipses is approximately:

$$P = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \left[a_i^2 + \left(\frac{b}{2} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (1)$$

where

a_i is either a_1 or a_2 , the semi-major axes for a given half of the ellipsoid;

b is the mean minor axis of the ellipsoid.

The perimeter of the entire egg-shaped object is the sum of the perimeters of the two halves. The perimeter of the circular cross-section is $2\pi b$. See Table 1 for expected values for the two objects in Figures B.1 and B.2.

7.4.3.3 Areas

On virtually all machines, a value for the enclosed (cross-sectional) area is calculated from the same measurement points defined in the perimeter measurements (see 7.4.3.2).

The measured area values should be compared against the known areas for the 3D-object cross-sections. In the largest elliptical and circular cross-sections, respectively, the areas are [17]

$$A_c = 0,79 b (a_1 + a_2) = \pi b (a_1 + a_2) / 4 \text{ and } A_c = 0,79 b^2 = \pi b^2 / 4$$

The surface area of the ellipsoids is given by:

$$A = 2\pi \left(\frac{b}{2} \right)^2 + \pi a_1 \left(\frac{b}{2\varepsilon_1} \right) \arcsin \varepsilon_1 + \pi a_2 \left(\frac{b}{2\varepsilon_2} \right) \arcsin \varepsilon_2 \quad (2)$$

where

ε_1 is the eccentricity $(1 - (b/(2a_1))^2)$;

ε_2 is the eccentricity $(1 - (b/(2a_2))^2)$.

See Table 1 for expected values for the two objects in Figure B.1.

7.4.3.4 Volumes

Les mesures de volume ou les mesures relatives des objets de forme cohérente peuvent être réalisées en mesurant les dimensions linéaires maximales selon les trois axes orthogonaux. Dans le cas d'objets 3D ellipsoïdaux [17], le volume réel est donné par l'expression:

$$V = 0,52 (a_1 + a_2) b^2 = \frac{4}{3} \pi \frac{(a_1 + a_2)}{2} \left(\frac{b}{2} \right)^2 \quad (3)$$

Le volume peut être déterminé en mesurant individuellement les deux longueurs a et b , où $a = a_1 + a_2$. Il convient d'effectuer la moyenne de deux mesures perpendiculaires de b . Ces mesures peuvent être effectuées à partir de deux plans d'image, le transducteur ayant pivoté de 90° entre les plans. A noter que cette méthode de calcul est essentiellement correcte uniquement pour les volumes s'approchant de demi-ellipsoïdes de sections transversales circulaires. (Pour l'évaluation du volume d'une masse ellipsoïdale quelconque d'axes orthogonaux a , b , et c , le volume de l'équation 3 deviendrait $V = 0,52abc$). Voir le Tableau 1 concernant les valeurs prévues pour les deux objets de la Figure B.3.

Pour une application à d'autres formes et probablement une meilleure précision, une série d'images est obtenue à partir de **plans de balayage** ultrasonique régulièrement espacés. Pour atteindre une précision élevée, il convient que la séparation des **plans de balayage** ultrasonique soit inférieure à la largeur de l'épaisseur du **plan de balayage** ultrasonique à la profondeur de mise au point, soit idéalement moins de la moitié de la largeur de focale. Dans le cas du calcul le plus simple conceptuellement, le volume est estimé en considérant qu'il est constitué d'un certain nombre de cylindres, dont la base est égale à celle mesurée dans un **plan de balayage** ultrasonique et dont la hauteur est égale à l'espacement entre plans. Il faut donc multiplier la surface en coupe de l'objet 3D dans chaque plan par l'espacement de balayage et additionner ces volumes pour chaque coupe. Ce calcul peut être fastidieux à réaliser manuellement. Des algorithmes de mesure de volume plus sophistiqués sont mis en oeuvre dans la plupart des systèmes d'imagerie 3D en coupe transversale et il convient de soumettre ces algorithmes aux essais.

Tableau 1 – Valeurs prévues pour les deux objets ellipsoïdaux de la Figure B.3

	Demi-périmètre a cm	Périmètre cm	Surface cm ²	Surface de l'enveloppe cm ²	Volume cm ³
<i>Petit objet</i>					
Moitié longue	3,01	6,02	3,82	14,51	4,58
Moitié courte	1,65	3,31	1,70	9,94	2,04
Total	4,66	9,32	5,51	24,45	6,61
Section transversale	2,83	5,65	2,54		
<i>Grand objet</i>					
Moitié longue	5,35	10,7	16,5	63,6	55,0
Moitié courte	4,16	8,3	11,0	69,9	36,6
Total	9,5	19,0	27,5	133,6	91,6
Section transversale	7,9	15,7	19,6		
Les périmètres et demi-périmètres sont ici calculés à partir des intégrales elliptiques exactes plutôt qu'avec l'expression 1.					
^a La moitié du périmètre est un essai de longueur de ligne courbe					

7.4.3.4 Volumes

Volume measurements or relative measurements of objects of consistent shape can be made by measuring maximum linear dimensions on three orthogonal axes. In the case of 3D-ellipsoidal objects [17], the actual volume is given as:

$$V = 0,52 (a_1 + a_2) b^2 = \frac{4}{3} \pi \frac{(a_1 + a_2)}{2} \left(\frac{b}{2}\right)^2 \quad (3)$$

The volume can be determined by measuring individually the two lengths, a and b , where $a = a_1 + a_2$. Averaging two perpendicular measures of b is appropriate. These measurements can be made from two image planes, with the transducer rotated 90° between them. Note this calculation method is essentially correct only for volumes approximating two half-ellipsoids with circular cross-sections. (For estimating the volume of any mass that resembles an ellipsoid with orthogonal axes a , b , and c , equation 3 would have $V = 0,52abc$). See Table 1 for expected values for the two objects in Figure B.3.

For applicability to other shapes and probably increased accuracy, a series of images is obtained from equally spaced ultrasonic **scan planes**. For high accuracy, the separation of the ultrasonic **scan planes** should be less than the width of the ultrasonic **scan-plane** thickness at its focus, ideally, less than half that focal width. In the conceptually simplest calculation, the volume is estimated by considering it to be composed of a number of cylinders of base area equal to that measured in a ultrasonic **scan plane** and height equal to the separation of the planes, i.e., multiply the cross-sectional area of the 3D-object in each plane by the scan separation and add these volumes for each slice. This calculation can be tedious by hand. More sophisticated volume-measurement algorithms are implemented on most 3D cross-section imaging systems and should be tested.

Table 1 – Expected values for the two ellipsoidal objects in Figure B.3

	Half the perimeter ^a cm	Perimeter cm	Area cm ²	Surface area cm ²	Volume cm ³
<i>Small object</i>					
Long half	3,01	6,02	3,82	14,51	4,58
Short half	1,65	3,31	1,70	9,94	2,04
Total	4,66	9,32	5,51	24,45	6,61
Cross-section	2,83	5,65	2,54		
<i>Large object</i>					
Long half	5,35	10,7	16,5	63,6	55,0
Short half	4,16	8,3	11,0	69,9	36,6
Total	9,5	19,0	27,5	133,6	91,6
Cross-section	7,9	15,7	19,6		
The perimeters and half-perimeters here are calculated from the exact elliptical integrals, rather than from Equation 1.					
^a Half the perimeter is a test of curved path length					

Tableau 2 – Tableau suggéré de valeurs rapportées

	Demi-périmètre		Périmètre		Surface		Surface d'enveloppe		Volume	
	cm	%	cm	%	cm ²	%	cm ²	%	cm ³	%
<i>Petit objet</i>										
Moitié longue										
Moitié courte										
Total										
Section transversale										
<i>Grand objet</i>										
Moitié longue										
Moitié courte										
Total										
Section transversale										
Entrer la mesure, puis la mesure en pourcentage de la valeur prévue du Tableau 1. Il convient de compléter ce formulaire pour chaque algorithme de mesure étudié. Il est instructif de compléter le tableau entièrement ou en partie au moyen de données calculées à partir des dimensions linéaires a_1 , a_2 et b , en utilisant les expressions 1, 2 et 3, ainsi qu'au moyen de toute autre méthode de mesure fournie par le système d'imagerie. Des mesures similaires sont effectuées en biométrie fœtale 3D [18]. Ce tableau peut aussi être utilisé pour des mesures de ligne courbe, de surface et de volume à partir d'objets d'essai à filaments.										

8 Mesure des fonctions de dispersion ponctuelle et de dispersion linéaire (dimensions de la zone de résolution à haut contraste)

8.1 Généralités

Les caractéristiques de résolution à haut contraste de la plupart des systèmes d'imagerie peuvent être définies par la mesure de la **fonction de dispersion ponctuelle (FDP)**, qui est la réponse caractéristique du système d'imagerie à une **cible ponctuelle** à haut contraste, ou de la **fonction de dispersion linéaire (FDL)**, qui est similaire. Pour la plupart des systèmes optiques, la **FDP** est singulière, symétrique et isotrope. Une mesure de **FDP** est donc habituellement suffisante pour caractériser la réponse à l'impulsion d'un système.

Au contraire des systèmes optiques, les **ultrasons** produisent une **FDP** et une **FDL** qui n'est ni singulière, ni isotrope. De plus, la **FDP** et la **FDL ultrasoniques** sont asymétriques, car leurs dimensions axiales et latérales sont différentes et elles varient également avec la distance par rapport au transducteur (soit avec la profondeur de l'image). Il est par conséquent nécessaire de réaliser de nombreuses mesures de **FDP** et de **FDL**, à différentes positions et profondeurs, afin d'obtenir des valeurs représentatives du fonctionnement du système d'imagerie pour des positions spécifiques le long de l'**axe de faisceau**.

Une **FDP** individuelle ou une **FDL** ne peut pas être utilisée comme réponse à l'impulsion d'un système. Comme la **FDP** et la **FDL** varient avec la profondeur, il existe différents niveaux de résolution en fonction de la position dans le **plan de balayage** ultrasonique.

Une autre complication provient des différences de comportement des ondes **ultrasoniques** selon que les **cibles** sont à haut ou à faible contraste. À haut contraste, des images **ultrasoniques** de très petites structures, telles que des fils fins, des filaments, la pointe d'une aiguille ou une micro-bulle d'air, peuvent être obtenues. Chacune de ces structures produira une trace caractéristique associée à la **FDP** ou à la **FDL**. Pour des **cibles** à faible contraste cependant, les images **ultrasoniques** ne reproduisent pas les **cibles ponctuelles** individuelles mais plutôt un **motif de chatoiement** gris apparaissant sur un arrière-plan granuleux, dont les caractéristiques proviennent de la nature cohérente du **faisceau ultrasonique**. Une mesure des dimensions de la **FDP** pour un système **ultrasonique** à une profondeur donnée décrit la résolution à haut contraste du système à cette profondeur. Pour les mesures de résolution à faible contraste, un fantôme imitant le tissu est utilisé et la capacité de contraste de détail est

Table 2 – Suggested table of reported values

	Half the perimeter		Perimeter		Area		Surface Area		Volume	
	cm	%	cm	%	cm ²	%	cm ²	%	cm ³	%
<i>Small object</i>										
Long half										
Short half										
Total										
Cross-section										
<i>Large object</i>										
Long half										
Short half										
Total										
Cross-section										
Enter the measurement then that measurement as a percent of the expected value from Table 1. This form should be filled out for each of the measurement algorithms under study. It is instructive to fill out all or parts of the table from values calculated from the linear dimensions, a_1 , a_2 , and b , using equations 1, 2 and 3, as well as from any other measurement method provided on the imaging system. Similar measurements are performed in 3D-fetal biometry [18]. This table may also be used for curved line, area and volume measurements from the filament test objects.										

