

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Hydrophones –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz

Ultrasons – Hydrophones –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux jusqu'à 40 MHz

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007



THIS PUBLICATION IS COPYRIGHT PROTECTED

Copyright © 2007 IEC, Geneva, Switzerland

All rights reserved. Unless otherwise specified, no part of this publication may be reproduced or utilized in any form or by any means, electronic or mechanical, including photocopying and microfilm, without permission in writing from either IEC or IEC's member National Committee in the country of the requester.

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

Droits de reproduction réservés. Sauf indication contraire, aucune partie de cette publication ne peut être reproduite ni utilisée sous quelque forme que ce soit et par aucun procédé, électronique ou mécanique, y compris la photocopie et les microfilms, sans l'accord écrit de la CEI ou du Comité national de la CEI du pays du demandeur.

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

IEC Central Office
3, rue de Varembe
CH-1211 Geneva 20
Switzerland

Tel.: +41 22 919 02 11
Fax: +41 22 919 03 00
info@iec.ch
www.iec.ch

About the IEC

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

About IEC publications

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

Useful links:

IEC publications search - www.iec.ch/searchpub

The advanced search enables you to find IEC publications by a variety of criteria (reference number, text, technical committee,...).

It also gives information on projects, replaced and withdrawn publications.

IEC Just Published - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

The world's leading online dictionary of electronic and electrical terms containing more than 30 000 terms and definitions in English and French, with equivalent terms in additional languages. Also known as the International Electrotechnical Vocabulary (IEV) on-line.

Customer Service Centre - webstore.iec.ch/csc

If you wish to give us your feedback on this publication or need further assistance, please contact the Customer Service Centre: csc@iec.ch.

A propos de la CEI

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

A propos des publications CEI

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

Liens utiles:

Recherche de publications CEI - www.iec.ch/searchpub

La recherche avancée vous permet de trouver des publications CEI en utilisant différents critères (numéro de référence, texte, comité d'études,...).

Elle donne aussi des informations sur les projets et les publications remplacées ou retirées.

Just Published CEI - webstore.iec.ch/justpublished

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

Electropedia - www.electropedia.org

Le premier dictionnaire en ligne au monde de termes électroniques et électriques. Il contient plus de 30 000 termes et définitions en anglais et en français, ainsi que les termes équivalents dans les langues additionnelles. Egalement appelé Vocabulaire Electrotechnique International (VEI) en ligne.

Service Clients - webstore.iec.ch/csc

Si vous désirez nous donner des commentaires sur cette publication ou si vous avez des questions contactez-nous: csc@iec.ch.

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Ultrasonics – Hydrophones –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz

Ultrasons – Hydrophones –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux jusqu'à 40 MHz

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

PRICE CODE
CODE PRIX

XC

ICS 17.140.50

ISBN 978-2-83220-134-3

Warning! Make sure that you obtained this publication from an authorized distributor.
Attention! Veuillez vous assurer que vous avez obtenu cette publication via un distributeur agréé.

CONTENTS

FOREWORD.....	5
INTRODUCTION.....	7
1 Scope and object.....	8
2 Normative references	8
3 Terms, definitions and symbols	9
4 List of symbols	24
5 Measurement requirements	26
5.1 Requirements for hydrophones and amplifiers	26
5.1.1 Introduction	26
5.1.2 General	26
5.1.3 Sensitivity of a hydrophone.....	26
5.1.4 Directional response of a hydrophone.....	26
5.1.5 Effective hydrophone radius	27
5.1.6 Choice of the size of a hydrophone active element.....	27
5.1.7 Bandwidth	28
5.1.8 Linearity	28
5.1.9 Hydrophone signal amplifier	29
5.1.10 Hydrophone cable length and amplifiers	29
5.2 Requirements for positioning and water baths	29
5.2.1 General	29
5.2.2 Positioning systems.....	30
5.2.3 Water bath.....	31
5.3 Requirements for data acquisition and analysis systems	32
5.4 Recommendations for ultrasonic equipment being characterized	32
6 Measurement procedure.....	32
6.1 General.....	32
6.2 Preparation and alignment.....	33
6.2.1 Preparation.....	33
6.2.2 Aligning an ultrasonic transducer and a hydrophone	33
6.3 Measurement	33
6.4 Analysis	33
6.4.1 Corrections for restricted bandwidth and spatial resolution	33
6.4.2 Uncertainties	33
7 Beam characterization	34
7.1 General.....	34
7.2 Primary pressure parameters	35
7.2.1 General	35
7.2.2 Peak-compressional acoustic pressure and peak-rarefactional acoustic pressure	36
7.2.3 Spatial-peak rms acoustic pressure	36
7.2.4 Non-linear propagation parameter	36
7.2.5 Intensity parameters using instantaneous acoustic pressure.....	37
7.2.6 Intensity parameters using pulse-pressure-squared integral	37
7.2.7 Derived ultrasonic power	39
8 Requirements for specific ultrasonic fields.....	40

8.1	General	40
8.2	Diagnostic fields	40
8.2.1	Simplified procedures and guidelines	40
8.2.2	Pulsed wave diagnostic equipment	41
8.2.3	Continuous wave diagnostic equipment	41
8.3	Therapy fields	42
8.3.1	Physiotherapy equipment	42
8.3.2	Hyperthermia	42
8.4	Surgical fields	42
8.4.1	Lithotripters and pressure pulse sources for other therapeutic purposes	42
8.4.2	Low frequency surgical applications	43
8.5	Fields from other medical applications	43
9	Compliance statement	43
9.1	General	43
9.2	Maximum probable values	43
9.3	Sampling	44
Annex A (informative)	General rationale	45
Annex B (informative)	Hydrophones and positioning	47
Annex C (informative)	Acoustic pressure and intensity	53
Annex D (informative)	Voltage to pressure conversion	55
Annex E (informative)	Correction for spatial averaging	60
Annex F (informative)	Acoustic output parameters for multi-mode medical ultrasonic fields in the absence of scan-frame synchronization	62
Annex G (informative)	Propagation medium and degassing	68
Annex H (informative)	Specific ultrasonic fields	69
Annex I (informative)	Assessment of uncertainty in the acoustic quantities obtained by hydrophone measurements	72
Annex J (informative)	Transducer and hydrophone positioning systems	74
Annex K (informative)	Beamwidth midpoint method	75
Bibliography		76
Figure 1	– Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field (see also IEC 61828)	11
Figure 2	– Schematic diagram of the method of determining pulse duration	35
Figure D.1	– A flow diagram of the hydrophone deconvolution process	56
Figure D.2	– Example of waveform deconvolution	59
Figure J.1	– Schematic diagram of the ultrasonic transducer and hydrophone degrees of freedom	74
Table 1	– Acoustic parameters appropriate to various types of medical ultrasonic equipment	34
Table B.1	– Typical specification data for hydrophones, in this case given at 1 MHz	52
Table C.1	– Properties of distilled or de-ionized water as a function of temperature	54
Table D.1	– Method of conversion from a double- to a single-sided spectrum	57

Table D.2 – Method of conversion from a single- to a double-sided spectrum	58
Table F.1 – Main parameters defined in IEC standards	63
Table F.2 – List of parameters that are to be used or are to be deleted.....	64
Table K.1 – dB beamwidth levels for determining midpoints	75

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION

ULTRASONICS – HYDROPHONES –

**Part 1: Measurement and characterization of medical
ultrasonic fields up to 40 MHz**

FOREWORD

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

International Standard IEC 62127-1 has been prepared by IEC technical committee 87: Ultrasonics.

IEC 62127-1, IEC 62127-2 and IEC 62127-3 are being published simultaneously. Together these cancel and replace IEC 60866:1987, IEC 61101:1991, IEC 61102:1991, IEC 61220:1993 and IEC 62092:2001.

This bilingual version (2012-06) corresponds to the monolingual English version, published in 2007-08.

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

Enquiry draft	Report on voting
87/352/CDV	87/371/RVC

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

The French version of this standard has not been voted upon.

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

A list of all parts of IEC 62127 series, published under the general title *Ultrasonics – Hydrophones*, can be found on the IEC website.

NOTE Words in **bold** in the text are defined in Clause 3.

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

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

The contents of the corrigendum of August 2008 have been included in this copy.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

INTRODUCTION

The main purpose of this part of IEC 62127 is to define various acoustic parameters that can be used to specify and characterize ultrasonic fields propagating in liquids, and, in particular, water, using hydrophones. Measurement procedures are outlined that may be used to determine these parameters. Specific device related measurement standards, for example IEC 61689, IEC 61157, IEC 61847 or IEC 62359, can refer to this standard for appropriate acoustic parameters.

The philosophy behind this standard is the specification of the acoustic field in terms of acoustic pressure parameters, acoustic pressure being the primary measurement quantity when piezoelectric hydrophones are used to characterize the field. Of course, if other measurement devices come into use in the future, a new standard with additional definitions and procedures will be necessary. Examples of such devices would be thermistors, thermocouples or optical hydrophones.

Intensity parameters are specified in this standard, but these are regarded as derived quantities that are meaningful only under certain assumptions related to the ultrasonic field being measured.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

ULTRASONICS – HYDROPHONES –

Part 1: Measurement and characterization of medical ultrasonic fields up to 40 MHz

1 Scope and object

This part of IEC 62127 specifies methods of use of calibrated hydrophones for the measurement in liquids of acoustic fields generated by ultrasonic medical equipment operating in the frequency range up to 40 MHz.

The objectives of this standard are:

- to define a group of acoustic parameters that can be measured on a physically sound basis;
- to define a second group of parameters that can be derived under certain assumptions from these measurements, and called derived intensity parameters;
- to define a measurement procedure that may be used for the determination of acoustic pressure parameters;
- to define the conditions under which the measurements of acoustic parameters can be made in the frequency range up to 40 MHz using calibrated hydrophones;
- to define procedures for correcting, for limitations caused by the use of hydrophones with finite bandwidth and finite active element size.

NOTE 1 Throughout this standard, SI units are used. In the specification of certain parameters, such as beam areas and intensities, it may be convenient to use decimal multiples or submultiples. For example beam area may be specified in cm^2 and intensities in W/cm^2 or mW/cm^2 .

NOTE 2 The hydrophone as defined may be of a piezoelectric or an optic type. The introduction however implies that optical hydrophones are not covered.

2 Normative references

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

IEC 60050-801:1994, *International Electrotechnical Vocabulary – Chapter 801: Acoustics and electroacoustics*

IEC 60565, *Underwater acoustics – Hydrophones – Calibration in the frequency range 0,01 Hz to 1 MHz*

IEC/TR 60854:1986, *Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment*

IEC 61689, *Ultrasonics – Physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz*

IEC 61828, *Ultrasonics – Focusing transducers – Definitions and measurement methods for the transmitted fields*

IEC 61846, *Ultrasonics – Pressure pulse lithotripters – Characteristics of fields*

IEC 61847, *Ultrasonics – Surgical systems – Measurement and declaration of the basic output characteristics*

IEC 62127-2, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 2: Calibration for ultrasonic fields up to 40 MHz*

IEC 62127-3, *Ultrasonics – Hydrophones – Part 3: Properties of hydrophones for ultrasonic fields up to 40 MHz*

ISO 16269-6:2005, *Statistical interpretation of data – Part 6: Determination of statistical tolerance intervals*

ISO, *Guide to the expression of uncertainty in measurement*. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization (ISO), 1995

NOTE The following standards rely on the proper use of this document.

IEC 61157, *Standard means for the reporting of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment*

IEC 62359, *Ultrasonics – Field characterization – Test methods for the determination of thermal and mechanical indices related to medical diagnostic ultrasonic fields*

IEC 61847, *Ultrasonics – Surgical systems – Measurement and declaration of the basic output characteristics*.

3 Terms, definitions and symbols

For the purposes of this document, the terms and definitions given in IEC 62127-2, IEC 62127-3 and the following apply. It also includes definitions related to subjects in this document to be used in particular medical ultrasound device standards.

3.1

acoustic pulse waveform

temporal waveform of the instantaneous acoustic pressure at a specified position in an acoustic field and displayed over a period sufficiently long to include all significant acoustic information in a single pulse or tone-burst, or one or more cycles in a continuous wave

NOTE 1 Temporal waveform is a representation (e.g. oscilloscope presentation or equation) of the **instantaneous acoustic pressure**.

NOTE 2 Definition adopted from IEC 60469-1.

3.2

acoustic repetition period

arp

pulse repetition period for non-automatic scanning systems and the **scan repetition period** for automatic scanning systems, equal to the time interval between corresponding points of consecutive cycles for continuous wave systems

NOTE The **acoustic repetition period** is expressed in seconds (s).

3.3

acoustic frequency

acoustic-working frequency

frequency of an acoustic signal based on the observation of the output of a **hydrophone** placed in an acoustic field at the position corresponding to the **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**

NOTE 1 The signal is analysed using either the **zero-crossing acoustic-working frequency** technique or a spectrum analysis method. Acoustic-working frequencies are defined in 3.3.1 and 3.3.2.

NOTE 2 In a number of cases the present definition is not very helpful or convenient, especially for **broadband transducers**. In that case, a full description of the frequency spectrum should be given in order to enable any frequency-dependent correction to the signal.

NOTE 3 **Acoustic frequency** is expressed in hertz (Hz).

3.3.1

zero-crossing acoustic-working frequency

f_{awf}

this is determined according to the procedure specified in IEC/TR 60854

NOTE This frequency is intended for continuous wave systems only.

3.3.2

arithmetic-mean acoustic-working frequency

f_{awf}

arithmetic mean of the most widely separated frequencies f_1 and f_2 , within the range of three times f_1 , at which the magnitude of the acoustic pressure spectrum is 3 dB below the peak magnitude

NOTE 1 This frequency is intended for pulse-wave systems only.

NOTE 2 It is assumed that $f_1 < f_2$.

3.3.3

peak pulse acoustic frequency

f_p

arithmetic-mean acoustic-working frequency **of the pulse with the largest** peak negative acoustic pressure **measured at the point of maximum** peak negative acoustic pressure

NOTE **Peak pulse acoustic frequency** is expressed in hertz (Hz).

3.3.4

time average acoustic frequency

f_t

arithmetic-mean acoustic-working frequency of the time averaged acoustic pressure spectrum of the acoustic signal measured at the point of maximum **temporal average intensity**

NOTE **Time average acoustic frequency** is expressed in hertz (Hz).

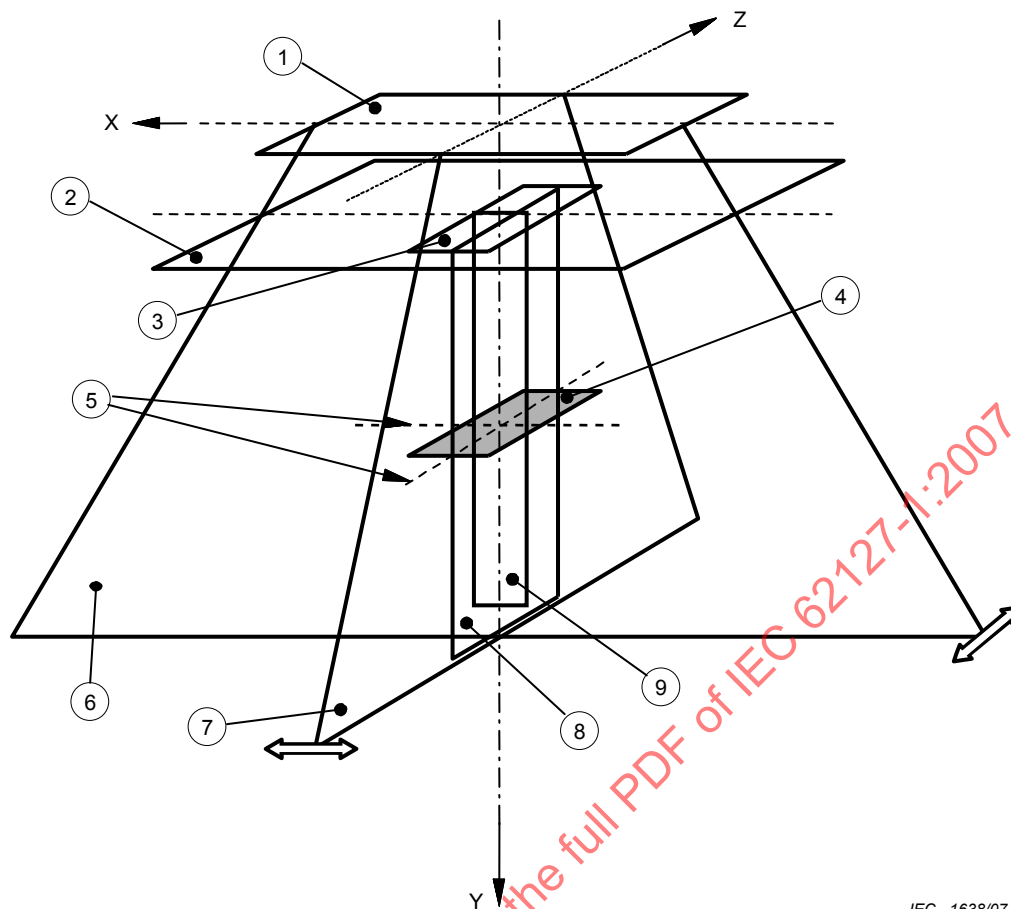
3.4

azimuth axis

axis formed by the junction of the **azimuth plane** and the **source aperture plane** (measurement) or **transducer aperture plane** (design)

NOTE 1 Definition adopted from IEC 61828:2001.

NOTE 2 See Figure 1.



IEC 1638/07

Key

- X azimuth axis
- Y beam axis
- Z elevation axis
- 1 external transducer aperture plane
- 2 source aperture plane
- 3 aperture plane
- 4 beam area plane
- 5 beamwidth lines
- 6 azimuth plane, scan plane
- 7 elevation plane
- 8 longitudinal plane
- 9 principle longitudinal plane

**Figure 1 – Schematic diagram of the different planes and lines in an ultrasonic field
(see also IEC 61828)**

3.5

azimuth plane

for a scanning **ultrasonic transducer**: this is the **scan plane**; for a non-scanning **ultrasonic transducer**: this is the **principal longitudinal plane**

NOTE 1 Definition adopted from IEC 61828:2001.

NOTE 2 See Figure 1.

3.6

bandwidth

BW

difference in the most widely separated frequencies f_1 and f_2 at which the magnitude of the acoustic pressure spectrum becomes 3 dB below the peak magnitude, at a specified point in the acoustic field

NOTE **Bandwidth** is expressed in hertz (Hz).

3.7

beam area

A_b

area in a specified plane perpendicular to the **beam axis** consisting of all points at which the **pulse-pressure-squared integral** is greater than a specified fraction of the maximum value of the **pulse-pressure-squared integral** in that plane

NOTE 1 If the position of the plane is not specified, it is the plane passing through the point corresponding to the **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure** in the whole acoustic field.

NOTE 2 In a number of cases, the term **pulse-pressure-squared integral** is replaced everywhere in the above definition by any linearly related quantity, for example

- a) in the case of a continuous wave signal the term **pulse-pressure-squared integral** is replaced by mean square acoustic pressure as defined in IEC 61689,
- b) in cases where signal synchronisation with the scanframe is not available the term **pulse-pressure-squared integral** may be replaced by **temporal average intensity**.

NOTE 3 Some specified levels are 0,25 and 0,01 for the -6 dB and -20 dB beam areas, respectively.

NOTE 4 Beam area is expressed in metres squared (m²).

NOTE 5 Definition is modified compared to that used in IEC 61828:2001.

3.8

beam axis

straight line that passes through the **beam centrepoints** of two planes perpendicular to the line which connects the point of maximal **pulse-pressure-squared integral** with the centre of the **external transducer aperture**

NOTE 1 The location of the first plane is the location of the plane containing the maximum **pulse-pressure-squared integral** or, alternatively, is one containing a single main lobe which is in the focal Fraunhofer zone. The location of the second plane is as far as is practicable from the first plane and parallel to the first with the same two orthogonal scan lines (x and y axes) used for the first plane.

NOTE 2 In a number of cases, the term **pulse-pressure-squared integral** is replaced in the above definition by any linearly related quantity, for example

- a) in the case of a continuous wave signal the term **pulse-pressure-squared integral** is replaced by mean square acoustic pressure as defined in IEC 61689,
- b) in cases where signal synchronisation with the scanframe is not available the term **pulse-pressure-squared integral** may be replaced by **temporal average intensity**.

NOTE 3 See Figure 1.

NOTE 4 Definition is modified compared to that used in IEC 61828:2001.

3.9

beam centrepoint

position determined by the intersection of two lines passing through the **beamwidth midpoints** of two orthogonal planes, xz and yz

NOTE Definition adopted from IEC 61828:2001.

3.10

beamwidth midpoint

linear average of the location of the centres of **beamwidths** in a plane

NOTE 1 The average is taken over as many **beamwidth** levels given in Table K.1 as signal level permits.

NOTE 2 Definition adopted from IEC 61828:2001.

3.11

beamwidth

W_6 , W_{12} , W_{20}

greatest distance between two points on a specified axis perpendicular to the **beam axis** where the **pulse-pressure-squared integral** falls below its maximum on the specified axis by a specified amount

NOTE 1 In a number of cases, the term **pulse-pressure-squared integral** is replaced in the above definition by any linearly related quantity, for example

- a) in the case of a continuous wave signal the term **pulse-pressure-squared integral** is replaced by mean square acoustic pressure as defined in IEC 61689,
- b) in cases where signal synchronisation with the scanframe is not available the term **pulse-pressure-squared integral** may be replaced by **temporal average intensity**.

NOTE 2 Commonly used **beamwidths** are specified at –6 dB, –12 dB and –20 dB levels below the maximum. The decibel calculation implies taking 10 times the logarithm of the ratios of the integrals.

NOTE 3 **Beamwidth** is expressed in metres (m).

NOTE 4 Definition slightly modified to that in IEC 61828:2001.

3.12

broadband transducer

transducer that generates an acoustic pulse of which the **bandwidth** is greater than the **arithmetic-mean acoustic-working frequency**

3.13

central scan line

for automatic scanning systems, the ultrasonic scan line closest to the symmetry axis of the **scan plane**

3.14

diametrical beam scan

set of measurements of the hydrophone output voltage made while moving the hydrophone in a straight line passing through a point on the beam axis and in a direction normal to the beam axis

NOTE The **diametrical beam scan** may extend to different distances on either side of the **beam axis**.

3.15

distance z_r

z_r

distance along the **beam axis** between the plane containing the **peak-rarefactional acoustic pressure** and the **external transducer aperture**

NOTE The **distance z_r** is expressed in metres (m).

3.16

distance z_c

z_c

distance along the **beam axis** between the plane containing the **peak-compressional acoustic pressure** and the **external transducer aperture**

NOTE The **distance z_c** is expressed in metres (m).

3.17

distance z_{ppsi}

z_{ppsi}

distance along the **beam axis** between the plane containing the maximum **pulse-pressure-squared integral** and the **external transducer aperture**

NOTE The **distance z_{ppsi}** is expressed in metres (m).

3.18

distance z_{spta}

z_{spta}

distance along the **beam axis** between the plane containing the **spatial-peak temporal-average intensity** and the **external transducer aperture**

NOTE 1 In practice, this distance is equal to the distance z_{ppsi} .

NOTE 2 The distance z_{spta} **is expressed in metres (m)**.

3.19

distance z_{offset}

z_{offset}

distance along the **beam axis** between the plane containing the active face of the ultrasonic transducer or ultrasonic transducer element group and the **external transducer aperture**

NOTE 1 **Distance z_{offset}** is expressed in metres (m).

NOTE 2 Definition adopted, with modified symbol, from IEC 61828:2001.

3.20

electric load impedance

Z_L

complex electric input impedance (consisting of a real and an imaginary part) to which the **hydrophone** unit output cable is connected or is to be connected

NOTE The **electric load impedance** is expressed in ohms (Ω).

NOTE 2 Definition adopted from IEC 62127-3.

3.21

effective hydrophone radius

a_h, a_{h3}, a_{h6}

radius of a stiff disc receiver **hydrophone** that has a predicted **directional response** function with an angular width equal to the observed angular width

NOTE 1 The angular width is determined at a specified level below the peak of the **directional response** function. For the specified levels of 3 dB and 6 dB, the radii are denoted by a_{h3} and a_{h6} respectively.

NOTE 2 The **effective hydrophone radius** is expressed in metres (m).

NOTE 3 The radius is usually the function of frequency. For representative experimental data, see [1].

NOTE 4 Definition adopted from IEC 62127-3.

3.22

effective radius of a non-focused ultrasonic transducer

a_t

radius of a perfect disc piston-like ultrasonic transducer that has a predicted axial acoustic pressure distribution approximately equivalent to the observed axial acoustic pressure distribution over an axial distance until at least the last axial maximum has passed

NOTE The **effective radius of a non-focused ultrasonic transducer** is expressed in metres (m).

3.23**elevation axis**

line in the **source aperture plane** (measurement) or **transducer aperture plane** (design) that is perpendicular to the **azimuth axis**

NOTE 1 See Figure 1.

NOTE 2 Definition adopted from IEC 61828:2001.

3.24**elevation plane**

longitudinal plane containing the elevation axis

NOTE 1 See Figure 1.

NOTE 2 Definition adopted from IEC 61828:2001.

3.25**end-of-cable loaded sensitivity****end-of-cable loaded sensitivity of a hydrophone (or hydrophone-assembly)**

$M_L(f)$

ratio of the instantaneous voltage at the end of any integral cable or output connector of a **hydrophone** or **hydrophone-assembly**, when connected to a specified **electric load impedance**, to the **instantaneous acoustic pressure** in the undisturbed free field of a plane wave in the position of the reference centre of the **hydrophone** if the **hydrophone** were removed

NOTE 1 **End-of-cable loaded sensitivity** is expressed in volts per pascal (V/Pa).

NOTE 2 Definition adopted from IEC 62127-3.

3.26**end-of-cable open-circuit sensitivity****end-of-cable open-circuit sensitivity of a hydrophone**

$M_c(f)$

ratio of the instantaneous open-circuit voltage at the end of any integral cable or output connector of a **hydrophone** to the **instantaneous acoustic pressure** in the undisturbed free field of a plane wave in the position of the reference centre of the **hydrophone** if the **hydrophone** were removed

NOTE 1 **End-of-cable open-circuit sensitivity** is expressed in volts per pascal (V/Pa).

NOTE 2 Definition adopted from IEC 62127-3.

3.27**external transducer aperture**

part of the surface of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** assembly that emits ultrasonic radiation into the propagation medium.

NOTE 1 This surface is either directly in contact with the patient or is in contact with a water or liquid path to the patient.

NOTE 2 See Figure 1.

NOTE 3 Definition adopted from IEC 61828:2001.

3.28**far field**

acoustic (sound) field at distances from an **ultrasonic transducer** where the values of the **instantaneous acoustic pressure** and particle velocity are substantially in phase (see also IEC 801-23-30)

NOTE For the purposes of this standard, although strictly for circular planar ultrasonic transducers, the **far field** is at a distance greater than $A_{ob}/\pi\lambda$, where A_{ob} is the **output beam area** and λ is the wavelength of the ultrasound corresponding to the **acoustic frequency**.

3.29 hydrophone geometrical radius

a_g
radius defined by the dimensions of the active element of a **hydrophone**

NOTE The **hydrophone geometrical radius** is expressed in metres (m).

NOTE 2 Definition adopted from IEC 62127-3.

3.30 hydrophone

transducer that produces electric signals in response to waterborne acoustic signals

[IEV 801-32-26]

3.31 hydrophone assembly

combination of **hydrophone** and **hydrophone pre-amplifier**

NOTE Definition adopted from IEC 62127-3.

3.32 hydrophone pre-amplifier

active electronic device connected to, or to be connected to, a particular **hydrophone** and reducing its output impedance

NOTE 1 A **hydrophone pre-amplifier** requires a supply voltage (or supply voltages).

NOTE 2 The **hydrophone pre-amplifier** may have a forward voltage transmission factor of less than one, i.e. it need not necessarily be a voltage amplifier in the strict sense.

NOTE 3 Definition adopted from IEC 62127-3.

3.33 instantaneous acoustic pressure

$p(t)$
pressure minus the ambient pressure at a particular instant in time and at a particular point in an acoustic field (see also IEV 801-01-19)

NOTE **Instantaneous acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

3.34 instantaneous intensity

$I(t)$
acoustic energy transmitted per unit time in the direction of acoustic wave propagation per unit area normal to this direction at a particular instant in time and at a particular point in an acoustic field

NOTE 1 Instantaneous intensity is the product of instantaneous acoustic pressure and particle velocity. It is difficult to measure intensity in the ultrasound frequency range. For the measurement purposes referred to in this standard, and if it is reasonable to assume **far field** conditions, the **instantaneous intensity**, I is approximated as

$$I(t) = \frac{p(t)^2}{\rho c} \quad (1)$$

where

$p(t)$ is the **instantaneous acoustic pressure**;

ρ is the density of the medium;

c is the velocity of sound in the medium.

NOTE 2 **Instantaneous intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.35

longitudinal plane

plane defined by the **beam axis** and a specified orthogonal axis

NOTE 1 Definition adopted from IEC 61828:2001, 4.2.43.

NOTE 2 See Figure 1.

3.36

mean peak acoustic pressure

p_m

the arithmetic mean of the peak-rarefactional acoustic pressure and the peak-compressional acoustic pressure

NOTE Definition adopted from IEC 61949.

3.37

near field

region of the acoustic (sound) field of an **ultrasonic transducer** where the relative phase of the **instantaneous acoustic pressure** and the particle velocity is continually changing with position in the acoustic (sound) field

NOTE For circular planar transducers, this is at a distance less than $A_{ob}/\pi\lambda$, where A_{ob} is the **output beam area** and λ is the wavelength of the ultrasound corresponding to the **acoustic frequency**.

3.38

non-linear propagation parameter

σ_m

index which permits the prediction of non-linear distortion of ultrasound for a specific **ultrasonic transducer**, and is given by σ_m from [2]

$$\sigma_m = \frac{\omega \beta I_1}{\rho c^3} p_m \frac{\ln((F_g - 1)^{1/2} + F_g^{1/2})}{(F_g - 1)^{1/2}} \quad (2)$$

where

β is the non-linearity parameter ($\beta = 1 + B/2A = 3,5$ for pure water at 20 °C [2]);

ω is the angular frequency ($\omega = 2\pi f_{awf}$ where f_{awf} is the **acoustic -working frequency**);

I_1 is the distance from the face of the **ultrasonic transducer** to the plane containing the point of **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**;

F_g is 0,69 times the ratio of the **geometrical area of the ultrasonic transducer** to the **-6 dB beam area**;

p_m is the **mean peak acoustic pressure** at the point in the acoustic field corresponding to the **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**

NOTE The equation given above is applicable to ultrasonic fields in which $F_g > 2,1$. The specification of an index to cover $F_g \leq 2,1$ is under consideration.

3.39 operating mode

3.39.1 combined-operating mode

mode of operation of a **system** that combines more than one **discrete-operating mode**

NOTE Examples of **combined-operating modes** are real-time B-mode combined with M-mode (B+M), real-time B-mode combined with pulsed Doppler (B+D), colour M-mode (cM), real-time B-mode combined with M-mode and pulsed Doppler (B+M+D), real-time B-mode combined with real-time flow-mapping Doppler (B+rD), i.e. flow-mapping in which different types of acoustic pulses are used to generate the Doppler information and the imaging information.

3.39.2 discrete-operating mode

mode of operation of **medical diagnostic ultrasonic equipment** in which the purpose of the excitation of the ultrasonic transducer or ultrasonic transducer element group is to utilize only one diagnostic methodology

NOTE Examples of **discrete-operating modes** are A-mode (A), M-mode (M), static B-mode (sB), real-time B-mode (B), continuous wave Doppler (cwD), pulsed Doppler (D), static flow-mapping (sD) and real-time flow-mapping Doppler (rD) using only one type of acoustic pulse.

3.39.3 inclusive mode

combined-operating mode having acoustic output levels (p_r and I_{spta}) less than those corresponding to a specified **discrete-operating mode**

3.39.4 non-scanning mode

mode of operation of a **system** that involves a sequence of ultrasonic pulses which give rise to **ultrasonic scan lines** that follow the same acoustic path

3.39.5 scanning mode

mode of operation of a **system** that involves a sequence of ultrasonic pulses which give rise to **ultrasonic scan lines** that do not follow the same acoustic path

NOTE The sequence of pulses is not necessarily made up of identical pulses. For instance, the use of sequential multiple focal-zones is considered a scanning mode.

3.40 output beam area

A_{ob}
area of the ultrasonic beam derived from the –12 dB **beam area** at the external **transducer aperture**

NOTE 1 For reasons of measurement accuracy, the –12 dB **output beam area** may be derived from measurements at a distance chosen to be as close as possible to the face of the transducer, and, if possible, no more than 1 mm from the face.

NOTE 2 For contact transducers, this area can be taken as the geometrical area of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**.

NOTE 3 The **output beam area** is expressed in metres squared (m^2).

3.41 output beam dimensions

X_{ob} , Y_{ob}
dimensions of the ultrasonic beam (–12 dB **beamwidth**) in specified directions perpendicular to each other and in a direction normal to the **beam axis** and at the external **transducer aperture**

NOTE 1 For reasons of measurement accuracy, the –12 dB **output beam dimensions** may be derived from measurements at a distance chosen to be as close as possible to the face of the transducer, and, if possible, no more than 1 mm from the face.

NOTE 2 For contact transducers, these dimensions can be taken as the geometrical dimensions of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**.

NOTE 3 **Output beam dimensions** are expressed in metres (m).

3.42

output beam intensity

I_{ob}

temporal-average power output divided by the **output beam area**

NOTE **Output beam intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.43

peak acoustic pressure

p_- (or p_r) or p_+ (or p_c)

either the **peak-compressional acoustic pressure** or the **peak-rarefactional acoustic pressure**

NOTE 1 The term is used in relative determinations.

NOTE 2 **Peak acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

3.44

peak-rarefactional acoustic pressure

p_- (or p_r)

maximum of the modulus of the negative **instantaneous acoustic pressure** in an acoustic field or in a specified plane during an **acoustic repetition period**

NOTE 1 **Peak-rarefactional acoustic pressure** is expressed as a positive number.

NOTE 2 **Peak-rarefactional acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

NOTE 3 The definition of **peak-rarefactional acoustic pressure** also applies to peak-negative acoustic pressure which is also in use in literature.

3.45

peak-compressional acoustic pressure

p_+ (or p_c)

maximum positive **instantaneous acoustic pressure** in an acoustic field or in a specified plane during an **acoustic repetition period**

NOTE 1 **Peak-compressional acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

NOTE 2 The definition of **peak-compressional acoustic pressure** also applies to peak-positive acoustic pressure which is also in use in literature.

3.46

principal longitudinal plane

plane containing the **beam axis** and the minimum –6 dB **beamwidth**

NOTE 1 For rectangular ultrasonic transducers, it is the plane parallel to their longest side.

NOTE 2 Definition adopted from IEC 61828:2001, 4.2.59.

NOTE 3 See Figure 1.

3.47

pulse-average intensity

I_{pa}

ratio of the **pulse-intensity integral** to the **pulse duration** at a particular point in an acoustic field

NOTE **Pulse-average intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.48 pulse duration

t_d

1,25 times the interval between the time when the time integral of the square of the **instantaneous acoustic pressure** reaches 10 % and 90 % of its final value

NOTE 1 The final value of the time integral of the square of the **instantaneous acoustic pressure** is the **pulse-pressure-squared integral**.

NOTE 2 **Pulse duration** is expressed in seconds (s).

NOTE 3 See Figure 2.

3.49 pulse-intensity integral

p_{ii}

time integral of the **instantaneous intensity** at a particular point in an acoustic field integrated over the **acoustic pulse waveform**

NOTE 1 For measurement purposes referred to in this standard, **pulse-intensity integral** is proportional to **pulse-pressure-squared integral**.

NOTE 2 The **pulse-intensity integral** is expressed in joules per metre squared (J/m^2).

3.50 pulse-pressure-squared integral

p_{psi}

time integral of the square of the **instantaneous acoustic pressure** at a particular point in an acoustic field integrated over the **acoustic pulse waveform**

NOTE The **pulse-pressure-squared integral** is expressed in pascal squared seconds (Pa^2s).

3.51 pulse repetition period

prp

time interval between equivalent points on successive pulses or tone-bursts

NOTE 1 This applies to single element non-automatic scanning systems and automatic scanning systems. See also IEC 60469-1:1987, 5.3.2.1.

NOTE 2 The **pulse repetition period** is expressed in seconds (s).

3.52 pulse repetition rate

prr

reciprocal of the pulse repetition period

NOTE 1 See also IEC 60469-1:1987, 5.3.2.2 .

NOTE 2 The **pulse repetition rate** is expressed in hertz (Hz).

3.53 rms acoustic pressure

p_{rms}

root-mean-square (rms) of the **instantaneous acoustic pressure** at a particular point in an acoustic field

NOTE 1 The mean should be taken over an integral number of **acoustic repetition periods** unless otherwise specified.

NOTE 2 **rms acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

3.54**scan-area** **A_s**

for automatic scanning systems, the area on a specified plane (or surface) consisting of all points within the **beam area** of any beam passing through the surface during the scan

NOTE 1 The specified plane (or surface) follows the same shape as the **external transducer aperture**.

NOTE 2 The **scan-area** is expressed in metres squared (m^2).

3.55**source aperture plane**

closest possible measurement **plane** to the **external transducer aperture**, that is perpendicular to the **beam axis**

NOTE 1 Definition adopted from IEC 61828:2001, 4.2.67.

NOTE 2 See Figure 1.

3.56**scan plane**

for automatic scanning systems, a plane containing all the **ultrasonic scan lines**

NOTE 1 See Figure 1.

NOTE 2 Some scanning systems have the ability to steer the ultrasound beam in two directions. In this case, there is no **scan plane** that meets this definition. However, it might be useful to consider a plane through the major-axis of symmetry of the ultrasound transducer and perpendicular to the transducer face (or another suitable plane) as being equivalent to the **scan plane**.

3.57**scan repetition period** **s_{rp}**

time interval between identical points on two successive frames, sectors or scans, applying to automatic scanning systems with a periodic scan sequence only

NOTE 1 In general, this standard assumes that an individual scan line repeats exactly after a number of acoustic pulses. In case an **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** radiates ultrasound without any sequence of repetition, it will not be possible to characterize a scanned mode in the way described in this standard. The approach described in Annex F can be useful when synchronization cannot be achieved.

NOTE 2 The **scan repetition period** is expressed in seconds (s).

3.58**scan repetition rate** **s_{rr}**

reciprocal of the scan repetition period

NOTE The **scan repetition rate** is expressed in hertz (Hz).

