

**RAPPORT  
TECHNIQUE  
TECHNICAL  
REPORT**

**CEI  
IEC  
1220**

Première édition  
First edition  
1993-05

---

---

**Ultrasons – Champs –**

**Guide pour les mesures et caractéristiques  
des champs ultrasonores produits par  
des appareils médicaux à ultrasons  
utilisant des hydrophones dans la gamme  
de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz**

**Ultrasonics – Fields –**

**Guidance for the measurement and  
characterization of ultrasonic fields  
generated by medical ultrasonic equipment  
using hydrophones in the frequency  
range 0,5 MHz to 15 MHz**



Numéro de référence  
Reference number  
CEI/IEC 1220: 1993

## Numéros des publications

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

## Publications consolidées

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

## Validité de la présente publication

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

Des renseignements relatifs à la date de reconfirmation de la publication sont disponibles dans le Catalogue de la CEI.

Les renseignements relatifs à des questions à l'étude et des travaux en cours entrepris par le comité technique qui a établi cette publication, ainsi que la liste des publications établies, se trouvent dans les documents ci-dessous:

- «Site web» de la CEI\*
- **Catalogue des publications de la CEI**  
Publié annuellement et mis à jour régulièrement (Catalogue en ligne)\*
- **Bulletin de la CEI**  
Disponible à la fois au «site web» de la CEI\* et comme périodique imprimé

## Terminologie, symboles graphiques et littéraux

En ce qui concerne la terminologie générale, le lecteur se reportera à la CEI 60050: *Vocabulaire Electrotechnique International* (VEI).

Pour les symboles graphiques, les symboles littéraux et les signes d'usage général approuvés par la CEI, le lecteur consultera la CEI 60027: *Symboles littéraux à utiliser en électrotechnique*, la CEI 60417: *Symboles graphiques utilisables sur le matériel. Index, relevé et compilation des feuilles individuelles*, et la CEI 60617: *Symboles graphiques pour schémas*.

\* Voir adresse «site web» sur la page de titre.

## Numbering

As from 1 January 1997 all IEC publications are issued with a designation in the 60000 series.

## Consolidated publications

Consolidated versions of some IEC publications including amendments are available. For example, edition numbers 1.0, 1.1 and 1.2 refer, respectively, to the base publication, the base publication incorporating amendment 1 and the base publication incorporating amendments 1 and 2.

## Validity of this publication

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

Information relating to the date of the reconfirmation of the publication is available in the IEC catalogue.

Information on the subjects under consideration and work in progress undertaken by the technical committee which has prepared this publication, as well as the list of publications issued, is to be found at the following IEC sources:

- **IEC web site\***
- **Catalogue of IEC publications**  
Published yearly with regular updates (On-line catalogue)\*
- **IEC Bulletin**  
Available both at the IEC web site\* and as a printed periodical

## Terminology, graphical and letter symbols

For general terminology, readers are referred to IEC 60050: *International Electrotechnical Vocabulary* (IEV).

For graphical symbols, and letter symbols and signs approved by the IEC for general use, readers are referred to publications IEC 60027: *Letter symbols to be used in electrical technology*, IEC 60417: *Graphical symbols for use on equipment. Index, survey and compilation of the single sheets* and IEC 60617: *Graphical symbols for diagrams*.

\* See web site address on title page.

**RAPPORT  
TECHNIQUE  
TECHNICAL  
REPORT**

**CEI  
IEC  
1220**

Première édition  
First edition  
1993-05

---

---

**Ultrasons – Champs –**

**Guide pour les mesures et caractéristiques  
des champs ultrasonores produits par  
des appareils médicaux à ultrasons  
utilisant des hydrophones dans la gamme  
de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz**

**Ultrasonics – Fields –**

**Guidance for the measurement and  
characterization of ultrasonic fields  
generated by medical ultrasonic equipment  
using hydrophones in the frequency  
range 0,5 MHz to 15 MHz**

© CEI 1993 Droits de reproduction réservés — Copyright – all rights reserved

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

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

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

---

---



Commission Electrotechnique Internationale  
International Electrotechnical Commission  
Международная Электротехническая Комиссия

CODE PRIX  
PRICE CODE

U

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

## SOMMAIRE

	Pages
AVANT-PROPOS .....	4
INTRODUCTION .....	8
Articles	
1 Domaine d'application .....	10
2 Références normatives .....	10
3 Table de symboles .....	10
4 Types d'équipements ultrasonores à usage médical .....	12
4.1 Equipements à écho d'impulsions et équipements Doppler à impulsions .....	12
4.2 Ensembles à effet Doppler à ondes entretenues .....	14
4.3 Transducteurs à usage thérapeutique .....	16
5 Conditions de mesurage .....	18
5.1 Choix de la taille de l'élément actif d'un hydrophone .....	18
5.2 Longueur de câble et amplificateurs de l'hydrophone .....	20
5.3 Rotation de l'hydrophone .....	24
5.4 Positionnement de l'hydrophone .....	24
5.5 Elimination des effets de réflexion pour des hydrophones à membrane .....	24
6 Procédures simplifiées et directives .....	26
6.1 Procédures .....	26
6.2 Relations utiles entre paramètres acoustiques .....	28
7 Spécification des paramètres acoustiques .....	30
Annexes	
A Corrections de bande passante et d'intégration spatiale .....	34
B Bibliographie .....	54

## CONTENTS

	Page
FOREWORD .....	5
INTRODUCTION .....	9
Clause	
1 Scope .....	11
2 Normative references .....	11
3 List of symbols .....	11
4 Types of medical ultrasonic equipment .....	13
4.1 Pulse-echo and pulsed Doppler equipment .....	13
4.2 Continuous-wave Doppler systems .....	15
4.3 Therapy transducers .....	17
5 Measuring conditions .....	19
5.1 Choice of size of the hydrophone active element .....	19
5.2 Hydrophone cable length and amplifiers .....	21
5.3 Rotation of the hydrophone .....	25
5.4 Hydrophone positioning .....	25
5.5 Avoiding reflection effects using membrane hydrophones .....	25
6 Simplified procedures and guidelines .....	27
6.1 Procedures .....	27
6.2 Useful relationships between acoustical parameters .....	29
7 Acoustic parameter specification .....	31
Annexes	
A Bandwidth and spatial-averaging corrections .....	35
B Bibliography .....	54

# COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

## ULTRASONS – CHAMPS –

### GUIDE POUR LES MESURES ET CARACTÉRISTIQUES DES CHAMPS ULTRASONORES PRODUITS PAR DES APPAREILS MÉDICAUX À ULTRASONS UTILISANT DES HYDROPHONES DANS LA GAMME DE FRÉQUENCES DE 0,5 MHz À 15 MHz

#### AVANT-PROPOS

- 1) La CEI (Commission Electrotechnique Internationale) est une organisation mondiale de normalisation composée de l'ensemble des comités électrotechniques nationaux (Comités nationaux de la CEI). La CEI a pour objet de favoriser la coopération internationale pour toutes les questions de normalisation dans les domaines de l'électricité et de l'électronique. A cet effet, la CEI, entre autres activités, publie des Normes internationales. Leur élaboration est confiée à des comités d'études, aux travaux desquels tout Comité national intéressé par le sujet traité peut participer. Les organisations internationales, gouvernementales et non gouvernementales, en liaison avec la CEI, participent également aux travaux. La CEI collabore étroitement avec l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO), selon des conditions fixées par accord entre les deux organisations.
- 2) Les décisions ou accords officiels de la CEI en ce qui concerne les questions techniques, préparés par les comités d'études où sont représentés tous les Comités nationaux s'intéressant à ces questions, expriment dans la plus grande mesure possible un accord international sur les sujets examinés.
- 3) Ces décisions constituent des recommandations internationales publiées sous forme de normes, de rapports techniques ou de guides et agréées comme telles par les Comités nationaux.
- 4) Dans le but d'encourager l'unification internationale, les Comités nationaux de la CEI s'engagent à appliquer de façon transparente, dans toute la mesure possible, les Normes internationales de la CEI dans leurs normes nationales et régionales. Toute divergence entre la norme de la CEI et la norme nationale ou régionale correspondante doit être indiquée en termes clairs dans cette dernière.

La tâche principale des comités d'études de la CEI est d'élaborer des Normes internationales. Exceptionnellement, un comité d'études peut proposer la publication d'un rapport technique de l'un des types suivants:

- type 1, lorsque, en dépit de maints efforts, l'accord requis ne peut être réalisé en faveur de la publication d'une Norme internationale;
- type 2, lorsque le sujet en question est encore en cours de développement technique ou lorsque, pour une raison quelconque, la possibilité d'un accord pour la publication d'une Norme internationale peut être envisagée pour l'avenir mais pas dans l'immédiat;
- type 3, lorsqu'un comité d'études a réuni des données de nature différente de celles qui sont normalement publiées comme Normes internationales, cela pouvant comprendre, par exemple, des informations sur l'état de la technique.

Les rapports techniques de types 1 et 2 font l'objet d'un nouvel examen trois ans au plus tard après leur publication afin de décider éventuellement de leur transformation en Normes internationales. Les rapports techniques de type 3 ne doivent pas nécessairement être révisés avant que les données qu'ils contiennent ne soient plus jugées valables ou utiles.

La CEI 1220, rapport technique de type 2, a été établie par le comité d'études 87 de la CEI: Ultrasons.

## INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

## ULTRASONICS – FIELDS –

**GUIDANCE FOR THE MEASUREMENT AND  
CHARACTERIZATION OF ULTRASONIC FIELDS  
GENERATED BY MEDICAL ULTRASONIC  
EQUIPMENT USING HYDROPHONES IN  
THE FREQUENCY RANGE 0,5 MHz TO 15 MHz**

## FOREWORD

- 1) The IEC (International Electrotechnical Commission) is a world wide organization for standardization comprising all national electrotechnical committees (IEC National Committees). The object of the IEC is to promote international cooperation on all questions concerning standardization in the electrical and electronic fields. To this end and in addition to other activities, the IEC publishes International Standards. Their preparation is entrusted to Technical Committees; any IEC National Committee interested in the subject dealt with may participate in this preparatory work. International, governmental and non-governmental organizations liaising with the IEC also participate in this preparation. The IEC collaborates closely with the International Organization for Standardization (ISO) in accordance with conditions determined by agreement between the two organizations.
- 2) The formal decisions or agreements of the IEC on technical matters, prepared by technical committees on which all the National Committees having a special interest therein are represented, express, as nearly as possible, an international consensus of opinion on the subjects dealt with.
- 3) They have the form of recommendations for international use published in the form of standards, technical reports or guides and they are accepted by the National Committees in that sense.
- 4) In order to promote international unification, IEC National Committees undertake to apply IEC International Standards transparently to the maximum extent possible in their national and regional standards. Any divergence between the IEC Standard and the corresponding national or regional standard shall be clearly indicated in the latter.

The main task of IEC technical committees is to prepare International Standards. In exceptional circumstances, a technical committee may propose the publication of a technical report of one of the following types:

- type 1, when the required support cannot be obtained for the publication of an International Standard, despite repeated efforts;
- type 2, when the subject is still under technical development or where for any other reason there is the future but not immediate possibility of an agreement on an International Standard;
- type 3, when a technical committee has collected data of a different kind from that which is normally published as an International Standard, for example "state of the art".

Technical Reports of types 1 and 2 are subject to review within three years of publication to decide whether they can be transformed into International Standards. Technical reports of type 3 do not necessarily have to be reviewed until the data they provide are considered to be no longer valid or useful.

IEC 1220, which is a technical report of type 2, has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics.

Le texte de ce rapport technique est issu des documents suivants:

Projet de comité	Rapport de vote
87(SEC)33	87(SEC)50

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

Le présent document est publié dans la série des rapports techniques de type 2 (conformément au paragraphe G.4.2.2 de la partie 1 des Directives CEI/ISO) comme «norme prospective d'application provisoire» dans le domaine des ultrasons car il est urgent d'avoir des indications sur la meilleure façon d'utiliser les normes dans ce domaine afin de répondre à un besoin déterminé.

Ce document ne doit pas être considéré comme une «Norme internationale». Il est proposé pour une mise en oeuvre provisoire, dans le but de recueillir des informations et d'acquérir de l'expérience quant à son application dans la pratique. Il est de règle d'envoyer les observations éventuelles relatives au contenu de ce document au Bureau Central de la CEI.

Il sera procédé à un nouvel examen de ce rapport technique de type 2 trois ans au plus tard après sa publication, avec la faculté d'en prolonger la validité pendant trois autres années, de le transformer en Norme internationale ou de l'annuler.

L'annexe A fait partie intégrante de ce rapport technique.

L'annexe B est donnée uniquement à titre d'information.

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

Committee Draft	Report on Voting
87(SEC)33	87(SEC)50

Full information on the voting for the approval of this technical report can be found in the report(s) on voting indicated in the above table.

This document is issued in the type 2 technical report series of publications (according to G.4.2.2 of part 1 of the IEC/ISO Directives) as a "prospective standard for provisional application" in the field of ultrasonics because there is an urgent requirement for guidance on how standards in this field should be used to meet an identified need.

This document is not to be regarded as an "International Standard". It is proposed for provisional application so that information and experience of its use in practice may be gathered. Comments on the content of this document should be sent to the IEC Central Office.

A review of this type 2 technical report will be carried out not later than three years after its publication, with the options of either extension for a further three years or conversion to an International Standard or withdrawal.

Annex A forms an integral part of this technical report.

Annex B is for information only.

## INTRODUCTION

La CEI 1102 traite des champs ultrasonores en général. Pour les ultrasons utilisés dans le domaine médical, il est nécessaire de fournir des directives relatives au choix du groupe de paramètres acoustiques le plus approprié et le plus significatif scientifiquement parlant pour ce qui concerne la caractérisation des divers types de champs ultrasonores. Cette nécessité provient du fait que les dispositifs de diagnostic à écho d'impulsion, les ensembles à effet Doppler et les transducteurs à usage thérapeutique émettent des ultrasons sur la base de pressions acoustiques, et de caractéristiques spatiales et temporelles différentes. Par conséquent, certains des paramètres auxquels la publication CEI 1102 fait référence sont appropriés pour tous les équipements, alors que d'autres ne le sont que pour certains types d'équipements. Le présent rapport technique fournit des informations d'ordre général sur le mesurage des champs ultrasonores créés par des équipements ultrasonores à usage médical. Il fournit également des directives quant au choix de l'hydrophone le plus approprié à utiliser et des paramètres acoustiques les plus appropriés à mesurer.

Les procédures de mesurage décrites dans les articles 5 et 6 de la publication CEI 1102 sont censées produire les résultats les plus justes, mais sont particulièrement exigeantes quant à la précision et aux degrés de liberté requis pour les systèmes de positionnement des hydrophones ou des transducteurs. Ces prescriptions peuvent toutefois être assouplies pour certains mesurages, ce qui permet l'utilisation de systèmes de caractérisation moins complexes. Le présent rapport technique fournit des directives concernant ces divers aspects.

Enfin, il est souvent nécessaire d'utiliser des hydrophones pouvant présenter une bande passante limitée ou des éléments actifs trop importants. Le présent rapport technique fournit des directives concernant l'estimation des corrections de bande passante et d'intégration spatiale.

## INTRODUCTION

IEC 1102 deals with ultrasonic fields in general. For medical ultrasound, there is a need to provide guidance for the choice of the most appropriate and scientifically meaningful group of acoustic parameters for the characterization of the various types of ultrasonic fields. This requirement arises from the fact that pulse-echo diagnostic, Doppler and therapeutic transducers emit ultrasound at different acoustic pressures and with different spatial and temporal characteristics. Consequently, some of the parameters referred to in IEC 1102 are appropriate to all equipment whilst others are appropriate to only certain types of equipment. This technical report provides general information on the measurement of ultrasonic fields generated by medical ultrasonic equipment. It also provides guidance for the choice of the most appropriate hydrophone to use and the most appropriate acoustical parameters to be measured.

Measurement procedures described in clauses 5 and 6 of IEC 1102 are believed to provide the most accurate results, but are particularly demanding on precision and degrees of freedom required for the hydrophone or transducer positioning systems. For certain measurements these requirements may be relaxed, thereby enabling simpler characterization systems to be used. This technical report provides guidance for these various aspects.

Finally, it is often necessary to use hydrophones which may have limited bandwidth or ones with active elements which are too large. This technical report gives guidance for estimating bandwidth and spatial-averaging corrections.

**ULTRASONS – CHAMPS –**

**GUIDE POUR LES MESURES ET**  
**CARACTÉRISTIQUES DES CHAMPS ULTRASONORES**  
**PRODUITS PAR DES APPAREILS MÉDICAUX À ULTRASONS**  
**UTILISANT DES HYDROPHONES**  
**DANS LA GAMME DE FRÉQUENCES DE 0,5 MHz À 15 MHz**

### 1 Domaine d'application

Le présent rapport technique fournit des directives quant au mesurage pratique de la sortie acoustique de divers types d'équipements ultrasonores à usage médical fonctionnant dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz et basés sur l'utilisation d'hydrophones.