8 Measurement of point-spread and line-spread functions (high-contrast spot size)

8.1 General

High-contrast resolution characteristics of most imaging systems can be characterized by measurement of the **point-spread function (PSF)**, which is the characteristic response of the imaging system to a high-contrast **point target** or the similar **line-spread function (LSF)**. For most optical systems, the **PSF** is singular, symmetric and isotropic. Thus, a measurement of the **PSF** usually is sufficient to characterize the system's impulse response.

Unlike optical imaging systems, **ultrasound** produces a **PSF** and **LSF** that is neither singular nor isotropic. Further, the **ultrasound PSF** and **LSF** are asymmetrical, having different axial and lateral dimensions, and they also vary with distance from the transducer (i.e. depth in the image). Thus, many different measurements of the **PSF** and **LSF** at different positions and depths must be performed to obtain representative values of the system's imaging performance at specific positions along the beam axis.

An individual **PSF** or **LSF** cannot be used as the system's impulse response. Due to changes in the **PSF** and **LSF** with depth, there are different levels of resolution, depending on the position within the **ultrasound** scan.

Another complication arises from the way **ultrasound** behaves with high-contrast **targets** versus low-contrast **targets**. At high contrast, **ultrasound** can image very small structures, such as thin wires, filaments or the tip of a needle, or an air microbubble. Each of these will produce a characteristic smear that is associated with the **PSF** or **LSF**. For low-contrast **targets**, such as tissue, however, **ultrasound** images do not produce images of individual point **targets**, but rather, form a grey **speckle pattern** that appears as a grainy background, whose characteristics arise from the coherent nature of the **ultrasound beam**. A measurement of the dimensions of the **PSF** for an ultrasound system at a given depth describes the high-contrast resolution of the system at that depth. For low-contrast resolution measurements,

quelquefois mesurée. Dans ce document, seul le comportement à haut contraste de la **FDP** ou de la **FDL ultrasonique** sera mesuré. Les mesures à faible contraste seront décrites dans la Partie 2 de cette série (future CEI 61391-2).

Dans ce document, la **FDP** et la **FDL** sont mesurées à deux niveaux: largeur complète à la moitié du maximum (FWHM – Full Width at Half Maximum), c'est-à-dire à –6 dB du maximum, et à –20 dB. Ceci nécessite que la relation entre le niveau de gris et l'intensité du signal soit connue. (Voir 8.4.5)

NOTE La résolution sur un fantôme de deux cibles (axiale, latérale, ou en hauteur) peut être approchée à partir de la FDP ou de la FDL en ajoutant deux courbes FDP ou FDL, comme fonctions de la distance entre elles et en identifiant la séparation où il y a un creux dans les courbes combinées à –6 dB. Rigoureusement, le signal rf, en chaque point de la FDP ou de la FDL, et pour chaque cible supposée, doit être ajouté, afin de simuler de manière plus précise la réponse des deux cibles.

8.2 Méthodes d'essai

Les éléments suivants sont nécessaires pour effectuer les procédures d'essai:

- a) des **objets d'essai** tels que décrits dans les Annexes A et C, contenant des **cibles** à des emplacements positionnés précisément;
- b) un réservoir contenant un liquide dégazé;
- c) des images numérisées telles que décrites aux paragraphes 6.2.2 et 6.3.5.

Les spécifications de ces appareils sont données en Annexes A et C.

8.3 Instruments

8.3.1 Généralités

Les instruments spécifiés dans ce paragraphe ont été sélectionnés afin de permettre des essais en temps réel de scanners ultrasoniques sans nécessiter l'entrée ou la sortie de signaux électroniques des scanners.

8.3.2 Objet d'essai et réservoir

Il convient qu'un **objet d'essai** contienne des structures permettant d'effectuer les mesures des caractéristiques suivantes des appareils:

- a) **résolution axiale**;
- b) **résolution latérale**;
- c) **épaisseur de tranche** de balayage;

Des exemples d'**objets d'essai** sont donnés dans les Annexes A et C.

Un réservoir contenant un **liquide de travail** dégazé est nécessaire. Dans les cas où il est permis que la vitesse du son soit différente (voir l'Article 5), le **liquide de travail** peut être remplacé par de l'eau pour faciliter les manipulations.

8.3.3 Numériseur d'images

Un numériseur d'images, tel que décrit au 6.2.2, est requis.

8.4 Réglages d'essai

8.4.1 Généralités

Les nombreuses combinaisons de réglages de scanner et de transducteurs rendent impossible la réalisation d'essais pour chacune de ces combinaisons. Les essais sont pour cela réalisés pour des réglages spécifiés et pour chaque transducteur. Le scanner est réglé en suivant les procédures décrites ci-dessous. Il convient d'étendre le plus possible la portée de focalisation du **faisceau ultrasonique**, afin d'obtenir la meilleure résolution moyenne pour toutes les **cibles** visibles.

a tissue-mimicking phantom is used, and the contrast-detail performance is sometimes measured. In this document, only the high-contrast behaviour of the **ultrasound PSF** or **LSF** will be measured. Low-contrast measurements will be described in another standard (See future IEC 61391-2).

In this document **PSF** and **LSF** are measured at two levels: FWHM (full width at half maximum), i.e. at –6 dB from the maximum, and at –20 dB. This requires that the relation between grey level and signal intensity be known (see 8.4.5).

NOTE Resolution on a two-target phantom (axial, lateral, or elevational) can be approximated from the PSF or LSF by adding two PSF- or LSF-curves as functions of distance between them and identifying the separation where there is a dip in the combined curves of –6 dB. Rigorously, the rf signal at each point in the PSF or LSF, and for each assumed target, must be summed to more accurately simulate the two-target response.

8.2 Test methods

To carry out the test procedures, the following items are required:

- a) **test objects**, as described in Annex A and Annex C, containing **targets** at accurately specified positions;
- b) a tank containing degassed liquid;
- c) digitized images, as described in 6.2.2 and 6.3.5.

The specifications of these devices are given in Annexes A and C.

8.3 Instruments

8.3.1 General

The instruments specified in this subclause have been selected to permit testing of real-time ultrasonic scanners without requiring electronic signals to be output from or input to the scanners.

8.3.2 Test object and tank

A **test object** should contain structures that allow the following machine features to be measured:

- a) **axial resolution**;
- b) **lateral resolution**;
- c) scan **slice thickness**;

Examples of **test objects** are given in Annexes A and C.

A tank of degassed **working liquid** is required. Under circumstances that allow a deviation of the speed of sound (see 5) the **working liquid** can be replaced by water to facilitate handling.

8.3.3 Image digitizer

An image digitizer as described in 6.2.2 is required.

8.4 Test settings

8.4.1 General

The many combinations of scanner settings and transducers make it impossible to carry out tests for all of them. Tests are therefore carried out for specified settings and for each transducer. The scanner is set up using the procedures outlined below. The focusing of the ultrasonic beam should be extended over as large a range as possible i.e. to achieve the best average resolution over all visible **targets**.

8.4.2 Réglages d'affichage (mise au point, luminosité, contraste)

La mise au point est ajustée pour une netteté optimale et les commandes de luminosité et de contraste sont consignées à leurs valeurs les plus basses. La luminosité est maintenant augmentée jusqu'à ce que la zone sans écho en bordure d'image adopte la nuance de gris perceptible la plus claire, en observant la barre de nuances de gris sur l'affichage. Le contraste est alors augmenté de manière à ce que l'image comporte la gamme de nuances de gris la plus étendue possible. Enfin, la mise au point est contrôlée pour obtenir la meilleure netteté. Si des ajustements additionnels sont nécessaires, l'ensemble de la procédure est répété. Si le système permet des zones focales multiples, les activer toutes pour la gamme de mesure considérée.

8.4.3 Réglages de sensibilité (fréquence, antiparasitage, puissance de sortie, gain, TGC, ATGC)

- La **fréquence nominale** du transducteur du scanner est notée;
- S'il y a une commande d'antiparasitage ou d'exclusion, elle est réglée pour admettre l'affichage des signaux les plus faibles possibles;
- La puissance de sortie et le **gain** sont réglés aux valeurs minimales permettant l'affichage d'une image correcte;
- Les commandes **ATGC** sont réglées pour éliminer l'**ATGC**;
- Le contrôle de **gain** général est augmenté jusqu'à ce que le signal de la **cible** soit visualisé clairement à l'affichage.

8.4.4 Système d'enregistrement

Des images numérisées telles que décrites aux paragraphes 6.2.2 et 6.3.5 sont utilisées.

8.4.5 Étalonnage de la courbe caractéristique du système

Une méthode bien établie pour étalonner la courbe caractéristique du système (signal de sortie fonction du signal de pression acoustique sur le transducteur) est celle faisant appel aux frontières planaires de réflectivité par niveaux [19, 20]. Un simple fantôme d'étalonnage fournit des réflecteurs spéculaires situés parallèlement les uns aux autres et perpendiculaires à la trajectoire prévue du **faisceau ultrasonique** à différentes distances de la position du transducteur dans un **matériau d'imitation du tissu**. Au moins deux réflecteurs, de réflectivités différentes, sont fournis.

Dans sa forme la plus simple, une des plaques a un coefficient de réflexion de 10 dB inférieur à celui de l'autre. Ceci est obtenu avec une plaque constituée d'acier inoxydable 304 et l'autre de plexiglas. L'acier est situé sur chaque marche d'un escalier (A), et le plexiglas sur chaque marche d'un autre escalier adjacent (B). Aux fréquences habituelles de diagnostic, la première marche est à 1 cm sous la surface suivie de deux autres marches à 2 cm et à 5 cm de profondeur. Ces marches sont suivies de deux marches, l'une à 10 cm de profondeur et l'autre à 18 cm. L'espace au dessus des marches est rempli avec le **matériau d'imitation du tissu**. La vitesse du son, c , la densité, ρ , et la pente du coefficient d'atténuation, α/f (où α est le coefficient d'atténuation à la fréquence de fonctionnement, f) de ce **matériau d'imitation du tissu**, doivent être les suivants: $c = (1\,540 \pm 6) \text{ m/s}$; $\rho = (1,05 \pm 0,05) \text{ g/cm}^3$; $\alpha/f = (0,5 \pm 0,05) \text{ dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$.

Il convient que les signaux d'écho dus à la rétrodiffusion dans le **matériau d'imitation du tissu** soient d'au moins 20 dB plus faibles que le signal d'écho provenant de l'interface réfléchissante la plus faible, à toutes les fréquences des formes d'onde soumises à l'essai.

8.4.2 Display settings (focus, brilliance, contrast)

The focus is made sharp and the brilliance and contrast controls are turned to their lowest positions. The brilliance is now increased until the echo-free zone at the side of the image becomes the minimum perceptible shade of grey by observing the grey-shade bar on the display. The contrast control is then increased to make the image contain the greatest range of grey shades possible. The focus is then checked for sharpness; if it requires further adjustment, the whole procedure is repeated. If the system allows multiple focal zones, activate all of them for the desired range of measurements.

8.4.3 Sensitivity settings (frequency, suppression, output power, gain, TGC, ATGC)

- a) The **nominal frequency** of the scanner's transducer is noted.
- b) If there is a suppression or reject control, it is adjusted to allow the smallest possible signals to be displayed.
- c) The output power and **gain** are set to the minimum values consistent with displaying an adequate image.
- d) The **ATGC** controls are adjusted to remove the **ATGC**.
- e) The overall **gain** control is increased until the signal from the **target** is clearly visualized on the display.