3.59**spatial-average temporal-average intensity** **I_{sata}**

equal to the **temporal-average intensity** averaged over the **scan-area** or **beam area** as appropriate

NOTE **Spatial-average temporal-average intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.60**spatial-peak pulse-average intensity** **I_{sppa}**

maximum value of the **pulse-average intensity** in an acoustic field or in a specified plane

NOTE **Spatial-peak pulse-average intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.61

spatial-peak rms acoustic pressure

p_{spr}

maximum value of the **rms acoustic pressure** in an acoustic field or in a specified plane-

NOTE **Spatial-peak rms acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

3.62

spatial-peak temporal-average intensity

I_{spta}

maximum value of the **temporal-average intensity** in an acoustic field or in a specified plane

NOTE 1 For systems in **combined-operating mode**, the time interval over which the temporal average is taken is sufficient to include any period during which scanning may not be taking place

NOTE 2 **Spatial-peak temporal-average intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.63

spatial-peak temporal-peak acoustic pressure

p_{sptp}

larger of the **peak-compressional acoustic pressure** or the **peak-rarefactional acoustic pressure**

NOTE **Spatial-peak temporal-peak acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

3.64

spatial-peak temporal-peak intensity

I_{sptp}

maximum value of the **temporal-peak intensity** in an acoustic field or in a specified plane

NOTE **Spatial-peak temporal-peak intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.65

temporal-average intensity

I_{ta}

time-average of the **instantaneous intensity** at a particular point in an acoustic field

NOTE 1 The time-average is taken normally over an integral number of **acoustic repetition periods**, if not it should be specified.

NOTE 2 **Temporal-average intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.66

temporal-peak intensity

I_{tp}

maximum value over time of the **instantaneous intensity** at a particular point in an acoustic field

NOTE **Temporal-peak intensity** is expressed in watts per metre squared (W/m^2).

3.67

temporal-peak acoustic pressure

p_{tp}

maximum value of the modulus of the **instantaneous acoustic pressure** at a particular point in an acoustic field

NOTE **Temporal-peak acoustic pressure** is expressed in pascal (Pa).

3.68

transducer aperture plane

plane that is orthogonal to the **beam axis** of the **unsteered beam**, or the axis of symmetry of the **azimuth plane** for an automatic scanner, and is adjacent physically to the **ultrasonic transducer**

NOTE 1 If the **ultrasonic transducer** is flat, the plane is coplanar with the radiating surface of the **ultrasonic transducer**; if it is concave, the plane touches the periphery of the radiating surface; if it is convex, the plane is tangent to the centre of the radiating surface at the point of contact (see Figure 1).

NOTE 2 Definition adopted from IEC 61828:2001, 4.2.72.

3.69

transducer assembly

those parts of **medical diagnostic ultrasonic equipment** comprising the **ultrasonic transducer** and/or **ultrasonic transducer element group**, together with any integral components, such as an acoustic lens or integral stand-off

NOTE The transducer assembly is usually separable from the ultrasound instrument console.

3.70

ultrasound instrument console

electronic unit to which the **transducer assembly** is attached

3.71

ultrasonic scan line

for scanning systems, the **beam axis** for a particular **ultrasonic transducer element group**, or for a particular excitation of an **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group**

NOTE 1 Here, an ultrasonic scan line refers to the path of acoustic pulses and not to a line on an image on the display screen of a system.

NOTE 2 In general, this standard assumes that an individual scan line repeats exactly after a given number of acoustic pulses. In case an **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** radiates ultrasound without any sequence of repetition, it will not be possible to characterize a scanned mode in the way described in this standard. The approach described in Annex F can be useful when synchronization cannot be achieved.

NOTE 3 The case where a single excitation produces ultrasonic beams propagating along more than one **beam axis** is not considered.

3.72

ultrasonic scan line separation

s_s

for automatic scanning systems, the distance between the points of intersection of two consecutive **ultrasonic scan lines** of the same type and a specified line in the scan plane

NOTE 1 It is assumed here that consecutive ultrasonic scan lines are spatially adjacent; this is not true for all types of scanning equipment.

NOTE 2 The **ultrasonic scan line separation** is expressed in metres (m).

3.73

ultrasonic transducer

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

3.74

ultrasonic transducer element

element of an **ultrasonic transducer** that is excited in order to produce an acoustic signal

3.75

ultrasonic transducer element group

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

3.76

ultrasonic transducer element group dimensions

dimensions of the surface of the group of elements of an **ultrasonic transducer** element group which includes the distance between the elements, hence representing the overall dimensions

NOTE **Ultrasonic transducer element group dimensions** are expressed in metres (m).

3.77

uncertainty

parameter, associated with the result of a measurement, that characterizes the dispersion of the values that could reasonably be attributed to the measurand

NOTE See the ISO Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement [3], 2.2.3.

4 List of symbols

a_h	effective hydrophone radius
a_g	hydrophone geometrical radius
a_t	effective radius of a non-focused ultrasonic transducer
a_{h3}, a_{h6}	effective radii of the active element of a hydrophone, determined from directional response measurements, at the –3 dB and –6 dB levels
a_{max}	maximum effective radius for a specific hydrophone application
arp	acoustic repetition period
A_b	beam area
A_g	geometrical area of an ultrasonic transducer
A_{ob}	output beam area
A_s	scan-area
BW	bandwidth
c	speed of sound in the medium (usually water)
C	end-of-cable capacitance of a hydrophone
C_{el}	parallel input capacitance of an electrical load
f_{awf}	acoustic frequency, acoustic-working frequency
f_p	peak pulse acoustic frequency
f_t	time average acoustic frequency
F_g	$0,69 \cdot A_g / (-6 \text{ dB beam area})$
I	instantaneous intensity
I_{ob}	output beam intensity
I_{pa}	pulse-average intensity
I_{sapa}	spatial-average pulse-average intensity
I_{sata}	spatial-average temporal-average intensity
I_{sppa}	spatial-peak pulse-average intensity
I_{ta}	temporal-average intensity
I_{tp}	temporal-peak intensity
I_{spta}	spatial-peak temporal-average intensity
I_{sptp}	spatial-peak temporal-peak intensity
k	$2\pi/\lambda$
K_{sa}	spatial averaging correction factor

$M_c(f)$	end-of-cable open-circuit sensitivity
$M_L(f)$	end-of-cable loaded sensitivity
p	instantaneous acoustic pressure
p_{ii}	pulse-intensity integral
p_{psi}	pulse-pressure-squared integral
p_m	mean peak acoustic pressure
p_{tp}	temporal-peak acoustic pressure
prr	pulse repetition rate
prp	pulse repetition period
p_{spr}	spatial-peak rms acoustic pressure
p_{sptp}	spatial-peak temporal-peak acoustic pressure
p_{rms}	rms acoustic pressure
$p_+ (p_c)$	peak-compressional acoustic pressure
$p_- (p_r)$	peak-rarefactional acoustic pressure
P	total ultrasonic power
P_{beam}	total power emitted by one acoustic scan line
R_{bh}	ratio of the –6 dB beamwidth to the effective hydrophone diameter
s_s	ultrasonic scan line separation
srp	scan repetition period
srr	scan repetition rate
t_d	pulse duration
$U_L(f)$	end-of-cable voltage for a hydrophone
v	instantaneous particle velocity
X_{ob}, Y_{ob}	output beam dimensions z distance between a hydrophone and an ultrasonic transducer
z_c	distance z_c
z_{offset}	distance z_{offset}
z_{ppsi}	distance z_{ppsi}
z_r	distance z_r
z_{spta}	distance z_{spta}
$\underline{Z}_h$	complex electric output impedance of a hydrophone or hydrophone assembly
$\underline{Z}_L$	electric load impedance
β	non-linearity parameter
θ	angle of incidence of an ultrasonic wave with respect to the hydrophone axis , (θ_3, θ_6 : with special reference to 3 dB and 6 dB defined levels)
λ	acoustic wavelength in a liquid
ρ	density of the medium (usually water)
σ_m	non-linear propagation parameter
ω	($2\pi f_{awf}$) circular frequency
w_6, w_{12}, w_{20}	beamwidth (at –6 dB and –12 dB and –20 dB levels)

5 Measurement requirements

5.1 Requirements for hydrophones and amplifiers

5.1.1 Introduction

In order to select a hydrophone and amplifier that is appropriate for the type of measurement to be undertaken, it shall be ensured that the selected devices comply with the following requirements. Requirements for hydrophone performance in this clause are either in addition to or supersede those for *hydrophones* in IEC 62127-3.

5.1.2 General

It is assumed throughout this standard that a **hydrophone** is a device that responds to acoustic waves [see IEC 801-32-26] in such a way that the output voltage is proportional to the acoustic pressure. Generally, this relationship is frequency dependant and thus if $M_L(f)$ is the **end-of-cable loaded sensitivity of a hydrophone** (see 3.25 and Annex C), the **instantaneous acoustic pressure** $p(t)$ is related to the measured end-of-cable voltage $u_L(t)$ by

$$p(t) = \mathfrak{F}^{-1}[U_L(f) / M_L(f)] \quad (3)$$

where

$\mathfrak{F}^{-1}$ an inverse Fourier transform;

$U_L(f)$ the Fourier transform result of $u_L(t)$.

NOTE See Annex D to implement this method.

If the **hydrophone** or **hydrophone assembly** meets the requirements of a narrow-band approximation as specified in 5.1.7, then instantaneous acoustic pressure can be determined from:

$$p(t) = u_L(t) / M_L(f_{awf}) \quad (4)$$

where

$M_L(f_{awf})$ is the **end-of-cable loaded sensitivity** of the hydrophone at the **acoustic-working frequency**.

5.1.3 Sensitivity of a hydrophone

When no **hydrophone pre-amplifier** is used, the sensitivity of the **hydrophone** shall refer to the **end-of-cable loaded sensitivity** and shall be determined for the particular electrical loading conditions (see 3.20).

When a **hydrophone pre-amplifier** is used, the sensitivity of the **hydrophone** shall refer to the **end-of-cable loaded sensitivity** which relates to the particular **hydrophone-assembly**.

NOTE 1 The method outlined in IEC 62127-3 may be used for the determination of **end-of-cable loaded sensitivity** assuming the **end-of-cable open-circuit sensitivity of the hydrophone** is known.

NOTE 2 See Clause B.10 for tabulated examples of specification parameters.

5.1.4 Directional response of a hydrophone

The directional response of the hydrophone shall be known.

Symmetry of the directional response shall conform to IEC 62127-3.

NOTE There are two reasons to know the directional response of a **hydrophone**. First, it may be necessary as part of the field characterization procedures described in Annex B, in which case the directional response should be known at the appropriate **acoustic-working frequency**. Secondly, the directional response is used to derive the **effective hydrophone radius**.

5.1.5 Effective hydrophone radius

The **effective hydrophone radius** shall be known and determined following the method described in IEC 62127-3.

5.1.6 Choice of the size of a hydrophone active element

5.1.6.1 General

The choice of the **effective hydrophone radius** for a specific application shall be determined by consideration of the following.

The effective radius of the element should ideally be comparable with or smaller than one quarter of the acoustic wavelength, so that phase and amplitude variations do not contribute significantly to measurement uncertainties.

It is not possible, because of the large range of types of **ultrasonic transducers**, to establish a simple relationship between the optimum effective element size of the **hydrophone** and parameters such as the **ultrasonic transducer** dimension, the acoustic wavelength and the distance from the **ultrasonic transducer**. However, in the **far field** it is reasonable to relax the above criteria. For circular **ultrasonic transducers**, the following criterion may be used as a guide to the determination of the maximum effective radius $a_{\max}$ of a hydrophone active element. $a_{\max}$ is given by [4]:

$$a_{\max} = \frac{\lambda}{8a_1} (l^2 + a_1^2)^{1/2} \quad (5)$$

where

- a_1 is the effective radius of the **ultrasonic transducer**;
- l is the distance between the **hydrophone** and the **ultrasonic transducer** face;
- λ is the acoustic wavelength corresponding to the **acoustic-working frequency**.

See [4] and [5].

For a focused **ultrasonic transducer**, the above relationship may still be used.

For an **ultrasonic transducer** with a non-circular element, the above relationship may still be used by replacing a_1 by one half the maximum **ultrasonic transducer dimension** or **ultrasonic transducer element group dimension**.

Requirements of the size of the hydrophone active element are relaxed for measurements of ultrasonic fields generated by physiotherapy systems (see 8.3.1).

For representative experimental data see [1].

5.1.6.2 Spatial averaging effect

The practical requirement of an adequate signal-to-noise ratio or other considerations can lead to the use of a **hydrophone** with an element size greater than that recommended above. In this case, care should be taken in interpreting measurements as a piezoelectric **hydrophone** is a phase sensitive detector that integrates the complex acoustic pressure over its active element.

If applicable, corrections for spatial averaging should be made. See Annex E.

When the **hydrophone** is translated from the position of maximum received signal in any direction normal to the **beam axis** by an amount equal to the **effective hydrophone radius** element, the decrease in signal should be less than 1 dB. If this is not the case, corrections for spatial averaging should be made. See Annex E.

Improved corrections can also be made using diffraction corrections, see [4, 5, 6, 7].

5.1.7 Bandwidth

5.1.7.1 Narrow-band approximation

Narrow-band approximations shall be considered as being appropriate whenever the non-linear propagation parameter is less than 0,5 (see 7.2.4).

In this case, it is sufficient to consider the sensitivity value at the **acoustic-working frequency** as being representative of the sensitivity value at all frequencies of interest.

NOTE 1 When measuring narrow-band acoustic signals, it is assumed that all the significant frequency components within the signal are located at frequencies close to the **acoustic-working frequency**. In this case, there will be little variation in the **end-of-cable loaded sensitivity of the hydrophone**.

NOTE 2 The simplifying assumption given above can also be used when measuring acoustic fields with a broader frequency content provided that the **end-of-cable loaded sensitivity of the hydrophone** shows only limited variations over the frequency range necessary to accurately represent the acoustic signal.

If the value of the non-linear propagation parameter exceeds 0,5 (see 7.2.4), then the **end-of-cable loaded sensitivity** of the **hydrophone** or **hydrophone-assembly** shall vary by less than ± 3 dB over the frequency range (f) from one octave below to the lesser of three octaves above the **acoustic-working frequency** or 40 MHz, where the 0 dB reference point is located at the **acoustic-working frequency**, f_{awf} . That is, for

$$f_{awf}/2 \leq f \leq \min \{8f_{awf}, 40 \text{ MHz}\} \quad (6)$$

$$M_{L,dB}(f_{awf}) - 3 \text{ dB} \leq M_{L,dB}(f) \leq M_{L,dB}(f_{awf}) + 3 \text{ dB} \quad (7)$$

where $M_{L,dB}(f) = 20 \log_{10} \frac{M_L(f)}{M_0}$ dB and $M_0 = 1 \frac{\text{V}}{\text{Pa}}$

NOTE 3 There is scientific justification for an upper limit of 8 times f_{awf} , but 40 MHz is inserted here due to the current limit in the hydrophone calibration standard IEC 62127-2. If possible, recommendations based on [6] and [7], specifically $f_{awf}/16 \leq f \leq 8f_{awf}$, (i.e. 4 octaves below to 3 octaves above f_{awf}), should be followed (see also [8] and [9] and Annex A).

If the narrow-band approximation cannot be followed the broadband measurements in 5.1.7.2 should be followed.

5.1.7.2 Broadband measurements

In case the narrow-band approximation requirements cannot be met and the uncertainty in the measurement becomes unacceptably large due to limited bandwidth of the hydrophone, corrections should be made using the frequency-dependent sensitivity of the hydrophone and the frequency content of the ultrasonic pulse waveform. If the requirements for the deconvolution method are satisfied, the methods given in Annex D may produce more accurate results.

5.1.8 Linearity

The linear response, as defined in IEC 62127-3, should extend to 5 MPa.

The upper limit of known dynamic range shall be stated, in particular if below 5 MPa.

5.1.9 Hydrophone signal amplifier

Hydrophone amplifiers shall meet the following performance requirements.

For all amplifiers:

The amplifier gain shall allow the **hydrophone-assembly** to meet the requirements give in 5.1.7.

The overall sensitivity of the **hydrophone assembly** shall vary by less than $\pm 0,5$ dB within any frequency increment of 100 kHz falling inside the stated bandwidth.

The linearity with input signal over a dynamic range of 50 dB shall be $\pm 0,3$ dB.

The spectral noise measured generated by the **hydrophone-assembly** shall be sufficiently low to allow measurements to be performed with an adequate signal-to-noise ratio for any frequency within the bandwidth considered.

The following performance parameters shall be specified:

- the gain as a function of frequency;
- the input impedance as a function of frequency, either the real and imaginary components (Z_L) (see 3.20), or the equivalent parallel resistive and capacitive components;
- the output impedance.

Additional requirements for differential amplifiers:

The impedance requirements given above shall apply except that the impedance is measured between the two active inputs.

The common mode rejection shall be at least 40 dB (referred to the input) over the frequency range one octave below to two octaves above f_{awf} . See [10, 11].

5.1.10 Hydrophone cable length and amplifiers

A connecting cable of a length and characteristic impedance which ensures that electrical resonance in the connecting cable does not affect the defined **bandwidth** of the **hydrophone** or **hydrophone-assembly** shall be chosen. The cable shall also be terminated appropriately.

To minimize the effect of resonance in the connecting cable, the length of the hydrophone cable (in metres) shall be much less than $50/(f_{awf} + BW_{-20})$ where f_{awf} is the **acoustic-working frequency** in MHz and BW_{-20} is the -20 dB **bandwidth** in MHz of the hydrophone signal. In most cases a cable length of ≤ 15 cm should be adequate (see [12]).

NOTE 1 Attention should be paid to the appropriateness of the output impedance of the hydrophone/amplifier in relation to the input impedance of the connected measuring device.

NOTE 2 Methods that may be used to correct the effects of finite bandwidth of the hydrophone/amplifier on waveforms suffering distortion from non-linear propagation are given in Annex D.

5.2 Requirements for positioning and water baths

5.2.1 General

There are various possible systems that may be used to mount the **ultrasonic transducer** and **hydrophone**. The general performance requirements for such systems are specified here, and these are considered as optimum for the purposes of this standard. Alternative positioning systems may be used providing equivalence with those described in this subclause is demonstrated.

Annex J shows a simple configuration of tank, **ultrasonic transducer** and **hydrophone** intended to show only the coordinate axes and degrees of freedom referred to in this standard.

5.2.2 Positioning systems

5.2.2.1 Transducer positioning

The **ultrasonic transducer** under test shall be supported using a positioning system such that its face is fully immersed in the water bath and at a distance from any adjacent surface, for instance, a water/air interface, so that reflected ultrasound from this surface does not interfere with the main received signal. For the situation when the surface is parallel to the **beam axis**, the following criteria shall be satisfied.

If z is the distance between the active element of a **hydrophone** and the face of an **ultrasonic transducer** and t is the time between the arrival of the direct pulse at the hydrophone and the end of the measurement acquisition period, then the minimum distance, h , between the **beam axis** and the reflecting surface shall be determined from

$$(z^2 + 4h^2)^{1/2} - z > c t \quad (8)$$

It is preferable to immerse the transducer and not to use a membrane between the face of the **ultrasonic transducer** and the water bath. If, however, a membrane is needed, then the membrane should be as thin as practicable and should be kept as close to the front surface of the **ultrasonic transducer** as is possible. Close acoustic coupling should be ensured by using a water-based coupling agent, taking care to exclude bubbles of air. Measurements of acoustic parameters should be corrected for transmission loss of the membrane, if significant.

5.2.2.2 Hydrophone positioning

The **hydrophone** shall be set up in the coordinate positioning system such that the direction of maximum sensitivity of the **hydrophone** is approximately parallel to the anticipated direction of the **beam axis** of the **ultrasonic transducer** to be measured.

NOTE 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 tilted. Tilting 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 used to determine the rotation required are described in Annex B.

5.2.2.3 Spatial positioning

The **hydrophone** and/or the **ultrasonic transducer** shall be supported from a positioning system to allow them to be positioned relative to each other at any desired point within a space with the following degrees of freedom:

- spatial positioning along three orthogonal axes (named x , y and z), one (designated the z -axis) being the **beam axis** of the active element of the **ultrasonic transducer**;
- to be able to reproduce positions, all translation and rotation systems should be provided with position indicators;
- the reproducibility of positioning should be 0,10λ or 0,05 mm, whichever is smaller.

NOTE 1 After alignment, the z -axis should be parallel to the **beam axis** of the **ultrasonic transducer**.

NOTE 2 It is possible to relax the requirement of the reproducibility 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, while in a direction parallel to the propagation direction a precision equivalent to the diameter of the active element is usually adequate.

5.2.3 Water bath

5.2.3.1 General

The size of the measurement vessel shall be such that the **ultrasonic transducer** and **hydrophone** can be moved relative to each other by an amount large enough to permit the active element of the **hydrophone** to be positioned at any point in the acoustic field at which measurements are required.

Means shall be incorporated to minimize effects on the measurement of reflection from any part within the water bath or the walls (see also 5.2.3.2).

In a direction parallel to the **beam axis** for non-automatic scanning systems or the **symmetry axis of the azimuth plane** for automatic scanning systems, the wall of the water bath should be at a distance from the **ultrasonic transducer** which is significantly greater (30 % to 100 %) than the maximum separation distance between the **ultrasonic transducer** and the **hydrophone**.

In a direction perpendicular to the **beam axis** for non-automatic scanning systems or the **symmetry axis of the azimuth plane** for automatic scanning systems, the wall of the water bath should be at a distance which is significantly greater (30 % to 100 %) than the maximum distance of the **hydrophone** from the **beam axis** in the case of non-automatic scanning systems, or from an extreme **scan line** in the case of automatic scanning systems.

NOTE 1 The size of the **hydrophone** should also be considered; for membrane **hydrophones**, extra width in the direction perpendicular to the **beam axis** might be needed.

NOTE 2 The criteria for the choice of the size of the water bath referred to above is adequate for **pulse durations** less than 10 μs . For longer **pulse durations**, refer to 5.2.2.1 and [13].

5.2.3.2 Lining material

The measurements should be performed under conditions that approximate an acoustic free field. In the case of **ultrasonic transducers** excited under continuous wave conditions, acoustic absorbers should be placed to intercept as much of the ultrasound incident on the walls of the water bath as is possible. For pulsed **ultrasonic transducers**, and when techniques using gated signals are employed for detection of the **hydrophone** signal, it is not essential to use acoustic absorbers. However, it is often advisable to place absorbers on the walls of the water bath at positions so that they intercept the main incident acoustic field from the **ultrasonic transducer**.

The following tests may be used to determine the necessity for acoustic absorbers:

The criterion that may be applied is that acoustic absorbers should be used if reflected ultrasound increases the general background noise level of the **hydrophone** signal uniformly or if spurious **hydrophone** signals are detected in the vicinity of the main received signal.

A convenient test for the presence of spurious signals consists of translating the **ultrasonic transducer** relative to the water bath and the **hydrophone** in the direction along the z axis (see Figure J.1), and observing the signal with an oscilloscope. Some spurious signals are observed to move at least twice the speed of the directly received signal, others are received in an incorrect time window when comparing the **ultrasonic transducer – hydrophone** distance. This test is possible only on pulsed systems.

With continuous wave excitation, it is necessary to observe phase changes and distortion of the main signal when the **ultrasonic transducer** is moved. A partial standing wave pattern may also be observed in many cases.

The free field conditions will be met sufficiently when the overall echo is reduced by more than 25 dB. Various methods may be used to check the compliance of the echo reduction of

the tank lining materials used, with this subclause. One example that may be used to check the absorbing or scattering materials used is given in Annex B.

5.2.3.3 Water quality

For measurements in high pressure fields or on high power continuous wave excited **ultrasonic transducers**, cavitation effects can be significant, and, in this case, degassed water should be used (see Annex G for guidance).

The water should be distilled or de-ionized water at a known temperature. When a single-layer, electrically unshielded membrane [polyvinylidene fluoride (PVDF)] hydrophone is used, the electrical conductivity of the water should be less than $5 \mu\text{S cm}^{-1}$.

5.3 Requirements for data acquisition and analysis systems

The transfer characteristics of the data acquisition and analysis system shall be adequate to ensure that, when used in combination with the hydrophone, pre-amplifier and amplifier, the requirements of 5.1.6 to 5.1.9 are met for the combination.

5.4 Recommendations for ultrasonic equipment being characterized

If the scanning in automatic scanning systems can be "frozen", appropriate acoustic measurements should be undertaken to ensure that there is no significant variation between a "frozen" beam and a scanning beam.

NOTE 1 This exercise is not trivial and depends on the type of scanning system. Also, true determination of temporal average parameters is not possible for a "frozen" beam.

If an electrical signal synchronized to the excitation of the **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** is not available, alternative methods may be used to obtain such a trigger signal.

NOTE 2 Such alternative methods include the use of an external electromagnetic pick-up coil or an auxiliary acoustic sensor placed in the ultrasonic field. See [14], [15], [16].

In case an **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** radiates ultrasound without any sequence of repetition, it will not be possible to synchronize the measurement system in the way described in this standard. A subset of acoustic measurements, mostly related to safety aspects, is described in Annex F and may be useful when synchronization cannot be achieved.

Any system that controls the acoustic output of the **ultrasonic transducer** as a result of changing acoustic impedance should be switched off. In case this cannot be achieved, an additional measurement uncertainty should be taken into account.

6 Measurement procedure

6.1 General

The procedures described in this clause and in Clause 7 are those that are particularly suitable for the characterization of ultrasonic fields using piezoelectric **hydrophones**. Other procedures based on the use of piezoelectric **hydrophones** may be employed provided equivalence with the techniques described in this clause is demonstrated.

6.2 Preparation and alignment

6.2.1 Preparation

It may be necessary to seal various parts of the **ultrasonic transducer** to prevent ingress of water, especially around the cable entry point if the whole of the device is immersed. The manufacturer's advice should be sought.

Prior to use, the surfaces of the **ultrasonic transducer** and the **hydrophone** should be checked for contamination. If this is present, the surfaces should be cleaned according to the manufacturer's instructions. Any special precautions should be followed for the reliable use of **hydrophones** or **transducers** which may be specified by the manufacturer or which may have been found necessary by the user, such as immersion of a **hydrophone** for a certain time before use.

On insertion of both the **ultrasonic transducer** and the **hydrophone** in the water, care should be taken to ensure that all air bubbles are removed from the active faces. Checks should be made during the course of the measurements to ensure bubbles do not appear.

6.2.2 Aligning an ultrasonic transducer and a hydrophone

The z-axis of the **hydrophone**, which is the direction of maximum sensitivity, shall be aligned such that it is parallel to the direction of propagation of the ultrasound. A proper alignment procedure is given in IEC 61828.

6.3 Measurement

Make the measurements with an appropriate hydrophone-assembly. Carry out observation at any point for long enough that a fully representative part of the acoustic signal is sampled. Typically, this would be less than one second.

Ensure that the bandwidth, sampling rate and/or temporal resolution of the acquisition system are sufficient to accurately represent the hydrophone signal.

NOTE 1 New technology oscilloscopes and digital capture cards are now available which allow extremely long record lengths to be captured and analysed. In general, use of such a device is likely to be the most flexible way to determine all the necessary parameters.

NOTE 2 Since it is no longer assumed that the acoustic signal will repeat, equivalent-time sampling is not possible and, consequently, the single-shot digital bandwidth will need to be sufficient to accurately represent the **hydrophone** signal.

6.4 Analysis

6.4.1 Corrections for restricted bandwidth and spatial resolution

Corrections shall be applied if the measurements are affected by a limited bandwidth (see 5.1.7) or resonances (see 5.1.10). If the requirements for the deconvolution method are satisfied, the methods given in Annex D might produce more accurate results.

Corrections shall be applied if the measurements are affected by spatial averaging effects as identified in 5.1.6.2. Corrections shall be made following the methods given in Annex E.

6.4.2 Uncertainties

In evaluating and expressing the uncertainty in the calibration, the guidance provided by the *ISO Guide to the expression of uncertainty in measurement* [see Clause 2] shall be followed.

More guidance on assessment of uncertainties is given in Annex I.

7 Beam characterization

7.1 General

Table 1 provides a guide to the acoustic parameters that may be used to specify the acoustic output of various types of medical ultrasonic equipment.

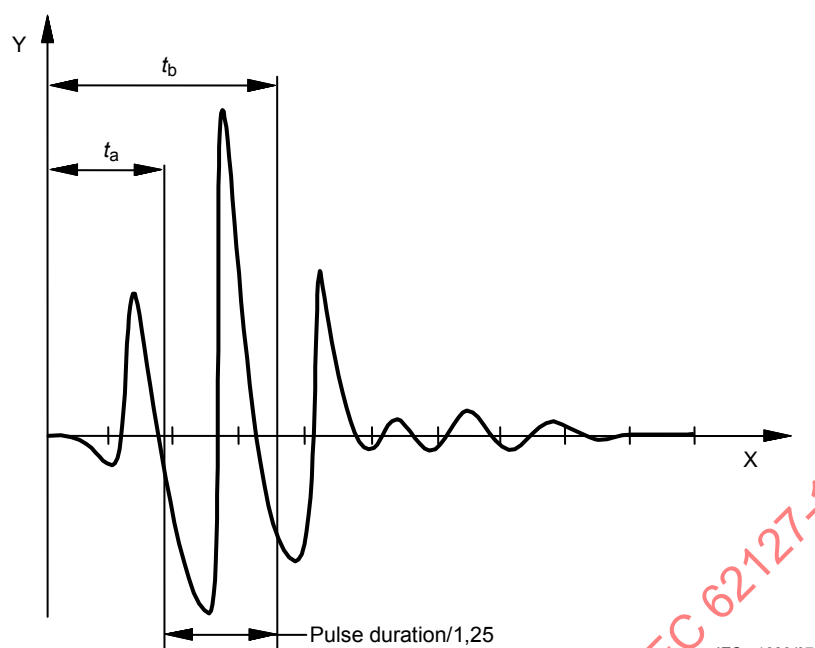
Table 1 – Acoustic parameters appropriate to various types of medical ultrasonic equipment

Equipment type		Primary pressure parameters	Derived intensity parameters	Other parameters	
Pulse-echo	- static	1, 2	4 to 6	7, 8, 10 to 16, 18 to 20	
	- auto scanning	1, 2	4 to 6	7, 8, 10 to 20	
Doppler	- vascular	1 ^a , 2	4 to 6	7, 10, 11, 14, 18, 19	
	- foetal heart	1 ^a , 2	4 to 6	7, 10, 11, 14, 18, 19	
	- pulsed	1, 2	4 to 6	7, 8, 10 to 16, 18 to 20	
Therapy (physical)	- continuous	1 ^a , 2, 3	5, 6	7, 9, 12, 14, 18, 19	
	- tone-burst	1 ^a , 2, 3	4 to 6	7, 9, 12, 14 to 16, 18, 19	
NOTE Key to table as follows:					
	Clause			Clause	
1	3.45	Peak-compressional acoustic pressure	8	3.11	Beamwidth
2	3.44	Peak-rarefactional acoustic pressure	9	3.7	-20 dB beam area
3	3.53	rms acoustic pressure	10	3.7	- 6 dB beam area
4	3.60	Spatial-peak pulse-average intensity	11	3.41	-12 dB output beam dimensions
5	3.62	Spatial-peak temporal-average intensity	12	3.38	Non-linear propagation parameter
6	3.59	Spatial-average temporal-average intensity	13	3.1	Acoustic pulse waveform
7	7.2.7	Derived ultrasonic power (or from IEC 61161)	14	3.15	Location of any of the parameter values
			15	3.48	Pulse duration
			16	3.52	Pulse repetition rate
			17	3.57	Scan repetition rate
			18	3.3	Acoustic-working frequency
			19	3.75	Ultrasonic transducer element group
			20	3.76	Ultrasonic transducer element group dimensions

^a For this type of application the peak-compressional acoustic pressure is assumed to be of equal magnitude to the peak-rarefactional acoustic pressure.

7.2.2, etc., deal with the determination of some of the primary pressure parameters.

NOTE See Figure 2 for a schematic representation of some of the pulse parameters.



IEC 1639/07

Key

t_a represents the time to reach the 10 % value of *ppsi*

t_b represents the time to reach the 90 % value of *ppsi*

X time

Y pressure

Figure 2 – Schematic diagram of the method of determining pulse duration

7.2 Primary pressure parameters

7.2.1 General

With the **ultrasonic transducer** and **hydrophone** mounted in accordance with 5.2.2, 5.2.3 and 6.2, the following acoustic parameters can be determined. Depending on the properties of the acoustic field, the appropriate acoustic parameters to comply with shall be selected. In the case of measurements made in a specified plane, the position of the plane from the face of the **ultrasonic transducer** shall be stated and the reported values shall be described as representing that plane only:

- –6 dB **beamwidth**;
- –12 dB **beamwidth**;
- –20 dB **beam area**;
- –6 dB **beam area**;
- **output beam dimension**;
- **scan-area**;
- location of the **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**;
- location of the maximum of the **pulse-pressure-squared integral**;
- location of the **spatial-peak temporal-average intensity**;
- **ultrasonic scan line separation**;
- **ultrasonic transducer element group dimensions**;

- **pulse repetition rate;**
- **scan repetition rate;**
- **pulse duration;**
- **arithmetic-mean acoustic-working frequency;**
- **acoustic pulse waveform;**
- **non-linear propagation parameter;**
- **peak-compressional acoustic pressure;**
- **peak-rarefactional acoustic pressure;**
- **spatial-peak rms acoustic pressure.**

NOTE Arithmetic-mean acoustic-working frequency is equivalent to center frequency in [17].

7.2.2 Peak-compressional acoustic pressure and peak-rarefactional acoustic pressure

A systematic search shall be made to locate the point or points of **peak-compressional acoustic pressure** and **peak-rarefactional acoustic pressure**.

NOTE Particular regions of interest are those areas where on the beam axis maxima or minima of any of these pressures occur.

7.2.3 Spatial-peak rms acoustic pressure

A systematic search shall be made to locate the point of **spatial-peak rms acoustic pressure**.

NOTE 1 Particular regions of interest are those areas where on the beam axis maxima or minima of this pressure occur.

Measurements shall be made over an integral number of **acoustic repetition periods** and shall include all parts of the **acoustic repetition period** when there is ultrasound incident on the **hydrophone**.

In the case of automatic scanning systems, in order to determine the **rms acoustic pressure** over the **scan repetition period**, it is essential to measure the received signal from consecutive **ultrasonic scan lines**. This received signal corresponds to excitations from consecutive **ultrasonic transducer element groups**, in the case of multi-element **ultrasonic transducers**, or from consecutive rotational **ultrasonic scan lines** in the case of sector scanners or phased-array scanners.

In most cases however, for ultrasonic equipment exhibiting short pulse waves, it is more appropriate to determine the **pulse-pressure-squared integral** (see 7.2.5).

NOTE 2 With existing **hydrophones**, it can be essential to rotate the **hydrophone** about its axis, which is perpendicular to the azimuth plane, in order to maximize the received signal in each case.

7.2.4 Non-linear propagation parameter

The propagation of ultrasound in water at the acoustic pressures and frequencies frequently encountered in medical ultrasonic fields is not a linear process and the **acoustic pulse waveform** is often distorted as a result. In diffractive fields, enhanced differences exist between the **peak-compressional acoustic pressure** and the **peak-rarefactional acoustic pressure**. To determine the significance of the distortion in the characterization of ultrasonic fields, the degree of non-linear propagation can be predicted [2] by calculation of the **non-linear propagation parameter**, σ_m (see 3.38).

The following regimes may be defined:

- a) $\sigma_m < 0,5$: little non-linear distortion has occurred. The amplitude at f_{awf} differs by less than 5 % from the value in the absence of non-linear effects;
- 2) $0,5 \leq \sigma_m \leq 1,5$: considerable distortion has occurred. A broadband **hydrophone** should be used with a sensitivity that varies according to 5.1.6.2. The amplitude in a one half octave band centred at f_{awf} will differ from its value in the absence of non-linear effects by between 5 % and 25 %;
- c) $\sigma_m > 1,5$: considerable non-linear distortion and also attenuation at f_{awf} has occurred. A broadband **hydrophone** should be used as in b) above. The amplitude in a one half octave band centred at f_{awf} will differ by more than 25 % from the value in the absence of non-linear effects.

NOTE 1 In b) and c) above, the upper frequency of the **bandwidth** will often exceed 15 MHz.

NOTE 2 The **non-linear propagation parameter** is expected to be a reliable parameter for predicting the amount of non-linear distortion, see [2].

7.2.5 Intensity parameters using instantaneous acoustic pressure

As **hydrophones** measure acoustic pressure, it is appropriate that the specification of quantities based on **hydrophone** measurements should be given in terms of acoustic pressure. Hence the parameters given in 7.2 and in the definitions (Clause 3) shall be the preferred parameters for specification.

Under conditions when it is reasonable to assume plane progressive wave propagation, it is possible to convert the measured **instantaneous acoustic pressure** parameters to true intensity. If this is done, then it shall be clearly stated that the plane progressive wave approximation has been used.

In this approximation the **instantaneous intensity**, $I(t)$, is given by

$$I(t) = p(t)^2 / \rho c \quad (9)$$

where

ρ is the density of water;

c is the velocity of sound in water (see Annex B).

The following intensity parameters may be determined from the pressure parameters:

– **spatial-peak temporal-peak intensity**: $I_{sptp} = (p_{sptp})^2 / \rho c \quad (10)$

– **spatial-peak temporal-average intensity**: $I_{spta} = (p_{spr})^2 / \rho c \quad (11)$

– **spatial-average pulse-average intensity** (I_{sapa})

– **spatial-average temporal-average intensity** (I_{sata})

The procedures used for the determination of the last two parameters shall be similar to those for the equivalent acoustic pressure parameters. However, in this case the parameter recorded at each point in the acoustic field shall be the square of the **instantaneous acoustic pressure**.

NOTE If the **non-linear propagation parameter** exceeds 0,5, then the conversions of measured pressure parameters to intensities might not be valid or sufficiently accurate [18].

7.2.6 Intensity parameters using pulse-pressure-squared integral

7.2.6.1 Pulse duration

The pulse duration is equal to 1,25 times the 10 % to 90 % rise time of the time integral of the square of the **instantaneous acoustic pressure**. The points of time, t_a and t_b , at which this time integral is 10 % respectively 90 % of the **pulse-pressure-squared integral**, follow from

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_a} U^2(t) dt = 0,1 \text{ ppsi} \text{ and} \quad (12)$$

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_b} U^2(t) dt = 0,9 \text{ ppsi} \quad (13)$$

where

M is the general term of the **hydrophone** sensitivity;

$U(t)$ is the measured output voltage of the **hydrophone**.

The **pulse duration** shall then be calculated as

$$t_d = 1,25(t_b - t_a). \quad (14)$$

7.2.6.2 Spatial-peak pulse-average intensity

Spatial-peak pulse-average intensity shall be calculated with the maximum value of the **pulse-pressure-squared integral** as measured on the **beam axis**, using:

$$I_{\text{sppa}} = \frac{1}{t_d \rho c} \text{ ppsi} \quad (15)$$

where

ρ is the density of water;

c is the velocity of sound in water (see Annex B);

ρc is the characteristic acoustic impedance of distilled water (= $1,48 \times 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$ at 20°C);

t_d is the **pulse duration**.

7.2.6.3 Spatial-peak temporal-average intensity

For the non-scanning mode the **spatial-peak temporal-average intensity** is calculated with the **pulse-pressure-squared integral** value in a single beam, using:

$$I_{\text{spta}} = \frac{\text{ppsi}}{\rho c} \text{ prr} \quad (16)$$

where

prr is the maximum **pulse repetition rate** of the non-auto-scanning mode.