Il fournit des procédures simplifiées et des directives concernant le mesurage de la sortie acoustique des équipements ultrasonores à usage médical.

Ce rapport technique fournit également des procédures destinées à la correction des restrictions provoquées par l'utilisation d'hydrophones dotés d'une bande passante limitée et présentant des dimensions d'élément actif également limitée.

### 2 Références normatives

Les documents normatifs suivants contiennent des dispositions qui, par suite de la référence qui y est faite, constituent des dispositions valables pour le présent rapport technique. Au moment de la publication, les éditions indiquées étaient en vigueur. Tout document normatif est sujet à révision et les parties prenantes aux accords fondés sur le présent rapport technique sont invitées à rechercher la possibilité d'appliquer les éditions les plus récentes des documents normatifs indiqués ci-après. Les membres de la CEI et de l'ISO possèdent le registre des Normes internationales en vigueur.

CEI 1101: 1991, *L'étalonnage et caractérisation des champs ultrasonores à l'aide d'hydrophones dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz*

CEI 1102: 1991, *Mesurage et caractérisation des champs ultrasonores à l'aide d'hydrophones dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 15 MHz*  
*Amendement 1, Définitions de termes supplémentaires et prescriptions spécifiques concernant la caractérisation des champs des transducteurs ultrasonores possédant des éléments actifs cylindriques ou sphériques (à l'étude)*

CEI 1161: 1992, *Mesurage de la puissance ultrasonore dans les liquides dans la gamme de fréquences de 0,5 MHz à 25 MHz*

### 3 Table de symboles

$a_{\max}$	Rayon apparent maximal d'un élément actif d'hydrophone
$a_1$	Rayon apparent d'un transducteur ultrasonore
$C$	Facteur de correction d'intégration spatiale

## ULTRASONICS – FIELDS –

# GUIDANCE FOR THE MEASUREMENT AND CHARACTERIZATION OF ULTRASONIC FIELDS GENERATED BY MEDICAL ULTRASONIC EQUIPMENT USING HYDROPHONES IN THE FREQUENCY RANGE 0,5 MHz TO 15 MHz

### 1 Scope

This technical report provides guidance on the practical measurement of the acoustic output of various types of medical ultrasonic equipment in the frequency range 0,5 MHz to 15 MHz based on the use of hydrophones.

It gives simplified procedures and guidelines for the measurement of the acoustic output of medical ultrasonic equipment.

Procedures for correcting for limitations caused by the use of hydrophones with finite bandwidth and finite active element size are also given.

### 2 Normative references

The following normative documents contain provisions which, through reference in this text, constitute provisions of this technical report. At the time of publication, the editions indicated were valid. All normative documents are subject to revision, and parties to agreements based on this technical report are encouraged to investigate the possibility of applying the most recent editions of the normative documents indicated below. Members of IEC and ISO maintain registers of currently valid International Standards.

IEC 1101: 1991, *The absolute calibration of hydrophones using the planar scanning technique in the frequency range 0,5 MHz to 15 MHz*

IEC 1102: 1991, *Measurement and characterization of ultrasonic fields using hydrophones in frequency range of 0,5 MHz to 15 MHz*  
*Amendment 1, Definitions of additional terms and specific requirements for the characterization of fields from ultrasonic transducers having cylindrical or spherical active elements (under consideration)*

IEC 1161: 1992, *Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0,5 MHz to 25 MHz*

### 3 List of symbols

$a_{\max}$	Maximum effective radius of a hydrophone active element
$a_1$	Effective radius of an ultrasonic transducer
$C$	Spatial-averaging correction factor

$I_{spta}$	Intensité crête spatiale moyenne temporelle
$I_{sppa}$	Intensité crête spatiale moyenne sur l'impulsion
$l$	Distance entre un transducteur et un hydrophone de mesurage
$p_-$	Pression acoustique négative de crête
$p_+$	Pression acoustique positive de crête
$p_i$	Intégrale du carré de la pression sur l'impulsion
$p_{spr}$	Pression acoustique efficace crête spatiale
$p_{spp}$	Pression acoustique crête spatiale moyenne sur l'impulsion
$p$	Puissance ultrasonore totale
$p_{beam}$	Puissance totale émise par une ligne de balayage acoustique pour un dispositif de balayage automatique
$pr$	Fréquence de répétition de l'impulsion
$s_s$	Séparation entre lignes de balayage ultrasonore dans le plan considéré
$t_d$	Durée de l'impulsion
$\alpha$	Rapport entre la largeur de faisceau $-6$ dB et le diamètre apparent de l'hydrophone
$\sigma$	Paramètre de propagation non-linéaire

#### 4 Types d'équipements ultrasonores à usage médical

##### 4.1 Equipements à écho d'impulsions et équipements Doppler à impulsions

La sortie acoustique des équipements de diagnostic à écho d'impulsions consiste généralement en une impulsion d'ultrason unique à une fréquence de fonctionnement acoustique comprise entre 1 MHz et 12 MHz, et à une fréquence de répétition de l'impulsion comprise entre 1 kHz et 5 kHz. Les équipements Doppler à impulsions présentent généralement une impulsion acoustique composée d'un certain nombre de cycles survenant à une fréquence de répétition de l'impulsion similaire à celle des équipements à écho d'impulsions ou éventuellement plus élevée que celle-ci. Sur les deux types d'équipements, les ultrasons sont généralement focalisés à une distance du transducteur comprise entre quelques centimètres et 20 cm, et la pression acoustique de crête au niveau de la focalisation est généralement comprise entre 0,2 MPa et 10 MPa. Tandis que les dispositifs de balayage à dipôles alignés, à balayage sectoriel et par déphasage émettent des impulsions consécutives sur des lignes de balayage ultrasonore différentes, la forme d'onde d'impulsion acoustique demeure à peu près constante.

En ce qui concerne les équipements à écho d'impulsions, le diamètre focal est généralement inférieur à 3 mm et, comme l'indique le paragraphe 5.1, un hydrophone doté d'un élément actif d'environ 0,5 mm de diamètre est prescrit, et un alignement relativement précis de l'hydrophone est nécessaire. La CEI 1102 spécifie pour les systèmes de positionnement une reproductibilité de  $\pm 0,01$  mm pour trois réglages orthogonaux de l'hydrophone (ou du transducteur si ce dernier correspond à l'élément balayé). En pratique, la précision et la reproductibilité des systèmes de positionnement revêt une importance plus grande dans le sens perpendiculaire au sens de la propagation,  $\pm 0,05$  mm convenant dans la plupart des cas. Dans le sens de la propagation, une précision de  $\pm 0,1$  mm convient pour la plupart des situations de mesurage. La plus grande précision serait nécessaire pour les champs hautement focalisés (grande largeur d'ouverture), ainsi que pour les fréquences élevées (voir 5.4).

$I_{\text{spta}}$	Spatial-peak temporal-average intensity
$I_{\text{sppa}}$	Spatial-peak pulse-average intensity
$l$	Distance between a transducer and a measuring hydrophone
$p_-$	Peak-negative acoustic pressure
$p_+$	Peak-positive acoustic pressure
$p_i$	Pulse-pressure-squared integral
$p_{\text{spr}}$	Spatial-peak r.m.s. acoustic pressure
$p_{\text{spp}}$	Spatial-peak pulse acoustic pressure
$p$	Total ultrasonic power
$p_{\text{beam}}$	Total power emitted by one acoustic scan line for an automatic scanner
$prf$	Pulse repetition rate
$s_s$	Separation between ultrasonic scan lines in the plane considered
$t_d$	Pulse duration
$\alpha$	Ratio of the -6 dB beam-width to the effective hydrophone diameter
$\sigma$	Non-linear propagation parameter

## 4 Types of medical ultrasonic equipment

### 4.1 Pulse-echo and pulsed Doppler equipment

The acoustic output of pulse-echo diagnostic equipment usually consists of a single pulse of ultrasound at an acoustic working frequency in the range 1 MHz to 12 MHz, and at pulse repetition rates of between 1 kHz and 5 kHz. Pulsed Doppler equipment usually has an acoustic pulse consisting of a number of cycles at pulse repetition rates similar to or perhaps higher than pulse-echo equipment. In both types of equipment, the ultrasound is usually focused at distances from the transducer of between a few centimetres and 20 cm, and the peak acoustic pressure at the focus is usually between 0,2 MPa and 10 MPa. Whilst linear-array, sector and phased-array scanners emit consecutive pulses along different ultrasonic scan lines, the acoustic pulse waveform remains approximately constant.

For pulse-echo equipment, the focal diameter is usually less than about 3 mm and, as seen from 5.1, a hydrophone with an active element of diameter approximately 0,5 mm is required and a relatively precise alignment of the hydrophone is necessary. IEC 1102 specifies reproducibility of the positioning systems of  $\pm 0,01$  mm for three orthogonal adjustments for the hydrophone (or transducer if the latter is the item that is scanned). In practice, the accuracy and reproducibility of positioning systems is most important in the direction perpendicular to the propagation direction and in most cases  $\pm 0,05$  mm is often adequate. In the propagation direction, an accuracy of  $\pm 0,1$  mm is often adequate for most measurement situations. The highest accuracy would be required for highly focused fields (wide aperture) and at high frequencies (see 5.4).

Lorsque les pressions acoustiques sont élevées, le paramètre de propagation non linéaire  $\sigma_m$  (voir 3.25 de la CEI 1102) est généralement supérieur à 0,5, auquel cas la prescription relative à la bande passante de l'hydrophone revêt une importance plus grande et des exigences supplémentaires quant à l'alignement angulaire doivent être satisfaites, du fait que sa réponse directionnelle est tributaire de la fréquence. En pareil cas, il est important d'optimiser la rotation de l'hydrophone afin de garantir la réception du signal maximal (voir 5.3).

En règle générale, les principales exigences relatives aux équipements de diagnostic se situent au niveau de la bande passante de l'hydrophone et du système de positionnement des coordonnées. Les hydrophones PVDF de type membrane ou sonde sont essentiels (voir A.1.4 de la CEI 1102).

Etant donné que les mesurages en vue de déterminer la sortie maximale sont entrepris dans le plan contenant la pression acoustique crête spatiale crête temporelle, ce plan est supposé être proche du point de focalisation du transducteur. A des distances focales types, la relation quadratique entre la pression acoustique et l'intensité est généralement posée comme hypothèse en vue de déduire les paramètres d'intensité. Cette hypothèse est posée malgré l'incertitude associée à la distorsion non linéaire qui peut se produire.

#### 4.2 Ensembles à effet Doppler à ondes entretenues

Les fréquences relatives aux ensembles à effet Doppler à ondes entretenues se situent entre 2 MHz et 10 MHz, et il est possible d'utiliser une lentille acoustique pour focaliser les ultrasons à une distance de 8 cm maximum de la face du transducteur. Les pressions acoustiques de crête sont généralement inférieures à 0,1 MPa et, par conséquent, le paramètre de propagation non linéaire est habituellement inférieur à 0,5, et il n'est pas nécessaire d'utiliser un hydrophone à large bande. Les diamètres focaux peuvent être inférieurs à 3 mm et, comme l'indique le paragraphe 5.1, un hydrophone équipé d'un élément actif d'un diamètre inférieur ou égal à 0,5 mm est prescrit. Pour les appareils à fréquences plus élevées, il peut être nécessaire de faire subir une rotation à l'hydrophone lorsque les mesurages ont lieu à des distances de l'axe acoustique supérieures au rayon du transducteur (voir 5.3). Dans le cas des moniteurs foetaux, le faisceau acoustique est souvent divergent et la pression acoustique de crête intervient généralement au niveau de la face du transducteur ultrasonore. En pareil cas, l'approximation d'onde progressive plane habituellement utilisée pour l'intensité ultrasonore n'est pas valable (voir 8.2 de la CEI 1102). Par conséquent, seuls les paramètres de pression acoustique peuvent être spécifiés, sauf si l'on établit un compromis. Ce compromis consiste à entreprendre des mesurages dans un plan ne contenant pas la pression acoustique crête spatiale crête temporelle dans la totalité du champ acoustique, et à une distance telle que l'approximation d'onde progressive plane relative à l'intensité puisse être admise. Même s'il n'est pas strictement approprié pour un champ ultrasonique focalisé, le critère fourni en référence [1]\* pour un transducteur plan à piston peut être utilisé pour estimer la différence entre l'intensité réelle et l'intensité dérivée du carré de la pression acoustique. Un compromis acceptable consiste à entreprendre les mesurages à une distance de la face du transducteur ultrasonore égale à une à deux fois le diamètre de l'élément du transducteur. Pour un transducteur plan à piston, ceci génère des erreurs de 4 % et < 2 % pour ces deux cas.

\* Les chiffres entre crochets renvoient à la bibliographie donnée en annexe B.

As the acoustic pressures are high, the non-linear propagation parameter  $\sigma_m$  (see 3.25 of IEC 1102) will usually be greater than 0,5, in which case the bandwidth requirement for the hydrophone is greater and additional demands are placed on the angular alignment because of the dependence of this directional response on frequency. Under these conditions, it is important to optimise the rotation of the hydrophone to ensure the maximum received signal (see 5.3).

In general, diagnostic equipment places the greatest demand on the hydrophone bandwidth and on the coordinate positioning system. PVDF hydrophones of the membrane or probe type are essential (see A.1.4 of IEC 1102).

As measurements for the purpose of determining the maximum output are undertaken in the plane containing the spatial-peak temporal-peak acoustic pressure, this plane is expected to be close to the focus of the transducer. At typical focal distances, the square law relationship between acoustic pressure and intensity is usually assumed in order to derive intensity parameters. This assumption is made despite the uncertainty associated with the non-linear distortion that can take place.

#### 4.2 *Continuous-wave Doppler systems*

Frequencies for continuous-wave Doppler systems are usually between 2 MHz and 10 MHz, and an acoustic lens may be used to focus the ultrasound at distances from the transducer face of up to 8 cm. Peak acoustic pressures are usually less than 0,1 MPa and consequently the non-linear propagation parameter is generally below 0,5 and it is not necessary to use a broadband hydrophone. Focal diameters may be less than 3 mm and, as seen from 5.1, a hydrophone with an active element of diameter 0,5 mm or smaller is required. For the higher frequency devices, it may be necessary to rotate the hydrophone when measurements are made at distances from the acoustic axis greater than the transducer radius (see 5.3). In the case of foetal monitors, the acoustic beam is often divergent and the peak acoustic pressure usually occurs at the face of the ultrasonic transducer. Under these circumstances, the usual plane progressive wave approximation for ultrasonic intensity is invalid (see 8.2 of IEC 1102). Hence, only acoustic pressure parameters can be specified unless a compromise is made. Such a compromise is to undertake measurements in a plane which does not contain the spatial-peak temporal-peak acoustic pressure in the whole acoustic field and at a distance such that the plane progressive wave approximation for intensity may be assumed. Although not strictly appropriate for a focused ultrasonic field, the criterion given in reference [1]\* for a plane piston transducer may be used to estimate the difference between the true intensity and the intensity derived from the square of the acoustic pressure. A suitable compromise is to undertake measurements at a distance from the face of the ultrasonic transducer of between one and two ultrasonic transducer element diameters. For a plane piston transducer, this would yield errors of 4 % and < 2 % for these two cases.

---

\* Figures in square brackets refer to the bibliography given in annex B.

Les hydrophones PVDF ou à sonde céramique (voir A.1.4 de la CEI 1102) constituent une solution satisfaisante pour les mesurages effectués sur des transducteurs Doppler à ondes entretenues. Les hydrophones à membrane peuvent être utilisés à condition de veiller à ce que la réflexion de la membrane n'interfère pas avec la sortie du transducteur ultrasonore (voir 5.5).

Certains types d'ensembles à effet Doppler à ondes entretenues utilisent des transducteurs ultrasonores dotés d'éléments actifs cylindriques et émettent les ultrasons de manière radiale. La CEI 1102, amendement 1, fournit les directives nécessaires aux mesurages pouvant être effectués sur ces ensembles à effet Doppler.

#### 4.3 *Transducteurs à usage thérapeutique*

Les transducteurs ultrasonores utilisés en physiothérapie fonctionnent généralement à une fréquence comprise entre 0,75 MHz et 3 MHz sous l'excitation d'ondes entretenues ou d'impulsions sonores longues. Les transducteurs types sont dotés d'éléments actifs de 20 mm de diamètre et peuvent être équipés d'une lentille acoustique afin de permettre la focalisation. Les pressions acoustiques de crête sont inférieures à 0,5 MPa et aucune distorsion non linéaire significative de la forme d'onde de la pression acoustique n'intervient dans le champ proche du transducteur. Les mesurages peuvent être effectués dans n'importe quel plan, bien qu'il soit généralement prescrit de les mettre en oeuvre dans le plan proche. Dans le cas des mesurages effectués à des distances inférieures à deux fois le diamètre du transducteur, il existe le même problème de conversion de la pression acoustique en intensité qu'avec les ensembles à effet Doppler à ondes entretenues. Une fois encore, il est recommandé d'effectuer les mesurages à des distances du transducteur supérieures ou égales à une fois le diamètre du transducteur. Etant donné que la pression acoustique crête spatiale crête temporelle survient dans la région de la dernière valeur maximale de la distribution de la pression axiale, les mesurages peuvent être effectués dans des plans situés aux distances suivantes de la face du transducteur ultrasonore :

une fois le diamètre du transducteur;

deux fois le diamètre du transducteur;

distance correspondant au plan qui contient la pression acoustique crête spatiale crête temporelle.