8.4.4 Recording system

Digitized images will be used, as described in 6.2.2 and 6.3.5.

8.4.5 Calibration of system characteristic curve

A well-established method for calibrating the system characteristic curve (output signal as a function of acoustic-pressure signal at the transducer) is with planar boundaries of graded reflectivity [19, 20]. A simple, calibration phantom provides specular reflectors located parallel to each other and normal to the intended path of the **ultrasound beam** at different ranges from the transducer position in a **tissue-mimicking material**. At each range at least two reflectors are provided, with different reflectivities.

In its simplest form one plate has a 10 dB lower reflection coefficient than the other. This is achieved by constructing one plate of 342 stainless steel and the other of plexiglas. The steel is located on each step of one staircase (A), and the plexiglas on each step of another, adjacent staircase (B). At usual diagnostic frequencies, the first step is 1 cm below the surface followed by two additional steps at 2 cm and 5 cm depth. These steps are followed by two steps, one at 10 cm depth and another at 18 cm depth. The space above the steps is filled with **tissue-mimicking material**. The speed of sound, c , the density, ρ , and the attenuation coefficient slope, αf (where α is the attenuation coefficient at the working frequency, f) of this **tissue-mimicking material** shall be as follows: $c = (1\,540 \pm 6) \text{ m/s}$; $\rho = (1,05 \pm 0,05) \text{ g/cm}^3$; $\alpha f = (0,5 \pm 0,05) \text{ dB cm}^{-1}\text{MHz}^{-1}$.

Echo signals due to backscatter in the **tissue-mimicking material** should be at least 20 dB weaker than the echo signal from the weakest reflecting interface at all frequencies in the tested waveforms.

Utilisé pour étalonner la commande de sensibilité d'un système, de gain ou de la sortie, l'image de ce fantôme se forme à une distance correspondant à la zone focale du transducteur ou au-delà, et à un gain où le réflecteur le plus faible, sur l'escalier B, est d'approximativement 6 dB supérieur au niveau de bruit électronique. Si les niveaux des signaux sont trop élevés, choisir une marche plus profonde et diminuer le TGC le plus possible. Les niveaux des signaux (10 dB d'écart) sont enregistrés à partir des marches à cette distance, respectivement sur les escaliers A et B. Ensuite, la commande de sensibilité du système est augmentée jusqu'à ce que le signal provenant de la marche de l'escalier B (plaque B) soit égal au niveau du signal provenant de la marche de l'escalier A (plaque A) au réglage du contrôle précédent. Ainsi, le signal provenant de la plaque A est maintenant supérieur de 10 dB à celui de la plaque B au premier réglage. En répétant ce processus, toute la gamme dynamique du signal peut être étalonnée par pas de 10 dB. En enregistrant les réglages de commande de sensibilité du système, cette commande est donc relativement bien étalonnée. L'interpolation de ces réglages de la commande permettra d'effectuer l'étalonnage des variations du signal avec de plus petits incréments.

Une autre méthode de construction du fantôme est utilisée pour produire des signaux plus faibles s'étendant plus loin dans la plage linéaire de la plupart des systèmes **ultrasoniques** de diagnostic. Il convient de comparer cette méthode à la première méthode concernant la précision. La seconde méthode consiste à fabriquer les marches sur l'un des escaliers avec du polyéthylène à haute densité (LB-861) et les marches sur l'autre escalier avec du polyéthylène à faible densité (NA-117) ²⁾. Le matériau à haute densité a une impédance de $2,33 \times 10^6 \text{ kg m}^{-2}\text{s}^{-1}$, tandis que celle du matériau à faible densité est de $1,79 \times 10^6 \text{ kg m}^{-2}\text{s}^{-1}$ [21]. Il convient que les coefficients de réflexion de ces surfaces diffèrent de 10 dB dans un gel imitant le tissu. Davantage d'escaliers, avec des marches ayant d'autres coefficients de réflexion peuvent être utilisés pour produire des échos encore plus faibles et des graduations plus fines, par exemple, [22]. Cependant, ceux-ci doivent être étalonnés par rapport à la première méthode. Avec de faibles échogénicités, la température du milieu devient critique et doit être précisément contrôlée afin de maintenir une précision de l'échogénicité relative de $\pm 0,5 \text{ dB}$.

L'injection d'un signal électrique, lorsqu'elle est possible, est encore plus commode, soit directement, soit en couplant acoustiquement un autre transducteur au transducteur en essai, avec un émetteur et un récepteur étalonnés [23]. Les connecteurs pour injection directe sont chers et spécifiques au système, tandis que le couplage acoustique nécessite d'être réalisé plus soigneusement. Cependant, l'injection de signal peut être utilisée en pratique si elle est référencée à la première méthode ci-dessus.

Cibles ponctuelles pour les mesures de **FDP**: Une seconde approche acoustique est basée sur des **cibles** de différentes dimensions et il convient qu'elle soit également référencée à la première méthode ci-dessus. Comme la section transversale de la diffusion augmente avec la fréquence, ce type de **cible** accentue la partie haute fréquence du signal provenant du scanner. Cependant, la même accentuation se produit pour des signaux provenant des distributions de diffuseurs de petite taille et il est assez réaliste d'essayer le scanner de cette façon.

La théorie indique que lorsque les **cibles** sont très petites par rapport à la longueur d'onde, les **cibles** de différents diamètres présentent une même dépendance par rapport à la fréquence. Il est par conséquent possible de réaliser une série de réflecteurs présentant des rapports de diffusion bien définis. Une série de diamètres de sphère augmentant de 26 %, tels que, exprimés en microns, 10 – 12,6 – 15,87 – 20 – 25,2 – 31,75 – 40 – 50,4 – 63,5 et 80, donnerait des réflectivités en pas de 6 dB, s'étendant sur une plage de 54 dB. Cette approche a été mise en oeuvre avec des distributions denses de petites particules diffusantes, mais les modalités pratiques de l'implémentation n'ont pas été bien documentées pour des particules individuelles.

²⁾ Les deux matériaux sont disponibles, entre autres, chez USI Corporation, Marlboro, MA. Il s'agit d'un exemple de produit approprié, disponible sur le marché. Cette information est donnée à l'intention des utilisateurs du présent document et ne signifie nullement que la CEI approuve ou recommande l'emploi exclusif du produit ainsi désigné.

In use to calibrate a system's sensitivity control, gain or output, this phantom is imaged at a range at or beyond the transducer's focal zone and at a gain where the weaker reflector, on staircase B, is approximately 6 dB above the electronic noise level. If signal levels are too high, choose a deeper step and reduce the TGC as much as possible. Signal levels (10 dB apart) are recorded from the steps at that range on staircases A and B, respectively. Then the system's sensitivity control is increased until the signal from the step on staircase B (plate B) is equal to the signal level from the step on staircase A (plate A) at the previous control setting. Thus, the signal from plate A is now 10 dB above that for plate B at the first setting. By repeating this process, the entire signal dynamic range can be calibrated in 10-dB steps. By recording settings of the system's sensitivity control, this control is thus calibrated relatively as well. Interpolation of those control settings will allow calibration of signal changes at finer increments.

Another method for constructing the phantom is used to produce weaker signals lying more within the linear range of most diagnostic **ultrasound** systems. This method should be compared against the primary method for accuracy. The secondary method is to fabricate the steps on one staircase from high-density polyethylene (LB-861) and the steps on the other staircase from low-density polyethylene (NA-117)²⁾. The high-density material has an impedance of $2,33 \times 10^6 \text{ kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$, while the impedance of the low-density material is $1,79 \times 10^6 \text{ kgm}^{-2}\text{s}^{-1}$ [21]. The reflection coefficients of these interfaces should differ by 10 dB in a tissue-mimicking gel. More staircases with steps having other reflection coefficients can be employed to produce even weaker echoes and finer gradations, e.g., [22]. However, these also shall be calibrated against the primary method. With low echogenicities, the temperature of the medium becomes critical and shall be controlled sufficiently precisely to maintain the relative echogenicity within $\pm 0,5 \text{ dB}$.

Even more convenient, when available, is electrical signal injection, either directly, or by acoustically coupling another transducer, with a calibrated transmitter and receiver to the transducer under test [23]. Connectors for direct injection are expensive and system-specific, while acoustic coupling must be performed carefully. However, if referenced to the primary method above, signal injection can be used in practice.

Point targets for PSF measurements: A second acoustic approach is based on **targets** of different sizes and should also be referenced to the primary method above. As scattering cross-section increases with frequency, this type of **target** emphasizes the high-frequency part of the signal from the scanner. However, the same emphasis occurs for signals from distributions of small scatterers, so it is not unrealistic to test a scanner in this way.

Theory indicates that, for **targets** much smaller than the wavelength, **targets** of all diameters have the same frequency dependence. Hence, it is possible to make a series of reflectors with well-defined scattering ratios. A series of sphere diameters increasing by 26 %, such as, in microns, 10 – 12,6 – 15,87 – 20 – 25,2 – 31,75 – 40 – 50,4 – 63,5 and 80 would give reflectivities in steps of 6 dB, spanning a range of 54 dB. This approach has been implemented with dense distributions of small scattering particles, but practicalities of implementation are not well documented for individual particles.

2) Both materials are available from USI Corporation, Marlboro, MA, among others. They are examples of suitable products available commercially. This information is given for the convenience of users of this document and does not constitute an endorsement by IEC of these products.

De manière similaire, une série de fils à bouts plats peuvent donner des réflectivités étalonnées. Il convient que le rapport des diamètres soit ici de $\sqrt{2} = 1,41$, pour obtenir un pas de 6 dB. Pour 5 MHz, les diamètres dans la plage de 200 μ à 1 600 μ pourraient couvrir une plage de 36 dB avec une précision d'environ 1 dB.

8.5 Paramètres d'essai

8.5.1 Généralités

Pour mesurer les **fonctions de dispersion ponctuelles** ou **linéaires**, une **cible** appropriée est balayée dans un réservoir d'essai. Une **cible ponctuelle** standard est l'extrémité d'un fil à bouts plats vu par son extrémité; une **cible linéaire** standard est un filament ou un fil, placé typiquement perpendiculaire à la direction de la propagation **ultrasonique**. Les dimensions de la **fonction de dispersion ponctuelle (FDP)** sont mesurées dans chacune des trois directions pour obtenir une évaluation complète et détaillée des performances du système, habituellement avec un réglage correspondant au développement, à la production ou à la mise au point. Les **fonctions de dispersion linéaire (FDL)** sont employées dans le champ et il convient de les utiliser dans les spécifications à contrôler dans le champ. Les **FDL** sont recommandées pour la **résolution**, mesurée avec des **cibles** multiples, du fait qu'un plus faible nombre de **cibles** est requis et les mesures spatiales de la fonction de dispersion sont nécessaires en de nombreux endroits du **champ de vision**, et sont dépendantes des réglages de mise au point et de fréquence du système. La résolution réelle avec des paires de **cibles** est parfois préférable pour les mesures visuelles et lorsqu'un traitement de signal non linéaire, comme la différentiation d'un signal, peut être utilisé. Les mesures de **FDP** et de **FDL** sur une ligne perpendiculaire à l'**axe de faisceau ultrasonique** et à travers celui-ci sont étroitement corrélées avec la **résolution** à haut contraste du système d'imagerie et entre elles, lorsque le balayage s'effectue dans une direction le long de cette même ligne et à la même profondeur dans le fantôme. **FDP**, **FDL** et **résolution** peuvent être dérivées chacune l'une de l'autre à partir d'un jeu complet de mesures, si la courbe caractéristique du système **ultrasonique** est étalonnée. Voir la définition de «**dimensions de la zone**» utilisée dans cette norme pour relier la largeur d'une **FDP** ou d'une **FDL** d'une manière plus explicite pour les personnes qui ne sont pas familières avec la terminologie des fonctions de diffusion.