For a scanning mode (e.g. automatic B-mode) the I_{spta} value shall be measured including the contribution of overlapping **ultrasonic scan lines**. It means that more **pulse-pressure-squared integral(s)** are processed, indicated by the sum of **pulse-pressure-squared integral(s)**:

$$S_{\text{ppsi}} = \dots + \text{ppsi}_{c-2} + \text{ppsi}_{c-1} + \text{ppsi}_c + \text{ppsi}_{c+1} + \text{ppsi}_{c+2} \dots \quad (17)$$

where

ppsi_c is the **pulse-pressure-squared integral** belonging to the central scan line;

$ppsi_{c+1}$, $ppsi_{c-1}$, etc., are the **pulse-pressure-squared integral(s)** of diminishing values of the successive adjacent **ultrasonic scan lines**.

From the **scan repetition rate** and the number of **ultrasonic scan lines**, the **ultrasonic scan line separation** at the depth where the maximum I_{spta} will be found is calculated. Alternatively, the **ultrasonic scan line separation** may be found by scanning the **hydrophone** in the scan direction and measuring the distances between the maxima found in the scan.

Using this **ultrasonic scan line separation**, the contribution of adjacent **ultrasonic scan lines** can be calculated from the results of a lateral line scan in the **scan plane**. In the summation of the $ppsi$ values, all contributing **ultrasonic scan lines** are to be included over a period of time sufficiently long to include all significant acoustic information.

The **spatial-peak temporal-average intensity** for the non-scanning mode then results in

$$I_{spta} = \frac{Sppsi}{\rho c} srr \quad (18)$$

where

srr is the maximum **scan repetition rate** of the scanning mode.

7.2.7 Derived ultrasonic power

If the determination of total ultrasonic power (P) of a single, stationary, beam is done by means of planar scanning, then it shall be performed with a calibrated **hydrophone** according to IEC 62127-2, based on the formula:

$$P = \iint_s I_{TA}(x, y) dx dy \quad (19)$$

where

$I_{TA}(x, y)$ is the **temporal average intensity** at the point defined by the orthogonal coordinates x and y .

The energy (E) of the beam is calculated as the summation of all contributions of the $ppsi(x, y)$ at all points in a scanned area:

$$E = \frac{dS}{\rho c} \sum_i ppsi(x_i, y_i) \quad (20)$$

where

dS is the step area, i.e. the product of distance (dx) and (dy) between two successive measuring points (samples) in the scanned area, assuming that dx and dy are both constant throughout the scan and that the scan has a rectangular geometry.

The total ultrasonic power then follows from

$$P = E prr \quad (21)$$

The total ultrasonic power may also be calculated from

$$P = \frac{dS}{\rho c} \sum_i p_{rms}^2(x_i, y_i) \quad (22)$$

In the **scanning mode**, the total ultrasonic power for each mode of operation may be calculated from

$$P = E s r r M n \quad (23)$$

where

E is the energy of the beam, as used before;

M is the number of **ultrasonic scan lines** per image for spatial distribution;

n is the number of excitations of each scan line.

The total ultrasonic power during the **scanning mode** will be the sum of all ultrasonic powers during the acting operation modes.

NOTE The method is specifically useful in circumstances where a commercially available radiation force balance is not sensitive enough or where the physical dimensions of the ultrasound transducer do not allow using a radiation force balance. Usually, the measurement of **total ultrasound power** is more accurate to be measured by means of the radiation force method (see IEC 61161:2006).

8 Requirements for specific ultrasonic fields

8.1 General

The requirements listed in this clause are either an addition to or supersede the applicable ones specified in Clause 5. See also Annex H.

8.2 Diagnostic fields

8.2.1 Simplified procedures and guidelines

8.2.1.1 Procedures

The measurement of the **pulse-pressure-squared integral** is required for many aspects of ultrasonic field characterization.

In cases where the **acoustic pulse waveform** does not change shape within any particular measurement plane perpendicular to the **beam axis**, the **peak acoustic pressure** may be used instead of the **pulse-pressure-squared integral**, as outlined by the definition of beam area.

NOTE 1 Frequently, this situation is encountered in continuous wave ultrasonic fields such as continuous wave Doppler and physiotherapy transducers.

If all the acoustic scan lines are assumed to be of equal magnitude and beam shape, the overlapping scan line contribution may be determined knowing the beam shape and the separation between scan lines in the measurement plane.

All acoustic scan lines should be sampled in order to locate the one with the largest **peak acoustic pressure**.

NOTE 2 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.

8.2.2 Pulsed wave diagnostic equipment

8.2.2.1 Diagnostic fields in general

A hydrophone with an active element of diameter of approximately 0,5 mm or less shall be used.

The reproducibility of the positioning systems shall be $\pm 0,01$ mm for three orthogonal adjustments for the hydrophone (or transducer if the latter is the item that is scanned).

For waveforms that are distorted by non-linear propagation effects, i.e. those with a **non-linear propagation parameter** σ_m (see 3.38) greater than 0,5, either: a hydrophone with adequate bandwidth (see 5.1.7) shall be chosen; corrections shall be applied (see Annex D); or an additional uncertainty in the measurement shall be taken into account.

PVDF hydrophones of the membrane or needle type are essential (see Clause B.9) as opposed to ceramic needle types.

NOTE 1 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 5.2.2.3).

NOTE 2 In case of distorted waveforms, additional demands are placed on the angular alignment because of the dependence of the directional response on frequency. Under these conditions, it is important to optimize the rotation of the hydrophone to ensure the maximum received signal (see 5.2.2).

NOTE 3 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.

8.2.2.2 Diagnostic fields in the absence of scan-frame synchronization

The ultrasound fields generated by clinical imaging scanners have become increasingly complex as technology has advanced. The parameters defined in Clause 3 to describe the spatial and temporal variation of pressure and intensity in the ultrasound field work well for unscanned fields such as those used for pulsed Doppler or M-mode. However, it is becoming increasingly difficult to use all of these definitions for the complicated pulse sequences generated in scanned modes such as colour-flow imaging. In some cases, it might not be possible to determine an **acoustic repetition period** for these sequences.

A modified set of acoustic parameters that might be more appropriate to modern imaging equipment is outlined in Annex F.

8.2.3 Continuous wave diagnostic equipment

A hydrophone with an active element of diameter approximately 0,5 mm or less shall be used.

The reproducibility of the positioning systems shall be $\pm 0,01$ mm for three orthogonal adjustments for the hydrophone (or transducer if the latter is the item that is scanned).

For waveforms that are not distorted by non-linear propagation effects, i.e. those where the **non-linear propagation parameter** σ_m (see 3.38) is smaller than 0,5, it is not necessary to use a broadband hydrophone (see 5.1.7).

In ultrasonic fields where the **peak acoustic pressure** occurs close to the face of the **ultrasonic transducer**, the approximation for ultrasonic intensity (see 7.2.5) may be made, provided that an appropriate uncertainty is taken into account.

PVDF or ceramic needle devices (see Clause B.9) 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 5.2.2.2).

8.3 Therapy fields

8.3.1 Physiotherapy equipment

Methods and requirements listed in IEC 61689 shall be followed.

For waveforms that are not distorted by non-linear propagation effects, i.e. those where the **non-linear propagation parameter** σ_m (see 3.38) is smaller than 0,5, it is not necessary to use a broadband hydrophone.

If an absolute value of pressure or intensity is needed, the hydrophone shall be calibrated in accordance with IEC 62127-2 at the f_{awf} .

For fields generated by ultrasound physiotherapy devices a linear response, as referred to in 5.1.8, up to 1 MPa is generally adequate.

Measurements of **effective radiating area** (see for definition: IEC 61689) shall use a needle **hydrophone**, with the active element made from either polyvinylidene fluoride (PVDF) or piezoceramic (PZT). Care shall be taken to ensure reflections from the needle and its support do not interfere with the measurements.

Cavitation effects can cause damage to hydrophones at the pressures that can be produced by physiotherapy transducers. It is, therefore, essential to use degassed water for measurements with **peak acoustic pressure** above 0,3 MPa.

The maximum **effective hydrophone radius** used for the measurements shall be a_{max} so that:

$$a_{max} \leq \lambda/2,5$$

NOTE 1 In most cases, in physiotherapy, the above criterion represents an **effective hydrophone radius** larger than that recommended in 5.1.6. It has been derived from an analysis of its effect on the effective radiating area, rather than on peak pressures, and the former is less sensitive to the effects of spatial averaging.

Hydrophones are also used to measure the beam non-uniformity ratio and the above criterion is also acceptable for those measurements [19, 20]

NOTE 2 For some **treatment heads**, ultrasound reflected back to the **treatment head** may affect output power, particularly in the case of coherent reflections from absorbers with planar smooth surfaces. In these instances, an improved approximation to free field conditions may be obtained by using acoustic absorbers with textured surfaces.

8.3.2 Hyperthermia

Specific requirements for High Intensity Focussed Ultrasound (HIFU) equipment are under development.

8.4 Surgical fields

8.4.1 Lithotripters and pressure pulse sources for other therapeutic purposes

Specific requirements for the measurement of fields generated by pressure pulse lithotripters are specified in IEC 61846.

For fields generated by lithotripters, the linear response, as referred to in 5.1.8, should be known up to between and including 80 MPa and 150 MPa. Any non-linearity in the pressure response of the hydrophone shall be taken into account in determining acoustic quantities and associated uncertainties.

NOTE Pressure pulses are not only used for lithotripsy, but also for the treatment of pain, for example shoulder calcification pain, tennis elbow, heel spur pain, etc. as well as for other medical applications (cardiac shockwave application).

8.4.2 Low frequency surgical applications

For the characterization of low frequency surgical systems using a hydrophone, the hydrophone shall be calibrated in accordance with IEC 60565:2006.

Requirements as listed in Clause 5, Clause 6 and Clause 7 of this standard do not apply to this type of equipment.

Specific requirements for the measurement of fields generated by low frequency surgical systems are specified in IEC 61847.

8.5 Fields from other medical applications

Presently there are no specific requirements for this type of equipment.

9 Compliance statement

9.1 General

The acoustical parameters shall be chosen from those defined in this standard. To ensure traceability, the settings should be recorded of any controls on the equipment console which might affect the field generated.

For compliance with this standard, the following shall be stated for any parameter that is reported:

- a) the arithmetic mean determined from measurements on a group of n nominally identical systems, each with the acoustic output settings yielding the maximum output;

and

- b) the measurement uncertainty.

Measurement uncertainty involves many components (see Annex I). It shall be an assessment of the contributions of all uncertainties (these referring to measurements made on one system). The measurement uncertainty shall be calculated as expanded uncertainty corresponding to a level of confidence of 95 %. The method of combining the uncertainty contributions specified by *Guide to the expression of uncertainty in measurement*, International Organisation for Standardization (ISO), Geneva, Switzerland, 1995, ISBN-92-67-10188-9, shall be followed.

9.2 Maximum probable values

A requirement of the type "shall conform to" means that the measurement uncertainty and tolerance interval shall be included when comparing against a limit. The maximum probable values shall be determined in accordance with the following procedure:

- a) measurements shall be carried out on a group of n nominally identical systems, each with the acoustic output settings yielding the maximum output;
- b) the maximum probable value shall be calculated by linear summation of the upper tolerance limit of the one-sided tolerance interval (with 95 % confidence, for 95 % of the population) and the measurement uncertainty (at a level of confidence of 95 %).

The tolerance interval is to be understood in accordance with ISO 16269-6:2005. More guidance on assessment of uncertainties is given in Annex I.

NOTE 1 "tolerance interval" refers to the production scatter and "uncertainty" to the measurement method.

It may not be possible to comply with all the requirements of this standard. If measurements are made for the purposes of acoustic output specification and labelling which do not comply with any particular requirements then lack of compliance shall be clearly stated when reporting results. A statement of non-compliance shall include the relevant clause or subclause and shall give the reason for non-compliance.

NOTE 2 Selected examples of non-compliance may be as follows, where IEC 62127-1 refers to this International Standard.

- a) IEC 62127-1 was complied with, except for 5.1.6; the sensitivity of the **hydrophone** at 20 MHz was 60 % below the sensitivity at 5 MHz.
- b) IEC 62127-1 was complied with, except for 5.1.8; the change in amplifier gain from 5 MHz to 20 MHz was –5 dB.
- c) IEC 62127-1 was complied with, except for 5.1.5; the **effective hydrophone radius** was 0,5 mm.

9.3 Sampling

For good manufacturing practice, measurements should be taken on a certain percentage of production but, exceptionally, could be taken on each manufactured unit.

For the purpose of determining the product variation of the reported parameters when full repeat measurements of all parameters are impractical, this variation may be estimated from partial repeat measurements (by repeating the measurement of a subset of the parameters).

Standard statistics on probability and confidence as given in ISO 16269-6:2005 shall apply.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

Annex A (informative)

General rationale

This annex provides a concise rationale for the important requirements of this standard and is intended to provide background information for those who are familiar with the subject of this standard but who have not participated in its development. An understanding of the reasons for the main requirements is considered to be essential for the proper application of this standard. Furthermore, as medical ultrasonic equipment continues to develop, it is believed that a rationale for the present requirements will facilitate the application of this standard to new equipment and facilitate any future supplement to this standard.

The numbering in this annex refers directly to this standard.

Clause 3 Many of the acoustic parameters are defined such that either a single value may be given or, alternatively, a value may be given that corresponds to measurements in a specified plane. This option permits greater flexibility in the application of this standard. For instance, in the case of transducers used for physiotherapy, or divergent beam transducers such as used for foetal monitoring, it may not be appropriate to determine acoustic parameters in the plane containing the maximum **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure**. The form of definitions used in this standard permits a choice of measurement plane based on criteria other than those given in this standard.

Subclauses 3.25 and 3.26 Both the sensitivity of a hydrophone when connected to an electrical load, such as an oscilloscope, and the sensitivity into an infinite impedance load (open circuit) are defined as they are both relevant to the practical application of **hydrophones**.

Subclause 3.38 At the high acoustic pressures generated by medical ultrasonic diagnostic equipment (**peak-compressional acoustic pressures** in the range of 0,1 MPa to 10 MPa), there can be severe distortion of the **acoustic pulse waveform**, especially in the focal region. An important aspect of this standard is that it addresses these non-linear effects that are associated with the propagation of ultrasound in water. This distortion is caused by the fact that, during an acoustic cycle, the compressional part of the wave travels faster than the rarefaction part giving rise to a progressive distortion of the waveform. In general, the degree of distortion present at any point in an acoustic field increases with the increase in a number of factors. These are the distance from the transducer, the **acoustic frequency**, the peak acoustic pressure at the face of the **ultrasonic transducer**, the non-linearity parameter for the propagating medium (water) and the degree of focusing. While it is accepted that absorption and scattering of ultrasound in various types of tissue will lead to a reduction in the peak acoustic pressure in many medical imaging situations, for certain applications this reduction will not be significant. For instance, imaging through the eye, bladder and amniotic fluid are specific examples where much of the path is through liquid. To cope with this non-linearity, this standard includes, in the list of parameters that may be used for specification purposes (see 7.2.1) the parameter related to non-linearity. It is the **non-linear propagation parameter** that is an index predicting the importance of non-linear distortion at the focus [2]. From this parameter, the bandwidth of the **hydrophone/amplifier** and the need for corrections to measured peak pressures may be determined.

Subclauses 3.44 and 3.45 Again, both the peak acoustic pressures are defined as often there is a difference of up to a factor of three between them. As the **peak-rarefactional acoustic pressure** is most likely to be relevant to acoustic cavitation (the decompression part of the cycle), it is important to distinguish between them.

Subclause 3.72 This definition is intended to distinguish between the **ultrasonic scan lines** that intersect the chosen plane at gradually changing positions during the acoustic scan, and

those that essentially do not. For instance, those in the latter category would be multiple excitations of the same **ultrasonic transducer** or **ultrasonic transducer element group** for focusing at different depths or for interlaced Doppler lines in duplex scanners.

Subclause 5.1.7 Broad hydrophone bandwidths are important for characterizing the temporal characteristics of medical ultrasound fields when short pulses are used or when significant non-linear distortion is present. One consequence of non-linear distortion is that an increased high-frequency response is necessary due to the higher harmonics generated [8]. In [8] it was found that a ± 3 dB **bandwidth** of at least eight times the **acoustic working frequency**, f_{awf} , was reasonable for keeping measurement errors below about 5 %. A lower limit of the frequency band used in the determination of the **hydrophone bandwidth** well below f_{awf} is desirable also, particularly for accurate measurement of the **peak-rarefactional acoustic pressure**, p_r [9]. One reason for increased low-frequency hydrophone response is that the shorter the pulse, the broader the spectrum below as well as above the center frequency. Additionally for p_r , the waveform asymmetry resulting from the combined effects of source diffraction and non-linear propagation causes the portion of the pulsed waveform where p_r occurs to be dominated by low-frequency components. In [9], which contains both simulations and measurements of the effects of band-limited response on short pulses, based on the **hydrophone-assembly** having a single-pole, high-pass response, it was found that to reduce measurement errors to less than 5 % to 10 %, the **hydrophone-assembly** lower limit of the frequency band used in the determination of the **hydrophone bandwidth** should extend to at least an order of magnitude below f_{awf} . Thus, in this standard it is recommended that, if possible, the lower and upper limits for the combined frequency response of all components used to condition, amplify, or record the pulsed waveforms be set at $f_{awf}/16$ and $8 f_{awf}$. However, for practical reasons, the lower and upper limit of the frequency band used in the determination of the **hydrophone bandwidth** is $f_{awf}/2$ and the lesser of $8 f_{awf}$ or 40 MHz.

Clause 7 A large number of acoustical parameters are defined in Clause 3 and given here. These provide the basis for the specification of a wide range of ultrasonic fields, although emphasis has been given to medical ultrasonic equipment. However, for any particular equipment, it is expected that only a small group of these acoustical parameters will be chosen, for instance, for the purpose of acoustic output labelling.

Clause 9 It is not the purpose of this standard to specify the acoustical parameters for acoustic output labelling. This clause, however, provides the necessary guidelines for the declaration of acoustical parameters for the purpose of acoustic output labelling. Provision is made for the reporting of results when the measurement procedures do not meet all the requirements of this standard.

A general discussion on the accuracy of the measurement of acoustic quantities has been given in Annex I.

Annex B (informative)

Hydrophones and positioning

B.1 General

There are four basic types of **hydrophone** currently in use. Two **hydrophone** constructions employ an active element made from either a piezoelectric ceramic or polymer (usually polyvinylidene fluoride, PVDF), which is supported at the end of a needle-like structure. The third type is the membrane **hydrophone**, which uses a large sheet of PVDF, the central region of which is piezoelectrically activated. The fourth type is the fibre optic **hydrophone**. Refer to Clause B.9 for a more detailed assessment of the four types of **hydrophone**.

None of these current designs of **hydrophone** yield devices that meet all the requirements of the present standard over the frequency range 50 kHz to 40 MHz. Preliminary reports concerned with the performance of optic hydrophones indicate that in the future they could meet these requirements and eliminate the need for spatial averaging corrections (see [21, 22, 23]). Nevertheless, the relative importance of the requirements depends on the particular ultrasonic field to be characterized. For instance, in the **far field** of a plane piston **ultrasonic transducer**, the size of the active element can be up to two or three times the acoustic wavelength. Also, for acoustic pressures less than 0,1 MPa, the bandwidth of the **hydrophone** is less critical because non-linear distortion is unlikely to be significant at the propagation distances normally encountered. Likewise, for measurements on pulsed fields, reflections from membrane **hydrophones** are less important than for continuous wave fields.

B.2 Electrical loading considerations

The end-of-cable loaded sensitivity of a hydrophone, (see 5.1.3), should be determined from its **end-of-cable open-circuit sensitivity** using the method described in IEC 62127-2. Also, in IEC 62127-2 the effect of changing the loading conditions are described.

B.3 Hydrophone signal amplifier

The purpose of a **hydrophone** signal amplifier is to provide a buffer between the **hydrophone** and the measurement system. Such a buffer overcomes cable resonance effects at high frequencies and provides extra gain and a constant electrical load for the **hydrophone**. An amplifier may be incorporated in the **hydrophone** as an integral amplifier, in which case it is not possible to separate the two devices. Alternatively, it may be a separate device into which the **hydrophone** is plugged either directly or using the connector at the end of the **hydrophone** cable. Disadvantages of any **hydrophone** amplifiers are that they tend to limit dynamic range and will need a power supply, thereby adding complexity. An additional disadvantage of an integral amplifier is the need for extra power supply wires at the **hydrophone**. See also [10].

B.4 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 important to consider the electrical characteristics of the resulting measurement systems.

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 a hydrophone usually exceeds that of the cable. Consequently, it is not practical

to use an electrical load at the end of the cable that 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 range of lower and upper limit of the frequency band used in the determination of the **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 can be as high as 10 MPa, an amplifier of unity gain with a dynamic range of 0,6 V peak-to-peak will be needed. See also [10].

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 of the hydrophone, the frequency response of the amplifier decreases at a rate of typically -6 dB per octave.

B.5 Transducer positioning

The following degrees of freedom should be provided for the **ultrasonic transducer**:

Rotational adjustment about three orthogonal axes, one of which should be approximately parallel to the **beam axis**.

Although continuously variable translational degrees of freedom are not essential, it may be necessary to provide some movement in order to position the **ultrasonic transducer** at different places in the tank.

The **ultrasonic transducer** is set up in the coordinate positioning system such that the axis of symmetry of its active element is parallel to the z axis of the **hydrophone** positioning system. Here, the axis of symmetry for **ultrasonic transducers** with cylindrical active elements shall be the axis of the cylinder. For **ultrasonic transducers** with spherical active elements, the axis of symmetry shall be the axis that passes through the geometrical centre of the sphere and approximately bisects the usable external surface of the **ultrasonic transducer**.

The **ultrasonic transducer** should be mounted in such a way that rotation about the axis of symmetry through 360° is provided.

NOTE For spherical **ultrasonic transducers** consisting of a segment of a sphere, the axis of symmetry would be the axis passing through the geometrical centre of the sphere and through the centre of the circle defining the segment. For some spherical **ultrasonic transducers** consisting of a full (or nearly full) sphere supported by a thin structure such as a tube or rod, the axis of symmetry would be the axis passing through the centre of the sphere and also through the centre of the supported area.

B.6 Alignment of hydrophones

This subclause provides useful procedures for the alignment of **hydrophones** at the point of **spatial-peak temporal-peak acoustic pressure** in a plane perpendicular to the **beam-alignment axis**.

In the case of membrane **hydrophones**, it is possible to test for correct alignment by rotating the **hydrophone** through 180° about an axis passing through the plane of the active element and noting the change in the received signal when monitoring a pulsed acoustic field. A change in the time delay between excitation and reception indicates a misalignment in the direction normal to the active element, and a change in the amplitude indicates a misalignment in the plane of the active element. In the case of continuous wave excited **ultrasonic transducers**, the same procedure can be used with respect to amplitude, and, if the **hydrophone** has already been aligned to within one quarter of an acoustic wavelength in water, fine adjustments can be made by noting the phase change on rotation.

In the case of needle **hydrophones**, it is possible to test for correct alignment by rotating the **hydrophone** through an angle less than 180° about an axis passing through the plane of the active element.

For both types of **hydrophones**, optical techniques using either a travelling microscope or a small diameter laser beam can be used. Again, the procedure would be to observe the position of the active element and its change when the **hydrophone** is rotated using the micropositioning system.

NOTE 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 tilted. Tilting 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.

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 ±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 $\tan(a/2l)$ where a 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 a diameter of 20 mm. An angular rotation of 14° is needed 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 5.1.4). For the case considered here, a correction of +6 % for acoustic pressure parameters and +12 % for derived intensity parameters is therefore needed.

B.7 Water bath lining material

Compliance with 5.2.3.2 for overall echo reduction of an acoustic absorber may be checked using the following procedure. Echo reduction should be measured at the **acoustic working frequency** using tone-burst **ultrasound**, with the acoustic absorber located in the **far field** of the separately driven **ultrasonic transducer**. The resulting **hydrophone** signal (peak-to-peak or rms), produced by the reflection from the front surface of the acoustic absorber, U_{absorber} , is compared to that from a perfect planar reflector, $U_{\text{reflector}}$. The acoustic absorber and the perfect reflector should be aligned near normal to the **beam axis** but angled so that the reflected signal can be intercepted by the hydrophone. The echo reduction is calculated using:

$$\text{echo reduction} = -20 \log_{10} \left[\frac{U_{\text{absorber}}}{U_{\text{reflector}}} \right] \quad (\text{B.1})$$

A stainless steel reflector of minimum thickness 25 mm may be used to provide a good approximation of a perfect planar reflector.

B.8 Recommendations for ultrasonic equipment being characterized

To trigger the measurement system, an electrical signal should be provided synchronized to the excitation of the **ultrasonic transducer** or each **ultrasonic transducer element group**.

For automatic scanning systems, an additional trigger signal should be provided synchronized to each **acoustic repetition period**. These trigger signals should be used to permit the observation of the received signal at the hydrophone from any chosen ultrasonic scan line.

Alternatively, if the scanning in automatic scanning systems can be “frozen”, a trigger signal for the chosen **ultrasonic scan line** should be provided. However, in this case, tests shall be undertaken to ensure that there is no significant variation between a “frozen” beam and a scanning beam. This exercise is not trivial and depends on the type of scanning system. Also, true determination of temporal average parameters is not possible for a “frozen” beam.

NOTE For the separation of interlaced Doppler and scan lines in certain types of duplex automatic scanning systems, it is useful to display the trigger signals on a separate oscilloscope that has a delayed time base and delayed time base output facility. This output may be used to trigger the measurement system.

B.9 Types of hydrophones

B.9.1 Ceramic needle hydrophones

Ceramic needle **hydrophones** usually consist of a small circular disc of piezoelectric ceramic mounted on the end of a needle or pencil-like support. The active element of the **hydrophone** is backed by an acoustically absorbing material and has a size close to the diameter of the support, often in the range of 0,5 mm to 1,5 mm diameter. The signal cable inevitably passes through the ultrasonic field, which can cause problems from the triboelectric effect.

The **end-of-cable open-circuit sensitivity** of these devices is typically 0,7 $\mu\text{V}/\text{Pa}$ for a ceramic needle **hydrophone** with an active element of 1 mm diameter. When carefully designed, they may have a relatively flat frequency response to about 6 MHz. However, in general, radial resonance modes and reverberations in the backing material often lead to variations of ± 10 dB in the frequency response between 0,5 MHz and 15 MHz. In addition, the directional response of most ceramic needle **hydrophones** available is often unpredictable and can show significant differences from theoretical predictions. See [24] and [25].

B.9.2 PVDF needle hydrophones

PVDF needle **hydrophones** are similar in external physical construction to the ceramic needle **hydrophones** described in B.9.1. However, the active element is the polymer PVDF. Typically, the **end-of-cable** (1 m) **open-circuit sensitivity** of a PVDF needle **hydrophone** with a 1 mm diameter active element is 0,12 $\mu\text{V}/\text{Pa}$ and the resonance frequency is beyond 25 MHz. Carefully designed PVDF needle **hydrophones** show a smooth frequency characteristic ($\pm 1,5$ dB) and a predictable directional response. The effective diameter of such hydrophones [26] is very close to the physical diameter of the active elements. See [10, 25, 26, 27].

B.9.3 PVDF membrane hydrophones

PVDF membrane **hydrophones** consist of a thin film of PVDF stretched across an annular frame. Electrodes are evaporated onto the two surfaces and an overlap region defines the active element after it has been poled. Various designs have been produced offering different degrees of electrical shielding for the active element. Essentially, the membrane transmits most of the ultrasound when the diameter of the membrane is sufficiently large to enable the whole of the ultrasound beam to pass through it. With this design of **hydrophone**, radial

resonance modes in the megahertz frequency range are eliminated, and hence they exhibit a smooth frequency response. Typically, for a 1 mm diameter active element, the **end-of-cable** (0,7 m) **open-circuit sensitivity** of membrane **hydrophones** is about 0,10 $\mu\text{V}/\text{Pa}$ and the resonance frequency is at approximately 40 MHz for a 0,025 mm thick film of PVDF. The directional response at all frequencies is predictable, including the low megahertz range where membrane waves in the film give rise to larger side-lobes in the directional response. The effective diameter of such **hydrophones** differs from the physical diameter of the active elements and depends on the frequency of the received signal.

See [11, 25, 28, 29].

B.9.4 Fibre optic hydrophones

In the fibre optic hydrophones that have been developed for measurements in medical ultrasound fields, the fibre is aligned so that the end face is normal to the direction of acoustic propagation, just as the element in a piezoelectric needle hydrophone would be. In this configuration the fibre behaves as an extrinsic rather than intrinsic sensor, in that its basic function is simply to carry coherent light to the tip where the transduction process is initiated. Three basic designs have been developed to create a reflected light signal that can be related to the acoustic field. In the simplest approach, a bare fibre is cleaved to form a right circular cylinder. In the two other designs, an improvement in sensitivity comparable to piezoelectric polymer hydrophones can be achieved by treating the fibre tip, but at the cost of design simplicity and replacement ease. In choosing optic hydrophones the following points are of concern.

- a) Refractive index change type hydrophones, for example fibre tip [21].

In the simplest approach, light from a laser diode is coupled to a multi-mode fibre with a bare end face. To a good approximation, the light is reflected according to the Fresnel intensity reflection coefficient, $R = [(n_c - n_w)/(n_c + n_w)]^2$, where n_c and n_w are the indices of reflection of the fibre core and water, respectively. Pressure variations in the acoustic wave cause a change in density, which in turn alters the refractive indices, and thus the reflected light intensity. A minimum detectable pressure of 0,5 MPa has been achieved, but this level could possibly be reduced by using high light source powers or very sensitive photodetectors. The fibre tip has a high damage threshold, but should it be damaged by cavitation, the fibre can be recut without affecting sensitivity. An alternative implementation of the refractive change type hydrophone uses a thick glass block instead of the fibre tip [30], [31].

- b) Two-beam interferometer [32, 33, 34].

To increase measurement sensitivity, the fibre tip can be mirrored and incorporated into the measuring arm of a two-beam interferometer. The optical phase change caused by the tip movement results in a signal proportional to the acoustic displacement or, when a heterodyne technique is used, the particle velocity, both of which lead to a calculation of the pressure.

- c) Fabry-Perot interferometer [35, 36, 37, 38, 39, 40].

As an alternative to the optical complexity of two-beam interferometry, but still with improved sensitivity compared to the bare fibre design, a Fabry-Perot (FP) interferometer can be formed by attaching an FP cavity to the end of the fibre. When light is sent down the fibre, optical reflections occur at the interfaces between the fibre and the cavity, and the cavity and the load (water). The optical reflection coefficients are determined either by the Fresnel formula for uncoated cavity surfaces or by the type and thickness of metal coatings on these faces.

Various sources of distortions have been noted in fibre optic hydrophones and several methods to analyse and compensate for these effects have been studied [41, 42, 43, 44].

In addition to the fibre-optic versions, Fabry-Perot interferometer type hydrophones with plane substrates have also been constructed. Advantages of such sensor designs are the possible use as array sensors [45], [46] and the exclusion of acoustic resonance effects of the fibre body from the frequency response [47].

B.9.5 Relative performance of different types

The choice of a particular type of **hydrophone** for a specific task will depend on a number of factors. As there is a large variety of designs of **hydrophones** of all basic constructional types, it is not possible to produce simple guidelines for choosing the most appropriate one. However, the following points are worth noting.

- A membrane **hydrophone** will exhibit less variation in its frequency response than a needle **hydrophone**.
- The sensitivity of a **hydrophone** with a ceramic active element will usually be higher than one with the same diameter active element made from PVDF.
- In the case of membrane **hydrophones**, the membrane constitutes a large, plane obstacle of finite reflectivity in the ultrasonic field. The reflected part of the ultrasonic wave might return in a coherent way to the **ultrasonic transducer** and react on it by acoustic interference [48]. This is particularly important in continuous wave excitation of **ultrasonic transducers**, and this source of error should be kept in mind, although its effect on measurements can usually be minimized. In all types of needle **hydrophone**, the effect of reflections is present but to a smaller extent.

B.10 Typical specification data for hydrophones

See Table B.1.

Table B.1 – Typical specification data for hydrophones, in this case given at 1 MHz [49]

Hydrophone type	End-of-cable loaded sensitivity (with a specified load Z_L) $M_L(f)$ $\mu\text{V}/\text{Pa}$	Electric load impedance (specified load) Z_L	Cable length m	End-of-cable capacitance C or hydrophone impedance Z_h	End-of-cable open-circuit sensitivity $M_c(f)$ $\mu\text{V}/\text{Pa}$
PVDF needle 1 mm diameter	0,100	1 M Ω 30 pF	1	130 pF	0,123
PVDF needle 0,6 mm diameter	0,032	1 M Ω 30 pF	1	130 pF	0,039
PVDF membrane 1 mm diameter	0,098	50 k Ω 5 pF	0,7	Re (Z) = 170 Ω Im (Z) = -1 220 Ω	0,102
PVDF membrane 0,5 mm diameter	0,033	50 k Ω 5 pF	0,7	Re (Z) = 220 Ω Im (Z) = -1 610 Ω	0,035
Ceramic needle 1 mm diameter	0,56	1 M Ω 30 pF	1	150 pF	0,67

Annex C (informative)

Acoustic pressure and intensity

Traditionally, ultrasonic fields have been characterized by the parameter of intensity and this is appropriate and directly relevant for many applications.

However, the **instantaneous intensity**, $I(t)$, may be given by

$$I(t) = p(t) v(t) \quad (C.1)$$

where

$p(t)$ is the **instantaneous acoustic pressure**;

$v(t)$ is the particle velocity.

Under conditions of plane progressive waves, the **instantaneous intensity** is given by

$$\text{either } I(t) = p(t)^2 / \rho c \quad (C.2)$$

$$\text{or } I(t) = \rho c v(t)^2 \quad (C.3)$$

These expressions have only limited validity and cannot generally be applied throughout an acoustic field. However, equation (C.2) is almost exclusively used to derive **instantaneous intensity** from **hydrophone** measurements of **instantaneous acoustic pressure**.

To illustrate the significance of this, it can be shown (see [50]), for example, that the ratio of the true intensity to the plane wave approximation value is 0,66 at a distance of 5 mm from the face of a circular plane piston **ultrasonic transducer** of diameter 30 mm and in continuous wave operation. At a distance equal to the diameter of the **ultrasonic transducer**, the ratio is about 0,94.

It is for these reasons that this standard recommends the specification of acoustic pressure parameters and, as such, these are the measured parameters appropriate to any acoustic field.

For the determination of derived intensity from acoustic pressure, the values of ρ , c and ρc for distilled or de-ionized water, as a function of temperature, given in Table C.1, may be used.

Table C.1 – Properties of distilled or de-ionized water as a function of temperature [51]

Temperature <i>T</i> °C	Density of the water <i>ρ</i> 10 ³ kg/m ³	Speed of sound in the water <i>c</i> m/s	Characteristic acoustic impedance <i>ρc</i> 10 ⁶ kg/m ² /s
16	0,9989	1 469,4	1,4678
18	0,9986	1 476,0	1,4739
20	0,9982	1 482,3	1,4796
22	0,9978	1 488,3	1,4850
24	0,9973	1 494,0	1,4900
26	0,9968	1 499,3	1,4945
28	0,9962	1 504,4	1,4987

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

Annex D (informative)

Voltage to pressure conversion

D.1 General

The relationship between the pressure experienced by a **hydrophone** and the voltage it produces at its output are related through the **end-of-cable loaded sensitivity of a hydrophone**, and often the **end-of-cable loaded sensitivity** of a **hydrophone** will have been determined over a wide frequency range. This standard provides a method to convert the measured end-of-cable voltage $u_L(t)$ produced by the **hydrophone** back to an **instantaneous acoustic pressure** $p(t)$ according to equation

$$p(t) = u_L(t) / M_L(f_{awf}) \quad (D.1)$$

if the frequency response of the **hydrophone** meets the criteria in 5.1.7 and

$$p(t) = \mathfrak{F}^{-1}[U_L(f) / M_L(f)] \quad (D.2)$$

otherwise (see 5.1.1).

The rationale behind this approach is that equation D.1 is only valid if:

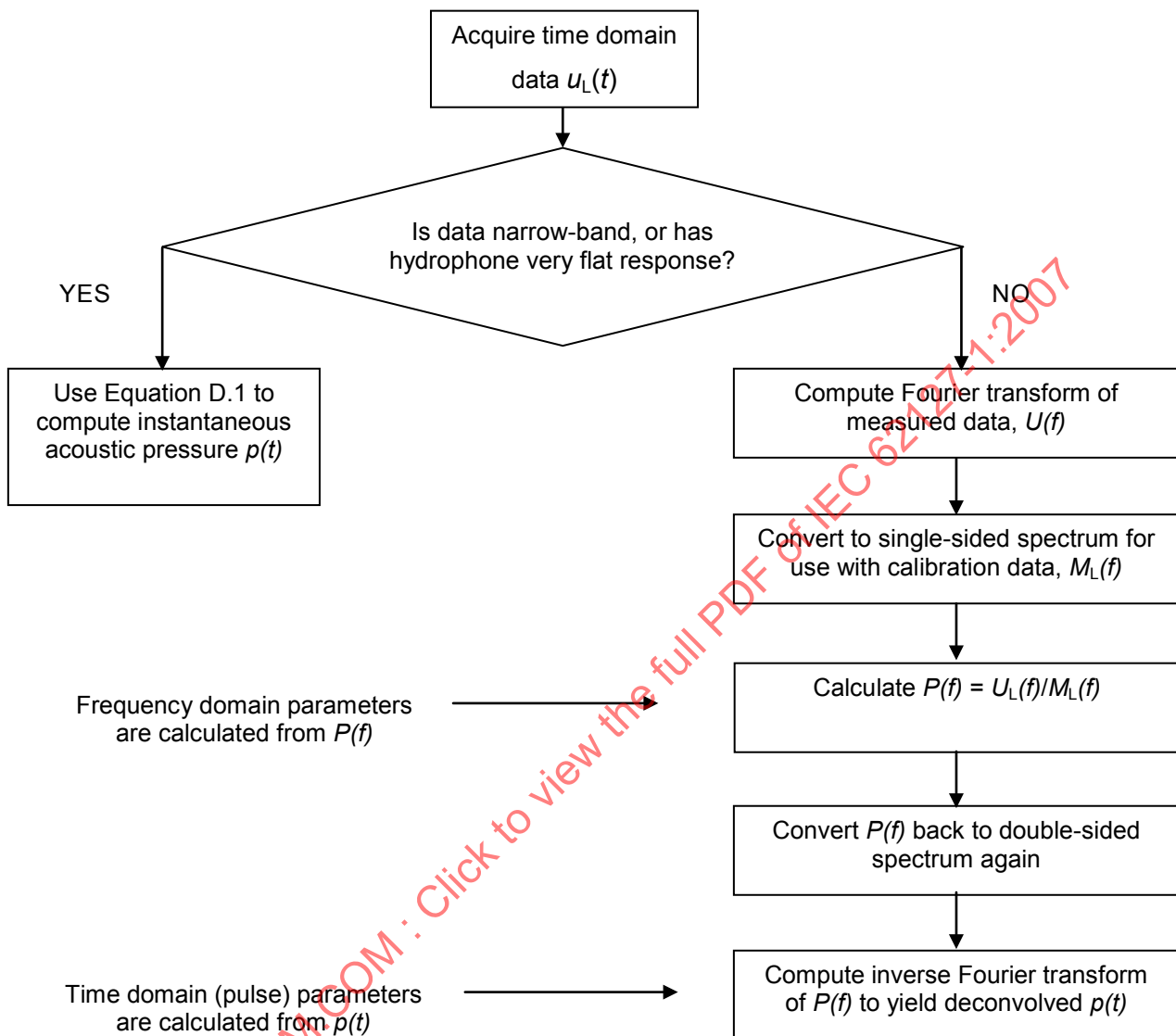
- the acoustic field generated by the **ultrasonic transducer** has a very narrow frequency bandwidth, or,
- the **end-of-cable loaded sensitivity** of the hydrophone across the bandwidth of the **hydrophone** does not vary significantly from the **end-of-cable loaded sensitivity** measured at the **acoustic-working frequency**.