Le dernier mesurage représente la pression acoustique crête spatiale crête temporelle dans la totalité du champ alors que les deux premiers se rapportent à une pression acoustique crête spatiale crête temporelle dans leurs plans respectifs. Ici, aussi si d'autres plans de mesurage sont utilisés, il est important de spécifier la position du plan de mesurage.

Comme l'indique le paragraphe 5.1, la taille de l'élément actif de l'hydrophone peut être supérieure à celle qui est utilisée pour les transducteurs ultrasonores à écho d'impulsion ou Doppler à ondes entretenues, dans la mesure où la longueur d'onde ultrasonore est généralement supérieure; un dispositif doté d'un élément actif de 0,5 mm à 1 mm de diamètre est généralement acceptable. Pour les dispositifs de ce type, la réponse directionnelle approximative de l'hydrophone dans cette gamme de fréquences signifie qu'il est peu probable que la maximisation de la réception du signal d'hydrophone par le biais de sa rotation soit nécessaire.

PVDF or ceramic probe devices (see A.1.4 of IEC 1102) are satisfactory for measurements on continuous-wave Doppler transducers. Membrane hydrophones may be used providing care is taken to ensure the reflection from the membrane does not interfere with the output from the ultrasonic transducer (see 5.5).

Certain types of continuous-wave Doppler systems utilize ultrasonic transducers with cylindrical active elements and emit ultrasound radially. IEC 1102, amendment 1, provides the necessary guidelines for measurements which may be made on these systems.

#### 4.3 *Therapy transducers*

Ultrasonic transducers used for physiotherapy usually operate between 0,75 MHz and 3 MHz under continuous-wave or long tone burst excitation. Typically, the transducers have active elements of diameter 20 mm and may have an acoustic lens to provide focusing. Peak acoustic pressures are below 0,5 MPa with no significant non-linear distortion of the acoustic pressure waveform taking place in the near field of the transducer. Measurements can be made in any plane although it is usual to require them to be made in the near field. For measurements made at distances less than two transducer diameters there is the same problem of conversion from acoustic pressure to intensity as with the continuous-wave Doppler devices. Again, it is recommended that measurements are made at distances from the transducer which are greater than or equal to one transducer diameter. As the spatial-peak temporal-peak acoustic pressure occurs in the region of the last maximum in the axial pressure distribution, measurements may be made in planes at the following distances from the face of the ultrasonic transducer:

one transducer diameter;

two transducer diameters;

the distance corresponding to the plane containing the spatial-peak temporal-peak acoustic pressure.

The last measurement represents the spatial-peak temporal-peak acoustic pressure in the whole field whilst the first two measurements refer to a spatial-peak temporal-peak acoustic pressure in their respective planes. Here, and also if other measurement planes are used, it is important to specify the position of the measurement plane.

As seen from 5.1, the size of the active element of the hydrophone may be larger than that used for pulse-echo or continuous-wave Doppler ultrasonic transducers as the ultrasonic wavelength is usually larger; a device with an active element of diameter between 0,5 mm and 1 mm is usually acceptable. For such devices, the broad directional response of the hydrophone in this frequency range means it is unlikely that maximization of the received hydrophone signal by its rotation is necessary.

Les hydrophones à sonde en PVDF ou en céramique peuvent être utilisés (voir A.1.4 de la CEI 1102), bien qu'il faille veiller à ce que les réflexions de la sonde et de son support n'interfèrent pas avec les mesurages. Les hydrophones à membrane peuvent être utilisés mais avec précaution, une fois encore en veillant à ce que les réflexions n'interfèrent pas avec les mesurages (voir 5.5). Aux niveaux d'intensité pouvant être produits par les transducteurs utilisés en physiothérapie, les effets de cavitation peuvent provoquer des dommages sur les hydrophones. Il est, conséquent, essentiel d'utiliser de l'eau dégazée pour les mesurages.

## **5 Conditions de mesurage**

### **5.1 Choix de la taille de l'élément actif d'un hydrophone**

Le tableau 1 fournit un guide permettant de choisir la taille la plus appropriée pour l'élément actif de l'hydrophone à utiliser dans le cadre de la caractérisation des champs des différents types de transducteurs ultrasonores à usage médical. Dans un souci de simplicité, des dimensions de transducteurs et des gammes de fréquences types ont été proposées comme hypothèses. Ces calculs sont basés sur la formule fournie dans la CEI 1102.

Pour corriger les mesurages en termes d'effets d'intégration spatiale, il est permis d'utiliser la procédure donnée en annexe A.

Probe hydrophones made from PVDF or ceramic may be used (see A.1.4 of IEC 1102), although care shall be taken to ensure reflections from the probe and its support do not interfere with the measurements. Membrane hydrophones may be used with care, again ensuring that reflections do not interfere with the measurements (see 5.5). Cavitation effects can cause damage to hydrophones at the intensities which can be produced by physiotherapy transducers. It is, therefore, essential to use degassed water for measurements.

## **5 Measuring conditions**

### **5.1 *Choice of size of the hydrophone active element***

Table 1 gives a guide to the choice of the most appropriate size of the active element of a hydrophone for use in the characterization of the fields from different types of medical ultrasonic transducers. For the sake of simplicity, typical transducer sizes and frequency ranges have been assumed. These calculations are based on the relationship given in IEC 1102.

To correct measurements for spatial-averaging effects, the procedure given in annex A may be used.

Tableau 1 – Guide concernant le rayon apparent maximal,  $a_{max}$ , de l'élément actif d'un hydrophone pour une gamme de transducteurs ultrasonores à usage médical de rayon apparent  $a_1$  et pour une séparation type transducteur/hydrophone  $l$

Type d'équipement	Fréquence nominale MHz	$a_1$ mm	$l$ mm	$a_{max}$ mm
Echo d'impulsions	< 2	9,5	175	< 1,7
	2 – 5	6,5	70	1,0 – 0,41
	> 5	3	35	< 0,44
Doppler				
– à ondes entretenues	< 2	8	30	< 0,36
	2 – 6	4	20	0,48 – 0,16
	> 6	3	15	< 0,16
– coeur foetal	2	13	30	0,24
– pulse	5	3	20	0,25
Thérapie	1	13	75	1,1
	1 – 3	10	75	1,4 – 0,47
NOTE - La formule fournie en 5.1.5 de la CEI 1102 a été utilisée pour déduire $a_{max}$ .				

### 5.2 Longueur de câble et amplificateurs de l'hydrophone

Lorsqu'un hydrophone est connecté à un dispositif de mesurage de tension tel qu'un oscilloscope ou un amplificateur, il est essentiel de prendre en considération les caractéristiques électriques des systèmes de mesurage en question.

Table 1 – A guide to the maximum effective radius,  $a_{\max}$ , of a hydrophone active element for a range of typical medical ultrasonic transducers of effective radius  $a_1$ , and for a typical transducer/hydrophone separation  $l$

Equipment type	Nominal frequency MHz	$a_1$ mm	$l$ mm	$a_{\max}$ mm	
Pulse-echo	< 2	9,5	175	< 1,7	
	2 – 5	6,5	70	1,0 – 0,41	
	> 5	3	35	< 0,44	
Doppler					
	- continuous	< 2	8	30	< 0,36
		2 – 6	4	20	0,48 – 0,16
		> 6	3	15	< 0,16
	- foetal heart	2	13	30	0,24
- pulsed	5	3	20	0,25	
Therapy	1	13	75	1,1	
	1 – 3	10	75	1,4 – 0,47	
NOTE - The relationship given in 5.1.5 of IEC 1102 has been used to derive $a_{\max}$					

## 5.2 Hydrophone cable length and amplifiers

When a hydrophone is connected to a voltage measuring device such as an oscilloscope or to an amplifier, it is essential to consider the electrical characteristics of the resulting measurement systems.

Il est généralement impossible que l'impédance électrique de sortie d'un hydrophone, à l'exclusion de tout câble intégré, corresponde à l'impédance du câble. Cela est dû au fait que l'impédance de sortie des hydrophones est généralement supérieure à celle du câble. Il n'est donc pas possible d'utiliser en bout de câble une charge électrique correspondant à l'impédance du câble si l'on souhaite éviter une perte importante de l'amplitude du signal et de la qualité de la forme d'onde. En conséquence, en l'absence de toute correspondance électrique entre le câble et la charge, des réflexions du signal surviennent en bout de câble, provoquant une «ondulation». Ces résonances de câble atteignent leur degré maximal lorsque la longueur du câble est égale à un quart de la longueur d'onde de la propagation électrique dans le câble. Généralement, dans le cas de câbles coaxiaux normaux, la résonance intervient à des longueurs de câble (en mètres) égales à  $50/f$ , où  $f$  correspond à la fréquence en MHz. Ainsi, à 50 MHz, une longueur de câble de 1 m provoque des résonances. L'importance des résonances est fonction du décalage entre les impédances électriques présentes au niveau des interfaces câble/charge et câble/hydrophone. En outre, elle sera également fonction du contenu en fréquences du signal de l'hydrophone, qui lui-même dépend de la bande passante de l'hydrophone (à l'exclusion de tout câble intégré). Lorsque le mode de résonance en épaisseur de l'hydrophone se produit à une fréquence inférieure à celles de la résonance du câble, les effets de la résonance du câble sont, en tout état de cause, négligeables.

Par conséquent, si des résonances de câble surviennent à des fréquences comprises dans la bande passante utile de l'hydrophone, il convient de réduire la longueur du câble et de placer un amplificateur à proximité de l'hydrophone. Pour venir à bout des résonances de câble à la sortie de l'amplificateur, il convient que l'amplificateur en question présente une impédance de sortie qui corresponde à tout câble de connexion utilisé, le câble étant terminé par une charge égale à l'impédance caractéristique du câble. Le choix du gain et de la bande passante de l'amplificateur est important si l'on veut éviter de dépasser sa gamme dynamique. Pour un hydrophone doté d'une sensibilité de  $0,03 \mu\text{V}/\text{Pa}$  (appareil PVDF 0,5 mm type) appliqué aux mesurages d'équipements ultrasonores de diagnostic dans les cas où les pressions acoustiques de crête sont susceptibles d'atteindre 10 MPa, il est nécessaire d'utiliser un amplificateur à gain unité doté d'une gamme dynamique de 0,6 V de crête à crête.

Un autre aspect important du choix d'un amplificateur réside dans la correspondance entre la réponse de fréquence de l'amplificateur et celle de l'hydrophone. En particulier, pour éviter les problèmes de résonance, il convient que la bande passante de  $-3 \text{ dB}$  de l'amplificateur n'excède pas la fréquence correspondant au mode de résonance en épaisseur de l'hydrophone. Il est également important de veiller à ce que, au-delà de la fréquence correspondant au mode de résonance en épaisseur, la réponse de fréquence de l'amplificateur diminue à un rythme de généralement  $-6 \text{ dB}$  par octave.

Les méthodes pouvant être utilisées pour corriger les effets produits par la bande passante finie de l'hydrophone ou de l'amplificateur sur les formes d'ondes subissant des distorsions de la propagation non linéaire sont fournies en annexe A.

It is not usually possible for the electrical output impedance of a hydrophone, excluding any integral cable, to be matched to the impedance of the cable. This is because the output impedance of hydrophones usually exceeds that of the cable. Consequently, it is not practical to use an electrical load at the end of the cable which matches the cable impedance if a significant loss of signal amplitude and waveform quality is to be avoided. Hence, without an electrically matched cable and load, reflections of the signal will occur at the end of the cable causing "ringing". These cable resonances will be maximum when the cable length equals one quarter of the wavelength of the electrical propagation in the cable. Typically, for normal coaxial cables the resonance occurs at cable lengths (in metres) given by  $50/f$  where  $f$  is the frequency in MHz. Thus, at 50 MHz, a cable length of 1 m will cause resonances. The significance of resonances will depend on the mismatch of the electrical impedances at the cable/load and cable/hydrophone interfaces. In addition, it would be dependent on the frequency content of the hydrophone signal, which depends on the bandwidth of the hydrophone (excluding any integral cable). Providing the thickness resonance mode of the hydrophone occurs at a frequency below that of the cable resonance, the effects of cable resonance will probably be negligible.

Hence, if cable resonances occur at frequencies within the useful bandwidth of the hydrophone, the cable length should be minimized and an amplifier placed close to the hydrophone. To overcome cable resonances at the output of the amplifier, such an amplifier should have an output impedance matched to any connecting cable, the cable being terminated by a load equal to the characteristic impedance of the cable. Choice of the gain and bandwidth of the amplifier is important in order to avoid exceeding its dynamic range. For a hydrophone with a sensitivity of  $0,03 \mu\text{V}/\text{Pa}$  (typical 0,5 mm PVDF device) applied to measurements of diagnostic ultrasonic equipment where peak acoustic pressures may be as high as 10 MPa, an amplifier of unity gain with a dynamic range of 0,6 V peak-to-peak is required.

Another important aspect in choosing an amplifier is to match the frequency response of the amplifier to that of the hydrophone. In particular, to avoid resonance problems, the -3 dB bandwidth of the amplifier should not exceed the frequency corresponding to the thickness resonance mode of the hydrophone. It is also important to ensure that beyond the frequency corresponding to the thickness resonance mode the frequency response of the amplifier decreases at a rate typically -6 dB per octave.

Methods which may be used to correct for the effects of finite bandwidth of the hydrophone/amplifier on waveforms suffering distortion from non-linear propagation are given in annex A.

### 5.3 *Rotation de l'hydrophone*

Le paragraphe 5.2.1.2 de la CEI 1102 traite de la nécessité de recourir à des degrés de liberté en rotation sur le système de positionnement des coordonnées de l'hydrophone. Pour appliquer cette prescription, deux facteurs doivent être pris en compte. Le premier correspond à l'importance de l'écart angulaire entre le sens d'incidence de l'ultrason et le sens de sensibilité maximale de l'hydrophone par rapport à la réponse directionnelle de l'hydrophone. Ce facteur peut le mieux être identifié par l'intermédiaire de la rotation de l'hydrophone mais, en général, il est bon de savoir que cela n'aura pas une importance significative, sauf si l'élément actif de l'hydrophone est placé à une distance de l'axe d'alignement du faisceau supérieure au rayon géométrique de l'élément actif du transducteur. Le second facteur est l'écart angulaire entre le sens de réponse maximale de l'hydrophone et l'axe de référence géométrique de l'hydrophone. L'effet produit par ces deux angles sur les mesurages est déterminé sur la base d'une connaissance de la réponse directionnelle (voir 5.1.3 de la CEI 1102). Le besoin de recourir à des degrés de liberté en rotation est déterminé sur la base de l'importance de ces effets par rapport à la précision de mesurage requise. Généralement, dans le cas d'un hydrophone doté d'un élément actif de 0,25 mm de rayon, la réponse directionnelle est telle qu'il est peu probable que la rotation soit nécessaire pour des fréquences inférieures à 5 MHz. Toutefois, cela n'est pas nécessairement vrai pour les équipements de diagnostic ou les systèmes Doppler pulsés qui créent des pressions acoustiques élevées et, par conséquent, des harmoniques de fréquence plus élevée dans le signal acoustique; en pareil cas, il est essentiel d'optimiser l'angle, dans la mesure où la largeur de la fonction de réponse directionnelle est approximativement inversement proportionnelle à la fréquence.

### 5.4 *Positionnement de l'hydrophone*

La reproductibilité du positionnement, de  $\pm 0,01$  mm, est traitée dans la CEI 1102 et il s'agit là d'une prescription particulièrement exigeante, qui peut toutefois être assouplie dans de nombreux cas.

Une base raisonnable consiste à relier la précision du système de positionnement au diamètre de l'élément actif de l'hydrophone. Dans le sens perpendiculaire au sens de la propagation des ultrasons, une précision égale à 10 % du diamètre de l'élément actif de l'hydrophone est généralement adéquate, alors que, dans un sens parallèle au sens de la propagation, c'est généralement une précision égale au diamètre de l'élément actif qui est adéquate.

### 5.5 *Elimination des effets de réflexion pour des hydrophones à membrane*

Lorsqu'on procède à des mesurages sur des champs d'ondes entretenues, afin d'éviter les effets dus à la réflexion des ultrasons émanant de la surface des hydrophones à membrane, l'hydrophone peut faire l'objet d'une rotation. La rotation garantit le fait que les ultrasons réfléchis soit n'interfèrent pas de manière significative avec le transducteur, soit n'est pas par la suite réfléchi par la face du transducteur et donc, ne créent pas d'effets d'interférence. Deux méthodes peuvent être utilisées pour déterminer la rotation nécessaire et la correction à appliquer aux mesurages en vue de réduire le signal dû à la réponse directionnelle de l'hydrophone.