Les **FDP** et **FDL** conduisent en fait à des mesures relatives. Les mesures quantitatives indiquant la sensibilité du système d'imagerie en une **cible ponctuelle** spécifiée ou standard, ou en une source de pression ponctuelle, peuvent être obtenues [24-28], mais l'expérience que l'on a de ces techniques est actuellement trop limitée pour la normaliser. Ces mesures sont étroitement corrélées avec la **résolution axiale** à haut contraste et avec la **FDL axiale** du système d'imagerie pour une position spécifique le long du faisceau (c'est-à-dire la profondeur dans le fantôme).

Pour toutes ces mesures, la sensibilité et le décalage angulaire du scanner sont réglés de telle sorte que le signal maximal de la **cible** soit clairement visualisé au cours de chaque essai.

Si une **cible linéaire** est utilisée, orientée perpendiculairement au **plan de balayage** ultrasonique, l'intersection de la ligne avec le **plan de balayage** ultrasonique constitue la **fonction de dispersion linéaire** latérale, mais cette configuration comporte deux limitations:

- a) la **fonction de dispersion linéaire** ne peut être mesurée que dans le **plan de balayage** ultrasonique;
- b) l'intensité est sensible à l'orientation du **faisceau ultrasonique** perpendiculairement à la **cible linéaire**.

Pour pallier cette limitation, une **cible** sphérique a été utilisée. Cependant, les interférences entre les trajectoires ultrasoniques dans la sphère conduisent maintenant à des motifs de dispersion angulaire compliqués [24], à moins que la sphère ne soit extrêmement petite, et à un réflecteur relativement faible.

Similarly, a series of flat-ended wires can provide calibrated reflectivities. Here the ratio of diameters should be $\sqrt{2} = 1,41$, to obtain a step of 6 dB. For 5 MHz, diameters in the range 200 μ to 1 600 μ could span a range of 36 dB with a precision of circa 1 dB.

8.5 Test parameters

8.5.1 General

To measure **point-** or **line-spread functions**, an appropriate **target** is scanned in a test tank. A standard point **target** is the tip of a flat-ended wire viewed on end; a standard line **target** is a filament or wire, typically lying normal to the direction of ultrasound propagation. The dimensions of the **point-spread function (PSF)** in each of the three directions are measured for complete, detailed system-performance evaluation, usually in a developmental-, production, or research setting. **Line-spread functions (LSFs)** are employed in the field and should be used in specifications to be tested in the field. **LSFs** are recommended over **resolution**, as measured with multiple **targets**, because fewer targets are required and spatial spread-function measurements are required at many locations in the **field-of-view** and are dependent on a system's focal- and frequency-settings. Actual **resolution** with target pairs is sometimes preferred for visual measurements and when non-linear signal processing, such as signal differentiation may be employed. **PSF** and **LSF** measurement on a line normal to and through the **ultrasound beam axis** are closely related to the imaging system's high-contrast **resolution** and to each other when scanned in a direction along the same line at the same depth in a phantom. **PSF**, **LSF** and **resolution** each can be derived from a full set of measurements of the other, if the characteristic curve of the ultrasound system is calibrated. See the definition of **spot size**, used in this standard to relate to the width of a **PSF** or **LSF** in a way more self-explanatory to those not familiar with the spread-function terminology.

PSFs and **LSFs** currently yield relative measurements. Quantitative measurements indicating the sensitivity of the imaging system to a specified or standard **point target** or point pressure source can be obtained [24-28] but experience with these techniques is too limited for standardization at this time. These measurements are closely related to the high-contrast **axial resolution** and axial **LSF** of the imaging system for a specific position along the beam (i.e. depth in a phantom).

For all such measures, the sensitivity and angulation of the scanner is adjusted so that the maximum signal from the **target** is clearly visualized during each test.

If a **line target** is used, oriented perpendicularly to the ultrasonic **scan plane**, the cross-section of the line with the ultrasonic **scan plane** constitutes the **lateral line-spread function**, but this configuration has two limitations:

- a) the **line-spread function** can only be measured in the ultrasonic **scan plane**;
- b) the intensity is sensitive to the orientation of the ultrasonic beam perpendicularly to the **line target**.

To overcome this limitation a spherical **target** has been used. However, now interference between ultrasonic paths inside the sphere leads to complicated patterns of angular scattering [24] unless the sphere is extremely small and a relatively weak reflector.

Un **objet d'essai** alternatif pour la mesure de la **résolution latérale** est un filament unique (ou fil) monté verticalement (dans la direction du **faisceau ultrasonique**) sur un micromanipulateur permettant de déplacer le filament à travers le **champ de vision** (Figure C.3). Les **dimensions de la zone** peuvent ainsi être mesurées en tout point du **champ de vision**. Cette solution évite aussi le problème rencontré avec un réseau de **cibles**, à savoir d'aligner tous les filaments perpendiculairement au faisceau en même temps, pour enregistrer un signal maximal pour chacun d'entre eux.

Lorsque le point est beaucoup plus petit que la longueur d'onde (ou beaucoup plus petit que le diamètre du **faisceau ultrasonique** à la position de la **cible**, pour des transducteurs de mesure de grands nombres d'ouverture), la **fonction de dispersion ponctuelle** est mesurée indépendamment des propriétés de la **cible**. Il est à noter que la largeur de réponse à partir de la **FDP** (à partir d'une **cible ponctuelle**) et la largeur de réponse à partir de la **FDL** (à partir d'une **cible linéaire**) sont approximativement égales. Il a été montré que la force de dispersion dépend de l'angle et de la fréquence, et des moyens de construction de **cibles** ont été proposés [25]. La Figure C.4 donne deux alternatives plus simples.

A partir de la théorie de la dispersion par la face frontale (équation 3 de [25]), la valeur de la section transversale de la rétrodiffusion, σ , est déterminée comme suit:

$$\sigma = \left[\frac{k r^2}{2} \left(\frac{Z_m - Z_w}{Z_m + Z_w} \right) \right]^2 \quad (4)$$

où

k est le nombre d'onde circulaire; ($= 2 \pi / \lambda$, où λ est la longueur d'onde dans le milieu);

r est le rayon du fil;

Z_m est l'impédance acoustique caractéristique du matériau du fil;

Z_w est l'impédance acoustique caractéristique du milieu environnant (eau).

La diffusion est proportionnelle au carré de la fréquence et à la quatrième puissance du diamètre (tant que le diamètre de la **cible** est suffisamment petit pour qu'aucune différence de phase entre différentes parties de la **cible** ne se produise). Pour des angles réduits, l'influence de l'angle entre la face frontale et la direction du faisceau est faible [25]. Pour des angles plus importants, la diffusion observée diminue. La réduction de la **cible** réduit l'influence de l'angle.

Pour une incidence oblique de l'**ultrason** sur l'extrémité du fil, la force de diffusion diminue. Il en résulte que, pour un scanner sectoriel, une réorientation du transducteur ou de la **cible** est nécessaire afin de pouvoir comparer les mesures quantitatives des intensités réfléchies en divers endroits du champ. Des mesures quantitatives de la largeur de faisceau restent possibles sans réorientation.

La Figure C.4 montre un schéma de deux **cibles ponctuelles** réalisées en fil dentaire (diamètre 0,24 mm). La **cible** de gauche est prévue pour un **ultrason** pulsé; les échos de l'extrémité du fil et du tube de support sont reçus séparément dans le temps. Le tube de support (diamètre extérieur: 1,0 mm) procure une stabilité mécanique. La **cible** de droite est prévue pour un **ultrason** en régime continu; l'extrémité du fil est le seul élément compris dans le **faisceau ultrasonique** (en gris) qui produise une rétrodiffusion.

8.5.2 Dimensions FDP et FDL axiales et résolution axiale

8.5.2.1 Généralités

Il convient de mesurer les dimensions de la **FDP** ou de la **FDL** en direction axiale à différentes profondeurs. Un fantôme approprié pour la **FDP** est présenté à la Figure C.3 ou C.4, cette dernière étant requise lorsque des réverbérations issues du fil support sont trop importantes.

An alternative **test object** for the measurement of resolution is a single filament (or wire) mounted vertically (in the direction of the ultrasound beam) on a micromanipulator which allows the filament to be moved through the **field-of-view** (Figure C.3). This permits the **spot size** to be measured at any point in the **field-of-view**. It also removes the problem, encountered with an array of **targets**, of aligning all filaments perpendicularly to the beam at the same time to record a maximum signal from each.

When the point is much smaller than the wavelength (or than the diameter of the ultrasonic beam at the position of the **target** for measured transducers of large f-numbers), the **point-spread function** is measured independently of the properties of the **target**. Note that the response width from the **PSF** (from a **point target**) and the **LSF** (from a line **target**) are approximately equal. It has been shown that scattering strength depends smoothly on angle and frequency, and means of constructing **targets** have been proposed [25]. Figure C.4 gives two simpler alternatives.

From the theory of the scattering by the front plane (equation 3 of [25].), the value for the back-scattering cross section, σ , is found:

$$\sigma = \left[\frac{k r^2}{2} \left(\frac{Z_m - Z_w}{Z_m + Z_w} \right) \right]^2 \quad (4)$$

where

k is the circular wave number; ($= 2 \pi / \lambda$ in which λ is the wavelength in the medium)

r is the radius of the wire;

Z_m is the characteristic acoustic impedance of the wire material;

Z_w is the characteristic acoustic impedance of the surrounding medium (water).

Scattering is proportional to the square of the frequency and the fourth power of diameter (as long as the diameter of the **target** is so small that no phase differences between various parts of the **target** occur). At small angles the influence of the angle between front plane and the direction of the beam is small [25]. At larger angles observed scattering is diminished. Making the **target** small decreases the influence of the angle.

At oblique incidence of the **ultrasound** on the front end of the wire the scattering strength decreases. The consequence is that for a sector scanner, reorientation of transducer or **target** is necessary, in case quantitative measurements of reflected intensities in various parts of the field are to be compared. Quantitative measurements of beam width remain possible without reorientation.

Figure C.4 shows a sketch of two **point targets** made from dental wire (diameter 0,24 mm). The left **target** is intended for pulsed **ultrasound**; echoes from the wire tip and the supporting tube are received separated in time. The supporting tube (outer diameter 1,0 mm) provides mechanical stability. The right **target** is intended for CW **ultrasound**; the tip of the wire is the only feature inside the **ultrasound beam** (grey) which gives backscattering.

8.5.2 Axial PSF and LSF dimensions and axial resolution

8.5.2.1 General

The dimensions of the **PSF** or **LSF** in the axial direction should be measured at different depths. An appropriate phantom for **PSF** is shown in Figure C.3 or C.4, the latter being required when reverberations from the support wire are obtrusive. **LSF** is measured with a

La **FDL** est mesurée avec un fantôme comme celui décrit par les Figures A.1, A.2 ou C.1 et la **résolution axiale** avec le fantôme de la Figure C.2. Les mesures peuvent être faites en incréments inférieurs au 1/3 du **champ de vision** axial, pour une profondeur totale dépendant de la portée de balayage du transducteur. Il convient d'identifier et de documenter les sources de variabilité comme cela est indiqué en 6.4.2. La résolution axiale à une profondeur spécifique peut être obtenue en tant que séparation minimale 1) de deux filaments – voir la Figure C.2 – que l'on peut distinguer avant le premier flou de l'ensemble des deux filaments; et 2) quantitativement, à laquelle il y a au moins une chute de 6 dB du signal entre les deux filaments.