In all other cases, the frequency response of the **hydrophone** should be deconvolved from the end-of-cable voltage using equation D.2. These requirements contribute to the bandwidth specifications of 5.1.7.

The **end-of-cable loaded sensitivity**, $M_L(f)$, is a complex valued quantity and it has historically been supplied as a magnitude-only quantity. However, there are now several national standards laboratories capable of measuring the phase response of hydrophones, and the deconvolution process of equation D.2 can also make use of this additional data. See [22, 52].

D.2 Hydrophone deconvolution procedure

The complete process for deconvolving the full frequency response of a **hydrophone** according to equation D.2 is shown as a flow diagram in Figure D.1.



IEC 1470/08

Figure D.1 – A flow diagram of the hydrophone deconvolution process

D.3 Converting the data between double-sided and single-sided spectra

Hydrophone calibration data is typically provided over a range of positive frequency values, whereas conventional fast Fourier transform routines output zero-centred frequency data, with both positive and negative frequency components. Due to the symmetry of the frequency spectrum, the conversion to a single-sided frequency spectrum (containing only positive frequencies) for use in the hydrophone deconvolution process should be trivial. In fact, often users are only presented with a single-sided spectrum and may be unaware of the double-sided nature of the original frequency spectra. Unfortunately, several commercial Fourier transform routines do not accomplish this process accurately. A brief description of both the problem and its remedy follows.

Consider a set of data sampled at frequency, f_s , and thus having a Nyquist frequency, $f_N = f_s/2$. A typical Fast Fourier Transform (FFT) algorithm will return points ordered such that the first point has frequency f_0 then $f_1, f_2, \dots$ up to f_N . The next point is at $-f_{N-1}$ and then $-f_{N-2}, -f_{N-3}$. For all components other than frequency 0 (i.e. dc), the amplitudes of the positive and negative frequency points are equal, and the single-sided spectrum can be obtained by simply doubling the amplitude of all non-d.c. components. A thorough discussion of the computational issues associated with the Fourier transform is provided by [53].

The problem seen with some commercial routines that conduct the double-sided to single-sided conversion is that they simply halve the size of the data array and double the amplitudes of all but the first component. This is an incorrect method because for a trace of N data points, the d.c. signal is the first data point, with the positive frequencies occupying the next $N/2$ locations in the array. Thus, the data at the (highly important) Nyquist frequency is at location $N/2 + 1$. However, the above method of simply extracting the first half of the data sequence has discarded this point. Failure to include the Nyquist frequency data point will introduce errors and will prevent the inverse Fourier transform process from working properly, as well as introducing significant phase errors. Table D.1 shows the correct method of conducting this conversion.

Table D.1 – Method of conversion from a double- to a single-sided spectrum

Double-sided spectrum Number of points = N Data array = DS[1.. N]	Single-sided spectrum Number of points = $N/2 + 1$ Data array = SS[1.. $N/2 + 1$]
DS[1]	SS[1] = DS[1]
DS[2]	SS[2] = 2 · DS[2]
DS[3]	SS[3] = 2 · DS[3]
..	..
DS[$N/2$]	SS[$N/2$] = 2 · DS[$N/2$]
DS[$N/2 + 1$] at the Nyquist frequency	SS[$N/2 + 1$] = 2 · DS[$N/2 + 1$]
DS[$N/2 + 2$]	Discard
..	..
DS[N]	Discard

Similar care should be taken when converting single-sided spectra back to double-sided spectra for the inverse Fourier transform operation since data points at frequency 0 (dc) and frequency $N/2 + 1$ (Nyquist frequency) appear only once in a double-sided spectrum, whereas all other components appear twice (as both positive and negative frequency components). Table D.2 shows the correct method of converting from a single-sided spectrum back to a double-sided spectrum.

Table D.2 – Method of conversion from a single- to a double-sided spectrum

Single-sided spectrum Number of points = $N/2 + 1$ Data array = SS[1..N/2 + 1]	Double-sided spectrum Number of points = N Data array = DS[1..N]
SS[1]	DS[1] = SS[1]
SS[2]	DS[2] = SS[2]/2
SS[3]	DS[3] = SS[3]/2
..	..
SS[N/2]	DS[N/2] = SS[N/2]/2
SS[N/2 + 1]	DS[N/2 + 1] = SS[N/2 + 1]
	DS[N/2 + 2] = SS[N/2]/2
	DS[N/2 + 3] = SS[N/2 - 1]/2
	..
	DS[N] = SS[1]/2

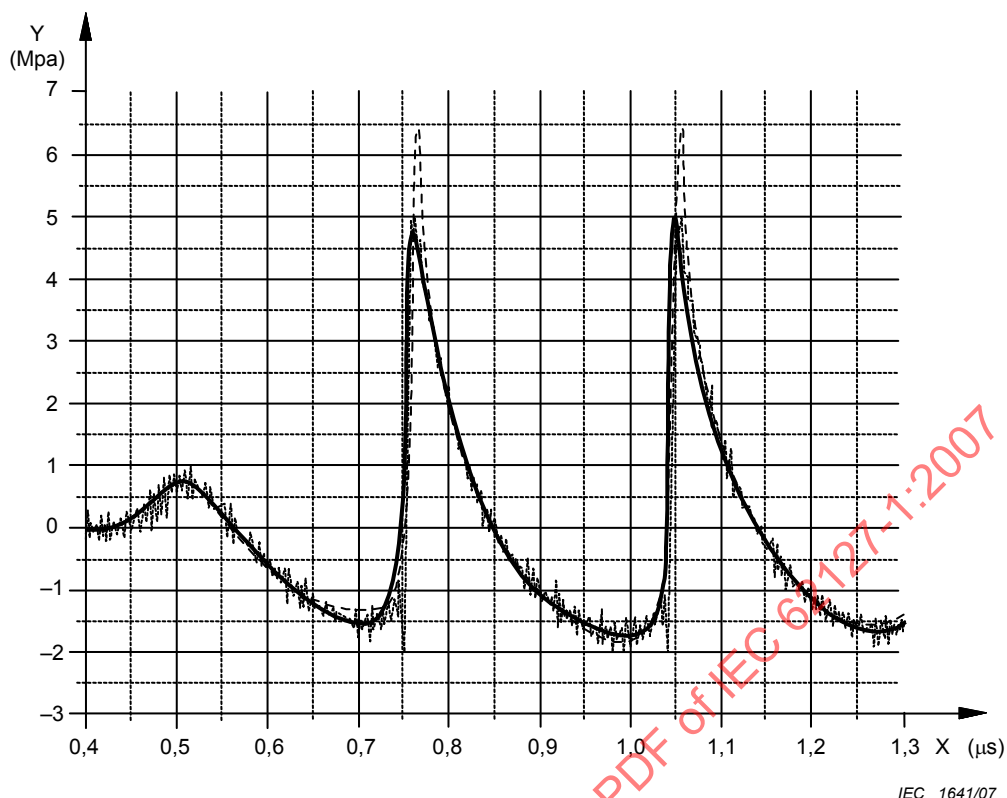
D.4 Use of hydrophone calibration data

The combination of sampling interval and number of points acquired determines the frequency interval of the spectrum of the measured signal according to the equation:

$$\text{Frequency increment} = 1,0/(\text{time increment} \times \text{number of points})$$

Frequently, it is found that this frequency increment of the measured data differs from that supplied between consecutive points in the hydrophone calibration data. To ensure that calibration data is available at the appropriate frequency points, it may be necessary to interpolate values at the required spacing from the calibration data. Cubic or Bezier spline interpolation routines have been found to be an effective means of providing this additional interpolated data. One of the advantages of these methods is that the interpolation function only needs to be pre-computed once. The interpolation function can then be used to produce calibration data at any required frequency increment. Thus, a refined frequency response curve for each hydrophone can be pre-calculated and stored for later use.

In addition, hydrophone calibration data needs to be extrapolated towards high frequencies. An appropriate sampling rate of, for instance, 500 MS/s leads to a Nyquist frequency of 250 MHz. Hydrophone calibration data is needed up to this frequency for the deconvolution calculation (see Clause D.3). The calibration data extrapolation needs to be performed in a way that additional high frequency noise in the deconvolved waveforms is avoided. Such noise can arise from low hydrophone sensitivity (at high frequencies) and from the Gibbs phenomenon. Appropriate suppression may be achieved by low-pass filtering of the pressure pulse spectrum prior to the back transformation to the time domain and should be controlled by comparison of high frequency noise in the deconvolved and in the undeconvolved waveform (Figure D.2).



Key

X time

Y pressure

NOTE The example shows part of a Doppler pulse measured by a needle hydrophone. The voltage to pressure conversion uses (--) $M_L(f_{awt})$, (...) using deconvolution $M_L(f)$, and (—) deconvolution with additional low-pass filtering (–6 dB at 80 MHz).

Figure D.2 – Example of waveform deconvolution

D.5 Implication of the hydrophone deconvolution process on measurement duration

Many acoustic reporting parameters require that a **hydrophone** will have been scanned through the acoustic field, and these measurements can be time-consuming. Figure D.2 tends to suggest a significant increase in the measurement time overhead. However, if implemented correctly, this process does not add any significant increase to the total measurement duration.

The majority of automated scanned hydrophone acquisition systems are PC-controlled, and, although digital oscilloscopes have a range of on-board processing capabilities, much of the data post processing is done by PC. The key to ensuring the deconvolution is a time effective process to ensure that the processing of data transfer to the PC is done while the **hydrophone** is being moved to its next location within the acoustic field. Once the data is on the PC, the remainder of the deconvolution process (two Fourier transforms and a division) can be done rapidly. In fact, with efficient implementation, the processing can be done fast enough to give real-time feedback of deconvolved waveforms to the user, which can in turn lead to better alignment on spatial-peak features within the acoustic field.

Annex E (informative)

Correction for 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 [54, 55], which utilizes beam-plots obtained with a step size equal to one hydrophone radius. A number of other similar methods can also be applied [56, 57, 58, 59, 60, 61].

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:

$$p(r) = \frac{2J_1(kar/d)}{(kar/d)} \quad (\text{E.1})$$

where

- k is the circular 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, K_{sa} , at the centre of the beam is:

$$K_{sa} = (3 - \beta)/2 \quad (\text{E.2})$$

where

$$\beta = \frac{\text{signal at one hydrophone radius from the axis}}{\text{signal on axis}} \quad (\text{E.3})$$

This formula is obtained by convolving the response of the hydrophone with the assumed true field profile for the two measurement positions, and relating β to the ratio of the true pressure to the measured value on axis. The procedure for determining the correction $\delta = (K_{sa} - 1)$ is valid for $\beta > 0,8$; this corresponds to using a hydrophone with a radius that 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.

Because this correction method might not be valid in the case of sawtooth waveforms (i.e. distorted by non-linear propagation) another equation may be more valid [55]:

The correction factor, K'_{sa} , at the centre of the beam is:

$$K'_{sa} = (3 - 2\beta') \quad (E.4)$$

where

$$\beta' = \frac{\text{signal at half a hydrophone radius from the axis}}{\text{signal on axis}} \quad (E.5)$$

The uncertainty of the correction $\delta' = (K'_{sa} - 1)$ is estimated to be 10 % for $\beta' > 0.92$.

It should be noted that the effective diameter of well-designed PVDF needle 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 might not be equal to the **effective hydrophone radius** as determined from directional response measurements (see [25]). 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 [18] showed that for most focused ultrasonic fields the procedure given above underestimates the correction. Other studies [62] have shown that the major reason for the underestimates is the residual presence of non-linear distortion in the fields.

Studies have shown [62] that, providing $\sigma_m < 0.5$, the correction procedure given above will provide reasonable estimates of the spatial averaging correction for all acoustical parameters within uncertainties of 10 % to 15 %. For more distorted waveforms, it is possible to delineate the following regimes for estimation of spatial averaging corrections in terms of the parameter R_{bh} , the ratio of the –6 dB beamwidth to the effective hydrophone diameter. Guidance for the magnitude of the likely corrections for the **peak-compressional acoustic pressure**, p_c , **peak-rarefactional acoustic pressure**, p_r , and **pulse-pressure-squared integral**, $ppsi$, are as follows [62]:

$$R_{bh} > 2$$

For $0.5 < \sigma_m < 1.5$ the maximum p_c and p_r corrections will be approximately 13 %, with the correction to $ppsi$ being less than 25 %; for $\sigma_m > 1.5$, the peak pressure corrections will be higher but are unlikely to exceed 20 %.

$$1.5 \leq R_{bh} \leq 2$$

For $\sigma_m < 1.5$, the corrections to p_c and p_r will be less than 20 % while the correction to $ppsi$ will generally not exceed 40 %. For higher σ_m values, corrections to p_c , p_r and $ppsi$ can be greater than 30 %, 20 % and 50 % respectively.

$$R_{bh} < 1.5$$

In this regime, large spatial averaging effects occur for all parameters but particularly for p_c and p_r at all values of σ_m , corrections for p_r can reach 50 % but these are not significantly different from the values obtained from the procedures given above. In contrast, p_c corrections can be of the order of 100 % for $0.5 < \sigma_m < 1.5$ and, for $\sigma_m > 2$, can be in excess of 200 % corresponding to $ppsi$ corrections of 300 %. Therefore, in situations where $R_{bh} < 1.5$, it is important that a smaller hydrophone be used for measurements.

Annex F (informative)

Acoustic output parameters for multi-mode medical ultrasonic fields in the absence of scan-frame synchronization

F.1 General

The earliest clinical ultrasound scanners used fixed-focus, single crystal transducers to generate the ultrasound field. This transducer was either held stationary (for A-mode or M-mode operation), or mechanically moved from side to side (for B-mode operation). The invention of phased, linear-arrays allowed the focusing to be electronically controlled and, for B-mode, scanning to be carried out electronically. Static Doppler (D-mode or PWD) and colour-flow imaging (CF-mode) have also been introduced and available for 15 years or more. In the last few years, harmonic imaging, CT-imaging and 3-D imaging have all appeared. To further add to the plethora of output configurations, each of these modes can, in principle and often in reality, be combined with any other mode or combination of modes. And yet, prescribed measurement methods have not moved on. All the major national and international standards relating to measurement of acoustic output were published in 1993 or before and were largely formulated several years before that. The methods, which seemed adequate for the majority of purposes at the time, are now extremely time-consuming to carry out and often impossible. There is now a need to reconsider the existing parameter definitions and measurement methods and perhaps to develop new ones more appropriate to modern imaging equipment. This annex is meant to gain support for a new approach before putting parts into a normative text in future. It can be used in those cases where there does not exist a scan-frame repetition.

F.2 Current philosophy

The approach, or philosophy, behind existing measurement standards goes back to the origins of diagnostic ultrasound when the ultrasound field was generated by a single crystal of fixed geometry. The starting point is that a single type of ultrasound pulse – defined by its **acoustic frequency**, duration and focusing properties – is generated. Each pulse generated is of exactly the same type and is directed either along a single well-defined **beam axis** (in the case of unscanned A-mode, M-mode or D-mode) or along a series of distinct and well-defined axes (in the case of the scanned B-mode or CF-mode). Each of these modes is considered to be a distinct “discrete operating mode”; for scanned modes it is assumed that a repeating sequence of pulses will form a “scan-frame” and that each scan-frame will contain exactly the same number of pulses.

For simple discrete modes, this approach works well. For unscanned modes, measurements can be made with a hydrophone along the **beam axis** allowing a focal point to be located and a variety of acoustic parameters to be determined. The main parameters defined in IEC standards are listed in Table F.1:

Table F.1 – Main parameters defined in IEC standards

p_c	Peak-compressional acoustic pressure
p_r	Peak-rarefactional acoustic pressure
f_{awf}	Acoustic working frequency
t_d	Pulse duration
$ppsi$	Pulse-pressure-squared integral
I_{sppa}	Spatial-peak pulse-average intensity
I_{spta}	Spatial-peak temporal-average intensity
w_6	-6 dB beamwidth
I_{sata}	Spatial-average temporal-average intensity
P	Total ultrasonic power
z_{ppsi}	Distance from external transducer aperture to the position of maximum pulse-pressure-squared integral
z_{spta}	Distance from external transducer aperture to the position of spatial-peak temporal-average intensity
prr	Pulse repetition rate
srr	Scan repetition rate

For discrete scanned modes, where the scan-frame consists of N distinct scan lines, it is possible simply to examine every N th scan line and characterize it in the same way as for an unscanned beam, except that derivation of I_{spta} needs to account for “overlap” between scan lines and derivation of P needs to include the acoustic power for all scan lines. An additional complication arises because, since the overlap between scan lines varies with distance, the position of the maximum I_{spta} will generally not be at the same distance from the transducer as the position of maximum $ppsi$ for any single scan line. It is then assumed that, as the complexity of the field increases, it remains possible to isolate individual discrete modes of regular repeating periods.

F.3 Need for change

However, the above approach is only possible if the number of scan lines in the scan-frame remains constant until the scanner controls are adjusted. For many modern scanners, the number of scan lines is constantly changing, which makes it impossible to synchronize the measurement process with the generation of a specific ultrasonic pulse. This means that measurements of mandatory parameters can only be carried out by manufacturers with the equipment operating in dedicated engineering modes. Moreover, these measurements are extremely time-consuming to perform and their value to determining either the performance or the safety of imaging equipment is questionable.

F.4 Proposed changes

F.4.1 New philosophy

The new approach suggested here does not require synchronization with the scan-frame. At least the parameters that are relevant to the continued safe use of ultrasound imaging should be included. At present, this means factors that may affect heating and cavitation (or other bubble activity). It needs to be possible to measure these parameters for any field without special knowledge of the scanner (although it would be expected that such knowledge will allow measurements to be carried out more rapidly). However, it should also be possible to use existing measurement methods and infrastructure and to calculate values for the field by an appropriate combination of quantities for the individual pulses.

This is an important consideration because it allows manufacturers and other laboratories to continue to use their existing measurement infrastructure.

As far as possible, the required acoustic parameters will be based on a subset of the existing parameters defined by IEC but modified to account for the change of philosophy, which means that the field no longer consists of a repeating pattern of discrete pulses each of a well-defined centre frequency.

F.4.2 New parameters

For systems that do not meet the narrow-band requirements, recording of the time waveform is required and any correction required or recommended in other parts of this standard for limited bandwidth or finite sensor dimensions should be applied also. However, the new parameters are mostly chosen so that, for a system that does meet the narrow-band requirements, they can be determined with a system which can only measure peak pressures and rms voltage. The exception to this is the **acoustic working frequency** which, as at present, will require the ability to carry out spectral analysis. Table F.2 presents a list of parameters that are to be used or are to be deleted.

Table F.2 – List of parameters that are to be used or are to be deleted

p_c	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
p_r	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
f_{awf}	Calculate from pressure spectrum measured over 1 s or more, or from Fourier analysis of the pulse containing the peak negative pressure (see below for more details). For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
t_d	Not required. The existing definition of pulse duration makes measurement of it subject to substantial uncertainty and error depending on the frequency response of the measurement system. Moreover, a single value for pulse duration is only relevant if all acoustic pulses are identical
$ppsi$	Not required. Pulse-intensity integral is currently used to define the axis and focus of individual pulses and to calculate spatial-peak pulse-average intensity
I_{sppa}	Not required. Spatial-peak pulse-average intensity is subject to large uncertainties due to the definition of pulse duration. Since it is unlikely to be of direct relevance to safety, this parameter can be dropped. The limit placed on I_{sppa} by the Food and Drug Administration in the USA in their FDA510(k) should be removed completely or replaced with a limit on Mechanical Index (MI) or p_r
I_{spta}	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition

Table F.2 (continued)

w_6	Calculated from I_{spta} and p_r distributions, not from $ppsi$. The diameter of an individual ultrasound beam may be of interest for some aspects of performance but is not relevant for safety. The diameter of the temporal-average intensity and peak-rarefactional acoustic pressure distributions, however, are relevant to safety. Beam areas (which are used in the definition of I_{sata}) can be defined on the same basis. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
I_{sata}	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
P	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
z_{ppsi}	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
z_{spta}	As in current definition. For a single, fixed-beam mode, the numerical result will be identical to the existing definition
p_{rr}	Not required
s_{rr}	Not required

F.5 New measurement methods

F.5.1 General

Measurements will be made with an appropriate hydrophone-assembly. Observation at any point should be carried out for long enough that a fully representative part of the acoustic signal is sampled. Typically, this would be less than 1 s.

New technology oscilloscopes and digital capture cards are now available which allow extremely long recording lengths to be captured and analysed. In general, use of such a device is likely to be the most flexible way to determine all the necessary parameters. Since it is no longer assumed that the acoustic signal will repeat, equivalent-time sampling is not possible and consequently the single-shot digital bandwidth will need to be sufficient to accurately represent the hydrophone signal.

F.5.2 For peak pressures

Many acoustic pulses can be captured and a search carried out for the peak positive and negative values. Pulses above a certain threshold can be captured selectively. As a simpler alternative, a suitable “envelope” mode or peak-detect circuit can be used.

F.5.3 For temporal-average intensity

The most general method is to digitize every acoustic pulse and calculate the temporal-average intensity from this data. Clearly, this will be easier if an electrical trigger signal corresponding to each acoustic firing is available. In the absence of such a trigger signal, capture can be initiated by triggering on the waveform or simply by initiating a continuous acquisition sequence. In these latter two cases, it may be necessary to pre-process the waveform data to minimize electrical noise and to remove non-acoustic signals.

NOTE In many cases, a very high sample rate may not be required to measure I_{spta} since the energy in the N th non-linear harmonic is less than or equal to $1/N^2$ times the energy in the fundamental.

In principle, I_{ta} can be measured more simply with an rms voltmeter (or rf power meter) fitted with an appropriate voltage sensor. In practice, electrical noise and the temporal response of the sensor may cause some difficulties at lower levels of I_{ta} . However, for most clinical fields where I_{spta} approaches the current FDA510(k) limits of 720 mW cm^{-2} (derated), it is possible to use this method to locate and measure the peak value and to measure the -6 dB beamwidth.

F.5.4 For frequency

From the perspective of a safety standard, we can consider two different reasons for wanting to know the **acoustic frequency**. The first relates to the occurrence of cavitation and its relevant quantity is approximately the centre frequency of the pulse with the largest negative pressure. The second reason relates to heating and the relevant quantity is approximately the median of the acoustic pressure spectrum. In single mode operation, these two quantities are likely to be similar. However, for combined modes, these two quantities may be significantly different. For instance, in B+CF imaging, the scan-frame generally consists of a small number of short, high amplitude pulses for grey-scale imaging and a larger number of longer, lower amplitude Doppler pulses. The centre frequency of each type of pulse may lie anywhere within the bandwidth of the transducer.

Consequently, two distinct frequency parameters are suggested for each of these two requirements:

- mechanical acoustic frequency: determined at the point where the negative pressure reaches its global maximum value. This frequency is defined as **peak pulse acoustic frequency** (f_p);
- thermal acoustic frequency, f_t : determined at the position where the temporal-average intensity reaches its global maximum value. This frequency is defined as: **time average acoustic frequency** (f_t).

NOTE 1 It may be necessary to correct for frequency-dependent sensitivity of the hydrophone and amplifier in order to correctly determine the time averaged acoustic pressure spectrum, especially in cases where there are two or more widely separated spectral peaks of similar magnitude.

Note 2 The detail procedure to obtain the appropriate acoustic power spectrum is under consideration at this time.

F.5.5 For power

Power should be measured with a radiation force balance or by planar scanning with an appropriate hydrophone.

F.6 Discussion

F.6.1 Relationship to existing standards

F.6.1.1 IEC 61157

A change would be that, while measurements would still be made at the position of the maximum peak-rarefactional acoustic pressure, p_r , the other location would now be at the position of the maximum spatial-peak temporal average intensity, I_{spta} , rather than at the maximum of the pulse-pressure-squared-integral for a single pulse type.

The exemption clause for low output equipment would remain and would be based on the same parameters as currently specified, except that the definition of output beam area would need to be altered to refer to I_{spta} . This may affect the value of I_{ob} for some scanned systems, but not for the unscanned systems that generally fall into the exempt group.

F.6.1.2 IEC 62359 and IEC 60601-2-37

In principle these would not be greatly changed. The major difference would be in the calculation of those Thermal Index (TI) formulae that depend on the variation of intensity with distance along the axis. Currently, the TI for each type of pulse is calculated independently and combined in a not altogether satisfactory way to arrive at a value for the scan pattern. With the new approach, the temporal-average intensity for the entire scan-pattern is measured (or calculated) and the axial variation of this quantity determines the distance and the value of the TI. This change would also be carried through to calculating the equivalent beam diameter as a function of distance. A further minor change would be in the value used for the **acoustic working frequency**, which affects the derating calculation and is also used explicitly in the soft tissue TI calculations. The new approach is actually a truer implementation of the TI concept and, for unscanned fields, the results should be identical.

For the Mechanical Index (MI), the value of the frequency used in the formula may be different in some cases.

F.6.2 Advantages

The major benefits appear to be substantial:

- the number of measurements required and the number of declared parameters are greatly reduced since only two sets of measurements are now required for each probe, instead of two sets for each operational mode of each ultrasonic transducer;
- the definitions of the new parameters can be applied to even more complicated output patterns and sequences in the future as new imaging techniques are developed;
- measurements on even complex operating modes can be made with relatively straightforward measuring equipment.

Existing measurement methods can still be used and should generate consistent results. For simple, unscanned systems (and perhaps for many others) the values of the acoustic quantities will be unchanged from the existing definitions.

F.6.3 Disadvantages

The technical disadvantages include:

- the introduction of a second frequency quantity;
- the method may be susceptible to electrical noise;
- minor changes might be required to existing measurement techniques and equipment;
- a requirement of significant wave memory for a long-term (>1 s) sequence.

Annex G (informative)

Propagation medium and degassing

It is well established that measurements can be strongly affected by acoustic cavitation. Cavitation is the growth, oscillation and collapse of previously existing gas- or vapour-filled microbubbles in a medium. During ultrasonic measurements, these bubbles will scatter the ultrasound from the transducer under test, causing instabilities and underestimates of the values to be measured. There is thus a need to know when cavitation is occurring during measurements, and also to define suitable media in which the effects of cavitation can be minimized.

A measurement method to detect the onset of cavitation is described in [63, 64]. Specifically, the onset of inertial cavitation is often characterized by the presence of the subharmonic of the fundamental operating frequency. An example of an acoustic spectrum acquired using a needle hydrophone is presented in [63, 64].

Possible methods to degas the water are investigated in [65] and listed in IEC 61161.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

Annex H (informative)

Specific ultrasonic fields

H.1 Diagnostic fields

H.1.1 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-average intensity, I_{sppa} , is related to the spatial-peak temporal-average intensity, I_{spta} , by

$$I_{sppa} = (I_{spta} / t_d) ppr \quad (H.1)$$

To determine the total **ultrasonic power**, the procedures and techniques described in 7.2.7 or IEC 61161 may be used. If the total **ultrasonic 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:

$$P = \text{Total number of acoustic scan lines} \times P_{beam} \quad (H.2)$$

For non-automatic scanning systems:

$$P/A_b > \text{spatial-average temporal-average intensity}$$

For automatic scanning systems:

$$P/(\text{scan area}) > \text{spatial-average temporal-average intensity}$$

$$\text{scan width} > s_s \times \text{total number of acoustic scan lines}$$

where s_s is the **ultrasonic scan line separation** (see 3.72).

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 .

H.1.2 Pulsed wave diagnostic equipment

In all pulsed wave diagnostic equipment, a pulsed waveform is transmitted and either the echo or the transferred signal is analysed.

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. While 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 5.1.6, a hydrophone with an active element of diameter approximately 0,5 mm is needed as well as a relatively precise alignment of the hydrophone.

As the acoustic pressures are high, the **non-linear propagation parameter** σ_m (see 3.38) 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 optimize the rotation of the hydrophone to ensure the maximum received signal (see 5.2.2).

In general, diagnostic equipment places the greatest demand on the hydrophone bandwidth and on the coordinate positioning system. PVDF hydrophones of the membrane or needle type are essential (see Clause B.9). Several investigations have shown the need for broadband hydrophones [12, 66, 67, 68].

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.

H.1.3 Continuous wave diagnostic equipment

Frequencies for continuous wave Doppler systems are usually between 2 MHz and 10 MHz, and an acoustic lens can be used to focus the ultrasound at distances from the transducer face of up to 8 cm. Sometimes the transducer elements have D-shaped crystals, which makes identifying the maxima in any plane complex. **Peak acoustic pressures** are usually less than 0,1 MPa and, consequently, the non-linear propagation parameter is generally below 0,5 and a broadband hydrophone does not need to be used.

Focal diameters may be less than 3 mm and, as seen from 5.1.6, a hydrophone with an active element of diameter 0,5 mm or smaller is needed. For 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.

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 7.2.5). Hence, only acoustic pressure parameters can be specified unless a compromise is made. Such a compromise is to undertake measurements in a plane that 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.

H.2 Therapy fields

H.2.1 Physiotherapy equipment

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 modify the ultrasonic field. 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.

General 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 of less than two transducer diameters, there is the same problem of conversion from acoustic pressure to intensity as with the continuous wave Doppler devices (see H.1.3). So, to obtain an absolute value of intensity, it is recommended that measurements are made at distances from the transducer which are greater than or equal to one transducer diameter.

H.2.2 Hyperthermia

This clause is reserved for specific comments for High Intensity Focussed Ultrasound (HIFU) equipment, they are under development.

H.3 Surgical fields

H.3.1 Lithotripters

Specific comments on the measurement of fields generated by pressure pulse lithotripters are specified in IEC 61846.

H.3.2 Low frequency surgical applications

Specific comments on the measurement of fields generated by low frequency surgical systems are specified in IEC 61847.

Annex I (informative)

Assessment of uncertainty in the acoustic quantities obtained by hydrophone measurements

I.1 General

To be truly meaningful, the result of a measurement should be accompanied by its associated uncertainty. 6.4.2 states that, in evaluating and expressing the uncertainty in the calibration, the guidance provided by the *ISO Guide to the expression of uncertainty in measurement* (ISO GUM) shall be followed.

In general, uncertainty components are grouped according to how the values are estimated:

Type A: evaluated by statistical means;

Type B: evaluated by other means.

I.2 Overall (expanded) uncertainty

The overall uncertainty should be obtained from all uncertainty components in the manner described in the ISO GUM.

When combining uncertainty components, care should be taken when component values are expressed in decibels. Before combination, the values should ideally be expressed in linear form (e.g. in per cent or in the units of the quantity) and not in decibels. The final value of expanded uncertainty may be expressed either in the units of the quantity, in per cent or converted to decibels as required.

NOTE 1 It should be realized that the use of decibels to express uncertainties may lead to asymmetric distributions (e.g. +1,5 dB is equivalent to +19 %, but -1,5 dB is equivalent to -16 %).

NOTE 2 When each component of uncertainty is small, i.e. less than 1 dB, the overall uncertainty can be calculated using decibels.

I.3 Common sources of uncertainty

The following is a list of common sources of uncertainty using hydrophones. This list should not be considered exhaustive, but may be used as a guide when assessing uncertainties for a specific parameter. Depending on the parameter to be measured, some (though possibly not all) of these sources will need assessment. For example, the errors from measuring instruments might be minimized by the use of the same measuring channel (amplifier, filter, voltmeter, etc.) for all signals and measuring only amplitude ratios. However, since this might not be the case in all implementations, components for these sources of error have been included in the list.

Various potential sources of uncertainty are as given below.

Due to alignment and waterbath:

- positioning of the hydrophone for maximum signal;
- misalignment, particularly at high frequencies where the hydrophone response may be far from omni directional; interference from acoustic reflections, leading to a lack of free-field conditions;
- acoustic scattering from the hydrophone mount (or vibrations picked up and conducted by the mount);

- bubbles or air clinging to transducer and or hydrophone – this should be minimized by adequate wetting and soaking of transducers and hydrophones;
- cavitation bubbles and dust particles in the water;
- variation in environmental conditions during the measurements (e.g. temperature, depth, mounting/rigging, etc.);
- errors in the measurement of distances.

Errors related to signal management:

- electrical noise on the hydrophone signal include RF pick-up;
- inaccuracy of any electrical loading corrections made to account for loading by extension cables and preamplifiers;
- inaccuracy of any electrical signal attenuators used;
- errors due to the lack of linearity in the measurement system (the use of a calibrated attenuator to equalize the measured signals may significantly reduce this contribution);
- inaccuracy of the gains of any amplifiers, filters and digitizers used;
- errors in measurement of the receive voltage (including the accuracy of the measuring instrumentation – voltmeter, digitizers, etc.);
- errors due to the resolution of the digitizer;
- errors in the Time Base.

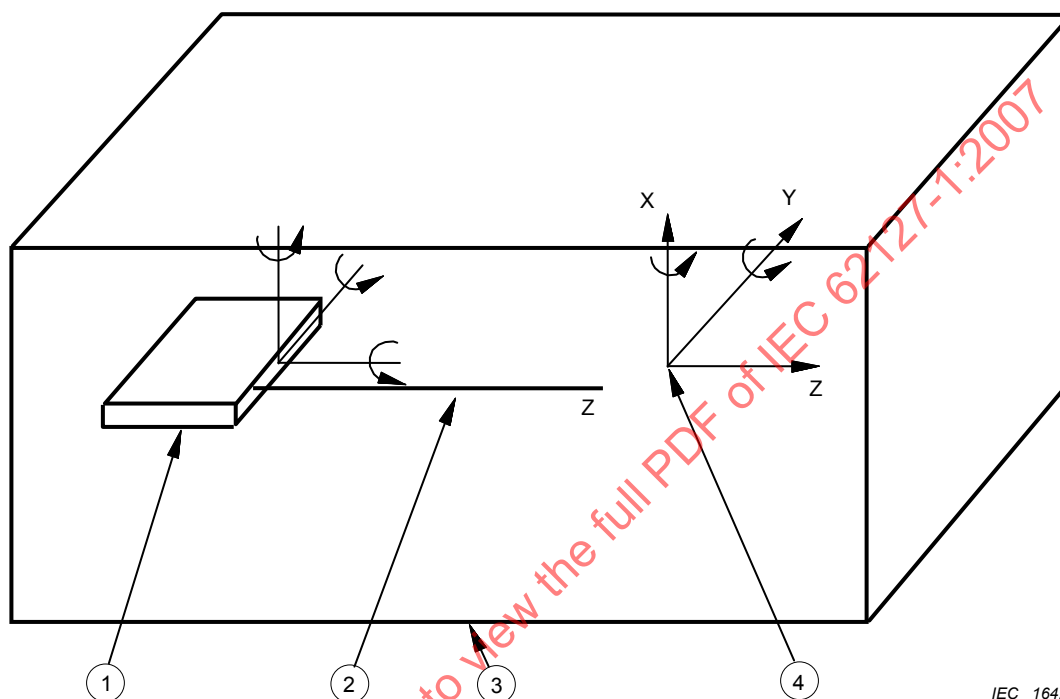
Errors related to the ultrasonic field:

- overlapping acoustic scan lines;
- variation between scan lines;
- lack of steady-state conditions;
- errors in the values for acoustic frequency;
- errors in the values for water density;
- local temperature variations between repeated measurements;
- instability of ultrasound transducer (e.g. instability of the output or electrical drive conditions);
- hydrophone calibration;
- instability of the hydrophone;
- temperature sensitivity of the hydrophone;
- non-linear distortion;
- the spatial averaging effects of the hydrophones due to their finite size.

Annex J (informative)

Transducer and hydrophone positioning systems

There are numerous ways to mount the **ultrasonic transducer** and **hydrophone** such that the requirements specified in 5.2 may be met. Figure J.1 illustrates a possible system.



IEC 1642/07

Key

- 1 ultrasonic transducer (linear array)(translations optional)
- 2 beam axis
- 3 tank
- 4 hydrophone active element

X, Y and Z denote the axis directions relative to the mounted **hydrophone** and **ultrasonic transducer**

Figure J.1 – Schematic diagram of the ultrasonic transducer and hydrophone degrees of freedom

Annex K (informative)

Beamwidth midpoint method

In the method¹⁾, orthogonal line scans are used and the square root of **pulse-pressure-squared-integral** values are divided into 20 intervals corresponding to the –0,1 dB to –26 dB level. See Table K.1.

Beamwidths are calculated at as many of the table decibel levels as signal level will permit, and the locations of their centres are averaged together to obtain **beamwidth midpoints** for both *x* and *y*. The intersection of lines perpendicular to scan lines and passing through the midpoints is the **beam centrepoint**.

In Table K.1 below, “*ppsi*” refers to **pulse-pressure-squared-integral**.

Table K.1 – dB beamwidth levels for determining midpoints

Normalized SQRT(<i>ppsi</i>) Linear	Normalized <i>ppsi</i> Linear	Levels dB
0,9885	0,9771	–0,1006
0,95	0,9025	–0,4455
0,9	0,8100	–0,9151
0,85	0,7225	–1,4116
0,8	0,6400	–1,9382
0,75	0,5625	–2,4988
0,7	0,4900	–3,0980
0,65	0,4225	–3,7417
0,6	0,3600	–4,4370
0,55	0,3025	–5,1927
0,5	0,2500	–6,0206
0,45	0,2025	–6,9357
0,4	0,1600	–7,9588
0,35	0,1225	–9,1186
0,3	0,0900	–10,4576
0,25	0,0625	–12,0412
0,2	0,0400	–13,9794
0,15	0,0225	–16,4782
0,1	0,0100	–20,0000
0,05	0,0025	–26,0206

¹⁾ The beamwidth midpoint method is adapted from an approach developed by TNO, Prevention and Health, Leiden, the Netherlands.