### 5.3 *Rotation of the hydrophone*

Subclause 5.2.1.2 of IEC 1102 refers to the need for rotational degrees of freedom on the hydrophone coordinate positioning system. To consider this requirement, two factors shall be taken into account. The first is the significance of the angular difference between the direction of incidence of the ultrasound and the direction of maximum sensitivity of the hydrophone in relation to the directional response of the hydrophone. This is best determined by rotation of the hydrophone but, in general, a useful guide is that this will not be important unless the hydrophone active element is positioned at a distance from the beam alignment axis greater than the geometrical radius of the active element of the transducer. The second factor is the angular difference between the direction of maximum response of the hydrophone and the geometrical reference axis of the hydrophone. The effect of both these angles on measurements is determined from a knowledge of the directional response of the hydrophone, see 5.1.3 of IEC 1102. The need for the provision of rotational degrees of freedom is determined from the significance of these effects in relation to the measurement accuracy required. Typically, for a hydrophone with an active element of radius 0,25 mm, the directional response is such that it is unlikely that rotation will be necessary for frequencies below 5 MHz. However, this is not necessarily true for diagnostic equipment or pulsed Doppler systems which generate high acoustic pressures and therefore higher frequency harmonics in the acoustic signal; in these cases, it is essential to optimize the angle as the width of the directional response function is approximately inversely proportional to frequency.

### 5.4 *Hydrophone positioning*

Reproducibility of positioning to  $\pm 0,01$  mm is referred to in IEC 1102 and this is particularly demanding. It is possible to relax this requirement for many measurements.

A reasonable basis is to relate the precision of the positioning system to the diameter of the active element of the hydrophone. In the direction perpendicular to the direction of propagation of the ultrasound, a precision equivalent to 10 % of the diameter of the active element of the hydrophone is usually adequate, whilst in a direction parallel to the propagation direction a precision equivalent to the diameter of the active element is usually adequate.

### 5.5 *Avoiding reflection effects using membrane hydrophones*

To avoid effects on the measurements made on continuous-wave fields due to reflection of ultrasound from the surface of membrane hydrophones, the hydrophone may be rotated. Rotation ensures that the reflected ultrasound either does not interfere significantly with the transducer or is not subsequently reflected from the transducer face producing interference effects. Two methods may be used to determine the rotation required and a correction applied to measurements for the reduction of the signal due to the directional response of the hydrophone.

La première méthode consiste à observer le signal émanant de l'hydrophone et à déterminer à quel moment l'effet d'interférence atteint un niveau négligeable lorsque l'hydrophone fait l'objet d'une rotation. Pour observer les effets d'interférence, la séparation hydrophone et transducteur est altérée d'environ  $\pm 0,5$  mm, ce qui crée des oscillations du signal mesuré si des effets de ce type sont présents. L'amplitude de l'oscillation décroît à mesure de l'accroissement de l'angle de rotation de l'hydrophone. En règle générale, l'angle obtenu à l'aide de cette méthode est inférieur à celui déterminé au moyen de la seconde méthode qui consiste à identifier l'angle au niveau duquel la plupart des ultrasons réfléchis par la membrane évite le transducteur. Cet angle est déterminé à partir de  $\tan^{-1}(a_1/2l)$ , où  $a_1$  correspond au rayon géométrique de l'élément actif du transducteur, et  $l$  à la distance entre la face du transducteur et l'hydrophone. Par exemple, considérons des mesurages effectués à l'aide d'un hydrophone à membrane de construction bilaminaire de 0,5 mm (épaisseur 0,05 mm) sur un transducteur de physiothérapie de 1,5 MHz doté d'un élément actif de 20 mm de diamètre. Une rotation angulaire de  $14^\circ$  est nécessaire pour les mesurages effectués à une distance de 20 mm. La correction à apporter aux mesurages afin de parer à la perte de signal due à la réponse directionnelle est déterminée sur la base des mesurages de la réponse directionnelle (voir 5.1.3 de la CEI 1102). Pour le cas considéré ici, une correction de +6 % concernant les paramètres de pression acoustique et de +12 % concernant les paramètres d'intensité dérivés est requise.

## 6 Procédures simplifiées et directives

### 6.1 Procédures

La CEI 1102 prescrit le mesurage de l'intégrale sur l'impulsion du carré de la pression pour de nombreux aspects de la caractérisation des champs ultrasonores. Alors que ceci est important pour la plupart des champs à écho d'impulsion et Doppler pulsé, la forme d'onde d'impulsion acoustique, souvent, ne change pas de forme dans le cadre d'un quelconque plan de mesurage donné perpendiculaire à l'axe d'alignement du faisceau. Dans ce cas, comme indiqué au 8.1.5 de la CEI 1102, la pression acoustique de crête peut être utilisée à la place de l'intégrale sur l'impulsion du carré de la pression, selon ce que requiert la définition de l'aire du faisceau. Fréquemment, cette situation se rencontre dans les champs ultrasonores à ondes entretenues tels que ceux des Doppler à ondes entretenues et des transducteurs de physiothérapie.

Dans les cas où la contribution de la ligne de chevauchement est déterminée pour des systèmes de balayage automatique, il est souvent utile d'évaluer l'amplitude de la correction avant d'entreprendre une série de mesurages qui serait d'une longueur prohibitive en termes de temps. Si la correction est inférieure à un facteur de 2, il est souvent plus simple de déterminer la correction en termes de pression acoustique de crête (négative de préférence) plutôt qu'en termes d'intégrale sur l'impulsion du carré de la pression.

Si toutes les lignes de balayage acoustique sont supposées être égales sur le plan de l'amplitude et de la forme du faisceau, la correction peut être déterminée sur la base de la forme du faisceau et de la séparation entre les lignes de balayage sur le plan de mesurage.

The first method is to observe the signal from the hydrophone and to determine when the interference effects decrease to a negligible level when the hydrophone is rotated. To observe the interference effects, the hydrophone/transducer separation is altered by about  $\pm 0,5$  mm which will cause oscillations of the measured signal if such effects are present. The amplitude of oscillation will decrease as the angle of rotation of the hydrophone is increased. Usually, the angle found using this method is less than that determined using the second method which is to determine the angle at which most of the ultrasound reflected from the membrane will miss the transducer. This angle is determined from  $\tan^{-1}(a_1/2l)$  where  $a_1$  is the geometrical radius of the transducer active element and  $l$  is the distance between the transducer face and the hydrophone. As an example, consider measurements made using a 0,5 mm bilaminar construction membrane hydrophone (thickness 0,05 mm) on a 1,5 MHz physiotherapy transducer with an active element of diameter 20 mm. An angular rotation of  $14^\circ$  is required for measurements made at a distance of 20 mm. Correction to measurements for loss in signal due to the directional response is determined from the measurements of the directional response (see 5.1.3 of IEC 1102). For the case considered here, a correction of +6 % for acoustic pressure parameters and +12 % for derived intensity parameters is required.

## 6 Simplified procedures and guidelines

### 6.1 Procedures

IEC 1102 requires the measurement of the pulse-pressure-squared integral for many aspects of ultrasonic field characterization. Whilst this is important for most pulse-echo and pulsed-Doppler fields, often the acoustic pulse waveform does not change shape within any particular measurement plane perpendicular to the beam alignment axis. In this case, as pointed out in 8.1.5 of IEC 1102, the peak acoustic pressure may be used instead of the pulse-pressure-squared integral as required by the definition of beam-area. Frequently, the situation is encountered in continuous wave ultrasonic fields such as continuous wave Doppler and physiotherapy transducers.

Where the overlapping line contribution is determined for automatic scanning systems, it is often useful to assess the magnitude of the correction prior to undertaking a prohibitively time-consuming set of measurements. If the correction is less than a factor of 2, then it is often simpler to determine the correction in terms of the peak acoustic pressure (negative being preferable) rather than in terms of the pulse-pressure-squared integral.

If all the acoustic scan lines are assumed to be of equal magnitude and beamshape, the correction can be determined knowing the beam shape and the separation between scan lines in the measurement plane.

La CEI 1102 prescrit l'échantillonnage de toutes les lignes de balayage acoustique en vue de localiser celle qui présente la pression acoustique de crête la plus importante. En pratique, l'écart entre la sortie acoustique de différentes lignes de balayage est fonction du type de dispositif de balayage utilisé. Dans le cas des dispositifs à balayage sectoriel qui utilisent des transducteurs rotatifs à élément unique associés à un chemin de couplage acoustique constant, l'écart prévisible est faible. Dans ce cas, l'échantillonnage de l'axe de balayage et des deux lignes de balayage présentes aux extrémités du secteur est entrepris, et une évaluation visant à établir s'il est ou non nécessaire de déterminer la sortie des autres lignes de balayage est mise en oeuvre. Si l'écart entre les pressions acoustiques de crête est inférieur à 10 %, il n'est généralement pas nécessaire de mesurer d'autres lignes.

### 6.2 Relations utiles entre paramètres acoustiques

Un certain nombre de relations utiles existent entre les divers paramètres acoustiques; elles peuvent être utilisées pour vérifier la cohérence des mesurages de sortie acoustique. Certaines de ces relations sont fournies ci-après.

La pression acoustique crête spatiale moyenne sur l'impulsion,  $p_{spp}$ , et la pression acoustique efficace crête spatiale,  $p_{spr}$ , sont liées à la durée de l'impulsion,  $t_d$ , et à la fréquence de répétition,  $prr$ , par la relation suivante:

$$p_{spp} = p_{spr} / (t_d prr)^{1/2}$$

De la même manière, l'intensité crête spatiale moyenne sur l'impulsion,  $I_{sppa}$ , est liée à l'intensité crête spatiale moyenne temporelle,  $I_{spta}$ , par la relation suivante:

$$I_{sppa} = I_{spta} t_d prr$$

Bien que la CEI 1102 ne traite pas explicitement de la détermination de la puissance ultrasonore totale, les procédures et les techniques décrites dans la CEI 1101 et la CEI 1161 peuvent être utilisées pour déterminer la puissance ultrasonore totale des transducteurs ultrasonores à usage médical. Si la puissance totale,  $p$ , est connue, il est alors possible de déterminer les valeurs qui sont surestimées concernant l'intensité crête spatiale moyenne temporelle. Si  $p_{beam}$  se rapporte à la puissance totale émise par une ligne de balayage acoustique d'un dispositif de balayage automatique, alors les égalités et inégalités suivantes sont à prendre:

$p$	=	Nombre total de lignes de balayage acoustique x $p_{beam}$
$p_{beam}/A_b$	>	Intensité moyenne sur le faisceau moyenne temporelle
$p_{beam}/(t_d prr A_b)$	>	Intensité moyenne sur le faisceau moyenne sur l'impulsion

Pour les systèmes de balayage non-automatiques:

$p/A_b$	>	Intensité moyenne spatiale moyenne temporelle
---------	---	---

Pour les systèmes de balayage automatiques:

$p/(aire\ de\ balayage)$	>	Intensité moyenne spatiale moyenne temporelle
$largeur\ de\ balayage$	>	$s_s$ x nombre total de lignes de balayage acoustique

IEC 1102 requires all acoustic scan lines to be sampled in order to locate the one with the largest peak acoustic pressure. In practice, the variation between the acoustic output of different scan lines will depend on the type of scanner. For sector scanners using rotating single-element transducers with a constant acoustic coupling path the difference would be expected to be small. In this case, sampling the central scan line and the two extreme scan lines at the edge of the sector would be undertaken and an assessment made on whether it is necessary to determine the output of other scan lines. If the difference between the peak acoustic pressures is less than 10 % there should be no need to measure other lines.

## 6.2 Useful relationships between acoustical parameters

A number of useful relationships exist between various acoustical parameters which can be used to check consistency of acoustic output measurements. Some of these are given below.

The spatial-peak pulse acoustic pressure,  $p_{spp}$ , and the spatial-peak r.m.s. acoustic pressure,  $p_{spr}$ , are related to the pulse duration,  $t_d$ , and the pulse repetition rate,  $prf$ , by:

$$p_{spp} = p_{spr} / (t_d prf)^{1/2}$$

Likewise, the spatial-peak pulse-average derived intensity,  $I_{sppa}$ , is related to the spatial-peak temporal-average derived intensity,  $I_{spta}$ , by:

$$I_{sppa} = I_{spta} t_d prf$$

Although IEC 1102 does not deal explicitly with the determination of total ultrasonic power, the procedures and techniques described in IEC 1101 and IEC 1161 may be used to determine the total ultrasonic power of medical ultrasonic transducers. If the total power,  $p$ , is known then it is possible to determine values for the spatial-average temporal-average intensity which are over-estimates. If  $p_{beam}$  refers to the total power emitted by one acoustic scan line for an automatic scanner then the following equalities and inequalities hold:

$p$	= Total number of acoustic scan lines $\times$ $p_{beam}$
$p_{beam}/A_b$	> Beam-average temporal-average derived intensity
$p_{beam}/(t_d prf A_b)$	> Beam-average pulse-average derived intensity

For non-automatic scanning systems:

$p/A_b$	> Spatial-average temporal-average derived intensity
---------	--

For automatic scanning systems:

$p/(\text{scan area})$	> Spatial-average temporal-average derived intensity
$\text{scan width}$	> $s_s \times$ total number of acoustic scan lines

où  $s_s$  correspond à la séparation entre les lignes mesurées dans le plan de balayage à une distance spécifiée du transducteur. Il est supposé ici que les lignes de balayage sont espacées de manière égale, ce qui n'est pas nécessairement le cas. Pour certains types de transducteurs tels que ceux à dipôles alignés, la largeur de balayage représente la largeur du balayage sur une ligne droite parallèle à la surface des dipôles alignés, et est indépendante de la distance de la face (géométrie de balayage rectiligne). Pour d'autres transducteurs tels que les dispositifs à balayage sectoriel, la *largeur de balayage* représente la largeur du balayage sur une surface centrée au niveau d'un point, généralement à l'intérieur du corps du transducteur. Dans ce cas, la *largeur de balayage* est fonction de la distance spécifiée pour  $s_s$ .

## 7 Spécification des paramètres acoustiques

Le tableau 2 fournit un guide indiquant les paramètres acoustiques qui peuvent être utilisés pour spécifier la sortie acoustique de divers types d'équipements ultrasonores à usage médical.

where  $s_s$  is the separation between scan lines measured in the scan plane at a specified distance from the transducer. It is assumed here that the scan lines are equally spaced which is not necessarily the case. For some types of transducer such as a linear array, *scan width* represents the width of the scan in a straight line parallel to the linear array surface and is independent of the distance from the face (rectilinear scan geometry). For other transducers such as sector scanners, *scan width* represents the width of the scan on a surface centred at a point, usually within the transducer body. In this case, the *scan width* depends on the distance specified for  $s_s$ .

## 7 Acoustic parameter specification

Table 2 provides a guide to the acoustic parameters which may be used to specify the acoustic output of various types of medical ultrasonic equipment.