8.5.2.2 Procédure pour les dimensions axiales

Aligner le transducteur pour obtenir un signal maximal de la ou des **cibles**. L'alignement avec le faisceau perpendiculaire à un filament **cible** quelconque est particulièrement délicat. Régler les commandes de sensibilité du système de façon que toutes les **cibles** soient clairement visibles, sans être saturées. Réaliser plusieurs images ou volumes d'image en **mode B** de la **cible** ou du fantôme et numériser la meilleure image. Sur certains fantômes il y a une fenêtre de balayage parallèle pour contenir les filaments **cible**. S'assurer que le **transducteur ultrasonique** est parfaitement installé à la surface. Lorsque la face du transducteur est courbe, il convient que la **ligne de balayage** centrale soit perpendiculaire à la fenêtre de balayage et que les **faisceaux ultrasoniques** soient perpendiculaires aux filaments.

Pour les mesures de **FDP**, un balayage 2D est requis pour la **cible ponctuelle** à chaque position de mesure, sauf si l'alignement avec l'axe central ou le plan central du faisceau ou du plan image a été réalisé. Pour la **FDP** ou la **FDL**, une image de l'**objet d'essai** est obtenue, contenant les **cibles** imagées pour la portée complète en profondeur du **transducteur ultrasonique**. Utiliser un logiciel de traitement d'image pour tracer un profil de luminosité en direction verticale pour de nombreuses **lignes de balayage** successives, couvrant une **cible** imagée se déplaçant de gauche à droite, jusqu'à obtenir un profil d'amplitude maximale de la **cible**. Pour cette amplitude maximale de la **cible**, mesurer et enregistrer au moins la largeur complète à la moitié du maximum (FWHM – Full Width at Half Maximum) et la largeur –20 dB à la profondeur du filament considéré. Mesurer maintenant la largeur de réponse axiale pour toutes les positions (profondeurs) de **cibles** imagées dans l'image du fantôme. Une fois toutes les largeurs de réponse axiale obtenues, représenter graphiquement la FWHM, ou la largeur –20 dB, en fonction de la profondeur dans l'image du fantôme. Ce graphique montre la variation de la **FDP** ou de la **FDL** axiale du système d'imagerie en fonction de la profondeur. Pour la plupart des systèmes, la variation de la **FDP** ou de la **FDL** axiale en fonction de la profondeur est faible.

La longueur de profil (**FDP** ou **FDL**) à un niveau de signal relatif proche du niveau du fouillis d'échos axial attendu, ou du niveau du fouillis d'échos à un certain nombre de longueurs d'onde, entraîne également une illumination plus importante, si les artefacts dans le fantôme permettent cette mesure.

8.5.3 Largeurs FDP et FDL latérales et résolution latérale

8.5.3.1 Généralités

Les dimensions de la **FDP** ou de la **FDL** en direction latérale correspondent à la **résolution latérale** à haut contraste du système d'imagerie pour une position spécifique le long du faisceau (soit plusieurs profondeurs dans le fantôme). Un fantôme approprié pour la **FDP** est présenté à la Figure C.3 ou C.4, cette dernière étant requise lorsque des réverbérations issues du fil support sont trop importantes. La **FDL** est mesurée avec un fantôme comme celui décrit par les Figures A.1, A.2 ou C.1. Les mesures de **résolution latérale** multi-**cibles** sont rarement nécessaires et ne sont pas traitées ici. Les mesures peuvent être faites sur la portée de balayage axial totale du **transducteur ultrasonique**, en incréments inférieurs au 1/7 du **champ de vision** axial, généralement le long d'un axe central et à une distance du bord latéral de l'image de 1/8 de la largeur de l'image. Pour les systèmes d'imagerie volumétriques dans

phantom as depicted in Figure A.1, A.2 or C.1 and axial resolution with the phantom of Figure C.2. Measurements can be made in increments of less than 1/3 of the axial **field-of-view** for a total depth depending on the transducer's imaging range. Sources of variability should be identified and documented, as indicated in 6.4.2. Axial resolution at a specific depth can be obtained as the minimum separation 1) of the two filaments in Figure C.2 that are distinguishable before the two filaments first blur together; and 2) quantitatively, at which there is at least a 6 dB drop in the signal between the two filaments.

8.5.2.2 Procedure – axial dimensions

Align the transducer for maximum signal from the **target(s)**. Alignment with the beam normal to any filament **target** is particularly critical. Set the system sensitivity controls so that all the **targets** are clearly visualized, but are not saturated. Make several **B-mode** images or image volumes of the **target** or phantom and digitize the best image. On some phantoms there is a scan window parallel to contained filament **targets**. Make sure that the **ultrasonic transducer** is well seated on the surface. When the transducer's face is curved, the central **scan line** should be normal to the scan window and the **ultrasound beams** should be normal to the filaments.

For **PSF** measurements, a 2D-scan is required for the **point target** in each measured location, unless alignment with the central axis or central plane of the beam or image plane has been accomplished. For **LSF** or **PSF** an image of the **test object** is obtained which contains the imaged targets for the entire depth range of the **ultrasonic transducer**. Use image-processing software to plot a brightness profile in the vertical direction for many successive **scan lines** covering an imaged **target**, moving laterally from left to right, until the maximum amplitude profile of the **target** is obtained. For this maximum amplitude of the **target**, at least, the full-width-at-half-maximum (FWHM) and the –20 dB width are measured and recorded for the given filament depth. Now, measure the axial response width for all the imaged-**target** positions (depths) in the phantom image. Once all the axial response widths are obtained, plot the FWHM or –20 dB width versus depth in the phantom image. This plot shows the variation in axial **PSF** or **LSF** for the imaging system with depth. For most systems, there will be only a small variation in axial **PSF** or **LSF** with depth.

Profile length (**PSF** or **LSF**) at a relative signal level near the expected axial clutter level or clutter level at a certain number of wavelengths is also most illuminating, if artefacts in the phantom allow that measurement.

8.5.3 Lateral PSF- and LSF-width and lateral resolution

8.5.3.1 General

The dimensions of the **PSF** or **LSF** in the lateral direction correspond to the high-contrast **lateral resolution** of the imaging system for a specific position along the beam (i.e. several depths in the phantom). An appropriate phantom for **PSF** is shown in Figure C.3 or C.4, the latter being required when reverberations from the support wire are obtrusive. **LSF** is measured with a phantom as depicted in Figure A.1, A.2 or C.1. Multi-**target** lateral resolution measurements are rarely required and are not addressed here. Measurements can be made over the total axial imaging range of the **ultrasonic transducer** in increments of less than 1/7 of the axial **field-of-view** along a generally central axis and at a distance from a lateral edge of the image of 1/8 of the image width. For volumetric imaging systems in which **PSF** might be

lesquels il est possible que la **FDP** soit dépendante de la position en profondeur dans le volume (comme pour un réseau linéaire balayé dans une enveloppe fermée), faire une mesure à une distance d'un bord en profondeur de l'image de 1/8 de l'épaisseur du volume et dans un coin du volume à une distance d'un bord latéral et d'un bord en profondeur de l'image de 1/8, respectivement, de la largeur et de l'épaisseur du volume. Il convient d'identifier et de documenter les sources de variabilité comme cela est indiqué en 6.4.2.

8.5.3.2 Procédure pour les dimensions latérales

Aligner le transducteur pour obtenir un signal maximal de la ou des **cibles**. L'alignement avec le faisceau perpendiculaire à un filament **cible** quelconque est particulièrement délicat. Régler les commandes de sensibilité du système comme cela est décrit en 8.5.2.2. Réaliser plusieurs images ou volumes d'image en **mode B** de la **cible** ou du fantôme et numériser la meilleure image. S'assurer que le **transducteur ultrasonique** est parfaitement installé sur toute la surface de balayage de l'**objet d'essai**, de telle sorte que la face du transducteur soit perpendiculaire à la surface de l'**objet d'essai**.

Pour les mesures de **FDP**, un balayage 2D est requis pour la **cible ponctuelle** à chaque position de mesure, sauf si l'alignement avec l'axe central ou le plan central du faisceau ou du plan image a été réalisé. Pour la **FDP** ou la **FDL**, une image de l'**objet d'essai** est obtenue, contenant les **cibles** imagées pour la portée complète en profondeur du **transducteur ultrasonique**. Utiliser le logiciel de traitement d'image pour tracer un profil de luminosité en direction horizontale pour de nombreuses **lignes de balayage** successives, qui couvrent une **cible ponctuelle** imagée se déplaçant verticalement de haut en bas (au-dessus et en dessous de l'image du filament en coupe transversale), jusqu'à ce qu'un profil d'amplitude maximale de la **cible** soit atteint. Pour cette amplitude maximale de la **cible**, mesurer et enregistrer au moins la largeur complète à la moitié du maximum (FWHM – Full Width at Half Maximum) et la largeur –20 dB à la profondeur du filament considéré. La largeur de profil à une niveau de signal relatif proche du niveau attendu de fouillis d'échos du transducteur, ou du niveau du fouillis d'échos à une certaine largeur de faisceau linéaire ou angulaire, entraîne également une illumination plus importante, si les artefacts dans le fantôme permettent cette mesure.

Mesurer maintenant la largeur de réponse latérale maximale en fonction de la profondeur pour toutes les positions (profondeurs) **FDP** imagées dans l'image du fantôme. Une fois toutes les largeurs de réponse latérale obtenues, représenter graphiquement la FWHM, ou la largeur –20 dB, en fonction de la profondeur dans l'image du fantôme. Ce graphique montre la variation de la **FDP** ou de la **FDL** latérale (**dimensions de la zone latérale**) du système d'imagerie en fonction de la profondeur. Pour la plupart des systèmes, la **résolution latérale** varie beaucoup plus en fonction de la profondeur que la **résolution axiale**.

NOTE L'utilisation de l'**objet d'essai** décrit dans la Figure A.2 peut être inadéquate pour certains **transducteurs ultrasoniques** produisant des **lobes secondaires** tellement importants qu'ils interfèrent avec ceux des images des filaments voisins. Dans ce cas, un **objet d'essai** tel que celui décrit dans la Figure A.1 peut être utilisé. Pour cet **objet d'essai**, les lignes des **cibles** sont inclinées, de sorte que des **cibles** individuelles sont rarement positionnées le long de la même ligne horizontale. Un meilleur **objet d'essai** est décrit à la Figure C.1, où tous les filaments **cibles** sont positionnés individuellement, de sorte qu'il n'y a pas latéralement de **cibles** voisines. Enfin, un filament unique (ou fil) disposé sur un micromanipulateur, similaire à celui décrit à la Figure C.3, mais perpendiculaire au **faisceau ultrasonique**, peut être utilisé.

8.5.4 Épaisseur de tranche de balayage (FDP et FDL de profondeur) ou résolution de profondeur

Pour de simples mesures dans le champ, l'**épaisseur de tranche** est déterminée par balayage de la fine couche (feuille) de **cibles** de diffusion représentée à la Figure C.5. Il convient de mesurer l'**épaisseur de tranche** (la même que la résolution des **dimensions de la zone** en profondeur) à chaque profondeur, en plaçant les commandes de sensibilité et d'affichage dans des positions étalonnées. Diviser la portée affichée maximale en cinq sections consécutives de même taille. Placer le plan de balayage de façon que son intersection avec la feuille de **cibles** forme une parallèle à la surface supérieure de l'**objet d'essai**. Il convient également que le **plan de balayage** ultrasonique soit perpendiculaire à la **surface de balayage** de l'**objet d'essai**.

dependent on elevational position in the volume (as for a linear array scanned in an enclosed housing), make a measurement at a distance from an elevational edge of the image of 1/8 of the volume thickness and in a corner of the volume at a distance from a lateral edge and an elevational edge of the image of 1/8 of the volume width and thickness, respectively. Sources of variability should be identified and documented, as indicated in 6.4.2.