Bibliography

- [1] RADULESCU, EG., LEWIN, PA., NOWICKI, A. and BERGER, WA. Hydrophones' effective diameter measurements as a quasi-continuous function of frequency. *Ultrasonics*, 2003, vol. 41 iss. 8, p. 635-641.
- [2] BACON, DR. Finite amplitude distortion of the pulsed fields used in diagnostic ultrasound. *Ultrasound Med. Biol.*, 1984, vol. 10, no. 2, p. 189-195.
- [3] ISO *Guide to the expression of uncertainty in measurement*. Geneva, Switzerland, 1995.
- [4] BEISSNER, K. Maximum hydrophone size in ultrasonic field measurements. *Acustica*, 1985, vol. 59, p. 61-66.
- [5] HARRIS, GR. Transient field of a baffled planar piston having an arbitrary vibration amplitude distribution. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1981, vol. 70, p. 186-204.
- [6] FAY, B. Numerische Berechnung der Beugungsverluste im Schallfeld von Ultraschallwandlern. *Acustica*, 1976, vol. 36, p. 209-213.
- [7] KHIMUNIN, AS. On the ultrasound diffraction losses for circular transducers of different radii. *Acustica*, 1983, vol. 54, p. 13-22.
- [8] HARRIS, GR. A model of the effects of hydrophone and amplifier frequency response on ultrasound exposure measurements. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, September 1991, vol. 38, iss 5, p. 413-417.
- [9] HARRIS, GR. Are current hydrophone low frequency response standards acceptable for measuring mechanical/cavitation indices? *Ultrasonics*, 1996, vol. 34, iss. 6, p. 649-654.
- [10] LEWIN, PA., SCHAFER, ME. and CHIVERS, RC. Factors affecting the choice of preamplification for ultrasonic hydrophone probes. *Ultrasound Med. Biol.*, March 1987, vol. 13, no. 3, p. 141-148.
- [11] PRESTON, RC., BACON, DR., LIVETT, AJ. and RAJENDRAN, K. PVDF membrane hydrophone performance properties and their relevance to the measurement of the acoustic output of medical ultrasonic equipment. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 1983, vol. 16, p. 786-796.
- [12] SMITH, RA. The importance of the frequency response of a hydrophone when characterising medical ultrasonic fields. *Proc. Inst. Acoustics*, 1986, vol. 8, Part 2, p. 119-128.
- [13] LEWIN, PA. Calibration of Hydrophones. *Technical Review*, Brüel and Kjær, 1973, vol. 1, p. 3-17.
- [14] PRESTON, RC., BACON, DR. and SMITH, RA. Calibration of medical ultrasonic equipment – procedures and accuracy assessment. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 1988, vol. 35 iss. 2, p. 110-121.
- [15] HARRIS, GR. Hydrophone measurements in diagnostic ultrasound fields. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 1988, vol. 35, iss. 2, p. 87-101.

-
- [16] SHOMBERT, DG. and HARRIS, GR. Use of miniature hydrophones to determine peak intensities typical of medical ultrasound devices. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, May 1986, vol. 33, iss. 3, p. 287-294.
- [17] AIUM/NEMA. *Acoustic output measurement standard for diagnostic ultrasound equipment*. (NEMA Standards Publication UD 2-2004, Revision 3). Laurel, MD: American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM); Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2004.
- [18] ZEQUIRI, B. and BOND, AD. The influence of waveform distortion on hydrophone spatial-averaging corrections – Theory and measurement. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1992, vol. 92, p. 1809-1821.
- [19] EC COMMUNITY BUREAU OF REFERENCE (BCR). *Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment* (TNO Report CMT/92.031). Leiden, The Netherlands: Centre for Medical Technology, 1992.
- [20] HEKKENBERG, RT., REIBOLD, R. and ZEQUIRI, B. Development of standard measurement methods for essential properties of ultrasound therapy equipment. *UltrasoundMed.Biol.*, 1994, vol. 20, no. 1, p. 83-98.
- [21] STAUDENRAUS, J. and EISENMENGER, W. Fiber-optic hydrophone for ultrasonic and shockwave measurements in water. *Ultrasonics*, 1993, vol. 31, iss. 4, p. 267-273.
- [22] WILKENS, V. and KOCH, C. Amplitude and phase calibration of hydrophones up to 70 MHz using broadband pulse excitation and an optical reference hydrophone. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2004, vol. 115, p. 2892-2903.
- [23] LEWIN, PA., UMCHID, S., SUTIN, A. and SARVAZIAN, A. Beyond 40 MHz frontier: the future technologies for calibration and sensing of acoustic fields. *J. Phys.: Conf. Ser.*, 2004, vol. 1, p. 38-43.
- [24] LEWIN, PA. and CHIVERS, RC. Two miniature ceramic ultrasonic probes. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 1981, vol. 14, p. 1420-1424.
- [25] SHOMBERT, DG., SMITH, SW. and HARRIS, GR. Angular response of miniature ultrasonic hydrophones. *Med. Physics*, July-August 1982, vol. 9, no. 4, p. 484-492.
- [26] LEWIN, PA. Miniature piezoelectric polymer ultrasonic hydrophone probes. *Ultrasonics*, September 1981, vol. 19, iss. 5, p. 213-216.
- [27] WILSON, DT., TANCRELL, RH. and CALLERAME, J. PVF2 polymer microprobe. *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 1979, p. 506-510.
- [28] BACON, DR. Characteristics of a PVDF membrane hydrophone for use in the range 1-100 MHz. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, January 1982, vol. SU-29, no. 1, p. 18-25.
- [29] DEREGGI, AS., ROTH, SC., KENNEY, JM., EDELMAN, S. and HARRIS, GR. Piezoelectric polymer probe for ultrasonic applications. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1981, vol. 69, p. 853-859.
- [30] UEBERLE, F. Shockwave Measurements Using an Optical Light Spot Hydrophone. *BMT Conference Proceedings*, Zürich, September 2006.

-
- [31] GRANZ, B., NANKE, R., FEHRE, J., PFISTER, T. and ENGELBRECHT, R. Light Spot Hydrophone, Innovation in Lithotripsy. *Medical Solutions*, June 2004, p. 86-87.
 - [32] KOCH, C. and REIBOLD, R. Interferometric fiber-optic sensor for measurement of lithotripter shock waves. *Proceedings of the 1995 World Congress on Ultrasonics*, 1995, p. 931-934. ISBN 3-9805013-0-2.
 - [33] KOCH, C. Measurement of ultrasonic pressure by heterodyne interferometry with a fiber-tip sensor. *Appl. Optics*, May 1999, vol. 38, iss. 13, p. 2812-2819.
 - [34] KOCH, C., MOLKENSTRUCK, W. and REIBOLD, R. Shock-wave measurement using a calibrated interferometric fiber-tip sensor. *Ultrasound Med. Biol.*, 1997, vol. 23, iss. 8, p. 1259-1266.
 - [35] BEARD, PC. and MILLS, TN. Extrinsic optical-fiber ultrasound sensor using a thin polymer film as a low-finesse Fabry-Perot interferometer. *Appl. Optics*, February 1996, vol. 35, iss. 4, p. 663-675.
 - [36] KOCH, Ch. Coated fiber-optic hydrophone for ultrasonic measurement. *Ultrasonics*, August 1996, vol. 34, iss. 6, p. 687-689.
 - [37] COLEMAN, AJ., DRAGUIOTI, E., TIPTAF, R., SHOTRI, N. and SAUNDERS, JE. Acoustic performance and clinical use of a fibreoptic hydrophone. *Ultrasound Med. Biol.*, January 1998, vol. 24, iss. 1, p. 143-151.
 - [38] UNO, Y. and NAKAMURA, K. Pressure sensitivity of a fibre-optic microprobe for high frequency ultrasonic field. *Jpn. J. Appl. Phys.*, 1999, vol. 38, p. 3120-3123.
 - [39] BEARD, PC., PERENNES, F. and MILLS, TN. Transduction mechanisms of the Fabry-Perot polymer film sensing concept for wideband ultrasound detection. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, November 1999, vol. 46, iss. 6, p. 1575-1582.
 - [40] BEARD, PC., HURRELL, AM. and MILLS, TN. Characterization of a polymer film optical fiber hydrophone for use in the range 1 to 20 MHz: A comparison with PVDF needle and membrane hydrophones. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, January 2000, vol. 47, iss. 1, p. 256-264.
 - [41] WURSTER, C., KÖHLER, M., PECHA, R., EISENMENGER, W., SUHR, D., IRMER, U., BRUMMER, F. and HÜLSER, D. Negative pressure measurements of water using the glass fiber optic hydrophone. *Proceedings of the 1995 World Congress on Ultrasonics*, 1995, p. 635-638. ISBN 3-9805013-0-2.
 - [42] WANG, ZQ., LAUXMANN, P., WURSTER, C., KÖHLER, M., GOMPF, B. and EISENMENGER, W. Impulse response of a fiber optic probe hydrophone determined with shock waves in water. *J. Appl. Phys.*, 1 March 1999, vol. 85, iss. 5, p. 2514-2516.
 - [43] KRÜCKER, JF., EISENBERG, A., KRIX, M., LÖTSCH, R., PESSEL, M. and TRIER, H. Rigid piston approximation for computing the transfer function and angular response of a fiber-optic hydrophone. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2000, vol. 107, p. 1994-2003.
 - [44] WEISE, W., WILKENS, V. and KOCH, C. Frequency response of fiber-optic multilayer hydrophones: experimental investigation and finite element simulation. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, July 2002, vol. 49, iss. 7, p. 937-945.

-
- [45] WILKENS, V., KOCH, C. Optical multilayer detection array for fast ultrasonic field mapping. *Opt. Lett.*, 1999, vol. 24, 1026-28.
- [46] BEARD, P. C. Two-dimensional ultrasound receive array using an angle-tuned Fabry-Perot Polymer film sensor for transducer field characterization and transmission ultrasound imaging. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec. Freq. Contr.*, 2005, vol. 52, pp. 1002-12.
- [47] WILKENS, V. Characterization of an optical multilayer hydrophone with constant frequency response in the range from 1 to 75 MHz. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2003, vol. 113, 1431-38.
- [48] BEISSNER, K. The influence of membrane reflections on ultrasonic power measurements. *Acustica*, 1982, vol. 50, p. 194-200.
- [49] LEWIN, PA. and SCHAFER, ME. Ultrasonic probes in measurement practice. *Medical Device and Diagnostic Industry*, 1986, vol. 8, no. 5, p. 40-45.
- [50] BEISSNER, K. On the plane-wave approximation of acoustic intensity. *J. Acoust. Soc. Am.*, 1982, vol. 71, p. 1406-1411.
- [51] KAYE, GWC. and LABY, TH. *Tables of Physical and Chemical Constants and Some Mathematical Functions*. 14th edition. Longman Group Ltd., 1973.
- [52] KOCH, C. Amplitude and phase calibration of hydrophones by heterodyne and time-gated time-delay spectrometry. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 2003, vol. 50, iss. 3, p. 344-348.
- [53] ORAN BRIGHAM, E. *The Fast Fourier Transform and its Applications*. Prentice Hall, 1988. ISBN 0-13-307547-8.
- [54] PRESTON, RC., BACON, DR. and SMITH, RA. Calibration of medical ultrasonic equipment-procedures and accuracy assessment. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, March 1988, vol. 35, iss. 2, p. 110-121.
- [55] SMITH, RA. Are hydrophones of diameter 0.5 mm small enough to characterise diagnostic ultrasound equipment? *Phys. Med. Biol.*, 1989, vol. 34, p. 1593-1607.
- [56] SELFRIDGE, A. and LEWIN, PA. Wideband Spherically Focused PVDF Acoustic Sources for Calibration of Ultrasound Hydrophone Probes. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, November 2000, vol. 47, iss. 6, p. 1372-1376.
- [57] RADULESCU, EG., LEWIN, PA., GOLDSTEIN, A. and NOWICKI, A. Hydrophone spatial averaging corrections from 1-40 MHz. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, November 2001, vol. 48, iss. 6, p. 1575-1580.
- [58] RADULESCU, EG., WÓJCIK, J., LEWIN, PA. and NOWICKI, A. Nonlinear propagation model for ultrasound hydrophones calibration in the frequency range up to 100 MHz. *Ultrasonics*, June 2003, vol. 41, iss. 4, p. 239-245.
- [59] RADULESCU, EG., LEWIN, PA. and NOWICKI, A. 1-60 MHz Measurements in Focused Acoustic Fields using Spatial Averaging Corrections. *Ultrasonics*, May 2002, vol. 40, iss. 1-8, p. 497-501.
- [60] LEWIN, PA., BARRIE-SMITH, N., HYNENEN, K., IDE, M. and MACDONALD, M. Interlaboratory Acoustic Power Measurement. *J. Ultrasound in Medicine*, 2003, vol. 22, p. 207-213.

-
- [61] RADULESCU, EG., LEWIN, PA., WÓJCIK, J. and NOWICKI, A. Calibration of ultrasonic hydrophone probes up to 100 MHz using time gating frequency analysis and finite amplitude waves. *Ultrasonics*, June 2003, vol. 41, iss. 4, p. 247-254.
 - [62] SMITH, RA. *The evaluation of small area hydrophones* [NPL Report RSA(EXT)2]. Teddington, Middlesex, UK: National Physical Laboratory, 1989.
 - [63] HEKKENBERG, RT., BEISSNER, K., ZEQUIRI, B., BEZEMER, RA. and HODNETT, M. Validated ultrasonic power measurements up to 20 W. *Ultrasound Med. Biol.*, 2001, vol. 27, no. 3, p. 427-438.
 - [64] HEKKENBERG, RT., BEISSNER, K. and ZEQUIRI, B. *Therapy-level ultrasonic power measurement*. Final Technical Report, EC project SMT4-CT96-2139, European Commission report EUR 19510, 2000. ISBN 92-828-9027-9.
 - [65] HEKKENBERG, RT., BEISSNER, K. and ZEQUIRI, B. *Guidance on propagation medium and degassing for ultrasonic power measurements in the range of physiotherapy-level ultrasonic power*. EC project SMT4-CT96-2139, European Commission report EUR 19511, 2000. ISBN 92-828-9838-5.
 - [66] RADULESCU, EG., WÓJCIK, J., LEWIN, PA. and NOWICKI, A. Probing acoustic fields of clinically relevant transducers: the effect of hydrophone probes' finite apertures and bandwidths. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Contr.*, October 2004, vol. 51, iss. 10, p. 1262-1270.
 - [67] DUCK, FA. and STARRITT, HC. Acoustic shock generation by ultrasonic imaging equipment. *Brit. J. Radiol.*, 1984, vol. 57, p. 231-240.
 - [68] HEKKENBERG, RT., OOSTERBAAN, WA., MCCARTY, K. and MEAD, D. *Acoustic output and related performance of 5 duplex scanners: ATL UM-9, ESAOTE SIM 5000, HITACHI EUB-450, QUANTUM QAD-PV, VINGMED CFM-700*. report: MTD/90.033, June 1990.

Other publications

IEC 60469-1:1987, *Pulse techniques and apparatus – Part 1: Pulse terms and definitions*

IEC 60601-2-37, *Medical electrical equipment – Part 2-37: Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment*

IEC 61157, *Requirements for the declaration of the acoustic output of medical diagnostic ultrasonic equipment*

IEC 61161:2006, *Ultrasonics – Power measurement – Radiation force balances and performance requirements*.

IEC 62359, *Ultrasonics – Field characterization – Test methods for the determination of indices related to medical diagnostic ultrasonic fields*

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

SOMMAIRE

AVANT-PROPOS.....	85
INTRODUCTION.....	87
1 Domaine d'application et objet.....	88
2 Références normatives.....	88
3 Termes, définitions et symboles	89
4 Liste des symboles.....	104
5 Exigences de mesure	106
5.1 Exigences relatives aux hydrophones et aux amplificateurs.....	106
5.1.1 Introduction	106
5.1.2 Généralités.....	106
5.1.3 Sensibilité d'un hydrophone.....	106
5.1.4 Réponse directionnelle d'un hydrophone	107
5.1.5 Rayon efficace de l'hydrophone.....	107
5.1.6 Choix de la taille de l'élément actif d'un hydrophone.....	107
5.1.7 Largeur de bande	108
5.1.8 Linéarité	109
5.1.9 Amplificateur de signal de l'hydrophone.....	109
5.1.10 Longueur du câble de l'hydrophone et amplificateurs.....	110
5.2 Exigences de positionnement et bains-marie.....	110
5.2.1 Généralités.....	110
5.2.2 Systèmes de positionnement.....	110
5.2.3 Bain-marie.....	111
5.3 Exigences liées aux systèmes d'acquisition et d'analyse des données	112
5.4 Recommandations concernant les appareils à ultrasons en cours de caractérisation.....	113
6 Mode opératoire de mesure.....	113
6.1 Généralités.....	113
6.2 Préparation et alignement	113
6.2.1 Préparation.....	113
6.2.2 Alignement d'un transducteur ultrasonique et d'un hydrophone.....	114
6.3 Mesure.....	114
6.4 Analyse.....	114
6.4.1 Corrections de la largeur de bande limitée et de la résolution spatiale.....	114
6.4.2 Incertitudes	114
7 Caractérisation du faisceau	114
7.1 Généralités.....	114
7.2 Paramètres de pression principaux.....	116
7.2.1 Généralités.....	116
7.2.2 Pression acoustique de compression de crête et pression acoustique de raréfaction de crête	117
7.2.3 Pression acoustique efficace à la crête spatiale.....	117
7.2.4 Paramètre de propagation non linéaire	117
7.2.5 Paramètres d'intensité utilisant la pression acoustique instantanée	118
7.2.6 Paramètres d'intensité utilisant l'intégrale de pression d'impulsion au carré.....	119

7.2.7	Puissance acoustique dérivée	120
8	Exigences liées aux champs ultrasoniques spécifiques	121
8.1	Généralités.....	121
8.2	Champs de diagnostic	121
8.2.1	Modes opératoires simplifiés et lignes directrices	121
8.2.2	Appareil de diagnostic à ondes pulsées	122
8.2.3	Appareil de diagnostic à ondes entretenues	123
8.3	Champs thérapeutiques.....	123
8.3.1	Appareils de physiothérapie.....	123
8.3.2	Hyperthermie.....	124
8.4	Champs chirurgicaux.....	124
8.4.1	Lithotripteurs et sources à ondes de pression utilisés à d'autres fins thérapeutiques.....	124
8.4.2	Applications chirurgicales à basse fréquence	124
8.5	Champs provenant d'autres applications médicales	124
9	Déclaration de conformité.....	124
9.1	Généralités.....	124
9.2	Valeurs probables maximales	125
9.3	Échantillonnage.....	125
	Annexe A (informative) Analyse raisonnée générale	127
	Annexe B (informative) Hydrophones et positionnement	129
	Annexe C (informative) Pression et intensité acoustiques	136
	Annexe D (informative) Conversion de la tension en pression.....	138
	Annexe E (informative) Correction de la moyenne spatiale	143
	Annexe F (informative) Paramètres d'émission acoustique de champs ultrasoniques médicaux multimodaux en l'absence de synchronisation exploration-cadre	146
	Annexe G (informative) Milieu de propagation et dégazage.....	153
	Annexe H (informative) Champs ultrasoniques particuliers.....	154
	Annexe I (informative) Évaluation de l'incertitude dans les grandeurs acoustiques obtenues suite aux mesures de l'hydrophone.....	157
	Annexe J (informative) Systèmes de positionnement du transducteur et de l'hydrophone	159
	Annexe K (informative) Méthode du point médian du faisceau	160
	Bibliographie.....	161
	Figure 1 – Schéma illustrant les différents plans et différentes lignes d'un champ ultrasonique (voir également la CEI 61828)	91
	Figure 2 – Schéma illustrant la méthode de détermination de la durée d'impulsion	116
	Figure D.1 – Organigramme du processus de déconvolution de l'hydrophone	139
	Figure D.2 – Exemple de déconvolution de forme d'onde	142
	Figure J.1 – Schéma illustrant les degrés de liberté du transducteur ultrasonique et de l'hydrophone	159
	Tableau 1 – Paramètres acoustiques adaptés aux différents types d'appareils médicaux à ultrasons	115

Tableau B.1 – Données de spécification typiques pour les hydrophones, dans ce cas données à 1 MHz [].....	135
Tableau C.1 – Propriétés de l'eau distillée ou déionisée en fonction de la température []	137
Tableau D.1 – Méthode de conversion d'un spectre à double bande en spectre à une seule bande	140
Tableau D.2 – Méthode de conversion d'un spectre à une seule bande en spectre à double bande	141
Tableau F.1 – Principaux paramètres définis dans les normes CEI	147
Tableau F.2 – Liste des paramètres qui doivent être utilisés ou supprimés.	148
Tableau K.1 – Niveaux de largeur de bande en dB pour déterminer les points médians	160

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

COMMISSION ÉLECTROTECHNIQUE INTERNATIONALE

ULTRASONS – HYDROPHONES –

**Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs
ultrasoniques médicaux jusqu'à 40 MHz**

AVANT-PROPOS

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

La Norme internationale CEI 62127-1 a été établie par le comité d'études 87 de la CEI: Ultrasons.

La CEI 62127-1, la CEI 62127-2 et la CEI 62127-3 ont été publiées conjointement. Ensemble, elles annulent et remplacent la CEI 60866:1987, la CEI 61101:1991, la CEI 61102:1991, la CEI 61220:1993 et la CEI 62092:2001.

La présente version bilingue (2012-06) correspond à la version anglaise monolingue publiée en 2007-08.

Le texte anglais de cette norme est issu des documents 87/352/CDV et 87/371/RVC.

Le rapport de vote 87/371/RVC donne toute information sur le vote ayant abouti à l'approbation de cette norme.

La version française n'a pas été soumise au vote.

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

Une liste de toutes les parties de la série CEI 62127, publiées sous le titre général *Ultrasons – Hydrophones*, peut être consultée sur le site web de la CEI.

NOTE Les mots en **gras** dans le texte sont définis à l'Article 3.

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

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

Le contenu du corrigendum (août 2008, disponible en anglais seulement) a été inclus dans cette norme.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

INTRODUCTION

La présente partie de la CEI 62127 a pour principal objet de définir différents paramètres acoustiques pouvant être utilisés pour préciser et caractériser les champs ultrasoniques se propageant dans les liquides et, en particulier, dans l'eau, à l'aide d'hydrophones. Les modes opératoires de mesure présentés peuvent être utilisés pour déterminer ces paramètres. Les normes de mesure liées à des unités spécifiques (CEI 61689, CEI 61157, CEI 61847 ou CEI 62359, par exemple) peuvent se rapporter à la présente norme pour des paramètres acoustiques appropriés.

La philosophie sur laquelle repose la présente norme porte sur la spécification du champ acoustique en termes de paramètres de pression acoustique, cette dernière étant la principale grandeur de mesure lorsque des hydrophones piézoélectriques sont utilisés pour caractériser le champ. Bien entendu, si d'autres appareils de mesure apparaissent à l'avenir, une nouvelle norme comportant des définitions et modes opératoires supplémentaires sera nécessaire. Des exemples de ce type d'appareil seraient les transistors, les thermocouples ou les hydrophones optiques.

Les paramètres d'intensité sont spécifiés dans la présente norme. Cependant, ils sont considérés comme des grandeurs dérivées qui sont significatives uniquement dans le cadre de certaines hypothèses liées au champ ultrasonique mesuré.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

ULTRASONS – HYDROPHONES –

Partie 1: Mesurage et caractérisation des champs ultrasoniques médicaux jusqu'à 40 MHz

1 Domaine d'application et objet

La présente partie de la CEI 62127 spécifie les méthodes d'utilisation des hydrophones étalonnés permettant de mesurer, dans des liquides, les champs acoustiques générés par des appareils médicaux à ultrasons fonctionnant dans la gamme de fréquences jusqu'à 40 MHz.

La présente norme a pour objectifs de:

- définir un groupe de paramètres acoustiques pouvant être mesurés sur une base physiquement sonore;
- définir un second groupe de paramètres pouvant être déduits, dans le cadre de certaines hypothèses, de ces mesures et appelés paramètres d'intensité dérivés;
- définir un mode opératoire de mesure permettant de déterminer les paramètres de pression acoustique;
- définir les conditions dans lesquelles les mesures des paramètres acoustiques peuvent être réalisées dans la gamme de fréquences jusqu'à 40 MHz à l'aide d'hydrophones étalonnés;
- définir les modes opératoires de correction, dans le cas de limitations provoquées par l'utilisation d'hydrophones à largeur de bande finie et de taille d'élément actif finie.

NOTE 1 Tout au long de la présente norme, le système international d'unités (SI) est utilisé. Dans la spécification de certains paramètres (les surfaces du faisceau ou les intensités, par exemple), il peut être utile d'utiliser des multiples ou sous-multiples décimaux. Par exemple, la surface du faisceau peut être exprimée en cm^2 et les intensités en W/cm^2 ou mW/cm^2 .

NOTE 2 L'hydrophone, tel qu'il est défini, peut être de type piézoélectrique ou optique. Toutefois, l'introduction implique que les hydrophones optiques ne sont pas couverts.

2 Références normatives

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

CEI 60050-801:1994 *Vocabulaire électrotechnique international – Chapitre 801: Acoustique et électroacoustique*

CEI 60565, *Acoustique sous-marine – Hydrophones – Etalonnage dans la bande de fréquences de 0,01 Hz à 1 MHz*

CEI/TR 60854:1986, *Méthodes de mesure des caractéristiques des appareils à impulsions ultrasonores utilisés pour le diagnostic*

IEC 61689, *Ultrasonics – Physiotherapy systems – Performance requirements and methods of measurement in the frequency range 0,5 MHz to 5 MHz* (disponible en anglais seulement)

CEI 61828, *Ultrasons – Transducteurs focalisants – Définitions et méthodes de mesurage pour les champs transmis*

CEI 61846, *Ultrasons – Lithotripteurs à ondes de pression – Caractérisation des champs*

CEI 61847, *Ultrasons – Systèmes de chirurgie – Mesure et déclaration des caractéristiques de sortie*

CEI 62127-2, *Ultrasons – Hydrophones – Partie 2: Etalonnage des champs ultrasoniques jusqu'à 40 MHz*

CEI 62127-3, *Ultrasons – Hydrophones – Partie 3: Propriétés des hydrophones pour les champs ultrasoniques jusqu'à 40 MHz*

ISO 16269-6:2005, *Interprétation statistique des données – Partie 6: Détermination des intervalles statistiques de dispersion*

ISO, *Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure*. Genève, Suisse: Organisation internationale de normalisation (ISO), 1995

NOTE Les normes suivantes reposent sur l'utilisation correcte du présent document.

IEC 61157, *Critères pour la déclaration des émissions acoustiques des appareils de diagnostic médical à ultrasons*

CEI 62359, *Ultrasons – Caractérisation du champ – Essais pour la détermination des indices d'échauffement et mécaniques des champs d'ultrasons utilisés pour le diagnostic médical*

CEI 61847, *Ultrasons – Systèmes de chirurgie – Mesure et déclaration des caractéristiques de sortie*

3 Termes, définitions et symboles

Pour les besoins du présent document, les termes et définitions de la CEI 62127-2, de la CEI 62127-3 ainsi que les suivants s'appliquent. Ces normes contiennent également des définitions concernant des sujets traités dans le présent document à utiliser dans les normes particulières d'appareils médicaux à ultrasons.

3.1

forme d'onde des impulsions acoustiques

forme d'onde temporelle de la pression acoustique instantanée en une position spécifiée d'un champ acoustique, présentée sur une période suffisamment longue pour inclure toutes les indications acoustiques significatives dans une impulsion, une salve d'impulsions ou un ou plusieurs cycles d'une onde entretenue

NOTE 1 La forme d'onde temporelle est une représentation (par exemple présentation par oscilloscope ou équation) de la **pression acoustique instantanée**.

NOTE 2 Définition de la CEI 60469-1.

3.2

période acoustique de répétition

par

période de répétition des impulsions des systèmes explorateurs non automatiques et **période de répétition d'exploration** des systèmes explorateurs automatiques, égales à l'intervalle de temps entre les points correspondants des cycles consécutifs des systèmes à ondes entretenues

NOTE La **période acoustique de répétition** est exprimée en secondes (s).

3.3

fréquence acoustique

fréquence d'application acoustique

fréquence d'un signal acoustique fondée sur l'observation de la sortie d'un **hydrophone** placé dans un champ acoustique à la position correspondant à la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle**

NOTE 1 Le signal est analysé à l'aide de la technique de la **fréquence d'application acoustique de passage à zéro** ou de la méthode d'exploration du spectre. Les fréquences d'application acoustique sont définies en 3.3.1 et 3.3.2.

NOTE 2 Dans un certain nombre de cas, la présente définition n'est pas très utile ou pratique, particulièrement pour les **transducteurs à large bande**. Dans ce cas, il convient de donner une description complète du spectre de fréquences afin de permettre une correction en fonction de la fréquence par rapport au signal.

NOTE 3 La **fréquence acoustique** est exprimée en hertz (Hz).

3.3.1

fréquence d'application acoustique de passage à zéro

f_{awf}

valeur déterminée conformément au mode opératoire spécifié dans la CEI/TR 60854

NOTE Cette fréquence est destinée aux systèmes à ondes entretenues uniquement.

3.3.2

fréquence d'application acoustique, moyenne arithmétique

f_{awf}

moyenne arithmétique des fréquences les plus largement séparées f_1 et f_2 , dans la gamme de trois fois f_1 , à laquelle l'amplitude du spectre de la pression acoustique est inférieure de 3 dB à l'amplitude de crête

NOTE 1 Cette fréquence est destinée aux systèmes à ondes pulsées uniquement.

NOTE 2 Il est supposé que $f_1 < f_2$.

3.3.3

fréquence acoustique d'impulsion de crête

f_p

fréquence d'application acoustique par moyenne arithmétique de l'**impulsion avec la plus large** pression acoustique négative de crête **mesurée au point** de la pression acoustique négative de crête **maximale**

NOTE 3 La **fréquence acoustique d'impulsion de crête** est exprimée en hertz (Hz).

3.3.4

fréquence acoustique à moyenne temporelle

f_t

fréquence d'application acoustique par moyenne arithmétique du spectre de pression acoustique de moyenne temporelle du signal acoustique mesuré au point de l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** maximale

NOTE 3 La **fréquence acoustique à moyenne temporelle** est exprimée en hertz (Hz).

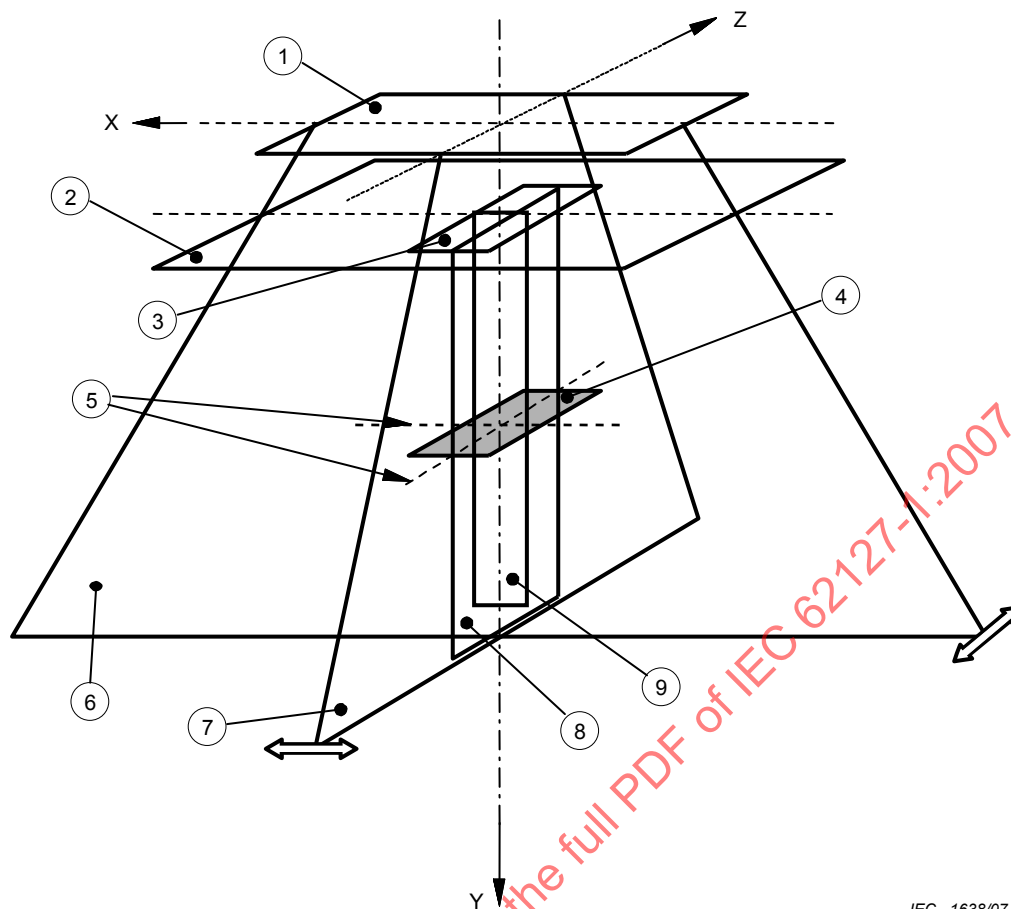
3.4

axe azimutal

axe formé par l'intersection du **plan azimutal** avec le **plan d'ouverture de la source** (mesurage) ou avec le **plan d'ouverture du transducteur** (conception)

NOTE 1 Définition de la CEI 61828:2001.

NOTE 2 Voir Figure 1.



IEC 1638/07

Légende

X axe azimutal

Y axe du faisceau

Z axe d'élévation

1 plan de l'ouverture du transducteur externe

2 plan de l'ouverture source

3 plan de l'ouverture

4 plan de la surface du faisceau

5 lignes de largeur de faisceau

6 plan azimutal, plan d'exploration 7 plan d'élévation

8 plan longitudinal

9 plan longitudinal principal

Figure 1 – Schéma illustrant les différents plans et différentes lignes d'un champ ultrasonique (voir également la CEI 61828)

3.5

plan azimutal

pour un **transducteur ultrasonique** explorateur: **plan d'exploration**; pour un **transducteur ultrasonique** non explorateur: **plan longitudinal principal**

NOTE 1 Définition de la CEI 61828:2001.

NOTE 2 Voir Figure 1.

3.6

largeur de bande

BW

différence dans les fréquences les plus séparées f_1 et f_2 à laquelle l'amplitude du spectre de la pression acoustique devient inférieure à 3 dB à l'amplitude de crête, en un point spécifié du champ acoustique

NOTE La **largeur de bande** est exprimée en hertz (Hz).

3.7

surface du faisceau de sortie

A_b

zone d'un plan particulier perpendiculaire à l'**axe d'alignement du faisceau** composé de tous les points auxquels l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est supérieure à une fraction spécifiée de la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** dudit plan

NOTE 1 Si la position du plan n'est pas spécifiée, il s'agit du plan qui passe par le point correspondant à la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle** dans la totalité du champ acoustique.

NOTE 2 Dans un certain nombre de cas, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** est remplacée partout dans la définition ci-dessus par une grandeur associée de manière linéaire, par exemple:

- a) dans le cas d'un signal à ondes entretenues, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** est remplacée par la pression acoustique carrée moyenne telle que définie dans la CEI 61689,
- b) si la synchronisation du signal avec cadre de balayage n'est pas disponible, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** peut être remplacée par l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle**.

NOTE 3 Certains niveaux spécifiés sont 0,25 et 0,01 pour les surfaces de faisceau -6 dB et -20 dB, respectivement.

NOTE 4 La surface du faisceau de sortie est exprimée en mètres carrés (m^2).

NOTE 5 La définition a été modifiée par rapport à celle de la CEI 61828:2001.

3.8

axe du faisceau

ligne droite passant par les **points centraux d'un faisceau** de deux plans perpendiculaires à la droite associant le point de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** maximum au centre de l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE 1 L'emplacement du premier plan est celui du plan contenant l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** maximum, ou, alternativement, celui contenant un seul lobe principal se trouvant dans la zone Fraunhofer focale. L'emplacement du second plan est, dans la mesure du possible, issu du premier plan et parallèle au premier avec les deux mêmes lignes d'exploration orthogonales (axes x et y) utilisées pour le premier plan.

NOTE 2 Dans un certain nombre de cas, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** est remplacée dans la définition ci-dessus par une grandeur associée de manière linéaire, par exemple:

- a) dans le cas d'un signal à ondes entretenues, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** est remplacée par la pression acoustique moyenne au carré telle que définie dans la CEI 61689,
- b) si la synchronisation du signal avec cadre de balayage n'est pas disponible, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** peut être remplacée par l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle**.

NOTE 3 Voir Figure 1.

NOTE 4 La définition a été modifiée par rapport à celle de la CEI 61828:2001.

3.9

point central d'un faisceau

position déterminée par l'intersection de deux droites passant par les **points médians du faisceau** de deux plans orthogonaux, xz et yz

NOTE Définition de la CEI 61828:2001.

3.10**point médian d'un faisceau**

moyenne linéaire de l'emplacement des centres des **largeurs de faisceau** d'un plan

NOTE 1 La moyenne est déterminée avec autant de niveaux de **largeur de faisceau** donnés dans le Tableau K.1 que le permet le niveau du signal.

NOTE 2 Définition de la CEI 61828:2001.

3.11**largeur de faisceau**

w_6 , w_{12} , w_{20}

distance la plus importante entre deux points d'un axe spécifié perpendiculaire à l'**axe d'alignement du faisceau**, où l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est inférieure à sa valeur maximale sur l'axe spécifié par une quantité donnée

NOTE 1 Dans un certain nombre de cas, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** est remplacée dans la définition ci-dessus par une grandeur associée de manière linéaire, par exemple:

- a) dans le cas d'un signal à ondes entretenues, le terme **intégrale de pression d'impulsion au carré** est remplacé par la pression acoustique moyenne au carré telle que définie dans la CEI 61689,
- b) si la synchronisation du signal avec cadre de balayage n'est pas disponible, l'expression **intégrale de pression d'impulsion au carré** peut être remplacée par l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle**.

NOTE 2 Les **largeurs de faisceau** communément utilisées sont spécifiées à des niveaux –6 dB, –12 dB et –20 dB en dessous de la valeur maximale. Le calcul de décibel implique l'utilisation de 10 fois le logarithme des rapports des intégrales.

NOTE 3 La **largeur de faisceau** est exprimée en mètres (m).

NOTE 4 La définition a été légèrement modifiée par rapport à celle de la CEI 61828:2001.

3.12**transducteur à large bande**

transducteur générant une impulsion acoustique dont la **largeur de bande** est supérieure à la **fréquence d'application acoustique par moyenne arithmétique**

3.13**ligne d'exploration centrale**

pour les systèmes explorateurs automatiques, ligne d'exploration ultrasonique la plus proche de l'axe de symétrie du **plan d'exploration**

3.14**balayage diamétral de faisceau**

ensemble de mesures de la tension de sortie de l'hydrophone réalisées lors du déplacement de l'hydrophone dans une ligne droite passant par un point de l'axe du faisceau et dans une direction perpendiculaire à l'axe du faisceau

NOTE Le **balayage diamétral de faisceau** peut être étendu à différentes distances sur l'un ou l'autre des côtés de l'**axe du faisceau**.

3.15**distance z_r**

z_r

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant la **pression acoustique de raréfaction de crête** et l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE La **distance z_r** est exprimée en mètres (m).

3.16

distance z_c

z_c

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant la **pression acoustique de compression de crête** et l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE La **distance z_c** est exprimée en mètres (m).

3.17

distance z_{ppsi}

z_{ppsi}

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** maximum et l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE La **distance z_{ppsi}** est exprimée en mètres (m).

3.18

distance z_{spta}

z_{spta}

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant l'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** et l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE 1 En pratique, cette distance est égale à celle de z_{ppsi} .

NOTE 2 La **distance z_{spta}** est exprimée en mètres (m).

3.19

distance z_{offset}

z_{offset}

distance le long de l'**axe du faisceau** entre le plan contenant la face active du transducteur ultrasonique ou du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques et l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE 1 La **distance z_{offset}** est exprimée en mètres (m).

NOTE 2 Définition de la CEI 61828:2001, avec le symbole modifié.

3.20

impédance de charge électrique

Z_L

impédance d'entrée électrique complexe (composée d'une partie réelle et d'une partie imaginaire) à laquelle le câble de sortie de l'**hydrophone** est ou doit être connecté

NOTE L'**impédance de charge électrique** est exprimée en ohms (Ω).