Tableau 2 – Paramètres acoustiques appropriés pour divers types d'équipements ultrasonores à usage médical

Type d'équipement	Paramètres de pression primaire	Paramètres d'intensité dérivés	Autres paramètres																										
Echo d'impulsion – statique	1 à 6, 9	20 à 24	10 à 15, 17, 18																										
– balayage automatique	1 à 9	20 à 26	10 à 17, 19																										
Doppler – vasculaire	1*, 3, 5	20, 21, 24	10, 11, 14, 17, 18																										
– coeur foetal	1*, 3, 5	20, 21, 24	10, 11, 14, 17, 18																										
– pulsé	1 à 6, 9	20 à 24	10 à 15, 17, 18																										
Thérapie** – à ondes entretenues	1 à 3, 5	20, 21, 24	10 à 12, 14, 17, 18																										
– à impulsion sonore	1 à 6	20 à 24	10 à 12, 14, 15, 17, 18																										
<p>* Pression acoustique positive de crête supposée d'amplitude égale à celle de la pression acoustique négative de crête.</p> <p>** Supposant que les mesurages sont effectués dans le champ proche.</p>																													
<table border="0"> <tr> <td>1 – Pression acoustique positive de crête</td> <td>14 – Emplacement de l'une quelconque des valeurs de paramètres</td> </tr> <tr> <td>2 – Pression acoustique négative de crête</td> <td>15 – Fréquence de répétition de l'impulsion</td> </tr> <tr> <td>3 – Pression acoustique efficace crête spatiale</td> <td>16 – Fréquence de répétition de balayage</td> </tr> <tr> <td>4 – Pression acoustique crête spatiale moyenne sur l'impulsion</td> <td>17 – Fréquence de fonctionnement acoustique</td> </tr> <tr> <td>5 – Pression acoustique efficace moyenne spatiale</td> <td>18 – Dimensions du transducteur ultrasonore</td> </tr> <tr> <td>6 – Pression acoustique moyenne spatiale sur l'impulsion</td> <td>19 – Dimensions du groupe d'éléments du transducteur ultrasonore</td> </tr> <tr> <td>7 – Pression acoustique efficace moyenne sur le faisceau</td> <td>20 – Intensité crête spatiale crête temporelle</td> </tr> <tr> <td>8 – Pression acoustique moyenne sur le faisceau et l'impulsion</td> <td>21 – Intensité crête spatiale moyenne temporelle</td> </tr> <tr> <td>9 – Facteur acoustique de crête</td> <td>22 – Intensité crête spatiale moyenne sur l'impulsion</td> </tr> <tr> <td>10 – Largeur de l'aire du faisceau et faisceau d'impulsion de -20 dB</td> <td>23 – Intensité moyenne spatiale moyenne sur l'impulsion</td> </tr> <tr> <td>11 – Largeur de l'aire du faisceau et faisceau d'impulsion de -6 dB</td> <td>24 – Intensité moyenne spatiale moyenne temporelle</td> </tr> <tr> <td>12 – Paramètre de propagation non linéaire</td> <td>25 – Intensité moyenne sur le faisceau moyenne sur l'impulsion</td> </tr> <tr> <td>13 – Forme d'onde d'impulsion acoustique</td> <td>26 – Intensité moyenne sur le faisceau moyenne temporelle</td> </tr> </table>				1 – Pression acoustique positive de crête	14 – Emplacement de l'une quelconque des valeurs de paramètres	2 – Pression acoustique négative de crête	15 – Fréquence de répétition de l'impulsion	3 – Pression acoustique efficace crête spatiale	16 – Fréquence de répétition de balayage	4 – Pression acoustique crête spatiale moyenne sur l'impulsion	17 – Fréquence de fonctionnement acoustique	5 – Pression acoustique efficace moyenne spatiale	18 – Dimensions du transducteur ultrasonore	6 – Pression acoustique moyenne spatiale sur l'impulsion	19 – Dimensions du groupe d'éléments du transducteur ultrasonore	7 – Pression acoustique efficace moyenne sur le faisceau	20 – Intensité crête spatiale crête temporelle	8 – Pression acoustique moyenne sur le faisceau et l'impulsion	21 – Intensité crête spatiale moyenne temporelle	9 – Facteur acoustique de crête	22 – Intensité crête spatiale moyenne sur l'impulsion	10 – Largeur de l'aire du faisceau et faisceau d'impulsion de -20 dB	23 – Intensité moyenne spatiale moyenne sur l'impulsion	11 – Largeur de l'aire du faisceau et faisceau d'impulsion de -6 dB	24 – Intensité moyenne spatiale moyenne temporelle	12 – Paramètre de propagation non linéaire	25 – Intensité moyenne sur le faisceau moyenne sur l'impulsion	13 – Forme d'onde d'impulsion acoustique	26 – Intensité moyenne sur le faisceau moyenne temporelle
1 – Pression acoustique positive de crête	14 – Emplacement de l'une quelconque des valeurs de paramètres																												
2 – Pression acoustique négative de crête	15 – Fréquence de répétition de l'impulsion																												
3 – Pression acoustique efficace crête spatiale	16 – Fréquence de répétition de balayage																												
4 – Pression acoustique crête spatiale moyenne sur l'impulsion	17 – Fréquence de fonctionnement acoustique																												
5 – Pression acoustique efficace moyenne spatiale	18 – Dimensions du transducteur ultrasonore																												
6 – Pression acoustique moyenne spatiale sur l'impulsion	19 – Dimensions du groupe d'éléments du transducteur ultrasonore																												
7 – Pression acoustique efficace moyenne sur le faisceau	20 – Intensité crête spatiale crête temporelle																												
8 – Pression acoustique moyenne sur le faisceau et l'impulsion	21 – Intensité crête spatiale moyenne temporelle																												
9 – Facteur acoustique de crête	22 – Intensité crête spatiale moyenne sur l'impulsion																												
10 – Largeur de l'aire du faisceau et faisceau d'impulsion de -20 dB	23 – Intensité moyenne spatiale moyenne sur l'impulsion																												
11 – Largeur de l'aire du faisceau et faisceau d'impulsion de -6 dB	24 – Intensité moyenne spatiale moyenne temporelle																												
12 – Paramètre de propagation non linéaire	25 – Intensité moyenne sur le faisceau moyenne sur l'impulsion																												
13 – Forme d'onde d'impulsion acoustique	26 – Intensité moyenne sur le faisceau moyenne temporelle																												

Table 2 – Acoustic parameters appropriate to various types of medical ultrasonic equipment

Equipment type	Primary pressure parameters	Derived intensity parameters	Other parameters																										
Pulse-echo – static	1 to 6, 9	20 to 24	10 to 15, 17, 18																										
– automatic scanning	1 to 9	20 to 26	10 to 17, 19																										
Doppler – vascular	1*, 3, 5	20, 21, 24	10, 11, 14, 17, 18																										
– foetal heart	1*, 3, 5	20, 21, 24	10, 11, 14, 17, 18																										
– pulsed	1 to 6, 9	20 to 24	10 to 15, 17, 18																										
Therapy** – continuous	1 to 3, 5	20, 21, 24	10 to 12, 14, 17, 18																										
– tone burst	1 to 6	20 to 24	10 to 12, 14, 15, 17, 18																										
<p>* Peak-positive acoustic pressure assumed equal magnitude to the peak-negative acoustic pressure.</p> <p>** Assuming measurements are made in the near field.</p>																													
<table> <tbody> <tr> <td>1 – Peak-positive acoustic pressure</td> <td>14 – Location of any of the parameter values</td> </tr> <tr> <td>2 – Peak-negative acoustic pressure</td> <td>15 – Pulse repetition rate</td> </tr> <tr> <td>3 – Spatial-peak r.m.s. acoustic pressure</td> <td>16 – Scan repetition rate</td> </tr> <tr> <td>4 – Spatial-peak pulse acoustic pressure</td> <td>17 – Acoustic-working frequency</td> </tr> <tr> <td>5 – Spatial-average r.m.s. acoustic pressure</td> <td>18 – Ultrasonic transducer dimensions</td> </tr> <tr> <td>6 – Spatial-average pulse acoustic pressure</td> <td>19 – Ultrasonic transducer element group dimensions</td> </tr> <tr> <td>7 – Beam-average r.m.s. acoustic pressure</td> <td>20 – Spatial-peak temporal-peak intensity</td> </tr> <tr> <td>8 – Beam-average pulse acoustic pressure</td> <td>21 – Spatial-peak temporal-average intensity</td> </tr> <tr> <td>9 – Acoustic crest factor</td> <td>22 – Spatial-peak pulse-average intensity</td> </tr> <tr> <td>10 – –20 dB beam-area and pulse beam-width</td> <td>23 – Spatial-average pulse-average intensity</td> </tr> <tr> <td>11 – –6 dB beam-area and pulse beam-width</td> <td>24 – Spatial average temporal average intensity</td> </tr> <tr> <td>12 – Non-linear propagation parameter</td> <td>25 – Beam-average pulse-average intensity</td> </tr> <tr> <td>13 – Acoustic pulse waveform</td> <td>26 – Beam-average temporal-average intensity</td> </tr> </tbody> </table>				1 – Peak-positive acoustic pressure	14 – Location of any of the parameter values	2 – Peak-negative acoustic pressure	15 – Pulse repetition rate	3 – Spatial-peak r.m.s. acoustic pressure	16 – Scan repetition rate	4 – Spatial-peak pulse acoustic pressure	17 – Acoustic-working frequency	5 – Spatial-average r.m.s. acoustic pressure	18 – Ultrasonic transducer dimensions	6 – Spatial-average pulse acoustic pressure	19 – Ultrasonic transducer element group dimensions	7 – Beam-average r.m.s. acoustic pressure	20 – Spatial-peak temporal-peak intensity	8 – Beam-average pulse acoustic pressure	21 – Spatial-peak temporal-average intensity	9 – Acoustic crest factor	22 – Spatial-peak pulse-average intensity	10 – –20 dB beam-area and pulse beam-width	23 – Spatial-average pulse-average intensity	11 – –6 dB beam-area and pulse beam-width	24 – Spatial average temporal average intensity	12 – Non-linear propagation parameter	25 – Beam-average pulse-average intensity	13 – Acoustic pulse waveform	26 – Beam-average temporal-average intensity
1 – Peak-positive acoustic pressure	14 – Location of any of the parameter values																												
2 – Peak-negative acoustic pressure	15 – Pulse repetition rate																												
3 – Spatial-peak r.m.s. acoustic pressure	16 – Scan repetition rate																												
4 – Spatial-peak pulse acoustic pressure	17 – Acoustic-working frequency																												
5 – Spatial-average r.m.s. acoustic pressure	18 – Ultrasonic transducer dimensions																												
6 – Spatial-average pulse acoustic pressure	19 – Ultrasonic transducer element group dimensions																												
7 – Beam-average r.m.s. acoustic pressure	20 – Spatial-peak temporal-peak intensity																												
8 – Beam-average pulse acoustic pressure	21 – Spatial-peak temporal-average intensity																												
9 – Acoustic crest factor	22 – Spatial-peak pulse-average intensity																												
10 – –20 dB beam-area and pulse beam-width	23 – Spatial-average pulse-average intensity																												
11 – –6 dB beam-area and pulse beam-width	24 – Spatial average temporal average intensity																												
12 – Non-linear propagation parameter	25 – Beam-average pulse-average intensity																												
13 – Acoustic pulse waveform	26 – Beam-average temporal-average intensity																												

## Annexe A

### Corrections de bande passante et d'intégration spatiale

Les mesurages devant être effectués à l'aide d'hydrophones nécessitent des corrections concernant les effets produits par une bande passante limitée et des dimensions d'élément actif limitées. Ces corrections peuvent être déterminées sur la base du modèle des ensembles hydrophone/amplificateur [2-4]. Des procédures simplifiées fournies ci-après permettent de corriger les mesurages effectués à l'aide d'hydrophones et visant à rectifier les effets produits par une bande passante limitée et des dimensions d'élément actif limité. Bien que les procédures concernant la correction de la bande passante aient été élaborées en vue de faire face à la relativement petite quantité de distorsions produite par un hydrophone PVDF à membrane d'une épaisseur de 9  $\mu\text{m}$  (la bande passante du système de mesurage étant généralement de 75 MHz), il a été démontré que ces procédures étaient applicables aux formes d'ondes subissant des distorsions sévères du fait du système de mesurage. Ces procédures peuvent être mises en oeuvre à l'aide d'hydrophones PVDF large bande de type aiguille et de type membrane (voir la CEI 1102).

NOTE - Ici, le terme «facteur de correction» est utilisé pour indiquer le facteur par lequel la valeur mesurée d'un paramètre doit être multipliée en vue d'obtenir le résultat corrigé, alors que le terme «correction» se rapporte à l'écart fractionnel entre le résultat vrai et le résultat mesuré. Ainsi, le facteur de correction est égal à un plus la correction.

#### A.1 Distorsion non linéaire

Lorsqu'un hydrophone est utilisé pour mesurer la sortie acoustique de la plupart des types d'équipements ultrasonores à usage médical, les formes d'ondes présentent généralement une distorsion d'amplitude limitée relativement importante (voir [5] et [6]). La bande passante limitée de l'hydrophone (pouvant intégrer un amplificateur) peut modifier la forme de la forme d'onde mesurée (voir [7]).

Il existe sur la forme d'onde mesurée deux effets principaux liés à la réponse de fréquence de l'hydrophone/amplificateur. Le premier correspond au léger changement de sensibilité résultant de la fréquence (souvent une variation linéaire). Cela donne lieu à une augmentation (ou une diminution) des niveaux mesurés pour une forme d'onde déformée si la sensibilité utilisée pour la conversion de la tension en pression est celle correspondant à la fréquence fondamentale. La méthode la plus satisfaisante pour corriger cet effet consiste à utiliser un amplificateur doté d'un rapport gain/fréquence capable de compenser la modification intervenue dans la réponse de l'hydrophone. Cet effet ne sera pas considéré plus avant ici.

## Annex A

### Bandwidth and spatial-averaging corrections

The measurements to be carried out by using hydrophones require corrections for the effects of finite bandwidth and finite active element size. These corrections can be determined on the basis of the model of hydrophone/amplifier assemblies [2-4]. Simplified procedures are given below to correct measurements made using hydrophones for the effects of finite bandwidth and finite active element size. Although the procedures described to deal with the bandwidth correction were developed to cope with the relatively small amount of distortion produced by a 9  $\mu\text{m}$  thick PVDF membrane hydrophone (bandwidth of the measurement system being typically 75 MHz), the procedures have been shown to be applicable to waveforms which are severely distorted by the measuring system. These procedures can be carried out using wideband PVDF hydrophones of both needle and membrane type (see IEC 1102).

NOTE - Here, the term "correction factor" is used to denote the factor that the measured value of a parameter must be multiplied by in order to obtain the corrected result whilst the term "correction" refers to the fractional difference between the true and the measured result. Thus the correction factor is equal to one plus the correction.

#### A.1 Non-linear distortion

When a hydrophone is used to measure the acoustic output of most types of medical ultrasonic diagnostic equipment, the waveforms usually show significant finite-amplitude distortion (see [5] and [6]). The limited bandwidth of the hydrophone (possibly including an amplifier) may modify the shape of the measured waveform (see [7]).

There are two main effects on the measured waveform associated with the frequency response of the hydrophone/amplifier. The first is the smooth change in the sensitivity as a function of frequency (often a linear variation). This gives rise to an increase (or decrease) in the measured levels for a distorted waveform if the sensitivity used for the conversion of voltage to pressure is that at the fundamental frequency. The most satisfactory method of correcting for this effect is to use an amplifier with a gain versus frequency which compensates for the change in the response of the hydrophone. This effect will not be considered further here.

Le deuxième effet correspond à la résonance qui se produit dans le système de mesurage, donnant lieu à une ondulation dans la forme d'onde mesurée. Bien sûr, cela peut également être surmonté en respectant une correspondance entre l'amplificateur et l'hydrophone mais, en pratique, la nécessité d'obtenir une bande passante maximale tend à aboutir à des systèmes de mesurage présentant des phénomènes de résonance. La modification apportée aux formes d'onde mesurées dans ce cas est plus sévère pour ce qui concerne les extrémités croissante et décroissante de la forme d'onde, et intervient à proximité de la pression acoustique positive de crête. Le trait pointillé de la figure 1 représente une forme d'onde mesurée type, obtenue à l'aide d'une configuration regroupant un hydrophone à membrane de 9 µm et un amplificateur, et il existe manifestement un petit dépassement sur l'extrémité décroissante du fait de la résonance électrique dans le câble de 15 cm (voir [8] et [9]). On serait en droit d'obtenir des observations similaires pour un hydrophone doté d'une bande passante supérieure ou égale à 75 MHz. Lorsqu'un dépassement survient, les pressions acoustiques positives de crête peuvent être surestimées.

C'est pour corriger les effets de la bande passante finie que la procédure suivante a été élaborée. Elle est destinée à fournir une méthode simple et rapide d'identification des corrections à apporter aux paramètres acoustiques mesurés, et a été développée sur une certaine période de temps, à mesure de l'acquisition d'une expérience dans le mesurage des formes d'onde distordues. Cette méthode ne se prétend pas rigoureuse, mais elle peut être facilement et rapidement mise en application, et donner des résultats fiables.

La méthode utilisée pour déterminer les corrections est basée sur trois hypothèses:

- a) le temps de montée du front du choc acoustique réel est infinitésimal;
- b) le front du choc débute à proximité de la position du passage par zéro;
- c) la forme d'onde réelle après le front du choc mais avant le minimum suivant peut être obtenue approximativement par une ellipse présentant des axes majeur et mineur parallèles aux axes de temps ( $t$ ) et de tension ( $v$ ), définie par:

$$\frac{(t - M)^2}{a^2} + \frac{(v - N)^2}{b^2} = 1$$

où

( $M$ ,  $N$ ) sont les coordonnées du «centre» de l'ellipse et  $t = M$  est supposé être le moment, ultérieur au front de choc, auquel survient le minimum suivant dans la forme d'onde.