8.5.3.2 Procedure – lateral dimensions

Align the transducer for maximum signal from the **target(s)**. Alignment with the beam normal to any filament **target** is particularly critical. Set the system sensitivity controls as described in 8.5.2.2. Make several **B-mode** images or image volumes of the **target** or phantom and digitize the best image. Make sure that the **ultrasonic transducer** is well seated on any scanning surface of the **test object**, so that the transducer face is perpendicular to the **test object's** surface.

For **PSF** measurements, a 2D-scan is required for the point **target** in each measured location, unless alignment with the central axis or central plane of the beam or image plane has been accomplished. For **LSF** or **PSF**, an image of the **test object** is obtained which contains the imaged **targets** for the entire depth range of the **ultrasonic transducer**. Use the image processing software to plot a brightness profile in the horizontal direction for many successive **scan lines** covering an imaged **point target**, moving vertically from top to bottom (above and below the filament cross-section image), until the maximum amplitude profile of the **target** is obtained. For this maximum amplitude of the **target**, as a minimum, the full-width-at-half-maximum (FWHM) and the –20 dB width are measured and recorded for the given filament depth. Profile width at a relative signal level near the expected transducer clutter level or clutter level at a certain linear or angular beam width, is also most illuminating, if artefacts in the phantom allow that measurement.

Now measure the maximum lateral-response width versus depth for all the imaged **PSF** positions (depths) in the phantom image. Once all the lateral-response widths are obtained, plot the FWHM or –20 dB width versus depth in the phantom image. This plot shows the variation in lateral **PSF** or **LSF** (lateral **spot size**) for the imaging system with depth. For most systems, the **lateral resolution** varies much more with depth than the **axial resolution**.

NOTE The use of the **test object** described in Figure A.2 may be inadequate for some **ultrasonic transducers** which produce such large **side lobes** that they interfere with those of neighbouring filament images. For this case, a **test object** such as that described in Figure A.1 may be used. For that **test object**, the lines of **targets** are angled, so that individual **targets** are rarely positioned along the same horizontal line. A better **test object** is described in Figure C.1, where all filament **targets** are positioned individually, so that there are no laterally neighbouring **targets**. Finally, a single filament (or wire) on a micromanipulator, similar to that described in Figure C.3 but normal to the ultrasound beam, may be used.

8.5.4 Scan slice thickness (elevational PSF and LSF) or elevational resolution

For simple measurements in the field, the **slice thickness** is determined by scanning the thin sheet of scattering **targets** shown in Figure C.5. The **slice thickness** (the same as the elevational spot-size resolution) at each depth should be measured with the sensitivity and display controls in calibrated positions. Consider the maximum displayed range as being divided into five consecutive equal-sized sections. Place the plane of scan to intersect the sheet of **targets** along a line parallel to the top surface of the **test object**. The ultrasonic

Pour mesurer l'**épaisseur de tranche** au milieu de la première section, disposer la ligne d'intersection du **plan de balayage** ultrasonique avec la feuille de **cibles** à cette profondeur. Au moyen de mesures visuelles ou d'un logiciel d'analyse d'image, mesurer l'épaisseur verticale de l'image de la feuille de **cibles** et calculer l'**épaisseur de tranche** au milieu de cette première section, comme cela est illustré par la Figure C.5. Répéter cette procédure pour les quatre autres sections. Avec le logiciel d'analyse d'image, la largeur de l'image peut être mesurée à tout niveau souhaité, par exemple, la FWHM, la FWTM, (–6 dB, –20 dB) ou le fouillis d'échos au-dessous de celui de la crête du signal de la couche.

Pour la **FDP** de profondeur avec une **cible ponctuelle** telle que décrite aux Figures C.3 ou C.4, ou la **FDL** utilisant un fil horizontal similaire à la Figure C.3, ou le fantôme à filaments des Figures A.1, A.2 ou C.1, une image en **mode B** est réalisée. La **cible** est déplacée perpendiculairement au **plan de balayage** ultrasonique (ou *vice versa*) jusqu'à atteindre l'amplitude maximale de la **cible**. Le déplacement est alors effectué séquentiellement dans deux directions opposées le long d'une ligne perpendiculaire au **plan de balayage** ultrasonique, jusqu'à obtenir deux fois une certaine décroissance en intensité, de manière répétitive. Par exemple, la FWHM et la FWTM (–6 dB et –20 dB), le niveau de fouillis d'échos et d'autres niveaux souhaités peuvent être obtenus. La distance entre les points des deux cotés du **plan de balayage** ultrasonique est la **résolution de profondeur** au niveau mesuré de, par exemple,

6 dB, ou

20 dB.

Les mesures peuvent être faites sur la portée de balayage axial totale du **transducteur ultrasonique**, en incréments inférieurs au 1/7 du **champ de vision** axial, généralement le long d'un axe central et à une distance du bord latéral de l'image de 1/8 de la largeur de l'image. Pour les systèmes d'imagerie volumétriques dans lesquels il est possible que la **FDP** soit dépendante de la position en profondeur dans le volume (comme pour un réseau linéaire balayé dans une enveloppe fermée), faire une mesure à une distance d'un bord en profondeur de l'image de 1/8 de l'épaisseur du volume et dans un coin du volume à une distance d'un bord latéral et d'un bord en profondeur de l'image de 1/8, respectivement, de la largeur et de l'épaisseur du volume. Il convient d'identifier et de documenter les sources de variabilité comme cela est indiqué en 6.4.2.

Éventuellement, la mesure de la **résolution de profondeur** peut être facilitée en utilisant un réseau de **cibles ponctuelles** égales, placé sur une ligne qui fait un angle oblique avec le **plan de balayage**. Il convient que les **cibles** soient placées à une distance telle que leurs images soient espacées d'une distance plus grande que la **résolution latérale** du scanner à cette profondeur. Lorsque la **cible**, placée au centre, a une surface de section de rétrodiffusion au niveau requis au-dessous de celui des autres **cibles**, la mesure peut être effectuée en obtenant des images d'intensités égales.

scan plane should also be perpendicular to the **test-object scanning surface**. To measure the **slice thickness** in the middle of the first section, arrange for the line of intersection of the ultrasonic **scan plane** and the **target** sheet to be at that depth. Using visual measurements or image-analysis software, measure the vertical thickness of the image of the sheet of **targets** and calculate the **slice thickness** at the centre of this first section, as illustrated in Figure C.5. Repeat the procedure for the four other sections. With image-analysis software, the width of the image can be measured at any desired level, e.g., FWHM, FWTM, (–6 dB, –20 dB) or clutter below that of the peak of the sheet signal.

For elevational **PSF** with a **point target** as described in Figures C.3 or C.4 or **LSF** using a horizontal wire similar to Figure C.3 or the filament phantom in Figures A.1, A.2 or C.1, a **B-mode** image is made. The **target** is moved perpendicularly to the ultrasonic **scan plane** (or *vice versa*) until the maximum amplitude of the **target** is obtained. The movement is then executed sequentially in two opposite directions along a line perpendicular to the ultrasonic **scan plane**, until two times a certain decrease in intensity is obtained repeatedly twice. For example, at FWHM and FWTM (–6 dB and –20 dB), the clutter level and other desired levels may be obtained. The distance between the points on both sides of the ultrasonic **scan plane** is the **elevational resolution** at the measured level of, e.g. –6 dB, or –20 dB.

Measurements can be made over the total axial imaging range of the **ultrasonic transducer** in increments of less than 1/7 of the axial **field-of-view** along a generally central axis and at a distance from a lateral edge of the image of 1/8 of the image width. For volumetric imaging systems in which **PSF** might be dependent on elevational position in the volume (as for a linear array scanned in an enclosed housing), make a measurement at a distance, from an elevational edge of the image, of 1/8 of the volume thickness and in a corner of the volume, at a distance from a lateral edge and an elevational edge of the image, of 1/8 of the volume width and thickness, respectively. Sources of variability should be identified and documented, as indicated in 6.4.2.

Optionally the measurement of **elevational resolution** can be facilitated by using an array of equal **point targets**, placed on a line that makes an oblique angle with the **scan plane**. The **targets** should be placed at such a distance that their images are spaced with a greater distance than the **lateral resolution** of the scanner at that depth. When the **target** placed in the centre has a backscattering cross-section at the required level below that of the other **targets**, the measurement can be executed by obtaining images of equal intensity.

Annexe A (normative)

Objets d'essai – Étalonnage de systèmes de mesure spatiaux 2D

NOTE Les **objets d'essai** et les matériaux décrits dans cette annexe sont dérivés de ceux décrits dans plusieurs rapports nationaux et avant-projets de normes. Les **objets d'essai** ont été limités à ceux qui ont été essayés.

A.1 Structures d'objets d'essai

Les Figures A.1 et A.2 comprennent des jeux de filaments parallèles servant de **cibles linéaires** ou les approchant. Les filaments sont aussi parallèles à la surface supérieure servant généralement de fenêtre de balayage. Les figures montrent deux configurations possibles de section transversale perpendiculaire aux filaments. La Figure A.2 a l'avantage par rapport à la Figure A.1 d'une structure plus régulière, mais comporte plus de risque qu'une **cible** soit cachée par des **cibles** supérieures.

La taille des **objets d'essai** représentés est pensée pour de l'imagerie abdominale courante, à des fréquences centrales de 2 MHz à 5 MHz. Les distances entre les filaments d'une rangée sont de 2 cm. Il convient que la précision de positionnement d'un filament soit de $\pm 0,2$ mm. Concernant l'imagerie à haute fréquence, un espacement de filaments plus fin, 1 cm, des dimensions hors tout égales à 1/3 de celles présentées aux Figures A.1 et A.2, et une précision de positionnement de $\pm 0,1$ mm sont requis.

Dans la présente norme, chaque **objet d'essai** (Figures A.1 et A.2) est conçu pour être scanné directement dans le **liquide de travail**. Les filaments des cibles sont en nylon, afin de réduire l'effet d'ombre acoustique. Typiquement, ils ont un diamètre de 0,078 mm (fil de bas de ligne de pêche à la mouche de 8X). Il convient que le réservoir soit suffisamment grand pour que tous les transducteurs puissent être utilisés dans toutes les orientations requises par rapport aux structures internes.

Alternativement, les structures des Figures A.1 et A.2 peuvent être insérées dans un **matériau d'imitation du tissu** et scannées à travers une fenêtre acoustique constituée d'un matériau adéquat, tel que du polyéthylène. Il convient qu'un matériau de fenêtre adéquat prévienne les pertes d'eau du **matériau d'imitation du tissu**. Avec un **matériau d'imitation du tissu** de rétrodiffusion typique, il convient que des fils métalliques soient utilisés plutôt que des filaments en nylon pour les structures, afin de fournir des échos plus puissants. Des fils d'acier inoxydable (type 316) de 0,15 mm de diamètre sont appropriés pour l'**objet d'essai**. Ces fils métalliques sont suffisamment fins pour que les échos qu'ils génèrent ne soient pas allongés par des réverbérations internes, sauf pour les plus hautes fréquences de diagnostic. Il convient qu'ils soient disposés dans les **objets d'essai** avec une précision de positionnement de $\pm 0,4$ mm.