NOTE 2 Définition de la CEI 62127-3.

3.21

rayon efficace de l'hydrophone

a_h, a_{h3}, a_{h6}

rayon d'un **hydrophone** de récepteur de disque tendu doté d'une fonction de **réponse directionnelle** prévue à angle d'ouverture égal à l'angle d'ouverture observé

NOTE 1 L'angle d'ouverture est déterminé à un niveau spécifié inférieur à la crête de la fonction de **réponse directionnelle**. Pour les niveaux spécifiés de 3 dB et 6 dB, les rayons sont respectivement indiqués par a_{h3} et a_{h6} .

NOTE 2 Le **rayon efficace de l'hydrophone** est exprimé en mètres (m).

NOTE 3 D'une manière générale, le rayon est la fonction de la fréquence. Pour obtenir des données expérimentales représentatives, voir [1].

NOTE 4 Définition de la CEI 62127-3.

3.22**rayon efficace d'un transducteur ultrasonique non focalisé** **a_t**

rayon d'un transducteur ultrasonique semblable à un piston à disque parfait présentant une distribution de la pression acoustique axiale prévue pratiquement équivalente à celle observée sur une distance axiale tant que le dernier maximum axial au moins n'est pas passé

NOTE Le **rayon efficace d'un transducteur ultrasonique non focalisé** est exprimé en mètres (m).

3.23**axe d'élévation**

ligne du **plan de l'ouverture source** (mesure) ou du **plan de l'ouverture du transducteur** (conception) perpendiculaire à l'**axe azimutal**

NOTE 1 Voir Figure 1.

NOTE 2 Définition de la CEI 61828:2001.

3.24**plan d'élévation**

plan longitudinal contenant l'axe d'élévation

NOTE 1 Voir Figure 1.

NOTE 2 Définition de la CEI 61828:2001.

3.25**sensibilité en bout de câble****sensibilité en bout de câble de l'hydrophone (ou d'un ensemble d'hydrophones)** **$M_L(f)$**

quotient de la tension instantanée à l'extrémité d'un câble ou connecteur quelconque faisant partie d'un **hydrophone** ou d'un **ensemble d'hydrophones**, relié à une **impédance électrique d'entrée** spécifiée, sur la **pression acoustique instantanée** du champ libre non perturbé d'une onde plane présente à la position du centre de référence de l'**hydrophone**, celui-ci ayant été retiré

NOTE 1 La **sensibilité en bout de câble** est exprimée en volts par pascal (V/Pa).

NOTE 2 Définition de la CEI 62127-3.

3.26**sensibilité en circuit ouvert en bout de câble****sensibilité en circuit ouvert en bout de câble d'un hydrophone** **$M_c(f)$**

quotient de la tension instantanée en circuit ouvert à l'extrémité d'un câble intégré ou d'un connecteur de sortie d'un **hydrophone** sur la **pression acoustique instantanée** dans le champ libre non perturbé d'une onde plane dans la position du centre de référence de l'**hydrophone**, si ce dernier a été retiré

NOTE 1 La **sensibilité en circuit ouvert en bout de câble** est exprimée en volts par pascal (V/Pa).

NOTE 2 Définition de la CEI 62127-3.

3.27**ouverture du transducteur externe**

partie de la surface du **transducteur ultrasonique** ou du **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** émettant des rayonnements ultrasoniques dans le milieu de propagation

NOTE 1 Cette surface est soit directement en contact avec le sujet, soit en contact avec un parcours d'eau ou de liquide à destination du sujet

NOTE 2 Voir Figure 1.

NOTE 3 Définition de la CEI 61828:2001.

3.28

champ lointain

champ acoustique (sonore) à une distance du **transducteur ultrasonique** où les valeurs de la **pression acoustique instantanée** et la vitesse acoustique sont pratiquement en phase (voir également VEI 801-23-30)

NOTE Pour les besoins de la présente norme, bien que concernant d'un point de vue strict les transducteurs ultrasoniques circulaires plans, le **champ lointain** se trouve à une distance supérieure à $A_{ob}/\pi\lambda$, où A_{ob} est la **surface du faisceau de sortie** et λ la longueur d'onde de l'ultrason correspondant à la **fréquence acoustique**.

3.29

rayon géométrique de l'hydrophone

a_g

rayon défini par les dimensions de l'élément actif d'un **hydrophone**

NOTE Le **rayon géométrique de l'hydrophone** est exprimé en mètres (m).

NOTE 2 Définition de la CEI 62127-3.

3.30

hydrophone

transducteur produisant des signaux électriques en réponse à des signaux acoustiques aquatiques

[VEI 801-32-26]

3.31

ensemble d'hydrophones

combinaison d'un **hydrophone** et d'un **préamplificateur d'hydrophone**

NOTE Définition de la CEI 62127-3.

3.32

préamplificateur de l'hydrophone

dispositif électronique actif connecté ou à connecter à un **hydrophone** particulier et permettant de réduire son impédance de sortie

NOTE 1 Le **préamplificateur de l'hydrophone** requiert une/des tension(s) d'alimentation.

NOTE 2 Le **préamplificateur de l'hydrophone** peut faire l'objet d'un facteur de transmission de la tension directe inférieur à un, c'est-à-dire qu'il ne s'agit pas nécessairement d'un amplificateur de tension stricto sensu.

NOTE 3 Définition de la CEI 62127-3.

3.33

pression acoustique instantanée

$p(t)$

pression diminuée de la pression ambiante à un instant et un point donnés dans un champ acoustique (voir également VEI 801-01-19)

NOTE La **pression acoustique instantanée** est exprimée en pascal (Pa).

3.34

intensité instantanée

$I(t)$

énergie acoustique transmise par unité de temps dans la direction de propagation de l'onde acoustique par unité de masse perpendiculaire à cette direction à un instant et un point donnés dans un champ acoustique

NOTE 1 L'intensité instantanée est le produit de la pression acoustique instantanée et de la vitesse acoustique. Il est difficile de mesurer l'intensité dans la gamme de fréquences ultrasoniques. Pour les besoins des mesures auxquelles fait référence la présente norme, et s'il est raisonnable de supposer les conditions **en champ lointain**, l'**intensité instantanée** I est approchée par l'équation suivante:

$$I(t) = \frac{p(t)^2}{\rho c} \quad (1)$$

où

$p(t)$ est la **pression acoustique instantanée**;

ρ est la densité du milieu;

c est la vitesse du son dans le milieu.

NOTE 2 L'**intensité instantanée** est exprimée en watts par mètres carrés (W/m²).

3.35

plan longitudinal

plan défini par l'**axe du faisceau** et un axe orthogonal spécifié

NOTE 1 Définition de la CEI 61828:2001, 4.2.43.

NOTE 2 Voir Figure 1.

3.36

pression acoustique de crête moyenne

p_m

moyenne arithmétique de la pression acoustique de raréfaction de crête et de la pression acoustique de compression de crête

NOTE Définition de la CEI 61949.

3.37

champ proche

région du champ (sonore) acoustique d'un **transducteur ultrasonique** dans lequel la phase relative de la **pression acoustique instantanée** et la vitesse acoustique changent continuellement avec la position dans le champ (sonore) acoustique

NOTE Dans le cas des transducteurs circulaires plans, il se trouve à une distance inférieure à $A_1/\pi\lambda$, où A_1 est le groupe de surfaces du faisceau de sortie et λ la longueur d'onde de l'ultrason correspondant à la **fréquence acoustique**.

3.38

paramètre de propagation non linéaire

σ_m

indice permettant de prévoir la déformation non linéaire d'un ultrason pour un **transducteur ultrasonique** particulier, et qui est donné par σ_m de [2]

$$\sigma_m = \frac{\omega \beta I_1}{\rho c^3} p_m \frac{\ln((F_g - 1)^{1/2} + F_g^{1/2})}{(F_g - 1)^{1/2}} \quad (2)$$

où

β est le paramètre non linéaire ($\beta = 1 + B/2A = 3,5$ pour l'eau douce à 20 °C [2]);

ω est la fréquence angulaire ($\omega = 2\pi f_{awf}$, où f_{awf} est la **fréquence d'application acoustique**);

I_1 est la distance entre la face du **transducteur ultrasonique** et le plan contenant le point de la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle**;

F_g est 0,69 fois le quotient de la **surface géométrique du transducteur ultrasonique** sur la **surface du faisceau à -6 dB**;

p_m est la **pression acoustique de crête moyenne** au point du champ acoustique correspondant à la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle**

NOTE L'équation donnée ci-dessus s'applique aux champs ultrasoniques dans lesquels $F_g > 2,1$. La spécification d'un indice pour couvrir $F_g \leq 2,1$ est en cours de considération.

3.39

mode opératoire

3.39.1

mode opératoire combiné

mode de fonctionnement d'un **système** qui combine plusieurs **modes opératoires discrets**

NOTE Le mode B en temps réel combiné avec mode M (B+M), le mode B en temps réel combiné avec Doppler pulsé (B+D), le mode M couleur (cM), le mode B en temps réel combiné avec mode M et Doppler pulsé (B+M+D), le mode B en temps réel combiné avec Doppler à traçage de déroulement en temps réel (B+rD), c'est-à-dire le traçage de déroulement dans lequel différents types d'impulsions acoustiques sont utilisés pour produire l'information Doppler et l'information de composition d'image, sont autant d'exemples de **modes opératoires combinés**

3.39.2

mode opératoire discret

mode de fonctionnement des **appareils de diagnostic médical à ultrasons** dans lequel l'objectif de l'excitation du transducteur ou du groupe d'éléments de transducteurs ultrasoniques est d'appliquer seulement une méthodologie de diagnostic

NOTE Le mode A (A), le mode M (M), le mode B statique (sB), le mode B en temps réel (B), le Doppler à ondes entretenues (cwD), le Doppler pulsé (D), le traçage de déroulement statique (sD) et le Doppler à traçage de déroulement en temps réel (rD) utilisant seulement un type d'impulsion acoustique sont autant d'exemples de **modes opératoires discrets**.

3.39.3

mode inclusif

mode opératoire combiné dont les niveaux de puissance acoustique (p_r et I_{spta}) sont inférieurs à ceux correspondant à un **mode opératoire discret**

3.39.4

mode non explorateur

mode de fonctionnement d'un **système** qui implique une séquence d'impulsions ultrasoniques donnant lieu à des **lignes d'exploration ultrasonique** qui suivent le même parcours acoustique

3.39.5

mode explorateur

mode de fonctionnement d'un **système** qui implique une séquence d'impulsions ultrasoniques donnant lieu à des **lignes d'exploration ultrasonique** qui ne suivent pas le même parcours acoustique

NOTE La séquence des impulsions n'est pas nécessairement composée d'impulsions identiques. Par exemple, l'utilisation de régions séquentielles multifocales est considérée comme un mode explorateur.

3.40

surface du faisceau de sortie

A_{ob}

surface du faisceau acoustique dérivée de la surface du faisceau de sortie à -12 dB au niveau de l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE 1 Pour obtenir des mesurages précis, la **surface du faisceau de sortie** à -12 dB peut découler de mesurages réalisés à une distance aussi proche que possible de la face du transducteur et, dans la mesure du possible, pas plus de 1 mm de la face.

NOTE 2 Pour les transducteurs à contact, cette surface peut être prise comme la surface géométrique du **transducteur ultrasonique** ou d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**.

NOTE 3 La **surface du faisceau de sortie** est exprimée en mètres carrés (m^2).

3.41**dimensions du faisceau de sortie** **X_{ob} , Y_{ob}**

dimensions du faisceau acoustique (**largeur de faisceau d'impulsions** –12 dB) dans les directions spécifiées perpendiculaires l'une par rapport à l'autre et perpendiculaire à l'**axe d'alignement du faisceau** et à l'**ouverture du transducteur externe**

NOTE 1 Pour obtenir des mesurages précis, les **dimensions du faisceau de sortie** à –12 dB peuvent découler de mesurages réalisés à une distance aussi proche que possible de la face du transducteur et, dans la mesure du possible, pas plus de 1 mm de la face.

NOTE 2 Pour les transducteurs à contact, ces dimensions peuvent être prises comme les dimensions géométriques du **transducteur ultrasonique** ou d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**.

NOTE 3 Les **dimensions du faisceau de sortie** sont exprimées en mètres (m).

3.42**intensité du faisceau de sortie** **I_{ob}**

sortie d'énergie moyenne temporelle divisée par la **surface du faisceau de sortie**

NOTE L'**intensité du faisceau de sortie** est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.43**pression acoustique de crête** **p_- (ou p_r) ou p_+ (ou p_c)**

pression acoustique de compression de crête ou **pression acoustique de raréfaction de crête**

NOTE 1 Le terme est utilisé dans les déterminations relatives.

NOTE 2 La **pression acoustique de crête** est exprimée en pascals (Pa).

3.44**pression acoustique de raréfaction de crête** **p_- (ou p_r)**

maximum du module de la **pression acoustique instantanée** négative dans un champ acoustique ou dans un plan spécifié pendant la **période acoustique de répétition**

NOTE 1 La **pression acoustique de raréfaction de crête** est exprimée sous la forme d'un nombre positif.

NOTE 2 La **pression acoustique de raréfaction de crête** est exprimée en pascal (Pa).

NOTE 3 La définition de la **pression acoustique de raréfaction de crête** s'applique également à la pression acoustique négative de crête utilisée dans tous les documents.

3.45**pression acoustique de compression de crête** **p_+ (ou p_c)**

pression acoustique instantanée positive maximale dans un champ acoustique ou un plan spécifié lors d'une **période acoustique de répétition**

NOTE 1 La **pression acoustique de compression de crête** est exprimée en pascal (Pa).

NOTE 2 La définition de la **pression acoustique de compression de crête** s'applique également à la pression acoustique positive de crête utilisée dans tous les documents.

3.46**plan longitudinal principal**

plan contenant l'**axe du faisceau** et la **largeur de faisceau d'impulsions** –6 dB minimale

NOTE 1 Pour les transducteurs ultrasoniques rectangulaires, il s'agit du plan parallèle à leur côté le plus long.

NOTE 2 Définition de la CEI 61828:2001, 4.2.59.

NOTE 3 Voir Figure 1.

3.47

intensité moyenne de l'impulsion

I_{pa}

quotient de l'intégrale d'intensité d'impulsion sur la durée d'impulsion en un point particulier d'un champ acoustique

NOTE L'intensité moyenne d'impulsion est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.48

durée d'impulsion

t_d

1,25 fois l'intervalle entre l'instant auquel l'intégrale de temps du carré de la pression acoustique instantanée atteint 10 % et 90 % de sa valeur finale

NOTE 1 La valeur finale de l'intégrale de temps du carré de la pression acoustique instantanée est l'intégrale de pression d'impulsion au carré.

NOTE 2 La durée d'impulsion est exprimée en secondes (s).

NOTE 3 Voir Figure 2.

3.49

intégrale d'intensité d'impulsion

p_{ii}

intégrale de temps de l'intensité instantanée en un point particulier d'un champ acoustique intégré à la forme d'onde des impulsions acoustique

NOTE 1 Pour les besoins de la mesure en référence dans la présente norme, l'intégrale d'intensité d'impulsion est proportionnelle à l'intégrale de pression d'impulsion au carré.

NOTE 2 L'intégrale d'intensité d'impulsion est exprimée en joules par mètres carrés (J/m^2).

3.50

intégrale de pression d'impulsion au carré

p_{psi}

intégrale de temps du carré de la pression acoustique instantanée à un point particulier dans un champ acoustique intégré sur la forme d'onde des impulsions acoustique

NOTE L'intégrale de pression d'impulsion au carré est exprimée en pascal au carré secondes (Pa^2s).

3.51

période de répétition des impulsions

p_{rp}

intervalle de temps entre deux impulsions successives ou giclées de tonalité

NOTE 1 Ceci est applicable aux systèmes explorateurs non automatiques à élément unique et aux systèmes explorateurs automatiques. Voir également la CEI 60469-1:1987, 5.3.2.1.

NOTE 2 La période de répétition des impulsions est exprimée en secondes (s).

3.52

régime de répétition des impulsions

p_{rr}

inverse de la période de répétition des impulsions

NOTE 1 Voir également 5.3.2.2 de la CEI 60469-1:1987.

NOTE 2 Le régime de répétition des impulsions est exprimé en hertz (Hz).

3.53

pression acoustique efficace

p_{rms}

valeur efficace de la pression acoustique instantanée en un point donné du champ acoustique

NOTE 1 Sauf indication contraire, il convient de prendre la moyenne sur un nombre entier de **période acoustique de répétition**.

NOTE 2 La **pression acoustique efficace** est exprimée en pascal (Pa).

3.54

surface d'exploration

A_s

pour les systèmes explorateurs automatiques, surface d'un plan (ou d'une surface) spécifié(e) composée de tous les points de la **surface d'un faisceau** passant par la surface au cours de l'exploration

NOTE 1 La forme du plan (ou de la surface) spécifié(e) est identique à celle de l'**ouverture du transducteur externe**.

NOTE 2 La **surface d'exploration** est exprimée en mètres carrés (m²).

3.55

plan de l'ouverture source

plan de mesure le plus proche possible de l'**ouverture du transducteur externe**, c'est-à-dire perpendiculaire à l'**axe du faisceau**

NOTE 1 Définition de la CEI 61828:2001, 4.2.67.

NOTE 2 Voir Figure 1.

3.56

plan d'exploration

pour les systèmes explorateurs automatiques, plan contenant toutes les **lignes d'exploration ultrasonique**

NOTE 1 Voir Figure 1.

NOTE 2 Certains systèmes explorateurs offrent la possibilité d'orienter le faisceau ultrasonique dans deux directions. Dans ce cas, aucun **plan d'exploration** ne répond à cette définition. Néanmoins, il peut être utile de considérer qu'un plan passant par le grand **axe** de symétrie du transducteur ultrasonique et perpendiculaire à la face du transducteur (ou à un autre plan adapté) est équivalent au **plan d'exploration**.

3.57

période de répétition des explorations

s_{rp}

intervalle de temps entre des points identiques sur deux explorations, secteurs ou images successifs, s'appliquant aux systèmes explorateurs automatiques à séquence périodique d'exploration seulement

NOTE 1 En général, la présente norme suppose qu'une ligne d'exploration se répète exactement après un certain nombre d'impulsions acoustiques. Si un **transducteur ultrasonique** ou un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** émet des ultrasons sans séquence de répétition, il n'est pas possible de caractériser un mode explorateur de la manière décrite dans la présente norme. L'approche décrite dans l'Annexe F peut être utile lorsque la synchronisation ne peut être obtenue.

NOTE 2 La **période de répétition des explorations** est exprimée en secondes (s).

3.58

régime de répétition des explorations

s_{rr}

inverse de la période de répétition des explorations

NOTE Le **régime de répétition des explorations** est exprimé en hertz (Hz).

3.59

intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale

I_{sata}

égale à l'**intensité dérivée de moyenne temporelle** obtenue par calcul de la moyenne sur la **surface d'exploration** ou la **surface du faisceau**, selon le cas

NOTE L'intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.60

intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale

I_{sppa}

valeur maximale de l'intensité dérivée de la moyenne d'impulsions dans un champ acoustique ou dans un plan spécifié

NOTE L'intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.61

pression acoustique efficace à la crête spatiale

p_{spr}

valeur maximale de la pression acoustique efficace dans un champ acoustique ou dans un plan spécifié

NOTE La pression acoustique efficace à la crête spatiale est exprimée en pascal (Pa).

3.62

intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale

I_{spta}

valeur maximale de l'intensité dérivée de la moyenne temporelle dans un champ acoustique ou dans un plan spécifié

NOTE 1 Pour les systèmes en mode opératoire combiné, l'intervalle de temps sur lequel la moyenne temporelle est suffisante pour inclure toute période pendant laquelle l'exploration peut ne pas avoir lieu.

NOTE 2 L'intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.63

pression acoustique à la crête spatiale et temporelle

p_{sptp}

valeur supérieure de la pression acoustique de compression de crête ou de la pression acoustique de raréfaction de crête

NOTE La pression acoustique à la crête spatiale et temporelle est exprimée en pascal (Pa).

3.64

intensité à la crête spatiale et temporelle

I_{sptp}

valeur maximale de l'intensité à la crête temporelle dans un champ acoustique ou dans un plan spécifié

NOTE L'intensité à la crête spatiale et temporelle est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.65

intensité dérivée de la moyenne temporelle

I_{ta}

moyenne temporelle de l'intensité instantanée en un point particulier dans un champ acoustique

NOTE 1 En principe, la moyenne temporelle est prise en fonction d'un nombre entier de périodes acoustiques de répétition. Dans le cas contraire, il convient de le préciser.

NOTE 2 L'intensité dérivée de la moyenne temporelle est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.66

intensité à la crête temporelle

I_{tp}

valeur maximale dans le temps de l'intensité instantanée en un point particulier dans un champ acoustique

NOTE L'intensité à la crête temporelle est exprimée en watts par mètres carrés (W/m^2).

3.67

pression acoustique à la crête temporelle

p_{tp}

valeur maximale du module de la **pression acoustique instantanée** en un point particulier d'un champ acoustique.

NOTE La **pression acoustique à la crête temporelle** est exprimée en pascal (Pa).

3.68

plan de l'ouverture du transducteur

plan orthogonal à l'**axe du faisceau non orienté**, ou à l'axe de symétrie du **plan azimutal** dans le cas d'un explorateur automatique, et physiquement adjacent au **transducteur ultrasonique**

NOTE 1 Si le **transducteur ultrasonique** est plat, le plan est coplanaire à la surface émettrice du **transducteur ultrasonique**. S'il est concave, le plan touche la périphérie de la surface émettrice. S'il est convexe, le plan est tangent au centre de la surface émettrice au point de contact (voir Figure 1).

NOTE 2 Définition de la CEI 61828:2001, 4.2.72.

3.69

ensemble de transducteur

pièces de l'**appareil de diagnostic médical à ultrasons** comportant le **transducteur ultrasonique** et/ou le **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**, avec tous les composants intégrés (une lentille acoustique ou une colonne intégrée, par exemple)

NOTE L'ensemble de transducteur peut généralement être séparé du pupitre de l'appareil à ultrasons.

3.70

pupitre d'appareil à ultrasons

ensemble électronique auquel l'**ensemble de transducteur** est associé

3.71

ligne d'exploration ultrasonique

pour les systèmes explorateurs, **axe d'alignement du faisceau** soit pour un **groupe particulier d'éléments de transducteur ultrasonique**, soit pour une excitation particulière d'un **transducteur ultrasonique** ou d'un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**

NOTE 1 Ici, une ligne d'exploration ultrasonique se réfère au parcours des impulsions acoustique et non à une ligne sur une image sur l'écran de visualisation d'un système.

NOTE 2 En général, la présente norme suppose qu'une ligne d'exploration se répète exactement après un certain nombre d'impulsions acoustiques. Si un **transducteur ultrasonique** ou un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** émet des ultrasons sans séquence de répétition, il n'est pas possible de caractériser un mode explorateur de la manière décrite dans la présente norme. L'approche décrite dans l'Annexe F peut être utile lorsque la synchronisation ne peut être obtenue.

NOTE 3 Le cas dans lequel une seule excitation produit des faisceaux acoustiques se propageant le long de plusieurs **axes de faisceau** n'est pas pris en compte.

3.72

séparation des lignes d'exploration ultrasonique

s_s

pour les systèmes explorateurs automatiques, distance entre les points d'intersection de deux **lignes d'exploration ultrasonique** consécutives du même type et une ligne spécifiée du plan d'exploration

NOTE 1 Ici, il est supposé que les lignes d'exploration ultrasonique consécutives sont adjacentes du point de vue spatial. Cela n'est pas vrai pour tous les types d'appareil d'exploration.

NOTE 2 La **séparation des lignes d'exploration ultrasonique** est exprimée en mètres (m).

3.73

transducteur ultrasonique

appareil permettant de convertir l'énergie électrique en énergie mécanique dans la gamme de fréquences ultrasonores et/ou, réciproquement, l'énergie mécanique en énergie électrique

3.74

élément de transducteur ultrasonique

élément d'un **transducteur ultrasonique** excité afin de produire un signal acoustique

3.75

groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques

groupe d'éléments d'un **transducteur ultrasonique** excités simultanément afin de produire un signal acoustique

3.76

dimensions du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques

dimensions de la surface du groupe d'éléments d'un **transducteur ultrasonique**, incluant la distance entre les éléments et représentant donc les dimensions générales

NOTE Les dimensions du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques sont exprimées en mètres (m).

3.77

incertitude

paramètre associé au résultat d'un mesurage, qui caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuées au mesurande NOTE Voir Guide ISO pour l'expression de l'incertitude de mesure [3], 2.2.3.

4 Liste des symboles

a_h	rayon efficace de l'hydrophone
a_g	rayon géométrique de l'hydrophone
a_t	rayon efficace d'un transducteur ultrasonique non focalisé
a_{h3}, a_{h6}	rayons efficaces de l'élément actif d'un hydrophone, déterminés à partir des mesures de la réponse directionnelle, aux niveaux -3 dB et -6 dB
a_{max}	rayon efficace maximal pour une application particulière de l'hydrophone
par	période acoustique de répétition
A_b	surface du faisceau
A_g	surface géométrique d'un transducteur ultrasonique
A_{ob}	surface du faisceau de sortie
A_s	surface d'exploration
BW	largeur de bande
c	vitesse du son dans le milieu (en principe de l'eau)
C	capacité électrique en bout de câble d'un hydrophone
C_{el}	capacité d'entrée parallèle d'une charge électrique
f_{awf}	fréquence acoustique, fréquence d'application acoustique
f_p	fréquence acoustique d'impulsion de crête
f_t	fréquence acoustique à moyenne temporelle
F_g	$0,69 \cdot A_g / (\text{surface du faisceau à } -6 \text{ dB})$
I	intensité instantanée
I_{ob}	intensité du faisceau de sortie
I_{pa}	intensité moyenne de l'impulsion

I_{sapa}	intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de moyenne spatiale
I_{sata}	intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale
I_{sppa}	intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale
I_{ta}	intensité dérivée de la moyenne temporelle
I_{tp}	intensité à la crête temporelle
I_{spta}	intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale
I_{sptp}	intensité à la crête spatiale et temporelle
k	$2\pi/\lambda$
K_{sa}	facteur de correction de la moyenne spatiale
$M_{\text{c}}(f)$	sensibilité en circuit ouvert en bout de câble
$M_{\text{L}}(f)$	sensibilité en bout de câble
p	pression acoustique instantanée
p_{ii}	intégrale d'intensité d'impulsion
p_{psi}	intégrale de pression d'impulsion au carré
p_{m}	pression acoustique de crête moyenne
p_{tp}	pression acoustique à la crête temporelle
p_{rr}	régime de répétition des impulsions
p_{rp}	période de répétition des impulsions
p_{spr}	pression acoustique efficace à la crête spatiale
p_{sptp}	pression acoustique à la crête spatiale et temporelle
p_{rms}	pression acoustique efficace
$p_{+}(p_{\text{c}})$	pression acoustique de compression de crête
$p_{-}(p_{\text{r}})$	pression acoustique de raréfaction de crête
P	puissance acoustique totale
P_{beam}	puissance totale émise par une ligne d'exploration acoustique
R_{bh}	quotient de la largeur de faisceau d'impulsions –6 dB sur le diamètre efficace de l'hydrophone
s_{s}	séparation des lignes d'exploration ultrasonique
s_{rp}	période de répétition des explorations
s_{rr}	régime de répétition des explorations
t_{d}	durée d'impulsion
$U_{\text{L}}(f)$	tension en bout de câble d'un hydrophone
v	vitesse acoustique instantanée
$X_{\text{ob}}, Y_{\text{ob}}$	dimensions z du faisceau de sortie entre un hydrophone et un transducteur ultrasonique
z_{c}	distance z_{c}
z_{offset}	distance z_{offset}
z_{psi}	distance z_{psi}
z_{r}	distance z_{r}
z_{spta}	distance z_{spta}
$\underline{Z}_{\text{h}}$	impédance de sortie électrique complexe d'un hydrophone ou d'un ensemble d'hydrophones
$\underline{Z}_{\text{L}}$	impédance de charge électrique
β	paramètre de non-linéarité

θ	angle d'incidence d'une onde ultrasonore par rapport à l' axe de l'hydrophone (θ_3, θ_6 : avec référence spéciale à des niveaux définis à 3 dB et 6 dB)
λ	longueur d'onde acoustique dans un liquide
ρ	densité du milieu (en principe de l'eau)
σ_m	paramètre de propagation non linéaire
ω	$(2\pi f_{awf})$ fréquence circulaire
w_6, w_{12}, w_{20}	largeur de faisceau (niveaux à –6 dB, –12 dB et –20 dB)

5 Exigences de mesure

5.1 Exigences relatives aux hydrophones et aux amplificateurs

5.1.1 Introduction

Pour sélectionner un **hydrophone** et un amplificateur adaptés au type de mesure à réaliser, il doit être assuré que les appareils sélectionnés répondent aux exigences ci-après. Les exigences relatives aux performances de l'**hydrophone** décrites dans le présent article complètent ou remplacent celles relatives aux **hydrophones** de la CEI 62127-3.

5.1.2 Généralités

Cette norme suppose qu'un **hydrophone** est un appareil répondant aux ondes acoustiques [voir VEI 801-32-26] de sorte que la tension de sortie soit proportionnelle à la pression acoustique. D'une manière générale, cette relation dépend de la fréquence et, par conséquent, si $M_L(f)$ est la **sensibilité en bout de câble d'un hydrophone** (voir 3.25 et l'Annexe C), la **pression acoustique instantanée** $p(t)$ est liée à la tension en bout de câble mesurée $u_L(t)$ par

$$p(t) = \mathcal{F}^{-1}[U_L(f) / M_L(f)] \quad (3)$$

où

$\mathcal{F}^{-1}$ est une transformée de Fourier inverse;

$U_L(f)$ est le résultat de la transformée de Fourier de $u_L(t)$.

NOTE Voir l'Annexe D pour mettre en œuvre cette méthode.

Si l'**hydrophone** ou l'**ensemble d'hydrophones** répond aux exigences d'une approximation de la bande étroite spécifié en 5.1.7, la pression acoustique instantanée peut être déterminée par:

$$p(t) = u_L(t) / M_L(f_{awf}) \quad (4)$$

où

$M_L(f_{awf})$ est la **sensibilité en bout de câble** de l'hydrophone à la **fréquence d'application acoustique**.

5.1.3 Sensibilité d'un hydrophone

Si aucun **préamplificateur d'hydrophone** n'est utilisé, la sensibilité de l'**hydrophone** doit faire référence à la **sensibilité en bout de câble** et être déterminée pour des conditions de charge électrique particulières (voir 3.20).

Si un **préamplificateur d'hydrophone** est utilisé, la sensibilité de l'**hydrophone** doit faire référence à la **sensibilité en bout de câble** qui est liée à l'**ensemble d'hydrophones** particulier.

NOTE 1 La méthode présentée dans la CEI 62127-3 peut être utilisée pour déterminer la **sensibilité en bout de câble**, en supposant que la **sensibilité en circuit ouvert en bout de câble de l'hydrophone** est connue.

NOTE 2 Voir l'Article B.10 pour obtenir des exemples présentés sous forme de tableau des paramètres de spécification.

5.1.4 Réponse directionnelle d'un hydrophone

La réponse directionnelle de l'hydrophone doit être connue.

La symétrie de la réponse directionnelle doit être conforme à la CEI 62127-3.

NOTE Il existe deux raisons de connaître la réponse directionnelle d'un **hydrophone**. En premier lieu, elle peut être nécessaire dans le cadre des modes opératoires de caractérisation du champ décrits dans l'Annexe B, auquel cas, il convient de connaître la réponse directionnelle à la **fréquence d'application acoustique** appropriée. En second lieu, la réponse directionnelle permet de déduire le **rayon efficace de l'hydrophone**.

5.1.5 Rayon efficace de l'hydrophone

Le **rayon efficace de l'hydrophone** doit être connu et déterminé en suivant la méthode décrite dans la CEI 62127-3.

5.1.6 Choix de la taille de l'élément actif d'un hydrophone

5.1.6.1 Généralités

Le choix du **rayon efficace de l'hydrophone** pour une application particulière doit être déterminé en considérant ce qui suit.

Dans l'idéal, il convient que le rayon efficace de l'élément soit inférieur ou comparable à un quart de la longueur d'onde acoustique, de sorte que les variations de phase et d'amplitude ne participent pas de manière significative aux incertitudes de mesure.

Compte tenu du large éventail des types de **transducteur ultrasonique**, il n'est pas possible d'établir une relation simple entre la taille optimale de l'élément efficace de l'**hydrophone** et les paramètres tels que la dimension du **transducteur ultrasonique**, la longueur d'onde acoustique et la distance du **transducteur ultrasonique**. Toutefois, dans le **champ lointain**, il est raisonnable d'assouplir les critères ci-dessus. Dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** circulaires, le critère ci-dessous peut être utilisé comme référence pour déterminer le rayon efficace maximal $a_{\max}$ de l'élément actif d'un hydrophone. $a_{\max}$ est donné par [4]:

$$a_{\max} = \frac{\lambda}{8a_1} \left(l^2 + a_1^2 \right)^{1/2} \quad (5)$$

où

a_1 est le rayon efficace du **transducteur ultrasonique**;

l est la distance entre l'**hydrophone** et la face du **transducteur ultrasonique**;

λ est la longueur d'onde acoustique correspondant à la **fréquence d'application acoustique**.

Voir [4] et [5].

Dans le cas d'un **transducteur ultrasonique** à focalisation, la relation ci-dessus peut toujours être utilisée.

Dans le cas d'un **transducteur ultrasonique** à élément non circulaire, la relation ci-dessus peut toujours être utilisée en remplaçant a_1 par la moitié de la **dimension maximale du transducteur ultrasonique** ou la **dimension maximale du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**.

Les exigences liées à la taille de l'élément actif de l'hydrophone sont assouplies pour les mesures des champs ultrasoniques générés par les systèmes de physiothérapie (voir 8.3.1).

Pour obtenir des données expérimentales représentatives, voir [1].

5.1.6.2 Effet de la moyenne spatiale

L'exigence pratique d'un rapport signal-bruit pertinent ou d'autres considérations peuvent amener à utiliser un **hydrophone** dont la taille d'un élément actif est supérieure à celle recommandée ci-dessus. Dans ce cas, il convient de faire attention lors de l'interprétation des mesures, un **hydrophone** piézoélectrique étant un détecteur sensible à la phase intégrant la pression acoustique complexe à son élément actif.

Le cas échéant, il convient de corriger la moyenne spatiale. Voir Annexe E.

Si l'**hydrophone** est translaté de la position de réception maximale du signal selon une direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau** et sur une distance égale au **rayon efficace de l'hydrophone**, il convient que le signal diminue de moins de 1 dB. Si ce n'est pas le cas, il convient de corriger la moyenne spatiale. Voir Annexe E.

Il est également possible d'améliorer les corrections en corrigeant la diffraction, voir [4], [5], [6], [7].

5.1.7 Largeur de bande

5.1.7.1 Approximation de la bande étroite

Les approximations de la bande étroite doivent être considérées comme appropriées à chaque fois que le paramètre de propagation non linéaire est inférieur à 0,5 (voir 7.2.4).

Dans ce cas, il est suffisant de considérer la valeur de sensibilité à la **fréquence d'application acoustique** comme représentative de la valeur de sensibilité à toutes les fréquences considérées.

NOTE 1 Lors de la mesure des signaux acoustiques à bande étroite, il est supposé que toutes les composantes significatives de la fréquence à l'intérieur du signal se trouvent à des fréquences proches de la **fréquence d'application acoustique**. Dans ce cas, la **sensibilité en bout de câble de l'hydrophone** varie peu.

NOTE 2 L'hypothèse de simplification donnée ci-dessus peut également être utilisée lors de la mesure des champs acoustiques à contenu fréquentiel plus large, à condition que la **sensibilité en bout de câble de l'hydrophone** ne présente que des variations limitées sur la gamme de fréquences nécessaires à la représentation précise du signal acoustique.

Si la valeur du paramètre de propagation non linéaire est supérieure à 0,5 (voir 7.2.4), la **sensibilité en bout de câble de l'hydrophone** ou de l'**ensemble d'hydrophone** doit varier de moins de ± 3 dB sur la gamme de fréquences (f) à partir d'une octave au-dessous de la plus mineure des trois octaves au-dessus de la **fréquence d'application acoustique** ou de 40 MHz, où le point de référence 0 dB se trouve à la **fréquence d'application acoustique**, f_{awf} . En d'autres termes, pour

$$f_{awf}/2 \leq f \leq \min \{8f_{awf}, 40 \text{ MHz}\} \quad (6)$$

$$M_{L,dB}(f_{awf}) - 3 \text{ dB} \leq M_{L,dB}(f) \leq M_{L,dB}(f_{awf}) + 3 \text{ dB} \quad (7)$$

où $M_{L,dB}(f) = 20 \log_{10} \frac{M_L(f)}{M_0}$ dB et $M_0 = 1 \frac{V}{Pa}$

NOTE 3 Une explication scientifique justifie la limite supérieure de 8 fois f_{awf} , mais 40 MHz est indiqué ici en raison de la limite actuelle de la norme d'étalonnage de l'hydrophone CEI 62127-2. Si possible, il convient de

suivre les recommandations reposant sur [6] et [7], particulièrement $f_{awf}/16 \leq f \leq 8f_{awf}$, (c'est-à-dire 4 octaves au-dessous des 3 octaves ci-dessus f_{awf}) (voir également [8], [9] et l'Annexe A).

Si l'approximation à bande étroite ne peut pas être suivie, il convient de suivre les mesures à large bande de 5.1.7.2.

5.1.7.2 Mesures à large bande

Si les exigences liées à l'approximation à bande étroite ne peuvent être respectées et que l'incertitude des mesures devient beaucoup trop importante à cause de la largeur de bande limitée de l'hydrophone, il convient de procéder à des corrections à l'aide de la sensibilité de l'hydrophone dépendant de la fréquence et du contenu fréquentiel de la forme d'onde des impulsions ultrasonores. Si les exigences liées à la méthode de déconvolution sont satisfaites, les méthodes données dans l'Annexe D peuvent produire des résultats plus précis.

5.1.8 Linéarité

Il convient d'étendre la réponse linéaire, telle que définie dans la CEI 62127-3, à 5 MPa.

La limite supérieure de la gamme dynamique connue doit être indiquée, en particulier si elle est inférieure à 5 MPa.

5.1.9 Amplificateur de signal de l'hydrophone

Les amplificateurs **d'hydrophone** doivent répondre aux exigences de performances suivantes.

Pour tous les amplificateurs:

Le gain de l'amplificateur doit permettre à l'**ensemble d'hydrophones** de répondre aux exigences données en 5.1.7.

La sensibilité globale de l'**ensemble d'hydrophones** doit varier de moins de $\pm 0,5$ dB par incrément de fréquence de 100 kHz dans la largeur de bande indiquée.

Avec un signal d'entrée dans la gamme dynamique de 50 dB, la linéarité doit être de $\pm 0,3$ dB.

Le bruit spectral mesuré généré par l'**ensemble d'hydrophones** doit être suffisamment faible pour permettre de procéder aux mesures avec un rapport signal-bruit adéquat, quelle que soit la fréquence dans la largeur de bande considérée.