Le calcul de l'équation de l'ellipse s'effectue via le choix de trois points sur la forme d'onde: l'un à un moment donné (qui dépend de la forme d'onde et du système de mesurage) après la pression acoustique crête temporelle (voir ci-après); l'un à mi-chemin entre le minimum à  $t = M$  et le passage par zéro précédent; et le troisième à mi-chemin entre les deux premiers points. Le choix du moment approprié après la pression acoustique crête temporelle relative au premier point s'effectue de la manière suivante:

*dans le cas d'un système à bande passante limitée (c'est-à-dire un système doté de caractéristiques de coupure haute fréquence progressive correspondant à celles d'un simple filtre RC), les moments entre  $T$  et  $2T$ , où  $1/T$  est la bande passante de  $-3$  dB du système, sont essayés jusqu'à l'obtention d'une bonne adaptation à la forme d'onde mesurée. (Cette procédure nécessite que la bande passante de l'hydrophone soit au moins quatre fois la fréquence fondamentale de la forme d'onde).*

The second effect is the resonance that occurs in the measurement system, giving rise to ringing in the measured waveform. Of course, this can also be overcome by matching the amplifier to the hydrophone, but in practice the need to obtain maximum bandwidth tends to lead to measurement systems which show resonance phenomena. The modification to the measured waveforms in this case is most severe for the rising and falling edges of the waveform, which occur near to the peak-positive acoustic pressure. The dotted line in figure 1 shows a typical measured waveform using a 9 µm membrane hydrophone and amplifier configuration, and there is evidence for a small overshoot on the falling edge resulting from electrical resonance in the 15 cm cable (see [8] and [9]). Similar observations would be expected for a hydrophone with bandwidth greater than or equal to 75 MHz. When an overshoot occurs, the peak-positive acoustic pressures may be overestimated.

In order to correct for the finite bandwidth effects, the following procedure has been developed. It is intended to provide a simple and rapid method of determining corrections to the measured acoustical parameters and has been developed over a period of time as experience has been gained in measuring distorted waveforms. It is not intended to be a rigorous method, but it can be readily and quickly applied and gives reliable results.

The method used to determine the corrections is based on three assumptions:

- a) that the rise-time of the true acoustic shock-front is infinitesimal;
- b) that the shock-front begins close to the zero-crossing position;
- c) that the true waveform after the shock-front but before the next minimum can be approximated by an ellipse with major and minor axes parallel to the time ( $t$ ) and voltage ( $v$ ) axes, defined by:

$$\frac{(t-M)^2}{a^2} + \frac{(v-N)^2}{b^2} = 1$$

where

( $M$ ,  $N$ ) are the coordinates of the "centre" of the ellipse and  $t = M$  is assumed to be the time at which the next minimum in the waveform occurs after the shock-front.

The equation of the ellipse is calculated by choosing three points on the waveform: one at a certain time (which depends on the waveform and the measurement system) after the temporal-peak acoustic pressure (see below); one midway between the minimum at  $t = M$  and the previous zero-crossing; and the third midway between the first two points. The choice of the appropriate time after the temporal-peak acoustic pressure for the first point is made as follows:

*for a bandwidth-limited system* (i.e. for a system with smooth high-frequency cut-off characteristics corresponding to those of a simple RC filter) times between  $T$  and  $2T$  where  $1/T$  is the  $-3$  dB bandwidth of the system are tried until a good fit to the measured waveform is obtained. (This procedure requires that the bandwidth of the hydrophone be at least four times the fundamental frequency of the waveform).

*dans le cas des systèmes auto-oscillants* (c'est-à-dire lorsque des oscillations significatives surviennent dans la réponse à une entrée de fonction échelon idéale), des points sont choisis après l'arrêt de l'oscillation (à des moments compris à peu près entre  $TQ$  et  $2TQ$ , où  $Q$  correspond au facteur de qualité de la résonance et  $1/T$  à sa fréquence de résonance). De surcroît, des points sont également choisis à proximité de la crête temporelle, ce qui permet d'obtenir une adaptation raisonnable. (Cette procédure nécessite que la fréquence de résonance du système soit au moins  $4Q$  fois la fréquence fondamentale de la forme d'onde).

Il convient que l'utilisateur détermine le temps de réponse le plus rapide (limite) du système de mesure employé, en appliquant à l'hydrophone une forme d'onde acoustique à haut degré de choc. Il est par conséquent recommandé d'appliquer la méthode de correction présentée ci-dessus uniquement lorsque le temps de montée mesuré est proche de sa valeur limite, étant donné que, dans d'autres cas, l'hypothèse selon laquelle la forme d'onde acoustique contient un choc acoustique pleinement développé peut ne pas être valable.

La procédure d'adaptation est appliquée à la forme d'onde crête spatiale relative à chaque transducteur ou mode de fonctionnement du système en cours de mesure. En pratique, presque tous les dispositifs de balayage par ultrasons à usage médical produisent des formes d'ondes distordues au point de focalisation ( $\sigma_m > 1,5$ ), ce qui nécessite la mise en application de cette procédure de correction. La forme d'onde à corriger est examinée et le processus d'adaptation décrit ci-dessus est appliqué au demi-cycle contenant la pression acoustique positive de crête. L'interception de l'ellipse avec l'axe de l'ordonnée traverse le point du passage par zéro juste avant la localisation de la pression acoustique crête temporelle, comme le montre la figure A.1. La différence entre la pression acoustique au niveau de ce point d'interception et la valeur de crête mesurée est prise comme constituant la correction à apporter à la pression acoustique positive de crête. Plusieurs points différents sont choisis pour l'adaptation de l'ellipse et une valeur moyenne concernant la correction à apporter à la pression acoustique positive de crête est déterminée. L'écart entre les valeurs obtenues en sélectionnant différentes positions pour le premier point constitue une indication de la fiabilité de la correction. Le facteur de correction relatif à l'intégrale sur l'impulsion du carré de la pression, proportionnel à l'intégrale sur l'impulsion de l'intensité (voir [10]) et à l'énergie, est obtenu en calculant le rapport des intégrales relatives aux formes d'ondes théoriques et mesurées. Dans les cas des formes d'ondes présentant plus d'un demi-cycle distordu, la procédure de correction est appliquée à chacun des demi-cycles en vue de déterminer un facteur de correction pour l'intégrale sur l'impulsion du carré de la pression agissant sur la totalité de la forme d'onde.

Bien que la procédure d'adaptation décrite soit satisfaisante pour la plupart des formes d'ondes distordues, parfois l'ellipse ne présente pas d'intersection avec l'axe de l'ordonnée, comme le montre la figure A.2. Ce problème a été récemment surmonté par l'adaptation d'une courbe exponentielle sur les trois points déjà utilisés pour l'ellipse. Les deux courbes sont présentées dans les figures A.1 et A.2, qui montrent qu'une meilleure adaptation peut être obtenue en utilisant l'ellipse à proximité de la pression acoustique négative de crête, mais qu'on obtient systématiquement une interception stable lorsqu'on utilise la courbe exponentielle. Sur un échantillon de dix formes d'ondes différentes, pour lesquelles il a été possible d'adapter une ellipse, l'écart efficace d'interception entre les valeurs obtenues pour les deux courbes a été de 3-4 %. Une procédure possible consiste à adapter les deux courbes et à utiliser une valeur moyenne pour corriger les formes d'ondes mesurées. Un développement plus poussé de cette procédure consiste à introduire une contrainte sur la courbe adaptée, à savoir qu'il convient que l'intégrale de la forme d'onde au moment de la pression soit identique pour les formes d'ondes mesurées

*for resonant systems* (i.e. where significant ringing occurs in the response to an ideal step function input) points are chosen after the ringing has ceased (approximately at times between  $TQ$  and  $2TQ$ , where  $Q$  is the quality factor of the resonance and  $1/T$  is its resonant frequency). In addition, points are also chosen near the temporal-peak which give a reasonable fit. (This procedure requires that the resonant frequency of the system be at least  $4Q$  times the fundamental frequency of the waveform).

The user should determine the fastest (limiting) response time of the measurement system employed, by applying a highly shocked acoustic waveform to the hydrophone. The above correction method should then only be applied when the measured rise-time is close to this limiting value, since for other cases the assumption that the acoustic waveform contains a fully developed shock may not hold.

The fitting procedure is applied to the spatial-peak waveform for each transducer or mode of operation of the system being measured. In practice, nearly all medical ultrasound scanners produce distorted waveforms at the focus ( $\sigma_m > 1,5$ ) which require this correction procedure to be applied. The waveform to be corrected is examined and the fitting process described above applied to the half-cycle containing the peak-positive acoustic pressure. The intercept of the ellipse with the ordinate axis passing through the zero-crossing point immediately before the temporal-peak acoustic pressure is located, as shown in figure A.1. The difference between the acoustic pressure at this intercept point and the measured peak value is taken as the correction to the peak-positive acoustic pressure. Several different points are chosen for fitting the ellipse and an average value for the correction to the peak-positive acoustic pressure is determined. The variation between the values obtained by selecting different positions for the first point is an indication of the reliability of the correction. The correction factor for the pulse-pressure-squared integral, proportional to the pulse-intensity integral (see [10]) and to the energy, is determined by calculating the ratio of the integrals for the theoretical and the measured waveforms. For waveforms with more than one distorted half-cycle, the correction procedure is applied to each of the half-cycles to determine a correction factor for the pulse-pressure-squared integral over the whole waveform.

Although the fitting procedure described is satisfactory for most distorted waveforms, sometimes the ellipse does not intersect the ordinate axis, as shown in figure A.2. This problem has been overcome recently by fitting an exponential curve to the same three points that were used for the ellipse. Both curves are shown in figures A.1 and A.2, showing a better fit is obtained using the ellipse near the peak-negative acoustic pressure but that a stable intercept is always found using the exponential curve. From a sample of ten different waveforms for which it was possible to fit an ellipse, the r.m.s. difference in intercept between the values obtained for the two curves was 3-4 %. One possible procedure is to fit both curves and to use a mean value for correcting the measured waveforms. A further development of this procedure is to introduce a constraint on the fitted curve that the integral of the pressure-time waveform should be identical in the measured and fitted waveforms. Although the results given in figures A.1 and A.2 apply to a 75 MHz measurement system, they can also be applied to other systems once this further constraint of the integral of the pressure-time waveform is included. This is

et adaptées. Bien que les résultats donnés dans les figures A.1 et A.2 s'appliquent à un système de mesurage à 75 MHz, ils peuvent également l'être à d'autres systèmes dès lors que cette contrainte supplémentaire relative à la forme d'onde au moment de la pression est incluse. Cela est démontré dans les figures A.3 et A.4 dans lesquelles les résultats présentés concernent des mesurages effectués à l'aide de systèmes possédant une bande passante de 23 MHz et 40 MHz, respectivement. L'écart entre les résultats elliptiques et exponentiels concernant la pression acoustique positive de crête réelle se situe dans la limite de 7 %.

## A.2 Moyennage spatial

Dans le cas de la plupart des mesurages effectués sur les champs ultrasonores des dispositifs de diagnostic, le diamètre de l'élément actif de l'hydrophone est comparable à la largeur du faisceau ultrasonore, et l'hydrophone mesure la pression acoustique moyenne présente sur l'aire de son élément actif plutôt que la pression présente au centre de son élément actif. L'écart est fonction de la variation spatiale du champ ultrasonore. Pour corriger cet effet de moyennage spatial, une méthode simple a été élaborée [3]. Elle utilise des tracés de faisceau obtenus à l'aide d'une hauteur d'échelon égale à une fois le rayon de l'hydrophone. Plusieurs autres méthodes similaires peuvent également être appliquées [4].

La procédure d'identification des corrections est basée sur les hypothèses suivantes.

- a) La sortie de l'hydrophone est proportionnelle à la pression acoustique moyenne obtenue sur son élément actif, lequel est supposé correspondre à une aire circulaire possédant un rayon égal au rayon géométrique;
- b) La distribution du champ radial, généralement dans le plan focal du transducteur, à partir de la crête axiale et jusqu'à une distance égale au rayon de l'élément actif de l'hydrophone, peut être représentée par le biais d'une fonction quadratique:  $P(r) = 1 - br^2$ , où  $b$  est une constante. Les limites relatives à la précision de cette correction sont déterminées en supposant que la forme réelle du rayon est décrite par une fonction de Bessel:

$$P(r) = \frac{2J_1(ka/d)}{(ka/d)}$$

où

- $k$  est le nombre d'ondes;
- $a$  est le rayon du transducteur;
- $r$  est la distance de l'axe dans le plan focal;
- $d$  est la distance focale;
- $J_1$  est la fonction de Bessel du premier type, d'ordre 1.

- c) La procédure de correction relative à une forme d'onde en dents de scie (distorsion par une propagation non linéaire) n'est pas la même.

Sur la base de ces hypothèses, le facteur de correction  $C$  au centre du faisceau est le suivant:

$$C = (3 - \beta)/2$$

où

$$\beta = \frac{\text{signal au niveau d'un rayon d'hydrophone en provenance de l'axe}}{\text{signal sur l'axe}}$$

demonstrated in figures A.3 and A.4 in which results are shown for measurements made using systems having bandwidth of 23 MHz and 40 MHz respectively. The difference between the elliptical and exponential results for the true peak-positive acoustic pressure are within 7 %.

## A.2 Spatial averaging

For most measurements made on diagnostic ultrasonic fields, the diameter of the active element of the hydrophone is comparable with the width of the ultrasonic beam and the hydrophone measures the average acoustic pressure over the area of its active element rather than the pressure at the centre of its active element. The difference depends on the spatial variation of the ultrasonic field. To correct for this spatial-averaging effect, a simple method has been developed [3] which utilizes beam-plots obtained with a step size equal to one hydrophone radius. A number of other similar methods can also be applied [4].

The procedure for determining corrections makes the following assumptions.

- a) The hydrophone output is proportional to the acoustic pressure averaged over its active element, which is assumed to be a circular area having a radius equal to the geometrical radius.
- b) The radial field distribution, usually in the focal plane of the transducer, from the axial peak to a distance equal to the radius of the active element of the hydrophone can be modelled by a quadratic function:  $P(r) = 1 - br^2$  where  $b$  is a constant. The limits on the accuracy of this correction are determined by assuming that the true beam shape is described by a Bessel function:

$$P(r) = \frac{2J_1(ka/d)}{(ka/d)}$$

where

- $k$  is the wave number;
- $a$  is the transducer radius;
- $r$  is the distance from the axis in the focal plane;
- $d$  is the focal distance;
- $J_1$  is the Bessel function of the first kind, of order 1.

- c) The correction procedure for a sawtooth waveform (one distorted by non-linear propagation) is not the same.

Under these assumptions, the correction factor,  $C$ , at the centre of the beam is

$$C = (3 - \beta)/2$$

where

$$\beta = \frac{\text{signal at one hydrophone radius from the axis}}{\text{signal on axis}}$$

Cette formule s'obtient par convolution de la réponse de l'hydrophone avec le profil supposé réel pour le champ concernant les deux positions de mesurage et en reliant  $\beta$  au rapport entre la pression réelle et la valeur mesurée sur l'axe. La procédure d'identification de la correction ( $C - 1$ ) est valable lorsque  $\beta > 0,8$ ; cela correspond à l'utilisation d'un hydrophone doté d'un rayon inférieur à 0,6 fois le rayon du faisceau de -6 dB. Pour les hydrophones actuellement disponibles, dotés d'éléments actifs de 0,5 mm de diamètre, la correction est inférieure à 10 % à condition que le rayon du faisceau de -6 dB soit supérieur à 0,4 mm.

Il convient de noter que le diamètre apparent des hydrophones PVDF à aiguille bien conçus est facilement prévisible. Pour les hydrophones à membrane, la réponse est plus complexe et, dans certains cas et lorsque les fréquences sont peu élevées, le rayon géométrique de l'hydrophone à membrane peut ne pas être égal au rayon apparent déterminé à partir du mesurage des réponses directionnelles (voir [11]). Dans ce cas, la procédure est modifiée par déplacement de l'hydrophone sur la base de son rayon apparent plutôt que sur celle de son rayon géométrique.

Des résultats expérimentaux obtenus à l'aide de plusieurs hydrophones présentant des éléments actifs de tailles différentes [12] ont démontré que, pour la plupart des champs ultrasonores focalisés, la procédure énoncée ci-dessus crée une sous-estimation de la correction. Des études menées par la suite [13] ont démontré que la raison principale de ces sous-estimations résidait dans la présence résiduelle de distorsions non linéaires dans les champs.

Des études ont démontré [13] que, si  $\sigma < 0,5$ , la procédure de correction énoncée ci-dessus permet d'obtenir des estimations raisonnables de la correction de moyennage spatial concernant tous les paramètres acoustiques, avec des incertitudes de 10 - 15 % pour les paramètres de pression acoustique. Pour les formes d'ondes subissant des distorsions plus importantes, il est possible d'esquisser les régimes suivants pour l'estimation des corrections de moyennage spatial en termes de paramètre  $\alpha$ , qui correspond au rapport entre la largeur du faisceau de -6 dB et le diamètre apparent de l'hydrophone. Les directives concernant l'amplitude des corrections vraisemblables pour la pression acoustique positive de crête,  $p_+$ , la pression acoustique négative de crête,  $p_-$ , et l'intégrale sur l'impulsion du carré de la pression,  $p_i$ , sont les suivantes [13]:

$$\alpha > 2$$

Si  $0,5 < \sigma < 1,5$ , les corrections maximales de  $p_+$  et  $p_-$  se situent aux alentours de 13 %, la correction apportée à  $p_i$  étant inférieure à 25 %; si  $\sigma > 1,5$ , les corrections de la pression de crête sont, certes, supérieures, mais peu susceptibles de dépasser 20 %.

$$1,5 \leq \alpha \leq 2$$

Si  $\sigma < 1,5$ , les corrections apportées à  $p_+$  et à  $p_-$  sont inférieures à 20 % tandis que la correction apportée à  $p_i$  ne dépasse généralement pas 40 %. Dans le cas de valeurs plus élevées pour  $\sigma$ , les corrections apportées à  $p_+$ ,  $p_-$  et  $p_i$  peuvent être supérieures à 30 %, 20 % et 50 %, respectivement.

$$\alpha < 1,5$$

Dans ce régime, d'importants effets de l'intégration spatiale se produisent pour tous les paramètres, mais particulièrement pour  $p_+$  et  $p_i$  quelle que soit la valeur de  $\sigma$ ; les corrections concernant  $p_-$  peuvent atteindre 50 %, mais ne présentent toutefois pas de différence

This formula is obtained by convolving the response of the hydrophone with the assumed true field profile for the two measurement positions, and relating  $\beta$  to the ratio of the true pressure to the measured value on axis. The procedure for determining the correction (C-1) is valid for  $\beta > 0,8$ ; this corresponds to using a hydrophone with a radius which is less than 0,6 times the -6 dB beam radius. For currently available hydrophones with 0,5 mm diameter active elements, the correction is less than 10 % provided that the -6 dB beam radius is greater than 0,4 mm.