Ces structures sont conçues avec des filaments parallèles, comme dans la plupart des fantômes disponibles dans le commerce, conçus à l'origine pour étalonner des systèmes d'imagerie 2D. Elles peuvent être employées pour l'étalonnage des systèmes d'imagerie 3D, deux dimensions en même temps, en faisant pivoter la tête de balayage de 90° autour d'un axe perpendiculaire aux filaments et en se trouvant au centre du fantôme et du volume imagé. Une utilisation plus générale du mouvement du fantôme a été publiée récemment [29]. Depuis 1990 de nombreux papiers ont été publiés sur les fantômes à filaments pour l'étalonnage en vue unique de systèmes d'imagerie 3D et de systèmes de thérapie assistés par imagerie [30].

Annex A (normative)

Test objects – Calibration of 2D-spatial measurement systems

NOTE The **test objects** and materials described in this annex are derived from those described in several national reports and draft standards. The **test objects** have been restricted to those that have been demonstrated in practice.

A.1 Test object structures

Figures A.1 and A.2 contain sets of parallel filaments serving as or approximating **line targets**. The filaments are also parallel to the top surface, which serves usually as the scan window. The figures show two possible arrangements of the cross section, perpendicular to the filaments. Figure A.2 has the advantage over A.1 of a more regular structure, but more risk of hiding a **target** by **targets** on top of it.

The scales of the test objects shown are for general abdominal imaging at 2 MHz – 5 MHz centre frequencies. The distances between filaments in a row are 2 cm. Accuracy of filament placement should be $\pm 0,2$ mm. For higher-frequency imaging, a finer, 1 cm, filament spacing, overall dimensions equal to 1/3 of the those shown in Figures A.1 and A.2, and $\pm 0,1$ mm placement accuracy are required.

For this standard each **test object** (Figures A.1 and A.2) is designed to be scanned directly in **working liquid**. Nylon filaments in the objects are used to reduce the effect of shadowing. They are typically 0,078 mm in diameter (8X fly-fishing tippet). The tank should be sufficiently large to allow all transducers to be used in all required orientations to the internal structures.

Alternatively, the structures in Figures A.1 and A.2 may be immersed in **tissue-mimicking material** and scanned through an acoustic window of suitable material, such as polythene. A suitable window material should prevent the loss of water from the **tissue-mimicking material**. With **tissue-mimicking material** of typical backscatter, wires rather than nylon filaments should be used for the structures to give stronger echoes. Suitable wires for the **test object** are of stainless steel (type 316) with a diameter of 0,15 mm. These wires are sufficiently thin so that echoes from them are not elongated by internal reverberations at all but the highest diagnostic frequencies. They should be located in each **test object** to within $\pm 0,4$ mm.

These structures are designed with parallel filaments, as in most commercially available phantoms originally designed for calibrating 2D-imagers. They may be employed for 3D-imaging system calibration, two dimensions at a time, by rotating the scanhead 90 degrees about an axis normal to the filaments and lying centrally in the phantom and the imaged volume. A more general use of phantom motion has been published recently [29]. Numerous papers have been published since 1990 on filament phantoms for single view calibration of 3D-imaging and image-guided therapy systems [30].

L'étalonnage des **objets d'essai** dépend de la vitesse de propagation du son dans le milieu (**liquide de travail** ou **matériau d'imitation du tissu**). La vitesse de propagation du son dépend de la température. Avec des liquides à l'air libre, il convient de considérer la modification de leur composition du fait de l'évaporation (par exemple, l'alcool). La tolérance établie sur la vitesse de propagation du son ($1\,540 \pm 15$ m/s) contribue à l'imprécision des résultats de mesure à hauteur de $\pm 1\%$. Compte tenu des variations de la vitesse de propagation du son dans le corps, cette imprécision est acceptable.

A.2 Schémas des objets d'essai

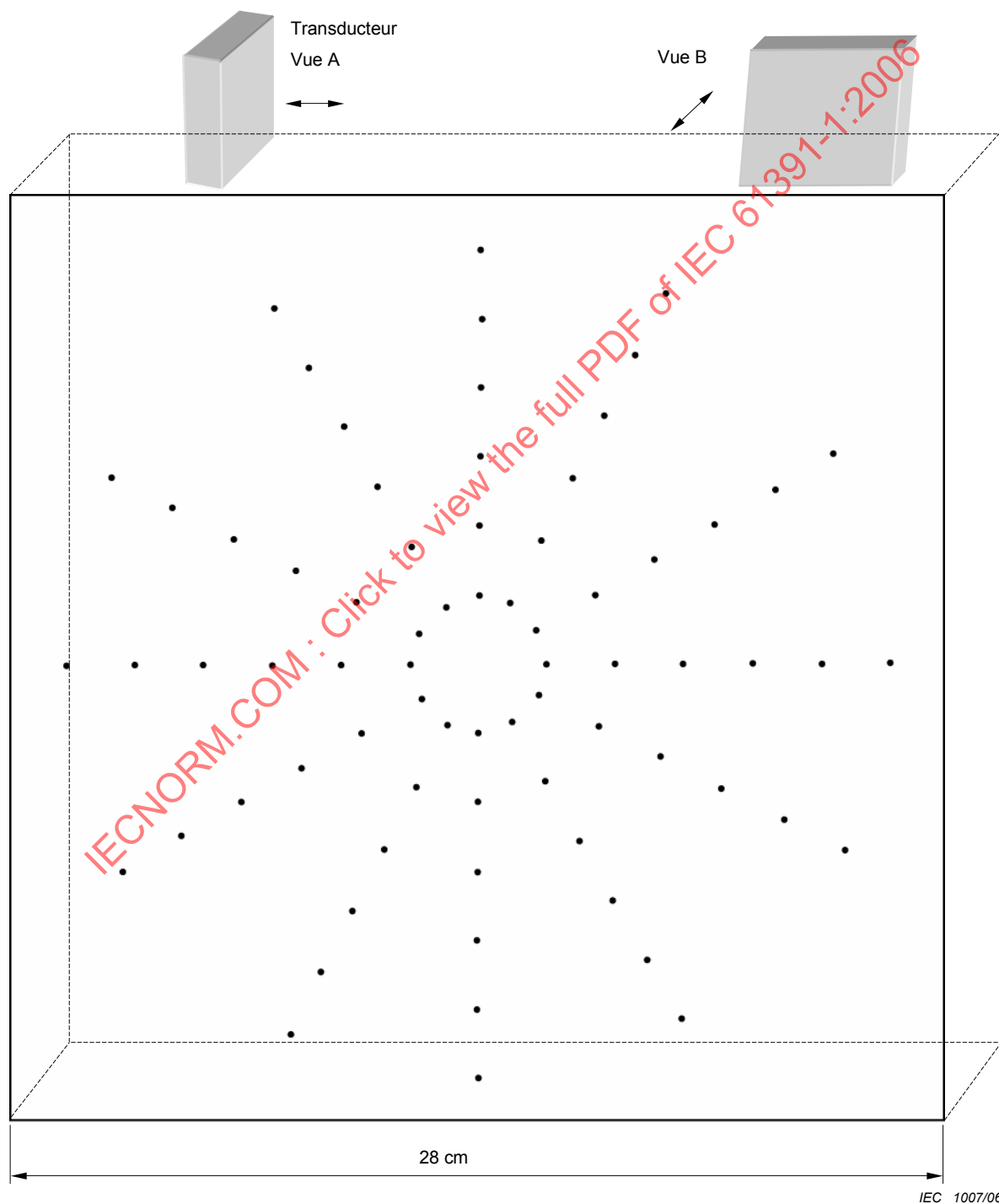


Figure A.1 – Réseau circulaire concentrique de filaments en nylon

The calibration of **test objects** depends on the sound velocity of the medium (**working liquid** or **tissue mimicking material**). Sound velocity depends on temperature. With non- enclosed liquids, the change of composition by evaporation (e.g. of alcohol) should be considered. The stated margin in sound velocity ($1\,540 \pm 15$ m/s) contributes $\pm 1\%$ uncertainty to measuring results. In view of variations in sound velocity in the body, this uncertainty is acceptable.