Les paramètres de performance suivants doivent être précisés:

- le gain en fonction de la fréquence;
- l'impédance d'entrée en fonction de la fréquence, les composantes réelles et imaginaires (Z_L) (voir 3.20) ou les composantes capacitives et résistives parallèles équivalentes;
- l'impédance de sortie.

Exigences supplémentaires pour les amplificateurs différentiels:

Les exigences relatives à l'impédance données ci-dessus doivent s'appliquer, sauf que l'impédance est mesurée entre les deux entrées actives.

La réjection en mode commun doit être de 40 dB au moins (par rapport à l'entrée) dans la gamme de fréquences d'une octave au-dessous des deux octaves ci-dessus f_{awf} . Voir [10], [11].

5.1.10 Longueur du câble de l'hydrophone et amplificateurs

Un câble de raccordement de longueur et d'impédance garantissant que la résonance électrique dans le câble de raccordement n'a aucun impact sur la **largeur de bande** définie de l'**hydrophone** ou de l'**ensemble d'hydrophones** doit être choisi. Le câble doit également être terminé de manière appropriée.

Pour limiter l'effet de résonance dans le câble de raccordement, la longueur du câble de l'**hydrophone** (en mètres) doit être nettement inférieure à $50/(f_{awf} + BW_{-20})$, où f_{awf} est la **fréquence d'application acoustique** (en MHz) et BW_{-20} la **largeur de bande** à -20 dB (en MHz) du signal de l'**hydrophone**. Dans la plupart des cas, il convient d'utiliser un câble ≤ 15 cm de long (voir [12]).

NOTE 1 Il convient d'accorder une attention particulière à la qualité de l'impédance de sortie de l'hydrophone/amplificateur par rapport à l'impédance d'entrée de l'appareil de mesure connecté.

NOTE 2 Des méthodes sont données dans l'Annexe D pour corriger les effets de la largeur de bande finie de l'hydrophone/amplificateur sur les ondes faisant l'objet de déformation à partir de la propagation non linéaire.

5.2 Exigences de positionnement et baignoires

5.2.1 Généralités

Différents systèmes peuvent être utilisés pour monter le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone**. Les exigences générales de performance liées à ces systèmes sont spécifiées ici et sont considérées comme optimales pour les besoins de la présente norme. D'autres systèmes de positionnement peuvent être utilisés, à condition de démontrer leur équivalence à ceux présentés dans ce paragraphe.

L'Annexe J illustre la configuration simple d'un réservoir, d'un **transducteur ultrasonique** et d'un **hydrophone** destinés à montrer uniquement les axes de coordonnées et degrés de liberté auxquels fait référence la présente norme.

5.2.2 Systèmes de positionnement

5.2.2.1 Positionnement du transducteur

Le **transducteur ultrasonique** soumis à essai doit être placé sur un système de positionnement, de telle sorte que sa face soit totalement immergée dans le bain-marie et qu'il se trouve à une distance telle d'une surface adjacente (une interface eau/air, par exemple) que les ultrasons réfléchis sur cette surface ne gênent pas le signal reçu principal. Si la surface est parallèle à l'**axe du faisceau**, les critères ci-dessous doivent être satisfaits.

Si z est la distance entre l'élément actif d'un **hydrophone** et la face d'un **transducteur ultrasonique** et que t est la durée entre l'arrivée de l'impulsion directe au niveau de l'hydrophone et la fin de la période d'acquisition de la mesure, la distance minimale, h , entre l'**axe du faisceau** et la surface réfléchissante doit être déterminée par

$$(z^2 + 4h^2)^{1/2} - z > c t \quad (8)$$

Il est préférable d'immerger le transducteur et de ne pas placer de membrane entre la face du **transducteur ultrasonique** et le bain-marie. Toutefois, si une membrane est nécessaire, il convient qu'elle soit aussi fine et aussi proche que possible de la surface frontale du **transducteur ultrasonique**. Il convient de garantir un couplage acoustique rapproché à l'aide d'un agent de couplage à base d'eau, en prenant soin d'éliminer les bulles d'air. Il convient de corriger les mesures des paramètres acoustiques pour tenir compte de l'atténuation de transmission de la membrane, le cas échéant.

5.2.2.2 Positionnement de l'hydrophone

L'**hydrophone** doit être configuré dans le système de positionnement par coordonnées, de sorte que la direction de la sensibilité maximale de l'**hydrophone** soit approximativement parallèle à la direction prévue de l'**axe du faisceau** du **transducteur ultrasonique** à mesurer.

NOTE Pour éviter les effets sur les mesures réalisées sur des champs d'ondes entretenues dus à la réflexion des ultrasons sur la surface des hydrophones à membrane, l'hydrophone peut être incliné. L'inclinaison garantit que les ultrasons réfléchis ne gênent pas le transducteur de manière significative ou ne se réfléchissent pas sur la face du transducteur, produisant des effets d'interférence. Deux méthodes permettant de déterminer la rotation nécessaire sont présentées dans l'Annexe B.

5.2.2.3 Positionnement spatial

L'**hydrophone** et/ou le **transducteur ultrasonique** doivent être placés sur un système de positionnement permettant de les positionner l'un par rapport à l'autre en un point souhaité d'un espace avec les degrés de liberté suivants:

- a) positionnement spatial le long de trois axes orthogonaux (nommés x , y et z), l'un d'eux (appelé axe z) étant l'**axe du faisceau** de l'élément actif du **transducteur ultrasonique**;
- b) pour permettre de reproduire les positions, il convient d'équiper tous les systèmes de translation et de rotation d'indicateurs de position;
- c) il convient que la reproductibilité du positionnement soit 0,10 λ ou 0,05 mm, selon la plus faible de ces deux valeurs.

NOTE 1 Après l'alignement, il convient que l'axe z soit parallèle à l'**axe du faisceau** du **transducteur ultrasonique**.

NOTE 2 Il est possible d'assouplir les exigences de reproductibilité pour la plupart des mesures. Une base raisonnable consiste à associer la précision du système de positionnement au diamètre de l'élément actif de l'**hydrophone**. Dans la direction perpendiculaire à la direction de propagation des ultrasons, une précision équivalente à 10 % du diamètre de l'élément actif de l'**hydrophone** est en général pertinente. De même, dans une direction parallèle à la direction de propagation, une précision équivalente au diamètre de l'élément actif est en général pertinente.

5.2.3 Bain-marie

5.2.3.1 Généralités

La taille du récipient de mesure doit être telle que le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone** puissent se déplacer l'un par rapport à l'autre de manière suffisamment ample pour permettre de placer l'élément actif de l'**hydrophone** en tout point du champ acoustique auquel les mesures sont requises.

Des moyens doivent être prévus pour limiter les effets sur la mesure de la réflexion provenant des parties du bain-marie ou des parois (voir également 5.2.3.2).

Dans une direction parallèle à l'**axe du faisceau** pour les systèmes explorateurs non automatiques ou à l'**axe de symétrie du plan azimutal** pour les systèmes explorateurs automatiques, il convient que la paroi du bain-marie se trouve à une distance du **transducteur ultrasonique** sensiblement supérieure (de 30 % à 100 %) à la distance de séparation maximale entre le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone**.

Dans une direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau** pour les systèmes explorateurs non automatiques ou à l'**axe de symétrie du plan azimutal** pour les systèmes explorateurs automatiques, il convient que la paroi du bain-marie se trouve à une distance sensiblement supérieure (de 30 % à 100 %) à la distance maximale entre l'**hydrophone** et l'**axe du faisceau** dans le cas des systèmes explorateurs non automatiques ou d'une **ligne d'exploration** extrême dans le cas des systèmes explorateurs automatiques.

NOTE 1 Il convient également de tenir compte de la taille de l'**hydrophone**. Pour les **hydrophones** à membrane, une surlargeur dans la direction perpendiculaire à l'**axe du faisceau** peut s'avérer nécessaire.

NOTE 2 Les critères de choix de la taille du bain-marie mentionnés ci-dessus sont adaptés pour les **durées d'impulsion** inférieures à 10 μ s. Pour les **durées d'impulsion** plus longues, voir 5.2.2.1 et [13].

5.2.3.2 Matériau de revêtement

Il convient de réaliser les mesures dans des conditions approchant celles d'un champ acoustique libre. Dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** excités dans des conditions à ondes entretenues, il convient de placer les absorbeurs acoustiques de sorte qu'ils absorbent autant d'incidence ultrasonore des parois du bain-marie que possible. Pour les **transducteurs ultrasoniques** pulsés, et lorsque les techniques utilisant les signaux à déclenchement périodique sont employées pour détecter le signal de l'**hydrophone**, il n'est pas fondamental d'utiliser des absorbeurs acoustiques. Toutefois, il est souvent conseillé de placer des absorbeurs sur les parois du bain-marie, à des endroits leur permettant d'absorber le champ acoustique incident principal provenant du **transducteur ultrasonique**.

Les essais suivants peuvent être utilisés pour déterminer la nécessité de recourir à des absorbeurs acoustiques, selon le critère ci-après:

Il convient d'utiliser des absorbeurs acoustiques si les ultrasons réfléchis augmentent le niveau général de bruit de fond du signal de l'**hydrophone** de manière uniforme, ou si des signaux parasites de l'**hydrophone** sont détectés aux alentours du principal signal reçu.

Un essai pratique permettant de détecter la présence de signaux parasites consiste à translater le **transducteur ultrasonique** par rapport au bain-marie et à l'**hydrophone** dans la direction le long de l'axe z (voir Figure J.1), puis d'observer le signal avec un oscilloscope. Il a été observé que certains signaux parasites se déplacent à au moins deux fois la vitesse du signal reçu directement, et que d'autres sont reçus dans un intervalle de temps incorrect lors de la comparaison de la distance entre le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone**. Cet essai ne peut être réalisé que sur des systèmes à impulsions.

Avec l'excitation à ondes entretenues, il est nécessaire d'observer les déphasages et la déformation du signal principal lorsque le **transducteur ultrasonique** est déplacé. Une structure à ondes stationnaires partielles peut également être observée dans de nombreux cas.

Les conditions en champ libre seront suffisamment remplies lorsque l'écho global sera réduit de plus de 25 dB. Différentes méthodes peuvent être utilisées pour vérifier la conformité de la réduction de l'écho des matériaux de revêtement utilisés, avec le présent article. Un exemple qui peut être utilisé pour vérifier l'amortissement ou la diffusion des matériaux utilisés est donné dans l'Annexe B.

5.2.3.3 Qualité de l'eau

Pour les mesures réalisées dans des champs de haute pression ou sur des **transducteurs ultrasoniques** excités par ondes entretenues à puissance élevée, les effets de cavitation peuvent être significatifs et, dans ce cas, il convient d'utiliser de l'eau dégazée (voir Annexe G pour plus d'informations).

Il convient de distiller ou déioniser l'eau à température connue. Si un hydrophone PVDF (polyfluorure de vinylidène) à membrane non blindé du point de vue électrique à une seule couche est utilisé, il convient que la conductivité électrique de l'eau soit inférieure à 5 μ S cm⁻¹.

5.3 Exigences liées aux systèmes d'acquisition et d'analyse des données

Les caractéristiques de transfert du système d'acquisition et d'analyse des données doivent permettre d'assurer que, en cas d'utilisation en combinaison avec l'hydrophone, le préamplificateur ou l'amplificateur, les exigences de 5.1.6 à 5.1.9 sont satisfaites pour la combinaison.

5.4 Recommandations concernant les appareils à ultrasons en cours de caractérisation

Si le balayage des systèmes explorateurs automatiques peut être "gelé", il convient de procéder à des mesures acoustiques appropriées pour garantir l'absence de variation significative entre un faisceau "gelé" et un faisceau électronique.

NOTE 1 Cet exercice n'est pas futile et dépend du type de système explorateur. De même, il n'est pas possible de véritablement déterminer les paramètres de moyenne temporelle d'un faisceau "gelé".

Si un signal électronique synchronisé à l'excitation du **transducteur ultrasonique** ou du **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** n'est pas disponible, d'autres méthodes permettent d'obtenir ce signal de déclenchement.

NOTE 2 Il s'agit de méthodes utilisant une bobine de détection électromagnétique externe ou un capteur acoustique auxiliaire placé dans le champ ultrasonique. Voir [14], [15], [16].

Si un **transducteur ultrasonique** ou un **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** émet des ultrasons sans séquence de répétition, il n'est pas possible de synchroniser le système de mesure de la manière décrite dans la présente norme. Un sous-ensemble de mesures acoustiques, principalement représentées du point de vue de la sécurité, est décrit dans l'Annexe F et peut être utile si la synchronisation est impossible.

Il convient de désactiver tous les systèmes contrôlant les émissions acoustiques du **transducteur ultrasonique** suite à une modification de l'impédance acoustique. Si cela n'est pas possible, il convient de tenir compte d'une incertitude de mesure supplémentaire.

6 Mode opératoire de mesure

6.1 Généralités

Les modes opératoires présentés dans cet article et dans l'Article 7 sont particulièrement adaptés à la caractérisation des champs ultrasoniques utilisant des **hydrophones** piézoélectriques. D'autres modes opératoires reposant sur l'utilisation d'**hydrophones** piézoélectriques peuvent être utilisés, à condition de démontrer l'équivalence aux techniques présentées dans cet article.

6.2 Préparation et alignement

6.2.1 Préparation

Il peut être nécessaire de sceller différentes parties du **transducteur ultrasonique** pour éviter les voies d'eau, particulièrement autour du point d'entrée du câble si l'ensemble du dispositif est immergé. Il convient de suivre les conseils du fabricant.

Avant l'utilisation, il convient de vérifier l'absence de pollution sur les surfaces du **transducteur ultrasonique** et de l'**hydrophone**. En cas de pollution, il convient de nettoyer les surfaces conformément aux instructions du fabricant. Il convient de suivre toutes les précautions particulières liées à l'utilisation fiable des **hydrophones** ou des **transducteurs** qui peuvent être spécifiées par le fabricant ou que l'utilisateur aurait estimé nécessaires (l'immersion d'un **hydrophone** pendant un certain temps avant utilisation, par exemple).

Concernant l'insertion du **transducteur ultrasonique** et de l'**hydrophone** dans l'eau, il convient de veiller à s'assurer que toutes les bulles d'air ont disparu des faces actives. Au cours des mesures, il convient de vérifier qu'aucune bulle n'apparaît.

6.2.2 Alignement d'un transducteur ultrasonique et d'un hydrophone

L'axe z de l'**hydrophone**, qui est dans la direction de la sensibilité maximale, doit être aligné parallèle à la direction de propagation des ultrasons. Un mode opératoire d'alignement correct est donné dans la CEI 61828.

6.3 Mesure

Procéder aux mesures avec un ensemble d'hydrophones approprié. Observer en tout point pendant une durée suffisante pour qu'une partie représentative du signal acoustique soit échantillonnée. D'une manière générale, cela doit durer moins d'une seconde.

Vérifier que la largeur de bande, la fréquence d'échantillonnage et/ou la résolution temporelle du système d'acquisition sont suffisantes pour représenter précisément le signal de l'hydrophone.

NOTE 1 Des oscilloscopes et des cartes de capture numériques de dernière génération sont désormais disponibles et permettent de capturer et d'analyser des enregistrements extrêmement longs. D'une manière générale, ce type d'appareil semble être le moyen le plus souple de déterminer tous les paramètres nécessaires.

NOTE 2 Étant donné que le signal acoustique n'est plus censé se répéter, l'échantillonnage temps équivalent n'est pas possible et, par conséquent, la largeur de bande numérique à impulsion unique devra être suffisante pour représenter précisément le signal de l'**hydrophone**.

6.4 Analyse

6.4.1 Corrections de la largeur de bande limitée et de la résolution spatiale

Des corrections doivent être apportées si les mesures sont affectées par une largeur de bande limitée (voir 5.1.7) ou des résonances (voir 5.1.10). Si les exigences liées à la méthode de déconvolution sont satisfaites, les méthodes données dans l'Annexe D risquent de produire des résultats plus précis.

Des corrections doivent être apportées si les mesures sont affectées par les effets de la moyenne spatiale identifiés en 5.1.6.2. Les corrections doivent être apportées en suivant les méthodes données dans l'Annexe E.

6.4.2 Incertitudes

Pour évaluer et exprimer l'incertitude de l'étalonnage, les directives de l'ISO *Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure* [voir l'Article 2] doivent être suivies.

De plus amples informations relatives à l'évaluation des incertitudes sont données dans l'Annexe I.

7 Caractérisation du faisceau

7.1 Généralités

Le Tableau 1 donne des informations sur les paramètres acoustiques qui peuvent être utilisés pour spécifier l'émission acoustique des différents types d'appareils médicaux à ultrasons.

Tableau 1 – Paramètres acoustiques adaptés aux différents types d'appareils médicaux à ultrasons

Type d'appareil	Paramètres de pression principaux	Paramètres d'intensité dérivés	Autres paramètres
Écho d'impulsion - statique	1, 2	4 à 6	7, 8, 10 à 16, 18 à 20
- exploration automatique	1, 2	4 à 6	7, 8, 10 à 20
Doppler - vasculaire	1 ^a , 2	4 à 6	7, 10, 11, 14, 18, 19
- cœur fœtal	1 ^a , 2	4 à 6	7, 10, 11, 14, 18, 19
- pulsé	1, 2	4 à 6	7, 8, 10 à 16, 18 à 20
Thérapie (physique) - entretenu	1 ^a , 2, 3	5, 6	7, 9, 12, 14, 18, 19
- giclée de tonalité	1 ^a , 2, 3	4 à 6	7, 9, 12, 14 à 16, 18, 19

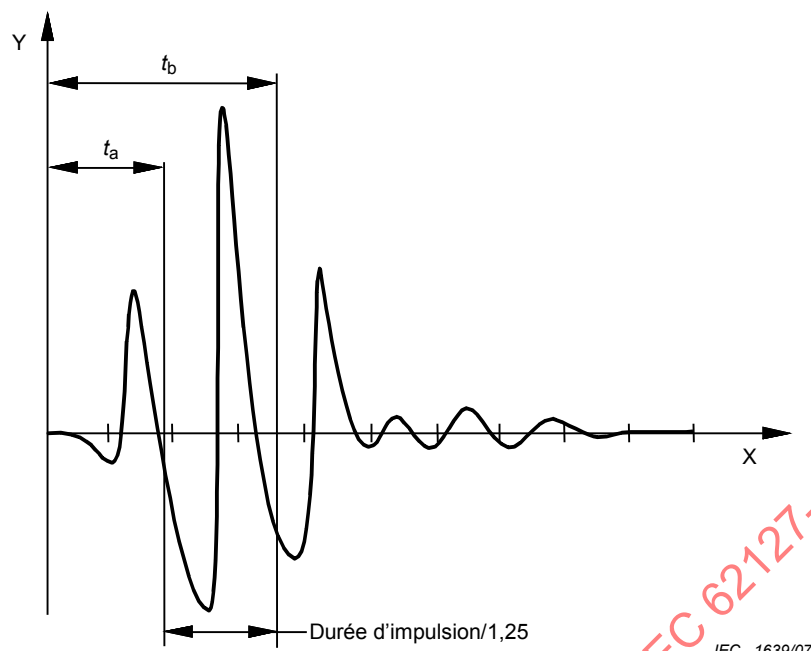
NOTE Les légendes du tableau sont les suivantes:

	Article			Article	
1	3.45	Pression acoustique de compression de crête	8	3.11	Largeur de faisceau
2	3.44	Pression acoustique de raréfaction de crête	9	3.7	Surface du faisceau à –20 dB
3	3.53	Pression acoustique efficace	10	3.7	Surface du faisceau à -6 dB
4	3.60	Intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale	11	3.41	Dimensions du faisceau de sortie à –12 dB
5	3.62	Intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale	12	3.38	Paramètre de propagation non linéaire
6	3.59	Intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale	13	3.1	Forme d'onde des impulsions acoustique
7	7.2.7	Puissance acoustique dérivée (ou de la CEI 61161)	14	3.15	Emplacement des valeurs de paramètre
			15	3.48	Durée d'impulsion
			16	3.52	Régime de répétition des impulsions
			17	3.57	Régime de répétition des explorations
			18	3.3	Fréquence d'application acoustique
			19	3.75	Groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques
			20	3.76	Dimensions du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques

^a Pour ce type d'application, l'amplitude de la pression acoustique de compression de crête est supposée égale à celle de la pression acoustique de raréfaction de crête.

Le paragraphe 7.2.2, etc., porte sur la détermination de certains paramètres de pression principaux.

NOTE Voir la Figure 2 pour obtenir une représentation schématique de certains paramètres d'impulsion.



Légende

t_a représente le délai nécessaire pour obtenir 10 % de *ppsi*

t_b représente le délai nécessaire pour obtenir 90 % de *ppsi*

X durée

Y pression

Figure 2 – Schéma illustrant la méthode de détermination de la durée d'impulsion

7.2 Paramètres de pression principaux

7.2.1 Généralités

Le **transducteur ultrasonique** et l'**hydrophone** étant montés conformément à 5.2.2, 5.2.3 et 6.2, les paramètres acoustiques ci-dessous peuvent être déterminés. Selon les propriétés du champ acoustique, les paramètres acoustiques appropriés auxquels se conformer doivent être sélectionnés. Dans le cas de mesures réalisées sur un plan spécifié, la position du plan par rapport à la face du **transducteur ultrasonique** doit être établie et les valeurs reportées doivent être décrites comme représentant ce plan uniquement:

- **largeur de faisceau** à -6 dB;
- **largeur de faisceau** à -12 dB;
- **surface du faisceau** à -20 dB;
- **surface du faisceau** à -6 dB;
- **dimension du faisceau de sortie**;
- **surface d'exploration**;
- emplacement de la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle**;
- emplacement de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré maximum**;
- emplacement de l'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale**;
- **séparation des lignes d'exploration ultrasonique**;
- **dimensions du groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**;

- **régime de répétition des impulsions;**
- **régime de répétition des explorations;**
- **durée d'impulsion;**
- **fréquence d'application acoustique par moyenne arithmétique;**
- **forme d'onde des impulsions acoustiques;**
- **paramètre de propagation non linéaire;**
- **pression acoustique de compression de crête;**
- **pression acoustique de raréfaction de crête;**
- **pression acoustique efficace à la crête spatiale.**

NOTE La fréquence d'application acoustique par moyenne arithmétique est équivalente à la fréquence centrale dans [17].

7.2.2 Pression acoustique de compression de crête et pression acoustique de raréfaction de crête

Une recherche systématique doit être réalisée pour trouver le/les point(s) de **pression acoustique de compression de crête** et de **pression acoustique de raréfaction de crête**.

NOTE Les régions considérées particulières sont les surfaces des maxima ou minima de l'axe du faisceau offrant ce type de pression.

7.2.3 Pression acoustique efficace à la crête spatiale

Une recherche systématique doit être réalisée pour trouver le point de **pression acoustique efficace à la crête spatiale**.

NOTE 1 Les régions considérées particulières sont les surfaces des maxima ou minima de l'axe du faisceau offrant ce type de pression.

Les mesures doivent être réalisées sur un nombre entier de **périodes acoustique de répétition** et doivent contenir toutes les parties de la **période acoustique de répétition** si l'**hydrophone** fait l'objet d'une incidence ultrasonore.

Dans le cas des systèmes explorateurs automatiques, afin de déterminer la **pression acoustique efficace sur la période de répétition des explorations**, il est essentiel de mesurer le signal reçu des **lignes d'exploration ultrasonique** consécutives. Ce signal reçu correspond aux excitations provenant des **groupes d'éléments transducteurs ultrasoniques**, dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** à plusieurs éléments, ou des **lignes d'exploration ultrasonique** de rotation consécutives dans le cas des explorateurs à secteurs ou des explorateurs à réseau phasé.

Toutefois, dans la plupart des cas, pour les appareils à ultrason générant de courtes ondes d'impulsion, il est plus approprié de déterminer l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** (voir 7.2.5).

NOTE 2 Avec les **hydrophones** existants, il peut être important de faire pivoter l'**hydrophone** autour de son axe, perpendiculaire au plan azimutal, afin d'optimiser le signal reçu dans chaque cas.

7.2.4 Paramètre de propagation non linéaire

La propagation des ultrasons dans l'eau aux pressions et fréquences acoustiques les plus fréquentes dans les champs ultrasoniques médicaux n'est pas un processus linéaire, et il en résulte souvent une déformation de la **forme d'onde des impulsions acoustiques**. Dans les champs de diffraction, il existe des différences notables entre la **pression acoustique de compression de crête** et la **pression acoustique de raréfaction de crête**. Pour déterminer l'importance de la déformation dans la caractérisation des champs ultrasoniques, le degré de propagation non linéaire peut être prévu [2] en calculant le **paramètre de propagation non linéaire**, σ_m (voir 3.38).

Les régimes suivants peuvent être définis:

- a) $\sigma_m < 0,5$: une petite déformation non linéaire s'est produite. L'amplitude à f_{awf} diffère de moins de 5 % de la valeur en l'absence d'effet non linéaire;
- 2) $0,5 \leq \sigma_m \leq 1,5$: une déformation considérable s'est produite. Il convient d'utiliser un **hydrophone** à large bande avec une sensibilité variant conformément à 5.1.6.2. L'amplitude dans une demi-bande d'octave centrée à f_{awf} diffèrera entre 5 % et 25 % de sa valeur en l'absence d'effet non linéaire ;
- c) $\sigma_m > 1,5$: déformation non linéaire considérable et une atténuation à f_{awf} s'est également produite. Il convient d'utiliser un **hydrophone** à large bande (voir b) ci-dessus). L'amplitude dans une demi-bande d'octave centrée à f_{awf} diffèrera de plus de 25 % de sa valeur en l'absence d'effet non linéaire.

NOTE 1 En b) et c) ci-dessus, la fréquence supérieure de la **largeur de bande** dépassera souvent 15 MHz.

NOTE 2 La fiabilité du **paramètre de propagation non linéaire** est censée permettre de prévoir le niveau de déformation non linéaire, voir [2].

7.2.5 Paramètres d'intensité utilisant la pression acoustique instantanée

Étant donné que les **hydrophones** mesurent la pression acoustique, il convient de spécifier les grandeurs reposant sur leurs mesures en termes de pression acoustique. Par conséquent, les paramètres donnés en 7.2 et les définitions (Article 3) doivent être les paramètres préférés pour la spécification.

Dans les conditions dans lesquelles il est raisonnable de supposer une propagation d'onde plane progressive, il est possible de convertir les paramètres de **pression acoustique instantanée** en intensité vraie. Dans ce cas, il doit être clairement indiqué que l'approximation de l'onde plane progressive a été utilisée.

Dans cette approximation, l'**intensité instantanée**, $I(t)$, est donnée par

$$I(t) = p(t)^2 / \rho c \quad (9)$$

où

ρ est la densité de l'eau;

c est la vitesse du son dans l'eau (voir Annexe B).

Les paramètres d'intensité ci-dessous peuvent être déterminés à partir des paramètres de pression:

- **intensité à la crête spatiale et temporelle:** $I_{sptp} = (p_{sptp})^2 / \rho c \quad (10)$
- **intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale:** $I_{spta} = (p_{spr})^2 / \rho c \quad (11)$
- **intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de moyenne spatiale** (I_{sapa})
- **intensité dérivée de moyenne temporelle de moyenne spatiale** (I_{sata})

Les modes opératoires utilisés pour déterminer les deux derniers paramètres doivent être analogues à ceux des paramètres de pression acoustique équivalents. Toutefois, dans ce cas, le paramètre enregistré en chaque point du champ acoustique doit être le carré de la **pression acoustique instantanée**.

NOTE Si le **paramètre de propagation non linéaire** est supérieur à 0,5, les conversions des paramètres de pression mesurés en intensités risquent de ne pas être valides ou suffisamment précises [18].

7.2.6 Paramètres d'intensité utilisant l'intégrale de pression d'impulsion au carré

7.2.6.1 Durée d'impulsion

La durée d'impulsion est égale à 1,25 fois le temps de montée de 10 à 90 % de l'intégrale de temps du carré de la **pression acoustique instantanée**. Les points de temps, t_a et t_b , auxquels cette intégrale de temps est respectivement 10 % et 90 % de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré**, sont donnés par

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_a} U^2(t) dt = 0,1 \text{ ppsi} \quad \text{et} \quad (12)$$

$$\frac{1}{M^2} \int_{t_1=0}^{t_b} U^2(t) dt = 0,9 \text{ ppsi} \quad (13)$$

où

M est l'expression générale de la sensibilité de l'**hydrophone**;

$U(t)$ est la tension de sortie mesurée de l'**hydrophone**.

La **durée d'impulsion** doit alors être calculée sous la forme

$$t_d = 1,25(t_b - t_a). \quad (14)$$

7.2.6.2 Intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale

L'**intensité dérivée de la moyenne d'impulsions de crête spatiale** doit être calculée avec la valeur maximale de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** mesurée sur l'**axe du faisceau**, par:

$$I_{sppa} = \frac{1}{t_d \rho c} \text{ ppsi} \quad (15)$$

où

ρ est la densité de l'eau;

c est la vitesse du son dans l'eau (voir Annexe B);

ρc est l'impédance acoustique caractéristique de l'eau distillée ($= 1,48 \times 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$ à 20 °C);

t_d est la **durée d'impulsion**.

7.2.6.3 Intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale

Pour le mode non explorateur, l'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** est calculée avec la valeur de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** dans un seul faisceau, par:

$$I_{spta} = \frac{\text{ppsi}}{\rho c} \text{ prr} \quad (16)$$

où

prr est le **régime de répétition des impulsions** maximal du mode d'exploration non automatique.

Pour un mode explorateur (le mode B automatique, par exemple), la valeur de I_{spta} doit être mesurée en incluant la contribution des **lignes d'exploration ultrasonique** en

chevauchement. Cela signifie que plusieurs **intégrales de pression d'impulsion au carré** sont traitées, ce qui est indiqué par la somme des **intégrales de pression d'impulsion au carré**:

$$S_{ppsi} = \dots + ppsi_{c-2} + ppsi_{c-1} + ppsi_c + ppsi_{c+1} + ppsi_{c+2} \dots \quad (17)$$

où

$ppsi_c$ est l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** appartenant à la ligne d'exploration centrale;

$ppsi_{c+1}$, $ppsi_{c-1}$, etc., sont les **intégrales de pression d'impulsion au carré** des valeurs de diminution des **lignes d'exploration ultrasonique** adjacentes successives.

A partir du **régime de répétition des explorations** et du nombre de **lignes d'exploration ultrasonique**, la **séparation des lignes d'exploration ultrasonique** à la profondeur à laquelle le maximum I_{spta} sera trouvé est calculée. Par ailleurs, la **séparation des lignes d'exploration ultrasonique** peut être déterminée en explorant l'**hydrophone** dans la direction de l'exploration et en mesurant les distances entre les maxima trouvées dans l'exploration.

A l'aide de cette **séparation des lignes d'exploration ultrasonique**, la contribution des **lignes d'exploration ultrasonique** adjacentes peut être calculée à partir des résultats d'une exploration de ligne latérale dans le **plan d'exploration**. Dans le total des valeurs de $ppsi$, toutes les **lignes d'exploration ultrasonique** participantes doivent être incluses sur une période suffisamment longue pour intégrer toutes les informations acoustiques significatives.

L'**intensité dérivée de moyenne temporelle de crête spatiale** pour le mode non explorateur se traduit donc par

$$I_{spta} = \frac{S_{ppsi}}{\rho c} srr \quad (18)$$

où

srr est le **régime de répétition des explorations** maximal du mode explorateur automatique.

7.2.7 Puissance acoustique dérivée

Si la puissance acoustique totale (P) d'un seul faisceau stationnaire est déterminée au moyen d'une exploration planaire, elle doit être réalisée avec un **hydrophone** étalonné conformément à la CEI 62127-2, suivant la formule:

$$P = \iint_s I_{TA}(x,y) dx dy \quad (19)$$

où

$I_{TA}(x,y)$ est l'**intensité dérivée de la moyenne temporelle** au point défini par les coordonnées orthogonales x et y .

L'énergie (E) du faisceau est calculée comme le total de toutes les contributions de $ppsi(x, y)$ à tous les points d'une surface explorée:

$$E = \frac{dS}{\rho c} \sum_i ppsi(x_i, y_i) \quad (20)$$

où

dS est la surface du pas, c'est-à-dire le produit des distances (dx) et (dy) entre deux points de mesure successifs (échantillons) dans la surface explorée, en supposant que dx et dy sont constantes tout au long de l'exploration et que la géométrie de l'exploration est rectangulaire.

La puissance acoustique totale est donc donnée par

$$P = E prr \quad (21)$$

La puissance acoustique totale peut également être calculée par

$$P = \frac{dS}{\rho c} \sum_i p_{rms}^2(x_i, y_i) \quad (22)$$

En **mode d'exploration**, la puissance acoustique totale pour chaque mode peut être calculée par

$$P = E sr M n \quad (23)$$

où

E est l'énergie du faisceau, telle qu'utilisée précédemment;

M est le nombre de **lignes d'exploration ultrasonique** par image pour la répartition spatiale;

n est le nombre d'excitations de chaque ligne d'exploration.

La puissance ultrasonique totale en **mode d'exploration** sera la somme de toutes les puissances acoustiques lors de l'activation des modes de fonctionnement.

NOTE La méthode est particulièrement utile lorsqu'une balance à force de radiation disponible dans le commerce n'est pas suffisamment sensible ou que les dimensions physiques du transducteur ultrasonique ne permettent pas d'utiliser une balance à force de radiation. En général, la mesure de la **puissance acoustique totale** est beaucoup plus précise lorsqu'elle est réalisée à l'aide de la méthode de force de radiation (voir la CEI 61161:2006).

8 Exigences liées aux champs ultrasoniques spécifiques

8.1 Généralités

Les exigences répertoriées dans le présent article complètent ou remplacent les exigences applicables spécifiées dans l'Article 5. Voir également l'Annexe H.

8.2 Champs de diagnostic

8.2.1 Modes opératoires simplifiés et lignes directrices

8.2.1.1 Modes opératoires

La mesure de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré** est nécessaire pour de nombreux aspects de la caractérisation du champ ultrasonique.

Si la **forme d'onde des impulsions acoustique** ne change pas dans un plan de mesure particulier perpendiculaire à l'**axe du faisceau**, la **pression acoustique de crête** peut être utilisée à la place de l'**intégrale de pression d'impulsion au carré**, comme le souligne la définition de la surface du faisceau.

NOTE 1 Souvent, cette situation est possible dans les champs ultrasoniques à ondes entretenues (le Doppler à ondes entretenues et les transducteurs utilisés en physiothérapie, par exemple).

Si les amplitudes et formes de faisceau de toutes les lignes d'exploration acoustique sont supposées identiques, la contribution de la ligne d'exploration en chevauchement peut être déterminée en connaissant la forme du faisceau et la séparation entre les lignes d'exploration dans le plan de mesure.

Il convient d'échantillonner toutes les lignes d'exploration acoustique afin de trouver celle comportant la **pression acoustique de crête** la plus importante.

NOTE 2 Dans la pratique, la variation entre les émissions acoustiques de différentes lignes d'exploration dépend du type d'explorateur. Pour les explorateurs à secteurs utilisant des transducteurs à élément unique tournant avec trajet de couplage acoustique constant, la différence devrait être limitée. Dans ce cas, l'échantillonnage de la ligne d'exploration centrale et des deux lignes d'exploration extrêmes au bord du secteur serait réalisé, puis évalué s'il est nécessaire de déterminer la sortie des autres lignes d'exploration. Si la différence entre les pressions acoustiques de crête est inférieure à 10 %, il n'est pas nécessaire de mesurer les autres lignes.

8.2.2 Appareil de diagnostic à ondes pulsées

8.2.2.1 Champs de diagnostic en général

Un hydrophone comportant un élément actif d'environ 0,5 mm de diamètre maximal doit être utilisé.

La reproductibilité des systèmes de positionnement doit être $\pm 0,01$ mm pour trois ajustements orthogonaux de l'hydrophone (ou du transducteur si ce dernier est l'élément exploré).

Dans le cas des ondes déformées par les effets de propagation non linéaire, c'est-à-dire celles dont un **paramètre de propagation non linéaire** σ_m (voir 3.38) est supérieur à 0,5: un **hydrophone** avec une largeur de bande adéquate (voir 5.1.7) doit être choisi, des corrections doivent être appliquées (voir Annexe D) ou une incertitude de mesure supplémentaire doit être prise en compte.

Les types d'**hydrophones** PVDF à membrane ou aiguille sont essentiels (voir l'Article B.9) par opposition aux **hydrophones** à aiguille céramique.

NOTE 1 Dans la pratique, la précision et la reproductibilité des systèmes de positionnement sont plus importantes dans la direction perpendiculaire à la direction de propagation et, dans la plupart des cas, $\pm 0,05$ mm est souvent adéquat. Dans la direction de propagation, une précision de $\pm 0,1$ mm est souvent adaptée à la plupart des situations de mesure. La précision la plus élevée serait requise pour les champs hautement focalisés (ouverture large) et à des fréquences élevées (voir 5.2.2.3).

NOTE 2 Dans le cas des ondes déformées, des demandes supplémentaires sont placées dans l'alignement angulaire, la réponse directionnelle dépendant de la fréquence. Dans ces conditions, il est important d'optimiser la rotation de l'hydrophone pour garantir le signal reçu maximal (voir 5.2.2).

NOTE 3 Aux distances focales habituelles, la relation quadratique entre la pression acoustique et l'intensité est en général supposée afin de déduire les paramètres d'intensité. Cette hypothèse est formulée malgré l'incertitude liée à l'éventuelle déformation non linéaire.

8.2.2.2 Champs de diagnostic en l'absence de synchronisation exploration-cadre

Les champs ultrasoniques générés par des explorateurs d'imagerie médicale sont devenus de plus en plus complexes à mesure des avancées technologiques. Les paramètres définis dans l'Article 3 décrivant la variation spatiale et temporelle de la pression et de l'intensité dans le champ ultrasonique sont adaptés aux champs non explorés (ceux utilisés pour le Doppler pulsé ou le mode M, par exemple). Toutefois, il est de plus en plus difficile d'utiliser toutes ces définitions pour les séquences d'impulsions compliquées générées dans les modes

explorateurs (imagerie couleur, par exemple). Dans certains cas, il peut s'avérer impossible de déterminer une **période acoustique de répétition** pour ces séquences.

Un jeu de paramètres acoustiques modifié pouvant être mieux adapté aux appareils d'imagerie modernes est présenté dans l'Annexe F.

8.2.3 Appareil de diagnostic à ondes entretenues

Un hydrophone comportant un élément actif d'environ 0,5 mm de diamètre maximal doit être utilisé.

La reproductibilité des systèmes de positionnement doit être $\pm 0,01$ mm pour trois ajustements orthogonaux de l'**hydrophone** (ou du transducteur si ce dernier est l'élément exploré).

Dans le cas des ondes qui ne sont pas déformées par propagation non linéaire, c'est-à-dire lorsque le **paramètre de propagation non linéaire** σ_m (voir 3.38) est inférieur à 0,5, il n'est pas nécessaire d'utiliser un **hydrophone** à large bande (voir 5.1.7).

Dans les champs ultrasoniques dans lesquels la **pression acoustique de crête** est proche de la face du **transducteur ultrasonique**, il est possible d'évaluer l'intensité ultrasonique (voir 7.2.5), à condition qu'une incertitude appropriée soit prise en compte.