It should be noted the effective diameter of well-designed needle PVDF hydrophones is readily predictable. For membrane hydrophones, the response is more complicated and in some cases and at low frequencies the geometrical radius of the membrane hydrophone may not be equal to the effective radius as determined from directional response measurements (see [11]). In this case, the procedure is modified by moving the hydrophone by its effective radius instead of its geometrical radius.

Experimental results using a number of hydrophones of different size of active element [12] showed that for most focused ultrasonic fields the procedure given above underestimates the correction. Subsequent studies [13] have shown that the major reason for the underestimates is the residual presence of non-linear distortion in the fields.

Studies have shown [13] that providing  $\sigma < 0,5$  the correction procedure given above will provide reasonable estimates of the spatial-averaging correction for all acoustical parameters within uncertainties of 10–15 % for acoustic pressure parameters. For more distorted waveforms, it is possible to delineate the following regimes for estimation of spatial-averaging corrections in terms of the parameter  $\alpha$ , the ratio of the -6 dB beam-width to the effective hydrophone diameter. Guidance for the magnitude of the likely corrections for the peak-positive acoustic pressure,  $p_+$ , peak-negative acoustic pressure,  $p_-$ , and pulse-pressure-squared integral,  $p_i$ , are as follows [13]:

$$\alpha > 2$$

For  $0,5 < \sigma < 1,5$  the maximum  $p_+$  and  $p_-$  corrections will be approximately 13 % with the correction to  $p_i$  being less than 25 %; for  $\sigma > 1,5$ , the peak-pressure corrections will be higher but are unlikely to exceed 20 %.

$$1,5 \leq \alpha \leq 2$$

For  $\sigma < 1,5$  the corrections to  $p_+$  and  $p_-$  will be less than 20 % whilst the correction to  $p_i$  will generally not exceed 40 %. For higher  $\sigma$  values, corrections to  $p_+$ ,  $p_-$  and  $p_i$  may be greater than 30 %, 20 % and 50 % respectively.

$$\alpha < 1,5$$

In this regime, large spatial-averaging effects occur for all parameters but particularly for  $p_+$  and  $p_i$  at all values of  $\sigma$ ; corrections for  $p_-$  can reach 50 % but these are not significantly different from the values obtained from the procedures given above; in

significative par rapport aux procédures énoncées ci-dessus; en revanche, les corrections apportées à  $p_+$  peuvent être de l'ordre de 100 % si  $0,5 < \sigma < 1,5$  et, si  $\sigma > 2$ , peuvent présenter des dépassements de 200 % correspondant aux corrections de 300 % apportées à  $p_+$ . Par conséquent, dans les situations où  $\alpha < 1,5$ , il est essentiel d'utiliser un hydrophone plus petit pour les mesurages.

### A.3 Incertitudes

#### A.3.1 *Distorsion non linéaire*

La valeur d'incertitude utilisée correspond à la moitié de la valeur de la correction déterminée sur la base du processus d'adaptation décrit en A.1.

#### A.3.2 *Intégration spatiale*

Les incertitudes relatives aux corrections de moyennage spatial déterminées selon la procédure indiquée en A.2 sont supposées correspondre à la moitié des valeurs des corrections.

NOTE - Le choix du facteur «moitié» utilisé ci-dessus reflète de degré de confiance des procédures de correction décrites en A.1 et A.2.

contrast,  $p_+$  corrections can be of the order of 100 % for  $0,5 < \sigma < 1,5$  and for  $\sigma > 2$  may be in excess of 200 % corresponding to  $p_1$  corrections of 300 %. Therefore, in situations where  $\alpha < 1,5$ , it is essential that a smaller hydrophone be used for measurements.

### **A.3 Uncertainties**

#### **A.3.1 *Non-linear distortion***

The uncertainty value used is one-half of the value of the correction determined from the fitting process described in A.1.

#### **A.3.2 *Spatial averaging***

The uncertainties in the spatial-averaging corrections determined according to the procedure given in A.2 are assumed to be one-half of the values of the corrections.

**NOTE** - The choice of the factor "one-half" used above reflects the degree of confidence in the correction procedures described in A.1 and A.2.

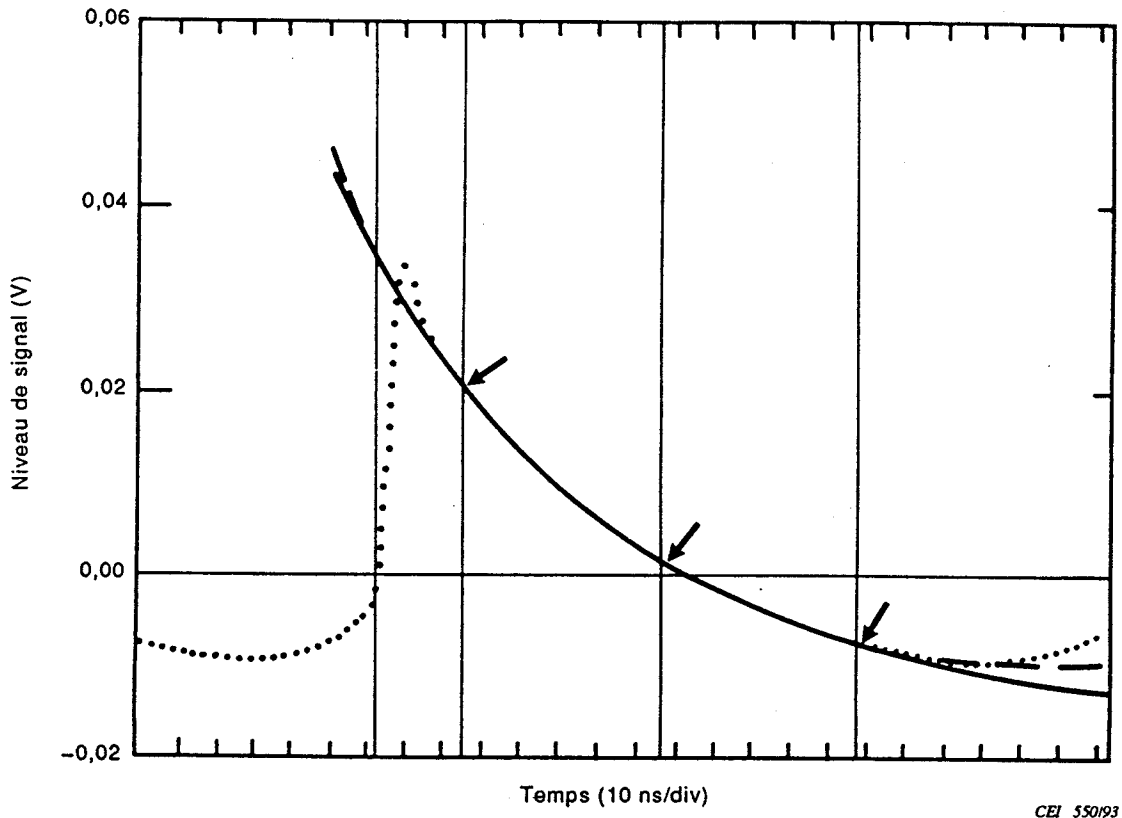


Figure A.1 – Onde pulsée acoustique typique (courbe en pointillé) produite par un appareil à balayage ultrasonore de diagnostic illustrant la méthode utilisée pour corriger l'onde des effets de propagation non linéaire. La courbe en tireté correspond à la partie elliptique et la courbe pleine à la partie exponentielle (qui passe sous l'onde mesurée dans la partie droite). Les droites verticales sont tracées pour le zéro et les trois points de l'onde (marqués par des flèches) utilisés pour l'adaptation. La largeur de bande de l'hydrophone et du montage de mesure utilisé ici est d'environ 75 MHz

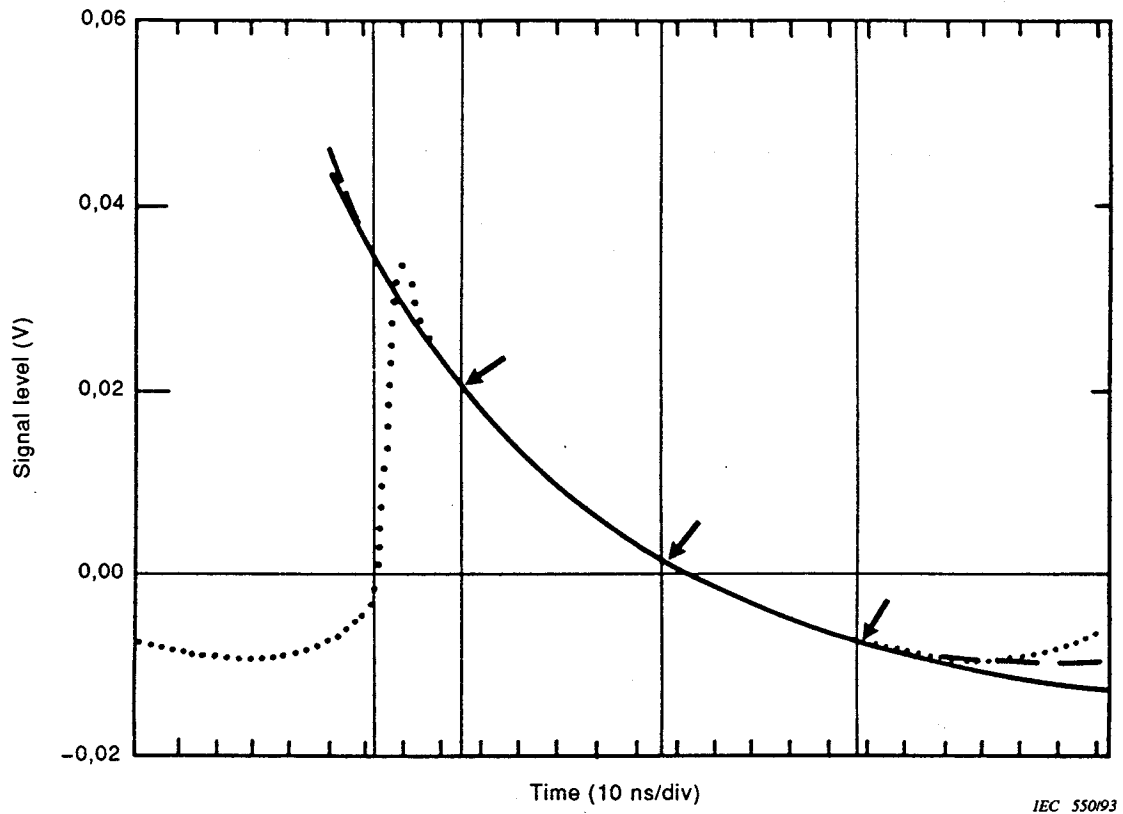


Figure A.1 – A typical acoustic pulse waveform (dotted curve) generated by a diagnostic ultrasound scanner, illustrating the method used to correct the waveform for the effects of non-linear propagation. The dashed curve corresponds to the elliptical fit and the solid curve corresponds to the exponential fit (falling below the measured waveform on the right-hand side). Vertical lines are drawn through the zero crossing and through the three points on the waveform (marked by the arrows) used for fitting. The bandwidth of the hydrophone and measurement system used here is approximately 75 MHz

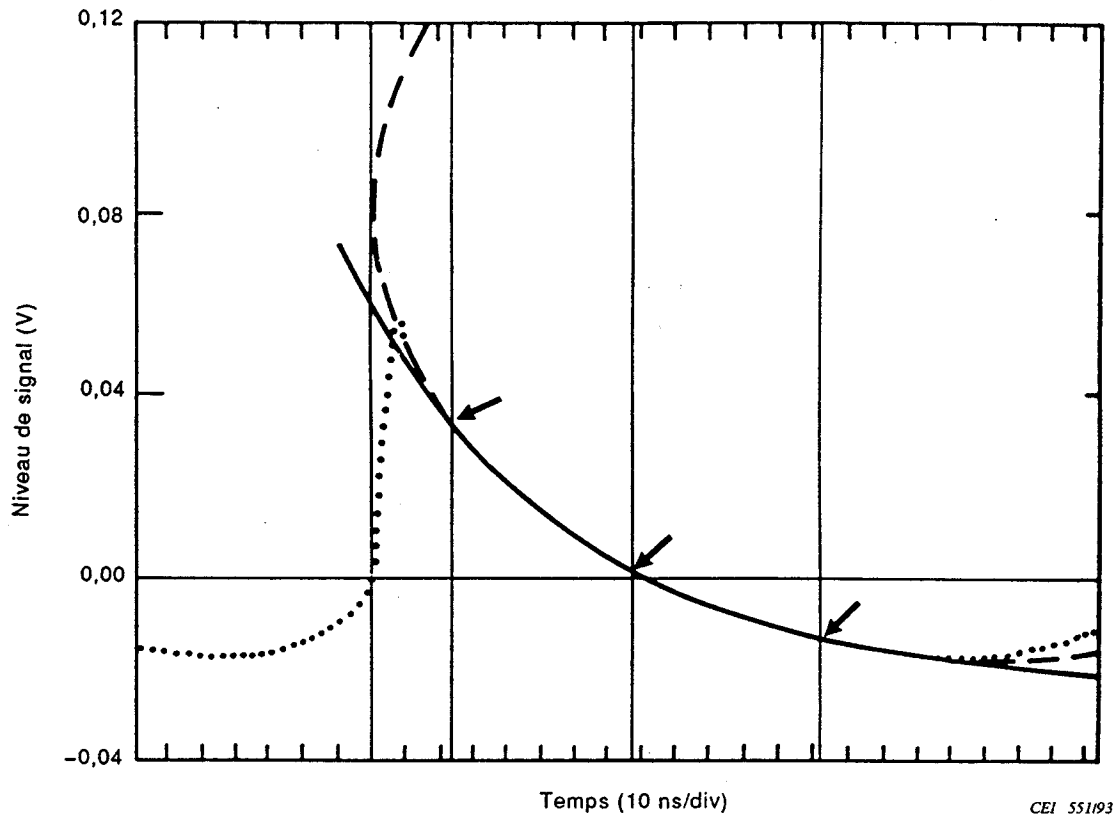


Figure A.2 – Onde pulsée acoustique déformée typique (courbe en pointillé) illustrant le défaut de traitement de l'ajustement elliptique (courbe en tireté) et l'obtention de la partie exponentielle (courbe pleine, passant sous l'onde mesurée dans la partie droite)