A.2 Test object diagrams

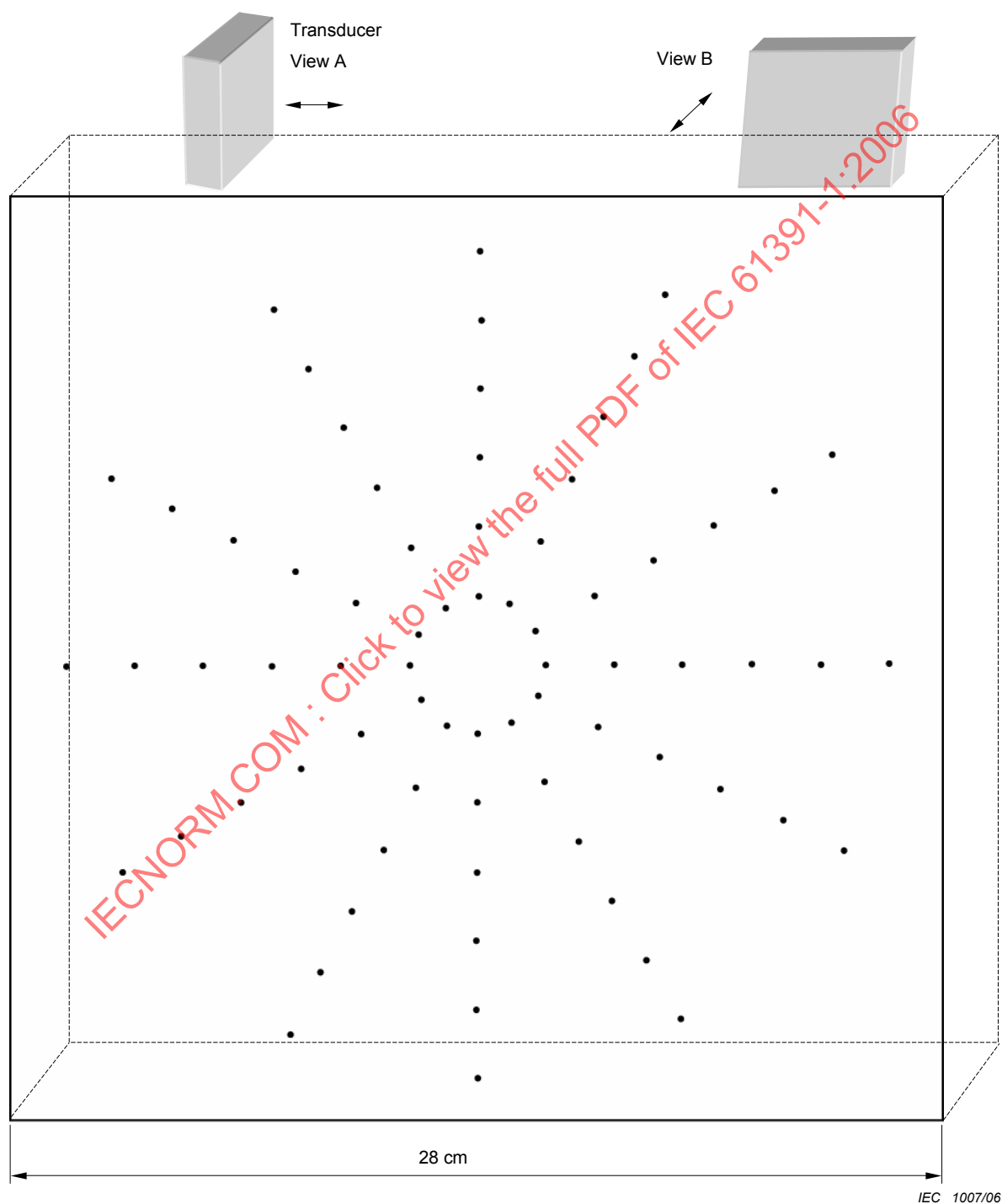
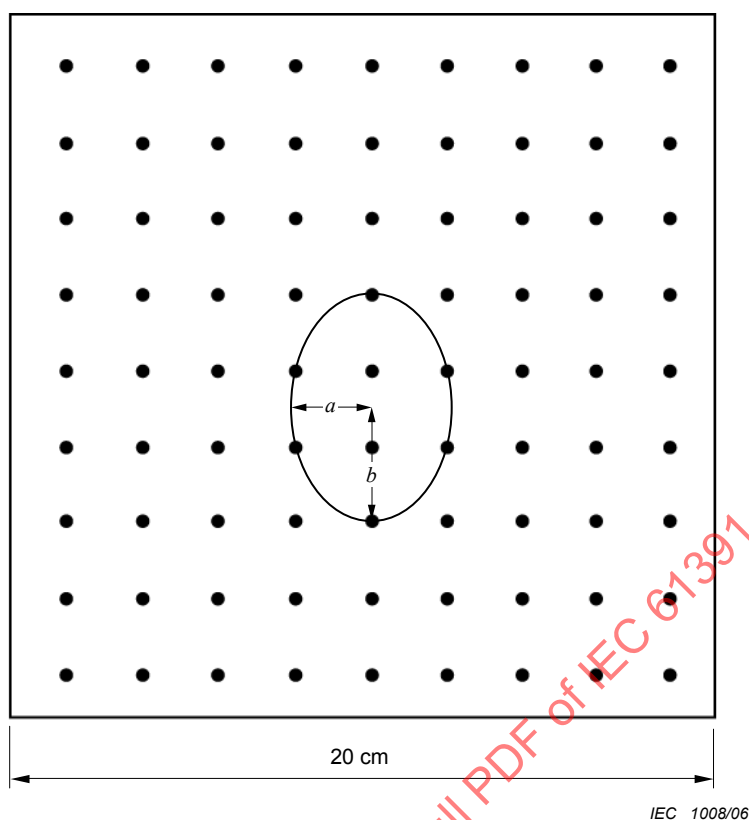
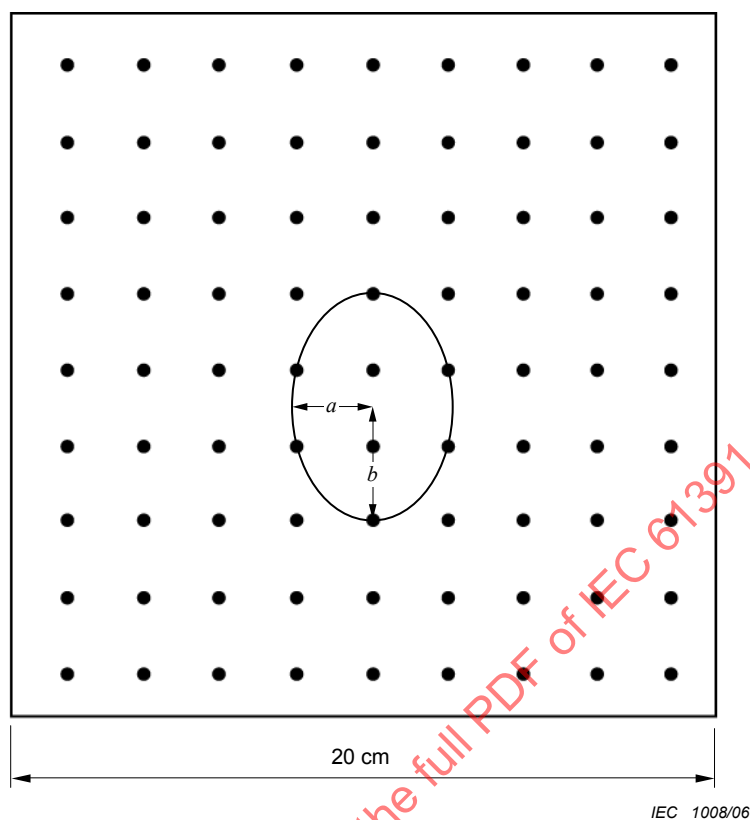


Figure A.1 – Concentric circular arrays of nylon filaments



Une ellipse imaginaire est représentée pour les mesures de longueur de ligne courbe, comme la mesure d'un périmètre.

Figure A.2 – Réseau 2D régulier de filaments en nylon



An imaginary ellipse is shown for curved-line length measurements, such as a perimeter.

Figure A.2 – Regular 2D-array of nylon filaments

Annexe B (normative)

Objets d'essai – Mesure et étalonnage de la précision de reconstruction d'images 3D

B.1 Fantôme à filaments rempli de liquide de travail

Les fantômes décrits dans l'Annexe A (Figures A.1 et A.2) sont appropriés pour les mesures 3D et 2D.

B.2 Fantôme à filaments imitant le tissu

Un fantôme adéquat pour un **objet d'essai** à filaments contenant un fond de rétrodiffusion est représenté (Figure A.1) pour la mesure de distances 2D et 3D et pour l'évaluation de la distorsion d'image. Pour l'imagerie 3D, la tête de balayage est déplacée en hauteur (selon l'épaisseur du **plan de balayage** ultrasonique) et de gauche à droite sur cette figure, afin d'évaluer l'enregistrement de position en direction de l'**épaisseur de tranche**. Les filaments sont disposés pour que leur écartement ne dépasse pas, en aucun endroit, environ 0,2 mm. Pour les mesures de longueur, de périmètre, de surface et de volume, une ellipse imaginaire (ou une barre elliptique imaginaire) d'axes $a = \pm 2,7$ cm, $b = \pm 3$ cm, est représentée à la Figure A.2. La surface et la circonférence (périmètre) de l'ellipse sont respectivement $\pi a b = 25,4$ cm² et approximativement $\sqrt{2} \pi (a^2 + b^2)^{1/2} = 17,9$ cm. Les mesures de l'aire circulaire et du périmètre et les mesures du volume de la barre cylindrique et de l'aire de la surface peuvent être faites facilement sur la Figure A.1 et les mesures des éléments rectangulaires sur la Figure A.2. Les volumes et les aires des surfaces des barres sont, respectivement, l'aire de la section transversale multipliée par la longueur et deux fois l'aire de la section transversale plus le périmètre multiplié par la longueur.

B.3 Objet d'essai cible ovoïde imitant le tissu

Spécification pour les objets 3D (ovoïdes) à chatoiement défini:

- Coefficient d'atténuation égal à celui du matériau de fond, soit environ $\pm 0,2$ dB cm⁻¹ MHz⁻¹.
- La vitesse du son est égale à celle du matériau de fond, avec une tolérance de ± 6 m s⁻¹ [9, 31].
- Les cibles ovoïdes ont un **coefficient de rétrodiffusion** de 10 dB ± 2 dB relativement à celui du matériau de fond standard, dont le coefficient de rétrodiffusion à 3 MHz est de 3×10^{-4} cm⁻¹ sr⁻¹ ± 6 dB (avec une dépendance approximative en f^4 de 1 MHz à 15 MHz).

B.4 Mesures spatiales à partir d'objets à rétrodiffusion définie

Un **objet d'essai** adéquat pour les mesures spatiales d'objets à rétrodiffusion définie est représenté dans les Figures B.1 à B.4. Cet **objet d'essai** est désigné comme **objet d'essai** 3D ovoïde, car les géométries mesurées consistent en deux demi-ellipsoïdes de révolution (ou sphéroïdes aplatis) appliqués l'un contre l'autre.

La vue latérale (Figure B.1) montre les vues de grand axe des deux ellipsoïdes. Un ensemble de deux vues en coupe transversale est représenté dans la Figure B.2 et les projections sont reprises dans les Figures B.3 et B.4.

NOTE Alternativement et pour les applications pratiques en hôpital, où les fantômes standards ne sont pas disponibles, les formes de cibles 3D peuvent être construites en un matériau à faible atténuation, telle qu'une mousse réticulée à cellules ouvertes [6, 32] et immergée dans une solution saline ou un autre fluide, de manière à ce que les cibles 3D et le fluide répondent au critère de vitesse mentionné ci-dessus, avec une atténuation différentielle de 0,5 dB cm⁻¹ MHz⁻¹, et un **coefficient de rétrodiffusion** des cibles 3D (ovoïdes) à 3 MHz de (3×10^{-5}) cm⁻¹ sr⁻¹ ± 16 dB (avec une dépendance en f^2 à f^4 de 1 MHz à 7 MHz).

Annex B (normative)

Test objects – Measurement and calibration of 3D-image reconstruction accuracy

B.1 Working-liquid-filled filament phantom

The phantoms described in Annex A (Figures A.1 and A.2) are appropriate for 3D as well as 2D measurements.

B.2 Tissue-mimicking filament phantom

A suitable phantom for a filament **test object** containing a backscattering background is shown (Figure A.1) for 2D- and 3D-distance measurement and image-distortion assessment. For 3D-imaging, the scanhead is moved in the elevational (ultrasonic **scan-plane** thickness) direction from left to right on this figure to assess position registration in the **slice thickness** direction. The relative positions of all filaments are maintained within $\pm 0,2$ mm at all locations. For arc length, perimeter, area and volume measurements the imaginary ellipse (or imaginary elliptical rod), $a = \pm 2,7$ cm, $b = \pm 3$ cm, is shown in Figure A.2. The area and circumference (perimeter) of the ellipse are $\pi a b = 25,4$ cm² and approximately $\sqrt{2} \pi(a^2 + b^2)^{1/2} = 17,9$ cm, respectively. Circular area and perimeter measurements and cylindrical rod volume and surface area measurements may be made easily on Figure A.1 and rectangular ones on Figure A.2. Volumes and surface areas of rods are, respectively, the cross-sectional area times the length and two times the cross-sectional area plus the perimeter times the length.

B.3 Tissue-mimicking ovoid target test object

Specification for 3D-, speckle-defined (egg-shaped) objects:

- Attenuation coefficient equal to that of the background material $\pm 0,2$ dB cm⁻¹ MHz⁻¹.
- Speed of sound equal to that of the background material ± 6 m s⁻¹ [9, 31].
- The egg-shaped objects have a **backscatter coefficient** -10 dB ± 2 dB relative to that of the standard background material, whose backscatter coefficient at 3 MHz is 3×10^{-4} cm⁻¹ sr⁻¹ ± 6 dB (with an approximately f^4 dependence from 1 MHz to 15 MHz).

B.4 Spatial measurements from backscatter-defined objects

A suitable **test object** for spatial measurements of backscatter-defined objects is shown in Figures B.1 to B.4. This **test object** is referred to as the 3D-egg **test object** because the measured geometries consist of two half-ellipsoids of revolution (oblate spheroids) joined end to end.

The side view (Figure B.1) shows the long-axis views of the two ellipsoids. A composite of two cross-sectional views is shown in Figure B.2 and projections are illustrated in Figures B.3 and B.4.

NOTE Alternatively, for practical purposes in the hospital, in which a standard phantom is not available, the 3D-object shapes may be constructed of a low -attenuation material, such as open pore reticulated foam [6, 32] and immersed in saline or other fluid, such that the 3D-objects and the fluid meet the above speed-of-sound criteria, the differential attenuation of $0,5$ dB cm⁻¹ MHz⁻¹, and the backscatter coefficient of the 3D-objects (egg) at 3 MHz of 3×10^{-5} cm⁻¹ sr⁻¹ ± 16 dB (with an f^2 to f^4 dependence from 1 MHz to 7 MHz).