Les appareils PVDF ou à aiguille céramique (voir l'Article B.9) sont adaptés pour les mesures réalisées sur des transducteurs Doppler à ondes entretenues. Les hydrophones à membrane peuvent être utilisés, à condition de veiller à ce que la réflexion provenant de la membrane ne gêne pas la sortie du transducteur ultrasonique (voir 5.2.2.2).

8.3 Champs thérapeutiques

8.3.1 Appareils de physiothérapie

Les méthodes et exigences répertoriées dans la CEI 61689 doivent être respectées.

Dans le cas des ondes qui ne sont pas déformées par propagation non linéaire, c'est-à-dire lorsque le **paramètre de propagation non linéaire** σ_m (voir 3.38) est inférieur à 0,5, il n'est pas nécessaire d'utiliser un **hydrophone** à large bande.

Si une valeur absolue de la pression ou de l'intensité est nécessaire, l'**hydrophone** doit être étalonné conformément à la CEI 62127-2 à f_{avf} .

Pour les champs générés par des appareils de physiothérapie à ultrasons, une réponse linéaire (voir 5.1.8) jusqu'à 1 MPa est en général adéquate.

Les mesures de la **surface émettrice apparente** (pour la définition, voir la CEI 61689) doivent utiliser un **hydrophone** à aiguille à élément actif en polyfluorure de vinylidène (PVDF) ou en piézocéramique (PZT). Il faut veiller à s'assurer que les réflexions provenant de l'aiguille et de son support ne gênent pas les mesures.

Les effets de cavitation peuvent endommager les **hydrophones** aux pressions que peuvent générer les transducteurs utilisés en physiothérapie. Il est donc essentiel d'utiliser de l'eau dégazée pour procéder à des mesures à une **pression acoustique de crête** supérieure à 0,3 MPa.

Le **rayon efficace maximal de l'hydrophone** utilisé pour les mesures doit être a_{max} tel que:

$$a_{max} \leq \lambda/2,5$$

NOTE 1 Dans la plupart des cas, en physiothérapie, le critère ci-dessus représente un **rayon efficace de l'hydrophone** plus important que celui recommandé en 5.1.6. Il a été déduit suite à une analyse de ses effets sur la surface émettrice apparente, plutôt que sur les pressions de crête, celle-là étant moins sensible aux effets de la moyenne spatiale.

Les **hydrophones** sont également utilisés pour mesurer le taux de non-conformité du faisceau, et le critère ci-dessus est également acceptable dans le cadre de ces mesures [19], [20]

NOTE 2 Pour certains **projecteurs ultrasonores**, des ultrasons réfléchis par retour sur le **projecteur ultrasonore** peuvent modifier la puissance de sortie, particulièrement en cas de réflexions cohérentes à partir des absorbeurs à surfaces lisses planes. Dans ce cas, une meilleure approximation pour les conditions de champ libre peut être obtenue en utilisant des absorbeurs acoustiques à surface granulée.

8.3.2 Hyperthermie

Les exigences particulières liées aux appareils HIFU (*High Intensity Focussed Ultrasound*) sont en cours de développement.

8.4 Champs chirurgicaux

8.4.1 Lithotripteurs et sources à ondes de pression utilisés à d'autres fins thérapeutiques

Les exigences particulières de mesure des champs générés par des lithotripteurs à onde de pression sont spécifiées dans la CEI 61846.

Pour les champs générés par les lithotripteurs, il convient de connaître la réponse linéaire (voir 5.1.8) entre 80 MPa et 150 MPa inclus. Toute non-linéarité de la réponse en pression de l'**hydrophone** doit être prise en compte dans la détermination des grandeurs acoustiques et des incertitudes associées.

NOTE Les ondes de pression ne sont pas uniquement utilisées en lithotritie. Elles le sont également pour le traitement de la douleur (liée, par exemple, à la calcification de l'épaule, à l'épicondylite latérale ou à l'épine calcanéenne, par exemple) et dans le cadre d'autres applications médicales (onde de choc cardiaque).

8.4.2 Applications chirurgicales à basse fréquence

Pour caractériser les systèmes chirurgicaux à basse fréquence utilisant un **hydrophone**, l'**hydrophone** doit être étalonné conformément à la CEI 60565:2006.

Les exigences répertoriées dans les Articles 5, 6 et 7 de la présente norme ne concernent pas ce type d'appareils.

Les exigences particulières de mesure des champs générés par des systèmes chirurgicaux à basse fréquence sont spécifiées dans la CEI 61847.

8.5 Champs provenant d'autres applications médicales

Actuellement, ce type d'appareil ne fait l'objet d'aucune exigence particulière.

9 Déclaration de conformité

9.1 Généralités

Les paramètres acoustiques doivent être choisis à partir de ceux définis dans la présente norme. Pour garantir la traçabilité, il convient d'enregistrer les réglages de toutes commandes sur le pupitre de l'appareil susceptibles d'affecter le champ généré.

Pour des raisons de conformité à la présente norme, les éléments suivants doivent être établis pour tous les paramètres déclarés:

- a) la moyenne arithmétique déterminée à partir de mesurages réalisés sur un groupe de n systèmes identiques du point de vue nominal, chacun d'eux faisant l'objet de réglages d'émissions acoustiques produisant la puissance de sortie maximale;

et

- b) l'incertitude de mesure.

L'incertitude de mesure implique de nombreuses composantes (voir Annexe I). Il doit s'agir d'une évaluation des contributions de toutes les incertitudes (faisant référence aux mesurages réalisés sur un système). L'incertitude de mesure doit être calculée sous la forme d'une incertitude élargie correspondant à un niveau de confiance de 95 %. La méthode de combinaison des contributions à l'incertitude spécifiée dans le *Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure*, Organisation internationale de normalisation (ISO), Genève, Suisse, 1995, ISBN-92-67-10188-9, doit être suivie.

9.2 Valeurs probables maximales

Une exigence du type "doit être conforme à" signifie que l'incertitude de mesure et l'intervalle de tolérance doivent être compris dans le cadre d'une comparaison à une limite. Les valeurs probables maximales doivent être déterminées conformément au mode opératoire suivant:

- a) les mesures doivent être réalisées sur un groupe de n systèmes identiques du point de vue nominal, chacun d'eux faisant l'objet de réglages d'émissions acoustiques produisant la puissance de sortie maximale;
- b) la valeur probable maximale doit être calculée par sommation linéaire de la limite de tolérance supérieure de l'intervalle de tolérance unilatéral (confiance à 95 %, pour 95 % de la population) et de l'incertitude de mesure (à un niveau de confiance de 95 %).

L'intervalle de tolérance doit être pris conformément à l'ISO 16269-6:2005. De plus amples informations relatives à l'évaluation des incertitudes sont données dans l'Annexe I.

NOTE 1 "Intervalle de tolérance" et "incertitude" font respectivement référence à la dispersion de la production et à la méthode de mesure.

Il peut ne pas être possible de se conformer à toutes les exigences de la présente norme. Si les mesures réalisées aux fins de spécification de l'émission acoustique et de libellé ne sont conformes à aucune exigence particulière, ce défaut de conformité doit être clairement indiqué lors du rapport des résultats. Une déclaration de non-conformité doit contenir l'article ou le paragraphe correspondant et donner la raison justifiant la non-conformité.

NOTE 2 Des exemples sélectionnés de non-conformité sont proposés ci-dessous, où la CEI 62127-1 fait référence à cette norme internationale.

- a) Conforme à la CEI 62127-1, à l'exception de 5.1.6; la sensibilité de l'**hydrophone** à 20 MHz était 60 % inférieure à la sensibilité à 5 MHz.
- b) Conforme à la CEI 62127-1, à l'exception de 5.1.8; le changement de gain de l'amplificateur de 5 MHz à 20 MHz était de -5 dB.
- c) Conforme à la CEI 62127-1, à l'exception de 5.1.5; le **rayon efficace de l'hydrophone** était de 0,5 mm.

9.3 Echantillonnage

Pour garantir les bonnes pratiques de fabrication, il convient de procéder aux mesures sur un certain pourcentage de la production mais, exceptionnellement, il est possible de les réaliser sur chaque unité fabriquée.

Pour être en mesure de déterminer la variation du produit des paramètres déclarés lorsque des mesures répétées complètes de tous les paramètres sont peu réalisables, cette variation peut être évaluée à partir de mesures répétées partielles (en répétant le mesurage d'un sous-jeu de paramètres).

Les statistiques normalisées sur la probabilité et le niveau de confiance données dans l'ISO 16269-6:2005 doivent s'appliquer.

IECNORM.COM : Click to view the full PDF of IEC 62127-1:2007

Annexe A (informative)

Analyse raisonnée générale

La présente annexe offre une analyse raisonnée concise des exigences importantes de la présente norme. Elle est destinée à de fournir des informations de fond aux personnes familières de l'objet de la présente norme mais qui n'ont pas participé à son développement. Pour une application correcte de la présente norme, il semble essentiel de bien comprendre les raisons des exigences principales. En outre, au fur et à mesure du développement des appareils médicaux à ultrasons, il apparaît qu'une analyse raisonnée des exigences présentes permettra d'appliquer plus aisément la présente norme aux nouveaux appareils et facilitera tous les développements à venir à la présente norme.

La numérotation utilisée dans la présente annexe se rapporte directement à la présente norme.

Article 3 La plupart des paramètres acoustiques sont définis de sorte qu'une seule valeur puisse être donnée ou, par ailleurs, qu'une valeur correspondant aux mesures dans un plan spécifié puisse être donnée. Cette option offre une plus grande souplesse d'application de la présente norme. Par exemple, dans le cas des transducteurs utilisés en physiothérapie ou des transducteurs à faisceau divergent (ceux utilisés pour la surveillance fœtale, par exemple), il peut ne pas être pertinent de déterminer des paramètres acoustiques dans le plan contenant la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle** maximale. La forme des définitions utilisées dans la présente norme permet de choisir un plan de mesure en fonction de critères différents de ceux donnés dans cette norme.

Paragraphe 3.25 et 3.26 La sensibilité d'un **hydrophone** connecté à une charge électrique (un oscilloscope, par exemple) et la sensibilité d'une charge d'impédance infinie (circuit ouvert) sont définies, puisqu'elles sont toutes deux pertinentes pour l'application pratique des **hydrophones**.

Paragraphe 3.38 Aux pressions acoustiques élevées générées par les appareils de diagnostic médical à ultrasons (**pressions acoustiques de compression de crête** dans la gamme comprise entre 0,1 MPa et 10 MPa), une déformation très importante de la **forme d'onde des impulsions acoustiques**, notamment dans la région focale, peut survenir. Un aspect important de la présente norme est qu'elle traite des effets non linéaires associés à la propagation des ultrasons dans l'eau. Cette déformation résulte du fait que, lors d'un cycle acoustique, la partie en compression de l'onde se déplace plus rapidement que la partie de raréfaction, ce qui donne lieu à une déformation progressive de l'onde. D'une manière générale, le degré de déformation en tout point d'un champ acoustique s'accroît avec l'augmentation du nombre de facteurs. Il s'agit de la distance par rapport au transducteur, de la **fréquence acoustique**, de la pression acoustique de crête au niveau de la face du **transducteur ultrasonique**, du paramètre de non-linéarité pour le milieu de propagation (eau) et du degré de focalisation. Bien qu'il soit admis que l'absorption et la diffusion des ultrasons dans différents types de tissu engendrent une réduction de la pression acoustique de crête dans diverses situations d'imagerie médicale, il n'en reste pas moins que pour certaines applications, cette réduction ne sera pas significative. Par exemple, les imageries de l'œil, de la vessie ou du liquide amniotique sont des exemples particuliers dans lesquels la plupart du trajet s'effectue dans un liquide. Pour pallier cette non-linéarité, la liste des paramètres qui peuvent être utilisés aux fins de spécification (voir 7.2.1) de la présente norme, contient le paramètre lié à la non-linéarité. Il s'agit du **paramètre de propagation non linéaire**, qui est un indice permettant de prévoir l'importance de la déformation non linéaire au niveau du foyer [2]. À partir de ce paramètre, il est possible de déterminer la largeur de bande de l'**hydrophone/amplificateur** et la nécessité de corriger les pressions de crête mesurées.

Paragraphe 3.44 et 3.45 De nouveau, les pressions acoustiques de crête sont définies aussi souvent qu'il y aura une différence de plus d'un facteur sur trois d'entre eux. Étant donné que la **pression acoustique de raréfaction de crête** est susceptible d'être plus adaptée à la cavitation acoustique (la partie en décompression du cycle), il est important de distinguer ces deux éléments.

Paragraphe 3.72 Cette définition est destinée à distinguer les **lignes d'exploration ultrasonique** qui coupent le plan choisi en des positions qui changent progressivement lors de l'exploration acoustique de celles qui ne le coupent pas. Par exemple, ces dernières représenteraient plusieurs excitations du même **transducteur ultrasonique** ou **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques** pour la focalisation à différentes profondeurs ou pour les lignes Doppler entrelacées dans des explorateurs duplex.

Paragraphe 5.1.7 Les largeurs de bande larges de l'**hydrophone** sont essentielles pour déterminer les caractéristiques temporelles des champs ultrasoniques médicaux lorsque de courtes impulsions sont utilisées ou en présence d'une déformation non linéaire significative. Une conséquence de la déformation non linéaire est qu'une réponse haute fréquence qui augmente est nécessaire en raison des harmoniques plus élevées générées [8]. En [8], il a été établi qu'une **largeur de bande** à ± 3 dB représentant au moins huit fois la **fréquence d'application acoustique**, f_{awf} , était raisonnable pour maintenir un niveau d'erreurs de mesure inférieur à environ 5 %. Une limite de bande de fréquences inférieure utilisée pour déterminer la **largeur de bande de l'hydrophone** sous f_{awf} est également souhaitable, particulièrement pour mesurer précisément la **pression acoustique de raréfaction de crête**, p_r [9]. Plus l'impulsion est courte, plus le spectre est large au-dessous et au-dessus de la fréquence centrale, ce qui explique l'augmentation de la réponse de l'hydrophone à basse fréquence. En outre, pour p_r , l'asymétrie de la forme d'onde résultant des effets combinés de la diffraction de la source et de la propagation non linéaire explique la domination des composantes à basse fréquence sur la partie de la forme d'onde pulsée où p_r se produit. En [9], qui contient des simulations et des mesures des effets de la réponse à largeur de bande limitée sur les impulsions courtes, reposant sur un **ensemble d'hydrophones** comportant une réponse monopolaire passe-haut, il a été démontré que, pour limiter les erreurs de mesure à moins de 5 % à 10 %, il convient que la limite inférieure de la bande de fréquences de l'**ensemble d'hydrophones** utilisée pour déterminer la **largeur de bande de l'hydrophone** s'étende à au moins l'amplitude en dessous de f_{awf} environ. Par conséquent, la présente norme recommande, dans la mesure du possible, de définir les limites inférieure et supérieure de la réponse en fréquence combinée de toutes les composantes utilisées pour conditionner, amplifier ou enregistrer les formes d'onde pulsées à $f_{awf}/16$ et $8 f_{awf}$. Toutefois, pour des raisons pratiques, les limites inférieure et supérieure de la bande de fréquences utilisée pour déterminer la **largeur de bande de l'hydrophone** est $f_{awf}/2$ et à la moindre valeur de $8 f_{awf}$ ou 40 MHz.

Article 7 Un nombre important de paramètres acoustiques sont définis dans l'Article 3 et sont donnés ici. Cela permet de poser les bases de la spécification d'un large éventail de champs acoustiques, bien que l'accent ait été placé sur les appareils médicaux à ultrasons. Toutefois, pour un appareil particulier, il est prévu de ne choisir qu'un petit groupe de ces paramètres acoustiques aux fins, par exemple, de libellé d'émission acoustique.

Article 9 La présente norme n'a pas pour objet de spécifier les paramètres acoustiques relatifs au libellé d'émission acoustique. Toutefois, cet article offre les informations nécessaires à la déclaration des paramètres acoustiques à cette fin. Une disposition est prise pour la présentation des résultats lorsque les modes opératoires de mesure ne satisfont pas aux exigences de la présente norme.

Des concepts généraux portant sur la précision de la mesure des grandeurs acoustiques ont été donnés dans l'Annexe I.

Annexe B (informative)

Hydrophones et positionnement

B.1 Généralités

Quatre types d'**hydrophone** de base sont actuellement utilisés. Deux constructions d'**hydrophone** utilisent un élément actif en céramique ou polymère piézoélectrique (en général du polyfluorure de vinylidène, PVDF), placé à l'extrémité de la structure à aiguille. Le troisième type est l'**hydrophone** à membrane, qui utilise une large feuille de PVDF, dont la région centrale est activée du point de vue piézoélectrique. Le quatrième type est l'**hydrophone** à fibre optique. Voir l'Article B.9 pour obtenir une évaluation plus détaillée des quatre types d'**hydrophone**.

Aucune des conceptions actuelles d'**hydrophone** ne donne des dispositifs satisfaisant à toutes les exigences de la présente norme dans la gamme de fréquences comprise entre 50 kHz et 40 MHz. Des rapports préliminaires relatifs aux performances des hydrophones optiques indiquent qu'à l'avenir, ces exigences seront satisfaites et qu'il sera inutile de corriger la moyenne spatiale (voir [21], [22], [23]). Néanmoins, l'importance relative des exigences dépend du champ ultrasonique particulier à caractériser. Par exemple, dans le **champ lointain** d'un **transducteur ultrasonique** à piston plan, la taille de l'élément actif peut représenter jusqu'à deux ou trois fois la longueur d'onde acoustique. De même, pour des pressions acoustiques inférieures à 0,1 MPa, la largeur de bande de l'**hydrophone** est moins essentielle, car la déformation non linéaire est peu susceptible d'être significative aux distances de propagation en principe rencontrées. De même, dans le cas des mesures réalisées sur des champs pulsés, les réflexions provenant des **hydrophones** à membrane sont moins importantes pour les champs à ondes entretenues.

B.2 Considérations relatives à la charge électrique

Il convient de déterminer la sensibilité en bout de câble d'un **hydrophone** (voir 5.1.3) à partir de sa **sensibilité en circuit ouvert en bout de câble**, en utilisant la méthode décrite dans la CEI 62127-2. De même, les effets du changement des conditions de charge sont décrits dans la CEI 62127-2.

B.3 Amplificateur de signal de l'hydrophone

Un amplificateur de signal de l'**hydrophone** joue le rôle de tampon entre l'**hydrophone** et le système de mesure. Ce tampon résout les effets de résonance du câble aux fréquences élevées et offre un gain supplémentaire et une charge électrique constante à l'**hydrophone**. Un amplificateur peut être intégré à l'**hydrophone**, auquel cas il n'est pas possible de séparer les deux appareils. Par ailleurs, il peut s'agir d'un appareil distinct dans lequel l'**hydrophone** est connecté directement ou à l'aide d'un connecteur placé à l'extrémité du câble de l'**hydrophone**. Les amplificateurs de l'**hydrophone** présentent l'inconvénient d'avoir tendance à limiter la gamme dynamique et d'avoir besoin d'une source d'alimentation, ce qui augmente leur complexité. Ils présentent également l'inconvénient d'avoir besoin d'un câble d'alimentation supplémentaire au niveau de l'**hydrophone**. Voir également [10].

B.4 Longueur du câble de l'hydrophone et amplificateurs

Lorsqu'un hydrophone est connecté à un appareil de mesure de la tension (un oscilloscope, par exemple) ou à un amplificateur, il est important de considérer les caractéristiques électriques des systèmes de mesure résultants.

D'une manière générale, il n'est pas possible de faire correspondre l'impédance de sortie électrique d'un **hydrophone** (à l'exception d'un câble intégré) et l'impédance du câble. En effet, l'impédance de sortie d'un **hydrophone** dépasse généralement celle du câble. Par conséquent, il n'est pas pratique d'utiliser une charge électrique à l'extrémité du câble correspondant à l'impédance du câble si une perte significative de l'amplitude du signal et de la qualité de la forme d'onde doit être évitée. Ainsi, si le câble et la charge ne correspondent pas du point de vue électrique, le signal est réfléchi à l'extrémité du câble, provoquant une "suroscillation". Ces résonances du câble sont maximales lorsque la longueur du câble représente un quart de la longueur d'onde de la propagation électrique dans le câble. D'une manière générale, pour les câbles coaxiaux normaux, la résonance se produit à des longueurs de câble (en mètres) données par $50/f$, où f est la fréquence en MHz. Par conséquent, à 50 MHz, un câble de 1 m de long provoquera des résonances. L'importance des résonances dépend du défaut d'adaptation des impédances électriques aux niveaux des interfaces entre le câble/la charge et le câble/l'**hydrophone**. En outre, la résonance dépendrait du contenu fréquentiel du signal de l'hydrophone, qui dépend lui-même de la **largeur de bande** de l'**hydrophone** (à l'exception du câble intégré). A condition que le mode de résonance d'épaisseur de l'**hydrophone** se produise à une fréquence inférieure à celle de la résonance du câble, les effets de la résonance du câble seront probablement négligeables.

Ainsi, si les résonances du câble se produisent à des fréquences dans la gamme comprise entre les limites supérieure et inférieure de la bande de fréquences utilisée pour déterminer la **largeur de bande** de l'**hydrophone**, il convient de réduire la longueur de câble et de placer l'amplificateur proche de l'**hydrophone**. Pour résoudre les problèmes liés aux résonances du câble à la sortie de l'amplificateur, il convient que l'impédance de sortie dudit amplificateur corresponde à un câble de raccordement, ce dernier étant terminé par une charge égale à l'impédance caractéristique du câble. Le choix du gain et de la largeur de bande de l'amplificateur est important afin d'éviter qu'il ne dépasse sa gamme dynamique. Dans le cas d'un **hydrophone** offrant une sensibilité de $0,03 \mu\text{V}/\text{Pa}$ (en général un appareil en polyfluorure de vinylidène de 0,5 mm) utilisé dans le cadre de mesures des appareils de diagnostic à ultrasons dont les pressions acoustiques peuvent atteindre 10 MPa, un amplificateur de gain unité avec une gamme dynamique de 0,6 V crête à crête sera nécessaire. Voir également [10].

Un autre aspect important dans le choix d'un amplificateur est la mise en correspondance de sa réponse en fréquence avec celle de l'**hydrophone**. En particulier, pour éviter les problèmes de résonance, il convient que la largeur de bande à -3 dB de l'amplificateur ne dépasse pas la fréquence correspondant au mode de résonance d'épaisseur de l'hydrophone. Il est également important de s'assurer que, au-delà de la fréquence correspondant au mode de résonance d'épaisseur de l'hydrophone, la réponse en fréquence de l'amplificateur diminue à un régime de -6 dB par octave en général.

B.5 Positionnement du transducteur

Il convient de fournir les degrés de liberté suivants pour le **transducteur ultrasonique**:

L'ajustement rotatif autour de trois axes orthogonaux, dont il convient que l'un d'eux soit approximativement parallèle à l'**axe du faisceau**.

Bien que des degrés de liberté translationnels continuellement variables ne soient pas essentiels, il peut être nécessaire de procéder à quelques manipulations afin de placer le **transducteur ultrasonique** à différents endroits dans le réservoir.

Le **transducteur ultrasonique** est configuré dans le système de positionnement par coordonnées de sorte que l'axe de symétrie de son élément actif soit parallèle à l'axe z du système de positionnement de l'**hydrophone**. Ici, l'axe de symétrie des **transducteurs ultrasoniques** à éléments actifs cylindriques doit être l'axe du cylindre. Dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** à éléments actifs sphériques, l'axe de symétrie doit être celui passant par le centre géométrique de la sphère et divisant la surface externe utilisable du **transducteur ultrasonique** en deux parties approximativement égales.

Il convient de monter le **transducteur ultrasonique** de sorte que la rotation autour de l'axe de symétrie à 360° soit possible.

NOTE Pour les **transducteurs ultrasoniques** composés d'un segment de sphère, l'axe de symétrie serait celui passant par le centre géométrique de la sphère et par le centre du cercle définissant le segment. Pour certains **transducteurs ultrasoniques** sphériques composés d'une sphère complète (ou presque complète) soutenue par une fine structure (un tube ou une tige, par exemple), l'axe de symétrie serait celui passant par le centre de la sphère et également par le centre de la surface soutenue.

B.6 Alignement des hydrophones

Ce paragraphe présente les modes opératoires utiles d'alignement des **hydrophones** au point de la **pression acoustique à la crête spatiale et temporelle** dans un plan perpendiculaire à l'axe d'alignement du faisceau.

Dans le cas des **hydrophones** à membrane, il est possible de soumettre à essai l'alignement correct en faisant tourner l'**hydrophone** à 180° autour d'un axe passant par le plan de l'élément actif et en notant la modification du signal reçu lors de la surveillance d'un champ acoustique pulsé. Une modification du délai entre l'excitation et la réception est le signe d'un défaut d'alignement dans la direction perpendiculaire à l'élément actif, une modification de l'amplitude indiquant un défaut d'alignement dans le plan de l'élément actif. Dans le cas des **transducteurs ultrasoniques** excités par ondes entretenues, le même mode opératoire peut être utilisé concernant l'amplitude, et, si l'**hydrophone** a déjà été aligné à un quart d'une longueur d'onde acoustique dans l'eau, il est possible d'affiner l'ajustement en notant le déphasage en rotation.

Dans le cas des **hydrophones** à aiguille, il est possible de soumettre à essai l'alignement correct en faisant tourner l'**hydrophone** selon un angle inférieur à 180° autour d'un axe passant par le plan de l'élément actif.

Pour ces deux types d'**hydrophones**, il est possible d'utiliser des techniques optiques faisant appel à un microscope portatif ou à un faisceau laser de petit diamètre. De nouveau, le mode opératoire consisterait à observer la position de l'élément actif et sa modification lorsque l'**hydrophone** est tourné à l'aide du système de micropositionnement.

NOTE Pour éviter les effets sur les mesures réalisées sur des champs à ondes entretenues dus à la réflexion des ultrasons sur la surface des hydrophones à membrane, l'hydrophone peut être incliné. L'inclinaison garantit que les ultrasons réfléchis ne gênent pas le transducteur de manière significative ou ne se réfléchissent pas sur la face du transducteur, produisant des effets d'interférence. Deux méthodes permettent de déterminer la rotation nécessaire, et une correction peut être appliquée aux mesures de réduction du signal due à la réponse directionnelle de l'hydrophone.

La première méthode consiste à observer le signal provenant de l'hydrophone et à déterminer le moment auquel les effets d'interférence diminuent à un niveau négligeable lorsque l'hydrophone est pivoté. Pour observer les effets d'interférence, l'écart entre l'hydrophone et le transducteur est modifié d'environ $\pm 0,5$ mm, ce qui provoque des oscillations du signal mesuré si de tels effets sont présents. L'amplitude de l'oscillation augmente à mesure de l'augmentation de l'angle de rotation de l'hydrophone. D'une manière générale, l'angle défini à l'aide de cette méthode est inférieur à celui déterminé par la seconde méthode, qui consiste à déterminer l'angle auquel les ultrasons réfléchis depuis la membrane passeront à côté du transducteur. Cet angle est déterminé à partir de $(a/2l)$, où a est le rayon géométrique de l'élément actif du transducteur et l est la distance entre la face du transducteur et l'hydrophone. Par exemple, soit une mesure réalisée à l'aide d'un hydrophone à membrane à deux feuilles de 0,5 mm (0,05 mm d'épaisseur) sur un transducteur de physiothérapie à 1,5 MHz doté d'un élément actif de 20 mm de diamètre. Une rotation angulaire de 14° est nécessaire pour procéder à des mesures à une distance de 20 mm. La correction des mesures de la perte du signal due à la réponse directionnelle est déterminée à partir des mesures de la réponse directionnelle (voir 5.1.4). Dans le cas présent, une correction de +6 % pour les paramètres de pression acoustique et de +12 % pour les paramètres d'intensité dérivée est donc nécessaire.

B.7 Matériau de revêtement du bain-marie

La conformité à 5.2.3.2 pour la réduction d'écho globale d'un absorbeur acoustique peut être vérifiée en utilisant le mode opératoire suivant. Il convient de mesurer la réduction d'écho à la **fréquence d'application acoustique** à l'aide d'**ultrasons** à giclée de tonalité, l'absorbeur acoustique étant situé dans le **champ lointain** du **transducteur ultrasonique** piloté séparément. Le signal résultant de l'**hydrophone** (crête à crête ou efficace), produit par la réflexion sur la face avant de l'absorbeur acoustique, U_{absorber} , est comparé à celui produit par un réflecteur plan parfait, $U_{\text{reflector}}$. Il convient que l'absorbeur acoustique et le réflecteur parfait soient alignés proches de la normale à l'**axe du faisceau** mais inclinés de manière que le signal réfléchi puisse être intercepté par l'hydrophone. La réduction d'écho est donnée par:

$$\text{réduction d'écho} = -20 \log_{10} \left[\frac{U_{\text{absorber}}}{U_{\text{reflector}}} \right] \quad (\text{B.1})$$

Un réflecteur en acier inoxydable de 25 mm d'épaisseur minimale peut être utilisé pour obtenir une bonne approximation d'un réflecteur plan parfait.

B.8 Recommandations concernant les appareils à ultrasons en cours de caractérisation

Pour déclencher le système de mesure, il convient d'utiliser un signal électrique synchronisé à l'excitation du **transducteur ultrasonique** ou de chaque **groupe d'éléments transducteurs ultrasoniques**.

Pour les systèmes explorateurs automatiques, il convient de fournir un signal de déclenchement supplémentaire synchronisé à chaque **période acoustique de répétition**. Il convient d'utiliser ces signaux de déclenchement pour permettre l'observation du signal reçu au niveau de l'hydrophone depuis une ligne d'exploration ultrasonique choisie.

Par ailleurs, si l'exploration d'un système explorateur automatique peut être "gelée", il convient d'utiliser un signal de déclenchement pour la **ligne d'exploration ultrasonique** choisie. Toutefois, dans ce cas, des essais doivent être réalisés pour s'assurer qu'il n'existe aucune variation significative entre un faisceau "gelé" et un système explorateur. Cet exercice n'est pas futile et dépend du type de système explorateur. De même, il n'est pas possible de véritablement déterminer les paramètres de moyenne temporelle d'un faisceau "gelé".

NOTE Pour la séparation du Doppler entrelacé et des lignes d'exploration de certains types de système explorateur automatique duplex, il est utile d'afficher les signaux de déclenchement sur un oscilloscope distinct à base de temps retardée et à dispositif de sortie à base de temps retardée. Cette sortie peut être utilisée pour déclencher le système de mesure.

B.9 Types d'hydrophones

B.9.1 Hydrophones à aiguille céramique

D'une manière générale, les **hydrophones** à aiguille céramique sont composés d'un petit disque de céramique piézoélectrique monté sur l'extrémité d'une aiguille ou d'un support en forme de stylo. L'élément actif de l'**hydrophone** est revêtu d'un matériau absorbant les ondes sonores et sa taille est proche de celle du diamètre du support (le plus souvent entre 0,5 mm et 1,5 mm de diamètre). Le câble d'interface passe inévitablement par le champ ultrasonique, ce qui peut causer des problèmes d'effet triboélectrique.

La **sensibilité en circuit ouvert en bout de câble** de ces appareils est en général de $0,7 \mu\text{V}/\text{Pa}$ pour un **hydrophone** à aiguille céramique doté d'un élément actif de 1 mm de diamètre. S'ils sont correctement conçus, ils peuvent offrir une réponse en fréquence relativement horizontale d'environ 6 MHz. Toutefois, en général, les modes de résonance radiaux et les réverbérations de la matière absorbante donnent souvent des variations de la réponse en fréquence de $\pm 10 \text{ dB}$ entre 0,5 MHz et 15 MHz. En outre, la réponse directionnelle de la plupart des **hydrophones** à aiguille céramique disponibles est souvent imprévisible et peut montrer des différences significatives par rapport aux prévisions théoriques. Voir [24] et [25].

B.9.2 Hydrophones à aiguille PVDF

Les **hydrophones** à aiguille PVDF sont analogues, du point de vue de leur constitution physique externe, aux **hydrophones** à aiguille céramique décrits en B.9.1. Toutefois, l'élément actif est le polymère PVDF. D'une manière générale, la **sensibilité en circuit ouvert en bout de câble** (1 m) d'un **hydrophone** à aiguille PVDF à élément actif de 1 mm de diamètre est de $0,12 \mu\text{V}/\text{Pa}$, et la fréquence de résonance est supérieure à 25 MHz. Les **hydrophones** à aiguille PVDF correctement conçus affichent une caractéristique de fréquence lisse ($\pm 1,5 \text{ dB}$) et une réponse en fréquence prévisible. Le diamètre primitif moyen de ces hydrophones [26] est très proche du diamètre physique des éléments actifs. Voir [10], [25], [26], [27].

B.9.3 Hydrophones à membrane PVDF

Les **hydrophones** à membrane PVDF sont composés d'un mince film de polyfluorure de vinylidène étiré sur un cadre annulaire. Des électrodes sont disséminées sur les deux surfaces et une région de chevauchement définit l'élément actif après avoir été polarisée. Différentes conceptions ont été imaginées, offrant différents degrés de blindage électrique de l'élément actif. En général, la membrane transmet la plupart des ultrasons lorsque son diamètre est suffisamment large pour permettre à l'ensemble du faisceau d'ultrasons de la traverser. Grâce à cette conception de l'**hydrophone**, les modes de résonance radiaux dans la gamme de fréquences des mégahertz disparaissent et produisent donc une réponse en fréquence lisse. D'une manière générale, pour un élément actif de 1 mm de diamètre, la **sensibilité en circuit ouvert en bout de câble** (0,7 m) des **hydrophones** à membrane est d'environ $0,10 \mu\text{V}/\text{Pa}$, et la fréquence de résonance d'environ 40 MHz pour un film PVDF de 0,025 mm d'épaisseur. La réponse directionnelle à toutes les fréquences est prévisible, y compris la gamme de mégahertz basse dans laquelle les ondes de la membrane du film génèrent des lobes latéraux plus larges dans la réponse directionnelle. Le diamètre primitif moyen de ces **hydrophones** est différent du diamètre physique des éléments actifs et dépend de la fréquence du signal reçu.

Voir [11], [25], [28], [29].

B.9.4 Hydrophones à fibre optique

Dans les **hydrophones** à fibre optique développés pour mesurer les champs ultrasoniques médicaux, la fibre est alignée de sorte que la face frontale soit perpendiculaire à la direction de la propagation acoustique, comme le serait l'élément d'un **hydrophone** à aiguille piézoélectrique. Dans cette configuration, la fibre se comporte comme un capteur extrinsèque plutôt qu'intrinsèque, en cela qu'il a pour simple fonction d'acheminer la lumière cohérente vers le bec où le processus de transduction a été lancé. Trois conceptions de base ont été développées pour créer un signal lumineux réfléchi qui peut être associé au champ acoustique. Dans l'approche la plus simple, une fibre vierge est fendue pour former un cylindre circulaire droit. Dans les deux autres concepts, il est possible d'obtenir une sensibilité comparable à celle des hydrophones polymères piézoélectriques en traitant la pointe de la fibre, mais au prix d'une simplicité de conception et facilité de remplacement. Les éléments suivants doivent retenir l'attention dans le choix des hydrophones optiques.

- a) Les hydrophones de type à modification de l'indice de réfraction, la pointe de la fibre par exemple [21].

Pour l'approche la plus simple, la lumière émise par une diode laser est couplée à une fibre multimodale à face frontale vierge. Pour obtenir une bonne approximation, la lumière est réfléchiée selon le coefficient de réflexion d'intensité Fresnel, $R = [(n_c - n_w)/(n_c + n_w)]^2$, où n_c et n_w sont respectivement les indices de réflexion du cœur de fibre et de l'eau. Des variations de pression de l'onde acoustique se traduisent par une modification de la densité qui, à son tour, modifie les indices de réflexion et, par conséquent, l'intensité lumineuse réfléchiée. Une pression prévisible minimale de 0,5 MPa a été obtenue, mais ce niveau a pu éventuellement être réduit par l'utilisation d'une source très lumineuse ou de photodétecteurs très sensibles. Le seuil de dommage de la pointe de la fibre est élevé, mais s'il est endommagé par cavitation, la fibre peut être recoupée sans affecter la densité. Une autre mise en œuvre de l'hydrophone de type à modification de l'indice de réfraction consiste à utiliser un bloc de verre épais à la place de la pointe de la fibre [30], [31].

- b) Interféromètre à deux faisceaux [32], [33], [34].

Pour augmenter la sensibilité de la mesure, la pointe de la fibre peut se refléter et être intégrée dans le bras de mesure d'un interféromètre à deux faisceaux. Le déphasage optique provoqué par le mouvement de la pointe se traduit par un signal proportionnel au déplacement acoustique ou, si une technique hétérodyne est utilisée, par une vitesse acoustique, les deux menant à un calcul de la pression.

- c) Interféromètre Fabry-Perot [35], [36], [37], [38], [39], [40].

Comme alternative à la complexité optique de l'interféromètre à deux faisceaux, mais d'une sensibilité encore améliorée par rapport à la conception en fibre vierge, un interféromètre Fabry-Perot (FP) peut être formé en associant une cavité FP à l'extrémité de la fibre. Lorsque la lumière est émise sur la fibre, des réflexions optiques se produisent aux interfaces entre la fibre, la cavité et la charge (eau). Les coefficients de réflexion optique sont déterminés par la formule de Fresnel pour les surfaces de cavité non revêtues ou par le type et l'épaisseur des revêtements métalliques présents sur ces faces.

Différentes sources de déformation ont été notées dans les hydrophones à fibre optique, et plusieurs méthodes d'analyse et de compensation de ces effets ont été étudiées [41], [42], [43], [44].

Outre les versions à fibre optique, des hydrophones de type interféromètre Fabry-Perot à substrats plans ont également été conçus. Ce type de capteur présente l'avantage de pouvoir être utilisé en tant que capteurs à barrette [45], [46] et d'éliminer la réponse en fréquence des effets de résonance acoustique du corps de la fibre [47].

B.9.5 Performances relatives des différents types

Le choix d'un type particulier d'**hydrophone** pour une tâche spécifique dépend du nombre de facteurs. Compte tenu de la grande variété de conceptions des **hydrophones** de tous types de construction de base, il n'est pas possible de produire de simples informations permettant de choisir la plus appropriée. Néanmoins, les points suivants sont à noter.

- a) La variation de la réponse en fréquence d'un **hydrophone** à membrane est moins importante que celle d'un **hydrophone** à aiguille.
- b) La sensibilité d'un **hydrophone** à élément actif en céramique est en général plus élevée que celle d'un hydrophone doté d'un élément actif de même diamètre en polyfluorure de vinylidène.
- c) Dans le cas des **hydrophones** à membrane, cette dernière représente un obstacle important et plan de la réflectivité finie dans le champ ultrasonique. La partie réfléchiée de l'onde ultrasonore risque de retourner de manière cohérente vers le **transducteur ultrasonique** et réagir par une interférence acoustique [48]. Cela est particulièrement important dans le cadre d'une excitation à ondes entretenue des **transducteurs ultrasoniques**, et il convient de garder à l'esprit cette source d'erreur, bien qu'il soit en principe possible de limiter cet effet sur les mesures. Dans tous les types d'**hydrophone** à aiguille, l'effet des réflexions existe, mais dans une moindre mesure.