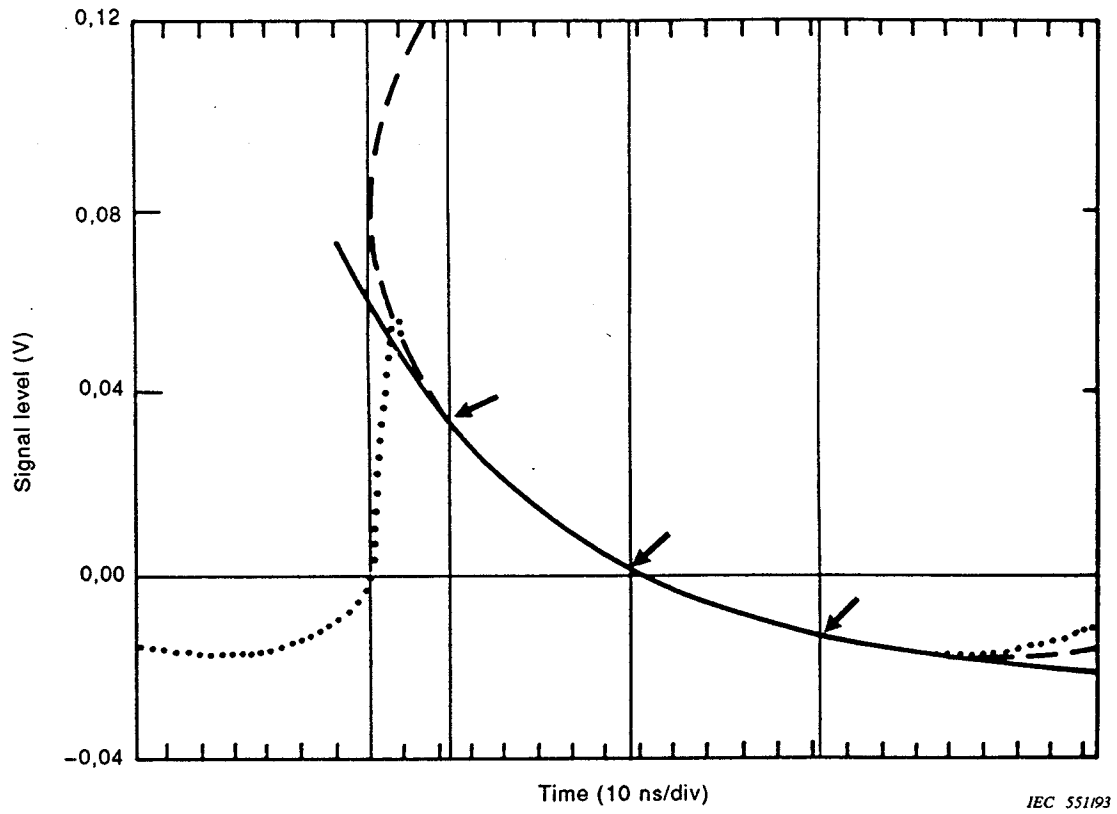
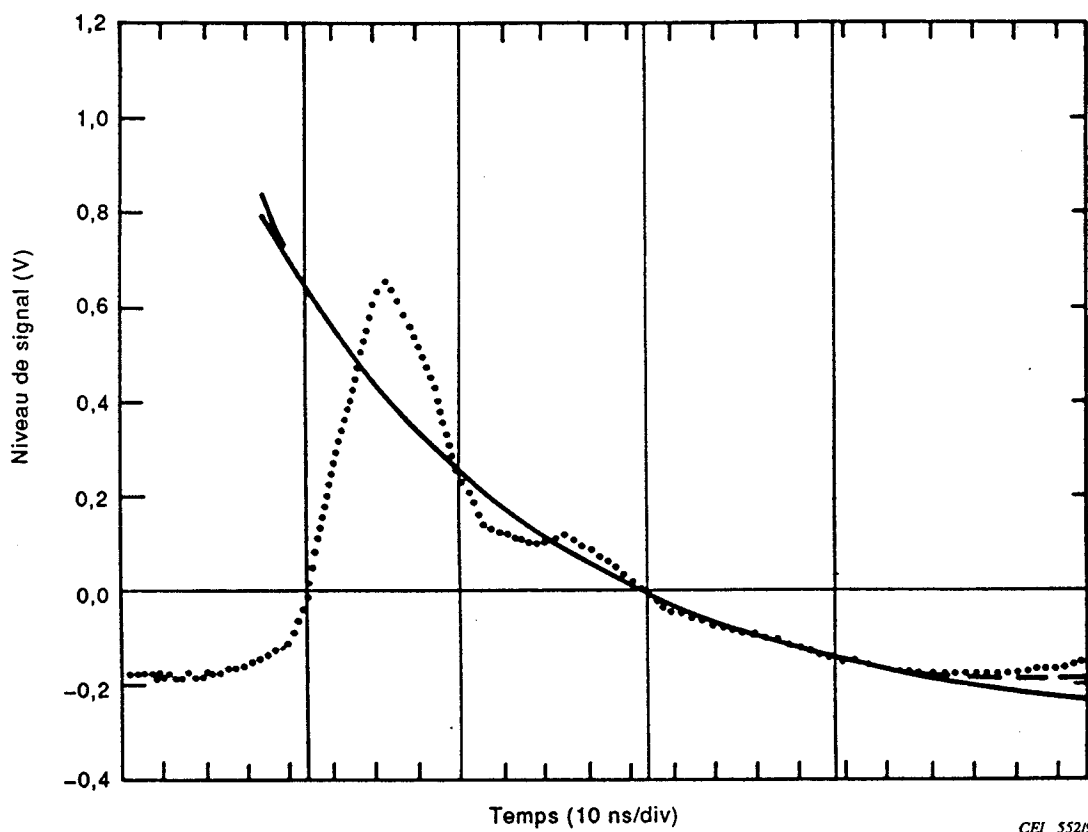


Figure A.2 – A typical distorted acoustic pulse waveform (dotted curve) illustrating the failure of the elliptical fitting process (dashed curve) and the success of the exponential fit (solid curve, falling below the measured waveform on the right-hand side)



CEI 552193

Figure A.3 – Traitement de l'ajustement semblable à celui de la figure A.1, appliqué à une onde acoustique pulsée mesurée en utilisant un hydrophone et un montage de mesure avec une largeur de bande d'environ 23 MHz

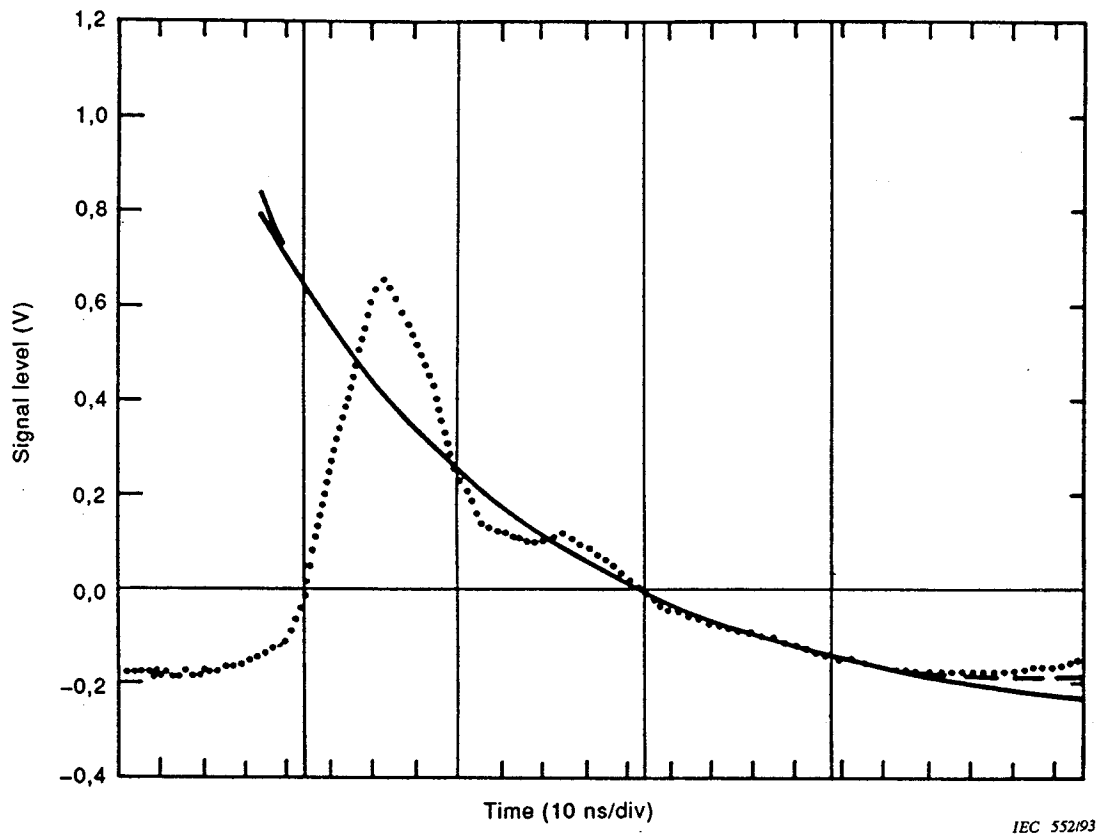


Figure A.3 – The fitting process, similar to that shown in figure 1, applied to an acoustic pulse waveform measured using a hydrophone and measurement system with a bandwidth of approximately 23 MHz

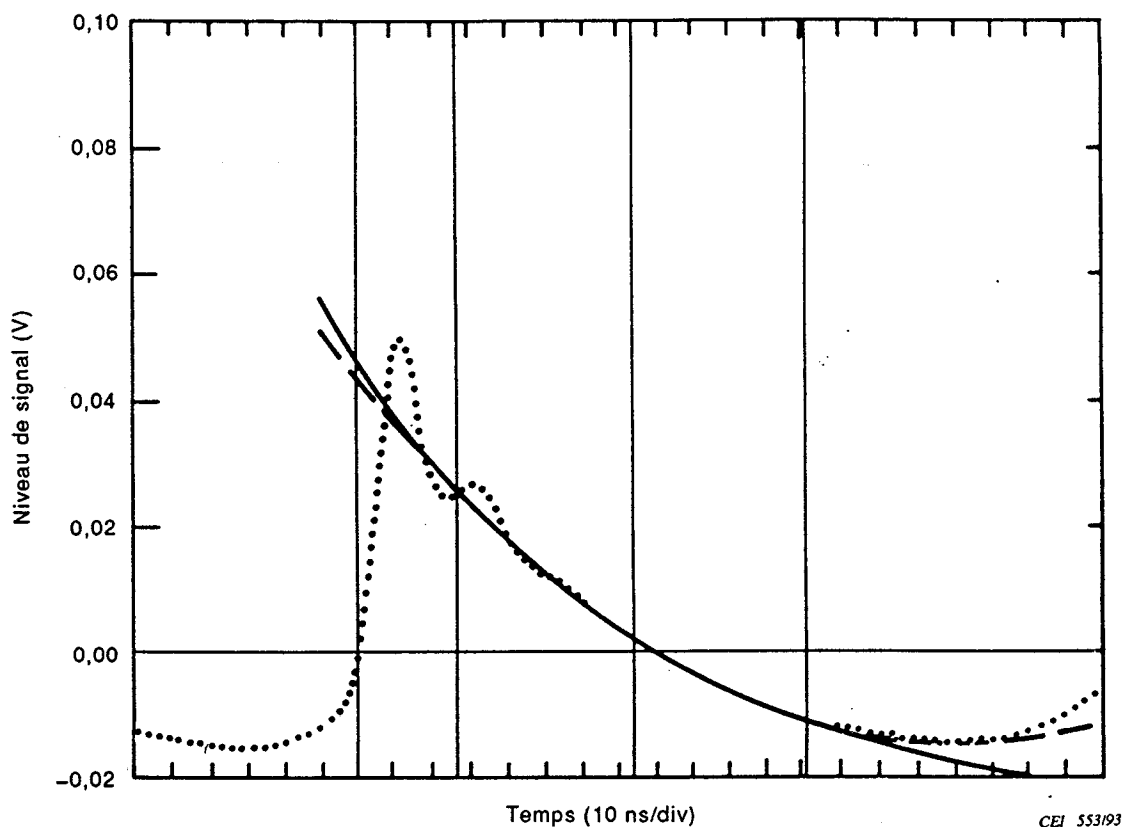


Figure A.4 – Traitement de l'ajustement, semblable à celui de la figure A.1, appliqué à une onde pulsée acoustique mesurée en utilisant un hydrophone et un montage de mesure avec une largeur de bande d'environ 40 MHz

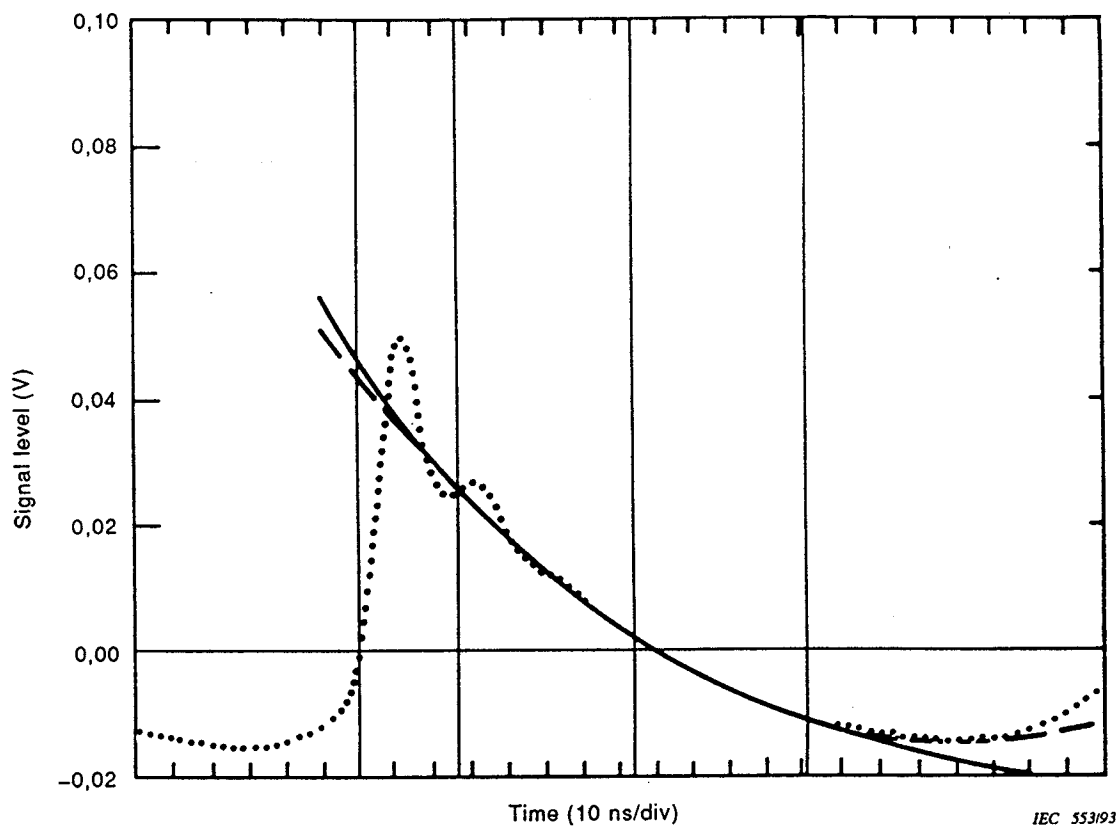


Figure A.4 – The fitting process, similar to that shown in figure A.1, applied to an acoustic pulse waveform measured using a hydrophone and measurement system with a bandwidth of approximately 40 MHz

**Annexe B/Annex B**  
(informative)

**Bibliographie/Bibliography**

- [1] K. BEISSNER, *On the plane-wave approximation of acoustic intensity*, J. Acoust. Soc. Am. 71, 1406-1411 (1982).
- [2] G.R. HARRIS, *A model of the effects of hydrophone and amplifier response on ultrasound exposure measurements*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr. UFFC-38, 413-417 (1991).
- [3] R.C. PRESTON, D.R. BACON and R.A. SMITH, *Calibration of medical ultrasonic equipment-procedures and accuracy assessment*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr. UFFC-35, 110-121 (1988).
- [4] R.A. SMITH, *Are hydrophones of diameter 0.5 mm small enough to characterise diagnostic ultrasound equipment?*, Phys. Med. Biol. 34, 1593-1607 (1989).
- [5] D.R. BACON, *Finite amplitude distortion of the pulsed field used in diagnostic ultrasound*, Ultrasound in Med. Biol. 10, 189-195 (1984).
- [6] F.A. DUCK and H.A. STARRITT, *Acoustic shock generation by ultrasonic imaging equipment*, Brit. J. Radiol. 57, 231-240 (1984).
- [7] R.A. SMITH, *The importance of the frequency response of a hydrophone when characterising medical ultrasonic fields*, Proc. Inst. Acoustics 8, Part 2, 119-128 (1986).
- [8] D.G. SHOMBERT and G.R. HARRIS, *Use of miniature hydrophones to determine intensities typical of medical ultrasound devices*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr. UFFC-33, 287-294 (1986).
- [9] D.R. BACON, *Characteristics of a pvdf membrane hydrophone for use in the range 1-100 MHz*, IEEE Trans. Sonics Ultrason. SU-29, 18-25 (1982).
- [10] AIUM/NEMA, *Safety standard for diagnostic ultrasound equipment*, National Electrical Manufacturers Association, Washington, Publication UL 1-1981 (1981).
- [11] D.G. SHOMBERT, S.W. SMITH and G.R. HARRIS, *Angular response of miniature ultrasonic hydrophones*, Med. Phys. 9, 484-492 (1982).
- [12] R.A. SMITH, *The evaluation of small area hydrophones*, NPL Report RSA(EXT)2, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, TW11 OLW, UK (1989).
- [13] B. ZEIRI, *The influence of waveform distortion on hydrophone spatial-averaging corrections - Theory and measurement*, J. Acoust. Soc. Am. 92, 1809-1821 (1992).

LICENSED TO MECON Limited. - RANCHI/BANGALORE  
FOR INTERNAL USE AT THIS LOCATION ONLY, SUPPLIED BY BOOK SUPPLY BUREAU.

---

**ICS 11.040.01 ; 17.140.50**

---